

複数エネルギーピークを持つ放射性核種を用いた SPECT の定量精度に関する検討

三井 弘樹¹⁾ 松友 紀和^{2,3)}山本 智朗^{2,3)} 佐藤 英介²⁾

1) 杏林大学保健学部診療放射線技術学科 (現 順天堂大学医学部附属静岡病院 放射線科)

2) 杏林大学保健学部診療放射線技術学科

3) 杏林大学大学院保健学研究科

Validation of Quantitative Accuracy for SPECT Imaging with Multi-Energy Photon Emitters

Hiroki MITSUI¹⁾, Norikazu MATSUTOMO^{2,3)},
Tomoaki YAMAMOTO^{2,3)} and Eisuke SATO²⁾1) Department of Medical Radiological Technology, Faculty of Health Sciences, Kyorin University
(Current Address : Department of Radiology, Juntendo University Shizuoka Hospital)

2) Department of Medical Radiological Technology, Faculty of Health Sciences, Kyorin University

3) Graduate School of Health Sciences,

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

(article received : Nov 13, 2018)

Key words : Quantitative SPECT, Cross-calibration factor, System planar sensitivity, Standardized uptake value

1. 緒言 (はじめに)

Single photon emission computed tomography/computed tomography (SPECT/CT) 装置の登場によりX線 CT 画像を利用した正確な減弱補正が可能となり、散乱線補正やコリメータ開口補正の技術革新と相まって、SPECT においても定量評価が可能となってきた¹⁻³⁾。Suh らは、positron emission tomography (PET) で用いられている standardized uptake value (SUV) を骨 SPECT に応用することで診断能が向上したことを報告している⁴⁾。また、Cachovanらは、骨 SPECT で SUV を算出することにより、骨疾患に対する治療反応の評価が行える可能性があることを報告している⁵⁾。このように SPECT 定量の臨床的有用性が報告されており、さまざまな検査への応用が期待されている⁶⁾。

定量解析を行う方法として、SPECT カウント

から相互校正係数 (cross-calibration factor: CCF) を用いて放射能濃度および SUV に変換する方法が用いられている。この CCF の算出法には、system planar sensitivity (感度法) と Becquerel calibration factor (BCF 法) の 2 種類が提案されている^{7,8)}。感度法はディスクファントムの planar 画像から、BCF 法は円柱ファントムの SPECT 画像から、それぞれ CCF を算出する方法である。これらは ^{99m}Tc 製剤を対象としており、^{99m}Tc 製剤に対しては高い精度が得られる⁹⁾。しかし、核医学では ^{99m}Tc 製剤のみならず、腫瘍シンチグラフィとして ²⁰¹TlCl や ¹²³I 製剤も広く用いられている。これら ^{99m}Tc 製剤以外の核種についても定量評価が可能となれば、その有効性は非常に高いと考えられるが、²⁰¹TlCl や ¹²³I 製剤といった複数のエネルギーピークを持つ放射性核種の定量精度は検証されていない。複数エネルギーピークを持つ場合、散乱線やコリ

メータ特性により画像が大きく変化するため，シングルエネルギーピークを持つ ^{99m}Tc 製剤で確立された定量法をそのまま応用できるかどうかは不明である。

本研究の目的は，複数エネルギーピークを持つ放射性核種に対する定量精度を検証することである。われわれは，複数エネルギーピークを持つ放射性核種の中から ^{201}Tl と ^{123}I を使用し，感度法と BCF 法の 2 種類の定量精度をファントムデータから検証した。

2. 方 法

2-1. 使用機器およびファントム

SPECT/CT 装置は 2 検出器型 SPECT/CT 装置 Infinia8 Hawkeye4（GE ヘルスケア社）で，コリメータに低エネルギー高分解能型（Low energy high resolution: LEHR）と拡張低エネルギー汎用型（Extended low energy general purpose: ELEGP）を用いた。画像処理と解析には，GENIE Xeleris version 3.1（GE ヘルスケア社）を使用した。ファントムは NEMA IEC body ファントムと同じ構造を持つ Dataspectrum 社製 PET-CT ファントム（容量 10,015 mL）と円柱ファントム（直径 20 cm，高さ 20 cm，容積 6,283 mL），ディスクファントムとしてポリエチレン密封容器（縦 7.5 cm，横 5.5 cm，高さ 3.0 cm）を使用した。また，ドーズキャリブレーションには IGC-7（日立アロ

