

位置分解能補正組み込み OSEM 法における 補正効果とピクセルサイズの関係

前田 幸大 杉林 慶一 久保田裕一
関西医科大学附属病院 放射線部

Relationship between Resolution Recovery and Pixel Size in Three Dimensional Ordered Subset Expectation Maximization Method

Yukihito MAEDA, Keiichi SUGIBAYASHI and Yuichi KUBOTA

Department of Radiology, Kansai Medical University Hospital

(article received : Mar 14, 2019)

Key words : FWHM, 3D-OSEM, Resolution recovery, Pixel size

1. 緒 言

single photon emission computed tomography (SPECT) は、プラナ像では診断が困難な薬剤集積部位の解剖学的位置を三次元的に把握することができ、臨床診断に広く用いられている。近年、SPECT の画像再構成法に ordered subset expectation maximization (OSEM) 法が臨床に使用されるようになり、OSEM 法に散乱・減弱補正に加えて位置分解能補正 (resolution recovery: RR) を組み込むことにより画質が改善されることが報告されている¹⁻⁴⁾。先行研究としては、数値ファントムを使用して各社からリリースされている位置分解能補正ソフトウェアの性能評価を行った報告⁵⁾、コリメータの違いによる位置分解能の補正効果を検証した報告⁶⁾、位置分解能補正に組み合わせる散乱線補正法の違いによる定量値の精度を比較した報告⁷⁾および脳血流 SPECT 検査において脳血流定量に最適な subset と iteration の条件を提示した報告⁸⁾などがある。SPECT のようなデジタル画像では、設定するピクセルサイズが小さいほど空間分解能が向上するが、ピクセルサイズが小さくなると 1 画素あたりで計測される情報量が低くなり画像コントラストが低下する問題が発生する。そこで、一般的にピクセルサイズは標準化定理に基づいて決定されている⁹⁾。

RR の効果はピクセルサイズによって変化すると考えられるが、RR とピクセルサイズの関係についての報告は見当たらない。本研究の目的は、RR 組み込み OSEM 法において、ピクセルサイズの違いが位置分解能の補正効果に与える影響を検討することである。

2. 方 法

2-1. 使用機器と画像収集・再構成条件

SPECT 装置は、e.cam (東芝メディカルシステムズ社製) を使用し、コリメータは低エネルギー高分解能 (low energy high resolution: LEHR) コリメータを装着した。画像処理装置は、GMS7700R (東芝メディカルシステムズ社製) を使用した。プロファイル曲線の full width at half maximum (FWHM) の測定には、Prominence Processor Version 3.1 (核医学画像処理技術カンファレンス) を使用した。収集条件は、^{99m}Tc の photopeak 140 keV に対し ±10% の main window と低エネルギー側に 7% の sub window を設定し、4 度 step, 90 view で SPECT 収集を行った。マトリクスサイズと拡大率は、128 × 128, 2.67 倍 (1.8 mm/pixel), 128 × 128, 2.0 倍 (2.4 mm/pixel), 128 × 128, 1.45 倍 (3.3 mm/pixel), 128 × 128, 1.0 倍 (4.8 mm/pixel), 64 × 64, 1.45 倍 (6.6 mm/pixel), 64 × 64, 1.0 倍 (9.6 mm/pixel) の 6 通りの設定

