

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



Abstract	2
第1章 はじめに	4
第2章 実験器具	6
2.1 X線管	6
2.2 検出器	7
2.2.1 SCAN300F	7
2.2.2 Telesystems 検出器	7
第3章 方法	10
3.1 収集データ補正アルゴリズム	10
3.1.1 均一化補正	13
3.1.2 デッドピクセル補間	14
3.1.3 モジュールギャップ補間	15
3.1.4 投影データ処理	15
3.1.5 リングアーチファクト除去	16
3.1.6 ノイズ除去	17
3.2 エネルギー重み付け合成	18
3.3 理論値の算出	19
3.4 CT値	19
3.5 シミュレーション条件	19
3.5.1 エネルギー積分形	19
3.5.2 電子ノイズ	20
第4章 シミュレーション・実験	21
4.1 測定値と理論値の比較	21
4.1.1 異なる濃度のエタノール水溶液を用いた実験	21
4.1.2 複数の金属を用いた実験	22
4.1.3 異なる管電流の条件における比較	22
4.2 低カウント時のコントラストの比較	23
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	23
4.2.2 人体の媒質を用いたシミュレーション	24
4.2.3 人体ファントムを用いたシミュレーション	24
4.3 エネルギー重み付けによるコントラスト強調	25
4.4 K-edgeを利用した媒質分離	25
4.4.1 ガドリニウムを用いたシミュレーション	26
4.4.2 金を用いたシミュレーション	26
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	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
5.4.1	ガドリニウムを用いたシミュレーション	41
5.4.2	金を用いたシミュレーション	41
5.4.3	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と分離	42
5.5	生体組織を用いた比較	44
5.5.1	ゼラチンを用いた実験	44
5.5.2	肉片を用いた実験	45
第6章	考察	47
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 を利用した媒質分離	48
6.5	生体組織を用いた比較	48
第7章	まとめ	49
	謝辞	50
	参考文献	51
	発表論文	53
付録A		54
A.1	CT値	54
A.2	スモールピクセルエフェクト	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/mm² with four energy windows. The size of a CdTe detector module was 8 x 8 mm², and that of a pixel was 0.2 x 0.2 mm². The thickness of the detector was 1 mm. The active area of our detector was 8 x 144 mm². 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、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、吸収の影響を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っているのである。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によって検出される 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不要なく、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 μm で有効視野が $44.8 \times 44.8 \text{ mm}^2$ 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、エネルギー重みづ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、低線量時にはエネルギー重みづ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。エネルギー重みづ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．

Table 2.1: X 線管の仕様

焦点寸法	大焦点	0.6×0.6 mm
	小焦点	0.3×0.3 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

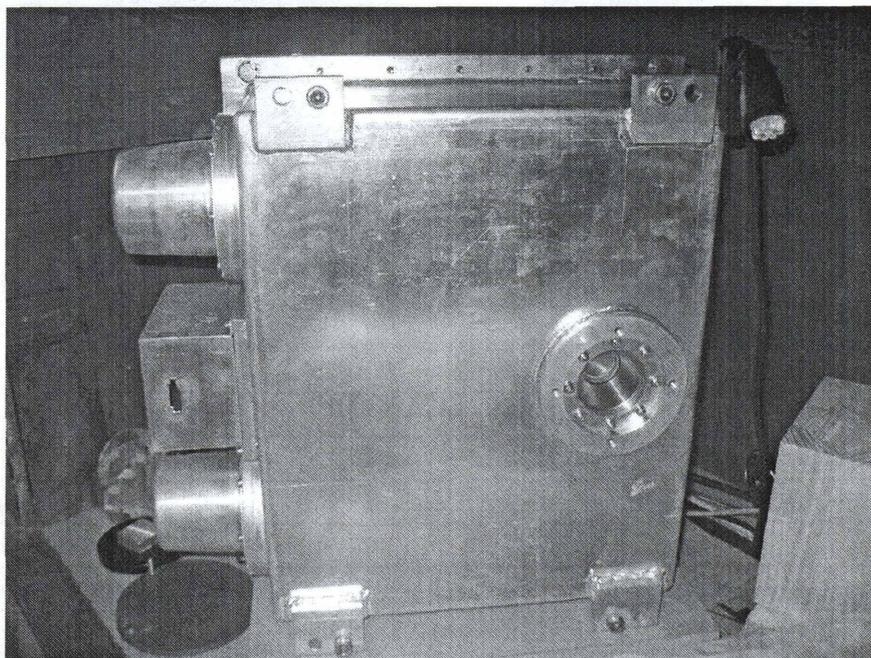


Fig. 2.1: TRIX-150S

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、 $25.0 \times 6.4 \text{mm}^2$ の CdTe 検出器のモジュールを 6 個を横方向に結合した $151.0 \times 6.4 \text{mm}^2$ 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 $1510 \times 64 \text{pixels}$ 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。

Table 2.2: SCAN300F の仕様

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	$1510 \times 64 \text{pixels}$
モジュールサイズ	$250 \times 64 \text{pixels}$
モジュール数	6

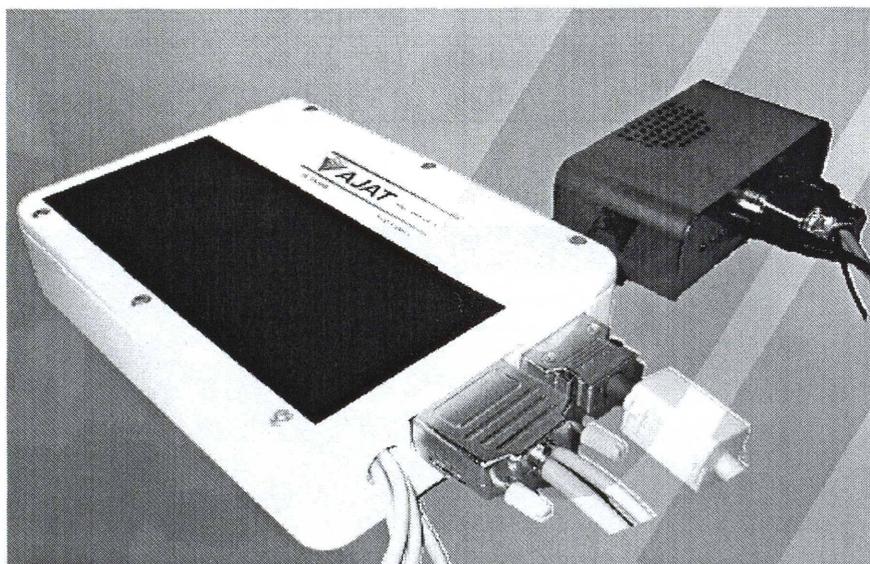


Fig. 2.2: SCAN300F

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、 $8 \times 8 \text{mm}^2$ の CdTe 検出器のモジュールを 18 個を並べ、有効視野は $8 \times 154 \text{mm}^2$ 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ては、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。

