

—標準化委員会報告—

心筋血流 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 2.0

日本核医学技術学会
日本心臓核医学会

2025年6月27日 初版
2025年12月15日 第2版

委員長

瀧谷 孝行 (金沢大学)：日本核医学技術学会／日本心臓核医学会

副委員長

青木 卓 (医療法人豊田会刈谷豊田総合病院)：日本核医学技術学会

菊池 明泰 (北海道科学大学)：日本核医学技術学会／日本心臓核医学会

委員

沖崎 貴琢 (旭川医科大学)：日本心臓核医学会

奥田 光一 (弘前大学)：日本心臓核医学会

小野口昌久 (金沢大学)：日本心臓核医学会

木曾 啓祐 (東北大学)：日本心臓核医学会

櫻井 実 (日本医科大学千葉北総病院)：日本心臓核医学会

坪井 孝達 (浜松赤十字病院)：日本核医学技術学会／日本心臓核医学会

松友 紀和 (川崎医療福祉大学)：日本核医学技術学会

三木 一孝 (朝日大学病院)：日本核医学技術学会

森 一晃 (虎の門病院)：日本心臓核医学会

目次

1. はじめに

2. 本ガイドラインにおける標準化の考え方と
注意事項

- 2-1. 本ガイドラインにおける標準化の考え方
2-2. 注意事項

3. ファントム作成および撮像法

- 3-1. ファントムの作成
3-2. ファントム撮像
3-3. 画像再構成

4. 画像評価

- 4-1. 視覚評価
4-2. 物理評価
4-2-1. 微分均一性
4-2-2. %カウント

5. ボトムラインの設定

- 5-1. EMIT ファントム画像の概要
5-2. 視覚評価および物理評価の決定方法

6. 画像改善方法

- 6-1. 収集条件
6-2. 画像再構成法
6-3. 画像表示

7. 付録

- 7-1. EMIT ファントム作成手順
7-2. 臨床例およびEMIT ファントムの心筋カウント計測
7-3. 自動解析プログラムによる解析結果の概要
7-4. ボトムライン決定に用いた収集・画像再構成条件

8. 謝辞

参考文献

1. はじめに

心筋血流 single photon emission computed tomography (SPECT) 検査は、虚血性心疾患の診断、重症度評価、治療方針の決定や予後評価に広く用いられ^{1~9)}、国内外のガイドラインにおいても高いエビデンスクラスが示されている^{10~13)}。その一方、心筋血流 SPECT は、収集、処理および表示条件が多岐にわたり、施設ごとに様々なバリエーションで条件が設定されており^{14~16)}、その結果、画質が大きく異なるために、標準化が求められている。それに伴い、国内外の各学会がガイドラインや指針を示し、収集、処理および表示条件の基本的な考え方を提示している^{17~24)}。しかし、世界的に収集や画像再構成条件にはばつきがあり、International Atomic Energy Agency Nuclear Cardiology Protocols Cross-Sectional Study (INCAPS) 研究²⁵⁾で公開されている放射線被ばく低減のためのベストプラクティスの順守率が低いことが問題視されている²⁶⁾。

心筋血流 SPECT の標準化に関する取り組みは 1990 年代より世界各国で開始され、当初は、心筋ファントムを中心に多施設共同研究を実施し、視覚的および定量的に判定するものが主流であった^{27~33)}。近年では、臨床画像から体重によって投与量と収集時間を調整して、画像のノイズ量を標準化させる報告³⁴⁾ やファントム試験による画質の担保と臨床例による画像解釈を組み合わせて、画質と診断基準を標準化させようとする試み³⁵⁾ など多様化し、継続して研究されているが、未だに標準化には至っていない。

本邦においても、2000 年代から標準化に関する活動が開始され、心筋ファントムや臨床データを用いた多施設共同研究が行われている^{36~39)}。日本核医学技術学会でも核医学画像の量化・基準化のための調査研究ワーキンググループを発足させ、現状調査が実施され、その結果、収集・処理条件などは機器メーカーの推奨値や条件の継承により決定される例が多いことが確認された¹⁴⁾。2008 年にはその結果を踏まえて、心筋 SPECT の収集・処理・表示・出力の基準画像の具体的方法を提示したが²⁴⁾、標準化には至らなかった。

2013 年に日本核医学技術学会は標準化委員会を設置し、2020 年に心筋血流 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 1.0 を公開した^{40, 41)}。このガイドラインでは、^{99m}Tc 心筋血流 SPECT において視覚的・定量的に標準化の水準以上である画質をファントム試験で定義したが、²⁰¹TlCl (²⁰¹Tl) 心筋血流 SPECT は対象外となっていた。本邦では、放射線被ばくの観点から、²⁰¹Tl 製剤の利用は減少傾向にあるものの⁴²⁾、未だ多くの施設で実施しているために、標準化ガイドラインを制定する必要があると考えた。今回、²⁰¹Tl 心筋血流 SPECT の標準化に着手し、画質基準を決定したのでここに公表する。

2. 本ガイドラインにおける標準化の考え方と注意事項

2-1. 本ガイドラインにおける標準化の考え方

2008 年の核医学画像の量化・基準化のための調査研究ワーキンググループ報告では、心筋血流 SPECT の基準画像と、2 検出器および 3 検出器での収集および画像再構成条件例を提示することで標準化を試みたが、標準化には至らなかつた。本ガイドラインでは、ファントム試験を実施し、視覚評価および物理評価において最低限必要な画質の基準（ボトムライン）を提案することで、標準化することにした。ファントムについては、国内で最も流通している京都科学社製の心筋ファントムは個体差が大きく、病変位置も固定できないために、ファントム試験で標準化するための均質なデータを取得する上で課題があると考えた⁴³⁾。そこで、心筋画像の標準化を目的とした心筋ファントムと画像解析評価システムを構築するために、Meeting of Frontier Technologist (MOFT) の核医学技術者が中心となって議論し、An evaluation system of myocardial image based on technical grounds (EMIT) が開発された^{44~46)}。EMIT ファントムは単純構造で作成の容易なファントムと自動画像解析プログラムが整備されているために、標準化するのに最適なシステムと考え、本ガイドラインのファントム試験に採用した。本ガイドラインの検証のフローチャートを図 1 に示す。

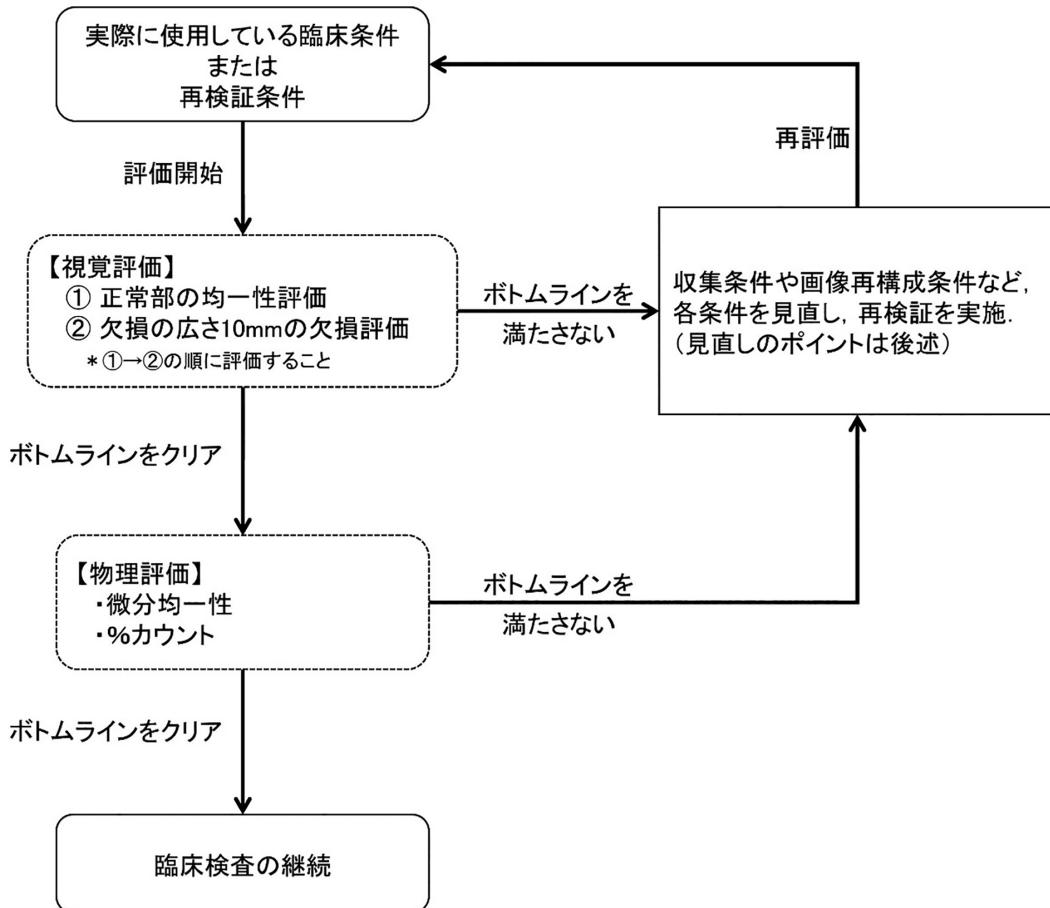


図 1 本ガイドラインによる検証の流れ

2-2. 注意事項

本ガイドラインのボトムラインは、filtered back projection (FBP) 法を用い、減弱補正、散乱線補正および空間分解能補正なしのデータで決定した。SPECT および SPECT-CT 装置による各種補正方法はメーカーごとに異なり、特に空間分解能補正アルゴリズムの違いが画質に影響を及ぼすことが報告されている⁴⁷⁾。さらに、ordered subsets-expectation maximization 法に各種補正が組み込まれるが、装置によっては、各種補正なしを選択できないものも存在するために、最も汎用的で、どの施設でも実施可能な FBP 法にてボトムラインを決定した。ただし、このボトムラインはあくまでファントム試験における最低限の画質基準を定めたもので、最良な画像を定義しているものではない。ボトムラインの基準をクリアした場合で

