

図5 MRI と PET の一体化

上段：ドイツで開発中の 9.4 テスラ全身 MRI 装置と高性能 PET 装置の一体化のシェーマ。  
 下段：高磁場中で PET 撮像をおこなうとポジトロン飛程が減少する。これは空間解像度とい  
 うよりも画像コントラストの向上に貢献するとされる。

素摂取率 (OEF)、局所脳血液量 (CBV) の画像を計算した例を示す。これを脳虚血の重症度診断に貢献する種々の脳神経イメージングにおいてこのような撮像法の応用が可能であり、これは生体機能の調節機能の解明に貢献すると考えられる。

#### 4 | マルチモダリティイメージング

核医学画像と MRI などの形態画像との融合処理は、多くの自動化プログラムが開発され、脳委縮の評価や部分

容積効果の補正などに応用されている(図4)。また、CT/PET や CT/SPECT 一体型装置につづいて、MRI/PET 一体化装置の実用化が進んでいる。図5Aには、ドイツ国ユーリッヒ研究所で開発中の 9.4 テスラ全身 MRI への高解像度・高感度 PET 組み込みのシェーマを示す。MRI 装置の外に磁気シールドを設置し、さらに外側の RF シールドとの間に血液分析システム一式を設置するなど、きわめて大がかりなシステムである。最新の PET 動態解析手法を駆使することで、fMRI や神経連絡イメージングと同時に PET 受容体賦活検査や、MRS、

PET 代謝イメージングなど多くの撮像が試みられる。このような検査においては、とくに上で述べたような複数核医学イメージングが望まれる。また、高磁場中ではポジトロン飛程が短くなることが予測され(図5B)<sup>13)</sup>、これは空間解像度というよりも画像コントラストの向上に貢献することが予測されている。

### おわりに

PET, SPECT 機器、動態解析技術の現状と将来への期待について述べた。撮像や画像解析にかかる地道な技術整備が必要であり、この分野における物理工学研究者の活躍を期待したい。

### ●文 献●

- 1) Hapdey S *et al* : Quantification in SPECT : myth or reality? A multicentric study. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record* **5** : 3170-3173, 2004
- 2) Iida H *et al* : Effects of scatter and attenuation correction on quantitative assessment of regional cerebral blood flow with SPECT. *J Nucl Med* **39** : 181-189, 1998
- 3) Fujita M *et al* : Widespread decrease of nicotinic acetylcholine receptors in Parkinson's disease. *Ann Neurol* **59** : 174-177, 2006
- 4) Fujita M *et al* : Effect of scatter correction on the compartmental measurement of striatal and extrastriatal dopamine D<sub>2</sub> receptors using [<sup>123</sup>I] epidepride SPET. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* **31** : 644-654, 2004
- 5) Kim KM *et al* : Contribution of scatter and attenuation compensation to SPECT images of nonuniformly distributed brain activities. *J Nucl Med* **44** : 512-519, 2003
- 6) Zeniya T *et al* : A new reconstruction strategy for image improvement in pinhole SPECT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* **31** : 1166-1172, 2004
- 7) Nishizawa S *et al* : Validation of the dual-table autoradio-

- graphic method to quantify two sequential rCBFs in a single SPET session with *N*-isopropyl- [<sup>123</sup>I] p-iodoamphetamine. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* **30** : 943-950, 2003
- 8) Kim K *et al* : Quantitative mapping of basal and vasoreactive cerebral blood flow using split-dose <sup>123</sup>I-iodoamphetamine and single photon emission computed tomography. *Neuroimage* **33** : 1126-1135, 2006
- 9) Morris ED *et al* : ntPET : a new application of PET imaging for characterizing the kinetics of endogenous neurotransmitter release. *Mol Imaging* **4** : 473-489, 2005
- 10) Iida H *et al* : Rapid measurement of cerebral blood flow with positron emission tomography. In : *Exploring the brain functional anatomy with positron tomography*, ed. by Chadwick DJ *et al*. John Wiley & Sons, Chichester, 1991, pp.23-42
- 11) Normandin MD *et al* : Temporal resolution of ntPET using either arterial or reference region-derived plasma input functions. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* **1** : 2005-2008, 2006
- 12) Constantinescu CC *et al* : Nonparametric extraction of transient changes in neurotransmitter concentration from dynamic PET data. *IEEE Trans Med Imaging* **26** : 359-373, 2007
- 13) Iida H *et al* : A simulation study of a method to reduce positron annihilation spread distributions using a strong magnetic field in positron emission tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* **33** : 597-600, 1986

### いいた・ひでひろ

飯田秀博 国立循環器病センター研究所・先進医工学センター 放射線医学部部長

1956年、京都府宮津市生まれ。

1979年、筑波大学第一学群自然科学類卒業。1984年、同大学院博士課程物理学研究科(原子核物理実験)修了(理学博士)、秋田県立脳血管研究センター放射線医学研究部。1998年、東北大学医学部医学研究科(医学博士)。1999年より現職。専門は、核医学物理、画像処理、トレーサ解析。研究テーマは、PET、SPECTの方法論。趣味は、音楽、料理。

## \* 研究論文 \*

## 頭部 SPECT におけるコリメータ開口補正および モンテカルロ法に基づく散乱線補正を用いた 画像再構成法の定量精度評価

崎本 智則\*<sup>1</sup> 銭谷 勉\*<sup>2</sup> 石田 健二\*<sup>3</sup> 渡部 浩司\*<sup>2</sup>

平野 祥之\*<sup>2</sup> Antti SOHLBERG\*<sup>2</sup> 湊 小太郎\*<sup>1</sup> 飯田 秀博\*<sup>2</sup>

## 要 旨

近年、我々はコリメータ開口補正による解像度補正、吸収補正、モンテカルロ法に基づいた散乱線補正機構を搭載した画像再構成法を開発し、シミュレーション評価によりその有効性を明らかにしてきた。だが、実際の実験による検証は今まで行われてこなかった。本研究では、一連のファントム実験を行い、本画像再構成法の定量精度を検証した。東芝製 SPECT 装置 GCA7200A を用いて、線源ファントムによる空間解像度の検証、濃度一様ブルファントムによる一様性の検証、脳ファントムによる画像コントラストおよび放射能濃度に対する比例性の評価を行った。実験の結果、本再構成法によって、補正無しで 8.8 mm 程度だった解像度は 3.5 mm 程度に改善し、濃度一様ファントムの画素値の変動は 13% から 10% 以下に改善した。放射能濃度の比例性の誤差も 35% から 12% まで改善され、それに伴い、画像コントラストも大きく改善した。本検証実験によって、本手法の吸収補正と散乱線補正の妥当性が確認でき、解像度補正の効果が大きな利点と考えられた。この結果より、本手法が局所脳機能画像定量 SPECT に貢献することが期待される。

キーワード：SPECT, 定量性, 散乱線補正, モンテカルロ法, コリメータ開口補正  
Med Imag Tech 28(2): 135-144, 2010

## 1. はじめに

SPECT (single photon emission computed tomography) では、コリメータの開口によって空間解像度が低下する。また、被写体内でのガンマ線の吸収および散乱によって、定量性が低下する。

これまでに、コリメータ開口補正 (collimator-detector response compensation; CDRC), 吸収補正 (attenuation compensation; AC), 散乱線補正 (scatter compensation; SC) を含む SPECT 画像再構成法が開発されてきたが、ほとんどが心臓 SPECT を対象に評価されてきた [1~4]。

我々も、吸収補正、コリメータ開口補正 [5], モンテカルロ法に基づく散乱線補正 (Monte

Carlo-based scatter compensation; MCSC) を組み込んだ画像再構成法を開発し、シミュレーションによりその有効性を明らかにしてきた [6]。本研究では、我々が開発した画像再構成法の頭部 SPECT における実用化を目指し、一連の物理ファントム実験を行い、定量精度を検証した。

## 2. 方法

## 1) 画像再構成法

本手法では、OS-EM (ordered subset expectation maximization) [7] 法を画像再構成に用い、順投影部分に散乱線分布を加えることにより散乱線補正を行った。順投影部分に散乱線分布を加えた OS-EM 法の漸化式は、式(1)のように表わされる。

$$\lambda_j^{n+1} = \frac{\lambda_j^n}{\sum_{i \in S_n} a_{ij}} \sum_{i \in S_n} \frac{a_{ij} y_i}{\sum_k a_{ik} \lambda_k^n + s_i} \quad (1)$$

ここで  $j$  および  $k$  は再構成画素の通し番号、 $i$  は検出器画素の通し番号、 $a_{ij}$  は画素  $j$  から放出されたガンマ線が検出器  $i$  で検出される確率、 $y$  は

\*<sup>1</sup> 奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科 [〒630-0192 奈良県生駒市高山町 8916-5]

\*<sup>2</sup> 国立循環器病センター研究所先進医工学センター放射線医学部  
e-mail: tomonori-s@is.naist.jp

\*<sup>3</sup> ㈱モレキュラーイメージングラボ  
投稿受付：2009年5月15日  
最終稿受付：2009年12月11日  
採用決定日：2010年1月18日

計測により得た投影データ,  $\lambda$  は再構成画像,  $s$  は散乱線投影分布,  $S_n$  は  $n$  番目のサブセットである. OS-EM 法では, 一回の反復で, サブセットの数と同じ回数だけ画像が更新される. 吸収補正およびコリメータ開口補正は, 以下に述べるように, 検出確率  $a_{ij}$  に吸収およびコリメータ応答のモデルを組み込むことにより実装された. また本手法では, 吸収, 散乱, コリメータ開口の各補正を簡単に実装するために, 画像マトリクスを回転してから順投影および逆投影を行う Rotation-based 法 [8] を用いた.

## 2) コリメータ開口補正

SPECT ガンマカメラの分解能は検出器の固有分解能およびコリメータ特性により決定される. 一般にパラレルホールコリメータにおけるコリメータ応答関数 (collimator-detector response function; CDRF) は二次元のガウシアン関数とみなすことができる. また, コリメータ応答関数の半値幅 (full width at half maximum; FWHM) は, 検出器と線源との間の距離に比例して直線的に大きくなると仮定できるので,

$$FWHM(d) = \alpha d + \beta \quad (2)$$

で表わすことができる [9]. ここで  $d$  は検出器と線源の間の距離である.  $\alpha$  と  $\beta$  の値を実験的に求めることにより, コリメータ応答関数は線源と検出器の距離に依存した線形モデルとして表すことができる.

