

—標準化委員会報告—

## 骨 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 2.0

2025年6月2日 初 版

日本核医学技術学会 標準化推進小委員会

骨・腫瘍 SPECT 班

市川 肇（新潟医療福祉大学）

三輪 建太（福島県立医科大学）

北 章延（岐阜医療科学大学）

検証メンバー

山口 裕祐（独立行政法人地域医療機能推進機構大阪病院）

池松 竜治（久留米大学病院）

江村 隆（国際医療福祉大学成田病院）

岡元 智也（つがる総合病院）

加藤 豊大（豊橋市民病院）

澁谷 孝行（金沢大学）

山下 泰生（九州大学病院）

我妻 慧（北海道大学）

標準化推進小委員会 委員長・検証メンバー

松友 紀和（川崎医療福祉大学）

### 目 次

#### 1. はじめに

#### 2. 標準化の考え方

#### 3. 用語の定義

#### 4. 略 語

#### 5. 本ガイドラインの使用方法

5-1. Hone Graph for Guideline について

5-2. ファントム試験について

5-3. 評価対象

5-4. SIM<sup>2</sup> bone ファントムの放射能濃度

5-5. 画質評価

5-6. ボトムライン設定とその根拠

5-7. ボトムラインを満たさない場合

#### 6. 対象装置

#### 7. ガイドライン試験の方法

7-1. SIM<sup>2</sup> bone ファントムの調整および撮像

7-2. HGL による画像解析

7-2-1. ボトムラインの確認

7-2-2. Sagittal 画像の視覚評価

7-2-3. 臨床画像の確認

#### 8. ピットフォール

#### 9. 付 録

9-1. 各装置の撮像・画像再構成条件の参考例

9-2. HGL の操作方法

9-3. HGL から得られる指標

9-4. FBP 法による再構成画像について

利益相反

謝 辞

参考文献

## 1. はじめに

骨シンチグラフィ（骨シンチ）の検査数は2000年頃をピークに減少傾向であるものの、本邦ではシングルフォトン検査の中で最も頻繁に実施されている<sup>1)</sup>。主な検査目的は転移性骨腫瘍の診断、経過観察、治療効果判定であり、がん診療において重要な役割を果たしている。一般的には、全身像の撮像後にプラナー像や single photon emission computed tomography (SPECT) をルーチンプロトコルもしくは追加撮像として実施<sup>2)</sup>されており、その臨床的意義は大きい<sup>2-5)</sup>。米国および欧州の骨シンチ診療ガイドライン<sup>6-8)</sup>では追加撮像として SPECT を推奨しており、これにより感度と特異度の向上が期待される。

2017年には日本核医学技術学会 SPECT 標準化委員会によって「骨 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 1.0<sup>9)</sup>（骨ガイドライン 1.0）」が策定された。骨ガイドライン 1.0 では、国内で広く普及している national electrical manufacturers

association international electrotechnical commission (NEMA IEC) body ファントムを採用し、定められた放射能濃度でのファントム試験を推奨している。また、その試験によって得られた画質に関し、最低限の基準（ボトムライン）を設け、診断に耐えうる最低限の画質を担保することを目的としている。骨ガイドライン 1.0 の発刊によって、国内の骨 SPECT に対する関心が高まり、骨 SPECT の普及に一定の役割を果たしたと思われる。しかし、ファントムの構造上、実際の臨床画像との放射能分布が異なるためガイドライン試験の結果が日常診療に反映されにくい。また、施設毎に投与量等が異なるにもかかわらず、ファントム調製は一定の放射能濃度により調製されるため、ファントム試験と臨床画像のカウントに乖離が生じる可能性がある。さらに、ガイドラインの策定から装置の進歩や多様化が進んでおり、filtered back projection (FBP) 法による再構成画像を基準に決定されたボトムラインが現在の機種において適切でない可能性も懸念された。

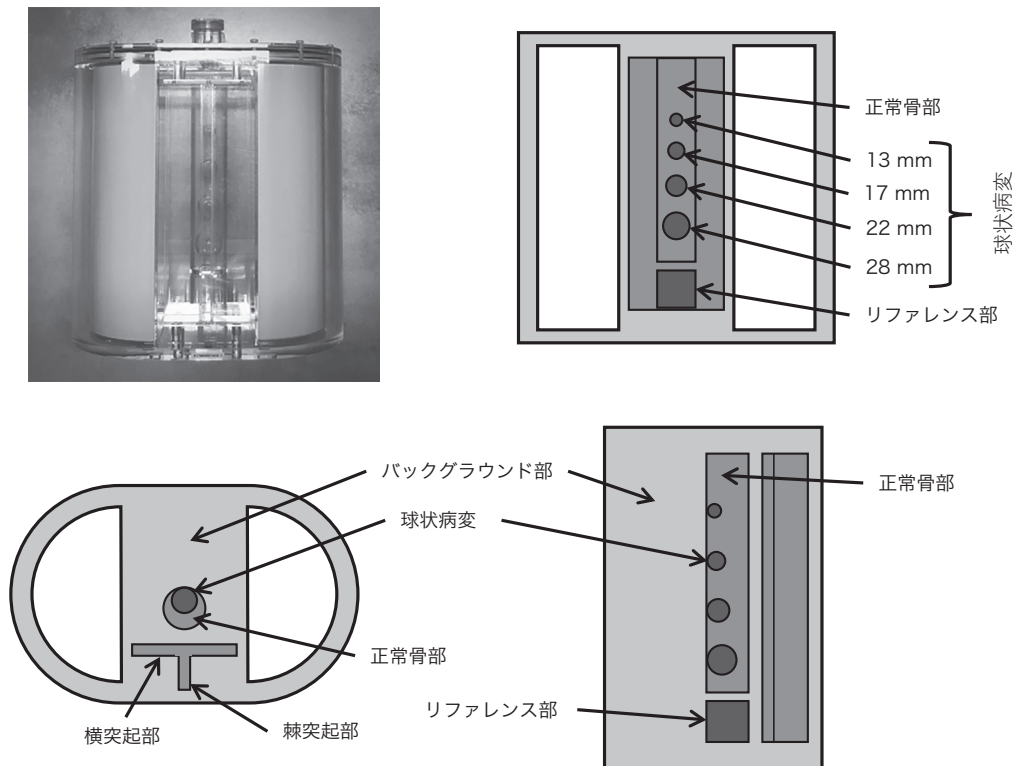


Fig. 1 SIM<sup>2</sup> bone ファントム

これらの背景を踏まえ、本ガイドラインでは SIM<sup>2</sup> bone ファントム (Fig. 1)<sup>10)</sup> を採用し、骨 SPECT 画像の放射能分布を模擬したファントムを用いて試験を行うこととした。そして、ファントム調製において放射能濃度は施設ごとの状況を考慮し、各施設の収集カウントを可能な限り再現できるように配慮した。さらに、ガイドライン試験の結果が骨ガイドライン 1.0 よりも各施設の臨床画像により近い評価方法<sup>11~19)</sup> を提供することを目指し、再現性、簡便性、評価精度の観点から見直し、本ガイドラインを設計した。ファントム画像の画質評価は専用ソフトウェアを用いて再現性を確保し、画像評価時の環境や評価者の資質に依存しない方法を整備した。また、最新の SPECT 装置を含む国内で稼働中の装置で得られたファントム試験データに基づき、ボトムラインを改めて設定した。さらに、国内に流通している多くの機種においては、参考条件を提示した (9-1. 各装置の撮像・画像再構成条件の参考例)。

一方、近年では3分前後の短時間 SPECT 撮像に関する研究が行われており<sup>19~21)</sup>、一部の施設で臨床利用されている。しかし、昨今の一般的な SPECT 撮像時間は10分程度であり、現時点において短時間撮像の十分な臨床的根拠が確立されていないため、本ガイドラインでは検証データの取得範囲から除外した。ただし、撮像時間の決定は各施設の判断に委ねられており、本ガイドラインによって短時間撮像の臨床利用を妨げるものではないことを付記しておく。また、ordered-subsets expectation maximization (OSEM) 法による画像再構成が一般的に行われている現状<sup>2, 14)</sup> を鑑み、FBP 法による再構成画像の結果については検証していない。

