

SPECT 画像とサンプリング数における 画質（統計ノイズ）の検討

高木 昭浩^{1, 2)} 相馬 努^{1, 2)} 渡辺 浩之³⁾
 村上 智紀⁴⁾ 河上 一公²⁾ 寺岡 悟見²⁾
 古嶋 昭博⁵⁾ 松本 政典⁶⁾ 村瀬 研也¹⁾

1) 大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻 医療技術科学分野医用物理工学講座

2) 富士フイルム RI ファーマ株式会社 臨床応用技術部

3) 熊本市立熊本市民病院 中央放射線部

4) 医療法人野口記念会 野口病院 放射線科

5) 熊本大学 生命資源研究 支援センター

6) 熊本大学 医学部保健学科

Examination of Statistical Noise in SPECT Image and Sampling Pitch

Akihiro TAKAKI^{1, 2)}, Tsutomu SOMA^{1, 2)}, Hiroyuki WATANABE³⁾,
 Tomonori MURAKAMI⁴⁾, Kazunori KAWAKAMI²⁾, Satomi TERAOKA²⁾,
 Akihiro KOJIMA⁵⁾, Masanori MATSUMOTO⁶⁾ and Kenya MURASE¹⁾

1) Department of Medical Physics and Engineering, Division of Medical Technology and
 Science, Course of Health Science, Graduate School of Medicine, Osaka University

2) Clinical Application Technology Department, Fujifilm RI Pharma Co., LTD.

3) Department of Radiological Technology, Kumamoto Municipal Hospital

4) Department of Radiological Technology, Noguchi Thyroid Clinic & Hospital Foundation

5) Institute of Resource Development and Analysis, Kumamoto University

6) Course of Radiological Sciences, Kumamoto University School

of Health Sciences, Kumamoto University

(article received : Mar 14, 2008)

Key words : SPECT, Statistical noise, Projection data number, Sampling pitch, Acquisition counts

緒 言

核医学検査において single photon emission computed tomography (以下, SPECT) は, ガンマカメラを用い目的臓器に対して360度または180度方向からデータ収集を行っている. その収集データに対して画像再構成処理を行い, 臓器に集積するトレーサを断層画像化し, さらに定量的に解析することができるとして, 広く臨床に用いられている. その断層画像である SPECT 画像は,

投与量や収集時間の制限により, 非常に収集カウントが少ないことから投影 projection データ (以下, projection) に含まれる雑音 (以下, 統計ノイズ) が多くなる. そのため, 収集マトリックスを128×128から64×64に設定することや, サンプリング間隔を大きくすることで1方向のカウントを担保することでの画質向上が行われている. SPECT 画像においてその画質は非常に重要な因子であり, その画質は, 空間分解能, 統計ノイズ, コントラストに分けて評価されている. 特に

統計ノイズは、1画素（ピクセル）毎のカウントが変動することで発生し、一般的には n カウントであればその統計ノイズは「 $n \pm \sqrt{n}$ 」として表される。この式からはカウントが多いほど統計ノイズは少なくなることになる。このことから、核医学の SPECT の画質を改善するためにはカウントを多く収集するとされてきた点があり、ファントム実験などによってもピクセルあたりの必要なカウント数の目安は、100カウントと定義されている^{1,2)}。現在多くの施設において、SPECT 収集条件を設定する時には目的臓器からの1方向の projection の平均カウントが1ピクセルあたり100カウントに担保できるように収集マトリックスサイズや1方向の収集時間およびサンプリング数の設定がなされている。この時のサンプリング数（projection 数： S ）については、回転軌道の円弧の長さ（ πD ）の1/2（180度分）をピクセルサイズ（ d ）で除したサンプリング数より多く確保することを基準としている（ $S : S \geq \pi D / 2d$ ）³⁾。この式から求まるサンプリング数は、一般的に脳血流 SPECT を想定した場合、収集マトリックス 128×128 （ピクセルサイズは2mm）、被写体の直径を20cmとした場合、サンプリング数が157となり、サンプリング間隔は2.3度となる⁴⁾。しかし、臨床における実用上サンプリング数は60（間隔6度）から90（間隔4度）で行われており^{5,6)}、計算値とは乖離している。今回、画像の統計ノイズについて総収集カウントとサンプリング数の関係を検討したので報告する。

