

### 深層学習を用いたマルチピンホールSPECT投影データのオーバーラップの除去

山口, 恭平 / Yamaguchi, Kyohei

---

(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)

65

(開始ページ / Start Page)

1

(終了ページ / End Page)

4

(発行年 / Year)

2024-03-24

(URL)

<https://doi.org/10.15002/00030760>

# 深層学習を用いたマルチピンホール SPECT 投影データのオーバーラップの除去

REMOVAL OF OVERLAPING IN MULTI-PINHOLE SPECT PROJECTION DATA WITH DEEP LEARNING

山口恭平

Kyohei Yamaguchi

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 separation method of an overlapped projection image in a multi-pinhole single-photon emission computed tomography (SPECT) system. Generally, data acquisition in SPECT systems is performed using a rotating gamma camera. Therefore, data acquisition is time consuming and dynamic study of organs is not possible. In addition, the patient must maintain a certain posture during data acquisition, which is a significant burden. On the other hand, systems using multi-pinhole collimators allow stationary data acquisition in multi-head SPECT systems, which has many advantages such as dynamic data acquisition, reduced patient stress, and shorter data acquisition time. However, one of the drawbacks of this system is its low sensitivity. When the number of pinholes is increased to improve the data acquisition angle and sensitivity, the projected images of the pinholes overlap, causing artifacts in a reconstructed image. To address this problem, avoiding overlapping projection images reduces the spatial resolution of the reconstructed image. In this paper, we propose a method to separate overlapping projection images using CNN in a multi-pinhole SPECT system. As a result of simulations, we confirmed that the overlap of projection images can be removed and converged at an earlier stage than separating them while reconstructing.

**Key Words** : static SPECT system , multi-pinhole collimator , CNN

## 1. はじめに

SPECT(Single Photon Emission CT)は、患者の体内に放射性医薬品を投与し、そこから放出されるガンマ線を検出し、臓器の機能を調べる断層撮影法である。このように体内に放射性物質を注入し検査する分野を核医学検査と呼び、SPECT 検査以外にも PET 検査と呼ばれる検査もある。SPECT 検査で用いられる放射性医薬品は PET 検査のものに比べて安価で、より簡単に準備でき、そのため検査施設も小さく、国内でも SPECT 装置の方が PET 装置に比べて多く設置されている。

しかし、SPECT 検査は PET 検査よりも感度が低く動態イメージングもできない問題がある。一般に SPECT 装置では、パラレルホールコリメータやファンビームコリメータと呼ばれる光子の飛来してきた方向を特定する装置が検出器に取り付けられる。そのため、検出器に入る光子が減るため感度が低くなる。そして、これらのコリメータを検出器に装着し回転させながらデータの取得を行っている。そのため、投影データの収集には長時間を要し、また、全体のデータを集めるには 1 回転する必要があるため PET 装置のような動的な情報を収集できない。また、データ収集中は患者が動くことによって再構成画像にアーチファクトが発生するため、患者は姿勢を一定に保つ必要があり、データ収集時間が長くと大きな負担になる。

一方、様々な方向からの光子を検出するマルチピンホールコリメータを用いることで、検出器を回転させずに投影画像を取得することができる静止型 SPECT 装置または、準静止型 SPECT 装置が考案されている。静止型 SPECT 装置の特徴は、動態イメージングができることと検査にかかる時間が短くなることである。しかし、ピンホールコリメータは従来型に比べて感度が低い欠点がある。感度を向上させるためにピンホールの数を増やすと、検出器の大きさには限りがあるため、ピンホールの投影像が互いに重なり合い、再構成画像にアーチファクトが発生する。また、投影像の重なりを制限すると、検出器上の投影面積が減少し、再構成画像の空間分解能が低下する。このような投影画像の重なりによるアーチファクトを低減させる方法がいくつか報告されている[1]~[3]。しかし、それらの反復処理には長い計算時間がかかる。本研究では、マルチピンホールコリメータで取得した投影画像の重なりを分離する新しい方法を提案する。