Table 1 収集条件におけるマトリクスサイズと拡大率の関係

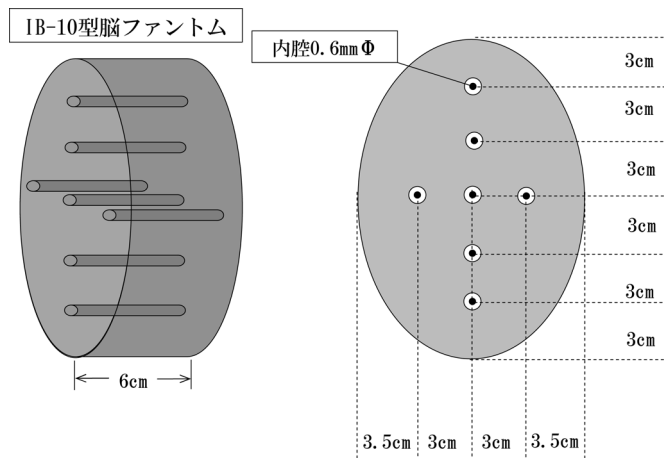
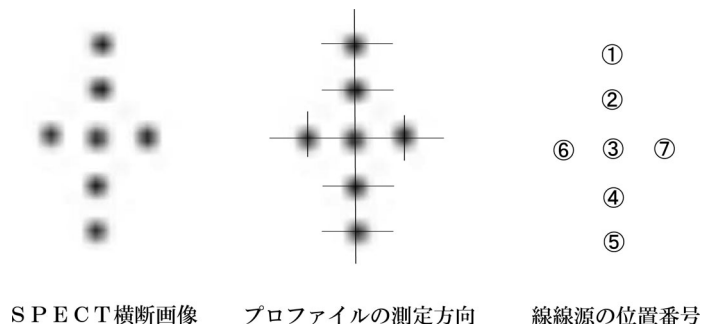
マトリクスサイズ	拡大率	ピクセルサイズ
128×128	2.68	1.8
128×128	2.0	2.4
128×128	1.45	3.3
128×128	1.0	4.8
64×64	1.45	6.6
64×64	1.0	9.6

で収集を行った (Table 1)。6通りのマトリクスサイズと拡大率の組み合わせごとに回転半径を 12 cm, 14 cm, 16 cm, 18 cm, 20 cm, 22 cm に設定して収集を行った。画像再構成は, filtered back projection (FBP) 法では再構成フィルタに ramp filter を使用した。RR を組み込まない OSEM 法と RR を組み込んだ 3-dimensional ordered subset expectation maximization (3D-

OSEM) 法は, データ更新回数 (subset × iteration: SI) が 20 から 300 まで 20 ずつ増加させて処理を行った。FBP 法, OSEM 法, 3D-OSEM 法ともに散乱線補正は triple energy window (TEW) 法, 減弱補正は computed tomography attenuation correction (CTAC) 法を適用し, ファントムを SPECT 装置のヘッドレストに装着したまま RI 施設内にある PET/CT 装置 (Discovery ST: GEヘルスケアジャパン社製) の CT 部で撮影を行い, CT 画像を GMS7700R に転送して CT 減弱マップを作成した。撮影条件は, 120 kV, 150 mA, 0.6 sec であった。また, プレフィルタは使用しなかった。

2-2. ファントム

ファントムは, 内腔径 0.6 mm のシリコンチューブを 7 本取り付けた自作インサートを京都科学製 IB-10 脳ファントムの楕円体容器内に取り

**Fig. 1** 自作の Line source を内部に設置した IB-10 型脳ファントム**Fig. 2** LS の位置番号とプロファイル曲線の測定方向

付けて使用した (Fig. 1)。シリコンチューブに 100 MBq/ml の ^{99m}Tc 水溶液を充填し、水を満たした楕円体容器内に設置した。シリコンチューブ内の放射エネルギーは、シンチカメラ自体の計数率特性によって影響されない程度の計数率 (数え落とし 1 % 以下) で測定するため、数え落としのない程度に制限し収集カウントは収集時間によって調整した¹⁰⁾。

2-3. 評価方法

2-3-1. 3D-OSEM 法における最適 SI の算出

回転半径 12 cm, 14 cm, 16 cm, 18 cm でファントムを SPECT 収集した。マトリクスサイズと拡大率は 128×128 , 1.0 倍に設定した。得られた projection data に対して 3D-OSEM 法で画像再構成を行い、SI を 20 から 300 まで 20 ずつ増加させて処理を行った。なお、subset は 10 に固定した。得られた line source (LS) 画像の SPECT 画像において、ファントム中心とその前後 2 スライ