1. 方 法

サンプリング数と総収集カウント数との関係を調べるために、シミュレーションとファントム実験を行った。

1-1. 円柱ファントムによる SPECT シミュレーション

水を吸収体とした均一な円柱ファントム（直径20cm）を仮定し、projection を以下のような条件で作成した。

① マトリックスサイズを 128×128 、ピクセルサイズを2mm/pixel として、サンプリング間隔1度（360 view）の基準 projection を作成した（以下、基準 projection）。コリメータとして、低

エネルギー用高分解能（LEHR）を想定した。

② view 当たりの projection カウントの設定は、1ピクセルの平均カウントが100カウント程度とした。

③ ①で得られた基準 projection より均等にデータを間引くことで180, 120, 90, 60, 40 view の6種類の projection を作成した。この場合の projection 数はそれぞれ1/2, 1/3, 1/4, 1/6, 1/9 となるが、1view 当たりの projection のカウントは基準 projection と同じとなる。実際の SPECT 収集で言えば、1view の収集時間は同じであるが、サンプリング間隔と総収集時間が異なることになる（Table 1）。

④ ①で得られた基準 projection より、近接する view を2, 3, 4, 6, 9度分をそれぞれ加算して、projection 数がそれぞれ180, 120, 90, 60, 40 view の6種類の projection を作成した。この場合、projection 数はそれぞれ1/2, 1/3, 1/4, 1/6, 1/9 となるが、1view 当たりの projection のカウントは360view データよりそれぞれ2, 3, 4, 6, 9倍となる。実際の SPECT 収集で言えば、SPECT 全体の総収集時間は同じであるが、サンプリング間隔が異なることになる（Table

Table 1 Simulation にて作成した円柱ファントム projection データ（同一1view の収集カウント）

Sampling pitch	Sampling No.	Total counts	Average count (1 view)
1	360	46,789	134.66
2	180	23,387	134.55
3	120	15,599	134.65
4	90	11,693	135.53
6	60	7,794	135.55
9	40	5,201	135.01

Table 2 Simulation にて作成した円柱ファントム projection データ（同一総収集カウント）

Sampling pitch	Sampling No.	Total counts	Average count (1 view)
1	360	46,789	134.66
2	180	46,789	269.44
3	120	46,789	404.97
4	90	46,789	539.62
6	60	46,789	809.45
9	40	46,789	1,215.33

2).

1-2. 3D-Hoffman 脳ファントムによる SPECT データ収集

低エネルギー高分解能コリメータ (LEHR) を装着したシーメンス社製対向 2 検出器型 SPECT 装置 E-CAM を使用した。画像評価ファントムとして、3D-Hoffman 脳ファントム (Data Spectrum 社製) を使用し、 ^{99m}Tc pertchnetaque 水溶液 370 MBq を封入した。Projection の収集条件は、以下のとおりである。

① 360度連続回転収集 (1 回転 3 分の12回転, 総収集時間36分) で, マトリックスサイズは128 × 128, 収集倍率は1.78倍 (ピクセルサイズ 2.40 mm), サンプルング間隔 1 度 (projection 数360) とした。

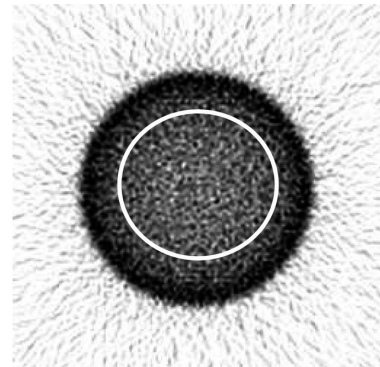
② 収集された 360 view の projection から サンプルング角度 2, 3, 4, 6 度分をそれぞれ加算して, 180, 120, 90, 60 view の projection を合成し作成した。なお, 作成した projection 同士の総カウントは同じであり, 収集時間もすべて同じとなる。