## 2. 従来手法

重なりを除去するための先行研究[3]として以下のもの

がある。これは最尤推定-期待値最大化 (Maximum Likelihood-Expectation Maximization : ML-EM) 法に投影データのオーバーラップ部分を分離する計算を含めることで再構成とオーバーラップの分離を行う手法である。 $k$ 回目まで逐次式で再構成を行い、 $k$ 回目でオーバーラップの除去をする。

・ 逐次式

$$\lambda_j^{k+1} = \lambda_j^k \frac{1}{\sum_{d,p,i=0}^{D-1,P-1,I-1} g_{jdpi}} \sum_{d,p,i=0}^{D-1,P-1,I-1} g_{jdpi} \frac{\langle data_{dpi} \rangle}{est_{dpi}^k} \quad (1)$$

$$est_{dpi}^k = \sum_{j=0}^{I-1} g_{jdpi} \lambda_j^k$$

・ オーバーラップの分離式

$$\langle data_{dpi} \rangle = y_{di} \frac{est_{dpi}^k}{\sum_{p=0}^{P-1} est_{dpi}^k} \quad (2)$$

$J$ は再構成画像の画素数、 $D$ は検出器数、 $I$ はピンホール $p$ に対する検出器数、 $P$ はピンホール数、 $y_{di}$ は検出器番号 $d$ 上の画素番号 $i$ の実際の投影データ、 $\langle data_{dpi} \rangle$ は検出器番号 $d$ 上の画素番号 $i$ でのピンホール番号 $p$ を通る対応した推定された画素番号 $i$ の投影データの比率で乗算され、同じ検出器上の同じピクセルに寄与するすべてのピンホールを通る推定データの合計で除算した。 $\lambda_j^k$ は反復 $k$ 回目の画素番号 $j$ の推定値、 $est_{dpi}^k$ は反復 $k$ 回目の推定値から計算した検出器番号 $d$ のピンホール番号 $p$ の推定された画素番号 $i$ の投影データ、 $g_{jdpi}$ は画素 $j$ から放出された光子が検出器番号 $d$ のピンホール $p$ を通過して検出器の画素番号 $i$ で検出される確率を表している。

### 3. 提案手法

#### (1) モデルの構造

今回のモデルは畳み込みのネットワークを用いている。圧縮フェーズでは、 $5 \times 5$  の畳み込み (非パディング畳み込み)、続いて PReLU 関数を行う。ダウンサンプリングのためのストライド 2 の  $2 \times 2$  の Max pooling を適用する。ダウンサンプリングをするたびにカーネルのチャンネル数を 2 倍にする。拡大フェーズでも  $5 \times 5$  の畳み込みの後に PReLU 関数で計算する。拡大フェーズでは畳み込みを行う前に対応する特徴マップを結合したものを計算する。

誤差関数に平均二乗誤差を用いて Adam で最適化をおこなっている。学習率は  $10^{-4}$  で学習回数は 20000 回である。データセットの作成時には、 $256 \times 256$  [pixels] の投影データを  $240 \times 240$  [pixels] にする。コリメータの距離の種類分データセットを作成し、それぞれで学習を行った。データセット数は 180 である。データセットで検出する光子は散乱 0 回の光子のみの投影データで作成した。入力データは重なりのある投影データ、教師データはそれぞれのピンホールのみでの投影データにしている。

