

—原 著—

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

市川 肇 加藤 豊大 島田 秀樹
豊橋市民病院 放射線技術室

渡邊 洋一
豊川市民病院 放射線技術科

三輪 建太
国際医療福祉大学 保健医療学部 放射線・情報科学科

松友 紀和
杏林大学 保健学部 診療放射線技術学科

三須 義直
成田記念病院 放射線科

小野口昌久
金沢大学大学院 医学系研究科 保健学専攻 量子診療技術学分野

Detectability of Thoracic Bone Scintigraphy Evaluated Using a Novel Custom-Designed Phantom

Hajime ICHIKAWA, Toyohiro KATO and Hideki SHIMADA
Department of Radiology, Toyohashi Municipal Hospital

Yoichi WATANABE
Department of Radiological Technology, Toyokawa City Hospital

Kenta MIWA
Department of Radiological Sciences, School of Health Sciences, International University of Health and Welfare

Norikazu MATSUTOMO
Department of Medical Radiological Technology, Faculty of Health Sciences, Kyorin University

Yoshinao MISU
Department of Radiology, Narita Memorial Hospital

Masahisa ONOGUCHI
Department of Quantum Medical Technology, Division of Health Science,
Graduate School of Medical Science, Kanazawa University

(article received : Feb 3, 2017)

Summary

This study aimed to determine the detectability of planar and single photon emission computed tomography (SPECT) images using a novel custom-designed thoracic spine phantom for thoracic bone scintigraphy-specific radioactivity distribution and a linear attenuation coefficient. The phantom comprised the trunk of a body phantom containing a vertebral body, tumor, sternum, lung and a processus phantom. Anterior-posterior and right anterior oblique planar images and SPECT images were acquired over periods of 3 to 30 minutes. The SPECT data were reconstructed with filtered back projection (FBP) and three-dimensional ordered subset expectation maximization (3D-OSEM) with and without scatter and CT-based attenuation correction. We calculated count ratios and contrast ratios from planar and SPECT images, and six board-certified nuclear medicine technologists subjectively assessed them in random order. Contrast ratios between each tumor and the vertebral body were significantly higher for SPECT, than for planar images. Detectability of SPECT was significantly better than planar image, and 3D-OSEM than FBP. The minimum detectable diameters of tumors on planar and SPECT images in the clinical setting were 22 and 17 mm, respectively. Routine SPECT imaging is practical as it requires only a few minutes, and it can accurately detect bone metastases.

Key words: Bone scintigraphy, Detectability, Single photon emission computed tomography (SPECT), Phantom study, Bone equivalent density

1. 緒 言

骨シンチグラフィ（骨シンチ）による転移性骨腫瘍の診断において single photon emission computed tomography (SPECT) や SPECT/CT の有用性は高く、診断精度の向上に寄与している¹⁻⁵⁾。Even-Sapir ら⁶⁾の前立腺癌患者を対象とした報告では撮像時間 8 分程度の SPECT 像は ¹⁸F-NaF positron emission tomography (PET)/CT には及ばないものの、プラナ像よりも有意に高い感度と特異度を示したとしている。また、Schirmeister ら⁷⁾は肺癌患者の脊椎への転移性骨腫瘍の診断において SPECT の追加撮像によって、¹⁸F-NaF PET の診断能と有意差を示さず、全身プラナ像のみでの診断能よりも有意に高い診断精度を示したと報告しているが、SPECT の撮像に数十分間を要しており、日常検査において適応できる結果ではない。骨シンチの臨床データを用いた SPECT や SPECT/CT の有用性に関する報告^{1-4, 6-10)}は多数あるが、検出された病変の大きさや SPECT の撮像時間との関係は明らかではない。日常検査を行ううえで、検出可能な病変の大きさやその病変を検出するために必要な撮像時間を把握することは非常に重要であると思われる

が、これらを詳細に評価するためにはファントム実験やシミュレーション実験による基礎研究が必要となる^{11, 12)}。

市川ら¹³⁾は骨 SPECT の撮像条件および画像再構成条件を評価するため、骨等価溶液を用いた骨 SPECT 評価用ボディファントムを開発し、骨 SPECT 画像や定量画像の評価に有用と報告している。しかし、その研究では国内に広く普及しているボディファントムをもとに設計されたため、その研究での目的は達したものの、4つの模擬腫瘍しか配置できず、濃度直線性などを測定する際には問題とならないが、リカバリ係数などのリファレンスを必要とする測定では3点での測定となり、精度よく評価するためには不十分な場合がある。また、近年の高機能かつ複雑化した画像再構成技術の精度を検証するためには、より複雑な散乱線および減弱係数分布を有したファントムが求められる¹⁴⁾。

本論文では骨 SPECT 評価用ボディファントムをもとに、肺、軟部組織、骨と等価な減弱係数分布を備え、6つの模擬腫瘍を配置できる骨シンチ評価用胸部ファントムへ応用し、プラナ像および SPECT 像の検出能を撮像時間毎に評価した。

