一標準化委員会報告—

骨 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン1.0

平成29年10月19日 初 版

日本核医学技術学会 SPECT 標準化委員会

骨・腫瘍検証班メンバー

三輪	建太	(国際医療福祉大学)
松友	紀和	(杏林大学)
市川	肇	(豊橋市民病院)

構想委員

菊池	明泰	(北海道科学大学)
嶋田	博孝	(群馬大学医学部附属病院)
成田	篤	(日本メジフィジックス)
森	一晃	(虎の門病院)

SPECT 標準化委員長

- 目 次
- 1. 骨 **SPECT** の標準化の考え方
- 2. 本ガイドラインの使用方法
- 3. 対象装置
- 4. ボトムライン設定とその根拠
- 4.1. 放射能濃度と濃度比
- 4.2. 被写体サイズ
- 5. 施設でのボトムラインの検証方法
 - 5.1. 視覚評価
- 5.2. 物理評価(画質の評価)
 5.2.1. %コントラスト(Q_{H,17 mm})
 5.2.2. バックグラウンド変動性(N_{B,17 mm})
- 5.3. 判定基準
- 5.4. 描出が不十分な時の対策
- 5.5. 本ガイドラインに基づく逐次画像再構成 条件(更新回数)の決定
- 補足
- **6**. 臨床を再現した骨 **SPECT** 評価用ファントム での評価

6.1. ファントム概要
6.1.1. 骨 SPECT 評価用 body ファントム
6.1.2. 骨 SPECT 評価用胸部ファントム
6.2. ファントム調整
6.3. 画質評価
6.3.1. コントラスト
6.3.2. 空間分解能
6.4. 濃度直線性
6.5. Body ファントムとの比較
付録
7. 実効空間分解能の測定について

1. 骨 **SPECT** の標準化の考え方

骨シンチグラフィは骨代謝を評価できる検査法 として転移性骨腫瘍など様々な骨疾患の診療に用 いられている。骨シンチグラフィは、未だ全身画 像を基本として行われることが多く、single photon emission computed tomography (SPECT) は解剖学的位置の明瞭化および診断精度を向上す

藤埜 浩一 (大阪大学医学部附属病院)

るための「追加手順」としての役割が大部分を占 めている^{1~6)}。そのため、骨シンチグラフィの全 検査時間を30分とした場合。SPECT 撮像にかけ られる時間はおよそ10~15分程度である^{1,6~8)}。 この条件下において骨 SPECT に求められる病変 の陽性描出能を担保するためには、収集・画像再 構成条件を最適化し、 画質に影響を与える技術的 要因を十分にコントロールする必要があ る^{1,9,10)}。骨 SPECT に求められる最低限の画質 を最低基準(ボトムライン)と策定し、客観的な 評価を行ったうえで、ボトムラインを十分に満た せない場合においては収集あるいは画像再構成条 件の再考が必要であると考える。各施設が骨 SPECT の陽性描出能を客観的に確認することが できれば、骨 SPECT の標準化へ繋がり、結果的 に骨 SPECT 検査の臨床的価値をさらに高めるこ とができると考える。

2008年に日本核医学技術学会 画像の定量化・ 基準化のための調査研究ワーキンググループ(臨 床に役立つ基準画像の収集・処理・表示・出力の ポイント)から公表されたガイドラインでは,骨 SPECT に対する具体的な収集・画像再構成条件 を提示した(**表1**)⁷⁾。しかし,当時と比べガン マカメラの種類や機能が多様化しているため,本

表1 1	骨	SPECT	検査の	·撮像条件表 ⁷⁾
------	---	-------	-----	----------------------

収集モード	SPECT
本刻	^{99m} Tc-HMDP, ^{99m} Tc-
未用	MDP
使用装置	対向2検出器型
投与量	740 MBq
撮像開始時間	投与後3時間
コリメータ	LEHR
エネルギーウインドウ	$140 \text{ keV} \pm 10\%$
収集モード	Continuous
収集時間	10 sec/step
収集角度	6度
プロジェクション数	60 views (30 steps)
マトリクス	128×128
拡大収集	なし
ピクセルサイズ	4 67
[mm]	4.07
前処理フィルタ	Butterworth 8.0, 0.86
(order・cutoff 周波数)	cycles/cm
再構成法	OSEM
Subset \cdot iteration	$6 \cdot 5$
減弱補正方法とμ値	検討せず
散乱線補正の有無	検討せず