本ガイドラインに記載された内容は、SPECT 撮像の標準化を目指すための指針であり、SPECT 撮像に関するすべての妥当性の最終的な判断は、施設の運用状況や個々の患者の状態を考慮して医療従事者が行う必要がある。本ガイドラインに沿わないパラメータを用いた場合でも、必ずしも医療水準を下回るとは限らない。また、本ガイドラインを遵守することが、必ずしも正確な診断や画質の保証をするものではないことに留意されたい。

## 2. 標準化の考え方

骨 SPECT の画質は、機種、投与量、撮像条件および画像再構成条件など、多岐にわたる要因に依存する<sup>14, 22~25)</sup>。画質が変化すれば、当然のことながら、診断精度や定量指標の精度にも影響が生じるため<sup>26~29)</sup>、論文で報告されている SPECT 装置の撮像・画像再構成条件で得られた結果を他の機種や異なる条件で実施される検査にそのまま適用できるとは限らない。したがって、どの SPECT 装置や患者においても、一定の条件を満たす画質が得られる撮像・画像再構成条件の設定方法を定める必要がある。

本ガイドラインは、各施設が共通のファントムを使用して骨 SPECT の画質を評価し、その結果が定められたボトムラインを満たすことを標準化と定義する。これにより、国内のいずれの施設で骨 SPECT 検査を行っても、一定以上の画質を担保して同等の診断結果が得られることを目指している。本ガイドラインは、骨 SPECT に求められる最低限の画質を客観的な物理評価に基づいてボトムラインとして設定し、これを満たしていない場合は、各装置の参考条件 (9-1. 各装置の撮像・画像再構成条件の参考例) を参考にしながら、各施設の撮像条件または画像再構成条件の再考を推奨する。よって、ガイドラインの目的は各施設の骨 SPECT の画質を均一化することではなく、必要最低限の画質基準であるボトムラインを提示し、各施設の装置特性や運用状況に応じたパラメータの調整や画質の改善を促すことである。

本ガイドラインでは、臨床を想定した専用ファントムの調製法、客観的な解析方法、画質評価指標とその基準値を提案している。これらを活用し、本ガイドラインが示すボトムラインを満たしているか否かを判定する。基本的な考え方は、骨ガイドライン 1.0 から継承されており、変更はない。また、骨ガイドライン 1.0 同様、陰性像を呈する病変の検出能に関する評価は含まれていない。このボトムラインは、あくまで骨 SPECT に求められる最低限の画質を保証するためのものである。各施設には、本ガイドライン試験で得られた画質評価指標を利用しながら、さらなる画質向上を目指すことが期待される。

本ガイドラインは、多くの協力施設による広範な情報と検証結果を基に策定された。そのため、国内で稼働中の機種をほぼ網羅し、各メーカーの各機種に対応可能である。ただし、本ガイドラインに基づいて確定された条件であっても、最終的な妥当性の判断は各施設に委ねられるべきである。特にファントム試験で決定した条件が臨床画像と必ずしもリンクするわけではないため、最終的な臨床での最適条件は読影医による臨床画像の視覚評価で決定されることが望ましい。さらに、臨床では患者の状態に応じた合理的な判断を行い、検査ごとにプロトコルを適宜変更することを妨げるものではない。

### 3. 用語の定義

- ・待機時間：放射性医薬品投与から撮像までの時間。
- ・ボトムライン：骨・腫瘍 SPECT 班が定めた必要最低限の画質。
- ・FBP 法：画像再構成法の一つで、投影データのフーリエ変換に対して、周波数領域でフィルタ関数を作用させ、逆投影して画像再構成をする方法。
- ・Gibbs アーチファクト：空間分解能補正付き OSEM 法による再構成画像においてエッジ部分の信号強度が過大評価され、陽性像の辺縁部が強調されるアーチファクト。
- ・Hone Graph：SIM<sup>2</sup> bone ファントム専用の自動画質解析ソフトウェア。
- ・OSEM 法：逐次近似画像再構成法の一つで、投影データをいくつかのグループ (subset) に分割して計算する方法。
- ・OSEM 法の更新回数：subset 数と iteration 数の積。
- ・SIM<sup>2</sup> bone ファントム：骨シンチの放射能分布を模擬し、骨シンチや骨 SPECT の画質を評価するためのファントム。

### 4. 略 語

- ・CNR：contrast-to-noise ratio
- ・CV：coefficient of variation
- ・FWHM：full width at half maximum
- ・HGL：Hone Graph for guideline
- ・TBR：target-to-background ratio

### 5. 本ガイドラインの使用方法

本ガイドラインでは、骨 SPECT の放射能分布を模擬した専用ファントムの調製法とその SPECT 画像に対するソフトウェアを使用した客観的な解析方法を提案している。各施設が共通のファントムを使用して骨 SPECT の画質を評価し、その結果が定められたボトムラインを満たすことを確認することで標準化を試みる。

SIM<sup>2</sup> bone ファントム (Fig. 1) を使用して、各施設における骨 SPECT の撮像・画像再構成条件の評価に利用することを前提としている。ファントム調製においては、施設ごとの運用状況を考慮し、可能な限り施設ごとの放射能分布を再現できるように放射能濃度を設定した。そして、SIM<sup>2</sup> bone ファントム内の病変部と正常骨部の放射能濃度比を 6 : 1 とした 17 mm 球における検出能の評価方法を提案している。視覚評価では観察者の主観が影響するため、本ガイドラインでは専用ソフトウェアによる客観的な評価基準を策定した<sup>10)</sup>。この基準は骨・腫瘍 SPECT 班が事前に実施した視覚評価を基に、17 mm 球の検出を可能にする物理評価指標の基準値から解析した。各施設で撮像したファントム画像を専用ソフトウェアで解析することで、ボトムラインを満たしているか否かを客観的に評価できる。ただし、最新の画像再構成ソフトウェアを搭載した SPECT 装置や半導体検出器を搭載した SPECT 装置では、空間分解能向上に伴いノイズが増加する傾向があるため、正常骨部の coefficient of variation (CV) 値にも留意する必要がある。繰り返しになるが、ボトムラインを満たしている場合でも、各施設は装置の性能や実情に応じて撮像・画像再構成条件をさらに洗練させ、画質の最適化に引き続き取り組むことが求められる。17 mm 球の検出が不十分であった場合には、撮像・画像再構成条件の見直しを推奨する。さらに、本ガイドラインでは、各装置においてボトムラインをクリアできる各装置の撮像・画像再構成条件の参考例を提示し、各施設が装置に適した最適条件を設定できるよう検証を行った。なお、本ガイドラインの目的は骨 SPECT の画質評価の標準化であり、近年、SPECT/CT を用いて研究や開発が進められている定量的指標<sup>18, 19, 30~33)</sup>に対する精度評価は対象外としている。

### 5-1. Hone Graph for Guideline について

ファントム試験における画像解析には本ガイドライン専用解析ソフトウェア Hone Graph for Guideline (HGL, <https://honegraph.wixsite.com/my-site-2>) を使用する。HGL は SIM<sup>2</sup> bone ファントム専用の自動画像解析ソフトウェア Hone Graph<sup>10)</sup> を基に本ガイドラインのボトムラインの可否判定用にプログラムの改修を行った。なお、HGL は Windows OS のみに対応しており、インターネット接続環境下で動作する。

Hone Graph の画像解析手順は、ユーザが SIM<sup>2</sup> bone ファントムの SPECT 画像ファイルを入力するだけで、statistical parametric mapping (SPM) による非剛体変換処理が実行され、SIM<sup>2</sup> bone ファントムの CT 画像から作成した volume of interest を SPECT 画像に自動設定され、物理評価指標が算出される。Gibbs アーチファクトの発生により解析精度が低下するため、HGL では Gibbs アーチファクトの自動検出機構を備えた。各装置メーカーの画質調査の結果、Gibbs アーチファクトはリファレンス部もしくは 28 mm 球に発生する頻度

が高いことが判明した。そのため、自動検出機構ではその 2 箇所の 3 軸にそれぞれカウントプロファイルを設定し、中心部のカウントが最大カウントの 5 % 以上の低下を認めた場合、アーチファクト発生と定義した。得られた物理評価指標をもとに 17 mm 球の検出能を自動判定し、結果レポートを出力する。同時解析画像数は撮像開始時刻が同一の最大 10 画像である。Hone Graph を用いた研究がいくつか報告されているので、ソフトウェアの詳細については文献<sup>10, 13, 14)</sup> を参照されたい。なお、HGL と Hone Graph elite (旧 Hone Graph)<sup>10)</sup> は画像解析手順が同じであるものの、画質評価の判定基準が異なる点に注意する。