あっても、さらに収集および画像再構成条件を検討して、画質改善が見込まれるのであれば積極的に変更していただきたい。また、ファントム試験でボトムラインをクリアした収集および画像再構成条件が臨床画像で必ずしも最適であるとは限らない。臨床画像において、医師と相談の上、条件変更が必要と感じた場合は、パラメータを調整されたい。

EMIT ファントムは心筋形状を模していないために、NaI (Tl) 検出器のパラレルホールコリメータを対象としており、一部の焦点をもったコリメータでは評価ができない。また、パラレルホールコリメータであっても小視野の SPECT 装置では評価できない場合がある。さらに、心臓専用機や全身用リング型半導体検出器 SPECT は対象外となっている点も留意いただきたい。

3. ファントム作成および撮像法

3-1. ファントム作成

EMIT ファントムは内容器（心筋）と外容器（胸部）で構成され、外容器にはポリスチレンビーズが封入され、水溶液は充填しない。内容器（心筋）はさらに心筋部（外側：容積 375 mL）と心室腔（内側：265 mL）に分かれている。

^{99m}Tc 製剤および ^{201}Tl 製剤の心筋摂取率はそれぞれ 1.5% 前後および 4 ~ 9 % と報告されている^{48~51)}。 ^{99m}Tc 製剤および ^{201}Tl 製剤の投与量は、事前のアンケート調査から 740 MBq および

111 MBq とし、本邦における正常心筋容積を 120 mL とした⁵²⁾。心筋部に封入する放射能濃度は、厳しい条件となるように心筋摂取率の低い方を採用し、 ^{99m}Tc 製剤および ^{201}Tl 製剤それぞれ 50 kBq/mL および 38 kBq/mL とした。心室腔には脱気水（可能であれば蒸留水）を封入し、内容器の欠損の幅が変化する部分（広さの欠損）が下壁側となるように、外容器へ配置する（図 2）。

3-2. ファントム撮像

ネジがある面を頭側とし、平らな面が足側となるように EMIT ファントムを配置する（図 3）。水準器やレーザーを使用して、寝台に対して

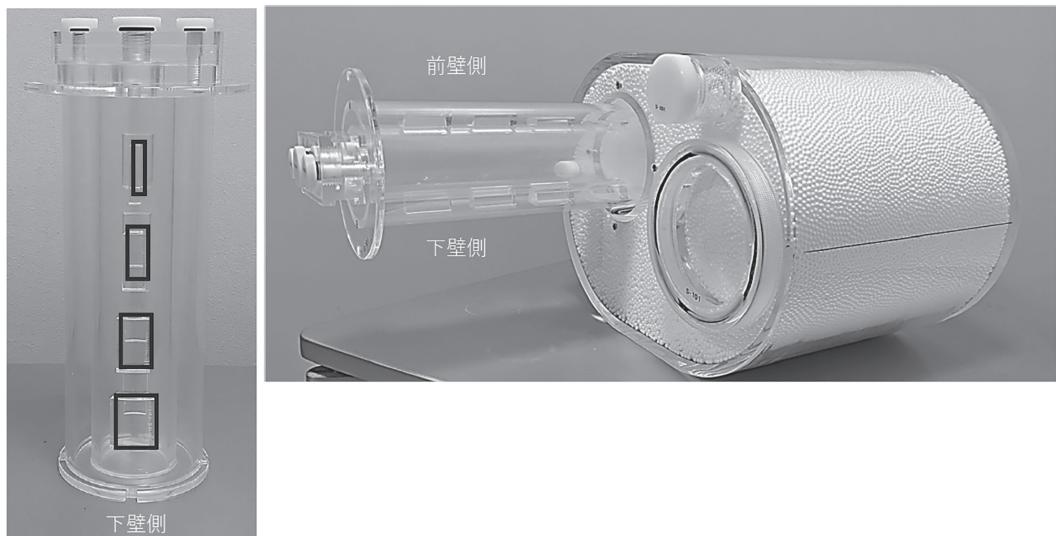


図 2 EMIT ファントムの内容器（心筋）封入方向

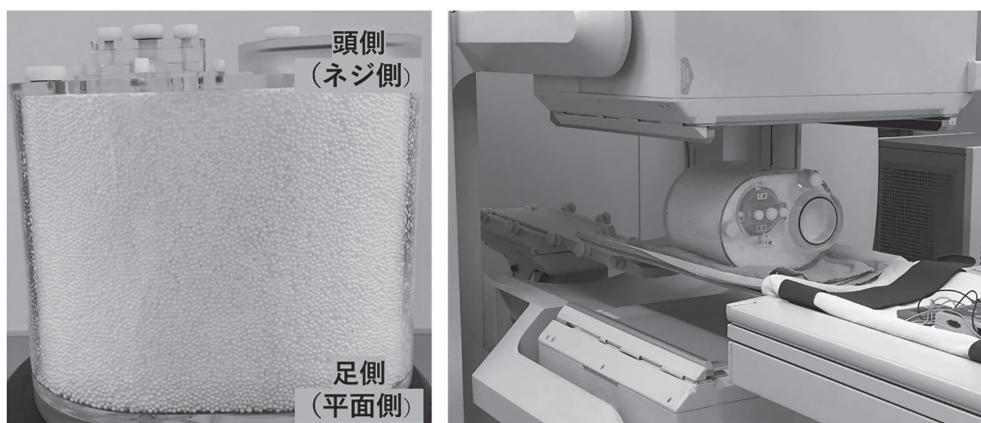


図 3 EMIT ファントムの配置 (Feet first の場合)

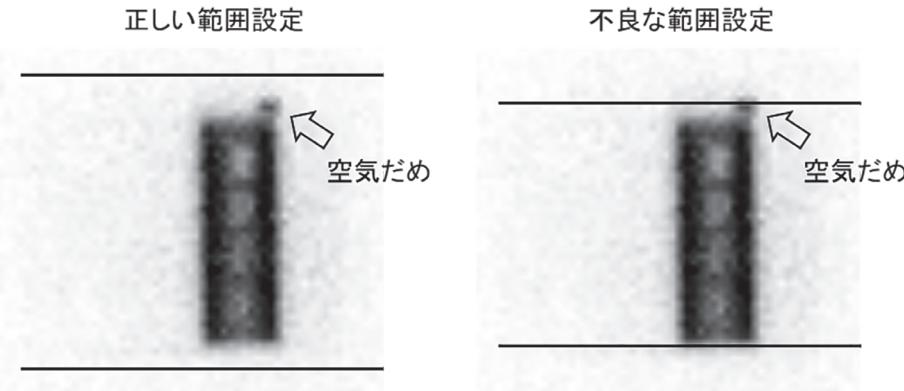


図 4 画像再構成範囲設定

EMIT ファントムが水平となるように位置決めを行う。通常使用している臨床条件にて収集を行う。しかし、臨床と EMIT ファントムの平均心筋カウントが同等であることが重要であるため、収集時間は適宜調整する必要がある。臨床と EMIT ファントムの平均心筋カウントの確認方法は、付録を参照されたい。EMIT ファントムは静態ファントムのため、臨床条件にて心電図同期収集を行っている施設では、模擬心電波形発生装置を使用もしくは人体に心電図を装着して収集を行うか、心電図非同期収集プロトコルを作成して SPECT 収集を行う。

3-3. 画像再構成

臨床で使用している画像再構成条件にて、空気だめが側壁側となるように短軸像を作成する。画像再構成範囲は EMIT ファントムの空気だめを含み、上端および下端がバックグラウンド画像になるよう広く設定(図 4)し、マスク処理は OFF に設定する(ただし、Canon 社の GCA9300 シリーズのような小視野のガンマカメラでは撮像時に空気だめを含むことができない)。

