

## HWS フィルタの PET 定量値と画質における検討

佐々木敏秋、寺崎一典、世良耕一郎

岩手医科大学サイクロترونセンター  
020-0603 岩手県滝沢市留が森 348-58

### 1 背景と目的

PET 画像の画質、定量値の向上にノイズ除去は必須である。核医学画像のノイズ低減には、収集カウントを増加させる方法や、画像データにフィルタリングを施す方法などがある<sup>1,2</sup>。収集カウントを増加させる方法は、患者の被ばく線量や検査時間超過の観点から現実的ではないため、フィルタが用いられる。そのノイズ低減策として、NMCC の PET には Hybrid Wavelet Shrinkage Filter (HWS フィルタ) が備えられている。これは粒状のノイズ除去を目的としたフィルタであり、空間分解能が向上した近年の PET による詳細な画像表示には必須となる。しかし、腫瘍等が小さい場合はそれをノイズとみなし、PET 定量値が変化する可能性がある。そこで、NEMA IEC BODY ファントムの球体と周囲の PET カウントの変化を HWS フィルタ使用前後で検討したため報告する。

### 2 方法

本研究でのフィルタの検討はファントムと臨床画像で実施し、ファントムにおいては画質の評価、臨床画像については視覚評価とした。以下にその様子を述べる。

#### 2.1 HWS フィルタについて

HWS フィルタは、サイノグラムを周波数成分ごとに閾値を決められ、ノイズに対してかさみ計数を付加しサイノグラムを更新する過程と、Wavelet 変換により元データを再構築する処理する過程で成り立っている。言い換えれば、統計雑音が原因で発生する測定データに含まれるノイズ成分をサイノグラムで除去する段階と 2D プロダクション断面内の粒子状のノイズ成分を除去するという 2 段階処理となっている<sup>3</sup>。

#### 2.2 ファントム線源調整と画像再構成

線源調整は、FDG 撮像法ガイドライン第 2 試験<sup>4</sup>に従い、NEMA IEC BODY ファントムの球と BG 濃度比を 4 : 1 とした。そこでのバックグラウンドの濃度は 2.65 kBq/ml、球の濃度はその 4 倍の 10.6 kBq/ml となる。データ収集は transmission scan 5 分、emission scan 10 分とし、Dynamic Row-Action Maximum Likelihood Algorithm (DRAMA)、3D-DRAMA、HWS DRAMA、HWS 3D-DRAMA の 4 種の画像再構成法で比較した。

表 1 はそれを表したものである。臨床の頭頸部の画像再構成条件は、DRAMA、3D-DRAMA とも iteration 4 回、ガウシアンフィルタ 4.0mm である。HWS DRAMA、HWS 3D-RAMA は、その臨床条件に HWS フィルタを加えたものである。

表 1 画像再構成の種類と条件

画像再構成の種類	条 件
DRAMA	(iteration 4、 FWHM 4.0mm)
3D-DRAMA	(iteration 4、 FWHM 4.0mm)
HWS DRAMA	(iteration 4、 FWHM 4.0mm)
HWS 3D-DRAMA	(iteration 4、 FWHM 4.0mm)

## 2.3 解析、評価方法

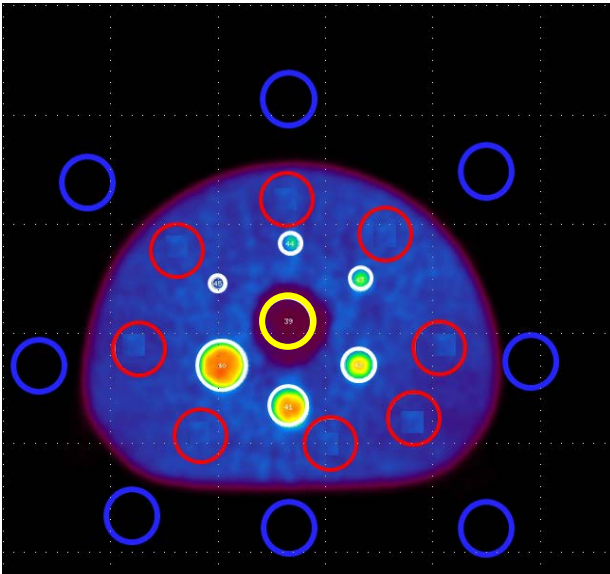


図 2 (ROI をファントム画像に設置した様子、白；ホット球、赤；ホット部バックグラウンド、青；コールドバックグラウンド、黄；ファントム内コールド)