カメディカル株式会社）を使用した。

2-2. 定量解析

2-2-1. 感度法

感度法では， ^{201}Tl 水溶液 3.3 MBq/mL と ^{123}I 水溶液 4.9 MBq/mL をそれぞれ封入したディスクファントムの planar 収集を行い，CCF を算出した（図 1a）。ディスクファントムに封入した液量は，自己吸収が少なくなるように 8.5 mL とした。ファントム—検出器間距離は 100 mm，コリメータは ^{201}Tl では LEHR， ^{123}I では ELEGP を使用した。マトリクスサイズは 256×256 ，ピクセルサイズは 2.21 mm，収集時間は 300 秒，Zoom 1.0 倍を用いた。 ^{201}Tl のエネルギーウィンドウは $70 \text{ keV} \pm 15\%$ ， ^{123}I のエネルギーウィンドウは $159 \text{ keV} \pm 10\%$ とした。得られた planar 画像からトータルカウントを算出し，式（1）から CCF_S を算出した¹⁰⁾。

$$\text{CCF}_S = \frac{\text{トータルカウント (counts)}}{\text{収集時間 (sec)} \times \text{放射能量 (MBq)}} \quad (1)$$

ここで，得られた ^{201}Tl のトータルカウントは 869 kcount で， ^{123}I のトータルカウントは 1,897 kcount であった。

2-2-2. BCF 法

BCF 法では，円柱ファントムに ^{201}Tl 水溶液 4.54 kBq/mL， ^{123}I 水溶液 6.9 kBq/mL をそれぞれ封入し，SPECT 収集を行った（図 1b）。コリメータは感度法と同様とし，マトリクスサイズは