4. 画像評価

心筋血流 SPECTにおいて、心筋に虚血や梗塞があった場合、それが集積低下部位や欠損として指摘できることが重要である。SPECT の検出限界⁵³⁾を考慮し、視覚評価および物理評価を行うスライスは、^{99m}Tc 画像、²⁰¹Tl 画像とともに欠損の広さ 10 mm が下壁に描出されているスライスとした。

4-1. 視覚評価

視覚評価は、各施設で使用している読影端末を用いる。読影端末にて、^{99m}Tc 画像、²⁰¹Tl 画像とともに下壁の欠損の広さ 10 mm が最も描出されているスライスを表示する。評価は各施設で心筋血流 SPECT 画像の読影を行う医師もしくは核医学検査を担当する診療放射線技師(核医学専門技師が望ましい)で行う。正常心筋部は図 5 を参考に中隔および側壁にあたる欠損のない領域、欠損心筋部は図 6 を参考に下壁欠損の広さ 10 mm に対し、表 1 に示す 5 段階での評価を行う。

4-2. 物理評価

物理評価は、3-3 項に準じて作成した再構成画像(短軸像の全スライスデータ)および投影データを必要書類とともに日本核医学技術学会事務局に解析依頼を行うことで心臓精度管理小委員会が専用ソフトウェアを用いて行う。物理評価結果は後日、日本核医学技術学会事務局より報告する。

4-2-1. 微分均一性

中隔および側壁にあたる欠損部のない領域に対し、5 画素毎の最大偏差(最大値と最小値の差をその和で除した百分率)を領域内のすべての画素について算出し、領域内での最大の値を各領域の微分均一性とする。側壁、中隔の値の最大値を微分均一性として算出する。

4-2-2. %カウント

下壁に設置した広さ 10 mm の欠損部にあたる最小カウント値を、同一スライスの最大カウント値で除し、百分率で示す。

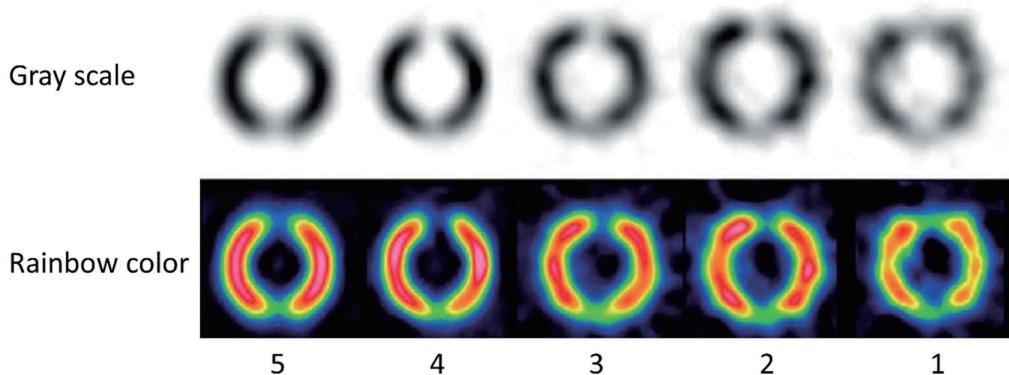


図5 均一性評価の指標画像

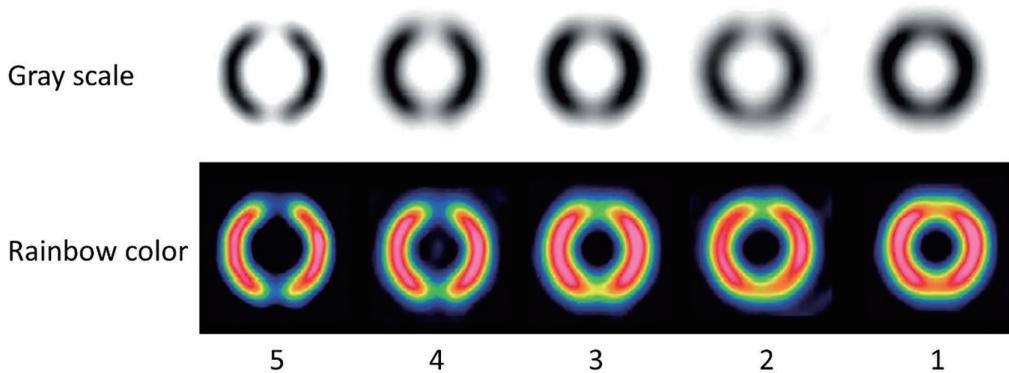


図6 欠損部評価の指標画像

表1 視覚評価指標

スコア	均一性評価	欠損部評価
5	均一性が十分担保されている	高度集積低下
4	正常部に若干の濃度差がある	中等度集積低下
3	正常部に若干の濃度差があり、心筋辺縁部が不規則	軽度集積低下
2	不均一な箇所が目立ち、中等度の画像歪みを認める	どちらともいえない
1	全体的に不均一で、高度の画像歪みを認める	集積低下を認めない

5. ボトムラインの設定

5-1. EMIT ファントム画像の概要

^{99m}Tc 画像 17 データ, ^{201}Tl 画像 36 データにて, 臨床使用している収集および画像再構成条件にて画像を作成した。各施設の収集および画像再構成条件は付録(7-4)を参照されたい。 ^{99m}Tc 画像では, ピクセルサイズは 4.8 ~ 7.8 mm, 収集時間は

20 ~ 60 sec/step, 360 度収集が 9 データ, 180 度収集が 8 データであった。また ^{201}Tl 画像では, ピクセルサイズは 3.1 ~ 6.6 mm, 収集時間は 17 ~ 60 sec/step, 360 度収集が 31 データ, 180 度収集が 3 データ, 208 度収集が 2 データであった。画像再構成法は, 両画像とともに FBP 法とし, 減弱, 散乱線および空間分解能補正は行われていない。

5-2. 視覚評価および物理評価の決定方法

ボトムラインの設定は、各施設の収集・処理条件が異なるため、視覚評価を基準として算出した。視覚評価は心筋 SPECT 標準化ガイドライン合同改訂委員会メンバーで行った。 ^{99m}Tc 画像における全データの平均値は均一性評価で 3.71 ± 0.59 、欠損部評価で 3.76 ± 0.56 、 ^{201}Tl 画像における全データの平均値は均一性評価で 4.43 ± 0.35 、欠損部評価で 3.54 ± 0.42 であった。均一性評価の 3 は正常部に若干の濃度差があり、心筋辺縁部(エッジ)が不規則であると定義したが、ここでは均一性が保たれていると評価した。欠損部評価の 3 は軽度集積低下を認めていたため、10 mm の欠損が認識できていた。一般的に均一性と欠損部のコントラストは、視覚評価において重要な指標である。したがって、視覚評価のボトムラインは均一性、欠損部評価ともに 3 以上と定義した。この視覚評価 3 以上のデータを用いて、物理指標のボトムラインを求めた。

微分均一性および%カウントは、 ^{99m}Tc 画像ではそれぞれ 2.60 ± 0.62 および 58.65 ± 7.79 、 ^{201}Tl 画像ではそれぞれ 2.29 ± 0.37 および 62.26 ± 4.68 であった。以上の結果より、ボトムラインは、微分均一性については平均値 + 2 SD、%カウントについては標準偏差が大きいため、平均値 + 1.5SD と定義した。表 2 にそのスコアを示す。なお、今回設定した ^{99m}Tc 画像における物理評価のボトムライン算出に用いたデータは $n=17$ であり、統計的に考えると少ないと推察される。今後、データ数を増やして検討することが望まれる。

表 2 物理評価のボトムライン

	^{99m}Tc 画像	^{201}Tl 画像
微分均一性	3.84以内	3.03以内
%カウント	70.34以内	69.28以内

6. 画像改善方法

視覚評価および物理評価においてボトムラインを満たさない場合の改善方法について説明する(図 1 参照)。なお、 ^{99m}Tc 製剤および ^{201}Tl 製剤で視覚評価の基準画像は変更していないため、共通の改善方法も含まれる。実際に臨床画像が作成されるまでには、収集条件、画像再構成法および

画像表示の 3 要素が関係している。今回は、各要素のパラメータ設定によって画像がどのように変化するのかを解説する。施設ごとに、投与量や投与から撮像までの時間、収集時間なども異なるため、組み合わせは多様になるが、3 要素内の設定項目の特徴を理解することで、画質が向上し、視覚評価スコアおよび物理評価指標の改善につながる。各施設で使用している機器の特徴について、この機会に再度確認していただきたい。