1-3. 画像再構成条件

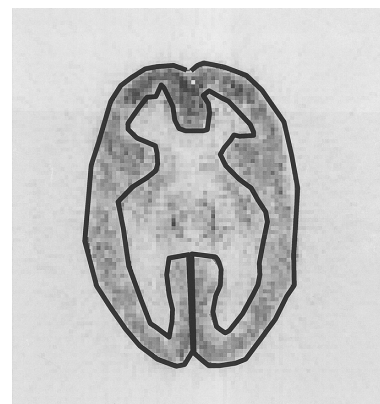
シミュレーションとファントム実験で得られた projection より, ramp filter を用いた filtered back projection (FBP) にて体軸断層画像の再構成を行った。再構成範囲はすべて同一にし, 散乱線補正および減弱補正は行わなかった。

1-4. 画像評価方法

再構成画像の統計ノイズの評価は, 関心領域 (region of interest : 以下, ROI) を設定し, ROI 内の平均カウント (以下, Ave), 標準偏差 (以下, SD) の比から root mean square uncertainty (以下, %RMSU) を算出して統計ノイズの評価を行った。円柱ファントムシミュレーションの場合, サンプルング数ごとに作成した SPECT の中心部分に80%の領域の円形 ROI (Fig. 1-a) を設定し, 3D-Hoffman 脳ファントムでは, サンプルング数ごとに作成した SPECT 画像の基底核レベルの脳実質部位に ROI (Fig. 1-b) を設定し, それぞれの Ave と SD を算出した。また, 円柱ファントムシミュレーションおよび 3D-Hoffman 脳ファントムに対して, 共通であるサンプルング数 (360 view) の SPECT を基準画像として, 全



a) 円柱ファントム
(中心部分に80%の領域の円形 ROI)



b) 3D-Hoffman Phantom
(基底核レベルの脳実質部位の ROI)

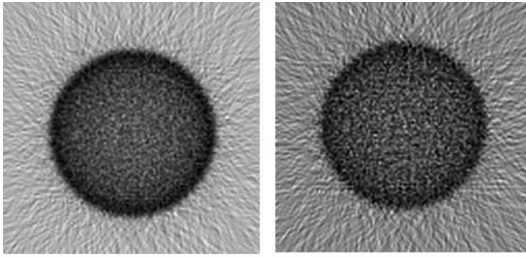
Fig. 1 Root mean square uncertainty の算出のための ROI 設定

スライスを対象とした, Normalized mean square error (以下, NMSE) 値を算出し, 基準 SPECT との差を評価した。

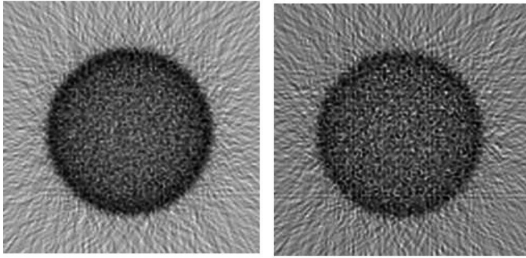
2. 結 果

2-1. 円柱ファントムによる SPECT シミュレーション

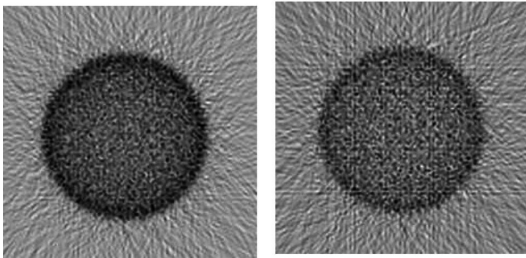
シミュレーションにて作成した円柱ファントムの SPECT 画像の比較を示す。Fig. 2 に示す 1 方向の projection カウントが同じ場合 (Table 1), サンプルング数が少なくなるに従って, 投影方向の数の違いによる辺縁の不整と 40 projections (Fig. 2-f) において明らかな SPECT 内部の不均一さが目立ち統計ノイズの増加も確認できた。次に, Fig. 3 に示すような同一投影カウントの場合 (Table 2), サンプルング数が少なくなるに従い



