# 法政大学学術機関リポジトリ HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-07-08

# 媒質同定を可能にする光子計数形CTの開発

## 小林, 透 / KOBAYASHI, Toru

(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 2012-32

## 平成24年度 (2012年度)

## 修士論文

# 媒質同定を可能にする光子計数形CTの開発

Development of a Photon Counting X-ray CT System for the Material Identification

## 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 11R4129 小林 透

目 次 2013, 9, 01 2 Abstract 第1章 はじめに 4 第2章 実験器具 6 2.1X線管 6 2.2 7 7 2.2.12.2.27 第3章 方法 10収集データ補正アルゴリズム 3.110 均一化補正 3.1.1 13デッドピクセル補間 3.1.214 3.1.3 15投影データ処理 3.1.415リングアーチファクト除去..... 3.1.516 17 3.1.618 3.2理論値の算出 193.3 3.4 CT 值 19193.5 3.5.1193.5.220シミュレーション・実験 第4章  $\mathbf{21}$ 4.1測定値と理論値の比較 21異なる濃度のエタノール水溶液を用いた実験..... 214.1.1 4.1.222 異なる管電流の条件における比較 224.1.3低カウント時のコントラストの比較..... 4.223水、アルミニウム、エタノールを用いたシミュレーション ..... 234.2.1人体の媒質を用いたシミュレーション ...... 4.2.224人体ファントムを用いたシミュレーション ...... 4.2.324エネルギー重み付けによるコントラスト強調 254.3254.4ガドリニウムを用いたシミュレーション ...... 4.4.1264.4.226異なる濃度のガドペンテト酸メグルミン水溶液を用いた比較 .... 4.4.3 27

	4.5	生体組織に近い媒質を用いた比較........................	28
		4.5.1 ゼラチンを用いた実験	28
		4.5.2 肉片を用いた実験	28
第	5章	結果	29
	5.1	測定値と理論値の比較	29
		5.1.1 異なる濃度のエタノール水溶液を用いた比較	29
		5.1.2 複数の金属を用いた比較	30
		5.1.3 異なる管電流の条件における比較	32
	5.2	低カウント時のコントラストの比較	34
		5.2.1 水, アルミニウム, エタノールを用いたシミュレーション	34
		5.2.2 人体の媒質を用いたシミュレーション	36
		5.2.3 人体ファントムを用いたシミュレーション	39
	5.3	エネルギー重み付けによるコントラスト強調	40
	5.4	K-edge を利用した媒質分離	41
	0.1	1. odgo これがした水気の和1	41
		5.4.1 ストノーション 5.4.2 金を用いたシミュレーション	41
		54.3 卑たる濃度のガドペンテト酸メグルミン水溶液を用いた比較と分離	42
	55	生体組織を用いた比較	12
	0.0	エ 体 組 報 (2 用 い / C 比 報 ) · · · · · · · · · · · · · · · · · ·	44
		5.5.1 Cノノンで用V/C天歌	44
		5.5.2 内方 在用 7 之关职	40
第	6 章	考察	47
-15	6.1	測定値と理論値の比較	47
	6.2	低カウント時のコントラストの比較	47
	6.3	エネルギー重み付けによるコントラスト強調	48
	6.4	K-edge を利用した姫皙分離	48
	6.5	化-cuge ともうがして 深気の 福 ···································	18
	0.0		10
第	7章	まとめ	<b>49</b>
		謝辞	50
		<u> </u>	51
		発表論文	53
	A3 .		F 4
1寸	<b></b> 承A		54
	A.1	CT值	54
	A.2	スモールビクセルエフェクト	54

## Abstract

The purpose of our research is to develop a photon counting X-ray CT system for the material identification. We developed a new CdTe detector that was able to measure x-rays with the count rate of 107 counts/sec/mm<sup>2</sup> with four energy windows. The size of a CdTe detector module was  $8 \times 8 \text{ mm}^2$ , and that of a pixel was  $0.2 \times 0.2 \text{ mm}^2$ . The thickness of the detector was 1 mm. The active area of our detector was  $8 \times 144 \text{ mm}^2$ . We evaluated the performance of the photon counting CT images in terms of the accuracy of reconstructed linear attenuation coefficients. In addition, we compared these reconstructed images with those acquired with the energy integration detector with the CdTe semiconductor detector. And we also show the advantages of a photon counting CT system in terms of the enhancement of contrast and the noise reduction. To show these advantages, we conducted some experiments and simulations. The results were shown that our detector could reconstruct linear attenuation coefficients with the error ratio of less than 3 % compared with the theoretical value. And the photon counting CT system has greater contrast and better image quality than the energy integrated one. The photon counting CT system can reduce the dose and use for material identification.

## 第1章 はじめに

現在の医療現場において、CT(computed tomography)を用いた画像診断は欠かせない ものとなっている.中でもX線CTは透過型CTと呼ばれ、被検体に外部からX線を照射し 通過したX線を対面に置いた検出器で観測を行っている.この観測を複数方向から行いコン ピュータを使って処理することで、X線の吸収分布を映像化し、被検体の内部構造を断層画 像として視覚的に把握することができる.これは苦痛がほとんど無く短い検査時間で情報が 得られるため、病巣の早期発見や治療、診断などにおいて大いに役立つ.また、物体を開く ことなくその中身を見ることができるため、非破壊検査への応用も進められている.

X線CTに用いられるX線はその発生方法から様々なエネルギーを含んでいる.現在一般的に使用されているX線CTでは検出したX線光子のエネルギーの積分値が検出結果となる.これはエネルギー積分型CTと呼ばれ、様々なエネルギーのX線が検出される.この中には低エネルギーのX線光子も含まれ、ビームハードニングの影響を受けることになる. ビームハードニングとはX線が物体を透過する際に、その透過距離が長くなるにつれて低エネルギーの光子の寄与が小さくなるものである.低エネルギーの光子は、吸収の影響が受けやすく透過距離が長くなるにつれて高エネルギーの光子の割合が大きくなってしまうのである.また、従来の検出器にはX線の蛍光作用を使用したシンチレーション形が存在する.これは検出したX線を一度蛍光へ変換し、この蛍光をさらに光電子に変換して光電子増倍管で増幅した光電子を検出するシステムである.このシンチレーション形は装置が大型になり、エネルギーの分解能も低い.

これに対し、近年注目されているのが半導体検出器である.この検出器では、X線が半導体内で相互作用を起こして電子と正孔に別れ、それぞれが電極に引きつけられた時に回路に流れる電流の大きさよって検出されるX線光子のエネルギーが決まる.そのため光電子増倍管などが必要なく、シンチレーション形よりも小型化が可能で、エネルギー分解能も高い.また、光子の検出をシンチレーション形よりも高速に行えるという特徴があり、一度に大量の放射線を照射するX線CTに有効である.半導体検出器の中には、流れる電流の大きさに対してしきい値を設定することで、検出するX線光子のエネルギーをある範囲に限定できる物がある.これは光子計数型検出器と呼ばれる.エネルギーbinに分けることにより、低エネルギーの情報のみを取り出すことができる.低エネルギーのX線光子は物体を透過する際に減衰しやすいため、物体の厚さに対するコントラストが高エネルギーよりも付く.これによりコントラスト強調が可能になる.また、ビームハードニングの影響を受ける低エネルギーをカットすることによりその影響を低減できる.

現在,様々な期間が光子計数形検出器の開発を行なっている.また,製品化もされており PID350 (Ajat Oy Ltd, Finland)を使用した研究も世界で行われている.この検出器は、半 導体に厚さ 0.75 mm から 2.0 mm の CdTe または CdZnTe を使用し、ピクセルサイズは 350  $\mu$ m で有効視野が 44.8×44.8 mm<sup>2</sup> の Flat Panel Detector である.また、4 つのエネルギー範 囲を設定することが可能で 40 keV から 200 keV のダイナミックレンジを持つ.