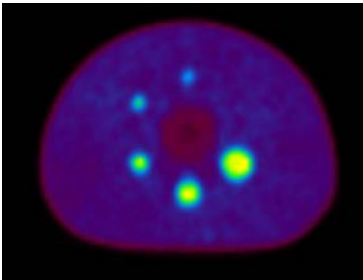
解析では、PET ファントム画像に ROI を設定し、HWS フィルタの前後の PET カウントの変化を比較した。図 2 はその ROI 設置の様子である。白が NEMA IEC BODY ファントムの球の ROI、赤がファントム内のバックグラウンド、青はファントム外、黄色はファントム内のコールド部分を示している。

## 2.4 使用機器

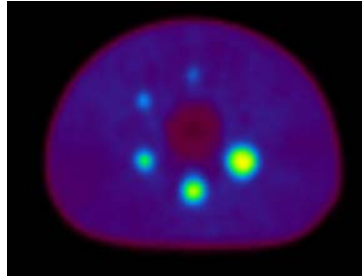
NEMA IEC BODY ファントム、PET 装置；EMINENCE SOPHIA SET3000GCT/M

### 3 結果

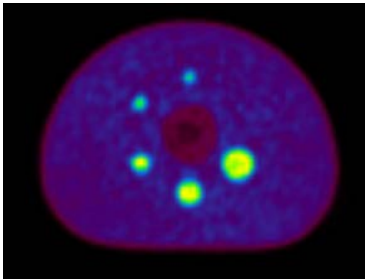
#### 3.1 ファントム画像



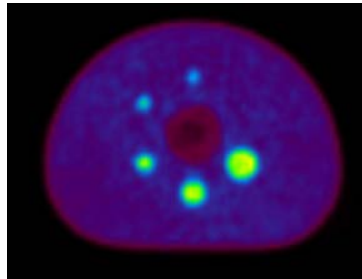
A: HWS- DRAMA FOV 512mm  
マトリクス 128\*128



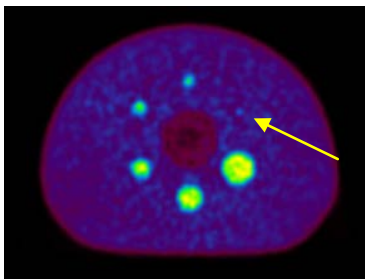
B: HWS+ DRAMA FOV 512mm  
マトリクス 128\*128



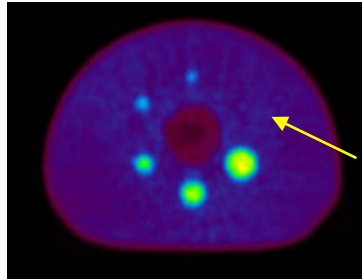
C: HWS- 3D-DRAMA FOV 512mm  
マトリクス 128\*128



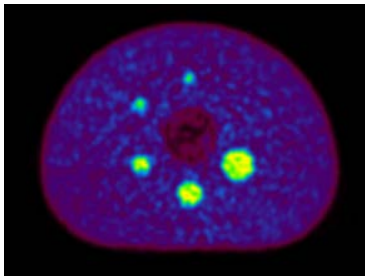
D: HWS+ 3D-DRAMA FOV 512mm  
マトリクス 128\*128



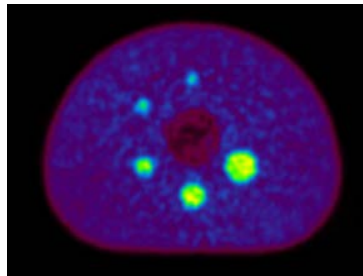
E: HWS- DRAMA FOV 512mm  
マトリクス 256\*256