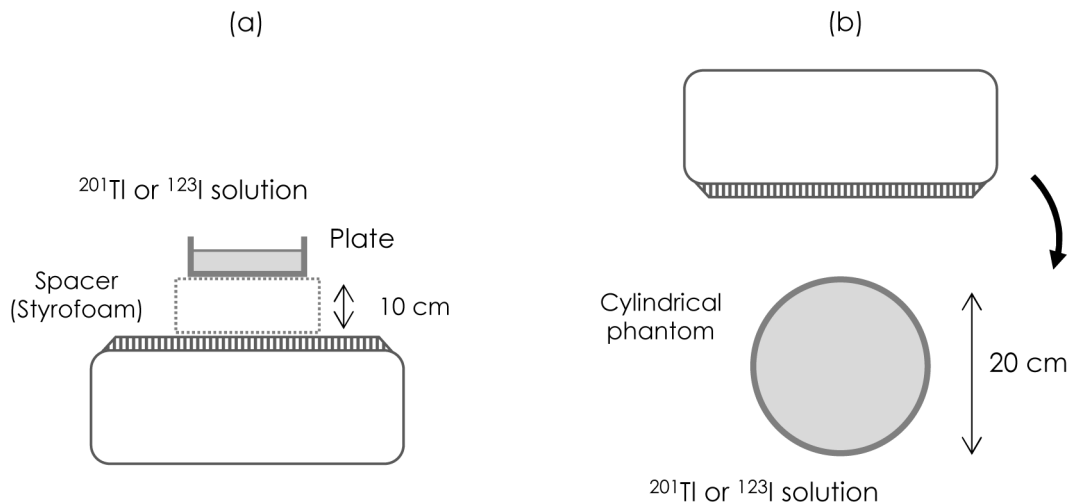


図 1 感度法と BCF 法による CCF 測定

128×128, ピクセルサイズは4.42 mm, step 角度3度のstep and shoot法で行った。収集軌道は半径230 mmの円軌道で, 360度収集とした。収集時間は1 viewあたり10秒, ^{201}Tl のエネルギーウィンドウは70 keV $\pm$ 15%, 167 keV $\pm$ 10% (メインウィンドウ)と54 keV $\pm$ 9% (サブウィンドウ), ^{123}I のエネルギーウィンドウは159 keV $\pm$ 10% (メインウィンドウ)と130 keV $\pm$ 9% (サブウィンドウ)を用いた。画像再構成法はコリメータ開口補正組込み ordered subset expectation maximization 法とし, 予備実験よりサブセットは10, イタレーションは5とした。散乱線補正はメーカー仕様である dual energy window (DEW) 法, 減弱補正は CT attenuation correction (CTAC) を用いた。また, ノイズ除去フィルタとして遮断周波数 0.45 cycles/cm, パワーファクタ10のバターワースフィルタを使用した。CT 撮像条件は, 管電圧 140 kV, 管電流 2.5 mA, スライス厚 5.0 mm, ヘリカルピッチ 1.9 とした。得られた SPECT 画像の中心が収まるように, ファントム直径の80%程度のサイズとなる関心領域を設定

し, 平均 SPECT カウントを算出した。次に円柱ファントムの体積とスキャン時間, 放射エネルギーから CCF_B を式 (2) より算出した⁹⁾。

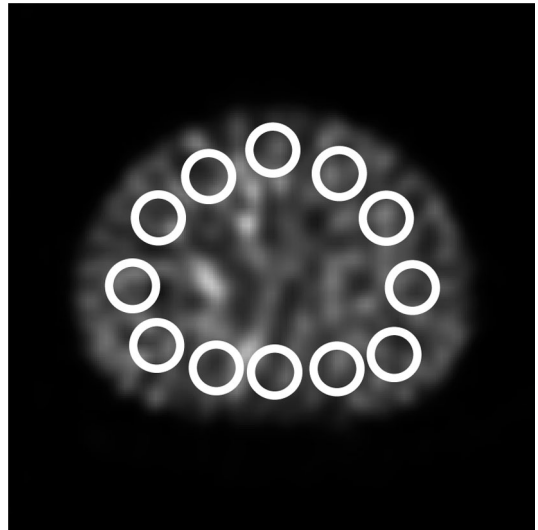
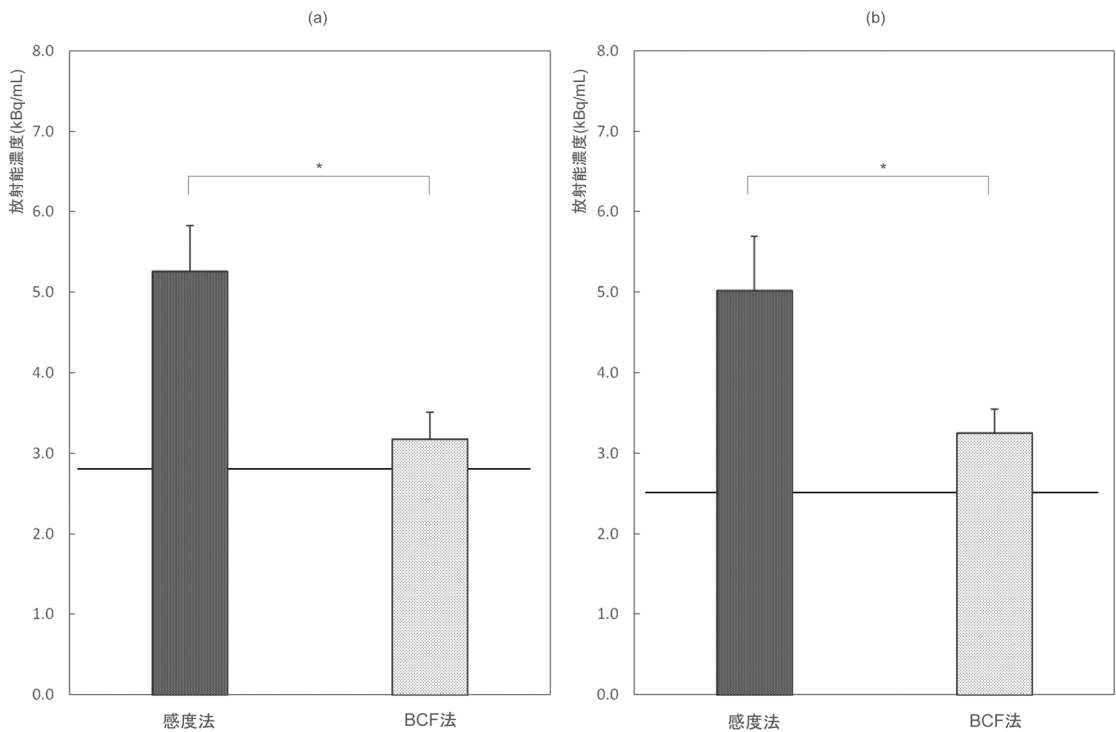


