# 法政大学学術機関リポジトリ

## HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-05-10

# ファンビームSPECTにおける空間分解能の改 善

### 神谷, 涼 / KAMIYA, Ryo

(発行年 / Year) 2013-03-24 (学位授与年月日 / Date of Granted) 2013-03-24

(学位名 / Degree Name) 修士(工学)

(学位授与機関 / Degree Grantor) 法政大学 (Hosei University) P377.5 M34 2012-27

## 平成24年度 (2012)

### 修士論文

# ファンビームSPECTにおける 空間分解能の改善

Improvement of the spatial resolution in a fanbeam SPECT

## 指導教授

### 尾 川 浩 一 教授

法政大学大学院 工学研究科 情報電子工学専攻11R4124 神谷涼(カミヤ リョウ)

2013, 9, 01 

# 目 次

	Abstract	2
第1章	はじめに	4
第2章	SPECT 装置について	5
2.1	SPECT 装置	5
2.2	コリメータ	6
	2.2.1 パラレルビームコリメータ	6
	2.2.2 ファンビームコリメータ	7
2.3	画像劣化要因	7
第3章	提案手法	8
3.1	逐次近似法	8
	3.1.1 ML-EM(Maximum likelihood-expectation maximization)	8
	3.1.2 OS-EM(Ordered Subsets-Expectation Maximization)	9
3.2	提案手法	10
3.3	開口モデル	10
	3.3.1 開口の影響範囲	10
	3.3.2 応答関数	12
<b>第</b> 4章	シミュレーション	13
4.1	Point source	<u>13</u>
	4.1.1 シミュレーション条件	14
	4.1.2 シミュレーション結果	15
	4.1.3 空間分解能	16
4.2	Brain	17
	4.2.1 シミュレーション条件	17
	4.2.2 再構成画像 (SO=210)	19
	4.2.3 再構成画像 (SO=300)	24
	4.2.4 MSE	29
第5章	実験	30
5.1	実験条件....................................	30
5.2	再構成画像	31
第6章	考察	<b>34</b>
6.1	提案手法について	34
6.2	シミュレーションについて	34
		~ ~

	6.2.2	Brain ファントム		35
6.3	実験の	D考察		35
	6.3.1	ガンマカメラ		35
	6.3.2	投影データ		35
	6.3.3	再構成画像		36
第7章	結論			37
	謝辞			38
	**	++p		
	<b>梦</b> 考X	く 照入 こうしょう しょうしょう しょう		39

# Abstract

A fanbeam collimator is sometimes used in the single photon emission CT (SPECT) system to improve the spatial resolution of a reconstructed image. This collimator introduces an aperture effect as well as a parallel-hole collimator, however the distortion is not so much compared with the parallel hole collimator. As a result, the aperture effect is usually ignored in clinical studies. The purpose of the study is to develop a new aperture correction method of the fanbeam collimator. In a fanbeam collimator, the effect of the collimator aperture depends on the hole position in the detector, and so we modeled the aperture effect with an asymmetric Gaussian function. We corrected the aperture effect in the process of an iterative image reconstruction with the OS-EM method, in which we calculated projection data by multiplying the ideal projection data with an asymmetric Gaussian function. To evaluate the validity of our proposed method, we used clinical data. The results showed that the spatial resolution of corrected images was much improved with the proposed method, and the validity of the proposed method was confirmed.

# 第1章 はじめに

SPECT(single photon emission CT) は特定の臓器に集積する性質を持つ放射性同位元素 (Radioisotope:RI)を人体内部に投与し、その臓器から放射されたガンマ線を人体外部にあ る検出器を用いてデータ収集を行い、その得られた投影データから人体内部の臓器の映像化 を行う方法であり、臓器の機能を診断するために利用されている。機能異常は形態異常より も早期に現れるので疾患を早期発見に役立てられている。

SPECTは投影データを収集するためにコリメータを使用する。投影データはパラレルビー ムコリメータかファンビームコリメータによって光子の飛来方向を特定する。パラレルビー ムコリメータは検出器に対してコリメータが垂直に並んでいる。一方、ファンビームコリ メータはある焦点に向かって検出器に並んでいる[1]-[4]。パラレルビームコリメータは作る のは簡単だが、開口の影響が大きい。逆にファンビームコリメータはパラレルビームに比べ、 作るのは難しいが開口の影響は少ない[2]-[4]。しかしファンビームコリメータにおいてもコ リメータ長や口径は有限の大きさであり、その開口の影響が再構成画像の空間分解能を劣化 させる。