F: HWS+ DRAMA FOV 512mm  
マトリクス 256\*256



G: HWS- 3D-DRAMA FOV 512mm  
マトリクス 256\*256



H: HWS+ 3D-DRAMA FOV 512mm  
マトリクス 256\*256

図 3 ファントム画像

図3は、NEMA IEC BODY ファントムの画像である。画像はAからHまであり、画像再構成法、画像再構成条件、画像マトリクスで分けられている。画像はA ; HWS-、Field of view (FOV)、512 mm マトリクス 128、画像再構成法 DRAMA、B ; HWS+、FOV 512 mm マトリクス 128、画像再構成法 DRAMA、C ; HWS-、FOV 512 mm マトリクス 256、画像再構成法 DRAMA、D ; HWS+、FOV 512 mm、マトリクス 256、画像再構成法 3D-DRAMA、E ; HWS-、FOV 512mm マトリクス 256、画像再構成法 DRAMA、F ; HWS+、FOV 512 mm マトリクス 256、画像再構成法 3D-DRAMA、G ; HWS-、FOV 512 mm マトリクス 256 DRAMA、H ; HWS+、FOV 512 mm マトリクス 256 3D-DRAMA である。また、HWS-はフィルタ使用前、HWS+はフィルタ使用後を表す。

画像を見ると、10 mm 球の視認性が顕著に F で悪くなっている。ノイズについては幾分除去されていると考えられるが、10 mm 球の画像を含めた画像全体に影響があると思われる。また、マトリクスサイズの異なりでノイズ成分の除去の程度に影響を与えられたが、画像上大きな変化は見受けられなかった。

