

¹³¹I SPECT イメージングにおける定量精度と画質からみた散乱線補正係数の最適化

渡邊 真衣¹⁾ 松友 紀和^{2,3)} 山本 智朗^{2,3)}

1) 杏林大学保健学部診療放射線技術学科 (現 医療法人沖縄徳洲会 千葉西総合病院放射線科)

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

Optimization of Scatter Multiplier for Dual-Energy-Window Method in Quantitative ¹³¹I SPECT imaging: Evaluation of Quantitative Accuracy and Image Quality

Mai WATANABE¹⁾, Norikazu MATSUTOMO^{2,3)} and Tomoaki YAMAMOTO^{2,3)}

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

(Current Address: Department of Radiology, Chiba-Nishi General 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 : Dec 10, 2019)

Key words : Quantification, Scatter correction, Dual energy window, I-131, Becquerel calibration factor

1. 緒言 (はじめに)

Single photon emission computed tomography/computed tomography (SPECT/CT) 装置の登場により SPECT 検査においても定量評価が可能となってきた¹⁻³⁾。¹³¹I を用いた核医学治療においても、定量を用いた吸収線量予測や予後評価の有用性が報告されている^{4,5)}。しかし ¹³¹I は、364 keV の高エネルギーガンマ線を放出するため、後方散乱線やコリメータの隔壁を貫通するペネトレーションが問題となる⁶⁾。¹³¹I SPECT イメージングでは、高エネルギーに対応したコリメータの使用が望ましいが、高価であり所有している核医学施設も限られているため、中エネルギーに対応したコリメータが用いられている^{7,8)}。しかし、中エネルギーに対応したコリメータは、隔壁が薄くペネトレーションが増加するため描出能や定量性の低下が指摘されている^{9,10)}。そのため、¹³¹I SPECT イメージングではコリメータ特性を改善し、描出能と定量精度を向上させるために散乱線

補正が必須となる¹¹⁾。

¹³¹I の散乱線補正法として dual-energy-window (DEW) 法¹²⁾が用いられている。DEW 法は、散乱線推定ウインドウ (サブウインドウ) をコンプトン領域に設定し、光電ピークウインドウ (メインウインドウ) 内の散乱線成分を推定する方法である。サブウインドウで測定された散乱線成分は、空間分布が等しく、測定された散乱線量の k 倍 (散乱線補正係数, k 値) がメインウインドウに混入する散乱線量と同じと仮定して補正が行われる^{13,14)}。しかし k 値は、実験的に求められる値であり、線源分布や吸収体分布、使用するコリメータに依存するため、k 値の最適化が重要となる。

本研究の目的は、k 値の変化が ¹³¹I SPECT イメージングの定量性と画質に与える影響を評価し、最適となる k 値について検証を行うことである。われわれは、ファントムを用いて k 値の変化が定量値と画質に与える影響を放射能濃度、%コントラストおよび均一性から評価した。

2. 方 法

2-1. 使用機器およびファントム作成

SPECT/CT 装置は，2 検出器 SPECT/CT 装置 Infinia8 Hawkeye4（GEヘルスケア 社製）で，コリメータに高エネルギー汎用型（High energy general purpose：HEGP）と中エネルギー汎用型（Medium energy general purpose：MEGP）コリメータを使用した。本装置は SPECT-Positron emission tomography（PET）複合機で 1 インチクリスタルと 95 本の光電子増倍管を搭載している。また，本研究で使用したコリメータの特性を **Table 1** に示す。ファントムには直径 10，20，30，40，50 mm の球体（ホット球）を持つ容積測

Table 1 コリメータ特性

コリメータ	HEGP	MEGP
核種	I-131	Ga-67
形状	六角形	六角形
孔数（×1,000）	7.41	15.21
孔長（mm）	66.0	58.0
孔径（mm）	4.0	3.0
隔壁厚（mm）	1.8	1.05
感度@ 10 cm（cps/kBq）	72.0	73.0
空間分解能@ 10 cm（mm）	13.0	11.5
ペネトレーション（%）	2.0	2.0

定ファントム SP-6 型（京都科学）を使用した。甲状腺疾患における ¹³¹I の甲状腺への取り込みは，組織 1 グラムあたり約 0.1% の摂取量に相当するため^{15,16)}，球体とバックグラウンド（BG）の放射能濃度比が 10：1 となるように球体に 57.0 kBq/mL，BG に 5.71 kBq/mL の ¹³¹I 水溶液を封入した（**Fig. 1**）。実封入放射能濃度の測定はドーズキャリブレーション（IGC-7，日立アロカメディカル）で行った。今回使用したドーズキャリブレーションは，ドーズキャリブレーションの管理および点検のマニュアル¹⁷⁾に従って校正を実施している。また，放射能濃度を算出する際の Becquerel calibration factor（BCF）の測定は円柱ファントム（直径：20 cm，高さ：20 cm）を使用して，画像解析には Daemon research image processor（DRIP，富士フイルム 富山化学）を用いた。