図2 放射能濃度測定時の ROI 配置



* $p < 0.05$

図3 放射能濃度の比較。(a) ^{201}Tl , (b) ^{123}I

$CCF_B =$

$$\frac{\text{スキャン開始時放射エネルギー (Bq)}}{\text{体積計数率 (counts/sec/cm}^3\text{)} \times \text{ファントム容積 (cm}^3\text{)}} \quad (2)$$

ここで，体積計数率は式（3）から算出した。

体積計数率 =

$$\frac{\text{VOI 内平均 SPECT カウント値 (counts)}}{\text{収集時間 (sec)} \times 1 \text{ ボクセルの体積 (cm}^3\text{)}} \quad (3)$$

2-3. 評価項目

2-3-1. 放射能濃度

PET-CT ファントムに ^{201}Tl 水溶液 2.8 kBq/mL, ^{123}I 水溶液 2.5 kBq/mL をそれぞれ封入し，SPECT 収集を行った。SPECT 収集処理条件は， CCF_B の測定条件と同一とした。PET-CT ファントムのバックグラウンド部に直径 37 mm の関心領域を12個設定し（図 2），平均 SPECT カウントを求めた。得られた平均 SPECT カウントを BCF 法と感度法のそれぞれで放射能濃度（kBq/mL）に変換し，ドーズキャリブレーションで計測した測定値との測定誤差率を式（4）より算出した。

測定誤差率（%） =

$$\frac{\text{平均測定値 (SPECT)} - \text{測定値 (ドーズキャリブレーション)}}{\text{測定値 (ドーズキャリブレーション)}} \times 100 \quad (4)$$

2-3-2. SPECT-SUV

SPECT-SUV の算出は，得られた放射能濃度（kBq/mL）から PET-CT ファントムの体積およびスキャン開始時の核種の放射能濃度（kBq/mL）から算出し，理論値（SUV = 1）と比較した。

2-4. 統計解析

感度法と BCF 法から得られた放射能濃度および SPECT-SUV の有意差検定は，paired t test を用いて行った。それぞれ有意水準は 0.05 以下と

表 1 放射能濃度および **SPECT-SUV** の測定誤差率

	放射能濃度		SPECT-SUV	
	感度法	BCF 法	感度法	BCF 法
^{201}Tl	88.0	13.3	89.8	14.3
^{123}I	100.7	29.9	102.5	26.9

[%]

