

# 心筋 SPECT 画像における画質劣化の定量的評価

永瀬 克 尾川 浩一  
法政大学大学院工学研究科

SPECT の再構成画像では、データ収集時に心筋の動きによるぼけが発生する。この他、光子の吸収やコンプトン散乱により再構成画像は劣化する。また心臓に近接した肝臓からの散乱線が SPECT 画像の劣化を招く。本論文では North Carolina 大学において開発された dynamic MCAT(DMCAT)ファントムを用いて心筋 SPECT 画像の画質劣化に関して心臓の動きの影響、吸収の影響、肝臓からのコンプトン散乱線の影響を計算機シミュレーションによって考察した。この結果から心筋の定量的な再構成に位相を考慮した心電同期型 SPECT の実施が不可欠であること、正確な吸収補正が必要であること、並びに肝臓からの散乱線を極力除去できるデータ収集ジオメトリが重要であることが示唆された。

## 1. はじめに

Single photon emission CT(SPECT)ではガンマカメラを一定の角度ごとにある時間静止させ、複数の方向からの投影データを収集することが行われている。この様なデータ収集は動きのない臓器に対しては問題ないが、心筋の様に常時動いている場合には、SPECT の再構成画像上に心臓の動きによるぼけが発生する。この他、心筋から発せられた光子は体内で吸収されたり、コンプトン散乱を起こすため心筋画像の定量性が低下する。また、心臓に近接した肝臓からの散乱線が SPECT 画像の画質の劣化を招く。本研究では、このような心筋 SPECT における画質の劣化を North Carolina 大学において開発された Dynamic MCAT(DMCAT)ファントム [1] を用いて詳細に検討した。

## 2. 方法

DMCAT では心臓に関して 3 つの心臓の型([a]標準的心臓、[b]大きめ的心臓、[c]小さめ的心臓)が数式によって記述されており、これらの数式から異なったサイズの 3 次元の心臓を構成することが出来る。これらの 3 つのタイプの心臓に対して 16 phase を 1 周期とする心臓の動きが計算される。このファントムでは実際的心臓の動きと同様に、心室拡張期においては心筋の厚さが薄くなり、収縮期はそのサイズが小さくなると共に心筋の厚さは増大する。Fig.1 は標準的な大きさの心臓における 16 phase(1 周期)を示している。Fig.2 に拡張末期と収縮末期における [a]の心臓の形状を示した。本研究ではこのような [a] ~ [c] の 3 種類の心臓に対し、心臓の動きによるぼけの影響、及び線体内での吸収と肝臓からの散乱線の影響をシミュレーションした。具体的には DMCAT からつくられる 3 次元画像(64×64×64voxel、1 画素は 0.625×0.625×0.625cm)の心筋から光子を発生させて、投影データ 64×64 を 90 方向(360°)から収集するものとした。コリメータとしてはパラレルホールコリメータを想定した。Fig.3(左)にはシミュレーションで用いた放射能分布を示した図では 1 断面を示している。そして心臓の 16 phase が混合した投影データを作成するため、同一方向で異なった 16 phase の心筋画像の投影データを加算して心臓の動きの影響をうけた投影データとした。このようにして作成された投影データから画像を再構成した。画像再構成は Ordered subset expectation maximization(OS-EM)法を

用いた。サブセット数は 15、サブセット内の投影データ数を 6、反復回数は 10 回とした。吸収の影響を調べるために Fig.3(右)に示した吸収係数分布を用いた。そして、吸収を受けた投影データから吸収補正を行わなかった再構成画像、吸収係数を一定とした補正を行った再構成画像(吸収係数は断面内の平均値を使用)及び正確な吸収係数を用いた補正を行った再構成画像を求めた。また、肝臓からのコンプトン散乱線の影響を調べるためにモンテカルロ法により肝臓内から 1.5G 個、心筋内から 0.5G 個の光子を発生させてその光子を追跡し各方向の投影データを計算した。この際、線のエネルギーは 72keV(Tl-201 相当)とし、検出器のエネルギー分解能を 10%(FWHM)、検出効率を 100%とした。検出器としては平行多孔型のコリメータ(入射角±2%)を用い 72keV±15%のエネルギーウィンドウでデータを収集するものとした。この様にして得られた投影データから肝臓を発生源とするガンマ線のコンプトン散乱による影響をイメージングした。

DMCAT は心臓だけが動くモデルであるが、人間の体では心臓が収縮したときには肝臓の影響がより顕著になるということがある。したがって心臓が収縮したときに肝臓の位置を最大 3 画素上げることにより肝臓の動きの様子を考慮した。