画像工学研究室では株式会社テレシステムズと新たに光子計数形検出器を共同開発した. 本研究ではこの新たに開発した光子計数形検出器の性能評価を行った.また,新たに開発した検出器を用いて光子計数形 CT システムの有効性について検証した.検出器の性能評価は, CT 画像から得られた媒質の減衰係数の測定値と計算により求めた理論値との比較を行い, 減衰係数の精度を評価した.有効性の検証は,エネルギー bin ごとに得られた4つのCT 画 像を用いてエネルギー重みづけ合成画像を作成し,エネルギー積分形検出器で得られたCT 画像との比較を行った.なお,検証には実験で得られた結果とモンテカルロ法を用いた光子 輸送シミュレーションの結果を用いた.

研究の結果,原子番号が小さい媒質における減衰係数の理論値との精度は誤差数% に抑え ることができた.また,エネルギー重み付け合成を行うことでエネルギー積分型で得られた CT 画像より媒質間のコントラストを強調することができた.さらに,低線量時においては エネルギー重み付け合成を行うことでエネルギー積分形よりも雑音の影響を抑えることがで きた.

この研究により、わずかな差の違いを持つ2つの媒質に対してよりコントラストを付ける ことができ、今までのエネルギー積分型 CT では写らなかった病巣を写し出すことで早期発 見に役立てる.エネルギー重み付け合成を行うことで、低線量時に画質を改善することがで き、従来よりも患者の被曝量を抑えることができる.また、エネルギー BIN に分けることに より物体の減衰係数を複数得ることができ、媒質同定の精度を高めることができる.

# 第2章 実験器具

この章では、本研究の実験で用いた X 線管、X 線検出器の仕様を示す.

## 2.1 X線管

本研究では X 線管として TRIX-150S (Toreck, Japan)を使用した. 次の Table 2.1 にこの X 線管の仕様を示す.

焦点寸活	去大焦点	$0.6 \times 0.6 \text{ mm}$
	小焦点	$0.3 \times 0.3 \text{ mm}$
照射角		35°(円錐状)
管電圧		30~150 kV
管電流	大焦点	1.0~2.4 mA
	小焦点	0.5~1.4 mA

Table 2.1: X 線管の仕様



Fig. 2.1: TRIX-150S

### 2.2 検出器

#### 2.2.1 SCAN300F

エネルギー積分型検出器として SCAN300F(Ajat Oy Ltd, Finland)を用いた. この検出 器はピクセルサイズ 0.1mm の分解能を持ち, 25.0×6.4mm<sup>2</sup> の CdTe 検出器のモジュールを 6 個を横方向に結合した 151.0×6.4mm<sup>2</sup> の有効視野を持つ. また, 6 個のモジュールの間に は 0.2mm のギャップが存在する. このギャップは検出器本体の持つ感度補正機構により補正 され,比較的シームレスな 1510x64pixels で出力される. さらに, 5 秒に 1 度バイアス電圧を 瞬時にリセットすることで,ポーラリゼーションによる電荷収集効率の低下を防いでいる. 次の Table 2.2 にこの検出器の仕様を示す.

有効視野	$151.0 \times 6.4 \text{ mm}^2$
ピクセルサイズ	0.1 mm
検出器サイズ	$1510 \times 64$ pixels
モジュールサイズ	$250 \times 64$ pixels
モジュール数	6

Table 2.2: SCAN300Fの仕様



Fig. 2.2: SCAN300F

#### 2.2.2 Telesystems 検出器

株式会社テレシステムズと共同開発した光子計数型検出器 Telesystems 検出器(Telesystems, Japan)を用いて実験を行った.この検出器のモジュールと外装の写真を Fig. 2.3 に、検 出器の構造を Fig. 2.4 に示す.この検出器はピクセルサイズ 0.2mm の分解能を持ち、8×8mm<sup>2</sup> の CdTe 検出器のモジュールを 18 個を並べ、有効視野は 8×154mm<sup>2</sup> を持つ面検出器である. また,18個のモジュール間には0.4mmのギャップが存在する.このギャップに対する補正は 行われず,40×40pixelsのモジュールが18個の40×720pixelsで出力される.半導体に厚さ 1mmのCdTeを使用し,これをプラチナとアルミニウムの電極で挟み,鉛半田でASICに接 続されている.ポーラリゼーションの影響から,最大収集時間は20秒となっている.4つの エネルギーしきい値を設定することによりしきい値ごとの収集結果が得られる.この結果の 差分をとることにより4つのエネルギーbinを得ることができる.また,モジュールには温 度計が設置され測定中は常に温度が表示される.この温度は15°Cが測定に最適な状態とな る.次のTable 2.3とTable 2.4にこのASICと検出器の仕様を示す.

この Table 2.3 と Table 2.4 に示されるエネルギー分解能とカウントレートの測定は実験を 行って測定した.カウントレートの測定は管電流を徐々に上げてカウントの線形性を見るこ とで測定した. Fig. 2.6 に管電流に対するカウント数の関係を示す.エネルギー分解能につ いは, Am-241 と Co-57 を用いて測定を行った. Fig. 2.7 にそれぞれのエネルギースペクトル を示す.



Fig. 2.3: Telesystems 検出器



Delector consists of To module

#### Fig. 2.4: 検出器の構造

#### Table 2.3: ASIC の仕様

Pixel size	$200 \times 200 \ \mu \ m^2$	
Input charge polarity	Negative (collecting electrons)	
Energy ranges	$9 \sim 100 \text{ keV} \text{ or } 14 \sim 150 \text{ keV}$	
Shaping time	300 nsec or 500 nsec	
Pileup	1% loss at 150 kcps for 500 nsec shaping time	
RMS noise	$0.3 \sim 0.4 \text{keV}$ (not including dark current shot noise)	
Power dissipation	116~151 mW	
Number of energy ranges	4	
Counter bits(energy range)	12(bin0), 12(bin1), 11(bin2), 10(bin3)	
Threshould accuracy	Less than $\pm .5 \text{ keV}$	
Bias voltage	-500 V	

Special resolution	2.5 lp/mm	
Count rate	$10^7 \text{ counts/sec/mm}^2$	
Uniformity	About 1 $\%$ (integral and differential uniformity)	
Energy resolution	4.4  FWHM@122  keV  (measured)	
Dead pixel ratio	0.74~%	

Table 2.4: Telesystems 検出器の仕様



Fig. 2.5: 実験ジオメトリ



Fig. 2.6: カウントレート

## 第3章 方法

## 3.1 収集データ補正アルゴリズム

本研究では Fig. 3.1 に示す流れで収集データを処理し,投影データを作成した. この処理 の例として Fig. 3.2 に示す円柱のアクリルを用いて Fig. 3.3 と Table 3.1 に示す条件で実験を 行い,そのデータの処理を行った. Fig. 3.4~Fig. 3.11 にそれぞれの処理後のデータと,デー タの中央のプロファイル画像を示す. それぞれの処理については次の項から説明する.





Fig. 3.2: アクリル円柱ファントム



Fig. 3.1: データ補正フローチャート

Fig. 3.3: ジオメトリ

Table 3.1: 実	<b>淚</b> 条件
管電圧	75  kV
管電流	2.4 mA
フィルタ	Al 10 mm
収集時間	1.0  sec/view
投影数	180
再構成法	FBP
エネルギー範囲:bin0	35-44  keV
bin1	45-54  keV
bin2	55-64 $\rm keV$
bin3	65-75  keV



Fig. 3.4: 生データとプロファイル



Fig. 3.5: 均一化補正後のデータとプロファイル



Fig. 3.6: デッドピクセル補間後のデータとプロファイル



Fig. 3.7: モジュールギャップ補間後のデータとプロファイル



Fig. 3.8: 差分後のデータとプロファイル



Fig. 3.9: 投影データ処理後のデータとプロファイル



Fig. 3.10: リングアーチファクト除去後のデータとプロファイル



Fig. 3.11: ノイズ除去後のデータとプロファイル

### 3.1.1 均一化補正

検出器にはピクセルごとに感度の違いがあり、これらを補正するために感度の均一化をプ ログラム処理によって行う.均一化補正はデータ収集の前後に収集したキャリブレーション データを用いて行った.このキャリブレーションデータは収集条件と同じ条件に設定して、 X線管の直前にフラットフィールドファントムを置いて5秒程度を5セット撮影し、その平 均画像を使用した.補正の方法は、まずキャリブレーションデータの平均値を求めてピクセ ルごとにその平均値で割ることにより、画素ごとに平均値からの差の係数の画像を作成する. そして、収集したデータをこの係数の画像で割ることで、感度のばらつきを抑えた.

