

—ガイドライン—

がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン 第2版

平成21年4月30日 初版

平成25年12月14日 第2版

日本核医学技術学会学術委員会

日本核医学会 PET 核医学分科会

日本核医学会分子イメージング戦略会議

PET 撮像法標準化ワーキンググループ (WG) メンバー

日本核医学技術学会

福喜多博義 国際医療福祉大学
織田 圭一 東京都健康長寿医療センター研究所
白石 貴博 放射線医学総合研究所
鈴木 一史 獨協医科大学病院
西田 広之 先端医療センター
松本 圭一 京都医療科学大学

日本核医学会

寺内 隆司 国立がん研究センター
坂本 攝 獨協医科大学病院 PET センター
西尾 知之 先端医療センター
井狩 彌彦 先端医療センター

日本核医学会分子イメージング戦略会議

千田 道雄 先端医療センター
木村 裕一 近畿大学

協力者

大崎 洋充 日本メジフィジックス株式会社 画像情報センター
島田 直毅 国立がん研究センター

はじめに

日本核医学技術学会と日本核医学会 PET 核医学分科会の合同ワーキンググループ (がん FDG-PET/CT 撮像法の標準化ワーキンググループ) によって、2009年に「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン」を策定した。このガイドラインで

は、全身 FDG-PET/CT における一定の画質と病変検出能を確保するためのファントム試験法および全身 FDG-PET/CT 臨床画像の画質を評価するための物理学的指標を定義し、それらの暫定基準を定めている。

しかしながら、「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン」は標準的な体格における基準であ

り, 体格の大きい被検者に対してどの程度の撮像時間が必要なのかは検討課題であった。また, Time of Flight (TOF) PET や Point Spread Function (PSF) 技術を組み込んだ反復画像再構成法など目覚ましい技術進歩を遂げる PET 装置 (PET/CT 装置を含む) が欧米諸国にとどまらず本邦でも普及し始めた。さらに, ^{18}F -FDG の取り込みの半定量的指標として頻用されている Standardized Uptake Value (SUV) は, 欧米で新しい抗がん剤治療法の評価基準にもしばしば用いられており, その測定精度の重要性が日に日に増してきている実状がある。

このような状況の変化も踏まえて「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン」を見直し, これらにも対応した「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン」の改訂および加筆などを行うことにした。

改訂にあたり, 「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン. 核医学技術, 29 (2) : 195-235, 2009」¹⁾ および「National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 2-2007」²⁾を確認して, PET 撮像法標準化ワーキンググループの審議を経た後に策定した。「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン」ではリストモード収集できない装置の対応や散乱ファントムについて定めているが, 1) 測定や準備に時間を要する, 2) リストモード収集が普及してきた, 3) PET 薬剤を購入して検査を行っている施設においては, 十分な放射エネルギーを確保することが困難であるとの理由から, 「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン」¹⁾を引用することで, データ収集の簡略化と省略を容認した。また, 「ファントム第一試験」で測定されるデータを用いて, SUV の精度評価を行うことも容認した。

今回の主な改訂点は以下のとおりである。

(1) 臨床画像の物理学的評価法における被検者雑音等価計数の誤字を訂正した。

(2) リストモード収集のできない機器についての対応について簡略化した。

(3) 散乱ファントムの作成について簡略化, および散乱体の有無による評価値への影響等を削除した。

(4) SUV を測定するためには, PET 画像を放

射エネルギー (ドーズキャリブレーション) の [Bq/ml] の単位にする必要があり, そのために PET 装置とドーズキャリブレーションとの間でクロスキャリブレーションを定期的実施する必要がある。このため, クロスキャリブレーションが正しく実施されているかの検証も含めて“ファントム SUV の精度評価”を具体的に記載した。

(5) 「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン」では標準的な体格における基準が規定されているため, 体格の大きい被検者を想定したファントムを測定して, “体格と至適撮像条件の関係”を加筆した。

(6) 臨床画像評価における TOF 搭載機種を検討した。

なお, 「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン (第2版)」で追加した当該項目は, 6.1.3.5. ファントム SUV の精度評価, 9.1.4. ファントム SUV の精度評価, および, 9.1.5. 体格の大きい被検者を模擬したファントムによる体格と画質の関係, 9.1.6. 臨床画像評価である。

目 次

1. 目 的	379
2. 背 景	379
3. 本ガイドラインの使用方法	380
3.1. ファントム試験について	380
3.2. 臨床画像の評価法について	380
4. 本ガイドラインが適用される装置	381
5. 用語の定義	381
5.1. 用語の定義	381
5.2. 規格の記号	382
6. ファントム試験手順書と評価基準	383
6.1. 第一試験	384
6.2. 第二試験	388
7. 臨床画像の評価法と評価基準	390
8. 補足説明 (評価するにあたって留意すべき点)	391
8.1. 機種による差	391
8.2. ファントム試験の結果と臨床至適撮像条件との関係	392
8.3. 体格と至適撮像条件	394
9. 付 録	394
9.1. 評価結果に対する根拠となるデータ	394

10. 参考文献 419

1. 目 的

がんの早期発見から病期診断、再発診断に至るまで ^{18}F -FDG を用いた PET 検査の有効性が認められ、現在300を超える施設で ^{18}F -FDG PET 検査が行われるようになった。 ^{18}F -FDG を用いた PET 検査の撮像法については、各施設が独自の方法で行うか、あるいはメーカーが推奨する撮像条件で行われているのが現状である。PET 画像の画質は、使用される装置の性能や被検者の体重、血糖値、 ^{18}F -FDG の投与量、待機時間、収集時間、画像再構成法などさまざまな因子によって影響を受けるため、常に同じ画質の画像を得るには、これらの影響を加味した撮像条件の標準化が求められる。

2013年現在、 ^{18}F -FDG PET 検査は早期の胃がんを除くすべての悪性腫瘍に保険適用されており、標準化された撮像法によって質の高い PET 画像を臨床現場に提供していく必要がある。また、がん治療新薬の治療効果判定を目的とした ^{18}F -FDG PET 検査の利用が促進されつつある。

このような背景から、関連学会等が協力して標準的な撮像法に関するガイドラインを発出することが求められ、さらに TOF PET や PSF 技術を組み込んだ反復画像再構成法など最新の PET 画像にも対応したガイドラインが求められるようになった。

本ガイドラインは、 ^{18}F -FDG を用いてがんを対象とした PET 核医学検査をするにあたり、標準的な画像を得るための撮像法について規定したものである。撮像法は同じメーカーであっても装置間で異なるため、使用される装置ごとのファントム試験（第一試験および第二試験）と臨床画像評価を本ガイドラインの手順書に従って実施する必要がある。そして、その結果を標準的な数値目標と比較することにより、最適な撮像条件を見出すことができる。

2. 背 景

全身 ^{18}F -FDG PET [X線 CT 組み合わせ型ポジトロン CT 装置（以下、PET/CT 装置と呼ぶ）を含む] は、がんの診断や治療方針決定にきわめ

て有用であり、多くの論文にて、診断精度（感度、特異度など）、治療方針へのインパクト、予後予測などのデータが発表されている。

ところが、PET 装置（PET/CT 装置を含む）はその性質上、PET の画質が、機種、 ^{18}F -FDG の投与量、撮像時間などに依存する。しかも、身体の大きさにも依存し、一般に体格の大きい患者は体重あたり同じ投与量でも画質が低下する。これら諸因子の関係は物理学的にもかなり難解であり、また個人差もあって、臨床的に実証するためには多くの被検者での試験的撮像が必要となる。したがって、各メーカーの各機種とも、特に日本人に対しては、必ずしも最適な撮像条件が確立されていないのが現状である。一方 PET 検査の現場では、運営上必ずしも十分な投与量や撮像時間を確保できない場合があるのも事実であり、現場に即した至適撮像条件が求められている。

画質が変われば当然診断精度も変わると考えられるので（図2.1）、厳密に言えば、論文に発表されている PET 施設の機種と撮像条件で得られた診断精度が、他の施設で異なる機種や撮像条件で得られた画像にそのままあてはまるとは限らない。このように、PET の画質が施設や撮像条件に依存して十分にコントロールされていない状態では、 ^{18}F -FDG PET は普遍的な検査法とならず、その有効性を確立していく上で大きな障害となる。

PET を用いた多施設臨床研究や多施設臨床試験においては、施設によって画質がまちまちであれば、それらのデータをまとめて同一基準で評価解析することができないため、多施設臨床研究や多施設臨床試験自体が成り立たなくなる。

特に、最近では新しい抗がん剤などのがん治療

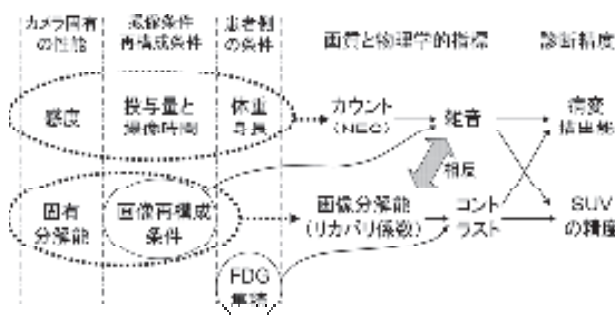


図2.1 画質と診断精度に影響する因子（機種、撮像方法、患者側条件等）の模式図

法の治験において、評価基準として ^{18}F -FDG PET が用いられることもあり、その場合は ^{18}F -FDG 集積の有無や治療による変化によってその治療法の有効性を評価することになるため、一定の画質を保証することはきわめて重要である。

そこで、どのような PET 装置や患者に対しても、それに応じて一定以上の画質が得られるようにするための撮像条件の求め方や、実際に得られた臨床データの画質を評価する基準を定める必要がある。このような作業は、メーカーが行うと利害が絡むため、学会などのアカデミアがワーキンググループを設置して、各メーカー各機種を横断的に扱ったガイドラインを作成することが望ましい。本ガイドラインは、このような背景に基づいて、学会が設置したワーキンググループによって策定されたものである。

3. 本ガイドラインの使用法

3.1. ファントム試験について

本ガイドラインのファントム第一試験は、標準体型の被検者に約 3.7 (あるいは 7.4) MBq/kg の ^{18}F -FDG を投与して 1 時間後に撮像することを想定した場合に、対バックグラウンド (BG) 比 4 : 1 で大きさ 10 mm の陽性病変を描出するための撮像時間を決める実験である。また、ファントム第二試験は 2 つの部分からなり、1 つは与えられた臨床撮像条件にて対 BG 比 4 : 1 でさまざまなサイズの陽性病変の描出能を評価する実験であり、もう 1 つは空間分解能を十分なカウントのもとでの部分容積効果から推定する実験である。

PET 装置が新しい機種で、撮像条件に関する情報が少ない場合には、まず本ガイドラインのファントム第一試験を行って至適撮像条件を決め、さらに第二試験を行って決めた条件での陽性病変描出能の評価と空間分解能の推定を行うのが望ましい。一方、その機種がすでに使用されていて臨床撮像条件がある程度定まっている場合や、定期点検やバージョンアップ後等に性能チェックを行う場合には、第一試験を省略し、第二試験にてその臨床撮像条件での陽性病変描出能の評価と空間分解能の推定を行えばよい。

画像再構成条件は、空間分解能と画質に影響する。本ガイドラインでは、メーカー推奨あるいは

すでに定められた画像再構成条件を使うことを想定しているが、本ファントム実験にて画像再構成条件を決めることも可能である。なお、画像再構成条件は、ファントム第二試験にて空間分解能が低くとも 10 mm (FWHM < 10 mm) となることを推奨する。

ファントム第一試験での対 BG 比 4 : 1 で大きさ 10 mm の陽性病変を描出するという条件は、実はかなり厳しい条件であり、臨床的に必ずしもその必要がない場合もあり、またルーチンに実施するのは現実的でないこともある。その場合は、本ガイドラインで得られた至適撮像条件は基準ではなくあくまで目標であって、実際の臨床の場では必要性和実施上の諸条件を勘案して撮像条件を決めても差し支えない。

また、画質は被検者の体格に大きく依存し、大きい人は体重あたりの ^{18}F -FDG の投与量 (MBq/kg) を同じにしても画質が低下することが知られている。本ガイドラインでは標準的な体格を模擬したファントムのサイズに加えて、体格の大きいファントムも用いており、体重や体格に応じた至適撮像条件をファントムから推定できるようにしている。

3.2. 臨床画像の評価法について

本ガイドラインの臨床画像評価法の部分は、実際に撮像された全身 ^{18}F -FDG PET 画像データの画質を評価するための物理学的指標について、被検者雑音等価計数および肝 SNR の計算法と目安が書かれている。

日常得られる臨床画像の画質はさまざまであり、画質の悪いデータを診療や臨床研究などに使うときは注意を要する。しかしファントムと異なり、同じ被検者に対して異なる条件で繰り返し検査し撮像することは倫理的にも費用面でも困難である。そこで、撮像された画像を事後にチェックして画質不良のものは研究データとして使わない、あるいは注意して使うようにし、画質不良が続出する場合には撮像条件を再考するなどの対策が必要である。そのために、本ガイドラインでは、実際に撮像された臨床画像の画質評価法を提案した。

最終的には読影医師や担当技師が画質を視覚的に確認するべきであるが、より簡便で客観的に評

価できるように、本ガイドラインでは画質の物理学的指標と目安を提案した。しかし、これも体格や機種によって微妙に変わりうるため、本ガイドラインに記載した値は基準ではなく、あくまで目安である。本ワーキンググループでは、いくつかの機種に対してこの指標の妥当性を評価したが、すべての機種、体格、諸条件で確認したわけではない。今後、さらに多くの機種やさまざまな条件でのデータを収集し解析して、画質の指標をより正確で有用なものにしていく方針である。

臨床の画質は、カウントや分解能などの物理学的性質以外に、血糖、待機時間、安静状態、排尿状態、撮像中の体動など、さまざまな因子に依存するので、本ガイドラインが提案する NEC や肝 SNR だけで診断能を評価できないことは言うまでもない。

このように本ガイドラインにはなお不十分な点や限界があるが、全身 ^{18}F -FDG PET 画像が必要な画質を満たすための至適撮像条件の決め方と画質の判定法を提案した。今後本ガイドラインを改良していくためにも、各 PET 施設にてさまざまな機種や条件のもとでファントムデータや臨床データが収集され、意見や考察とともに本学会、本ワーキンググループにデータが提供されることを期待する。

4. 本ガイドラインが適用される装置

現在最も普及している PET 装置は PET/CT 装置であるため、本ガイドラインでは PET/CT 装置を対象としている。また、現在 3D 収集が主流であるが、装置のなかには 2D 収集が可能な装置もあり、その場合にも本ガイドラインを適用することが可能である。その他、テーブル移動式エミッション・トランスミッション連続収集機能をもつ装置についても評価が可能である。

ファントム試験はリストモード収集することが求められるが、リストモード収集ができない装置については文献 1) を参照する。手順書に基づいた物理的データの算出にあたっては、製造業者からの協力や製造業者への問い合わせが必要となることもある。

5. 用語の定義

5.1. 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組み合わされた装置、または PET/CT 装置として最適化された装置。
- 視野 (FOV : Field of View)
PET 装置で計測および画像再構成される体軸方向視野とそれと直交する断面視野で規定された三次元空間領域。
- 体軸方向視野 (AFOV : Axial Field of View)
システム軸に平行スライス面。
- 計数率 (Count Rate)
単位時間あたりのカウント数。
- 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。
- ヘッダ (Header)
データの先頭に付加されるデータ自体に関する情報、またはメタ情報。
- 空間分解能 (Spatial Resolution)
空間または物体内で識別可能な 2 点間の距離、または再構成画像における 2 つの点を弁別する能力。
- 感度 (Sensitivity)
単位放射能あたりで検出された計数率 [cps/Bq]。
- 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。
- 2D 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 $2n - 1$ の画像スライスを撮像できる)。
- 3D 収集 (Three Dimensional Acquisition)

セプタ (スライス・シールド) を除去してすべての検出器リング間 (または、ほぼすべての検出器間) 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。

- 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一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。
- 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一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一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)
一対の消滅光子の片方 (または両方) が被写体内で散乱して、それらが同時に一対の検出器で計測される同時計数。
- 散乱フラクション (SF: Scatter Fraction)
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 (NEC: Noise Equivalent Count)
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。本ガイドラインでは、ファントム雑音等価計数を $NEC_{phantom}$ (6.3式) で、被検者雑音等価計数を $NEC_{patient}$ (7.1式) と $NEC_{density}$ (7.3式) で定義する。
- 減弱 (Attenuation)
放射線が被写体を通過するとき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。
- 検出器効率補正
同時計数の組み合わせごとに異なる感度の不均

一を補正することであり、“ノーマリゼーション (normalization)” と呼称されることもある。

- 標準摂取率 (SUV: Standardized Uptake Value)
腫瘍や臓器における放射性薬剤の取り込みを投与量と被検者の体重で補正したものであり、次式にて算出する。一般的に、組織の比重を 1.0 [mL/g] と仮定しているため無単位指標となる。
 $SUV = \frac{\text{組織放射能 [Bq/mL]}}{\text{投与量 [Bq]} / \text{体重 [g]}}$
- リカバリ係数 (RC: Recovery Coefficient)
観測される画像の放射能濃度と真の放射能濃度の比である。本ガイドラインでは直径 37 mm における球体の最大計数値に対する各ホット球 (直径 28, 22, 17, 13 および 10 mm) の最大計数値の比で定義する (6.9式)。
- 信号対雑音比 (SNR: Signal to Noise Ratio)
処理対象の情報における信号と雑音との比率である。本ガイドラインでは肝臓に設定した関心領域 (ROI: Region of Interest) 内の平均画素値と標準偏差の比を肝 SNR として定義する (7.4式)。
- ボディマス指標 (BMI: Body Mass Index)
体重 (w [kg]) と身長 (t [m]) の関係から算出したヒトの肥満度を表す指数であり、次式にて算出する。
 $BMI = w/t^2$
- リストモード (List Mode)
同時計数の事象を時系列で収集する方式。
- 飛行時間差 (TOF: Time of Flight)
消滅放射線の飛行時間差を検出する技術 (line of response の書き込みが局所的であるため信号雑音比を向上させることができる)。

5.2. 規格の記号

ある量に対して記号を使用した表記を本ガイドラインでは使用する。基本的な量を規定するために、規格の下付き文字を使用する。記号については下付き文字列 $_{xxx}$ で表し、独立変数の関数として説明されている量は $Q(x)$ のように記号表記する。ここで、 x は関係する文言において定義された変数を表す記号である。この章では本ガイドラインにおける複数の節で使用される規格の記号のみを記載する。本ガイドラインにおいて1ヶ所の節のみで使用される記号については、その節で

記述する.

- 計数 (C_{xxx}): 同時計数

C_H — 関心ホット領域内の同時計数値 (または画素値)

C_B — 関心 BG 領域内の同時計数値 (または画素値)

- 放射能 (A_{xxx}): 放射性原子核の単位時間あたりの崩壊数

A_0 — 時刻 T_0 における初期放射能

$A_{ave,j}$ — j 番目の収集に対する平均放射能

A_{cal} — 校正時刻 T_{cal} における放射能

ある収集の開始時刻 T_0 での初期放射能 (A_0) 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.

ある特定の収集に対する平均放射能 (A_{ave}) 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.

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

初期放射能 A_j をドーズキャリブレーションあるいはウェルカウンタで測定し, j 番目の収集の開始時刻 T_j に時間減衰補正した放射能 A_{cal} により, 次式によって求める.

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

- 放射能濃度 (a_{xxx}): 単位体積あたりの放射性原子核の崩壊数

a_H — ホット領域内の放射能濃度

a_B — BG 領域の放射能濃度

ある体積 V に一様に分布した放射能の放射能濃度は, 放射能 A_{xxx} を一様に分布した体積 V で除算し, 次式で求める.

$$a_{xxx} = \left(\frac{A_{xxx}}{V}\right)$$

また, 平均放射能濃度は次式で求める.

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

- 放射性同位元素の半減期 ($T_{1/2}$): ある放射性核種における原子核の数が半分に減衰する時間間隔であり, 本ガイドラインでは ^{18}F の半減期を 109.8 分と定義する.

- 率 (R_{xxx}): 1 秒あたりの同時計数であり, 同時計数値を測定時間 T_{acq} で除算した値で定義する.

R_t — 真の同時計数率

R_s — 散乱同時計数率

R_r — 偶発同時計数率

R_{NEC} — 雑音等価計数率

- 時間 (T_{xxx}): 秒で測定された時間

$T_{1/2}$ — 1 半減期の時間間隔

T_{acq} — 測定時間

T_j — 収集 j の開始時刻

T_{cal} — ドーズキャリブレーションあるいはウェルカウンタの測定時間

- 体積 (V): milliliter [mL] 単位で測定された物理的な体積

6. ファントム試験手順書と評価基準

性能の異なるさまざまな機種 of 装置を使用している各施設において, 一定以上の画質を担保するには, 同一条件で作成した同じ放射能分布をもつファントムを使用し, 各施設で用いられている収集条件と画像再構成条件によって PET 画像を得てから画質を評価すればよいと考える. ファントム試験は, 当該施設における装置の機種ごとに適切な撮像条件と再構成条件を決定するために行う第一試験と, 与えられた撮像条件と再構成条件が許容される画質と分解能を有するかを判定するために行う第二試験とで構成されている.

