

## 《ノート》

# 1<sup>23</sup>I-IMP-SPECTにおける収集カウントと 画質の関係についての実験的考察

Relationship between the Number of Acquired Counts and Quality of a Reconstructed Image in 1<sup>23</sup>I-IMP Single Photon Emission CT

清水 正三\* 尾川 浩一\*\* 三宮 敏和\* 久保 敦司\*\*  
橋本 省三\*\*

Shozo SHIMIZU\*, Koichi OGAWA\*\*, Toshikazu SANMIYA\*,  
Atsushi KUBO\*\* and Shozo HASHIMOTO\*\*

\*Department of Radiological Technology, Keio University Hospital

\*\*Department of Radiology, School of Medicine, Keio University

## I. はじめに

SPECT 画像の画質はデータ収集条件、画像再構成処理等の違いにより変化する。高解像度、高コントラストかつ低雑音の SPECT 画像を得るにはデータ収集時において高カウントのデータを得ることが前提条件となるが<sup>1~3)</sup>、臨床においては放射性医薬品の投与量、撮像時間等の制約により十分なカウントを得ることができない場合が多い。本研究では、臨床と同様の条件でデータ収集を行った場合におけるカウント値と画質との関係をファンтом実験から検討した。

## II. 実験方法

### 1) 臨床カウントレベルの把握

臨床におけるカウントの分布を把握するため、正常と診断された 1<sup>23</sup>I-IMP-脳 SPECT 50 例にお

ける、同一収集角度での planar 画像 (SPECT 投影データ) の画素あたりの最大カウントを調べた。これらは一定の収集条件下 (低エネルギー汎用コリメータ、収集マトリックス 128×128、角度サンプリング 6°毎、60 方向、40 秒/方向) で施行されたものである。Fig. 1 が臨床における投影データの画素あたりの最大カウントについてのヒストグラムである。Fig. 1 より臨床データは、画素あたり 30~70 カウントの領域にその 8 割が集中していることがわかる。これより、ファンтом実験では planar 画像における画素あたりの最大カウントを約 25, 40, 60, 80, 100 とする 5 種類のデータ収集を行い、これらから再構成される画像を比較することとした。

### 2) データ収集・処理方法

SPECT のデータ収集には東芝製ガンマカメラ GCA-901A、画像処理装置は同 GMS-550U を使用した。コリメータは低エネルギー汎用パラレルホールコリメータ (以下、LEGP コリメータと略)、および 1<sup>23</sup>I 専用パラレルホールコリメータ (以下、

\* 慶應義塾大学病院中央放射線技術室

\*\* 同 医学部放射線科学教室

受付: 2 年 6 月 1 日

最終稿受付: 2 年 7 月 30 日

別刷請求先: 東京都新宿区信濃町 35 (〒160)

慶應義塾大学病院中央放射線技術室

清水 正三

**Key words:** single photon emission CT, acquisition parameter, image quality.

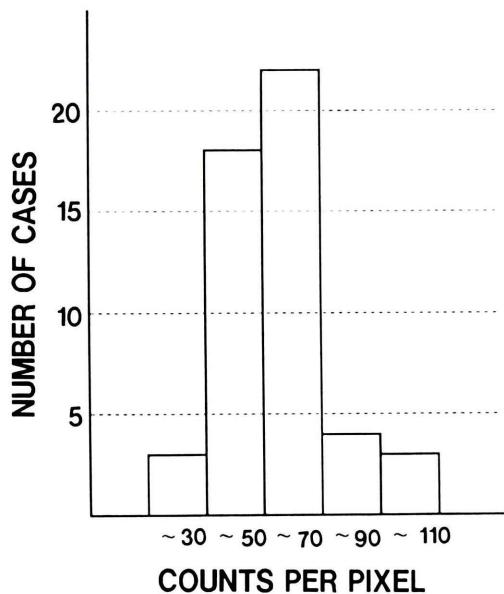


Fig. 1 Histogram of the maximum count per pixel of a planar image for 50 normal patients ( $^{123}\text{I}$ -IMP Brain SPECT).  
data acquisition (collimator: LEGP, 40 sec/step, 60 steps)  
count level (A: 10~30, B: 31~50, C: 51~70, D: 71~90, E: 91~110 counts/pixel)