2-2. SPECT/CT の収集条件および画像再構成条件

SP-6 ファントムをホット球 40 mm と 50 mm が下になるように寝台上に配置して SPECT/CT 収集を行った。SPECT/CT の収集条件は，step and shoot 法で，自動近接モードの 360 度収集，ステップ角度は 6 度，1 ステップあたりの収集時間は 40 秒とした。マトリクスサイズは 128×128，ピクセ

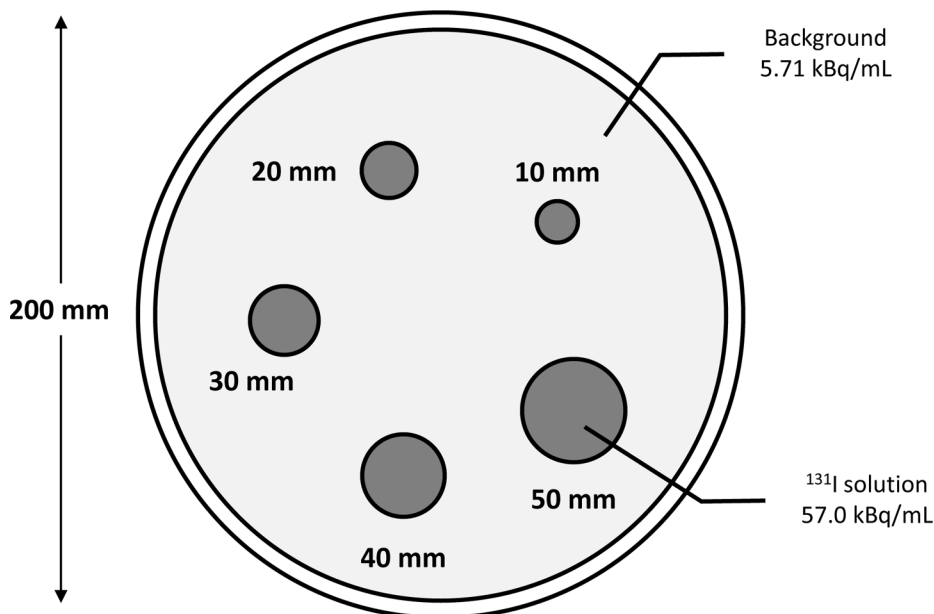


Fig. 1 容積測定ファントムの概略図。球体サイズは直径 10，20，30，40，50 mm で外容器に直径 20 cm，高さ 20 cm の円柱を使用した。

ルサイズは 4.42 mm, エネルギーウインドウは 364 keV $\pm$ 10% (メインウインドウ), 297 keV $\pm$ 10% (サブウインドウ) とした。画像再構成法は, コリメータ開口補正組み込み ordered subset expectation maximization 法でサブセット 10, イタリアン回 5 とした。減弱補正は CT based attenuation correction 法で, 後処理フィルタにバターワースフィルタ (遮断周波数 0.35 cycles/cm, パワーファクタ 10) を用いた。散乱線補正法は DEW 法で, k 値を 0.8 から 2.4 まで 0.2 間隔で変化させ散乱線補正を行った。加えて散乱線補正を行っていないデータも作成した。

2-3. 評価項目

2-3-1. 放射能濃度

放射能濃度は, BCF 法¹⁸⁻²⁰⁾を用いて BG 部の平均 SPECT カウントを放射能濃度に変換して算出した。BG 部の平均 SPECT カウントは, ホット球を含まないスライスを中心とした前後 2 スライス上の BG 部に直径 30 mm の関心領域 (region of interest : ROI) を設定して測定した (Fig. 2)。各コリメータと k 値ごとの BCF は式 (1) (2) から求め, 放射能濃度は式 (3) から算出した。算出した放射能濃度は, ドーズキャリブレーションで測定した実封入放射能濃度 (BG : 5.71 kBq/mL) と比較した。

BCF =

$$\frac{\text{スキャン開始時放射能量 (Bq)}}{\text{体積計数率 (counts/sec/cm}^3\text{)} \times \text{ファントム容積 (cm}^3\text{)}} \quad (1)$$

体積計数率 =

$$\frac{\text{VOI 内平均 SPECT カウント値 (counts)}}{\text{収集時間 (sec)} \times 1 \text{ ボクセルの体積 (cm}^3\text{)}} \quad (2)$$

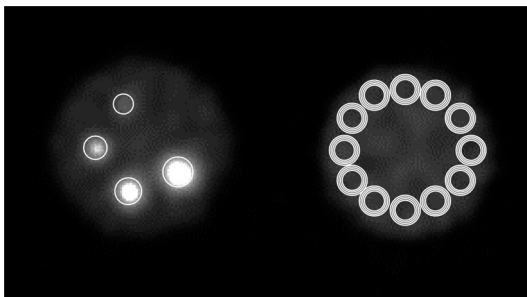


Fig. 2 ROI 設定。BG 部の ROI は球体サイズごとに設定した。

$$\text{放射能濃度 (Bq/mL)} = \text{BCF (Bq/cps)} \times \frac{1 \text{ pixel あたりの平均計数率 (cps/pixel)}}{1 \text{ pixel あたりの体積 (mL/pixel)}} \quad (3)$$