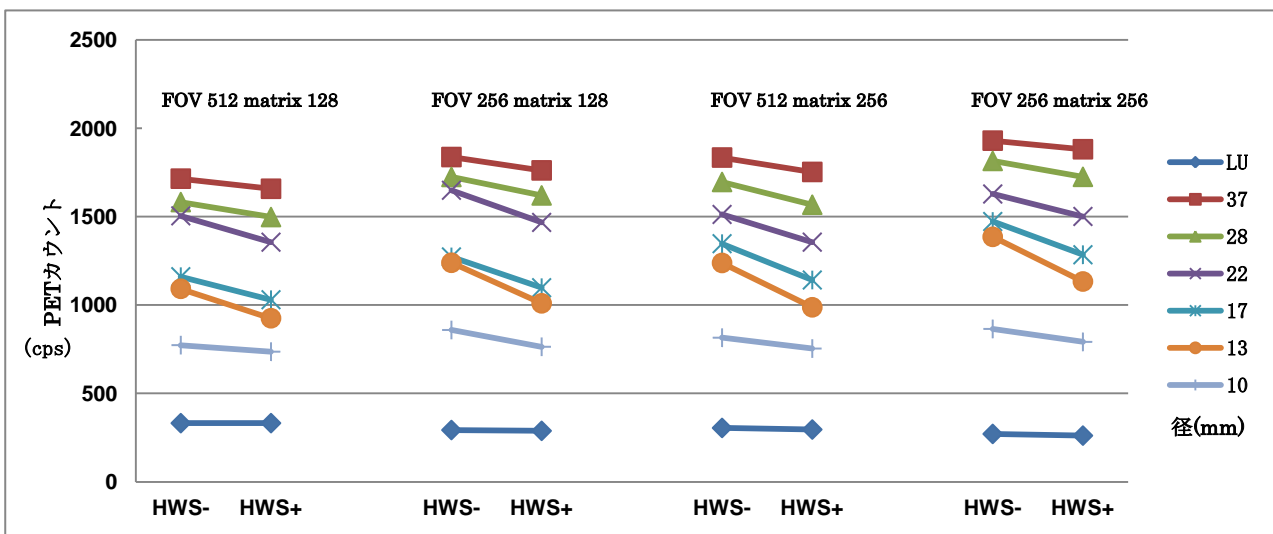


図 4A ファントムのホット球の比較のグラフ DRAMA

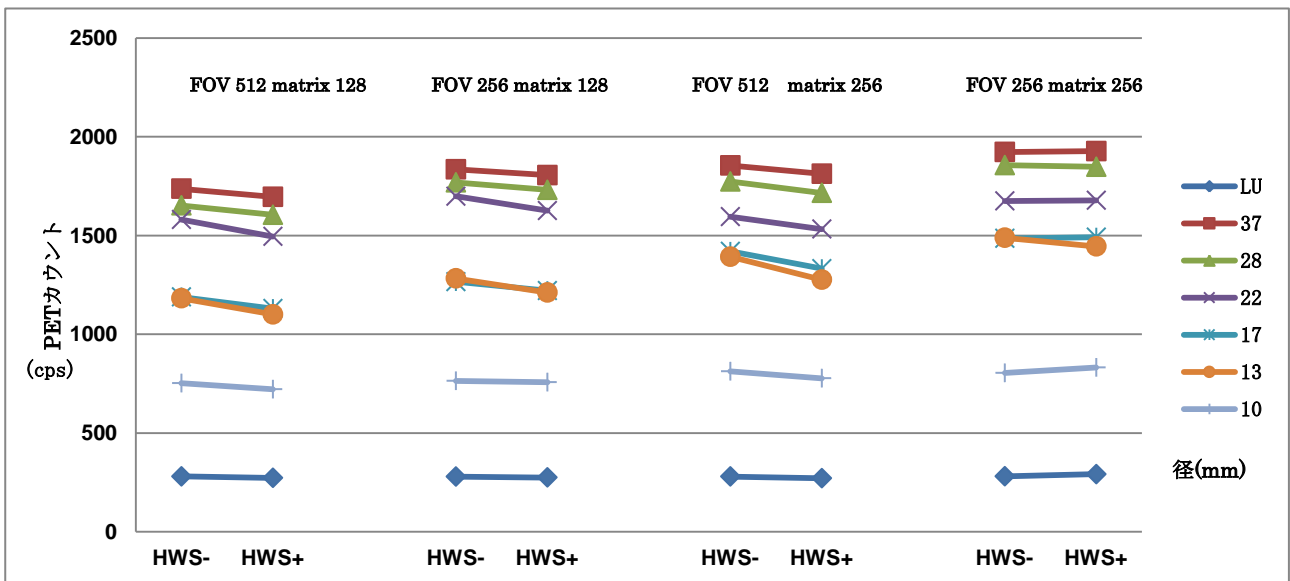


図 4B ファントムのホット球の比較のグラフ 3D-DRAMA

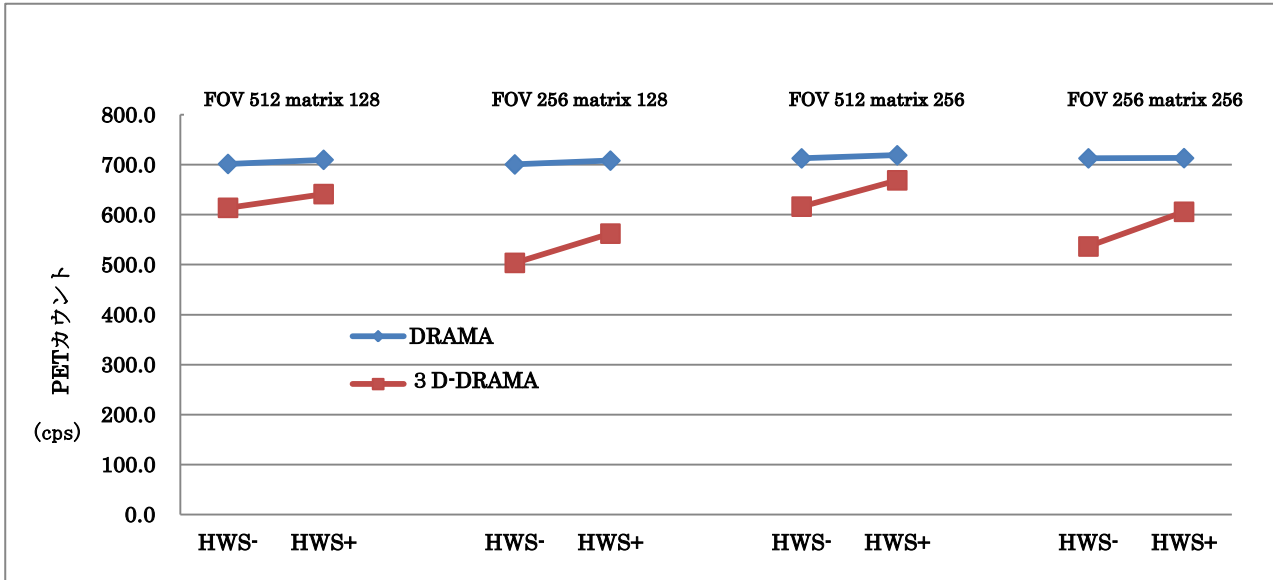