### 3.1.2 デッドピクセル補間

検出器には不具合により正確に測定できない画素が存在する. これはデッドピクセル (不 良画素) と呼ばれカウントが常に0になったり,異常に高い値となったりする. このデッド ピクセルは再構成を行う上で補間する必要がある.

本研究では、まずキャリブレーションデータからヒストグラムを作成し、平均値から遠い 順にデッドピクセルとする P タイル法を用いた. この時、エラー率を4% とし、平均値から 遠い順に全体の4% の画素をデットピクセルとした. 次に Fig. 3.12 に管電圧 70 kV, 管電流 1.5 mA, フィルタ Al5 mm, 収集時間 5 sec, エネルギーしきい値を40, 50, 60, 70 keV と した時のデットピクセルの分布を示す.

デットピクセルの補間法として線形補間を用いた.補間する画素の値は,デッドピクセル を除いた8近傍の画素の平均値とした. Fig. 3.13に示す画素においてグレーの部分をデッド ピクセルとし,中央の画素を補間する式を Eq. (3.1)に示す.



Fig. 3.12: デッドピクセルの分布 [上から bin0, bin1, bin2, bin3]

(i-1, j-1)	(i-1,j)	(i-1, j+1)
(i,j-1)	(i,j)	(i,j+1)
(i+1,j-1)	(i+1,j)	(i+1,j+1)

Fig. 3.13: デッドピクセルの補間例

$$g(i,j) = \left(\frac{g(i-1,j) + g(i-1,j+1) + g(i,j-1) + g(i,j+1) + g(i+1,j-1) + g(i+1,j)}{6}\right)$$
(3.1)

### 3.1.3 モジュールギャップ補間

本研究で使用する Telesystems 検出器にはモジュール間に2ピクセルのギャップが存在する.また,モジュールの端の画素は不安定なため補間を行う必要がある.これらの画素に対して本研究では線形補間を行う.

次の Fig. 3.14 にモジュールギャップの補完例を示す. グレーの部分がモジュールの端を示し,破線の部分がギャップの画素を示す. このグレーと破線の4 ピクセルに対して線形補間を行う. (*i*, *j*) ピクセルの補間の式を Eq. (3.2) に示す.

(i-1,j)	(i,j)	(i+1,j)	(i+2,j)	(i+3,j)	(i+4,j)
---------	-------	---------	---------	---------	---------

Fig. 3.14: モジュールギャップの補間例

$$g(i,j) = \left(\frac{4 * g(i+1,j) + g(i+4,j)}{5}\right)$$
(3.2)

#### 3.1.4 投影データ処理

検出器から得られた出力結果はカウント数であり、そのままでは媒質の減衰係数を求める ことができない.そこで Lambert Beer の法則を用いて減衰係数の積分値にする変換する.次 の Fig. 3.15 に検出した X 線光子のカウント数から投影データに変換するまでの流れを示し、 次の Eq. (3.3) に Lambert Beer の法則を示す.本研究では収集した検出結果の両端の 100×40 pixels の平均値を入射光子とし、投影角度ごとに入射光子を求めた.



Fig. 3.15: X線CTの流れ

$$P_{n} = \ln\left(\frac{N_{in}}{N_{out}}\right) \tag{3.3}$$

#### 3.1.5 リングアーチファクト除去

データ収集時に時間経過で感度が変化する画素が存在する場合,その画素は均一化補正することが難しい.これを補正せずそのまま再構成すると,再構成画像上にリングアーチファクトとして現れてしまう.これを除去するために,本研究ではButterworthフィルタを使用したフィルタ処理を行った.Fig. 3.16にリングアーチファクト除去のフローを示す.まず,投影データに対して角度方向にフーリエ変換を行い,実部と虚部の画像に分ける.この実部画像と虚部画像の任意の次元に対してButterworthフィルタをコンボリューションする.ここで,次元は直流成分を0とし交流成分を1~( $\Theta$ /2)となる値とする.Eq. (3.16)にButterworthフィルタの式を示す.ここで $f_c$ はカットオフ周波数,nはオーダーである.本研究ではカットオフ周波数を0.08,オーダーを4,次元を4次元とした.このフィルタ処理後,逆フーリエ変換を行い再び投影データに戻した.





$$H(u) = \frac{1}{1 + \left(\frac{u}{f_c}\right)^{2n}}$$
(3.4)

### 3.1.6 ノイズ除去

本研究ではリングアーチファクト除去フィルタとは別に量子ノイズの除去フィルタ処理も 行った. Fig. 3.17にノイズ除去フィルタ処理のフローを示す. この処理はリングアーチファ クト除去後の投影データに対して行うため,一度投影データを検出器の出力結果画像に並び 替え,検出器サイズy×検出器サイズx×投影角度にする. 次にx,y方向に2次元フーリ エ変換を行い,それぞれの実部画像と虚部画像にx,yの2方向にEq. (3.16)のButterworth フィルタをコンボリューションする. その後2次元逆フーリエ変換を行い,元に並び替えて 再び投影データに戻した.本研究ではカットオフ周波数を0.4,オーダーを4とし,次元は 全ての次元に処理を行った.

Fig. 3.18にアクリル円柱ファントムを使用して実験を行なって収集したデータの再構成画像とリングアーチファクト除去後の再構成画像とさらにノイズ除去を行った再構成画像を示す. これらからリングアーチファクト除去後はフィルタ無しと比べてリングアーチファクトが少なく, さらにノイズ除去によって画像がなめらかになっていることがわかる.



### Fig. 3.17: ノイズ除去のフロー



フィルタ無し

リングアーチファクト除去後



ノイズ除去後 Fig. 3.18: 再構成画像

## 3.2 エネルギー重み付け合成

光子計数形 CT の利点の1つとしてエネルギー重み付け合成がある. これは,光子計数形 検出器で得られたエネルギー bin ごとの画像に対して重み付け合成画像を作成することで特 定の媒質間のコントラストを強調させる方法である. Eq. (3.5) に重みの式を示す. ここで, *T<sub>i</sub>* と*T'<sub>i</sub>* はコントラストを強調させたい2つの媒質の透過率を示す. この透過率は透過距離 を1 cm として Lambert Beer の法則から求め,設定したエネルギー bin の範囲で足し合わせ た. 求めた重み係数をそれぞれのエネルギー bin のカウント値に掛け,それらを足し合わせ て重みで正規化したものを重み付け合成のカウント値とし,これを用いて投影データを作成 して再構成を行った.

$$w_{bin_i} = \frac{T_{bin_i} - T'_{bin_i}}{T_{bin_i} + T'_{bin_i}}$$
(3.5)

### 3.3 理論値の算出

実験で得られた減衰係数の実測値を評価するために減衰係数の理論値を求めた. Eq. (3.6) に  $bin_i$ のエネルギー範囲における理論値  $\eta_i$ の計算式を示す. ここで E は入射 X 線のエネル ギー, p(E) は入射 X 線のエネルギースペクトル,  $\mu(E)$  は媒質の減衰係数, l は透過距離で ある.

$$\eta_{bin_i} = \frac{1}{l} log_e \left( \frac{\sum_{bin_i} p(E)}{\sum_{bin_i} p(E) e^{-\mu(E)l}} \right)$$
(3.6)

### 3.4 CT值

CT 値とは組織の減衰係数の値を、水を基準として表したものである、水が0となり、水よりも低い減衰係数を持つ媒質はマイナス、高い減衰係数を持つ媒質はプラスの値となる、 Eq. (3.7) に CT 値を求める式を示す、ここで、 $\mu_m$  は求める媒質の減衰係数、 $\mu_{water}$  は水の減衰係数である.