2-3-2. %コントラスト

%コントラストは, ホット球がもっとも明瞭に描出されるスライス上のホット球 (20 mm, 30 mm, 40 mm, 50 mm) と, ホット球を含まないスライスを中心とした前後 2 スライス上の BG 部に ROI を設定し (Fig. 2), 式 (4) から算出した。ホット球と BG 部の ROI サイズはそれぞれ直径 20 mm, 30 mm, 40 mm, 50 mm で, ホット球の ROI サイズと配置は, CT 画像と SPECT 画像を DRIP に取り込んだのちに CT 画像上で決定した。

$$\frac{C_{\text{HOT}}/C_{\text{BG}} - 1}{a_{\text{HOT}}/a_{\text{BG}} - 1} \times 100 [\%] \quad (4)$$

C_{HOT} : ホット球の平均 SPECT カウント

C_{BG} : BG 部の平均 SPECT カウント

a_{HOT} : ホット球の実封入放射能濃度 [Bq/mL]

a_{BG} : BG 部の実封入放射能濃度 [Bq/mL]

本研究ではコリメータの総合空間分解能 (HEGP ; FWHM @ 10 cm = 13.0 mm, MEGP ; FWHM @ 10 cm = 11.5 mm) を考慮して評価球体サイズを 20 mm, 30 mm, 40 mm, 50 mm とした。

2-3-3. 均一性

均一性の評価として % coefficient of variation (%CV) を算出した。%CV は %コントラストを算出する際に用いた BG 部の ROI (直径 30 mm) から得られた平均 SPECT カウントと標準偏差を用いて式 (5) より算出した。

$$\frac{SD_{\text{BG}}}{C_{\text{BG}}} \times 100 [\%] \quad (5)$$

SD_{BG} : BG 部の標準偏差

C_{BG} : BG 部の平均 SPECT カウント

3. 結果

3-1. 放射能濃度

BG 部の実封入放射能濃度 (5.71 kBq/mL) と BCF 法で算出した放射能濃度を Fig. 3 に示す。HEGP, MEGP とともに k 値を大きくすることで放射能濃度は低下した。放射能濃度は, HEGP において k = 1.4 で誤差率 0.4% (5.69 ± 0.98 kBq/