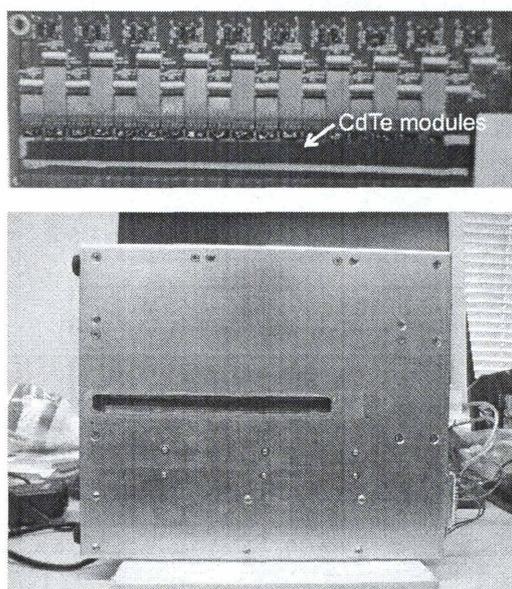


Fig. 2.3: Telesystems 検出器

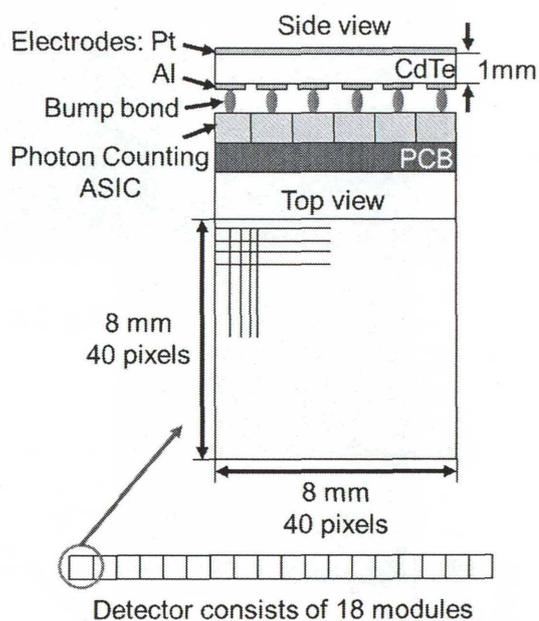


Fig. 2.4: 検出器の構造

Table 2.3: ASIC の仕様

Pixel size	200×200 μm^2
Input charge polarity	Negative (collecting electrons)
Energy ranges	9~100 keV or 14~150 keV
Shaping time	300 nsec or 500 nsec
Pileup	1% loss at 150 kcps for 500 nsec shaping time
RMS noise	0.3~0.4keV (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)
Threshold accuracy	Less than ± 0.5 keV
Bias voltage	-500 V