Fig. 1 で示すように変数を定義したとき, コリメータ応答関数は,

$$h(x, y, d) = \frac{1}{2\pi\sigma^2(d)} \exp\left(-\frac{r^2}{2\sigma^2(d)}\right) \quad (3)$$

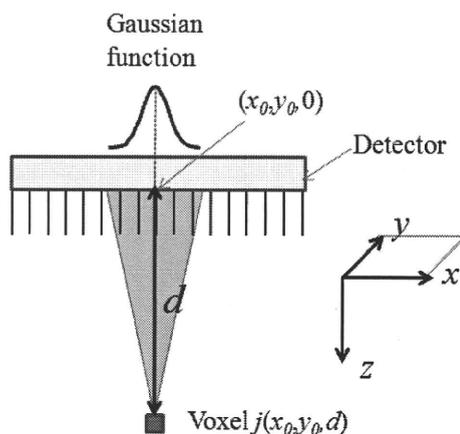


Fig. 1 Collimator-detector response function (CDRF).

と表される. ここで  $\sigma$  はガウシアン関数の標準偏差で, ガウシアン関数の半値幅の約 0.425 倍となる.  $r$  は線源から最短距離にある検出器面上の点  $(x_0, y_0, 0)$  と, 検出器面上のある点  $(x, y, 0)$  との間の距離,  $d$  は線源と検出器面との間の直線距離 (点  $(x_0, y_0, d)$  と点  $(x_0, y_0, 0)$  の距離) である.

コリメータ応答関数を考慮したとき, 画素  $j(x_0, y_0, d)$  から放出されたガンマ線が, 検出器  $i(x, y)$  に検出される確率は,

$$a_{ij} = \frac{h(x, y, d)}{\sum_{i \in I} h(x, y, d)} \quad (4)$$

となる. ここで  $I$  は, 検出器面に存在するすべての検出器である. 検出確率を (4) 式により導出し, 画像再構成において検出確率として用いることにより, コリメータ開口補正を実装できる [10, 11].

## 3) 吸収補正

式 (5) に示すように吸収の影響を検出確率に組み込むことにより, 吸収補正を行う.

$$a_{ij\_AC+} = a_{ij\_AC-} \cdot \exp\left(-\sum_{k \in L} \mu_k l\right) \quad (5)$$

ここで  $a_{ij\_AC+}$  は吸収の影響を考慮した検出確率,  $a_{ij\_AC-}$  は吸収の影響を考慮しない検出確率,  $L$  はガンマ線が放出された画素  $j$  と検出器  $i$  の間の経路,  $\mu_k$  は画素  $k$  における吸収係数 [ $\text{cm}^{-1}$ ],  $l$  は, 経路  $L$  において, 画素  $k$  を通った距離である.

頭部は吸収係数分布の点から考えると, 軟部組織と頭蓋骨の2つから成る単純な構造である. したがって,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  のエネルギーピーク 140keV においては, 2つの領域を考慮した均一な吸収係数  $0.167 \text{ cm}^{-1}$  を頭部の輪郭内に設定したものを吸収係数マップとして画像再構成の検出確率に組み込むことで補正できる [12]. 輪郭抽出は, しばしば SPECT 投影データをフィルタ補正逆投影法 (Filtered Back-Projection: FBP) で再構成した画像に対して, 閾値処理して行われるが, 本研究では大きさが既知のファントムを利用したので, 閾値処理した輪郭の大きさがファントムと同じになるように, 対話的に閾値を調整した. また, 輪郭の多少のずれは再構成結果にあまり影響しない [13].

## 4) モンテカルロ法に基づく散乱線補正

散乱線推定は, 画像再構成により得た推定像



## (ii) 濃度一様プールファントム

定量画像の前提である濃度一様の対象が再構成画像にて一様に描出されるかを確認するために、直径 160 mm、高さ 150mm の濃度一様プールファントムを撮像した。155 MBq の  $^{99m}\text{Tc}$  で満たしたファントムを回転半径 130mm で、6 時間データ収集した。吸収補正のための吸収係数マップは水の吸収係数  $0.154\text{cm}^{-1}$  を輪郭内に設定し、作成された。再構成画像上でファントムの大きさに対して 75% の円形の関心領域 (Region of interest: ROI) を設定し、その ROI の CoV (Coefficient of variance :  $100 \times (\text{標準偏差}/\text{平均値}) [\%]$ ) により評価した。

## (iii) 2D 脳ファントム

2D 脳ファントムは灰白質領域と白質領域の放射能濃度の比が 4:1 になるように設計されている。310MBq の  $^{99m}\text{Tc}$  で満たしたファントムを回転半径 130mm で 1 時間データ収集した。画像コントラスト改善および画像定量化の可能性を評価するため、再構成画像において、灰白質と白質の局所間のカウント比、および、灰白質領域全体と白質領域全体のカウントの平均の比を求め、実際の放射線濃度と画像カウントの比例性を調べた。Fig. 4 に、放射線濃度と画像カウントの比例性を調べるのに用いた ROI を示す。

## (iv) 3D 脳ファントム

灰白質領域を 1.4GBq の  $^{99m}\text{Tc}$  で満たした 3D 脳ファントムを、回転半径 130 mm で 6 時間撮像した。再構成画像の画質改善効果を 3 次元的に、視覚的に評価した。

また、コリメータ開口補正による統計雑音抑制効果を評価するため、26.7MBq の  $^{99m}\text{Tc}$  で灰白質領域を満たし、回転半径 130mm で 1 フレー

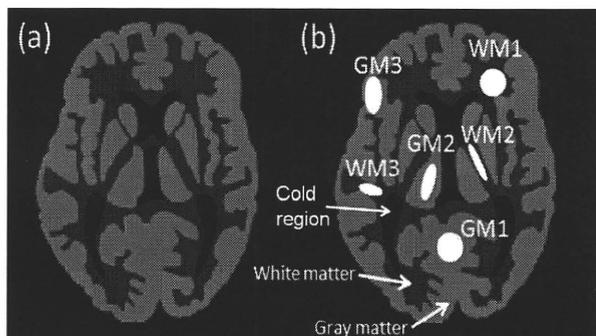


Fig. 4 Digital image of 2D brain phantom (a) and ROIs set on it (b). Radioactive ratio of gray-to-white matter in the 2D brain phantom was designed to 4:1.

ム 10 分間、 $360^\circ$  に対して 90 投影で、12 フレームのデータを収集した。12 フレームそれぞれに対し、コリメータ開口補正有り/無しで OS-EM 画像再構成 (5 サブセット) を行い、フレーム間の画素値の CoV (CoV 画像) を求めた。コリメータ開口補正を行わない場合は反復回数を 3 回とし、コリメータ開口補正を行った場合は反復回数を変化させて画像再構成し、各反復回数での CoV 画像を得た。また、同じ条件で複数線線源ファントムのデータを収集し、コリメータ開口補正を行わない場合は反復回数を 3 回とし、コリメータ開口補正を行った場合は反復回数を変化させて画像再構成し、各反復回数での線線源の FWHM を得て解像度の指標とした。これらから、コリメータ開口補正有り/無しにおける解像度と CoV の関係を調べた。CoV は 3D 脳ファントムの CoV 画像において視床および脳室に ROI をとり、その平均値をプロットした。さらに、コリメータ開口補正有り、コリメータ開口補正無しの解像度と同程度の解像度となる反復回数を調べ、コリメータ開口補正有り/無しにおいて 3D 脳ファントム画像および CoV 画像を比較した。

## 4. 結果

## 1) コリメータ応答関数

Fig. 5 に、コリメータ応答関数の測定結果を示す。ガウシアン関数でフィッティングを行ったところ、すべての検出器と線源との距離において、フィッティングした結果と実測値の自乗誤差の総和の平方根は、実測値のカウントの総和の 1.2% 以下であった。また、すべての距離のすべての点において、残差は実測値のカウントの総和の  $\pm 0.3\%$  以下であった。視覚的にも、実測値のプロットがほぼフィッティングしたガウシアン関数上にあることが確認でき、コリメータ応答関数をガウシアン関数とみなすことができる。また、コリメータ応答関数の半値幅が、検出器と線源との間の距離に比例して直線的に大きくなることを確認できた。

距離に対して半値幅をプロットした結果から、東芝 GCA7200-A に LEHR パラレルホールコリメータを装着した状態での  $^{99m}\text{Tc}$  に対するコリメータ応答関数は、

$$FWHM(d) = 0.043d + 3.30 [\text{mm}] \quad (6)$$

であった。また、相関係数が0.996と、距離と半値幅の間には高い直線関係があることを確認できた。

2) ファントム実験

Fig. 6に、コリメータ開口補正を行わなかった場合と行った場合の複数線源ファントムの再構成画像を、Table 1に線源の半値幅を示す。コリメータ開口補正によって、コリメータ開口補正を行わなかった場合8.8mmだった解像度が3.5mmに改善した。また、視野内での変動は0.2mmであった。

Table 2に、濃度一様プールファントムの再構成画像のCoVを示す。吸収補正・散乱線補正によるCoVの向上が確認できた。10%程度の範囲で画像カウントが一様であった。

Fig. 7に、2D脳ファントム再構成画像およびラ

インプロファイルを示す。また、Table 3に、灰白質と白質の局所間カウント比および全灰白質領域と全白質領域のカウント比を示す。灰白質と白質の局所間カウント比では、GM1/WM1のような構造の大きい領域において、AC+SCの効果はみられたが、構造の小さい領域においては、AC+SCの効果はみられなかった。解像度補正を加えたAC+SC+CDRCによって構造の小さい領域でも改善が見られ、比較的構造の大きい領域では、真の比率である4に近い値となった。全灰白質領域と全白質領域のカウント比は、補正なしでは2.6、AC+SCで2.7、AC+CDRCで3.1、AC+SC+CDRCで3.5となった。本手法によって放射能濃度の比例性は大きく改善され、真の比率4にもっとも近く、その誤差は12%程度であった。このことは画像コントラストが改善したこ

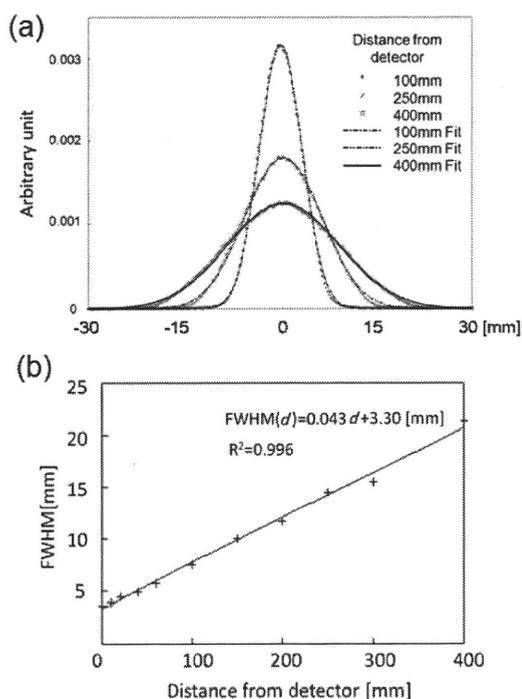


Fig. 5 Collimator response function for Toshiba GCA7200-A with LEHR collimator and <sup>99m</sup>Tc. (a) Full width at half maximum as a function of distance from the detector. (b) Collimator response functions at the locations 100 mm, 250 mm and 400 mm distant from detector.

