

Iodine-131 を用いた 副腎 SPECT における画像再構成法の比較 ：ファントムによる物理検証

佐藤 友裕^{1,2)} 松 友紀 和^{2,3)}
山 本 智 朗^{2,3)} 深 見 光 葉³⁾

1) 千葉市立青葉病院放射線科

2) 杏林大学大学院保健学研究科診療放射線学分野

3) 杏林大学保健学部診療放射線技術学科

Comparison of Image Reconstruction Methods in Adrenal SPECT with Iodine-131: Physical Verification using a Phantom

Tomohiro SATO^{1,2)}, Norikazu MATSUTOMO^{2,3)}

Tomoaki YAMAMOTO^{2,3)} and Mitsuha FUKAMI³⁾

1) Department of Radiology, Chiba Aoba Municipal Hospital

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

3) Department of Medical Radiological Technology, Faculty of Health Sciences, Kyorin University
(article received : May 13, 2025)

Key words: ¹³¹I-Adosterol, OSCGM, OSEM, SPECT, SUV

1. 緒 言

逐次近似アルゴリズムを用いた 3D-ordered subsets expectation maximization (3D-OSEM) 法は、低カウント域の信号雑音比が良く、ガンマ線の減弱、散乱およびコリメータ開口幅による空間分解能の劣化に対する補正を組み込むことができる画像再構成法であり¹⁻²⁾、減弱補正には single photon emission computed tomography (SPECT) 画像と整合するためにダウンサンプリングした computed tomography (CT) 画像の解剖学的位置情報が利用される。一方、新たな再構成技術である xSPECTTM は CT 画像をダウンサンプリングすることなく高分解能な CT 座標系に SPECT 画像を配列し、ordered subset conjugates gradient minimization (OSCGM) 法を使用して再構成を行う技術であり³⁾、3D-OSEM 法に比べて画像コントラストや空間分解能が高いと報告されている⁴⁾。また、OSCGM 法は放射能量の定量精度が高く、

Technetium-99m (Tc-99m) 円柱ファントムの放射能濃度を変化 (5.1-107.7 kBq/mL) させても誤差は 3.2-7.8%であったと報告がある⁵⁾。しかし、OSCGM 再構成画像から算出される standardized uptake value (SUV) の定量精度は、高い空間分解能を活かすことができ、投与放射能を多くすることのできる Tc-99m や Iodine-123 などの低エネルギー核種において報告されているが、Iodine-131 (I-131) などの高エネルギー核種ではまだ報告されていない⁶⁻⁸⁾。

機能性腺腫や過形成を原因とし、高血圧や低カリウム血症を呈する原発性アルドステロン症やクッシング症候群の鑑別に、富士フイルム富山化学株式会社 (現 PDR ファーマ株式会社) 製の ¹³¹I-6 β -iodomethyl-19-norcholesterol (¹³¹I-adosterol) を放射性トレーサーとする副腎 SPECT が施行される⁹⁻¹¹⁾。しかし、I-131 は被ばくの観点から投与放射能が少ないため画像ノイズは多く、高エネルギーガンマ線を放出するため対応するコリメー

タのシステム空間分解能が低い。これらの問題から I-131 画像では、OSCGM 法の高い空間分解能や定量精度はこれまで検証されてきた低エネルギー核種と異なる可能性がある。また、近年 OSCGM 法の副腎 SPECT 画像の SUV は疾患の鑑別精度が高いと報告されているが¹¹⁾、他の再構成法との比較はされていない。本研究は I-131 を用いた副腎 SPECT を前提に、OSCGM 法と 3D-OSEM 法の画質や定量精度を比較検証した。

2. 方 法

2.1. 使用機器

SPECT/CT 装置は medium energy low penetration (MELP) コリメータを装填した CT 検出器列数 6 列の Siemens Healthcare 社製 Symbia Intevo 6 を使用した。画像処理、解析装置は Siemens Healthcare 社製 Syngo MI Applications VB20 software を使用し、ドーズキャリブレータには CAPINTEC 社製 CRC-55t を用いた。なお、当施設は高エネルギー用コリメータを有していないため MELP コリメータを使用した。Gallium-67 での MELP コリメータの 5% 貫通エネルギーは 1.2% である。また、統計検定ソフトには自治医科大学附属さいたま医療センターの EZR を使用した¹²⁾。