図1 NEMA IEC body ファントム

ガイドラインではボトムラインを用いた収集処理 条件の妥当性の判定法を基本に収集条件の考え方 を提案する。

2. 本ガイドラインの使用方法

NEMA IEC body ファントム (body ファント ム)(図1)をベースに用いて、各施設における 骨 SPECT の収集・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。本ガイドラインで は、まず body ファントムを用いた放射能濃度比 6:1の17mm 球体における陽性描出能の評価方 法を提示している。17 mm 球体の陽性描出能の評 価方法は,視覚評価,%コントラスト(QH,17 mm), バックグランド変動性(N_{B,17 mm})の項目に対し てボトムラインの画像を満たしているのかを検討 する。17 mm 球体の描出が不十分であった場合 には、収集時間の延長や画像再構成条件の見直し を推奨する。これらを見直すうえで必要な考え方 についても提示した。また、臨床を再現した骨 SPECT 評価用ファントムを用いたより詳細な検 討方法も補足として提示する。本ガイドラインで は、骨 SPECT の画質評価の標準化を目的として おり、近年 SPECT や SPECT/CT を用いて研究 や開発が進められている定量的指標に対する精度 評価ついては対象としていない。

本検証班では、いくつかの機種に対して物理評価指数や基準とした収集時間の妥当性を評価した が、すべての機種や条件で確認したわけではない。物理評価指数や基準とした収集時間は使用す る装置や投与量により変化するため、あくまでも 推奨値として捉えて各施設での評価を実施してい ただきたい。今後、本ガイドラインを改良してい くためにも、各 SPECT 施設にて様々な機種や条 件のもとでファントムデータが収集され、意見や 考察とともに本検証班にデータが提供されること を期待する。

3. 対象装置

現在最も普及している2検出器型のSPECT/ CT装置およびSPECT装置を対象とする。減弱 補正や散乱線補正,コリメータ開口補正などの補 正処理の可否は問わない。コリメータは140keV ガンマ線に適した低エネルギー高分解型コリメー タ(LEHR)の使用を前提とする。しかし, LEHR 相当のコリメータを所有していない施設 では低エネルギー汎用型コリメータ(LEGP)を 使用することで実質的に問題はない。

4. ボトムライン設定とその根拠

SPECT の画質はさまざまな要因により変化す るため、各施設(装置)で一定以上の画質を担保 するためには、病変の陽性描出能を客観的に確認 できる方法を策定する必要がある。一般的に SPECT の陽性描出能は、1)放射能濃度と濃度 比、2)被写体サイズ、3)SPECT 総合空間分解 能、4)散乱線補正により変化する。そこで本ガ イドラインでは、bodyファントムを用いた評価 をベースにファントム作成条件と評価対象とする 被写体(球体)サイズの決定を行い、ボトムライ ンを設定した。この条件のもと各施設で使用して いる収集処理条件でSPECT 画像を作成し、画質 と描出能の評価を行うことで一定以上の画質を担 保することが可能になると考える。

なお,本ガイドラインは SPECT/CT 装置のみ ならず SPECT 単体装置も対象としているため減 弱補正や散乱線補正,コリメータ開口補正は必ず しも適応する必要はない。これは本ガイドライン が最高画質を得るための要件を示しているのでは なく,ボトムラインを定義しているためである。 また,本ガイドラインがこれらの補正処理の使用 を制限するものではないことも注意していただき たい。

4.1. 放射能濃度と濃度比

Body ファントムに封入する放射能濃度 (^{99m}Tc)は、複数の臨床の骨 SPECT 画像から正 常骨領域の計数率を推定し、ファントム実験から 計数率と放射能濃度との関係を求めて決定した。 本邦の先行研究において、正常骨(腰椎および骨 盤部)の計数率は、 11.2 ± 3.5 kcps で、この計数 率を得るための放射能濃度は、 $12.8 \sim 22.9$ kBq/ mL と報告されている^{10.11}。また、海外の先行研 究では、投与量や画像再構成法の違いにより正常 骨の放射能濃度は、 $2.7 \sim 50.5$ kBq/mL と幅広く 報告されている^{12,13}。本ガイドラインでは、こ れらの報告とファントム実験結果を総合的に判断 し、正常骨を想定したバックグラウンド領域の放 射能濃度を 18.0 kBq/mL とした。ただし、本 ファントム調整条件はあくまで骨シンチグラフィ とは放射能濃度分布の異なる body ファントムを 用いて行うためのものであり、正常骨部の放射能 濃度を 18.0 kBq/mL を想定するものではない。

