

《技術報告》

[¹⁵O]H₂O OSEM 法 PET 画像での subset と iteration の 組み合わせによる画素値の検討： FBP 法を基準として

山野井理恵 *1 岡本浩一郎 *2 河村 和紀 *3 大久保真樹 *1
鈴木 雄治 *4 中村 亨弥 *4

要旨 [¹⁵O]H₂O-PET 検査 (Discovery ST Elite, GE) での OSEM 法の有用性について検討した。OSEM 法で subset (1~40) と iteration (2~12) の組み合わせで画像再構成し、3T-MRI との fusion 画像で前頭葉中大脳動脈支配皮質領域に ROI を設定し、画素値 (放射能濃度) を求め FBP 法画像との差 (%Error) を算出した。被験者 4 名の %Error 平均値は、subset と iteration の組み合わせが [10, 8] と [28, 2] で最少 0.4% となった。放射能濃度は、iteration > 8 で一定値への収束傾向がみられた。[28, 2] は再構成時間が短く (2.5 分) アーチファクトの少ない高空間分解能画像となり、至適条件と考えられた。適切な subset と iteration 設定により OSEM 法でも FBP 法に近似した放射能濃度を示す画像を再構成でき、臨床的にも有用と考えられた。

(核医学 51: 373-382, 2014)

I. 緒 言

Positron emission tomography (PET) 画像の画像再構成法には、主に filtered back projection (FBP) 法に代表される解析的画像再構成法と、ordered subsets expectation maximization (OSEM) 法に代表される統計的画像再構成法の二種類がある。FBP 法は、一般に定量性に優れるが、低カウント領域では統計雑音が多く信号雑音比 (signal to noise ratio : S/N 比) が低下し、脳の局所病変 (脳動静脈奇形や脳腫瘍など) による高集積部位が存在する場合には、ストリーク状のアーチファクトを生

じるなどの欠点がある¹⁾。一方 OSEM 法は、再構成条件である subset と iteration (繰り返し計算回数) を適切に設定すると、低カウント領域での S/N がよく、高集積部分からのストリーク状アーチファクトの少ない画像が得られる²⁾。しかし、これらの条件設定によって画質や定量測定される放射能濃度が大きく変化するため、定量解析に適さないと考えられてきた。

FBP 法と OSEM 法の比較研究は、[¹⁸F]2-deoxy-2-fluoro-D-glucose ([¹⁸F]FDG ; 半減期約 110 分) を用いた PET 検査において数多く行われており、OSEM 法の有用性が報告されている^{3,4)}。一方、[¹⁵O]H₂O を用いた PET 検査は脳循環代謝評価に有用で¹⁾、脳血流の定量測定が重要なため定量性に優れた FBP 法が多く用いられる。[¹⁵O]H₂O は半減期が短く (約 2 分)、サイクロトロンを有する施設での検査に限られるため臨床応用が少ないことも影響し、OSEM 法との比較研究はほとんど行われていない。しかし、脳梗塞巣や上述の

*1 新潟大学大学院保健学研究科放射線技術科学分野

*2 新潟大学脳研究所臨床神経科学部門脳神経外科

*3 放射線医学総合研究所

分子イメージング研究センター

*4 新潟大学脳研究所統合脳機能研究センター

受付 : 25 年 11 月 21 日

最終稿受付 : 26 年 7 月 14 日

局所脳病変などが認められる症例では、定量解析であっても低カウント領域での S/N がよく、ストリーク状アーチファクトの少ない OSEM 法の適用を検討する必要があると考えられる。このような場合、画素値を元に脳血流を算出すると、臨床診断や治療効果判定に有用な情報を得ることができる。そこで本研究では、 ^{15}O を H_2O を用いて OSEM 法により再構成された PET 画像の画素値 (放射能濃度) についての基礎的な検討を行った。関心領域 (region of interest : ROI) を用いて、領域内の画素値が FBP 法に近似する定量性を有し、かつ、ストリーク状アーチファクトが少なく画質の高い画像を再構成できる、OSEM 法での至適な subset と iteration の組み合わせを求めることを目的とした。