2.2. ファントムの調整と収集

外容器の中に 17, 22, 28, 37 mm 径の球を装着した総容積 9,348 mL の京都科学社製 The National Electrical Manufacturers Association (NEMA) ボディファントムを使用した。なお、本研究と同等の収集処理条件で取得した NEMA ボディファントムの SPECT 画像を評価した予備実験で、視認できなかった 10, 13 mm 径の球は除外した。¹³⁾I-adosterol 集積が強い機能性副腎腺腫と集積が弱い腹腔内を想定し、機能性腺腫を疑われた 7 症例における副腎と腹腔の SPECT 値の比の平均から球に 21.9 kBq/mL, BG に 3.60 kBq/mL (球: BG = 6.1 : 1.0) の I-131 を封入した。さらに、内径 20 cm, 容積 6,380 mL の京都科学社製 SPECT 性能評価円柱ファントムに 3.60 kBq/mL の I-131 を満たした。各ファントムを寝台の上に配置して、検出器との間に寝台以外の吸収体がない状態で SPECT 収集を実施した。なお、臨床データの解析は当院倫理委員会の承認を受けておこなった (承認番号 [年]: 1004 [2020])。

2.3. 収集処理条件

メインエネルギーウィンドウ 364 keV $\pm$ 10%, サブエネルギーウィンドウ 304 keV $\pm$ 7.5%, 434 keV $\pm$ 7.5%, マトリクス数 128 $\times$ 128 (ピクセルサイズ: 4.8 mm), 拡大率 1.0 倍とし、2 検出器で 360 度 (60 投影), 収集時間を 10, 20, 30, 40, 50, 60 分と変えて、連続回転で近接軌道の SPECT 収集を行った。10, 20, 30 分の収集は投影あたり 20, 40, 60 秒とし、40, 50, 60 分の収集では装置の制限から各検出器の回転角度を 180° から 360° へ変更 (2 検出器で 120 投影) して、投影あたり 40, 50, 60 秒に調整した。Gallium-67 線源に対する MELP のシステム空間分解能の公称値は 12.5 mm, 予備実験で I-131 線源のプラナー収集により求めたシステム空間分解能は 17.1 mm であった。また、ピクセルサイズ 2.4 mm, 臨床の SPECT 収集を想定した回転半径 25 cm での総合空間分解能は中心部で 24.0 mm, 辺縁部 (7.5 cm オフセット) で 19.2 mm であり、そのときの実効的なピクセルサイズはそれぞれ 8.42 mm, 4.37 mm と算出された。これよりピクセルサイズは、システム空間分解能のサンプリング定理を満たす 6.2–8.5 mm より小さく、良好な空間分解能を示す辺縁部での実効的なピクセルサイズに近い 4.8 mm とした。

収集した投影像を multiple energy window (MEW) 法散乱線補正, CT 減弱補正, 空間分解能補正を組み込んだ OSCGM 法で、画像更新回数 24 回 (24 iterations, 1 subset), full width at half maximum (FWHM) 9.6 mm のガウシアンフィルタを用いて再構成した。更新回数は、予備実験にて臨床と同じ 25 分の SPECT 収集をした NEMA ボディファントムの画像を評価し、ノイズが少なくコントラストと定量値が収束を示した 24 回を採用した。なお、OSCGM 法は投影像の総カウントにより推奨の再構成パラメータが決定されるが、前述した臨床症例の平均値において推奨される更新回数も 24 回であった。また、ガウシアンフィルタの FWHM は収集ピクセルサイズの 2 倍の大きさを使用した。さらに、更新回数 50 回 (50 iterations, 1 subset), その他は同一条件で 3D-OSEM 法再構成を行った。更新回数は、先行研究で Tc-99m と Lutecium-177 の SPECT 値が収束を示したパラメータを使用した^{4, 13, 14)}。

CT 撮影は管電圧 130 kV, 管球回転時間 0.6 秒, 管電流照射時間積 72 mAs, ピッチファクタ 1.8 (Effective mAs : 40), field of view 500 mm, 検出器配列 6 × 2.0 mm で行い, ピクセルサイズ 4.88 mm, スライス厚 3.0 mm, 再構成カーネル B31s medium smooth で再構成した。

2.4. 画像解析

画像処理装置を使用し, 収集時間の異なる NEMA ボディファントムの SPECT 画像の, 22 mm 径の球が明瞭なスライスにおいて視認できた 22, 28, 37 mm 径のホット球にそれぞれ直径の等しい円形 region of interest (ROI) を配置した。また, そのスライスを中心とした連続 5 スライスにおいて, background (BG) に 37 mm 径の円形 ROI を 12 箇所 (計 60 箇所) 配置した (Fig. 1a, b)。ホット球と BG における ROI の平均 SPECT 値, 最大 SPECT 値, 標準偏差 (standard deviation : SD) を測定し, (1) (2) 式より 22, 28, 37 mm 球の % コントラスト ($Q_{H, 22-37 \text{ mm}}$), BG 変動性 ($N_{B, 37 \text{ mm}}$) を算出した。

$$Q_{H, 22-37 \text{ mm}} = \frac{C_{H, 22-37 \text{ mm}} / C_{B, 37 \text{ mm}} - 1}{A_H / A_B - 1} \times 100 (\%) \quad \dots \dots \dots (1)$$

$$N_{B, 37 \text{ mm}} = \frac{SD_{B, 37 \text{ mm}}}{C_{B, 37 \text{ mm}}} \times 100 (\%) \quad \dots \dots \dots (2)$$

