

## HD-PET 搭載 PET/CT 装置を用いた画像再構成条件の基礎的検討

細 貝 良 行<sup>1</sup>, 武 藤 洋 平<sup>2</sup>, 小田桐逸人<sup>3</sup>, 川 住 祐 介<sup>4</sup>, 白 井 章 仁<sup>1</sup>  
齋 藤 春 夫<sup>1</sup>

<sup>1</sup>東北大学大学院医学系研究科 画像解析学分野

<sup>2</sup>大崎市民病院 放射線技術部

<sup>3</sup>東北大学病院 放射線部

<sup>4</sup>東北大学大学院医学系研究科 画像診断学分野

### Differences of Image Reconstruction Condition of PET/CT Equipment : High Definition PET Reconstruction vs. 2D-OSEM and 3D-OSEM

Yoshiyuki HOSOKAI<sup>1</sup>, Youhei MUTOU<sup>2</sup>, Hayato ODAGIRI<sup>3</sup>, Yusuke KAWASUMI<sup>4</sup>, Akihito USUI<sup>1</sup>  
and Haruo SAITO<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Department of Imaging Analysis, Tohoku University Graduate School of Medicine*

<sup>2</sup>*Department of Radiology, Osaki Citizen Hospital*

<sup>3</sup>*Department of Radiology, Tohoku University Hospital*

<sup>4</sup>*Department of Clinical Imaging, Tohoku University Graduate School of Medicine*

Key words : Image Reconstruction Condition, PET/CT, HD-PET, OS-EM,  
Guidelines for Cancer FDG-PET/CT imaging technique

Positron Emission Tomography/Computed Tomography (PET/CT) is widely used in the diagnosis of early cancer, metastasis and recurrence of various cancers. PET scanners collect measurements of a patient's *in vivo* radiotracer distribution. Tomographic image reconstruction forms images of functional information in nuclear medicine applications and the same principles can be applied to modalities such as X-ray computed tomography. Standardized uptake value (SUV) is a relative measure of tracer uptake in tissue used in <sup>18</sup>F-fluorodeoxyglucose (FDG)-PET.

Two-dimensional (2D)-PET imaging only considers lines of response (LOR) lying within a specified imaging plane. The acquired data are collected along LOR through a two-dimensional object. Multiple 2D planes are stacked to form a Three-dimensional (3D) volume. In fully 3D-PET imaging, we acquire both the direct planes as well as the line-integral data lying on 'oblique' imaging planes that cross the direct planes. PET scanners operate in fully 3D mode to increase sensitivity, and thus lower the statistical noise associated with photon counting improving the signal-to-noise ratio in the reconstructed image.

Ordered Subsets Expectation Maximization (OSEM) is introduced to reduce reconstruction time of conventional Maximum Likelihood-Expectation Maximization (ML-EM). There are some algorithms in the image reconstruction methods of OSEM (i.e. 2D-OSEM, 3D-OSEM etc.). "High Definition PET Reconstruction (HD-PET)" is the one of them. However, the quality of FDG-PET images is sensitive to the image recon-

struction condition. As a result, the SUV value is subject to considerable variation in the condition. We found the suitable condition of image reconstruction and compared it with HD-PET and 2D-OSEM, 3D-OSEM. Statistical fluctuation of HD-PET is lower than 2D-OSEM and 3D-OSEM. It suggested the scan time is shorter and the image resolution is higher than other image reconstructions in HD-PET.

## 緒 言

日本における近代医学の発展はめざましく、診断・治療・生活の質 (Quality of Life: QOL) のレベルの高さは世界でもトップクラスである。一方、現在日本人の死亡原因第1位であるガンによる死亡数・罹患数は、部位によっては年々増え続けている現状がある<sup>1)</sup>。ガンの早期発見・早期治療は大変重要であり、治療成績や患者の QOL に大きく影響することは周知の通りである。