### 5-2. ファントム試験について

ファントム試験のフローを Fig. 2 に示す。③～⑤は HGL によって自動的に行われ、解析レポートにおいて 17 mm 球の検出能がボトムラインを合格していることを確認する。合格したうえで、画像診断時の読影医の負担を軽減するために正常骨部の CV が 20% 以下であることが望ましい。

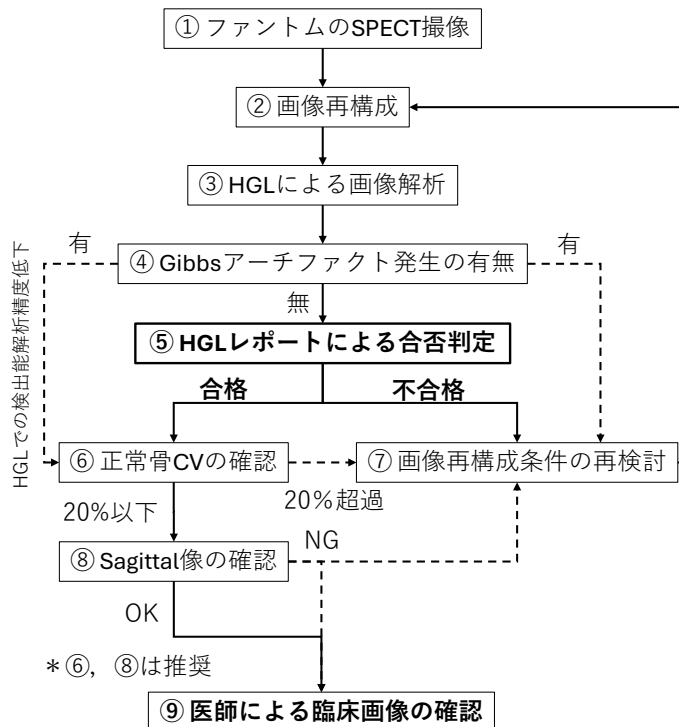


Fig. 2 ガイドライン試験のフローチャート

### 5-3. 評価対象

本ガイドラインではSIM<sup>2</sup> bone ファントム(**Fig. 1**)の17 mm 球、正常骨部、棘突起部を対象に画質評価を行うが、周囲の放射能分布および減弱体分布がそれらへ影響を及ぼしていることは言うまでもない。したがって、以下の手順に従い、評価対象以外のバックグラウンド部へも放射性溶液を封入する。

### 5-4. SIM<sup>2</sup> bone ファントムの放射能濃度

SIM<sup>2</sup> bone ファントムに封入する<sup>99m</sup>Tc 水溶液の放射能濃度は、臨床で得られる放射能濃度に近似した条件を再現するため、以下のように設定する。

ファントムに封入する<sup>99m</sup>Tc 水溶液の放射能濃度は、各施設の臨床での投与量および待機時間に基づいて調製する。これは、臨床で得られるカウントに近似した結果をファントム試験で得る必要があるためである。各施設においては、実投与量および待機時間の平均値を算出し、**Table 1**を参考に濃度を調製されたい。例えば、実投与量の平均値が750 MBq 程度で待機時間の平均値が3時間程度の施設であれば、病変部、正常骨部、バックグラウンド部の放射能濃度はそれぞれ300, 50, 8 kBq/mL とする。

### 5-5. 画質評価

画質評価にはHGLを用いる。HGLはガイドライン試験時に用いたファントムの放射能量と溶液量を入力(**Fig. 3**)し、解析するSPECT画像を入力して自動解析できる(9-2. HGLの操作方法を参照)。HGLから出力された結果レポートのアーチファクト発生の有無を確認したうえで、Detectability score に基づいた合格判定基準がボトムラインを満たしているかで判定し、正常骨部のCV(レポートでは「ノイズレベル」)も確認する。

### 5-6. ボトムライン設定とその根拠

HGL から得られる Detectability score 2 以上をボトムライン合格とした。ボトムラインの決定には、国内で稼働する SPECT/CT 装置 (SPECT 装置を含む) 11 機種 の撮像条件および画像再構成条件を変化させて得られた300以上の画像を骨・腫瘍 SPECT 班によって球状病変の検出能について視覚評価を行い、4段階に分類した。全ての画像の Detectability score を骨・腫瘍 SPECT 班の合意が得られるまで繰り返し協議した。SPECT 画像の検出能と Hone Graph ver. 1.0.0.2 から得られた

物理評価指標から機械学習によって特徴量を分析し、本ガイドラインに特化した Detectability score の自動分類アルゴリズムを構築した。自動分類アルゴリズムと Detectability score の一致率は 97.4% であった。得られた自動分類アルゴリズムに対して、独立した 80 の試料 (前述の試料とは異なる画像再構成条件から得た) によって妥当性を検証し、85.0% の一致率を得られたことから HGL をガイドライン試験に適用した。

### 5-7. ボトムラインを満たさない場合

本ガイドライン試験によりボトムライン不合格であった場合には、第一に iteration 数の増加を推奨する。正常骨部の CV が基準値よりも高値を示す場合においては撮像時間の延長を推奨するが、撮像時間の延長には制限があることを鑑み、フィルタの変更 (例えば、Gaussian フィルタの FWHM 値の増加) も有効な手段として推奨する<sup>10)</sup>。しかし、フィルタを変更した際には Detectability score や他の指標にも影響を及ぼすため、再度、HGL によって画質評価をされたい。また、本ガイドラインの付録 (9-1. 各装置の撮像・画像再構成条件の参考例) には各装置の参考例が提示されており、これを参考に撮像条件や画像再構成条件を再考する。それらの条件下で新たにファントム画像を取得し、HGL で解析を行い、可否を改めて確認する。それでも Detectability score が不十分な場合は、さらに条件の見直しを行う必要がある。撮像条件 (ピクセルサイズ、サンプリング数、撮像時間など) と画像再構成条件 (subset 数、iteration 数、フィルタ条件など) の見直しに必要な考え方については、骨ガイドライン 1.0 の「5.4. 描出が不十分な時の対策」を参考にされたい。検証データにおいてボトムラインを満たさない画像の傾向としては、更新回数が低値 (40 以下) であった。

また、一般的な分解能補正付き OSEM 法以外での再構成画像や半導体検出器を搭載した SPECT/CT 装置 (NM/CT 870 CZT, VERITON-CT, StarGuide) では、ボトムラインを満たさない場合が散見された。この場合、撮像時間の延長、フィルタ条件の最適化、逐次近似再構成法の更新回数の調整、罰則関数の最適化など平滑化の強度を強める方向で各装置やソフトウェアの特性に応じた最適化を検討する必要がある。

骨 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 2.0（市川，他）

**Table 1** ファントム調製時の各部位における放射能濃度  
(病変部およびリファレンス部，正常骨部，バックグラウンド部：**kBq/mL**)

| 平均実投与量(MBq) | 750        | 850         | 950         |
|-------------|------------|-------------|-------------|
| 平均待機時間(時間)  |            |             |             |
| 2           | 330, 55, 9 | 390, 65, 10 | 420, 70, 11 |
| 3           | 300, 50, 8 | 360, 60, 9  | 390, 65, 10 |
| 4           | 270, 45, 7 | 300, 50, 8  | 330, 55, 9  |

HoneGraph Guideline version1.0.0.0

施設名

担当者名

ファントム No.