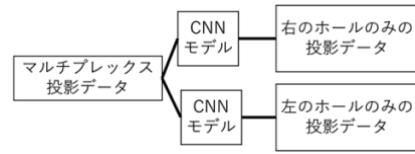


図 1 モデルの概略図

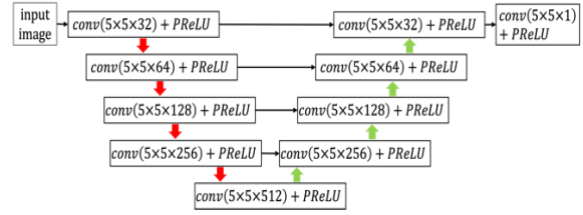


図 2 モデルの詳細

#### (2) シミュレーション方法

図 3 に本シミュレーションで使用した SPECT システムのジオメトリを示す。簡単のため、投影画像が重なり合う 2 ピンホールの SPECT システムを想定した。検出器のサイズは  $256 \times 256$  [pixels] (ピクセルサイズ:  $0.8 \text{ mm} \times 0.8 \text{ mm}$ )、投影数は 180 である。コリメータと検出器の距離は  $7.6 \text{ cm}$ 、ターゲットの中心からコリメータまでの距離は  $25 \text{ cm}$  であった。ピンホールは中央に水平に 2 つ配置され、2 つのピンホールの間隔は  $2 \text{ cm}$ 、 $1 \text{ cm}$  であった。シミュレーションには Shepp ファントムを用い、投影画像はモンテカルロシミュレーションで光子の輸送シミュレーションを行い計算した。分離された投影画像を用いて、最尤推定-期待値最大化法(ML-EM 法)により画像再構成を行った。反復回数は 100 回である。

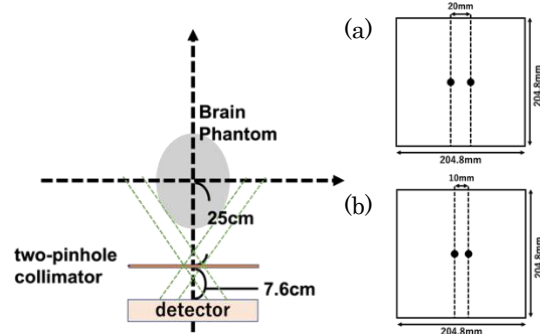


図 3 ジオメトリ ((a):ピンホールの距離が  $2 \text{ cm}$  のコリメータ、(b): ピンホールの距離が  $1 \text{ cm}$  のコリメータ)

#### (3) 使用したファントム

今回使用したファントムは Shepp ファントムである。図 4 で Shepp ファントムの光子数の分布と吸収係数の分布画像の中心スライスを示す。

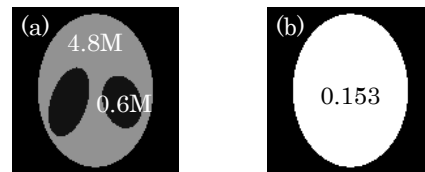


図 4 Shepp ファントム ((a):光子数の分布[counts/voxel]、(b):吸収係数の分布[1/cm])

#### (4) 再構成方法

再構成には ML-EM 法[4]を用いた。今回のシミュレーションでは水を考慮しているため、 $\gamma$ 線の吸収も考慮した。 $\gamma$ 線の吸収は以下の式は式(3)である。

$$I = I_0 \exp(-\mu l) \quad (3)$$

$I_0$ は入射光強度、 $I$ は透過光強度、 $\mu$ は線吸収係数、 $l$ は光路長を表す。

これを考慮した逐次式を示す。

$$\lambda_j^{k+1} = \lambda_j^k \frac{1}{\sum_{d,p,i=0}^{D-1,P-1,I-1} g_{jdpi}} \sum_{d,p,i=0}^{D-1,P-1,I-1} g_{jdpi} \frac{Y_{dpi}}{est_{dpi}^k}$$

$$est_{dpi}^k = \sum_{j=0}^{J-1} g_{jdpi} \lambda_j^k \exp(-\sum_{e \in E_{jdpi}} g_{jdpi} \mu_e) \quad (4)$$

$J$ は再構成画像の画素数、 $D$ は検出器数、 $I$ はピンホールに対する検出器の総数、 $P$ はピンホール数、 $Y_{dpi}$ はピンホール $p$ の検出器番号 $d$ 上の画素番号 $i$ の深層学習で推定した分離後の画像(各ピンホールの投影データ)、 $\lambda_j^k$ は反復 $k$ 回目の画素番号 $j$ の推定値、 $est_{dpi}^k$ は反復回数 $k$ 回目の検出器番号 $d$ のピンホール番号 $p$ に対する検出器番号 $i$ の推定投影データ、 $g_{jdpi}$ は画素 $j$ から放出された光子が検出器番号 $d$ のピンホール番号 $p$ を通過して検出器番号 $i$ で検出される確率を表している。 $E_{jdpi}$ は画素 $j$ から検出器番号 $d$ のピンホール $p$ を通過して検出器の画素番号 $i$ に到達するまでの吸収に関与する画素の集合を表している。