Positron Emission Tomography/Computed Tomography (PET/CT) 検査は、陽電子放出核種で標識された化合物を放射性トレーサーとして用い、生体の組織機能を画像化した PET 画像を得ることが可能である。また、PET 画像を補正する吸収係数を得るための CT データ、さらに、CT データから形態画像を得て診断に使用し、PET 画像と CT 画像を Fusion (重ね合わせ) させることで機能と形態の両面から診断可能である検査法で、ガンの早期診断、転移・再発の診断に広く利用されている。特にフルオロデオキシグルコース (fluorodeoxyglucose: FDG) を使用した FDG-PET 画像は、得られたデータを standardized uptake value (SUV)<sup>2)</sup> として半定量化し、集積部位の良悪、治療効果の判定、悪性度の進行具合などを診断する上での目安として重要な役割を担う。しかしながら、SUV には患者体内の目的組織固有の代謝状況が反映されるのみではなく、装置固有の感度やキャリブレーション状況、撮像条件、画像再構成条件等様々な要因が影響する。この要因に対応するために、ハードウェアに大きく依存する装置感度やキャリブレーション等はユーザーサイドで一定に保つよう、Quality Control (QC)<sup>2)</sup> を行うことで、患者間での相違が無いよう常に一定の撮像を行うこととなっている。しかしながら、装置のバージョンアップなどで新たなアルゴリズムや新しいソフ

トウェアが導入された場合には、画像の質の向上はめざましいものがあるが、以前得られた SUV の値が異なってしまう可能性がある。このことは、患者の疾患状態の経時的変化を把握する上では重大な問題となり得るため、どの程度の相違となるかを事前に把握することは大変重要である。

今回我々は、東北大学病院に新たに導入された SIEMENS 社製 PET/CT 装置 True Point Biograph 40 に搭載された High Definition PET Reconstruction<sup>3-5)</sup> (HD-PET 法) 画像再構成法を使用する機会を得た。HD-PET 法は従来の PET 画像に比べ病変のコントラストを 4 倍鮮明に描き出すとされ、がん診断の正確性が向上するとされている。しかしながら、前述したように画像コントラストが変化することで SUV の値も変化し、疾患のフォローアップのような経時的変化を把握する上で問題となる可能性が否定できない。そこで、この適正再構成条件を求め、従来から使用されている 2Dimension-Ordered Subsets Expectation Maximization (2D-OSEM 法)・3Dimension-Ordered Subsets Expectation Maximization (3D-OSEM 法)<sup>6-8)</sup> と比較しながら、その特性を把握することを試みたので報告する。

## 使用機器および方法

### 1. 使用機器・ファントム

- ・ PET/CT 装置: True Point Biograph 40 (SIEMENS 社製)
- ・ 画像再構成装置: Syngo Acquisition Workplace, Multi Modality Workplace (いずれも SIEMENS 社製)
- ・ Body Phantom: NEMA IEC Body Phantom (AcroBio Corporation)
- ・ 円柱ファントム: 京都科学製、直径 20 cm、全長 25 cm

Fig. 1-A に今回使用した Body Phantom の外観

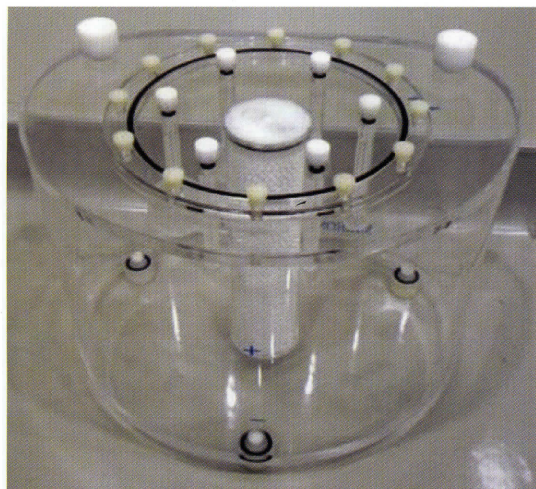


Fig. 1A



Fig. 1B

Fig. 1. 今回使用した Body Phantom の外観写真 (Fig. 1-A) と Body Phantom に封入する Hot 球の写真 (Fig. 1-B)

写真を示し, Fig. 1-B に Body Phantom に RI を封入するための球状の封入容器 (以下, Hot 球) の写真を示した。また, Fig. 2 に Body Phantom のバックグラウンド領域に 5.30 kBq/ml, 6 本の各 Hot 球に 21.2 kBq/ml の  $^{18}\text{F}$ -FDG 溶液を満たしたものを実際に撮影した参照画像を示した。Body Phantom には Fig. 1-B に示すようなサイズの異なった球状の封入容器が 6 本付属し, それぞれ, 10 mm, 13 mm, 17 mm, 22 mm, 28 mm, 37 mm sphere となっており, Volume に換算するとそれぞれ, 0.5 ml, 1.2 ml, 2.6 ml, 5.6 ml, 11.5 ml, 26.5 ml であ