次に放射能濃度比を決定するために, body ファントムを用いてシミュレーションと実際の ファントム実験による検証を行った。

シミュレーション条件は、ピクセルサイズ 4.3 mm. 投影データ数 90. 回転半径 250 mm とし. 後述する装置で実測した空間分解能の劣化関数 (低エネルギー高分解能型:LEHR)を加えて ディジタルファントムを作成した。実測データの 測定は、LEHR を装着した2検出器型シンチ レーションカメラ (Intevo, Siemens) で行い、ピ クセルサイズ 4.8 mm, 投影データ数 90, 自動近 接モードで、15分間の SPECT 収集を行った。画 像再構成法は、両データに整合性を持たせるため コリメータ開口補正組込み OSEM 法を使用し、 subset は 10, iteration は 10 とした。シミュレー ションデータのノイズ除去フィルタにはバター ワースフィルタ (遮断周波数:0.45 cvcles/cm). 実測データのフィルタにはガウシアンフィルタ (FWHM: 9.6 mm)を使用した。Body ファント ムのバックグラウンド領域に 18.0 kBg/mL の ^{99m}Tc 水溶液を封入し、ホット球の放射能濃度を シミュレーションと実測ともにバックグラウンド 領域に対して 2, 4, 6, 8倍とした。シミュ レーションとファントム実験の結果を図2に示 す。骨 SPECT に用いられるコリメータ(LEHR) と一般的なピクセルサイズ(4.5 mm)を考慮し た場合, SPECT の総合空間分解能は 8.0~9.0 mm 程度となり、サンプリング定理から描出限界 サイズは、16.0~20.0 mm 程度となる¹⁴⁾。この 点に着目し、17 mm 球体を視覚的に確認できる



図 2 放射能濃度比の決定 (body ファントム)。バックグラウンド領域が同じ濃度 になるよう表示ウインドウレベルを調整。

放射能濃度比をみると,必要な放射能濃度比は6 以上であり、シミュレーションとファントム実験 ともに同様の傾向を示した。過去の報告では、骨 転移と正常骨との放射能濃度比は、骨部位や病変 の性状により大きく異なるが平均3~7程度とさ れている^{15~17)}。本検証班の検討結果と先行研究 は同様の傾向を示しており、これらの結果から陽 性描出能を評価する場合のバックグラウンドと ホット球の放射能濃度比は1:6とした。した がって、本ガイドラインに基づいて各施設で検証 を行う場合は、ホット球の放射能濃度を108.0 kBq/mL, バックグラウンドの放射能濃度を 18.0 kBq/mL として body ファントムを作成し, 画質 と描出能の評価を行う。

4.2. 被写体サイズ

SPECT 画像の空間分解能は、使用するコリ メータやピクセルサイズの影響を受ける。骨シン チグラフィに使用されるコリメータは LEHR が 多く、その空間分解能はおよそ 7.4~7.8 mm 程 度である。したがって、実際に得られる SPECT 画像の空間分解能は主にピクセルサイズ (マトリ クスサイズや視野拡大率)によって決定される。



図3にシステム空間分解能7.5 mmのコリメータ でピクセルサイズを変化させた場合の空間分解能 (full width at half maximum, FWHM)を示す。ピ クセルサイズを大きくすることでFWHM は高値 を示し、骨 SPECT で用いられるピクセルサイズ 4.0~5.0 mm でFWHM は8.5~9.0 mm となっ た。図4は空間分解能を変化させて画像再構成を 行ったシミュレーション画像(濃度比1:6)と リカバリ係数である。FWHM を大きくすること でホット球の視覚的な描出能は低下し、FWHM 10 mm 以上では 17 mm 球体の描出が困難であっ た。また,FWHM を大きくすることでリカバリ 係数も低下し,17 mm 未満では本来の集積の半 分程度しか表現できていない結果となった。実際 にはノイズ除去フィルタや散乱線の影響を受ける ため,あくまでも理論上の評価となるが,以上の ことから本ガイドラインにおける描出能のボトム ラインは骨 SPECT 画像が持つ幾何学的な空間分 解能を考慮して 17 mm に決定した。



