

# 動的ビームストップによる X 線撮影における散乱線除去に関する研究

赤塚 寛斗 指導教員：戸田 尚宏

## 1 はじめに

X 線を用いた医療画像診断において、散乱線は診断情報を汚すものとして、除去する方法が種々検討されてきた。そのために最も用いられる方法は、被写体と X 線検出器 (フィルムやフラットパネルディテクタ、以下 FPD) の間にグリッドと呼ばれるコリメータを配置するものであり、古くから利用されている [1]。

一方、近年高齢化による在宅医療や、入院患者の撮影のためにポータブル X 線装置 [2] の利用頻度が増大している。こうしたポータブル装置においては適切にグリッドを装着することが困難であるため、用いられないことが多く、診断上問題となる場合が多かった [3]。そうした中、FPD 等が高性能化、低価格化した現在、コンピュータ上のソフトウェアと、ハードウェアを併用した散乱線対策が講じられるようになり [4]、その 1 つがビームストップと呼ばれる新しい方法 [5] である。

先行研究 [6][7][8] では、FPD を中央の X 線ビームに対して垂直に設置した体系での散乱線除去は効果的であると検証されたが、実際のポータブル X 線撮影の臨床現場を想定した場合、FPD を正確に設置することは非常に困難である。しかし、X 線源およびビームストップに対して、FPD がどのような位置関係で設置されたかわかなければ散乱線を適切に除去することは出来ない。そこで、本研究では FPD の時間的に連続なデータを収集する能力を利用してビームストップの動作中の動画を取得することで、FPD の設置位置を推定し、それを元にした散乱線の除去法を提案する。

## 2 ビームストップ法

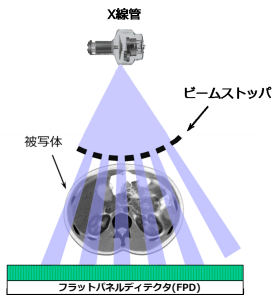


図 1 ビームストップによる撮影

ビームストップはグリッドとは設置箇所が異なり、図 1 に示したように鉛等の格子状の遮蔽物を、X 線管と被写体の間に設置する。遮蔽物を設置することによって、光子が検出器に到達する領域と到達しない領域が作られる。遮蔽されている領域には散乱線のみが到達し、遮蔽されていない領域には、直接線と散乱線の両方が到達している。ビームストップをずらし、再度照射することによって、全ての領域について、散乱線のみが到達する部分、直接線と散乱線が到達する部分を求めることが可能である。従って、直接線と散乱線が到達する領域から散乱線のみが到達する領域の X 線量を差し引くことによって、直接線のみを画像を求めることができる。

## 3 FPD の設置位置の推定

### 3.1 FPD の設置位置のパラメータ化

FPD の設置位置は、ワールド座標系  $X, Y, Z$  における FPD 4 つの端点の内の 1 点  $(x, y, z)$  とその FPD が持つローカル座標系  $a, b, c$  における各座標軸周りの回転角  $(\theta, \psi, \phi)$  によって確定する。これら 6 つを合わせて設置位置パラメータベクトル  $p$  とする。ここで、FPD は回転角  $\theta, \psi, \phi$  の順番で座標軸回転するものとする。

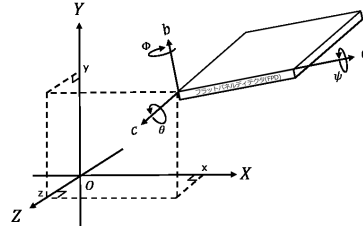


図 2 設置位置パラメータ  $p$

### 3.2 撮影データとモデルのマッチングによる設置位置の推定

ビームストップが移動し、直接線と散乱線が FPD に到達する領域 ① と散乱線のみが FPD に到達する領域 ② も時間  $t$  とともに移動する。この時撮影される動画は 3 次元データ  $N(x, y, t)$  として記録される。

