

法政大学学術機関リポジトリ

HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2024-09-12

デコンボリューション法による静止型マルチ ピンホールSPECTの空間分解能改善

OKOSHI, Michi / 大越, 迪

(出版者 / Publisher)

法政大学大学院理工学研究科

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

法政大学大学院紀要. 理工学研究科編

(巻 / Volume)

63

(開始ページ / Start Page)

1

(終了ページ / End Page)

5

(発行年 / Year)

2022-03-24

(URL)

<https://doi.org/10.15002/00025372>

デコンボリューション法による 静止型マルチピンホールSPECTの空間分解能改善

IMPROVEMENT OF THE SPATIAL RESOLUTION WITH A DECONVOLUTION METHOD FOR A MULTI-PINHOLE SPECT SYSTEM

大越 迪

Michi OKOSHI

指導教員 尾川 浩一

法政大学大学院理工学研究科応用情報工学専攻修士課程

We propose a method to improve the spatial resolution of an image for a static multi-pinhole SPECT system. This system has an advantage of measuring dynamic function of organs, which could not be performed by conventional systems. However, the image quality is sensitive to the pinhole size of a collimator. Especially, in the case of a large pinhole, the widely applied 7-rays method could not sufficiently correct the image resolution. Therefore, we propose a point spread function (PSF) deconvolution method for a multi-pinhole SPECT system. In this paper, we assumed a shift-variant PSF at each pixel of the detector, and performs PSF deconvolution on projection data. The feasibility of this method was investigated with a simulation. Projection data were obtained by a Monte Carlo method. The reconstruction images with our proposed method had significantly higher spatial resolution and reproduced more detail structures compared with those of the 7-rays method. This results indicated the effectiveness of our proposed method.

Key Words : *Static SPECT system, multi-pinhole collimator, point spread function, deconvolution*

1. はじめに

医療画像診断装置の一つに SPECT 装置がある。この装置は、体内に投与した放射性物質を含む薬剤から放出された放射線を、コリメータを通ったもののみ検出器で検出することで、体内のイメージングを行うもので、X線 CT や MRI などのように臓器の形状だけでなく、臓器の機能情報も得ることができる。しかし、従来の SPECT システムは、検出器を回転させることでデータの取得を行っていたため、データ収集に時間がかかり、また動態情報を得ることが難しい。そこで近年、検出器を回転させない静止型 SPECT システム[1][2]の開発が進められている。この新しいシステムでは、検出器を回転させない代わりに、複数のピンホールを配置したマルチピンホールコリメータを使用することで、投影方向数を増加させ、感度の低下を防いでいる。しかし、コリメータ上のピンホールの大きさが有限の大きさを持つことは、空間分解能を低下させる要因の一つになっている。そこで従来、この影響を補正するために 7rays 法[3]などが用いられてきた。この方法は、本来無数の方向から飛来してきた光子を、わずか 7 本の投影線を用いて近似を行うものである。しかし、ピンホー

ル径が大きい場合などには、空間分解能の劣化を十分に補正することができなかった。

そこで本研究では、実空間における逆畳み込みを用いた空間分解能改善手法について提案する。SPECT で得られる投影データは、ピンホール径の大きさによるボケを含んでいる。そのため、点拡がり関数 (point spread function: PSF) でボケ具合を推定し、投影データに対して逆畳み込みを行うことで、ピンホール径が無限小の時の投影データに近似することができる。この逆畳み込み後の投影データを用いて再構成を行うことで、ピンホール径の大きさによる空間分解能の劣化を補正した結果が得られると考えられる。本研究では、この手法の有用性を示すために、静止型 SPECT システムにおけるシミュレーションを行った。

2. シミュレーション

本研究では、静止型 SPECT システムに対して、PSF の逆畳み込みを用いた空間分解能改善手法の有用性を示すために、シミュレーションを行った。本シミュレーションでは、図 1 に示すように、ターゲットである脳を模擬した

ファントム(図4(a))の周りに検出器を6個配置した静止型SPECTシステムを想定し、コリメータ上に11個のピンホールを配置したマルチピンホールコリメータ(図2)を適用した。物体中心からコリメータ面の中央までの距離を25 cm, コリメータ面の中央から検出器までの距離を7.5 cmとし、検出器のサイズは512×256 pixels(ピクセルサイズは0.8 mm×0.8 mm)とした。また、コリメータ上のピンホール径の大きさは5 mm, 開口角は先行研究[2]に合わせ24度, 形状はナイフエッジとした。