6-1. 収集条件

収集条件は画像を作成するための基本となるため、まずは収集カウントの担保が重要となる。一般的に、投影データにおける心筋領域 1 ピクセル当たりのカウント数は画質に大きな影響を与えるため、核種や投与量などの違いを考慮しつつ適切な収集時間を設定することが必要である。カウント数を N とすると、統計誤差 (%) は $\sqrt{N}/N \times 100$ 、統計的雑音は \sqrt{N} として表すことができ、1 ピクセル当たりのカウント数が 40~50 以下になると急激に統計誤差が増える。そのため、統計誤差を 10% 以下にするためには、十分なカウントが必要となるため、心筋領域 1 ピクセル当たり 100 カウント以上となる収集時間が望ましい^{24, 54)}。実際には、撮像時の上肢挙上に伴う被検者の負担と得られるカウント数を考慮し、1 回の収集時間は投与量にも依存するが、30 分以内が推奨されている。その上で、収集カウントを担保するための収集条件のポイントを国内外のガイドラインをもとに提示する^{17~21, 24)}。

コリメータは、 ^{99m}Tc 製剤においては低エネルギー高空間分解能型コリメータ (LEHR) が推奨され、 ^{201}Tl 製剤は、投与量が少ないとから、LEHR でカウントが不十分の場合は低エネルギー汎用型コリメータ (LEGP) も選択される場合がある。LEGP に変更することで、感度が向上し、同一収集時間での収集カウントを増加させることができる。

エネルギー ウィンドウ幅は、 ^{99m}Tc 製剤では 15~20% ($\pm 7.5\sim10\%$) が推奨されている。 ^{201}Tl 製剤は 70 keV の Hg の特性 X 線では 15~30% ($\pm 7.5\sim15\%$) と 167 keV の γ 線では 15~20% ($\pm 7.5\sim10\%$) が選択される。一般的には 70 keV と 167 keV の dual peak window 設定を推奨

しているガイドラインが多いが、国内においては、70 keV の single peak window 設定の施設もある⁵⁵⁾。Dual peak window 設定は、single peak window 設定に比べて 10~20% 収集カウントが増加するため^{56~58)}、single peak window で収集している施設は、dual peak window 設定も検討の余地がある。ただし、エネルギー ウィンドウ 設定ごとに均一性の補正テーブルが必要であるため、事前に装置メーカーに補正テーブルがあるか確認しなければならない。また、一部の施設において 70 keV の特性 X 線のエネルギー ウィンドウを高エネルギー側にシフトさせる off-peak 収集で実施している施設があり、エネルギー ウィンドウ内に含まれる散乱線成分を除去でき、信号成分を効率よく収集できる⁵⁹⁾。その一方で、均一性は低下することが知られているために、仮に off-peak 収集で均一性が基準をクリアできない場合は、エネルギー ウィンドウ 設定を再検討することも視野に入れる。

収集拡大率、マトリクスサイズを変更（例：1.8 倍から 1.4 倍、128×128 から 64×64 など）することでピクセルサイズを再考し（ピクセルサイズを大きくする）、1 ピクセル当たりのカウント数を増やすことも改善策の一つとして挙げられる。なお、ピクセルサイズは 3~7 mm 程度とガイドラインによって設定範囲が異なるが、ピクセルサイズは空間分解能に影響するため、収集カウントとのバランスを考慮して慎重に決定する必要がある。

収集角度の範囲（360 度もしくは 180 度）におけるサンプリング数もその一つで、ピクセルサイズに適したサンプリング数は、サンプリング定理より $N = \pi D/2P$ から求めることができる。N はサンプリング数、D は有効視野（mm）、P はピクセルサイズ（mm）である。一般的に、サンプリング角度は収集角度の範囲に依存せずに 3~6° に設定される。同一収集時間の場合、サンプリング数が多いほど 1 方向における単位ピクセルあたりのカウント数が低下し、100 counts/pixel が担保できない場合があるが、SPECT では全ての投影方向を加算した総カウント数が統計変動に起因する点に留意が必要である⁵⁴⁾。なお、サンプリング数を減少させて 1 方向当たりの収集時間を長くすることで画質や物理特性が改善するが^{60, 61)}、減少させすぎるとエイリアシングに伴う歪が生じるの

で、注意が必要である。

収集方法は、総収集時間が同じとき step & shoot 収集に比べて continuous 収集を用いることで収集カウントを増加させることができる。心電図同期収集を行う場合は、基本的に step & shoot 収集しか選択できなかったが、最新の装置では continuous 収集が選択可能になった⁶²⁾。また、心電図同期収集を実施しない場合も選択可能であり、収集カウントが不足している場合に検討していただきたい。

6-2. 画像再構成法

今回のガイドラインでは、FBP 法で作成された画像のボトムラインを提示しているが、その際に画像ノイズ除去フィルタとして主に用いられるバターワースフィルタのカットオフ周波数を変化させると画質が大きく異なる^{53, 54)}。カットオフ周波数が高いほど空間分解能は向上するがノイズの割合が多くなり、逆にカットオフ周波数が低いほど空間分解能は低下するが、滑らかな画像となる。さらに、最適なカットオフ周波数の設定は、収集カウントにも依存し、収集カウントが多いほど、設定できるカットオフ周波数の許容範囲が広がる⁶³⁾。なお、このカットオフ周波数については、物理評価の微分均一性に影響を及ぼす因子で、カットオフ周波数を低くすると画像が滑らかとなり、均一性の改善を図ることができる。一方、%カウントにてボトムラインを満たすことができなかつた場合は、このカットオフ周波数を逆に高く設定することで改善がみられる。このように、カットオフ周波数は微分均一性と %カウントの両方の物理特性に関係するため、設定には注意が必要であり、ファントム実験においては normalized mean square error 法による定量評価確認⁶⁴⁾ や視覚評価に伴う最適値の設定⁶³⁾ が報告されているが、最終的には、両方の物理特性がボトムラインを満たす範囲で臨床画像の視覚評価も加味して施設ごとに読影医や診断医と協議しながら決めることが望ましい。なお、バターワースフィルタの式やカットオフ周波数の単位は、装置メーカーや機種ごとに異なるために、数値が同じであってもフィルタ効果が異なる。先行研究を参照する場合、特に式と単位を同一にした上でフィルタ設定しなければならない点に注意が必要である。

6-3. 画像表示

画像表示はカラースケール表示とグレースケール表示に区分される。カラースケール表示では、カラーコードの種類によって視覚的に与える印象が大きく異なる^{65, 66)}。多くのガイドラインでは、連続的に変化するカラースケールを選択し、upper および lower level は100%および0%に設定し、バックグラウンド減算は避けることが推奨されている^{17~19)}。もし、極端に色調に変化のあるカラースケールを選択している場合は、カラースケールの変更を検討していただきたい。

グレースケールは linear 階調が基本となるが、視覚評価が基準値を満たさない場合は、ガンマ値の変更や square (下凸の二乗曲線) やシグモイド型 (S 字カーブ) 等に変更することを検討する。また、upper level および lower level の設定は、100%および0%が一般的であるが、視覚評価において欠損部の描出能がよくない場合は、lower level を引き上げる(10~20%)ことで欠損部がはっきりと描出されるようになるため改善策の一つとして挙げられる²⁴⁾。なお、lower level を引き上げすぎてしまうと、心筋厚が希薄化して表示されるため注意が必要である。このように表示スケールの変更によって、描出能に一定の改善はみられるが、ここでもっとも重要なのは、画像本来のコントラストや均一性が向上しているわけではないことに留意すべきである。

7. 付録

7-1. EMIT ファントム作成手順

EMIT ファントムは、外容器（胸部）と内容器（心筋）で構成され、外容器にはポリスチレンビーズが封入され、水は充填しない（図7）。さらに、内容器（心筋）は、心筋部（外側：容積 375 mL）と内腔（内側：容積 265 mL）に分かれている。以下にファントム作成の工程を記載する。

（工程1）

約 2500 mL の水（可能であれば蒸留水、なければ1日以上放置した脱気水）を準備する。準備した水のうち約 400 mL を使用し、ファントム内容器の心室腔（内側：容積 265 mL）のネジ（図8 の白矢印部）を開け、気泡のないように水を封入する。9割程度は漏斗で封入し、その後、ディスポ注射器（50 mL 用、1 mL 用など）を用いて充填すると気泡を最小限にして封入できる。気泡がある場合はネジ装着口に集めた後に水を充填してネジを締める。

注：外容器は、ポリスチレンビーズが充填されており、開封可能であるが、水は封入しない。
（工程2）

準備した水のうち秤量器またはメスシリンダを用いて 500 mL の水を用意し、^{99m}Tc 製剤または²⁰¹Tl 製剤を封入（複数回シリンジ内をとも洗い）し、十分な攪拌を行って水溶液を作成する。内容