PET 装置の新規導入時や装置の大幅なバージョンアップの際には, 第一試験を行って条件を決定してから引き続き第二試験を行い, 撮像と再構成条件を確認することを推奨する. また当該施設で既に実施している撮像条件と再構成条件がある場合には, 第二試験だけを行って条件を確認すればよいが, 条件を見直す必要がある場合には第一試験 (引き続き第二試験) を行うことを推奨する (図 6.1 参照). 加えて, ヒトの視覚は連続的かつ軽微な変化に鈍感であるため, 少なくとも年 1 回は定期的な確認を行う必要があること, 第二

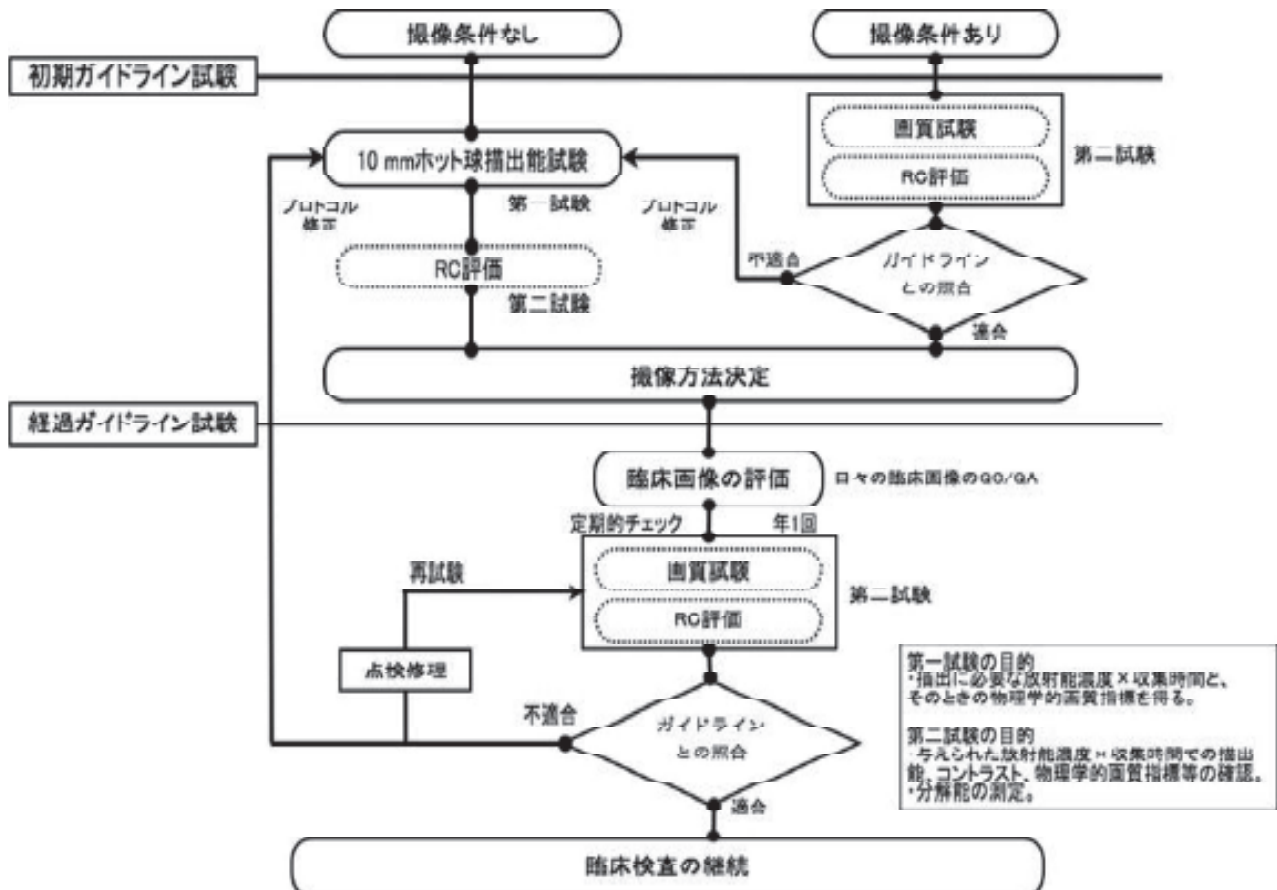


図6.1 ファントム試験のフローチャート

試験は 10～37 mm 径すべてのホット球に BG 領域の 4 倍となる放射能濃度が封入されるため、第二試験で正確な描出能評価ができないことに注意する。

6.1. 第一試験

第一試験では、10 mm 径のホット球のみに対 BG 比が 4 : 1 の放射能濃度の ^{18}F -FDG 溶液を封入した胴体ファントムを作成して描出能を評価する。本ガイドラインでは、NEMA NU 2-2007 Standard²⁾ (以下、NEMA 2007) で規定されている胴体ファントムを用いる。本ファントムのサイズはおおよそ体重 60 kg のヒトの断面積に相当する (8.2項参照)。ファントムの BG 領域に封入する放射能濃度は NEMA 2007 に準じ、5.30 kBq/mL とする (この設定根拠は $370 \text{ MBq}/70 \text{ kg} = 5.30 \text{ kBq}/\text{mL}$ であることによる)。デリバリー施設においても検定時刻の 90 分前から 60 分前に薬剤が供給されるため^{3,4)}、325～270 MBq が実投与量となるが、より低い投与量で臨床撮像が行われることもあるので、その半分の放射能濃度である

2.65 kBq/mL ($185 \text{ MBq}/70 \text{ kg} \div 2.65 \text{ kBq}/\text{mL}$) においても試験する。本来、視野外散乱線の影響を考慮するために散乱ファントムを合わせて使用することが望ましいが、本ガイドラインでは使用に制限を設けない。

同一の PET 装置であっても描出能および PET 画像の画質は計数統計量に大きく依存し、投与量が一定量の場合には収集時間に依存する。そこで、10 mm 径ホット球の位置は胴体ファントムの作製者のみが知り得るものとし、リストモード収集等によって収集時間が 1～10 分の PET 画像を再構成する。収集時間を変更した場合の当該装置の画像再構成条件における描出能を評価する。

6.1.1. 目的

対 BG 比が 4 : 1 で直径 10 mm のホット球の描出を担保するための撮像条件を決定する。また、胴体ファントムにおける SUV の精度を評価する。

6.1.2. 試験方法

6.1.2.1. 事前準備

胴体ファントムの容積はファントムの個体差により異なることがあるため、メスシリンダー等を使用し、BG領域の全容積 (V_{BG} [mL]) を測定する。

式6.1より、試験に必要な $^{18}\text{F-FDG}$ の放射能 (A_0 [MBq]) を計算し、試験当日に用意するよう手配する。

$$A_0 = 5.30 \times 10^{-3} \times \frac{V_{BG}}{\exp\left(\frac{-T_m}{109.8} \times \ln 2\right)} [\text{MBq}] \quad (6.1)$$

ここで、 $\ln 2$ は e を底とする 2 の対数であり、 T_m はファントムを作成するために要する時間 [min] である。

(例) 胴体ファントムの BG 全容積 (V_{BG}) が 10,015 mL、ファントムを作成するために要する予定時間 (T_m) が 90 分間の場合、胴体ファントム作成開始時刻 T_0 における本試験に必要な放射能 (A_0) は式6.2のとおり示される。

$$A_0 = 5.30 \times 10^{-3} \times \frac{10,015}{\exp\left(\frac{-90}{109.8} \times \ln 2\right)} = 93.7 [\text{MBq}] \quad (6.2)$$

なお、準備した $^{18}\text{F-FDG}$ の放射能が上記の放射エネルギーと異なる場合でも、エミッション収集開始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。

6.1.2.2. 胴体ファントムの作成方法

6.1.2.2.1. BG領域の4倍の放射能濃度の作成

(1) データ収集開始予定時刻の約 2 時間前までに胴体ファントムの BG 領域に全容積 (V_{BG}) の 4 分の 1 の量の水を入れる。ここで使用する水は、不純物およ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。

(2) 用意した $^{18}\text{F-FDG}$ の放射能を定期的に校正されたドーズキャリブレーションで測定し、上記式 6.1 で求められた放射能 (A_0) となるように調整する。このとき使用するドーズキャリブレーションの校正方法は当該施設のマニュアルに従うか、または FDG-PET 撮像技術ガイドライン⁵⁾を参照する。調整後の放射能 (A_{cal}) および放射能の計測

時刻 (T_{cal}) を正確に記録する。

(3) 前項で調整された $^{18}\text{F-FDG}$ 溶液を胴体ファントム内の BG 領域に入れた 4 分の 1 の量の水に注入する。このときシリンジ内に $^{18}\text{F-FDG}$ ができる限り残留しないようにする。また、使用したシリンジはドーズキャリブレーションで測定し、シリンジ内に残存した $^{18}\text{F-FDG}$ の放射エネルギー (A_{res}) と計測時刻 (T_{res}) を正確に記録する。

(4) 調整後の放射能 (A_{cal}) からシリンジ内に残存した $^{18}\text{F-FDG}$ の放射エネルギー (A_{res}) を減算し、計測時刻 (T_{cal}) における正味放射能 (A_{net}) を算出する (減算する際の A_{res} は T_{cal} から T_{res} までの経過時間による減衰を考慮する)。

(5) できるだけ気泡が発生しないように注意しながら溶液を十分に攪拌する。

6.1.2.2.2. ホットスポット (10 mm 径) の作成

(1) 第一試験に引き続き第二試験も行う予定がある場合には、攪拌した $^{18}\text{F-FDG}$ 溶液の一部 (約 50 mL) をシリンジで抜き取り、10 mm 径のホット球のみに封入する。シリンジ内に残存する $^{18}\text{F-FDG}$ は第二試験に使用するため、遮蔽容器内で保管する。

(2) 第一試験のみを行い、引き続き第二試験を行わない場合には、攪拌した $^{18}\text{F-FDG}$ 溶液の一部 (約 1 mL) をシリンジで抜き取り、10 mm 径のホット球のみに封入する。シリンジ内に残存する $^{18}\text{F-FDG}$ 溶液は BG 領域に戻す。このときシリンジ内に $^{18}\text{F-FDG}$ 溶液ができる限り残留しないようにする。

6.1.2.2.3. BG領域の放射能濃度の作成

(1) 胴体ファントムにホット球を有する蓋を取り付ける。このとき蓋の円周角度はランダムとし、ホット球の位置はファントム作成者のみが知ることとする。

(2) 胴体ファントムの BG 領域にできるだけ空気が入らないように注意しながら水を追加して満たす。これにより BG 領域の放射能濃度は 10 mm 径のホット球に入れた $^{18}\text{F-FDG}$ 溶液の放射能濃度の 4 分の 1 となる (作成した 2 種類の放射能濃度の溶液については、サンプルを採取後に容量と放射能を実測し、正しい放射能濃度に調整されているかを確認することが望ましい)。

6.1.2.2.4. ファントムの完成

(1) 4分の1の放射能濃度となったBG領域の¹⁸F-FDG溶液の一部(50 mL程度)をシリンジに採取し、10 mm径以外のすべてのホット球に採取したBG溶液を満たす。シリンジ内に残存する溶液はBG領域に戻し、できるだけ空気が入らないように注意しながら水を追加してBG領域を満たす。このとき使用したシリンジ内に溶液ができる限り残留しないようにする。

(2) BG領域およびホット球のすべてに溶液が封入されていることを確認し、ネジ留めをする。

なお、準備する備品を含めた胴体ファントムの作成方法の詳細に関しては、「がんFDG-PET/CT撮像法ガイドライン ファントム試験マニュアル—NEMA IEC ボディファントムの準備—撮像手順～解析まで—Ver. 1.00」を参照されたい。

6.1.2.3. 散乱ファントムの作成 (任意)

視野外からの散乱線の影響を考慮する場合には、NEMA 2007で規定されている長さ70 cmの試験ファントムを用いる。ファントムの配置を含めた詳細に関しては文献1)を参照する。

6.1.2.4. データ収集

6.1.2.4.1. ファントム配置

胴体ファントムを装置の寝台上に配置する。X線CT画像や水平計を用いて、ファントムが水平かつすべてのホット球の中心がFOVの中心にできるように慎重に配置する。

6.1.2.4.2. 1回目スキャンの実施

撮像開始時点で5.30 kBq/mL(±5%以内)となる時刻(T_{5.30})からエミッション収集を開始する。

(1) T_{cal}から収集開始時刻までの時間減衰を利用して、 $\frac{A_{net} \times 10^{-3}}{V_{BG}} = 5.30 \text{ kBq/mL}$ となる時刻から収集を開始する[シリンジ内の残存放射能(A_{res})が0 MBqの場合には、胴体ファントムに封入した¹⁸F-FDGの放射能の計測時刻(T_{cal})からファントムを作成するために要する予定時間T_mが経過した時点(T_{cal}+T_m)で収集を開始しても同じである]。

(2) 撮像のセットアップにあたっては「体重」にはファントムのBG容量(V_{BG}/1,000 kg)、「計測(投与)時刻」には計測時刻(T_{cal})、「放射能」

には正味放射能(A_{net})を入力する。

エミッション収集は、リストモード収集を用いて最低12分間の収集を行う(もしくは1分間のスタティック収集を連続で最低12回繰り返し、収集されたエミッションデータを任意の範囲で加算する手法を用いてもよい)。これらの撮像にあたっては、必ずプロンプト同時計数および偶発同時計数の値がサイノグラムヘッダ等に記録される収集方法を用いる。

6.1.2.4.3. 2回目スキャンの実施

より低投与量を模擬した収集を行うため、5.30 kBq/mLとなる収集開始時刻(T_{5.30})から1半減期後の2.65 kBq/mL(±5%以内)となる時刻(T_{2.65})からもリストモード収集等を用いて、前項と同様に最低12分間の収集を行う。

6.1.2.5. リストモード収集ができない機器についての対応

第一試験はリストモード収集によって施行される。しかし、この方法で収集が不可能な場合、取得する計数や計数率が異なることが推測される。リストモード収集ができない機器は文献1)を参照して可能な限り計数率を近づけた収集を行う。

連続テーブル移動にてエミッション・トランスミッション連続収集の同時収集を行う機器では、収集時間はテーブル移動速度の設定に反映されるが、本実験ではテーブルを静止させて前述の方法で収集し、同じように1分から10分までのさまざまな収集時間のデータを作成する。後に述べる評価方法にしたがって10 mm径のホット球を検出するための推奨収集時間を得たのち、あらためてその収集時間をテーブル移動速度に換算する¹⁾。

6.1.2.6. データ処理

6.1.2.6.1. 画像再構成パラメータ

収集されたエミッションデータを臨床で用いる画像再構成パラメータ(もしくは使用機種のデフォルト画像再構成パラメータ)にて画像再構成する。このとき、再構成視野の設定(FOV, 拡大率など)や各種補正(減弱補正, ノーマライゼーション補正, 時間減衰補正, 偶発同時計数補正, 散乱補正など)は臨床に用いる方法と基本的に同様の方法を用いる。

6.1.2.6.2. 画像再構成の実施

- 収集開始時刻(T_{5.30}) ± 0分, 収集時間 1,

- 2, 3, …, 10分
- 収集開始時刻 ($T_{5.30}$) + 1分, 収集時間 1, 2, 3, …, 10分
- 収集開始時刻 ($T_{5.30}$) + 2分, 収集時間 1, 2, 3, …, 10分
- 収集開始時刻 ($T_{2.65}$) ± 0分, 収集時間 1, 2, 3, …, 10分
- 収集開始時刻 ($T_{2.65}$) + 1分, 収集時間 1, 2, 3, …, 10分
- 収集開始時刻 ($T_{2.65}$) + 2分, 収集時間 1, 2, 3, …, 10分

の計60セットとする [PET 画像は統計変動 (ゆらぎ) の影響を受けることから, 各収集時間の画像を各収集開始時刻 (基準時刻, 基準時刻 + 1分, 基準時刻 + 2分) で計3セットを作成して評価する].

6.1.3. 試験結果の評価方法

6.1.3.1. 描出能の視覚評価

前項で得られた PET 画像について視覚評価を行い, 10 mm 径のホット球の描出能を評価する. 本評価はファントム試験を行った担当者以外の者が実際の読影環境で行う. 視覚評価について, 本ガイドラインでは以下に準じて行うことを推奨する.

- 評価は PET 核医学認定医が行う. 複数の PET 核医学認定医が不在である場合には核医学専門医や核医学専門技師らが評価を行う.
- 実際の臨床で PET 画像の読影に使用するワークステーション端末で行う.
- 画像を表示するカラーバックアップテーブルは Invert Gray Scale とする.
- 表示ウィンドウレベルは下限を $SUV=0$, 上限を $SUV=4$ とし, 固定する.
- すべての画像スライスを用いて評価する.
- 短時間収集の画像から順次表示して視覚評価を行う.
- 評価基準は, 10 mm 径のホット球が識別可能な場合には2点, 識別可能だが 10 mm 径のホット球と同程度のノイズを認める場合には1点, 識別不可能な場合には0点とする.

各収集時間 (1~10分) について, 各収集開始時刻 (基準時刻, 基準時刻 + 1分, 基準時刻 + 2分の3セット) の評価点数を平均して評価する.

6.1.3.2. ファントム雑音等価計数 ($NEC_{phantom}$) の評価

サイノグラムヘッダ等を参照し, 以下の式により $NEC_{phantom}$ [Mcounts] を算出する.

$$NEC_{phantom} = (1 - SF)^2 \frac{(T + S)^2}{(T + S) + (1 + k)fR} \quad (6.3)$$

ここで, SF は散乱フラクションであり, 当該機種 of 文献値^{1,6~11)} もしくは実測値である. また, R は偶発同時計数, T+S はプロンプト同時計数から偶発同時計数を減算した計数 [真の同時計数 (T) と散乱同時計数 (S) の合算値], f はファントム断面積が撮像視野断面積に占める割合である.

$$f = \frac{S_a}{\pi r^2} \quad (6.4)$$

ここで, S_a はファントム断面積 [cm^2], r は断面検出器間距離 [cm] の 1/2 である. ファントム断面積は使用する胴体ファントムにより個体差があるため, X線 CT 画像や設計仕様書から算出するか, ファントムの製造・販売元から入手する. また, k は偶発同時計数の補正方法による係数であり, 遅延同時計数による実測の場合は1, それ以外は0を代入する.

6.1.3.3. %バックグラウンド変動性 ($N_{10\text{mm}}$) の評価

6.1.2.6項で得られた PET 画像でホット球が最も明瞭に描出されたスライスを中央とし, ±1 cm と ±2 cm のスライス (計5スライス) 上に12個の 10 mm 径の円形 ROI を設定して BG 領域における計数を測定する²⁾. ROI 測定は PET 画像スライスの image position (DICOM tag: 0018,5100) を確認した後, center, center + 1 cm, center - 1 cm, center + 2 cm, center - 2 cm 程度の計5スライスについて行う (必ずしも連続した5スライスではないことに注意が必要である). 以下の式により各収集開始時刻の $N_{10\text{mm}}$ を算出し, 3セットの画像の平均値を算出する.

$$N_{10\text{mm}} = \frac{SD_{10\text{mm}}}{C_{B,10\text{mm}}} \times 100(\%) \quad (6.5)$$

ここで, $SD_{10\text{mm}}$ は BG 領域に設定した ROI 計数の標準偏差であり, 次式で計算する.

$$SD_{10\text{mm}} = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^K (C_{B,10\text{mm},k} - C_{B,10\text{mm}})^2}{(K-1)}} \quad (6.6)$$

ここで、K は60 (5スライス上の12個のROI, 計60個) である。

6.1.3.4. 10 mm ホット球の%コントラスト ($Q_{H,10\text{mm}}$) の評価

6.1.2.6項で得られたPET画像でホット球が最も明瞭に描出されるスライスにおいて、直径10 mmの円形ROIにより10 mmホット球とBG領域の測定²⁾を行い、以下の式により $Q_{H,10\text{mm}}$ を算出して評価する。

$$Q_{H,10\text{mm}} = \frac{C_{H,10\text{mm}}/C_{B,10\text{mm}} - 1}{a_H/a_B - 1} \times 100(\%) \quad (6.7)$$

ここで、 $C_{H,10\text{mm}}$ は10 mm径ホット球に対するROI内の平均画素値、 $C_{B,10\text{mm}}$ は直径10 mmの円形ROI (n=12) から算出したBG領域の平均画素値、 a_H はホット球内の放射能濃度 [Bq/mL]、 a_B はBG領域の放射能濃度 [Bq/mL] である。

ROI測定時の注意点として、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測定を行った場合には、ROIの位置が1画素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してしまう。したがって本ガイドラインでも、ピクセルサイズが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、画素値の補間によって評価値に影響を及ぼすことに注意を要する)。

6.1.3.5. ファントムSUV ($SUV_{B,ave}$) の精度評価

6.1.3.5.1. 測定対象

ファントム第一試験を実施した場合には6.1.2.6項で得られた収集時間が10分のPET画像3セットのうち、いずれか1セットを使用する。ファントム第二試験のみを実施した場合には次項6.2.2.3項で得られる臨床撮像条件に近い計数統計量を取得可能な収集時間のPET画像を使用する。

6.1.3.5.2. 測定方法

ホット球が最も明瞭に描出されたスライスのBG領域に、37 mm径の円形ROIを12個設定する。

6.1.3.5.3. 評価方法

BG領域の平均SUV ($SUV_{B,ave}$) を以下の式より算出してSUVの精度を評価する。

$$SUV_{B,ave} = \frac{\sum_{k=1}^K SUV_{B,37\text{mm},k}}{K} \quad (6.8)$$

ここで、 $SUV_{B,37\text{mm}}$ は直径37 mmの円形ROIから算出したBG領域の平均SUVであり、Kは12 (12個のROI) である。

6.1.4. 試験結果の判定

対BG比が4:1で直径10 mmのホット球を検出するため、視覚評価において評価点数の3セット平均が1.5点となった収集時間 (すなわち評価者の半数以上が10 mm径のホット球が描出できていると判断した収集時間) で撮像することを推奨する。また、厳密には物理学的指標は機種によって異なるが、 $NEC_{\text{phantom}} > 10.8$ [Mcounts]、 $N_{10\text{mm}} < 5.6$ (%), $Q_{H,10\text{mm}}/N_{10\text{mm}} > 2.8$ (%) を基準値とする (この基準値の根拠については付録データ9.1.2項を参照)。

また、 $SUV_{B,ave}$ は胴体ファントムのSUVであるため、理論値1.00に限りなく近い値が得られることが望ましい (この数値の根拠については付録データ9.1.4項を参照)。

6.2. 第二試験

ファントム第二試験は、2つの目的からなる。1つ目は、与えられた臨床撮像条件にて各大きさのホット球の描出能を確認することであり、2つ目は十分なカウントのもとで与えられた画像再構成条件での各ホット球のリカバリ係数を測定し空間分解能を評価することである。

近年、PET画像は統計的画像再構成法 (OSEM, RAMLA, DRAMA法など) を用いて画像再構成されることが多い。統計的画像再構成法では、専ら画像再構成後にノイズ低減することを目的とした、平滑化フィルタによるスムージング処理が行われる。一方、統計的画像再構成法では、適切な画像再構成パラメータを用いなければ画素値は収束せず定量性が悪化し、フィルタ処理によって更に画像分解能は低下する。そこで、十分な時間にわたり収集したデータを画像再構成し、リカバリ係数を評価することで分解能を評価する。空間分解能の測定は、NEMA 2007では点線源を用いるが、本ガイドラインでは臨床に即し

て、十分な計数統計量のもとでのホット球のリカバリ係数にて評価する。本ガイドラインのファントム第一試験および臨床画像評価では、一般に平滑化フィルタサイズを大きくする方がよい成績が得られる傾向があるため、第二試験で十分な分解能があることを確認する。

6.2.1. 目的

第一に、与えられた臨床撮像条件にて各大きさのホット球の描出能を確認し、コントラストおよびBG領域の均一性を評価する。第二に、十分な時間（30分）の撮像を行い、与えられた画像再構成条件のもとで、種々の大きさのホット球のリカバリ係数から分解能を推定する。

6.2.2. 試験方法

第二試験は第一試験に引き続いて行うこともでき、また第二試験のみを行うこともできる。第一試験に引き続いて行うときは、 $^{18}\text{F-FDG}$ が減衰しているため、撮像時間の設定に注意する。

6.2.2.1. 試験ファントム作成

(1) 第一試験を行わず第二試験のみを行う場合は、第一試験における胴体ファントム作成手順に準じて作成を行う。ホットスポット（10 mm 径）の作成手順において、10 mm 径のホット球に $^{18}\text{F-FDG}$ 溶液を封入したのち、13~37 mm 径すべてのホット球にBG領域の4倍となる放射能濃度を封入する。その後、同様にBG領域の放射能濃度がホット球に入れた $^{18}\text{F-FDG}$ 溶液の放射能濃度の4分の1となるようファントムを作成する。

(2) 第一試験を行ったあとで引き続いて第二試験を行う場合には、第一試験にて使用したファントムの10 mm 径ホット球以外の $^{18}\text{F-FDG}$ をシリンジを用いて取り除き、BG領域の4倍の放射能濃度の $^{18}\text{F-FDG}$ 溶液（第一試験にてシリンジにとっておいたもの）を10 mm 径以外の5個のホット球にも封入する。この際、球内の残存液（BG領域と同濃度）の影響を少なくするため、4倍の放射能濃度の $^{18}\text{F-FDG}$ 溶液で3~5回程度、封入と吸引を繰り返す。これにより、すべてのホット球内の $^{18}\text{F-FDG}$ 溶液の放射能濃度とBG領域の $^{18}\text{F-FDG}$ 溶液の放射能濃度が4対1となる。

(3) 胴体ファントムを装置の寝台上に配置す

る。X線CT画像や水平計を用いて、ファントムが水平かつすべてのホット球の中心がFOVの中心にくるように慎重に配置する。

6.2.2.2. データ収集

(1) 臨床条件に近い計数統計量を得る条件と、十分な計数統計量を得る条件の、計2回のエミッションスキャンを行う。臨床条件に近い計数統計量を得る条件の撮像およびテーブル移動式エミッション・トランスミッション連続収集機能をもつ装置での撮像にあたっては、文献1)を参照する。

(2) 第二試験のみを行う場合には、エミッションスキャンはファントム内の放射能濃度が2.65 kBq/mL ($\pm 5\%$ 以内)になる時刻からスタートする。

(3) 第一試験のあと、引き続いて第二試験を行う場合には、第一試験開始時刻（370 MBq/70 kg = 5.30 kBq/mL）から2半減期後、すなわちファントム内が1.325 kBq/mL ($\pm 5\%$ 以内)となる時刻からファントムのデータ収集を開始する。したがって、撮像時間を前記(1)で決めた時間の2倍に設定する。