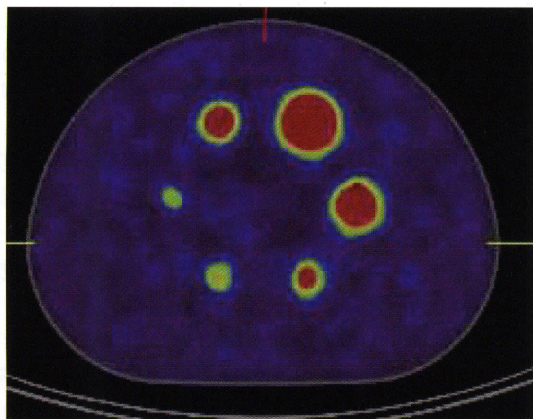


Fig. 2. Body Phantom のバックグラウンド領域に  $^{18}\text{F}$ -FDG 溶液を 5.30 kBq/ml 封入し, 6 本の各 Hot 球に同一放射能 21.2 kBq/ml の  $^{18}\text{F}$ -FDG 溶液を満たしたものを実際に撮影した参照画像。

る<sup>9)</sup>。これに同一濃度の RI を封入して使用する。得られたデータは, パーソナルコンピュータ上で動作するソフトウェアである Prominence Processor (核医学画像処理技術カンファレンス) ver.3.0<sup>10)</sup> に取り込み解析を行った。

## 2. 画像再構成条件

使用した画像再構成法は, 従来法である 2D-OSEM 法と 3D-OSEM 法, 新たに導入された HD-PET 法の 3 種とした。これら 3 種の画像再構成を行う上で, Iteration (it) と Subset (sb) を次の 8 通りの組み合わせとした。すなわち, it=2 のとき sb=8, 14, 21 の 3 通り, it=4 のとき sb=14, 21 の 2 通り, it=6, 7, 8 のときはすべて sb=21 とし, 合計 8 通りの組み合わせで行った。これ以上の組み合わせは装置の都合上選択不可能であった。

その他の撮影条件は臨床での撮影方法と同様に, 画像再構成マトリクスは  $168 \times 168$ , ボクセルサイズは  $X \times Y \times Z = 4.07283 \times 4.07283 \times 2$  (mm), 収集時間を 2 分とした。このパラメータは全身の PET 検査を行う上で, 東北大学病院で診療のために通常使用している条件と同様である。

## 3. リファレンス条件の決定

リファレンス条件としての理想画像を作成するため<sup>11)</sup>,  $^{18}\text{F}$ -FDG 溶液で満たした円柱ファントムを通常の収集条件の 15 倍の時間 (30 分間) 収集し,



得られたデータを各画像再構成法の条件で再構成し、平均値に対して標準偏差の値がどのくらいの割合になっているかを百分率で表した %RMSU (% root mean square uncertainty)<sup>12)</sup> を求めた。さらにこの分布曲線を微分し  $\Delta$  RMSU を求め、収束性を調べることで各画像再構成法における最適再構成条件 (リファレンス条件) を求めた<sup>12)</sup>。

#### 4. normalized mean squared error (NMSE 法) を使用した適正再構成条件の決定

Body Phantom を使用し、各再構成法で、it, sb, 平滑化フィルタを変えた画像を作成し、画像を評価する上での物理的指標である NMSE 法<sup>12)</sup> にて評価し、リファレンス条件で再構成された Body Phantom 画像により近い再構成画像、すなわち理想画像と再構成画像の偏差がもっとも少ない条件を決定することで、適正再構成条件を求めた。すべての画像再構成において、平滑化フィルタは Gaussian フィルタを使用し、Gaussian フィルタの半値幅 (full width at half maximum (FWHM)) を 4, 6, 8, 10, 12 mm の 5 種で再構成を行い、同一部位に関心領域 (ROI) を設定して NMSE の測定を行った。

#### 5. リカバリ係数の比較

4. で得られた各再構成法の適正再構成条件下で、Body Phantom 画像を測定することで得られる相対的放射能濃度と、ファントムに封入する直前に放射能濃度を測定して得られた真の放射能濃度の比であるリカバリ係数<sup>10,11)</sup> を求め、真の計数値と相対的計数値の比をがん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン<sup>11)</sup> の基準値と比較した。