Table 2.4: Telesystems 検出器の仕様

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

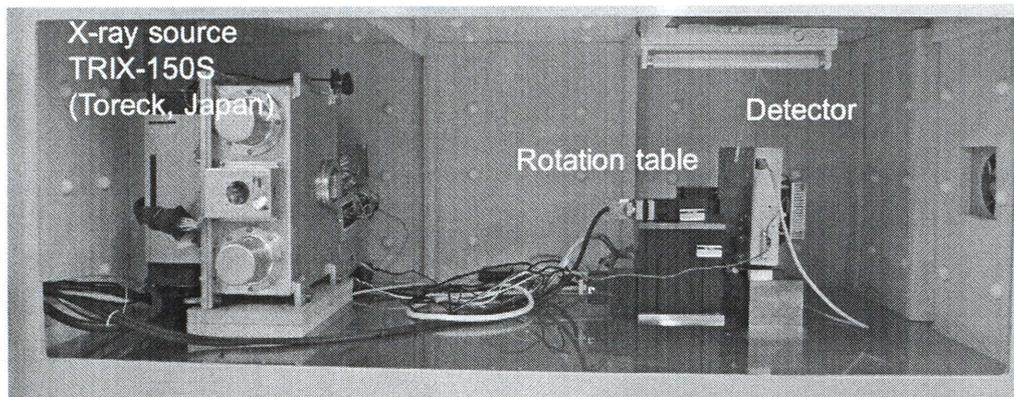


Fig. 2.5: 実験ジオメトリ

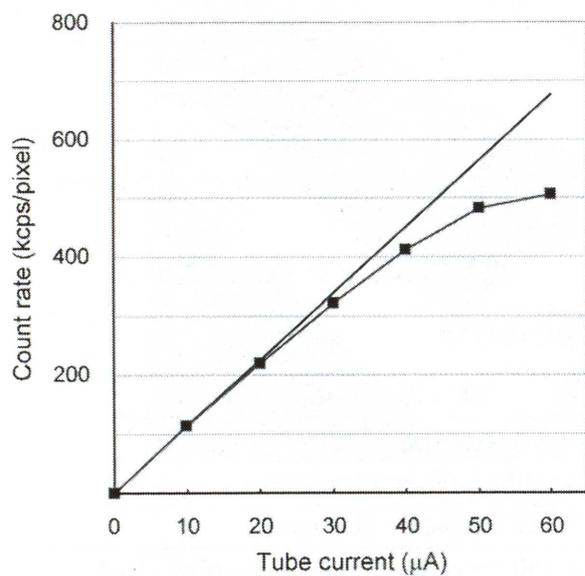


Fig. 2.6: カウントレート

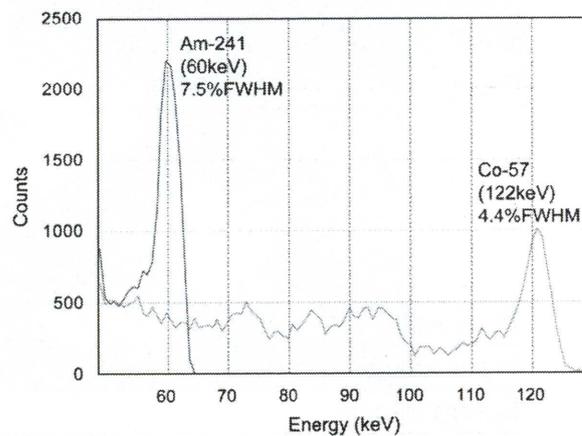


Fig. 2.7: エネルギー分解能

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。

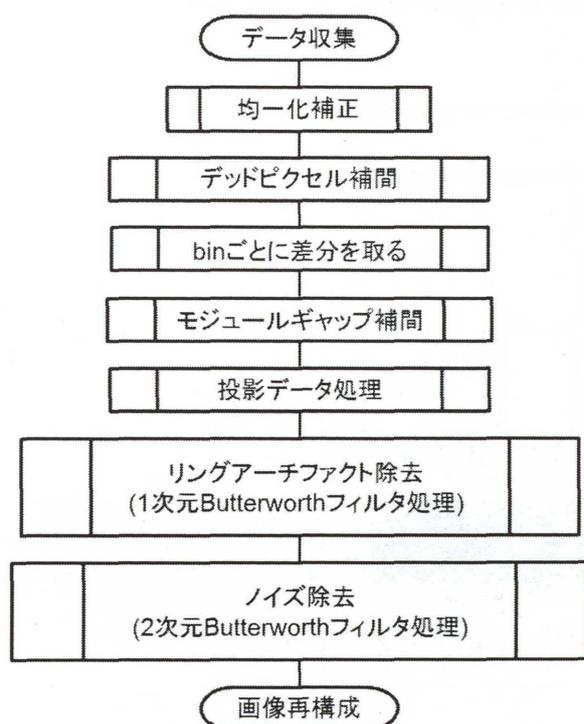


Fig. 3.1: データ補正フローチャート

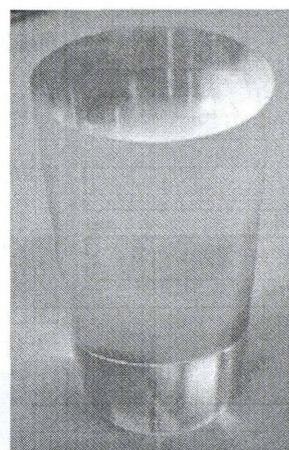


Fig. 3.2: アクリル円柱ファントム

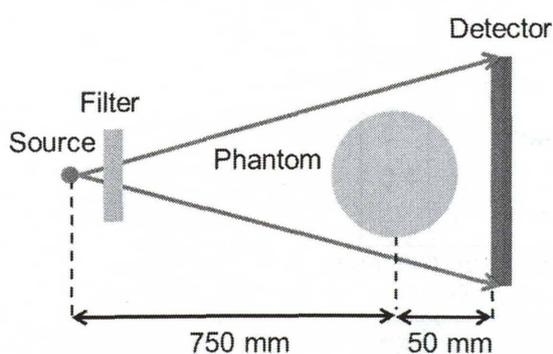


Fig. 3.3: ジオメトリ

Table 3.1: 実験条件

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 keV
bin3	65-75 keV

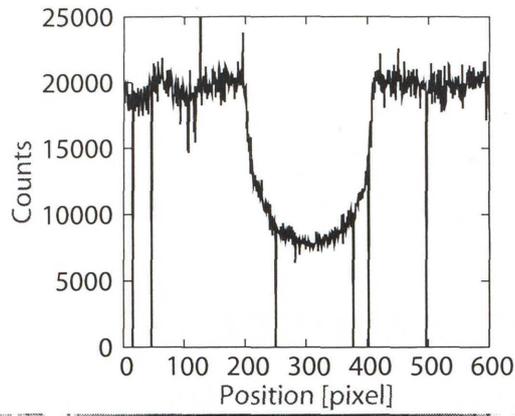


Fig. 3.4: 生データとプロフィール

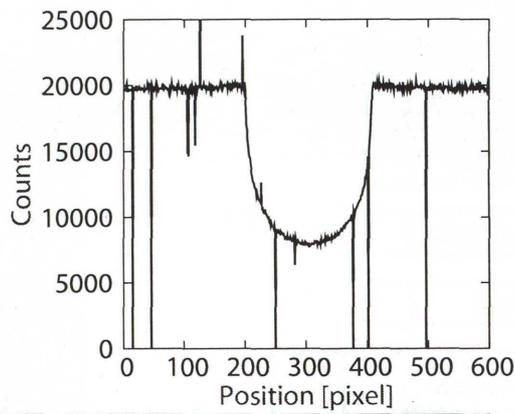


Fig. 3.5: 均一化補正後のデータとプロフィール

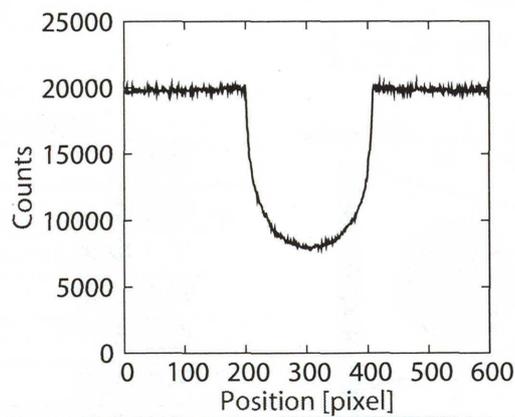


Fig. 3.6: デッドピクセル補間後のデータとプロフィール

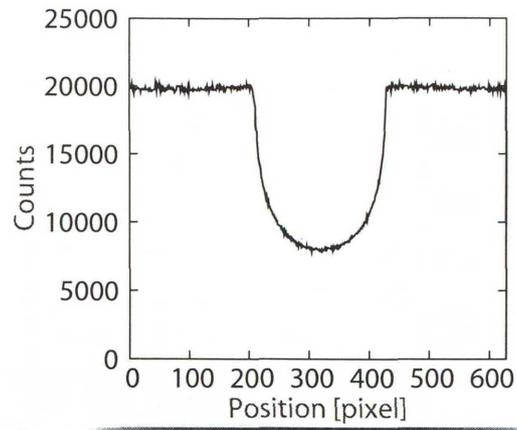


Fig. 3.7: モジュールギャップ補間後のデータとプロファイル

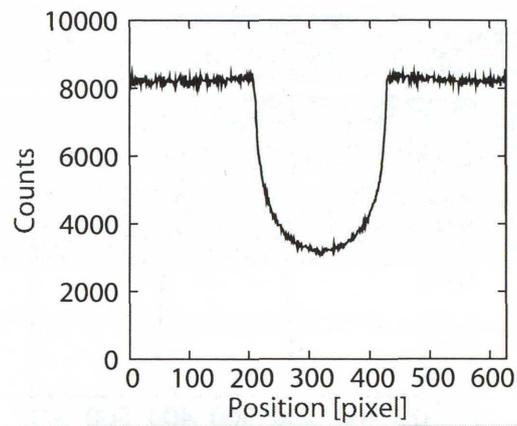


Fig. 3.8: 差分後のデータとプロファイル

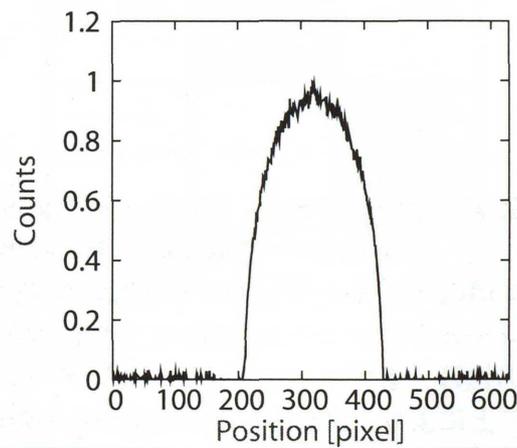


Fig. 3.9: 投影データ処理後のデータとプロファイル

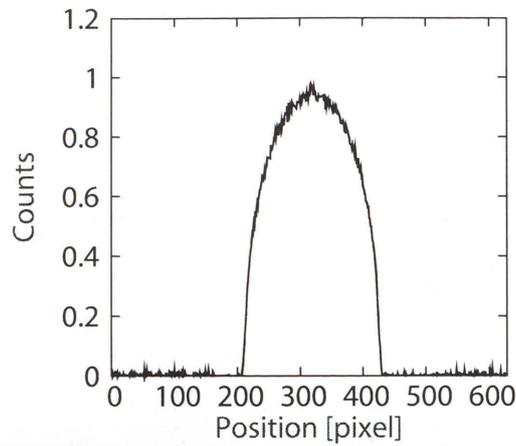


Fig. 3.10: リングアーチファクト除去後のデータとプロフィール

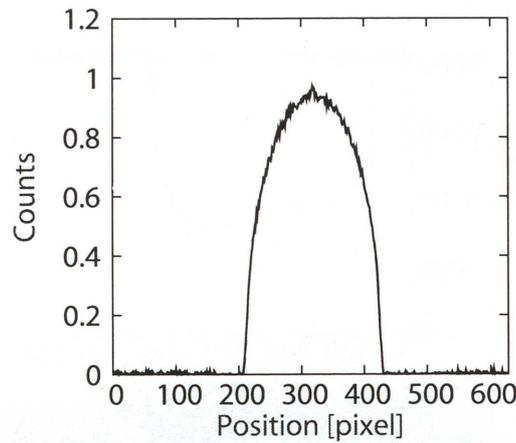


Fig. 3.11: ノイズ除去後のデータとプロフィール

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%の画素をデッドピクセルとした。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とした時のデッドピクセルの分布を示す。

デッド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で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。

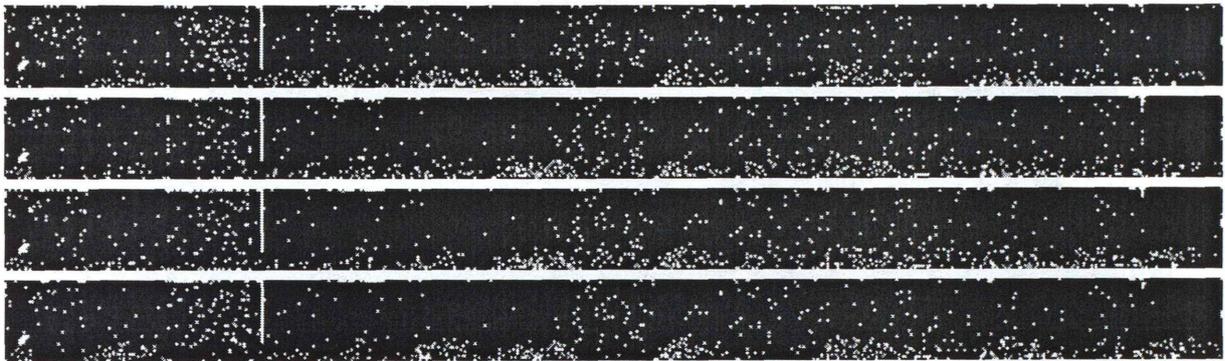


Fig. 3.12: デッドピクセルの分布 [上から bin0, bin1, bin2, bin3]

(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

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

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。グレーの部分で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。

