

図4 MRI 形態画像の部分容積効果の補正への利用

一般におこな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。コリメータを工夫することで、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、実際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これまでの現況である。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。視野全体の計測データを局所の画像再構成に組み入れられることの効果であると理解できる。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きわめて重要である。多くの応用領域に貢献することが期待される。

実験小動物のSPECTイメージングではピンホールコリメータを使って高い空間解像度が実現でき、また従来から問題とされた空間解像度の不均一さは撮像軌道の工夫⁶⁾や、複数ホールコリメータの利用によってほぼ解決した。さらに、ヒトなど大きな対象においてもトランケーションによるアーチファクトを回避する理論が開発され、局所を高解像度撮像できることが示された(図2C)。更なる技術整備によって実用化が待たれる。

3 動態解析の進歩

核医学の動態解析における課題の一つは、動的な機能変化の検出であろう。従来から、核医学イメージングでは1回の放射性薬投与に対してひとつの機能をみるに限られていたが、図3Aに示すように複数投与した動態解析において残存薬剤の影響を動態に組み込む理論が提案された⁷⁾⁸⁾。また、PETやSPECTで撮像した画像は、検査中における平均ではなく過渡的な重みを有すること⁹⁾¹⁰⁾を応用して、検査中の組織血流量やシナプス間隙の内因性神経伝達物質の濃度の時間変化の画像化が試みられている。また、脳賦活によるドーパミンリリース変化のタイミングをとらえる試みもなされ、この遅れがある種の疾患の本質であるとしている¹¹⁾¹²⁾。図3BにはSPECT検査中にI-123標識 iodoamphetamine (IMP) を2回投与し、安静時と血管拡張薬(ダイアモックス)投与による血管反応性の検査結果の例を示す。明らかに脳虚血の程度や脳梗塞発症のリスクを診断できるとして期待されている。また図3Cには、短時間の間に¹⁵O-標識酸素ガスと¹⁵O-標識水を連続投与し、従来1時間以上要していた検査が全体で6~9分間のPET撮像のみから局所脳血流量(CBF)、局所脳酸素代謝量(CMRO₂)、酸

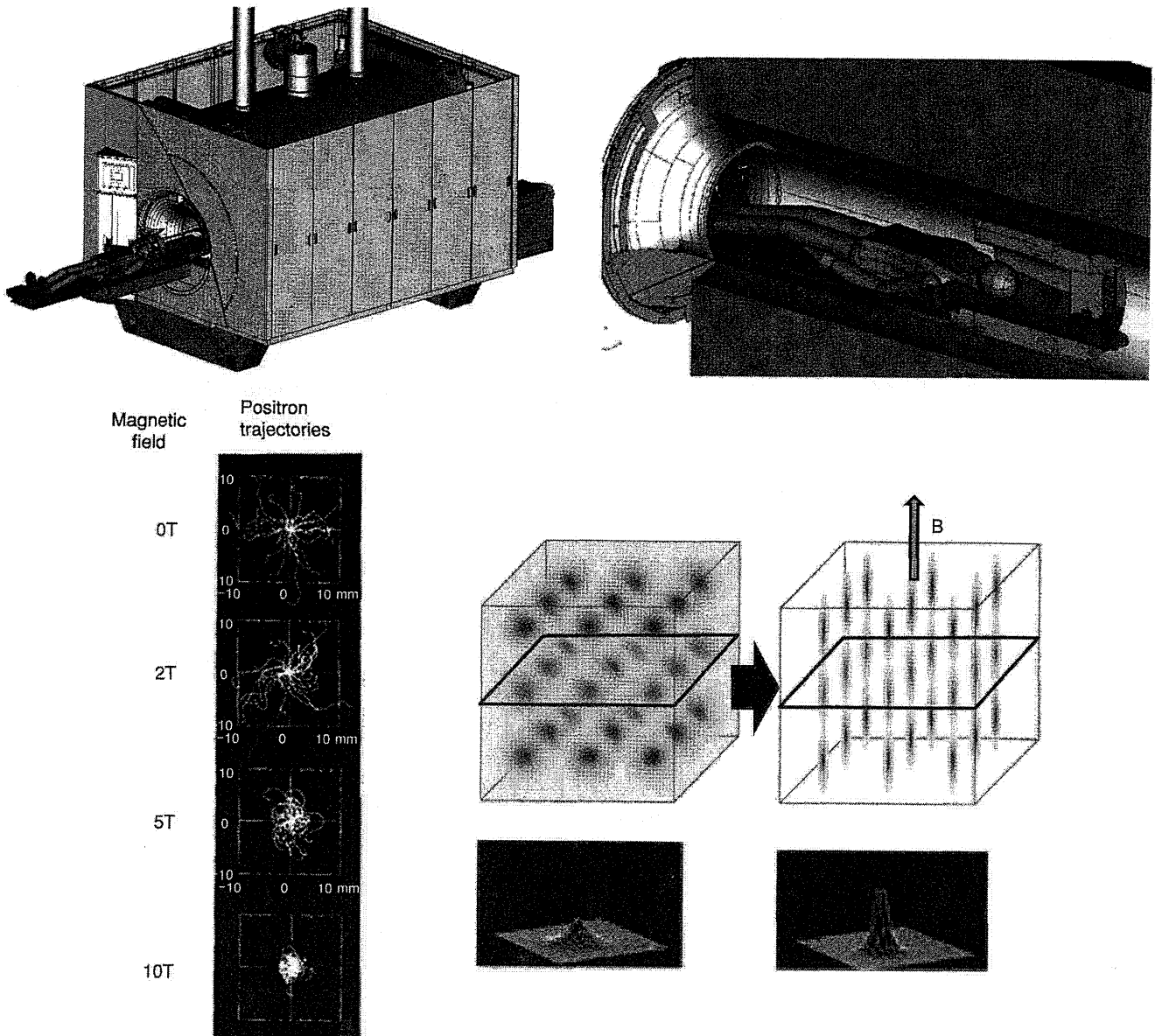


図5 MRI と PET の一体化

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)¹³⁾、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 D₂ receptors using [¹²³I] 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- [¹²³I] *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 ¹²³I-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