II. 方 法

1. 使用機器および撮影条件

1-1. PET-CT 装置

PET-CT 装置は、GE 社製 Discovery ST Elite (STE) を使用した。この装置の感度は 8.5 cps/kBq, full width at half maximum (FWHM) は半径 1 cm 位置で 5 mm (transverse 方向), 5.6 mm (axial 方向), 半径 10 cm 位置で 5.6 mm (transverse), 5.9 mm (axial) である。撮影条件は、スライス間隔 3.75 mm, 体軸方向視野 157 mm, 横断面方向視野 700 mm とした。PET 検査における撮像範囲は、PET 撮像の直前に撮像した CT 画像によって決定した。このときの CT の撮影条件は、field of view (FOV) 25.6 cm, テーブル速度 8.75 mm/rot, helical thickness 3.75 mm, ビーム幅 10 mm, スキャン時間 15.6 sec, ヘリカルピッチ 1.14, 管電圧 120 kV, 管電流 50 mA に設定した。CT 撮像後、寝台を PET 側に移動し、 ^{15}O を標識した薬剤 [^{15}O] H_2O (約 300 MBq) を、シリンジポンプ (Harvard syringe pump) を用いて連続的に被験者の肘静脈に投与した。ポンプ流速は約 0.5 ml/sec とし、20 秒間投与した。投与後直ちに PET スキャンを開始し、2 分間の 3D 収集を行い、PET 画像 (47 slice) を得た。

1-2. MRI 装置

PET 画像上に ROI を設定する際に、正確に解剖学的な領域を決定するために、MR 画像を用いて、PET 画像と重ね合わせ (fusion) を行った。MR 撮像は、高磁場 (3.0 T) の装置 (GE 社製 Signa EXCITE 3.0 T) を用いて行った。コイルは、quadrature detection (QD) ヘッドコイルを使用し、シーケンスは three-dimensional prepared fast spoiled gradient recalled acquisition in the steady state (3D FSPGR) を用いた。3D FSPGR の撮像条件は、TR 7.8 msec, TE 3.3 msec, band width ± 31.3 kHz, FOV 200 mm, マトリックスサイズ 256×256 pixels, slice thickness 1.5 mm, 加算回数 1 とした。MRI 検査は午前に行い、同日午後に PET-CT 検査を同一施設内にて行った。

2. 被験者

対象は、医師による問診 (既往歴, 入院歴がないことの確認), 当日撮像された頭部 MRI で異常所見のない健常な男女 4 名のボランティア (男性 3 名, 女性 1 名, 年齢 22, 24, 36, 62 歳, 平均 36 歳) とし、被験者には研究の目的や、撮影データの使用許可などについてインフォームドコンセントを行い、文書にて了承を得た。また新潟大学医学部の倫理委員会にも申請し、承認を得た。

3. PET 画像再構成

3-1. FBP 法による画像再構成の条件

FBP 法では、axial フィルタとして ramp フィルタ (cut off 6.5 mm (GE 社による推奨設定)) を用いて、transaxial フィルタには hanning フィルタ (cut off 4.8 mm) を使用した。マトリックスサイズ 128×128 pixels, FOV 25.6 cm (1 pixel 2 mm \times 2 mm) とした。

3-2. OSEM 法による画像再構成の条件

OSEM 法の画像再構成には、GE 社製のソフトウェア VUE Point Plus (3D-OSEM) を使用し、z axis filter (standard) と post filter (ガウシアンフィルタ, FWHM 2.19 mm) を用いた。VUE Point Plus のアルゴリズムにはデッドタイム (実測に

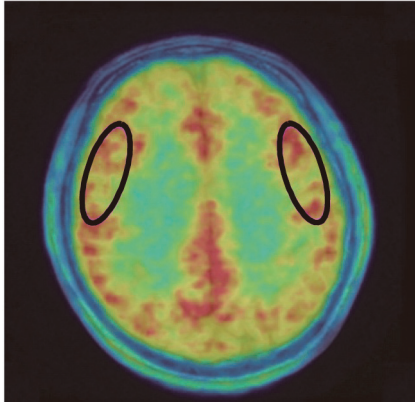


Fig. 1 A fusion image of PET and MRI. Regions of interests (ROIs) were placed in the bilateral frontal cortical regions.

より計数損失を補正), ノーマライゼーション (¹⁸F を封入した Flood phantom を収集して得たデータを用いて補正), ランダム (single event から random カウントを算出), 散乱 (CT 画像より single・multiple scatter, 被写体散乱を推定), 吸収補正 (CT 画像を用いて減弱補正) が含まれており, FBP 法も OSEM 法も同様の手法を用いた. 使用したデータ処理装置の CPU は, Dual Intel Xeon (周波数 3.4 GHz, メモリ 4.0 GB SDRAM) である. 再構成条件である subset と iteration の設定を変えて, 画像を再構成した. subset は 1, 4, 10, 14, 20, 28, 35, 40 の 8 種類, iteration は 2, 3, 4, 8, 12 の 5 種類を設定し, 計 40 通りの組み合わせで再構成を行った. マトリックスサイズと FOV は, FBP 法と同一とした.