図4 空間分解能を変化させた場合のリカバリ係数



図5 本ガイドラインによる検証の流れ

5. 施設でのボトムラインの検証方法

本ガイドラインによる検証方法の流れを図5に 示す。Bodyファントムの前述した条件で調整し, 施設ごとに臨床で使用している条件で収集と画像 再構成を行い,17mm 球体の描出能を評価する。 陽性描出能の評価は視覚評価と%コントラスト (Q_{H,17mm}),バックグラウンド変動性(N_{B,17mm}) から評価する^{18,19}。

5.1. 視覚評価

臨床条件で作成された body ファントム画像に 対して,17 mm 球体の描出能を視覚的に評価す る。

視覚評価にあたり本ガイドラインでは,以下の 評価条件を推奨する。

十分な経験を有する放射線科医と核医学担当診療放射線技師(核医学専門医と核医学専門技師が望ましい)で実施。

 2) 画像の表示は読影端末で行い、カラース ケールは Invert gray scale、表示ウインドウレベル は最大値100%、最小値0%として表示する。

3)表示ガンマ値は臨床で使用している値とする。

4) セカンダリキャプチャ画像を使用している 場合は、施設基準の条件で表示する。

5) 評価基準点は、0点:検出できない、1 点:集積を認識できるが球体と判定できない、2 点:球体として検出可能とし、その平均点で判定 する。



図 6 ROI 配置。(a) %コントラスト, (b) バッ クグランド変動性。

5.2. 物理評価 (画質の評価)

5.2.1. %コントラスト (Q_{H,17 mm})

%コントラスト (Q_{H.17 mm}) は 17 mm 球体が 最も明瞭に描出されるスライス上に直径 17 mm の円形 ROI を置き(図 6 (a)), 平均画素値 (C_{H.17 mm})を測定する。

$$Q_{H,17\ mm} = \frac{C_{H,17\ mm}/C_{B,17\ mm} - 1}{A_{\rm H}/A_{\rm B} - 1} \times 100(\%)$$
(5.1)

ここで, C_{H,17 mm} は 17 mm 球体に対する ROI 内の平均画素値, C_{B,17 mm} は 17 mm 径球体に対 するバックグラウンドの平均画素値, A_H は球内 の放射能濃度 [Bq/mL], A_B: バックグラウンド 領域の放射能濃度 [Bq/mL] である。

SPECT 画像のピクセルサイズは比較的大きい ため、ピクセルサイズが 1 mm 以下になるように 画像を拡大補間し、そのその拡大画像の上で円形 ROI を設定することが望ましい。

5.2.2. バックグラウンド変動性 (N_{B,17 mm}) バックグラウンド変動性 (N_{B,17 mm}) は 17 mm



図7 17 mm 球体の描出と収集時間(ノイズ)の関係

球体が最も明瞭に描出されるスライスを中心と し,前後2スライス(計5スライス)に上に直径 17 mmの円形 ROI を12個(各スライス)設定し (図6(b)),計60個の ROIの平均画素値と標準 偏差を測定する¹⁹⁾。

$$N_{B,17 \text{ mm}} = \frac{SD_{B,17 \text{ mm}}}{C_{B,17 \text{ mm}}} \times 100(\%)$$
(5.2)

ここで, C_{B.17 mm} はバックグラウンド領域に 設置した ROI の画素値の平均値, SD_{B.17 mm} は バックグラウンド領域に設置した ROI の画素値 の標準偏差である。

5.3. 判定基準

本ガイドラインにおける判定基準は、視覚評価 ≧1.5点、%コントラスト≧0.55、バックグラウ ンド変動性≦10%とする。判定基準の根拠につい て以下に説明する。図7、8に本ガイドラインの 推奨するファントム作成条件で評価を行った装置 の収集データを参考にノイズ量(収集時間)を変 化させたシミュレーション画像と%コントラス ト、バックグラウンド変動性を示す。空間分解能 は 10 mm とし、減弱と散乱に関しては考慮して いない。図7より 17 mm 球体を「球体として認 識する」には5分以上の収集時間が必要であるこ