図 4C ファントムのバックグラウンドのグラフ

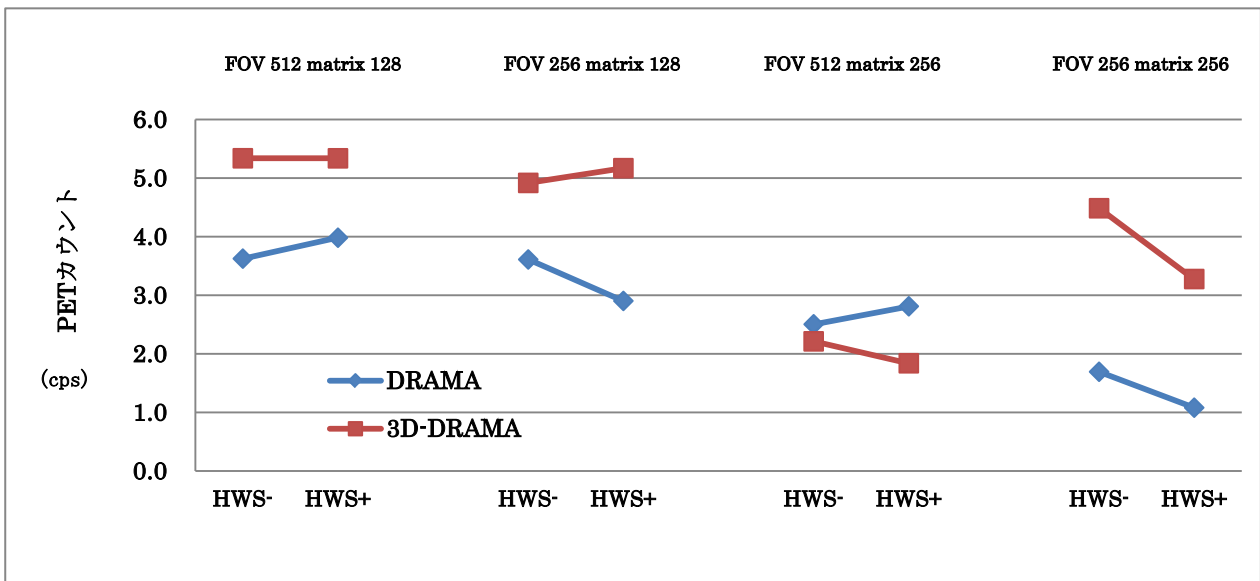
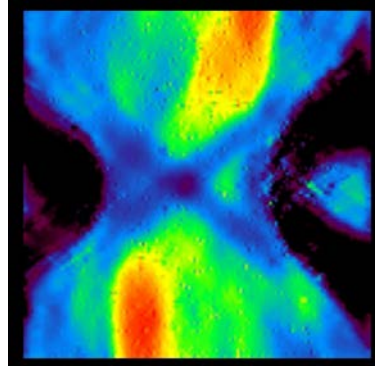
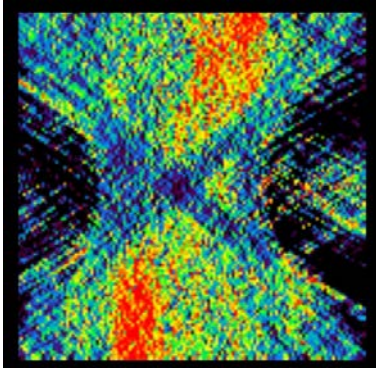


