

## 2. 三次元収集法での定量性の確保

Symposium

松本圭一

先端医療センター分子イメージング研究グループ

### 緒言

PET (positron emission tomography) 計測におけるスライス当たりの検出感度は、スライス厚の自乗に比例するため、体軸方向の空間分解能の向上とともに感度が著しく低下する。このため、1989年頃よりセプタを取り外した三次元PET収集の研究が行われ、近年のコンピュータ性能の向上も相まって実用的な収集方法となってきた。三次元PET収集の利点は、PET装置の検出感度が5~8倍向上することである。高感度に伴って、投与量の低減すなわち術者と被検者の被ばく線量の低減や、短時間撮像が期待される。また今後の研究課題ではあるが、信号対雑音比 (S/N比) が向上するため、高精度のコンパートメントモデル解析も期待される。

しかしながら、視野内外からの散乱同時計数や偶発同時計数、および計数損失の増加によって定量性に支障をきたす恐れがある。特に偶発同時計数の増加は画質を劣化させるため、投与放射能に十分注意が必要である。加えて、PET装置が有限長であるために生じる画像再構成法の問題や、膨大なデータ量をどのように扱うかなど三次元収集において定量性を確保するためにはさまざまな問題がある。

### 1. 三次元PET収集の基本的な特性

三次元収集と二次元収集の雑音等価計数 (noise equivalent count; NEC) をFig. 1に示す。10kBq/ml程度の放射能濃度では、三次元収集の方が二次元収集と比較し約3倍高画質である。しかし、それ以上の放射能濃度では三次元収集における画質は向上せず、約40kBq/ml以上の放射能濃度では、むしろ二次元収集の方が高画質となる。これは、偶発同時計数と計数損失の増大が原因であり、三次元収集では投与放射能を増加させても画質が向上しないという大きな特徴がある<sup>1)</sup>。また装置視野外放射能からの放射線は、セプタを取り除いた三次元収集では大きな問題となり、画質だけでなく定量性にも影響を及ぼす (Fig. 2)。このためPET装置の物理学的性能を把握して効率的に三次元PET収集を行わなければ、定量性を確保することはできない。