図9 収集処理条件の決め方

とがわかる。また、収集時間に対する%コントラ ストの変化は少ないものの、バックグラウンド変 動性については指数関数的に低下する結果を示し た。この視覚的に 17 mm 球体を認識できた収集 時間 5 分での%コントラストは5.5、バックグラ ウンド変動性は9.2%となり、本ガイドラインで はこの結果を基に判定基準を決定した。これらの 物理評価指標や基準とした収集時間は使用する装 置や投与量により変化するため、あくまでも推奨 値として捉えて各施設での評価を実施していただ きたい。

5.4. 描出が不十分な時の対策

本検証により 17 mm 球体の描出が不十分で あった場合には,第一に収集時間の延長を考える (図10)。しかし,実際の臨床では検査時間が限 られる。よって,収集時間の延長には限界があ り,収集処理条件の見直し(最適化)を推奨した い。SPECTの画質に影響を与える因子として, サンプリング角度やフィルタ処理条件,逐次近似 画像再構成法の更新回数などさまざまな項目が挙 げられる。そこで本ガイドラインでは,収集処理 条件の設定について SPECT 実効空間分解能を基 本に行うこととした。本ガイドラインにおける基本的な収集処理条件の考え方を図10に示す。ここで,実効空間分解能は骨 SPECT を想定した条件での空間分解能を意味しており,JESRA などで規格されている測定法とは異なることに注意が必要である。この実効空間分解能を画像の最小単位とみなすことができるので,サンプリング定理を基本にピクセルサイズやサンプリング数(角度),フィルタ条件を設定することができる²⁰⁾。

まず、10~13 mm 球体またはそれに相当する サイズのシリンジを用いて骨 SPECT を想定した 条件での実効空間分解能を測定し、ピクセルサイ ズ、サンプリング数(角度)、フィルタ条件を決 定する。実効空間分解能の測定方法の詳細を付録 (7. 実効空間分解能の測定方法について)に示 す。図10に実効空間分解能を基本としたピクセ ルサイズ、サンプリング数(角度)、フィルタ条 件の決定方法(考え方)を示す。次に、決定した 条件で body ファントムの撮像を行い、逐次画像 再構成の最適な条件(更新回数)を前述した物理 評価(Q_{H,17 mm}, N_{B,17 mm})から決定する。これ らの評価を行うことで収集処理条件が決まるた



図10 収集処理条件の考え方



図11 逐次画像再構成条件(更新回数)の決定。コリメータ開口補正あり,減弱補正,散乱線補正なし。

め、再度、ガイドラインの提示する 17 mm 球体 の描出能を視覚的に確認する。この一連の流れに より設定条件と画質の妥当性が判断できると考え る。この実効空間分解能を基本に考える方法はあ くまでも汎用的な方法であり、コリメータ開口補 正や散乱線補正、減弱補正を行う場合には更なる 検討が施設ごとに必要となる。また、最適なノイ ズ除去フィルタは収集カウントに依存するた め²¹⁾,総合的な判断が必要となるので注意が必 要である。

5.5. 本ガイドラインに基づく逐次画像再構成条 件(更新回数)の決定

逐次近似画像再構成条件(更新回数)の検討例 を図11に示す。SPECT/CT 装置はシーメンス社 製 Symbia Intevo で、コリメータに低エネルギー 用高分解能型コリメータを使用した。収集条件 は、エネルギーウインドウ 140 keV±7.5%, 128 ×128 マトリクス,収集時拡大1.0倍,view 数 180,自動近接機構を用いた連続回転収集モード とし、本ガイドライン条件で作成した body ファ ントムの撮像を10分間行った。画像再構成法はコ リメータ開口補正が組み込まれた逐次近似画像再 構成法で、subset を 10 に固定し、iteration 回数 を変化させた。後処理フィルタは、半値幅 9.6 mm のガウシアンフィルタで、減弱補正と散乱線 補正は実施していない。 得られた再構成画像に ROI を設定し、%コントラストとバックグラウ ンド変動性の変化から最適となる更新回数(subset×iteration)を決定した。

更新回数を大きくすることで%コントラストと バックグラウンド変動性は増加した。両者の結果 から本ガイドラインの判定基準値に相当する更新 回数は40~80回であり,描出能と均一性の観点か らこの測定系(収集条件)における最適な更新回 数を80回と決定した。