これらの条件の下, モンテカルロ法による光子輸送シミュレーションを行った。図4(a)の灰色領域から10M個, 白色領域から30M個の光子を放出した。本シミュレーションでは簡単のため, 検出器の固有分解能やターゲットによる散乱を考慮していない。つまり, 理想的な検出器を想定し, 散乱線は完全に除去できたものとした。光子の入射方向による感度の不均一性は, モンテカルロ法を用いた方法[4]で補正を行った。

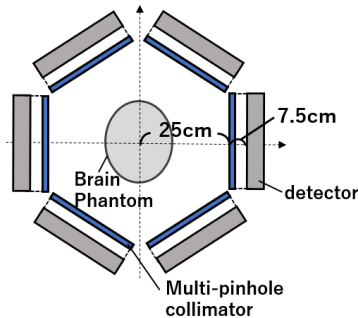


図1 シミュレーションジオメトリ。脳ファントムの周りに検出器を6つ配置した。

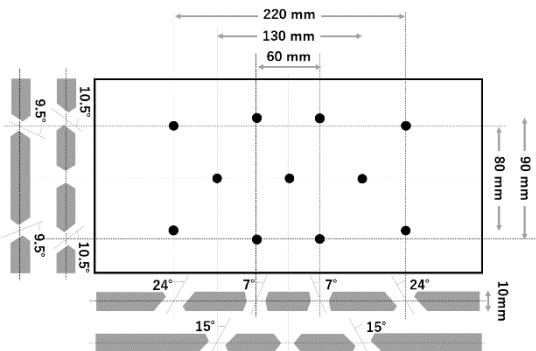


図2 コリメータ上のピンホールの配置。各ピンホールは中心に向かって傾かせた。

このようにして得られた投影データは, ピンホールの大きさによるボケを含んでいる。そのため, 投影データに対し, PSFの逆畳み込みを行うことで, ピンホールの大きさによる影響を補正することができる。SPECTシステムにおけるPSFは, 検出器のピクセルごとで異なるため, 本研究では, シフトバリエーションなPSFを, ガウス関数やモンテカルロ法などを使わず, ピンホールの通過判定を行うことで自ら推定している。このように推定されたPSFを

投影データに対し適用した。この時, 逆畳み込み手法として, Richardson-Lucyアルゴリズム[5][6]を用い, 反復回数は100回とした。以下に式を示す。 $g(x, y)$ はボケを含んでいる画像(本研究ではモンテカルロ法で得られた投影データ), $f(x, y)$ は雑音のない理想的な画像(本研究では無限小ピンホールの投影データと近似), $\eta(x, y)$ は雑音, $h(x, y)$ はボケフィルター(本研究ではPSF画像), $\hat{f}(x, y)$ は更新画像, k は更新回数を表している。

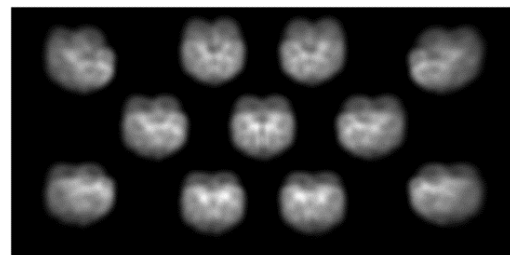
$$\hat{f}_{k+1}(x, y) = \hat{f}_k(x, y) \left[h(-x, -y) * \frac{g(x, y)}{h(x, y) * \hat{f}_k(x, y)} \right] \quad (1)$$

$$g(x, y) = h(x, y) * f(x, y) + \eta(x, y) \quad (2)$$

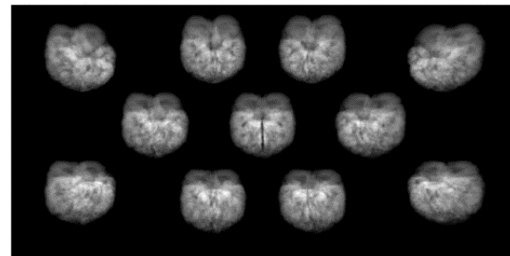
再構成手法はML-EM法を用い, 反復回数は50回とした。また従来手法としては, ML-EM法に7rays法を組込んだものとした。