### 2. 三次元PET収集における定量性確保のための各種補正方法

三次元収集では、二次元収集と比較して約3倍散乱同時計数の割合が増加するため散乱補正は必須である。市販のPET装置で最も広く用いられている散乱補

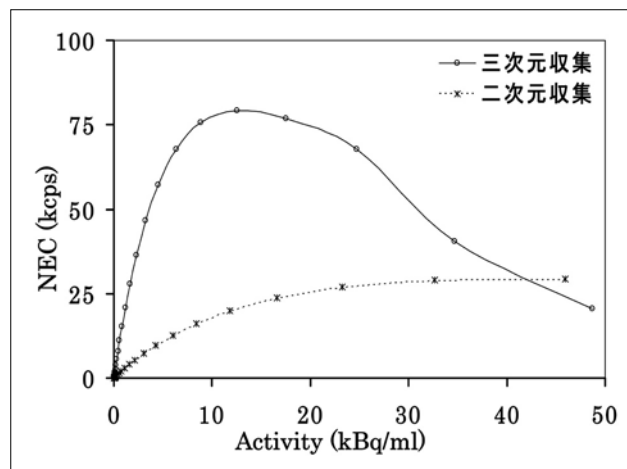


Fig. 1 三次元および二次元収集における雑音等価計数

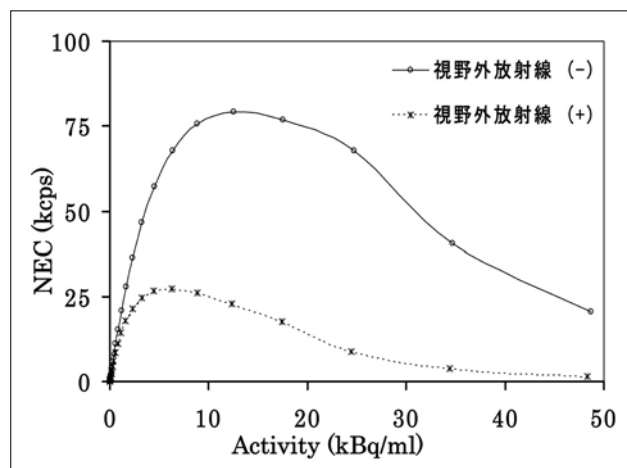


Fig. 2 三次元収集における視野外放射線の有無による雑音等価計数

正 (single scatter simulation; SSS) 法は、仮定した物理モデルに基づき測定 emission データおよび transmission データから散乱補正を行う方法である<sup>2)</sup>。しかしながら、この手法は厳密には視野外放射能からの散乱線に対応しておらず、その補正精度も測定データの統計精度に依存するため完全に散乱線を除去することができない。このため、視野外放射線を考慮した高精度の散乱補正 (hybrid dual energy window; HDE) 法<sup>3,4)</sup>が提案されている。HDE法は、SSS法またはconvolution subtraction法と dual energy window法を併用した方法であり、現在のところ最も精度が高く実用的な方法である (Fig. 3)。

また偶発同時計数補正は、遅延同時計数回路によるリアルタイム減算法が一般的であるが、差分によって

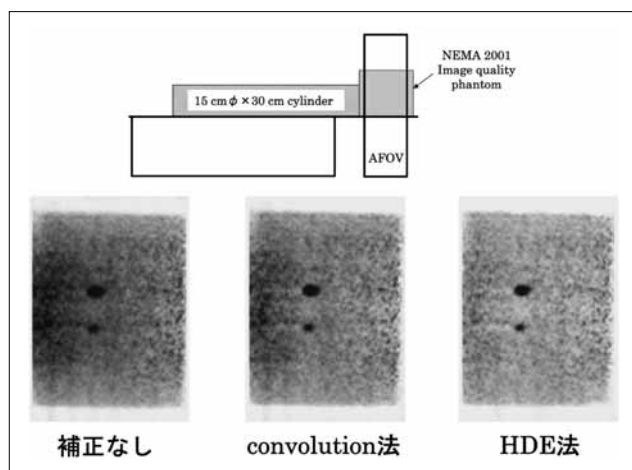


Fig. 3 三次元収集における散乱補正法の違いによる画質(冠状断面像)

真の同時計数の雑音が増大する特徴を有する。このため遅延同時計数を別の収集メモリに測定して、測定終了後に雑音低減処理を施し、差分による雑音の増大を抑制する手法もある<sup>5)</sup>。しかしながら、放射能の自乗に比例して増加する偶発同時計数を可能な限り少なくする、すなわち補正法への負担を減らす撮像技術が重要である。

計数損失は検出器回路系で発生し、被写体の大きさや放射能分布にも依存するため、厳密な補正には複雑な計算を必要とする。現在広く用いられている手法は、PET装置設置直後などに適当な大きさのファントム測定を行い、遅延同時計数回路を使用した補正係数をあらかじめ算出しておく手法<sup>6)</sup>であり、簡便かつ比較的高精度に計数損失補正が可能である。しかし視野外放射線によって偶発および散乱同時計数が増加した場合には、遅延同時計数回路が飽和してしまい定量性を担保できる放射能濃度が著しく低下する(Fig. 4)。

### 3. 三次元PET収集の画像再構成法

三次元PET収集は、高感度測定を実現するためにより遠くの検出器まで同時計数を行う。すなわち、検出器立体角を増加させる。しかしながら、PET装置の体軸方向視野が有限であるため、検出器立体角を大きくする(体軸方向の視野の端部近傍)ほど欠落データが増加する(Fig. 5)。

したがって、この欠落データをいかに高精度かつ高速に処理するかが定量性を確保するうえで重要になる。従来(3D Re-Projection)は、小さい傾斜角(平行サイノグラム)のみを用いて画像再構成を行い、このデータから傾斜角の大きいデータ(傾斜サイノグラム)における欠落データを順次推測していた。しかしこの方法は長時間の計算が必要になることと大容量のメモリ

