

人体に類似したファントムを用いた 定量的肺血流 SPECT における ^{99m}Tc を用いた相互校正用線源の検証

中嶋 真大 浅沼 哲雄 中務 昌太

岡山大学病院 医療技術部 放射線部門

Validation of Cross Calibration Factor Using ^{99m}Tc Source in Quantitative Lung Perfusion SPECT using a Human-Like Phantom

Masahiro NAKASHIMA, Tetsuo ASANUMA and Shota NAKATSUKASA

Division of Radiological Technology, Okayama University Hospital

(article received : Mar 18, 2025)

Key words: Single Photon Emission Computed Tomography, Cross Calibration Factor, Lung Perfusion, Quantification

1. 緒言（はじめに）

^{99m}Tc -macroaggregated albumin (^{99m}Tc -MAA) を用いた肺血流シンチグラフィは、局所的に肺血流の評価が可能であるため、慢性血栓塞栓性肺高血圧症、肺塞栓症、肺移植、閉塞性肺疾患などのさまざまな肺疾患の診断に利用されている確立した画像診断法である¹⁻⁶⁾。さらに、single photon emission computed tomography (SPECT) / computed tomography (CT) 装置から得られる SPECT 画像と解剖学的情報を持つ CT 画像を重ね合わせた融合画像の有用性は高く、診断能の向上が報告されている^{7,8)}。また、CT 画像を用いた減弱補正や散乱線補正に加え、コリメータ開口補正を用いることで positron emission tomography (PET) と同様に SPECTにおいても放射能濃度値 (kBq/mL) や定量指標 (standardized uptake value : SUV) の算出が可能になり、特に骨 SPECT では臨床応用されており有用性が報告されている^{9,10)}。肺血流 SPECTにおいても放射能濃度値や SUV を適用することでより客観的に診断や経過観察の評価が可能になると考えられる。

放射能濃度値は、相互校正係数 (cross calibration factor : CCF) を用いることで SPECT カウントから放射能濃度値のスケールに変換す

ることができる。SPECT の定量に用いられている CCF 値の算出には、planar 収集と SPECT 収集の 2 種類の方法が報告されている¹¹⁻¹³⁾。Planar 収集は校正用線源としてペトリ皿やシリンジを用いた方法¹⁴⁻¹⁶⁾と SPECT 収集では、校正用線源として均一に満たされた円柱ファントムやシリンジを用いた方法がある^{14, 15, 17)}。松友ら¹⁴⁾は、ペトリ皿を用いた planar 収集と円柱ファントムを用いた SPECT 収集による CCF 値の比較を行い、planar 収集で得られた CCF 値の有用性を報告している。シリンジは多くの施設でディスポタイプが使用されており、素材や大きさなどシリンジメーカーによる大きな違いがない。そのため、多くの施設で CCF の測定に関して標準化が行いやしいと考えるが、Planar 収集によるシリンジを用いた検証は行われていない。一方、宮司ら¹⁸⁾は ^{57}Co 標準点線源の有用性を報告しているが、 ^{99m}Tc の自作した点線源や disk 線源に対して統一した作成方法を設けて検討しておらず、線源を作成する手技間の比較について十分に検証しているとは言い難い。そのため、統一した作成方法で行った場合のペトリ皿とシリンジによる CCF 値について手技者間の変動と再現性を検証する必要があると考える。また、放射能濃度値の検証について Schepper ら¹⁹⁾は、人体に類似したファントムで

行う必要があると報告している。しかし、報告の多くは National Electrical Manufacturers Association International Electrotechnical Commission body phantom (NEMA IEC ボディファントム) で放射能濃度値や SUV の検証を行っている²⁰⁻²²。そのため、臨床条件に類似した散乱や減弱などの物理現象が再現できる人体に類似したファントムを用いて放射能濃度値の精度を検証する必要があると考える。

本研究の目的は、定量的肺血流 SPECT における最適な CCF 値の算出について手技者間による ^{99m}Tc を用いたペトリ皿とシリジによる校正用線源の変動と再現性について評価し、さらに人体に類似したファントムを用いて肺領域の放射能濃度値の精度から最適な ^{99m}Tc の校正用線源の形状を明らかにすることである。