I-123 用コリメータと略)を使用した。これらのコリメータの空気中での幾何学的分解能(FWHM)は、コリメータ表面から 5 cm の位置でそれぞれ 6.0, 4.8 mm, また空気中での感度はそれぞれ 300, 230 cpm/ $\mu\text{Ci}/\text{ml}$  である。ファントムとしては  $^{123}\text{I}$ -IMP 水溶液 15 MBq (0.405 mCi) を入れた京都科学標本頭部ファントム IB-20 型を用いた。データ収集はガンマカメラの回転半径を 12 cm とし、エネルギーウインドウ 159 keV  $\pm$  10%, 収集マトリックス  $128 \times 128$ , 6°ごとの角度サンプリング 60 方向として以下の(1), (2), (3)の条件で行った。

(1) 収集カウントの変化に伴う画質変化を評価する目的で、1倍収集(画素サイズ 4.0 mm)における画素あたりの最大カウントが LEGP コリメータを用いて A: 25, B: 40, C: 60, D: 80, E: 100 になるように収集時間を設定しデータ収集を行った。この時の収集時間は A: 8, B: 14, C: 18, D: 23, E: 31 秒であった。

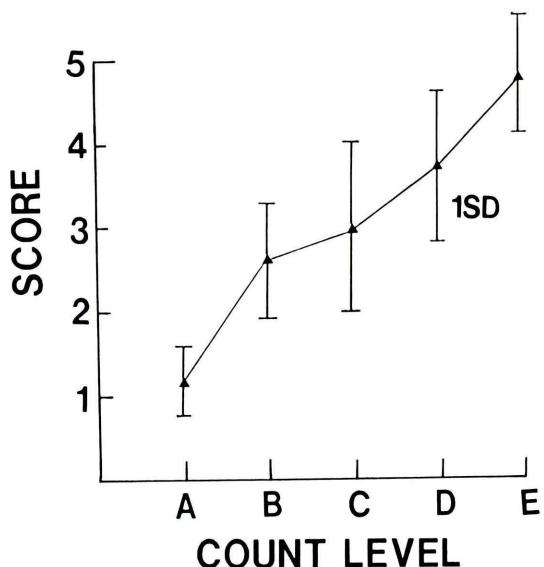


Fig. 2 Relationship between the number of acquired count and quality of a reconstructed image.  
data acquisition (collimator: LEGP, pixel size: 4.0 mm)  
count level (A: 25, B: 40, C: 60, D: 80, E: 100 counts/pixel)

(2) 拡大収集に伴う画質変化を評価する目的で、LEGP コリメータを用いて 1.25 倍収集(画素サイズ 3.2 mm)とし、(1)の 5 種類(A~E)とそれ同一の収集時間でデータ収集を行った。

(3) コリメータの種類の違いに伴う画質変化を評価する目的で、I-123 用コリメータを用いて 1 倍収集(画素サイズ 4.0 mm)とし、(1)の 5 種類(A~E)とそれ同一の収集時間でデータ収集を行った。

これらの planar 画像に対して、まず平板線源によるガンマカメラの均一性補正を行い、filtered-backprojection 法によって画像再構成を行った。使用したフィルタは Butterworth(次数 5, cutoff 周波数 [カウントレベル A, B: 0.2, C, D: 0.25, E: 0.3]) + Ramp, スライス厚 2 画素とした。前処理として [カウントレベル A: 5  $\times$  5, B~E: 3  $\times$  3] の荷重平均を用いた。 $\gamma$  線の減衰補正是 Chang 法(一次補正)を用い、減衰係数は 0.1 [1/cm] とした。