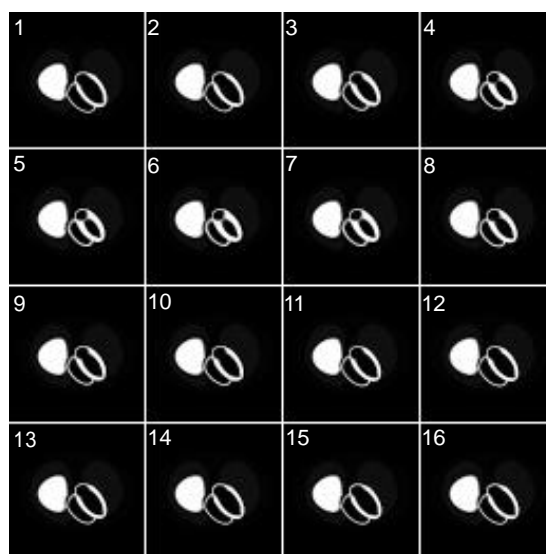
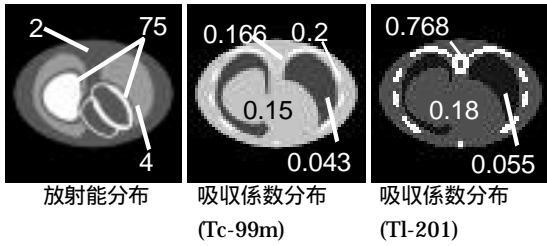
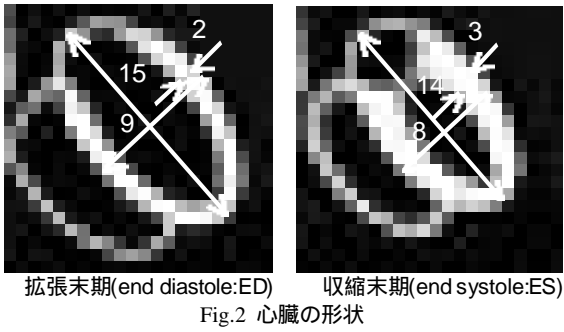


Fig.1 DMCAT(標準的な大きさ)



### 3. 結果と考察

#### 3.1 心臓の大きさの影響

Table 1 に 3つの大きさ[a]~[c]における心臓の長軸と短軸のサイズを示した。Fig.5 に拡張末期、収縮末期及び動きがある場合のそれぞれの再構成画像の一面面を示している。図では上から[a]標準的な心臓の大きさ、[b]大きめの心臓、[c]小さめの心臓の 3種類が示されている。Fig.6 にはこれらの画像において心筋の短軸方向にきった濃度プロファイルを示す。Fig.7 には動きによる心筋壁厚のぼけの程度を示した。この結果から拡張末期、収縮末期に比べて動きがある場合には 0.5 画素程度ぼけているのがわかる。

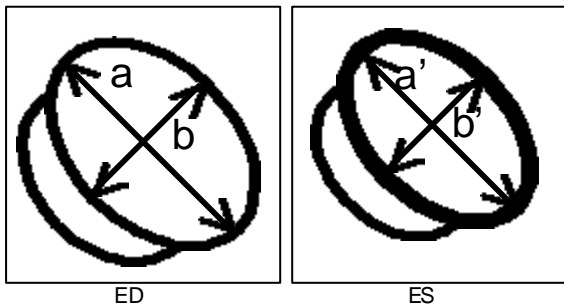
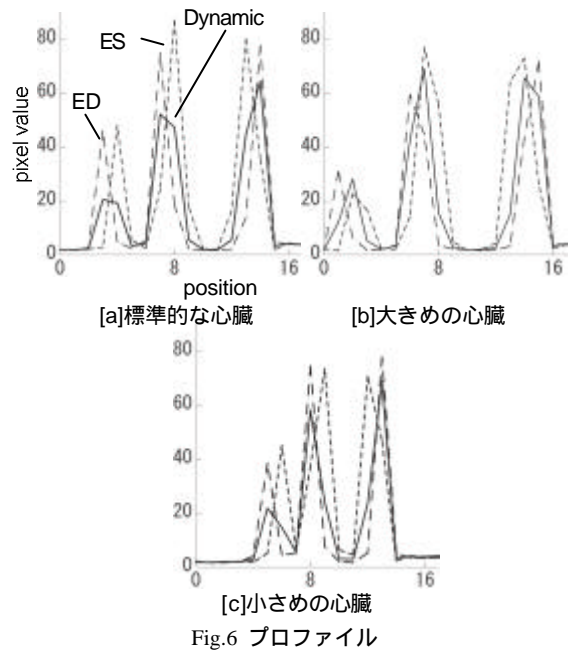
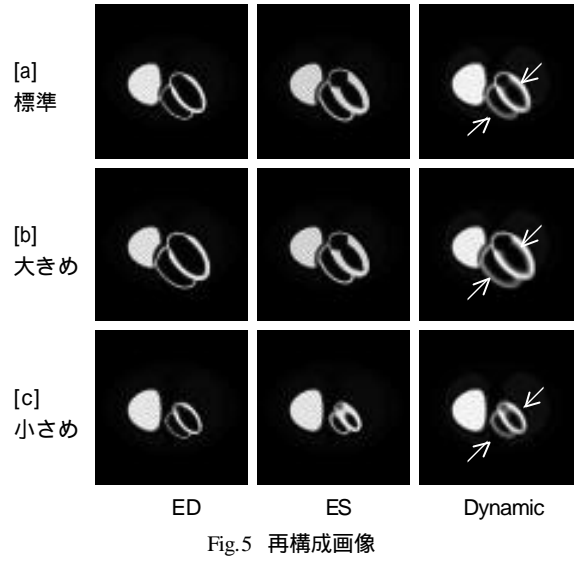