いいだ・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*¹ 銭谷 勉*² 石田 健二*³ 渡部 浩司*²
平野 祥之*² Antti SOHLBERG*² 湊 小太郎*¹ 飯田 秀博*²

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、濃度一様プー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

*¹ 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]

*² 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

*³ 榊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, λ 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. α と β 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,

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

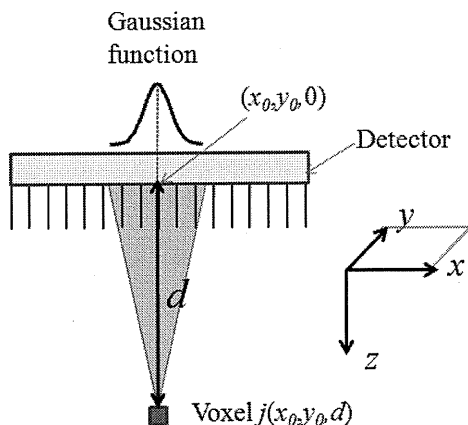


Fig. 1 Collimator-detector response function (CDRF).

と表される. ここで σ 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, μ_k は画素 k における吸収係数 [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 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

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 [14, 15], convolution-based forced detection (CFD) [16] 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 [17] および intermittent scatter modeling [17] 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1,000,000回とした。

OS-EM 画像再構成の条件としては、サブセット数を8とし、反復回数はコリメータ開口補正を行わない場合は3回、コリメータ開口補正を行う場合は20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。

3. 実験

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、コリメータ応答関数の測定とファントム撮像を行った。本研究では放射性核種に ^{99m}Tc を用い、収集エネルギーウィンドウは $140\text{keV} \pm 10\%$ とした。

1) コリメータ応答関数の測定

内径 0.9 mm、長さ 160 mm のガラス管を ^{99m}Tc 溶液で満たした線線源を用いて、検出器と線源の距離を 0, 10, 20, 40, 60, 100, 150, 200, 250, 300, 400mm の11箇所、画像サイズ 1024×1024 pixels、ピクセルサイズ $0.27 \times 0.27 \text{ mm}^2$ のプラナー像を収集し、画像プロファイルをガウシアン関数でフィッティングさせることによりコリメータ応

答関数を求めた。本実験では、コリメータ応答関数が、検出器面上の横方向と縦方向で同じであると仮定し、得られた応答関数を縦方向および横方向の解像度補正処理に利用した。収集時間は1プラナー像あたり10分間で、放射能は34 MBqであった。

2) ファントム実験

本画像再構成法の妥当性を評価するために線線源ファントム、濃度一様プールファントム、2D および 3D 脳ファントム [18] (Fig. 2) を撮像した。画像サイズ 128×128 pixels、ピクセルサイズ $2.15 \times 2.15 \text{ mm}^2$ 、投影データは 360 度に対して 120 投影で収集された。

2D および 3D 脳ファントムには、頭蓋骨部分に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。

(i) 複数線線源ファントム

コリメータ開口補正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 8 本を 340MBq の ^{99m}Tc で満たした線線源を、回転半径 130mm で 30 分間撮像した。Fig. 3 に線線源の配置を示す。再構成画像上で線線源のプロファイルに対して、ガウシアン関数でフィッティングし、その半値幅により解像度を評価した。

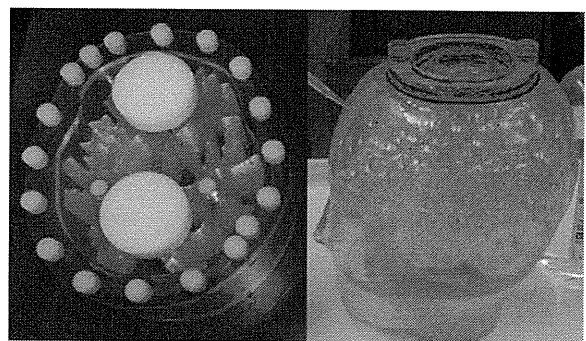


Fig. 2 Photographs of 2D brain phantom (left) and 3D brain phantom (right).

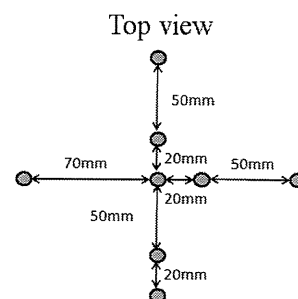


Fig. 3 Design of multi-line sources phantom.

(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 : $100 \times (\text{標準偏差}/\text{平均値})$ [%]) 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}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}Tc で灰白質領域を満たし、回転半径 130mm で 1 フレーム

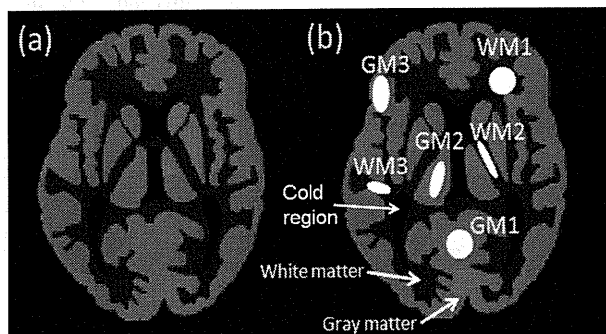


Fig. 4 Digital image of 2D brain phantom (a) and ROIs set on it (b). Radioactive ratio of gray-to-white matter in the 2D brain phantom was designed to 4:1.