#### (5) 補正方法

##### a) 空間分解能補正()

ピンホールを通過して検出する時光子の投影線の経路は無数にある。それに対して左育成するとき想定した投影線の経路が1つだと現実の投影線との乖離が起きる。そこで想定した投影線の経路を7本にすることで解離による再構成に劣化を低減する7rays法[5]を使用した。図5はある検出器に関して計測時と再構成時の投影線の違いを表した概略図である。図6は投影線を7本に増やした時のピンホール上での通過点であり、表4に各座標での重みをまとめた。

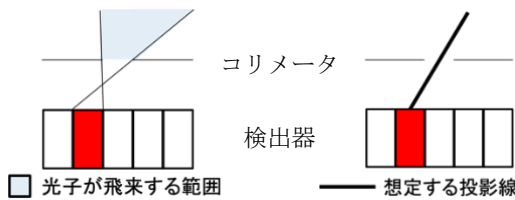


図5 計測時と再構成時の想定する光線の違い (左:計測時、右:再構成時投影線が1つの時)

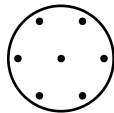


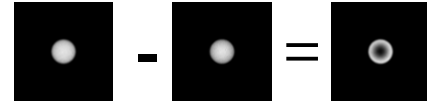
図6 ピンホール上での7本の投影線の通過点

表4 各投影線のピンホール上の座標と重み

座標(x,y)	重み
(0,0)	1/4
( $\pm\sqrt{\frac{2}{3}}R, 0$ )	1/8
( $\pm\sqrt{\frac{1}{6}}R, \pm\frac{R}{2}\sqrt{2}$ )	1/8

##### b) 感度補正

検出器の各ピクセルを見込む立体角は光子の入射角によって異なる。入射角が大きくなるほど検出される光子数は減少する[6]。モンテカルロシミュレーションを行い得られた投影データを正規化した感度 map を作成した。実際の投影データに感度 map の逆数をかけることで感度補正を行う。図7は実際の投影データに対して MAP をかけた前と後での投影データの画素値の変化を表している。



感度補正後 感度補正前

図7 感度補正前と後での光子数の変化

#### 4. 画像の評価方法

評価方法は MSE(Mean Squared Error)を元にした誤差率で行う。誤差率は MSE の平方根と原画像の平均画素値との割合を求める。

$$MSE(x,y) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} (x_i - y_i)^2$$

$$\text{誤差率} = \frac{\sqrt{MSE}}{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x_i}$$

$x$  : 原画像  $y$  : 再構成画像 (5)

#### 5. 結果と考察

図8はデータセットとして用いた投影データである。図9はピンホール間の距離が1cmの投影データを用いた再構成時の誤差率の収束の様子である。表5は反復回数100回目の誤差率である。図10はピンホール間の距離1cmの時の100回目の再構成画像である。

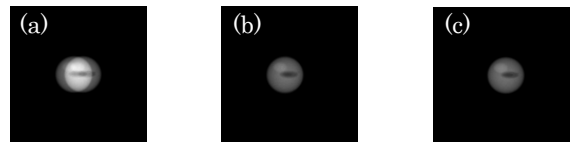


図5 ピンホールの中心間距離が1cmの時のデータセット((a):入力データ、(b):左のピンホールの教師データ、(c):右のピンホールの教師データ)

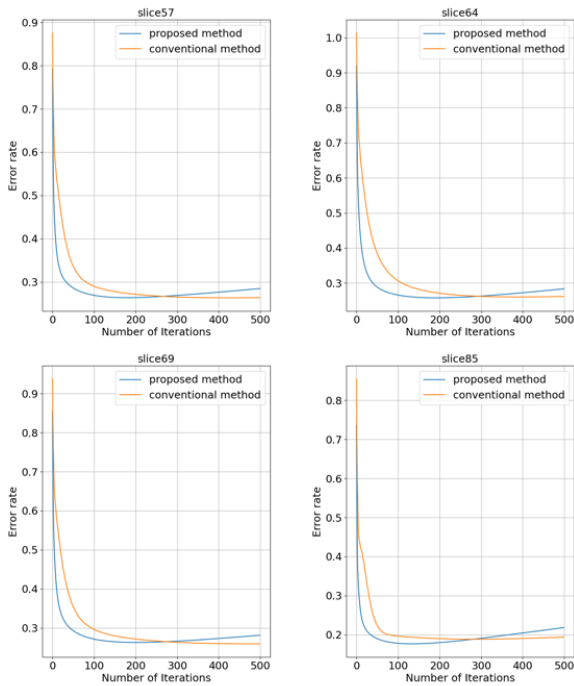
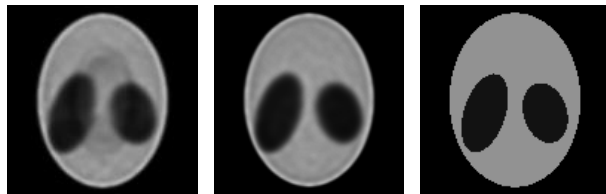