この問題を解決するために今までFiltering法[5]-[10]、Frequency Distance Relationship(FDR) 法[11]、[12]、Iterative法[13]-[18]が提案されてきた。Filtering法は高周波成分を強調する フィルタを使用する。それ故補正法はシンプルになるが雑音も強調してしまう。FDR法は フーリエ変換を用いて周波数空間での高周波成分の強調を行うが、この手法も雑音などを 微分型のフィルタによって増幅してしまう。Iterative法は減衰、光子の散乱、コリメータ の開口の影響を再構成プログラムに組み込むことによる補正、さらに雑音による影響が少 なく正確に補正が行える。そこで私はIterative法である Maximum Likelihood Expectation Maximization(ML-EM) または Ordered Subset Expectation Maximization(OS-EM)を用い て開口の影響を補正し、空間分解能の改善を計った。

コリメータの開口の影響を考慮するために本研究ではガウス関数を用いた。ガウス関数と はあらゆる物理量の基本となる正規分布を表す。統計学や自然科学、社会科学の様々な場面 で複雑な現象を簡単に表すモデルとして用いられている。そこでこのガウス関数を用いて開 ロの影響をモデル化した。開口のモデル化にあたり、パラレルビームコリメータの開口の影 響は左右対象なのに対してファンビームコリメータの開口の影響は左右非対称である。この 左右非対称な開口の影響をモデル化するために本研究では左右どちらかの端が欠けているガ ウス関数を用いた。また各コリメータごとに開口の影響が違うのでこのことを考慮する必要 がある。しかし、それでは計算時間がとても長くなってしまうので今回はOS-EM 法を用い て投影データをサブセット化し、反復回数を減らすことで計算時間を短くした。

本研究の目的はファンビーム SPECT における開口の影響を補正し,再構成画像の空間分 解能を改善することである.本研究の有効性を示すため今までシミュレーション [24],[25] と実験 [26],[27] を行ってきた.今回は二次元,三次元画像を用いてのシミュレーションと 三次元データの用いての臨床実験を行ったので報告する.

# 第2章 SPECT装置について

#### 2.1 SPECT装置

SPECT 装置とは、被検体にガンマ線を放出する放射性同位元素 (RI) で標識した化合物 (放 射性医薬品) を投与し、その被検体での分布をガンマ線を検出することにより映像化する装 置である。ガンマ線を検出する検出器は大きく分けて、シンチレーション検出器と半導体検 出器の2種類がある。現在、医療現場では、一般的にシンチレーション検出器が用いられて いるため、本研究でもシンチレーション検出器を用いる。



Fig. 2.1: SPECT 装置

現在、医療現場で一般的に用いられている検出器がシンチレーション検出器であり、素子 としては主に NaI(Tl) が用いられる。この検出器の構造はコリメータ、シンチレータ、光電 子増倍管、電子回路からなっている。以下にシンチレーション検出器の構造を示す。



Fig. 2.2: シンチレーション検出器の構造

シンチレータとは、ガンマ線のエネルギーを吸収し、そのエネルギーを光子に変換する物 質のことである。シンチレータから発光した光子は光電子増倍管によって何倍にも増幅され 電気信号に変換され、電子信号で測定される。この検出器はシンチレータ成分中の原子番号 が大きく、密度も高いのでガンマ線の検出効率が高い。また、人体の横幅にあたる 50cm 程 度の大きな有効視野を持つことができるという利点がある。

#### 2.2 コリメータ

コリメータはガンマ線の飛来方向を特定し、それ以外の方向から飛来するガンマ線を遮断 するために不可欠である。以下に二つのコリメータを示す。

#### 2.2.1 パラレルビームコリメータ

パラレルビームコリメータはコリメータが検出器に対して垂直に並んでいる。以下の図に パラレルホールコリメータのジオメトリを示す。



Fig. 2.3: パラレルホールコリメータ

パラレルビームコリメータはコリメータが全て同じ角度を持っているので開口の応答関数 をモデル化しやすい。しかしファンビームコリメータに比べて開口の影響が大きい。

#### 2.2.2 ファンビームコリメータ

ファンビームコリメータはコリメータが検出器に対してある焦点に向かって並んでいる。 以下にファンビームコリメータのジオメトリを示す。



Fig. 2.4: ファンビームコリメータ

ファンビームコリメータはパラレルビームコリメータに比べて開口の影響が少ないがコリメータの角度がそれぞれ違うのでこのことを考慮する必要がある。

#### 2.3 画像劣化要因

コリメータを用いて光子の飛来方向を特定する際、理想投影領域と実際の投影領域には ギャップが生じる。そのギャップを図式化した図を以下に示す。



Fig. 2.5: 理想投影領域と実際の投影領域

このコリメータの孔の開口角による理想投影領域と実際の投影領域のギャップが再構成画像の空間分解能を低下させる。

# 第3章 提案手法

本研究では逐次近似法を用いた補正法を提案する。

#### 3.1 逐次近似法

逐次近似法とは、与えられた投影データの元となった RI 分布を確率論的に最も確からしい ように推定する方法である。計算量が多く膨大な時間がかかるため実用的ではなかったが、 近年の計算機の性能の向上により実用化が期待されている。またデータ収集時に起こる様々 な物理現象をアルゴリズム内に組み込むことが可能である。以下に逐次近似法を二つ示す。