4. Fusion と ROI の設定

MR 画像と PET 画像の fusion や ROI の設定は, PMOD technologies 社製のソフトウェア PMOD (Ver. 2.7) を使用した. fusion には mutual information 法⁵⁾を用いた. MR 画像を基準とし, その解剖学的な位置に対応する PET 画像 (fusion 画像) を算出した (Fig. 1). 前頭葉の中大脳動脈支配皮質領域 (以下皮質領域) への ROI 設定を確実に行うために, 半卵円中心レベルのスライス

の MR 画像を選択し, その MR 画像上で左右の皮質領域に ROI を設定した. 複数のボランティア間でも安定した画像評価が行えるよう, 単純な形態でかつ皮質領域を多く含む楕円形の大ききな ROI を用いた. この ROI は一定の大きさで, 算出された PET 画像 (fusion 画像) において, 直径約 4 cm の円相当 (約 300 pixel) に設定した. 両 ROI の全画素値の平均値 (放射能濃度 (kBq/ml)) を求めた.

5. FBP 法と OSEM 法の比較

5-1. 定量的な比較

FBP 法と OSEM 法で再構成した画像に前述の ROI を設定して求めた放射能濃度の平均値 (kBq/ml) を, それぞれ M_{FBP} と M_{OSEM} とし, M_{FBP} を基準として, 式 (1) から M_{OSEM} を正規化し, $M_{\text{OSEM}}/M_{\text{FBP}}$ とした.

$$M_{\text{OSEM}}/M_{\text{FBP}} = M_{\text{OSEM}} / M_{\text{FBP}} \cdot 100\% \quad (1)$$

また, M_{FBP} と M_{OSEM} を用いて, その差である %Error を式 (2) から求めた.

$$\%Error = |M_{\text{OSEM}} - M_{\text{FBP}}| / M_{\text{FBP}} \cdot 100\% \quad (2)$$

各被験者において, $M_{\text{OSEM}}/M_{\text{FBP}}$ と %Error を求めた. %Error については, 式 (3) から被験者 4 名の平均値「mean %Error」を求めた.

$$\text{mean \%Error} = \frac{1}{4} \sum_{i=1}^4 \%Error_i \quad (3)$$

ここで, $\%Error_i$ は各被験者の %Error である. mean %Error は FBP 法によって再構成された画像における放射能濃度と, OSEM 法による値との差異を表しており, OSEM 法の定量性を評価する指標として用いた.

5-2. 画像のスコア評価および変動係数

FBP 法で再構成された画像と, subset と iteration の組み合わせを変えた OSEM 法で再構成された画像を比較した. この際, 観察者 4 名 (1 名は放射線科診断専門医, 2 名は診療放射線技師, 1 名は医学物理・画像工学を専門とする工学修

士・医学博士)が、画像全体における空間分解能、ノイズ、およびストリーク状アーチファクトの3項目についてそれぞれ比較評価を行った。空間分解能が最も高いと考えられる画像を1枚選び+1点とし、同様にノイズが最も多いと考えられる画像を-1点、およびストリーク状アーチファクトが最も大きいと考えられる画像を-1点とし、3項目それぞれについて観察者4名が評価し、各項目ごとに4名の評価点を合計(スコア化)した。画像はモノクロ表示とし subset や iteration は示さず、被験者ごと、かつ評価項目ごとに2枚の画像をランダムに並べて比較を行い、各項目における画像の決定を行った。なお、本研究における観察結果の公表に関して、観察者から同意を得た。また、前述のROI (Fig. 1)における画素値の変動係数を求め、被験者4名の平均値を求めた。

III. 結 果

1. mean %Error による比較

OSEM法において、各subsetとiterationにおけるmean %ErrorをFig. 2に示す。subsetとiterationの組み合わせによって、mean %Errorが大きく変動した。mean %Errorの最小値は、0.4%であり、subsetとiterationの設定は、[subset=10, iteration=8] (以下[10, 8]と記載)と[28, 2]の2種類であった。次に小さいmean %Errorの値は0.5%であり、[4, 12], [10, 4], および[14, 3]の3種類であった。これらの計5種類の組み合わせ (Fig. 2の白色表示)にした場合、いずれの被験者においても、%Errorが1.0%未満となり、ばらつきが少なかった。subsetとiterationの設定により、OSEM法における画素値が、FBP法による値とよく一致した。

2. $M_{OSEM/FBP}$ の iteration による変動

Fig. 2より、mean %Errorが0.5%以下となる5種類のsubsetとiterationの組み合わせにおいて、subsetの設定は4, 10, 14, あるいは28であった。それらのsubsetにおける、iterationによる $M_{OSEM/FBP}$ の変動をFig. 3に示す。subset=4では、iterationの

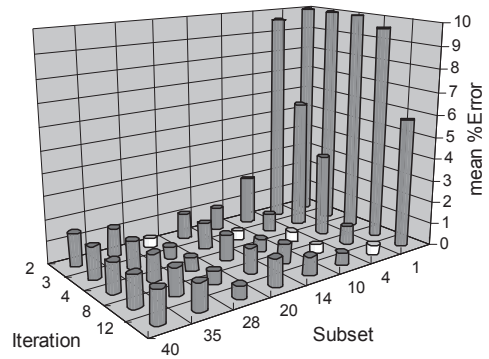


Fig. 2 Mean %Errors with variable numbers of subset (1–40) and iteration times (2–12) in the OSEM method are demonstrated with bars. White bars represent values of the mean %Error equal or less than 0.5%.