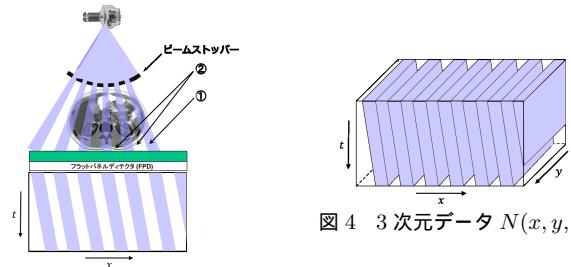


図 3  $N(x, y, t)$  取得方法

撮影において、時刻  $t$  におけるビームストップの位置及び、X 線管焦点の位置は既知であるため、設置位置  $p$  が与えられれば、モデルによって 3 次元動画における高線量領域をとそうでない領域を理論的に求めることが可能である。これを  $M(p : x, y, t)$  として撮影データ  $N(x, y, t)$  と相関係数によって比較し、最も評価が高くなる  $p$  を探索することで FPD の設置位置を推定することが出来る。

### 3.3 最適化法による設置位置 $p$ の推定

$\hat{p}$  を求めるため、本研究では、評価関数を二次形式で近似し、その最大点を解析的に求める。以下、二次形式近似法と呼ぶ。

二次形式近似を行う前段階の実験の際に、推定値が真値でない値に収束することがあった。そこで、真値付近の局所最大値の存在を考え、以外の係数を真値に設定しのみを変更した場合、図 5 のような評価関数値が得られた。この関数に対し 5 点を用いて二次形式  $\hat{f}(\theta_l) = a\theta_l^2 + b\theta_l + c$  による近似を行うことで局所最大値の影響を受けずパラメータ推定が出来ると考えた。

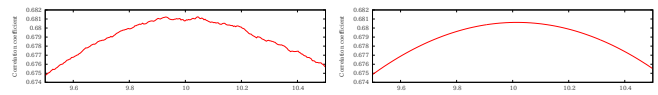


図 5 フィッティング前の評価関数 図 6 フィッティング後の評価関数

図 6 は二次形式近似の結果でありその最大値をとることで真値に近い  $\theta$  を得られることが確認できた。そこで、この方法を 6 次元領域に拡張し各軸  $n$  点のデータを用いて二次形式  $\hat{f}(x_i, y_j, z_k, \theta_l, \psi_m, \phi_n)$  で近似を行えば、すべての係数において真値に近い推定パラメータベクトルが得られると考えられる。

#### 4 散乱線画像の推定

等間隔にビームストップを設置し細かく移動させながらその都度データを取得するため、FPD の各検出器において高線量領域とそうでない領域が作り出される。図 3 では紫色の部分が高線量領域、ビームストップによって直接線を遮蔽された領域を白色の部分で示す。各領域の境界部分 (以後、境界領域) のデータは誤差の原因になると考えられるため使わないようにしている。この境界領域であることを決定する閾値は光子数 2 とし、これ以下の部位を白の遮蔽部位、2 を超える部位を紫の照射部位としている。こうすることで各検出器から散乱線推定に必要なデータのみを抽出し、平均をとることで散乱線画像を推定することが可能となる。

#### 5 数値実験

本研究で使用するシミュレーション条件を以下表 1 に示す。

表 1 実行条件

検出器数 (ピクセル数)	$0 \leq x \leq 255, 0 \leq y \leq 255$
ビームストップ分割数 $d$	16
ビームストップの個数 $b$	9
移動分割数 $m$	16
取得回数 $t_{max}$	32
水、骨の密度	1.000, 2.000 [ $g/cm^3$ ]
真の設置位置 $p^*$	(-12.0,100.0,12.0,10.0,1.0,3.0)

二次形式近似法によりパラメータベクトルの推定を行った結果を表 2 にまとめる。近似を行う際の用いる各軸のデータ点  $n=4,5,6,7$  とする。

表 2 各係数の最終推定値

係数	$n=4$	$n=5$	$n=6$	$n=7$	真値
$x$	-12.050	-12.042	-12.038	-12.000	-12.0
$y$	101.000	100.833	100.769	100.500	100.0
$z$	12.050	12.042	12.038	12.100	12.0
$\theta$	9.500	9.500	9.500	9.900	10.0
$\psi$	1.500	1.333	1.192	1.3000	1.0
$\phi$	2.900	2.958	2.962	3.100	3.0

各推定結果を用いて散乱線除去を行った際の誤差率を以下表 3 に示す。  $Error_{original}$  は  $\eta(x, y)$  と  $\gamma(x, y)$ ,  $Error$  は  $\hat{\gamma}(x, y)$  と  $\gamma(x, y)$  との平均二乗誤差である。