#### 3.1.1 ML-EM(Maximum likelihood-expectation maximization)

最尤 (Maximum Likelihood) 推定による画像再構成では、任意の画像  $\lambda$  が与えられたとき に、投影データ Y が得られる条件付き確率  $g(Y|\lambda)$  を最大にするように画像  $\lambda$  を推定し、確 率的に最も確からしい画像を得る。

ML-EM とは、全投影方向のデータから画像に修正を加えて画像を再構成する。ML-EM は測定系で起こり得る物理現象を組み込むことによって様々な補正が可能であるという利点 がある。以下に ML-EM の再構成式を示す。

$$\lambda_j^{n+1} = \frac{\lambda_j^n}{\sum_{i \in J_j} c_{ij}} \sum_{i \in J_j} \frac{c_{ij} P_i}{R_i^n}$$
(3.1)

$$R_i^n = \sum_{k \in I_i} c_{ij} \lambda_j^n \tag{3.2}$$

i	検出器の index(i=0,,I) pixel
j	画素の index(j=0,,J)
θ	投影角
$\lambda_i$	i番目の画素の画素値
$P_i$	i番目の検出器で測定される実測投影データ
$R_i$	i番目の検出器で計算より求める推定投影データ
$c_{ij}$	j番目の画素から放出された光子がi番目の検出器で検出される確率
$I_i$	i番目の投影経路に関わる画素の集合
$J_j$	j番目の画素に関わる投影経路の集合
N	投影経路数 (画素サイズ N×N)

Table 3.1: 記号の定義

以下にアルゴリズムを示す。

- 1. 検出確率の計算。
- 2. 実測投影データを基に、画素の平均値を求め、初期推定画像を作成。
- 3. 推定画像から推定投影データを得る。
- 4. 実測投影データと3、で得た推定投影データとの比(P/R)を求め、検出確率を乗算したものを足し合わせる。
- 5.4、で得た推定値に推定画像を乗算し、検出確率の総和で割る。

6.3に戻る。

#### **3.1.2** OS-EM(Ordered Subsets-Expectation Maximization)

OS-EMはML-EMをサブセット化したものである。ML-EMでは全投影データを一度に用いて、全方向の同時確率が最大となるように画像を修正したが、OS-EMでは投影データをサブセットに分割することにより、特定複数方向の同時確率が最大となるように画素値を修正する。全方向のデータを一度に用いるML-EMに比べ、各投影の情報を効率よく活かすことができるので計算時間を短縮することができる。以下にOS-EMの再構成の式を示す。

$$\lambda_{j}^{(n,m+1)} = \frac{\lambda_{j}^{(n,m)}}{\sum_{i \in S_{m}}^{h} c_{ij}} \sum_{i \in S_{m}}^{h} \frac{c_{ij} P_{i}}{R_{i}^{(n,m)}}$$
(3.3)

$$\lambda_j^{(n+1,0)} = \lambda_j^{(n,M)} \tag{3.4}$$

ここで、m はサブセット番号、 $S_m$  はサブセットm に含まれる投影の集合、 $i \epsilon S_m$  はサブ セット毎の投影経路 i とする。また M をサブセット数とすると m=M となったとき n=n+1 とする。すなわち全サブセットについての計算が終了したところで反復回数1回とする。以 下にアルゴリズムを示す。

- 1. 検出確率の計算。
- 2. 実測投影データを基に、画素の平均値を求め、初期推定画像を作成。
- 3. (n,m) 回目の推定画像からサブセット番号 m に属する投影経路に置ける推定投影デー タを得る。
- 4. サブセット番号mに属する投影経路における実測投影データと3、で得た推定投影デー タとの比(P/R)を求め、検出確率を乗算したものを足し合わせる。
- 5.4、で得た推定値に推定画像を乗算し、検出確率の総和で割る
- 6. 5をサブセット番号 m における検出確率の総和  $\sum_{i \in S_m}^h$  で割ったものを次の推定画像と する。
- 7. m= (サブセット数)ならば反復回数1回(n+1,0)とし3に戻る。そうでなければm番 目のサブセット終了としそのまま3に戻る。

### 3.2 提案手法

我々は逐次近似法での推定投影データ作成時に開口の影響を考慮することにより補正を 行った。

$$R_i^n = \sum_{j \in I_i} \sum_{a \in A_d} W_{i(j+a)} \mathcal{C}_{i(j+a)} \lambda_{j+a}^n$$
(3.5)