2. 方 法

2-1. 使用機器とファントム

SPECT/CT 装置は Symbia T16 (SIEMENS 社製) を使用した。コリメータは、総合空間分解能がコリメータの面から 10 cm において 10.6 mm の低中エネルギー用汎用型コリメータを使用した。当院では、肺血流 SPECT を $^{81\text{m}}\text{Kr}$ -ガスを用いた肺換気 SPECT と同時に併せて実施しているため、本研究は低中エネルギー用汎用型コリメータを使用した。放射能濃度値を評価するために核医

学胸腹部ファントム（京都科学社製）を使用した。核医学胸腹部ファントムは、人体に近似した容器形状で肝臓や肺、腎臓、心臓、体幹に水溶液を封入することができる。また、肋骨と椎体があり、肺は密度 0.4 g/cm^3 のポリスチレンビーズが封入されており、骨は人体を近似した密度で再現されている（図 1）。核医学胸腹部ファントムの肺には、 269.87 kBq/mL の ^{99m}Tc 水溶液を封入した。これは、われわれの施設で行われた患者 50 人における肺血流 SPECT 収集開始直前の前面像における最大計数率である 22.60 kcount/sec に合わせた条件である。肝臓、腎臓、心臓、体幹部には散乱体として蒸留水を封入した。肺に封入した放射能濃度は、ファントム撮像後にマイクロピッパーを用いてそれぞれ 1.0 mL を 3 回採取してオートウェルガンマシステム ARC-8001 (日立アロカメディカル社製) を用いて数え落としを考慮し、撮像から 24 時間後に測定を行った。測定値を平均し、減衰補正後の値を真値とした。なお、装置の測定誤差は 0.5% 以下である。画像処理装置として Syngo MI Application (SIEMENS 社製) を用いて画像再構成を行った。すべての画像解析には、OsiriX software (Pixmeo, Bernex, Switzerland) v. 12.0.3. を使用した。なお、臨床データを用いているが、当院の倫理審査委員会を通して申請が必要であることを確認している。

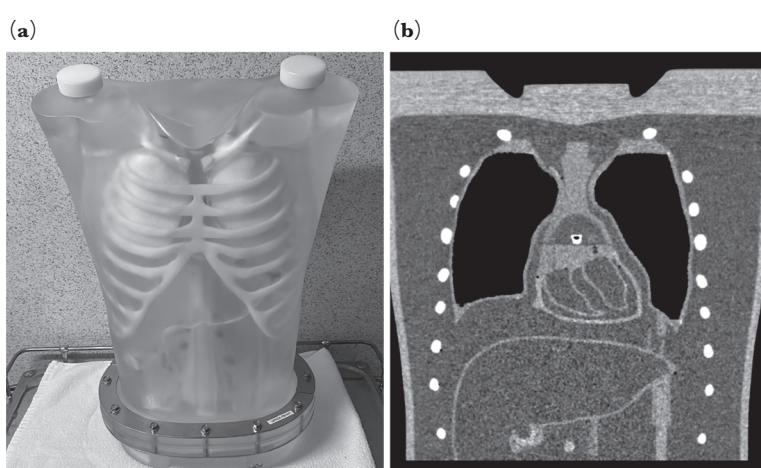


図 1 核医学胸部ファントムの概要
 (a) 核医学胸腹部ファントムの外観
 (b) 核医学胸腹部ファントムの冠状断面の CT 画像

2-2. 相互校正係数

SPECT カウントを放射能濃度値に変換するためにペトリ皿とシリングを用いて CCF 値を算出した。ペトリ皿を用いた CCF 値の算出では、直径 9.0 cm、厚さ 1.5 cm のペトリ皿を使用した。ファントムの作成条件は 185 MBq の ±5% 以内 (175.75 MBq ~ 194.25 MBq) になるように封入した²³⁾。なおペトリ皿に封入した ^{99m}Tc 水溶液の液量は 25 mL とし、重量測定を行い正確に測定した。この時の水面の高さは 5 mm である。また、シリングを用いた CCF 値の算出では、2.5 mL (テルモシリング製) を使用してシリング内にペトリ皿と同様の条件で ^{99m}Tc 水溶液を封入した。なおシリングに封入した ^{99m}Tc 水溶液の液量は 1.5 mL とし、ペトリ皿と同様に液量は重量測定を行い正確に測定した。重量測定には音叉式電子天びん(イシダ社製)を使用した。放射能量の測定には、メーカ校正を実施した CRC-25R 型 RI ドーズキャリブレータ (CAPINTEC 社製) を使用した。CCF