増加とともに $M_{OSEM/FBP}$ が100% (FBP法における値)に近づいた。iterationが約8以上で一定値となり、収束する傾向がみられた。それと比較してsubsetが10~28の設定では、 $M_{OSEM/FBP}$ の変化は小さかった。subset=10, 14の場合はiteration=3以上、subset=28の場合はiteration=2以上と、少ないiterationでも一定値に収束すると考えられた。すなわち、subsetの設定が4以下では、iterationによって画像の放射能濃度が大きく変動し、安定した値が得られなかった。

3. 画像のスコア評価およびノイズの指標としての変動係数

Fig. 2より、mean %Errorが0.5%以下となった5種類のsubsetとiterationの組み合わせにおいて、再構成された画像をFig. 4に示す。FBP法による画像は、アーチファクトに関するスコア評価において観察者4名の合計が-4点(観察者全員が-1点)と低い評価となった。OSEM法の画像ではいずれのsubsetとiterationの組み合わせにおいても、放射状に広がるストリーク状のアーチファクトが小さかった。空間分解能に関するスコア評価において、OSEM法[10, 8] (積が80)の画像が+4点で最も空間分解能が優れると評価されたが、ピクセルごとの放射能濃度のばらつきが目立

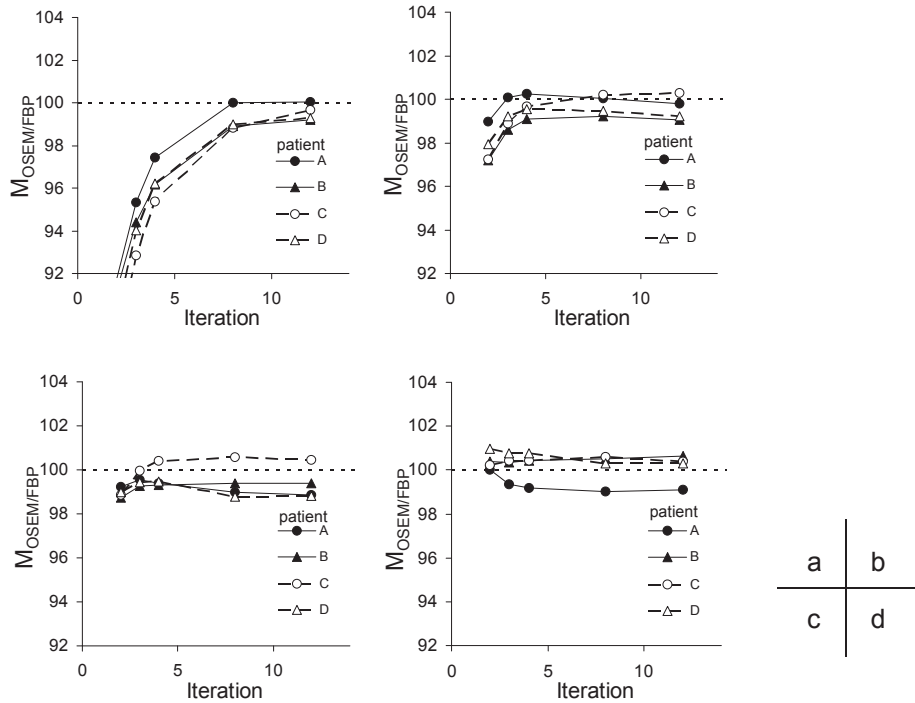


Fig. 3 Relationship between the $M_{OSEM/FBP}$ and number of the iteration times: subset 4 (a), 10 (b), 14 (c), and 28 (d). If the mean value is equal to that obtained in the FBP image, $M_{OSEM/FBP} = 100\%$. The results of each patient ($n = 4$) are indicated as A–D in the figure.