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/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の ^{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

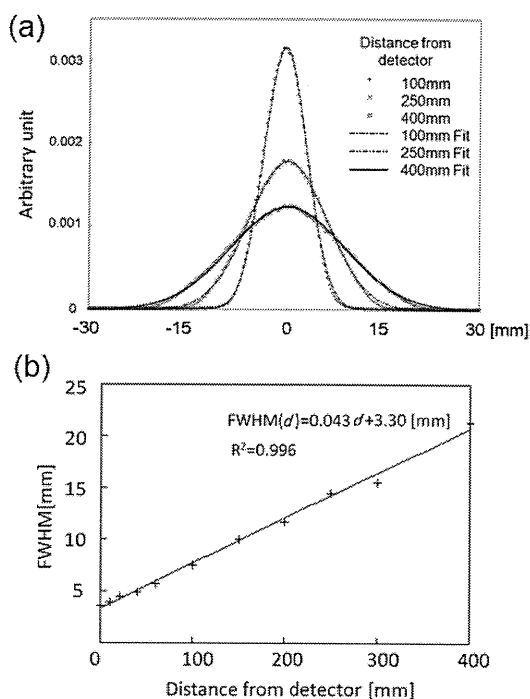


Fig. 5 Collimator response function for Toshiba GCA7200-A with LEHR collimator and ^{99m}Tc. (a) Full width at half maximum as a function of distance from the detector. (b) Collimator response functions at the locations 100 mm, 250 mm and 400 mm distant from detector.

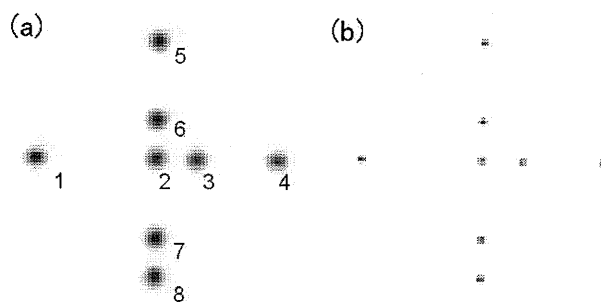


Fig. 6 Reconstructed images of multi-line sources phantom. (a) without CDRC, (b) with CDRC.

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

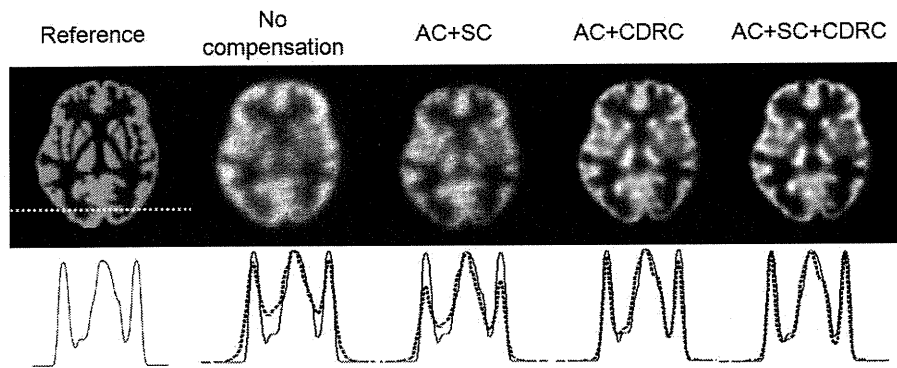


Fig. 7 Reconstructed images (top row) and horizontal profiles across each with reference profile (bottom row) of 2D brain phantom. Reference is digital image blurred by 3.5mm FWHM Gaussian filter.

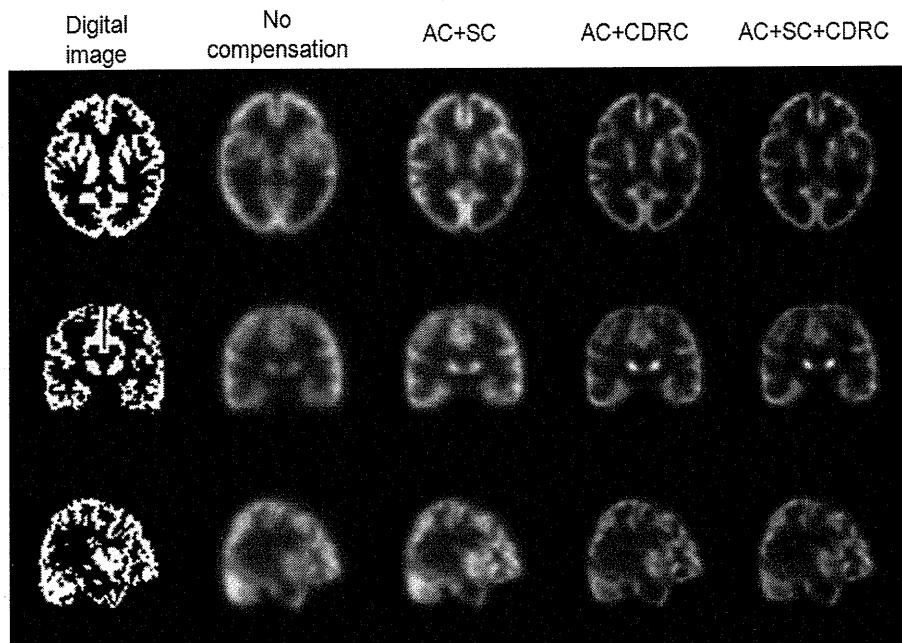


Fig. 8 Reconstructed images of 3D brain phantom. (top row) Transverse. (middle row) Coronal. (bottom row) Sagittal.

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次元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

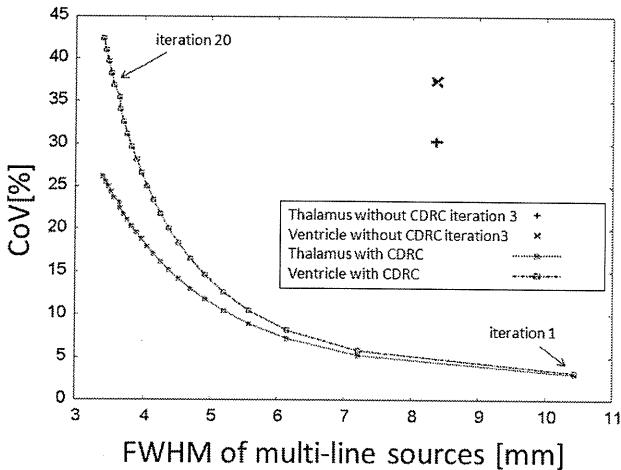


Fig. 9 CoV as a function of spatial resolution in the reconstruction with/without CDRC. The CoV and the FWHM of line source are indices of noise and spatial resolution, respectively. The CoVs in thalamus and ventricle regions on CoV images of 3D brain phantom and the FWHMs of line source images reconstructed 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 回のものを示した。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