#### 6. SUV の最大値 (SUV<sub>Max</sub>) の比較

各再構成法において実験により決定した適正再構成条件を使用し、実際に得られた臨床データに対して再構成を行い、正常な領域での SUV 値の最大値である SUV<sub>Max</sub> 値<sup>9,10)</sup> を各再構成法で得られた正常症例画像上での同一部位の測定を行った。Fig. 3 に参照画像を示した。測定にともない、集積濃度の相違が相対的計数値に影響がある可能性を考慮し、各再構成法での同一部位における高集積部・中等度集積部・低集積部での SUV<sub>Max</sub> 値の比較することとし、対応部位を高集積部位が脳、中



Fig. 3. 各画像再構成法 (HD-PET, 2D-OSEM, 3D-OSEM) における %RMSU と Iteration と Subset の積 (it×sb) との関係  
縦軸: %RMSU, 横軸: it×sb

等度集積部位を肝臓、低集積部位を肺野とした。また、疾患症例として Fig. 4 に示す肺転移症例での転移部位の SUV<sub>Max</sub> 値を各画像再構成での同一部位で比較を行った。

## 結 果

### 1. リファレンス条件の決定

Fig. 5 に %RMSU と Iteration と Subset の積 (it×sb) との関係を示した。縦軸を %RMSU, 横軸を it×sb とし、Fig. 6 に Fig. 5 を微分したグラフを示した。Fig. 5 から it×sb が大きくなっていくに連れ、%RMSU の値も大きくなる傾向が得られた。また、Fig. 6 の微分グラフを見ると、3 種全ての再構成法で it×sb が大きくなるに連れ、 $\Delta$  RMSU 値が 0.06 付近に収束していることが確認された。この結果から、リファレンス条件は全ての画像再構成法において it×sb が最大となる it8, sb21 とした。これ以上の組み合わせは装置の制



Fig. 4. 各画像再構成法（HD-PET, 2D-OSEM, 3D-OSEM）における  $\Delta\text{RMSU}$  と Iteration と Subset の積 ( $\text{it} \times \text{sb}$ ) との関係を示し, Fig. 3 の結果を微分することで得られたグラフ  
縦軸:  $\Delta\text{RMSU}$ , 横軸:  $\text{it} \times \text{sb}$

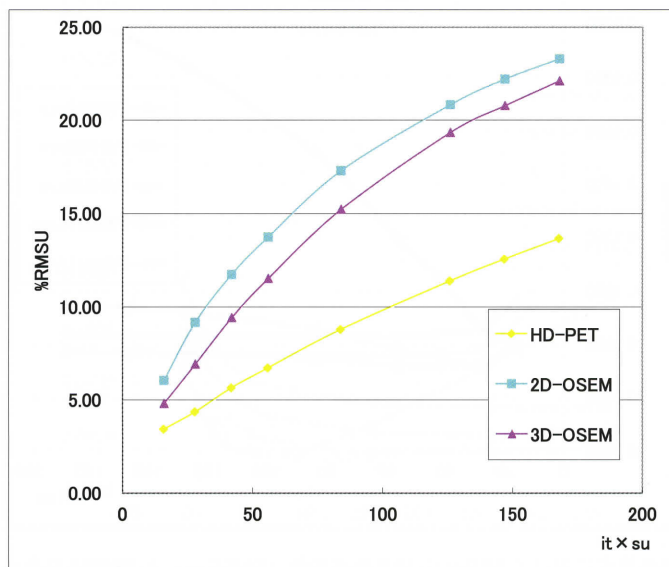


Fig. 5. 2D-OSEM 画像再構成における NMSE の ROI 内平均値 ( $\text{NMSE}_{\text{AVE}}$ ) と FWHM を変化させたときの  $\text{it} \times \text{sb}$  との関係  
縦軸:  $\text{NMSE}_{\text{AVE}}$ , 横軸:  $\text{it} \times \text{su}$

限がありできなかった。

## 2. NMSE 法を使用した適正再構成条件の決定

Fig. 7~Fig. 9 に各画像再構成法での同一 ROI における ROI 内平均値と FWHM を変化させたときの  $\text{it} \times \text{sb}$  との関係を示した。Fig. 7 は 2D-OSEM, Fig. 8 は 3D-OSEM, Fig. 9 は HD-PET とした。Fig. 7 より, 2D-OSEM 法では  $\text{it}4$ ,  $\text{sb}14$ , FWHM 8 mm で  $\text{NMSE}_{\text{AVE}}$  が最低値 0.0712 となり, Fig. 8 より 3D-OSEM 法では  $\text{it}4$ ,  $\text{sb}14$ , FWHM 6 mm と  $\text{it}4$ ,  $\text{sb}21$ , FWHM 8 の 2 点で  $\text{NMSE}_{\text{AVE}}$  の最低値が 0.0591, また, Fig. 9 より HD-PET 法では  $\text{it}4$ ,  $\text{sb}14$ , FWHM 6 mm で  $\text{NMSE}_{\text{AVE}}$  の最低値が 0.0516 となり, これらを適正再構成条件とした。