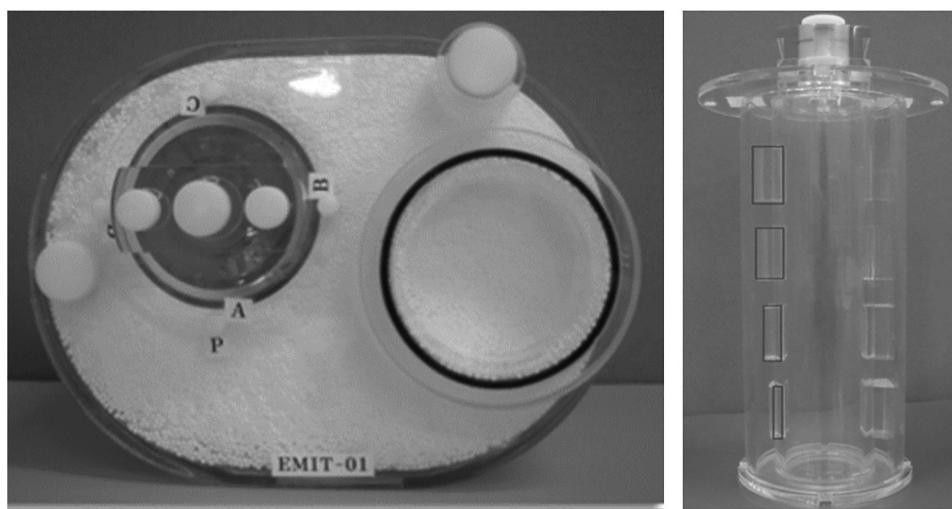


図7 EMIT ファントムの外観（左図）および心筋部（右図）

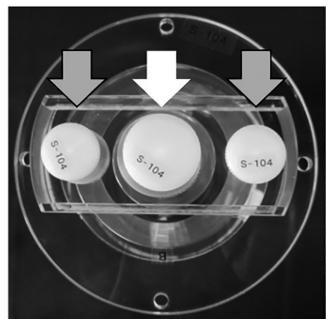


図 8 EMIT ファントム心筋部のネジ部分

器の心筋部（外側：容積 375 mL）2か所のネジ（図 8 灰色矢印部）を開ける。心筋部に漏斗やディスポ注射器（50 mL 用, 1 mL 用など）を用いて水溶液を充填する。8割程度注いだ所で空気抜きが無い方のネジを締め、気泡を空気だめに誘導する。その後、水溶液を充填することで心筋部内に気泡がない状態で作成できる。

（工程 3）

外容器（胸部）と内容器（心筋部）を固定する。広さの異なる欠損部が下壁にくるように配置する（図 2）。

7-2. 臨床例および EMIT ファントムの心筋カウント計測

自施設の臨床条件で、投影データの心筋カウントを把握することは、画像再構成条件やフィルタ条件を設定する上で重要である。特に、フィルタ条件は、心筋カウントに応じて最適値が異なることが報告されている⁶³⁾ため、検査担当者が把握しておくことを推奨する。EMIT ファントムは欠

損部が前壁部と下壁部に配置されていることから、図 9 A に示すように前面像の正常心筋部 2か所に矩形 region of interest (ROI) を設定し、その平均値が臨床条件の心筋カウントと同等になっているか確認する。臨床例においては、正常例投影データの前面像において心筋部に不整形 ROI を設定して計測する（図 9 B）。不整形 ROI は再現性が低くなるため、前ガイドライン²⁴⁾に提示された左前斜位像で円形に ROI を囲んでも良いが、心室が含まれているために、心筋部カウントが10%前後低下することを念頭におく必要がある（図 9 C）。なお、正常の定義として、日本人の normal database (NDB) の基準⁶⁷⁾が適合されるべきであるが、昨今の倫理的事情から、本ガイドラインでは、核医学画像で異常な集積低下がない症例を正常例とした。この基準は最低限の基準であり、自施設での他の検査等をふまえた基準を設定できる環境があれば、積極的に検討していただきたい。

7-3. 自動解析プログラムによる解析結果の概要

物理評価は、EMIT ファントムに付属されている自動解析プログラムを用いて本学会の心臓精度管理小委員会によって実施される。解析アルゴリズムは先行論文⁴⁶⁾を参照し、本項では解析結果を報告する際に添付する画像の参照方法について述べる。

結果画像を図 10 に示す。Template は magnetic resonance imaging (MRI) 画像、normalized data は MRI とレジストレーションした後の SPECT 画像、original data はレジストレーション前の

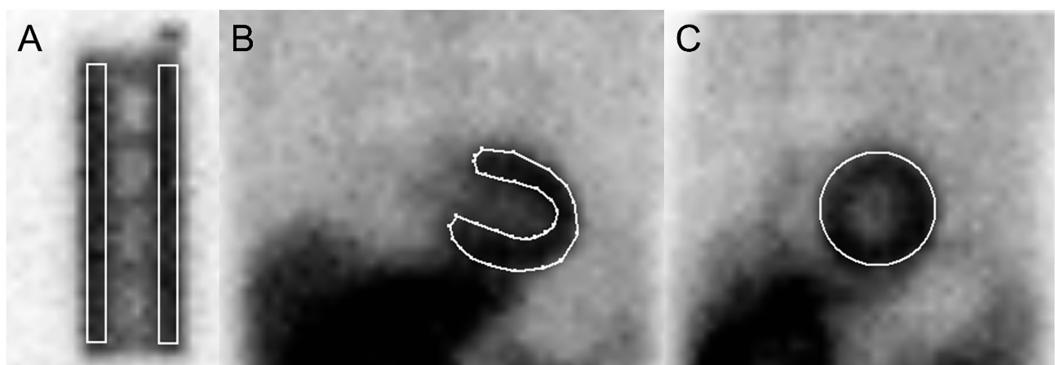


図 9 心筋カウントの ROI 設定例
A : EMIT ファントム前面像, B : 臨床正常例前面像, C : 臨床正常例左前斜位像

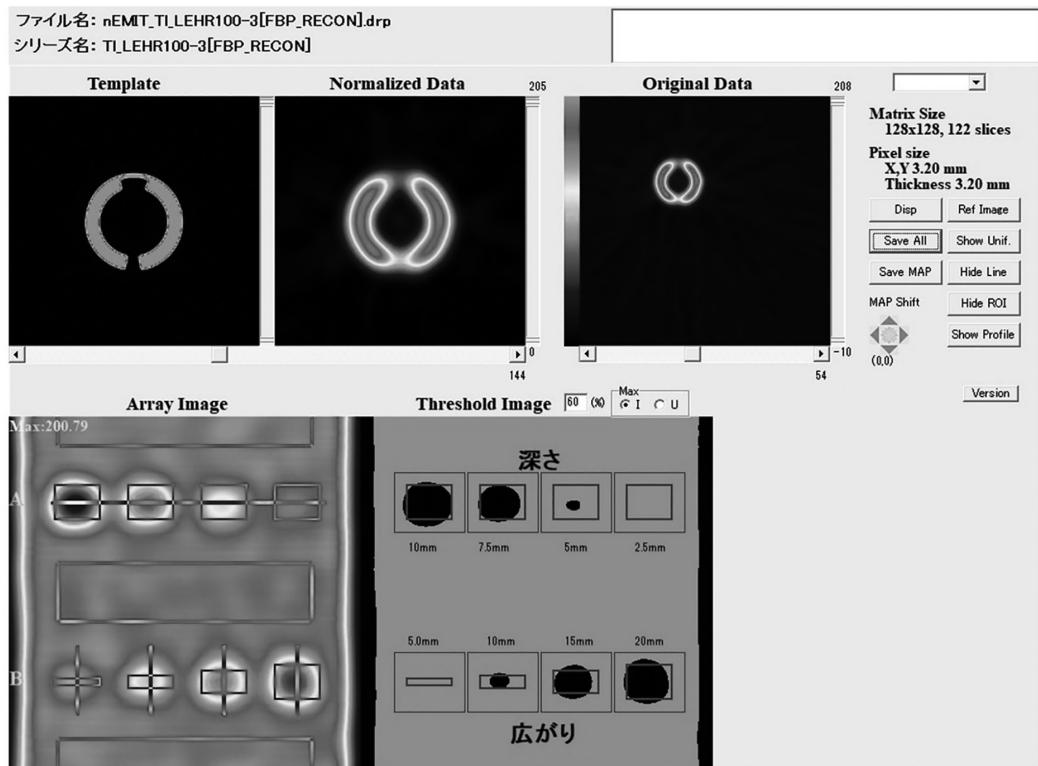


図10 結果画像

SPECT 画像であり、全て欠損の広さ 10 mm のスライスを表示している。Array image はレジストレーション後の SPECT 画像の展開図となっている。8 つの欠損領域に MRI のテンプレートで描かれた ROI と欠損の中心を通る直線、中隔と側壁の正常心筋に相当する部分に矩形 ROI が定量解析するために描かれている。Threshold image は%カウントの基準値（図上は 60% で設定）で 2 値化した展開図となっている。2 値化することにより基準値以下の領域が容易に視認可能となる。