次に, (3) (4) 式より実測放射能濃度に対する平均リカバリ係数 (mean recovery coefficient ; RCmean), 最大リカバリ係数 (max recovery coefficient ; RCmax) を算出した。

$$RC_{\text{mean}} = \frac{C_{H, 22-37 \text{ mm}}}{A_H} \quad \dots \dots \dots (3)$$

$$RC_{\text{max}} = \frac{C_{H, 22-37 \text{ mm}}(\text{max})}{A_H} \quad \dots \dots \dots (4)$$

また, (5) (6) 式より BG における SUV の平均値, 最大値 (SUVmean, SUVmax) を算出した。

$$SUV_{\text{mean}} = \frac{C_{B, 37 \text{ mm}}}{R_B / V_p} = \frac{C_{B, 37 \text{ mm}}}{A_B} \quad \dots \dots \dots (5)$$

$$SUV_{\text{max}} = \frac{C_{B, 37 \text{ mm}}(\text{max})}{R_B / V_p} = \frac{C_{B, 37 \text{ mm}}(\text{max})}{A_B} \quad \dots \dots \dots (6)$$

A_H , A_B は球と BG の実測放射能濃度 (Bq/mL) を表し, $C_{H, 22-37 \text{ mm}}$, $C_{H, 22-37 \text{ mm}}(\text{max})$ は 22, 28, 37 mm 球の平均 SPECT 値 (Bq/mL), 最大

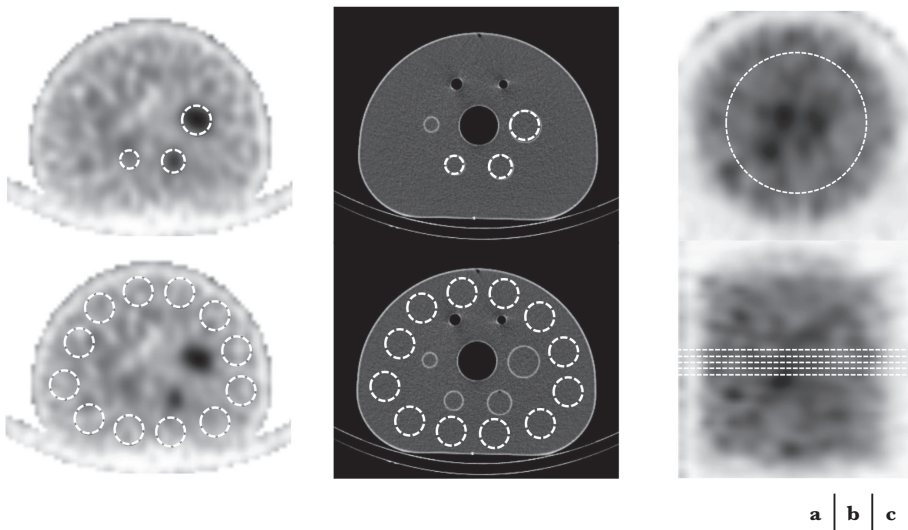


Fig. 1 SPECT/CT 画像の ROI 描写。

(a) NEMA ボディファントムの SPECT 画像, (b) CT 画像, (c) 円柱ファントムの SPECT 画像。ボディファントムは CT 画像を参照して, それぞれ 22 mm, 28 mm, 37 mm 径のホット球に円形 ROI を整合し, BG に 37 mm 径の円形 ROI を配置した。円柱ファントムは, 体軸中心を含めた連続 5 スライスにおいてファントム断面積 80% 程度の ROI を配置した。

SPECT 値(Bq/mL)を表す。 $C_{B, 37 \text{ mm}}$, $C_{B, 37 \text{ mm}}(\text{max})$, $SD_{B, 37 \text{ mm}}$ はそれぞれ BG における 37 mm 径の円形 ROI の平均 SPECT 値 (Bq/mL), 最大 SPECT 値 (Bq/mL), SD (Bq/mL) を表す。RB と V_p は BG の実測放射能 (Bq) とファントム容積 (mL) を表す。

OSCGM 法画像は ROI 解析により放射能濃度が算出されるが, 3D-OSEM 法の画像表示単位は SPECT 値であるため, 画像解析ワークフローの Interactive data language software を使用して放射能濃度へ変換した。円柱ファントムの SPECT 画像の体軸中心を含めた連続 5 スライスに, ファントム断面積 80% 程度の円形 ROI を配置し (Fig. 1c), 単位ピクセルあたりの平均 SPECT 値を測定して, 5 スライスの平均値を算出した。ドーズキャリブレーションの測定放射能濃度と, (7) 式から becquerel calibration factor (BCF) を算出した。

$$\text{BCF} =$$

$$\frac{\text{収集時の放射能濃度 (Bq/mL)}}{\text{単位ピクセルあたりの平均 SPECT 値 (counts/pixel)}} \dots\dots\dots (7)$$