調製濃度

放射能濃度調整開始時刻

撮像開始時刻

TBR : 5.99

|      | 総放射能量                                 | 溶液量                                   | 撮像時放射能濃度     |
|------|---------------------------------------|---------------------------------------|--------------|
| 腫瘍部  | <input type="text" value="19.4"/> MBq | <input type="text" value="60"/> mL    | 299.4 kBq/mL |
| 正常骨部 | <input type="text" value="27.2"/> MBq | <input type="text" value="503.7"/> mL | 50.0 kBq/mL  |
| B.G. | <input type="text" value="61.8"/> MBq | <input type="text" value="7153"/> mL  | 8.0 kBq/mL   |

\*の付いているタグ情報は必須です。

|                             | IM0                |
|-----------------------------|--------------------|
| 0008,103e SeriesDescription | 45min [Recon CTAC] |
| 0008,0022 AcquisitionDate   | 20241116           |
| 0008,0032 AcquisitionTime   | 171353.753000      |
| 0008,0080 InstitutionName   |                    |
| 0008,1010 StationName       | symbia91230        |
| 0018,1181 CollimatorType    | PARA               |

放射能濃度調整開始時刻

撮像開始時刻

TBR : 5.99

|      | 総放射能量                                 | 溶液量                                   | 撮像時放射能濃度     |
|------|---------------------------------------|---------------------------------------|--------------|
| 腫瘍部  | <input type="text" value="19.4"/> MBq | <input type="text" value="60"/> mL    | 299.4 kBq/mL |
| 正常骨部 | <input type="text" value="27.2"/> MBq | <input type="text" value="503.7"/> mL | 50.0 kBq/mL  |
| B.G. | <input type="text" value="61.8"/> MBq | <input type="text" value="7153"/> mL  | 8.0 kBq/mL   |

必要事項を入力し「Calc.」ボタンを押すと撮像時放射能濃度と TBR が計算される

**Fig. 3** 放射エネルギー，溶液量入力画面

腫瘍部，正常骨部，B.G. へそれぞれ用意した放射エネルギー，溶液量を入力する。ファントム撮像前に入力し，適切にファントム調整ができたかを確認しておくといふ。

## 6. 対象装置

本ガイドラインでは国内で稼働中の二検出器型 SPECT 装置および SPECT/CT 装置、三検出器型 SPECT 装置、リング型 SPECT 装置を対象とした。本ガイドラインのボトムラインの設定およびその妥当性の検証には、Siemens Healthineers 社製の e.cam, Symbia E/S/T, Symbia Evo Excel/Intevo, Symbia Pro.specta は検出器およびコリメータ特性が同じであるため、Symbia T, Symbia Intevo, Symbia Intevo BOLD (シンチレータ厚 5/8 inch) によってデータの取得を行った。GE HealthCare 社製装置では、Infinia/600/800 シリーズで検出器、電気回路、推奨コリメータが異なるため、Infinia 8 Hawkeye 4, Optima NM/CT 640, Discovery NM/CT 670 Q.Suite Pro, NM/CT 870 CZT を使用した。その他には Philips (FUJIFILM) 社製 BrightView X with XCT, キヤノンメディカルシステムズ社製 GCA-9300R, Spectrum Dynamics 社製 VERITON-CT, GE HealthCare 社製 StarGuide でのデータ取得を行った。

## 7. ガイドライン試験の方法

### 7-1. SIM<sup>2</sup> bone ファントムの調整および撮像

**Table 1** の平均投与量 750 MBq, 平均待機時間 3 時間での SIM<sup>2</sup> bone ファントムの調製を例にファントム調製手順を述べる。SIM<sup>2</sup> bone ファントムは病変部、正常骨部 (棘突起部も含む)、バックグラウンド部にそれぞれ異なる放射能濃度を封入する必要がある、2 時間程度の準備時間を見込んでおくことを推奨する。また、リン酸水素二カリウム溶液などの骨等価溶液の使用<sup>11, 12, 35)</sup> は推奨しない。

水道水を使用する場合は、2～3 日前からバケツ等に水を溜めて脱気する。まず、<sup>99m</sup>Tc を希釈するための水を、病変部、正常骨部、バックグラウンド部にそれぞれ、(a) 100, (b) 600, (c) 9,000 mL をビーカーやバケツに用意する。計量には電子スケールを用いると正確かつ簡便に水の準備ができる。撮像開始時に (A) 300, (B) 50, (C) 8 kBq/mL の <sup>99m</sup>Tc 水溶液の放射能濃度は 2 時間前にはそれぞれ、377.8, 63.0, 10.1 kBq/mL であるため、それぞれ 37.8, 37.8, 90.9 MBq 以上の放射能が必要

である。<sup>99m</sup>Tc をそれぞれの水に攪拌して、(A)～(C) の <sup>99m</sup>Tc 水溶液を準備する。<sup>99m</sup>Tc 水溶液 (A) を病変部へ封入する (**Fig. 4a**)。 <sup>99m</sup>Tc 水溶液 (B) を正常骨部へ封入し (**Fig. 4b**)、外容器へ固定する (**Fig. 4c**)。 <sup>99m</sup>Tc 水溶液 (C) をバックグラウンド部へ封入する (**Fig. 4d**)。

汚染防止のためファントムをポリ袋などに封入し、13 mm 球を頭側に配置する (**Fig. 5**)。日常診療と同様に患者固定用ベルトを使用して撮像軌道を再現し、自施設の条件 (もしくは参考条件「9-1. 各装置の撮像・画像再構成条件の参考例」) で SPECT (または SPECT/CT) 撮像を行う。日常診療で上肢を下垂して撮像する場合<sup>22)</sup> においても、ガイドライン試験においてペットボトルなどによる腕の模擬は推奨しない。

### 7-2. HGL による画像解析

#### 7-2-1. ボトムラインの確認

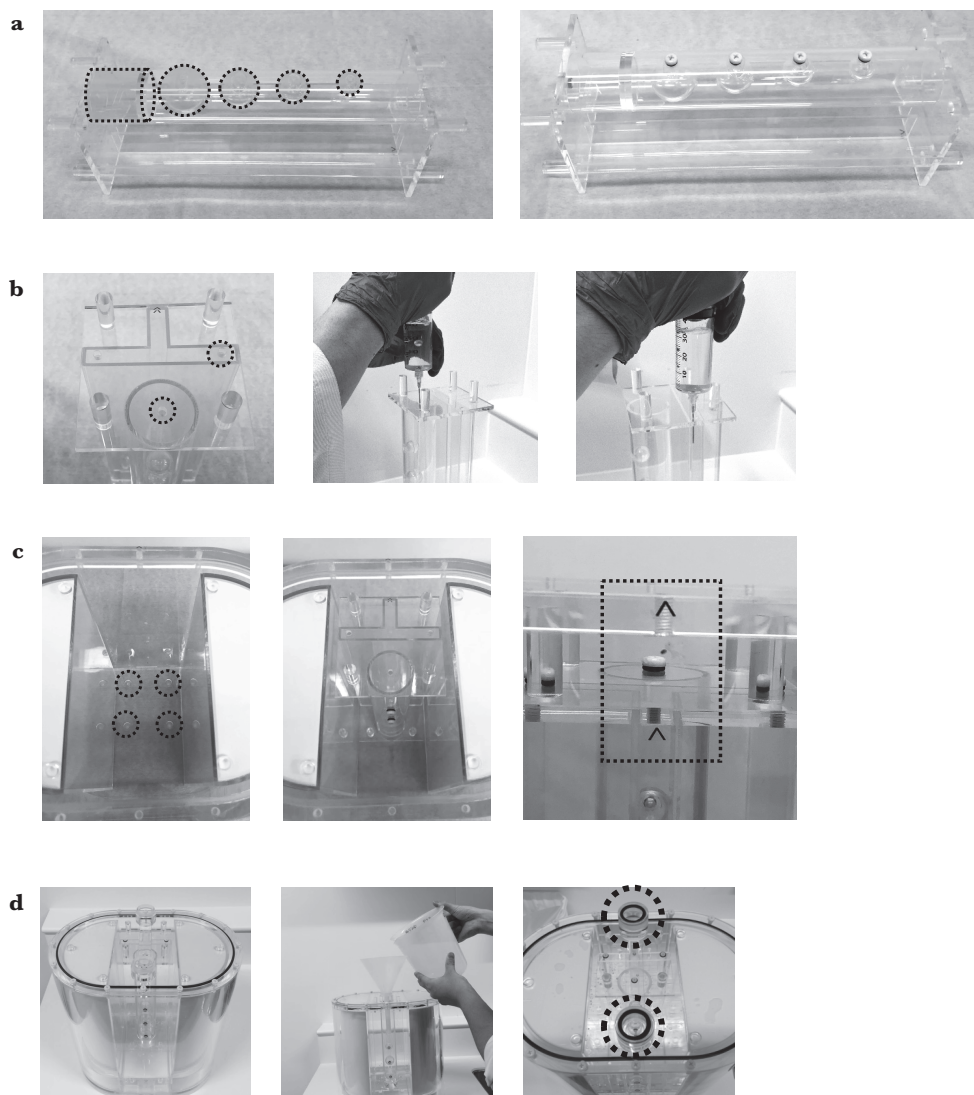
SIM<sup>2</sup> bone ファントムの SPECT 画像を HGL で解析する。解析レポート (**Fig. 6**) のボトムライン『合格』を必須条件とし、正常骨部の CV (ノイズレベル) が 20% 以下であることを推奨する。ボトムラインが不合格であった場合、「9-1. 各装置の撮像・画像再構成条件の参考例」を参考にして画像再構成条件を調整し、まずはボトムラインを満たす条件を検討していただきたい。また、「Gibbs アーチファクトにより解析結果の信頼性が担保できません」との判定結果が出た場合、HGL による合否判定に影響をおよぼす可能性があるため、以下の対応を推奨する。なお、正常骨部の CV は Gibbs アーチファクトの影響を受けないため、レポートの結果を適用できる。