(4) 撮像のセットアップにあたっては「体重」にファントムのBG容量 ($V_{BG}/1,000$ kg) を入力し、放射能および計測（投与）時刻には放射能測定時の値を入力する（シリンジ内に残存放射能があった場合には減算する）。

(5) 臨床撮像条件に近い計数統計量を得られる収集時間でのスタティック収集を行ったのち、続いてリカバリ係数算出のため、十分な計数統計量を得られるように30分間のスタティック収集を行う。これらの撮像にあたっては、必ずプロンプト同時計数および偶発同時計数の値がサイノグラムヘッダ等、参照可能な形式で記録される収集方法を用いる。

6.2.2.3. 画像再構成

収集したエミッションデータは、第一試験で得られた画像再構成パラメータ、または臨床に適用する再構成パラメータにて画像再構成する。このとき、再構成視野の設定（FOV、拡大率など）や各種補正（減弱補正、ノーマリゼーション補正、時間減衰補正、偶発同時計数補正、散乱線補正など）は臨床で用いる方法と同様の条件とする。

6.2.3. 試験の評価方法

6.2.3.1. 十分な計数統計量における分解能の評価

30分間のスタティック収集により得られたエミッションデータを画像再構成し、ROI 測定を行い各ホット球 (j) のリカバリ係数を評価する。ROI 測定では最大計数値を記録し、下式からリカバリ係数 (RC) を算出する。

$$RC_j = \frac{C_j}{C_{37\text{ mm}}} \quad (6.9)$$

ここで、 $C_{37\text{ mm}}$ は37 mmのホット球の最大計数値であり、 C_j は各ホット球jの最大計数値である。

6.2.3.2. 臨床撮像条件に近い計数統計量における画質評価

臨床撮像条件に近い計数統計量を有するエミッションデータから%バックグラウンド変動性、10 mm径ホット球の%コントラストおよびファントム Δ SUVを算出する。

- (1) $N_{10\text{ mm}}$ (6.5式参照)
- (2) $Q_{H,10\text{ mm}}$ (6.7式参照)
- (3) 各ホット球の描出能の確認
- (4) $SUV_{B,ave}$ (6.8式参照)

6.2.4. 試験結果の判定

10 mm ホット球における分解能 (FWHM) が10 mm 以下となる、すなわちリカバリ係数が0.38 (この推奨値の根拠については付録データ9.1.3項を参照) よりも大きくなる再構成条件を推奨する。また、臨床撮像条件での画像にて、評価した $Q_{H,10\text{ mm}}$ および $N_{10\text{ mm}}$ がガイドラインの基準値以上 (第一試験6.1.4項を参照。 $NEC_{phantom} > 10.8$ [Mcounts], $N_{10\text{ mm}} < 5.6$ (%), $Q_{H,10\text{ mm}}/N_{10\text{ mm}} > 2.8$ (%)) であり、視覚的にも10 mm径のホット球が描出されていることを確認する。

また、 $SUV_{B,ave}$ は胴体ファントムのSUVであるため、理論値1.00に限りなく近い値が得られることが望ましい (第一試験6.1.4項を参照)。

7. 臨床画像の評価法と評価基準

臨床画像は、被検者の体格や血糖値などに依存して画質が変化するため、必ずしもファントムの結果をそのまま適用できるとは限らない。そこで、さまざまな体格の被検者の臨床画像における画質および物理学的指標を定量的に評価すること

によって、第一試験で求めた撮像条件下 (もしくは既に決められていた撮像条件) で、さまざまな被検者で一定の画質が確保できるかどうかを確認する。

7.1. 目的

臨床検査で撮像された PET 画像の画質を物理学的指標にて評価する。

7.2. 評価対象

対象画像は、全身 (少なくとも頭蓋底から骨盤まで) の ^{18}F -FDG PET 画像であり、肝臓には異常集積がない例が望ましい。また、巨大で強い異常集積がある例や、コントロール不良の糖尿病、腎不全、前日激しい運動をした例、絶食が守られていない例、当日高血糖である例、注射もれのある例、待機中安静が守られない例、撮像中明らかな体動のある例、X線 CT に起因する減弱補正アーチファクトのある例など、 ^{18}F -FDG 分布が通常と大きく異なる例や撮像上の問題がある例は、本ガイドラインで十分な画質評価ができない可能性があることに注意する。

7.3. 撮像条件と画像再構成

撮像条件と画像再構成条件は、当該施設における装置の臨床撮像条件に従うが、本ガイドラインのファントム第二試験を満たす画像再構成条件を用いることとする。

7.4. 評価方法

減弱補正された PET 画像およびX線 CT 画像の DICOM 画像を用いて評価する。また、 $NEC_{patient}$ と $NEC_{density}$ の算出に必要なベッド位置ごとのプロンプト同時計数と偶発同時計数に関するデータを用いて評価する。

7.4.1. 被検者データの計数値の抽出

(1) 収集方法は2D収集、3D収集のいずれでもかまわないが、必ずプロンプトおよび偶発同時計数の値がサイノグラムヘッダ等に記録される収集方法を用いる。

(2) 撮像したデータから、体幹部 (頭蓋底より大腿基部まで) の全ベッドポジションにおけるプロンプトおよび偶発同時計数の値を抽出する。

(3) 被検者の $NEC_{patient}$ と $NEC_{density}$ を、7.1式および7.3式を用いて算出する。

(4) 評価対象は脳および膀胱部を除いた頸部から腹部までの領域とする。スキヤノグラムを参照

することで、対応する撮像範囲およびベッド位置の特定は可能である。

7.4.2. 被検者雑音等価計数 ($NEC_{patient}$ および $NEC_{density}$) の算出

被検者雑音等価計数は測定範囲の軸長で正規化したもの ($NEC_{patient}$) に加えて、測定範囲の身体体積で割ったもの ($NEC_{density}$) を計算することが望ましい。身体体積はX線 CT 画像、またはトランスミッション画像から各スライスの身体断面積を計算し、それをスライス加算して求める。

本ガイドラインでは、 $NEC_{patient}$ を以下の定義式により定義する。

$$NEC_{patient} = \frac{\sum_{i=1}^n NEC_i}{x/100} \text{ [Mcounts/m]} \quad (7.1)$$

ここで、

$$NEC_i = (1 - SF)^2 \frac{(P_i - R_i)^2}{(P_i - R_i) + (1 + k) R_i} \text{ [Mcounts]} \quad (7.2)$$

である。 P_i は各ベッド i におけるプロンプト同時計数 [Mcounts]、 R_i は各ベッド i における偶発同時計数 [Mcounts]、 n は脳と膀胱部を除いた評価対象範囲のベッド数、 x は撮像長 [cm] であり、 k は偶発同時計数の補正方法による係数 (遅延同時計数による実測の場合は 1、それ以外では 0) である。

本ガイドラインでは、 $NEC_{density}$ を以下の定義式により定義する。

$$NEC_{density} = \frac{\sum_{i=1}^n NEC_i}{V_{patient}} \times 1,000 \text{ [kcounts/cm}^3\text{]} \quad (7.3)$$

ここで、 NEC_i は 7.2 式より算出し、 $V_{patient}$ は撮像範囲の身体体積 [cm^3] である。

7.4.3. 臨床画像における肝 SNR 解析

(1) 冠状断像にて肝臓に円形 ROI (直径約 3 cm) を 3 つ描画する。可能な限り肝門部および主要な血管系を含まないように注意する (図 7.1)。

(2) 3 つの ROI 測定から平均値と標準偏差を算出し、次式により被検者ごとに肝 SNR を算出する。

$$\text{肝 SNR} = \frac{C_{liver}}{SD_{liver}} \quad (7.4)$$

ここで、 C_{liver} は肝臓部の 3 スライスに描画した ROI 計数の平均値であり、 SD_{liver} は肝臓部の

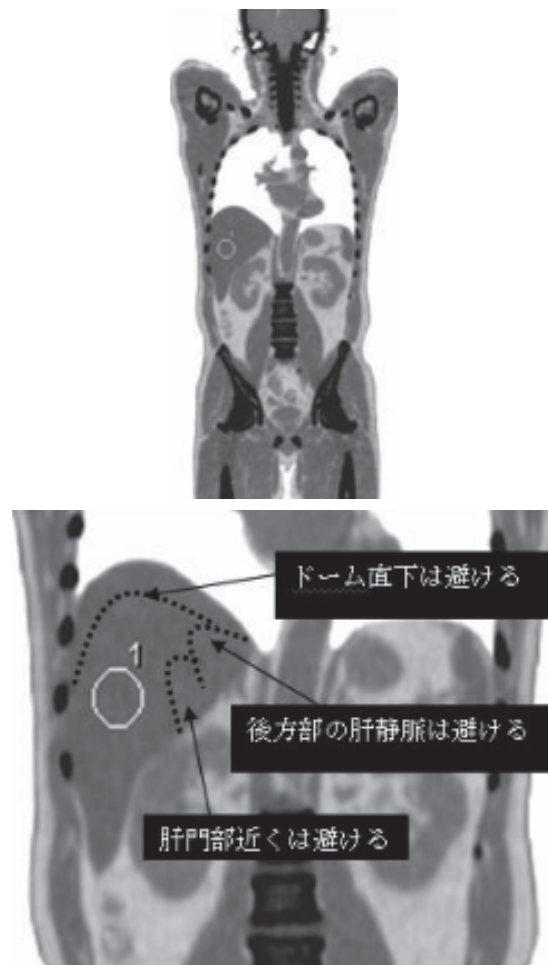


図7.1 PET と X線 CT の融合画像 (冠状断像) における肝 SNR 解析例

3 スライスに描画した ROI 計数の標準偏差である。

7.5. 臨床画像における物理学的指標の判定

臨床画像の画質の物理学的指標は、 $NEC_{patient} > 13$ [Mcounts/m]、 $NEC_{density} > 0.2$ [kcounts/ cm^3]、肝 SNR > 10 を基準値とする (この基準値の根拠については付録データ 9.1.6 項を参照)。

8. 補足説明 (評価するにあたって留意すべき点)

8.1. 機種による差

機種が異なると、感度や固有分解能が異なり、計数率特性や散乱フラクションも変わるので、撮像条件と画質との関係が複雑に変化する。また、機種が同じでも、画像再構成条件の諸パラメータが異なると、分解能と雑音の関係が変わり、画質も変わる。ファントムを用いるとどの機種においても同じ放射能分布で実験ができるので好都合で

あるが、ファントムと実際の臨床とは体格、散乱線の程度、病変とBGの放射能比、視野内外の異常集積の有無と程度などが異なるため、解釈には注意を要する。

本ガイドラインでは、機種に依存しない指標を確立させて、それによって画質の品質管理を行うことを目標とした。いくつかの機種におけるファントム第一試験の結果から、対BG比4:1の10mm径のホット球がどこにあるかわからないときに視覚的に正しく検出するための物理学的指標として、 $NEC_{phantom} > 10.8$ [Mcounts], $N_{10mm} < 5.6$ (%), $Q_{10mm}/N_{10mm} > 2.8$ (%) (および $RC > 0.38$) という基準を提案した。この基準は、厳密には機種によって異なるべきであるが、実験の結果おおむねどの機種においても妥当な基準である(9.1.2項参照)。

SUVの精度に関しては、胴体ファントムにおけるBG領域のSUVが限りなく1.00に近づくことを目標とした。これは、胴体ファントムにおけるBG領域のSUVが1.00となるよう封入放射能を調整しているためである。SUVは、クロスキャリブレーションや画像再構成条件、各種補正法、正味投与量の算出方法など、装置や測定方法が原因となる場合だけでもさまざまな因子の影響を受けるが¹²⁾、実験の結果おおむねどの機種に対しても精度の高いSUVが算出される(9.1.4項参照)。

臨床画像の画質に関しては、 $NEC_{patient} > 13$ [Mcounts/m], $NEC_{density} > 0.2$ [kcounts/cm³], 肝SNR > 10 (および $RC > 0.38$) という基準を提案した(9.1.6項参照)。この条件は「原則満たすべき最低限」である。すなわち、機種にも依存するが、これらを満たしていても画質不良の例があること、また満たしていないときは画質不良の可能性が大きいが、常に必ずそうであるとは言えないことに留意すべきである。各指標の値は機種に若干依存する傾向があり、機種によってはこの基準では厳しすぎて画質がよくても基準を満たさない例があるもの、逆に甘すぎて基準を満たしても画質不良の場合があるものなどさまざまである。しかし、おおむねどの機種にも妥当であると考えて、今回この基準を提案した。機種によってよりきめ細かい基準や補正係数を設けるかどうか

か、あるいは散乱フラクションをより正確に求めることによって機種に依存しない指標とすることは、今後の課題である¹⁾。

指標のうち、各種雑音等価計数の計算には散乱フラクションの値が必要であるが、その値は散乱線評価のために規定された方法²⁾で測定した文献値または別に測定した値(一定値)であって、本ガイドラインで使用した胴体ファントムや臨床検査で個々に測定したものではない。散乱線は放射能分布や減弱体の構造に依存するため、一定値を用いることは不適切であると考えるが、個別のファントムや臨床撮像で散乱線を測定することは非常に困難であるため、やむを得ず一定値を用いた。各施設における検討において、本指標が視覚評価と合致しない印象があるとするれば、散乱フラクションが不正確であることもその一因である¹⁾。

8.2. ファントム試験の結果と臨床至適撮像条件との関係

本邦の多くのPET施設では、被検者に¹⁸F-FDGを3.7MBq/kg投与し、約1時間後から撮像を開始する。仮に目的部位の撮像時刻を投与後1時間8分とし、その時点での減衰(65%になる)と尿排泄(20%とする)¹⁾を仮定すれば、撮像開始時には最初の投与MBq数の $0.65 \times 0.8 = 52\%$ が体内にあることになる。脂肪組織を身体全体積の27%と見積もり¹⁾、脂肪組織には分布しないと仮定して、身体比重を1とすると、軟部組織(筋、毛細血管など)の放射能濃度は $3.7 \text{ MBq/kg} \times 1 \text{ kg} / 1 \times 0.52 \div 0.73 = 2.64 \text{ MBq/L}$ となる。すなわち、胴体ファントムのBG領域部分に2.65kBq/mL入れたときの濃度におおよそ相当する(このとき、軟部組織のSUVは $0.8 \div 0.73 = 1.1$ と推定されるが、通常の臨床画像にて縦隔や腹部の病変のない軟部組織のSUVは1.1~1.2程度であることが多いので矛盾しない)。胴体ファントムの断面積は、ヒトではおおよそ体重60kg(日本人の標準的な体格)に相当する(図8.1)。したがって、胴体ファントムの低投与量条件(2.65kBq/mL)とは、標準的体格(60kg)の人に¹⁸F-FDGを3.7MBq/kg投与し約1時間後から撮像を開始した場合に、さまざまな大きさの陽性像病変が対BG比4:1で存在する場合を

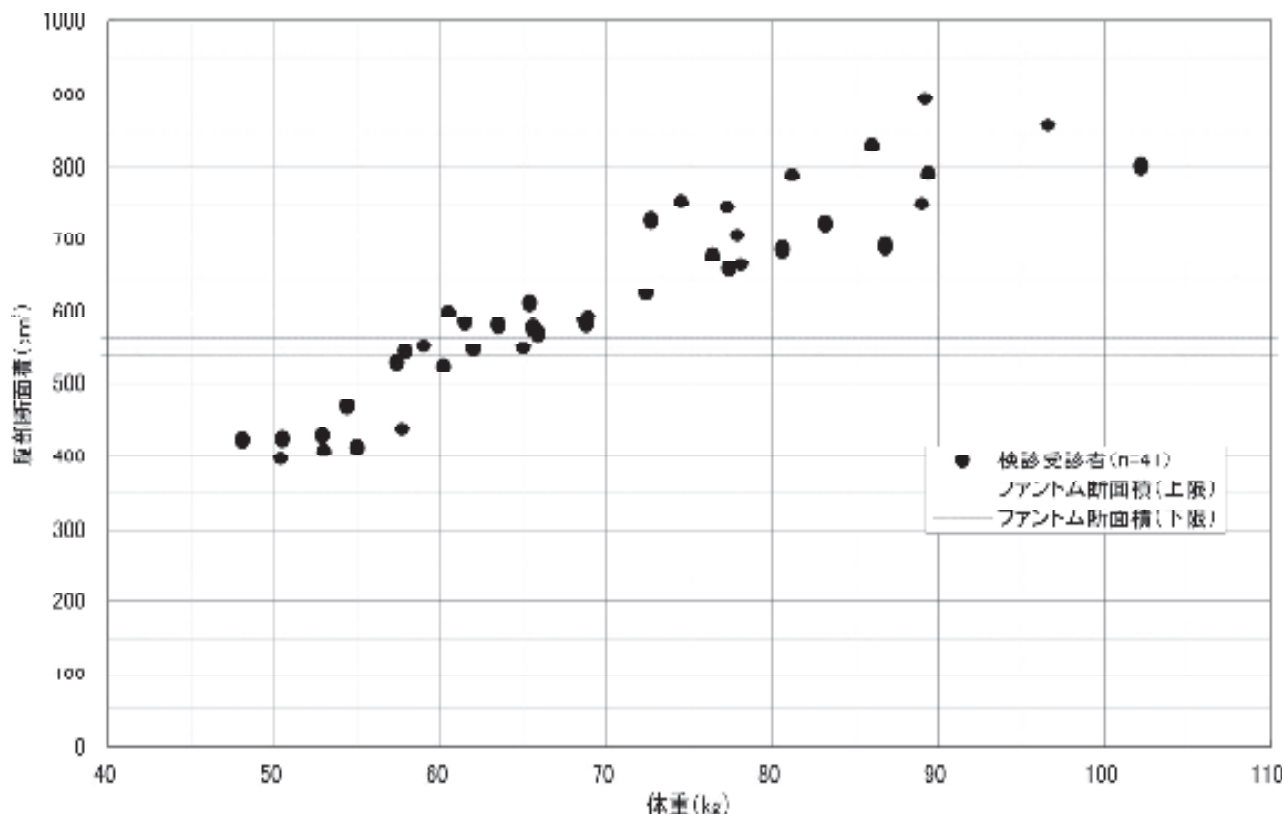


図8.1 被検者の体重と腹部断面積との関係

ほぼ反映していると考えられる。すなわち、本ガイドラインのファントム第一試験は、被検者で病変対BGの放射能比が4:1の直径10mmの病変を検出する撮像時間を求めていることに相当する。ここで注意すべきことは、胴体ファントムに封入する放射能濃度は $2.65 (= 185 \div 70)$ kBq/mL すなわち185 MBqを70kgの水に入れた濃度に近いが、この濃度は臨床検査において $3.7 (= 185 \div 50)$ MBq/kg つまり185 MBqを体重50kgの患者に投与する場合に相当し、さらに胴体ファントムのサイズは体重60kgの日本人の腹部断面積に相当するということである。

本ガイドラインで示すデータ(9.1.2項参照)から、ファントム第一試験の2.65 kBq/mL条件で直径10mmの病変が描出される(視覚スコアが満点の75%以上となる)ためには、多くの機種で3~4分程度(あるいはそれ以上)の撮像時間が必要であることがわかった。視覚スコアから導かれた物理学的指標の基準[NECphantom >10.8 [Mcounts], $N_{10\text{mm}} < 5.6$ (%), $Q_{10\text{mm}}/N_{10\text{mm}} > 2.8$ (%)]からも、同様のことが言える。この撮像時間は、標準体格の人に通常臨床で行われて

いる撮像時間である2~3分よりも若干長い。このことから、現在多くの機種で標準的体格の患者に通常行われている投与量と撮像条件では、対BG比4:1の直径10mmの病変は十分には描出されていない場合が多いと考えられる。実際の臨床画像において、縦隔や腹部に存在する大きさ10mmで対BG比4:1の病変のSUVは、軟部組織のSUVを1.1として、その4倍(4.4)の放射能が部分容積効果で0.38倍(FWHM=10mmに相当。9.1.3項参照)に目減りすると考えると、おおよそSUV=1.7となる。このため、通常の臨床読影にて大きさ10mmでSUV=1.7のどこにあるかわからない病変を検出することは非常に困難であると考えられる。逆に、実際の臨床ルーチン検査では、そのような病変の検出は必ずしも期待されていないともいえる。さらに、PET/CT装置の場合はX線CT画像の相乗効果によってPET画像だけでは検出できない病変が検出されることもある。

大きさ10mmで対BG比4:1の病変を臨床で検出できるようにするためには、現在よりも撮像時間を延長するか、あるいは投与量を増やさなけ

ればならないことになる。これは、現実問題としてかなり難しい。撮像時間の延長は患者負担の増加とスループットの減少となり、投与量の増加は被ばく（被検者と職員）増加と¹⁸F-FDG生産量増加（許可使用数量の増加）が必要となるため、臨床検査を対象にこのことを勧告することは現実的ではない。また、放射性医薬品としての¹⁸F-FDGは、検定時放射エネルギーが185 MBqであるため、デリバリーPET施設でのこれ以上の投与量は薬事法的にも、また現実的にも難しい。

本ガイドラインでの臨床画像の画質の基準[$NEC_{patient} > 13$ [Mcounts/m], $NEC_{density} > 0.2$ [kcounts/cm³], 肝 SNR > 10 (および RC > 0.38) (9.1.6項参照)]は、臨床検査において「原則として満たされるべき品質」を達成するために推奨する撮像条件を提示するのが目的である。したがって、ファントムの結果を忠実に臨床に反映させるのではなく、現在実施されていて診断医も依頼医も一応満足している画像が満たしている指標値を求めて基準とした。もちろん、特別に計画された臨床試験や研究プロジェクトにおいて、大きさ10 mmで対BG比4:1の病変を検出することが求められる場合には、このファントムの結果をそのまま適用した撮像条件で行うことが必要となる。また、本ガイドラインは最低限満たすべき条件を定めたものであるため、各施設が可能な範囲で画質と診断精度をより向上させるためにより厳しい条件で画質を管理することは差し支えない。

8.3. 体格と至適撮像条件

本ガイドラインで調査した施設では通常の臨床検査にて、投与量を体重に比例させて増加させており、さらに一部の施設では体重やBMIの大きい患者に対して撮像時間をより長くしていた。しかし、視覚的画質スコアをみると、体重やBMIの大きい患者ほど画質が低下する傾向があることがわかった。このことは、現在実施されている撮像条件では、一般的には、体格増大による画質低下を十分には補償できていないことを意味する。体格の大きい患者について、小さい被検者と同程度の画質を得るには、現在よりも投与量を増やすか、もしくは撮像時間を長くする必要がある（投与量を増やすのは機種にも依存するが数え落とし

や偶発同時計数が増加して画質向上が非効率となるため）。

どれくらいの体格の被検者で、（大きさ10 mmで対BG比4:1の病変検出に）どれくらいの撮像時間が必要かは、大きさの異なる3種類のファントムを用いて検討した(9.1.5項参照)。本ガイドラインで示す物理学的指標の基準は標準的な体格(60 kg)における数値であるが、体格の大きい被検者(体重90 kg)で同等の画質を担保するためには最大で2.2倍の計数を得る必要がある。前述したとおり投与量の増加は非効率であるため、可能な限り撮像時間の延長が望まれる。

臨床画像の画質評価に用いられる物理学的指標($NEC_{patient}$, $NEC_{density}$, 肝 SNR)は、体格にあまり依存しない評価指標として期待される。今回のデータは、各施設が通常の方法で撮像し、原則として当該施設では診断に必要な画質を満たすとされた画像である。本ガイドラインでも、原則臨床画像が満たすべき画質の物理学的指標の目安として、 $NEC_{patient} > 13$ [Mcounts/m], $NEC_{density} > 0.2$ [kcounts/cm³], 肝 SNR > 10 (および RC > 0.38)を提案した。これらの値のBMIとの関係を見ると、肝 SNRはBMIにあまり依存しなかったが、 $NEC_{patient}$ と $NEC_{density}$ はBMI > 25 の被検者ではやや低下し、この基準を満たさない例が多く見られることがわかった。

このことから、BMI > 25 の体格のよい患者に対しては、各施設とも、現在の条件では画質がやや不十分である可能性を考えて、撮像条件の再検討と再調整を行うことが推奨される。