Table1 心臓の大きさ

	a	a'	b	b'
[a]標準	15	14	9	8
[b]大きめ	18	17	10	9
[c]小さめ	12	11	7	6

(単位:pixel)



### 3.2 吸収の影響

標準的な大きさの心臓に対して吸収の影響を調べた。Fig.8には吸収補正なし、吸収係数の平均値を用いた補正、正確な吸収係数を用いた補正のそれぞれの吸収係数分布を示した。Fig.9には画像再構成時に吸収補正を行わなかったもの[A]、吸収係数を一様(断面内の平均値)と仮定して補正したもの[B]、正しい吸収係数を用いて補正したもの[C]、理想的な画像[D]を示す。これらの画像より吸収補正を行わない場合には中央部における心筋の値が低下しているのがわかる。一方、正確な吸収補正を行うことで理想的な画像に近い画像が得られていることがわかる。

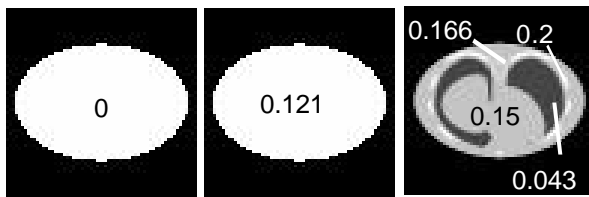


Fig.8 吸収係数分布(1/cm)

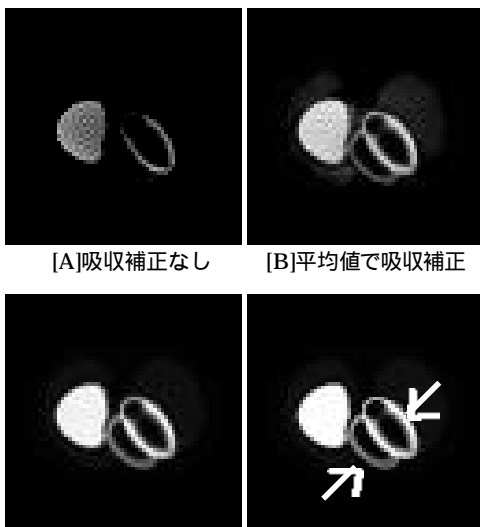


Fig.9 再構成画像

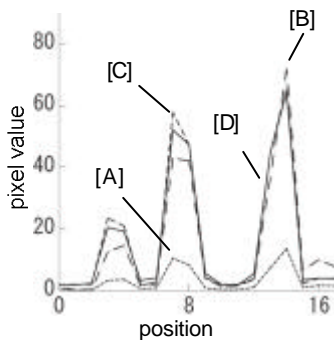


Fig.10 プロファイル

### 3.3 肝臓からのコンプトン散乱線の影響

肝臓からのコンプトン散乱線の影響を調べた。吸収補正が正確に行われていても肝臓からのコンプトン散乱線により、心基部近くにおけるカウントの増大が起こっていることがわかる。