2. ファントム概要

本ファントムは骨 SPECT 評価用ボディファントムの画像評価対象である椎体部、腫瘍部および突起部の基本設計には変更を加えず、模擬腫瘍の配列数を増加させること、肺による散乱および減弱を考慮できること、胸部正面像で診断の妨げとなる胸骨と椎体の重なりを加味できる構造とした。本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。外容器の内寸は長径 290 mm、短径 190 mm、高さ 300 mm とした。腫瘍部は内径 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、各椎体間隔は 8 mm とした。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作製した (Fig. 1)。突起部は内寸 10 mm 厚、幅 90 mm、奥行き 40 mm、高さ 233

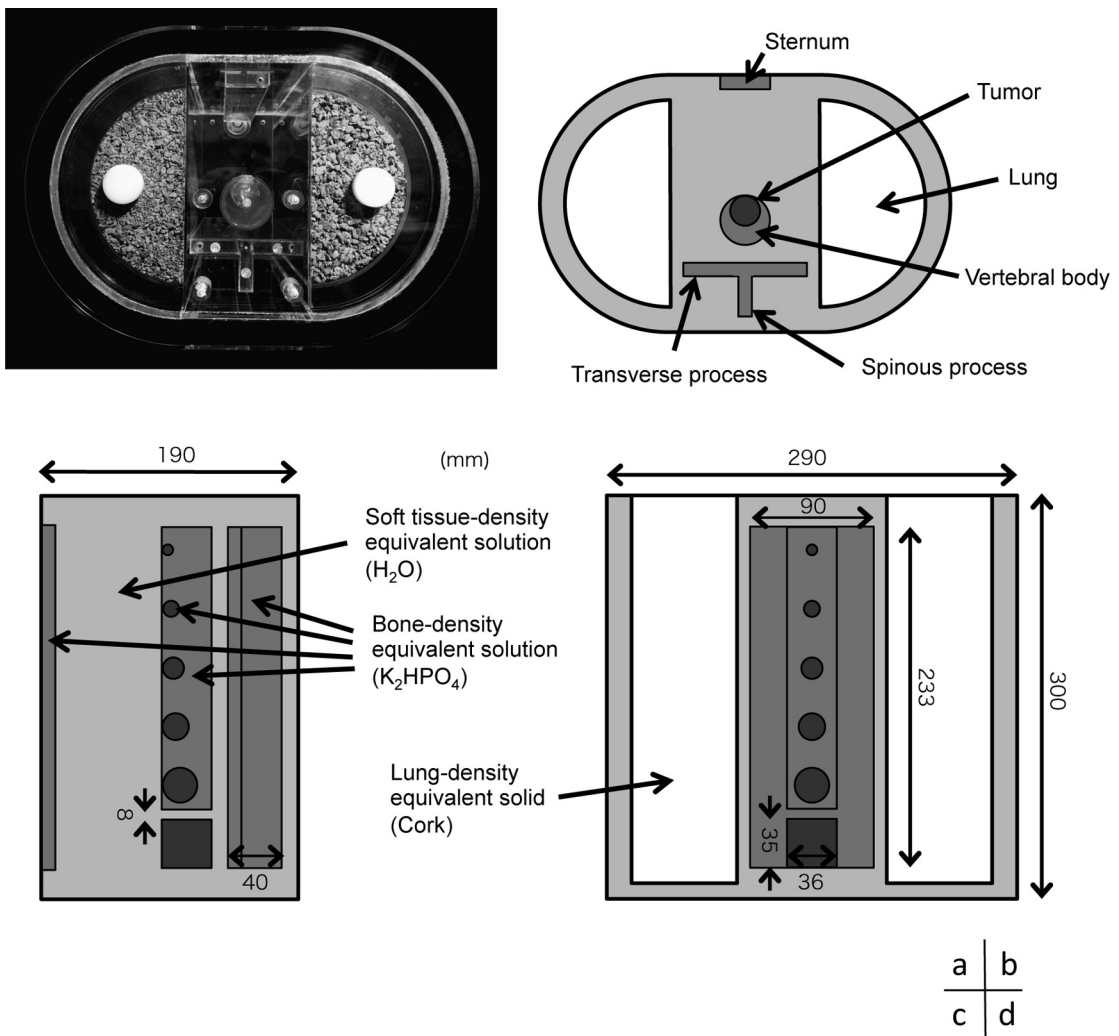


Fig. 1 Elliptical lung-spine chest phantom with optional sternum insert. (a) Photograph of phantom, (b) cross-sectional, (c) side and (d) frontal views. Example of setup shows vertebral body phantoms without and with tumor phantoms of 10, 13, 17, 22 and 28 mm in diameter. Vertebral body, tumor, processus and sternum contain K_2HPO_4 solution with density equivalent to that of bone and ^{99m}Tc . Elliptical body phantom contained ^{99m}Tc solution.

mm とした。胸骨部は内寸 10 mm 厚、幅 35 mm、高さ 233 mm とした。肺部の内寸は直径 153 mm、高さ 285 mm の半円柱とし、内部にコルクを封入した。