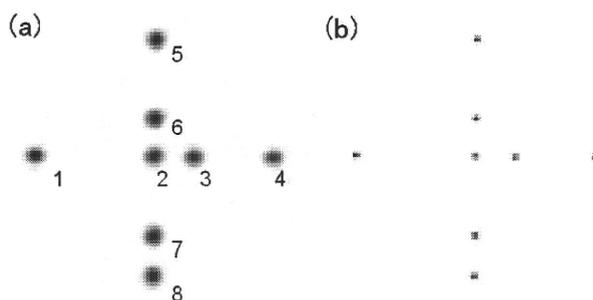


Fig. 6 Reconstructed images of multi-line sources phantom. (a) without CDRC, (b) with CDRC.

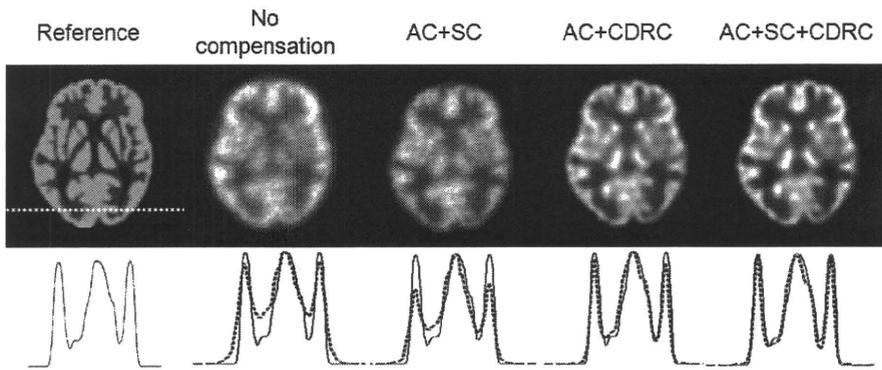
No. of source	Without CDRC	With CDRC
1	8.6	3.2
2	9.1	3.8
3	8.8	3.5
4	8.7	3.3
5	8.4	3.3
6	8.8	3.7
7	9.0	3.5
8	8.7	3.3
	8.8 ± 0.2	3.5 ± 0.2

Table 2 CoVs of the reconstructed images of the uniform cylindrical phantom.

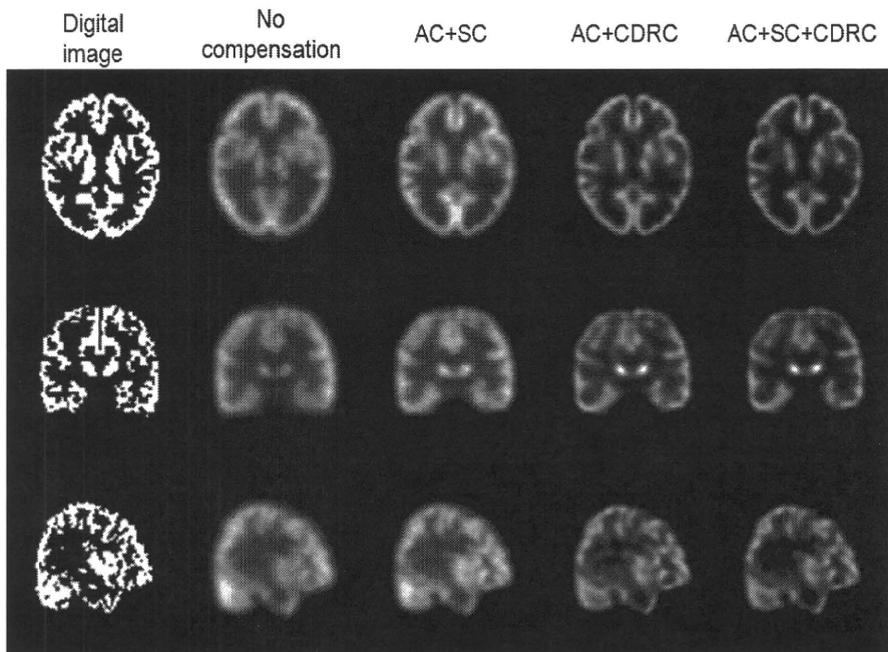
	No compensation	AC	AC+SC	AC+CDRC	AC+SC+CDRC
CoV[%]	13.3	10.5	9.9	10.2	9.7

**Table 3** Count ratio of gray-to-white matter on the reconstructed image of 2D brain phantom.

	True	No compensation	AC+SC	AC+CDRC	AC+SC+CDRC
GM1/WM1		2.4	2.9	3.1	4.0
GM1/WM2		1.8	1.7	1.8	1.9
GM1/WM3		1.6	1.7	1.8	2.4
GM2/WM1		2.0	1.8	3.3	4.3
GM2/WM2		1.4	1.1	1.9	2.1
GM2/WM3	4.0	1.3	1.1	1.9	2.6
GM3/WM1		2.5	2.5	2.6	4.1
GM3/WM2		1.9	1.4	1.6	1.9
GM3/WM3		1.7	1.4	1.6	2.5
Whole GM/WM	4.0	2.6	2.7	3.1	3.5



**Fig. 7** Reconstructed images (top row) and horizontal profiles across each with reference profile (bottom row) of 2D brain phantom. Reference is digital image blurred by 3.5mm FWHM Gaussian filter.



**Fig. 8** Reconstructed images of 3D brain phantom. (top row) Transverse. (middle row) Coronal. (bottom row) Sagittal.

とも意味する。また、**Fig. 7**の再構成画像のプロファイル比較で、本手法によるプロファイルが真のプロファイルにきわめてよく一致していることが確認できた。

**Fig. 8**に、3D脳ファントム再構成画像を示す。コリメータ開口補正および散乱線補正による、解像度およびコントラストが3次的に改善されていることが確認できた。

Fig. 9 に、コリメータ開口補正を行わなかった場合と、コリメータ開口補正を行った場合で画像再構成の反復回数を変えたときの線線源の解像度と3D脳ファントムのCoVとの関係を示す。コリメータ開口補正を行って解像度 3.5mm 同程度の場合、CoV はコリメータ開口補正を行わない場合と同程度あるいはそれ以下であった。一方、コリメータ開口補正を行った場合の解像度をコリメータ開口補正無しの場合と同程度にすると、CoV はコリメータ開口補正を行わなかった場合よりも大きく低下していた。

Fig. 10 に、コリメータ開口補正を行わなかった場合および行った場合の 1 フレームの画像再構成とフレーム間の CoV 画像を示す。CoV 画像

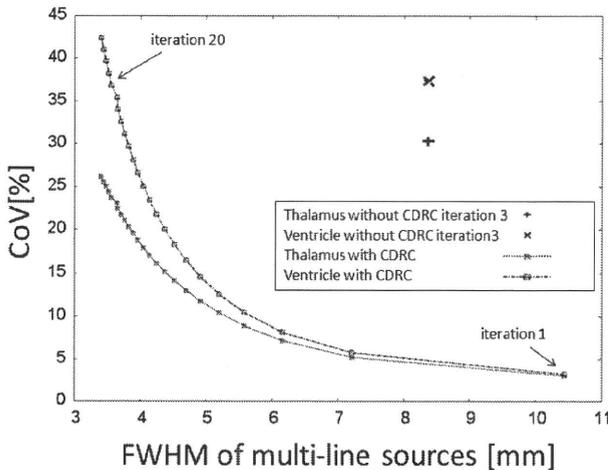


Fig. 9 CoV as a function of spatial resolution in the reconstruction with/without CDRC. The CoV and the FWHM of line source are indices of noise and spatial resolution, respectively. The CoVs in thalamus and ventricle regions on CoV images of 3D brain phantom and the FWHMs of line source reconstructed were examined for each number of iterations.

は見やすくするために、3D脳ファントムの領域外の値は 0 とした。コリメータ開口補正を行った場合の再構成画像と CoV 画像は、コリメータ開口補正無しの解像度 8.1mm と同程度の 7.2mm となる反復回数 2 回のもを示した。コリメータ開口補正を行った場合の CoV は、行わなかった場合に比べて、大きく低下し、視床、脳室ともに 21% 程度の値まで改善した。この結果からコリメータ開口補正は、解像度改善効果があるだけでなく、雑音抑制効果もあるといえる。

5. 考 察

本画像再構成法のコリメータ開口補正によって、コリメータ開口補正を行わなかった場合 8.8 mm だった解像度が 3.5 mm と大きく改善した。解像度の改善は脳ファントムの再構成画像からも明らかであった。定量評価の前提となる、濃度一様ファントムの再構成画像の一様性についても、10% 程度の範囲で一様であることが確認できた。

画像コントラストでもある放射能濃度比率の再現性に関しては、吸収・散乱補正で改善され、コリメータ開口補正を加えることでさらに改善された。ただし、構造の小さい局所領域では吸収・散乱補正だけではほとんど改善されていなかった。これはコリメータ開口補正が解像度の改善だけでなく、部分容積効果の影響を改善する効果もあり、とくに構造の小さい局所領域での定量解析に有効であるといえる。比較的大きな構造の領域では真の比率が再現できており、全灰白質と全白質との放射能濃度の比例性でも、部分容積効果の影響はあるものの、誤差は 12% 程度まで改善され、高い精度で定量性が確

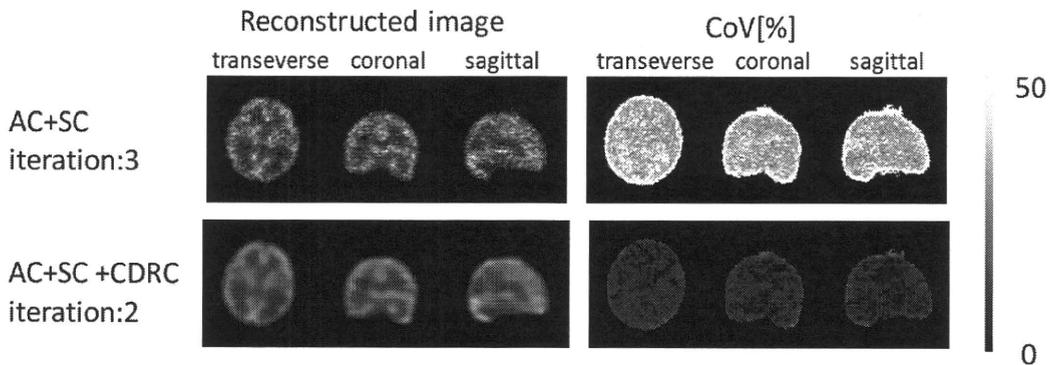


Fig. 10 Comparison of noise indices in the 3D brain phantom images reconstructed with/without CDRC. (left) Reconstructed images of first frame. (right) CoV images.

