

## 最高の PET/CT 画像を提供するには - 収集カウントから TOF, PSF, Q.Clear™ を考える -

座長 岩手医科大学附属病院 PET・リニアック先端医療センター 中央放射線部 三浦 頌太 (Miura Shota)

### 【座長集約】

今年のテクニカルミーティング核医学は、「収集カウントからTOF, PSF, Q.Clearを考える」をテーマにPET画像の信号成分となるTrue count (収集カウント)に着目し、収集カウントが各再構成技術によって構築された画質に与える影響について考えることにしました。山形大学医学部附属病院の大場誠さんからは、収集カウントがTOFとPSFの画質に与える影響について、東北大学病院の宮本佳史子さんからは、収集カウントがQ.Clearの画質に与える影響についてご報告いただきました。今回は、「がんFDG PET/CT撮像法ガイドライン」を参考にNEMAボディアファントムを用いた%contrast, %CV, リカバリ係数の評価から収集カウントの変化に伴う各再構成技術の挙動について検討していただきました。

今回のお二人の検討から、最高のPET/CT画像を提供するには収集カウントを「十分に稼ぐ」、さらに「揃える」ことが重要であると感じました。「十分に稼ぐ」

は、収集カウントを十分に稼がないと、その効果を最大限に発揮できず、画質や定量性が損なわれるということです。また、一般的にPET検査は収集時間で管理されているため、被検者個々の収集カウントはばらばらであります。よって、PET画像の安定した定量性やコントラストを得るには、個々の収集カウントを「揃える」ことで担保できるということが分かりました。被検者個々のPET画像の画質、定量性の差を少なくしていくことが我々の腕の見せどころであると感じました。各ご施設で是非収集カウントがどのくらい得られているのかを考えていただけると幸いです。

最後に、本検討にあたり夜遅くまで詳細なデータをまとめていただいた演者のお二人と、実験にご協力いただいた各ご施設の方々に感謝申し上げます。また、活発な議論をいただきました参加者の皆さま、実行委員の皆さまに紙面をお借りしてお礼申し上げます。

## 最高の PET/CT 画像を提供するには - 収集カウントから TOF, PSF を考える -

山形大学医学部附属病院 放射線部 大場 誠 (Ohba Makoto)

### 【背景】

Positron emission tomography(PET)は体内に投与した放射性薬剤の体内挙動を画像化し、認知症の診断、生体機能の解明など診療や研究に幅広く利用されている。PET/CT装置には画質改善のために様々な画像再構成技術が実用化されているが、それぞれの補正や画像再構成が適正に行われていないと臨床画像での使用には繋がらないと思われる。

### 【理論】

#### •Time of flight(TOF)補正

従来、一对の消滅放射線のある時間の枠内で同時計測し、両検出器を結ぶ同時計数線(LOR)上に等しい確率で放射性核種の存在を仮定していた。TOF補正は、対となっている消滅放射線の検出器への時間差を利用し、LOR上に放射性核種の位置を特定する技術のことである。TOF補正の実用化に

は高感度で検出効率が高く時間分解能が良いシンチレータ(LSO等)が必要になる。

#### •Point spread function(PSF)補正

視野の中心付近で発生した消滅放射線はシンチレータに垂直に入射するため、入射したシンチレータがそのまま発光し、LORを消滅放射線の発生位置と同じ位置で検出することが可能である。一方、視野辺縁で発生した消滅放射線はシンチレータに斜めに入射することになり、LORと実際の消滅放射線の発生位置にずれが生じる場合がある<sup>1)</sup>。PSF補正は、あらかじめ視野内のPSFデータを測定し、画像再構成アルゴリズムに組み込む手法のことでデータ収集時のシンチレータの発光傾向から光子の入射方向を推定し、LORを正しい位置に補正を行う技術のことである。

## 【目的】

PET収集カウントが画像再構成技術であるTOF、PSFの画質に与える影響について検討を行った。

## 【使用機器】

PET/CT装置:Biograph mCT(64) 4R (LSO: Lu<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>) (SIEMENS Healthcare) Syngo CT workplace VA48A(SIEMENS Healthcare)  
解析ソフト:TrueD(SIEMENS Healthcare) ImageJ  
NEMA IEC Body Phantom

## 【方法】

### ・収集方法

NEMA IEC Bodyファントムに、バックグラウンド領域の放射能濃度を2.65kBq/mlおよびより低投与量を想定した1.325kBq/mlで調整し、バックグラウンド領域の4倍となる放射能濃度の<sup>18</sup>F-FDG溶液を10、13、17、22、28、37mmの各ホット球に封入した。調整後、CT撮影を行い放射能濃度2.65kBq/mlの時点で一回目のPET撮像を行った。一回目の開始時刻から1半減期後の1.325kBq/mlとなる時刻から二回目のPET撮像を行った。収集はListモードで行い、撮像時間は10分間である。