### 3) 評価方法

放射線科の医師 5 名、放射線技師 5 名による視

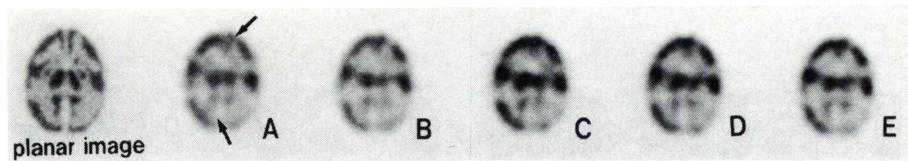


Fig. 3 Reconstructed images from the planar images acquired with different level of count per pixel.

data acquisition (collimator: LEGP, pixel size: 4.0 mm)  
count level (A: 25, B: 40, C: 60, D: 80, E: 100 counts/pixel)

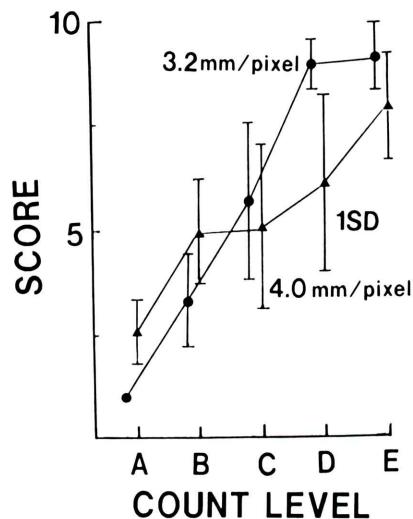


Fig. 4 Relationship between the number of acquired count and quality of a reconstructed image.  
data acquisition (collimator: LEGP, pixel size:  
▲ 4.0 mm, ● 3.2 mm)  
count level ▲ (A: 25, B: 40, C: 60, D: 80,  
E: 100 counts/pixel) ● (A: 19, B: 25, C: 40,  
D: 55, E: 68 counts/pixel)

覚評価を (a), (b), (c) の順番で行った。

(a) 収集カウントの変化に伴う画質変化の評価としては、LEGP コリメータ、1倍収集（画素サイズ 4.0 mm）でのカウントの異なる 5 枚の画像順位を決定し優れた画質のものから 5~1 点を配点した。

(b) 拡大収集に伴う画質変化の評価としては、(a) における順位をくずさずに LEGP コリメータ、1.25 倍収集（画素サイズ 3.2 mm）での 5 枚の画像を追加、計 10 枚の順位を決定し優れた画質のものから各 10~1 点を配点した。

(c) コリメータの種類の違いに伴う画質変化の評価としては、(a) における順位をくずさずに I-123 用コリメータ、1 倍収集（画素サイズ 4.0 mm）での 5 枚の画像を追加、計 10 枚の順位を決定し優れた画質のものから 10~1 点を配点した。

これらの結果についてスコアカーブを作成し画像と合わせて評価した。カーブの評価のめやすとしては、カウントレベル間のスコアの平均値に 1SD 以上の差があるとき画質により大きな差があるものと判断し、1SD 以下の差の場合には平均スコアの高いものを明かな差ではないが優れた画像と判断することとした。なお視覚評価では「コントラストと分解能が良好な画像が優れた SPECT 画像である」ということを評価の基準とした。

### III. 結 果

#### 1) 収集カウントの変化に伴う画質変化

Figure 2 に収集カウントと画質の評価についての結果を示す。グラフの縦軸のスコアは画像の順位を表したものであり、画質を定量的に表したものではないが被検者間における画質評価結果を定性的に表現していると考えられる。これによるとカウントの上昇に伴い画質の向上が認められるが、B~E では標準偏差が大きく観察者間の評価のばらつきが大きいという結果になった。しかし、A と B の間では他に比べより大きな差があるものと判断できる。Fig. 3 は評価実験に用いた画像を示したものであり、左端がファントムの planar 像である。A はそれ以外の画像に比べ全体的に、たとえば塊状の濃度分布となる統計変動特有のアーチファクトが出ている。また上部矢印部分で分解能