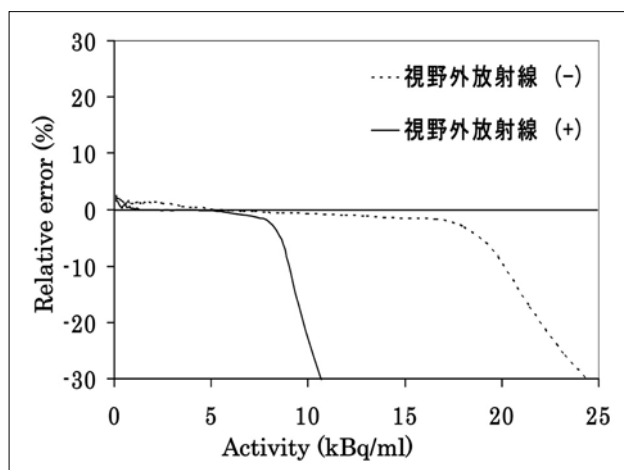


Fig. 4 三次元収集における視野外放射線の有無による計数損失補正の精度

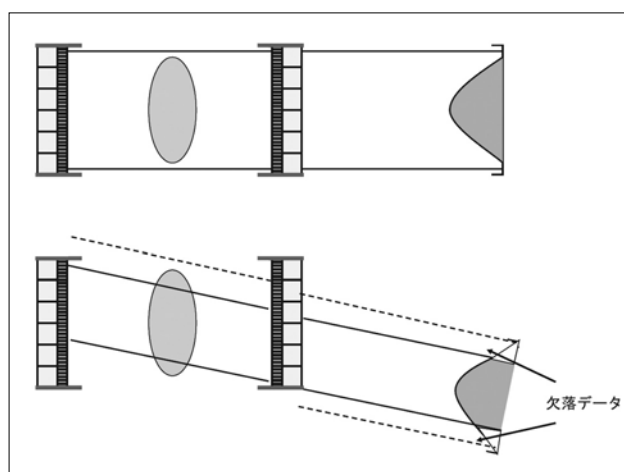


Fig. 5 三次元収集における二次元投影データ

が必要となる欠点があった。

この問題を解決したのが、Fourier rebinning (FORE) 法<sup>7)</sup>であり、多くのPET装置に実装されている。この方法は、周波数 - 距離関係を応用して、フーリエ変換を介して傾斜サイノグラムを平行サイノグラムに並べ替える手法であり、次式で表すことができる。

$$P(\omega, k, z_0) \approx P(\omega, k, z_0 + (k/\omega)\delta, \delta) \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $k$ と $\omega$ はそれぞれサイノグラムの動径方向と方位角の周波数成分、 $z_0$ はスライス位置、 $\delta$ は傾斜角である。

FORE法は、(1)式に示すとおり傾斜角の比較的小さいときに成立する近似式であるため、多くのPET装置では立体角が10度程度になるように最大リング差(maximum ring difference; MRD)を設定している。しかし最大リング差を制限することは、三次元PET収集を最大限に活用していないことになるため、より正

確なFORE法<sup>9)</sup>や統計ノイズを考慮した重み付けFORE法<sup>9)</sup>を実装して、より高い感度(最大リング差数=検出器リング数)で三次元PET収集を行っている装置もある(Fig. 6)。

#### 4. 三次元PET収集におけるデータ量低減

臨床検査で三次元収集を用いる場合には、収集されるデータ量を低減することも重要である。すなわち、データ保存媒体のコストや画像再構成時間を考慮して、PET装置の物理学的性能を損失することなく可能な限り収集データ量を小さくすることは、今後さらにPET装置が普及していくために重要な課題である。最大リング差数や体軸方向視野のline of responseの束ね(span)は収集データ量と密接な関係がある。PET装置の初期設定パラメータが必ずしも効率的なパラメータではないため、検査方法やPET装置の物理学的性能を考慮して適切な収集パラメータを設定することも重要である<sup>10), 11)</sup>。しかしながら、ここでのデータ量低減手法は、あくまでも収集されたデータを保存する段階での低減方法であり、偶発および散乱同時計数や計数損失を低減させる効果は少ない。したがって、PET装置の性能を十分に把握して偶発および散乱同時計数や計数損失を少なくする撮像を行わなければならない。

#### 5. 結 語

三次元PET収集におけるさまざまな問題は、PET装置および各種補正方法の進歩に伴い実用的になってきた。しかしながら、進歩する機器性能におごることなく、PET装置の物理学的性能を十分に把握して撮像技