### ・画像再構成

放射能濃度2.65および1.325kBq/mlそれぞれにおいて目標とする真の同時計数(Trueカウント)を4.8、9.6、14.4、19.2、24.0、28.7Mcountを得られる時間でListモードから切り出しを行った。目標とするTrueカウントは、収集時間30秒から3分に相当するデータで作成した。再構成条件は、OSEM法TOF補正無しの場合はSubset24、Iteration2、TOF補正有りの場合はSubset21、Iteration2、Gaussian Filter FWHM=5.0mm、吸収補正CTAC法、散乱線補正SSS(single scatter simulation)であった。

### ・解析方法

がんFDG-PET/CT撮像法ガイドラインのファントム試験項目の一部である1)リカバリー係数(RC:recovery coefficient)、2)変動係数(CV:coefficient of variation)、3)コントラスト(contrast)の3項目で検討を行った。リカバリー係数の算出方法はホット球が最も明瞭に描出されるスライスにおいて各ホット球のSUVmaxの測定を行った。変動係数は、ホット球消失箇所とファントム下端の中間のスライスにおいて測定を行った。コントラストはホット球が最も明瞭に描出されるスライスにおいて10mmホット球とバックグラウンド12か所の測定を行った。リカバリー係数、コントラスト(contrast:  $Q_{H,10mm}$ )、変動係数(CV)の算出式は以下に示す。

$$RC(SUV_{max}) = \frac{PET\ value[Bq/ml]}{Injection\ activity[Bq]/Body\ weight[g]}$$

$$\%CV = \frac{SD_{BG}}{Mean_{BG}} \times 100[\%]$$

SD<sub>BG</sub>:バックグラウンド領域に設定したROI内の標準偏差

Mean<sub>BG</sub>:バックグラウンド領域に設定したROI内の平均画素値

$$\%contrast(Q_{H,10mm})$$

$$= \frac{C_{H,10mm}/C_{B,10mm} - 1}{a_H/a_B - 1} \times 100[\%]$$

C<sub>H,10mm</sub>:直径10mmホット球に対するROI内の平均画素値

C<sub>B,10mm</sub>:直径10mmの円形ROI (n=12)を用いて算出したバックグラウンドの平均画素値

a<sub>H</sub>:ホット球内の放射能濃度[Bq/ml]

a<sub>B</sub>:バックグラウンド領域内の放射能濃度[Bq/ml]

## 【検討項目】

放射能濃度2.65および1.325kBq/mlのデータにおける画像再構成法の組み合わせとして、OSEM、OSEM+TOF、OSEM+PSF、OSEM+TOF+PSFの4項目において再構成を行った。

## 【結果および考察】

### 1) RC (recovery coefficient)

ホット球とバックグラウンド領域の放射能濃度比は4:1で調整したため、基準値はSUVmax=4.0となる。放射能濃度2.65kBq/ml、RCの結果を示す(Fig.1)。4項目の画像再構成において収集カウントが増加すると基準値まで到達するまでのグラフが収束し、グラフの変動が少なく、定量性が向上した。小さい球径から最も早く基準値に到達したのはOSEM+TOF+PSFであり、最も遅く基準値に到達したのはOSEMであった。定量値においてPSF補正を行ったOSEM+PSF、OSEM+TOF+PSFは基準値と比較して過大評価傾向を示した。放射能濃度1.325kBq/ml、RCの結果を示す(Fig.2)。放射能濃度2.65kBq/mlより基準値までの到達が遅延していたが、同様に定量値の過大評価と収集カウントの増加に伴ってグラフの変動が少なくなった。

PSF補正を行ったOSEM+PSF、OSEM+TOF+PSFでSUVmaxが基準値より高値を示したのは、PSF補正画像は集積の辺縁が高集積となるGibbsアーチファクトが出現し、集積を過大評