定量解析結果を図11 に示す。多くの定量解析値が提供されているが、本ガイドラインに関連する部分のみ紹介する。ボトムラインに使用されている%カウントは profile parameter 内の広さ 10 mm の値を採用している。本パラメータは欠損中心部に直線で描かれたカウントプロファイル曲線（図右上のプロファイル B に該当）の広さ 10 mm 欠損の最小値が数値化されている。微分均一性は、uniformity parameter に記載されており、正常心筋部に描かれた矩形 ROI 内の 5 ピクセル

単位での最大、最小ピクセル値から均一性（最大偏差）を算出する方法で式 1 より算出する。

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

7-4. ボトムライン決定に用いた収集・画像再構成条件

^{99m}Tc 製剤および ^{201}Tl 製剤の収集および FBP 法の画像再構成条件例を表3 および表4 に示す。表に示した収集および画像再構成条件は、委員会で協議を行い、視覚的評価および物理評価でボトムラインを満たしたものである。全ての条件で、再構成フィルタには ramp、前処理フィルタにバーチャルフィルタが用いられていた。

^{99m}Tc 製剤においてはバーチャルフィルタのカットオフ周波数の単位は、cycles/cm に統一させたが、装置入力時に単位変換する必要があり混乱を招くため、 ^{201}Tl 製剤では入力値を記載した。Canon 社および GE 社は cycles/cm となっているが、富士フィルムメディカル社および Siemens 社

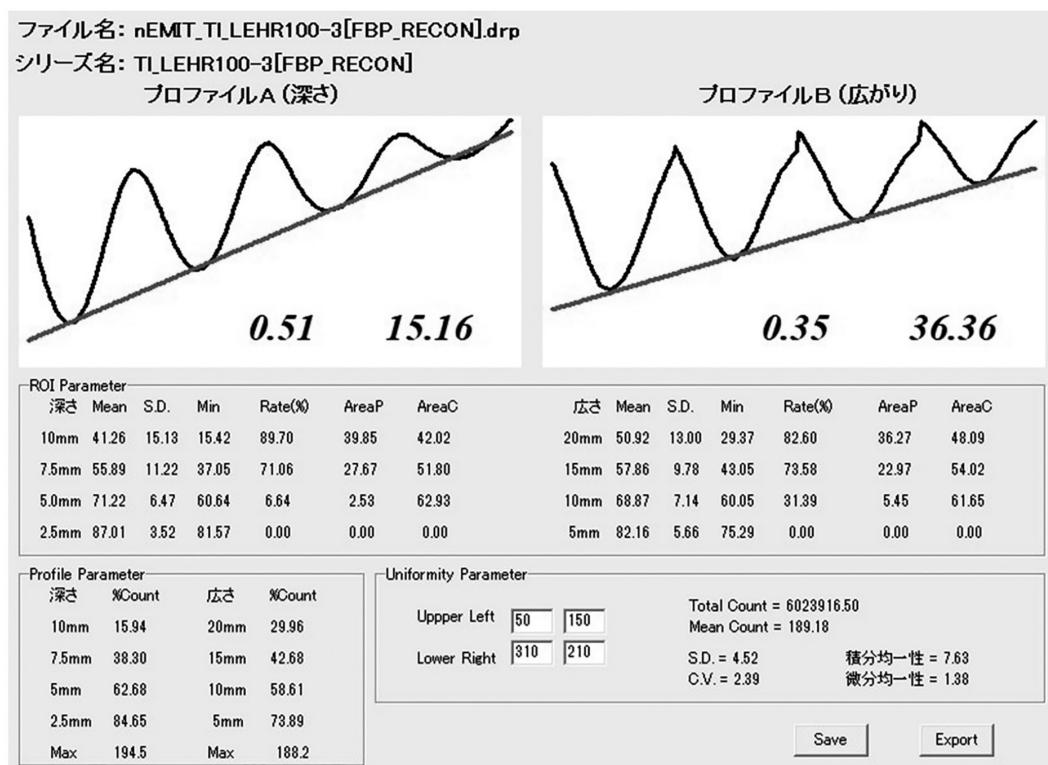


図11 定量解析結果画像

表3 ^{99m}Tc 製剤のSPECT収集および画像再構成条件例

Scanner	Collimator	Acquisition							Reconstruction		
		Acq. range (°)	Matrix size	Zoom	Pixel size (mm)	View number	Sampling angle (°)	Orbit	Acq. time (sec/view)	Cut-off frequency (cycles/cm)	Order
C. E.CAM	LEHR	360	64	1.45	6.6	60	6.0	Circle	40	0.42	8
C. E.CAM	LEHR	180	64	1.78	5.4	32	5.6	Non-circle	40	0.42	8
C. E.CAM	LEHR	180	64	1.23	7.8	60	3.0	Circle	30	0.45	8
C. E.CAM	LMEGP	360	64	1.78	5.4	72	5.0	Non-circle	25	0.50	8
C. Symbia E	LMEGP	360	128	1	4.8	60	6.0	Non-circle	40	0.42	8
G. INFINIA	LEHR	180	64	1.5	5.9	36	5.0	Circle	45	0.40	10
G. INFINIA	LEHR	180	64	1.3	6.8	30	6.0	Circle	40	0.45	10
S. E.CAM	LEHR	360	64	1.45	6.6	60	6.0	Circle	30	0.42	10
S. Symbia E	LEHR	360	64	1.45	6.6	72	5.0	Non-circle	25	0.60	8

C: Canon, G: GE, S: Siemens, Acq.: Acquisition

心筋血流 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 2.0 (瀧谷, 他)

表 4 ^{201}Tl 製剤の SPECT 収集および画像再構成条件例

Scanner	Collimator	Energy setting	Acquisition						Orbit	Acq. time (sec/view)	Reconstruction	
			Acq. range (°)	Matrix size	Zoom (mm)	Pixel size (mm)	View number	Sampling angle (°)			Butterworth filter	Cut-off frequency or Unit*
C. GCA-9300R	LEHR	Single	360	128	1	3.2	60	6.0	Circle	60	0.45	4
C. GCA-9300R	LMEGP	Dual-off	360	128	1	3.2	60	6.0	Circle	50	0.45	4
C. Symbia E	LMEGP	Dual	360	64	1.45	6.6	60	6.0	Non-circle	30	0.55	8
C. E.CAM	LMEGP	Dual	360	64	1.78	5.4	60	6.0	Non-circle	50	0.50	8
F. BrightView	CHR	Dual	180	64	1.46	6.4	70	5.6	Non-circle	70	0.6	8
G. Discovery NM/CT 670 Q.Suite Pro	ELEGP	Dual	360	128	1.45	3.1	72	5.0	Non-circle	30	0.40	10
G. Discovery NM/CT 670 Q.Suite Pro	ELEGP	Dual	360	64	1.5	5.9	60	6.0	Non-circle	30	0.35	10
G. Discovery NM/CT 670 Q.Suite Pro	LEHRS	Dual	360	64	1.33	6.6	60	6.0	Circle	35	0.52	8
G. Discovery NM/CT 670DR	ELEGP	Dual	360	64	1.4	6.3	60	6.0	Non-circle	40	0.4	10
G. Optima NM/CT 640	LEHR	Dual	180	64	1.8	4.9	30	6.0	Circle	60	0.4	10
G. Discovery NM 830	LEHRS	Dual	360	64	1.5	5.9	60	6.0	Circle	40	0.4	10
G. Infinia	LEHR	Dual	360	64	1.5	5.9	60	30	Non-circle	30	0.35	10
G. Infinia	LEHR	Dual	360	64	1.4	6.3	60	40	Non-circle	30	0.38	10
S. E.CAM	LEHR	Dual	360	64	1.45	6.6	60	6.0	Non-circle	30	0.6	8
S. E.CAM	LMEGP	Dual	360	64	1.78	5.4	60	6.0	Non-circle	50	0.5	8
S. Symbia Intevo	LEHR	Single	360	64	1.45	6.6	60	6.0	Circle	35	0.6	8
S. Symbia Intevo	LEHR	Single	360	64	1.45	6.6	60	6.0	Non-circle	35	0.6	8
S. Symbia Intevo	LEHR	Single	360	64	1.45	6.6	60	6.0	Non-circle	40	0.53	10
S. Symbia Intevo	LEHR	Single	180	64	1.45	6.6	40	4.5	Non-circle	45	0.8	10
S. Symbia Intevo	LMEGP	Dual	360	64	1.45	6.6	60	6.0	Non-circle	30	0.55	8
S. Symbia Intevo	LMEGP	Dual	360	64	1.78	5.39	60	6.0	Non-circle	35	0.5	8
S. Symbia Intevo	LEHR	Dual	360	128	1.45	3.3	72	5.0	Non-circle	30	0.35	8
S. Symbia S	LEHR	Single	360	64	1.45	6.6	60	6.0	Non-circle	45	0.6	8
S. Symbia T	LEHR	Single	360	64	1.45	6.6	72	5	Non-circle	30	0.6	8
S. Symbia T	LEHR	Dual	360	64	1.45	6.6	60	6	Non-circle	30	0.6	8
S. Symbia T	LMEGP	Dual	360	64	1.45	6.6	72	5	Non-circle	35	0.55	8
S. Symbia Evo	LEHR	Dual-off	76	64	1.45	6.6	52	4	Non-circle	30	0.7	8
S. Symbia Evo Excel	LMEGP	Dual	360	64	1.45	6.6	72	5	Non-circle	35	0.55	8
S. Symbia Evo Excel	LMEGP	Dual	360	64	1.45	6.6	60	6	Non-circle	30	0.5	8
S. Symbia Evo Excel	LMEGP	Dual	360	128	1.45	3.3	72	5	Non-circle	30	0.3	8