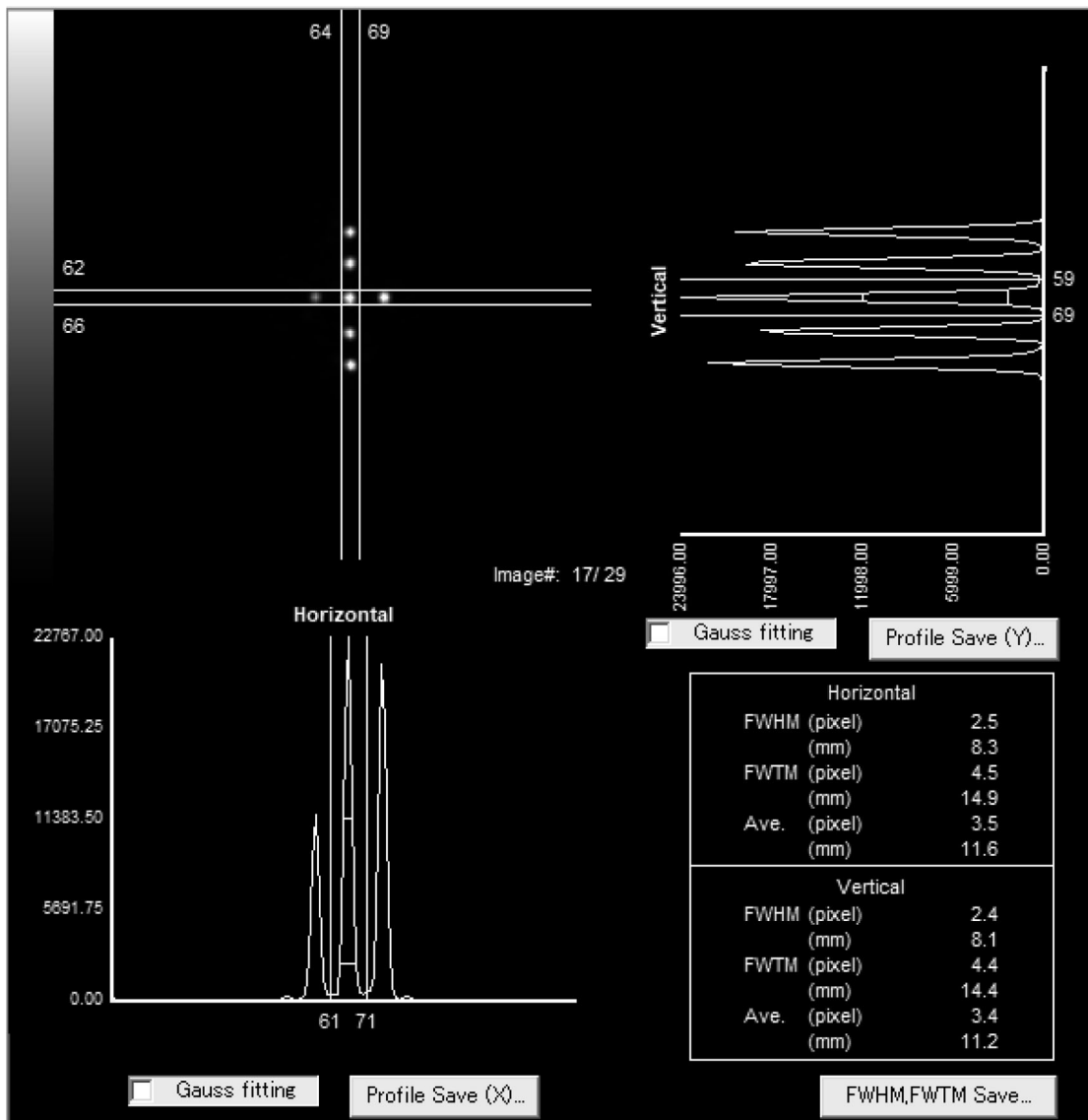


Fig. 3 プロファイル曲線から FWHM の計測例

スの横断面画像に対して垂直方向および水平方向のプロファイル曲線を作成し、両方向の平均の FWHM を算出した (Fig. 2, 3)。FWHM の計測については、プロファイル曲線のピークカウントが 10 k カウント以上になるように¹¹⁾ SPECT 収集時間を調整した (projection 画像の正面像の平均カウントが 100 counts/pixel)。4 種類の回転半径において FWHM と SI の関係をグラフにプロットした。