保されることが示唆された。これは、画像コントラストが大きく改善されたことも意味する。

Fig. 8において、コリメータ開口補正を行った場合、コロナル像において線条体部分が他の領域に比べて高カウントとなっていた。これは線条体部分が他の領域に比べて大きいいため、部分容積効果に対する補正効果が他の小さい領域に比べ大きいためであると考えられる。2D脳ファントムにおいても、比較的大きな構造の領域では真の比率が再現できているのに対し、構造の小さい領域では、大きな領域よりも部分容積効果の影響を受けている。

また、コリメータ開口補正を行った場合、コリメータ開口補正を行わなかった場合よりも高解像度で、かつ低雑音な画像が得られることが確認できた。コリメータ開口補正なしの場合と同程度の解像度が得られる反復回数で画像再構成した場合、大きく雑音が抑制され、同程度の雑音となる反復回数で画像再構成した場合、解像度が高くなることが確認できた。この結果から、OS-EMのような逐次近似画像再構成に正確なコリメータぼけモデルを組み込んだ場合、解像度の改善だけでなく、信号対雑音比 (signal-to-noise ratio; SNR) も向上する [10] ことが本研究でも確認できた。

本研究ではエミッション画像から輪郭を抽出し、輪郭内に均一な吸収係数をあてはめることにより吸収マップを作成し、ACおよびMCSCに用いた。これは頭部 SPECT 検査での実用性を評価するためであった。均一な吸収マップを用いることにより、頭蓋骨部分での吸収・散乱を正確にモデリングできない。そのことが、画質や定量性に対して大きな劣化をもたらしたことは確認できなかったが、今後、トランスミッションCTを用いた場合と比較するなどして、その影響を調べる。

また、実際の臨床 SPECT 検査では、脳血流量診断や種々の神経受容体イメージング、さらには心筋領域においても交換神経機能のイメージング評価などを中心に、 $^{99m}\text{Tc}$  標識薬剤だけでなく、 $^{123}\text{I}$  標識薬剤が広く利用されている。とくに体内動態を数理解析することで生理機能を定量する分野では、 $^{123}\text{I}$  に対しても正確で定量的な再構成画像を提供する必要がある。一方  $^{123}\text{I}$  は 159 keV のメインピークガンマ線の他に高エネルギー

ガンマ線も放出し、これがコリメータを突き抜けて画質を劣化させることが知られている [19]。今後、この septal penetration の影響を評価し、かつ補正法について検討していく。この septal penetration の影響が大きい場合の補正方法としては、コリメータ応答関数に septal penetration の成分を組み込む手法 [20] や、septal penetration の成分をモンテカルロ法により推定する方法が挙げられる [21]。

## 6. おわりに

新しい SPECT 画像再構成法の頭部撮像に対する吸収補正と散乱線補正の妥当性が確認でき、空間解像度の補正の効果が大きな利点と考えられた。本手法は局所領域の定量評価などに有用であると考えられ、臨床 SPECT 検査の診断精度向上への貢献が期待される。

## 文 献

- [1] Zeng GL, Gullberg GT, Bai C et al: Iterative reconstruction of fluorine-18 SPECT using geometric point response correction. *J Nucl Med* 39: 124-130, 1998
- [2] Fakhri GE, Buvat I, Benali H et al: Relative impact of scatter, collimator response, attenuation, and finite spatial resolution corrections in cardiac SPECT. *J Nucl Med* 41: 1400-1408, 2000
- [3] Xiao J, de Wit TC, Staelens SG et al: Evaluation of 3D Monte Carlo-based scatter correction for  $^{99m}\text{Tc}$  cardiac perfusion SPECT. *J Nucl Med* 47: 1662-1669, 2006
- [4] Xiao J, de Wit TC, Zbijewski W et al: Evaluation of 3D Monte Carlo-based scatter correction for  $^{201}\text{Tl}$  cardiac perfusion SPECT. *J Nucl Med* 48: 637-644, 2007
- [5] Sohlberg A, Watabe H, Shidahara M et al: Body-contour versus circular orbit acquisition in cardiac SPECT: Assessment of defect detectability with channelized hotelling observer. *Nucl Med Comm* 28: 937-942, 2007
- [6] Sohlberg A, Watabe H, Iida H: Acceleration of Monte Carlo-based scatter compensation for cardiac SPECT. *Phys Med Biol* 53: 277-285, 2008
- [7] Hudson H, Larkin R: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans Med Imag* 13: 100-108, 1994
- [8] Di Bella EVR, Barclay AB, Eisner RL et al: A comparison of rotation-based methods for iterative reconstruction algorithms. *IEEE Trans Nucl Sci* 43: 3370-3376, 1996
- [9] Metz CE, Atkins FB, Beck RN: The geometric transfer function component for scintillation camera collimators with straight parallel holes. *Phys Med Biol* 25: 1059-1070, 1980
- [10] Zeng GL, Gullberg GT, Tsui BMW et al: 3-dimensional iterative reconstruction algorithms with attenuation and geometric point response correction. *IEEE Trans Nucl Sci* 38: 693-702, 1991

- [11] Yokoi T, Shinohara H, Onishi H: Performance evaluation of OSEM reconstruction algorithm incorporating three-dimensional distance-dependent resolution compensation for brain SPECT: A simulation study. *Ann Nucl Med* **16**: 11-18, 2002
- [12] Iida H, Narita Y, Kado H et al: Effects of scatter and attenuation correction on quantitative assessment of regional cerebral blood flow with SPECT. *J Nucl Med* **39**: 181-189, 1998
- [13] Shidahara M, Watabe H, Kim K et al: Impact of attenuation and scatter correction in SPECT for quantification of cerebral blood flow using  $^{99m}\text{Tc}$ -Ethyl cystenate dimer. *IEEE Trans Nucl Sci* **49**: 5-11, 2002
- [14] Woodcock E, Murphy T, Hemmings P et al: Techniques used in the GEM code for Monte Carlo neutronics calculations in reactors and other systems with complex geometry. *Proc Conf. for applications of computing methods to reactor problems*: 557, 1965
- [15] Ljungberg M, Larsson A, Johansson L: A new collimator simulation in SIMIND based on the Delta-Scattering technique. *IEEE Trans Nucl Sci* **52**: 1370-1375, 2005
- [16] de Jong HWAM, Slijpen ETP, Beekman FJ: Acceleration of Monte Carlo SPECT simulation using convolution-based forced detection. *IEEE Trans Nucl Sci* **48**: 58-64, 2001
- [17] Kadmas D, Frey E, Karimi S et al: Fast implementation of reconstruction-based scatter compensation in fully 3D SPECT image reconstruction. *Phys Med Biol* **43**: 857-873, 1998
- [18] 飯田秀博, 石田健二, 今林悦子, 他: 灰白質領域の構造を模倣する立体ファントムの製作と評価. *核医学* **46**(3): 284, 2009
- [19] Muehllehner G, Luig H: Septal penetration in scintillation camera collimators. *Phys Med Biol* **18**: 855-862, 1973
- [20] Chen J, Garcia EV, Galt JR et al: Improved quantification in  $^{123}\text{I}$  cardiac SPECT imaging with deconvolution of septal penetration. *Nucl Med Comm* **27**: 551-558, 2006
- [21] Staelens S, de Wit T, Beekman F: Fast hybrid SPECT simulation including efficient septal penetration modeling (SP-PSF). *Phys Med Biol* **52**: 3027-3043, 2007

### Evaluation of the Quantitative Accuracy of a Novel Image Reconstruction Method with Monte Carlo-Based Scatter Compensation and Collimator Blurring Compensation for Brain SPECT

Tomonori SAKIMOTO<sup>\*1</sup>, Tsutomu ZENIYA<sup>\*2</sup>, Kenji ISHIDA<sup>\*3</sup>, Hiroshi WATABE<sup>\*2</sup>,  
Yoshiyuki HIRANO<sup>\*2</sup>, Antti SOHLBERG<sup>\*2</sup>, Kotaro MINATO<sup>\*1</sup>, Hidehiro IIDA<sup>\*2</sup>

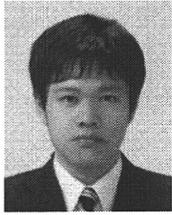
<sup>\*1</sup> Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology

<sup>\*2</sup> Department of Investigative Radiology, Advanced Medical Engineering Center,  
National Cardiovascular Center Research Institute

<sup>\*3</sup> Molecular Imaging Labo Inc.

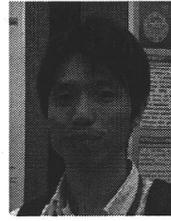
The quality of SPECT images is degraded by collimator blurring, attenuation, and scatter. We have developed a new reconstruction method that includes attenuation compensation (AC), collimator-detector response compensation (CDRC), and Monte Carlo-based scatter compensation (MCSC). The aim of this study was to quantitatively evaluate our reconstruction method for brain SPECT in phantom experiments. We performed the following experiments using a SPECT gamma camera with an LEHR parallel-hole collimator (GCA-7200A, Toshiba, Japan): (1) measurement of spatial resolution using line sources, (2) measurement of uniformity in the reconstructed image of a cylindrical phantom filled with a uniform concentration of radioactivity, and (3) quantification of the concentration of radioactivity in a brain phantom. Resolution recovery significantly improved the resolution from 8.8 mm to 3.5 mm. The coefficient of variance (CoV) of the reconstructed image of the uniform cylindrical phantom was approximately 10%. The accuracy of quantification of the concentration of radioactivity was approximately 12%. These results suggest that our reconstruction algorithm with AC, MCSC, and CDRC is a valid method for improving resolution and quantitation in brain SPECT.