3. 使用機器および方法

3-1. ファントム調整

本実験では椎間の評価を目的としないため、10, 13, 17, 22, 28 mm ϕ の模擬腫瘍を内挿する連結型椎体およびリファレンスとして椎体全域を腫瘍部とする合計 6 個の腫瘍部を使用した。縦隔部および肺部周囲には 8 kBq/mL の ^{99m}Tc 水溶液を封入した。正常骨部を模擬した椎体部、突起部、胸骨部および腫瘍部には線減弱係数が骨等価であるリン酸水素二カリウム溶液 (モレキュラーイメージングラボ社製) に ^{99m}Tc を攪拌して、 ^{99m}Tc リン酸水素二カリウム溶液を封入した。正常骨部の放射能濃度を 50 kBq/mL とした^{15, 16)}、椎体部と腫瘍部の target background ratio (TBR) を 4, 6, 8 の 3 段階に調整するため、腫瘍部に 200, 300, 400 kBq/mL の ^{99m}Tc リン酸水素二カリウム溶液を使用し、TBR の異なる 3 組の骨シンチ評価用胸部ファントムを調整した。

3-2. 撮像および画像再構成条件

SPECT/CT 装置 Symbia Intevo (シーメンスヘルスケア社製) に低エネルギー用高分解能型コリメータを装着してプラナ像、SPECT および CT を撮像し、以下に示すプラナ像 2 組と SPECT 像 3 組の合計 5 組のデータセットを取得した。

プラナ像は anterior-posterior (AP) 像および posterior-anterior (PA) 像とガントリを 30° 回転させて right anterior oblique (RAO) 像および left posterior oblique (LPO) 像をエネルギーウインドウ 140 keV $\pm$ 7.5%, 512 $\times$ 512 マトリクス、収集時拡大 1.0 倍 (ピクセルサイズ: 1.2 $\times$ 1.2 mm²)、1 分/frame で 10 frame 撮像した。得られたデータをそれぞれ加算して、収集時間 3, 5, 7, 10 分の 4 種の画像を取得した。

SPECT の撮像条件はエネルギーウインドウ 140 keV $\pm$ 7.5% (下方サブウインドウ 15%), 128 $\times$ 128 マトリクス、収集時拡大 1.0 倍 (ピクセルサイズ: 4.8 $\times$ 4.8 mm²)、view 数 180、楕円軌道、continuous モード、1 分/rotation で 30 分間の

ダイナミック収集とした。得られたデータを加算して収集時間 3, 5, 7, 10, 15, 30 分のプロジェクションデータを取得した。

画像再構成は filtered backprojection (FBP) 法、三次元コリメータ開口補正付き ordered subset expectation maximization (OSEM) 法に CT による減弱補正および散乱線補正 (attenuation correction, scatter correction: ACSC) ありとなしの 3 種を用いた。FBP 法では前処理フィルタとして Butterworth フィルタを次数 8, カットオフ周波数を収集時間に応じて 0.5~0.71 cycles/cm の範囲で調整して使用した¹⁷⁾。OSEM 法では収集時間、ACSC の有無に関わらず、サブセット 6, イタレーション 10, 後処理フィルタとして Gaussian フィルタを FWHM 7.2 mm で使用した。なお、画像再構成条件の決定は核医学専門技師 3 名による視覚的な判断のもとで行った。また、散乱線補正は dual energy window 法を使用した。

減弱補正用 CT は管電圧 130 kV, 実効 mAs 値 30 (CARE Dose4D), スライス厚 5 mm, ピッチ 1.5 で撮影し、減弱補正用再構成カーネル B08s SPECT AC にて画像再構成を行った。

なお、本論文では各画像の表記を「RAO (3)」や「OSEM + ACSC (10)」と撮像条件 (収集時間: 分) で記載する。

3-3. 画像評価方法

3-3-1. 線減弱係数

減弱補正用 CT 画像から得られた減弱係数マップの中心 10 スライスの肺部、縦隔部および椎体部に region of interest (ROI) を設定して、それぞれの平均値を算出した。ここでの ROI サイズは肺部および縦隔部を 50 mm ϕ 、椎体部を 25 mm ϕ とした。

3-3-2. 物理的評価

TBR6 に調整したファントムの 10 分間で収集したデータに対してリファレンス部と各腫瘍部のカウント比 (SPECT 像ではリカバリ係数)、椎体部と腫瘍部のコントラスト比 (TBR) を測定するため、腫瘍部および椎体部にそれぞれ ROI を設定し、得られたカウントから下記の式を用いて算出した。なお、AP 像および RAO 像では各腫瘍部にそれぞれ 70% の大きさの円形 ROI、リファレンス部には 25.2 $\times$ 24.5 mm の矩形 ROI、椎体