9. 付 録

9.1. 評価結果に対する根拠となるデータ

9.1.1. ファントム試験

各施設において一定以上の画質を担保するには、同一条件で作成したファントムを使用して画質を評価すればよいと考えられる。本ガイドラインで提案した手法で、実際にファントム試験を行った場合に描出能と分解能が担保されるかを確認する必要があった。そこで第6章の手順に従って胴体ファントムを作製し、実際に各施設に設置された異なるPET/CT装置において撮像した。得られた撮像データを各施設で臨床に使用してい

表9.1 本ガイドラインで用いたPET/CT装置の仕様と撮像および画像処理条件

Scanner	Discovery ST (3D)	Discovery STE	Discovery STEP	Aquiduo	Biograph LSO	SET-3000 B/L	SET-3000 G/X	GEMINI GXL	GEMINI TF ⁽⁶⁾	Biograph mCT ⁽⁹⁾	Discovery 600 ⁽¹⁰⁾	Discovery 690 ⁽¹¹⁾	SET-3000 GCT/M
Vender	GE	GE	GE	TOSHIBA	SIEMENS	SHIMADZU	SHIMADZU	PHILIPS	PHILIPS	SIEMENS	GE	GE	SHIMADZU
Version	TM					BZ-50	Revision 0.2.31.00		3.5.1				Revision 02.31.00
Reconstruction algorithm	FORE- OSEM	VUE Point	VUE Point Plus	FORE- OSEM	FORE- OSEM	DRAMA	DRAMA	LOR- RAMLA	DLT-3D- OSEM	Ultra HD	VUE Point HD	VUE Point FX-S	DRAMA
Reconstruction parameter	Iteration 3, Subset 16	Iteration 2, Subset 20	Iteration 2, Subset 21	Iteration 4, Subset 14	Iteration 3, Subset 8	Iteration 1, Filter cycle 128	Iteration 1, Filter cycle 128	Relaxation parameter Normal	Iteration 3, Subset 33, Relaxation parameter 0.6	Iteration 2, Subset 21	Iteration 2, Subset 16	Iteration 2, Subset 18	Iteration 1, Filter cycle 128
Smoothing	Gaussian 3.91 mm (loop), 4.29 mm (post)	Gaussian 5.14 mm	Gaussian 5.14 mm	Gaussian 7 mm	Gaussian 6 mm	N/A	N/A	N/A	N/A	Gaussian 4.0 mm	Gaussian 5.0 mm	Gaussian 3.5 mm	N/A
Matrix size	128×128	128×128	128×128	128×128	128×128	128×128	128×128	144×144	144×144	256×256	128×182	192×192	128×128
Voxel size [mm]	3.91× 3.91× 3.27	4.69× 4.69× 3.27	4.69× 4.69× 3.27	3.14× 3.14× 2.0	5.31× 5.31× 3.38	4.0× 4.0× 3.25	4.0× 4.0× 2.6	4.0× 4.0× 4.0	4.0× 4.0× 4.0	3.18× 3.18× 5.0	4.3× 4.3× 3.27	3.13× 3.13× 3.27	4.0× 4.0× 2.6
Attenuation correction	CTAC	CTAC	CTAC	CTAC	CTAC	Cs-137 MAP	Cs-137 Segmented	CTAC Segmented	CTAC Segmented	CTAC	CTAC	CTAC	Cs-137 MAP
Phantom volume [ml]	10,200	9,850	9,720	10,015	9,710	9,638	9,720	9,963	10,015	9,500	9,740	10,090	9,850
Phantom cross-sectional area [cm ²]	563.9	566.0	566.0	563.9	542.8	540.4	566.0	551.3	533.4	545.0	549.4	533.8	566.0
System scatter fraction	0.45 ¹⁾	0.345 ¹⁾	0.45 ¹⁾	0.341 ¹⁾	0.47 ¹⁾	0.39 ⁶⁾	0.5 ¹⁾	0.385 ⁷⁾	0.3	0.39	0.38	0.36	0.55
Detector ring diameter [cm]	88.6	88.6	88.6	83.0	82.4	66.4	66.4	88.5	90.0	84.2	80.1	80.1	66.4
Random scaling factor	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1
Axial field of view [cm]	15.7	15.7	15.7	16.2	16.2	20.8	26.0	18.0	18.0	21.8	15.3	15.7	15.6
Crystal material	BGO	BGO	BGO	LSO	LSO	BGO	GSO	GSO (Zr)	LYSO	LSO	BGO	LYSO	GSO
Crystal size [mm]	6.3× 6.3× 30	4.75× 6.2× 30	6.3× 6.3× 30	4.0× 4.0× 20	6.45× 6.45× 25	6.25× 3.5× 30	2.45× 5.1× 30	4.0× 6.0× 30	4.0× 4.0× 22	4.0× 4.0× 20	4.7× 6.3× 30	4.2× 6.3× 25	2.45× 5.1× 30

る条件で画像再構成した後、視覚評価と物理学的評価 (NEC_{phantom} , $Q_{H,10\text{mm}}$, $N_{10\text{mm}}$, $Q_{H,10\text{mm}}/N_{10\text{mm}}$, RC) による解析を行った。本検討に用いた PET/CT 装置の仕様^{1,6-11)}と画像再構成条件、およびファントム条件を表9.1に示す。

9.1.2. ファントム第一試験

9.1.2.1. 目的

PET/CT 装置を用いて本ガイドラインのファントム第一試験手順に従って検討を行い、対 BG 比 4 : 1 の 10 mm 径のホット球の描出能について、視覚評価結果と物理学的評価指標に相関があることを確認する。

9.1.2.2. 方法

(1) 胴体ファントムの作成

6.1.2項に示す第一試験の試験方法に従って胴体ファントムを作成した。

(2) データ収集

6.1.2.4項に示す第一試験のデータ収集に従い、リストモード収集を行った。ただし、今回の検討に使用した PET/CT 装置のうち、Aquiduo および Discovery ST はリストモード収集ではない収集法である¹⁾。

(3) 画像再構成

得られた撮像データを用いて、各施設で実際の臨床に使用している条件下 (表9.1) で画像再構成を行った。なお、施設によって投与条件や収集条件は異なるため、今回の検討に使用した画像再構成条件は、当該装置を使用している施設で ¹⁸F-FDG の投与量や収集条件が最適化されている条件であることに注意する必要がある。

(4) 視覚評価

画像表示ソフトウェアには日本メジフィジックス社製の Fusion Viewer (ver 2.5) を用いた。画像を表示するカラーバックアップテーブルは Invert Gray Scale (白背景のグレイスケール表示)、表示ウィンドウレベルは下限を $SUV = 0$ 、上限を $SUV = 4$ で固定した。視覚評価の基準は3段階 (10 mm 径のホット球が識別可能な場合には2点、識別可能だが 10 mm 径のホット球と同程度のノイズを認める場合には1点、識別不可能な場合には0点) とした。評価は評価者9名で行った。視覚評価は各収集時間 (1 ~ 10分) について、各収集開始時刻 (基準時刻, 基準時刻 + 1

分, 基準時刻 + 2分の3セット) の評価点数を平均して描出能スコアリングを算出した。スコアリングが1.5点以上 [評価者の半数以上が識別可能 (2点) と判断] を視覚評価の指標とした。

(5) 物理学的評価

NEC_{phantom} は各 PET/CT 装置のサイノグラムヘッド等に記録された計数データから算出した。また $N_{10\text{mm}}$, $Q_{H,10\text{mm}}$, $Q_{H,10\text{mm}}/N_{10\text{mm}}$ は画像再構成後の PET 画像における ROI 測定値を用いて算出した。なお、 NEC_{phantom} の算出に使用した散乱フラクションの値は今回のファントム試験の条件において測定した値ではなく、文献値等を引用していることに留意する必要がある。

9.1.2.3. 結果

10 mm 径のホット球が識別可能となる収集時間と各評価項目との関係を明らかにするため、収集時間、視覚評価の描出能スコアリング、物理学的評価項目 (NEC_{phantom} , $N_{10\text{mm}}$, $Q_{H,10\text{mm}}$, $Q_{H,10\text{mm}}/N_{10\text{mm}}$) で相関を解析した。

収集開始時のファントムの BG 領域の放射能濃度が 5.30 kBq/mL と 2.65 kBq/mL の場合における収集時間と各評価項目との関係を機種別に示したグラフを図9.1~9.10、各物理学的評価項目と描出能スコアリングの関係を機種別に示したグラフを図9.11~9.16に示す。

(1) 描出能の視覚評価

図9.1と図9.2より、描出能スコアリングが1.5以上 (評価者の半数以上が 10 mm 径のホット球は識別可能と判断) に達するのに必要な収集時間は、機種により大きく異なるものの、描出能は収集時間が長くなるにつれてよくなり、低投与量よりも高投与量の方が短い収集時間でスコアが高くなる傾向であった。これは投与量が多いほど、そして収集時間が長くなるほど画像再構成に使用できる真の同時計数が増え、画質が向上したためと考える。また、一部のメーカーで描出能が不良であったのは、図9.5と図9.6から $N_{10\text{mm}}$ が大きい、すなわち BG 領域が不均一であるためと考える。ノーマライゼーション補正、減弱、散乱線補正などが改善された新しい画質向上ソフトウェア¹³⁾を導入することで他機種の描出能と同程度になると推測する。

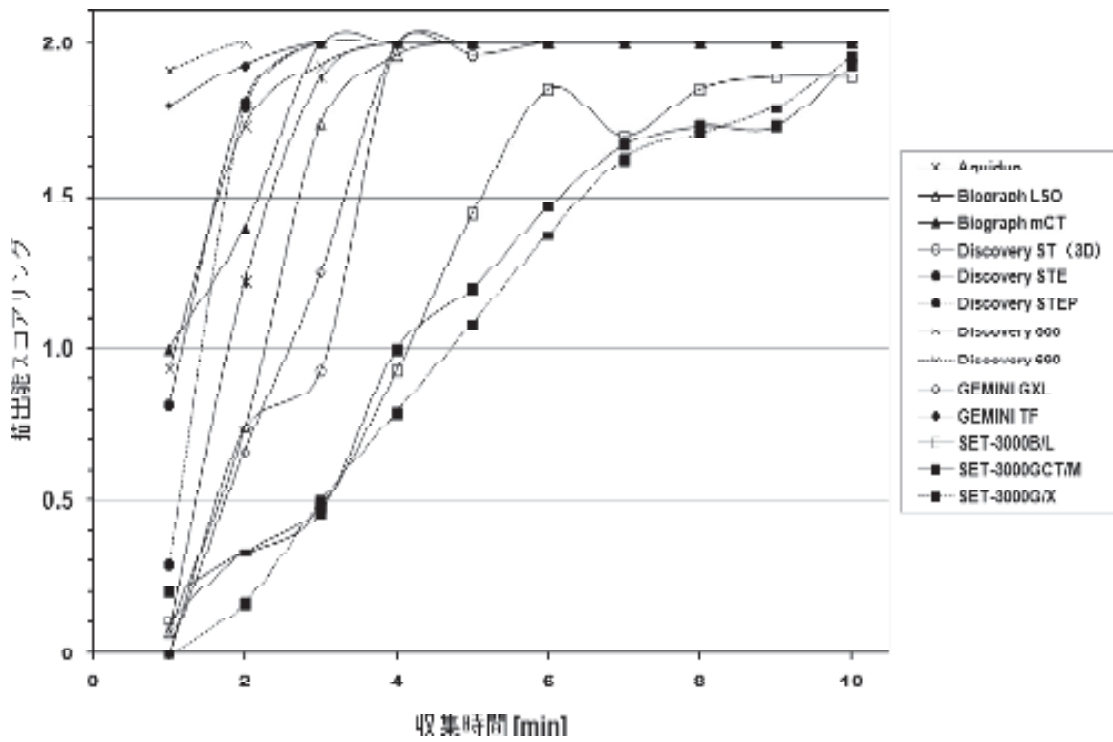


図9.1 収集時間と抽出能スコアリングとの関係 (5.30 kBq/mL)

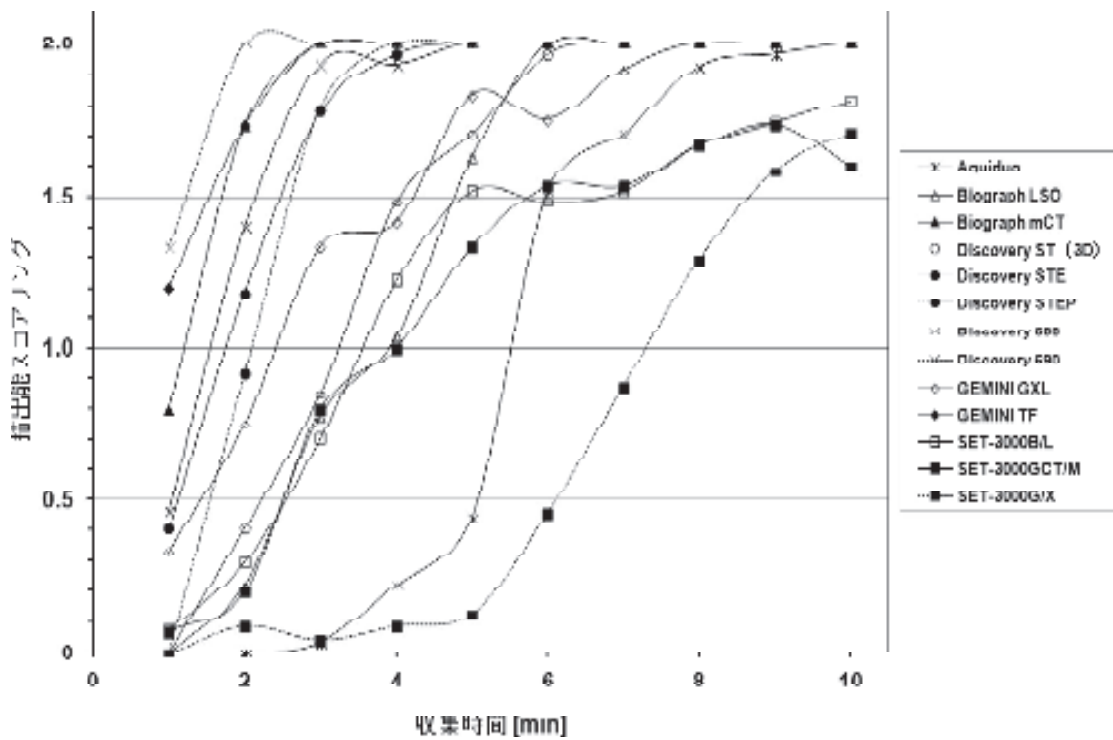


図9.2 収集時間と抽出能スコアリングとの関係 (2.65 kBq/mL)

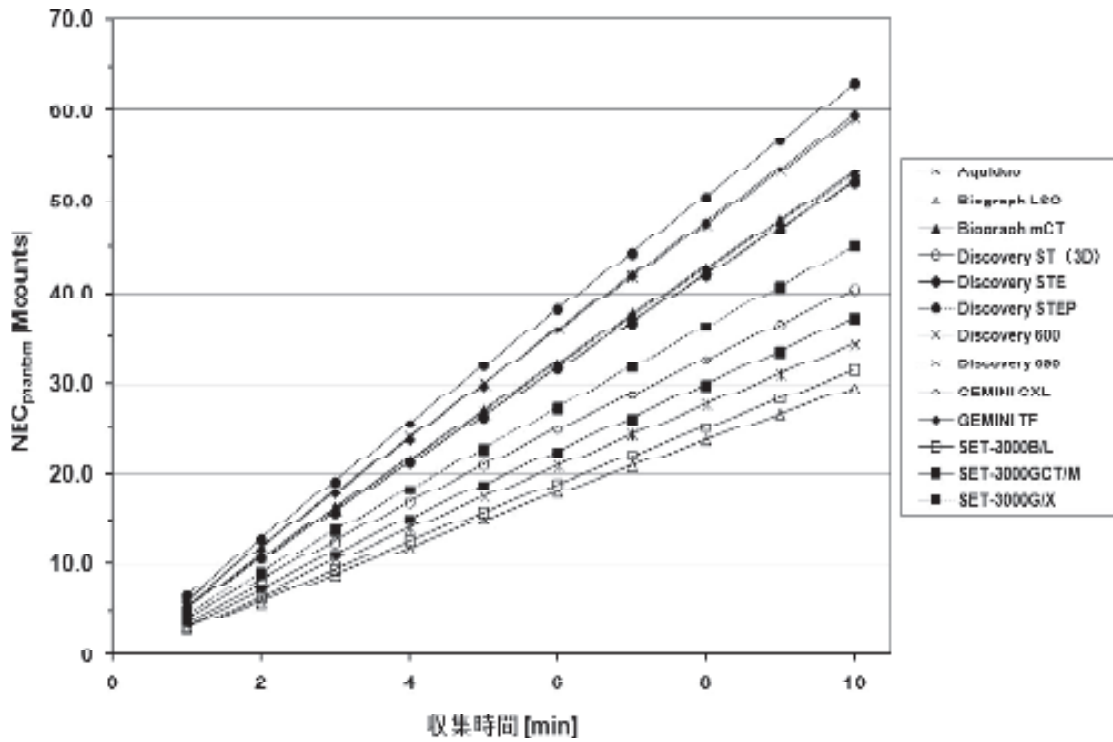


図9.3 収集時間と NEC_{phantom} との関係 (5.30 kBq/mL)

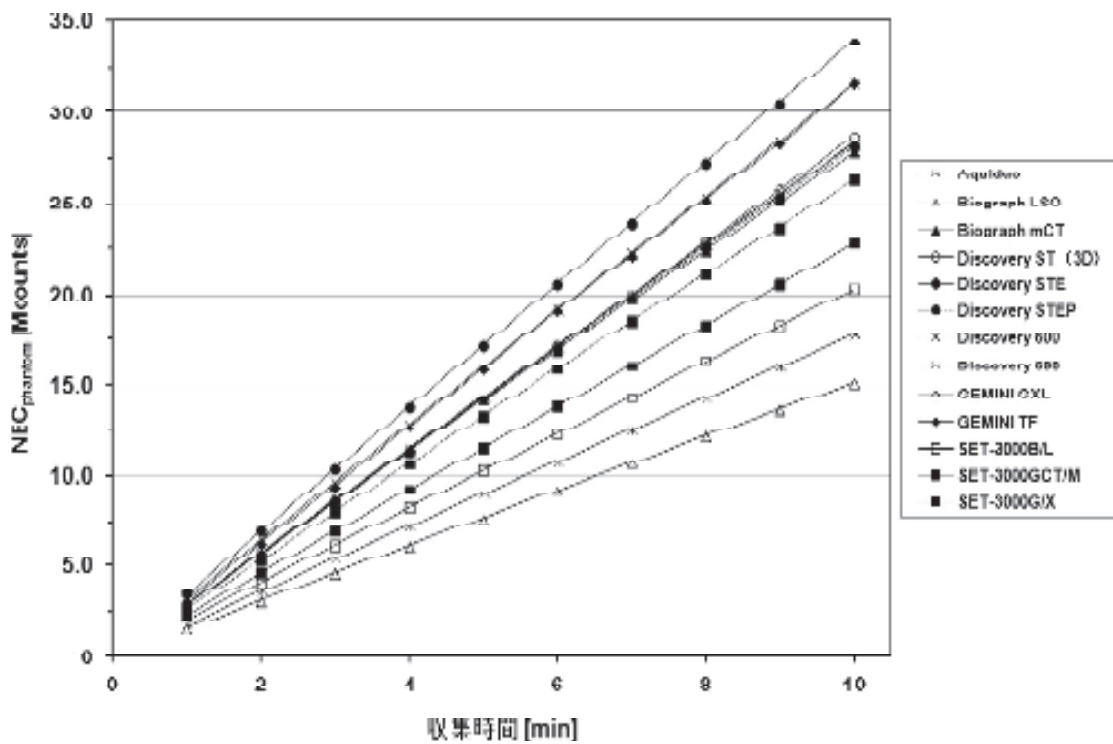


図9.4 収集時間と NEC_{phantom} との関係 (2.65 kBq/mL)

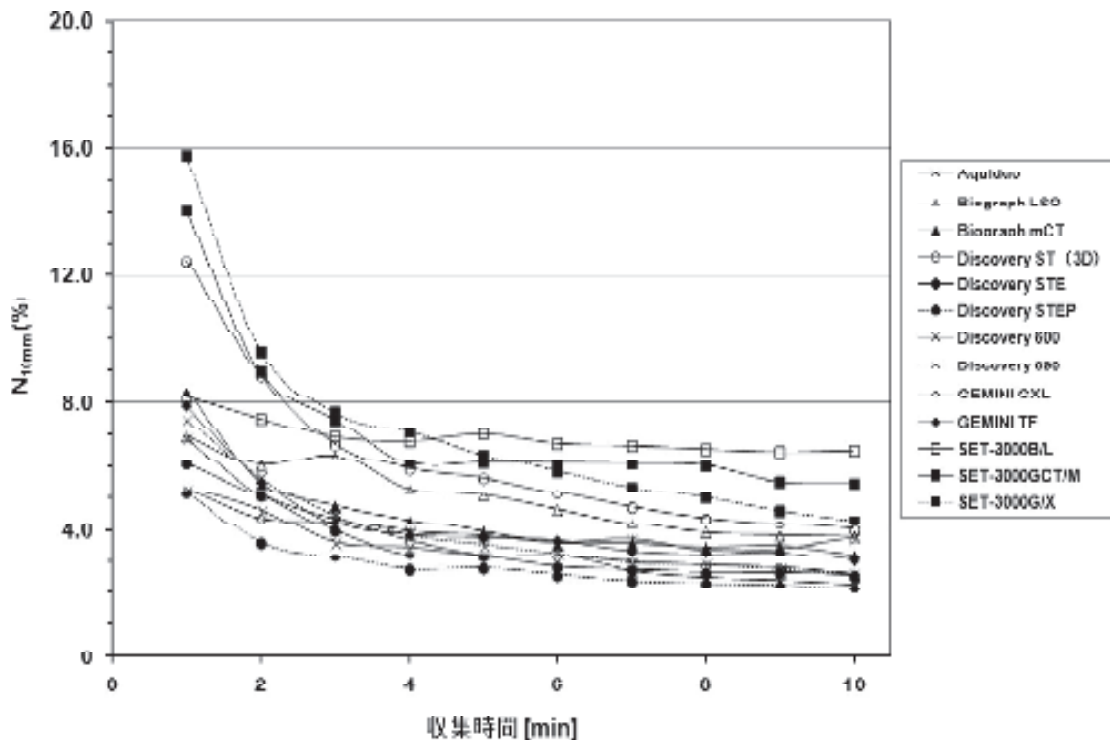


図9.5 収集時間と $N_{10\text{mm}}$ との関係 (5.30 kBq/mL)

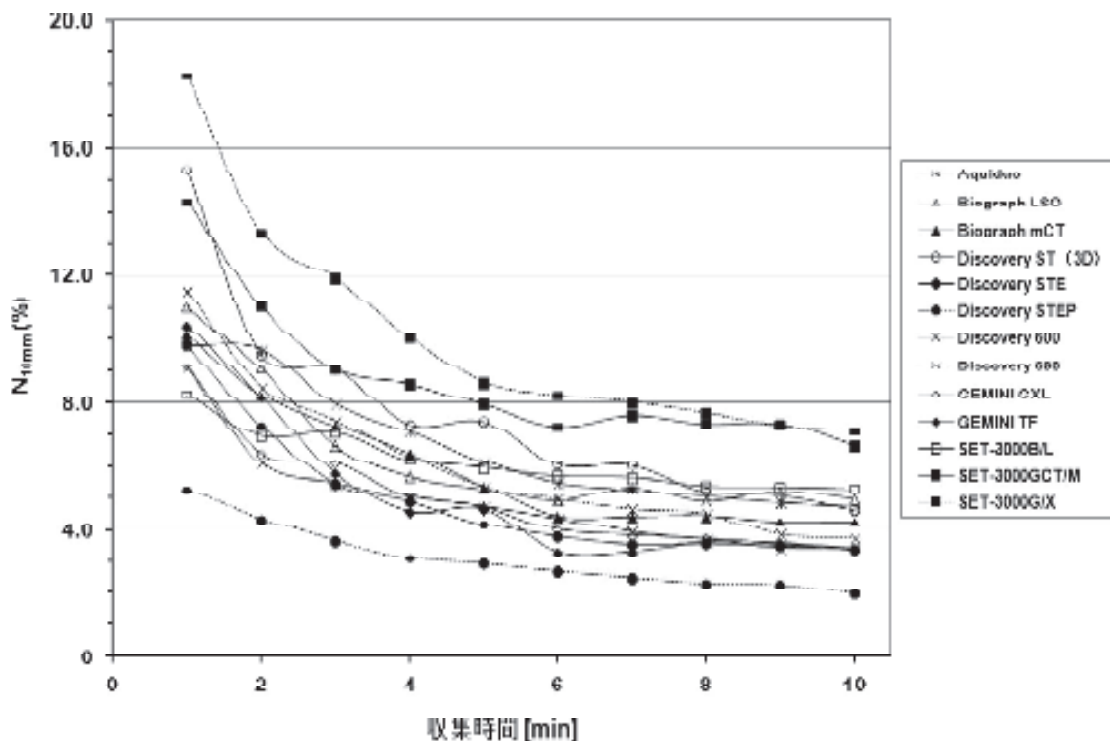


図9.6 収集時間と $N_{10\text{mm}}$ との関係 (2.65 kBq/mL)