上記ワークフローで BCF を入力して 3D-OSEM

法の画像を放射能濃度表示に変換し, 前述の方法で各指標を算出した。さらに, 画像再構成法による BG 変動性, BG の SUVmean, SUVmax の差を検定した。検定方法は Shapiro-Wilk 検定と F 検定から決定し, t 検定, Welch 検定または Mann-Whitney U 検定を用いた。また, 収集時間による各指標の差を Steel-Dwass 法で多重比較した。 $P < 0.05$ を有意差ありとした。

3. 結 果

Fig. 2 に各収集時間における OSCGM 法, 3D-OSEM 法の % コントラストと BG 変動性を示す。% コントラストは, 30 分収集の 22 mm 球と 10 分収集の 28 mm 球の場合を除き, 収集時間に依らずどの球径においても OSCGM 法の方が 3D-OSEM 法よりもやや高い値を示した。また, 球径が大きくなるにつれて % コントラストは改善した。40 分収集の 22, 28, 37 mm 球の % コントラストは OSCGM 法で 14.8%, 19.9%, 29.7%, 3D-OSEM 法で 13.1%, 17.8%, 23.6% となった。BG 変動性はどの収集時間でも OSCGM 法の方が 3D-OSEM 法より高い値を示し, その差は統計学的に有意であった。また, BG 変動性は収集時間の増加に伴い低下し, OSCGM 法は 40 分,

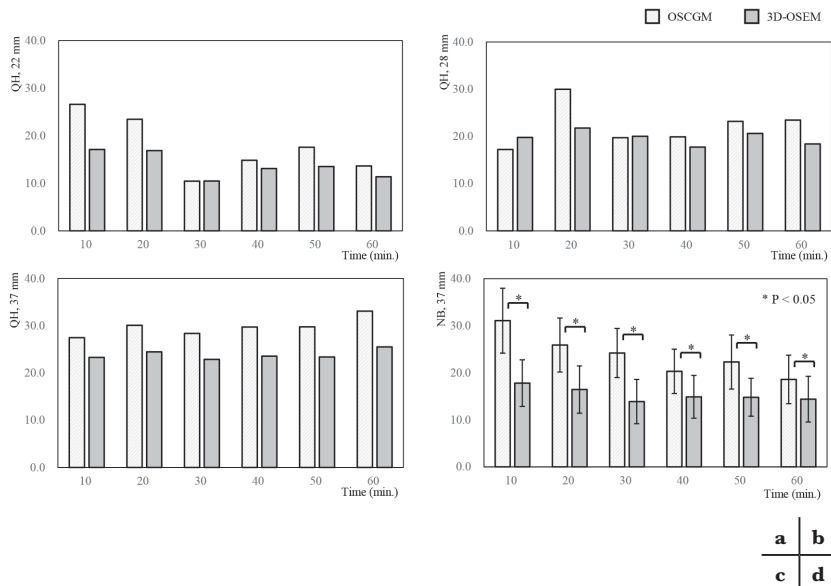


Fig. 2 各収集時間における, 異なる再構成法の % コントラスト, BG 変動性。
(a) 22 mm 球, (b) 28 mm 球, (c) 37 mm 球の % コントラスト, (d) BG 変動性。
BG 変動性は標準偏差, 再構成法による統計的差異についても示した。

3D-OSEM 法は30分で最小となり, それ以上の時間では一定となる傾向を示した。**Table** に収集時間による各指標の差の多重比較を示す。BG 変動性は, OSCGM 法では収集時間30分と40分の間に有意差がみられたが, 40分と50分, 40分と60分との間に有意差はなかった。3D-OSEM 法では20分と30分の間に有意差がみられ, 30分以上では有意差はなかった。

Fig. 3 に各収集時間における OSCGM 法, 3D-OSEM 法のリカバリ係数を示す。平均リカバリ係数は30分収集の 22 mm 球と10分収集の 28 mm 球の場合を除き, 最大リカバリ係数はどの収集時間, 球径でも, OSCGM 法の方が

3D-OSEM 法よりもやや高い値を示した。40分収集の 22, 28, 37 mm 球の平均リカバリ係数は OSCGM 法 で 0.280, 0.324, 0.400, 3D-OSEM 法で 0.272, 0.310, 0.366 であり, 最大リカバリ係数は OSCGM 法 で 0.332, 0.390, 0.556, 3D-OSEM 法で 0.292, 0.345, 0.482 であった。一方で, OSCGM 法は10分収集の 22 mm 球と, 20分収集の 22 mm 球, 28 mm 球の平均, 最大リカバリ係数が過大値となり, 収集時間の変化によってリカバリ係数のバラつきが認められた。3D-OSEM 法は OSCGM 法に比べてバラつきが小さくなったが, 10分, 20分収集の 22 mm 球では同様に過大値を示した。30分以上の収集ではどの

Table 収集時間による, BG 変動性と BG の SUV の差の多重比較。
(a) BG 変動性, (b) SUVmean, (c) SUVmax.