2-3-2. LS の位置と FWHM の関係

マトリクスサイズ 128×128, 拡大率 1 倍, 回転半径 12 cm にてファントムを SPECT 収集し, FBP 法, OSEM 法, 3D-OSEM 法で画像再構成を行った。SPECT 横断面像の LS 画像に対して垂直方向および水平方向でそれぞれ10断面のプロファイル曲線を作成し、その平均値を算出した。ファントム内の各位置における LS 画像について垂直方向, 水平方向の FWHM の有意差を求める

ため, 平均値の差の Student's t-test を行った。なお, $p < 0.05$ を有意差ありとした。

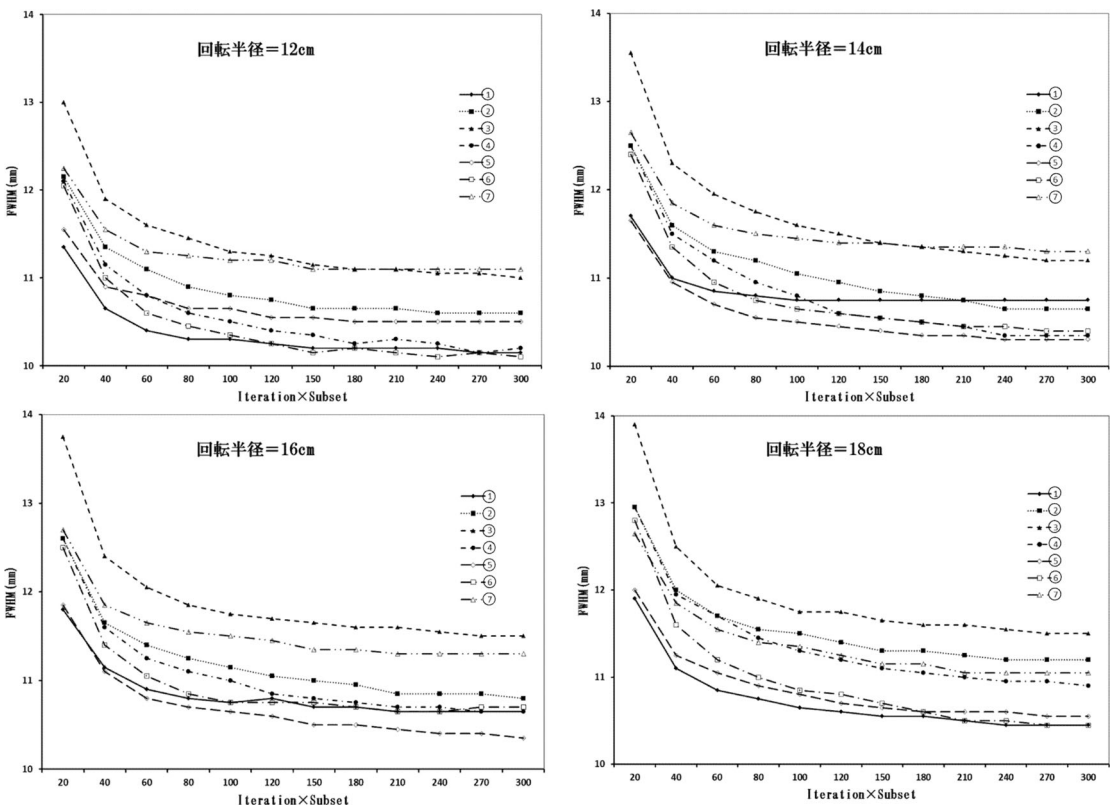
2-3-3. FWHM とピクセルサイズの関係

6 種類の回転半径と 6 種類のマトリクスサイズと拡大率の組み合わせでファントムを SPECT 収集した。得られた projection data に対して, FBP 法, OSEM 法, 3D-OSEM 法で画像再構成を行った。OSEM 法, 3D-OSEM 法の SI は 300 に設定した。SPECT 横断面像の中心部の LS 画像のプロファイル曲線から垂直方向および水平方向の FWHM を算出し, 5 断面の平均値を求めた。6 種類のピクセルサイズにおいて FWHM と回転半径の関係をグラフにプロットした。