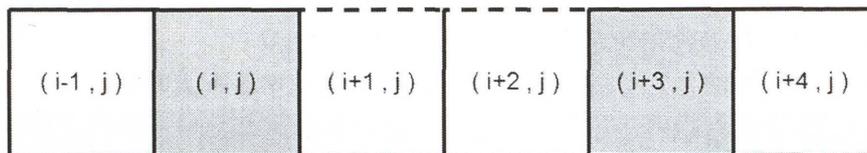


Fig. 3.14: モジュールギャップの補完例

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

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。

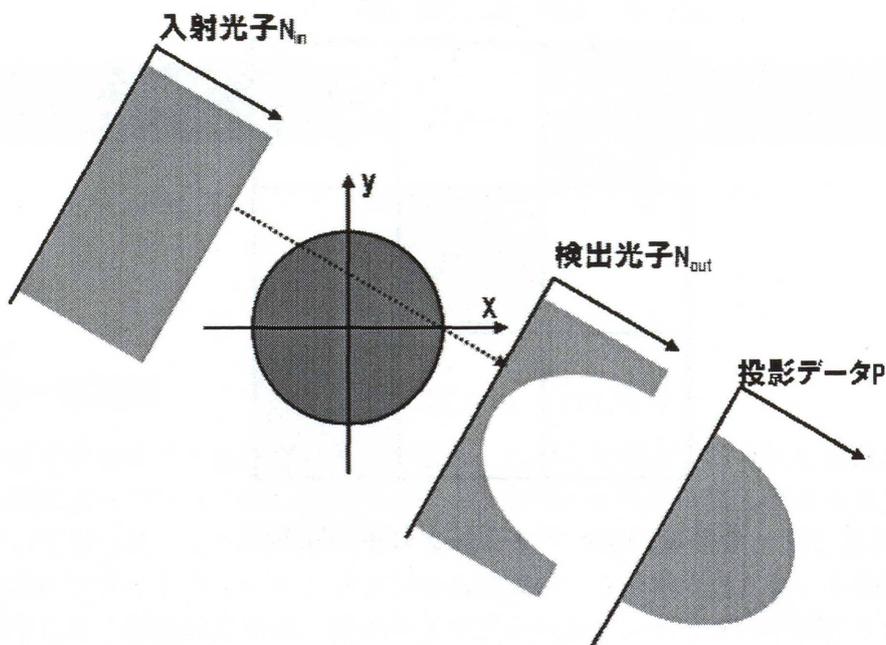


Fig. 3.15: X 線 CT の流れ

$$P = \ln \left(\frac{N_{in}}{N_{out}} \right) \quad (3.3)$$

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。

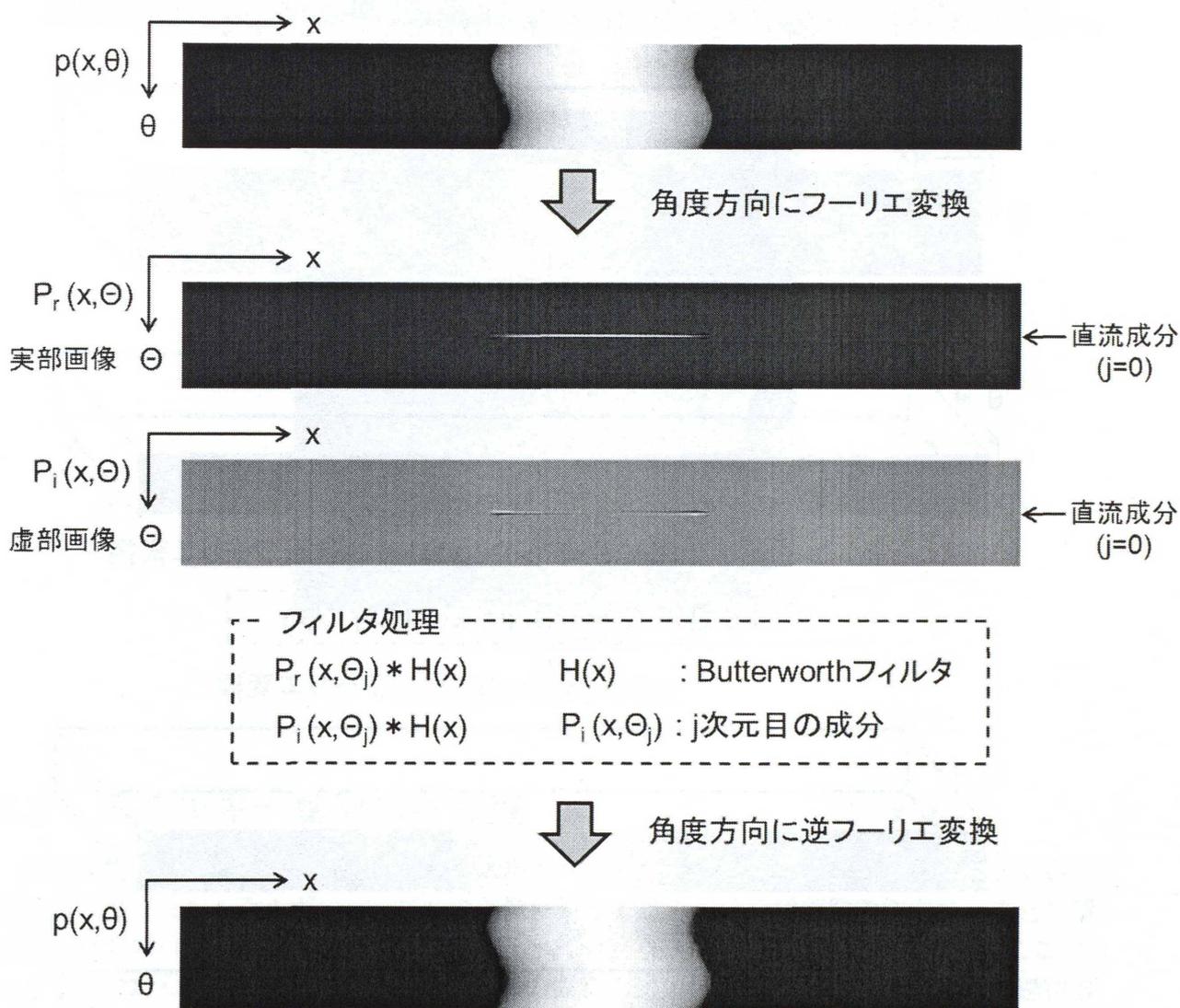


Fig. 3.16: リングアーチファクト除去のフロー

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

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 $y \times$ 検出器サイズ $x \times$ 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。