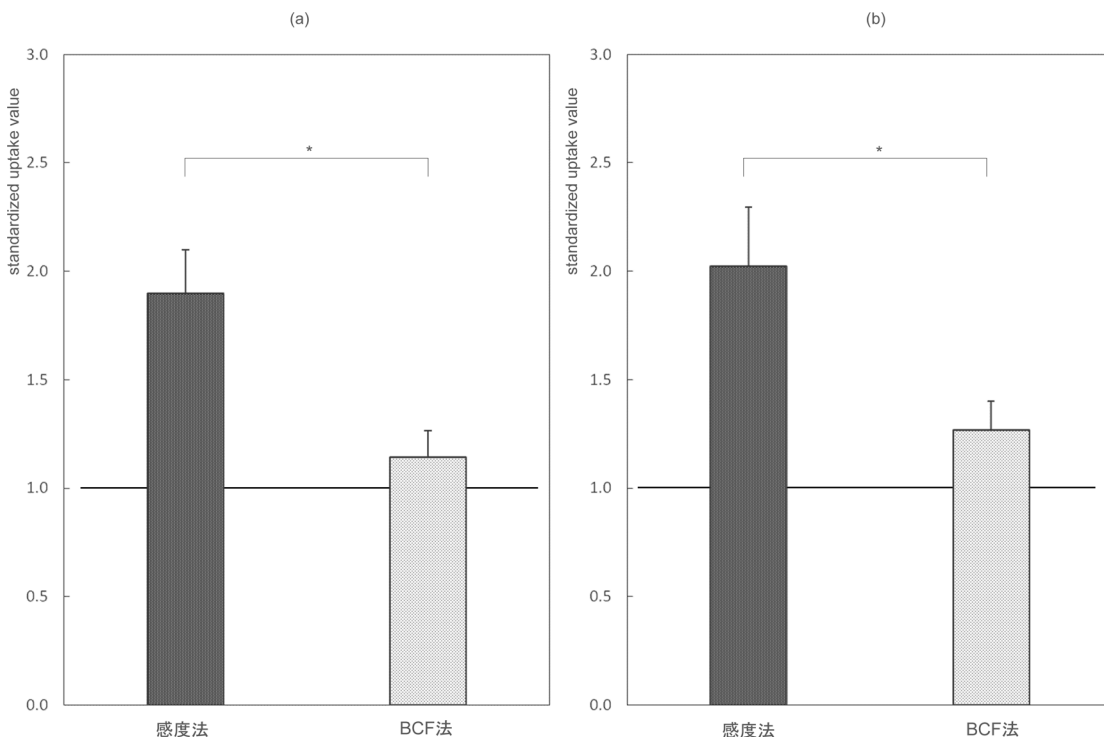


図 4 **SPECT-SUV** の比較。(a) ^{201}Tl , (b) ^{123}I

* $p < 0.05$

した。

3. 結 果

3-1. 放射能濃度

各定量解析方法で算出した放射能濃度 (kBq/mL) を図 3, 封入量との測定誤差率を表 1 に示す。PET-CT ファントムで得られた ^{201}Tl の放射能濃度は, BCF 法 3.2 ± 0.3 kBq/mL, 感度法 5.3 ± 0.6 kBq/mL であった。また, ^{123}I の放射能濃度は, BCF 法 3.2 ± 0.3 kBq/mL, 感度法 5.0 ± 0.7 kBq/mL であった。 ^{201}Tl における封入量との測定誤差率は, BCF 法 13.3%, 感度法 88.0%, ^{123}I における封入量との測定誤差率は, BCF 法 29.9%, 感度法 100.7% であった。 ^{201}Tl と ^{123}I とともに, BCF 法の放射能濃度はドーズキャリブレーションによる実測値 (^{201}Tl ; 2.8 kBq/mL, ^{123}I ; 2.5 kBq/mL) に近い値を示した。また, ^{201}Tl と ^{123}I とともに感度法と BCF 法の放射能濃度に有意差 ($p < 0.05$) が認められ, 感度法の放射能濃度が有意に高値を示した。

3-2. SPECT-SUV

各定量解析方法で算出した SPECT-SUV を図 4, 理論値との測定誤差率を表 1 に示す。PET-CT ファントムで得られた ^{201}Tl の SPECT-SUV は, BCF 法 1.1 ± 0.1 , 感度法 1.9 ± 0.2 であった。また, ^{123}I の SPECT-SUV は, BCF 法 1.3 ± 0.1 , 感度法 2.0 ± 0.3 であった。 ^{201}Tl における理論値 ($\text{SUV} = 1$) との測定誤差率は, BCF 法 14.3%, 感度法 89.8%, ^{123}I における理論値との測定誤差率は, BCF 法 26.9%, 感度法 102.5% であった。 ^{201}Tl と ^{123}I とともに感度法と BCF 法の SPECT-SUV に有意差 ($p < 0.05$) を認め, 感度法の SPECT-SUV が有意に高値を示した。