3. 結 果

3-1. 3D-OSEM 法における最適 SI の算出

ファントムに設置した LS の FWHM と SI の関係を Fig. 4 に示す。グラフから, 回転半径 12 cm



①, ②, ③, ④, ⑤, ⑥, ⑦はLSの位置番号

Fig. 4 3D-OSEM 法における最適 SI の算出

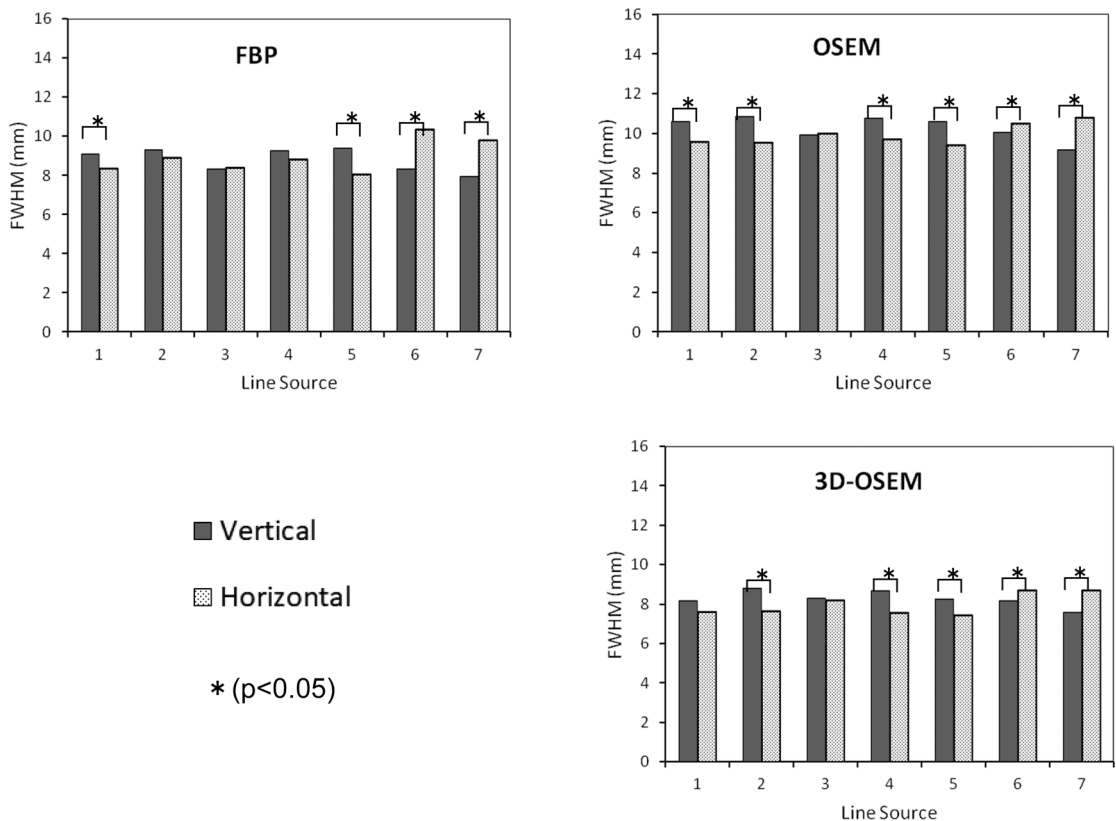


Fig. 5 LSのプロファイル曲線のFWHMとピクセルサイズの関係

では、SIの増加とともにFWHMが低値を示しSIが120以上でFWHMが安定した。回転半径が大きくなるとFWHMが安定するSIも徐々に増加し、回転半径18 cmではSIが180以上で安定した。

3-2. LSの位置とFWHMの関係

FBP法、OSEM法、3D-OSEM法の各画像再構成法によるLSの位置とFWHMの関係をFig. 5に示す。ファントムの中央に配置した③のLSについて、垂直方向と水平方向のFWHMに有意差は認められなかった。ファントムの長軸方向に配置し、中心から3 cmの距離の②、④と6 cmの距離にある①、⑤のLSは、いずれも水平方向よりも垂直方向のFWHMが大きく、ファントムの半径方向に歪みが生じていた。また、ファントムの短軸方向で中心から3 cmの距離に設置した⑥、⑦のLSについては、垂直方向よりも水平方向のFWHMが大きくなり、長軸方向と同様に半径方向に歪みが生じていることが示された。これ