3. 結果

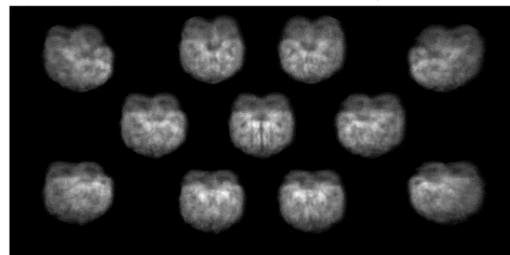
図3に投影データの比較を示す。逆畳み込み後の投影データ(c)とシミュレーションで得られた投影データ(a)を比較すると, (c)の方が無限小ピンホールでの理想的な投影データ(b)に近づいており, 細部の構造を確認することができる。このことより, 逆畳み込みを行うことでピンホールの大きさによるボケを補正することができる事が分かる。



(a) シミュレーションで得られた投影データ



(b) 無限小ピンホールでの投影データ



(c) (a)に対し逆畳み込みを行った投影データ

図3 投影データの比較。

図4に再構成画像の比較(#71)を示す。シミュレーションで得られた投影データに対し従来手法である7rays法を用いて再構成を行った結果(c)と、逆畳み込み後の投影データを用いて再構成を行った結果(d)を比較すると、(d)の方が脳ファントムの原画像(a)や理想的な投影データを用いた再構成結果(b)に近づいており、細部の構造も確認することができた。また、図5に図4の赤線部分でのプロファイルを示す。原画像と比較した際のプロファイル(a)も、理想的な投影データを用いた再構成結果と比較した際のプロファイル(b)も、どちらも逆畳み込み後のプロファイルの方が、従来手法のプロファイルより類似していることを表せたため、視覚的に提案手法の方が優れていることが確認できた。

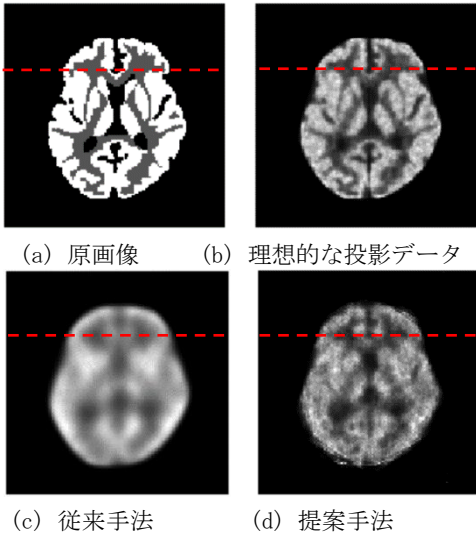
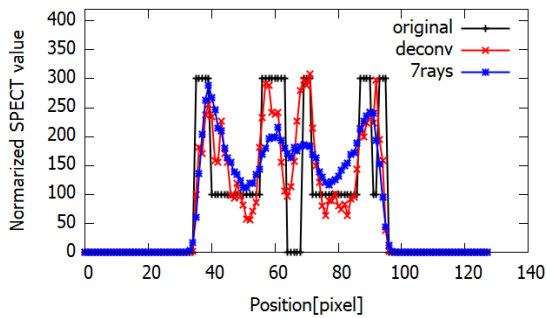
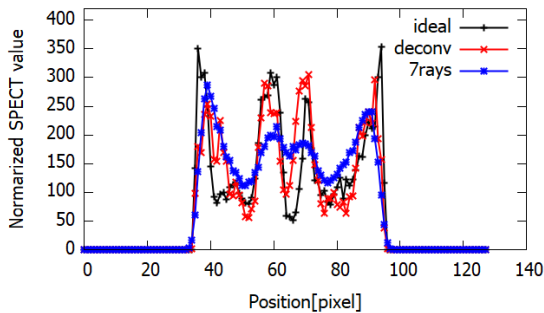


図4 再構成画像(#71)の比較.



(a) 原画像との比較



(b) 理想的な投影データを用いた再構成結果との比較

図5 図4の赤線でのプロファイル.