C: Canon, F: FUJIFILM medical, G: GE, S: Siemens, Acq.: Acquisition

* Cut-off frequency よび Order or Power の数値は装置の入力値を記載

は Nyquist (cycles/2 pixels) であることにご留意いただきたい。

投与量においては、 ^{201}Tl 製剤は全ての施設で 111 MBq を使用していたが、 ^{99m}Tc 製剤は、施設ごとに投与量が異なる。投与量によって得られる

心筋カウントに差が生じるため、最適な収集および画像再構成条件が変わる可能性がある。その点を考慮した上で、各 SPECT 装置の収集および画像再構成条件を参考にされたい。

8. 謝 辞

本ガイドラインの作成および改訂のためにファントム試験に参加いただいた施設 (99m Tc : 17施設, 201 Tl : 66施設) の先生方に厚く感謝申し上げます。また、ガイドライン改訂に伴うファントム試験施設選定のために事前アンケート調査に協力いただいた91施設の先生方に深謝いたします。なお、本ガイドラインは、PDR ファーマ株式会社および日本メジフィジックス株式会社より放射性医薬品の提供およびファントムの貸し出しの協力を得た。両社の関係者に厚く御礼申し上げます。

参考文献

- 1) Nishimura S, Mahmarian JJ, Boyce TM, et al. Quantitative thallium-201 single-photon emission computed tomography during maximal pharmacologic coronary vasodilation with adenosine for assessing coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 1991; **18**(3): 736–745.
- 2) Elsässer A, Müller KD, Vogt A, et al. Assessment of myocardial viability: Dobutamine echocardiography and thallium-201 single-photon emission computed tomographic imaging predict the postoperative improvement of left ventricular function after bypass surgery. *Am Heart J* 1998; **135**(3): 463–475.
- 3) Koss JH, Kobren SM, Grunwald AM, et al. Role of exercise thallium-201 myocardial perfusion scintigraphy in predicting prognosis in suspected coronary artery disease. *Am J Cardiol* 1987; **59**(6): 531–534.
- 4) Takeishi Y, Tono-oka I, Kubota I, et al. Functional recovery of hibernating myocardium after coronary bypass surgery: Does it coincide with improvement in perfusion? *Am Heart J* 1991; **122**(3 Pt 1): 665–670.
- 5) Azzarelli S, Galassi AR, Foti R, et al. Accuracy of 99m Tc-tetrofosmin myocardial tomography in the evaluation of coronary artery disease. *J Nucl Cardiol* 1999; **6**(2): 183–189.
- 6) Matsunari I, Fujino S, Taki J, et al. Myocardial viability assessment with technetium-99m-tetrofosmin and thallium-201 reinjection in coronary artery disease. *J Nucl Med* 1995; **36**(11): 1961–1967.
- 7) Hachamovitch R, Berman DS, Kiat H, et al. Incremental prognostic value of adenosine stress myocardial perfusion single-photon emission computed tomography and impact on subsequent management in patients with or suspected of having myocardial ischemia. *Am J Cardiol* 1997; **80**(4): 426–433.
- 8) Sharir T, Germano G, Kang X, et al. Prediction of myocardial infarction versus cardiac death by gated myocardial perfusion SPECT: risk stratification by the amount of stress-induced ischemia and the poststress ejection fraction. *J Nucl Med* 2001; **42**(6): 831–837.
- 9) Hachamovitch R, Hayes SW, Friedman JD, et al. Comparison of the short-term survival benefit associated with revascularization compared with medical therapy in patients with no prior coronary artery disease undergoing stress myocardial perfusion single photon emission computed tomography. *Circulation* 2003; **107**(23): 2900–2907.
- 10) Greenland P, Alpert JS, Beller GA, et al. ACCF/AHA guideline for assessment of cardiovascular risk in asymptomatic adults: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines. *J Am Coll Cardiol* 2010; **56**(25): e50–103.
- 11) Yamagishi M, Tamaki N, Akasaka T, et al. JCS 2018 Guideline on Diagnosis of Chronic Coronary Heart Diseases. *Circ J* 2021; **85**(4): 402–572.
- 12) Brindis RG, Douglas PS, Hengel RC, et al. ACCF/ASNC appropriateness criteria for single-photon emission computed tomography myocardial perfusion imaging (SPECT MPI): a report of the American College of Cardiology Foundation Quality Strategic Directions Committee Appropriateness Criteria Working Group and the American Society of Nuclear Cardiology endorsed by the American Heart Association. *J Am Coll Cardiol* 2005; **46**(8): 1587–1605.
- 13) Hengel RC, Berman DS, Di Carli MF, et al. ACCF/ASNC/ACR/AHA/ASE/SCCT/SCMR/SNM 2009 appropriate use criteria for cardiac radionuclide imaging: a report of the American College of Cardiology Foundation Appropriate Use Criteria Task Force, the American Society of Nuclear Cardiology, the American College of Radiology, the American Heart Association, the American Society of Echocardiography, the Society of Cardiovascular Computed Tomography, the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, and the Society of Nuclear Medicine. *J Am Coll Cardiol* 2009; **53**(23): 2201–2229.
- 14) 仁井田秀治, 大屋信義, 片渕哲朗, 他. 核医学診療の実態と画像の収集・処理・表示・出力の標準化に関するアンケート調査報告. 核医学技術. 2004; **24**(1): 95–118.
- 15) Shibusawa T, Okuda K, Ichikawa H, et al. Imaging technology for myocardial perfusion single-photon

心筋血流 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 2.0 (瀧谷, 他)