らの結果について再構成法の違いによる変化は認められなかった。

3-2. FWHMとピクセルサイズの関係

LSのプロファイル曲線のFWHMとピクセルサイズのことをFig. 6に示す。すべてのピクセルサイズにおいて、FBP法とOSEM法では回転半径が大きくなるとFWHMが増大する傾向があったが、3D-OSEM法では回転半径が大きくなってもFWHMは一定に保たれていた。ピクセルサイズが9.6 mmの場合、FWHMはFBP法がOSEM法および3D-OSEM法よりも低値を示した。ピクセルサイズが6.6 mmになると9.6 mmに比較してFWHMがより低値を示し、FBP法とOSEM法および3D-OSEM法との差が小さくなった。ピクセルサイズが4.8 mmでは、FBP法と3D-OSEM法のFWHMが同等の値を示した。ピクセルサイズが3.3 mmでは、3D-OSEM法のFWHMがFBP法より低値を示した。ピクセルサイズが2.4 mmでは、3D-OSEM法とFBP法の

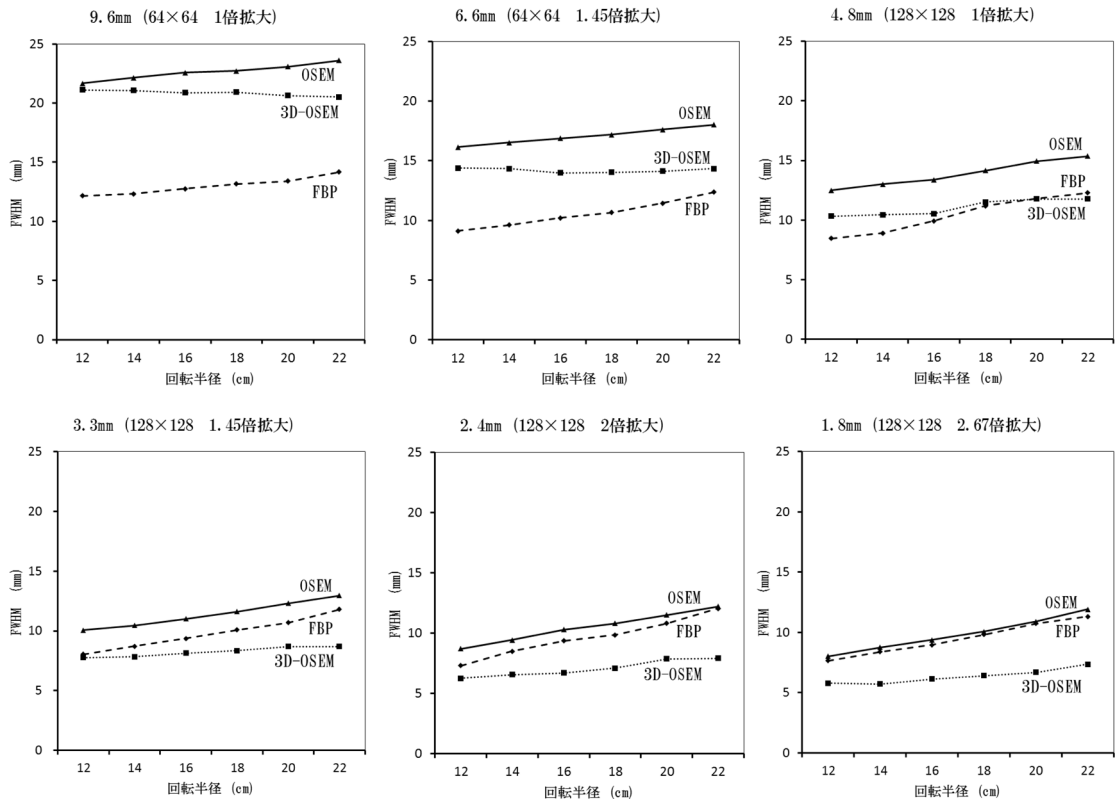


Fig. 6 各再構成法における FWHM と回転半径の関係

FWHM の差が大きくなり、ピクセルサイズ 1.8 mm では FBP 法と OSEM 法の FWHM が同等の値となった。

4. 考 察

脳血流 SPECT 検査は、脳血管障害やアルツハイマー型認知症などに対する脳の血流状態を評価する目的で臨床上有用性の高い検査である¹²⁾。対象部位である頭部は、拡大率を1.2倍から2倍の範囲に設定して SPECT 収集されているため、画像再構成された画像も様々なピクセルサイズが存在する。また、RR を組み込んだ逐次近似画像再構成法が臨床で広く用いられており、コリメータの開口径による線源からの距離に依存した分解能の劣化を改善する効果が報告されている¹⁻³⁾。シンチカメラの空間分解能は、ピクセルサイズにも依存するため、RR は、ピクセルサイズの変化で分解能補正効果も変わることが予想される。われわれは頭部を想定した楕円ファントムを使用

し、SPECT 収集時のマトリクスサイズと拡大率を変化させて、ファントム内の LS を撮像することでピクセルサイズが RR の補正効果に与える影響を検討した。ファントム内の LS の位置の違いによる FWHM の変化を検討した結果によると、回転中心から離れた位置にある LS はいずれも半径方向の FWHM が増大していた。一方で、円筒形ファントムで行った甲谷らの報告では、回転中心からの距離が遠くなるほど接線方向の FWHM の増大が示されている¹³⁾。SPECT の特性として内部に比べて周辺で歪みが生じることが知られている⁵⁾が、今回はファントム形状の違いが半径方向と接線方向の差となったと考える。