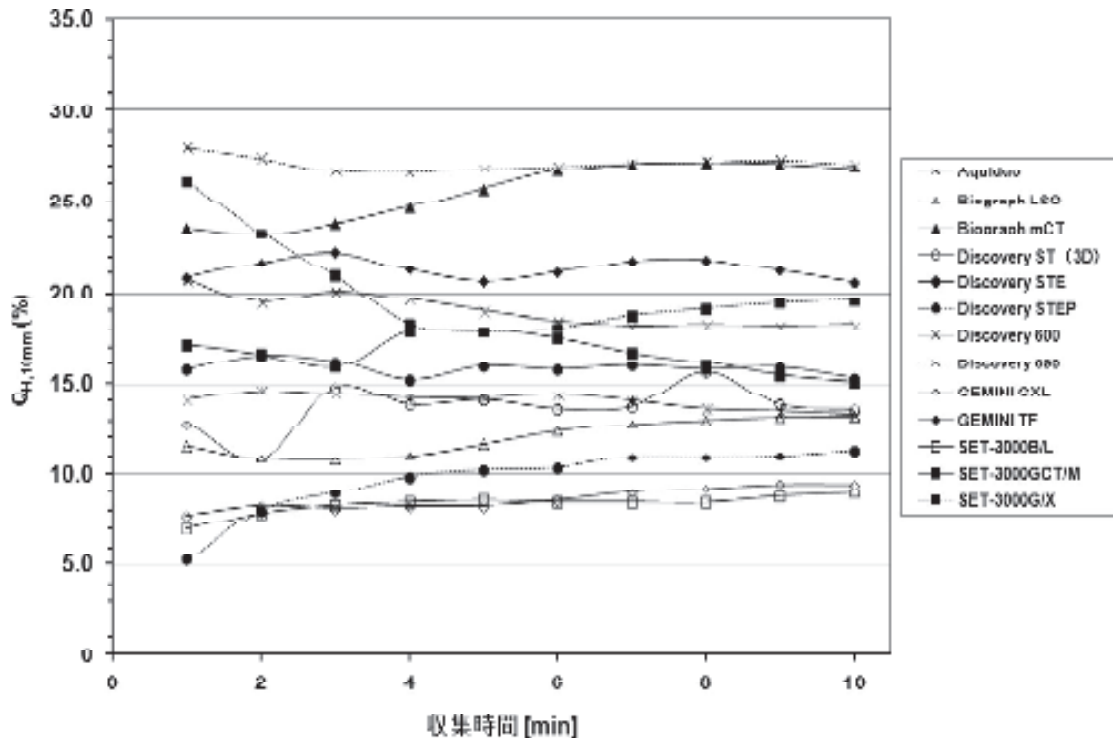


図9.7 収集時間と $Q_{H,10mm}$ との関係 (5.30 kBq/mL)

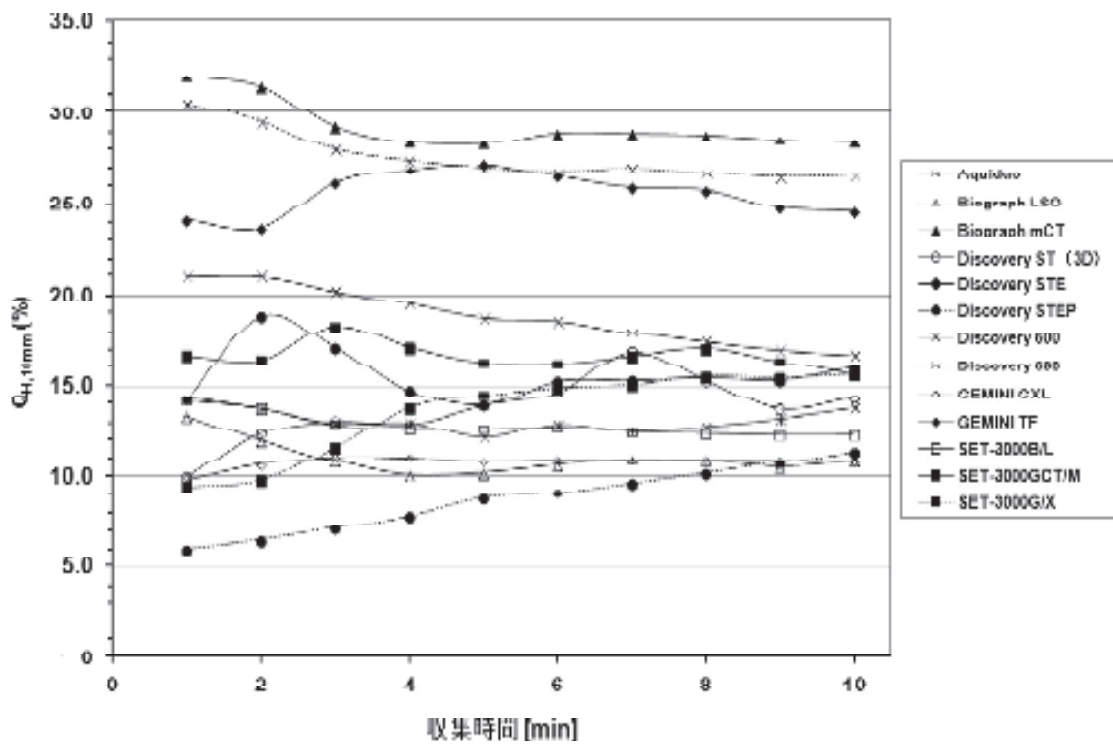


図9.8 収集時間と $Q_{H,10mm}$ との関係 (2.65 kBq/mL)

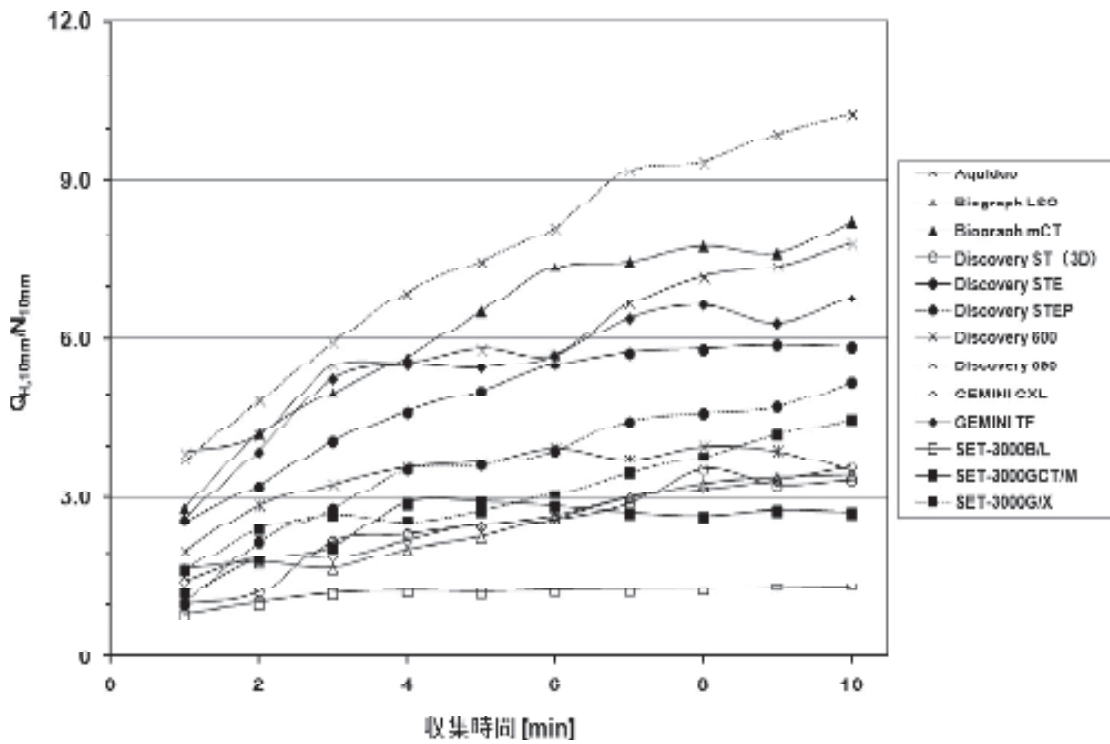


図9.9 収集時間と $Q_{H,10mm}/N_{10mm}$ との関係 (5.30 kBq/mL)

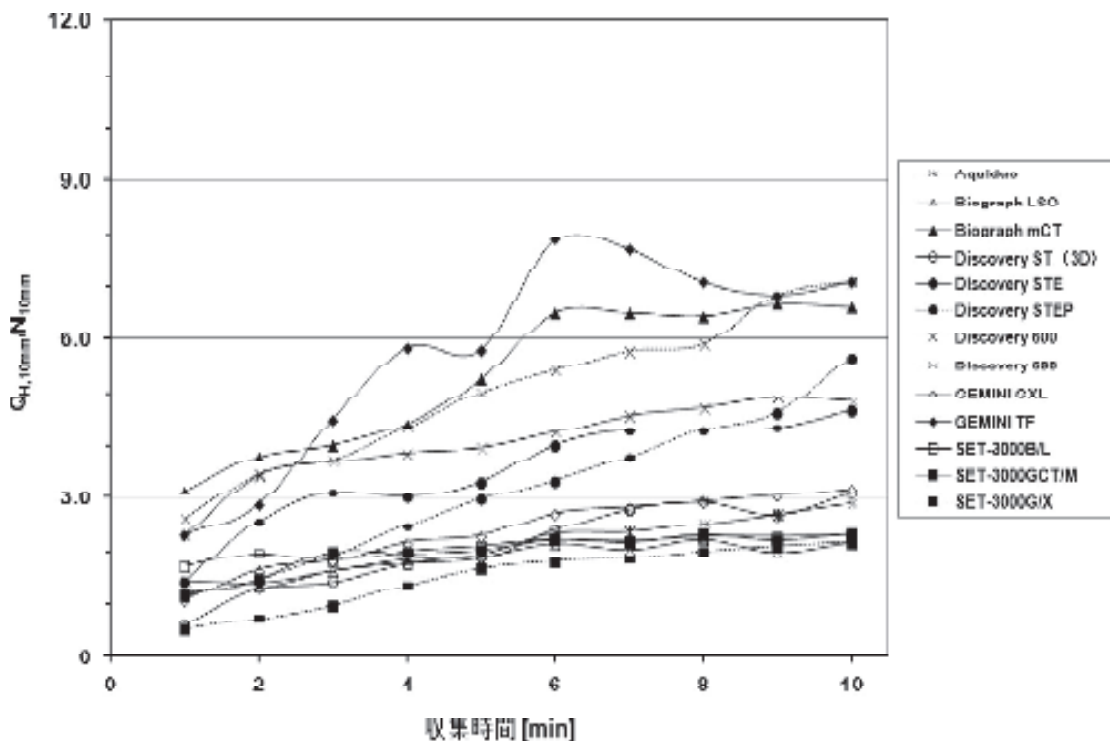


図9.10 収集時間と $Q_{H,10mm}/N_{10mm}$ との関係 (2.65 kBq/mL)

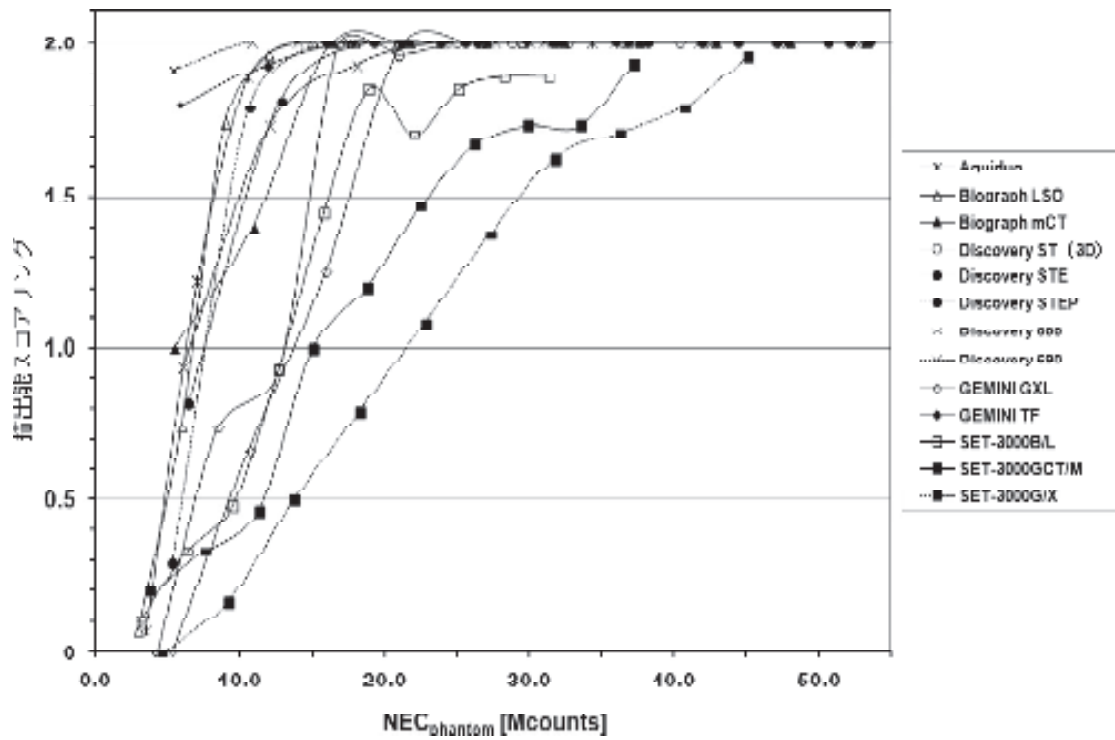


図9.11 $NEC_{phantom}$ と描出能スコアリングとの関係 (5.30 kBq/mL)

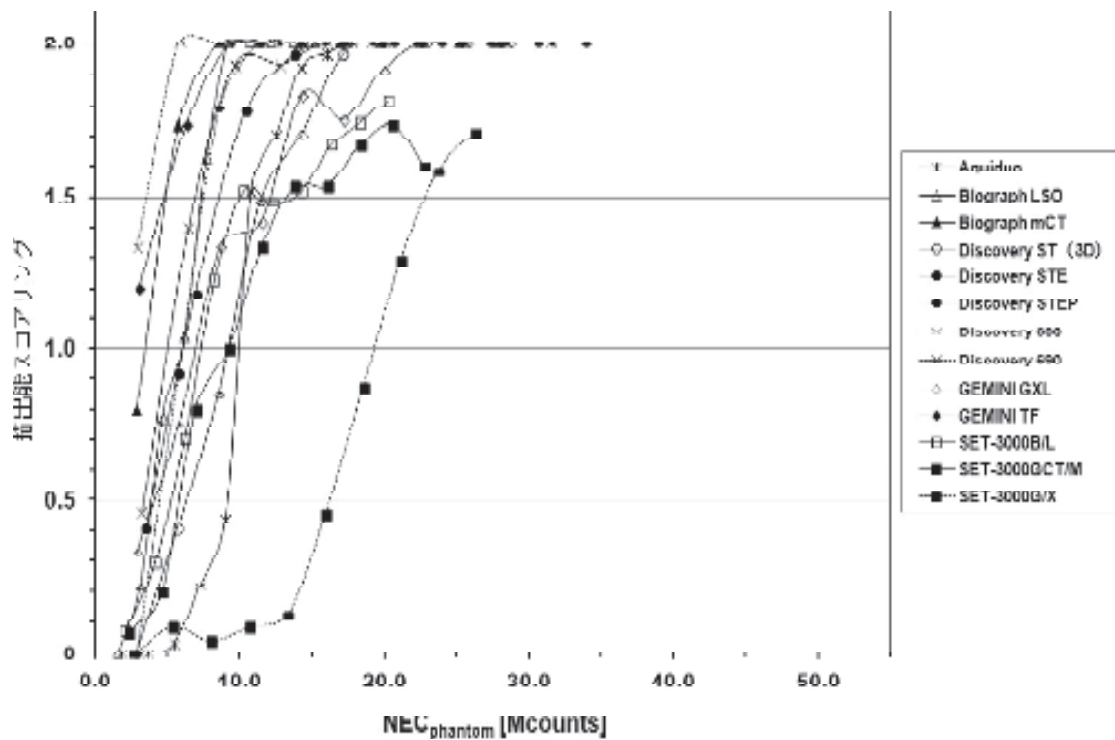


図9.12 $NEC_{phantom}$ と描出能スコアリングとの関係 (2.65 kBq/mL)

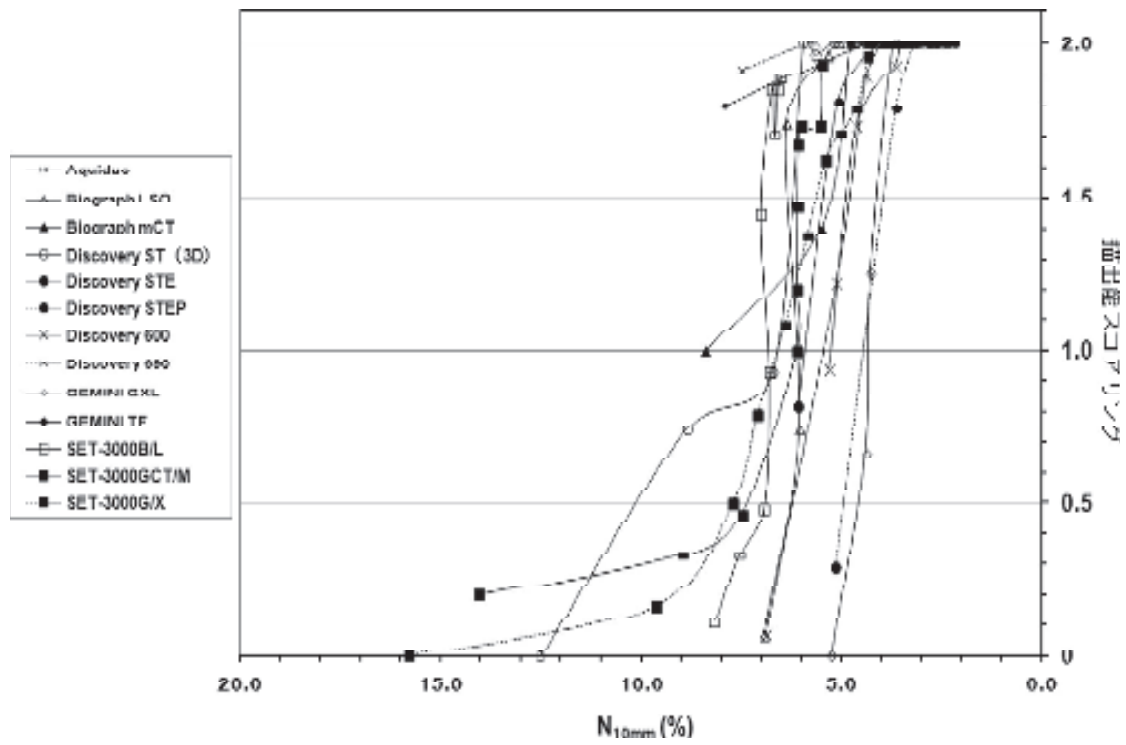


図9.13 N_{10mm} と描出能スコアリングとの関係 (5.30 kBq/mL)

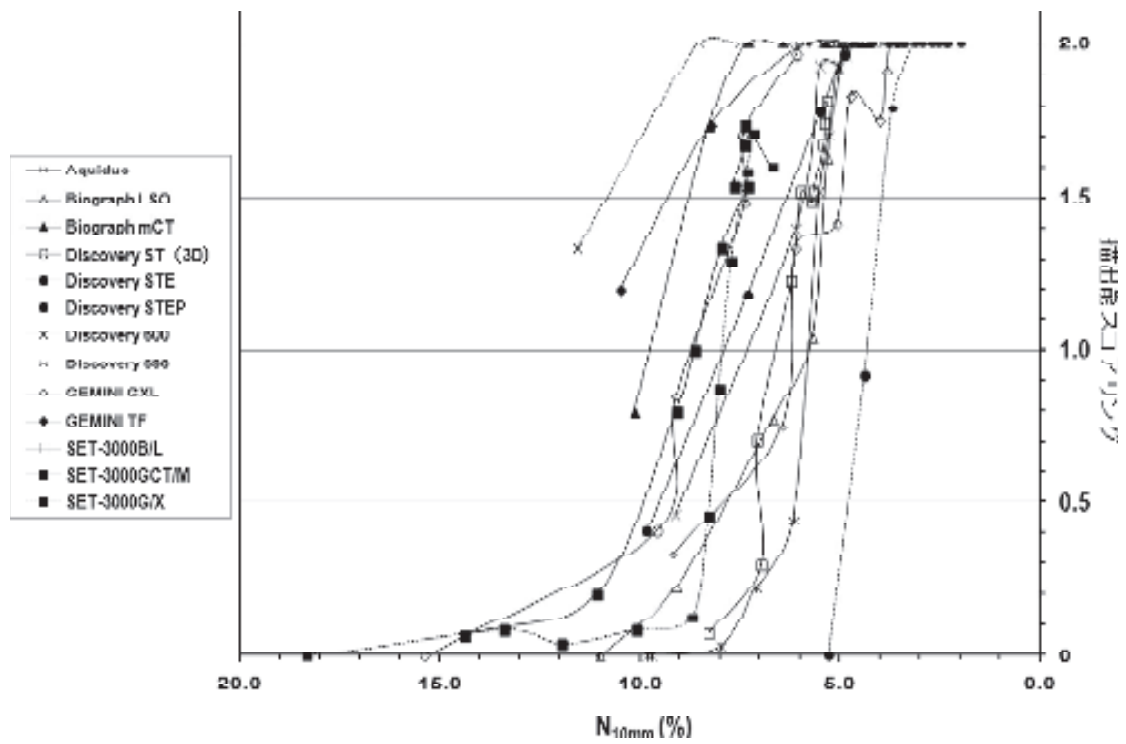


図9.14 N_{10mm} と描出能スコアリングとの関係 (2.65 kBq/mL)