## 3. リカバリ係数の比較

Fig. 10 に 2. の結果で得られた NMSE 法で再構成を行った時のリカバリ係数の変動を示した。すべての Hot 球サイズおよびすべての再構成パラメータにおいて, がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドラインの基準値 38% をクリアしていた。また, Hot 球の 17 mm 径, 22 mm 径, 28 mm 径では HD-

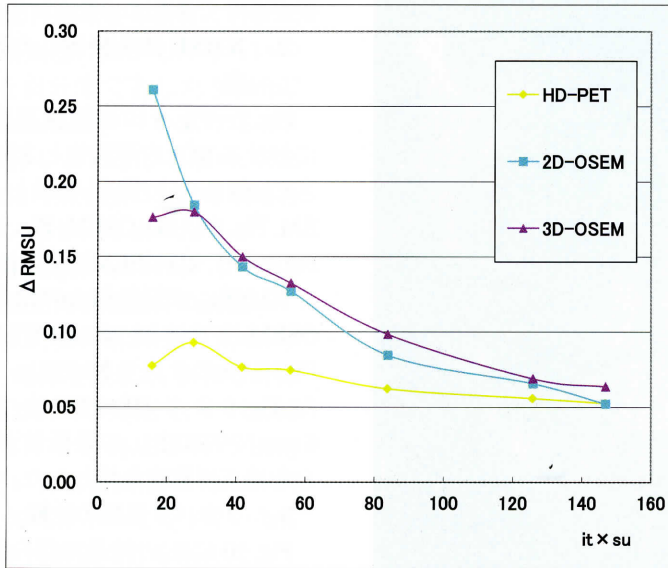


Fig. 6. 3D-OSEM 画像再構成における NMSE の ROI 内平均値 ( $NMSE_{AVE}$ ) と FWHM を変化させたときの  $it \times sb$  との関係  
縦軸:  $NMSE_{AVE}$ , 横軸:  $it \times su$

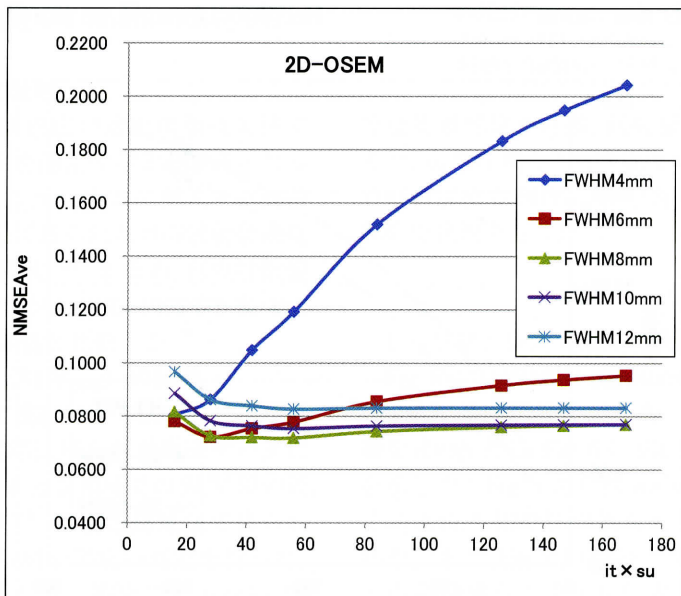


Fig. 7. HD-PET 画像再構成における NMSE の ROI 内平均値 ( $NMSE_{AVE}$ ) と FWHM を変化させたときの  $it \times sb$  との関係  
縦軸:  $NMSE_{AVE}$ , 横軸:  $it \times su$