値の測定は、核医学検査の経験年数が異なる 3 名 (A : 15 年, B : 3 年, C : 1 年) で各々異なる日に測定を 10 回実施した。

2-3. 画像収集条件および再構成条件

2-3-1. CCF の収集条件

CCF 値を算出するためには、^{99m}Tc 水溶液が入ったペトリ皿を厚さ 10 cm の発泡スチロールに配置した。なお、発泡スチロールはガンマカメラの有効視野の中心上に配置した (図 2 a, b)。検出器に線源を直接配置すると検出器 - 線源間で散乱する可能性があるため、減弱と散乱の影響が低い発泡スチロールを使用した。Planar 収集条件は、ピクセルサイズは 0.55 mm (1024 × 1024) で収集カウントは 5000 kcounts のプリセットカウント方式を用いて検出器 1 と 2 を各々行った。シリングも同様な条件で行い、シリングを設置する方向はすべて同じとした (図 2 c, d)。

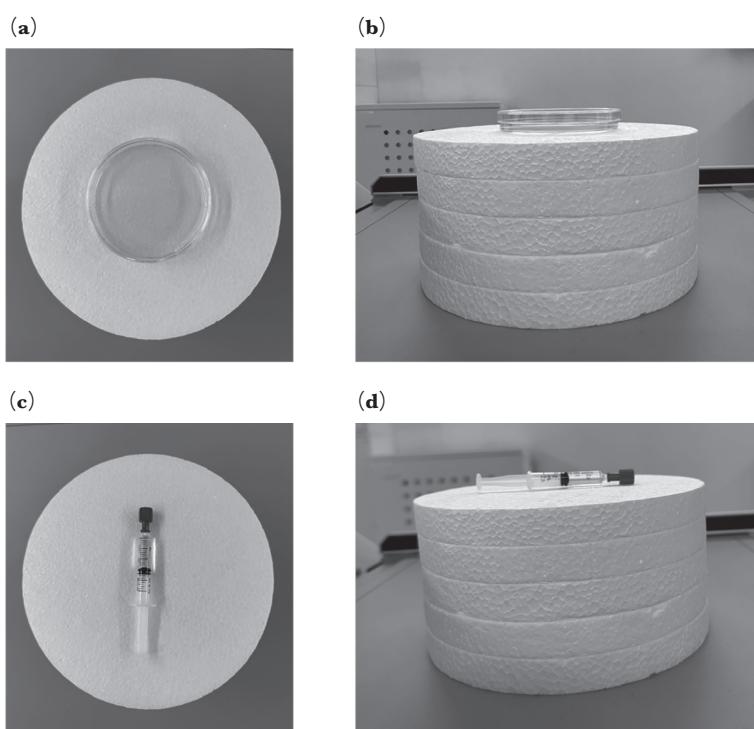


図 2 ^{99m}Tc 校正用線源の配置
(a) 上方からみたペトリ皿の配置
(b) 側面からみたペトリ皿の配置
(c) 上方からみたシリングの配置
(d) 側面からみたシリングの配置