SPECT で用いられている逐次近似画像再構成 法では、更新回数を大きくすることでコントラス トが高くなる半面、画像の均一性が劣化すること が知られている。更新回数50回以上に注目してみ るとコントラストよりも均一性の変化が大きく なっていることがわかる。つまり、過剰な更新回 数の設定は均一性の劣化をいたずらに招くことに なるので、ある程度の描出能を保つことができる 範囲内で均一性を考慮して更新回数を決定すれば よいことになる。本ガイドラインでは最低限の画 質を担保することができるボトムラインを定義し ており、この条件を満たす範囲で収集処理条件を 検討することで安定した画像を臨床に提供するこ とが可能になると考える。



図12 骨 SPECT 評価用 body ファントム

補 足

6. 臨床を再現した骨 SPECT 評価用ファ ントムでの評価

6.1. ファントム概要

6.1.1. 骨 SPECT 評価用 body ファントム²²⁾

骨 SPECT 評価用 body ファントムは腰部をモ デルとして体幹を模擬した外容器,椎体部および 腫瘍を模擬した円柱型容器,横突起および棘突起 を模擬したT字型容器で構成している(図12)。 外容器と腫瘍部の大きさは body ファントムに準 じている。外容器の内寸は長径 30 cm,短径 23 cm,高さ 20 cm であり,腫瘍部の直径は内寸 10, 13,17,22,28 mm の球形で,直径 36 mm,高 さ 35 mm の円柱形の椎体内部に固定し,各椎間 間隔は 8 mmである。T字型容器は内寸 10 mm 厚,幅 90 mm,奥行き 40 mm,高さ 152 mmであ る。Body ファントムには腫瘍を内挿した椎体を 任意に 4 個固定可能である。

4 組の椎体と腫瘍ファントムによって正常骨部 と腫瘍部のコントラストや tissue-to-backgroundratio (TBR) などのコントラスト特性, coefficient of variation (CV) や contrast-to-noise ratio (CNR) などのノイズ特性を物理的評価に加え, ホットスポットの検出能などの観察実験が可能で ある。また,10mm 厚の突起部のFWHM の測定 や椎間の視覚的評価により空間分解能評価が可能 である。さらに,近年普及しつつある定量画像の 精度の評価にも利用可能である。椎体部と腫瘍部 のコントラスト,濃度直線性,骨 SPECT 定量画 像は同じ腫瘍サイズの椎体ファントムに異なる濃 度の放射性溶液を封入して評価する。また,腫瘍 の検出能は目的に応じて任意の腫瘍サイズを選択 することで評価可能である。

6.1.2. 骨 SPECT 評価用胸部ファントム²³⁾

骨 SPECT 評価用胸部ファントムの構成は胸郭 を模擬した外容器、椎体および腫瘍を模擬した円 柱型容器. 横突起および棘突起を模擬したT字型 容器、胸骨を模擬した直方体型容器、肺を模擬し た半円柱型容器で構成している(図13)。外容器 の内寸は長径 290 mm. 短径 190 mm. 高さ 300 mm である。椎体部、腫瘍部、突起部ファントム の大きさは骨 SPECT 評価用ボディファントムに 準じているが、6個の椎体ファントムを使用でき るように設計しているため、 突起部ファントムの 高さは 233 mm である。また、ファントム調整を 短時間かつ容易に行うために椎間を構成しない連 結型椎体も備えている。胸骨部は内寸 10 mm 厚, 幅 35 mm, 高さ 233 mm である。肺部の内寸は直 径 153 mm, 高さ 285 mm の半円柱で, 内部にコ ルクが封入されている。



図13 骨 SPECT 評価用胸部ファントム

骨 SPECT 評価用胸部ファントムは評価対象で ある椎体部および突起部の基本的な構造は骨 SPECT 評価用 body ファントムと同じであるが, 外用器の形状と肺の影響を考慮するため, 肺を模 擬した構造を含んでいる。ボディファントムで良 好な評価結果が得られれば, 追加として減弱補正 や散乱線補正の精度の評価を目的に使用すること をお薦めする。

6.2. ファントム調整

いずれのファントムにおいても軟部組織部(腹 部および縦隔部),正常骨部の放射能濃度はそれ ぞれ 8,50 kBq/mL を推奨し,腫瘍部には目的に 応じた放射能濃度を用いればよいが,正常骨部と 腫瘍部の TBR が 3~7 となるように 150~350 kBq/mL を推奨する^{15~17)}。また,正常骨部と腫 瘍部には密度 1.68 g/cm³ のリン酸水素二カリウ ム (K₂HPO₄)を溶液に用いることで,線減弱係 数が骨等価(1.61 g/cm³)として評価が可能であ る²⁴⁾。