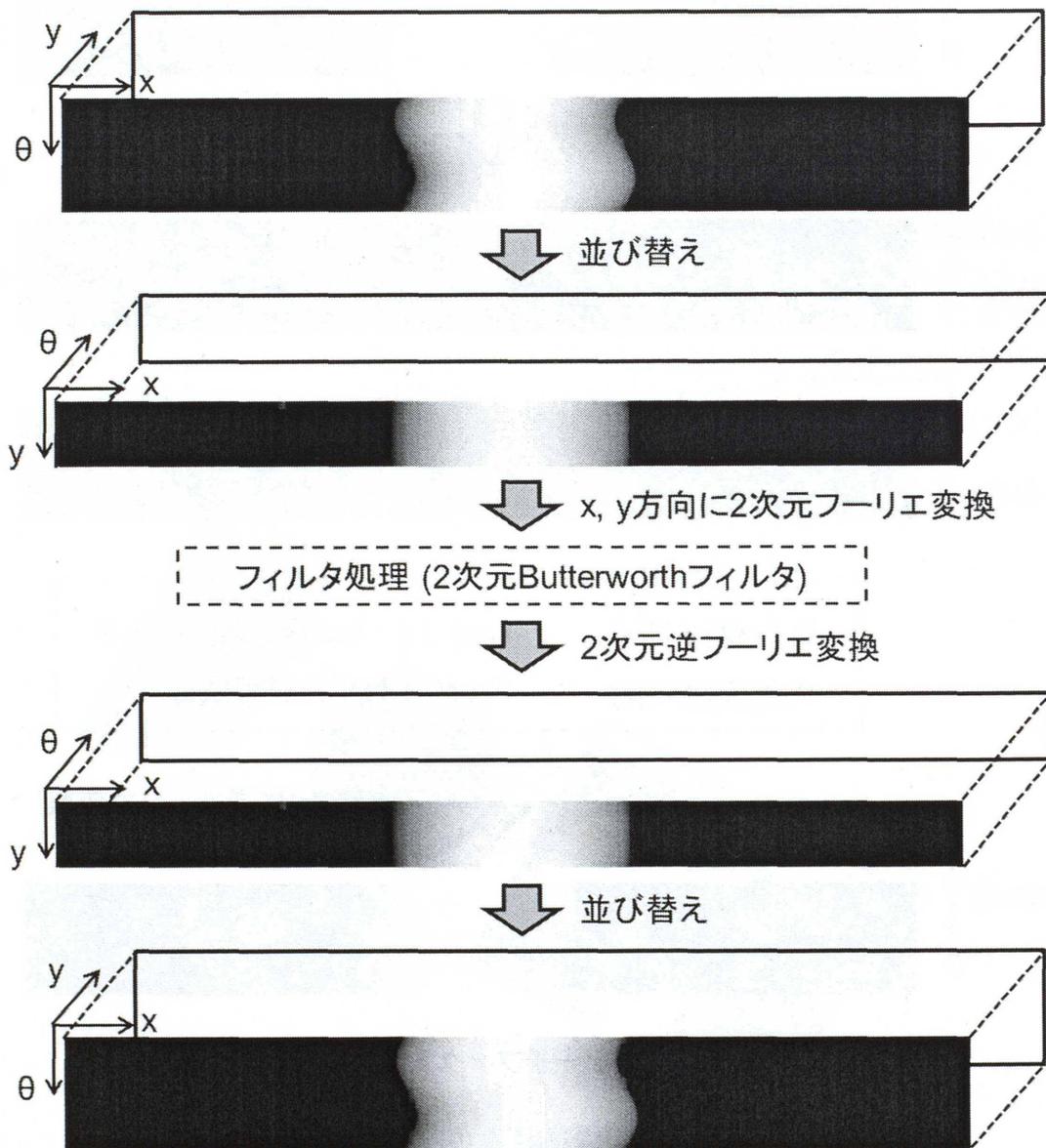
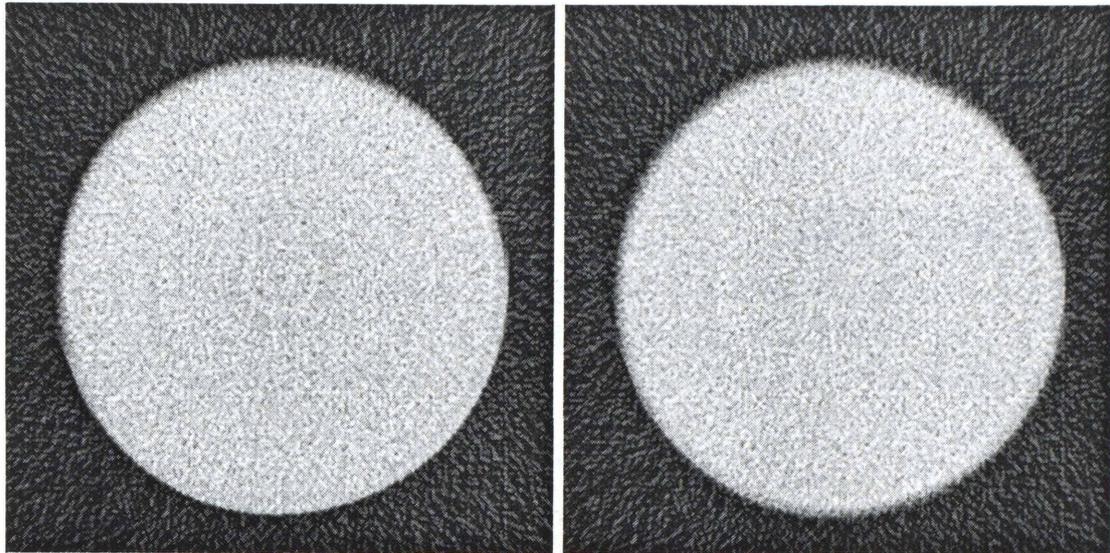
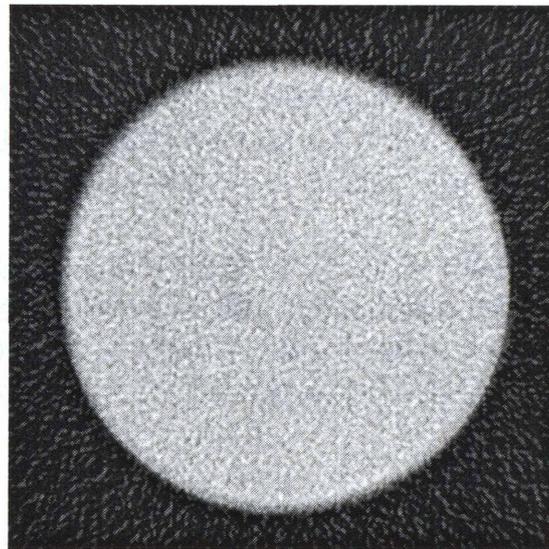


Fig. 3.17: ノイズ除去のフロー



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_i と T'_i 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。

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

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 η_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。

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

3.4 CT 値

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、 μ_m は求める媒質の減衰係数、 μ_{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 $30 \sim 60HU$ 、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。

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

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 $(100 \div 25) + (75 \div 25) = 7 \text{ counts}$ 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_{out} , Eq. (3.9) 光子計数形における検出光子のエネルギー E_{out} の計算式を示す. ここで E_{in} 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.

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

$$E_{in} + G = E_{out} \quad (3.9)$$

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。

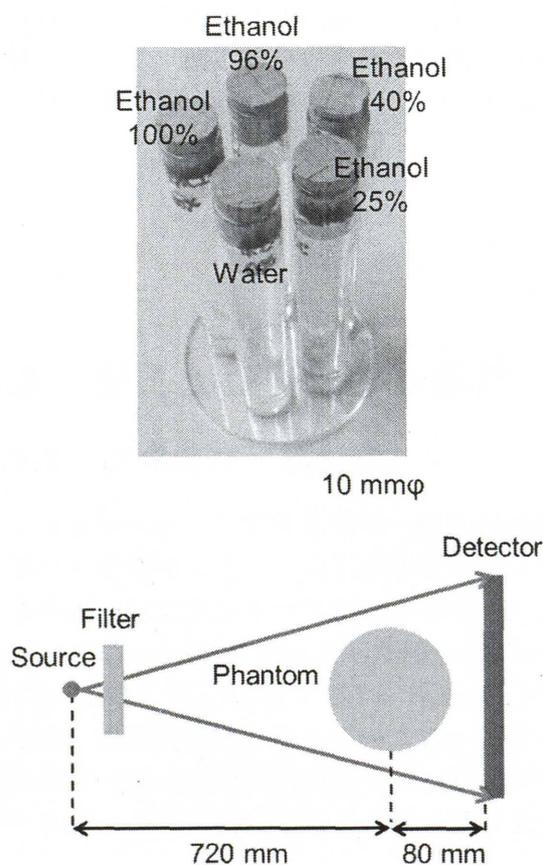


Fig. 4.1: ファントムとジオメトリ

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
bin1	45-54 keV
bin2	55-64 keV
bin3	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。

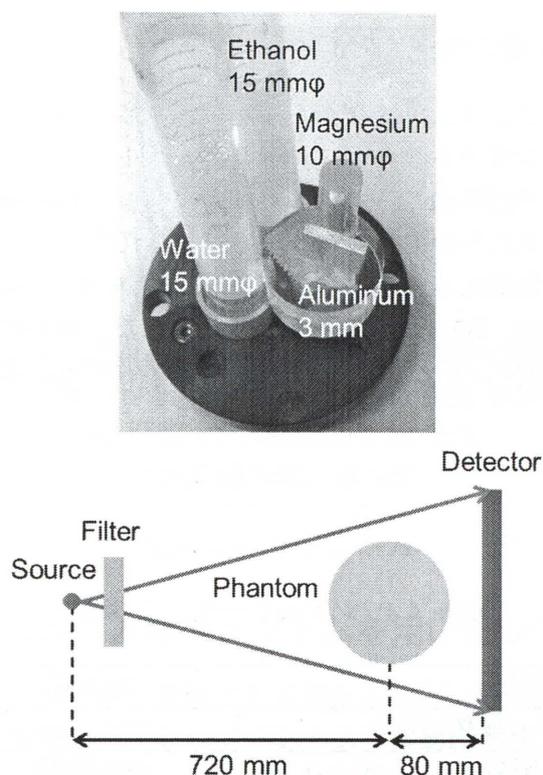


Fig. 4.2: ファントムとジオメトリ

Table 4.2: 実験条件

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 keV
bin3	70-90 keV

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 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。