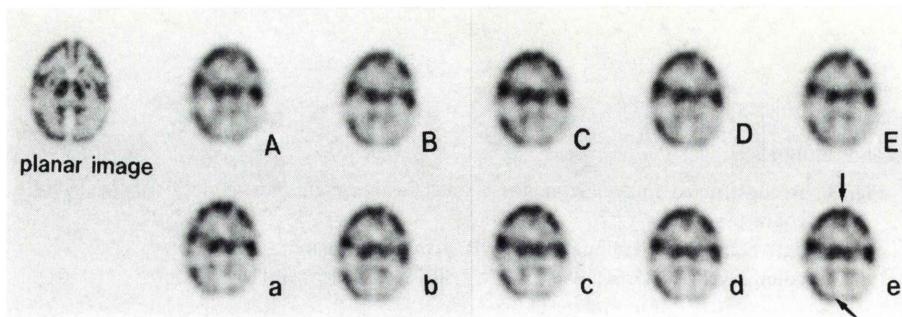


Fig. 5 Reconstructed images from the planar images acquired with different size of a pixel.

data acquisition (collimator: LEGP, pixel size: 4.0 mm (upper), 3.2 mm (lower))  
count level (A: 25, B: 50, C: 60, D: 80, E: 100 counts/pixel) (a: 19, b: 25, c: 40,  
d: 55, e: 68 counts/pixel)

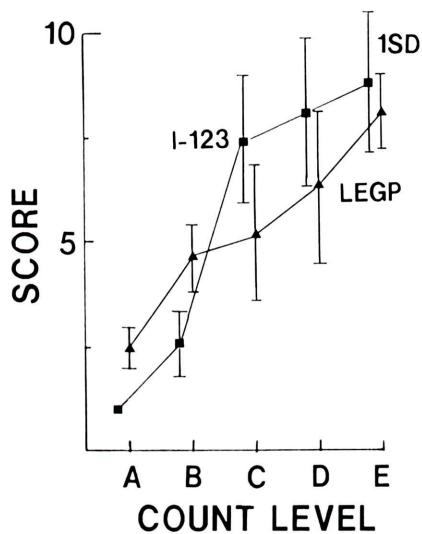


Fig. 6 Relationship between the number of acquired count and quality of a reconstructed image.  
data acquisition (collimator: ▲ LEGP, ■ I-123, pixel size: 4.0 mm)  
count level ▲ (A: 25, B: 40, C: 60, D: 80, E:  
100 counts/pixel) ■ (A: 18, B: 30, C: 40, D:  
55, E: 70 counts/pixel)

が低下し、下部矢印部分では、planar 画像上の同一部分と比較して形状が変化して見える。B~E では20カウント毎の画像の差は明かではないがカウントの上昇にともない画質は向上していると思われる。この結果から画素あたりの最大カウントが 20~30 程度では、視覚的に認識される画質劣

化が他に大きくなっていることが考えられる。

### 2) 拡大収集に伴う画質変化

Figure 4 では、空間分解能を向上させるための拡大収集と画質との関係についての評価結果を示した。観察者間での分散は大きいものの、C 以上のカウントレベルでは 1.25 倍収集(画素サイズ 3.2 mm) 画像が 1 倍収集(画素サイズ 4.0 mm) 画像より優れているという結果になり拡大収集による画質向上が認められた。これに対し B 以下では逆転し画素サイズ 4.0 mm 画像の方が優れているという結果になった。Fig. 5 に評価に用いた画像を示した。比較のため再構成後、両者に補間拡大をほどこし画像の大きさを一致させてある。それぞれ同一収集時間どうしで比較すると、カウントレベルが C-c より高いものでは、4.0 mm 画像に比べ下段の 3.2 mm 画像のほうが全体的にクリアであり、矢印で示した部分で 3.2 mm 画像のほうがより planar 画像の形状を再現していると考えられる。しかし A-a、および B-b では 3.2 mm 画像は全体的に統計変動による画質劣化、たとえば塊状の濃度分布やその周囲で発生している放射状のアーチファクトが 4.0 mm 画像よりも顕著に現れていて、4.0 mm 画像のほうが planar 画像の形状を再現していると考えられる。