#### ・画像再構成条件の変更を検討

Gibbs アーチファクトを軽減するために、画像再構成条件の調整 (subset 数や iteration 数を下げる、Gaussian フィルタの FWHM 値を上げるなどを試していただきたい) を行い、解析結果の改善を試みる (**Fig. 2** ④→⑦→②)。

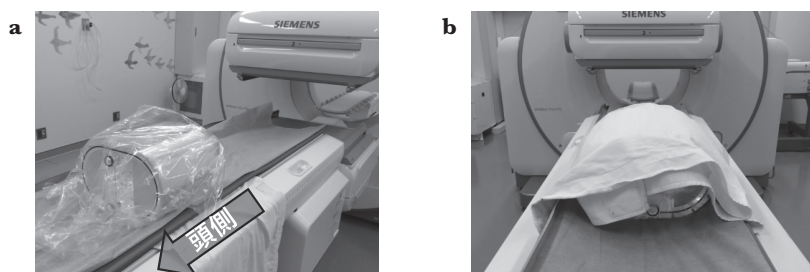
#### ・画像再構成条件の変更が困難または変更しても改善しない

HGL による合否判定を行わず、正常骨部の CV および sagittal 像による検出能の視覚評価に基づいて総合的に判定を行う (**Fig. 2** ④→⑥→⑧)。



**Fig. 4** ファントム調製手順

a) 腫瘍部およびファレンス部への  $^{99m}\text{Tc}$  水溶液の封入。b) 正常骨部および棘突起部への  $^{99m}\text{Tc}$  水溶液の封入。c) 脊椎インサートの固定。d) バックグラウンド部への  $^{99m}\text{Tc}$  水溶液の封入。



**Fig. 5** SIM<sup>2</sup> bone ファントムのガンマカメラへの配置

a) SIM<sup>2</sup> bone ファントムの上部をガンマカメラの頭側へ配置する。  
b) 寝台の患者固定用ベルトで SIM<sup>2</sup> bone ファントムを包み、回転軌道を再現する。

日本核医学技術学会標準化委員会  
骨SPECT撮像ガイドライン試験解析結果レポート

解析日：2025/03/20  
撮影日：2022/03/15

施設名：JSNMT hosp.  
担当者名：Guideline Taro  
ファントムNo.：Other

ファイル名：TMH\_10min\_S2I60G10.IMA

放射能濃度調整開始時刻 16:57:00  
撮像開始時刻 17:57:01

|      | 総放射能    | 溶液量    | 撮像時放射能濃度    |
|------|---------|--------|-------------|
| 腫瘍部  | 33.7MBq | 100mL  | 300.3kBq/mL |
| 正常骨部 | 33.9MBq | 605mL  | 49.9kBq/mL  |
| B.G. | 63.2MBq | 7036mL | 8.0kBq/mL   |
| TBR  | 6.01    |        |             |

**ボトムライン      合格**

ノイズレベル      11.34%      (20%以下であることが望ましい)

Gibbsアーチファクトは認められません

|                           |         |
|---------------------------|---------|
| Detectability score(17mm) | 4       |
| リカバリ係数(17mm)              | 0.60    |
| CNR(17mm)                 | 16.66   |
| B.G. CV                   | 18.37   |
| FWHM(Horizontal)          | 14.12mm |
| FWHM(Tangential)          | 15.96mm |



17mm球についてガイドライン  
付録の画像との比較を行うこと

|           |                              |                          |         |
|-----------|------------------------------|--------------------------|---------|
| 装置名       | SYMBIA                       | Energy window Lower(keV) | 129     |
| コリメータ     | LEHR                         | Energy window Upper(keV) | 150     |
| 収集時間(min) | 1.0                          | 画像再構成法                   | Flash3D |
| 収集モード     | (null)                       | 減弱補正                     | CTAC    |
| パラメータ     | 3DOSEM,60i,2s¥Gauss,10.00 mm | 散乱線補正                    | MEW     |

Fig. 6 結果レポート

Gibbs アーチファクトの有無およびボトムライン合格を確認する。ノイズレベルは20%以下であること、sagittal 像と Fig. 7 の Detectability score を比較して Detectability score 2 ～ 4 の画像と同等であることを推奨する。

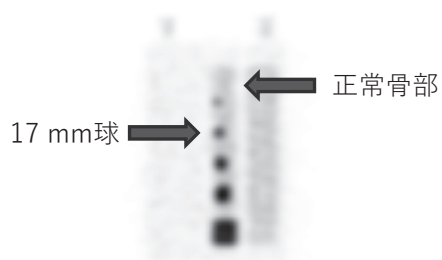
#### 7-2-2. Sagittal 画像の視覚評価

HGL の判定基準と視覚評価結果との一致率は高いものの、完全ではないため、最終的に決定した撮像条件から得られた画像とテストパターン (Fig. 7) の視覚的な比較を行い、判定基準の整合性の確認を行う。また、Gibbs アーチファクトの発生を認めた際には HGL の自動解析結果の信頼性が低下する可能性があるため、画像再構成条件の変更を行わない場合にはこの視覚評価結果に判定を委ねることになる。17 mm 球の検出能が

Detectability score 2 と同等以上であることを比較し、劣っているようであれば、撮像条件もしくは画像再構成条件の再検討をされたい。また、ボトムラインを合格していてもより優れた画像を取得することに努めていただきたい。

#### 7-2-3. 臨床画像の確認

本ガイドライン試験合格後には、同条件において臨床画像 (骨転移を有する症例を含むこと) を医師 (可能であれば核医学専門医) と協働して画質の確認を行う。



Detectability score 1



Detectability score 2



Detectability score 3



Detectability score 4



**Fig. 7** 各 **Detectability score** の画像例

本ガイドライン試験のボトムライン合格基準は **Detectability score 2** 以上とした。**Detectability score** の基準は、**17 mm** 球が 1) 病変として検出できない, 2) 病変として検出できる限界, 3) ノイズあるいはボケを認めるが確実に病変として検出可能, 4) 十分なコントラストとノイズレベルを有して病変として検出可能。

## 8. ピットフォール

本ガイドラインでは HGL 解析によってボトムラインを判定できる点が大きな利点であるが、日常診療での画質や診断能を必ずしも完全に反映するわけではなく、ボトムラインを満たしたとしても臨床画質が十分に保証されるとは限らない。本項では、主にファントム試験および HGL を用いた評価を行う際に留意すべきピットフォールについて解説する。

- 1) ファントムの調製時に用いる  $^{99m}\text{Tc}$  水溶液の放射能濃度は、解析結果に大きく影響する。精度良く調製するために、溶液量の計測やドーズキャリブレーションの校正、タイムスケジュールの管理を正確に行う必要がある。これらの手順に誤差が生じると、解析結果の信頼性が低下し、ボトムライン判定の精度にも影響を及ぼす可能性がある。特に、濃度調製や計測のわずかなズレが全体の評価に大きな誤差をもたらすため、慎重な管理が求められる。
- 2) HGL はファントムのリファレンス部のカウントを基準に検出能やリカバリ係数を算出するため、リファレンス部に Gibbs アーチファクトが発生すると過大評価された結果を導く。
- 3) HGL は、本ガイドラインで示す判定基準に対応しているが、Hone Graph elite とは基準が異なるため、Hone Graph elite で得られた結果を本ガイドラインのボトムラインと直接比較すると、誤った解釈を招く恐れがある。使用ソフトウェアと判定基準の対応関係を誤らないよう留意されたい。
- 4) SPECT 画像の画質が変わるようなハードウェア、ソフトウェアのバージョンアップをした場合、ファントム試験の結果や臨床画像の画質が変化することがあるため、バージョンアップ後は再度ファントム試験を行い、ボトムラインが維持されているかを確認することを推奨する。
- 5) 本ガイドライン試験では 17 mm 球の検出能を指標としているが、実際の患者では病変のサイズ、骨質や病理、病変の形態は多岐にわた