ここで  $R_n^i$  は推定投影データ、 $W_{i(j+a)}$  は開口の重み、 $c_{i(j+a)}$  は検出確率、 $\lambda_{j+a}^n$  は推定画像 である。ここに提案手法の概略図を以下に示す。



Fig. 3.1: 提案手法の概略図

ここでAdは開口の影響範囲である。

### 3.3 開口モデル

開口の影響を推定投影データに組み込むには開口の影響をモデル化する必要がある。

#### 3.3.1 開口の影響範囲

パラレルビームの開口の影響は左右対称なのに対して、ファンビームの開口の影響は左右 非対称である。以下にそのジオメトリーを示す。

コリメータの開口角 $\theta_{in}$ 、 $\theta_{out}$ がそれぞれ違うのでコリメータごとに開口角を求める必要がある。

$$\theta_{in} = \tan^{-1}(\frac{k}{l_{in}}) \tag{3.6}$$

$$l_{in} = under - \frac{k}{\tan \theta_{s+0.5}} \tag{3.7}$$



Fig. 3.2: 開口の影響

$$\theta_{out} = \tan^{-1}(\frac{k}{under + l_{out}}) \tag{3.8}$$

$$l_{out} = \frac{\kappa}{\tan \theta_{s-0.5}} \tag{3.9}$$

最終的な開口の影響の範囲  $-l'_{in} \sim l'_{out}$ は以下の式で求めることができる。

$$l_{in}' = \frac{d}{\tan \theta_{in}'} \tag{3.10}$$

$$\theta_{in}' = \theta_{in} + \alpha \tag{3.11}$$

$$l'_{out} = \frac{d}{\tan \theta'_{out}} \tag{3.12}$$

$$\theta_{out}' = \theta_{out} - \alpha \tag{3.13}$$

#### 3.3.2 応答関数

開口の応答関数にはガウス関数を用いる。以下にガウス関数の式を示す。

$$g(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} \exp(-\frac{x^2}{2\sigma^2}) \tag{3.14}$$

本来ガウス関数は左右対称だが本研究では開口の影響を考慮する為に左右のどちらかが欠けているガウス関数を用いた。最終的なモデル化の式は以下のようになっている。

$$W_{sum} = \sum_{i} W_i \tag{3.15}$$

$$P_{(a,pj)} = \sum_{i \in G} \frac{SP_i \times W_i}{W_{sum}}$$
(3.16)



Fig. 3.3: 開口の重み付け

ここでWはガウス関数の重み、SPはサンプルポイントの値である。上図でのモデル化の 式は以下のようになる。

$$W_{sum} = \sum_{i=1}^{7} W_i$$
 (3.17)

$$P_{(a,pj)} = \sum_{i=2}^{7} \frac{SP_i \times W_i}{W_{sum}}$$
(3.18)

# 第4章 シミュレーション

#### 4.1 Point source

我々の提案手法が再構成画像の空間分解能をどの程度あげることができるかシミュレー ションを用いて評価する。シミュレーションには以下の画像を使用する。



Fig. 4.1: 原画像

原画像は上図のように中心から横、縦、斜めにそれぞれ 0cm、2cm、4cm、6cm、8cm ず つ離した 1mm 四方の点を配置した。この原画像を使用してシミュレーションを行い、点が 補正なしと補正ありでどの程度収束するかを full width at half maximum (FWHM)を用い て評価する。

### 4.1.1 シミュレーション条件

)

以下にシュミレーション条件を示す。

ファ

Table 4.1: シミュレーション条件		
ントム	Point source	
像サイズ (pixel)	256x256	

原画像サイズ (pixel)	$256 \times 256$
原画像ピクセルサイズ (mm)	1.0
投影数	90(4度間隔)
再構成法	OS-EM法(反復5回)
subset	15
SO(mm)	265.0
OD(mm)	132.0
コリメータ厚 (mm)	40.0
セプタ厚 (mm)	0.2
孔径	1.45

SO は回転中心から焦点までの距離、OD は回転中心から検出器までの距離である。以下 に検出器のジオメトリを示す。



Fig. 4.2: ジオメトリ

#### 4.1.2 シミュレーション結果

以下に再構成画像(横)を示す。



Fig. 4.3: 再構成画像(横)(左:補正なし、中央:補正あり、右:プロファイル)

以下に再構成画像(縦)を示す。



Fig. 4.4: 再構成画像(縦)(左:補正なし、中央:補正あり、右:プロファイル)



Fig. 4.5: 再構成画像 (斜め) (左:補正なし、中央:補正あり、右: プロファイル)