部には 10 mm ϕ と 13 mm ϕ の腫瘍部の中間に 25.2 $\times$ 10 mm の矩形 ROI を設定した。SPECT 像では transverse 像を用いて各腫瘍部、リファレンス部、椎体部の中心に直径の70%の大きさの円形 ROI を設定した¹⁸⁾。

$$\text{カウント比} = \frac{\text{各腫瘍部の Ct}}{\text{リファレンス部の Ct}} \cdots \cdots \text{Eq.1}$$

$$\text{コントラスト比} = \frac{\text{各腫瘍部の Ct}}{\text{椎体部の Ct}} \cdots \cdots \text{Eq.2}$$

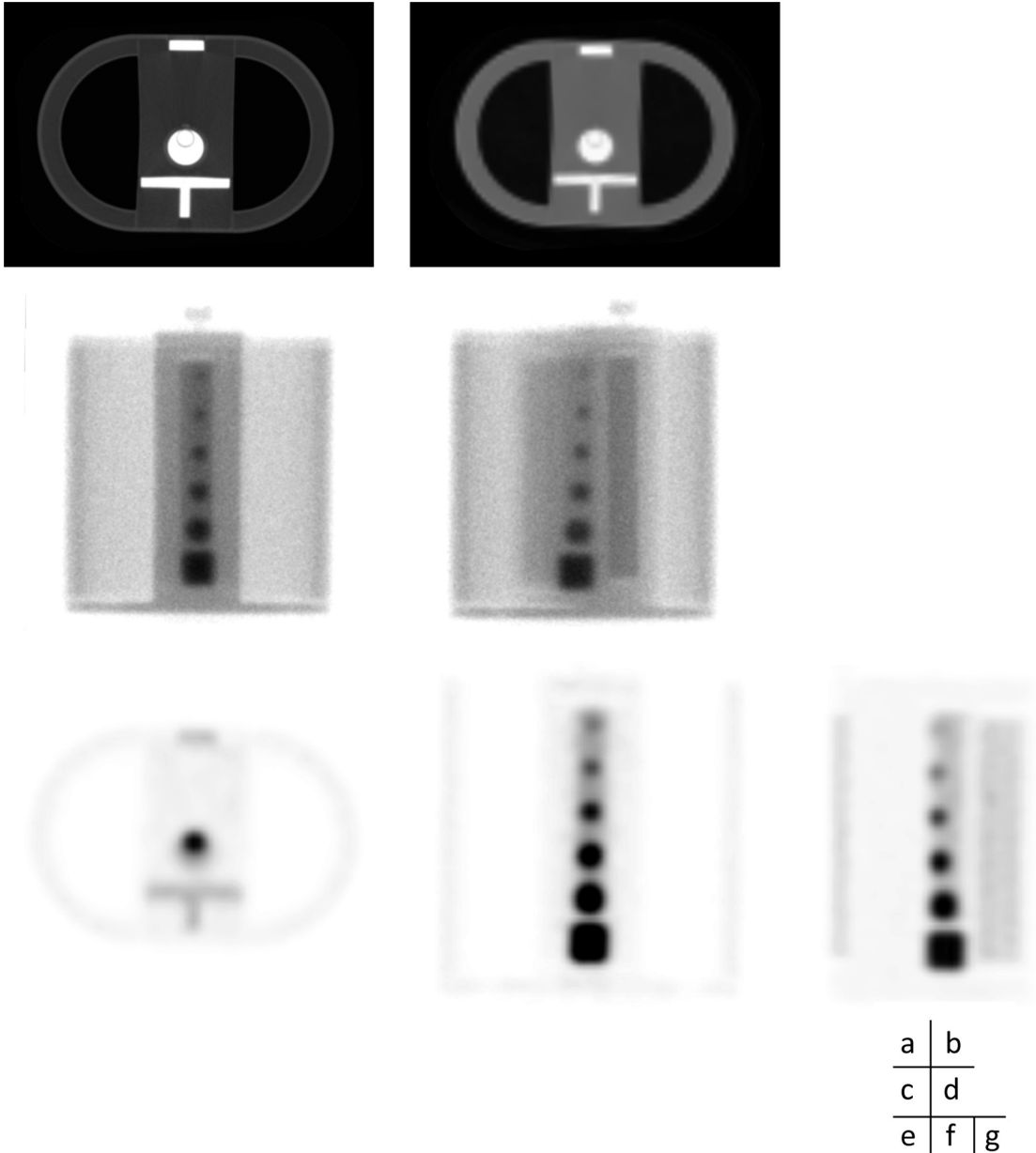


Fig. 2 CT-derived attenuation map, planar and SPECT images of phantom. Top row: CT image (a) and CT-derived attenuation map (b). Middle row: AP (c) and RAO (d) views of phantom acquired over 10 minutes. Bottom row: transverse (e), coronal (f) and sagittal (g) reconstructed slices of phantom acquired over 30 minutes and reconstructed using three-dimensional ordered subset expectation maximization with scatter and CT-based attenuation correction.