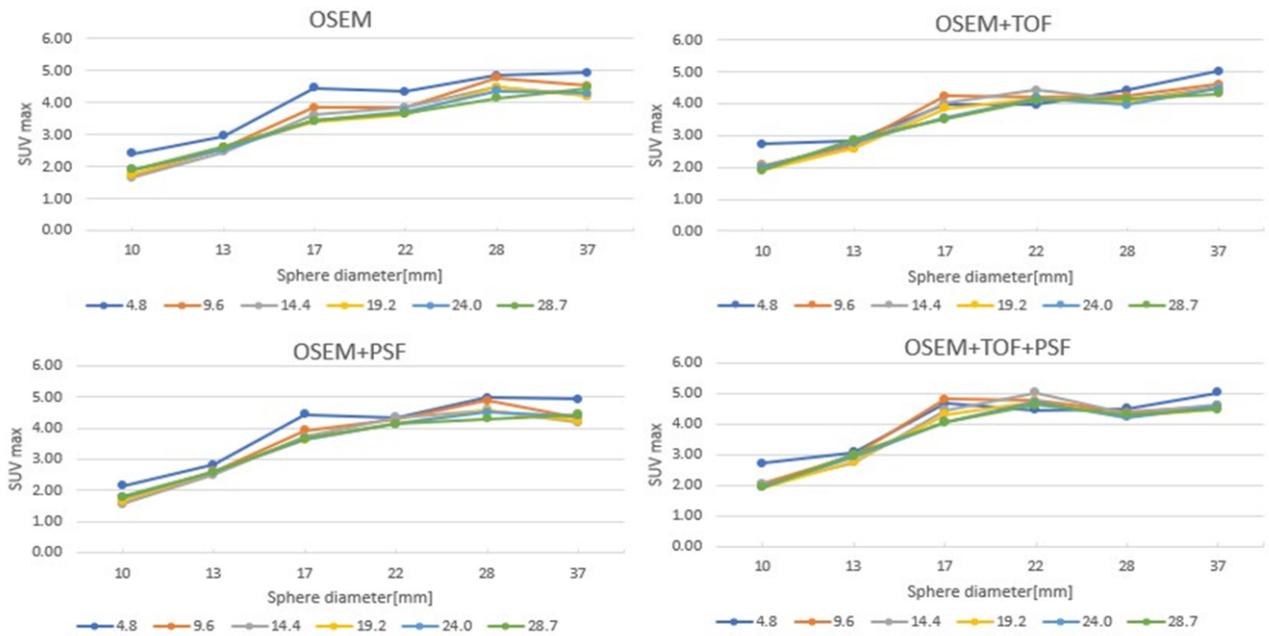


Fig.1 RC 2.65kBq/ml

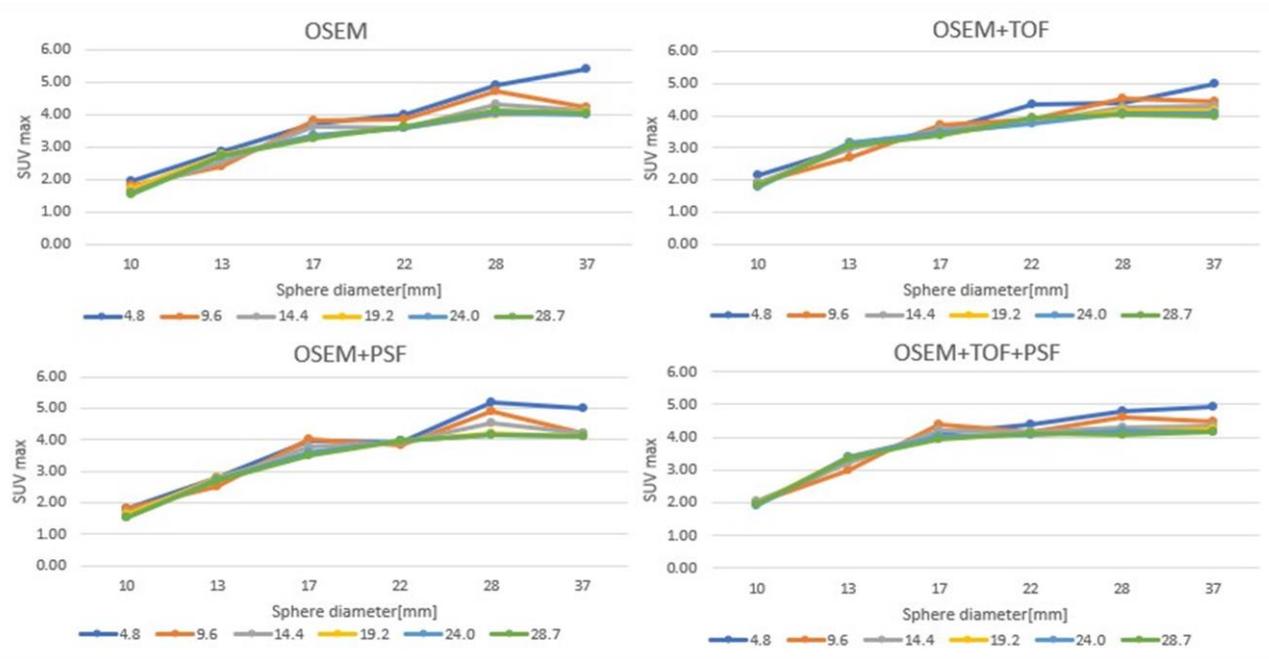


Fig.2 RC 1.325kBq/ml

価する<sup>2)</sup>ことが原因であると考えられる。Fig.2、OSEM+PSFのRCの結果からも、収集カウンターの低下に伴い、SUVmaxが基準値から離れていた。グラフの変動を認めた17、28mmホット球におけるプロフィールカーブ作成結果でもOSEMと比べOSEM+PSFは球径箇所Gibbsアーチファクトとみられる現象を認めた。従って、適正な収集カウントを担保していないとPSF補正による過補正が生じることが考えられる。