次に、PSNR値とSSIM値[7]を求め、数値的な比較を行った。PSNR値の導出式を式(3)(4)に示す。 x_k, y_k は2つの画像の各々の画素値を、MAXはy画像の最大値(本研究では原画像の最大値である300)を示している。

$$\text{PSNR}(\mathbf{x}, \mathbf{y}) = 10 \times \log_{10} \frac{\text{MAX}}{\text{MSE}} \quad (3)$$

$$\text{MSE} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (y_k - x_k)^2 \quad (4)$$

SSIM値の導出式を式(5)に示す。本研究では、 $K_1 = 0.01$, $K_2 = 0.03$ としており[7], $C_1 = (K_1 L)^2$, $C_2 = (K_2 L)^2$ で求める。 L はピクセル値のダイナミックレンジ(本研究では8bitなので255)である。 μ_x, μ_y は2つの画像各々の平均、 σ_x, σ_y は各々の標準偏差、 σ_{xy} は共分散である。

$$\text{SSIM}(\mathbf{x}, \mathbf{y}) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad (5)$$

PSNR値とは2つの画像の類似度を表す指標で、値が高いほど劣化が少ない、つまり類似しているということを示す。しかし、人間の視覚的な感覚とあまり一致していない。そこで、PSNR値より人間の視覚的な感覚に近く画質の評価を行えるSSIM値も求めた。SSIM値は、1に近くなればなるほど類似していることを表している。表1に原画像と比較した際の値を、表2に理想的な投影データを用いた再構成結果と比較した際の値を示す。

表1 PSNR値とSSIM値(原画像との比較)

	PSNR値	SSIM値
従来手法	12.7231 dB	0.8281
提案手法	13.5138 dB	0.8677

表2 PSNR値とSSIM値(理想的な投影データを用いた再構成結果との比較)

	PSNR値	SSIM値
従来手法	15.7857 dB	0.9039
提案手法	16.8701 dB	0.9349

表1, 2より、どちらの比較方法でも、提案手法の方が従来手法より数値的に優れていることを示せた。よってこれらの結果から、数値的にも従来手法より提案手法の方が優れていることが分かった。

4. 考察

図3より投影データの比較を行う。モンテカルロ法で得られた投影データは、全体的にぼやけて見えるが、逆畳み込みを行うことで、理想的な無限小ピンホールでの投影データに近づいたことから、検出器のピクセルごとに推定したPSFを用いて逆畳み込みすることで、ピンホー

ルの大きさによるボケを補正できることが分かった。また、厳密に PSF を推定できていることを示している。図 6 に、逆畳み込み手法の反復回数を変えて逆畳み込みを行った際の投影データと理想的な投影データの MSE 値を示す。図 6 より、反復回数が 69 回の時に MSE 値が最小になったが、この時に必ずしも再構成結果の数値的評価がよくなるとは言えなかった。

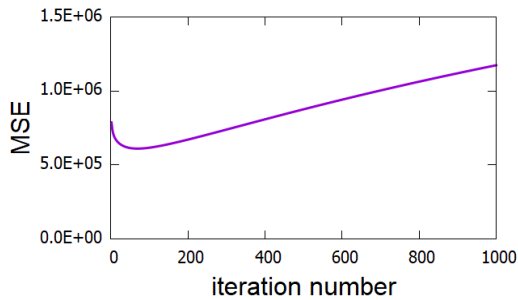
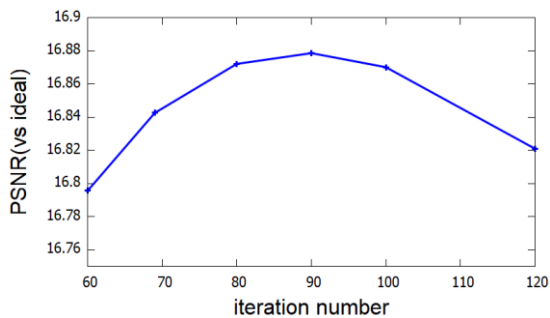
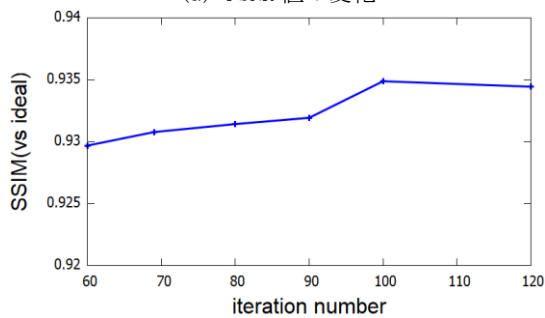