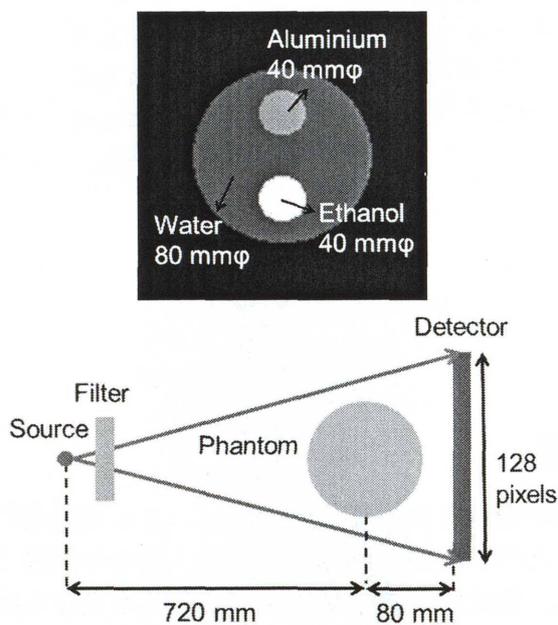


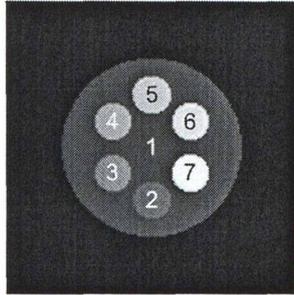
Fig. 4.3: ファントムとジオメトリ

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 keV

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。



- (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

Table 4.5: 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
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

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, 50000, 100000カウントとし、それぞれの画像の標準偏差を比較した。

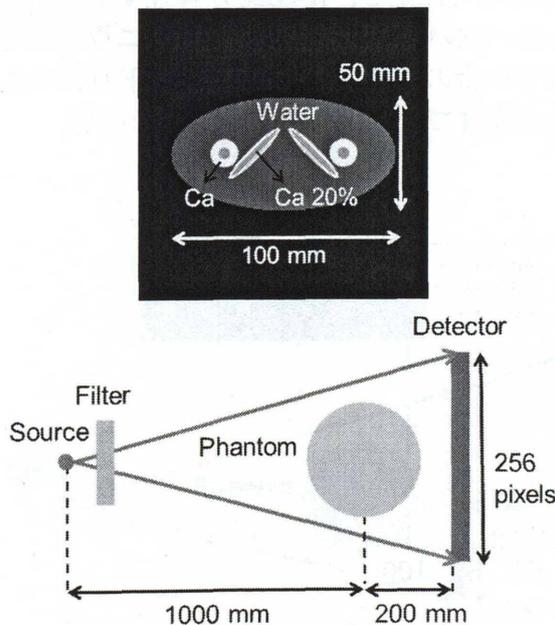


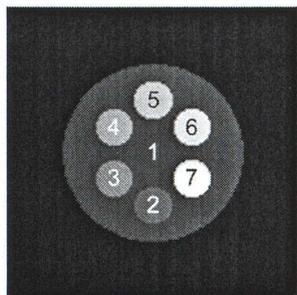
Fig. 4.5: ファントムとジオメトリ

Table 4.6: 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
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

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。

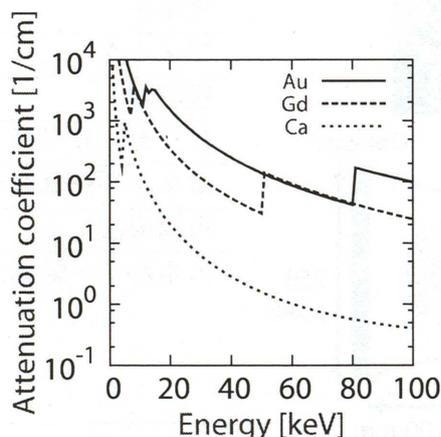


Fig. 4.7: 金, ガドリニウム, カルシウムの減衰係数

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10mm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。

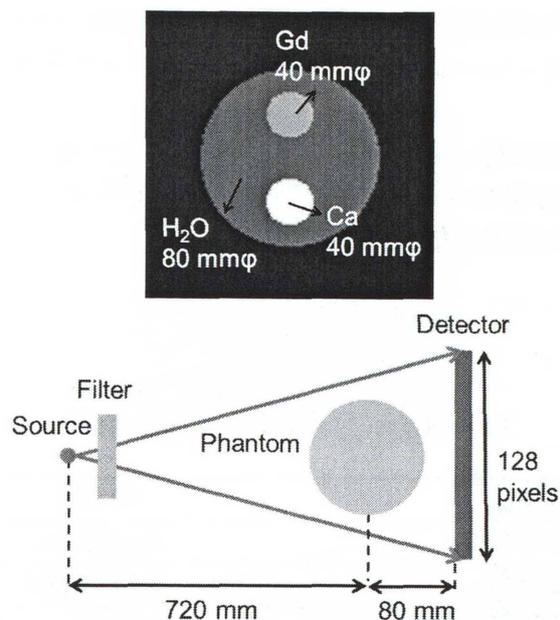


Fig. 4.8: ファントムとジオメトリ

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

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。

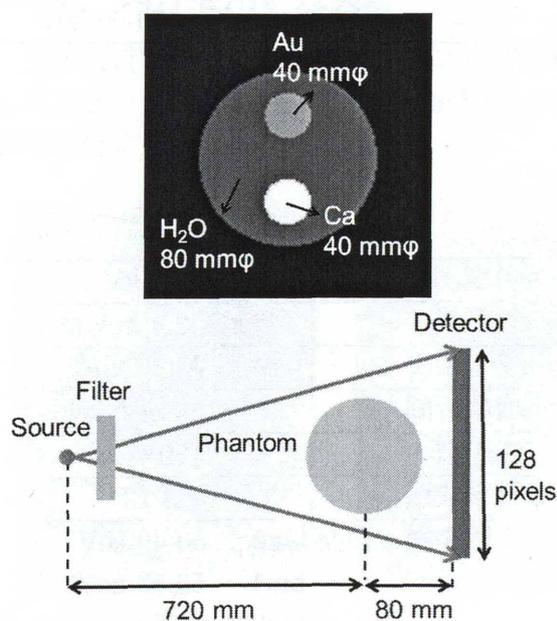


Fig. 4.9: ファントムとジオメトリ

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。

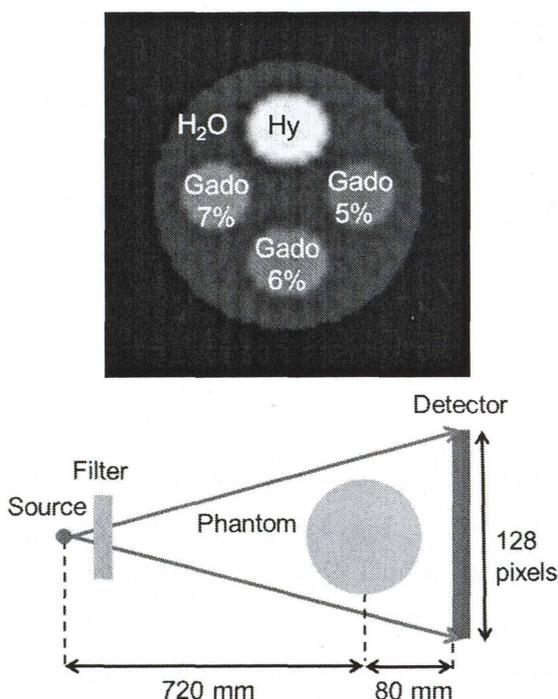


Fig. 4.10: ファントムとジオメトリ

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

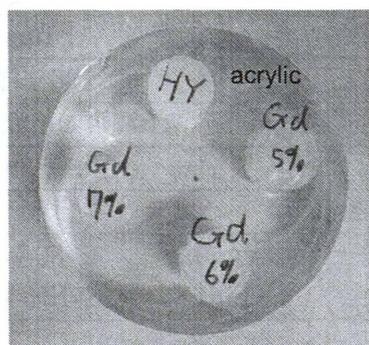


Fig. 4.11: ファントム

Table 4.11: 実験条件

管電圧	90 kV
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ため、ゼラチンの濃度に対する減衰係数の線形性の評価のみを行った。