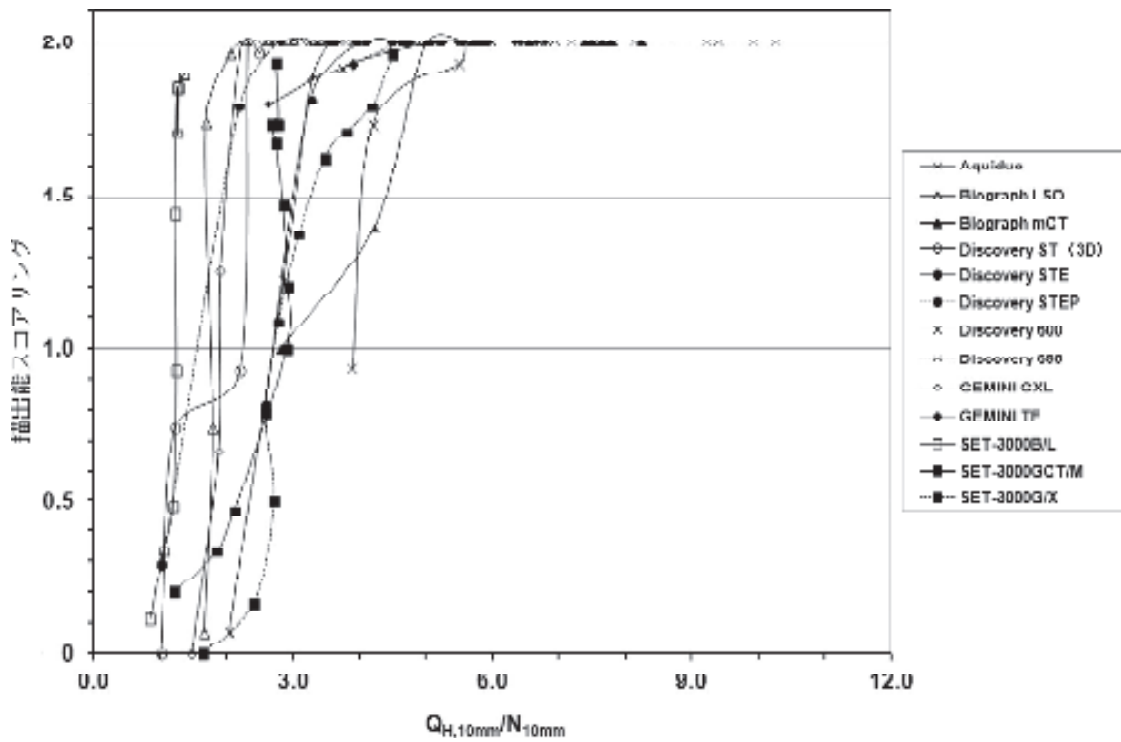


図9.15 $Q_{H,10\text{mm}}/N_{10\text{mm}}$ と描出能スコアリングとの関係 (5.30 kBq/mL)

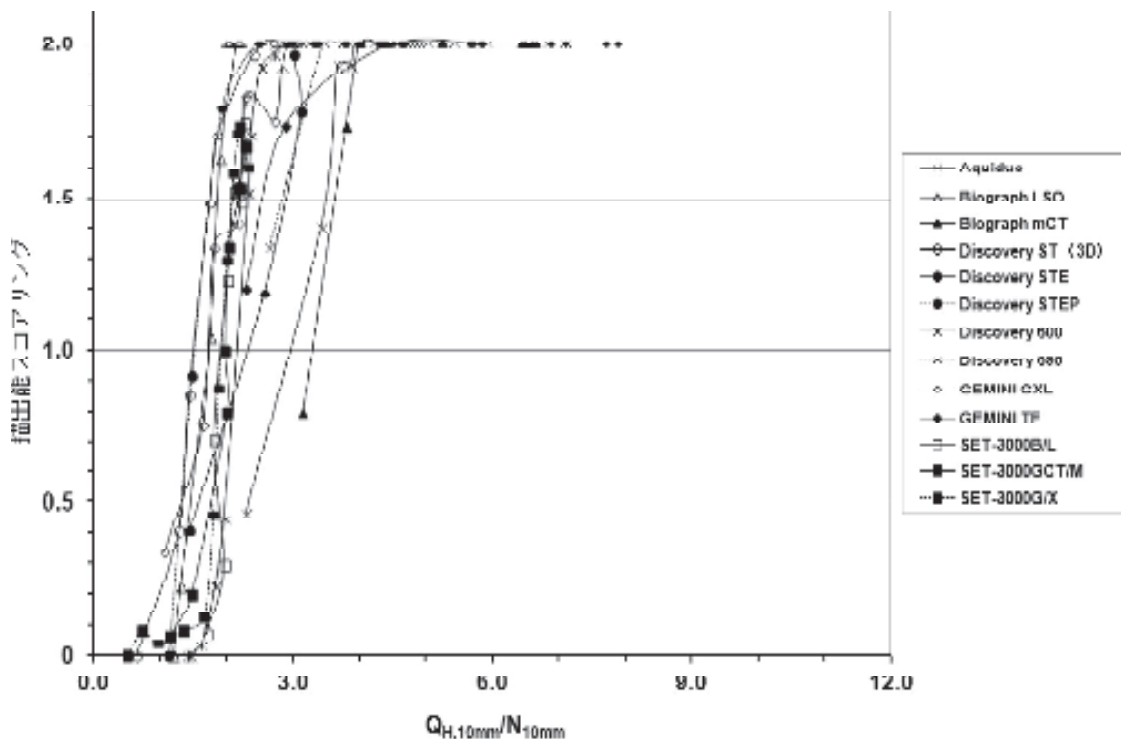


図9.16 $Q_{H,10\text{mm}}/N_{10\text{mm}}$ と描出能スコアリングとの関係 (2.65 kBq/mL)

表9.2 各 PET/CT 装置における NEC ratio

	(A) 5.30 kBq/mL NEC _{phantom} [Mcounts/min]	(B) 2.65 kBq/mL NEC _{phantom} [Mcounts/min]	NEC ratio (A)/(B)
Aquiduo	3.49	1.80	1.94
Biograph LSO	2.98	1.54	1.94
Biograph mCT	5.40	2.83	1.91
Discovery ST (3D)	4.16	2.86	1.46
Discovery STE	6.37	3.44	1.85
Discovery STEP	5.27	2.84	1.85
Discovery 600	5.98	3.20	1.87
Discovery 690	5.36	2.87	1.87
GEMINI GXL	5.28	2.86	1.85
GEMINI TF	5.96	3.15	1.89
SET-3000B/L	3.16	2.05	1.54
SET-3000GCT/M	3.75	2.30	1.63
SET-3000G/X	4.56	2.66	1.71

(2) NEC_{phantom}

NEC_{phantom} はサイノグラムヘッド等に記録された同時計数値から算出するため、画像再構成条件には依存しない物理量である。収集時間と NEC_{phantom} には比例関係を認めるが (図9.3と図9.4), 同一収集時間における NEC_{phantom} は機種によって2倍以上の差を認めた。これは装置の感度や計数率特性に差があるためと考える。

表9.2に BG 領域の放射能濃度が 5.30 kBq/mL と 2.65 kBq/mL における平均 NEC_{phantom} の比 (NEC ratio) を機種別に示す。NEC ratio の値が“2”に近いほど高計数率の条件に耐えうることを示す。すなわち、NEC ratio が低い機種では、低投与量で長時間収集した方が高画質になると考える。NEC ratio は 1.46~1.94 と機種によって大きな差があり、至適投与放射量が機種ごとに存在することを示す結果であった。

(3) N_{10 mm}

N_{10 mm} は機種に依存して大きく異なり、短収集時間では3倍以上の差異を認めた (図9.5と図9.6)。また、低投与量、高投与量ともに収集時間が長くなるほど N_{10 mm} は低下し、低投与量よりも高投与量の方が緩やかに収束していく傾向であった。

(4) Q_{H,10 mm}

10 mm ホット球の Q_{H,10 mm} は、BG 領域の放射能濃度に依存した (図9.7と図9.8)。すなわち、低投与量で短時間収集の場合には変動が大きいが、収集時間が長くなる、または投与量が多く

なると変動が小さくなった。安定した%コントラストを得るためには、十分な計数が必要であることを示唆する結果であった。また、Q_{H,10 mm} は最大で5.3倍の差異を認め、PSF 技術を組み込んだ反復画像再構成法が大きく影響していると示唆された。

(5) Q_{H,10 mm}/N_{10 mm}

Q_{H,10 mm} と N_{10 mm} の比は、収集時間が長くなると緩やかに上昇する傾向であった (図9.9と図9.10)。これは Q_{H,10 mm} が収集時間に依存することなく同程度で、N_{10 mm} が緩やかに低下するためと考えられ、低投与量で収集時間が短い場合には、Q_{H,10 mm}、N_{10 mm} ともに変動が大きいため、Q_{H,10 mm}/N_{10 mm} の値も連動して変動する結果であった。

(6) 視覚評価と物理学的評価の関係

描出能スコアリングは、同一機種における評価項目に着目すると NEC_{phantom} が高くなるか、N_{10 mm} が低値になれば高得点になる傾向であった (図9.11~9.14)。これは画質に寄与する真の同時計数を反映する NEC_{phantom} と収集時間との間に正の相関、BG 領域の不均一性を反映する N_{10 mm} と収集時間との間に負の相関があるためと考える。一方、Q_{H,10 mm} は低投与量や短時間収集などで十分な計数が得られないときには変動が大きいが、十分な計数を得ることができれば機種ごとに一定値となり、描出能スコアリングとの相関が小さいと考えられる。ただし、本ガイドラインの物理学的評価項目のうち、Q_{H,10 mm} と

$N_{10\text{mm}}$ は再構成した PET 画像の ROI 設定から算出された値であるため、画像再構成条件の影響を強く受ける。本ガイドラインで用いた画像再構成条件は、当該施設の投与条件と収集条件で最適化されている。同じ機種種の PET/CT 装置を使用する場合でも当該施設の投与条件と収集条件、それに最適化された画像再構成条件であれば今回の評価結果と異なる結果になる可能性もあるため注意が必要である。

9.1.2.4. 考察

本ガイドラインでは TOF PET や PSF 技術を組み込んだ反復画像再構成法など最新の PET/CT 装置も含めた多機種による検討を行い、視覚評価と物理学的評価の関連性の評価、および機種種に依存しない物理学的指標の確立を試みた。機種ごとにそれぞれ画質と物理学的評価結果に特徴があったが、 $Q_{H,10\text{mm}}$ 以外の項目で物理学的評価と視覚評価結果の相関が見られた。10 mm 径のホット球の描出には“陽性の検出能”と“偽陽性の排除”が必要であり、10 mm 径のホット球が描出されていても、統計雑音に埋もれていては検出が困難になるため、雑音成分との判別が重要だと考える。言い換えるならば、 $N_{10\text{mm}}$ は直接 BG 領域の不均一性を反映した評価項目であり、重要な物理学的指標であると考えられる¹⁴⁾。本ガイドラインに示す検討によって、物理学的評価結果には機種による差があるものの、視覚評価が一定の基準を満たす共通の物理学的指標の数値を設定することができたと考える。

本検討に用いた PET/CT 装置のうち、収集方式が 3D 収集の機種について視覚評価と物理学的評価の結果を導き出した。描出能スコアリングが 1.5 となる各物理学的評価項目の中央値を有意な物理学的指標とした。これらの値は、 NEC_{phantom} は 5.30 kBq/mL のとき 10.8 [Mcounts] (95% 信頼区間 8.7~17.5)、2.65 kBq/mL のとき 8.8 [Mcounts] (95% 信頼区間 6.9~13.2)、 $N_{10\text{mm}}$ は 5.30 kBq/mL のとき 5.6% (95% 信頼区間 4.2~10.6)、2.65 kBq/mL のとき 6.3% (95% 信頼区間 5.8~8.1)、 $Q_{H,10\text{mm}}/N_{10\text{mm}}$ は、5.30 kBq/mL のとき 2.8 (95% 信頼区間 2.1~3.2)、2.65 kBq/mL のとき 2.2 (95% 信頼区間 2.1~2.8) となった。松本ら¹⁴⁾は、BG 領域の変動係数が 6% であ

れば、10 mm 径のホット球をコントラスト “2” で描出でき、かつ複数機種種の検討において変動係数 6% を得るためには、10 Mcounts 以上の NEC が必要となる結果を報告している。また、田中¹⁵⁾は直径 30 cm の円柱状線源で 5% の % rms (root mean square) 雑音となるためには、約 14 Mcounts の計数が必要と報告しており、過去の報告と比較しても本ガイドラインで示す物理学的指標は妥当であると考ええる。

9.1.2.5. まとめ

性能の異なる装置間で一定以上の画質を得るための標準化手法について、同一条件で作成した胴体ファントムを用いたファントム試験と画質評価を行う手法について検討した。ファントム第一試験では収集時間を延長するか、もしくは投与量を増加すれば測定される計数が増加し、ホット球のコントラストが安定、かつ BG 領域の統計学的ノイズが低減することにより 10 mm 径のホット球の描出能が向上することが示唆された。本手法に基づいて当該施設で画質評価を行えば、施設が異なっても一定以上の画質が担保されたと考える。また、臨床条件により近い条件で評価を行うためには、散乱ファントムの使用も考慮し¹⁾、得られたファントム試験の結果を実際の臨床に活かしていくことが必要だと考えられる。

9.1.3. ファントム第二試験

9.1.3.1. 目的

第二試験から得られる胴体ファントムの画像は、十分な計数統計量を収集した画像となる。そのため、第二試験で得られた再構成画像によって臨床で用いられる画像再構成パラメータが適切なものであるかを評価する。

十分な計数統計量で収集された再構成画像は統計雑音の影響が少ないため、コンピュータシミュレーションで作成した既知の分解能を有する数値ファントム画像と、その評価値とを比較することで当該装置における画像再構成パラメータが適切であるかどうか確認できると考えられる。

9.1.3.2. 方法

(1) 数値ファントムの作成

NEMA 2007 で規定されている胴体ファントムの設計図に基づき、仮想上の PET 装置を想定した再構成視野にホット球と BG の画像濃度比が



図9.17 数値ファントムの例

4:1になる画像を作成する。

(2) 既知の分解能への補正

前項で作成された画像(図9.17)は設計図と同等の画像であり、いわば理想の分解能を有し、かつ統計雑音が一切ない画像である。実際のPET装置で得られる画像は収集条件や再構成条件などによってこの画像よりも分解能が低下した状態となる。PET装置による撮像で低下した分解能の程度は未知のため、ガウス関数の分散を用いて数値ファントムを平滑化した。平滑化フィルタには Gaussian フィルタを用い、半値幅(FWHM)を変化させてPET装置で得られた画像を模擬した(図9.18)。

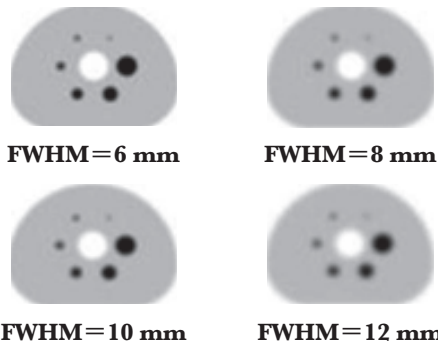


図9.18 Gaussian フィルタで平滑化した数値ファントム

(3) 評価方法

第二試験の評価方法(6.2.3項参照)に従い、リカバリ係数を算出した。

9.1.3.3. 結果

数値ファントムから得られたホット球サイズに対するリカバリ係数を図9.19に示す。

数値ファントムを作成したシミュレーションから、10 mm以下の画像分解能を得るためには、10 mm径のホット球でリカバリ係数が0.38以上必要であった(表9.3)。

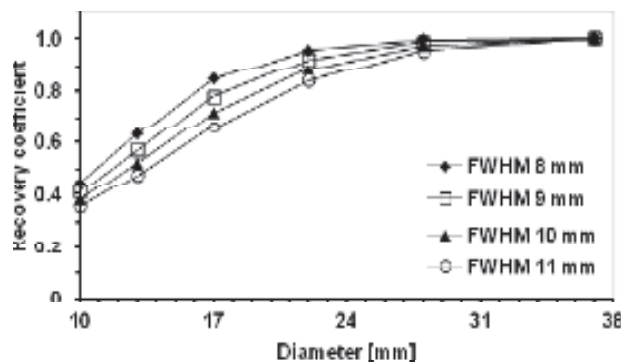


図9.19 各半値幅におけるホット球サイズとリカバリ係数の関係

表9.3 半値幅 10 mm 分解能を有した数値ファントムのリカバリ係数

Sphere diameter [mm]	10	13	17	22	28
Recovery coefficient	0.38	0.52	0.72	0.88	0.97

9.1.3.4. 考察

コンピュータシミュレーション結果から、十分な計数統計量を収集して得られる第二試験の画像において、10 mm径のホット球で0.38未満のリカバリ係数であれば、その画像再構成条件で10 mmの病変を検出することは困難であると考えられる(図9.20)。

このため、本評価基準を満たさない場合には、再構成する視野の設定や再構成条件の再検討が必要であると考えられる。

なお、同様に13 mm径以上のホット球にお

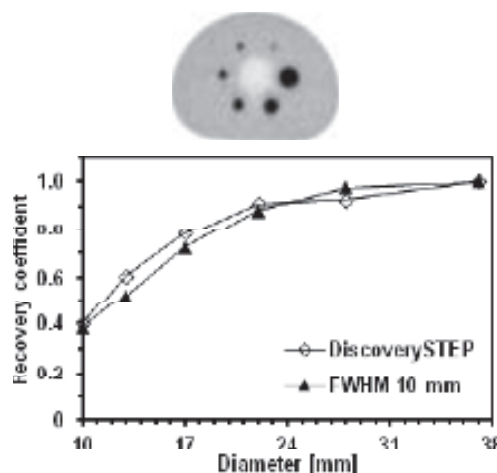


図9.20 PET/CT装置から得られた画像とリカバリ係数、および数値ファントムのリカバリ係数

るリカバリ係数においても、表9.3で例示した数値以上の評価値が必要と考えられるが、より大きなホット球（集積部位）の視覚的描出能は分解能以外の要因が大きく影響するため、値の参照は参考程度であることに留意する。

また、PSF 技術を組み込んだ反復画像再構成法では、20 mm 程度のホット球（結晶サイズの3～4倍）で Gibbs Ringing アーチファクトが出現し、1.0以上のリカバリ係数となるが¹⁶⁾、逐次近似回数を少なくしたり、平滑化フィルタサイズを大きくしたりすることでその影響は小さくなると考えられる¹⁷⁾。

9.1.4. ファントム SUV ($SUV_{B,ave}$) の精度評価

9.1.4.1. 背景と目的

本ガイドラインで規定されたファントム第一試験および第二試験では、使用する胴体ファントムにおける BG 領域の SUV が1.00となるよう封入放射能を調整する。このため、ファントム試験で得られる PET 画像を用いて、胴体ファントムの BG 領域の平均 SUV を測定し、理論値1.00との相違を確認することにより、対象とする PET/CT 装置の SUV の精度を評価できる。ガイドライン初版で物理学的指標の検討に用いた PET/CT 装置7機種に、改訂2版で追加した6機種を加えた合計13機種におけるファントム SUV の精度を検討する。

9.1.4.2. 方法

本検討に用いた PET/CT 装置の仕様と画像再構成条件、およびファントム条件を表9.1に示す。本検討は、データ収集方法、クロスキャリブレーションを含めた装置の状態、画像再構成法の改善やソフトウェアのアップデートなどについて十分調査を行った後に実施した。

(1) 胴体ファントムの作製

6.1.2項に示す第一試験の試験方法に従って胴体ファントムを作成した。

(2) データ収集

6.1.2.4項に示す第一試験のデータ収集法に従い、リストモード収集を行った。なお、散乱ファントムは配置せずに第一試験を行った。

(3) 画像再構成

収集時間が10分間の収集データを表9.1に示す条件で画像再構成を行った。

(4) 解析方法

6.1.3.5項に従って解析を行った。円形 ROI の設定は、日本メジフィジックス社製 Fusion Viewer (ver 2.0) を用いた。

9.1.4.3. 結果

各機種の $SUV_{B,ave}$ を表9.4に示す。対象13機種における $SUV_{B,ave}$ の中央値は1.01 (95%信頼区間0.98～1.05) であった。

表9.4 各 PET/CT 装置における胴体ファントムの $SUV_{B,ave}$

Device	$SUV_{B,ave}$
Aquiduo	1.03
Biograph LSO	0.99
Biograph mCT	1.03
Discovery ST (3D)	0.97
Discovery STE	1.02
Discovery STEP	1.01
Discovery 600	0.95
Discovery 690	1.04
GEMINI GXL	1.00
GEMINI TF	0.98
SET-3000B/L	1.13
SET-3000GCT/M	0.95
SET-3000G/X	1.13

9.1.4.4. 考察

ファントム SUV の精度評価は、本ガイドラインにて追加する評価項目である。SUV はクロスキャリブレーションや画像再構成条件、各種補正法、正味投与量の算出方法など、装置や測定方法が原因となる場合だけでもさまざまな因子の影響を受ける。すなわち、PET/CT 装置の機種の違いだけではなく、例えばクロスキャリブレーションの実施頻度や時刻同期の正確さなど、PET/CT 装置が設置されている施設の保守管理体制や運用の影響も少なからず受ける。American College of Radiology Imaging Network (ACRIN) の多施設共同研究¹⁸⁾では、SUV の精度は±10%の範囲内となることが推奨されている。Daisaki らによる先行研究¹⁹⁾では、SUVの精度が 1.0 ± 0.1 の範囲外となった場合に、PET/CT装置および周辺機器の再調整（ノーマリゼーション、検出器のゲイン調整、ドーズキャリブレータの精度確認、クロスキャリブレーションの再実施）を行った後、再度ファントムデータを取得することにより、SUV の精度が改善したことが報告されている。

本検討は、データ収集方法、装置の状態、ソフトウェアのアップデートなどについて十分調査を行った後に実施したが、SET-3000B/L および SET-3000G/X に関しては、上記先行研究の範囲外であり、かつ視覚的にも BG 領域の均一性が不良であった。これは、画像再構成とともに施される各種補正法の影響を受けているためと考えられ²⁰⁾、ノーマリゼーションを含む減弱、散乱線補正などが改善された新しい画質向上ソフトウェア¹³⁾を導入することで改善されることが考えられる。また、GEMINI TF に関しては、SUV calibration process に関する装置ソフトウェアのアップデートが実施されており、アップデート後には SUV の精度が改善されていた。

胴体ファントムの $SUV_{B,ave}$ を測定することで、当該装置の特性や保守管理体制および各種設定条件の影響を加味した SUV の精度を評価することができる。また、各ホット球の ROI 測定値と第二試験 (6.2.3項参照) から得られる当該装置のリカバリ係数の関数から、設定した収集条件および画像再構成条件における陽性像の SUV を推定できると考える。しかしながら、臨床画像では部分容積効果、収集条件などの技術的要因に加えて、被検者の体動や呼吸性移動など生理学的要因も画素値に影響するため、SUV の真値を検討することや精度保証をすることは極めて困難である。

9.1.4.5. まとめ

SUV はさまざまな因子の影響を受けるが、SUV が 1.00 となるように放射エネルギーを調整したファントムを撮像した場合には、ROI 測定値も

限りなく 1.00 に近い値が得られることが望ましい。ファントム SUV が 1.00 に近い値を得られなかった場合には、原因を追究して SUV の精度を改善する必要がある。

9.1.5. 体格の大きい被検者を模擬したファントムによる体格と画質の関係

9.1.5.1. 背景と目的

体格の大きい被検者が ^{18}F -FDG PET 検査を受ける場合、単位体重あたりの放射エネルギーを一定しても、同一撮像時間では PET 画像の画質が低下することが知られている。文献 1) では NEMA 2007 で規定されている胴体ファントムを用いて物理学的指標の基準を示した。本ガイドラインでは、NEMA 2007²⁾ で規定されている胴体ファントムを改良した体格の大きい被検者を想定した胴体ファントムをファントム試験 (6.1 および 6.2 項参照) に従って検討し、対 BG 比 4 : 1 の 10 mm 径のホット球の描出能について、視覚評価結果と物理学的評価指標の関係を明らかにすることとした。

9.1.5.2. 方法

本検討に用いた PET/CT 装置は、表 9.1 に示す Discovery STEP, Discovery 600, Biograph LSO および Aquiduo の 4 機種である。

(1) 胴体ファントムの作成

6.1.2 項に示す第一試験の試験方法に従って胴体ファントム (BP: Body Phantom) を作成した。NEMA 2007 で規定されている胴体ファントム (長軸径 30 cm) と、体格の大きい被検者を模擬して製作した 2 種類の胴体ファントム (長軸径 33 cm の胴体ファントムと長軸径 36 cm の胴体