る。ガイドライン試験の合格がそのまま臨床画像の最適化を意味するわけではなく、合格していても医師が「診断に足る画質ではない」と判断する場合もある。したがって、最終的な画質評価は臨床画像の視覚評価によって決定する必要があるため、ガイドライン試験と併せて医師との協議が求められる。

## 9. 付 録

### 9-1. 各装置の撮像・画像再構成条件の参考例

206, 207 ページ参照。

### 9-2. HGL の操作方法

- I. HGL を起動して“Select” ボタンを押し、SPECT 画像ファイルを選択する。
- II. 腫瘍部、正常骨部、バックグラウンド部 (B.G.) の総放射能量と溶液量および放射能濃度調製開始時刻 (ドーズキャリブレーションで放射能量を測定した時刻) を入力して“Calc” ボタンを押す (**Fig. 3**)。
- III. TBR が 5.90 から 6.10 の範囲であることを確認する。(SPECT 撮像前に入力し、範囲外であった場合には、ファントム調製をやり直す)
- IV. “Go” ボタンを押す。
- V. 画像のオリエンテーション (上下、左右、頭尾方向) が下段のリファレンスと同じ方向であることを確認する (異なる場合は該当する軸の“swap X/Y/Z” のチェックを入れて“Check” ボタンを押し、画像とリファレンスの方向を一致させる) (**Fig. 9**)。
- VI. オリエンテーションが同じことを確認して“Auto” ボタンを押し、自動解析を始める。
- VII. 解析時間は使用する PC の環境に影響される (一般的な PC で約 10 分間)。

### 9-3. HGL から得られる指標

- ・ノイズレベル：正常骨部の標準偏差を平均カウントで除算した値 (%)。
- ・リカバリ係数：リファレンス部の平均カウントに対する 17 mm 球の平均カウントの比。
- ・CNR：17 mm 球の平均カウントから正常骨部の平均カウントを減算した値を正常骨部の標準偏差で除算した値。
- ・B.G. CV：バックグラウンド部の標準偏差を平均カウントで除算した値 (%)。

骨 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 2.0 (市川, 他)

撮像条件

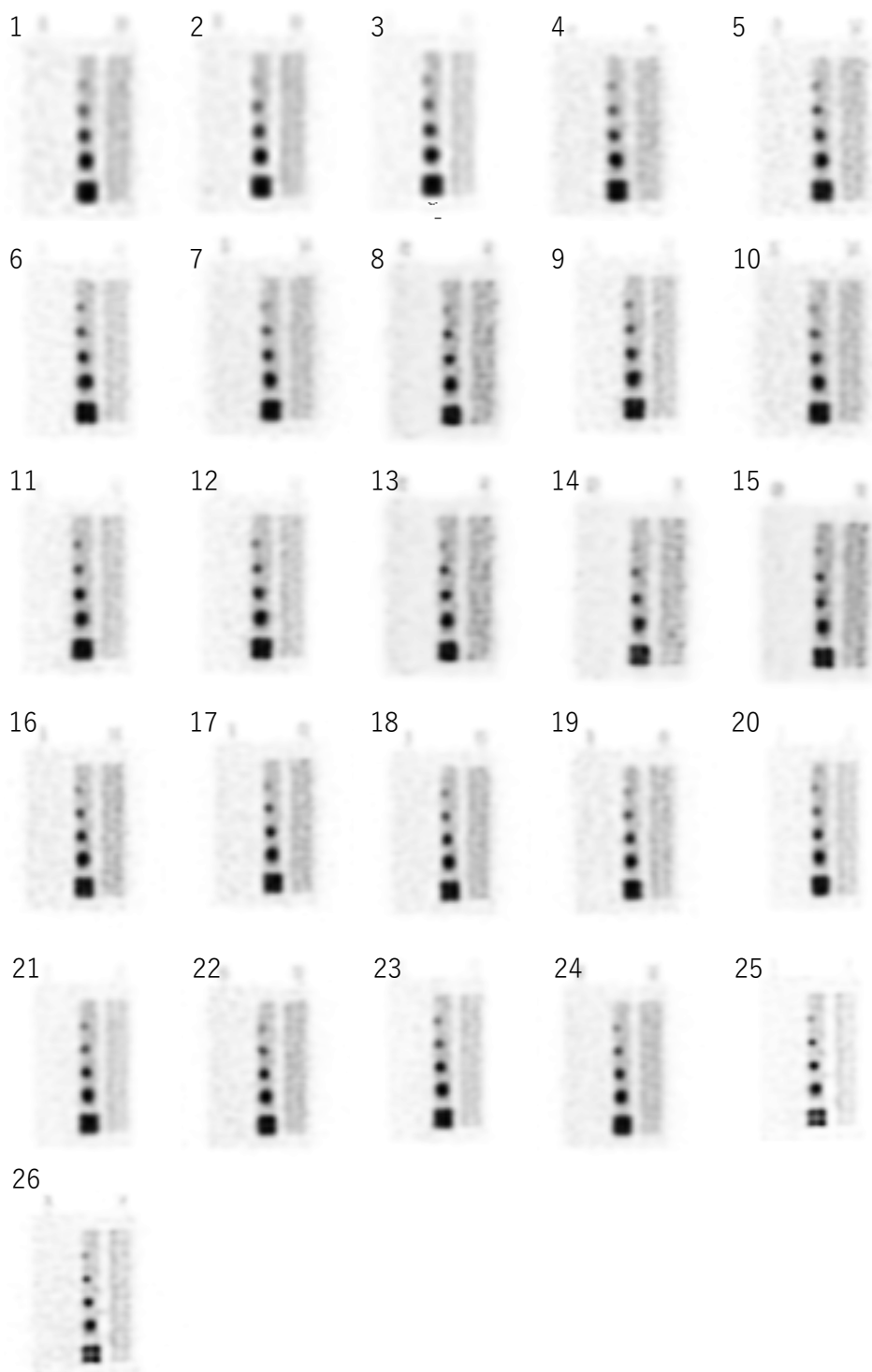
|    | メーカ      | 装置名        | コリメータ | エネルギーウインドウ            | 撮像時間<br>/view (sec) | モード        |
|----|----------|------------|-------|-----------------------|---------------------|------------|
| 1  | GE       | Infinia    | LEHR  | 140.0 keV $\pm$ 10%   | 10                  | S&S        |
| 2  | GE       | Infinia    | LEHR  | 140.0 keV $\pm$ 10%   | 14                  | S&S        |
| 3  | GE       | Infinia    | LEHR  | 140.0 keV $\pm$ 10%   | 20                  | S&S        |
| 4  | GE       | 640        | LEHR  | 140.5 keV $\pm$ 10%   | 10                  | S&S        |
| 5  | GE       | 640        | LEHR  | 140.5 keV $\pm$ 10%   | 14                  | S&S        |
| 6  | GE       | 640        | LEHR  | 140.5 keV $\pm$ 10%   | 20                  | S&S        |
| 7  | GE       | 670        | LEHRS | 140.5 keV $\pm$ 10%   | 10                  | S&S        |
| 8  | GE       | 670        | LEHRS | 140.5 keV $\pm$ 10%   | 14                  | S&S        |
| 9  | GE       | 670        | LEHRS | 140.5 keV $\pm$ 10%   | 20                  | S&S        |
| 10 | GE       | 670        | LEHRS | 140.5 keV $\pm$ 10%   | 10                  | Swift Scan |
| 11 | GE       | 670        | LEHRS | 140.5 keV $\pm$ 10%   | 14                  | Swift Scan |
| 12 | GE       | 670        | LEHRS | 140.5 keV $\pm$ 10%   | 20                  | Swift Scan |
| 13 | GE       | 870 CZT    | WEHR  | 140.5 keV $\pm$ 7.5%  | 10                  | S&S        |
| 14 | GE       | 870 CZT    | WEHR  | 140.5 keV $\pm$ 7.5%  | 14                  | S&S        |
| 15 | GE       | 870 CZT    | WEHR  | 140.5 keV $\pm$ 7.5%  | 20                  | S&S        |
| 16 | Siemens  | Symbia T   | LEHR  | 140 keV $\pm$ 10%     | 10                  | S&S        |
| 17 | Siemens  | Symbia T   | LEHR  | 140 keV $\pm$ 10%     | 14                  | S&S        |
| 18 | Siemens  | Symbia T   | LEHR  | 140 keV $\pm$ 10%     | 20                  | S&S        |
| 19 | Siemens  | Intevo     | LEHR  | 140 keV $\pm$ 7.5%    | 10                  | S&S        |
| 20 | Siemens  | Intevo     | LEHR  | 140 keV $\pm$ 7.5%    | 14                  | S&S        |
| 21 | Siemens  | Intevo     | LEHR  | 140 keV $\pm$ 7.5%    | 20                  | S&S        |
| 22 | Siemens  | Bold       | LEHR  | 140 keV $\pm$ 7.5%    | 10                  | S&S        |
| 23 | Siemens  | Bold       | LEHR  | 140 keV $\pm$ 7.5%    | 14                  | S&S        |
| 24 | Siemens  | Bold       | LEHR  | 140 keV $\pm$ 7.5%    | 20                  | S&S        |
| 25 | FUJIFILM | BrightView | CHR   | 140.511 keV $\pm$ 10% | 20                  | S&S        |
| 26 | FUJIFILM | BrightView | CHR   | 140.511 keV $\pm$ 10% | 20                  | S&S        |