2-3-2. 核医学胸腹部ファントム

放射能濃度値を検証するために患者50人における肺血流 SPECT 収集開始直前の前面像における最大計数率である 22.60 kcount/sec から最小計数率である 9.70 kcps/sec の範囲になるように異なる時点で核医学胸腹部ファントムを撮像した。撮影時のファントム内放射能濃度は、278.53, 241.40, 214.80, 191.42, 170.55, 153.51, 135.52 および 124.72 kBq/mL であった。これは時間による減衰で行い、放射能濃度は減衰計算により算出した。収集条件は 128×128 (4.8 mm/pixel), 連続回転 SPECT 収集で 10分収集 (4 度/step, 10 repeat, 1 cycle/repeat, time/cycle 60秒) の自動近接で行った。メインエネルギーインデウは $140.5 \text{ keV} \pm 10\%$ で、散乱線インデウはメインインデウの下方側に 7 % を設定した。減弱補正用 CT データは、撮影条件が 130 kV, 60 mA second (mAs) で filtered back projection (FBP) 法を用い、Bilinear 方式で Hounsfield unit 値から μ 値に変換した μ -map 画像を使用した。画像再構成は、位置分解能補正組込 ordered subset expectation maximization (OSEM) 画像再構成法 (Flash 3D) を用い、サブセット数を 10, イタレーション回数を 15 とした。この条件は、自施設の至適条件である。散乱線補正是、Triple energy window 法を使用し、散乱線インデウのノイズを除去するためガウシアンフィルタを使用した。ガウシアンフィルタの半価幅である (full width at half maximum : FWHM) は 25 mm を使用し、OSEM に組込んで行った。減弱補正是、computed-tomography attenuation correction (CTAC) 法を使用し、OSEM に組んで行った。後処理フィルタには、ガウシアンフィルタを使用し FWHM は、10.56 mm を使用した。

2-4. 評価項目

2-4-1. 線源形状の違いによる CCF 値の変動

線源形状の違いによる CCF 値の変動を評価するためにペトリ皿とシリングを用いて CCF 値を評価した。Planar 収集によって得られたトータルカウントを用いて、式 (1) から、各々の検出器で CCF 値を算出して平均値を用いて評価した。

$$CCF(cps/(MBq)) = \frac{C_{total}}{(A \times T)} \dots\dots\dots (1)$$

ここで CCF は、相互校正係数、 C_{total} はトータルカウント (kcount), A は放射能 (MBq), T は収集時間 (sec) を示す。

線源形状の違いによる CCF 値の変動を行うため、標準偏差 (standard deviation : SD) を算出して評価した。

2-4-2. 手技者間による CCF 値の再現性

手技者間による CCF 値の再現性を評価するために、一元配置の分散分析法で三群間の有意差検定を行った。その後、有意差を認めた場合は Bonferroni の多重比較検定で各群の有意差検定を行った。なお有意水準は 5 % とした。統計解析ソフトは JMP Pro18 (SAS Institute, Inc., Cary, NC, USA) を使用した。

2-4-3. 核医学胸腹部ファントムを用いた肺領域の放射能濃度値

肺領域内の放射能濃度値を算出するために、直径 4.5 cm の球体 Volume of Interest (VOI) を使用した²⁴⁾。VOI は肺領域の中心断面上の左右肺に各 2 箇所の合計 4 箇所に設定した (図 3)。計 4 箇所の VOI 内の平均 SPECT カウントを求めた。ペトリ皿とシリングで求めた CCF 値を用いて式 (2) から、放射能濃度値に変換して真値との誤差を式 (3) から各々算出した。

$$BQML(kBq/mL) = \frac{SPECT_{count}}{(CCF \times T \times V_{voxel})} \times 100 \dots (2)$$

ここで BQML は、放射能濃度値、 $SPECT_{count}$ は 4 箇所の VOI 内の平均カウント、CCF はペトリ皿とシリングで得られた相互校正係数、T は撮像時間 (sec), V_{voxel} は SPECT 画像のボクセルサイズ (cm^3) を示す。