ちノイズに関するスコア評価では−4点と低い評価となった。

subset と iteration の積が約 40 の画像 (Fig. 4c, e) に比べ、48 (Fig. 4b) や 56 (Fig. 4f) の画像の空間分解能がやや高くなる (皮質髄質境界の鮮鋭度が高くなる) 傾向であり、Fig. 4 に示すプロフィール曲線においても確認できる。

Fig. 4 に示した OSEM 法の各画像において、Fig. 1 の ROI における変動係数を求めた結果を Table 1 に示す。subset と iteration の積が大きくなると、変動係数が増加した。すなわち、画像の定性評価のノイズに関する結果と同様な傾向であった。

他の被験者においても結果は同じであった。

Table 1 Coefficients of variation obtained on OSEM images indicated in Fig. 4

Combination of number of subset and iteration time (Product of those numbers)	Coefficient of variation
subset = 4 iteration = 12 (48)	17.0
subset = 10 iteration = 4 (40)	16.1
subset = 10 iteration = 8 (80)	19.8
subset = 14 iteration = 3 (42)	16.3
subset = 28 iteration = 2 (56)	17.8

4. OSEM 法の評価結果のまとめ

OSEM 法において mean %Error が 0.5% 以下 (Fig. 2) となった 5 種類の subset と iteration の組み合わせにおける各評価結果を Table 2 にまとめた。

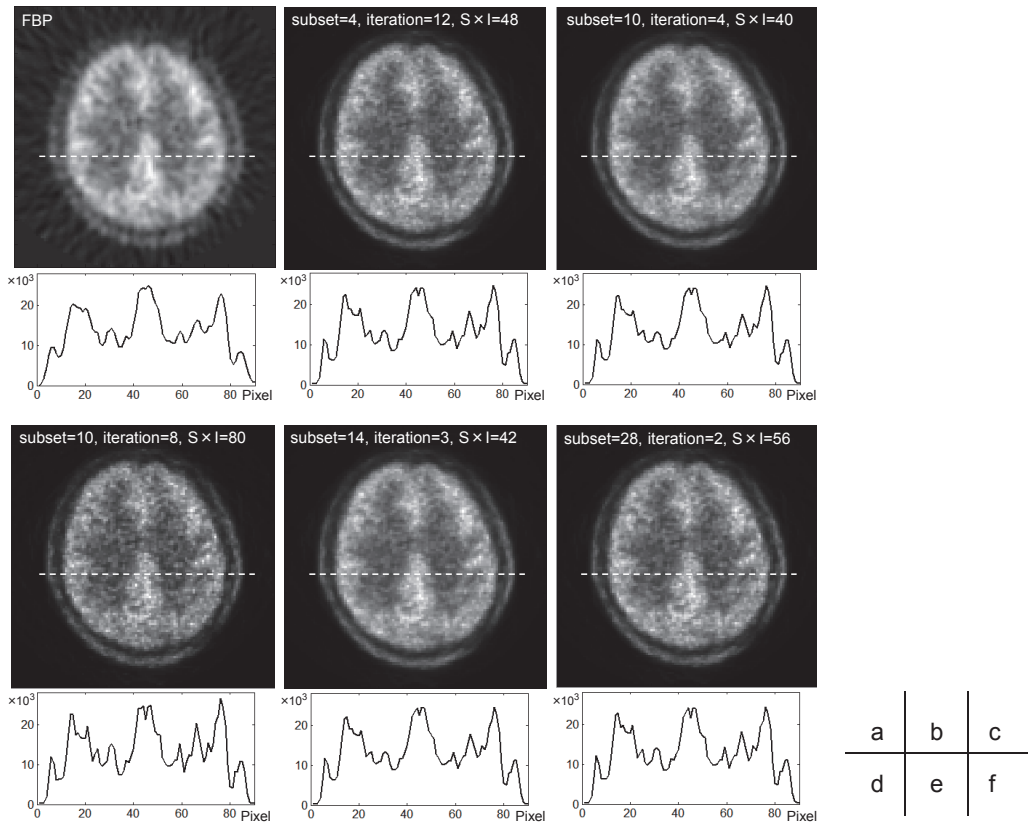


Fig. 4 Image reconstructed using the FBP (a) and those reconstructed using the OSEM with various combinations of number of the subset and the iteration times (b-f). The product of the number of subset and the iteration times is indicated as $S \times I$ in the images. The profile curve along a horizontal line indicated by the broken-line in each image is shown under the image.

IV. 考 察

$[^{15}\text{O}]\text{H}_2\text{O}$ を用いた PET 検査において, FBP 法による再構成画像と, OSEM 法による画像 [subset = 1~40, iteration = 2~12] を比較した. 画像の差異を定量的な指標 (mean %Error) を用いて評価し (Fig. 2), iteration による放射能濃度の収束傾向を検討した (Fig. 3). さらに, 画像を視覚的にスコア化して評価し (Fig. 4), 変動係数によるノイズの評価も加えた (Table 1). その結果, subset と iteration を適切に設定することにより, OSEM 法でも, FBP 法の画像における画素値に近似させることが可能で, 定性的にも優れた画像の再構成

が可能であることが示唆された.