図 6 反復回数と MSE 値の関係。

次に図 4 より、再構成画像の比較を行う。逆畳み込み手法の反復回数を 100 回とした時、逆畳み込み後の投影データを用いて再構成をした画像の方が、従来の 7rays 法より視覚的にも、また数値的にも優れていることを示すことができた。この提案手法において、逆畳み込み手法の反復回数が再構成画像に大きな影響を与えると考えられるため、この反復回数と再構成画像の関係について考える。図 7 に、逆畳み込み手法の反復回数を変えて (60~120 回) 再構成を行った結果画像の PSNR 値と SSIM 値の変化を示す。これらの値は、理想的な投影データを用いて再構成を行った画像と比較したものである。



(a) PSNR 値の変化

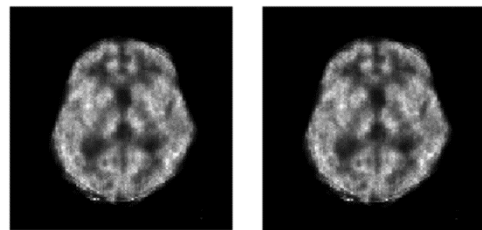


(b) SSIM 値の変化

図 7 理想的な投影データを用いて再構成を行った画像と数値的比較を行ったもの。

また図 8 に、反復回数を 90 回、100 回とした時の再構成画像を示す。図 7 より、PSNR 値は反復回数が 90 回の時に、SSIM 値は反復回数が 100 回の時に値が最も高くなった。しかし図 8 より、反復回数を変えたことによる大きな構造の変化を見ることはできなかった。そのため、本シミュレーションでは、人間の視覚的な感覚も考慮している画質評価法である SSIM が最も高くなっている、反復回数 100 回が最適な回数であると考えられる。

これらの結果より、本研究の提案手法が従来手法より、視覚的にも数値的にもよくなったことから、静止型マルチピンホール SPECT システムにおける、PSF の逆畳み込みによる空間分解能改善手法の有用性を示すことができた。また同時に、逆畳み込みの反復回数が再構成画像に影響を与えるため、最適化を行う必要があることが分かった。



(a) 反復回数 90 回 (b) 反復回数 100 回

図 8 反復回数の違いによる再構成画像 (#71) の比較。

5. 結論

本研究では、コリメータ上に複数のピンホールを配置したマルチピンホールコリメータを用いた静止型 SPECT システムにおいて、PSF の逆畳み込みを用いた空間分解能改善手法の有用性を示すためにシミュレーションを行った。その結果、視覚的にも数値的にも従来手法より提案手法が優れていることを示すことができたため、本研究の提案手法の有用性を示すことができた。

今後、反復回数などの最適化を行うことで、さらに有用性を示すことができるようになると考えられ、静止型マルチピンホール SPECT システムの実用性が高まると考えられる。

参考文献

- 1) H. Kubota, et al., "Multi-Pinhole SPECT system with a triple head gamma camera," IEEE Nuclear Science Symposium, Medical Imaging Conference and Room-Temperature Semiconductor Detector Workshop (NSS/MIC/RTSD), DOI:10.1109/NSSMIC.2016.8069609, 2016.
- 2) Y. Fujishiro, et al., "List Mode Image Reconstruction With a Multi-pinhole Triple Head SPECT system," IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Proceeding (NSS/MIC/RTSD), DOI:10.1109/NSSMIC.2018.8824476, 2018.
- 3) A. Andreyev, et al., "Pinhole SPECT Reconstruction Using

- Blobs and Resolution Recovery,” IEEE Transaction on Nuclear Science, vol. 53, No. 5, pp. 2719-2728, DOI:10.1109/TNS.2006.878004, 2006.
- 4) F. P. Jansen, et al., “Uniformity correction using non-uniform floods,” IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference(NSS/MIC), pp. 2314-2318, 2010.
 - 5) W. H. Richardson, “Bayesian-based iterative method of image restoration,” J. Opt. Soc. Am., vol. 62, no. 1, pp. 55-59, 1972.
 - 6) K. Panfilova, et al., “Correlation-based Quality Measure for Blind Deconvolution Restoration of Blurred Images based on Lucy-Richardson Method,” IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIConRus), 2019.
 - 7) Z. Wang, et al., “Image Quality Assessment:From Error Visibility to Structural Similarity,” IEEE Transaction on Image Processing, vol. 13, issue. 4, pp. 600-612, 2004