$$Error(\%) = \frac{(M - T)}{T} \times 100 \dots\dots\dots (3)$$

ここで、M は測定値の放射能濃度値、T は真値の放射能濃度値を示す。

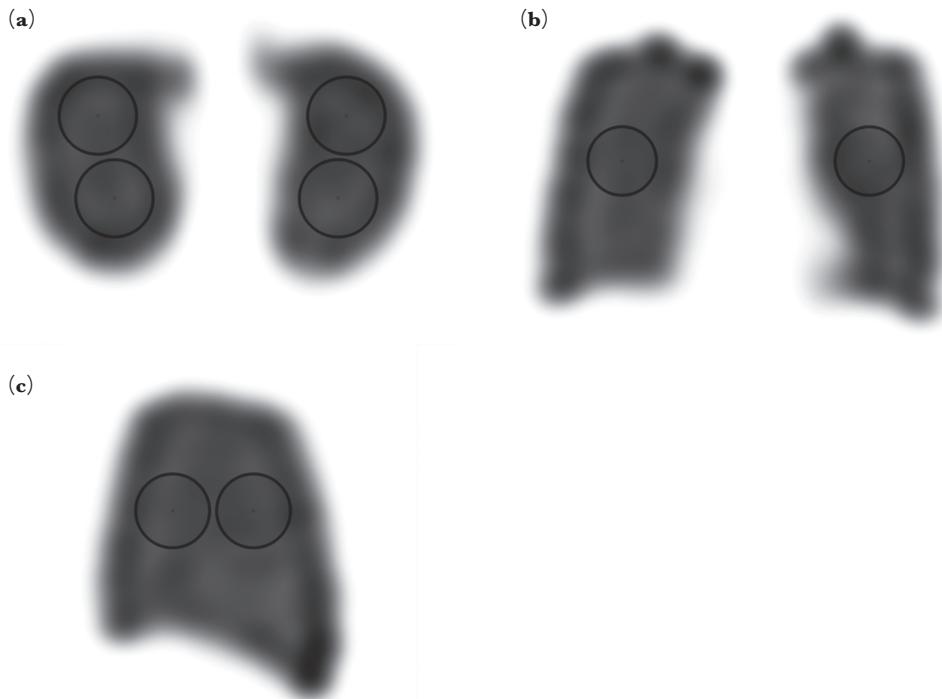


図3 放射能濃度値算出のためのVOI設定

- (a) 横断面像
 (b) 冠状断面像
 (c) 矢状断面像

表1 手技者間によるCCF値

手技者	ペトリ皿		シリング	
	平均値	標準偏差	平均値	標準偏差
A	148.82	0.84	147.04	0.81
B	149.44	0.85	147.33	0.63
C	150.43	0.95	147.57	0.91

3. 結 果

3-1. 線源形状の違いによるCCFの変動

線源形状によるCCF値の変動を表1に示す。すべての手技者においてペトリ皿を用いて算出されたCCFはシリングを用いて算出されたCCF値より僅かに高い値を示した。また、標準偏差はすべての手技者においてシリングを用いて算出されたCCF値はペトリ皿を用いて算出されたCCF値よりも僅かに小さい値を示した。

3-2. 手技者間によるCCFの再現性

手技者間によるCCF値の再現性を図4に示す。

シリングを用いて算出されたCCF値に有意差は見られなかった。ペトリ皿を用いて算出されたCCFは3群間に統計的に有意差を認め、A群とC群、B群とC群で有意差を認めた($p<0.05$)。

3-3. 核医学胸腹部ファントムを用いた肺領域の放射能濃度値

肺領域の放射能濃度値の誤差を図5に示す。各放射能濃度値においてペトリ皿とシリングから得られたCCF値を用いた放射能濃度値の誤差は、すべてにおいて10%以内であった。ペトリ皿とシリングはシリングの方で僅かに誤差は低い値を示した。