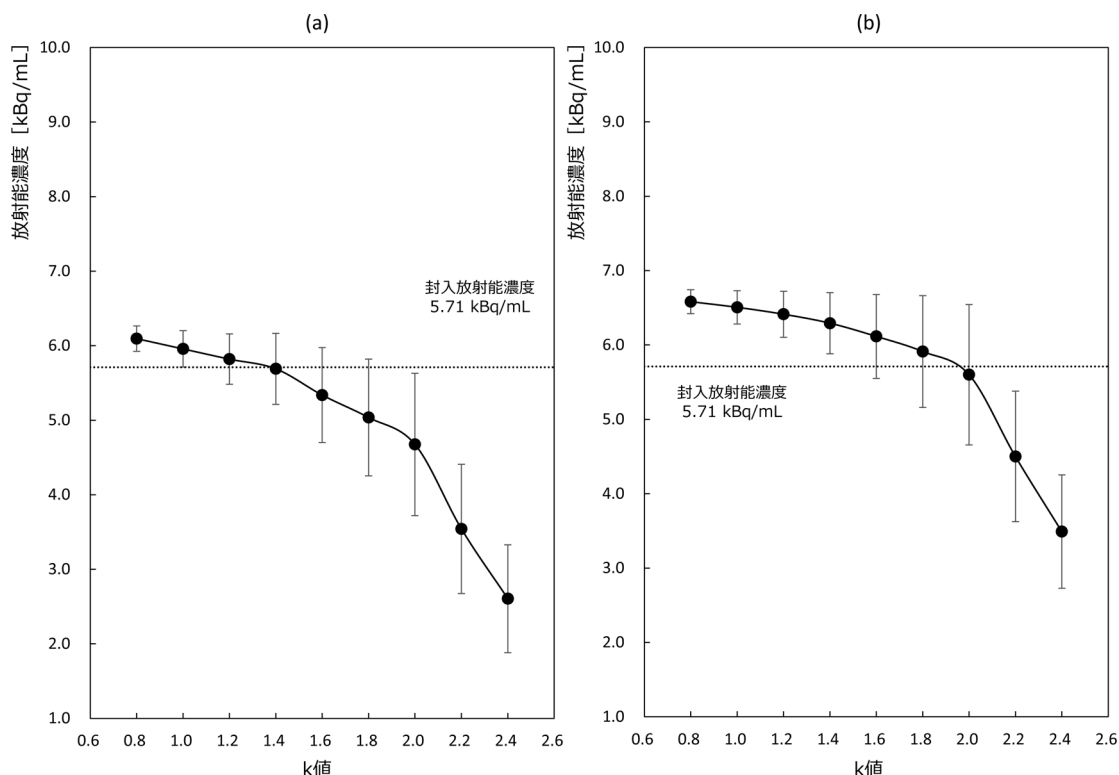


Fig. 3 放射能濃度の平均値と標準偏差。(a) HEGP, (b) MEGP。図中点線は実封入放射能濃度 (5.71 kBq/mL) を示す。**k** 値を高くすることで放射能濃度は低下し, HEGP では **k**=1.4, MEGP では **k**=2.0 で実封入放射能濃度と測定値が近くなっている。

mL), 散乱線補正なしで誤差率12.6% (6.47 ± 0.52 kBq/mL), MEGP において **k**=2.0 で誤差率2.0% (5.60 ± 1.45 kBq/mL), 散乱線補正なしで誤差率19.1% (6.80 ± 0.57 kBq/mL) を示した。

3-2. %コントラスト

%コントラストの結果を **Fig. 4** に示す。**k** 値を高くすることで HEGP と MEGP の%コントラストに増加傾向がみられた。HEGP の%コントラスト (ホット球 30 mm) は **k**=1.4 で69%, **k**=2.0 で105%, MEGP の%コントラスト (ホット球 30 mm) は **k**=1.4 で47%, **k**=2.0 で72%であった。ホット球 20 mm の%コントラストは, HEGP で35% (**k**=1.4) と59% (**k**=2.0), MEGP では25% (**k**=1.4) と39% (**k**=2.0) となった。散乱線補正を行っていない場合の%コントラストは, HEGP で43% (ホット球 30 mm) と19% (ホット球 20 mm), MEGP で30% (ホット球 30 mm) と14% (ホット球 20 mm) であっ

た。部分容積効果の影響を受けにくいホット球 50 mm の%コントラストは, HEGP で99% (**k**=1.4) と179% (**k**=2.0), MEGP で66% (**k**=1.4) と95% (**k**=2.0) であった。

3-3. 均一性

%CV は HEGP, MEGP ともに **k** 値を高くすることで高値を示した (**Fig. 5**)。HEGP の %CV は15% (**k**=1.4) と28% (**k**=2.0) で, MEGP では14% (**k**=1.4) と27% (**k**=2.0) であった。また, 散乱線補正を行っていない場合の %CV は, HEGP で6%, MEGP で5%であった。**Fig. 6** に **k** 値を変化させて散乱線補正を行った SPECT 画像を示す。**k** 値が高くなることで球体の輪郭が明瞭となり, 特に HEGP で視覚的变化が強く認められた。また, **k** 値を高くすることで均一性が低下していることが見てとれる。