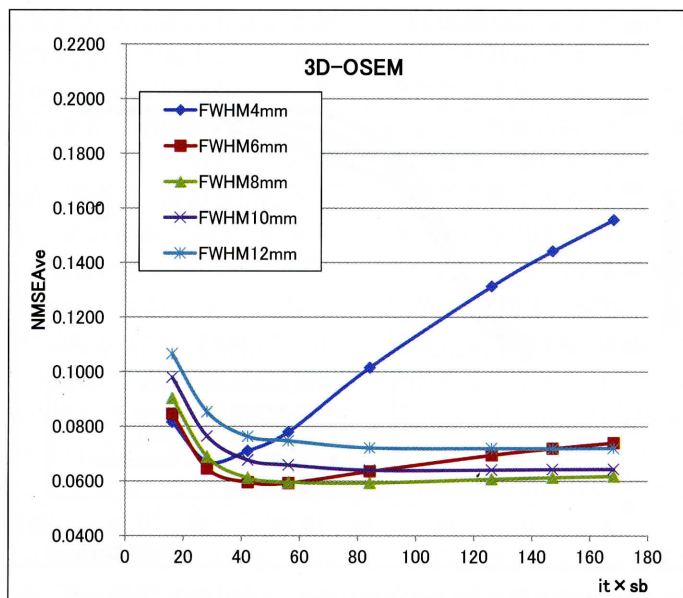


Fig. 8. 決定した適正画像再構成条件下における Body Phantom 画像取得時の真の放射能濃度に対する各 Hot 球の相対的放射能濃度の関係（リカバリ係数）  
縦軸：リカバリ係数（%），横軸：各 Hot 球の直径

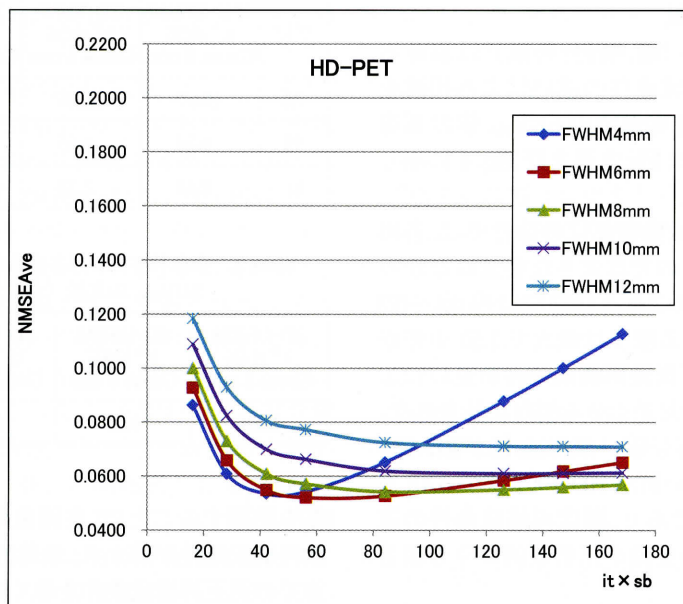


Fig. 9. 決定した適正画像再構成条件下における実際の臨床データで対象とした参照測定部位を示し，設定 ROI を上から高集積部位（脳），低集積部位（肺野），中等度集積部位（肝臓）を示した（すべての画像再構成において同一ワークステーションで同一部位に ROI を設定し測定を行った）



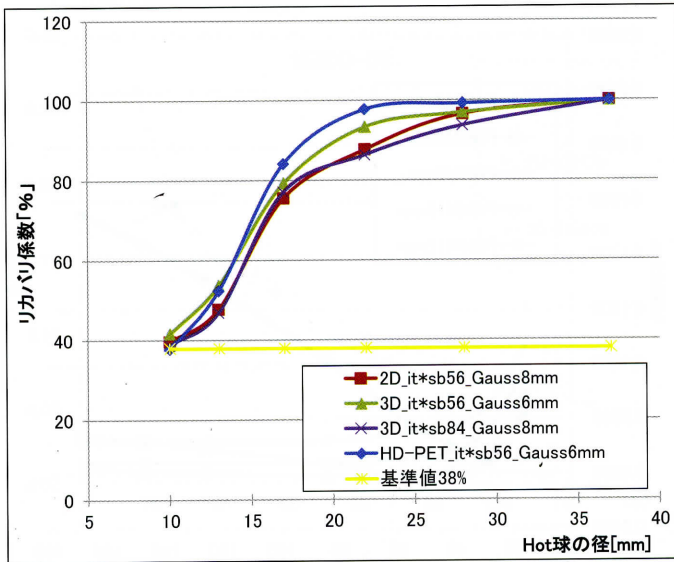


Fig. 10. 決定した適正画像再構成条件下における実際の肺がん症例における参照部位（すべての画像再構成において同一ワークステーションで同一部位に ROI を設定し測定を行った）