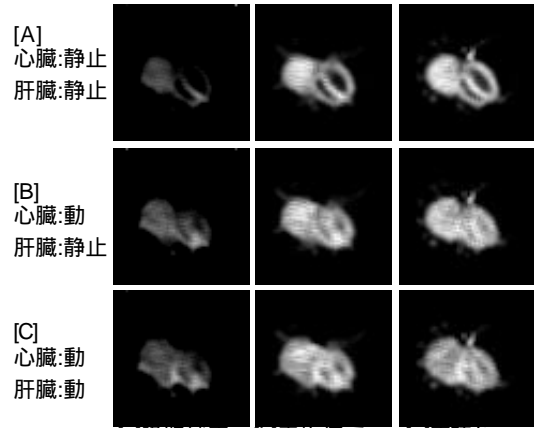
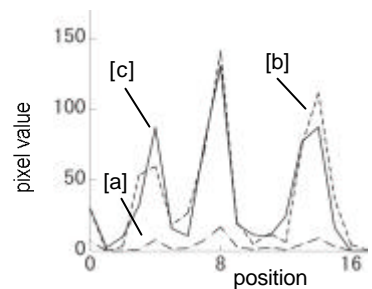
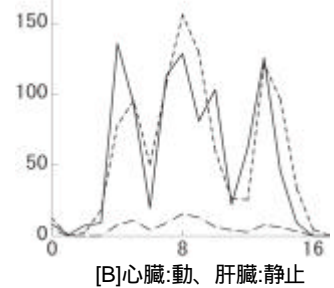


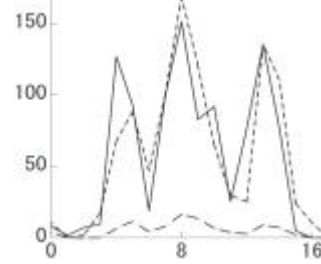
Fig.11 再構成画像(散乱補正なし)



[A]心臓:静止、肝臓:静止



[B]心臓:動、肝臓:静止



[C]心臓:動、肝臓:動

Fig.12 プロファイル

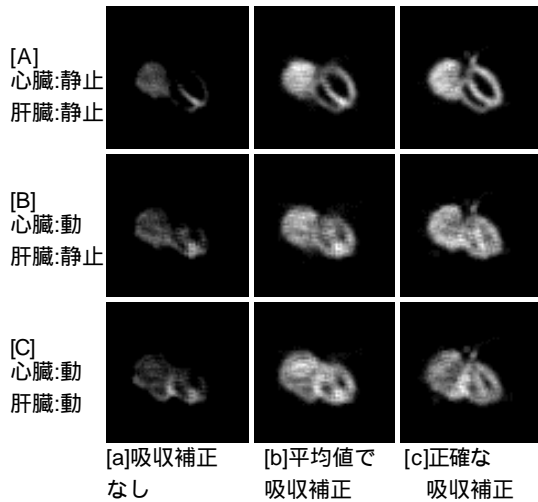


Fig.13 再構成画像(散乱補正あり:TEW)