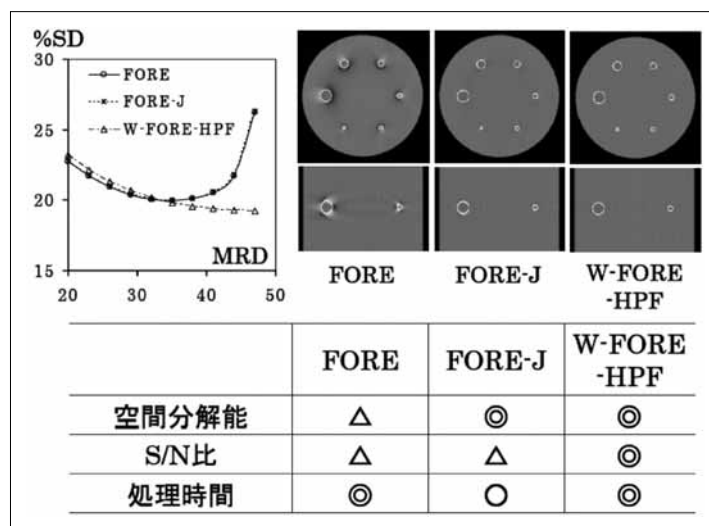


Fig. 6 FORE法, FORE-J法およびW-FORE-HPF法の特徴

術を適切に行うことが三次元PET収集における定量性の確保につながると考える。O-15標識ガスやC-11標識薬剤を用いた三次元PET収集の定量性が確保されれば、他のモダリティでは得ることのできない体内の代謝測定を得意とするPET計測がますます発展していくと考えられる。PET装置が開発されて約30年が経過したが、過去の研究者への感謝を忘れずに、日々撮像技術を向上させることが、比較的新しい学問である“放射線技術科学”を確固たるものにすると考える。

#### 謝 辞

項を終えるにあたり、本シンポジウムの発表に際して資料を提供していただいた、株式会社島津製作所医用機器事業部技術部 北村圭司殿ならびに石川亮宏殿に感謝の意を表します。

#### 参考文献

- 1) 山本誠一, 三浦修一, 飯田秀博, 他: PETの3次元収集における被写体の形状と計数率特性の関係. 核医学, 33(4), 435-441, (1996)。
- 2) Watson CC, Newport D, Casey ME, et al.: Evaluation of simulation-based scatter correction for 3-D PET cardiac imaging. IEEE Trans Nucl Sci, 44(1), 90-97(1997)。
- 3) Ferreira NC, Trebassen R, Lartizien C, et al.: A hybrid scatter correction for 3D PET based on an estimation of the distribution of unscattered coincidences: implementation on the ECAT EXACT HR+. Phys Med Biol, 47(9), 1555-1571(2002)。
- 4) Ishikawa A, Kitamura K, Mizuta T, et al.: Implementation of on-the-fly scatter correction using dual energy window method in continuous 3D whole body PET scanning. 2005 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, 5, 2497-2500(2005)。
- 5) Casey ME and Hoffman EJ: Quantitation in positron emission computed tomography: 7. A technique to reduce noise in accidental coincidence measurements and coincidence efficiency calibration. J Comput Assist Tomogr, 10(5), 845-850(1986)。
- 6) Yamamoto S, Amano M, Miura S, et al.: Deadtime correction method using random coincidence for PET. J Nucl Med, 27(12), 1925-1928(1986)。
- 7) Defrise M, Kinahan PE, Townsend DW, et al.: Exact and approximate rebinning algorithms for 3D-PET data. IEEE Trans Med Imaging, 16(2), 145-158(1997)。
- 8) Defrise M and Liu X: A fast rebinning algorithm for 3D positron emission tomography using John's equation. Inverse Problems, 15, 1047-1065(1999)。
- 9) Kitamura K, Mizuta T, Tanaka K, et al.: A weighted Fourier rebinning method with high-pass filtering for continuous 3D scanning with a large aperture PET scanner[ Abstract ] J Nucl Med, 44(suppl), 271P(2003)。
- 10) 松本圭一, 北村圭司, 水田哲郎, 他: 三次元連続全身FDG-PET収集における収集パラメータの最適化 - 最大リング差数とLORの束ねの評価 - . 日放技学誌, 62(1), 78-85, (2006)。
- 11) 松本圭一, 和田康弘, 松浦 元, 他: 三次元全身FDG-PET収集におけるAngular Compressionを用いたSinogramデータ量および画像再構成時間の低減. 日放技学誌, 60(4), 491-499, (2004)。