#### 4.1.3 空間分解能

それぞれの再構成画像の各点のFWHMを用いて評価する。FWHM算出方法を以下に示す。

- 1. 各点ごとに半径方向と半径方向に対して垂直にプロファイルをとる。
- 2. そのプロファイルから最小二乗法を用いて FWHM を算出
- 3. Position ごとにその FWHM の平均を出して最終的な FWHM を決定。

以下にそれぞれの FWHM を示す。





#### Brain 4.2

次に Brain ファントムを用いたシミュレーションを行なった。

#### 4.2.1 シミュレーション条件

以下にシミュレーション条件を示す。

Table 4.2: シミュレーション条件		
ファントム	Brain ファントム	
原画像サイズ (pixel)	128x128x128	
投影数	60(6度間隔)	
再構成法	OS-EM法(反復10回)	
subset	10	
SO(mm)	210.0, 300.0	
OD(mm)	132.0	
コリメータ厚 (mm)	40.0	
セプタ厚 (mm)	0.25	
孔径 (mm)	1.8	



Fig. 4.7: ジオメトリ



Fig. 4.8: 原画像 (# 44,# 54)



Fig. 4.9: 原画像 (# 64,# 74)



Fig. 4.10: 原画像 (# 84)

ここで brain ファントムの長径を 162mm とする。

#### 4.2.2 再構成画像 (SO=210)

以下に各スライス画像ごとの再構成画像、差分画像、プロファイルを示す。



Fig. 4.11: 再構成画像# 44(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.12: 差分画像# 44(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.13: プロファイル# 44



Fig. 4.14: 再構成画像# 54(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.15: 差分画像# 54(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.16: プロファイル# 54



Fig. 4.17: 再構成画像# 64(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.18: 差分画像# 64(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.19: プロファイル# 64



Fig. 4.20: 再構成画像# 74(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.21: 差分画像# 74(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.22: プロファイル#74



Fig. 4.23: 再構成画像# 84(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.24: 差分画像# 84(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.25: プロファイル# 84

### 4.2.3 再構成画像 (SO=300)

以下に各スライス画像ごとの再構成画像、差分画像、プロファイルを示す。



Fig. 4.26: 再構成画像# 44(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.27: 差分画像# 44(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.28: プロファイル# 44



Fig. 4.29: 再構成画像# 54(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.30: 差分画像# 54(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.31: プロファイル# 54



Fig. 4.32: 再構成画像# 64(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.33: 差分画像# 64(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.34: プロファイル# 64



Fig. 4.35: 再構成画像# 74(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.36: 差分画像# 74(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.37: プロファイル# 74



Fig. 4.38: 再構成画像# 84(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.39: 差分画像# 84(左:補正なし、右:補正あり)



Fig. 4.40: プロファイル# 84

#### 4.2.4 MSE

シミュレーションで得た再構成画像の各スライスごとの Mean squared error(MSE)を算出 する。以下に MSE の式を示す。

$$MSE = \frac{1}{N \times N} \sum_{i=0}^{N} \sum_{j=0}^{N} (f(i,j) - g(i,j))^2$$
(4.1)

ここで f(i,j) は原画像、g(i,j) は再構成画像である。以下に MSE を示す。



Fig. 4.41: MSE(上:SO=210, 下:SO=300)

# 第5章 実験

### 5.1 実験条件

本研究の有効性を示すために臨床実験を行った。以下に実験条件を示す。

Table 5.1. 天欧木门		
データ収集時間 (min)	20	
再構成画像ピクセルサイズ (mm)	1.72	
投影数	90(4度間隔)	
再構成法	OS-EM 法 (反復5回)	
subset	15	
SO(mm)	265.0	
OD(mm)	132.0	
コリメータ厚 (mm)	40.0	
セプタ厚 (mm)	0.2	
孔径 (mm)	1.45	
ガンマカメラ	GCA9300-A	
	(Toshiba Medical systems, Japan)	

Table 5.1: 実験条件

SO は回転中心から焦点までの距離、OD は回転中心から検出器までの距離である。 以下に GCA9300-A 示す。



Fig. 5.1: GCA9300-A

以下に検出器のジオメトリを示す。



Fig. 5.2: ジオメトリ

### 5.2 再構成画像

以下に各スライス画像ごとの再構成画像、プロファイルを示す。



Fig. 5.3: 再構成画像# 44(左:補正なし、中央:補正あり、右:プロファイル)



Fig. 5.4: 再構成画像# 54(左:補正なし、中央:補正あり、右:プロファイル)



Fig. 5.5: 再構成画像# 64(左:補正なし、中央:補正あり、右:プロファイル)



Fig. 5.6: 再構成画像# 74(左:補正なし、中央:補正あり、右:プロファイル)