4. 考 察

本研究では, DEW 法の **k** 値が ¹³¹I SPECT イ

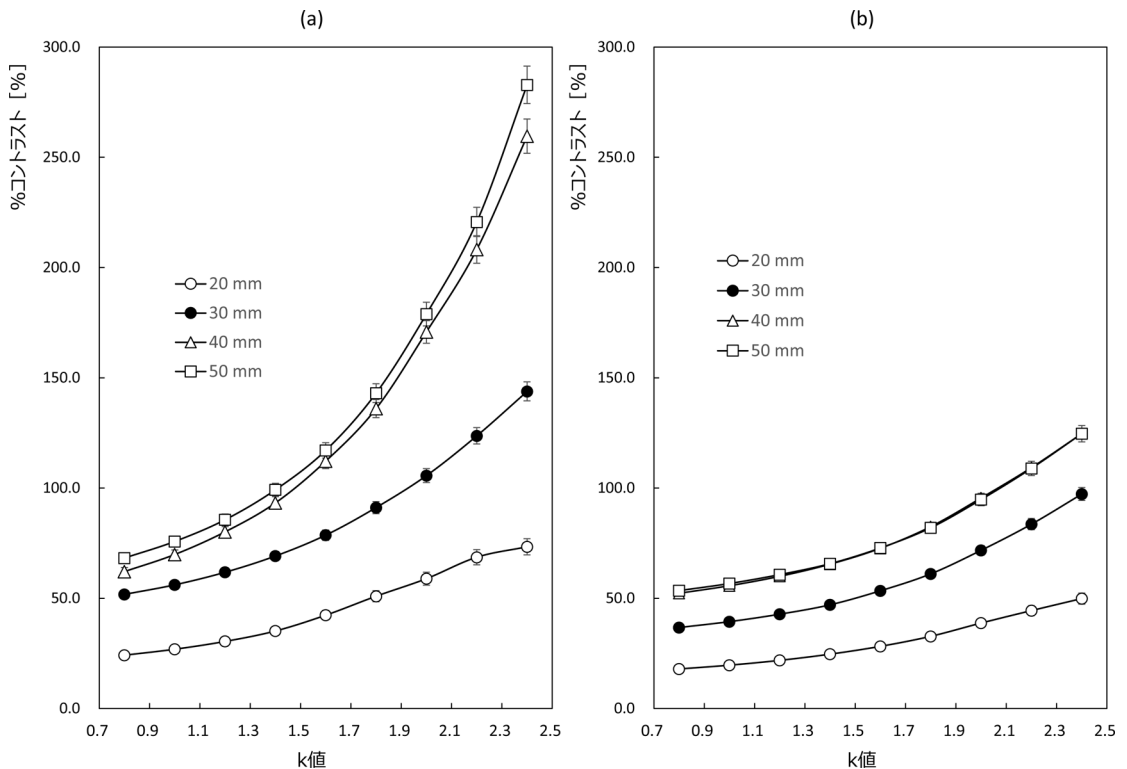


Fig. 4 %コントラストの変化。(a) HEGP, (b) MEGP。グラフは平均値と標準偏差を示す。%コントラストは k 値を高くすることで高値となり、ホット球 40 mm と 50 mm の%コントラストは定量精度から求めた k 値を使用することで両コリメータともに100%に近くなっている。

イメージングの定量性と画質に与える影響を評価し、最適となる k 値を求めた。理論的に最適となる k 値は、散乱線成分が過不足なく補正される係数である。Bailey らは、BCF 法を用いて正確に定量を行うには正確な散乱線補正が必要であると報告している²¹⁾。また、先行研究において k 値は定量精度に影響を与えることも報告されている¹⁴⁾。加えて、がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン第2版²²⁾では、胴体ファントムの BG 領域の定量性を評価項目として挙げている。以上のことから適切な画像処理と定量精度の担保は関係性が高く、本研究では、部分容積効果の影響を受けない BG 部の定量精度が担保される k 値を最適と考えた。その結果、 k 値の変化は定量精度に影響を及ぼし、 ^{131}I SPECT イメージングでは、メーカー推奨値 ($k=1.0\sim1.2$) よりも高く設定する必要があることが示された。

放射能濃度は、 k 値を高くすることで低値を示した。メインウィンドウ内に混入する散乱線成分

は20~50%と言われており²³⁾、散乱線成分が存在することで得られる SPECT カウントは高くなる。そのため k 値が低い場合に放射能濃度は実封入量よりも高値を示し、 k 値を高くすることで放射能濃度は低下したと考える。放射能濃度が封入量と近い値を示した k 値は、HEGP で1.4、MEGP で2.0であった。MEGP が対応するエネルギー域は 160 から 300 keV であり、HEGP よりも隔壁が薄い。そのため、MEGP は散乱線の混入やペネトレーションが HEGP よりも多く²⁴⁾、封入量と近い値を示した k 値が高くなったと考える。de Nijs らは、 k 値の変化が ^{177}Lu SPECT の定量精度に影響を与えることを報告しており²⁵⁾、われわれの結果も先行研究と同様の結果を示した。この結果から k 値が定量精度に与える影響は大きく、 ^{131}I SPECT で DEW 法を用いる際には k 値の最適化が重要と考える。特にメーカー推奨値を使用した場合は定量精度が低下するため、十分に高い k 値の使用や他の散乱線