a) 360 projections d) 90 projection



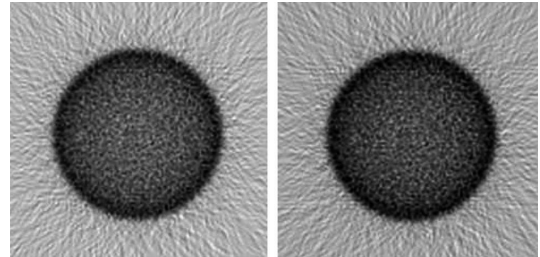
b) 180 projections e) 60 projections



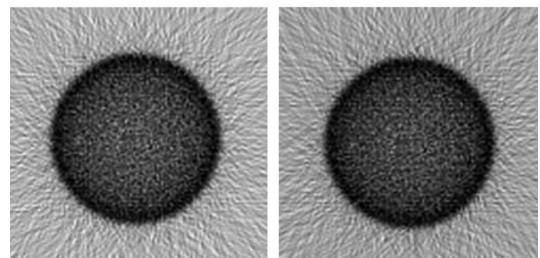
c) 120 projections f) 40 projections

Fig. 2 Simulation にて作成した円柱ファントムの断層画像（1方向の projection カウントと1方向の収集時間が同じ）

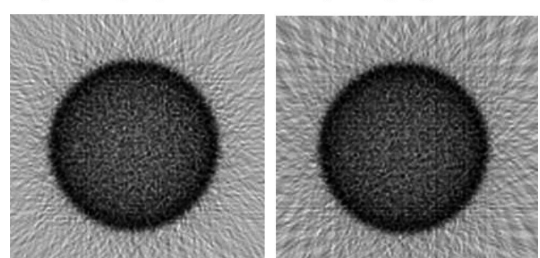
“辺縁のボケ”が確認できる．特に，40 projections (**Fig. 4-f**)において顕著にみられた．しかし，SPECT 内部の統計ノイズの違いは視覚的には確認できない．次に，Ave と SD より算出した %RMSU 値は，1方向の収集時間が同じ場合，26.1～77.3%と上昇している．また，共通であるサンプリング数360（間隔1度）の SPECT データを基準画像とした NMSE 値も同様に4.1～39.0%に上昇している (**Fig. 4**)．このデータの場合，サンプリング数の少ないほうが，総カウントも少ないために %RMSU 値や NMSE 値は高くなったと考えられた．しかし，同一投影カウントの場合，サンプリング数に関係なく %RMSU 値は，26.1～29.9%となり変化は小さい．また，NMSE 値も1.9～7.7%となった (**Fig. 4**)．視覚



a) 360 projections d) 90 projection



b) 180 projections e) 60 projections



c) 120 projections f) 40 projections

Fig. 3 Simulation にて作成した円柱ファントムの断層画像（同一総収集時間）

的に画質の統計ノイズに差は認められなかったことと，%RMSU 値や NMSE 値の変化も小さいことから SPECT における統計ノイズは1方向のカウントには依存せず，総カウントに依存することが示された．

2-2. 3D-Hoffman 脳ファントムによる SPECT データ収集

Fig. 5 に総収集時間が同じになるように作成した 3D-Hoffman 脳ファントム投影データの正面画像とその再構成画像の1断面を示す．サンプリング数が少なくなれば，1viewの収集時間が長くなるため，作成した projection のカウントが増えることにより，統計ノイズが減少していることが視覚的に確認できる．また SPECT 画像は，projection の総カウント数が同じため，視覚的には統計