Fig. 5.7: 再構成画像# 84(左:補正なし、中央:補正あり、右:プロファイル)



Fig. 5.8: 再構成画像# 94(左:補正なし、中央:補正あり、右:プロファイル)



Fig. 5.9: 再構成画像# 104(左:補正なし、中央:補正あり、右:プロファイル)

# 第6章 考察

### 6.1 提案手法について

本研究では逐次近似法に開ロモデルを組み込むことにより空間分解能の改善を行った。従 来の開口の影響を組み込んでの補正法としてファンビームの投影データを擬似的にパラレル ビームに変換し、パラレルビームの開ロモデルを組み込んで補正するファンパラ変換がある [17]、[19]、[24]。この方法はパラレルビームの開ロモデルで補正を行えるがファンビームデー タをパラレルビームデータに変換する際に補間処理をする必要がありこの処理が再構成画像 の空間分解能を低下させる。[27]ではファンパラ変換を用いた再構成画像とファンビームを 直接再構成した画像を比較した。その結果ファンパラ変換を用いた再構成画像は補正の有無 による空間分解能は変化はなく、ファンパラ変換よりも直接ファンビームデータを使用する 方が空間分解能は向上することがわかった。しかしここで注意しなければいけないのはこの 結論は逐次近似法を用いた場合だということである。[19]では再構成法としてFBPを用い た場合の比較結果が書かれている。この中ではファンパラ変換とファンビームを直接再構成 した再構成画像の空間分解能は変わらなかったと書かれている。以上のことから臨床現場で は用途と目的に合わせて適切な再構成法と投影データを決める必要がある。

ファンビーム SPECT における開口モデルは 2012 年にファンビームコリメータを仮想的 にパラレルビームコリメータに置き換えてモデル化する手法 [20] が提案されている。この 手法と我々の提案手法の最大の違いは応答関数が左右対称か左右どちらかが欠けているガウ ス関数を使っているかである。しかし [20] の手法の場合、仮想的にモデル化しているため正 確ではないと言える。一方、我々の提案手法は左右どちらかが欠けているガウス関数を使用 するため、プログラムの処理時間がかかってしまった。そこで本研究では逐次近似法の中で OS-EM 法を用いて時間短縮した。しかしそれでもプログラムの処理には 2 時間ほど掛かっ てしまった。二次元画像の場合 2 分で終わるが、三次元画像の場合焦点を持つ水平方向の開 口の影響範囲とパラレルビームと同じ垂直方向の開口の影響を考慮しなければならないから である。

### 6.2 シミュレーションについて

#### 6.2.1 空間分解能

次にファンビーム SPECT における空間分解能について考察する。今回はシミュレーショ ンにより、我々の提案手法がどの程度空間分解能を改善できるかを定量評価した。補正なし の場合、空間分解能はコリメータの位置や角度に依存してしまう。例えば Fig. 4.6 を見てみ ると中心にある点と中心から一番離れている点は約 2mm も違う。また水平方向と垂直方向 の空間分解能も違っている。それに対し我々の提案手法で補正した場合、Fig. 4.6 から空間 分解能はコリメータの位置や角度に依存していないことがわかる。また空間分解能も補正な しに比べ、2 倍から 4 倍向上した。

#### 6.2.2 Brain ファントム

再構成画像を比べると提案手法の方エッジ部分も強く出ており、より原画像に近いことが わかる。差分画像を見ると提案手法の方が差分が出ている部分が少ない。またプロファイル をみるとエッジ部分が補正なしに比べて原画像に近い値となっており我々の研究の有効性が わかる。

Fig. 4.41 に各スライスごとの MSE を示した。補正なしと提案手法を比べるとほとんど のスライス画像に対して提案手法のほうが MSE が下がっており、精度がよいことがわかる。 焦点距離の違いに関しては上図から見てもわかるようにあまり差は出なかった。

#### 6.3 実験の考察

#### 6.3.1 ガンマカメラ

今回 GCA9300-A ガンマカメラ (Toshiba Medical systems, Japan)を使用した臨床実験を 行った。このガンマカメラを使った実験は他に 1993 年に Filtering 法を用いた手法が提案さ れている [19]。この手法では空間分解能は改善されたが雑音を強調されてしまっている。

#### 6.3.2 投影データ

臨床データを処理する際に注意する点がある。それはコリメータの孔の大きさと投影デー タの pixel サイズが違うことである。



Fig. 6.1: 投影データとコリメータの違い

開口の影響は各コリメータごとにモデル化しているため各コリメータの RI 分布が必要で ある。そこで今回は投影データをコリメータに合わせる方法とコリメータを投影データに合 わせる二つの方法を考えた。投影データをコリメータに合わせる方法としてはコリメータの 孔の中心位置で双線形補間を行い RI 分布を決定する (下図参照)。