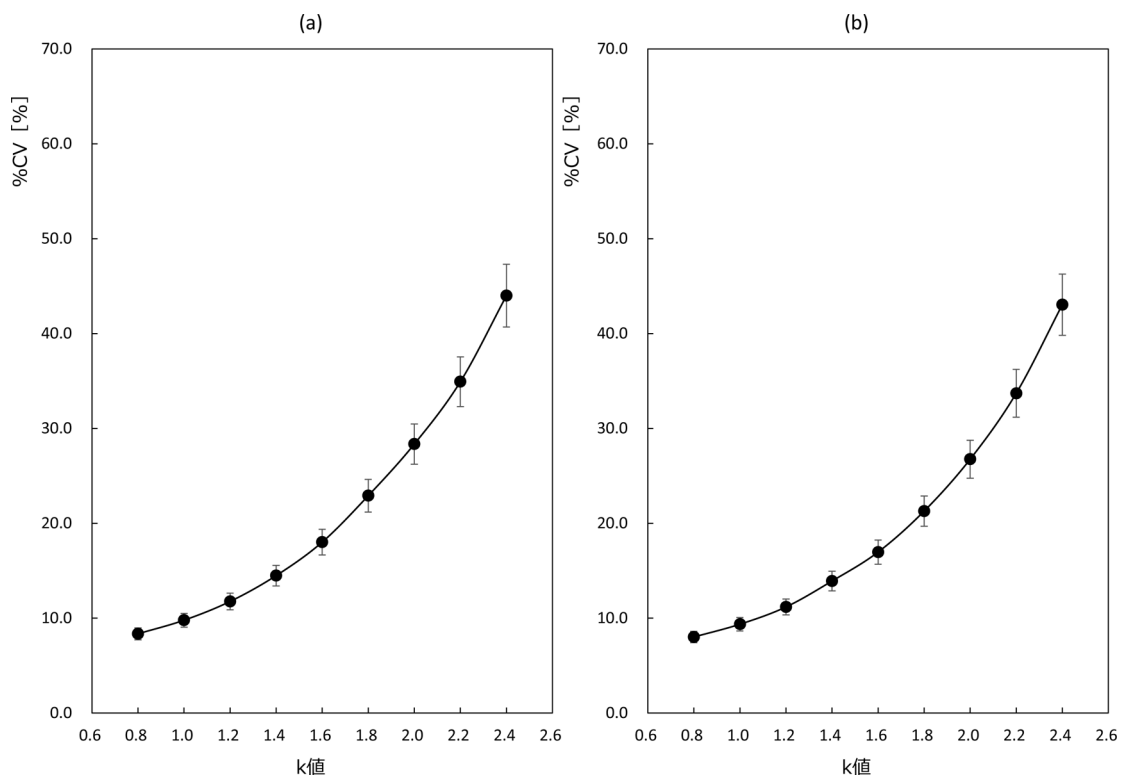


Fig. 5 %CV の変化。(a) HEGP, (b) MEGP。グラフは平均値と標準偏差を示す。%CV は k 値を高くすることで指数関数的に上昇している。

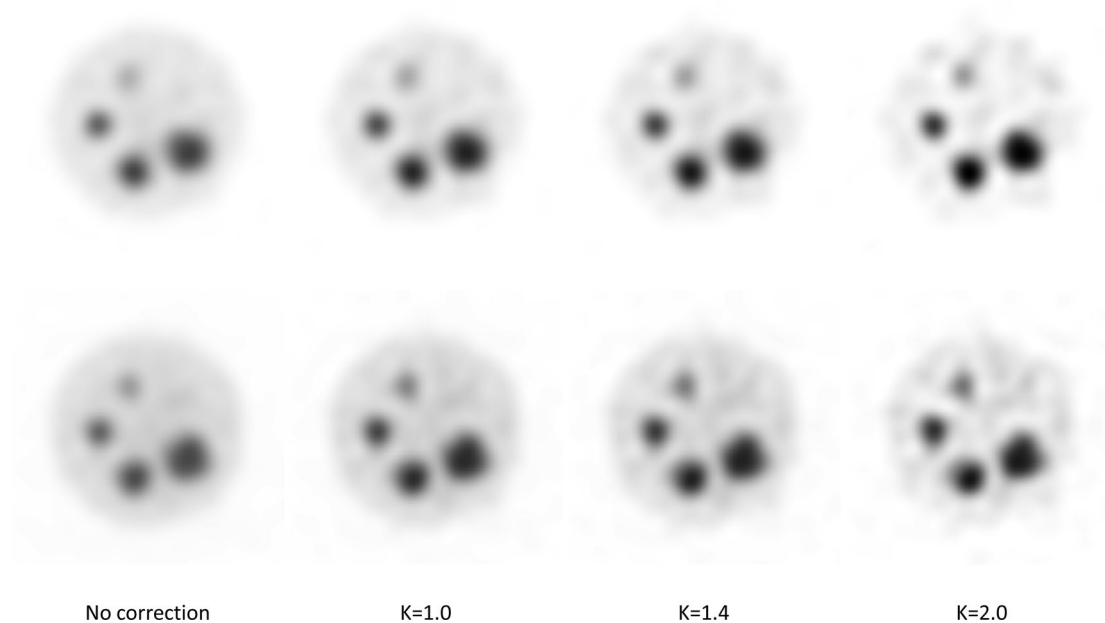


Fig. 6 SPECT 画像。上段：HEGP, 下段：MEGP。表示ウインドウレベルは BG 部の濃度が同じになるように調整した。

補正法を適応する必要がある。

%コントラストの評価では、 k 値を高くすることで HEGP と MEGP の %コントラストは高値を示した。散乱線成分は画像内に一様に分布しているため、散乱線補正を行うことで画像コントラストは改善する。DEW 法で k 値を高くすることは減算される推定散乱線量が多くなることを意味しており、結果として %コントラストの改善が得られたと考える。同じ k 値を使用した場合、MEGP の %コントラストは散乱線補正を行っても HEGP より低値を示した。これは前述した散乱線の混入やペネトレーションの影響により MEGP の %コントラストが低値を示したと考える。