**Key words:** SPECT, Quantification, Scatter compensation, Monte Carlo, Collimator blurring compensation  
*Med Imag Tech* **28**(2): 135-144, 2010



**崎本智則** (さきもと ともり)

2008年新潟大学工学部福祉人間工学科卒業。同年、奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科入学。医用画像工学、生体計測に関する研究に従事。日本医用画像工学会、日本核医学会会員。



**平野祥之** (ひらの よしゆき)

2008年大阪大学理学研究科卒業、博士(理学)。2008年国立循環器病センター研究所放射線医学部流動研究員として勤務。おもにPET, SPECTの定量化に関する研究に従事。



**銭谷 勉** (ぜにや つとむ)

1991年山形大学工学部情報工学科卒業。1993年山形大学大学院工学研究科情報工学専攻修士課程修了。1993~1999年日立メディコ勤務。2002年山形大学大学院理工学研究科システム情報工学専攻博士後期課程修了。博士(工学)。2001~2002年日本学術振興会特別研究員。2002年より国立循環器病センター研究所放射線医学部研究員。2008年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科特任准教授。2009年より国立循環器病センター研究所先進医工学センター放射線医学部心臓撮影室室長。専門は医用画像工学。現在はSPECTイメージングの研究開発に従事。1998年日本医用画像工学会論文賞、2005年日本核医学会研究奨励賞、2008年米国核医学会若手研究者賞など受賞。



**Antti Sohlberg** (アンティ ソルベルグ)

2004年フィンランドクオピオ大学博士課程修了 Ph. D.。2005~2007年国立循環器病センター研究所先進医工学センター放射線医学部日本学術振興会外国人特別研究員、SPECT画像再構成の研究に従事。現在、スウェーデンHermes Medical Solutionsに勤務。



**石田健二** (いしだ けんじ)

2006年新潟大学工学部福祉人間工学科卒業。2008年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科修士課程修了。2008年日立分子イメージングラボ入社。現在に至る。国立循環器病センター研究所放射線医学部の研修生として、SPECT画像定量化に関する研究に従事。



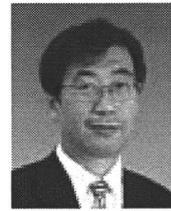
**湊 小太郎** (みなと ことろう)

1970年京都大学工学部電気系学科卒業。1977年同大学院工学研究科(博)単位取得退学。1983年同大医学部附属病院放射線部助手。1983年同医療情報部助教授。1998年奈良先端科学技術大学院大学情報科学センター教授。2002年同大学院大学情報科学研究科(生命機能計測学講座)教授、現在に至る。京大工博。医療情報学、医用画像工学、生体計測などに関する研究に従事。日本医用画像工学会、日本生体医工学会、日本医療情報学会、電子情報通信学会、日本核医学会、IEEE、などの会員。



**渡部浩司** (わたべ ひろし)

1995年東北大学大学院工学科卒業、博士(工学)。1993年英国ハーマスミス病院、1997~1999年米国NIH PET部門に留学。1995~2009年国立循環器病センター研究所勤務。現在は、大阪大学大学院医学系研究科医薬分子イメージング学寄附講座准教授。専門は、PET/SPECTに関連したトレーサー動態解析、画像処理。



**飯田秀博** (いいた ひでひろ)

1984年筑波大学大学院博士課程物理学研究科修了。理学博士。秋田県立脳血管研究センター研究員、主任研究員を経て1999年より国立循環器病センター研究所・放射線医学部部長。その間、英国ハーマスミス病院客員研究員、フィンランドトゥルク大学研究員、デンマークコペンハーゲン大学王立リス病院・客員教授。現在、奈良先端科学技術大学院大学連携大学院教授・大阪大学医学部連携大学院招聘教授を併任。専門はPET, SPECTイメージングの方法論の開発と臨床応用。

\* \* \*

## コリメータ開口補正およびモンテカルロ法に基づく 散乱線補正を用いた SPECT 画像再構成の定量精度評価

崎本 智則<sup>†a)</sup> 銭谷 勉<sup>‡</sup> 渡部 浩司<sup>\*†</sup> Antti Sohlberg<sup>‡</sup> 石田 健二<sup>‡</sup>

平野 祥之<sup>‡</sup> 湊 小太郎<sup>†</sup> 飯田 秀博<sup>‡</sup>

<sup>†</sup> 奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科 〒630-0193 奈良県生駒市高山町 8395-5

<sup>‡</sup> 国立循環器病センター研究所先進医工学センター放射線医学部 〒565-8565 大阪府吹田市藤白台 5-7-1

<sup>\*</sup> 大阪大学大学院医学系研究科 〒565-0871 大阪府吹田市山田丘 2-2

a)E-mail: tomonori-s@is.naist.jp

**あらまし** 近年、我々はコリメータ開口補正による解像度補正、吸収補正、モンテカルロ法に基づいた散乱線補正機構を搭載した画像再構成法を開発してきた。本研究では、<sup>99m</sup>Tc 溶液で満たされた一連のファントム実験を行い、本画像再構成法の定量精度を検証した。東芝製 SPECT 装置 GCA7200A を用いて、線線源ファントムによる空間解像度の評価、ピラミッドファントム、偏心リングファントムおよび脳ファントムによる定量性の評価を行った。実験の結果、本手法の吸収補正と散乱線補正の妥当性が確認できた。また、コリメータ開口補正は解像度を大きく改善しただけでなく、部分容積効果改善および統計雑音抑制効果もあり、大きな利点と考えられた。本手法は局所機能画像定量 SPECT に貢献することが期待される。

**キーワード** SPECT, 画像再構成, 定量性, 散乱線補正, モンテカルロ法, コリメータ開口補正

## Evaluation of Quantitative Accuracy of a Novel Image Reconstruction of SPECT with Monte Carlo-Based Scatter Compensation and Collimator Blurring Compensation

Tomonori SAKIMOTO<sup>†a)</sup> Tsutomu ZENIYA<sup>‡</sup> Hiroshi WATABE<sup>\*†</sup> Antti SOHLBERG<sup>‡</sup>

Kenji ISHIDA<sup>‡</sup> Yoshiyuki HIRANO<sup>‡</sup> Kotaro MINATO<sup>†</sup> and Hidehiro IIDA<sup>‡</sup>

<sup>†</sup> Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology 8395-5 Takayama-cho, Ikoma-shi, Nara, 630-0193 Japan

<sup>‡</sup> Department of Investigative Radiology, Advanced Medical Engineering Center, National Cardiovascular Center Research Institute 5-7-1 Fujishirodai, Suita-shi, Osaka, 565-8565 Japan

<sup>\*</sup> Graduate School of Medicine, Osaka University 2-2 Yamadaoka, Suita-shi, Osaka, 565-0871 Japan

a)E-mail: tomonori-s@is.naist.jp

**Abstract** Recently we developed a novel SPECT image reconstruction method that includes attenuation compensation (AC), collimator-detector response compensation (CDRC) and Monte Carlo-based scatter compensation (MCSC). The aim of this study was to quantitatively evaluate our reconstruction method for brain SPECT by phantom experiments with <sup>99m</sup>Tc. We performed the following experiments using a SPECT camera with LEHR parallel-hole collimator (GCA-7200A, Toshiba, Japan): (1) measurement of spatial resolution with line sources, (2) evaluation of quantitation with pyramid phantom, eccentric ring phantom, 2D brain phantom and 3D phantom. These results suggested that our reconstruction algorithm with AC, MCSC and CDRC was valid to improve resolution and quantitation in brain SPECT.

**Keyword** SPECT, image reconstruction, quantitation, scatter compensation, Monte Carlo, collimator-detector response compensation

## 1. はじめに

SPECT(single photon emission computed tomography)では、コリメータの開口によって空間解像度が低下する。また、被写体内でのガンマ線の吸収および散乱によって、定量性が低下する。

我々は、吸収補正(attenuation compensation; AC), コリメータ開口補正(collimator-detector response compensation; CDRC), モンテカルロ法に基づく散乱線補正(Monte Carlo-based scatter compensation; MCSC)を組み込んだ画像再構成法を開発した[1]。本研究では、我々が開発した画像再構成法の実用化を目指し、一連の物理ファントム実験を行い、定量精度を検証した。

## 2. 方法

### 1) 画像再構成

本手法では、OS-EM(ordered subset expectation maximization)法[2]を画像再構成に用い、順投影部分に散乱線分布を加えることにより散乱線補正を行った。順投影部分に散乱線分布を加えた OS-EM 法の漸化式は、式(1)のように表わされる。

$$\lambda_j^{new} = \frac{\lambda_j^{old}}{\sum_{i \in S_n} a_{ij}} \sum_{i \in S_n} \sum_k \frac{a_{ij} y_i}{a_{ik} \lambda_k^{old} + s_i} \quad (1)$$

ここで  $j$  および  $k$  は再構成画素の通し番号、 $i$  は検出器画素の通し番号、 $a_{ij}$  は画素  $j$  から放出されたガンマ線が検出器  $i$  で検出される確率、 $y$  は計測により得た投影データ、 $\lambda$  は再構成画像、 $s$  は散乱線投影分布である。吸収補正およびコリメータ開口補正は、以下に述べるように、検出確率  $a_{ij}$  に吸収およびコリメータ応答のモデルを組み込むことにより実装された。また本手法では、吸収、散乱、コリメータ開口の各補正を簡単に実装するために、画像マトリクスを回転してから順投影および逆投影を行う Rotation-based 法[3]を用いた。

### 2) コリメータ開口補正

SPECT ガンマカメラの分解能は検出器の固有分解能およびコリメータ特性により決定される。一般に、パラレルホールコリメータにおけるコリメータ応答関数(collimator-detector response function: CDRF)は二次元のガウシアン関数とみなすことができる。また、コリメータ応答関数の半値幅(full width at half maximum: FWHM)は、検出器と線源との間の距離に比例して直線的に大きくなると仮定できるので、

$$FWHM(d) = \alpha d + \beta \quad (2)$$

で表わすことができる[4]。ここで  $d$  は検出器と線源の間の距離である。 $\alpha$  と  $\beta$  の値を実験的に求めることに

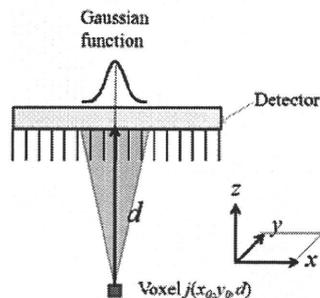


Fig.1 コリメータ応答関数

より、コリメータ応答関数は線源と検出器の距離に依

存した線形モデルとして表すことができる。

Fig.1 で示すように変数を定義したとき、コリメータ応答関数は、

$$h(x, y, d) = \frac{1}{2\pi\sigma^2(d)} \exp\left(-\frac{r^2}{2\sigma^2(d)}\right) \quad (3)$$

と表される。ここで  $\sigma$  はガウシアン関数の標準偏差で、ガウシアン関数の半値幅の約 0.425 倍となる。 $r$  は  $(x_0, y_0)$  と  $(x, y)$  との間の距離である。

コリメータ応答関数を考慮したとき、画素  $j(x_0, y_0, d)$  から放出されたガンマ線が検出器  $i(x, y)$  に検出される確率は、

$$a_{ij} = \frac{h(x, y, d)}{\sum_r h(x, y, d)} \quad (4)$$

となる。検出確率を式(4)により導出し、画像再構成において検出確率として用いることにより、コリメータ開口補正を実装できる[5,6]。

### 3) 吸収補正

式(5)に示すように吸収の影響を検出確率に組み込むことにより、吸収補正を行う。

$$a_{ij\_AC+} = a_{ij\_AC-} \cdot \exp\left(-\sum_{k \in L} \mu_k l\right) \quad (5)$$

ここで  $a_{ij\_ac+}$  は吸収の影響を考慮した検出確率、 $a_{ij\_ac-}$  は吸収の影響を考慮しない検出確率、 $L$  はガンマ線が放出された画素  $j$  と検出器  $i$  の間の経路、 $\mu_k$  は画素  $k$  における吸収係数 [ $\text{cm}^{-1}$ ]、 $l$  は、経路  $L$  において、画素  $k$  を通った距離である。

頭部は吸収係数分布の点から考えると、軟部組織と頭蓋骨の2つから成る単純な構造である。したがって、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  のエネルギーピーク 140keV においては、2つの領域を考慮した均一な吸収係数  $0.167 \text{ cm}^{-1}$  を頭部の輪郭内に設定したものを吸収係数マップとして画像再構

成の検出確率に組み込むことで補正できる[7]. 輪郭抽出は、しばしば SPECT 投影データをフィルタ補正逆投影法(Filtered Back-Projection: FBP)で再構成した画像に対して、閾値処理して行われるが、本研究では大きさが既知のファントムを利用したので、閾値処理した輪郭の大きさがファントムと同じになるように、対話的に閾値を調整した。また、輪郭の多少のずれは再構成結果にあまり影響しない[8].