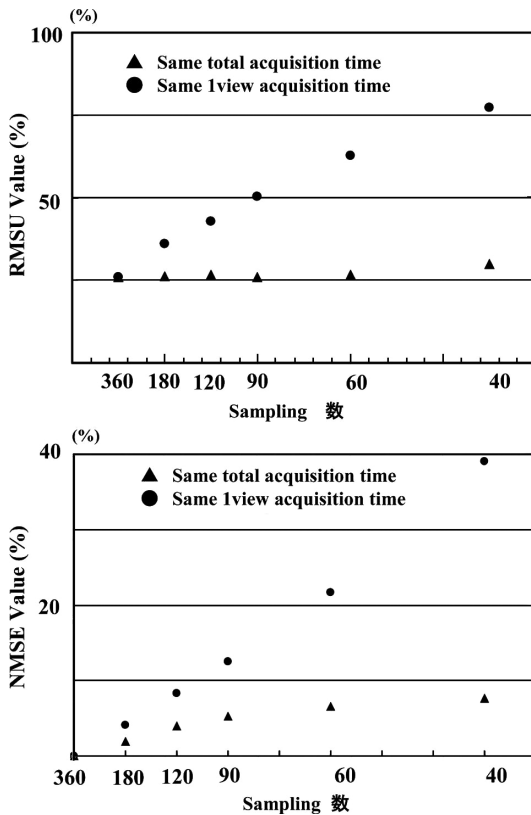


Fig. 4 Simulation にて作成した円柱ファントムの %RMSU 値と NMSE 値

ノイズの差は確認できない。しかしサンプリング数が少なくなるに従い、再構成時のストリークアーチファクトも顕著になることがわかった。シミュレーションと同様に、%RMSU はサンプリング数に関係なく 29.4~30.0% となりほぼ同等となった。360 view のサンプリング数を基準に算出した NMSE 値は、サンプリング数が少なくなるに従って 1.5% から 5.4% 程度まで増加した (Fig. 6)。

3. 考 察

SPECT における収集カウントとサンプリング数について、様々な定義がなされている。まず、2次元のプラナデータの場合、その収集データに含まれる統計ノイズは、収集カウント (n) からそのまま計算できる。しかし SPECT 画像は複数の方向からの投影データ、すなわち画素値の積分値から再構成されるため、総カウント、マトリックスサイズ、フィルタの種類などによって再構成

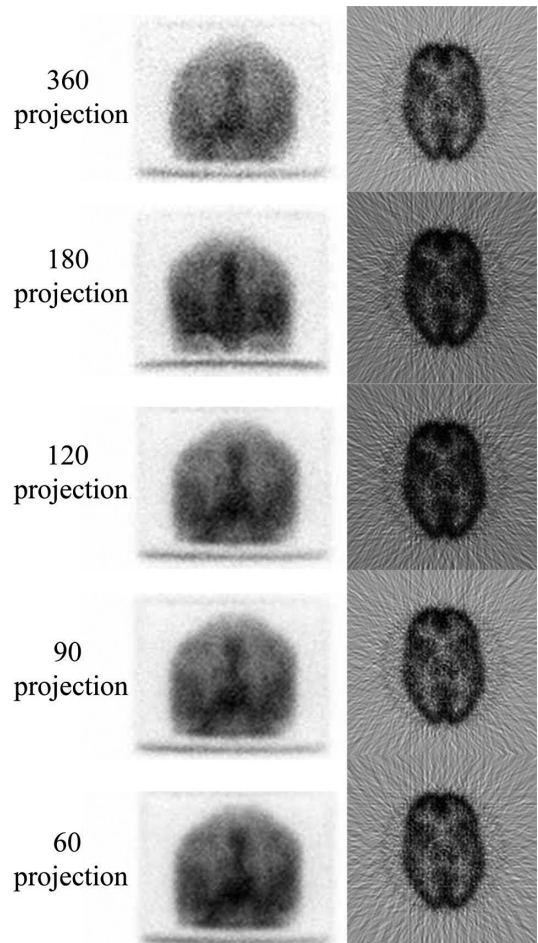


Fig. 5 3D Hoffman とファントムの投影データと SPECT 画像 (総収集時間は同じ)

画像の統計ノイズが変化する。たとえば、視野内 (1 辺の長さを x [cm] とする) に均一に分布した場合の再構成画像の統計ノイズは、 $\sqrt{(12n/\pi^2)(x/d)^3}$ で表現される⁷⁾。ここで n は総カウント数、 d は 1 画素におけるピクセルサイズの大きさである。この式から統計ノイズを少なくするためには、 n の総カウントを増やす、または (d) の画素のサイズを大きくする必要がある。しかし、 n を大きくするためには収集時間の延長か投与量の増加が必要となり患者負担が大きくなる。一方、ピクセルサイズ (d) を大きくすることは空間分解能を劣化させることになり、統計ノイズの改善と高い空間分解能は相反する関係になっている。