1. 至適な subset と iteration

iteration の設定を変えたときの $M_{\text{OSEM}}/\text{FBP}$ の変動を調べた結果 (Fig. 3), subset の設定が 4 以下では, iteration によって画像の放射能濃度が大きく変動し, 安定した値を得ることが困難であった. subset は, Table 2 の中で, 10 以上の設定がよいと考えられた.

画像を検討した結果 (Fig. 4), 空間分解能が subset と iteration の積に関連する傾向がみられた (Table 2 の subset \times iteration の項目). 積の値が, 40 と 42 の画像 (Fig. 4c, e) に比べ, 48 および 56

Table 2 Data in the OSEM method with the mean %Error equal or less than 0.5% (Fig. 2)

Combination of number of subset and iteration time	Mean %Error	Variation in M _{OSEM/FBP}	subset × iteration* (Index for spatial resolution)	Computation time for image reconstruction
subset = 4 iteration = 12	0.5%	88.8–100.0%	48	8.0 min
subset = 10 iteration = 4	0.5%	97.2–100.2%	40	3.5 min
subset = 10 iteration = 8	0.4%	97.2–100.2%	80	6.0 min
subset = 14 iteration = 3	0.5%	98.7–100.6%	42	3.0 min
subset = 28 iteration = 2	0.4%	99.0–101.0%	56	2.5 min

*: The product of the number of subset and the iteration time was related with the spatial resolution in the OSEM image in Fig. 4.

(Fig. 4b, f) ではコントラストの向上, blurring の改善に関連して空間分解能がやや高くなる傾向であった。一方, 積が 80 になると (Fig. 4d), ピクセルごとの放射能濃度のばらつきが目立ち, ノイズの増加がみられた⁷⁾。積が 80 の場合には, 変動係数が最も高値となった (Table 1)。したがって, subset と iteration の積は, mean %Error が 0.5% 以下になる組み合わせ (Table 2) の中で, 48 あるいは 56 が適切と考えられた。

OSEM 法における画像再構成の計算時間は, subset が多く, iteration が少ない設定で短くなる。Table 2 にまとめた 5 種類の設定での再構成時間は, 約 2.5~8 分であった。Table の中で, subset と iteration の組み合わせが, [28, 2], [14, 3], および [10, 4] の 3 種類の設定では, 再構成時間が約 3 分となるので, 実用的と思われた。

以上の検討結果より, subset と iteration の組み合わせは, [28, 2] が至適であると考えられた。定量的な評価 (mean %Error) では, 組み合わせ [10, 8] と同じ精度であったが, 画像の比較結果や再構成時間を総合的に評価した場合, [10, 8] に優位な点は認められなかった。組み合わせ [28, 2] は, 定量的に最もよい精度で, 画像の空間分解能が高く, 再構成時間も最短であった。したがって, [¹⁵O]H₂O を用いた PET 検査 (GE 社製の PET-CT 装置) において, 皮質領域で OSEM 法を用いる場合には, [28, 2] が至適な条件と考えられた。

2. 決定された至適条件の妥当性

今回の検討では, OSEM 法により画像再構成を行う場合, 至適な subset と iteration の設定は, [28, 2] の組み合わせであった。なお本研究で用いた GE 社製 PET-CT 装置を用いる場合, [20, 2] あるいは [28, 2] が GE 社により推奨されており, 今回の検討結果と同様であった。しかし, GE 社による推奨値は [¹⁸F]FDG の検討結果であり, [¹⁵O]H₂O では, 至適な条件が異なる可能性がある。

[¹⁵O]H₂O を用いた PET 検査において, FBP 法と OSEM 法の定量性を比較した報告は, 著者らの知る限り, 2 件のみである。Reinders ら⁷⁾の研究では, 至適な subset と iteration の組み合わせは, [16, 2] であり, また Mesina ら⁸⁾の研究では, [16, 4] という結果であった。iteration の設定は 2 あるいは 4 で, subset がそれより数倍大きいという傾向は, 本研究での検討結果と同様であるが, これらの先行研究は, 賦活試験 activation (functional) study に基づいたものである。FBP 法で再構成した画像において賦活の程度を定量化し, OSEM 法の画像における定量値との関係を調べ, その相関が高くなるような subset と iteration の組み合わせを至適条件としている。本研究のような FBP 法による画素値を基準とした検討ではなく, また, OSEM 法のアルゴリズムにも若干の差がある可能性があり⁹⁾, 本研究での結果と直接の比較はできない。 [¹⁵O]H₂O を用いた再構成法の比較について, 今後の追加研究が期待される。