表 3 分割数における誤差率の推移

$n$	4	5	6	7
$Error$	1.3958	1.1053	1.0934	1.0369
$Error_{original}$	9.3587			

以上の結果から、データ点  $n$  をより多くすることで推定値がより真値に近づき、散乱線除去を行った際の誤差率も減少する傾向があることが確認された。ここで  $n=7$  の結果を用いて、散乱線除去を行った際の画像、プロフィールを以下に示す。

ここで  $\eta(x, y)$  はビームストップ用いない場合の直接線 + 散乱線の画像、 $\gamma(x, y)$  は直接線のみのものである真の画像、 $\hat{\gamma}(x, y)$  は直接線のみのものである推定画像を表している。尚、照射光子数は  $1.0 \times 10^8$ 、画像は黒化度を用いて表示する。

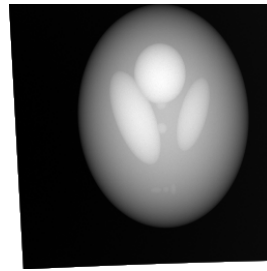


図 7  $\gamma(x, y)$

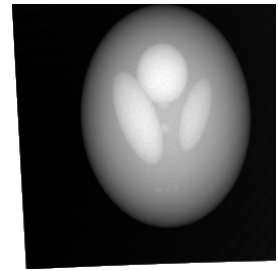


図 8  $\hat{\gamma}(x, y)$

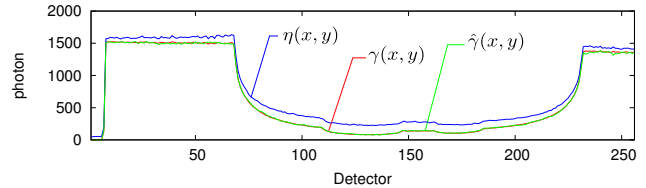


図 9 照射光子数  $1.0 \times 10^8$

#### 6 まとめ

本研究では二次形式による近似の際に各軸を  $n$  分割し、 $n^6$  通りのパラメータでシミュレーションを行い、最も評価の高くなる推定値を求めた。分割数  $n$  を増加させるごとに真値に近い係数値を求めることに成功し、散乱除去後の誤差率も 1.396[%] から 1.037[%] に減少することが確認できた。しかし、図 8 の画像上にわずかなアーティファクトを見られる問題点が生じている。これは、真のパラメータが既知のもとでの画像では発生していないことから考えるとパラメータ推定の誤差によるものだと考えられるため、今後さらに推定の精度を上げることが必要である。そこで各軸、より多くの点を用いてフィッティングを行うことで全ての係数においてより真値に近い値で最も高い評価値を得ることが出来、画像上のアーティファクトも改善されると考えられる。

#### 参考文献

- [1] 飯田昇, "X 線グリッドのやさしい理解", 日本放射線技術学会雑誌, 55(6), 529-535, 1999.
- [2] 加藤英幸, "移動型 X 線装置の放射線管理と防護 (臨床技術講座)", 日本放射線技術学会雑誌, 57(10), 1191-1198, 2001.
- [3] 川村隆浩, 内藤慧, 山田雅彦: "新規画像処理「Virtual Grid 技術」の紹介", 日本診療放射線技師会誌, Vol62, No.748, PP.62-68, 2015.
- [4] 北山彰, 荒尾信一, 田淵昭彦, 林朋子, 成廣直正, 友光達志, "新しい散乱 X 線除去法による被曝低減の試み", 川崎医療短期大学紀要 = Bulletin of Kawasaki College of Allied Health Professions(33), 37-43, 2013.
- [5] Lei Zhu, Yaoqin Xie, Jing Wang, and Lei Xing, "Scatter correction for cone-beam CT in radiation "therapy", Med.Phys.36(6), June 2009.
- [6] 川上莉奈, 戸田尚宏, "ビームストップによる X 線画像の散乱線低減効果について", 生体医工学シンポジウム, 2A-18, 2018.
- [7] 赤塚寛斗, 他, "ビームストップを用いた X 線撮影における散乱線低減効果について", 日本生体医工学会東海支部大会, P21, 2019.
- [8] 川上莉奈, 戸田尚宏, "ビームストップによる X 線撮影における散乱線除去に関する研究", 2019