Fig. 6.2: 投影データを変形

コリメータを投影データに合わせる方法としては投影データに合わせて仮想コリメータを 設置する。pixelとコリメータの底辺の孔の大きさを合わせるのでその分セプタ厚やコリメー タ長も変わってくる。



Fig. 6.3: 仮想コリメータ

投影データの pixel 数が少ない場合 (128pixel) 仮想コリメータの方が精度が上がった。しか し今回の 256pixel データの場合、どちらも空間分解能は変わらなかった。これは投影データ の pixel サイズとコリメータの孔があまり変わらなかったのが理由である。今回の場合、で きるだけ条件を変えたくなかったので投影データを変形した方を使用した。

#### 6.3.3 再構成画像

我々の提案手法で再構成した画像をみると補正なしに比べエッジ部分が明確に再構成され ている。プロファイルを見ても補正なしより我々の提案手法のほうがエッジ部分が強調され ている。以上から臨床データにおいても我々の提案手法が有効だと言うことがわかる。

# 第7章 結論

今回私は臨床データを用いて提案手法の有効性を示した。その結果ファンビーム SPECT における開口の影響を考慮した補正法を適用することで、再構成画像の空間分解能が向上す ることが明らかとなった。しかしプログラム処理時間が長くなってしまったので実用化には GPU を用いた処理が必要になってくると考えられる。

謝辞

本研究にあたり、全般に渡りご指導を頂きました尾川浩一教授、様々な面でお世話になった尾川研究室の方々に深く感謝いたします。

# 参考文献

- Benjamin M.W. Tsui, Grant T. Gullberg, Eric R. Edgerton, David R. Gilland, J. Randolph Perry, and William H. McCartney: "Design and Clinical Utility of a Fan Beam Collimator for SPECT Imaging of the Head," J Nucl Med 27:810-819, 1986.
- [2] Ronald J. Jaszczak, Lee-Tzuu Chang and Paul H. Murphy : "single photon emission computed tomography using multi-slice fan beam collimators," IEEE Transactions onl Nuclear Science, Vol. NS-26, No. I, Februa ry 1979.
- [3] B.M.W. Tsui1y, D.P. Lewis and J. Lil, Department of Biomedical Engineering and Department of Radiology The University of North Carolina at Chapel Hill : "Detection Efficiencies of Parallel, Fan and Cone Beam Collimators for Source Distributions in an Attenuating Medium," IEEE Conf Rec Nucl Sci Symp Med Imag Conf Vol 3 1145-1149, 1994.
- [4] Pierre V era, Olivier de Dreuille, Bernard Bendriem, Member, IEEE, Isabelle Gardin, Jean Louis Sti evenart, Jean Fran, cois Menard, Christian Pare, Michel Bourguignon, Bernard Bok, and Andre Syrota : "Advantage of Fan Beam Collimators for Contrast Recovery of Hyperfixation in Clinical SPECT," IEEE transactions on nuclear science, VOL. 44, NO. 1, FEBRUARY 1997.
- [5] M. Lyra and A Ploussi : "Filtering in SPECT Image Reconstruction," Hindawi Publishing Corporation International Journal of Biomedical Imaging Volume 2011, Article ID 693795, 14 pages.
- [6] G. T. Gullberg and G. L. Zeng, Department of Radiology, University of Utah, Salt Lake City, Utah 84132 : "backprojection filtering for variable orbit fan beam tomography," 1994 IEEE Conference Record 1945-7 vol.4.
- [7] Hon, T.C; Rangayyan, R.M; Hahn, L.J.; Kloiber, R : "Restoration of gamma camerabased nuclear medicine images," IEEE Transactions on Medical Imaging , vol. 8 , no. 4 , p. 354-63.
- [8] Michael A. King, PaulW. Doherty, Ronald B. Schwinger, David A. Jacobs, Robert E. Kidder, and Tom R. Miller : "FastCount-DependeDntigitalFilteringof NuclearMedici-neImagesC: oncise Communication," J NuclMed 24:1039a. "1014958,3.
- [9] Mark T. Madsen and Chan H. Park : "Enhancementof SPECT Images by FourierFilteringthe Projection Image Set," J NuclMed26:395 " 40129,85.
- [10] G. K. Gregorioul, B.M.W. Tsuil and G.T. Gullberg : "Evaluation of the Effect of Reconstructed Image Pixel Size on Defect Detectability in TI-201 Fan-Beam SPECT by an Observer Performance Study," 1994 IEEE Conference Record 1907-11 vol.4.