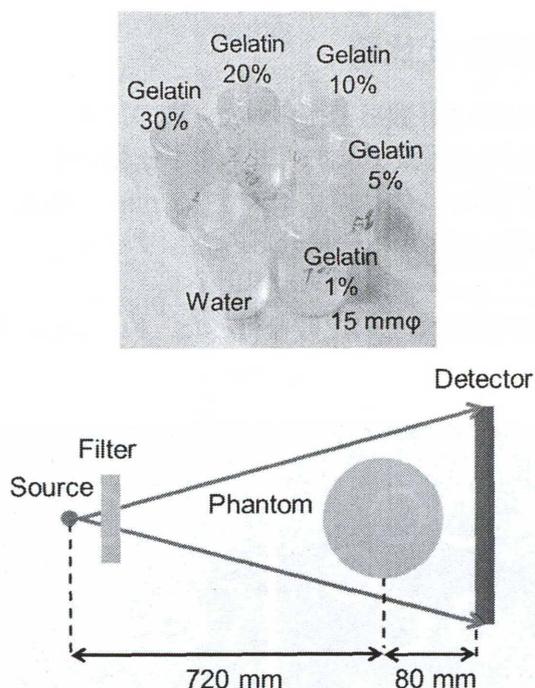


Fig. 4.12: ファントムとジオメトリ

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

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。

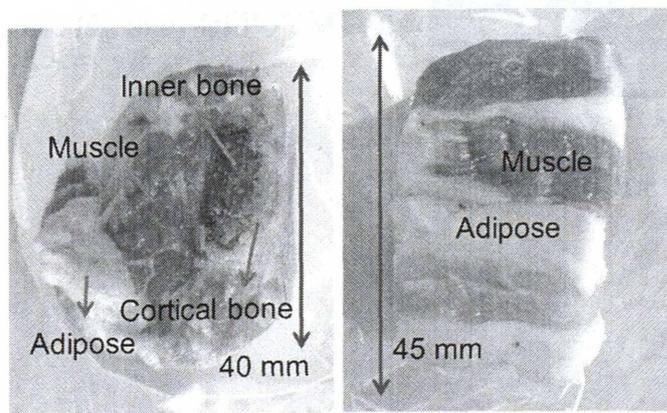


Fig. 4.13: ファントムとジオメトリ

Table 4.13: 実験条件

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 views
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

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。

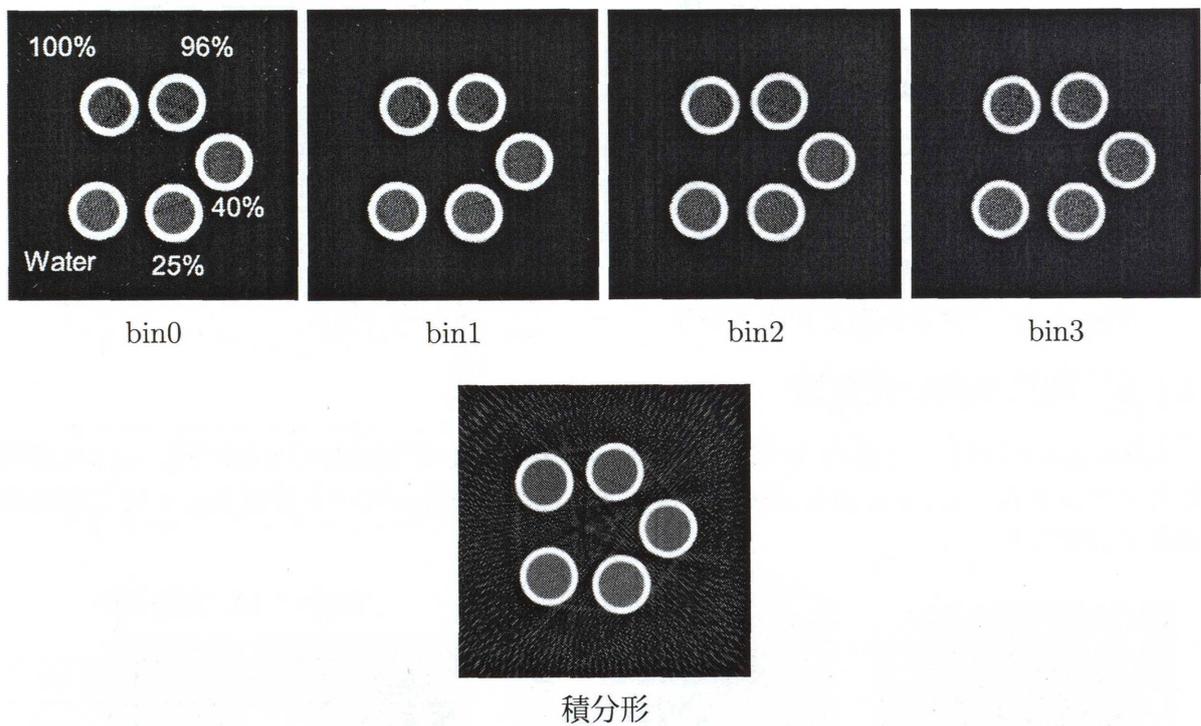


Fig. 5.1: 再構成画像

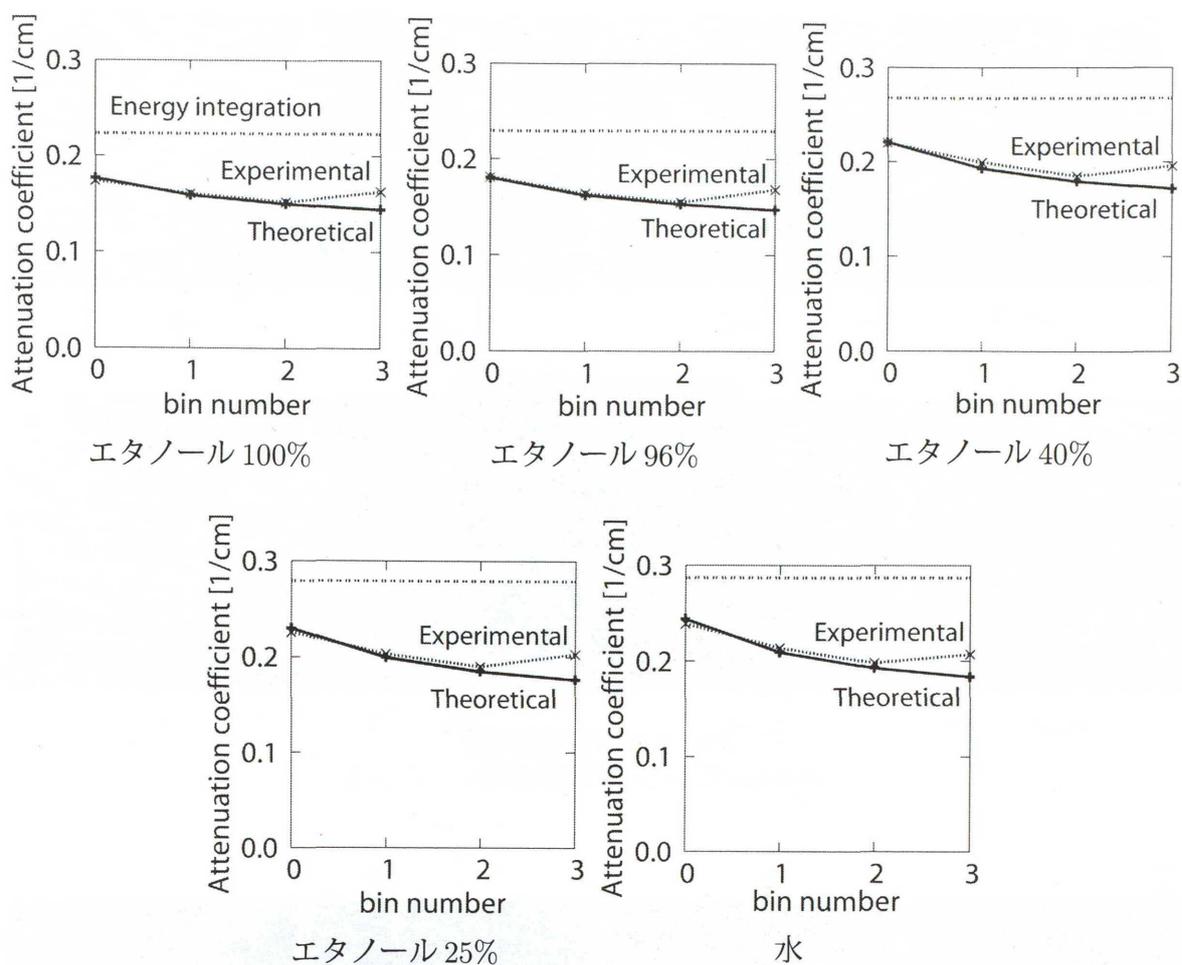
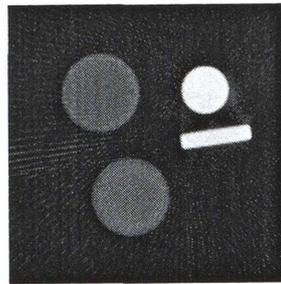
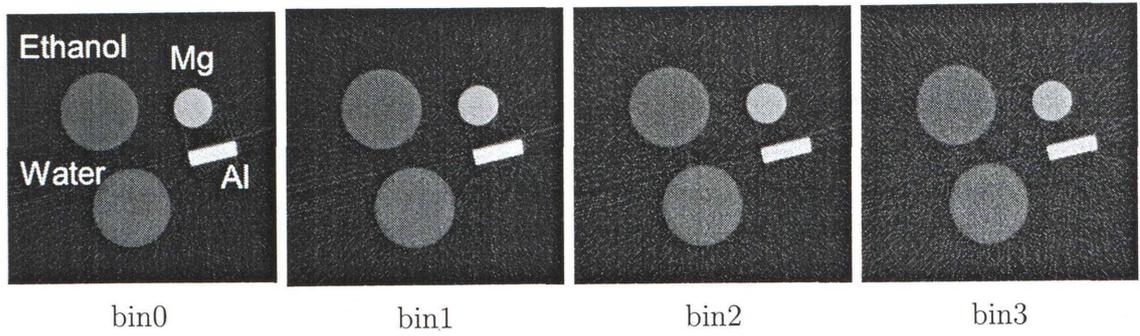