3. 検討方法および今後の課題

FBP 法と OSEM 法による再構成画像全体の差異を検討する場合、定量的指標として normalized mean square error (NMSE) が用いられる^{10,11)}。一方、局所脳血流の測定には、ROI を用いる手法も行われている^{12,13)}。本研究は、脳虚血による局所的低血流や、高血流となるような脳の局所的病変があり、病変部位や比較検討のために正常対側脳の局所脳血流を、ROI を用いて測定することを想定した場合の至適条件の基礎的検討である。今回の検討では、健常者の PET 画像上に設定した ROI における放射能濃度の平均値について検討した。皮質領域における脳血流は臨床的に重要な指標となることから、今回は、皮質領域に ROI を設定し (Fig. 1)、ROI の平均値を求め、FBP 法と OSEM 法の比較を行った。また ROI の設定においては、複数の被験者における再現性、および多くの画素を皮質から得ることに配慮し、できるだけ単純な形状 (楕円形) で大きな ROI を設定できる前頭葉の皮質を中心とした領域を選択した。

本研究で用いた PET-CT 装置では、PET 画像と CT 画像の fusion が可能であり簡便ではあるが、本研究では別途 MR 検査を行い、コントラストに優れる MR 画像と PET 画像を fusion させた。今回対象とした部位は、皮質領域であり、CT 画像より正確に ROI を皮質領域に設定することが可能な MRI 画像との fusion を行った。MR 画像の撮像には、磁場強度が 3 T の装置を使用したため、高い S/N 比があり高コントラストの画像が得られた¹⁴⁾。したがって、MR 画像上で皮質領域に正確に ROI を設定することが可能となり、PET 画像との fusion 処理における精度も高かったと考えられる。

本研究は、被験者 4 名における検討である。被験者間のデータのばらつきは小さかったが (Fig. 3)、被験者数を増やすことで、この結果の妥当性を検証することが必要である。また、今回 ROI を設定した領域以外の部位 (後頭葉、側頭葉、頭頂葉など) についても ROI の大きさや形状を変えて検討を加える必要がある。上記の検討を行っ

た上で、NMSE とも比較検討し、最終的には脳動脈奇形など局所脳血流の変化する病変を有する患者群での確認、さらには病変の形状に合わせた ROI の設定法の検討が望まれる。

今回の研究ではフィルタやマトリックスサイズなど各種の条件設定は一定であるが、脳血流の定量測定を行う場合にはそれらの影響についても検討する必要がある。CBF の算出は、PET 撮像と動脈採血によって得られる時系列データの非線形解析に基づいている¹⁵⁾。動脈採血に関連する誤差も CBF 値に影響するため、今回の検討項目である画像再構成法の違いによる画素値の差異 (mean %Error) が、各被験者の CBF 値に直接 % として反映されるわけではない。しかし画像再構成法に起因する差異を極力小さく抑えることで、CBF 値に対する影響を最小限にすることが可能と考えられる。

今回は mean %Error が 0.5% 以下となった 5 種類の subset と iteration の組み合わせを検討対象とした。mean %Error=0.5% の画素値の差異が脳血流の定量値においてどの程度の影響を及ぼすのかを調べ、0.5% 以下という設定の妥当性を検証することも今後の課題と考える。

V. 結 語

[¹⁵O]H₂O を用いた PET 検査 (GE 社製 PET-CT 装置 Discovery ST Elite) において、FBP 法による再構成画像と、OSEM 法による画像を比較した結果、OSEM 法における至適な subset と iteration の組み合わせは、[subset=28, iteration=2] であった。この組み合わせにした場合、FBP 法における画素値との誤差 (mean %Error) は、0.4% と最小で OSEM 法における定量性が示され、また画像の放射能濃度の変動 (M_{OSEM}/M_{FBP}) が小さく、安定した値を求められることが示唆された。さらに、FBP 法による画像に比べストリーク状アーチファクトが格段に小さく、空間分解能が高くなる傾向がみられたことより、OSEM 法の臨床的な優位性も示唆された。