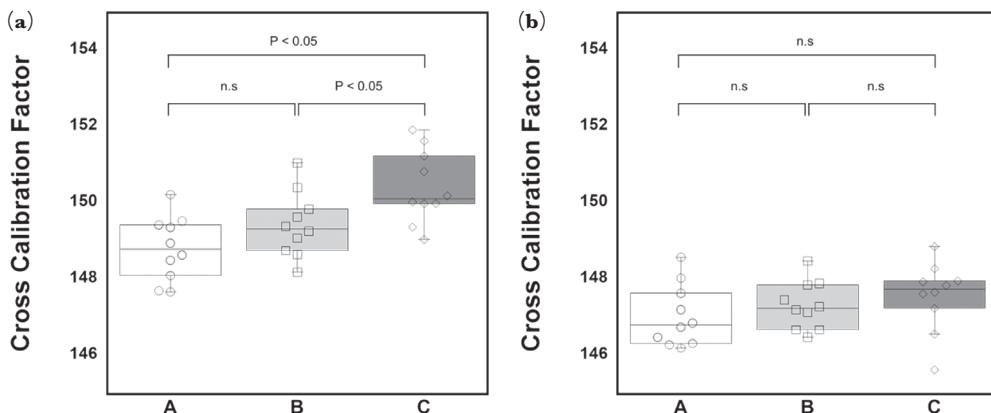


図 4 手技者間における CCF 値の比較
 (a) ペトリ皿における CCF 値
 (b) シリンジにおける CCF 値

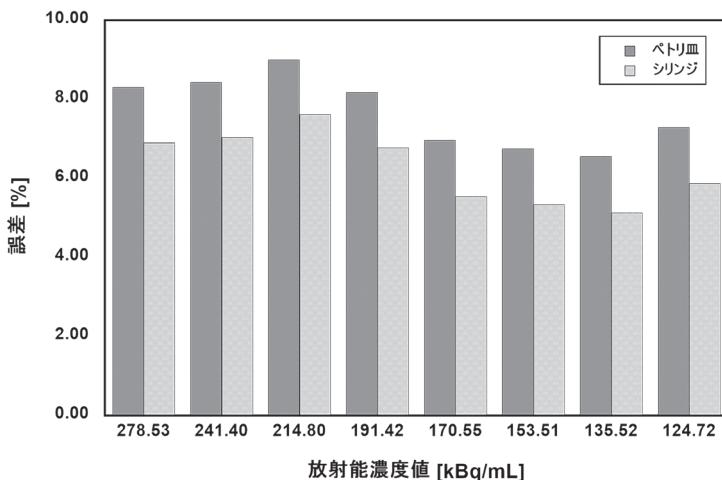


図 5 ペトリ皿とシリンジから算出された肺領域における放射能濃度値の誤差

4. 考 察

SPECT 画像における定量値の精度は CCF 値に依存するため、定量精度が高い校正用線源を把握するのは重要である。さらに、CCF 値は定期的な測定が必要であるため、再現性の高い校正用線源の形状を把握することは重要である。線源作成が不要で再現性の高い ^{57}Co 標準点線源などを用いて CCF 値を算出すること¹⁸⁾ が望ましいが、定期的な線源交換やコストがかかることからすべての施設で行うことは困難である。一方、 ^{99m}Tc を用いた校正用線源は容易に入手することができるため、すべての施設で実施可能である。しかし、線源形状はペトリ皿やシリンジがあり、線源の作成

を統一した方法で行った場合の再現性と定量精度について検討した報告はない。そのため、統一した作成方法で行った場合のペトリ皿とシリンジによる CCF 値について手技者間の変動と再現性について検証し、さらに人体に類似したファントムを用いて放射能濃度値の精度について検証した。

線源形状の違いによる CCF 値の変動では、表 1 に示すように標準偏差はいずれも 1.00 以下で、シリンジの方がペトリ皿よりもわずかに低い値を示した。宮司ら¹⁸⁾ の報告では、disk 線源の標準偏差は 3.10 と高い値を示したが、我々の結果は、すべて 1.00 以下となった。統一した作成方法で行うことで、ペトリ皿とシリンジのいずれを用いてもばらつきの少ない CCF 値を得る

ことが可能であると考える。CCF 値は、表 1 に示すようにシリングを用いた CCF 値がペトリ皿の CCF 値よりも僅かに低い値を示した。本研究ではプリセットカウント方式を使用したためトータルカウントに大きな違いは見られなかったが、収集時間はシリングの方がペトリ皿より収集時間が僅かに長かった。そのため、収集時間の長いシリングの方が僅かに低い値を示したと考える。これは線源形状が影響したと考えられる。手技者間による CCF 値の再現性では、個人差を大きくするために核医学検査の経験年数が異なる 3 名を行った。ペトリ皿では有意差が生じたが、シリングでは手技者間で有意差は見られなかった。これはペトリ皿よりもシリングの方が封入する量も少なく線源作成が容易であるため、ばらつきが小さくなつたと考えられる。さらに、ペトリ皿では^{99m}Tc を分注したシリングをペトリ皿に投与する前と投与した後にシリングをドーズキャリブレータで測定した。一方、シリングの場合はシリング封入後にドーズキャリブレータで測定をおこなつた。シリングの方がペトリ皿よりもドーズキャリブレータの測定回数は少なかつたことから測定回数による不確かな因子が減つたことによってシリングの方でばらつきが小さくなつたと考えられる。この結果から、経験年齢に依存せず、安定した CCF 値が得られるシリングを用いて CCF 値を算出することが望ましいと考えられる。