4. 考 察

本研究では, 複数エネルギーピークを持つ放射性核種 (^{201}Tl , ^{123}I) について既存の定量解析方法を用いた場合の定量精度を放射能濃度と SPECT-SUV で評価した。その結果, 複数エネルギーピークを持つ放射性核種の定量精度は, 定量解析方法によって異なる結果を示し, 複数エネルギーピークに対する定量解析方法として散乱線や減弱を考慮できる BCF 法が適していることを示

した。

放射能濃度および SPECT-SUV の定量解析の精度は, 感度法より BCF 法が高い結果となった。理想的には, どの定量解析方法を用いても得られる定量値は同じ値を示す。しかし, ^{201}Tl に対する定量精度は, BCF 法では約 15%, 感度法では約 90% の測定誤差率を示した。 ^{123}I に対する定量精度も同様に, BCF 法で約 30%, 感度法で約 100% の測定誤差率を示した。この測定誤差率が生じた原因としては, 散乱線の影響が考えられる。

SPECT 画像を用いる BCF 法では, DEW 法による散乱線の除去が行われている。しかし, planar 画像を用いる感度法では, 散乱線補正が行われていないため, 収集カウントに散乱線が含まれることになる。本村らは, ^{123}I のイメージングにおいて, 視野外から放出される 529 keV の高エネルギーガンマ線による後方散乱やペネトレーションが ^{123}I のメインピークである 159 keV のメインウィンドウ内に混入すると報告している¹¹⁾。また, 古嶋らは, ^{201}Tl のウィンドウには多くのペネトレーションが含まれていることで画質が低下すると報告している¹²⁾。本研究の結果も先行研究と同様に, 散乱線が放射能濃度と SPECT-SUV に測定誤差率を生じさせた要因と考えられる。本研究の結果から, 複数エネルギーピークを持つ放射性核種である ^{201}Tl および ^{123}I の定量解析には散乱線を考慮できる BCF 法が適していると考えられる。

感度法と BCF 法における ^{123}I の測定誤差率は, ^{201}Tl と比較して高い値を示した。Matsutomura は, BCF 法を用いた $^{99\text{m}}\text{Tc}$ の定量精度は 10% 程度であると報告している⁹⁾。 ^{201}Tl における BCF 法の測定誤差率は 13.3% となり, この結果は先行研究と同程度であったが, ^{123}I における BCF 法の測定誤差率は 29.9% であった。 ^{123}I における BCF 法の測定誤差率が高い値を示した要因としては, DEW 法の特性が影響していると考えられる。DEW 法は, サブウィンドウをコンプトン領域に設定し, メインウィンドウに混入する散乱線成分がサブウィンドウで収集された散乱線成分の k 倍と等しいと仮定してメインウィンドウから除算する方法である。しかし, DEW 法は $^{99\text{m}}\text{Tc}$

を対象としており¹³⁾, ¹²³I の高エネルギーガンマ線のペネトレーションは考慮できていない。また, ¹²³I を用いた局所脳血流定量では, triple energy window 法などのマルチウィンドウ法による散乱線補正の有用性が報告¹⁴⁻¹⁶⁾されていることから, 散乱線補正の最適化を行うことによって ¹²³I についても高い精度で定量解析を行うことができると思う。

本研究の結果から, 複数エネルギーピークを持つ放射性核種である ²⁰¹Tl および ¹²³I の定量解析方法には, SPECT 画像を用いる BCF 法が適していることが明らかになった。しかし, 本研究の結果は限られた条件で得られたものである。ディスクファントム作成においては, 作成方法を統一していないため, ファントム形状や液量, 検出器間距離の違いに伴う散乱線の影響が異なってくる可能性がある。そのため, 今後は planar 画像を使用する場合の CCF 算出方法を検証する必要がある。また, CCF はファントム径が異なると SPECT カウントや線減弱係数が異なる¹⁷⁾ため, CCF の算出方法に関する検証も必要である。