#### 4) モンテカルロ法に基づく散乱線補正

散乱線推定は、画像再構成により得た推定像と吸収係数マップをモンテカルロ法における散乱体として利用する。吸収係数マップは上述の吸収補正で使用するものと同様のものを使用する。我々の開発した手法では、delta scattering algorithm[9,10], convolution-based forced detection (CFD)[11]を用いたモンテカルロ法により散乱線を推定している。また散乱線分布は低周波な画像であるという前提のもと、coarse grid[12]およびintermittent scatter modeling[12]を利用して、散乱線推定の計算時間を短縮した。coarse gridとは、再構成画像および吸収係数マップをダウンサンプリングした画像を用いて散乱線推定を行い、推定後に線形補間により元のサイズの画像に戻す手法である。また、intermittent scatter modelingとは、逐次近似画像再構成において、散乱線推定を最初の数回の反復でのみ行い、その後の反復では定数として扱う手法である。

本研究では  $128 \times 128 \times 128$  の原画像を  $64 \times 64 \times 64$  にダウンサンプリングして散乱線推定を行い、2回の反復で推定を打ち切った。また、モンテカルロ法のイベント数は、1投影あたり 10,000,000 回とした。

### 3. 実験

開発した画像再構成法を検証するために、東芝製 SPECT 装置 GCA 7200-A および低エネルギー高解像度用パラレルホールコリメータ LEHR を用いて、一連のファントム(複数線線源ファントム, ピラミッドファントム, 偏心リングファントム, 2D 脳ファントム, 3D 脳ファントム)の撮像を行った。2D 脳ファントムおよび 3D 脳ファントムの頭蓋骨部分には、吸収係数が骨とほぼ等しいリン酸水素カリウム溶液を封入した。

Fig.2 に、本研究で用いたファントムおよび撮像時間、線源の放射能を示す。本研究では核種に  $^{99m}\text{Tc}$  を用い、収集エネルギーウインドウは  $140\text{keV} \pm 10\%$  とした。ファントムは、画像サイズ  $128 \times 128$  pixels, ピクセルサイズ  $2.15 \times 2.15\text{mm}^2$ , 回転半径 130mm, 投影データは 360 度に対して 90 投影で収集された。OS-EM 画像再構成の条件としては、サブセット数を 5 とし、反復回数はコリメータ開口補正を行わない場合は 5 回、コリメー

タ開口補正を行う場合は 24 回とした。これは、コリメータ開口補正を行うことにより収束までに必要な反復回数が増加するためである。

#### 1) 複数線線源ファントム

CDRC による解像度の改善を評価するために、内径 0.9mm, 長さ 160mm のプラスチックチューブを  $^{99m}\text{Tc}$  で満たした線線源で構成された複数線線源ファントム(Fig.2(a))を撮像した。再構成画像上でそれぞれの線線源に対して、二次元ガウシアン関数でフィッティングし、その半値幅により各線線源の解像度を評価した。

#### 2) ピラミッドファントム

濃度一様の対象が、物体の大きさに関わらず再構成画像において一様に描出されるかを確認するために、Fig.2(b)に示す直径の異なる円柱から構成されたピラミッドファントムを撮像した。あらかじめ測定したキャリブレーションファクター(再構成画像のボクセル値と放射能の間の比例定数)を再構成画像に乗じることにより、放射能濃度分布画像を得た。半径 25mm の円形の ROI(Region of Interest: 関心領域)を各スライスにとり、直径サイズに関わらず真の放射能濃度に近い値となるか、また、濃度一様な画像が得られるかを評価した。

#### 3) 偏心リングファントム

濃度一様の対象が、偏った分布をしていても再構成画像において一様に描出されるかを確認するために、Fig.2(c)に示す偏心リングファントムを撮像した。再構成画像のリング上に、短軸 6mm, 長軸 30mm, 厚さ 120mm の楕円柱状の ROI を 4 か所とり、位置に依存せず一様なカウントが得られるかを評価した。

#### 4) 2D 脳ファントム

2D 脳ファントム(Fig.2(d))は白質領域と灰白質領域の放射能濃度比が 1:4 となるように設計されている。画像再構成法の定量精度を評価するため、再構成画像の白質領域と灰白質領域に複数の ROI をとり(Fig.3), 白質領域と灰白質領域の放射能濃度比を求め、真の濃度比 1:4 と比較し、定量精度を評価した。

#### 5) 3D 脳ファントム

コリメータ開口補正モデルはガンマ線が検出器に真っすぐに入射する従来モデルと比べて、解像度の改善だけでなく、統計雑音抑制効果もあると言われる[5]。そこで、本画像再構成法による統計雑音抑制効果を評価するため、灰白質領域を  $^{99m}\text{Tc}$  で満たした 3D 脳ファントム(Fig.2(e))を、1 フレーム 10 分間で、12 フレー

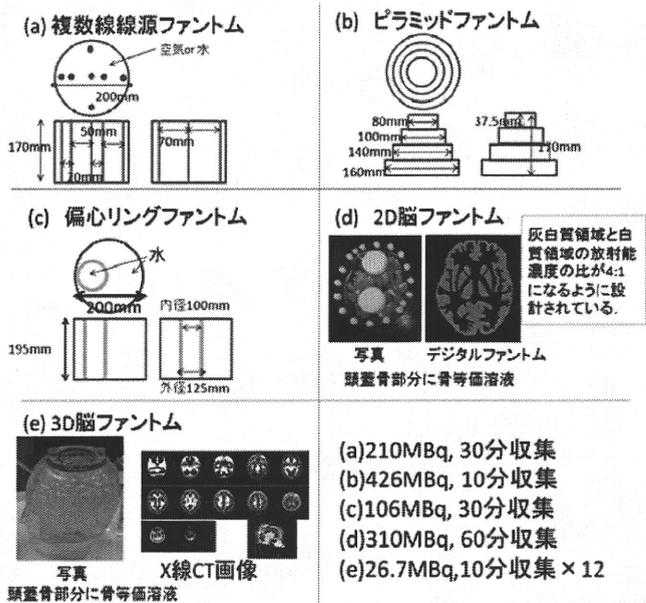


Fig.2 本研究で用いたファントム

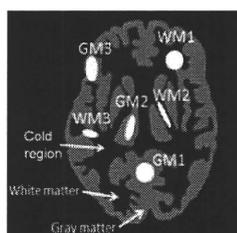


Fig.3 2D 脳ファントムに設定した ROI

ムを収集し、12フレームそれぞれに対して、コリメータ開口補正有り/無しで OS-EM 画像再構成を行い、フレーム間の画素値の CoV(Coefficient of Variance;  $100 \times$  標準偏差/平均[%]) を求め、CoV 画像を作成した。コリメータ開口補正を行わない場合は反復回数を5回とし、コリメータ開口補正を行った場合は反復回数を変化させて画像再構成し、各反復回数での CoV 画像を得た。また、複数線線源ファントム(水中)における、中央の線線源の FWHM を解像度の指標とし、これらから、コリメータ開口補正有り/無しにおける解像度と CoV の関係を調べた。CoV は 3D 脳ファントムの CoV 画像において視床および脳室に ROI をとり、その平均値をプロットした。さらに、コリメータ開口補正有り/無しで、コリメータ開口補正無しの場合と同程度の解像度となる反復回数を調べ、コリメータ開口補正有り/無しにおいて 3D 脳ファントム画像および CoV 画像を比較した。

#### 4. 結果と考察

##### 1) 解像度の評価

Fig.4 に、複数線線源ファントムの再構成画像および

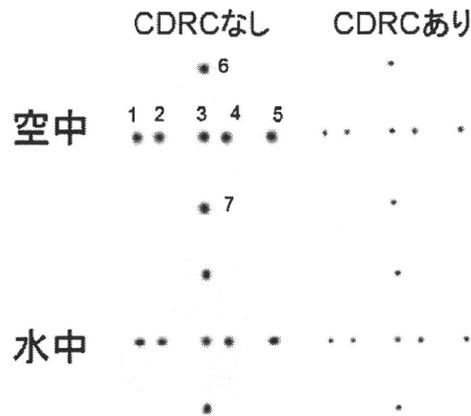


Fig.4 複数線線源ファントムの再構成画像

Table 1 複数線線源再構成画像の FWHM[mm]

線源番号	空中		水中	
	CDRCなし	CDRCあり	CDRCなし	CDRCあり
1	9.1	4.5	8.8	4.6
2	9.2	4.5	8.6	4.6
3	9.2	4.4	8.9	5.4
4	9.2	4.4	8.7	4.9
5	9.0	4.3	8.8	4.5
6	9.3	4.5	8.8	4.7
7	9.3	4.5	8.9	4.6

線源番号を示す。空中では AC と SC は無し、水中では AC と SC は有りとした。Table 1 に、複数線線源ファントムの再構成画像における線線源の FWHM を示す。空中、水中ともに、すべての線源において、解像度が 4~5mm 程度改善した。

##### 2) ピラミッドファントムと偏心リングファントムによる濃度一様性と定量性の評価

Fig.5 に、ピラミッドファントムのスライス毎の ROI 平均値のプロファイルを示す。AC, SC なしで再構成した場合、全体的に過小評価となり、特に円の径が大きいスライスで大きく過小評価となった。吸収の影響が大きかったと考えられる。AC のみ行って再構成した場合、全体的に過大評価となり、特に円の径が大きいスライスで大きく過大評価となった。散乱線の影響によると考えられる。AC と SC を行った場合、CDRC 有り無しとともに、真値に近く、円の径に依存せず、ほぼ一様な値に再構成された。但し、CDRC を行った場合、エッジ付近で Gibbs-like artifact[13]が見られた。