図 6 再構成時の誤差率の収束の様子

表 5 反復回数 100 回目の誤差率

100 回目	slice57	slice64	slice69	slice85
提案手法	0.269	0.265	0.271	0.177
従来手法	0.290	0.306	0.296	0.196



従来手法      提案手法      原画像

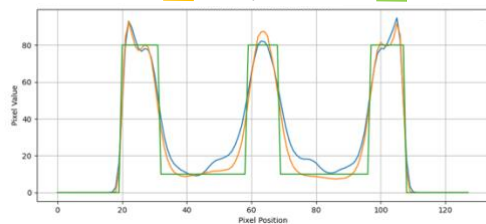


図 10 ピンホールの中心間距離が 1cm の時の再構成画像と中心のスライス

図 10 より従来手法と提案手法と原画像の中心のプロファイルと比較すると提案手法の方がより原画像の線に近づいていることを確認した。

また、図 6 より再構成画像の収束に関してはグラフ上で見るとどのスライスでも提案手法の方は反復回数が少ない状態で従来手法よりも誤差率が小さくなっていることを確認した。反復回数 100 回目時点での 4 スライス の平均誤差率を比較すると従来手法では約 27% なのに対して提案手法は約 24% であった。これはあらかじめ深層学習によって重なりのある投影データを分離したため再構成にかかる時間が短縮できたと考えられる。

## 6. まとめ

本研究では、マルチピンホール SPECT 装置において、深層学習を用いてオーバーラップ投影画像を分離する方法を提案した。シミュレーションの結果、オーバーラップ投影画像を分離できることを確認し、あらかじめ分離してから再構成することでオーバーラップを分離しながら再構成するよりも早く収束することを確認した。

謝辞：本研究を進めるにあたりご指導をいただきました尾川浩一教授、昭和女子大学村田一心先生、並びに研究室の皆様に感謝をいたします。

### 参考文献

- [1] N. U. Schramm, et al., "High-resolution SPECT using multipinhole collimation," IEEE Trans Nucl Sci, vol. 50, no. 3, pp. 315-320, 2003.
- [2] S. R. Meikle, et al., "An investigation of coded aperture imaging for small animal SPECT," IEEE Trans Nucl Sci, vol. 48, no. 3, pp. 816-821, 2001.
- [3] S. C. Moore, et al., "An iterative method for eliminating artifacts from multiplexed data in pinhole SPECT." Proceedings of the 13<sup>th</sup> international meeting on fully three-dimensional image reconstruction in radio-logy and nuclear medicine 2015.
- [4] S. H. Manglos, F. D. Thomas and R. B. Capone, "Attenuation compensation of cone beam SPECT images using maximum likelihood reconstruction," in IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 10, no. 1, pp. 66-73, March 1991, doi: 10.1109/4-2.75612.
- [5] A. Andreyev, M. Defrise and C. Vanhove, "Pinhole SPECT Reconstruction Using Blobs and Resolution Recovery," in IEEE Transactions on Nuclear Science, vol. 53, no. 5, pp. 2719-2728, Oct. 2006, doi: 10.1109/TNS.2006.878004.
- [6] F. P. Jansen, L. Tsukerman, L. Volokh, I. Blevis, J. W. Hugg and J. -P. Bouhnik, "Uniformity correction using non-uniform floods," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference, Knoxville, TN, USA, 2010, pp. 2314-2318, doi:10.1109/NSSMIC.2010.58-74197.