画像再構成法の違いによる FWHM の変化が認められなかったことより、位置分解能補正は LS の歪みの改善には寄与しないことが示された。ピクセルサイズが 9.6 mm の場合、FBP 法で画像再構成した LS 画像の FWHM は、OSEM 法および 3D-OSEM 法の FWHM に比較して低値を示した。

この理由としてはピクセルサイズが大きい場合、部分容積効果の影響も大きくなるためであると考えられる。FBP法は、負の値をもった再構成フィルタを付加することでコントラストの良い画像が作成される。一方、OSEM法は原理上画素値が負の値を持たないためFBP法よりコントラストが劣る。このため、部分容積効果の影響が大きい状況でコントラストの違いがFWHMの差となったと考える。ピクセルサイズを小さくすることでFBP法、OSEM法、3D-OSEM法ともにFWHMが徐々に低値を示す。これは、ピクセルサイズが小さくなるにつれて部分容積効果の影響が小さくなり、プロファイル曲線を構成する画素数が増えることにより分解能が改善したと考えられる。FBP法では、ピクセルサイズが4.8 mmを境にしてピクセルサイズが減少してもFWHMは変化しなかった。しかしOSEM法および3D-OSEM法ではピクセルサイズが4.8 mmより小さくなくてもFWHMが減少を続け、OSEM法はピクセルサイズ1.8 mmでFWHMがFBP法と同等になった。このFWHMがRR補正なしでのシステム分解能の限界と考えられた。OSEM法と3D-OSEM法のFWHMの差は、RRを組み込んだ補正効果の差となって表れたと考える。位置分解能補正組込OSEM法がSPECT画像に寄与する効果として、分解能の改善のみならずコントラストの改善および画像均一性の改善などが報告されている^{5,7,14,15)}。2検出器型SPECT装置において脳血流SPECT検査を行う場合、ピクセルサイズは3.3~3.9 mmが推奨されている¹⁰⁾。今回のファントムでの検討では臨床条件との差異が考えられるが、3.3~3.9 mmのピクセルサイズではFBP法よりも3D-OSEM法で画像再構成を行う方が分解能の優れた画像が得られることが示唆された。また、3検出器型SPECT装置にファンビームコリメータを装着してSPECT収集する場合、ピクセルサイズが1.72 mmであり本研究で行ったピクセルサイズ1.8 mmの結果では最も分解能補正効果が高かった。本研究の結果より、RRによる位置分解能補正効果とピクセルサイズの関係が明らかになった。今後、RRを加えたSPECT収集における標準化定理とピクセルサイズの整合性について検討したい。