Fig.6 に、偏心リングファントムの各 ROI における平均カウントの比を示す。カウントは、全 ROI 領域のピクセル値の平均により正規化した。Triple energy window (TEW)法により散乱線補正を行い、FBP で画像再構成し、Chang の方法で吸収補正をした場合、カウントが最大の領域と最少の領域の差が 26.5%程度あつ

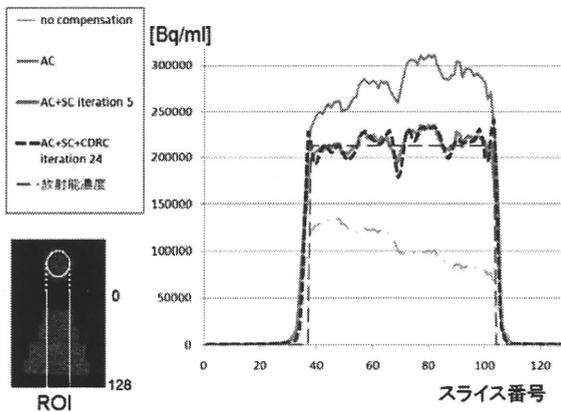


Fig.5 ピラミッドファントム ROI プロファイル

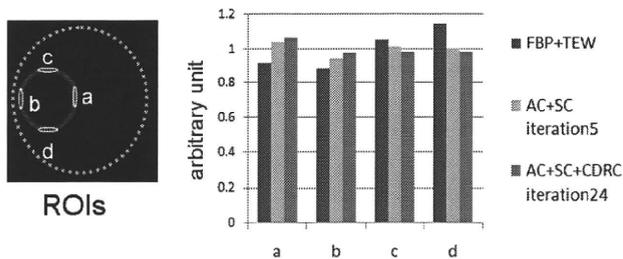


Fig.6 偏心リングファントム

たが、AC,SCを行った場合 9.6%, AC,SC,CDRC すべて行った場合 8.9%となり、線源が偏って分布した場合でも、つまり、位置に依存しない高い濃度一様性が確認できた。

### 3) 2D 脳ファントムによる定量精度の評価

Table 2 に、灰白質と白質の局所間カウント比および全灰白質領域と全白質領域のカウント比を示す。灰白質と白質の局所間カウント比は、解像度補正を加えた AC+SC+CDRC によって、比較的構造の大きい領域では、真の比率である 4 に近い値となり、比較的構造の小さい領域でも値が向上し、部分容積効果の改善が見られた。全灰白質領域と全白質領域のカウント比は、AC+SC で 2.7, AC+SC+CDRC で 3.5 となり、CDRC による部分容積効果の改善が確認できた。

### 4) 3D 脳ファントムによる統計雑音の評価

CDRC を行って複数線源(水中)を再構成した場合、中央の線源の解像度は、反復回数 3 回で、CDRC を行わなかった場合の反復回数 5 回の 8.9mm と同程度の 8.3mm となった。

Fig.7 に、CDRC を行わなかった場合と、CDRC を行った場合で、画像再構成の反復回数を変えたときの線源の解像度と、3D 脳ファントムの CoV との関係を示す。CDRC を行い、CDRC を行わない場合と同程度

Table 2. 2D 脳ファントムにおける白質と灰白質のカウント比

	True	AC+SC	AC+SC+CDRC
GM1/WM1		2.9	4.0
GM1/WM2		1.7	1.9
GM1/WM3		1.7	2.4
GM2/WM1		1.8	4.3
GM2/WM2	4.0	1.1	2.1
GM2/WM3		1.1	2.6
GM3/WM1		2.5	4.1
GM3/WM2		1.4	1.9
GM3/WM3		1.4	2.5
Whole GM/WM	4.0	2.7	3.5

の解像度としたとき、CoV は視床で 17%、脳室で 15% 程度まで大きく改善した。この結果から CDRC は、解像度改善効果があるだけでなく、雑音抑制効果もあるといえる。また、CDRC を行い、解像度を 5.4mm 程度とした場合にも、CDRC を行わなかったときより低い CoV となった。

Fig.8 に 3D 脳ファントムの 1 フレームの再構成画像を示す。CDRC を行った場合、反復回数を 3 回としたとき、雑音抑制された画像が得られ、反復回数を 24 回としたとき、高解像度で高コントラストの画像が得られた。

Fig.9 に、CDRC を行わなかった場合と行った場合の CoV 画像を示す。CoV 画像は見やすくするために、3D 脳ファントムの領域外の値は 0 とした。CDRC を行い、CDRC を行わない場合と同程度の解像度となるように反復回数を 3 回としたとき、CoV が大きく低下しており、雑音抑制効果が定量的に確認できた。

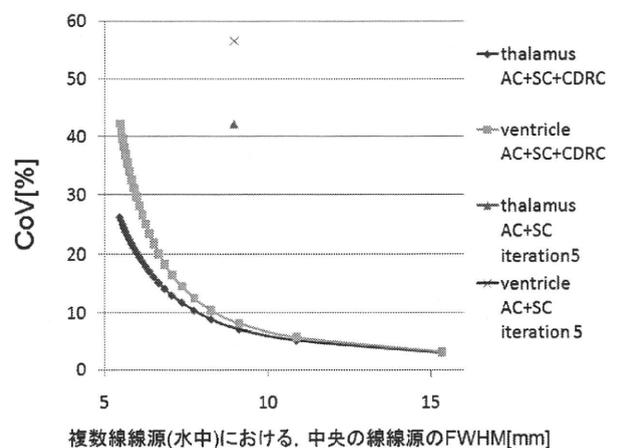


Fig.7 空間解像度と CoV の関係

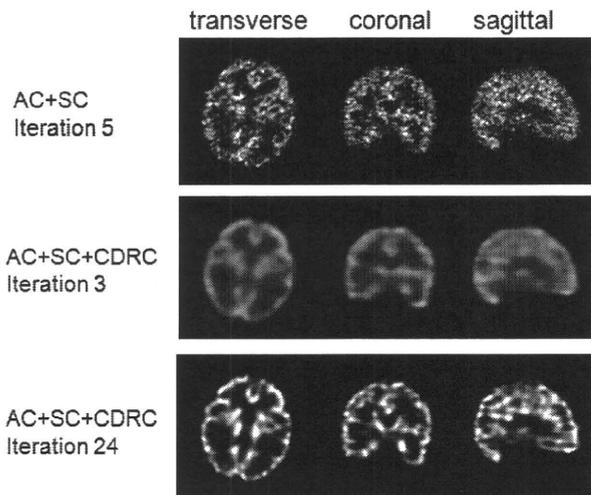


Fig.8 3D 脳ファントム再構成画像

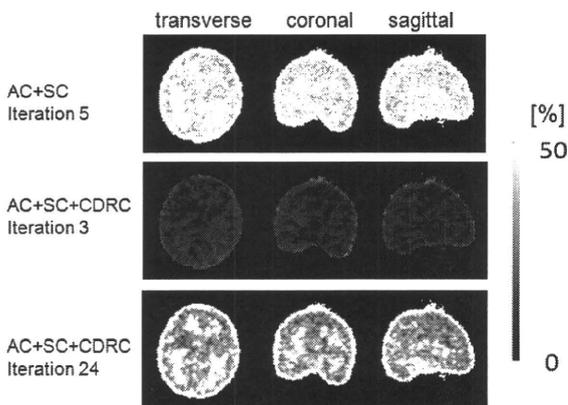


Fig.9 3D 脳ファントム各フレーム間の CoV 画像

## 5. おわりに

新しい SPECT 画像再構成法の吸収補正と散乱線補正の妥当性が確認できた。コリメータ開口補正により、画像のエッジ部分での Gibbs-like artifact が確認されたものの、解像度は大きく改善した。その結果、部分容積効果の改善することが確認できた。また、コリメータ開口補正は統計雑音抑制効果が有ることも確認できた。これらの結果から、本手法は局所領域の定量評価などに有用であると考えられ、臨床 SPECT 検査の診断精度向上への貢献が期待される。

## 文 献

- [1] A. Sohlberg, H. Watabe and H. Iida, Acceleration of Monte Carlo-based scatter compensation for cardiac SPECT. *Phys. Med. Biol.* vol.53, no.14, pp.277-285, July 2008.
- [2] H. Hudson, R. Larkin, Accelerated image reconstruction using ordered subsets projection data. *IEEE Trans. Med. Img.* vol.13, Issue.4, pp.100-108, Dec. 1994.
- [3] E.V.R. Di Bella, A.B. Barclay, R.L. Einster and R.W. Schafer, A comparison of rotation-based methods for

iterative reconstruction algorithms. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* Vol.43, Issue.6, pp.3370-3376, Dec. 1996.

- [4] C.E. Metz, F.B. Atkins, R.N. Beck, The geometric transfer function component for scintillation camera collimators with straight parallel holes. *Phys. Med. Biol.* Vol.25, No.6, pp.1059-1070, Nov. 1980.
- [5] G.L. Zeng, G.T. Gullberg, B.M.W Tsui *et al*, Three-dimensional iterative reconstruction algorithms with attenuation and geometric point response correction. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* Vol.38, Issue.2, pp.693-702, Apr. 1991.
- [6] T. Yokoi, H. Shinohara, H. Onishi, Performance evaluation of OSEM reconstruction algorithm incorporating three-dimensional distance-dependant resolution compensation for brain SPECT: A simulation study. *Ann. Nucl. Med.* Vol.16, No.1, pp.11-18, Feb. 2002.
- [7] H. Iida, Y. Narita, H. Kado *et al*, Effects of scatter and attenuation correction on quantitative assessment of regional cerebral blood flow with SPECT. *J. Nucl. Med.* Vol.39, No.1, pp.191-189, Jan. 1998.
- [8] M. Shidahara, H. Watabe, K. Kim *et al*, Impact of attenuation and scatter correction in SPECT for quantification of cerebral blood flow using <sup>99m</sup>Tc-Ethyl cystenate dimer. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* Vol.49, Issue.1, pp.5-11, Feb. 2002.
- [9] E. Woodcock, T. Murphy, P. Hemmings *et al*, Techniques used in the GEM code for Monte Carlo neutronics calculations in reactors and other systems with complex geometry. *Proc Conf. for applications of computing methods to reactor problems*, p.557, 1965.
- [10] M. Ljungberg, A. Larsson, L. Johansson: A new collimator simulation in SIMIND based on the Delta-Scattering technique. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* No.52, Issue.5, pp.1370-1375, Oct. 2005.
- [11] H.W.A.M. de Jong, E.T.P. Slijpen, F.J. Beekman, Acceleration of Monte Carlo SPECT simulation using convolution-based forced detection. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* Vol.48, Issue.1, pp.58-64, Feb. 2001.
- [12] D.J. Kadrmas, E.C. Frey, S.S. Karimi *et al*, Fast implementation of reconstruction-based scatter compensation in fully 3D SPECT image reconstruction. *Phys. Med. Biol.* Vol.43, No.4, pp.857-873, Apr. 1998.
- [13] E.C. Frey, B.M.W. Tsui, "Collimator-detector response compensation in SPECT," *Quantitative analysis in nuclear medicine imaging*, H. Zaidi, pp.141-166, Springer Science+Business Media, New York, 2005.