3-3-3. 検出能

TBR4, 6, 8 に調整した本ファントムのプラナ像および SPECT 像の 10~28 mm ϕ の模擬腫瘍の検出能を視覚評価結果の公表に対して同意の得られた 6 名の核医学専門技師（診療放射線技師歴平均 16.4 年）に事前トレーニングを行い，観察時間や観察距離などは設定せずにランダム順で評価した。評価基準は腫瘍として，⑤極めて容易に検出可能（リファレンス部と同等の集積），④容易に検出可能（リファレンス部よりも集積低下），③検出可能（腫瘍の集積としての検出限界），②検出困難（集積自体は認識可能），①検出不可能（集積の検出も不可能）の 5 段階とし，撮像条件毎に各腫瘍径の平均スコアを算出した。

なお，試料の観察にはシーメンスヘルスケア社製画像再構成ワークステーション付属のカラー液

晶ディスプレイを使用し，プラナ像は AP 像と PA 像，RAO 像と LPO 像，SPECT 像は transverse 像，sagittal 像および coronal 像を用いた。表示ウィンドウはリファレンス部で正規化して，upper レベル 100%，lower レベル 0%，ガンマ値 1.0 で表示した。

4. 結 果

Fig. 2 に本ファントムの CT 画像，減弱係数マップ，AP (10)，RAO (10)，OSEM + ACSC (30) を示す。

4-1. 線減弱係数

肺部，縦隔部および椎体部の ^{99m}Tc に対する線減弱係数は順に 0.022, 0.15, 0.28 cm^{-1} で，標準偏差はすべて 0.00 であった。



Fig. 3 SPECT images of phantom. From left to right : FBP (10), OSEM (10) and OSEM+ACSC (10).

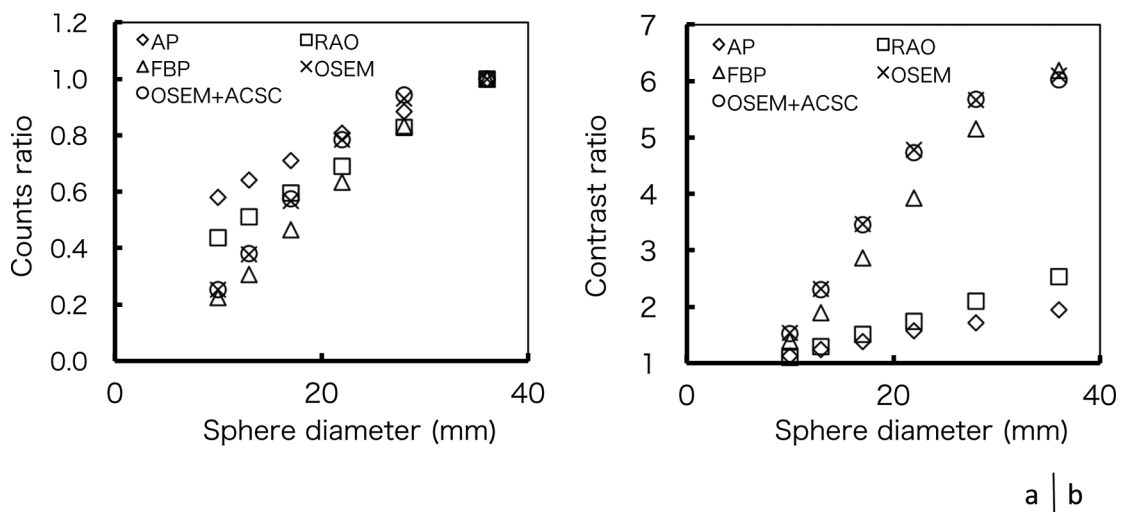


Fig. 4 Relationship between sphere diameter and count (a) and contrast (b) ratios.