しかし、定量精度から求めた k 値 (HEGP ; 1.4, MEGP ; 2.0) で %コントラストを比較すると、同程度の %コントラストが得られていることがわかる。特に部分容積効果の影響を受けにくいホット球 40 mm, 50 mm については、両コリメータとも定量精度から求めた k 値を用いることで 100% に近い値を示していた。本研究で用いた %コントラストは、平均 SPECT カウントから算出した値を実封入量の比で除している。そのため、%コントラストが 100% に近づくということは、得られた画像が実封入量に近い画像になっていることを表している。また、%コントラストが 100% より高い場合は、過補正になっていることを示している。本研究では、部分容積効果の影響を受けない BG 部の定量精度が担保される k 値を最適と考えたが、ホット球 50 mm の %コントラストからも k 値決定の妥当性が示されたと考える。いずれにしても ^{131}I SPECT イメージングでは、エネルギー特性を考慮すると HEGP の使用が望ましいが、MEGP でも k 値を最適化することで良好な定量精度とコントラストが得られると考える。

一方、ホット球 20 mm と 30 mm の %コントラストは、両コリメータともに定量精度から求めた k 値を使用しても 100% より低値を示した。これはピクセルサイズと空間分解能が有限のために生じる部分容積効果によるものであり、SPECT イメージングによる定量の難しさを示していると考える。Nakahara らは異なる 4 つの SPECT/CT 装置の定量性について、高分解能コリメータと空間

分解能補正を使用しても定量値に過少評価が生じることを報告している²⁶⁾。われわれの検討は散乱線補正に着目しているため、空間分解能を向上させる検討は行っていないが、 ^{131}I SPECT イメージングにおいても小球体の定量性を担保するには部分容積効果を改善する方法についても検討する必要がある。

均一性の評価では、 k 値を大きくすることで両コリメータともに %CV は上昇した。前述したように DEW 法では k 値を大きくすることで推定散乱線量が大きくなるため、補正時の減算処理によりカウントが低下する。そのため、カウントの低下と共にノイズが増加し、均一性が低下したと考える。本研究で使用した HEGP と MEGP の感度は 72 cps/MBq, 73 cps/MBq と核医学で用いられるコリメータの中で低感度なコリメータに分類される。そのため、収集時間が同じであれば他のコリメータと比較してノイズの多い画像となる。DEW 法はあくまでも推定散乱線量を減算する処理であり、散乱線補正効果と均一性はトレードオフの関係にある。均一性は画質や信号描出能に大きく影響するため、散乱線補正効果 (コントラストの改善) と均一性のバランスを考慮して散乱線補正を用いる必要がある。

これまでに散乱線補正の効果として定量性や画質の向上が報告されており^{27,28)}、本結果からも ^{131}I SPECT イメージングにおける DEW 法の有効性が示された。また、適切な k 値を選択することで実際の放射能量に近い測定値が得られることも明らかになった。Dewaraja らは、 ^{131}I SPECT イメージングで正確に放射能濃度を測定するには減弱補正や空間分解能補正、散乱線補正が必要と述べている¹¹⁾。われわれの結果はこれらを支持するものであり、SPECT 定量における散乱線補正の重要性と必要性を示したと考える。

本研究の結果から、DEW 法の k 値が ^{131}I SPECT イメージングの定量性および画質に影響を与えることが明らかになった。しかし本研究で使用したファントムは、直径 20 cm と人体に比較して小さいため、散乱線量が少ないことが予想される。今後は人体に近いファントムや臨床データを使用した検証が必要である。また、SPECT の定量性は、散乱線補正のみならず収集処理条件

にも影響される。加えて本研究は、特定の放射能濃度のみで評価を行っている。今後は、収集処理条件の影響や SPECT カウントと放射能濃度の直線性についても検証する必要がある。

5. 結 論

DEW 法に用いる k 値の変化が ¹³¹I SPECT イメージングの定量性と画質に与える影響を評価し、最適となる k 値を求めた。BCF 法で算出した放射能濃度と実測値の誤差が最小となり、良好なコントラストが得られた k 値は HEGP で 1.4、MEGP で 2.0 となった。k 値が定量精度と画質に与える影響は大きく、¹³¹I イメージングで DEW 法による散乱線補正を行う際には k 値の最適化が重要である。

本研究は、第39回日本核医学技術学会総会(愛媛)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 (references)