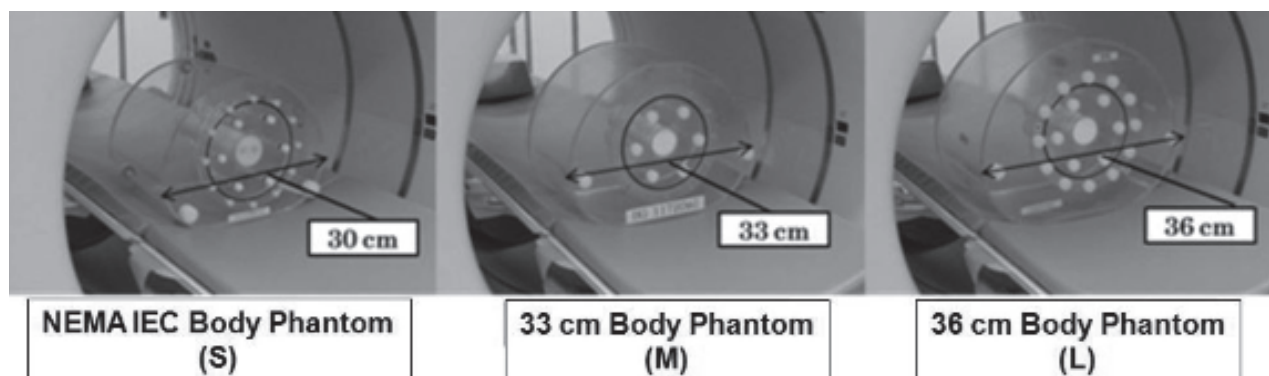


図 9.21 NEMA 2007 で規定されている胴体ファントム (S) と、体格の大きい被検者を模擬して製作した胴体ファントム (M), (L)

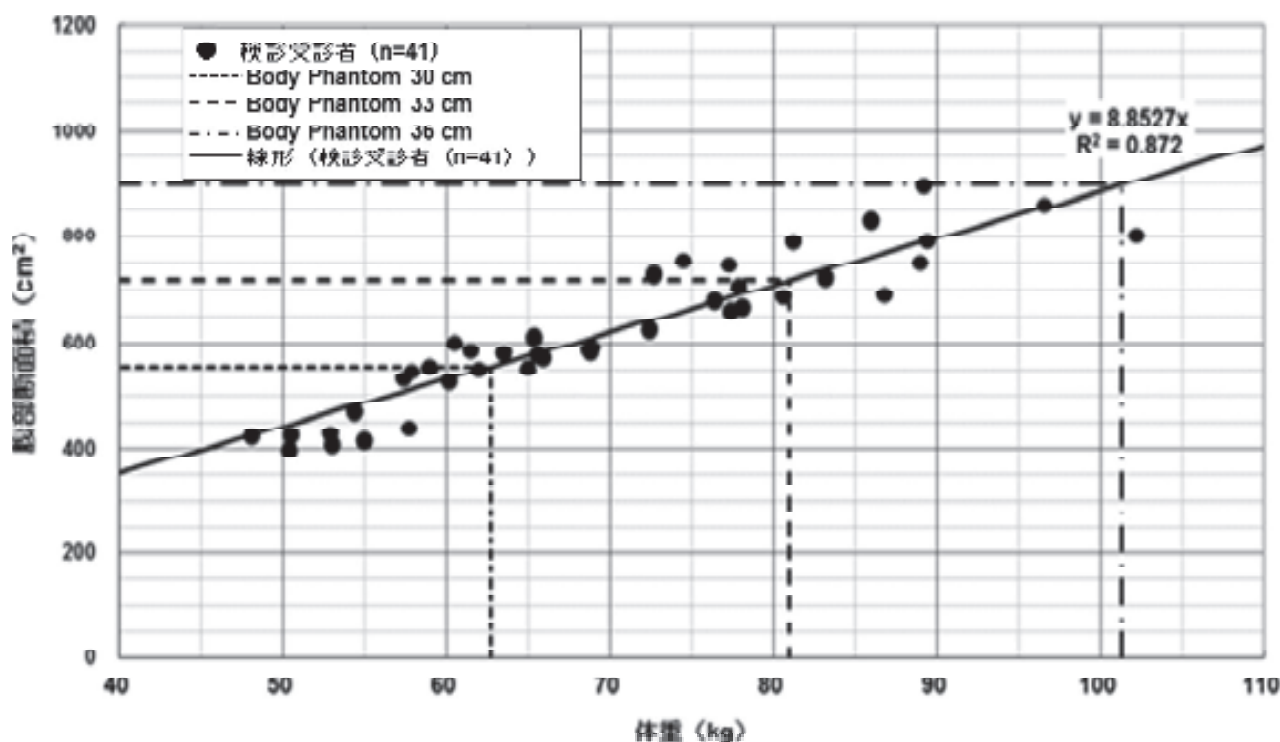


図9.22 被検者の体重と腹部断面積との関係から推定される各胴体ファントムの想定体重

ファントム) を図9.21に示す。NEMA 2007 で規定されている胴体ファントムはヒトの体格で体重約 60 kg (8.2項参照), 長軸径 33 cm と長軸径 36 cm は, それぞれ 80 kg 前後と 100 kg 前後に相当する (図9.22)。

(2) データ収集

6.1および6.2項に示す第一試験と第二試験の試験方法に従い, PET 収集を行った。なお, 散乱ファントムは配置せずに第一試験を行った。

(3) 画像再構成

得られた撮像データを各施設の臨床条件 (表9.1) で画像再構成をした。

(4) 視覚評価

視覚評価は, 9.1.2.2項に示す視覚評価と同様に行った。画像表示ソフトウェアは日本メジフィジックス社製の Fusion Viewer (ver 2.5) であり, 視覚評価の基準は3段階とした。評価は評価者5名で行った。

(5) 物理学的評価

円形 ROI の設定および物理学的指標の算出には PETquact (ver 2.02.03)²¹⁾ を用いた。NEC_{phantom} は各 PET/CT 装置のサイノグラム

ヘッド等に記録された計数データから算出した。

また $N_{10\text{ mm}}$, $Q_{H,10\text{ mm}}$, $Q_{H,10\text{ mm}}/N_{10\text{ mm}}$, RC は再構成画像に設定した ROI 測定値から算出した。ここで, NEC_{phantom} の算出に使用した散乱フラクションを表9.5に示す。この散乱フラクションは, 本ファントム試験の条件において測定した値ではなく, 文献値¹⁾および文献22) から推定した値である。

表9.5 NEC_{phantom} を算出するための胴体ファントム断面積と散乱フラクション

Cross sectional area [cm ²]	Scatter fraction		
	555.5 (BP 30 cm)	717.0 (BP 33 cm)	869.6 (BP 36 cm)
Discovery STEP	0.450	0.489	0.528
Discovery 600	0.366	0.398	0.430
Biograph LSO	0.360	0.391	0.422
Aquiduo	0.341	0.370	0.400

9.1.5.3. 結果

(1) 第一試験

10 mm 径のホット球が識別可能となる収集時間を明らかにするため、収集時間と視覚評価の描出能スコアリングの関係を図9.23に示す。視覚評価の描出能スコアリングは4機種種の平均である。

描出能スコアリングが1.5以上に達するのに必要な収集時間は、胴体ファントムが大きくなるほど長くなった。

描出能スコアリングが1.5以上となる各物理学的指標と胴体ファントムの関係を図9.24および9.25に示す。描出能スコアリングが1.5となる

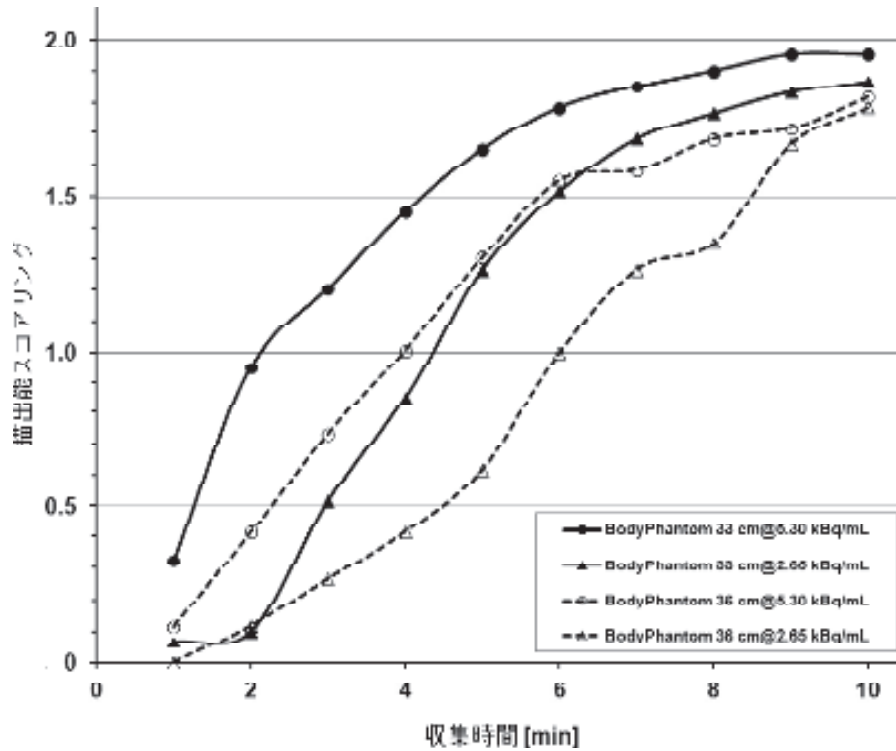


図9.23 各胴体ファントムおよび各放射能濃度における収集時間と描出能スコアリングの関係

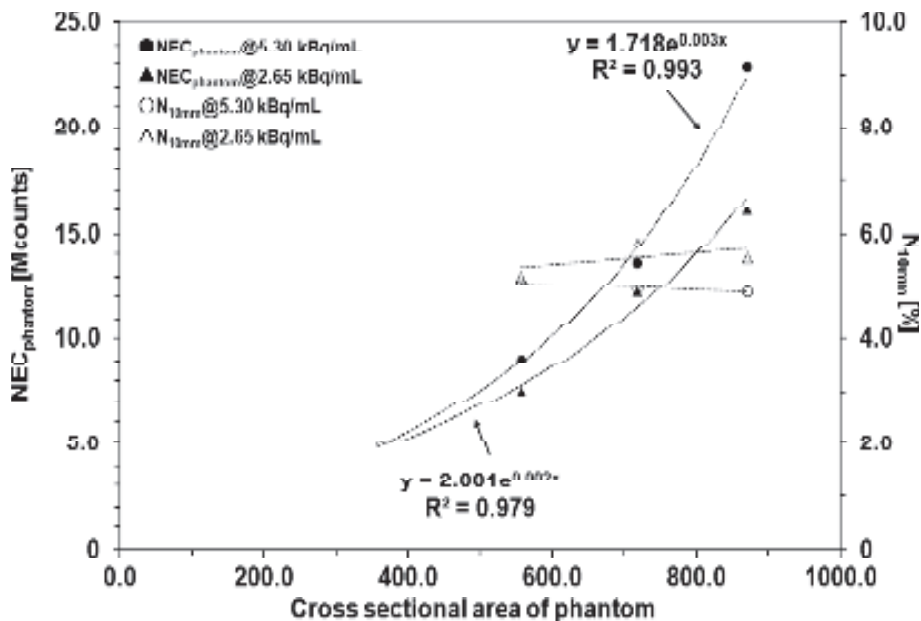


図9.24 胴体ファントムの断面積と描出能スコアリングが1.5となる $NEC_{phantom}$ および N_{10mm} の関係

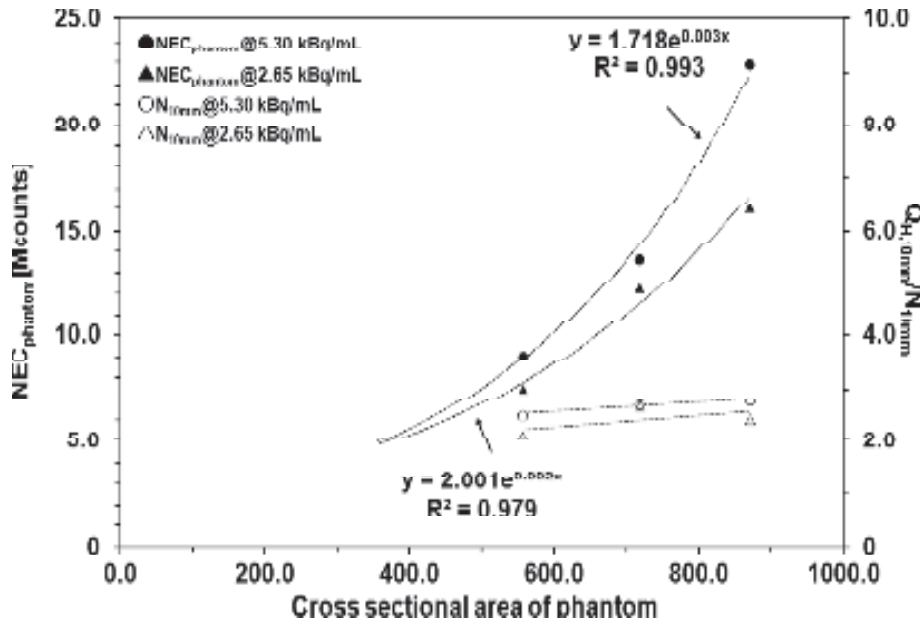


図9.25 胴体ファントムの断面積と描出能スコアリングが1.5となる $NEC_{phantom}$ および $Q_{H,10mm}/N_{10mm}$ の関係

N_{10mm} および $Q_{H,10mm}/N_{10mm}$ は、胴体ファントムの断面積を変化させてもほぼ一定であったが、 $NEC_{phantom}$ は透過する消滅放射線が減弱するため指数関数的に増加させる必要があった。

(2) 第二試験

断面積の異なる3種類の胴体ファントムにおけるホット球サイズとリカバリ係数の関係を図9.26に示す。リカバリ係数は4機種種の平均である。胴体ファントムの断面積すなわち体格が大きくなるに従って全体的にリカバリ係数が低下し、微小

病変の描出が困難になることを示唆した。

9.1.5.4. 考察

本ガイドラインではPET/CT装置4機種を用いて、断面積の異なる3種類の胴体ファントムを測定し、視覚評価と物理学的評価の関係を検討した。ファントムの断面積が大きくなるほど10mm径のホット球を描出するのに要する収集時間は長くなり、かつ放射能濃度に依存して描出能スコアリングも低下した。これは、胴体ファントム内で消滅放射線の散乱が増加したこと、同じく減

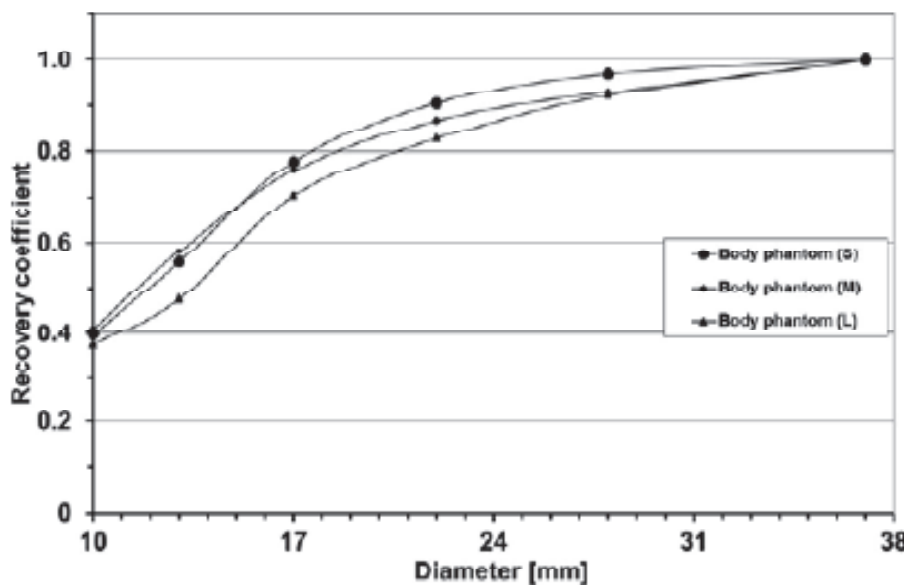


図9.26 3種類の胴体ファントムにおけるリカバリ係数

表9.6 体重 60 kg の NEC_{phantom} を基準とした各体重における NEC_{phantom} の割合

Body weight [kg]	Estimate of abdomen cross-sectional area [cm ²]	Ratio of NEC _{phantom} (5.30 kBq/mL)	Ratio of NEC _{phantom} (2.65 kBq/mL)
50	442.6	0.8	0.8
55	486.9	0.9	0.9
60	531.2	— (1.0)	— (1.0)
65	575.4	1.1	1.1
70	619.7	1.3	1.2
75	664.0	1.5	1.4
80	708.2	1.7	1.5
85	752.5	1.9	1.7
90	796.7	2.2	1.9

弱によって単位時間あたりに計測される計数が低下し、10 mm 径ホット球が統計雑音に埋もれた状態になったことなどが原因と考えられる。

本検討では、3種類の胴体ファントムで同一の放射能濃度になるようにファントムを作成している。すなわち、被検者の体格に応じて投与放射エネルギーを増加させていることと同等であるが、一定の描出能スコアリングを得るためには、収集時間の延長が必要であった(図9.23)。言い換えるならば、体格の大きい被検者で一定の描出能を担保するためには投与量を増やすだけでは不十分であり、減弱によって単位時間あたりの計数が低下することを考慮して収集時間の延長が必要になると考える。

本検討から、日本人の標準的な体格(体重 60 kg)と同等の描出能(描出能スコアリング1.5)を担保するために必要な計数が明らかとなった(表9.6)。生理学的影響を受けない胴体ファントム(NEC_{phantom})での検討ではあるが、体重 60 kg を基準とすれば体重 70 kg では1.3倍、体重 80 kg で1.7倍の計数が必要であり、例えば標準体格を1ベッドポジションあたり120秒で収集しているのであれば、それぞれ156、204秒に収集時間を延長させる必要があると考える。

9.1.5.5. まとめ

NEMA 2007 で規定されている胴体ファントムを応用して、体格の大きい被検者を模擬した胴体ファントムを作製した。ファントム断面積と PET 画像の画質の検討から、体格の大きい被検者では体重あたりの放射エネルギーを増加させ、かつ収集時間を延長させなければ、一定の画質を維持できないと考えられた。しかしながら、極端に大き

い体格の被検者では収集時間の延長に限度があるため、TOF PET を活用することも有効であると考える(9.1.6項参照)。

9.1.6. 臨床画像評価

9.1.6.1. 目的

臨床画像は、被検者の体格や撮像条件および生理学的要因に依存して画質が変化する。本ガイドラインでは、臨床検査を目的として施行されたさまざまな撮像条件および体格の PET 画像を視覚評価し、物理学的指標による画質の管理の可否を検討する。

9.1.6.2. 方法

本ガイドラインでは、臨床データの提供が可能であった10施設より DICOM データ(スキヤノグラム、X線 CT 画像、PET 画像)および収集データの計数値(頭部および膀胱部を除く各ベッドのプロンプト同時計数および偶発同時計数の値)を取得し、解析を行った。

臨床検査を目的として施行されたさまざまな撮像条件に基づくさまざまな体格の PET 画像を PET 核医学認定医(5名)が画質評価した。表9.7に示す基準に基づいて視覚的に5段階のスコアリング評価を行い、この主観的指標を視覚的スコアとした。なお、評価端末および環境はできる

表9.7 本ガイドラインにおける PET 核医学認定医による視覚評価

Visual score	Visual assessment
5	Very good
4	Good
3	Acceptable
2	Poor
1	Very poor

限り同一条件とした。

続いて、臨床画像データの客観的な物理学的指標 ($NEC_{patient}$, $NEC_{density}$, 肝 SNR) と視覚的スコアとの相関を検討した。これらの検討によって得られた基礎データは、実際に臨床で施行された ^{18}F -FDG PET 検査がどの程度の物理学的指標を有するかを明らかにし、読影医が推奨する画質基準を満たした臨床 ^{18}F -FDG PET 画像が有する物理学的指標を示すのに役立つと考える。

9.1.6.3. 結果

(1) 被検者特性と撮像条件

表9.8に施設別の臨床データの特性を、表9.9には各施設の収集プロトコルを示す。すべての施設で投与量は体重により可変されていた。被検者の体格 (体重や BMI) により収集時間を可変して

いる施設は4施設 (施設4, 7, 8, 10) であり、一定の収集時間で行っている施設が6施設であった (施設1, 2, 3, 5, 6, 9)。待機時間は1施設 (施設5: 平均109分) を除いて、おおむね55~70分で行われていた。

(2) 物理学的指標と画質の関係

本ガイドラインでは、PET 核医学認定医による視覚的スコアを画質の指標として評価した。各物理学的指標と視覚的スコアとの関係を図9.27~9.29に、各物理学的指標と視覚的スコアとの相関係数を表9.10に示す。

$NEC_{patient}$ と $NEC_{density}$ は視覚的スコアと弱い正の相関を示し、被検者雑音等価計数が高値なほど、PET 核医学認定医による画質の評価が高い結果であった。したがって、 ^{18}F -FDG PET 検査

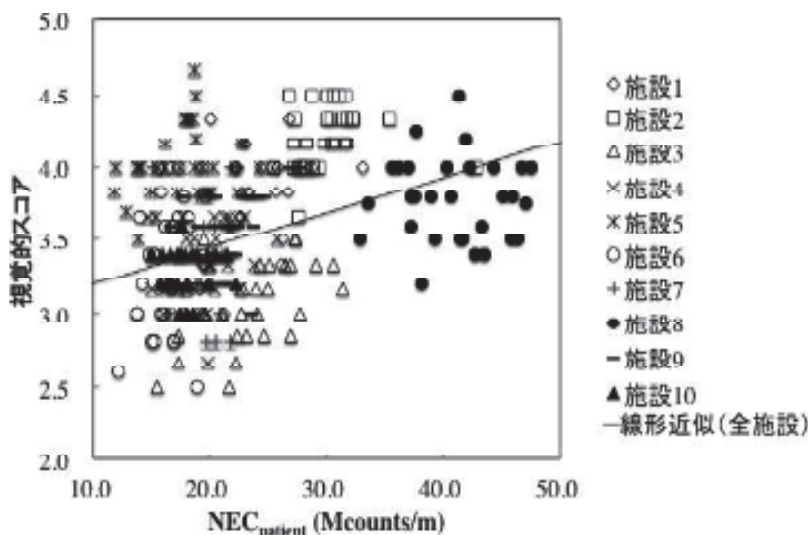
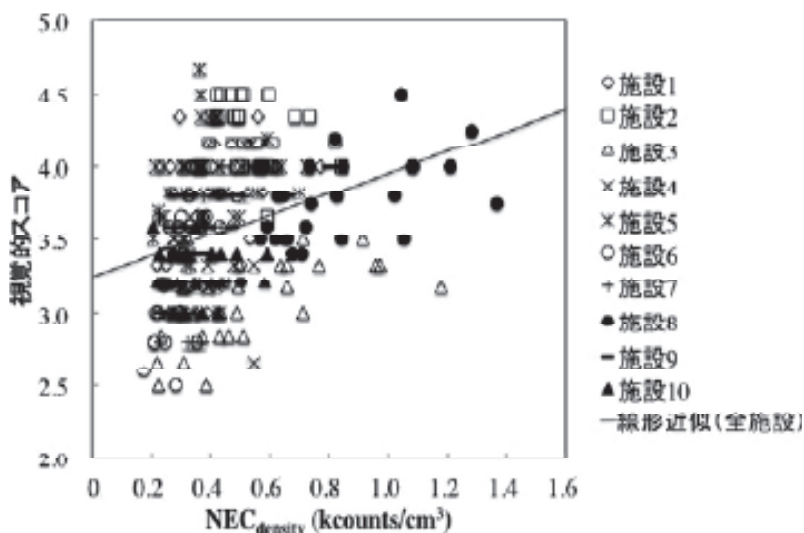
表9.8 各施設の被検者特性