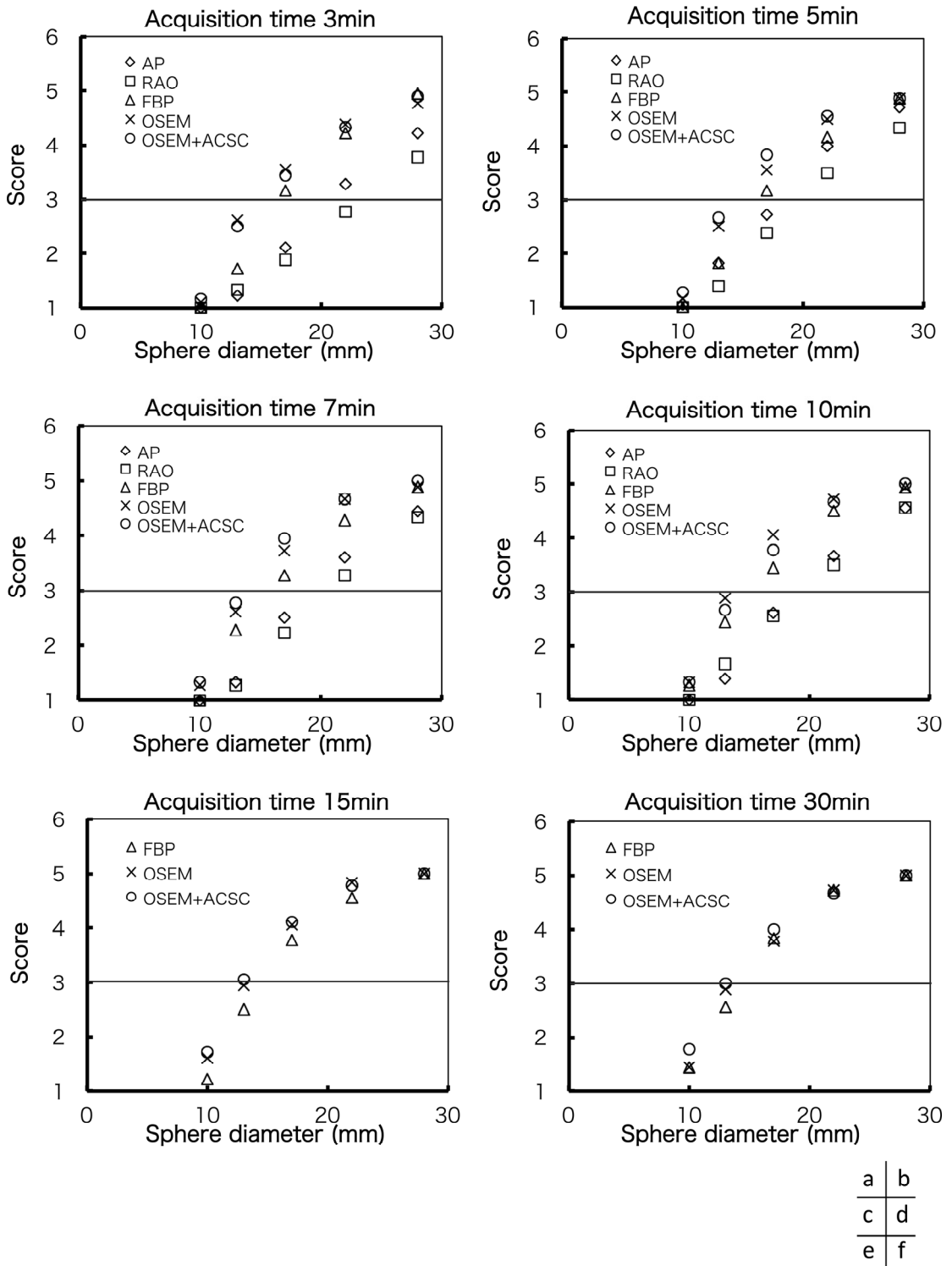


Fig. 5 Average detectability scores of hot spot by observer study using five-point scale.

4-2. 物理的評価

Fig. 3 に FBP (10), OSEM (10), OSEM + ACSC (10) の transverse 像を, **Fig. 4** に収集時間 10 分でのカウント比およびコントラスト比を示す。カウント比は腫瘍径が 17 mmφ 以下では SPECT 像よりもプラナ像で高値を示した (**Fig. 4a**)。コントラスト比はプラナ像よりも SPECT 像で顕著に高値を示し, FBP 法よりも OSEM 法で概ね高値を示した。FBP (10), OSEM (10), OSEM + ACSC (10) の リファレンス部 (36 mmφ) のコントラスト比はほぼ真値を示した (**Fig. 4b**)。

4-3. 検出能

視覚評価結果を **Fig. 5** に示す。SPECT 像はプラナ像に比べて高い検出能を示し, すべての収集時間において 17~28 mmφ で 3 以上の値を示した。プラナ像において, 腫瘍サイズ 22 mmφ は AP (3) では腫瘍としての検出限界である 3 より高値を示したが, RAO (3) では低値を示し, RAO 像では 5 分以上の収集時間で 3 以上の値を示した。すべての条件下において腫瘍サイズ 10 mmφ は 2 未満であり, 腫瘍サイズ 13 mmφ が 3 以上のスコアを示したのは OSEM+ACSC (15) および OSEM+ACSC (30) であった。プラナ像では 5 分以上, SPECT 像では 15 分以上の撮像時間で顕著なスコアの上昇は認められなかった。

5. 考 察

本論文では骨シンチの画質を評価するための胸部ファントムを用いて, 日常検査で可能な撮像時間におけるプラナ像と SPECT 像の物理的評価と検出能の評価を行った。本ファントムは骨, 縦隔および肺を模擬するそれぞれの部分において異なる減弱係数を示した。検出能は腫瘍のサイズ, 撮像時間, 画像再構成法によって変動し, 減弱補正や散乱線補正の影響は僅かであった。

胸部は腰部と比較して肺や骨によって複雑な線減弱係数分布であるため, SPECT 画像の精度が低下する⁹⁾。また, 複雑な解剖学的構造であるため, AP 像では胸椎と胸骨が重なって描出されることが診断の妨げになる¹⁹⁾。これらの影響を評価するための本ファントムは肋骨の影響は考慮できないものの, ^{99m}Tc に対する線減弱係数は肺