### 3) コリメータの種類の違いに伴う画質変化

Figure 6 にコリメータの種類に伴う画質変化の

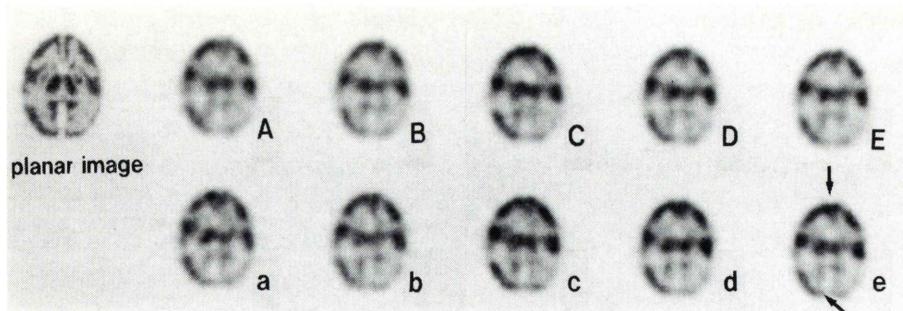


Fig. 7 Reconstructed images from the planar images acquired with different types of collimator.

data acquisition (collimator: LEGP (upper), I-123 (lower), pixel size: 4.0 mm)  
count level (A: 25, B: 40, C: 60, D: 80, E: 100 counts/pixel) (a: 18, b: 30, c: 40,  
d: 55, e: 70 counts/pixel)

評価結果を示す。III. 2 節の拡大収集の項で述べた画素サイズの違いの評価とほぼ同様の結果が得られ、C 以上では分解能の高い I-123 用コリメータ使用画像が優れ、B 以下では逆転して感度の高い LEGP コリメータ使用画像が優れているという結果になった。Fig. 7 に評価に用いた画像を示す。それぞれ同一収集時間どうして比較すると、カウントレベルが C-c より高いものでは、上段の LEGP コリメータ使用画像に比べ下段の I-123 コリメータ使用画像のほうが全体的にクリアであり、矢印で示した部分で planar 画像の形状を再現していると考えられる。しかし A-a、および B-b では I-123 コリメータ使用画像は全体的に統計変動による画質劣化、たとえば塊状の濃度分布や、その周囲で発生している放射状のアーチファクトが LEGP コリメータ使用画像より顕著に現われていて、LEGP コリメータ使用画像の方が planar 画像の形状を再現していると考えられる。

#### IV. 考 察

臨床においては、同一の収集条件（収集時間、マトリックスサイズ、拡大率、コリメータの種類、投影方向数など）で SPECT データ収集を行っても、患者の体格や放射性同位元素の分布に関する状況が異なるため、得られる planar 画像のカウント数は異なっている。臨床レベルでの収集カウ

ントと画質の関係は、Fig. 2 で示されたように、LEGP のコリメータを用いて、I-123 のデータ収集を行う場合には、画素あたりの最大カウントが 40~100 では、観察者間のばらつきが大きいもののカウントの増加に伴い画質の向上が認められた。この観察者間のばらつきは、各レベル毎のカウントの差が 20 カウントと少ないため、各画像間の画質の差が視覚的に区別しにくくなっていることによるものと考えられる。これは Budinger らによる報告、すなわち収集カウントと S/N 比との関係は  $S/N = (\text{全計数値})^{1/2} / 1.2 \times (\text{画素数})^{3/4}$  となり、S/N 比は収集カウントの平方根に比例する<sup>2)</sup> こと、および SPECT の場合、収集カウント T と解像度 R の関係は S/N 比が一定の条件下では、T は  $R^{-3}$  に比例し、解像度を 1/2 にするためには 8 倍の収集カウントを必要とする<sup>3)</sup>、という報告と一致している。また、画素あたりの最大カウントが 20~30 程度で他より大きい画質劣化が認められたのは、このカウントレベルにおいては、統計雑音による再構成画像への影響が他に比べ大きくなっているものと考えられる。画質改善策の一つである拡大収集による空間分解能向上の効果を得るために Fig. 4 で示されたように画素あたりの最大カウントが 40~50 以上必要であり、30 以下では逆に画質が劣化してしまうため同一収集時間であれば画素サイズを大きくした収集による画像のほうが優れ