Background variability										
OSCGM method					3D-OSEM method					
10min.	20min.	30min.	40min.	50min.	10min.	20min.	30min.	40min.	50min.	
20min.	**				20min.	n.s.				
30min.	**	n.s.			30min.	**	*			
40min.	**	**	**		40min.	*	n.s.	n.s.		
50min.	**	**	n.s.	n.s.	50min.	**	n.s.	n.s.	n.s.	
60min.	**	**	**	n.s.	**	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

SUVmean of background										
OSCGM method					3D-OSEM method					
10min.	20min.	30min.	40min.	50min.	10min.	20min.	30min.	40min.	50min.	
20min.	n.s.				20min.	n.s.				
30min.	n.s.	n.s.			30min.	n.s.	n.s.			
40min.	n.s.	n.s.	n.s.		40min.	n.s.	n.s.	n.s.		
50min.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	50min.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	
60min.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

SUVmax of background										
OSCGM method					3D-OSEM method					
10min.	20min.	30min.	40min.	50min.	10min.	20min.	30min.	40min.	50min.	
20min.	n.s.				20min.	n.s.				
30min.	n.s.	n.s.			30min.	n.s.	n.s.			
40min.	**	*	*		40min.	**	**	n.s.		
50min.	**	n.s.	n.s.	n.s.	50min.	*	**	n.s.	n.s.	
60min.	**	*	*	n.s.	n.s.	**	**	n.s.	n.s.	n.s.

n.s.: not significant *P<0.05 **P<0.01

a
b
c

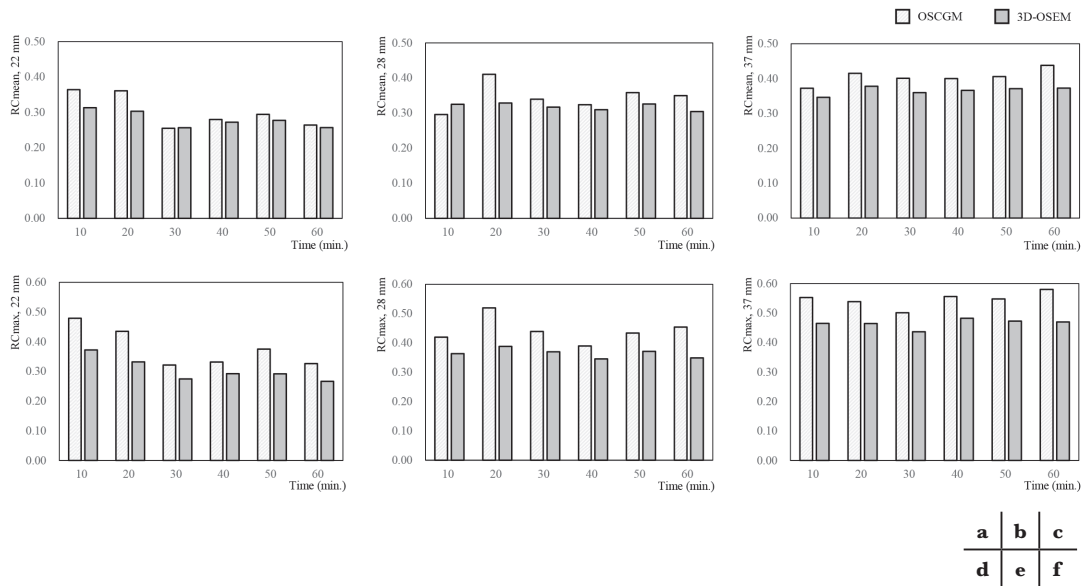


Fig. 3 各収集時間における、異なる再構成法のリカバリ係数。
 (a) 22 mm 球, (b) 28 mm 球, (c) 37 mm 球における平均リカバリ係数。
 (d) 22 mm 球, (e) 28 mm 球, (f) 37 mm 球における最大リカバリ係数。