- emission computed tomography 2018 in Japan. Jpn J Radiol 2020; **38**(3): 274–282.
- 16) Lindner O, Hacker M, Burchert W, et al. SPECT and PET myocardial perfusion imaging in Austria, Germany, and Switzerland results of the first joint survey of 2021. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2023; **50**(12): 3602–3608.
- 17) Agnóstopoulos C, Harbinson M, Kelion A, et al. Procedure guidelines for radionuclide myocardial perfusion imaging. Heart 2004; **90**(Suppl 1): i1–10.
- 18) Hesse B, Tägil K, Cuocolo A, et al. EANM/ESC procedural guidelines for myocardial perfusion imaging in nuclear cardiology. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2005; **32**(7): 855–897.
- 19) Arumugam P, Harbinson M, Reyes E, et al. Procedure guidelines for radionuclide myocardial perfusion imaging with single-photon emission computed tomography. Nucl Med Commun 2013; **34**(8): 813–826.
- 20) Strauss HW, Miller DD, Wittry MD, et al. Procedure guideline for myocardial perfusion imaging 3.3. J Nucl Med Technol 2008; **36**(3): 155–161.
- 21) Dobala S, Ananthasubramaniam K, Armstrong IS, et al. Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) Myocardial Perfusion Imaging Guidelines: Instrumentation, Acquisition, Processing, and Interpretation. J Nucl Cardiol 2018; **25**(5): 1784–1846.
- 22) Hesse B, Lindhardt TB, Acampa W, et al. EANM/ESC guidelines for radionuclide imaging of cardiac function. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2008; **35**(4): 851–885.
- 23) Hyafil F, Gimelli A, Slart RHJA, et al. EANM procedural guidelines for myocardial perfusion scintigraphy using cardiac-centered gamma cameras. Eur J Hybrid Imaging 2019; **3**(1): 11.
- 24) 増田安彦, 長木昭男, 川渕安寿, 他. 臨床に役立つ基準画像の収集・処理・表示・出力のポイント. 核医学技術 2008; **28**(1): 13–74.
- 25) Einstein AJ, Pascual TN, Mercuri M, et al. Current worldwide nuclear cardiology practices and radiation exposure: results from the 65 country IAEA Nuclear Cardiology Protocols Cross-Sectional Study (INCAPS). Eur Heart J 2015; **36**(26): 1689–1696.
- 26) van Dijk JD, Jager PL, van Dalen JA. The next step in standardizing SPECT myocardial perfusion imaging. J Nucl Cardiol 2021; **28**(1): 234–235.
- 27) O'Connor MK, Gibbons RJ, Juni JE, et al. Quantitative myocardial SPECT for infarct sizing: feasibility of a multicenter trial evaluated using a cardiac phantom. J Nucl Med 1995; **36**(6): 1130–1136.
- 28) Heikkinen J, Ahonen A, Kuikka JT, et al. Quality of myocardial perfusion single-photon emission tomography imaging: multicentre evaluation with a cardiac phantom. Eur J Nucl Med 1999; **26**(10): 1289–1297.
- 29) O'Connor MK, Leong LK, Gibbons RJ. Assessment of infarct size and severity by quantitative myocardial SPECT: results from a multicenter study using a cardiac phantom. J Nucl Med 2000; **41**(8): 1383–1390.
- 30) O'Connor MK, Kemp B, Anstett F, et al. A multicenter evaluation of commercial attenuation compensation techniques in cardiac SPECT using phantom models. J Nucl Cardiol 2002; **9**(4): 361–376.
- 31) Verberne HJ, Dibbets-Schneider P, Spijkerboer A, et al. Multicenter intercomparison assessment of consistency of left ventricular function from a gated cardiac SPECT phantom. J Nucl Cardiol 2005; **12**(6): 676–686.
- 32) Hughes T, Sheherbinin S, Celler A. A multi-center phantom study comparing image resolution from three state-of-the-art SPECT-CT systems. J Nucl Cardiol 2009; **16**(6): 914–926.
- 33) Ronkainen AP, Eneh CTM, Linder PH, et al. Assessment of ejection fraction and heart perfusion using myocardial perfusion single-photon emission computed tomography in Finland and Estonia: a multicenter phantom study. Nucl Med Commun 2020; **41**(9): 888–895.
- 34) Cuddy-Walsh SG, Clackdoyle DC, Renaud JM, et al. Patient-specific SPECT imaging protocols to standardize image noise. J Nucl Cardiol 2021; **28**(1): 225–233.
- 35) Cuddy-Walsh SG, Clackdoyle DC, Renaud JM, et al. Site qualification and clinical interpretation standards for ^{99m}Tc-SPECT perfusion imaging in a multi-center study of MITNEC (Medical Imaging Trials Network of Canada). J Nucl Cardiol 2021; **28**(6): 2712–2725.
- 36) 長岡宏明, 佐藤多智雄, 斎藤 誠, 他. 東北7県における心筋 SPECT ファントムスタディー東北地方会合同企画シンポジウム. 核医学技術 2003; **23**(3): 207–219.
- 37) 西野誠記, 西田広之, 木村 徹, 他. 多施設間ににおける心筋 SPECT 画像の標準化に向けて臨床データの検討. 核医学技術 2005; **25**(5): 437–440.
- 38) 木村 徹, 西田広之, 西野誠記, 他. 多施設間ににおける心筋 SPECT 画像の標準化に向けて 表示条件における標準化の検討. 核医学技術 2005; **25**(5): 434–436.
- 39) 西田広之, 木村 徹, 西野誠記, 他. 多施設における心筋 SPECT 画像の標準化にむけて—現状分析と性能評価ファントムによる検討一. 核医学技術 2006; **26**(1): 11–14.

- 40) 青木 阜, 坪井孝達, 三木一孝, 他. 心筋血流 SPECT撮像の標準化に関するガイドライン 1.0. 核医学技術 2020; **40**(4): 413–426.
- 41) Aoki T, Tsuboi K, Miki K, et al. Guidelines for Standardization of Myocardial Perfusion SPECT Imaging 1.0. Ann Nucl Cardiol 2022; **8**(1): 91–102.
- 42) Okizaki A, Nishiyama Y, Inui Y, et al. Nuclear medicine practice in Japan: a report of the ninth nationwide survey in 2022. Ann Nucl Med 2024; **38**(4): 315–327.
- 43) Tsuboi K, Onoguchi M, Shibusaki T, et al. Effect of Different Lung Material in One-Design Cardiac Phantom on Myocardial SPECT Images. Jpn J Nucl Med Technol 2022; **42**(2): 163–170.
- 44) Onoguchi M, Katafuchi T, Yoshioka K. Development of a myocardial phantom and analysis system toward standardization of myocardial SPECT image. J Nucl Med 2011; **52**(suppl 1): 2358.
- 45) Onoguchi M, Katafuchi T. The construction of database criteria using a novel phantom toward the standardization of the myocardial SPECT image. J Nucl Med 2013; **54**(suppl 2): 2077.
- 46) Shibusaki T, Onoguchi M, Katafuchi T, et al. Development of a myocardial phantom and analysis system toward the standardization of myocardial SPECT image across institutions. Ann Nucl Med 2016; **30**(10): 699–707.
- 47) 大西英雄, 本村信篤, 藤塙浩一, 他. 数値ファンタムを用いた最新鋭 SPECT の位置分解能補正の基礎的検討. 日放技学誌 2012; **68**(6): 686–696.
- 48) 久保敦司, 中村佳代子, 橋本 順, 他. 新しい心筋イメージング剤 ^{99m}Tc -PPN1011 の第 I 相臨床試験. 核医学 1992; **29**(10): 1165–1176.
- 49) 久保敦司, 中村佳代子, 三宮敏和, 他. ^{99m}Tc -MIBI の第 I 相臨床試験. 核医学 1991; **28**(10): 1133–1142.
- 50) 足立 至. Tl-201 心筋シンチグラフィにおける心筋摂取率の検討：全身分布像を用いて. 核医学 1991; **28**(7): 729–735.
- 51) Takeishi Y, Abe S, Chiba J, et al. Organ distribution of thallium-201 during intravenous adenosine infusion: comparison with exercise. Am Heart J 1994; **127**(5): 1268–1274.
- 52) Mizukoshi K, Takeuchi M, Nagata Y, et al. Normal Values of Left Ventricular Mass Index Assessed by Transthoracic Three-Dimensional Echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 2016; **29**(1): 51–61.
- 53) 西村重敬, 小林秀樹. 心臓核医学 コンプリート マニュアル 第1版. 株式会社メジカルビュー社, 2004
- 54) 尾川浩一. SPECT における画質劣化とその補正 IV γ 線の統計変動. 映像情報 Medical 2002; **34**(12): 1136–1140.
- 55) 濵谷孝行. 心筋 SPECT 収集・処理の基礎と標準化へのアプローチ. 核医学技術 2025; **45**(1): 78–81.
- 56) Brown JK, Tang HR, Hattner RS, et al. Intrinsic dual-energy processing of myocardial perfusion images. J Nucl Med 2000; **41**(7): 1287–1297.
- 57) Hansen CL, Siegel JA. Attenuation correction of thallium SPECT using differential attenuation of thallium photons. J Nucl Med 1992; **33**(8): 1574–1577.
- 58) Shibusaki T, Onoguchi M, Yoneyama H, et al. Characteristics of single- and dual-photopeak energy window acquisitions with thallium-201 IQ-SPECT/CT system. Ann Nucl Med 2017; **31**(7): 529–535.
- 59) Kojima A, Takaki A, Noguchi T, et al. Optimum energy window setting on Hg-201 x-rays photopeak for effective Tl-201 imaging. Ann Nucl Med 2005; **19**(7): 541–547.
- 60) Rosenthal MS, Cullom J, Hawkins W, et al. Quantitative SPECT imaging: a review and recommendations by the Focus Committee of the Society of Nuclear Medicine Computer and Instrumentation Council. J Nucl Med 1995; **36**(8): 1489–1513.
- 61) Bieszk JA, Hawman EG. Evaluation of SPECT angular sampling effects: continuous versus step-and-shoot acquisition. J Nucl Med 1987; **28**(8): 1308–1314.
- 62) 鎌田伸也, 高橋奈々子, 山崎真一, 他. SPECT/CT 装置 Symbia Pro.specta の運用と臨床面のベネフィット. 映像情報 Medical 2023; **55**(11): 22–30.
- 63) Shibusaki T, Onoguchi M, Yamada T, et al. Optimization of the filter parameters in ^{99m}Tc myocardial perfusion SPECT studies: the formulation of flowchart. Australas Phys Eng Sci Med 2016; **39**(2): 571–581.
- 64) 大西英雄, 牛尾哲敏, 松尾 悟, 他. ^{99m}Tc 心筋血流 SPECT 画像における Butterworth filter の評価. 日放技学誌 1996; **52**(3): 346–350.
- 65) 木村 徹, 對間博之, 山永隆史, 他. 心筋画像の臨床診断におけるカラー表示の影響. 核医学技術 2004; **24**(1): 37–40.
- 66) Candell-Riera J, Santana-Boado C, Bermejo B, et al. Interhospital observer agreement in interpretation of exercise myocardial ^{99m}Tc -tetrofosmin SPECT studies. J Nucl Cardiol 2001; **8**(1): 49–57.
- 67) Nakajima K, Kumita S, Ishida Y, et al. Creation and characterization of Japanese standards for myocardial perfusion SPECT: database from the Japanese Society of Nuclear Medicine Working Group. Ann Nucl Med 2007; **21**(9): 505–511.