6.3. 画質評価

6.3.1. コントラスト

コントラストの評価には腫瘍部からの影響を低 減させるため正常椎体(腫瘍なし)と腫瘍部のカ ウントから評価することを推奨するが,特定の目 的がある場合にはこの限りではない(図14c, d)。また,連結型椎体を使用の際には腫瘍径 10 mm と 13 mm の中間スライスを用いる。評価目 的に応じてコントラスト,TBR などを算出し, ウェルカウンタから得られた放射能濃度比から評 価する。ウェルカウンタでの測定が困難な場合 は,ファントム調整時の理論値から推定する。 632 空間分解能

空間分解能の評価には局突起部のプロファイル 曲線から得られる FWHM 測定による物理的評価 あるいは椎間の描出を視覚的に評価する。

局突起部の FWHM 測定はファントム中心10ス ライスの突起部中心に 40 mm 程度の直線プロ ファイルを設定し、ガウスフィッティングを適応 した値の平均値を算出する。なお、バックグラウ ンドのカウントが影響するため、バックグラウン ドのカウントをベース(ゼロ値)にする。局突起 部の幅は 10 mm であるため、総合空間分解能の 結果とは異なる。また、vertical 方向での評価を 行う際には横突起部での FWHM 測定を行っても 良いが、椎体からの影響を受けやすいため測定位 置の決定には十分に注意する(図14e)

椎体と椎体の分解(椎間間隔8mm)を視覚評 価する際には目的に応じたスケールをあらかじめ 十分に検討したうえで行う必要がある。以下に視 覚評価スケールの例を提示する。



図14 物理的評価におけるスライス位置の決定, ROI およびプロ ファイル設定

- 3段階スケール
- 1) 分解されていない
- 2) 分解している
- 3) はっきり分解されている
- 4段階スケール
- 1) poor
- 2) average
- 3) good
- 4) very good

いずれにおいても観察実験を行う際には,事前 に評価基準を検討すること,十分な事前トレーニ ングを行うこと,評価結果が離散値であることな どを理解したうえで評価する必要がある。

6.4. 濃度直線性

濃度直線性の評価には 22 mm 径の腫瘍部に目 的に応じた放射能濃度を封入して配置する。骨 SPECT 評価用ボディファントムでは 4 個,骨 SPECT 評価用胸部ファントム 6 個まで配置可能 である。なお,22mm 径での評価では部分容積 効果の影響を受けるため、同条件でリカバリ係数 を測定し、過小評価の程度を把握するとよい。簡 便にリカバリ係数の測定を行うには腫瘍を内挿し ない椎体ファントムに濃度直線性の測定に用いた 最高放射能濃度と同濃度の溶液を封入して撮像し てこれらの比からリカバリ係数を算出する。

6.5. Body ファントムとの比較

国内に広く普及している body ファントムと骨 SPECT 評価用ファントムとは放射能分布が異な るため、一概に単純な比較はできないが、本ガイ ドラインで推奨する TBR6 で放射能濃度を調整 した場合、いずれのファントムにおいても臨床条 件での評価可能な最小腫瘍径は 17 mm とな る²³⁾。SPECT 画像は shift-variant な系であるた め、body ファントムを用いる際には評価対象の 球状ファントムを脊椎の位置に最も近い背部に配 置するとよい。

装置 -	FWHM [mm]					
FBP	17.2	17.2	16.9	16.4		
OSEM	17.7	1	15.5	15.2		
3D-OSEM	-	7.9	9.9	9.7		