PET 法のリカバリ係数が他の条件に比べて高く、分解能が良いことが確認できた。

#### 4. SUV<sub>Max</sub> 値の比較

Table 1 に正常症例（脳、肺野、肝臓）における SUV<sub>Max</sub> 値の画像再構成条件の違いによる相違を示し、Table 2 に肺転移症例での SUV<sub>Max</sub> 値の相違を示した。測定部位は Fig. 3 および Fig. 4 に示した。

正常症例における低集積部位の肺野では、各再構成法での SUV<sub>Max</sub> 値の差は大きな相違はなかったが、中等度集積部位である肝臓では約 0.1～0.3 の差、高集積部位である脳では最大で 1.51 の差があり、高集積部位ほど画像再構成条件の違いによる SUV<sub>Max</sub> 値の変動が大きくなる傾向が見られた。

肺転移症例では、最も低い SUV<sub>Max</sub> 値が 2D-OSEM 法で 3.80、最も高い値が HD-PET 法で 5.45 となり、その差が 1.65 であり、画像再構成条件の違いによる SUV<sub>Max</sub> 値の変動が正常症例よりも顕著であった。

#### 考 察

本法により、理想画像と臨床条件の画像との偏

Table 1. 正常部位での各画像再構成条件下における SUV<sub>Max</sub> の比較（測定部位は Fig. 9 参照）

部位	2D-OSEM it*sb56 Gauss 8 mm	3D-OSEM it*sb56 Gauss 6 mm	3D-OSEM it*sb84 Gauss 8 mm	HD-PET it*sb56 Gauss 6 mm
脳	10.97	12.05	10.34	12.48
肺	0.54	0.55	0.54	0.57
肝	2.42	2.78	2.48	2.55

Table 2. 肺転移症例での各画像再構成条件下における SUV<sub>Max</sub> の比較（測定部位は Fig. 10 参照）

2D-OSEM it*sb56 Gauss 8 mm	3D-OSEM it*sb56 Gauss 6 mm	3D-OSEM it*sb84 Gauss 8 mm	HD-PET it*sb56 Gauss 6 mm
3.80	4.53	4.00	5.45

差を把握することで、各画像再構成法での最適画像再構成条件が導かれ、最終的には WholeBody 検査での適正再構成条件を導くことができた。本法は新たな装置やソフトウェア導入時に行うことで最適な再構成条件を導ける可能性を示唆する。また、Iteration・Subset・平滑化フィルタの組み合わせ



せによって  $NMSE_{Ave}$  値が大きく変化することが明らかになったが、 $SUV_{Max}$  値も変化することが示唆された。これは Matsumoto ら<sup>13)</sup> が述べているのと同様に、画像再構成条件は臨床診断に大きく影響を与える要因の1つだと考えられる。これらの変化を実験的に事前に把握し、読影者に伝えることはオペレータとしての責務であり、患者の QOL に大きく影響するものと考えられる。

%RMSU,  $NMSE$ , リカバリ係数による比較で HD-PET 法の有用性が示唆された。%RMSU による評価では、Iteration×Subset が大きくなるに従って、HD-PET 法が他の再構成法よりも早く収束し、統計変動が小さいことが示され、より再現性が良い検査が可能になることを示唆している。 $NMSE$  による評価では、 $NMSE_{Ave}$  最低値を比べると、2D-OSEM 法で 0.0712、3D-OSEM 法で 0.0591、HD-PET 法で 0.0516 となり、HD-PET 法が最もリファレンス画像により近いことが示された。これらにより、HD-PET 法ではより短時間の検査で 2D-OSEM 法や 3D-OSEM 法と同等の画像が得られる可能性があることを示唆された。より短時間での検査が可能になれば、検査効率の上昇・患者の負担軽減などに繋がり、大変有用であると考えられる。これに関しては測定時間と  $SUV$ , コントラスト, ノイズ等のさらなる検討が必要であり、現在準備を行っている。リカバリ係数の評価では、Hot 球 17 mm 径, 22 mm 径, 28 mm 径では HD-PET 法のリカバリ係数が他の条件に比べて明らかに高く、空間および濃度分解能が高いことが示唆された。これにより、分解能が低い装置や被写体のサイズが小さい場合など、部分容積効果の影響が大きい場合には特に有用性があることを示唆している。一方、統計学的変動が少なく、空間および濃度分解能に優れる画像再構成アルゴリズムである HD-PET 法ではあるが、唯一の問題点として、計算時間の増加があげられる。実測していないため詳細は解らないが、感覚的には他の画像再構成条件と比較すると 2 倍程度の計算時間がかかっている印象である。しかしながら、コンピュータの発展とともに計算時間の短縮が考慮されるため大きな問題では無いものと考えられる。