核医学胸腹部ファントムを用いた肺領域の放射能濃度値は、いずれの放射能濃度値でもペトリ皿とシリングによる大きな違いは見られなかつたが、僅かにシリングの方が誤差の小さい結果となつた。いずれの放射能濃度値でも誤差は 10% 以内となり、Bailey ら²⁵⁾ の報告と同様な結果となつた。シリングの方が僅かに定量精度は高い結果となつた。本研究ではペトリ皿の表面を均一にするため、液量は 25 mL でシリングの 1.5 mL と比較して液量が多かつた。そのため、自己吸収による減弱や散乱線が多いことで定量精度はシリングと比較して定量精度は低下したと考える。自己吸収補正法²⁶⁾ を用いることでペトリ皿による定量精度が向上する可能性はあるが、線源作成が容易で手技者間による再現性が高いシリングを用いた CCF 値の測定が望ましいと考える。CCF 値は

安定した定量値を算出するためには、定期的な測定が必要である²⁷⁾。そのため再現性と定量精度が高いシリングを用いた校正用線源が適切であると考える。また、シリングは多くの施設でディスプタイプが使用されており、素材や大きさなどシリングメーカーによる大きな違いがない。そのため、多くの施設で本研究と同様な測定が可能であり標準化に寄与できると考える。

本研究では、肺血流 SPECT を想定して^{99m}Tc 線源と低中用エネルギー用汎用型コリメータを使用した。したがつて、他を想定した検査、放射性核種、コリメータでは本研究で得られた結果と異なつてくる可能性がある。また、本研究ではペトリ皿では 25 mL、シリングは 1.5 mL に規定して線源を作成して評価した。線源容量が変化することで自己吸収率が変化して結果が異なる可能性がある。今後は容量の変化による定量精度と再現性について検証する必要があると考える。

5. 結論

定量的肺血流 SPECT における最適な CCF 値の算出について、^{99m}Tc を用いたペトリ皿とシリングによる校正用線源の変動と再現性について評価した。さらに人体に類似したファントムを用いて定量精度を評価した。CCF 値の変動、再現性、定量精度の結果から^{99m}Tc 校正用線源の形状はシリングであることを明らかにした。

謝辞

本研究は JSPS 科研費 JP 24K18830 の助成を受けたものです。

利益相反

なお、本論文に関して、開示すべき利益相反関連事項はない。

引用文献 (references)

- Bajc M, Schümichen C, Grüning T, et al. EANM guideline for ventilation/perfusion single-photon emission computed tomography (SPECT) for diagnosis of pulmonary embolism and beyond. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2019; **46**(12): 2429–2451.
- Waxman AD, Bajc M, Brown M, et al. Appropriate