全ての撮像条件において角度サンプリング数は 60, マトリクスサイズは 128, 近接軌道とした。  
LEHR; low-energy high-resolution, S&S; step & shoot, LEHRS; low-energy high-resolution sensitivity,  
WEHR; wide-energy high-resolution, Intevo; Symbia Intevo, Bold; Symbia Intevo Bold, CHR; cardiac  
high-resolution.

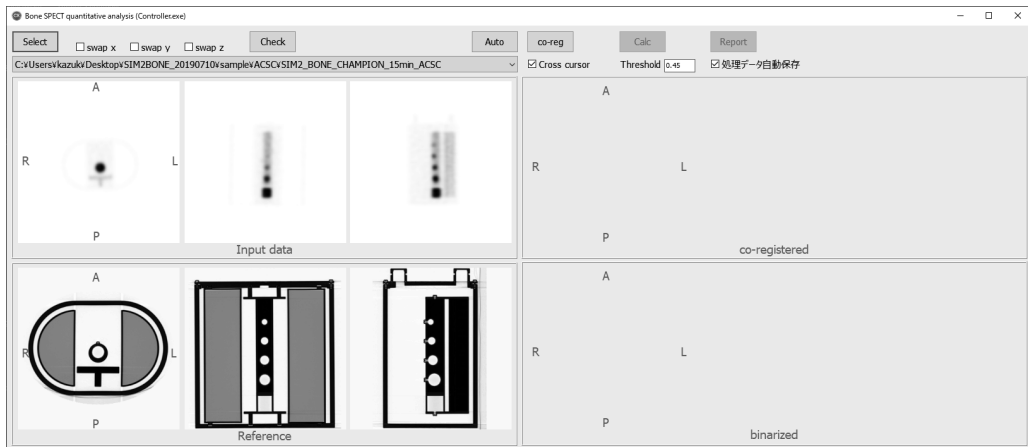
## 画像再構成条件

|    | 再構成方法     | Subset 数 | Iteration 数 | ノイズ処理<br>フィルタ | フィルタ<br>サイズ | 単位        | 散乱線<br>補正方法 | 減弱<br>補正方法 |
|----|-----------|----------|-------------|---------------|-------------|-----------|-------------|------------|
| 1  | Evolution | 10       | 6           | Butterworth   | 0.4         | Cycles/cm | -           | -          |
| 2  | Evolution | 10       | 6           | Butterworth   | 0.4         | Cycles/cm | -           | -          |
| 3  | Evolution | 10       | 10          | Butterworth   | 0.4         | Cycles/cm | DEW         | CTAC       |
| 4  | Evolution | 10       | 4           | Gaussian      | 2           | pixels    | -           | -          |
| 5  | Evolution | 10       | 8           | Gaussian      | 2           | pixels    | -           | -          |
| 6  | Evolution | 10       | 8           | Gaussian      | 2           | pixels    | DEW         | CTAC       |
| 7  | Evolution | 10       | 4           | Gaussian      | 2           | pixels    | -           | -          |
| 8  | Evolution | 10       | 8           | Gaussian      | 2           | pixels    | -           | -          |
| 9  | Evolution | 10       | 10          | Gaussian      | 2           | pixels    | DEW         | CTAC       |
| 10 | Evolution | 10       | 6           | Gaussian      | 2           | pixels    | -           | -          |
| 11 | Evolution | 10       | 8           | Gaussian      | 2           | pixels    | DEW         | CTAC       |
| 12 | Evolution | 10       | 10          | Gaussian      | 2           | pixels    | DEW         | CTAC       |
| 13 | Evolution | 10       | 6           | Gaussian      | 1.5         | pixels    | -           | -          |
| 14 | Evolution | 10       | 8           | Gaussian      | 1.5         | pixels    | -           | -          |
| 15 | Evolution | 10       | 10          | Gaussian      | 1.5         | pixels    | -           | -          |
| 16 | Flash3D   | 2        | 50          | Gaussian      | 9.6         | mm        | -           | -          |
| 17 | Flash3D   | 2        | 50          | Gaussian      | 9.6         | mm        | -           | -          |
| 18 | Flash3D   | 2        | 50          | Gaussian      | 9.6         | mm        | -           | -          |
| 19 | Flash3D   | 2        | 50          | Gaussian      | 9.6         | mm        | -           | -          |
| 20 | Flash3D   | 2        | 50          | Gaussian      | 9.6         | mm        | MEW         | CTAC       |
| 21 | Flash3D   | 2        | 50          | Gaussian      | 9.6         | mm        | MEW         | CTAC       |
| 22 | Flash3D   | 2        | 40          | Gaussian      | 9.6         | mm        | -           | -          |
| 23 | Flash3D   | 2        | 50          | Gaussian      | 9.6         | mm        | MEW         | CTAC       |
| 24 | Flash3D   | 2        | 50          | Gaussian      | 9.6         | mm        | -           | -          |
| 25 | Astonish  | 10       | 10          | Hanning       | 1.5         | Nyquist   | ESSE        | CTAC       |
| 26 | Astonish  | 10       | 10          | Hanning       | 1.5         | Nyquist   | -           | -          |

DEW; dual energy window method, CTAC; computed tomography attenuation correction, MEW; multi energy window method, ESSE; effective scatter source estimation.



**Fig. 8** 各撮像条件および画像再構成条件から得られた **SPECT sagittal** 像  
各画像の番号は「9-1. 各装置の撮像・画像再構成条件の参考例」の番号に対応する。



**Fig. 9** ファントム画像のオリエンテーションの確認画面  
**Input data** (評価対象画像) が **Reference** と同じオリエンテーションであることを確認する。

- ・FWHM (Horizontal): 棘突起部の FWHM 値 (160 スライスの平均値)。
- ・FWHM (Tangential): 横突起部 (左側) の FWHM 値 (160 スライスの平均値)。

#### 9-4. FBP 法による再構成画像について

FBP 法による画像再構成法の使用は推奨しないが、やむなく使用せざるを得ない装置においても本ガイドライン試験の利用を妨げるものではない。ただし、HGL の自動解析プログラムの構築において教師データに FBP 法によって得られた画像が含まれていないため、sagittal 画像による視覚評価 (7-2-2) において妥当性の確認を行う。