CT 値は医療現場においても用いられ、人体の臓器の CT 値は決まっている。例えば、骨は 1000HU,筋肉は 30~60HU,血液は 50HU,脂肪は –100HU,空気は –1000HU である。 実験において、測定したい物体と同時に水を置いて測定することで CT 値を求めることができ、異なる条件で物体間のコントラストの比較を行うことが可能となる。

$$CTnumber = \frac{\mu_m - \mu_{water}}{\mu_{water}} \times 1000[HU]$$
(3.7)

### 3.5 シミュレーション条件

#### 3.5.1 エネルギー積分形

シミュレーションでエネルギー積分形検出器の結果をシミュレートするためにエネルギー ユニットを考慮した. このエネルギーユニットとは検出器ごとに決まっており,検出光子の エネルギーをエネルギーユニットで割るとエネルギー積分形の検出結果となる. 例えばエネ ルギーユニットを 25 keV とした時, 100 keV と 75 keV のエネルギーを持つX 線光子の検出 結果は (100 ÷ 25) + (75 ÷ 25) = 7 counts となる.

なお、本研究ではエネルギーユニットを4 keV としてシミュレーションを行った.これは、 同条件で Ajat 検出器と Telesystems 検出器の測定を行い、そのカウント数の関係からエネル ギーユニットを求めたところほぼ 4 keV となったためである.

### 3.5.2 電子ノイズ

検出器でX線光子を検出する時,検出光子のエネルギーに対して電子ノイズが付加されて 検出される.本研究ではこの電子ノイズを考慮してシミュレーションを行った. Eq. (3.8) に エネルギー積分形における検出光子のエネルギー *E*<sub>out</sub>, Eq. (3.9) 光子計数形における検出光 子のエネルギー *E*<sub>out</sub>の計算式を示す.ここで *E*<sub>in</sub> は入射 X線のエネルギー, *U* はエネルギー ユニット,*G* はガウス雑音である.本研究ではガウス雑音の平均値を0,標準偏差を1.5 と した.

$$E_{in} + (U \times G) = E_{out} \tag{3.8}$$

$$E_{in} + G = E_{out} \tag{3.9}$$

## 第4章 シミュレーション・実験

## 4.1 測定値と理論値の比較

新たに開発した光子計数形検出器で測定した減衰係数の精度を検証するために理論値との 比較を行った.本研究では減衰係数が低い媒質と高い媒質を用いて検証を行った.

#### 4.1.1 異なる濃度のエタノール水溶液を用いた実験

減衰係数が低い媒質として,濃度が異なるアルコール飲料水を用いて比較を行った.アル コール飲料水は,黒霧島(芋焼酎), EZRA BROOKS(バーボン), SPIRYTUS(ウォッカ)を使 用し,それぞれアルコール度数は25%,45%,96%である.これらのアルコール飲料水と 純粋の水とエタノールを使用して実験を行った.検出器は光子計数形とエネルギー積分形を 使用し,それぞれの得られた測定値を比較した.Fig.4.1に使用したファントムと実験ジオ メトリ, Table 4.1 に実験条件を示す.





Fig. 4.1: ファントムとジオメトリ

Table 4.1:	:実験条件
管電圧	75 kV
管電流	1.2 mA
フィルタ	Al 2.5mm
投影数	180 views
収集時間	3 sec/view
再構成法	FBP
エネルギー範囲:	bin0 35-44 keV
- het standed	bin1 $45-54$ keV
- state and all	bin $2$ 55-64 keV
	bin $3$ 65-75 keV

#### 4.1.2 複数の金属を用いた実験

減衰係数が高い媒質として、マグネシウムとアルミニウムを使用して実験を行った. Fig. 4.2 に使用したファントムと実験ジオメトリ、Table 4.2 に実験条件を示す.



Tal	ole 4.2: 実懸	検条件
管電圧		90 kV
管電流		1.2 mA
フィルタ		Al 10 mm
収集時間		1.0  sec/view
投影数		180 views
再構成法		FBP
エネルギー	·範囲:bin0	40-49  keV
	bin1	50-59  keV
	bin2	$60-69 \ \mathrm{keV}$
	bin3	70-90  keV

Fig. 4.2: ファントムとジオメトリ

### 4.1.3 異なる管電流の条件における比較

管電流を変えることで減衰係数の測定値に影響が現れるか検証した. Table 4.2 に実験条件 を示す.ファントムと実験ジオメトリは Fig. 4.1 と同じ条件で行った. また,今回の実験で は bin3のエネルギー範囲を 70 keV 以上に設定し,管電圧を 70 kV にすることで本来ならば 検出されるはずのない 70 keV 以上の影響も観測した.

Table 4.3:	実験条件
管電圧	70 kV
管電流	$1.2$ and $2.4~\mathrm{mA}$
フィルタ	Al 10mm
投影数	180 views
収集時間	2  sec/view
再構成法	FBP
エネルギー範囲:bin0	40-49  keV
bin1	50-59  keV
bin2	60-69  keV
bin3	70-70  keV

### 4.2 低カウント時のコントラストの比較

低カウント時における光子計数形の有効性をコントラスト強調と画質改善の点から示すた めに、モンテカルロ法を用いた光子輸送シミュレーションを行った.

### 4.2.1 水, アルミニウム, エタノールを用いたシミュレーション

減衰係数が低い媒質と高い媒質として水,アルミニウム,エタノールを用いてシミュレー ションを行った.Fig.4.3に想定したファントムとジオメトリ,Table 4.4にシミュレーション 条件を示す.コントラスト強調では,光子計数形で得られた4つのエネルギーbinの再構成 画像に対してアルミニウムとエタノールのコントラストを強調させる重みを掛けて足し合わ せた画像と,エネルギー積分形で得られた画像を比較した.計算した4つのエネルギーbin の重みは bin0 が 0.589, bin1 が 0.401, bin2 が 0.296, bin3 が 0.240 となった.また,画質改 善においては発生光子数を100 カウントと1000 カウントとした時の画像の標準偏差を比較 した.



Table 4.4: シミュレーション条件

管電圧	75 kV
フィルタ	Al 10mm
投影数	180 投影
発生光子数	100 and 1000 counts/pixel
ピクセルサイズ	0.1 cm
エネルギーユニット	4 (4  keV = 1  count)
再構成法	FBP
エネルギー範囲:bin0	35-44  keV
bin1	45-54  keV
bin2	55-64  keV
bin3	$65-75 \ \mathrm{keV}$

Fig. 4.3: ファントムとジオメトリ

#### 4.2.2 人体の媒質を用いたシミュレーション

肝臓と脂肪の CT 値から減衰係数曲線を求め、それらを使用してシミュレーションを行った. このとき参照した CT 値は後述の付録に記載する. Fig. 4.4 にファントム, Table 4.5 に シミュレーション条件を示す. なお、ジオメトリは Fig. 4.3 と同じ条件を想定した.

管電圧

投影数

フィルタ

再構成法

ピクセルサイズ

エネルギーユニット

エネルギー範囲:bin0



(1)水(2)肝臓 50%,脂肪 50%(3)脂肪 100%
(4)肝臓 100%(5)肝臓 60%脂肪 10%水 30%
(6)肝臓 40%脂肪 30%水 30%

(7) 肝臓 50%,水 50%

Fig. 4.4: ファントム

#### 4.2.3 人体ファントムを用いたシミュレーション

人体に近い条件として Fig. 4.5 に示す臀部のファントムを使用して光子輸送シミュレーションを行った. このファントムでは周囲を水,白い部分をカルシウム,カルシウムの内部をカルシウム 20%,水 80% とした. Table 4.6 にシミュレーション条件とジオメトリを示す.今回のシミュレーションでは水とカルシウムのコントラストを強調させる重みを掛けて足し合わせエネルギー重み付け合成画像を作成した.カウント数は1画素あたり100,500,1000,5000,10000,5000,10000,それぞれの画像の標準偏差を比較した.