- Use Criteria for Ventilation-Perfusion Imaging in Pulmonary Embolism: Summary and Excerpts. *J Nucl Med* 2017; **58**(5): 13N–15N.
- 3) Grgic A, Miodek F, Schäfers HJ, et al. Assessment of operability by means of CTPA and perfusion SPECT in patients with chronic thromboembolic pulmonary hypertension. *Acta Radiol* 2016; **57**(1): 33–40.
 - 4) Nakamura H, Hirai T, Kurosawa H, et al. Current advances in pulmonary functional imaging. *Respir Investig* 2024; **62**(1): 49–65.
 - 5) Nakashima M, Shinya T, Oto T, et al. Diagnostic value of ventilation/perfusion single-photon emission computed tomography/computed tomography for bronchiolitis obliterans syndrome in patients after lung transplantation. *Nucl Med Commun* 2019; **40**(7): 703–710.
 - 6) Yamamoto H, Sugimoto S, Kuroasaki T, et al. Lung perfusion scintigraphy to detect chronic lung allograft dysfunction after living-donor lobar lung transplantation. *Sci Rep* 2020; **10**(1): 10595.
 - 7) Arnon-Sheleg E, Haberfeld O, Kremer R, et al. Head-to-Head Prospective Comparison of Quantitative Lung Scintigraphy and Segment Counting in Predicting Pulmonary Function in Lung Cancer Patients Undergoing Video-Assisted Thoracoscopic Lobectomy. *J Nucl Med* 2020; **61**(7): 981–989.
 - 8) Yildirim N, Genc M. The efficiency of hybrid perfusion SPECT/CT imaging in the diagnostic strategy of pulmonary thromboembolism. *Hell J Nucl Med* 2020; **23**(3): 304–311.
 - 9) Mutuleanu MD, Paun DL, Lazar AM, et al. Qualitative SPECT-CT Diagnostic Accuracy in Bone Lesion Evaluation-A Review of the Literature. *Diagnostics (Basel)* 2023; **13**(18): 2971.
 - 10) Dickson JC, Armstrong IS, Gabiña PM, et al. EANM practice guideline for quantitative SPECT-CT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2023; **50**(4): 980–995.
 - 11) Dewaraja YK, Frey EC, Sgouros G, et al. MIRD pamphlet No.23: quantitative SPECT for patient-specific 3-dimensional dosimetry in internal radionuclide therapy. *J Nucl Med* 2012; **53**(8): 1310–1325.
 - 12) Dewaraja YK, Ljungberg M, Green AJ, et al. MIRD pamphlet No.24: Guidelines for quantitative ^{131}I SPECT in dosimetry applications. *J Nucl Med* 2013; **54**(12): 2182–2188.
 - 13) Dickson JC, Armstrong IS, Gabiña PM, et al. EANM practice guideline for quantitative SPECT-CT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2023; **50**(4): 980–995.
 - 14) 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* 2017; **10**(4): 439–445.
 - 15) Zhao W, Esquinas PL, Hou X, et al. Determination of gamma camera calibration factors for quantitation of therapeutic radioisotopes. *EJNMMI Phys* 2018; **5**(1): 8.
 - 16) Willowson K, Bailey DL, Baldock C. Quantitative SPECT reconstruction using CT-derived corrections. *Phys Med Biol* 2008; **53**(12): 3099–3112.
 - 17) 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* 2010; **51**(6): 921–928.
 - 18) 宮司典明, 三輪建太, 茂木一樹, 他. 骨 SPECT 定量における異なる校正用線源の相互校正の精度. *日放技学誌* 2017; **73**(6): 443–450.
 - 19) De Schepper S, Gnanasegaran G, Dickson JC, et al. Absolute Quantification in Diagnostic SPECT/CT: The Phantom Premise. *Diagnostics (Basel)* 2021; **11**(12): 2333.
 - 20) Gustafsson J, Larsson E, Ljungberg M, et al. Pareto optimization of SPECT acquisition and reconstruction settings for ^{177}Lu activity quantification. *EJNMMI Phys* 2024; **11**(1): 62.
 - 21) 中村優斗, 甲谷理温, 阿部俊憲, 他. ^{99m}Tc を使用した体幹部 SPECT および SPECT/CT における SUV 精度向上のための評価: BCF 算出ファンтомと画像再構成時の補正法の最適化. *日放技学誌* 2021; **77**(9): 921–931.
 - 22) 中嶋真大, 甲谷理温. 骨 SPECT における位置分解能補正組込 OSEM 再構成法に対する最適な後処理フィルタの基礎的検討. *日放技学誌* 2020; **76**(10): 1025–1034.
 - 23) 田中杏佳, 中嶋真大, 後藤佐知子, 他. システム平面感度法における収集条件が定量値に与える影響. *核医学技術* 2022; **42**(2): 139–145.
 - 24) Vicente EM, Lodge MA, Rowe SP, et al. Simplifying volumes-of-interest (VOIs) definition in quantitative SPECT: Beyond manual definition of 3D whole-organ VOIs. *Med Phys* 2017; **44**(5): 1707–1717.
 - 25) Bailey DL, Willowson KP. An evidence-based review of quantitative SPECT imaging and potential clinical applications. *J Nucl Med* 2013; **54**(1): 83–89.
 - 26) 野口正安, 小峰隆志, 秋山正和. 容積試料における γ 線自己吸収の補正法. *Radioisotopes* 2000; **49**(4): 189–198.
 - 27) Boellaard R. Standards for PET image acquisition and quantitative data analysis. *J Nucl Med* 2009; **50**(Suppl 1): 11S–20S.