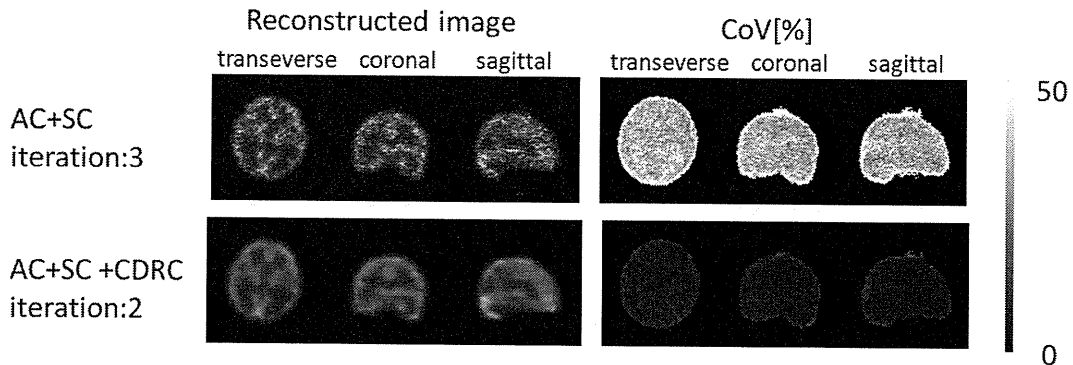


Fig. 10 Comparison of noise indices in the 3D brain phantom images reconstructed with/without CDRC. (left) Reconstructed images of first frame. (right) CoV images.

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] 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}Tc 標識薬剤だけでなく、 ^{123}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}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}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}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}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-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] Kadrmas 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] Muehlethner 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}

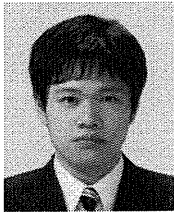
^{*1} Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology

^{*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 とものり)

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。



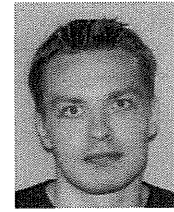
平野祥之 (ひらの よしゆき)

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血管撮影室室長。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㈱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。



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。

* * *

インテリアCTにおける画像再構成法の提案

筑波大学大学院 システム情報工学研究科コンピュータサイエンス専攻

工藤博幸／イサム ラシド

はじめに

CT装置の被ばく量を低減する手法には各社工夫を施しており、たとえば①線量を落として撮影した画像を非線形フィルタ処理、②対象物の形状に応じてX線管電圧を変調して雑音の角度依存性をなくすTube Current Modulation、③心臓撮影において時相が合った時点でのみX線管のスイッチをonにする、などの手法が、最先端の装置には導入されている。これらの手法により、ある程度の被ばく量低減は実現できるが、CTイメージングの原理から考えて最も自然で有効な被ばく量低減の手法は、必要のない無駄なX線照射をやめX線を検査の目的とする関心領域 (ROI: Region of Interest) だけに照射する手法である。この発想に基づき、筆者らは以下に述べるインテリア (Interior) CTとよばれる新しいCT装置の構成方式を提案した^{1,2)}。

CTイメージングの多くの状況において、対象物内の小さなROIだけの画像が欲しい場合が生じる。たとえば、心臓病や乳癌の診断では、心臓や乳房を含む小さなROIの画像があれば十分である。現在のCT装置の構成方式やデータ収集法は、このようなROIだけの画像で十分な場合でも、ROIを含む断面を完全に覆うX線ビームを照射して『ROIのみではなく』対象物断面を通過するすべての直線上の』投影データを測定するものになっている。しかし、直感的にはROIを通過しない直線上の投影データはROIの情報をまったく含んでいないため、不必要なことが予想される。そこで、図1に示すようにROIだけにX線を照射して『ROIを通過する (すべての) 直線上の』投影データのみを測定する新しいCT装置の構成方式がイ

ンテリアCTである。

インテリアCTの長所や理論的背景については、本誌にすでに2つの論文を執筆したが、ページ数の制約から、インテリアCTにおいて投影データから画像を生成するために必要となる画像再構成法については十分な説明ができなかった^{1,2)}。そこで、本論文ではインテリアCTを研究開発したい技術者や研究者向けに、筆者らの原著論文で提案されている画像再構成法について解説する³⁻⁹⁾。ぜひ文献1、2と合わせて読んでいただきたい。

インテリアCTにおける画像再構成の一意性と安定性

インテリアCTではROIを通過しない直線上の投影データは測定されないため、Interior問題とよばれる一部が欠損した不完全投影データから画像再構成を行う手法が必要となる³⁻⁷⁾。正確に定義を述べると、Interior問題とは以下に述べる設定の問題である。図2aに示すように対象物 $f(x,y)$ と画像化対象である凸形状のROISを考える。そして、直線がROISを通過する投影データ $p(r,\phi)$ (r は動径、 ϕ は角度)のみが測定可能であるとする。ただし、簡単のため平行ビームによる投影データ収集を想定している。この場合、直線がROISを通過しない $p(r,\phi)$ は測定されないため、各角度 ϕ の投影データは左右がトランケーションされることになる。このようなトランケーションされた投影データから $f(x,y)$ をROISで厳密に再構成する問題がInterior問題である。残念ながらInterior問題の解は測定した投影データ $p(r,\phi)$ の情報のみでは一意に定まらないことが知られており、解の一意性と安定性を保証して数