5. 結 論

RR組み込みOSEM法において、ピクセルサイズが小さくなるほど位置分解能の補正効果が大きくなり、ピクセルサイズが3.3 mm以下になると分解能はFBP法よりも改善することが示された。

引用文献

- 1) Yokoi T, Shinohara H, Onishi H: Performance evaluation of OSEM reconstruction algorithm incorporating three-dimensional distance-dependent resolution compensation for brain SPECT: a simulation study. *Ann Nucl Med*, **16**(1): 11-18, 2002
- 2) Takahashi Y, Murase K, Mochizuki T, et al: Simultaneous 3-Dimensional Resolution Correction in SPECT Reconstruction with an Ordered-Subsets Expectation Maximization Algorithm. *J Nucl Med Technol*, **35**(1): 34-38, 2007
- 3) Tashiro K, Tomiguchi S, Shiraishi S, et al: Clinical usefulness of a collimator distance dependent resolution recovery in myocardial perfusion SPECT: a clinical report from a single institute. *Ann Nucl Med*, **25**(2): 133-137, 2011
- 4) Arosio M, Pasquali C, Vrivellaro C, et al: Performance of a SPECT collimator-detector response reconstruction algorithm: Phantom studies and validation in inflammation clinical studies. *Q J Nucl Med Mol Imaging*, **55**(6): 671-679, 2011
- 5) 大西英雄, 本村信篤, 藤野浩一, 他: 数値ファントムを用いた最新鋭SPECTの位置分解能の基礎的検討. *日放技学誌*, **68**(6): 686-696, 2012
- 6) 矢田伸広, 大西英雄, 宮井将宏, 他: 脳血流画像における異なるコリメータでの位置分解能補正効果の評価. *日放技学誌*, **72**(10): 978-988, 2016
- 7) 中村祐也, 富口静二, 勝田 昇: 心筋SPECT検査におけるcollimator detector response (CDR)補正とeffective scatter source estimation (ESSE)法による散乱補正の有用性. *日放技学誌*, **66**(6): 609-617, 2010
- 8) 岡田真美, 林 万寿夫, 辻 久志, 他: コリメータ開口補正OSEM再構成法の局所脳血流量への応用. *日放技学誌*, **68**(5): 573-583, 2012
- 9) 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. *医学技術*, **28**(1): 13-66, 2008
- 10) 日本アイソトープ協会医学・薬学部会核医学イメージング規格化専門委員会 Single Photon Emission Computed Tomography装置の性能試験

- 条件. RADIOISOTOPES, **33**: 162-169, 1984
- 11) 日本画像医療システム工業会規格 JESRA X-0051*C 2017 ガンマカメラの性能測定法と表示法. http://www.jira-net.or.jp/publishing/files/jesra/JESRA_X-0051C_2017.pdf
 - 12) Staffen W, Schonauer U, Aauner H, et al: Brain perfusion SPECT in patients with mild cognitive impairment and Alzheimer's disease: comparison of a semiquantitative and a visual evaluation. J Neural Transm (Vienna), **113**(2): 195-203, 2006
 - 13) 甲谷理温, 長木昭男, 松友紀和, 他: 連続回転収集 SPECT における収集ステップ角度と空間分解能の基礎的検討. 日放技学誌, **67**(3): 221-228, 2011
 - 14) Takahashi Y, Murase K, Mochizuki T, et al: Simultaneous 3-Dimensional Resolution Correction in SPECT Reconstruction with an Ordered-Subsets Expectation Maximization Algorithm. J Nucl Med Technol, **35**(1): 34-38, 2007
 - 15) Yokoi T, Shinohara H, Onishi H: Performance evaluation of OSEM reconstruction algorithm incorporating three-dimensional distance-dependent resolution compensation for brain SPECT: a simulation study. Ann Nucl Med, **16**(1): 11-18, 2002