- 1) Rahmim A, Zaidi H: PET versus SPECT: strengths, limitations and challenges. *Nucl Med Commun*, **29** (3): 193-207, 2018
- 2) Ritt P, Vija H, Hornegger J, et al: Absolute quantification in SPECT. *Eur J Nucl Med Mol*, **38** (1): 69-77, 2011
- 3) Tabotta F, Jreige M, Schaefer N, et al: Quantitative bone SPECT/CT: high specificity for identification of prostate cancer bone metastases. *BMC Musculoskelet Disord*, **20** (1): 619. doi: 10.1186/s12891-019-3001-6. 2019
- 4) 松村寛子, 金谷信一, 金谷和子, 他: SPECT/CT 画像を用いた MIRD 法による吸収線量算出法—¹³¹I アブレーション治療に関する検討—。核医学技術, **36**(3): 239-245, 2016
- 5) Dewaraja YK, Eric C. Frey, George Sgouros, et al: MIRD Pamphlet No. 23: Quantitative SPECT for Patient-Specific 3-Dimensional Dosimetry in Internal Radionuclide Therapy. *J Nucl Med*, **53**(8): 1310-1325, 2012
- 6) Dewaraja YK, Ljungberg M, KoralKF: Characterization of scatter and penetration using Monte Carlo simulation in ¹³¹I imaging. *J.Nucl.Med*, **41**(1): 123-130, 2000
- 7) Specht HD, Brown PH, Hanada JM, et al: Importance of collimator selection for quantitative ¹³¹I scintigraphy. *Nucl Med Commun*, **12**(7): 645-54, 1991
- 8) Hung BT, Huang SH, Huang YE, et al: Appropriate time for post-therapeutic I-131 whole body scan. *Clin Nucl Med*, **34**(6): 339-342, 2009
- 9) Kobayashi M, Wakabayashi H, Kayano D, et al: Application of a medium-energy collimator for I-131 imaging after ablation treatment of differentiated thyroid cancer. *Ann Nucl Med*, **28**(6): 551-558, 2014
- 10) Mah E, Spicer KM: Comparison of medium- and high-energy collimators for ¹³¹I-tositumomab dosimetry. *J Nucl Med Technol*, **35**(3): 148-53, 2007
- 11) Dewaraja YK, Ljungberg M, Green AJ, et al: MIRD pamphlet No. 24: Guidelines for quantitative ¹³¹I SPECT in dosimetry applications. *J Nucl Med*, **54** (12): 2182-2188, 2013
- 12) King MA, Hademenos GJ, Glick SJ: A dual-photopeak window method for scatter correction. *J Nucl Med*, **33**(4): 605-612, 1992
- 13) 篠原広行, 山本智朗, 杉本英治, 他: SPECT の散乱, 吸収, 分解能補正. *Medical Imaging Technology*, **18**(1): 24-32, 2000
- 14) Koral KF, Swaiman FM, Buchbinder S, et al: SPECT dual-energy-window Compton correction: scatter multiplier required for quantification. *J Nucl Med*, **31**(1): 90-98, 1990
- 15) Reynolds JC: Percent ¹³¹I uptake and post-therapy ¹³¹I scans: their role in the management of thyroid cancer. *Thyroid*, **7**(2): 281-284, 1997
- 16) D. Moka M, Dietlein H, Schicha: Radioiodine therapy and thyrostatic drugs and iodine. *Eur J Nucl Med Mol*, **29**(2): 486-491, 2002
- 17) 日本アイソトープ協会 医学・薬学部核医学イメージング・検査技術専門委員会: ドーズキャリブレーションの管理および点検のマニュアル. https://www.jrias.or.jp/report/pdf/dose_manual.pdf (2020.3.23時点)
- 18) GI-BONE-BCF 測定手順一株式会社 AZE Virtual Place 集 (薬事認証番号: 22000BZX00379000)
- 19) 三井弘樹, 松友紀和, 山本智朗, 他: 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. *核医学技術*, **39** (2): 155-161, 2019
- 20) 大崎洋充: 骨 SPECT/CT 定量解析ソフトウェア GI-BONE の紹介. *核医学分科会誌*, **73**: 40-43, 2016
- 21) Bailey DL, Willowson KP: Quantitative SPECT/CT: SPECT joins PET as a quantitative imaging modality.

- Eur J Nucl Med Mol, **41**(1): 17-25, 2014
- 22) 福喜多博義, 織田圭一, 白石貴博, 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
- 23) Ogawa K: Image distortion and correction in single photon emission CT. Ann Nucl Med **18**(3): 171-85, 2004
- 24) Barrack F, Scuffham J, McQuaid S: Septal penetration correction in I-131 imaging following thyroid cancer treatment. Phys Med Biol, **63**(7): 075012, 2018
- 25) de Nijs R, Lagerburg V, Klausen TL, Holm S: Improving quantitative dosimetry in ^{177}Lu -DOTATATE SPECT by energy window-based scatter corrections. Nucl Med Commun, **35**(5): 522-533, 2014
- 26) 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 research, **7**(1): 53, 2017
- 27) Hashimoto J, Kubo A, Ogawa K, Amano T, Fukuuchi Y, Motomura N, Ichihara T: Scatter and attenuation correction in technetium-99m brain SPECT. J Nucl Med, **38**(1): 157-62, 1997
- 28) Ogasawara K, Hashimoto J, Ogawa K, et al: Simultaneous acquisition of iodine-123 emission and technetium-99m transmission data for quantitative brain single-photon emission tomographic imaging. Eur J Nucl Med, **25**(11): 1537-1544, 1998