臨床画像による比較では、再構成法の違いによって  $SUV_{Max}$  値が大きく異なり、高集積部位ほどその差は顕著であった。そのため、経過観察を目的とした検査の場合は、再構成条件による  $SUV_{Max}$  値の変動を避けるために、1つの再構成条件に統一する必要があると考える。しかしながら、明らかに新たな再構成アルゴリズムが優れているのであれば、これを読影者に提供しない手はない。したがって、臨床の現場においては同一のデータを使用して、HD-PET 画像再構成の画像と患者の経時的変化の把握を目的として、それ以前に使用していた従来法で画像再構成をおこなった画像の 2 種類の画像を提供するなどして、装置やソフトウェアの移行期に対応する必要があるものと考えられる。

核医学検査において定量性を担保する重要性は周知の通りである。特に FDG-PET 検査における  $SUV$  の値は、がんの進行状況の指標として大変重要であり、疾患部位の大小だけではなく質の診断が可能となったことで、患者の QOL に大きく寄与している。しかしながら、日進月歩の放射線機器において、装置の更新やバージョンアップに伴う画質の向上や検査時間の短縮などが考慮される反面、その影響によりこれらの定量性が変化することになってしまうのは一長一短がある。臨床の現場では、装置更新や新たなアルゴリズム等により得られる様々な恩恵とそれまでの定量性を担保するための処理の間で困惑することになる。ハードウェアやソフトウェアの発展なくしてはこの分野の進歩はあり得ないことを考えれば、既存の考え方にとらわれず新しいものを正しく理解し、議論する必要がある。本研究で行ったように新たな画像再構成法と既存の画像再構成法を比較することで、一定の指標が得られるものと考えられる。

## 文 献

- 1) 厚生労働省：死亡数及び死亡率の年次推移, <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/geppo/nengai08/kekka3.html>, 2012
- 2) 日本核医学会：FDG PET, PET/CT 診療ガイドライン, 2010

- 3) Casey, M.E. : Improving PET With HD・PET +Time of Flight, Director of Physics, Siemens Molecular Imaging, 2008
- 4) Wong, W.H., Mullani, N.A., Philippe, E.A., Hartz, R., Gould, K.L. : Image improvement and design optimization of the time-of-flight PET. J. Nucl. Med., **24**, 52-60, 1983
- 5) Fu, L., Qi, J. : A residual correction method for high-resolution PET reconstruction with application to on-the-fly Monte Carlo based model of positron range, Medical Physics., Vol. 37, No. 2, 2010
- 6) Lange, K., Bahn, M., Little, R. : A theoretical study of some maximum likelihood algorithms for emission and transmission tomography, IEEE Trans. Med. Imaging, **6**, 106-114, 1987
- 7) Gilland, D.R., Jaszczak, R.J., Wang, H., Turkington, T.G., Greer, K.L., Coleman, R.E. : A 3D model of non-uniform attenuation and detector response for efficient iterative reconstruction in SPECT, Phys. Med. Biol., **39**, 547-561, 1994
- 8) Alessio, A., Kinahan, P. : PET Image Reconstruction, Case-Based Nuclear Medicine, 2<sup>nd</sup> ED., 2011
- 9) がん FDG-PET 撮像法の標準化 WG : がん FDG-PETCT 撮像法ガイドラインファントム試験マニュアル NEMA IEC ボディファントムの準備～撮像手順～解析まで Ver. 1.00, 2010
- 10) 社団法人日本放射線技術学会核医学分科会 : SPECT データ処理評価用デジタルファントム (物理特性評価) 取扱説明書, 2007
- 11) 日本核医学技術学会 : がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン, 核医学技術, Vol. 29 No. 2, 2009
- 12) Onishi, H., Iida, T., Matsuo, S., Kida, T., Yoshimura, M., Noma, K., Masuda, K. : Fundamental Evaluation of the ML-EM Reconstruction Algorithm for SPECT Images : Resolution, Noise, and Optimal Iterations, Jpn. J. Radiol. Technol., **57**(11), 1365-1371, 2001
- 13) Matsumoto, K., Matsuura, G., Monita, E., Sakamoto, S., Nakamoto, Y., Senda, M. : Evaluation of Optimized Injection Dose and Acquisition Time Using Body Mass Index for Three-dimensional Whole-body FDG-PET, Jpn. J. Radiol. Technol., **60**(11), 1564-1573, 2004