## PET/SPECT 機器・解析技術の進歩

飯田 秀博\*・銭谷 勉\*・越野 一博\*・平野 祥之\*

### Recent Development in PET/SPECT Equipments and Data Analysis

Hidehiro IDA,\* Tsutomu ZENIYA,\* Kazuhiro KOSHINO,\* Yoshiyuki HIRANO\*

#### 1. はじめに

PET が誕生してから 30 年以上の技術蓄積の結果、検出器の改良は空間解像度の一桁向上に、多断層化と立体計測技術の普及は感度の二桁上昇に貢献した。SPECT においては複数検出器の搭載に加えてコリメータの進歩、さらに画像再構成理論の改善によって精度の確保と画質の改良がなされた。複数モダリティの融合画像処理技術や、新しい画像再構成理論の整備と実用化も進み、また近年は MRI と一体型の PET 装置が実用化されるなど技術確認がすすむ。本稿では、新しい要素技術とその効果について概説する。

#### 2. P E T

PET 装置の空間解像度を決定するのはシンチレーション結晶の大きさであり、小型ブロック検出器の開発が高解像度化に貢献してきた。深さ情報 (depth-of-interaction, DOI) を検出する検出器も実用化された。立体計測 (3次元, 3D) は完全に定着し測定感度は大きく改善し、絶対感度は 1% を超えるに至った。臨床 PET 装置の空間解像度は概ね 4 mm 程度にまで向上した。画像再構成プログラムはさらに改良が進み、吸収補正や散乱線補正に加えて空間解像度の補正がなされるようになり、空間解像度は 2 mm 程度になったとされる。高性能な放射線検出シンチレータの実用化がなされ、また同時計測の時間分解能 (コインシデンスウインドウ) が短くなった。これは画質劣化の最大の要因であった偶発同時計数の減少に貢献する。一部のメーカーでは time-of-flight 計測 (同時計測信号の時

間差より線源の場所を限局する機構) により、大きな体型の被験者の場合の画質改善に貢献する。

現在の課題は、膨大な情報を高速に処理できる電子回路の開発にあるといえる。PET では検出器総数の自乗に比例した計測線 (line-of-response, LOR) の信号を扱う。典型的には  $10^6$  にもなる LOR 信号を演算処理・保存するためには相当高速な電子回路技術が必要である。また、3D PET 計測における散乱線を補正する一般的な方法も確立されなければいけない。放射線分布と吸収減弱 ( $\mu$ ) 分布に物理公式 (Klein-Nishina の式など) を適用する方法が提案されているが、視野外の放射能や散乱線発生の影響についてはまだ系統的に検討されておらず今後の課題である。当該研究グループ平野らは限りなく忠実に放射線の輸送を再現するプログラムコードの開発に成功し、これにより散乱線は被写体内だけでなく床壁や PET 装置自身によっても発生することが明らかになった。正確な補正を実現するプログラムの開発やシールド機構の設計などにおいて、系統的な検証が可能になったところである。

#### 3. S P E C T

SPECT 技術の最近の重要な進展は、定量化と標準化に対する道筋が明らかになったことであろう。SPECT 画像の定量精度の確保は従来から困難とされてきたが、吸収と散乱線を正確に補正する実用的なプログラムの整備によって正確な画像が得られるようになった。本来ふたつの誤差は被写体内部で発生するため装置には依存しない。PET では散乱線分布は装置の幾何学に依存することと対比的に、SPECT の重要な特長である。すなわち吸収と散乱線を補正するソフトウェアが整備されれば、その時点でメーカーや機種を超えた再現性が得られることを意味する。これは臨床機関を超えてデータが共有できる点においても、また既存の装置がそのまま利用できる点においても、

\* 国立循環器病研究センター研究所先進医工学部門画像診断医学部  
Department of Biomedical Imaging, National Cerebral and Cardiovascular Center Research Institute

PET に勝る重要な特長である。SPECT を使った多施設臨床研究は困難とされてきたが[1]、実際に、近年の我々が行った多施設研究でも、施設を超えた画像の蓄積や大規模臨床研究における集約解析の妥当性が支持された。また SPECT の定量精度の向上によって、高度な動態解析(コンパートメントモデル解析)が可能になったことも重要である。特に散乱線は画像のコントラストを低下させていたが、図 1A にみるようにこれが良く改善されたことで、脳神経受容体の結合能の定量評価[2-4] (図 1B) や、一回の撮像で安静時と負荷時の測定による血管反応性の診断などが可能になった。

SPECT の PET と比べた最大の欠点は感度が低いことである (PET と比べておよそ  $10^{-3}$ )。放射線計測の一般に行って感度の高いトレーサ計測技術ではあるが、精細な画像を得るにはやはり限界とされてきた。コリメータの工夫することで、原理的には限りなく高い空間解像度を得ることができるが、現実的には空間解像度を犠牲にして現実的

な感度を確保してきたのが今までの現実である。しかし近年になって、コリメータ開口による解像度劣化を補償するような立体的な画像再構成が試みられるようになり (図 2A, B)、これは空間解像度の向上だけでなく統計ノイズの抑制の効果を有することが明らかになり注目されている。すなわち立体的な画素情報を得るために、従来の画像再構成では極薄いスライスデータのみが利用されたが、新しい再構成理論では検出器全体の情報が反映されるために統計的なパワーが大きく上昇する。空間解像度と画質の両方が同時に改善できることの意義は、実際の臨床診断では極めて重要である。多くの応用領域に貢献することが期待

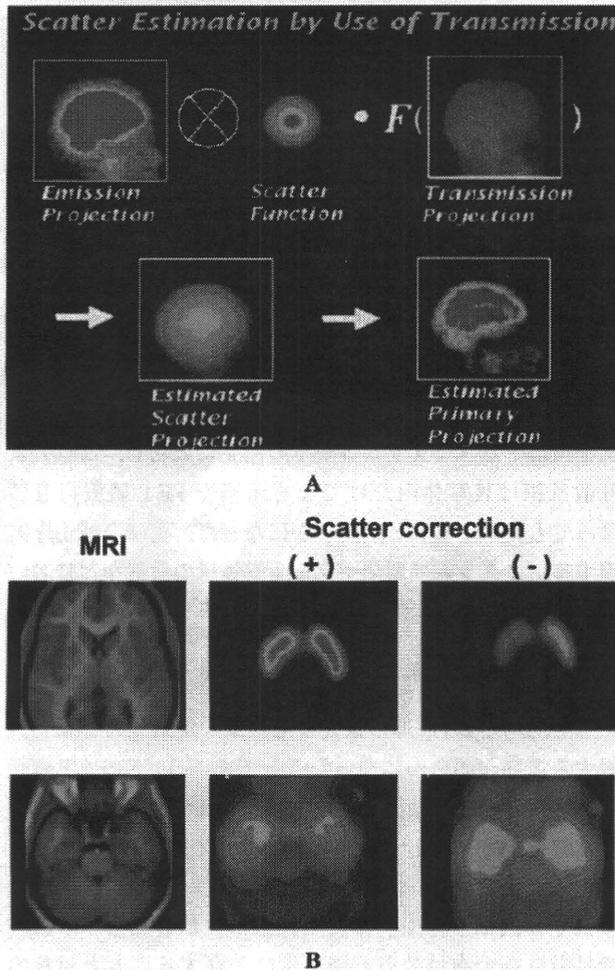


図 1 定量的 SPECT 画像再構成における散乱線補正の効果。(A) 散乱線補正法の例。吸収減弱プロジェクションを利用した方法はノイズの高揚がなく良好な画像を提示する。(B) I-123 標識 epidepride の結合能画像における散乱線補正の効果。散乱線補正は画像のコントラストを上昇させ、定量解析には不可欠である。

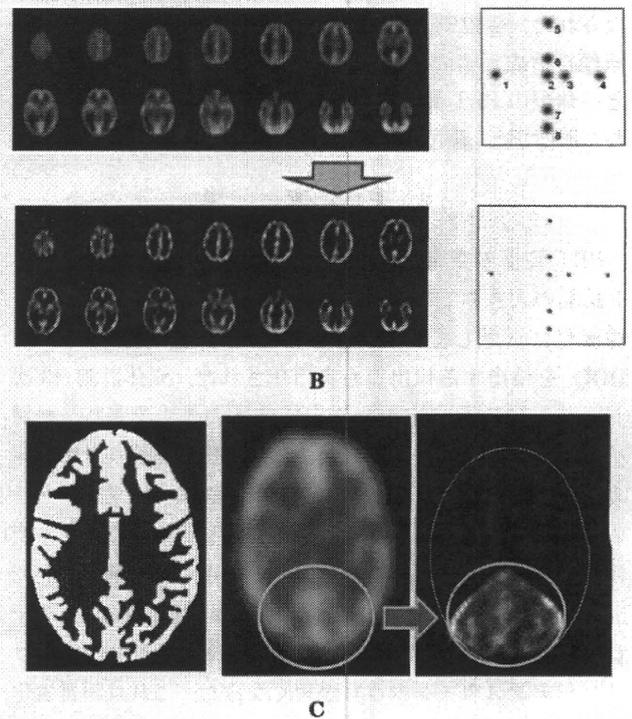
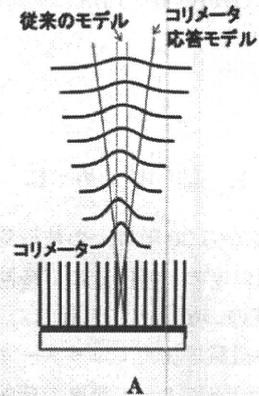


図 2 SPECT 画像再構成における空間解像度の補正。(A) コリメータ開口に基づく空間解像度劣化のモデル。(B) コリメータ開口の補正を組み込むことで、空間解像度は 9.0 mm から 5.0 mm 以下に改善し、また統計ノイズも軽減された。今後臨床診断での実用化が望まれる。(C) 局所領域にピンホールコリメータの焦点を設定して得た 3D Hoffman ファントムの Tc-99m 画像。従来の画像撮像よりも局所において空間解像度の上昇が確認される。