2) %CV(coefficient of variation)

放射能濃度2.65および1.325kBq/ml、CVの結果

を示す(Fig.3)。4項目の画像再構成において収集カウンターの増加で%CV値の低下を認め、その中でPSF補正を行ったOSEM+PSF、OSEM+TOF+PSFが最も低値を示した。PSF補正を行わないOSEM、OSEM+TOFについては両者の%CV値に大きな違いはなかった。

PSF補正を行ったOSEM + PSF、OSEM + TOF + PSFにおいて%CVが低値を示したのは、PSF補正はPET画像の空間分解能やノイズ特性を改善する<sup>3)</sup>ことが原因であると考えられる。PSF補正を行うことで収集カウンターの増加に伴いRCの収束性も向上し、

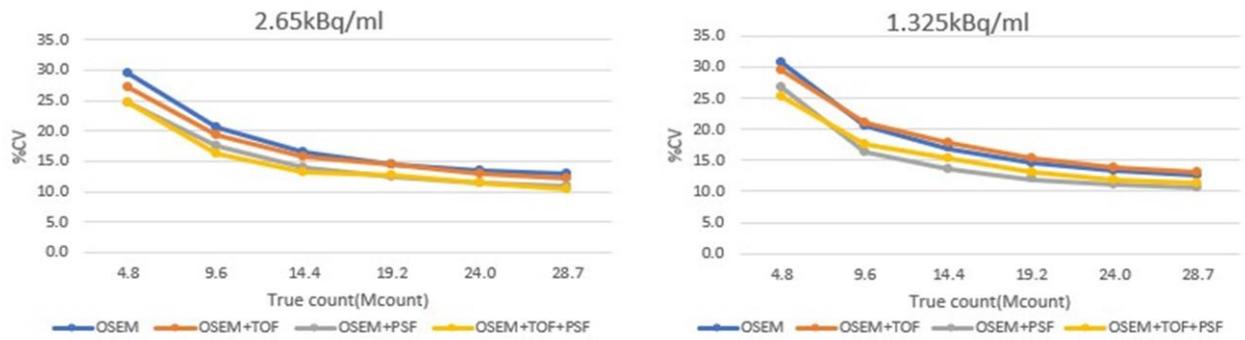


Fig.3 %CV

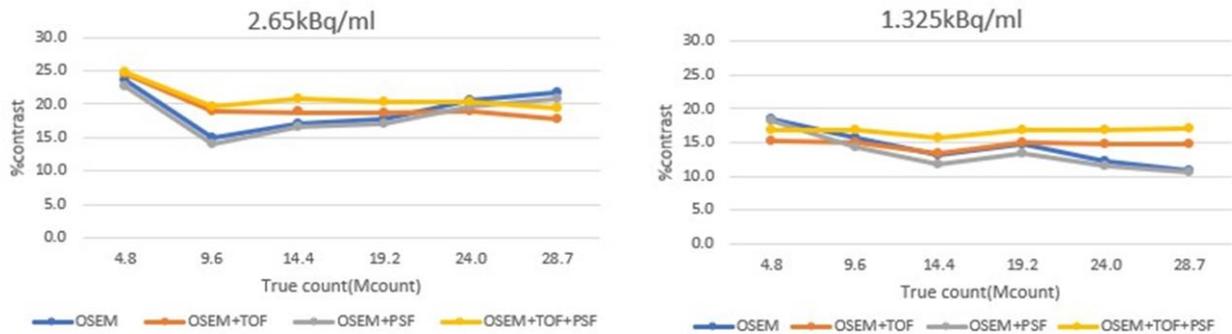


Fig.4 %contrast

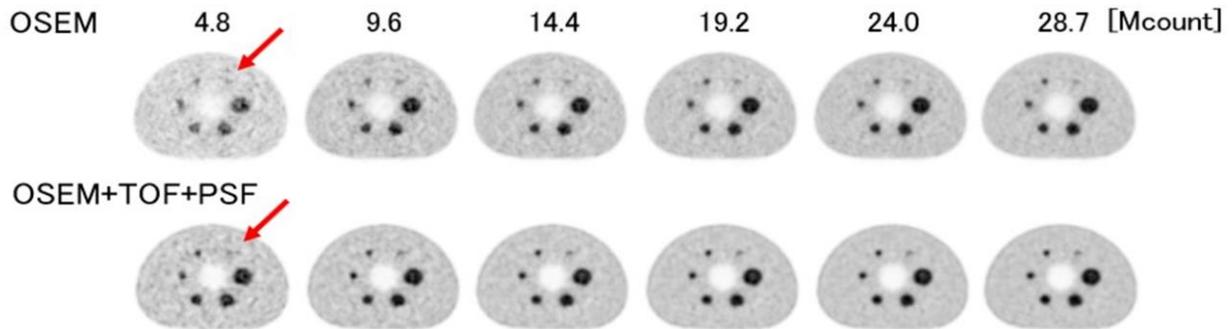


Fig.5 1.325kBq/ml 画像再構成法の違いによる10mmホット球の描出変化

ホット球の描出能も向上することから、PSF補正効果によって、画像のバックグラウンド領域のノイズ低減を認め、%CVの低下を認めたと考える。OSEM、OSEM+TOFにおいて%CVに変化が無かったのは、TOF補正はノイズ低減の効果が低く、画像の均一性は改善しないためと考える。

### 3) %contrast

放射能濃度2.65および1.325kBq/ml、%contrastの結果を示す(Fig.4)。OSEM、OSEM+PSFは収集カウントの変化で%contrastに変動を認め、OSEM+TOF、OSEM+TOF+PSFは収集カウントが変化しても%contrastの変動が少なかった。%contrastの値については放射能濃度2.65kBq/mlの方が高値を示していた。

OSEM、OSEM+PSFにおいて%contrastの変動を示したのは、PSF補正はPET画像の空間分解能やノイズ特性を改善する<sup>3)</sup>ことが10mmホット球の描出に影響を与えているためと考える。OSEM+TOFにおいて%contrastに変動が少なかったのは10mmホット球とバックグラウンド領域の値の関係性が一定であることが分かり、TOF補正を行うことで収集カウントに依存せず、ホット球の描出能が向上し、%contrastの変動が少なくなったためと考える。OSEM+TOF+PSFが4項目の画像再構成の中で%contrastが最も高値を示したのはOSEMにTOFとPSFを組み合わせることで、TOF補正によるホット球のコントラスト向上、PSF補正のノイズ低減効果により%contrastが最も高値を示したと考える(Fig.5)。

但し、TOF補正、PSF補正効果を発揮するにも十分な収集カウントを得ることが必要である。