5. 結 論

複数エネルギーピークを持つ放射性核種である ²⁰¹Tl および ¹²³I の定量精度を検証した。BCF 法を用いた場合, 放射能濃度と SPECT-SUV における測定誤差率は ²⁰¹Tl で 10% 程度, ¹²³I で 25% 程度であり, 複数エネルギーピークを持つ放射性核種である ²⁰¹Tl および ¹²³I の定量解析には SPECT 画像を用いる BCF 法が適していることが示された。しかし, ¹²³I は測定誤差率が大きいため, 散乱線補正の最適化が必要である。

本研究は, 第38回日本核医学技術学会総会(沖縄)において研究結果の一部を報告した。また, 本研究に関して開示すべき利益相反はない。

引用文献

- 1) Ritt P, Vija H, Horneegger J, et al: Absolute quantification in SPECT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, **38**(Suppl 1): S69-77, 2011
- 2) Bailey DL, Willowson KP: Quantitative SPECT/CT: SPECT joins PET as a quantitative imaging modality. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, **41**(Suppl 1): S17-25,

- 2014
- 3) Ljungberg M, Sjögren K, Liu X, et al: A 3-dimensional absorbed dose calculation method based on quantitative SPECT for radionuclide therapy: evaluation for ¹³¹I using monte carlo simulation. *J Nucl Med*, **43**(8): 1101-1109, 2002
- 4) Suh MS, Lee WW, Kim YK, et al: Maximum Standardized Uptake Value of ^{99m}Tc Hydroxymethylene Diphosphonate SPECT/CT for the Evaluation of Temporomandibular Joint Disorder. *Radiology*, **280**(3): 890-896, 2016
- 5) Cachovan M, Vija AH, Horneegger J, et al: Quantification of ^{99m}Tc-DPD concentration in the lumbar spine with SPECT/CT. *EJNMMI Res*, **3**(1): 45, 2013
- 6) Bailey DL, Willowson KP: An evidence-based review of quantitative SPECT imaging and potential clinical applications. *J Nucl Med*, **54**(1): 83-89, 2013
- 7) McDougald WA, Miyaoka RS, Alessio AM, et al: A study of SPECT/CT camera stability for quantitative imaging. *EJNMMI Phys*, **3**(1): 14, 2016
- 8) 宮司典明, 梅田拓郎, 三輪健太: 骨 SPECT 定量の校正について. *核医学技術*, **36**(1): 69-72, 2016
- 9) Matsutomo N, Matsumoto S, Yamamoto T, et al: Validation of a calibration method using the cross-calibration factor and system planar sensitivity in quantitative single-photon emission computed tomography imaging. *Radiol Phys Technol*, **10**(4): 439-445, 2017
- 10) NM-Q Metrix White Paper DOC1951185 Rev 2 (JB46606XX)
- 11) 本村信篤, 市原 隆, 高山卓三, 他: ¹²³I イメージングにおける高エネルギーガンマ線による散乱成分の除去方法. *核医学*, **36**(9): 997-1005, 1999
- 12) 古嶋昭博, 辻 明德, 鍋島光子, 他: 定量的な放射性タリウムイメージングのためのコリメータ選択. *RADIOISOTOPES*, **43**: 411-418, 1994
- 13) 本村信篤: SPECT におけるデータ補正と画像再構成. *Medical Imaging Technology*, **19**(6): 456-461, 2001
- 14) 山永隆史, 片山 豊, 中間翔太, 他: ¹²³I-IMP 脳血流 SPECT における視野外ペネトレーションの散乱線補正に関する検討—シミュレーション法とマルチウィンドウ法の比較—. *日本放射線技術学会雑誌*, **73**(10): 1028-1038, 2017
- 15) Hayashi M, Deguchi J, Utsunomiya K, et al: Comparison of methods of attenuation and scatter correction in brain perfusion SPECT. *J Nucl Med*

- Technol, **33**(4): 224-229, 2005
- 16) 藤岡弘良, 井上 武, 石丸良広, 他: Triple Energy Window (TEW) 収集機能のない SPECT 装置による TEW 法を用いた散乱線の補正に関する検討. 核医, **34**(4): 251-258, 1997
- 17) 蜂谷武憲, 庄司安明, 飯田秀博, 他: SPECT 装置におけるクロスキャリブレーションの誤差要因. 核医学技術, **16**(2): 58-62, 1996