図 4D ファントムの視野外のカウントのグラフ

図 4 は、ファントムの ROI 結果のグラフである。図 4A、図 4B は球のカウントを表し、図 4A は画像再構成法 DRAMA、図 4B の画像再構成法は 3D-DRAMA、図 4C はファントム内のバックグラウンド、図 4D はファントム外それぞれのカウントである。青い線が HWS-、赤い線が HWS+ である。図 4A、図 4B ともどの球の径においてもカウントが低下している。しかし、カウント低下度については図 4A の DRAMA 法の方が 4B の 3D-DRAMA よりも大きい。カウント低下度の差については画像再構成法が関与していると思われる。この両者の低下原因はノイズ成分もカウントを持っているため、その除去により低下したものと考えられる。続いて、LU のいわゆる空気、肺がファントム内で想定されている部分のファントム内コールドのカウント低下は見られないにもかかわらず、図 4C のファントム内のバックグラウンドは HWS+ の方が増加している。図 4D のファントム外のカウントは極度に計数が少ないため HWS+ のカウントが一概に低下している

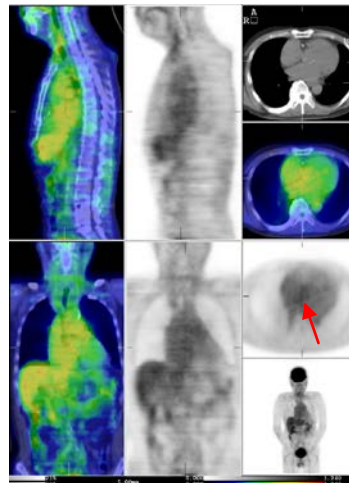
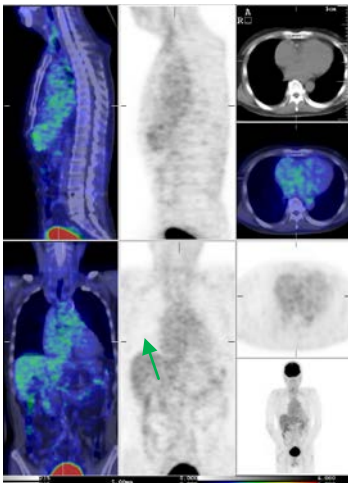
とは言えない。球のカウンターの低下の割合とホット球周囲のバックグラウンド、さらにファントム外のカウンタから判断すると、画像のコントラストはフィルタ使用後の方が低下していると考えられる。

3.2 結果 臨床画像



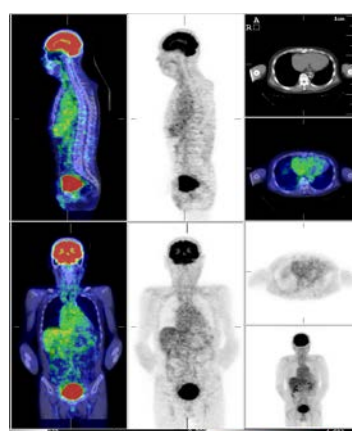
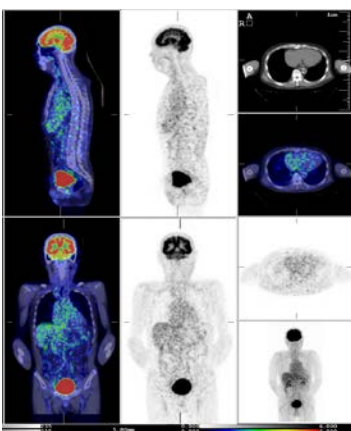
A サイノグラム画像 HWS-