【結語】

画像再構成技術TOF、PSFは画像ノイズ、コントラ

スト等の改善による病変部の検出に有効であり、これらの再構成技術が適正に行われたPET画像を得るためには、十分な収集カウントが必要不可欠である。

【参考文献】

- 1) Michael E, et al. Improving PET With HD-PET + Time of Flight. Siemens Molecular Imaging.
- 2) Bing Bai, et al. The Effect of Edge Artifacts on Quantification of Positron Emission Tomography. IEEE Nucl Sci Symp Conf Renc. 2263-2266. 2010
- 3) Panin VY, et al. Fully 3-D PET Reconstruction With System Matrix Derived From Point Source Measurements. IEEE Trans Med Imaging. 25: 907-921. 2006

## 最高の PET/CT 画像を得るには - 収集カウントから Q.Clear™ を考える -

東北大学病院 診療技術部 放射線部門 宮本 佳史子 (Miyamoto Yoshiko)

【はじめに】

臨床用PET/CT装置の技術は目覚ましく進歩している。Time of flight (TOF) により画像のSNRが向上し、Point spread function (PSF) 補正により位置分解能が向上した。新しい逐次近似再構成法を用いたメーカー独自の手法も出てきている。GE Healthcare社はBlock sequential regularized expectation maximization法という、罰則関数を用いた逐次近似再構成法を開発し、Q.Clearという名称で最近のPET/CT装置に搭載している。TOFやQ.Clearを用いると、撮像時間が短縮されるといわれているが、収集カウントの減少につながる。収集カウントを減らしても、画質は担保できるのだろうか。そこで本検討では、収集カウントがQ.Clearの画質に与える影響について検討した。

従来、相互関係にあった定量精度と画質の双方が向上するため、十分収束かつ安定したSUVと優れた画質の画像となる。Q.ClearにはHot部分をより明瞭にする一方で、ノイズの増加を抑制する効果がある。従来法と比較してSUVのmax値が変わるため、注意が必要である。

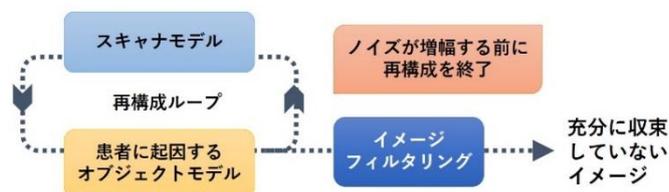
使用時に設定できるパラメータはノイズ抑制強度のパラメータであるβ値のみで、1～10000の間で細かく変更することができる。このβ値の設定によって画質が変化する。また、アルゴリズム内にPSF補正が組み込まれている。