部, 縦隔部, 骨部において適当な分布を示した^{20~22)}。

AP 像や RAO 像での腫瘍部や椎体部のカウントは縦隔部や胸骨部での減弱による低下と同時にそれらのカウントとの重なりや散乱線による増加が生じることからコントラストが低下する。コントラスト比に注目すると SPECT 像はプラナ像に比べて顕著に高値を示し, 腫瘍径が大きいほどその差は大きくなった。つまり, 腫瘍径の増大に対する腫瘍部のカウントの増加は SPECT 像に比べてプラナ像は顕著に小さいことを示す。このことは 17 mmφ 以下の比較的小さな腫瘍のカウント比が SPECT 像に比べてプラナ像で高値を示したことから支持され, 検出能に一定の影響を及ぼしたと推察する。一方, SPECT 像のコントラスト比において, リファレンス部では同じ深さでのカウントの比であるため減弱補正および散乱線補正の有無による影響は殆どなく, 全ての再構成条件においてほぼ真値を示したが, 28 mmφ 以下では部分容積効果の影響からコリメータ開口補正のない FBP (10) は OSEM (10) および OSEM + ACSC (10) と比較して低値を示し, 視覚評価結果と同様の傾向を示した。

観察実験では転移性骨腫瘍の診断で想定しうる TBR 4~8^{10,23)} に調整した 10~28 mmφ の 5 つの腫瘍サイズで検出能の評価を行った。その結果, 骨シンチにおける陽性像の検出感度はプラナ像に比べて SPECT で高く, 13~22 mmφ の集積に対して SPECT が有用であることが判明した。特に注目すべき点は, 骨シンチにおけるプラナ像の検出限界は 22 mmφ で, SPECT 像では 13 mmφ であったことである。しかし, 13 mmφ の検出を可能にするためには 15 分以上の SPECT 撮像と CT による減弱補正および散乱線補正を要するため, 日常検査においては 17 mmφ 程度が現実的な値であると思われる。

日常検査で行われる全身像の画質が AP (3) よりも低い場合において, 収集時間 5 分以上の RAO 像で検出能を改善できる可能性はあるが, RAO 方向からの観察による検出能の改善効果は低いことが判明した。ただし, RAO 像の追加撮像の意義は検出能の改善だけではなく, 集積の位置を同定することや集積の形状を多方向から観察

することである¹⁹⁾。また、観察実験結果が事前トレーニングによって模擬腫瘍の位置を認知していたことによる影響を受けたことも考えられ、AP 像での検出結果が胸椎に存在するものとしての結果か否かは明確ではなく、日常検査で RAO 像の追加撮像が不要であることを示すものではない。

一般的に日常診療では今回の観察実験のように単一のウインドウ表示のみではなく、upper レベルを下げて低カウント部を強調させた表示やガンマ値を上げてコントラストを強調させた表示も併せて観察している²⁴⁾。また、近年では観察者が picture archiving and communication system (PACS) を用いてディスプレイ上でウインドウを自由に調整できるため、今回の観察実験結果は特に小さな腫瘍径に対して過小評価されている可能性も考えられる。

検出能の改善を目的とした撮像時間の設定には、プラナ像は 5 分、SPECT 像は 15 分以上で顕著な効果は認められないことが示唆された。さらに、FBP 法よりも OSEM 法は短時間での撮像においてもその効果は高く、13 mm ϕ の集積に対して腫瘍として検出できるまでには至らなかったが、3 分や 5 分での SPECT 撮像においても集積自体の検出は可能であった。そのうえ、SPECT 撮像の効果は集積の解剖学的位置関係を明瞭にできる⁵⁾ことから、転移性骨腫瘍と良性集積との鑑別が可能になる場合もある^{1-3,5)}。以上の理由から全身像の撮像後に数分以上の追加撮像が可能であれば、SPECT の撮像を積極的に追加することが診断能の改善に有用と考えられる²⁵⁾。一方で、散乱線補正や減弱補正によるコントラスト比、カウント比、検出能の改善効果は僅かであり、骨 SPECT における CT の意義は画質改善効果よりも解剖学的な位置情報の付加による診断能の改善効果が大きいと推察する^{6,8)}。今後、本ファントムによる撮像条件や画像再構成条件に関する詳細な研究に発展することを期待する。

6. 結 論

骨シンチの画像評価を行うための胸部ファントムを用いて物理的評価および観察実験を行った。日常検査におけるプラナ像および SPECT 像の検

出限界はそれぞれ 22, 17 mm ϕ 程度であり、プラナ像に比べて SPECT 像は高い検出能を有し、減弱補正および散乱線補正による影響は僅かであることをファントム実験によって証明した。