Fig.	4.5:	フ	ア	ン	ト	4	と	ジオ	×	F	リ	
------	------	---	---	---	---	---	---	----	---	---	---	--

Table 4.6: シミコ	レーション条件
管電圧	90 kV
フィルタ	Al 10mm
投影数	180 投影
ピクセルサイズ	0.1 cm
エネルギーユニット	4 (1  keV = 1  count)
再構成法	FBP
エネルギー範囲:bin0	40-49 keV
bin1	50-59  keV
bin2	60-69  keV
bin3	70-90 keV

Table 4.5: シミュレーション条件

bin1

bin2

bin3

90 kV

Al 10mm

180 投影

0.1 cm

4 (4 keV = 1 count)

FBP

40-49 keV

50-59 keV

60-69 keV

70-90 keV

### 4.3 エネルギー重み付けによるコントラスト強調

異なる濃度のヨードを用いて SN の増強を行った. Fig. 4.6 に使用したファントム, Table 4.7 にシミュレーション条件を示す. なお, ジオメトリは Fig. 4.3 と同様の条件で行った. 光 子計数形で得られた4つの画像に対して,水とヨード 6% のコントラストを強調させる重み を掛けて足し合わせて合成画像を作成し,エネルギー積分形の画像と比較した. 計算した4 つのエネルギー bin の重みは bin0 が 0.685, bin1 が 0.455, bin2 が 0.302, bin3 が 0.214 となっ た.



1:水 2:ヨード 1% 3:ヨード 2% 4:ヨード 3% 5:ヨード 4% 6:ヨード 5% 7:ヨード 6%

Fig. 4.6: ファントム

Table 4.7: シミュレーション条件			
管電圧	75 kV		
フィルタ	Al 10mm		
投影数	180 投影		
発生光子数	10000 counts/pixel		
ピクセルサイズ	0.1 cm		
エネルギーユニット	1 (1  keV = 1  count)		
再構成法	FBP		
エネルギー範囲:bin0	35-44  keV		
bin1	45-54  keV		
bin2	55-64  keV		
bin3	65-75  keV		

### 4.4 K-edge を利用した媒質分離

媒質の減衰係数が急激に変化する K-edge を利用して媒質分離のシミュレーションを行った. 媒質分離は K-edge で 2 つのエネルギー bin に分けて測定し, K-edge が存在する媒質の 平均値で正規化した後に差分画像を作成して行った. 次の Fig. 4.7 に金とガドリニウムとカ ルシウムの減衰係数を示す. この表からわかるように金の K-edge は 80keV, ガドリニウム は 50keV に存在する. これらの媒質を用いて 2 つの条件でシミュレーションを行った.



Fig. 4.7: 金, ガドリニウム, カルシウムの減衰係数

#### 4.4.1 ガドリニウムを用いたシミュレーション

水,ガドリニウム,カルシウムを用いてシミュレーションを行った.Fig.4.8 にファント ムとジオメトリ,Table 4.8 にシミュレーション条件を示す.今回のシミュレーションではエ ネルギーを K-edge で分けるために 2 つのエネルギー範囲を設定した.管電圧はガドリニウ ムの減衰係数が高いため 90kV とし,低エネルギーを十分にカットするために 10 mm のアル ミフィルタを想定した.また,十分な画質を得るために発生光子を 10000 カウントとした.



Table 4.8: シミュ	レーション条件
管電圧	90 kV
フィルタ	Al 10mm
投影数	180 投影
発生光子数	10000 counts/pixel
ピクセルサイズ	0.1 cm
再構成法	FBP
エネルギー範囲:bin0	40-49  keV
bin1	50-90  keV

Fig. 4.8: ファントムとジオメトリ

#### 4.4.2 金を用いたシミュレーション

水,金,カルシウムを用いてシミュレーションを行った. Fig. 4.9 にファントムとジオメ トリ, Table 4.9 にシミュレーション条件を示す. 管電圧は bin1 のカウント数を十分に確保 するために 100kV に設定した.



Table 4.9: シミュレーション条件				
管電圧	100 kV			
フィルタ	Al 10mm			
投影数	180 投影			
発生光子数	10000 counts/pixel			
ピクセルサイズ	0.1 cm			
再構成法	FBP			
エネルギー範囲:bin0	40-80 keV			
bin1	81-100  keV			

#### 4.4.3 異なる濃度のガドペンテト酸メグルミン水溶液を用いた比較

ハイドロキシアパタイトとガドペンテト酸メグルミン水溶液を用いてシミュレーションと 実験を行った.ハイドロキシアパタイトとはリン酸カルシウムでできた歯や骨を構成する成 分で,エナメル質は97%,象牙質は70%がハイドロキシアパタイトで構成されている.ま た,減衰係数はカルシウムとほぼ同じ値となる.ガドペンテト酸メグルミンはMRIの造影 剤として使われる物質で高い減衰係数を持っている.

この2つの媒質を使用し、シミュレーションではカウント数が減少することで濃度の差が どのように変化するか検証した. Fig. 4.10 にシミュレーションのファントムとジオメトリ、 Table 4.10 にシミュレーション条件を示す.

一方,実験では減衰係数の理論値と測定値の比較を行った. Fig. 4.11に実験で使用したファントム,Table 4.11に実験条件を示す.実験では粉末のハイドロキシアパタイトを使用した.なお,実験ジオメトリは Fig. 4.10 と同様の条件に設定した.





Fig. 4.10: ファントムとジオメトリ

Table 4.10: シミュレーション条件

管電圧	90 kV
フィルタ	Al 10mm
投影数	180 投影
発生光子数	100 and 1000 counts/pixel
ピクセルサイズ	0.1 cm
エネルギーユニット	4 (4  keV = 1  count)
再構成法	FBP
エネルギー範囲:bin0	40-49 keV
bin1	50-59  keV
bin2	60-69  keV
bin3	70-90 keV



Fig. 4.11: ファントム

	Table 4.11	: 実験条件	
管電圧		90	kV
答重法		21	100

管電流	2.4 mA
フィルタ	Al 10 mm
収集時間	1.0 sec/view
投影数	180 views
再構成法	FBP
エネルギー範囲:bin0	40-49  keV
bin1	50-59  keV
bin2	60-69  keV
bin3	70-90  keV

### 4.5 生体組織に近い媒質を用いた比較

#### 4.5.1 ゼラチンを用いた実験

生体組織に近い媒質として濃度が異なるゼラチンを用いて実験を行った. Fig. 4.12に使用 したファントムとジオメトリ, Table 4.12に実験条件を示す. このファントムは粉末のゼラ チンを水に溶かして各濃度になるようにそれぞれ作成した. 今回の実験では, ゼラチンの分 子式が不明なため減衰係数の理論値を求められなかったので, ゼラチンの濃度に対する減衰 係数の線形性の評価のみ行った.



Table 4.12: 実験条件			
管電圧	90 kV		
管電流	1.2 mA		
フィルタ	Al 1 mm		
収集時間	2.0  sec/view		
投影数	180 views		
再構成法	FBP		
エネルギー範囲:bin0	35-39 keV		
bin1	40-44  keV		
bin2	45-49  keV		
bin3	50-70  keV		

Fig. 4.12: ファントムとジオメトリ

### 4.5.2 肉片を用いた実験

人体に近い媒質として豚のスペアリブとバラ肉を使用して実験を行った. Fig. 4.13 に使用 したファントム, Table 4.13 に実験条件を示す. なお, 実験ジオメトリは Fig. 4.12 と同様の 条件に設定した.



## 第5章 結果

### 5.1 測定値と理論値の比較

#### 5.1.1 異なる濃度のエタノール水溶液を用いた比較

得られた検出結果から再構成を行った. Fig. 5.1 に光子計数形で得られた4つのエネルギー bin の再構成画像とエネルギー積分形で得られた再構成画像を示す. エネルギー積分形検出 器はピクセルサイズが 0.1 mm で,光子計数形検出器のピクセルサイズは 0.2 mm と両検出 器間でサイズが異なるので,サイズを合わせるためにエネルギー積分形の画像サイズを半分 にした.

次に Eq. (3.6) を用いて減衰係数の理論値を求め,測定値との比較を行った. Fig. 5.2 に比較のグラフを示す.



bin0

bin1

bin2

bin3



積分形 Fig. 5.1: 再構成画像



Fig. 5.2: 理論値と実測値の比較

### 5.1.2 複数の金属を用いた比較

得られた検出結果から再構成を行った. Fig. 5.3 に光子計数形で得られた4つのエネルギー bin の再構成画像とエネルギー積分形で得られた再構成画像を示す. 今回も検出器のピクセ ルサイズを合わせるためにエネルギー積分形の画像サイズを半分にした.