従来のPETで行われている逐次近似画像再構成法(OSEM)では、スキャナに起因する要因補正と、患者に起因する要因補正のモデル化といった演算を行い、最後にフィルタリングを行っている。演算の繰り返し回数を調整し、良い画像データに近づけるが、その回数を多くすると画像中のノイズを増幅させてしまう。

【Q.Clearとは】

定量性向上のための再構成アルゴリズムである。

(a) 従来の逐次近似画像再構成



(b) Q.Clearの画像再構成



Table 1 収集時間

目標とする True count (M count)	岩手医大 (sec)	東北大 (sec)
4.8	30	22
9.6	60	43
14.4	90	64
19.2	120	85
24.0	150	106
28.7	180	126

Steve Ross : Q.Clear. In GE Healthcare White Paper. 2014 一部改変

Fig.1 画像再構成法

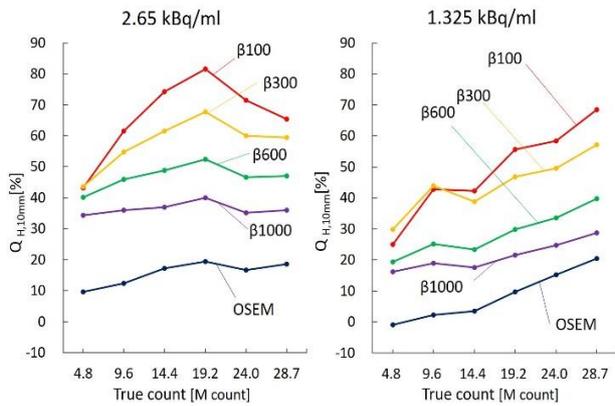


Fig.2 コントラスト

左が 2.65 kBq/ml、右が 1.325 kBq/ml のグラフ  
縦軸はコントラスト、横軸は True Count

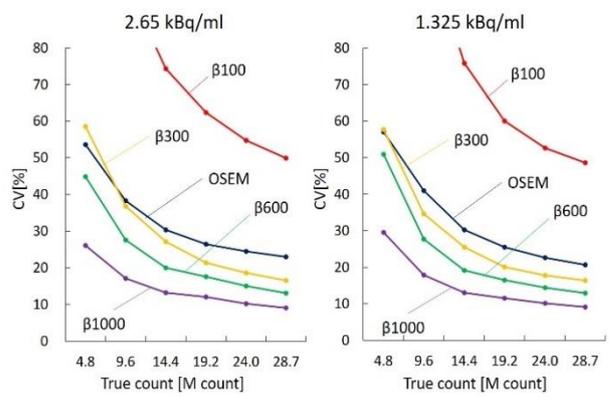
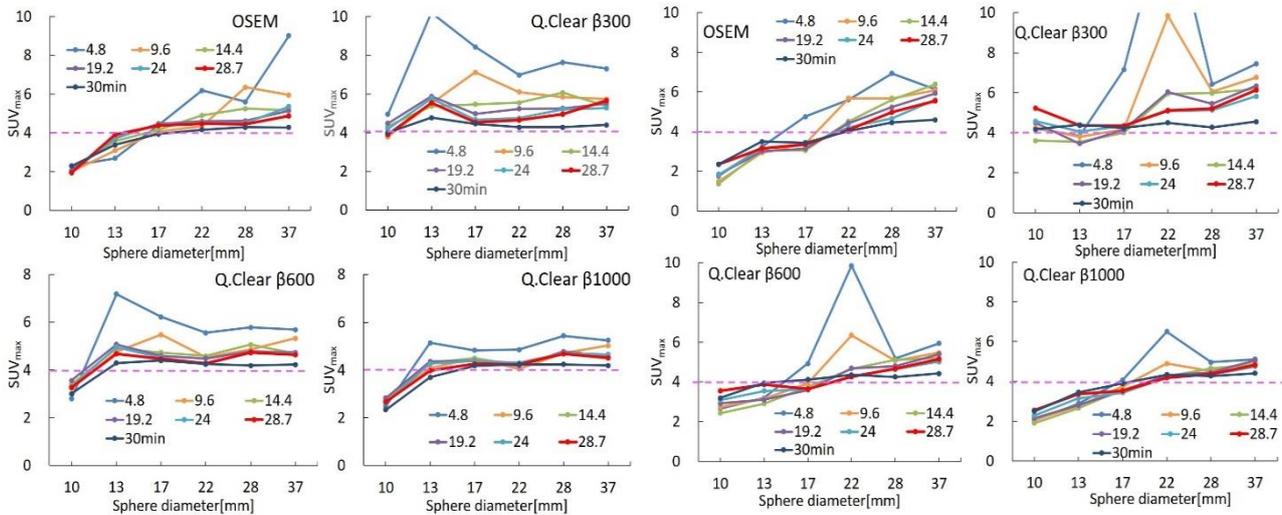