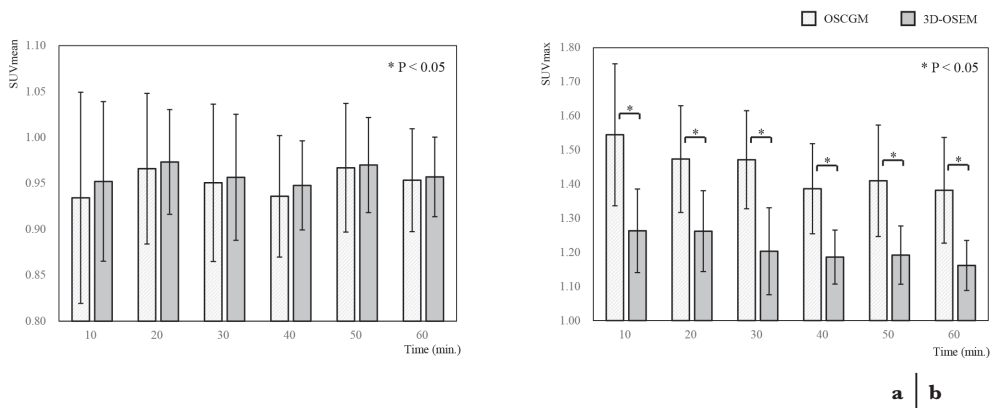


Fig. 4 収集時間を変化させたときの異なる再構成法における BG の SUV。

(a) SUVmean, (b) SUVmax.

標準偏差, 再構成法による統計的差異についても示した。

球径, どちらの再構成法においてもリカバリ係数は一定傾向を示した。

Fig. 4 に収集時間を変化させたときの OSCGM 法, 3D-OSEM 法における BG の SUVmean, SUVmax を示す。BG の SUVmean は OSCGM 法と 3D-OSEM 法に有意差はなく, どちらの再構成法も理論値 1 と大きく乖離はしなかった。測定値と理論値の誤差は OSCGM 法で 3.3% から 6.6%, 3D-OSEM 法では 2.7% から 5.2% であり, すべて 10% 以内の値を示した。多重比較では, どちらの再構成法も収集時間による有意差はなかった (Table)。BG の SUVmax は, SUVmean に比べて過大となり理論値との乖離は大きくなった。測定値と理論値の誤差は OSCGM 法で 38% から 54%, 3D-OSEM 法では 16% から 26% であり, 3D-OSEM 法の方が低くなり理論値に近づき, OSCGM 法と有意差がみられた。また, 収集時間の増加に伴い SUVmax は低下して標準偏差が小さくなり, OSCGM 法は 40 分以上で, 3D-OSEM 法は 30 分以上で一定となる傾向を示した。多重比

較でも, OSCGM 法は40分以上で有意差はなく, 3D-OSEM 法では30分以上で有意差はなかった (Table)。

Fig. 5 に収集時間を変化させたときの OSCGM 法, 3D-OSEM 法の SPECT 画像を示す。OSCGM 法は 3D-OSEM 法より BG ノイズはやや多い一方, 球と BG とのコントラストはやや高いといった視覚的な差異がみられた。どちらの再構成法も30分以上の収集で 37 mm 球は円形状となり, OSCGM 法は40分以上, 3D-OSEM 法は30分以上の収集時間でノイズによる BG の擬集積は軽減された。また, どちらの再構成法でも 17 mm 球は視認できなかった。

4. 考 察

本研究は I-131 の副腎 SPECT を想定し, OSCGM 法と 3D-OSEM 法の比較をした。予備実験と先行研究の結果から更新回数は OSCGM 法で24回, 3D-OSEM 法で50回に設定したが, %コントラスト, リカバリ係数は主に OSCGM 法の方がやや高い値を示した。今回副腎を模擬したホット球 (21.9 kBq/mL の I-131) のような中等度カウント域の微細構造では, OSCGM 法は空間分解能が高く部分容積効果が軽減され¹⁵⁾, ま

た, 早く SPECT 値が収束するためコントラストや定量値が向上したと推測する。BG 変動性は OSCGM 法の方が大きくなったが, 収集時間の増加に伴い改善し, OSCGM 法は40分, 3D-OSEM 法は30分で最小となり, それ以上の時間は一定傾向を示した。OSCGM 法の方が BG ノイズは多いが, 収集時間の増加で SPECT 値が上昇したため, ノイズは低減されたと考える。

Miyaji らは骨 SPECT 評価用ボディファントムを用いた検討で, 3D-OSEM 法より OSCGM 法の方がコントラストノイズ比や空間分解能は優れ, 実測の椎弓の長径に近似したことを報告しており⁴⁾, Vija は 3D-OSEM 法よりも OSCGM 法の方が SPECT 値の収束が4倍ほど早く, コントラストが向上した一方で視覚ノイズは多かったことを報告している³⁾。Tc-99m を用いたこれらの先行研究と同様の傾向が, I-131 を用いた本研究でも示唆された。しかし, 37 mm 球の最大リカバリ係数でさえ OSCGM 法で 44.4 %, 3D-OSEM 法では 51.8 % の過小評価となり, 球径が小さくなるとさらに理論値から乖離した。カウントが少なくシステム空間分解能が低い I-131 では, OSCGM 法を用いても総合空間分解能が低くなってしまい, Tc-99m⁶⁾ より定量値は過小評価されたと考察する。また,