	Center 1	Center 2	Center 3	Center 4	Center 5
Number of patients	30	30	30	30	30
Sex (M : F)	13 : 17	17 : 13	11 : 19	14 : 16	15 : 15
Body height [cm]	158.2 ± 9.4	163.0 ± 9.2	158.6 ± 9.5	165.6 ± 10.6	162.2 ± 9.0
Body weight [kg]	59.7 ± 14.8	63.9 ± 15.3	63.6 ± 15.4	61.7 ± 12.9	59.2 ± 12.6
BMI	23.5 ± 3.6	23.7 ± 3.6	25.1 ± 4.8	21.9 ± 4.5	22.4 ± 4.0
Glucose level [mg/dL]	95.5 ± 15.2	94.4 ± 18.6	84.5 ± 11.9	99.5 ± 14.8	98.3 ± 10.4
Uptake time [min]	62.7 ± 7.9	60.1 ± 4.5	70.0 ± 0.3	61.2 ± 3.8	108.7 ± 29.2

	Center 6	Center 7	Center 8	Center 9	Center 10
Number of patients	30	30	30	30	28
Sex (M : F)	22 : 8	14 : 16	7 : 23	22 : 8	15 : 13
Body height [cm]	167.2 ± 7.3	162.3 ± 8.1	159.6 ± 9.5	168.3 ± 8.1	162.8 ± 9.6
Body weight [kg]	68.0 ± 12.6	62.5 ± 10.2	56.7 ± 12.3	69.4 ± 14.3	60.6 ± 13.2
BMI	24.3 ± 4.1	23.7 ± 3.1	22.2 ± 4.2	24.3 ± 3.6	22.6 ± 3.0
Glucose level [mg/dL]	96.7 ± 12.0	100.3 ± 10.0	103.4 ± 18.5	110.9 ± 31.9	92.4 ± 12.5
Uptake time [min]	61.0 ± 3.8	62.9 ± 2.6	55.1 ± 6.3	55.8 ± 4.4	62.1 ± 6.1

表9.9 各施設の収集プロトコル

Center	Injection dose [MBq/kg]	Scan duration [sec/bed]					
1	4.0	120					
2	4.0	120					
3	4.5	120					
4	3.7	60-75					
5	4.0	120					
6	3.7	120					
7	4.0 (Max. = 350 MBq)	≤50 kg	50-70 kg			≥70 kg	
		150	180			210	
8	3.7	BMI ≤ 16	BMI = 16-19	BMI = 19-24	BMI = 24-27	BMI = 27-30	BMI ≥ 30
		140	150	160	170	180	200
9	3.0	120					
10	2.8	75-90					

図9.27 $NEC_{patient}$ と視覚的スコアの関係図9.28 $NEC_{density}$ と視覚的スコアの関係

にて得られる画質が良好であるか不良であるかを判定するために、 $NEC_{patient}$ や $NEC_{density}$ を算出することは非常に有用であると考えられた。

相関係数は $NEC_{patient}$ に比較して、 $NEC_{density}$ がより高値を示した。 $NEC_{density}$ は Mizuta ら⁶⁾が提案した指標で、単一施設（機種）の検討において視覚的スコアと極めて良好な相関関係 ($r = 0.91$) があると報告している。本ガイドラインでは、多施設の臨床データを用いた検討であるため相関の度合いが弱かったと考えるが、多施設（多機種）においても、画質を推し量る上で有効な指標であると考えられた。被検者の頭部および膀胱を除いた撮像領域の体積を求めることができる

ツールがあれば、 $NEC_{density}$ を算出して画質評価することを推奨する。このとき、肺野や消化管の内部に存在する空気の体積を除外すれば、より精度の高い数値を算出できると考える。

deKemp ら²³⁾ や Mizuta ら⁶⁾ によって全身 ^{18}F -FDG PET 画像の画質を推し量る指標とされていた肝 SNR は、本ガイドラインの多施設（多機種）検討において、 $NEC_{patient}$ や $NEC_{density}$ と比較して視覚的スコアとの相関が弱く、かつ負の相関関係であった。本ガイドラインでは、肝 SNR を 3 スライスに設定した ROI 測定値から算出したが、ROI の位置によって変動しやすいことが問題である。肝 SNR は容易に求めることが可能

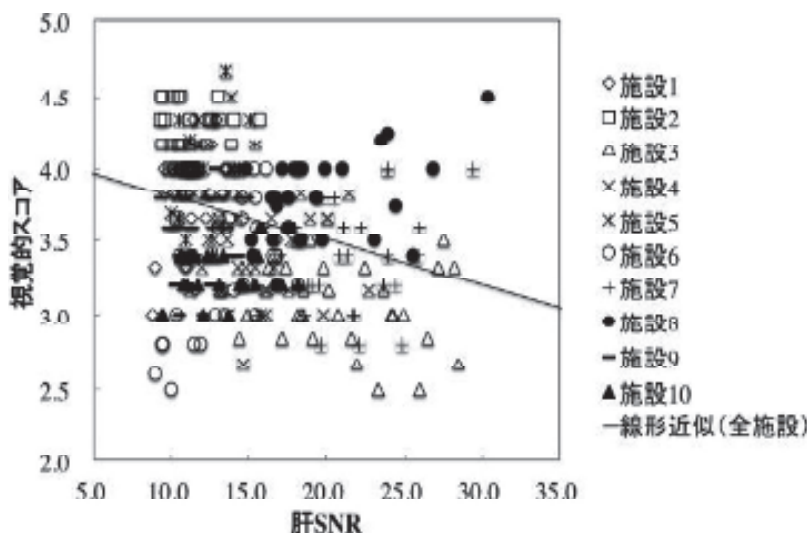


図9.29 肝 SNR と視覚的スコアの関係

表9.10 各物理学的指標と視覚的スコアとの相関係数

	Coefficient of correlation	Signification
NEC _{patient}	r = 0.376	P < 0.001
NEC _{density}	r = 0.432	P < 0.001
Liver SNR	r = -0.278	P < 0.001

であるため、単一施設（単機種）での測定であれば算出することを推奨するが、ROI 設定位置には十分な知識と経験を要すると考える。

(3) 多施設間の画質と物理学的指標の解析

各施設の臨床画像データが有する物理学的指標および視覚的スコアを表9.11に示す。施設間で画質にばらつきはあるものの、視覚的スコアの平均値は3.1~4.2であり、おおむね及第点の画質で臨床検査が実施されていることが確認できた。

(4) TOF PET 群と non-TOF PET 群における物理学的指標および視覚的スコアとの関係者特性と撮像条件

TOF PET 群と non-TOF PET 群における PET 画像の物理学的指標および視覚的スコア検討した。TOF PET 群と non-TOF PET 群における被検者の BMI は、それぞれ 22.7 ± 4.10 と 23.7 ± 3.90 であり、有意な差を認めなかった ($P = 0.617$)。

TOF PET 群と non-TOF PET 群における各物理学的指標の比較検討を行った。まず、両群の NEC_{patient} は、それぞれ 22.4 ± 6.36 [Mcounts/m], 23.5 ± 8.16 [Mcounts/m] であり、統計学的な有意差を認めなかった ($P = 0.711$)。また、両群の NEC_{density} は、それぞれ 0.44 ± 0.13 [kcounts/cm³], 0.45 ± 0.22 [kcounts/cm³] であり、同じく統計学的な有意差を認めなかった ($P = 0.127$)。一

表9.11 各施設の臨床画像における各物理学的指標の平均値

	Center 1	Center 2	Center 3	Center 4	Center 5
NEC _{patient} [Mcounts/m]	23.7 ± 3.1	30.1 ± 3.1	23.4 ± 4.0	19.6 ± 2.5	17.5 ± 3.48
NEC _{density} [kcounts/cm ³]	0.43 ± 0.13	0.53 ± 0.12	0.51 ± 0.25	0.38 ± 0.08	0.41 ± 0.14
Liver SNR	11.4 ± 1.7	11.2 ± 1.5	21.1 ± 4.2	15.9 ± 2.9	12.1 ± 1.5
Visual score	3.84 ± 0.33	4.2 ± 0.21	3.1 ± 0.28	3.4 ± 0.29	4.03 ± 0.25
	Center 6	Center 7	Center 8	Center 9	Center 10
NEC _{patient} [Mcounts/m]	16.1 ± 1.7	19.8 ± 1.7	41.0 ± 4.1	22.0 ± 2.4	17.9 ± 1.7
NEC _{density} [kcounts/cm ³]	0.30 ± 0.07	0.37 ± 0.07	0.82 ± 0.23	0.39 ± 0.13	0.34 ± 0.10
Liver SNR	13.8 ± 2.7	20.8 ± 3.7	19.3 ± 3.7	12.0 ± 1.5	12.9 ± 2.4
Visual score	3.35 ± 0.44	3.37 ± 0.35	3.79 ± 0.29	3.57 ± 0.27	3.28 ± 0.17

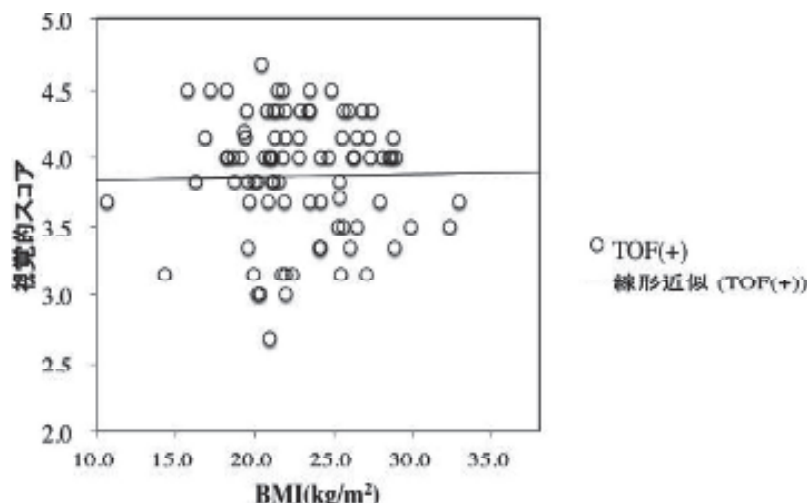


図9.30 TOF PET 群における BMI と視覚的スコアの関係

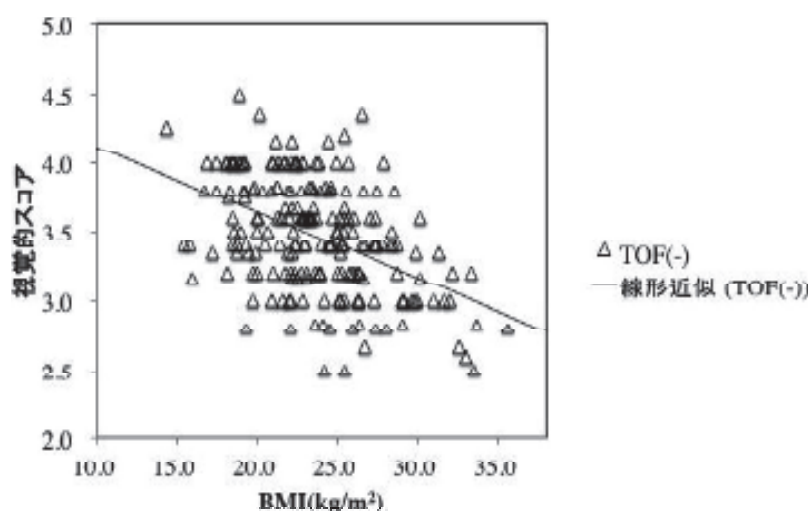


図9.31 non-TOF PET 群における BMI と視覚的スコアの関係

方、肝 SNR はそれぞれ 13.1 ± 2.92 と 16.0 ± 5.01 であり、non-TOF PET 群と比較して有意に TOF PET 群の肝 SNR は低値を示した ($P=0.000$)。

両群の視覚的スコアは、それぞれ 3.87 ± 0.44 と 3.46 ± 0.41 であり、non-TOF PET 群と比較して有意に TOF PET 群の視覚的スコアは高値であった ($P=0.000$)。non-TOF PET 群は肝 SNR が低値であっても視覚的スコアが高値となる可能性があるため、肝 SNR のみでは画質の良不良を正確に判定できないと考える。

先行研究により TOF PET は、non-TOF PET に比して体格の大きい被検者で画質を向上させることが報告されている²⁴⁾。本ガイドラインでは、TOF PET 群と non-TOF PET 群とで、被検者の体格と画質（視覚的スコア）の関係を明らかにす

表9.12 BMI と視覚的スコアの相関

Group	Coefficient of correlation	Significant
TOF PET	$r = -0.095$	$P = 0.171$
non-TOF PET	$r = -0.474$	$P < 0.001$

るために、BMI と視覚的スコアとの相関係数を算出した。TOF PET 群および non-TOF PET 群の BMI と視覚的スコアの間を、図9.30と図9.31、同じく両群における BMI と視覚的スコアの相関係数を表9.12に示す。

non-TOF PET 群では、BMI と視覚的スコアとの間に有意な負の相関を認めしたが、TOF PET 群では相関を認めなかった。TOF PET 群は non-TOF PET 群と比較して体格の影響を軽減することが示唆されたが、投与量および収集時間の最適

化は必要と考える。

(5) 被検者の体格による画質および物理学的指標の変化

PET 核医学認定医の主観的評価で平均視覚的スコアが3を下回った被検者群は、298症例中19例 (non-TOF PET 群 208症例中18例, TOF PET 群 90症例中1例) であった。これらの被検者のBMIは 27.1 ± 4.50 であり、平均視覚的スコアが3以上の被検者群のBMI (23.1 ± 3.80) より有意に ($P=0.000$) 高値であった。すなわち、医師による視覚的評価が低値となった被検者は体格の大きい被検者が多い。また、平均視覚的スコアが3を下回った被検者群と3以上の被検者群の $NEC_{patient}$ はそれぞれ、 19.4 ± 3.64 [Mcounts/m], 23.4 ± 7.79 [Mcounts/m] であり統計的に有意な差を認めた ($P=0.029$)。同様に、 $NEC_{density}$ はそれぞれ、 0.30 ± 0.11 [kcounts/cm³], 0.46 ± 0.20 [kcounts/cm³] であり、統計的に有意な差を認めた ($P=0.001$)。一方、肝SNRはそれぞれ、 17.9 ± 6.36 と 14.9 ± 4.47 であり有意差を認めなかった ($P=0.365$)。

被検者の体格と画質 (視覚的スコア) および物理学的指標の関係を明らかにするために、BMIと視覚的スコアおよび物理学的指標との相関を解析した。BMIと各物理学的指標の相関を表9.13に示す。視覚的スコアについてはスピアマンの順位相関係数を算出し、それ以外はピアソンの積率相関係数を算出した。

$NEC_{patient}$ は5施設 (施設1, 3, 5, 6, 9) で有意な負の相関を示し、1施設 (施設4) では正の相関を示した。 $NEC_{density}$ は8施設 (施設1, 3, 5, 6, 7, 8, 9, 10) で負の相関を示

した。すなわち、施設によっては投与量および収集時間を体格 (体重またはBMI) に依存して可変しているにもかかわらず、BMIが大きくなると被検者雑音等価計数が低下していることが明らかとなった。これは、体格による収集時間の延長が不十分である可能性を示唆する。BMIと肝SNRの相関は、2施設 (施設6, 7) で有意な負の相関、1施設 (施設3) で正の相関となったが、その他の施設では有意な相関を認めなかった。視覚的スコアとBMIの相関は7施設 (施設1, 2, 3, 6, 7, 8, 9) で有意な負の相関を示した。

本ガイドラインで示したデータより、臨床¹⁸F-FDG PET画像の画質を被検者間で一定とするためには、体格による収集時間の重み付けをより大きくする必要があると考えられる。また、TOFが搭載されたPET/CT装置を用いることで、体格の大きい被検者の画質低下のリスクを低減できる可能性が多機種のデータによって示唆された。

本ガイドラインで定義された臨床画像の画質評価による物理学的指標を用いることで、多施設間の画質比較や自施設の被検者間の画質のばらつきを定量評価できると考えられた。

9.1.6.4. 考察

各物理学的指標は機種依存性の少ない画質を推し量る指標として、PET画像の品質管理に利用できると考える。今回の検討の結果から各物理学的指標の推奨値としては、例えば、 $NEC_{patient} > 13$ [Mcounts/m], $NEC_{density} > 0.2$ [kcounts/cm³], 肝SNR > 10 といった値を提案することが可能である。これらの推奨値をすべて満たす被検者数は298例中280例で94.0%であった。一方、いずれも満たされない被検者は1例のみであっ

表9.13 各施設の臨床画像におけるBMIと各物理学的指標の相関関係

	Center 1	Center 2	Center 3	Center 4	Center 5
$NEC_{patient}$	-0.828	n.s	-0.919	0.683	-0.377
$NEC_{density}$	-0.903	n.s	-0.904	n.s	-0.765
Liver SNR	n.s	n.s	0.396	n.s	n.s
Visual score	-0.374	-0.378	-0.644	n.s	n.s
	Center 6	Center 7	Center 8	Center 9	Center 10
$NEC_{patient}$	-0.531	n.s	n.s	-0.479	n.s
$NEC_{density}$	-0.782	-0.803	-0.641	-0.773	-0.814
Liver SNR	-0.571	-0.490	n.s	n.s	n.s
Visual score	-0.625	-0.365	-0.379	-0.459	n.s

表9.14 本ガイドラインにおける物理学的指標レベルと該当被検者数

Physical index value	Number of patients (total = 298 patients)
NEC _{patient} [Mcounts/m]	
< 12	1
< 13	4
< 14	10
< 15	15
< 16	31
NEC _{density} [kcounts/cm ³]	
< 0.18	1
< 0.20	1
< 0.22	10
< 0.24	19
< 0.26	35
Liver SNR	
< 9.0	1
< 9.5	12
< 10.0	21
< 10.5	38
< 11.0	61

た。物理学的指標レベルと該当する症例数を表9.14に示す。NEC_{patient} が 13 [Mcounts/m] 未満の被検者は 4 例、NEC_{density} が 0.2 [kcounts/cm³] 未満の被検者は 1 例、肝 SNR が 10 未満の被検者は 21 例であった。これらの物理学的指標の推奨値は、機種あるいは被検者の体格に多少依存する可能性がある。これらの推奨値は、すべてを満たす必要があるか、それともどれか 1 つ（あるいは 2 つ）を満たせばよいか、さらには TOF 搭載 PET 装置と TOF を搭載しない PET 装置で異なるかについては、更なる検討が必要である。PET 撮像法標準化ワーキンググループの多施設検討では体格による画質の差違を認めたが、島田ら²⁵⁾は NEC_{density} を用いた撮像プロトコルの最適化によって、被検者の体格によらず一定の画質を得ることができることを報告している。したがって、本ガイドラインで示した NEC_{density} は、撮像プロトコルの最適化にも有用であると考えられる。

9.1.6.5. まとめ

本ガイドラインでは、多施設（10施設）から集められた臨床画像データを解析し、臨床画像における物理学的指標の評価を基にした全身 ¹⁸F-FDG PET 画像の品質管理について検討した。臨床画像の画質の良悪を定量的に表す指標として NEC_{patient}, NEC_{density}, 肝 SNR を定義した。これ

らの指標を用いることで客観的評価が可能であり、PET 核医学認定医による視覚評価とも有意に相関することから、適切な画質を満たしているかを判定するための指標として有用である。

10. 参考文献

- 1) 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. 核医技, **29** (2) : 195-235, 2009
- 2) National Electrical Manufacturers Association : NEMA Standards Publication NU 2-2007. Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA : National Electrical Manufacturers Association ; 2007
- 3) 坂井洋登 : デリバリー FDG を用いた PET 検査における画質の技術的検討. 日放技学誌, **63** (8) : 895-902, 2007
- 4) 野村悦司, 石井基喜, 山田康彦, 他 : デリバリー FDG による PET 検査の現状. 日放技学誌, **64** (5) : 647-654, 2008
- 5) 庄司安明, 大屋信義, 大崎洋充, 他 : FDG-PET 検査における撮像技術に関するガイドライン. 核医技, **27** (5) : 425-456, 2007
- 6) Mizuta T, Senda M, Okamura T, et al : NEC density and liver ROI S/N ratio for image quality control of whole-body FDG-PET scans : comparison with visual assessment. Mol Imaging Biol, **11**(6) : 480-486, 2009
- 7) Sathiakumar C, Som S, Eberl S, et al : NEMA NU 2-2001 performance testing of a Philips Gemini GXL PET/CT scanner. Australas Phys Eng Sci Med, **33** (2) : 199-209, 2010
- 8) Surti S, Kuhn A, Werner ME, et al : Performance of Philips Gemini TF PET/CT scanner with special consideration for its time-of-flight imaging capabilities. J Nucl Med, **48**(3) : 471-480, 2007
- 9) Jakoby BW, Bercier Y, Conti M, et al : Physical and clinical performance of the mCT time-of-flight PET/CT scanner. Phys Med Biol, **56**(8) : 2375-2389, 2011
- 10) De Ponti E, Morzenti S, Guerra L, et al : Performance measurements for the PET/CT Discovery-600 using NEMA NU 2-2007 standards. Med Phys, **38** (2) : 968-974, 2011
- 11) Bettinardi V, Presotto L, Rapisarda E, et al : Physical performance of the new hybrid PET/CT Discovery-690. Med Phys, **38**(10) : 5394-5411, 2011
- 12) Boellaard R. Standards for PET image acquisition and quantitative data analysis. J Nucl Med, **50**(Suppl 1) : 11S-20S, 2009
- 13) 水田哲郎, 今西 達, 石川亮宏, 他 : 全身用

- PET における画質向上ソフトウェア (エンハンスリコンパッケージ) の開発. 島津評論, **68**(1・2) : 43-50, 2011
- 14) 松本圭一, 大崎洋充, 佐藤 敬, 他: 陽電子断層撮影法における画質標準化および定量値の精度に関する研究班報告. 日放技学誌, **65**(5) : 668-680, 2009
 - 15) 田中栄一: ポジトロン CT a) 原理. 放射線科学, **25**(4) : 61-66, 1982
 - 16) Snyder DL, Miller MI, Thomas LJ, et al: Noise and edge artifacts in maximum-likelihood reconstructions for emission tomography. IEEE Trans Med Imaging, **6**(3) : 228-238, 1987
 - 17) Onishi H, Motomura N, Fujino K, et al: Quantitative performance of advanced resolution recovery strategies on SPECT images: evaluation with use of digital phantom models. Radiol Phys Technol, **6**(1) : 42-53, 2013
 - 18) 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, **50**(7) : 1187-1193, 2009
 - 19) Daisaki H, Tateishi U, Terauchi T, et al: Standardization of image quality across multiple centers by optimization of acquisition and reconstruction parameters with interim FDG-PET/CT for evaluating diffuse large B cell lymphoma. Ann Nucl Med, **27**(3) : 225-232, 2013
 - 20) 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. 日放技学誌, **68**(6) : 669-679, 2012
 - 21) 松本圭一, 遠藤啓吾: 二種類の FDG-PET ガイドラインに対応した解析ソフトウェアパッケージの開発. 日放技学誌, **69**(6) : 648-654, 2013
 - 22) Macdonald LR, Schmitz RE, Alessio AM, et al: Measured count-rate performance of the Discovery STE PET/CT scanner in 2D, 3D and partial collimation acquisition modes. Phys Med Biol, **53**(14) : 3723-3738, 2008
 - 23) deKemp R, Caldwell C, Farncombe T, et al: PET imaging standards and quality assurance for the multicenter trials of the Ontario Clinical Oncology Group (OCOG) [abstract]. J Nucl Med, **47**(Suppl) : 365P, 2006
 - 24) Surti S, Scheuermann J, El Fakhri G, et al: Impact of time-of-flight PET on whole-body oncologic studies: a human observer lesion detection and localization study. J Nucl Med, **52**(5) : 712-719, 2011
 - 25) 島田直毅, 大崎洋充, 村野剛志, 他: FDG-PET/CT 検査における物理学的指標に基づいた収集時間の最適化. 日放技学誌, **67**(10) : 1259-1266, 2011