Fig.3 変動係数 CV

左が 2.65 kBq/ml、右が 1.325 kBq/ml のグラフ  
縦軸は CV、横軸は True Count



(a) 2.65 kBq/ml

(b) 1.325 kBq/ml

Fig.4 リカバリー係数 RC

縦軸は SUV<sub>max</sub>、横軸は Hot 球の球径

そのため、画質を優先するため十分に収束する前に演算数を制限し、ポストフィルタリングで画像の平滑化を行っている (Fig.1-a)。

一方、Q.Clear ではポストフィルタリングは行わない。演算の繰り返しを多く行ってもノイズが増幅しないよう、アルゴリズム内にノイズをコントロールするための演算式 Regularization が組み込まれている。Regularization では、OSEM の演算からノイズ成分を引く処理を行っている。これにより繰り返し回数を増やし、十分に収束した画像を再構成することができる。信号のどこまでをノイズと判断し、どれくらいの成分を引くかの強度が  $\beta$  値となっている。 $\beta$  値が大きいほどノイズ抑制の強度が強い (Fig.1-b)。

### 【方法】

使用装置は SiPM 半導体搭載型 PET/CT 装置、Discovery MI.v (GE Healthcare)。NEMA IEC Body phantom に  $^{18}\text{F}$ -FDG を Hot 球:バックグラウンド=4:1 と

なるよう封入し、30 分間 List mode で撮像した。撮像開始時の放射能濃度は 2.65 kBq/ml とより低濃度を想定した 1.325 kBq/ml である。マトリクスサイズは  $192 \times 192$ 、FOV は 700 mm とした。切り出す収集時間は、岩手医大でのファントム実験にて決定した 2.65 kBq/ml での目標 True count をもとに計算した (Table 1)。

再構成法は Q.Clear と比較のために OSEM (Iteration 3, Subset 16, Filter 5 mm) とした。Q.Clear の  $\beta$  値は 100、300、600、1000 とし再構成を行った。

検討項目は、がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドラインのファントム試験項目に従い、%コントラスト、変動係数 (CV)、リカバリー係数 (RC) である。RC は SUV<sub>max</sub> で算出した。解析には Image J と GE Healthcare 社製ワークステーションの Xeleris Version 4.0 を用いた。

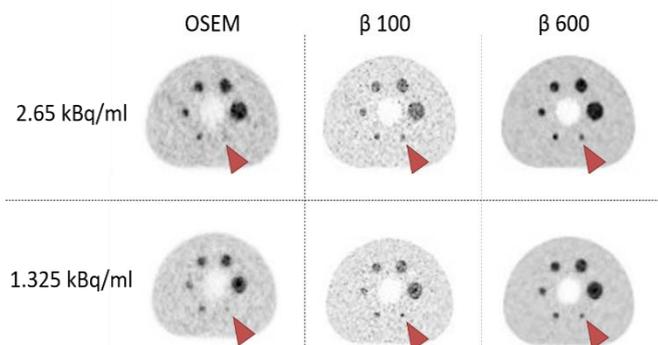


Fig.5 28.7M count での NEMA ファントム

### 【結果】

コントラストはどちらの濃度でもOSEM法よりQ.Clearで高いコントラストを示した。また、高β値ほどコントラストが低くなる傾向だが、安定したコントラストを示した。低β値では高コントラストだが、カウントによって大きくばらつく結果となった(Fig.2)。

CVはどちらの濃度でもカウントが増えるほど、また高β値ほど、CVは低下する傾向となった。濃度の違いによって値に大きな違いは見られなかった(Fig. 3)。

RCの結果は再構成ごとに示している(Fig. 4)。ファントムのHotとB.G.の比が4:1であるため、理論値はSUV4であり、ガイドラインにある30分のデータをRCのリファレンスとしてグラフ中に示した。また、変動が大きいβ100の結果を省いた。結果は濃度にかかわらず、高β値、高カウントで理論値に収束する傾向を示した。低β値では変動が大きく、特に低濃度においてより変動が大きい結果となった。赤線が28.7M countの結果だが、変動も小さくリファレンスに近いグラフとなった。

### 【考察】

#### ・コントラスト

濃度にかかわらずQ ClearはOSEMに比べて高いコントラストを示した。これは、Q.Clearの効果でHot部分がより明瞭になる一方で、ノイズの増加は抑制された画像となっているためと考えられる。Fig. 5にファントム画像を示す。OSEMでは10mm球が不明瞭だが、一方Q.Clearでは10mm球が明瞭に見えており、画像からもコントラストの違いがわかる。