#### 利益相反

市川 肇は富士フイルム富山化学株式会社、PDR ファーマ株式会社から資金提供を受け、Hone Graph の共同開発を行った。

#### 謝 辞

本ガイドラインの作成にあたり、多大な協力をいただいた PDR ファーマ株式会社ならびに日本メジフィジックス株式会社に御礼申し上げる。

#### 参考文献

- 1) The Present State of Nuclear Medicine Practice in Japan—A Report of the 9th Nationwide Survey in 2022—. *Radioisotopes* 2023; **72**(1): 49–100
- 2) Ichikawa H, Miwa K, Okuda K, et al. Current state of bone scintigraphy protocols and practice in Japan. *Asia Ocean J Nucl Med Biol* 2020; **8**(2): 116–22
- 3) Shafi A, Thorsson O, Edenbrandt L. New routine for nuclear medicine technologists to determine when to add SPECT/CT to a whole-body bone scan. *J Nucl Med Technol* 2014; **42**(1): 28–32
- 4) Palmedo H, Marx C, Ebert A, et al. Whole-body SPECT/CT for bone scintigraphy: diagnostic value and effect on patient management in oncological patients. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2014; **41**(1): 59–67
- 5) Rager O, Nkoulou R, Exquis N, et al. Whole-Body SPECT/CT versus Planar Bone Scan with Targeted SPECT/CT for Metastatic Workup. *Biomed Res Int* 2017: 7039406
- 6) SNMMI Procedure Standard for Bone Scintigraphy 4.0.pdf.
- 7) Graham R, Little D, Cade S, et al. British Nuclear Medicine Society Clinical Guideline for bone scintigraphy. *Nucl Med Commun* 2022; **43**(11): 1109–12
- 8) Van den Wyngaert T, Strobel K, Kampen WU, et al. The EANM practice guidelines for bone scintigraphy. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2016; **43**(9): 1723–38
- 9) 三輪建太, 松友紀和, 市川 肇, 他. 骨 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 1.0. *核医学技術* 2017; **37**(4): 517–30
- 10) Ichikawa H, Kawakami K, Onoguchi M, et al. Automatic quantification package (Hone Graph) for phantom-based image quality assessment in bone SPECT: computerized automatic classification of detectability. *Ann Nucl Med* 2021; **35**(8): 937–46
- 11) 市川 肇, 三輪建太, 松友紀和, 他. 骨等価溶液を用いた骨 SPECT 評価用ボディファントムの

- 開発. 日本放射線技術学会雑誌 2015 ; **71**(12) : 1235-40
- 12) 市川 肇, 加藤豊大, 島田秀樹, 他. 新しい骨シンチグラフィ評価用胸部ファントムを用いた検出能の評価. 核医学技術 2017 ; **37**(3) : 229-38
- 13) 加藤豊大, 市川 肇, 河上一公, 他. 骨 SPECT 自動解析ソフトウェアにおけるさまざまな Tumor-to-normal Bone Ratio 画像への適応の可能性. 日本放射線技術学会雑誌 2024 : advpub
- 14) Ichikawa H, Shibutani T, Matsutake Y, et al. Comparison of the detectability of hot lesions on bone SPECT using six state-of-the-art SPECT/CT systems: a multicenter phantom study to optimize reconstruction parameters. *Phys Eng Sci Med* 2023; **46**(2): 839-49
- 15) Shibutani T, Konishi T, Ichikawa H, et al. Detectability of cold tumors by xSPECT bone technology compared with hot tumors: a supine phantom study. *Physical and Engineering Sciences in Medicine* 2023; **47**(1): 287-94
- 16) Shiiba T, Sekikawa Y, Tateoka S, et al. Verification of the effect of acquisition time for SwiftScan on quantitative bone single-photon emission computed tomography using an anthropomorphic phantom. *EJNMMI Phys* 2022; **9**(1): 48
- 17) Fukami M, Matsutomo N, Yamamoto T. Optimization of Number of Iterations as a Reconstruction Parameter in Bone SPECT Imaging Using a Novel Thoracic Spine Phantom. *Journal of Nuclear Medicine Technology* 2021; **49**(2): 143-9
- 18) Ichikawa H, Onoguchi M, Shibutani T, et al. Optimization of cross-calibration factor for quantitative bone SPECT without attenuation and scatter correction in the lumbar spine: head-to-head comparison with attenuation and scatter correction. *Nucl Med Commun* 2021; **42**(12): 1404-16
- 19) Ichikawa H, Miyaji N, Onoguchi M, et al. Feasibility of ultra-high-speed acquisition in xSPECT bone algorithm: a phantom study with advanced bone SPECT-specific phantom. *Ann Nucl Med* 2022; **36**(2): 183-90
- 20) Zacho HD, Manresa JAB, Aleksyniene R, et al. Three-minute SPECT/CT is sufficient for the assessment of bone metastasis as add-on to planar bone scintigraphy: prospective head-to-head comparison to 11-min SPECT/CT. *EJNMMI Res* 2017; **7**(1): 1
- 21) Yamane T, Takahashi M, Matsusaka Y, et al. Satisfied quantitative value can be acquired by short-time bone SPECT/CT using a whole-body cadmium-zinc-telluride gamma camera. *Sci Rep* 2021; **11**(1): 24320
- 22) Miyaji N, Miwa K, Motegi K, et al. Patient arm position during quantitative bone single-photon emission computed tomography/computed tomography acquisition can affect image quality and quantitative accuracy: a phantom study. *Nucl Med Commun* 2021; **42**(3): 267-75
- 23) Livieratos L, Mohan H, Gnanasegaran G, et al. Comparison of 10 versus 20 min SPECT <sup>99m</sup>Tc-MDP bone scans: use of 3D-OSEM image reconstruction with distance-dependent resolution modelling. *Nuclear Medicine Communications* 2010; **31**(12): 1045-53
- 24) Peters SMB, van der Werf NR, Segbers M, et al. Towards standardization of absolute SPECT/CT quantification: a multi-center and multi-vendor phantom study. *EJNMMI Phys* 2019; **6**(1): 29
- 25) Alqahtani MM, Willowson KP, Constable C, et al. Optimization of (99m) Tc whole-body SPECT/CT image quality: A phantom study. *J Appl Clin Med Phys* 2022; **23**(4): e13528
- 26) Even-Sapir E, Metser U, Mishani E, et al. The detection of bone metastases in patients with high-risk prostate cancer: <sup>99m</sup>Tc-MDP Planar bone scintigraphy, single- and multi-field-of-view SPECT, <sup>18</sup>F-fluoride PET, and <sup>18</sup>F-fluoride PET/CT. *J Nucl Med* 2006; **47**(2): 287-97
- 27) Utsunomiya D, Shiraishi S, Imuta M, et al. Added value of SPECT/CT fusion in assessing suspected bone metastasis: comparison with scintigraphy alone and nonfused scintigraphy and CT. *Radiology* 2006; **238**(1): 264-71
- 28) Mutuleanu MD, Paun DL, Lazar AM, et al. Quantitative vs. Qualitative SPECT-CT Diagnostic Accuracy in Bone Lesion Evaluation-A Review of the Literature. *Diagnostics (Basel)* 2023; **13**(18)
- 29) Parveen A, Saleem A, Qureshy A, et al. Diagnostic edge of SPECT/CT scintigraphy over planar bone imaging for detection of bone metastases in prostate cancer patients. *Pakistan Journal of Nuclear Medicine* 2023; 31-6
- 30) Kuji I, Yamane T, Seto A, et al. Skeletal standardized uptake values obtained by quantitative SPECT/CT as an osteoblastic biomarker for the discrimination of active bone metastasis in prostate cancer. *Eur J Hybrid Imaging* 2017; **1**(1): 2
- 31) Kaneta T, Ogawa M, Daisaki H, et al. SUV measurement of normal vertebrae using SPECT/CT with Tc-99m methylene diphosphonate. *Am J Nucl Med Mol Imaging* 2016; **6**(5): 262-8
- 32) Nakahara T, Daisaki H, Yamamoto Y, et al. Use of a digital phantom developed by QIBA for harmonizing

- SUVs obtained from the state-of-the-art SPECT/CT systems: a multicenter study. *EJNMMI Res* 2017; **7**(1): 53
- 33) Ikeda T, Kitajima K, Tsuchitani T, et al. Effectiveness of quantitative bone SPECT/CT for bone metastasis diagnosis. *Hell J Nucl Med* 2022; **25**(3): 253–9
- 34) Yoshii T, Miwa K, Yamaguchi M, et al. Optimization of a Bayesian penalized likelihood algorithm (QClear) for  $(^{18}\text{F})\text{-NaF}$  bone PET/CT images acquired over shorter durations using a custom-designed phantom. *EJNMMI Phys* 2020; **7**(1): 56