

(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}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 0.154cm^{-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: $100 \times$ (標準偏差/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}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}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の評価するため、26.7MBq の ^{99m}Tc で灰白質領域を満たし、回転半径 130mm で 1 フレーム

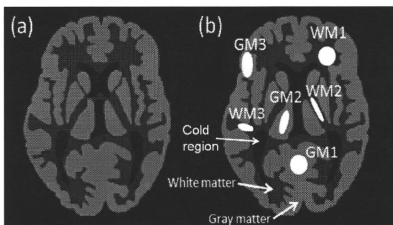


Fig. 4 Digital image of 2D brain phantom (a) and ROIs set on it (b). Radioactive ratio of gray-to-white matter in the 2D brain phantom was designed to 4:1.

ム 10 分間、 360° 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で、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としにおいて 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が確認できた。

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 ^{99m}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 に線源線の半値幅を示す。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 0.2 mm 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

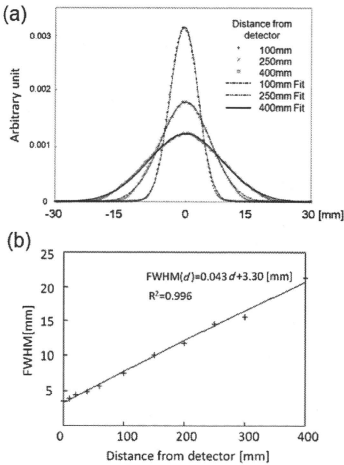


Fig. 5 Collimator response function for Toshiba GCA7200-A with LEHR collimator and ^{99m}Tc. (a) Full width at half maximum as a function of distance from the detector. (b) Collimator response functions at the locations 100 mm, 250 mm and 400 mm distant from detector.

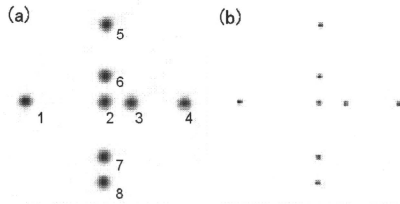


Fig. 6 Reconstructed images of multi-line sources phantom. (a) without CDRC, (b) with CDRC.

Table 1 FWHMs of reconstructed image [mm].

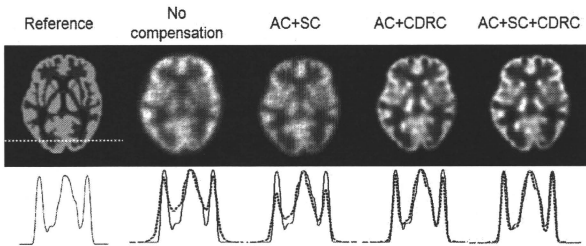
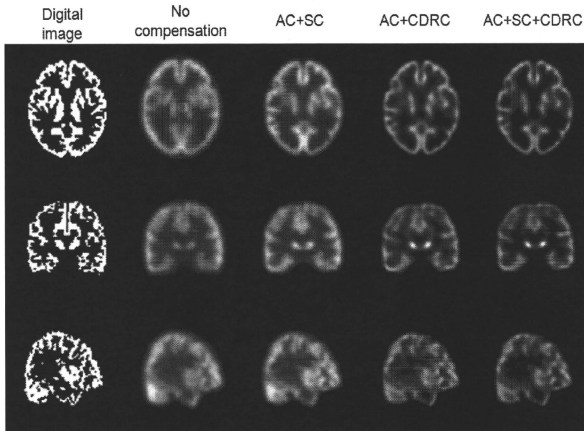
No. of source	Without CDRC	With CDRC
1	8.6	3.2
2	9.1	3.8
3	8.8	3.5
4	8.7	3.3
5	8.4	3.3
6	8.8	3.7
7	9.0	3.5
8	8.7	3.3
	8.8 ± 0.2	3.5 ± 0.2

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

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関しても、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

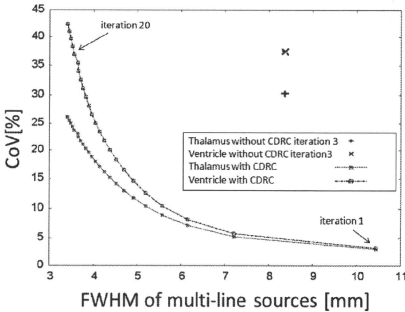


Fig. 9 CoV as a function of spatial resolution in the reconstruction with/without CDRC. The CoV and the FWHM of line source are indices of noise and spatial resolution, respectively. The CoVs in thalamus and ventricle regions on CoV images of 3D brain phantom and the FWHMs of line source images reconstructed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

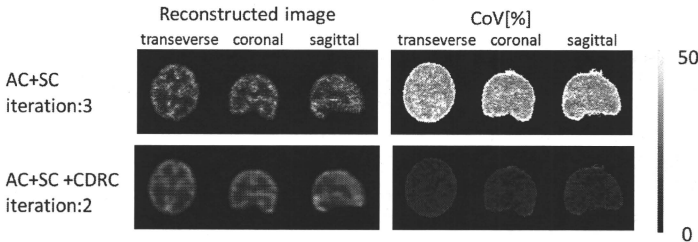


Fig. 10 Comparison of noise indices in the 3D brain phantom images reconstructed with/without CDRC. (left) Reconstructed images of first frame. (right) CoV images.

- [11] Yokoi T, Shinohara H, Onishi H: Performance evaluation of OSEM reconstruction algorithm incorporating three-dimensional distance-dependant 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}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}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^{*1}, Tsutomu ZENIYA^{*2}, Kenji ISHIDA^{*3}, Hiroshi WATABE^{*2},
Yoshiyuki HIRANO^{*2}, Antti SOHLBERG^{*2}, Kotaro MINATO^{*1}, Hidehiro IIDA^{*2}

^{*1} Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology

^{*2} Department of Investigative Radiology, Advanced Medical Engineering Center,
National Cardiovascular Center Research Institute

^{*3} 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 ともりの)

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。



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学センター放射線医学部心臓造影室室長。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。



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㈱モレキュラー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。



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専攻准教授。専門は、PET/SPECTに関連したトレーサー動態解析、画像処理。



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。



Antti Sohlberg (アンティ ソールベルグ)

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。



湊 小太郎 (みなと こたろう)

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。



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、フィンランドトウルク大学研究員、デンマークコペンハーゲン大学王立リクス病院、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。

* * *