- [11] Weishi Xia, Member, IEEE, Robert M. Lewitt, Senior Member, IEEE, and Paul R. Edholm: "Fourier correction for spatially variant collimator blurring in SPECT," IEEE transactions on medical imaging, vol. 14, no. i. march 1995.
- [12] P. H. Pretorius, Member, IEEE, M. A. King, Senior Member, IEEE, S. J. Glick, Member, IEEE, T.-S. Pan, Member, IEEE, and D.-S. Luo: "Reducing the Effect of Nonstationary Resolution on Activity Quantitation with the Frequency Distance Relationship in SPECT," IEEE transactions on nuclear science, vol. 43, no. 6, december 1996.
- [13] Koichi Ogawa, Haruto Katsu : "Iterative correction method for shift-variant blurring caused by collimator aperture in SPECT," Annals of Nuclear Medicine March 1996, Volume 10, Issue 1, pp 33-40.
- [14] Weishi Xia and Robert M. Lewitt: "Iterative Correction for Spatial Collimator Blurring in SPECT," Conf Rec 1990 IEEE Nucl Sci Symp Incl Sess Nucl Power Syst Med Imaging Conf Vol 2 :1158-1162.
- [15] H. Malcolm Hudson and Richard S. Larkin : "Accelerated Image Reconstruction Using Ordered Subsets of Projection Data," EE TRANSMXIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL. 13, NO. 4, DECEMBER 1994.
- [16] Takashi YOKOI, Hiroyuki SHINOHARA and Hideo ONISH: "Performance evaluation of OSEM reconstruction algorithm incorporating three-dimensional distance-dependent resolution compensation for brain SPECT: A simulation study," Annals of Nuclear Medicine Vol. 16, No. 1, 11-18, 2002.
- [17] Deborah Pareto, Albert Cot, Javier Pavia, Carles Falcon, Ignacio Juvells, Francisco Lomena, Domenec Ros: "Iterative reconstruction with correction of the spatially variant fan-beam collimator response in neurotransmission SPET imaging," European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Vol. 30, No. 10, October 2003.
- [18] Tianfang Li, Junhai Wen, Guoping Han, Hongbing Lu, and Zhengrong Liang : "Evaluation of an efficient compensation method for quantitative fan-beam brain SPECT reconstruction," IEEE transactions on medical imaging, vol. 24, no. 2, february 2005.
- [19] T. Ichihara, K. Nambu. N. Motomura : "high spatial resolution reconstruction technique for SPECT using a fan-beam collimator," IEEE transactions on nuclear science, vol. 40, no. 4, august 1993.
- [20] Andrei V. Bronnikov : "SPECT Imaging With Resolution Recovery," IEEE transactions on nuclear science, vol. 59, no. 4, august 2012.
- [21] Nobutoku MOTOMURA, Kyojiro NAMBU, Akihiro KOJIMA, Seiji TOMIGUCHI and Koichi OGAW : "Development of a collimator blurring compensation method using fine angular sampling projection data in SPECT," Annals of Nuclear Medicine Vol. 20, No. 4, 337-340, 2006.
- [22] Deborah Pareto, Javier Pavia, Carles Falcon, Ignacio Juvells, Albert Cot, Domenec Ros
  : "Characterisation of fan-beam collimators," European Journal of Nuclear Medicine
  Vol. 28, No. 2, February 2001.

- [23] Zigang Wang, Guoping Han, Tianfang Li, Member, IEEE, and Zhengrong Liang, Senior Member, IEEE: "Speedup OS-EM Image Reconstruction by PC Graphics Card Technologies for Quantitative SPECT With Varying Focal-Length Fan-Beam Collimation," IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE, VOL. 52, NO. 5, OCTO-BER 2005.
- [24] G. L. Zeng, Y.-L. Hsieh, and G. T. Gullberg : "A Rotating and Warping Projector/Backprojector for Fan-Beam and Cone-Beam Iterative Algorithm," IEEE transactions on nuclear science, vol. 41, no. 6, december 1994.
- [25] Ryo Kamiya, Koichi Ogawa: "Fanbeam SPECT における開口補正," Med. Image. Tech. , vol. 29, OP10-2, Supplement.
- [26] Ryo Kamiya, Koichi Ogawa : "Aperture correction in a fanbeam SPECT system," Proceeding of the 6th Japan-Korea Joint Meeting on Medical Physics (CD-ROM),4 pages.
- [27] Ryo Kamiya, Koichi Ogawa: "Fanbeam SPECT における開口補正 -実験データに対す る検討-," 第103回日本医学物理学会学術大会報文集(医学物理、vol.32、sup.1、p218).
- [28] Ryo Kamiya, Koichi Ogawa : "Improvement of the spatial resolution in a fanbeam SPECT," International Forum on Medical Imaging in Asia (IFMIA) Daejeon (Korea).