以上のように、subset と iteration を適切に設定

することによって、OSEM 法でも、FBP 法の画像における画素値に近似させることが可能であり、また臨床的にも有用な画像の再構成が可能であると考えられた。

利益相反に関する該当はありません。

文 献

- 1) 村上 剛, 柳沢正道: FBP 法の特徴 (OSEM 法と比較して). 核医技 2002; 22: 259-263.
- 2) 横井孝司: OSEM (Ordered Subsets Expectation Maximization) 法による画像再構成. 日放技学誌 2001; 57: 523-529.
- 3) Søndergaard HM, Madsen MM, Boisen K, Bøttcher M, Schmitz O, Nielsen TT, et al: Evaluation of iterative reconstruction (OSEM) versus filtered back-projection for the assessment of myocardial glucose uptake and myocardial perfusion using dynamic PET. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2007; 34: 320-329.
- 4) van der Weerd AP, Boellaard R, Knaapen P, Visser CA, Lammertsma AA, Visser FC: Postinjection transmission scanning in myocardial ¹⁸F-FDG PET studies using both filtered backprojection and iterative reconstruction. *J Nucl Med* 2004; 45: 169-175.
- 5) Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, Marchal G, Suetens P: Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Trans Med Imaging* 1997; 16: 187-198.
- 6) 院内製造された FDG を用いた PET 検査を行うためのガイドライン (第 2 版). 核医学 2005; 42: 11-12.
- 7) Reinders AA, Paans AM, de Jong BM, den Boer JA, Willemsen AT: Iterative versus filtered backprojection reconstruction for statistical parametric mapping of PET activation measurements: a comparative case study. *NeuroImage* 2002; 15: 175-181.
- 8) Mesina CT, Boellaard R, Jongbloed G, van der Vaart AW, Lammertsma AA: Experimental evaluation of iterative reconstruction versus filtered back projection for 3D [¹⁵O] water PET activation studies using statistical parametric mapping analysis. *NeuroImage* 2003; 19: 1170-1179.
- 9) Healthcare Re-imagined (Discovery STE Ver.07 MWHL36.4). GE Healthcare 2008; 1-28.
- 10) 松本圭一, 和田康弘, 松浦 元, 藤田 透, 千田道雄: 三次元全身 FDG-PET 収集における Angular Compression を用いた Sinogram データ容量および画像再構成時間の低減. 日放技学誌 2004; 60: 491-499.
- 11) Arlig A, Gustafsson A, Jacobsson L, Liungberg M, Wikkelsö C: Attenuation correction in quantitative SPECT of cerebral blood flow: a Monte Carlo study. *Phys Med Biol* 2000; 45: 3847-3859.
- 12) Imaizumi M, Kitagawa K, Oku N, Hashikawa K, Takasawa M, Yoshikawa T, et al: Clinical significance of cerebrovascular reserve in acetazolamide challenge —Comparison with acetazolamide challenge H₂O-PET and Gas-PET—. *Ann Nucl Med* 2004; 18: 369-374.
- 13) Meltzer CC, Cantwell MN, Greer PJ, Ben-Eliezer D, Smith G, Frank G, et al: Does Cerebral Blood Flow Decline in Healthy Aging? A PET Study with Partial-Volume Correction. *J Nucl Med* 2000; 41: 1842-1848.
- 14) 中田 力: 3.0 T 装置の臨床. 日磁医誌 2001; 21: 161-169.
- 15) Kudo K, Terae S, Katoh C, Oka M, Shiga T, Tamaki N, et al: Quantitative cerebral blood flow measurement with dynamic perfusion CT using the vascular-pixel elimination method: comparison with H₂¹⁵O positron emission tomography. *AJNR Am J Neuroradiol* 2003; 24: 419-426.

Summary

Pixel Values of [¹⁵O]H₂O PET Images with OSEM Algorithm Depending on Numbers of Subset and Iteration Times: Comparative Assessment to FBP

Rie YAMANOI*¹, Kouichirou OKAMOTO*², Kazunori KAWAMURA*³,
Masaki OHKUBO*¹, Yuji SUZUKI*⁴ and Yukihiro NAKAMURA*⁴

*¹ Graduate School of Health Sciences, Niigata University

*² Department of Neurosurgery, Clinical Neuroscience Branch, Brain Reserch Institute, Niigata University

*³ Molecular Imaging Center, National Institute of Radiological Sciences

*⁴ Center for Integrated Human Brain Science, Brain Research Institute, Niigata University

To investigate a potential application of ordered subsets expectation maximization (OSEM) algorithm for clinical [¹⁵O]H₂O PET studies, region of interest (ROI) measurements were performed on both images with OSEM and filtered back projection (FBP). Forty OSEM images were reconstructed with variable combinations of numbers of the subset (1–40) and iteration times (2–12). PET scans were acquired using a PET/CT scanner (Discovery ST Elite, GE), and 3T-MRI images were obtained for fusion images. The mean values were measured on the frontal cortical regions in the middle cerebral artery distribution. Differences of the values between the OSEM and FBP were evaluated as %Error. Relationship between ROI mean values and the iteration times was investigated on the OSEM images. The smallest %Error 0.4% was

measured in the combination of the subset number 10 and iteration times 8 [10, 8], and in that of [28, 2]. The mean values were stable with iteration number 8 or more. OSEM image with [28, 2] was reconstructed in a shorter time (2.5 min) than that with [10, 8] (6 min). OSEM image with [28, 2] was superior to that with [10, 8] in the qualitative evaluation. The mean values on OSEM images with [28, 2] were comparable with those on FBP images with little artifacts and higher spatial resolution. OSEM with optimal parameter setting seemed applicable for both quantitative and qualitative [¹⁵O]H₂O PET studies.

Key words: [¹⁵O]H₂O, Positron emission tomography (PET), Ordered subsets expectation maximization (OSEM), Filtered back projection (FBP).