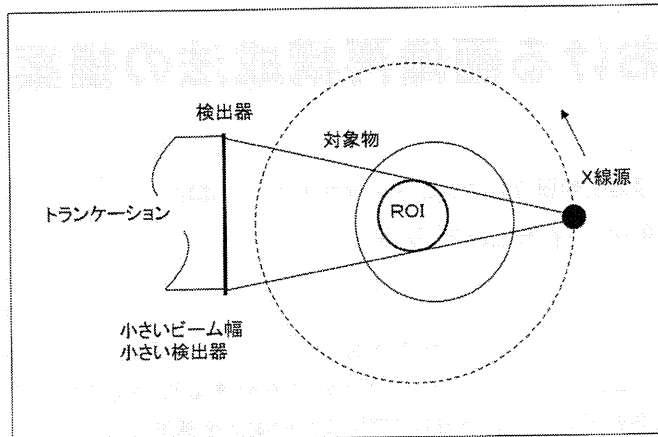


図1 インテリアCTの原理

学的に厳密な再構成を行うには、対象物 $f(x,y)$ に関する先見的知識 ($f(x,y)$ の値がROISの内部の指定された領域 B で事前に既知であること) が必要となる。

2008年現在において、解の一意性と安定性の両方が保証されるROISの形状・配置と先見的知識の組み合わせで最も一般性があり強い結果は、Kudoらの論文に述べられているもので、以下の2つの結果に要約される^{4,6)}。

〔結果1〕 ROISは対象物の内部に完全に含まれ、先見的知識として S の内部にある任意の領域 B において画像 $f(x,y)$ の値が既知であると仮定する。ただし、 B はいくら小さな領域であってもよい (一点のみではだめ)。このとき、投影データ $p(r,\phi)$ の情報と先見的知識から、 $f(x,y)$ はROISで一意に定まり、逆変換は安定である。

〔結果2〕 結果2は結果1を先見的知識が大きい場合に拡張したものである。ROISは対象物の内部に完全に含まれると仮定する。投影データ $p(r,\phi)$ は、 S の内部にある領域 H (複数の領域のunionでも可) を通過するすべての直線について測定されていると仮定する。また、先見的知識として S の内部にある領域 K において画像 $f(x,y)$ の値が既知であると仮定する。このとき、3領域 S, H, K が

以下の2つの条件を満足すれば、投影データ $p(r,\phi)$ の情報と先見的知識から、 $f(x,y)$ はROISで一意に定まり、逆変換は安定である。

(条件1) $S=H \cup K$ (S の内部のどの点においても、 $f(x,y)$ またはその点を通る180度方向の $p(r,\phi)$ が測定されている)

(条件2) $B \equiv H \cap K \neq \{\phi\}$ (S の内部に $f(x,y)$ とその領域を通過するすべての $p(r,\phi)$ が (両方とも) 測定されている領域 B が存在する。ただし、 B はいくら小さな領域であってもよい)

結果1と2の条件を満たす具体的なイメージングの設定を、図2a~cに示す。図2b、cの設定における解の一意性は結果1では証明することができず、結果2を使うと ($f(x,y)$ が既知である領域 K が大きい場合に) 必要な投影データを結果1で示されるよりも大幅に削減することができる。

インテリアCTの画像再構成

本章では、文献3~9において提案されたインテリアCTの画像再構成法について述べる。1番目の手法は、Interior問題の解の一意性を証明する数学的枠組みである微分逆投影 (DBP: Differentiated Backprojection) の理論に基づくDBP-

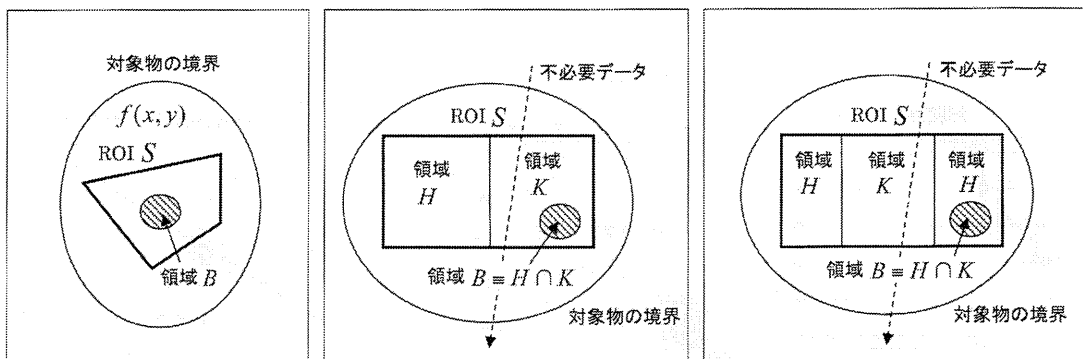


図2 Interior問題の設定

図2a 図2b 図2c

a: 結果1で解の一意性が示されるInterior問題の設定
 b, c: 結果2で解の一意性が示されるInterior問題の設定

POCS (Projection Onto Convex Sets) 法、2番目の手法はART法やMLEM法などの逐次近似法に、対象物 $f(x,y)$ がサポート(値が零でない領域) O の外側で零であることと、領域 B, K で既知であることを拘束条件として組み込んだ拘束条件付き逐次近似法である。前章で述べたように、Interior問題において厳密な画像再構成を可能にするキーは $f(x,y)$ がサポート O の外側で零であるサポート拘束と、 $f(x,y)$ が領域 B, K で既知である先見的知識であり、これらの拘束条件を画像再構成の過程に組み込むことが重要である。

1) DBP-POCS法^{3~7)}

DBP-POCS法では、ROISをHilbert Lineとよばれる直線の集合 $L(u); u \in U$ (u は直線を表すパラメータ)に分解しておき、DBPを用いて画像再構成をHilbert LineごとのHilbert変換の逆問題に変換して再構成を行う。ただし、Hilbert Lineの集合 $L(u); u \in U$ は、①ROISの各点 (x,y) が少なくとも1つのHilbert Line $L(u)$ に属すること、②すべてのHilbert Lineは $f(x,y)$ が既知である先見的知識を表す領域 B と交わること、の2つの条件を満足するように選ぶ。具体的なROISと先見的知識 B の設定に対する典型的なHilbert Lineの取り方を図3aに示す。そして、各Hilbert Line $L(u)$ ごとに以下の手順で画像再構成を行う。以降の説明では複雑さを避けるため、結果1に対応する図