次に Eq. (3.6) を用いて減衰係数の理論値を求め,測定値との比較を行った. Fig. 5.4 に比較のグラフを示す.



bin0



bin1



0:-

bin2

bin3



積分形 Fig. 5.3: 再構成画像



Fig. 5.4: 理論値と実測値の比較

#### 5.1.3異なる管電流の条件における比較

Fig. 5.5 に管電流 1.2 mA 時の 4 つのエネルギー bin の再構成画像, Fig. 5.6 に管電流 2.4 mA時の再構成画像を示す.Table 5.1 に空気を透過した際の各エネルギーbinのカウント値 を示す. Fig. 5.7 に 1.2 mA, 2.4 mA, 理論値のエネルギー bin に対する減衰係数の比較を示 す. なお, bin3の理論値は求めることができないため比較はおこなっていない. また, 今回 の実験では CT 値を求め比較を行った. Table 5.2 と Table 5.3 にそれぞれの管電流の条件に おける CT 値を示す.



bin0





bin0

bin1 bin2 Fig. 5.6: 再構成画像 (管電流 2.4 mA) bin3

#### Table 5.1: 平均カウント値

	bin0	bin1	bin2	bin3
1.2 mA	5193	3298	1586	27
2.4 mA	10852	6887	3366	105



Fig. 5.7: 理論値と実測値の比較

Table 5.2: CT 值 (1.2 mA)

	bin0	bin1	bin2	bin3
Water	0	0	0	0
25%	-25.591	-33.700	-19.028	-10.936
40%	-72.118	-68.963	-63.174	-149.25
96%	-211.01	-212.37	-194.69	-138.55
100%	-222.34	-217.54	-198.30	-185.42

Table 5.3: CT 値 (2.4 mA)

	bin0	bin1	bin2	bin3
Water	0	0	0	0
25%	-44.927	-48.934	-46.828	14.721
40%	-72.133	-72.197	-74.343	-65.321
96%	-221.41	-219.18	-208.37	-147.89
100%	-231.50	-224.06	-214.22	-204.60

## 5.2 低カウント時のコントラストの比較

### 5.2.1 水, アルミニウム, エタノールを用いたシミュレーション

Fig. 5.8 に 100 カウント, Fig. 5.9 に 1000 カウント時の再構成画像を示す. また, 得られた 再構成画像の各媒質部分に ROI をセットし, その平均値と分散を測定した. 次の Table 5.4 と Table 5.5 に ROI の減衰係数の平均値, Table 5.6 と Table 5.7 に ROI の標準偏差をそれぞ れ示す.

Table 5.4: 減衰係数の測定値 (100 counts)

	bin0	bin1	bin2	bin3	integrated	weighted
Aluminum	0.793	0.827	0.668	0.388	0.845	0.738
Alcohol	0.194	0.161	0.173	0.132	0.156	0.163
Water	0.260	0.222	0.194	0.184	0.215	0.219

Table 5.5: 減衰係数の測定値 (1000 counts)

	bin0	bin1	bin2	bin3	integrated	weighted
Aluminum	1.37	0.896	0.681	0.589	0.804	0.900
Alcohol	0.177	0.160	0.150	0.155	0.163	0.166
Water	0.244	0.215	0.194	0.184	0.212	0.218

#### Table 5.6: ROI 内の標準偏差 (100 counts)

	bin0	bin1	bin2	bin3	integrated	weighted
Aluminum	0.133	0.188	0.216	0.138	0.185	0.101
Alcohol	0.181	0.158	0.179	0.193	0.0939	0.0816
Water	0.185	0.184	0.191	0.186	0.120	0.0883

Table 5.7: ROI 内の標準偏差 (1000 counts)

	bin0	bin1	bin2	bin3	integrated	weighted
Aluminum	0.200	0.0970	0.0804	0.125	0.050	0.055
Alcohol	0.0811	0.0541	0.0606	0.0928	0.0289	0.0284
Water	0.100	0.0565	0.0551	0.101	0.0318	0.0329



bin0











重み付け合成画像 積分形 Fig. 5.8: 再構成画像 (100 counts)



bin0

bin1

bin2

bin3



重み付け合成画像 積分形 Fig. 5.9: 再構成画像 (1000 counts)

### 5.2.2 人体の媒質を用いたシミュレーション

Fig. 5.10 に 1,000 カウント, Fig. 5.11 に 10,000 カウント, Fig. 5.12 に 100,000 カウント時の 再構成画像を示す.また,各媒質ごとに ROI をセットして減衰係数の平均値を求めた. Fig. 5.13 に各媒質ごとのエネルギー bin に対する減衰係数の比較を示す.



bin0

bin1

bin2

bin3



積分形 重み付け合成画像Fig. 5.10: 再構成画像 (1,000 counts)



bin0



bin1

bin2



bin3



積分形 重み付け合成画像Fig. 5.11: 再構成画像 (10,000 counts)



bin0



bin2



bin3





積分形 重み付け合成画像 Fig. 5.12: 再構成画像 (100,000 counts)



Fig. 5.13: 各媒質の比較

### 5.2.3 人体ファントムを用いたシミュレーション

Fig. 5.14 にそれぞれのカウントにおけるエネルギー積分形の再構成画像を示し, Fig. 5.15 に4つのエネルギー bin の画像を足しあわせた重み付け合成画像を示す. Fig. 5.16 にエネル ギー積分形とエネルギー重み付け合成におけるカウント数に対する標準偏差の比較を示す. また,標準偏差と減衰係数の測定値を用いて SN 比を求め, Fig. 5.17 にカウント数に対する SN 比の比較を示す.



100 counts

500 counts

1000 counts

5000 counts







10000 counts

50000 counts Fig. 5.14: 再構成画像 (エネルギー積分形)

100000 counts



100 counts



500 counts

//0

1000 counts

/0

5000 counts



10000 counts 50000 counts 100000 counts Fig. 5.15: 再構成画像 (エネルギー重み付け合成)



Fig. 5.17: カウント数に対する SN 比の比較

#### エネルギー重み付けによるコントラスト強調 5.3

次の Fig. 5.18 に得られた再構成画像を示す. また, Fig. 5.19 にエネルギー積分形と重み付 け合成画像におけるヨード水溶液の濃度に対する得られた減衰係数の関係を示す.



bin0

bin1

bin2



重み付け合成画像

積分形 Fig. 5.18: 再構成画像



Fig. 5.19: エネルギー積分形と重み付け合成画像の比較

#### K-edge を利用した媒質分離 5.4

#### ガドリニウムを用いたシミュレーション 5.4.1

Fig. 5.20 に得られた 2 つのエネルギー bin の再構成画像と、その 2 つの画像の差分画像を 示す.



Fig. 5.20: 再構成画像

#### 金を用いたシミュレーション 5.4.2

Fig. 5.21 に得られた 2 つのエネルギー bin の再構成画像と、その 2 つの画像の差分画像を 示す.



Fig. 5.21: 再構成画像

#### 異なる濃度のガドペンテト酸メグルミン水溶液を用いた比較と分離 5.4.3

Fig. 5.22 に発生光子数 100 カウント時におけるそれぞれのエネルギーを bin と積分形の再 構成画像と, bin0と bin1 の差分画像を示す. 同様に Fig. 5.23 に発生光子数 1000 カウント時 の再構成画像と差分画像を示す.

Fig. 5.24に実験で得られた再構成画像と差分画像を示す. Fig. 5.27に測定値と理論値の比 較を示す.



bin1

bin0



積分形 差分画像 Fig. 5.22: 再構成画像 (100 カウント)



bin0



bin2

bin2

bin3

bin3



積分形 差分画像 Fig. 5.23: 再構成画像 (1000 カウント)



bin0



bin1



bin2



bin3



Fig. 5.24: 再構成画像



### 5.5 生体組織を用いた比較

### 5.5.1 ゼラチンを用いた実験

Fig. 5.26 に光子計数形検出器で得られた4つの再構成画像とエネルギー積分形検出器で得られた再構成画像を示す. Fig. 5.27 にそれぞれの画像におけるゼラチンの濃度に対する減衰係数の関係のグラフを示す.



bin0

bin1

bin2

bin3



積分形 Fig. 5.26: 再構成画像





#### 5.5.2 肉片を用いた実験

Fig. 5.28 に豚のスペアリブの実験結果を示す. これらの画像は光子計数形検出器で得られた4つの再構成画像と、それらを重み付け合成した画像とエネルギー積分形検出器で得られた再構成画像である. Fig. 5.29 に豚バラ肉の実験結果を示す. これらの画像は光子計数形検出器で得られた4つの再構成画像と、それらを重み付け合成した画像とエネルギー積分形検出器で得られた再構成画像である.