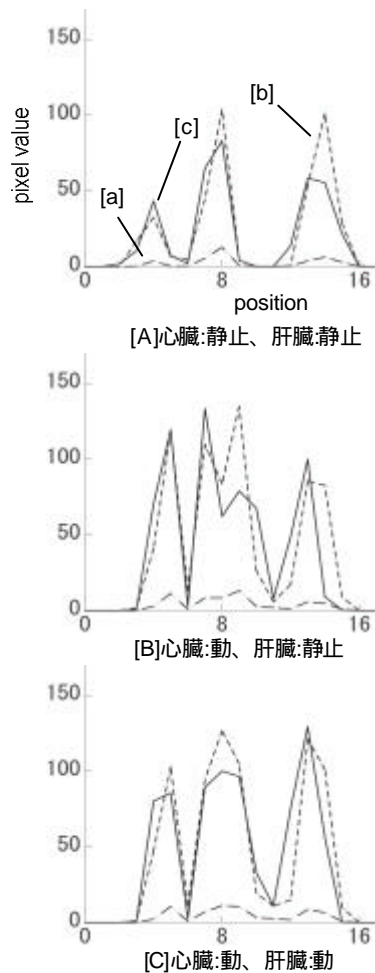


Fig.14 プロファイル

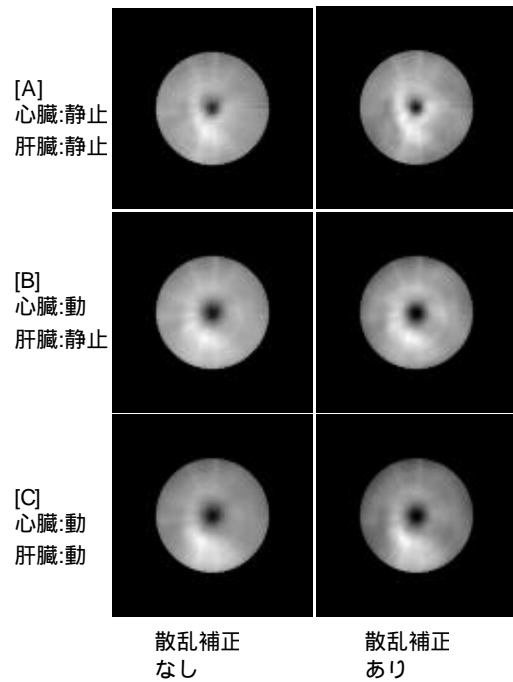


Fig.15 Polar map

#### 4. まとめ

本研究では心筋 SPECT 画像の画質劣化に関して心臓の動きの影響、吸収の影響、肝臓からのコンプトン散乱線の影響の 3 つの観点から計算機シミュレーションを行った。このシミュレーションから心筋の動きによるぼけの発生、心筋からの線の吸収により正確な補正を行わなかった場合の濃度歪み、肝臓からの散乱線による心基部近くにおけるカウントの増大による画質の劣化が定量化できた。この結果より心筋の定量的な再構成には phase を考慮した心電同期形 SPECT の実施が不可欠であること、正確な吸収補正が必要であること、並びに肝臓からの散乱線を極力除去できるデータ収集ジオメトリが重要であることが示唆された。

#### 参考文献

- [1] P. H. Pretorius, W. Xia, M. A. King, B. M. W. Tsui, T. S. Pan and B. J. Villegas, "Evaluation of right and left ventricular volume and ejection fraction using a mathematical cardiac torso phantom for gated pool SPECT," *J Nucl. Med.*, Oct 1997. 38(10): pp.1528-1534.
- [2] R.E. Coleman, R.J. Jaszcak, F.R. Cobb, "Comparison of 180 deg. and 360 deg. data collection in thallium-201 imaging using SPECT," *J. Nucl. Med.*, vol. 23, pp.655-660, 1982.
- [3] R.L. Eisner, D.J. Nowak, R. Pettigrew, W. Fajman, "Fundamentals of 180 deg. acquisition and reconstruction in SPECT imaging," *J. Nucl. Med.*, vol. 27, pp.1717-1728, 1986.
- [4] R.T. Go, W.J. MacIntyre, T.S. Houser, et al, "Clinical evaluation of 360 deg. and 180 deg. data sampling techniques for transaxial SPECT thallium-201 myocardial perfusion imaging," *J. Nucl. Med.*, vol. 26, pp.695-706, 1985.

- [5] E.J. Hoffman, "180 deg. compared with 360 deg. sampling in SPECT [Editorial]," *J. Nucl. Med.*, vol. 23, pp.745-746, 1982.
- [6] K. Knesaurek, M.A. King, S.J. Glick, B.C. Penney, "Investigation of causes of geometric distortion in 180 deg. and 360 deg. angular sampling in SPECT," *J. Nucl. Med.*, vol. 30, pp.1666-1675, 1989.
- [7] N. Tamaki, T. Mukai, Y. Ishii, et al, "Comparative study of thallium emission myocardial tomography with 180 deg. and 360 deg. data collection," *J. Nucl. Med.*, vol. 23, pp.661-666, 1982.
- [8] K.J. LaCroix, B.M.W. Tsui, B.H. Hasegawa, "A Comparison of 180 deg. and 360 deg. acquisition for attenuation-compensated thallium-201 SPECT images," *J. Nucl. Med.*, vol. 39, No.3, pp.562-574, 1998.

**キーワード.**

SPECT、画像再構成、モンテカルロ法、心筋イメージング、アーチファクト

---

**Summary.**

**Quantitative evaluation of distortions in myocardial SPECT image**

Masaru Nagase Koichi Ogawa  
Graduate school of Eng., Hosei Univ.

In myocardial single photon emission CT (SPECT), reconstructed images are distorted by motion of the heart during data acquisition, and attenuation and Compton scattering of gamma rays. This paper analyzed degradation of myocardial SPECT images for above points with the dynamic MCAT (DMCAT) phantom. Computer simulations were done considering the influences of motion of the heart, attenuation of gamma rays and the Compton scattered rays originated in the liver.

**Keywords.**

single photon emission CT, image reconstruction, Monte Carlo method, myocardial imaging, artifact