2aの設定を考えるが、結果2に対応する設定に拡張することは容易である。

(1) DBP: まず、Hilbert Line $L(u)$ とROISが交わるすべての点 (x,y) について、次式のDBPを計算してHilbert画像 $g_u(x,y)$ を求める。

$$g_u(x,y) = \frac{-1}{2\pi} \int_0^\pi d\phi \frac{\partial}{\partial r} p(r,\phi) \Big|_{r=r_0 \cos \phi + y \sin \phi} \text{sgn}(\cos(\phi - \theta(u)))$$

$$(x,y) \in L(u) \cap S \dots \dots \dots (1)$$

ただし、 $\theta(u)$ は $L(u)$ と x 軸がなす角度を表す。なお、Interior問題ではROISを通過する投影データ $p(r,\phi)$ のみが利用できるため、 $L(u) \cap S$ の外側では投影データの角度欠損が生じてDBPを計算することができない。

(2) Hilbert逆変換: 図3bに示すようにHilbert Line $L(u)$ 上に1次元座標 t を定義して(原点は任意)、原画像 $f(x,y)$ を $f(t)$ により表しHilbert画像 $g_u(x,y)$ を $g(t)$ により表す。すると、 $f(t)$ と $g(t)$ の関係は次式の1次元Hilbert変換で表されることがDBPの理論により知られている^{3~7)}。

$$g(t) = \frac{1}{\pi} \text{p.v.} \int_a^f ds \frac{1}{t-s} f(s) \quad t \in (b,e) \dots \dots \dots (2)$$

ただし、p.v.は積分のCauchyの主値を表し、点 a ,

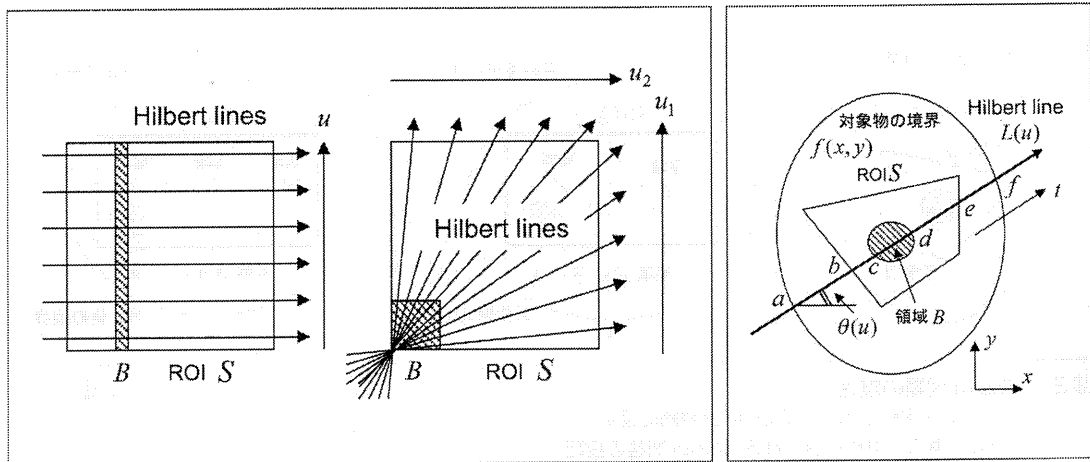


図3 Hilbert Line $L(u)$
 a : Hilbert Line $L(u)$ の取り方の具体例
 b : Hilbert Line $L(u)$ 上の座標系の定義

図3a | 図3b

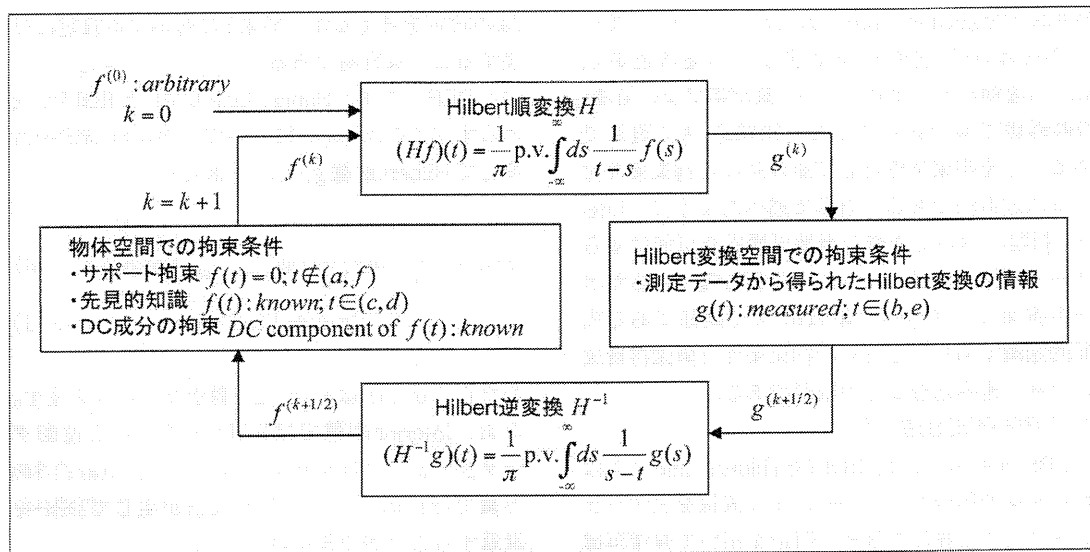


図4 POCS法によるトランケーションHilbert逆変換のアルゴリズム

b, c, d, e, f は図3bのように定義する。式(2)の積分変換の特徴は $f(t)$ のサポートが (a, f) であるのに対し、 $g(t)$ はトランケーションされ一部区間 (b, e) でしか観測されない点にあり、トランケーションHilbert変換とよばれている³⁾。Hilbert Line $L(u)$ 上の画像再構成は式(2)の逆問題に帰着し、式(2)を $f(t)$ について解くことで、再構