次に、これらの画像の各部位に ROI をセットし減衰係数の測定値の平均値を求めた. Table 5.8 に豚のスペアリブの測定値, Table 5.9 に豚バラ肉の測定値を示す.



bin0

bin1

bin2

bin3



重み付け合成

積分形

Fig. 5.28: 再構成画像



bin0

bin1



bin3



重み付け合成 積分形 Fig. 5.29: 再構成画像

Table 5.8: 減衰係数の測定値(豚スペアリブ)

	bin0	bin1	bin2	bin3	integrated	weighted
Muscle	0.240	0.223	0.208	0.208	0.247	0.229
Adipose	0.200	0.191	0.181	0.186	0.209	0.194
Inner bone	0.296	0.265	0.235	0.228	0.299	0.274
Cortical bone	0.574	0.473	0.401	0.387	0.508	0.509

Table 5.9: 減衰係数の測定値(豚バラ肉)

	bin0	bin1	bin2	bin3	integrated	weighted
Muscle	0.241	0.224	0.209	0.208	0.249	0.230
Adipose	0.197	0.188	0.179	0.181	0.209	0.191

# 第6章 考察

### 6.1 測定値と理論値の比較

異なる濃度のエタノール水溶液を用いた比較では, Fig. 5.2 よりエネルギー bin0 から bin2 まではどの濃度においても測定値と理論値の値がかなり近くなった.しかし, bin3 において は測定値の値が高くなってしまい,理論値通りの値は得られなかった.この原因として検出 器のエネルギーしきい値を設定するキャリブレーションの際に bin3 のカウント数が不十分 のためにキャリブレーションが失敗したと考えられる.また,キャリブレーションを行う際 にフィルタが薄い条件で行ったため,低エネルギーのX線光子を十分にカットすることがで きず,それらのノイズの影響のためにキャリブレーションが失敗したことも原因として考え られる.

複数の金属を用いた比較では, Fig. 5.4 よりエタノールと水の結果においてはどのエネル ギー bin も測定値と理論値の値がかなり一致している. さらに, 今回の実験では bin3 のエネ ルギー範囲を広く設定し, カウント数を多く確保したことで bin3 の測定値も理論値とほぼ 一致した値となった. しかし, マグネシウムとアルミニウムの結果においては測定値と理論 値との間に差が生じてしまった. 特にアルミニウムの bin0 の結果は差がかなり大きくなって いる. この原因としてスモールピクセルエフェクトが考えられる. この影響によって高エネ ルギーのX線光子が低エネルギーとして検出され, 再構成した際に減衰係数の測定値が低く なってしまったと考えれる. この影響は, 特に低エネルギーから高エネルギーにかけて減衰 係数の変化が大きい媒質ほど大きく現れる. このスモールピクセルエフェクトについては後 述の付録に詳細を記載する.

異なる管電流の条件における比較では Fig. 5.5, Fig. 5.6, Table 5.1 より, カウントされる はずのない条件である bin3 においても若干カウントされ, 再構成画像を作ることができた. しかし, そのカウント数は他のエネルギー bin のカウント数と比べても数% 程度なので電子 的なノイズなどの影響と考えれれる. また, Fig. 5.7 に示す理論値と実測値の比較において も bin3 の値はかなり高くなっているため, 低エネルギーの影響が考えられる. さらに, この 結果からカウント数が 27 とかなり低カウント時においても CT 画像を作ることができると 判明した.

### 6.2 低カウント時のコントラストの比較

水,アルミニウム,エタノールを用いたシミュレーションでは発生光子数が1000カウン ト時におけるエネルギー積分型のアルミニウムとエタノールの減衰係数の差は0.641に対し, 重み付け合成画像における差は0.734なので,アルミニウムとエタノール間のコントラスト 強調は達成できた.しかし,発生光子数が100カウント時ではエネルギー積分形が0.689に 対して重み付け合成画像が0.575と,エネルギー積分形の方が差が大きくなってしまってい るため,コントラスト強調には十分なカウントが必要であると考えられる.画質改善では, Table 5.6 から100カウントのような低カウント時において,重み付け合成画像の方がエネル ギー積分形よりも標準偏差が低くなっている.このことから,低カウント時には光子計数形 を用いた重み付け合成を行うことでエネルギー積分形よりも画質を改善することができると いえる.

人体の媒質を用いたシミュレーションでは Fig. 5.10, Fig. 5.11, Fig. 5.12 に示す再構成画 像において,画像に内接するドーナツ型のアーチファクトが存在する. これはファンビーム 再構成画像のため,再構成領域外と領域内で差が生じたと考えられる. Fig. 5.13 に示す各媒 質の減衰係数の比較では,低カウントになるほど減衰係数の線形性が保たれていないことが 確認できる. この結果から,正確な減衰係数を測定するためには十分なカウント数が必要で, 10 万カウントほどあれば正確な減衰係数を測定できることがわかった.

人体ファントムを用いたシミュレーションでは, Fig. 5.16から低カウント時においてエネ ルギー重み付け合成によってエネルギー積分形よりも画質が優れているといえる.また,水 の比較結果において1000カウントのところでエネルギー積分形と光子計数形の標準偏差が 交わっているので,1000カウント以下の条件では画質の改善が有効であるといえる.

### 6.3 エネルギー重み付けによるコントラスト強調

Fig. 5.19から重み付け合成画像の方がエネルギー積分形よりもコントラストが強調されていることがわかる.

### 6.4 K-edgeを利用した媒質分離

シミュレーション1とシミュレーション2の結果からどちらの条件においてもカルシウム の分離が行えることがわかった.

異なる濃度のガドペンテト酸メグルミン水溶液を用いた比較と分離では、シミュレーション結果のFig. 5.22 とFig. 5.23 から 1000 カウントほどで媒質の分離を行うには十分であるといえる.また、実験結果のFig. 5.24 から差分を取ることによってハイドロキシアパタイトを分離することができた.しかし、今回使用したハイドロキシアパタイトは粉末のためかなり低い減衰係数となってしまい、差分による効果が小さくなってしまった.一方、Fig. 5.25の測定値と理論値の比較ではどの濃度のガドペンテト酸メグルミンにおいても bin1 測定値が理論値よりも低くなってしまった.今回設定した bin1 のエネルギー範囲は 50~59 keV とK-edge 上に設定したため、エネルギーしきい値の設定が少しでもずれると測定値が大きく変わってしまう.今回の実験ではエネルギーしきい値の設定が 50 keV 以上から若干ずれて設定されたため測定値が低くなってしまったと考えられる.また、ハイドロキシアパタイトの測定値と理論値との差は粉末のものを使用したためと考えられる.

### 6.5 生体組織を用いた比較

ゼラチンを用いた実験では, Fig. 5.27 よりどのエネルギー bin においても濃度に対する 線形性が保たれていることがわかる.

肉片を用いた実験では,豚スペアリブの結果において Table 5.8 より皮質骨と脂肪の減衰 係数の差がエネルギー重み付け合成画像の方が大きいためコントラストを強調させることが できた.しかし,Table 5.9 の豚バラ肉の結果では筋肉と脂肪の差が積分形の結果と合成画像 の間で差が少なく,コントラスト強調を行うことができなかった.この結果から,減衰係数 の差が大きい媒質間の方がエネルギー重み付け合成によるコントラスト強調の効果が大きい と言える.