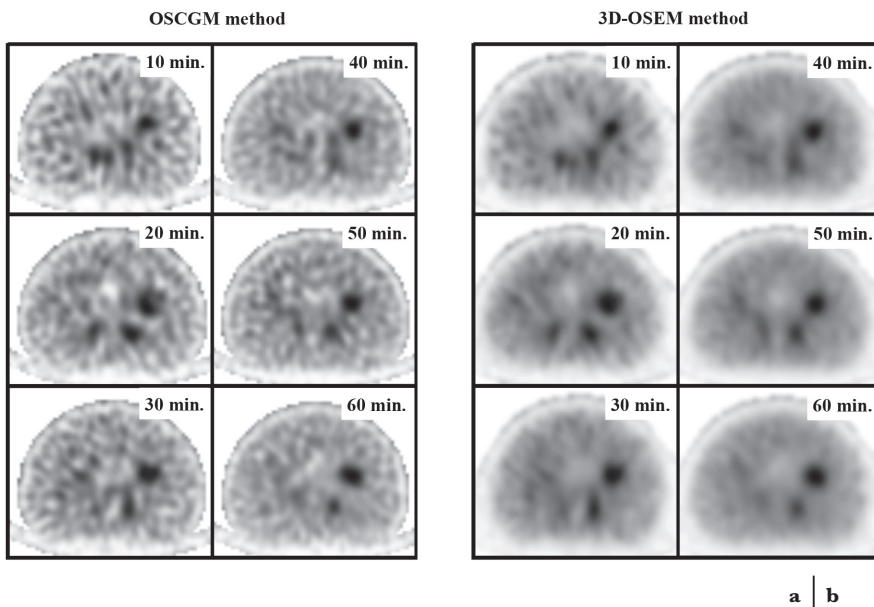


Fig. 5 収集時間を変化させたときの異なる再構成法の SPECT 画像。
(a) OSCGM 法, (b) 3D-OSEM 法。

収集時間の変化によるリカバリ係数のバラつきは OSCGM 法の方が大きくなった。どちらの再構成法も20分以下の収集で過大値がみられたが、30分以上の収集では球径によらず、リカバリ係数は一定傾向を示した。これらから、ホット領域の副腎も BG と同様に OSCGM 法の方がノイズは多く、20分以下の収集ではどちらの再構成法もカウント不足によるノイズが定量精度に悪影響を及ぼすが、指標として30分以上の収集により副腎の定量精度は安定すると推察する。

BG の SUVmean は再構成法による有意差はなく、理論値との誤差は 6.6% 以下に収まった。腹腔内を模擬した BG (3.6 kBq/mL の I-131) のような低カウント域でも SUVmean の定量精度は高いことが示唆された。長谷川は 5.1 kBq/mL の Tc-99m 円柱ファントムの測定値と理論値との誤差は 7.8% と報告している⁵⁾。このことから部分容積効果の影響がなく、放射能濃度が同等であれば、異なる核種でも定量精度は同等となると考える。一方、BG の SUVmax は SUVmean よりも過大となり、OSCGM 法の方がより理論値と乖離した。また、収集時間の増加に伴い SUVmax は低下して標準偏差が小さくなり、やがて一定となる傾向を示した。SUVmax はノイズの影響を如実に反映し、BG ノイズが多い OSCGM 法ではより顕著に過大値を示して定量精度は低下したと推測する。しかし、収集時間の増加に伴いノイズは改善され SUVmax は低下し、バラつきも減少する傾向を示した。SUVmax が一定となったことから、OSCGM 法は40分以上、3D-OSEM 法は30分以上の収集で BG の定量精度は安定すると考察する。これらは BG 変動性が一定となった収集時間と一致した。

視覚的には、3D-OSEM 法に比べて OSCGM 法は BG ノイズがやや多い一方、球と BG のコントラストは高く、どちらの再構成法も 37 mm 球は30分以上の収集で円形状となり、BG ノイズは OSCGM 法で 40分以上、3D-OSEM 法では 30分以上の収集で軽減された。これは前述した、球のリカバリ係数は30分以上の収集で一定となったことや、BG ノイズや SUVmax は収集時間の増加に伴い低下したと類似していた。視覚的な画質においても、径の大きな副腎腺腫は30分以上、腹

腔は OSCGM 法で40分以上、3D-OSEM 法で30分以上の収集が望ましいと推測する。また、どちらの再構成法も 17 mm 球を視認できなかった。予備実験で I-131 のシステム空間分解能は 17.1 mm であったが、SPECT の総合空間分解能は収集距離の増加やピクセルサイズに依存してさらに劣化したためと考える。