成を行うことができる。

式(2)のHilbert変換の逆変換にはPOCS法とよばれる反復法を用いる。POCS法の処理の流れを図4に示すが、Hilbert変換の順変換 H と逆変換 H^{-1} をくり返し、画像 $f(t)$ の空間では①区間 (a, f) の外側で $f(t)=0$ となること、②領域 B に対応する区間 (c, d) で $f(t)$ は先見的知識で与えられたも

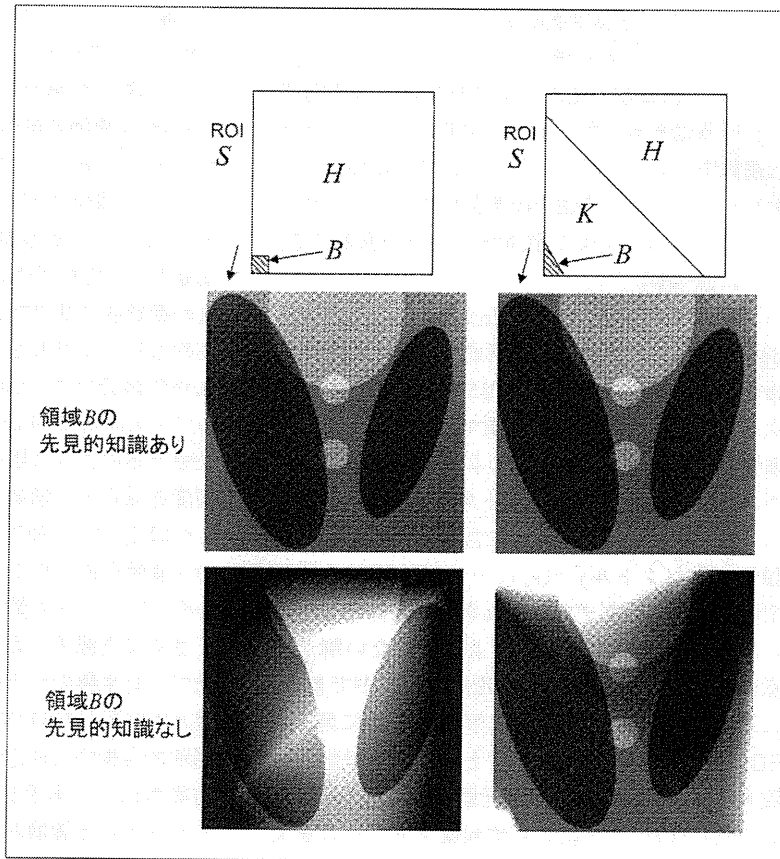


図5 DBP-POCS法によるShepp-Loganファントムの再構成画像

左：結果1で解の一意性が成り立つ設定

右：結果2で解の一意性が成り立つ設定

のと一致すること、③ $f(t)$ のDC成分はHilbert Line上の投影データであるから既知であること、の拘束条件を課し、Hilbert変換 $g(t)$ の空間では区間 (b, e) で $g(t)$ は投影データからDBPで求めたものと一致すること、の拘束条件を課す。POCS法の反復をくり返すと、 $f(t)$ はすべての拘束条件を同時に満足する解に収束し、このような $f(t)$ は前章の解の一意性からROISで一意に定まるため、正しく再構成できる。

DBP-POCS法で頭部CT実データを再構成した結果は文献2に示されており、ここでは図5にShepp-Loganファントムを用いて行った数値実験

の結果を示す。Shepp-Loganファントム内部に正方形のROISが存在する状況を想定した。右側は結果1で解の一意性が示される設定、左側は結果2で解の一意性が示される設定に対する再構成画像である。いずれも、上段が解の一意性を保証するのに必要な領域Bの先見的知識を用いた場合、下段は用いない場合を表している。領域Bの先見的知識がない場合には解が一意に定まらず、再構成画像にDCシフトや低周波アーチファクトが生じ、定量性が失われる。これに対して、領域Bの非常に小さな先見的知識があれば、再構成画像の画質は劇的に改善される。

2) 拘束条件付き逐次近似法^{3, 8, 9)}

解の一意性と安定性が保証されれば、ART法やMLEM法などの逐次近似法を用いて画像再構成を行うことも可能である。文献3, 8, 9では逐次近似法によるトランケーションのある投影データからの画像再構成法が提案されたが、いくつか(必ずしも自明でない)注意すべき点があるので、以下に述べる。

(1) 再構成の手順: まず、Interior問題に逐次近似法を適用した場合に、再構成の対象となり厳密な再構成が可能な領域はROISのみであるが、逐次近似法を適用する際の画像マトリックスは、対象物 $f(x,y)$ を完全に含むように、大きく取る必要がある。すなわち、画像ベクトル $\vec{x}=(x_1, x_2, \dots, x_i)$ は $f(x,y)$ のサポート O を完全に含むように取り、投影データベクトル $\vec{y}=(y_1, y_2, \dots, y_i)$ はROISを通過する直線上の投影データのみを並べて作る。すると、式の数 M が未知数の数 N よりも少ない解が一意に定まらない連立一次方程式 $\vec{y}=A\vec{x}$ ができる。これを逐次近似法を用いて解き、最後に解 \vec{x} のROISの部分だけを取り出すと、正しい画像と一致する。これが正しい逐次近似法の適用手順である。ROISのサイズによらず画像マトリックスを大きく取る必要があり、DBP-POCS法と比較して効率的な再構成法とはいえないが、この問題点を克服する手法は知られていない。

(2) 拘束条件: Interior問題において厳密な画像再構成を可能にするキーは、 $f(x,y)$ がサポート O の外側で零であるサポート拘束と $f(x,y)$ が領域 B 、 K で既知である先見的知識であり、これらの拘束条件を反復計算の過程で使用しなければ正しい再構成を行うことはできない。拘束条件を組み込む手法としては、①各反復回数 k における画像更新後に画像 $\vec{x}^{(k)}$ のサポート O 外側の画素値を零に置き換え、領域 B 、 K の画素値を先見的知識で与えられた値に置き換える、②連立一次方程式 $\vec{y}=A\vec{x}$ を作成する際に、サポート O 外側の画素値は零で、領域 B 、 K の画素値は先見的知識で与えられた値と仮定して未知数 \vec{x} から除外する、の2つが考えられる。