一般的には、収集時間に制限があるため、1 方向の収集カウントをピクセルあたり 100 カウント

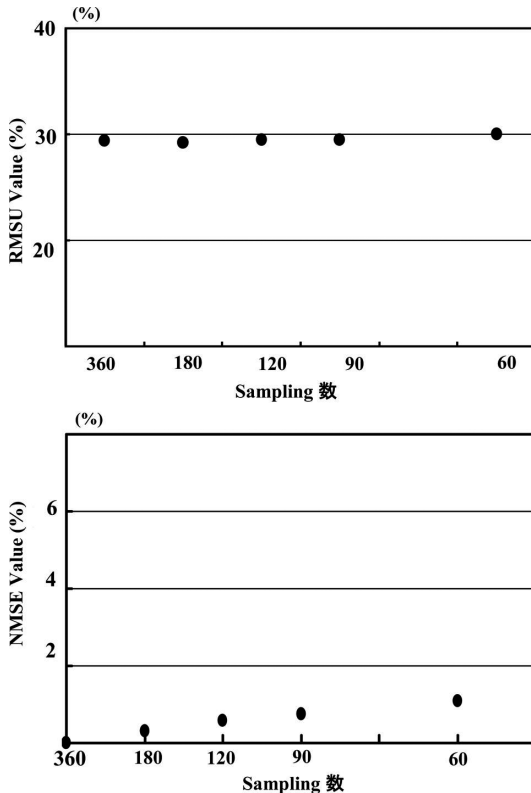


Fig. 6 3D Hoffman Phantom の % RMSU と NMSE 値の比較

以上の収集条件にするために、4度や6度のような比較的広いサンプリング間隔でのデータ収集が行われていた^{5,6)}。しかし、1方向の収集カウントが減少しても、収集方向数は多ければ多いほど良好な画質が得られる報告もある⁸⁾。理想的なサンプリング数については、計算により求められるが、臨床におけるサンプリング数は60（6度間隔）から90（4度間隔）で行われており^{5,6)} 実際使用されているものとはかなり乖離している。

今回のシミュレーションやファントム実験による検討から、1方向のカウントが同じでも方向数が少なければ、当然統計ノイズは増加した。しかし、1方向のカウントを減らし、サンプリング数を増やした、同一総収集時間で得られるデータ間では、1方向のカウントに関係なく画像の統計ノイズを示す %RMSU 値やサンプリング数360を基準とした NMSE 値において、ほぼ同等の結果となった。このことから、Bieszk⁸⁾らの報告したことが同様に、SPECT における画像の統計ノイ

ズは1方向のカウントには関係なく、全方向を加算した総カウントに依存していることが示された。このことから、SPECT 収集条件における設定において、同一収集時間であれば、サンプリング数は、多く設定した方が良いことが推奨できると考えられた。その場合の収集方法として、多用されている STEP & Shoot 法よりも、移動しながら収集する連続収集モードの方が有利と考えられる。連続収集モードでサンプリング間隔が大きい場合、サンプリング中の動きによるボケが生じるが、1度や2度の小角度であればサンプリング中の動きによるボケの影響も少なく、また移動による収集の無駄がなくなるためである。しかし、360 view（1度間隔）の収集を行う場合、サンプリング定義によりピクセルサイズを超えてしまうことや、1方向の収集カウントが極端に低下することも予想され、その場合のアーチファクトも考慮する必要がある。また、今回の結果からもサンプリング数360と180では明らかな差はない。これらのことを考慮すると、同一収集時間においてサンプリング定理の計算式で求められた値に近似するサンプリング数としての180 view（2度間隔）に設定することが望ましいと考えられる。

今後、①現在多数の検討が行われている OSEM⁹⁻¹³⁾ を使用する場合のサブセット数、②1方向当たりに必要な projection カウント数、③心筋 gated SPECT の場合の収集サンプリング数の増加による問題、④統計ノイズ低減のための low pass filter の適用、などさらに検討を加えていくことが必要と考えられた。