# 第7章 まとめ

開発した光子計数形検出器は、エタノールや水など減衰係数が低い媒質に対して正確な測 定値を得ることができる.このため、低い減衰係数の媒質同定は可能であると考えられる. また、シミュレーションでは低カウント時においてエネルギー積分形よりも光子計数形の方 が雑音が少ない画像を得ることができた.光子計数形検出器を用いたエネルギー重み付け合 成では媒質間の減衰係数の差が大きい場合においてはエネルギー積分形よりもコントラスト を強調することができた.

謝辞

本研究にあたって,全般に渡りご指導頂きました尾川浩一教授,様々な面で大変お世話に なりました彌冨仁准教授,貝吹太志氏,株式会社テレシステムズの方々,中村翔太氏,道内 隆順氏,増渕亨氏,馬路武志氏,松本真梨子氏および尾川研究室の方々に感謝いたします.

## 参考文献

- Ljungberg M, Larsson A and Johansson L: "A New Collimator Simulation in SI-MIND based on the Delta-Scattering Technique," IEEE Transactions on Nuclear Science, VOL.52, NO. 5, pp.1370-1375, OCTOBER 2005.
- [2] Thorsten M. Buzug : "Computed Tomography From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT," 2008, Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- [3] Eisen Y, Shor A, Mardor I : "CdTe and CdZnTe X-ray and gamma-ray detectors for imaging system," IEEE Transactions on Nuclear Science, VOL.51, pp.1191-1198, 2004.
- [4] Chmeissani M, Frojdh C, Gal O et al : "First experimental tests with a CdTe photon counting pixel detector hybridized with a Medipix2 readout chip," IEEE Transactions on Nuclear Science, VOL.51, pp.2379-2385, 2004.
- [5] Fink J, Kraft E, Kruger H et al : "Comparison of pixelated CdZnTe, CdTe and Si sensors with the simultaneously counting and integrating CIX chip," IEEE Transactions on Nuclear Science, VOL.56, pp.3819-3827, 2009.
- [6] Ballabriga R, Campbell M, Heijne EHM et al : "The Medipix3 prototype, a pixel readout chip working in single photon counting mode with improved spectrometric performance," IEEE Transactions on Nuclear Science, VOL.54, pp.1824-1829, 2007.
- [7] Tlustos L : "Spectroscopic X-ray imaging with photon counting pixel detectors," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 623, pp.823-828, 2010.
- [8] Edling F, Bingefors N, Brenner R, et al : "Performance of a chip for hybrid pixel detectors with two counters for X-ray imaging," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 531, pp.215-220, 2004.
- [9] Spartiotis K, Leppanen A, Pantsar T et al : "A photon counting CdTe gamma- and Xray camera," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 550, pp.267-277, 2005.
- [10] Szeles C, Soldner SA, Vydrin S et al : "CdZnTe semiconductor detectors for spectroscopic x-ray imaging," IEEE Transactions on Nuclear Science, VOL.55, pp.572-582, 2008.
- [11] Tumer TO, Cajipe VB, Clajus M et al : "New two-dimensional solid state pixel detectors with dedicated front-end integrated circuits for x-ray and gamma-ray imaging," IEEE Transactions on Nuclear Science, VOL.56, pp.2321-2329, 2009.
- [12] Ogawa K, Kobayashi T, Kaibuki F, Yamakawa T, Nagano T, Hashimoto D, Nagaoka H : "Advantages of energy-binned photon counting detector," the 5th European Conference

of the international federation for medical and biomedical engineering IFMBE, 9/14-18, Budapest (Hungary), 2011

- [13] Ogawa K, Kobayashi T, Kaibuki F, Yamakawa T, Nagano T, Hashimoto D, Nagaoka H: "Development of an energy-binned photon-counting detector for X-ray and gammaray imaging," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 644, pp.29-37, 2012.
- [14] 吉竹純平, 尾川浩一 : "CdTe 半導体検出器を用いた超高分解能 X 線 CT システム," 電子 情報通信学会誌, vol.J91-D, No.7, pp.1757-1765, 2008.
- [15] 小林透, 貝吹太志, 尾川浩一, 山河勉, 長野竜也, 橋本大輔, 長岡秀行: "フォトンカウン ティング形検出器を用いた X 線 CT 画像の評価,"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、p.127),2012/4/12-4/15(横浜)
- [16] Kobayashi T, Ogawa K, Kaibuki F, Yamakawa T, Nagano T, Hashimoto D : "Accuracy of Linear Attenuation Coefficients Measured with a Photon Counting CT System," Conf. Record on IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, pp.3596-3599, Anaheim, (USA) Oct.27-Nov.3, 2012
- [17] Giersch J, Niederloehner D, Anton G : "The influence of energy weighting on X-ray imaging quality," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 531, pp.68-74, 2004.
- [18] Niederloehner D, Karg J, Giersch J et al : "The energy weighting technique:measurement and simulations," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 546, pp.37-41, 2005.

# 発表論文

### 原著および査読付国際会議論文

- Koichi Ogawa, Toru Kobayashi, Futoshi Kaibuki, Tsutomu Yamakawa, Tatsuya Nagano, Daisuke Hashimoto, Hideyuki Nagaoka, "Development of an energy-binned photon-counting detector for X-ray and gamma-ray imaging," Nucl Inst Meth Phy Res A 664, pp.29-37, 2012
- 2. Toru Kobayashi, Koichi Ogawa, Futoshi Kaibuki, Tsutomu Yamakawa, Tatsuya Nagano, Daisuke Hashimoto, "Accuracy of Linear Attenuation Coefficients Measured with a Photon Counting CT System," Conf. Record on IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, pp.3596-3599, Anaheim, (USA) Oct.27-Nov.3, 2012

### 国際会議における発表

- K. Ogawa, T. Kobayashi, F. Kaibuki, T. Yamakawa, T. Nagano, D. Hashimoto, H. Nagaoka, "Advantages of energy-binned photon counting detector," the 5th European Conference of the international federation for medical and biomedical engineering IFMBE, 9/14-18, Budapest (Hungary), 2011
- 2. Toru Kobayashi, Koichi Ogawa, Futoshi Kaibuki, Tsutomu Yamakawa, Tatsuya Nagano, Daisuke Hashimoto, "Accuracy of Linear Attenuation Coefficients Measured with a Photon Counting CT System," Conf. Record on IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Anaheim, (USA) Oct.27-Nov.3, 2012

## 国内の学会での発表

1. 小林透、貝吹太志、尾川浩一、山河勉、長野竜也、橋本大輔、長岡秀行、"フォトンカ ウンティング形検出器を用いた X 線 CT 画像の評価"、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、p.127),2012/4/12-4/15(横浜)

## 付録A

#### CT值 A.1

本研究で用いた CT 値を Table A.1 に示す. 東洋メディック株式会社のロット材の CT 値を 引用したものである.

	Table A.1:	CT 個			
		80 kV	100 kV	120  kV	$140 \mathrm{kV}$
LN-300 Lung(肺)		-683.0	-692.4	-684.9	-689.3
LN-450 Lung(肺)		-565.1	-574.51	-568.2	-571.6
Adipose(脂肪)		-104.7	-98.2	-90.0	-86.2
Brest(乳房)		-46.3	-46.5	-44.1	-42.6
CT Solid Water(ソリッド	ウォータ)	-6.2	-0.5	-0.8	-2.7
Brain(脳)		14.6	20.3	25.6	29.6
Liver(肝臓)		87.1	82.5	79.2	78.9
Inner Bone(海綿骨)		283.6	230.3	196.4	176.5
B200 Bone Mineral(骨塩)		308.8	255.0	218.7	198.4
CB2-30% $CaCO_3$	-	575.1	494.3	438.4	407.6
CB2-50% $CaCO_3$		1057.6	900.9	790.0	727.6
Cortical Bone(皮質骨)		1602.0	1360.6	1188.6	1092.0

#### mil A 1 cm/t

## A.2 スモールピクセルエフェクト

スモールピクセルエフェクトとは、入射 X 線光子が相互作用を起こして電子正孔対にな り電極に引きつけられる時に電場の影響により隣のピクセルに検出される減少である. Fig. A.1 にスモールピクセルエフェクトの仕組みの図を示す. この影響によって検出光子はエネ ルギーが小さくなり、低エネルギーが複数検出される.



Fig. A.1: スモールピクセルエフェクトの仕組み