謝 辞

本研究に際してご協力いただきました豊川市民病院放射線技術科名倉広剛氏、加藤敬之氏に感謝いたします。また、本研究は日本核医学技術学会平成27年度研究助成を受けた。

引用文献

- 1) Even-Sapir E, Martin RH, Barnes DC, et al: Role of SPECT in malignant from benign lesions in the lower thoracic and lumbar vertebrae. *Radiology*, **187**(1): 193-198, 1993
- 2) 小須田 茂, 新井真二, 横山久朗, 他: 骨 SPECT による脊椎骨転移と変形性脊椎症の鑑別診断—集積分布パターンによる解析—. *核医学*, **31**(6): 613-618, 1994
- 3) Delpassand ES, Garcia JR, Bhadkamkar V, et al: Value of SPECT imaging of the thoracolumbar spine in cancer patients. *Clin Nucl Med*, **20**(12): 1047-1051, 1995
- 4) Kosuda S, Kaji T, Yokoyama H, et al: Does bone SPECT actually have lower sensitivity for detecting vertebral metastases than MRI? *J Nucl Med*, **37**(6): 975-978, 1996
- 5) 小須田 茂: 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
- 6) Even-Sapir E, Metser U, Mishani E, et al: The detection of bone metastases in patients with high-risk prostate cancer: ^{99m}Tc-MDP planar bone scintigraphy, single- and multi-field-of-view SPECT, ¹⁸F-fluoride PET, and ¹⁸F-fluoride PET/CT. *J Nucl Med*, **47**(2): 287-297, 2006
- 7) Schirrmester H, Glatting G, Hetzel J, et al: Prospective evaluation of the clinical value of planar bone scans, SPECT, and ¹⁸F-labeled NaF PET in newly diagnosed lung cancer. *J Nucl Med*, **42**(12): 1800-1804, 2001
- 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) Ritt P, Vija A, Horneegger J, et al: Absolute

- quantification in SPECT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, **38**(1): 69-77, 2011
- 10) Beck M, Sanders JC, Ritt P, et al: Longitudinal analysis of bone metabolism using SPECT/CT and ^{99m}Tc -diphosphono-propanedicarboxylic acid: comparison of visual and quantitative analysis. *Eur J Nucl Med Mol Imaging Res*, **6**: 60, 2016
- 11) Zeintl J, Vija AH, Yahil A, et al: Quantitative Accuracy of Clinical ^{99m}Tc SPECT/CT Using Ordered-Subset Expectation Maximization with 3-Dimensional Resolution Recovery, Attenuation, and Scatter Correction. *J Nucl Med*, **51**(6): 921-928, 2010
- 12) Bailey DL and Willowson KP: An Evidence-Based Review of Quantitative SPECT Imaging and Potential Clinical Applications. *J Nucl Med*, **54**(1): 83-89, 2013
- 13) 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. *日放技学誌*, **71**(12): 1235-1240, 2015
- 14) Bailey DL, Willowson KP: Quantitative SPECT/CT: SPECT joins PET as a quantitative imaging modality. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, **41**(1): 17-25, 2014
- 15) Cachovan M, Vija AH, Horneegger J, et al: Quantification of ^{99m}Tc -DPD concentration in the lumbar spine with SPECT/CT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging Res*, **3**: 45, 2013
- 16) 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*, **6**(5): 262-268, 2016
- 17) Brambilla M, Cannillo B, Dominiotto M, et al: Characterization of ordered-subsets expectation maximization with 3D post-reconstruction Gauss filtering and comparison with filtered backprojection in ^{99m}Tc SPECT. *Ann Nucl Med*, **19**(2): 75-82, 2005
- 18) 市川 肇, 小野口昌久, 對間博之, 他: 2-1ガンマカメラ基礎実験. 放射線医療技術学叢書 (37) 初学者のための核医学実験入門: 21-30, 公益社団法人 日本放射線技術学会出版委員会, 2016
- 19) 野村悦司, 小野口昌久, 片渕哲朗, 他: 5-5-1骨シンチグラフィ. 核医学技術総論 第三版: 311-320, 山代印刷株式会社, 2014
- 20) Manglos SH, Jaszczak RJ, Floyd CE, et al: Nonisotropic attenuation in SPECT: phantom tests of quantitative effects and compensation techniques. *J Nucl Med*, **28**(10): 1584-1591, 1987
- 21) King MA, Tsui BM, Pan TS: Attenuation compensation for cardiac single-photon emission computed tomographic imaging: Part 1. Impact of attenuation and methods of estimating attenuation maps. *J Nucl Cardiol*, **2**(6): 513-524, 1995
- 22) Okuda K, Nakajima K, Motomura N, et al: Attenuation correction of myocardial SPECT by scatter-photopeak window method in normal subjects. *Ann Nucl Med*, **23**(5): 501-506, 2009
- 23) Mao JL, Zhai W, Lewis R, et al: The clinical value of SUV measurements in ^{99m}Tc -MDP SPECT/CT bone scans in the evaluation of therapy response in prostate cancer patients with bone metastases. *J Nucl Med*, **56**(sup.3): 1789, 2015
- 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, **28**(1): 13-66, 2008
- 25) Zacho HD, Manresa JA, 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. *Eur J Nucl Med Mol Imaging Res*, **7**(1): 1-7, 2013