図6に、上述の逐次近似法を適用して実際に画像再構成を行った結果を示す。文献3とほぼ同様

な心臓イメージングの状況を想定し、図において点線の円がROISを表し、実線の楕円がサポート拘束を課す領域 O を表している。このように、ROISが対象物の境界付近に位置する設定の場合、 O の外側にあり S の内部にある $((x,y) \in O$ かつ $(x,y) \in S)$ 領域 B が存在すれば、その領域で $f(x,y)=0$ となることが自動的に結果1における先見的知識 B として使用されるため、『対象物 $f(x,y)$ の値が撮影前に既知である』という、いくぶん非現実的な仮定は不要となる。これは文献3で想定された問題設定で、Interior問題の特別な場合になっている。具体的な逐次近似法としては、OSEM法を上述のように修正した手法を用いた。再構成画像を見ると、領域 B が存在し解の一意性が成り立つ設定(2, 3列目)と、領域 B が存在しない解の一意性が成り立たない設定(4列目)とでは、アーティファクトの量がかなり違うことがわかる。

さらに文献9では、上述の逐次近似法を発展させて、対象物のサポート O と先見的知識を表す領域 B の位置が未知の場合に、これらを反復計算の過程で自動的に推定する機能をもつ逐次近似法が提案された。本手法によれば、『事前に対象物のサポート O と領域 B の位置が既知である』といういくぶん非現実的な仮定も不要となる。

3) 雑音特性

インタリアCTと(トランケーションがない)完全な投影データを測定する通常のCTとで、再構成画像のSN比に違いがあるかを慎重に調べた。文献2の図2に例が示されているように、インタリアCTにおいて不必要な投影データを測定しないことに起因するSN比の低下は、無視できる程度で驚くほど小さい。

おわりに

本論文では、インタリアCTを研究開発したい技術者や研究者向けに、筆者らの原著論文で提案されている画像再構成法について解説した。景気が悪いなどの理由から活力がなくなっている日本のメーカーに、ぜひ奮起して世界に先がけて『日本発のアイデアである』インタリアCTを実用化してもらいたい。

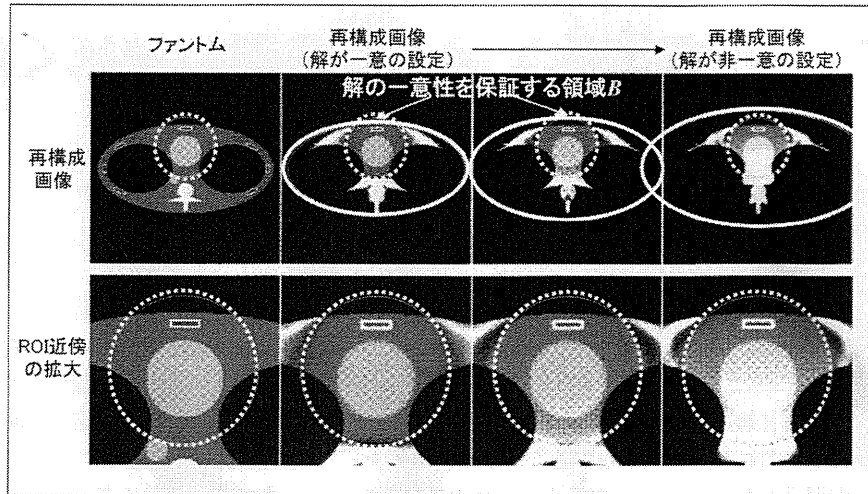


図6 拘束条件付き逐次近似法による再構成画像
(点線の円: ROI、実線の楕円: サポート拘束を課すのに用いた対象物の境界)

参考文献

- 1) 工藤博幸: 被曝量削減を目指した新しいCTの構成方式—関心領域X線照射方式の基礎—. 映像情報メディカル 37(13): 1408-1411, 2005
- 2) 工藤博幸: インテリアCTの提案. 映像情報メディカル 40(13): 1188-1193, 2008
- 3) Defrise M et al: Truncated Hilbert transform and image reconstruction from limited tomographic data. Inverse Problems 22: 1037-1053, 2006
- 4) Kudo H: Analytical image reconstruction methods for medical tomography—Recent advances and a new uniqueness result—. Proceedings of Mathematical Aspects of Image Processing and Computer Vision 2006: Paper No. 00001652, 2006 (<http://eprints.mathsci.hokudai.ac.jp/archive/00001652/2006>)
- 5) Ye Y et al: A general local reconstruction approach based on a truncated Hilbert transform. Int J Biomed Imaging 2007: Article ID 63634, 2007
- 6) Kudo H et al: Tiny a priori knowledge solves the interior problem in computed tomography. Phys Med Biol 53(9): 2207-2231, 2008
- 7) Courdurier M et al: Solving the interior problem of computed tomography using a priori knowledge. Inverse Problems 24: Paper No. 065001, 2008
- 8) Zeniya T et al: 3D-OSEM reconstruction from truncated data in pinhole SPECT. Conference Record of 2007 IEEE Medical Imaging Conference: Paper No. M25-1, 2007
- 9) Rashed EA et al: Iterative region-of-interest reconstruction from truncated CT projection data under blind object support. 日本医用画像工学会誌 Medical Imaging Technology 27 (in printing)

医療従事者向け情報サイト

@MED

<http://med.eizojoho.co.jp/>

- ① 映像情報総覧: 画像診断機器・システムを簡単検索
- ① News: 医療業界の最新ニュースをいち早く紹介
- ① 新製品情報: モダリティメーカーの最新製品をご案内
- ① Report: 展示会や発表会の詳細レポート
- ① ブログ: 編集部発信の楽しいブログ毎日更新
- ① 医学会日程: 国内外の学会スケジュールをご案内