前述したように OSCGM 再構成の推奨パラメータは投影像の総カウントで変化するため、収集時間によっても異なり、画質や定量精度に影響を与える。しかし、収集時間によらず、臨床の条件を前提とした予備実験にて決定した単一のパラメータを使用することが本研究の限界点である。

5. 結 論

I-131 を用いた副腎 SPECT において、ファントムを使用して OSCGM 法と 3D-OSEM 法の定量精度と画質を検証した。同じ収集時間では、OSCGM 法は 3D-OSEM 法より副腎の定量精度や BG とのコントラストは優れた結果を示したが、先行報告の Tc-99m よりも過小評価された。一方、OSCGM 法は 3D-OSEM 法に比べて BG ノイズが多いため、改善するには収集時間を延長するなどの工夫が必要である。

6. 利益相反

本研究で使用した放射性医薬品 (I-131) は富士フイルム富山化学株式会社 (現 PDR ファーマ株式会社) から技術研究における研究支援として提供された。

引用文献

- 1) 篠原広行, 國安芳夫, 林高樹, 他. ML-EM アルゴリズムの核医学への応用. 放医物理 1999; **19** (3): 174-183
- 2) 横井孝司, 高橋宗尊, 山本智朗, 他. OSEM 法による画像再構成—基礎理論から応用まで—. 日放技核医学分科会誌 2000; **40**: 5-29
- 3) Vija AH. Introduction to xSPECT Technology: Evolving Multi-modal SPECT to Become Context-based and Quantitative. White paper 2013. https://cdn0.scrvt.com/39b415fb07de4d9656c7b516d8e2d907/1800000003359764/038bd47eb17e/MI-2706_xSPECT_TECHNICAL_White-paper_

- final_1800000003359764.pdf (Accessed 2021.11.10)
- 4) Miyaji N, Miwa K, Tokiwa A, et al. Phantom and clinical evaluation of bone SPECT/CT image reconstruction with xSPECT algorithm. *EJNMMI Res* 2020 ; **10** (1) : 71
 - 5) 長谷川大輔. 核医学最先端装置を駆使する技術者 : SIEMENS ユーザーから. 核医学技術 2019 ; **39**(1) : 86-89
 - 6) Motegi K, Matsutomo N, Yamamoto T, et al. Evaluation of Bone Metastasis Burden as an Imaging Biomarker by Quantitative Single-photon Emission Computed Tomography/Computed Tomography for Assessing Prostate Cancer with Bone Metastasis: A Phantom and Clinical Study. *Radiol Phys Technol* 2020 ; **13** (3) : 219-229
 - 7) Kuji I, Yamane T, Seto A, et al. Skeletal standardized uptake values obtained by quantitative SPECT/CT as an osteoblastic biomarker for the discrimination of active bone metastasis in prostate cancer. *Eur J Hybrid Imaging* 2017 ; **1** (1) : 2
 - 8) 佐藤友裕, 林 正尚. ドパミントランスポートシンチグラフィにおける線条体の定量に適する画像再構成法とコリメータの検証. 日放技学誌 2020 ; **76**(2) : 193-202
 - 9) Avram AM, Fig LM, Gross MD. Adrenal gland scintigraphy. *Semin Nucl Med* 2006 ; **36** (3) : 212-227
 - 10) Yen RF, Wu VC, Cheng MF, et al. ^{131}I -6 β -iodomethyl-19-norcholesterol SPECT/CT for primary aldosteronism patients with inconclusive adrenal venous sampling and CT results. *J Nucl Med* 2009 ; **50**(10): 1631-1637
 - 11) Nakajo M, Jinguji M, Tani A, et al. Application of adrenal maximum standardized uptake value to ^{131}I -6 β -iodomethyl-19-norcholesterol SPECT/CT for characterizing unilateral hyperfunctioning adrenocortical masses. *Eur J Radiol* 2020 ; **133** : 109397
 - 12) Kanda Y. Investigation of the freely available easy-to-use software 'EZR' for medical statistics. *Bone Marrow Transplant* 2013 ; **48** (3) : 452-458
 - 13) 前田幸人, 長木昭男, 古味省宏, 他. ボディファントムを用いた SPECT 位置分解能補正組込 OSEM 再構成法についての基礎的検討. 日放技学誌 2015 ; **71**(11) : 1070-1079
 - 14) Tran-Gia J, Lassmann M. Characterization of Noise and Resolution for Quantitative ^{177}Lu SPECT/CT with xSPECT Quant. *J Nucl Med* 2019 ; **60** (1) : 50-59
 - 15) 大西英雄, 本村信篤, 松友紀和. 核医学検査技術学. オーム社, 2022 ; 改訂 4 版 : 125