B サイノグラム画像 HWS+



C DRAMA HWS-

D DRAMA HWS+



E 3D-DRAMA HWS-

F 3D-DRAMA HWS+

図5 サイノグラムと全身 FDG PET 画像

続いて、本当にノイズが低減されているか否かを臨床画像において確認した。図 5 は FDG-PET 全身像のサイノグラム画像とそれを画像再構成した臨床画像である。左が HWS-、右が HWS+である。図 5A と図 5B を比較すると HWS+のノイズ成分は確かに減少している。そのサイノグラムを画像再構成した 3 軸方向の画像を図 5C から図 5F に示す。図 5C、図 5D は DRAMA、図 5E、図 5F は 3D-DRAMA の画像再構成条件である。図 5C の DRAMA HWS-に比べ、図 5D の DRAMA HWS+は横方向に線状のアーチファクトがみられる（赤矢印）。これは、十分カウントがあれば起こらないが、ノイズ除去によりカウントが減少したための発生と考えられる。したがって、今現在の画像再構成条件では DRAMA 法を利用できない。このアーチファクトを減少させるには、強めのスムージングフィルタ、カウントの上昇、画像再構成条件の変更等が必要と思われる。FDG 全身画像は肺野部の FDG 集積は比較的少ないためにノイズ成分が目立ちやすいが、図 5C と図 5D を比較しすると、HWS フィルタ使用後の図 5D の方がざらつき感が少ない印象を受ける（緑矢印）。したがって 3D-DRAMA 法の図 5E、図 5F は HWS フィルタの前後比較でアーチファクトは見られないため、臨床で使うなら 3D-DRAMA 法が良い。

#### 4 考察

結果の画像とグラフから判断すると、HWS フィルタの使用後は NEMA IEC BODY ファントムの 10 mm 球の視認性が悪くなる可能性がある。ROI 解析の結果から読み取れるものは全体的なコントラストの低下である。それは、球のカウントは DRAMA、3D-DRAMA いずれにおいても低下し、ファントム内バックグラウンド部分のカウントが上昇ことで理解できる。また、臨床画像においては MIP と体軸画像においてアーチファクトが発生するということが分かった。

我々は、HWS フィルタはノイズ除去用のフィルタであったために画質の向上を期待したが、その使用前後で明確な違いを確認することはできなかった。ファントムの最小球体は直径 10 mm と小さいため、マトリクスサイズ、画像再構成法等の影響を受けやすいが HWS フィルタの影響は少ないと考えられる。また、臨床画像では肺野と肝臓部分で HWS フィルタのノイズ減少を確認した。

今後、画像コントラスト、定量値を変化させずに画質の向上を計るためにはフィルタの使用を含めた画像再構成条件、マトリクスサイズなどの詳細な検討が必要になってくると考えられる。結論として、HWS フィルタを使用するには 3D-DRAMA 法との組み合わせが良い。また腫瘍をノイズとみなすことがなくそのカウント低下の程度も低いものであった。しかし、全体的にみると画質改善の面でその臨床的意義を見出すことは困難であった。

#### 参考文献

- 1) 松山江理、蔡 篤 儀、李 鎔 範、布施真至、小島克之、”相互情報量による planer 画像ノイズ低減のための QAVELET 基底関数の選択”、MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY Vol.28 No.5 November 2010
- 2) Physics in Nuclear Medicine(edited by Sorenson JA & Phelps ME), 2nd ed, W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1987
- 3) 島津評論別冊大 68 vol.168 No、1.2 (2011)
- 4) がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン 第 2 版; 核医学技術 33 : 377-420 (2013)

## Consideration of using HWS filter for improving PET quantitative value and the image quality

Toshiaki Sasaki, Kazunori Terasaki and Koichiro Sera

Cyclotron Research Center, Iwate medical university  
348-58 Tomegamori, Takizawa, Iwate 020-0603, Japan

### Abstract

**Background and purpose:** Many different types of filters are used in PET imaging to improve the image quality by reducing the noise. HWS filter is one of those filters which remove noiselike minute dots from the image. We considered whether the PET image quality was improved or not by using HWS. **Method:** Image quality and PET counts were compared by using NEMA, IEC BODY phantom images. The visual examination was also held for clinically obtained PET images. **Results:** By using the filter, PET counts decreased slightly, but the background counts in body phantom increased slightly, and the PET image quality did not improve. In the visual examination, the images obtained with the HWS filter were slightly worsened for some artifacts were seen in the images with the filter. Comparing sinogram imaging, the noise was certainly reduced by using the HWS filter. **Conclusion:** As of now, we have yet to ascertain the effectiveness of the HWS filter to improve the PET image quality. If we use the HWS filter for clinical PET study, we need to change the image construction methods and the acquisition time.