図15 実効空間分解能の測定結果。OSEM, 3D-OSEM ともに subset=10, iteration =10 を使用。

付 録

7. 実効空間分解能の測定について

実効空間分解能は、JESRA などで定義されて いる空間分解能ではなく、臨床の撮像条件下での 空間分解能を意味する。したがって、その測定方 法は実際に使用している収集処理条件下で実施す る。体幹部 SPECT 撮像時のピクセルサイズは 4.0~5.0 mm 程度のため、測定には 10~13 mm 球体またはそれに相当するサイズのシリンジを使 用する。可能であれば散乱線を考慮して水中(円 柱ファントム)に配置することが望ましい。ファ ントムに 100 MBq/mL 程度の ^{99m}Tc 水溶液を封 入し、臨床条件下で SPECT 収集と画像再構成を 行う。得られた SPECT 画像から半値幅 (FWHM) を算出し、臨床条件下における実効空 間分解能とする。以下に実際の測定結果例を示 す。すべての装置でコリメータに LEHR を使用 し、ピクセルサイズが 4 mm 程度になるようマト リックスサイズと拡大率を調整し、投影データ数 120. 回転半径 25 cm とした。収集時間は十分な カウントを得るため、反復連続回転収集にて20分 間(1回転2分×10フェイズ)収集を行った。前 (後)処理フィルタは、ナイキスト周波数とした。 複数の装置で算出した実効空間分解能の測定結果 を図15に示す。

参考文献

 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, **41**(1): 59–67, 2014

- 小須田 茂:【最近話題の断層イメージング】骨シ ンチグラフィと骨 SPECT の適切な使い方.断層 映像研究会雑誌,28(2):58-64,2001
- 3) Kosuda S, Kaji T, Yokoyama H, et al: Does bone SPECT actually have lower sensitivity for detecting vertebral metastasis than MRI? J Nucl Med, 37(6): 975–978, 1996
- Delpassand ES, Garcia JR, Bhadkamkar V, et al: Value of SPECT imaging of the thoracolumbar spine in cancer patients. Clinical nuclear medicine, 20(12): 1047–1051, 1995
- 5) Even-Sapir E, Martin RH, Barnes DC, et al: Role of SPECT in differentiating malignant from benign lesions in the lower thoracic and lumbar vertebrae. Radiology, **187**(1): 193–198, 1993
- 6) Van den Wyngaert T, Strobel K, Kampen WU, et al : The EANM practice guidelines for bone scintigraphy. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 43(9): 1723–1738, 2016
- 7) 増田安彦,川渕安寿,片渕哲朗,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,28(1):13-66,2008
- 8) 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, 238(1): 264–271, 2006
- 9) Zacho HD, Manresa JA, Aleksyniene R, et al : Threeminute 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, 7(1): 1, 2017
- 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, 7(1):

53, 2017

- 山本泰司:骨 SPECT 定量のエビデンス構築に向けた技術的課題.核医学技術,36(1):61-68,2016
- 12) Israel O, Front D, Hardoff R, et al: In vivo SPECT quantitation of bone metabolism in hyperparathyroidism and thyrotoxicosis. J Nucl Med, 32(6): 1157-1161, 1991
- Cachovan M, Vija AH, Hornegger J, et al: Quantitative bone SPECT with OSEM. J Nucl Med, 54 (supple. 2): 423, 2013
- 14)大西英雄,市原隆,山本智朗:核医学検査技術学 改訂3版、オーム社,2016
- 15) Win AZ and Aparici CM: Normal SUV values measured from NaF18-PET/CT bone scan studies. PLoS One, 9(9): e108429, 2014
- 16) Kaneta T, Ogawa M, Daisaki H, et al: SUV measurement of normal vertebrae using SPECT/CT with Tc-99m methylene diphosphonate. American journal of nuclear medicine and molecular imaging, 6 (5): 262–268, 2016
- Cachovan M, Vija AH, Hornegger J, et al: Quantification of ^{99m} Tc-DPD concentration in the lumbar spine with SPECT/CT. EJNMMI Res, 3(1): 45, 2013

- 18) 福喜多博義,白石貴博,鈴木一史,他:がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン第2版.核医 学技術,33(4):377-420,2013
- NEMA: Standards Publication NU 2-2012, Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. (NEMA, Rosslyn, VA), 2012
- 20) 松友紀和: SPECT 収集・処理条件の考え方:その条件に根拠はありますか? 核医学分科会誌,
 60: 23-32, 2010
- Minoshima S, Maruno H, Yui N, et al : Optimization of Butterworth filter for brain SPECT imaging. Ann Nucl Med, 7(2): 71–77, 1993
- 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, 71 (12): 1235-1240, 2015
- 23)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,37(3):229-238,2017
- 24) Dreuille Od, Strijckmans V, Ameida P, et al: Bone equivalent liquid solution to assess accuracy of transmission measurements in SPECT and PET. IEEE Transactions on Nuclear Science, 44(3): 1186–1190, 1997