4. 結 語

投影データのサンプリング数と総収集カウントによる SPECT 再構成画像における統計ノイズの影響について、シミュレーションとファントム実験による基礎的検討を行った。SPECT において、断層画像の統計ノイズは、1方向のカウントではなく、収集における総カウントに依存すること、また同一収集時間であれば、サンプリング数はサンプリング定理に基づき計算で求められた値に近似する設定を行う方がよいことが示唆された。

要 旨

SPECT 画像における統計ノイズは, projection の収集方法に大きく依存する. 統計ノイズが問題となるような場合, 収集マトリックスを 128×128 から 64×64 に設定することや, 大きなサンプリング間隔にすることで, なるべく1ピクセル当たりの収集カウントを多くすることにより統計ノイズの低減が図られている. SPECT のデータ収集では, 一般的に1ピクセル当たり100カウント程度が十分な projection カウント数目安とされ, また, サンプリング数は, サンプリング定理から求められる数とは異なる90 (4度間隔) から60 (6度間隔) が採用されている. 今回, SPECT 画像における統計ノイズについて総収集カウントとサンプリング数の関係をシミュレーションデータとファントム実験データにより検討した. 視覚的な画質評価および %RMSU 値や NMSE 値の結果より, SPECT において総収集時間が同じときには, 1方向当たりの projection カウントは少なくなるが, サンプリング数はサンプリング定理に基づき計算で求められた値に近似する設定を行う方がよいことが示唆された.

参考文献

- 1) Physics in Nuclear Medicine (edited by Sorenson JA & Phelps ME), 2nd ed., W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1987
- 2) 田口正俊: SPECTにおけるアーチファクトとその対策.核医学技術, **15**(4): 313-316, 19
- 3) 高橋宗尊, 田口正俊, 佐藤順一, 仁井田秀治: 収集処理技術 P 78-80, SPECT 画像技術の基礎. 放射線医療技術叢書 (19), 日本放射線技術学会
- 4) 楠岡英雄, 西村恒彦: 第3章 核医学画像処理装置, P 81, 核医学イメージング, 日本 ME 学会編, コロナ社出版
- 5) 久住佳三, 藤田透, 高坂唯子: 核医学検査技術 (インビボ編) 改訂3版 P 52, 2. 撮影技術, 日本核医学技術学会編, 1995
- 6) Larsson S and Israelsson A: Consideration on system design, implementation and computer processing in SPECT. IEEE Transactions on nuclear science, **NS-29**(4): 1221-1242, 1982
- 7) Hoffman EJ and Phelps ME: Positron emission tomography: principles and quantitation. Positron emission tomography and autoradiography: Principles and applications for the brain and heart (edited by Phelps ME et al), Raven Press, New York, p 237-286, 1986
- 8) Bieszk JA and Hawman EG: Evaluation of SPECT angular sampling effects—Continuous versus step-and-shoot acquisition—. The Journal of Nuclear Medicine, **28**: 1308-1314, 1987
- 9) 油井信春, 戸川貴史, 木下富士美, 他: 統計的な画像再構成法の臨床応用への可能性. 1. 腫瘍 SPECT の OSEM. 日本医放会誌付録, **60**(7): 13-15, 2000
- 10) 橋川一雄, 藤埜浩一, 西村恒彦: 統計的な画像再構成法の臨床応用への可能性. 3. 脳イメージングへの応用. 日本医放会誌付録, **60**(7): 20-24, 2000
- 11) 横井孝司, 高橋宗尊, 山本智朗, 他: OSEM 法による画像再構成—基礎理論から応用まで—. 日本放射線技術学会核医学分科会雑誌, **40**: 5-29, 2000
- 12) 市原裕紀: 腫瘍核医学技術の新しい展開. 1. 全身 SPECT の有用性と問題点. 日放技学誌, **58**(8): 992-995, 2002
- 13) 木口雅夫, 谷口金吾, 穂山雄次, 古川隆志, 玖島利男: SPECT 画像における収集ステップ角度による影響について—FBP 法と OS-EM 法の比較—. 日本放射線技術学会200, **60**: 1009-1017, 2004