た画質になった。これは画素あたりの最大カウントが30以下では、統計変動による画質劣化が直線サンプリング数の減少による画質劣化より大きくなることによると考えられる。また、高解像力コリメータの使用による画質向上とカウント数との関係は、Fig. 6 で示されたように、画素あたりの最大カウントが40~50以上では高解像力コリメータの使用による画質向上が認められるが、30以下では逆に画質が劣化してしまった。低カウントレベルでは、同一収集時間であれば空間分解能を下げても感度の高いコリメータを使用した収集によるコントラスト分解能の向上した画像のほうが優れた画質になった。 $\gamma$ 線のコリメータ隔壁の通過という観点からすると、 $^{123}\text{I}$ のエネルギーがLEGPコリメータの高エネルギー $\gamma$ 線のペネトレーションに対する設計値の限界に近い159 keVであるので、LEGPコリメータを用いる場合には、隔壁を通過するプライマリ光子や高エネルギーの散乱光子の数が増大し、空間分解能が低下するという結果になるとと考えられる。カウントレベルB以下でI-123コリメータ使用画像がLEGPコリメータ使用画像より画質が劣ったのは、統計変動による画質劣化が、コリメータ間の幾何学的分解能の差、および $\gamma$ 線のコリメータ隔壁の通過等の影響による画質劣化より大きくなることによるものと考えられる。

本論文で示したようにSPECTの投影データとなる個々のplanar画像のカウントレベルを知ることにより、カウントレベルが高い場合には同一収集時間でもより解像力を向上させる収集方法(拡大収集、高解像力コリメータの使用等)を行うことにより画質は向上する。ただし、このためには画素あたり50~60以上のカウントレベルが必要となる。これに対し30カウント程度の場合では、解像力を犠牲にしても感度の高い収集方法(画素サイズの拡大、高感度コリメータの使用等)の方が良好な画質を維持できる。このことから、患者の容態により検査時間を短縮したい場合等にも、planar画像のカウントレベルを知ることにより、画質低下を抑えかつ時間を短縮できる収集条件を

最適化できることになる。この意味でSPECTデータ収集前に目的部位のカウントレベルを測定することは、最終的な画質を決める上で重要な点となると考えられる。また、ここでは画像再構成の条件をほぼ一定にしてあるが、planar画像の統計変動成分を抑えるバターワースフィルタのパラメータや画像再生のためのコンボリューション関数を変えることによって、さらに画質を向上できることはいうまでもない。

## V. 結 論

SPECTにおける収集カウントと画質の関係は、画素あたりの最大カウントが40以上では、カウントの上昇に伴い画質の向上が認められた。しかし、画素あたり20カウント程度では画質が著しく低下するため、低カウントレベルでのSPECT収集では、可能な限り画素あたりのカウントを増やすような収集条件の設定をすべきである。また、拡大収集、高解像力コリメータの使用等による空間分解能の向上は、画素あたり50~60カウント以上であれば有効であるが、画素あたりのカウントが低下すれば逆に画像劣化を招くため、このような場合には、解像力を少々犠牲にしても感度を優先した収集条件(画素サイズの拡大、高感度コリメータの使用)をとるほうが、得られる画像は優れたものとなる。

## 文 献

- 1) English RT, Brown SE: Single Photon Emission Computed Tomography, The Society of Nuclear Medicine, New York p. 42-67, 1986
- 2) Todd-Pokropek A, Jarritt PH: The noise characteristics of SPECT systems in Computed Emission Tomography, E11 PJ and Holman BL, eds, Oxford University Press, New York pp. 361-389, 1982
- 3) Ott RJ, Flower MA, Babich JW, et al: The physics of radioisotope imaging in the physics of medical imaging, Webb S, ed, Adam Hilger, pp. 142-318, 1988
- 4) Budinger TF, Derenzo SE, Gullberg GT, et al: Emission computer assisted tomography with single photon and positron annihilation photon emitters. J Comput Assist Tomogr 1: 131-145, 1977
- 5) Phelps ME: Emission computed tomography. Semin Nucl Med 7: 337-365, 1977