次に、本来コントラストはカウントに依存しないは

$^{18}\text{F}$ -FDG濃度：2.65 kBq/ml

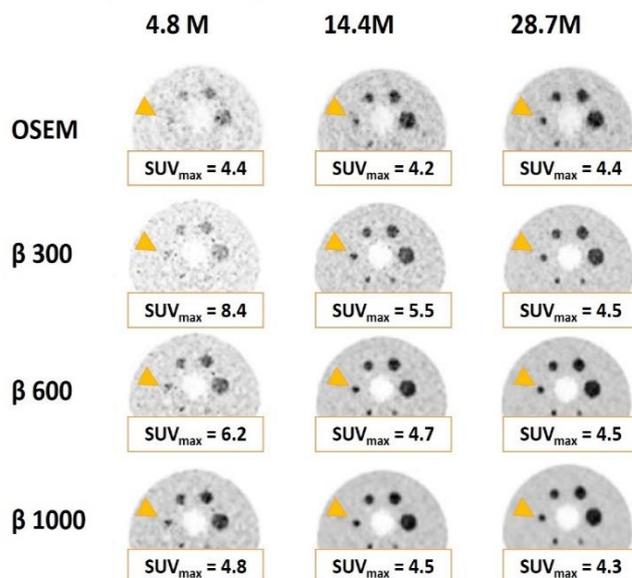


Fig.6 2.65 kBq/ml での φ 17mm の SUV<sub>max</sub>

ずだが、低β値や1.325 kBq/mlでは変動した。これは、低β値ではノイズ抑制の強度が弱いことが関係しており、高β値よりもノイズの影響を受けるため変動が大きくなったと考えられる。また、低濃度では、ノイズ成分の影響が少なくなり、コントラストが増加する傾向となったと考えられる。

以上のことから、高濃度領域では高β値を用いることで安定したコントラストを得られるが、低濃度ではβ値を高くしても、収集カウントが少ない時は十分なコントラストを得ることができないことがわかった。

#### ・CV

CVとRCに関しても同様のことが言える。高β値では均一性の高い画像を得ることができると考えられる。一方、カウントが十分にあっても低β値ではCVが大きい傾向となった。これはやはり、ノイズの抑制強度が弱いためと考えられる。今回の結果より、OSEMに比べQ.Clearではβ値300以上で、均一性の高い画像を得られることがわかった。

#### ・RC

RCは全体的に変動のある結果となったが、30分のリファレンスデータに比べてカウントが大幅に少ないためHot球内のばらつきが大きいことが要因と考えられる。低カウントでは高β値を用いることで、Hot球内の変動が抑制されている。これもCVの結果と同様である。十分なカウントが得られている場合、OSEM法に比べQ.Clearではφ13mmでも理論値に近いSUVとなっていることがわかった。

高濃度でのNEMAファントム画像をFig. 6に示す。数値はφ17mmのSUV<sub>max</sub>である。高カウント、高β値ほどHot球が明瞭に見える。また、低カウントでは

理論値より離れ、高カウントほど理論値に近づき、定量性が向上しているのがわかる。以上のことから、Q.Clearでは十分なカウントを得ることで、小さい集積を見つけやすく、定量性が向上するといえる。

#### 【まとめ】

- Q.ClearはB.G.のノイズを抑制させることで高コントラストの画像を得ることができるため、OSEMと比較して高コントラストを示した。
- 低 $\beta$ 値では、ノイズ成分の影響を抑制しきれていないため、変動が大きくなる。
- 低カウントでは、 $\beta$ 値を上げることでノイズ抑制効果を得ることができるが、高カウントの画像と比べて定量性において同等とは言えない。
- 十分なカウントを得ることで、Q.ClearではOSEM法よりもCVは低値となり、均一性の高い画像を得ることができる。

以上のことから、安定した定量値を得るためには、

十分なカウントが必要と言えるだろう。

#### 【結語】

本検討では、収集カウントがQ.Clearの画質に与える影響について検討した。その結果、Q.Clearは従来のOSEM法に比べて、高コントラストで定量性の高い画像を得ることができるが、低カウントの場合は変動が大きく、 $\beta$ 値を変化させても、画質の担保は困難ということがわかった。再構成の技術が向上しているが、十分なカウントを得られていないデータに対してパラメータを調整しても、再現性の良い安定した定量値を得ることはできない。

#### 【謝辞】

本研究のデータ解析にあたりアドバイスをいただきました、GEヘルスケアジャパンの川上泰史様、宮地貴之様にお礼を申し上げます。

#### 【参考文献・図書】

- 1) Steve Ross : Q.Clear. GE Healthcare White Paper, 2014
- 2) 関口康晴 : 「Q.SUV:新しいPET画像再構成法“Q.Clear”からの提案」 モダリティ別の最新技術紹介 PET/CT SPECT/CT INNERVISION Vol. 31 No. 4
- 3) 福喜多博義, 寺内隆司, 千田道雄, 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