Fig. 5.2: 理論値と実測値の比較

5.1.2 複数の金属を用いた比較

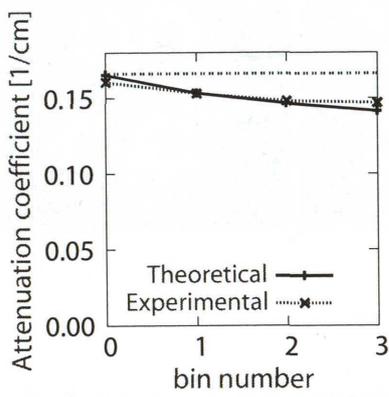
得られた検出結果から再構成を行った。Fig. 5.3 に光子計数形で得られた4つのエネルギー bin の再構成画像とエネルギー積分形で得られた再構成画像を示す。今回も検出器のピクセルサイズを合わせるためにエネルギー積分形の画像サイズを半分にした。

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。

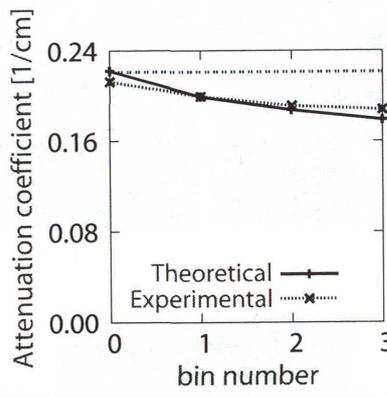


積分形

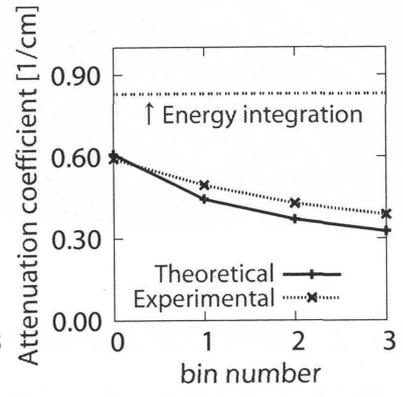
Fig. 5.3: 再構成画像



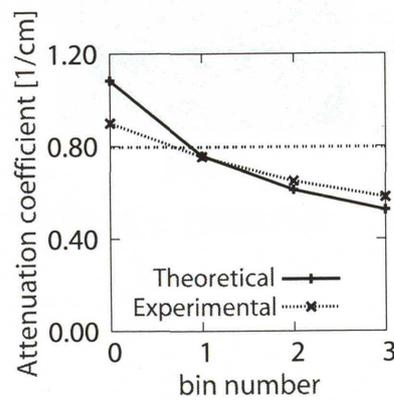
エタノール



水



マグネシウム



アルミニウム

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.

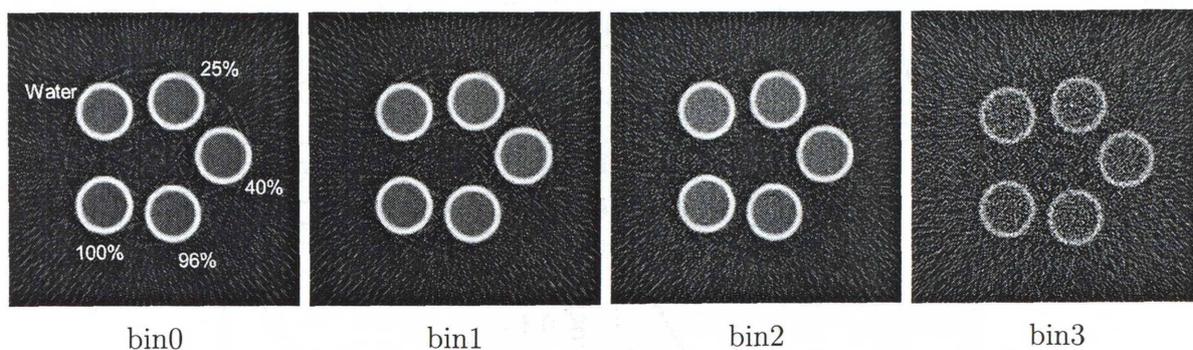


Fig. 5.5: 再構成画像 (管電流 1.2 mA)

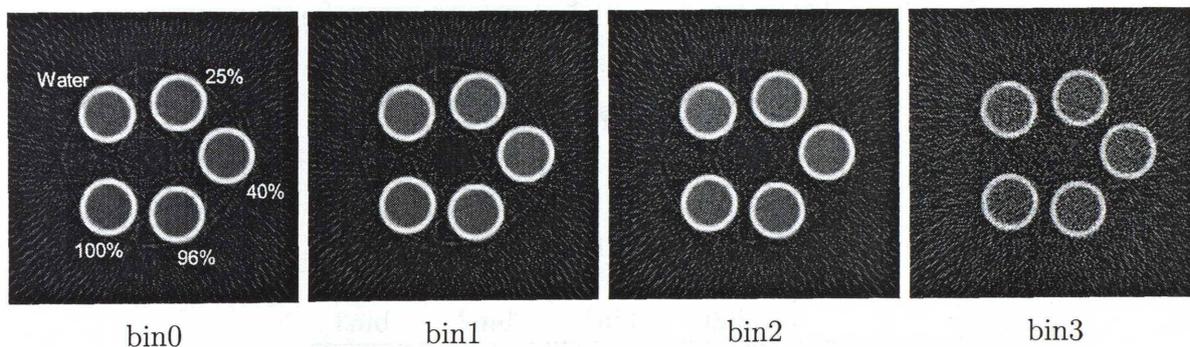


Fig. 5.6: 再構成画像 (管電流 2.4 mA)

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

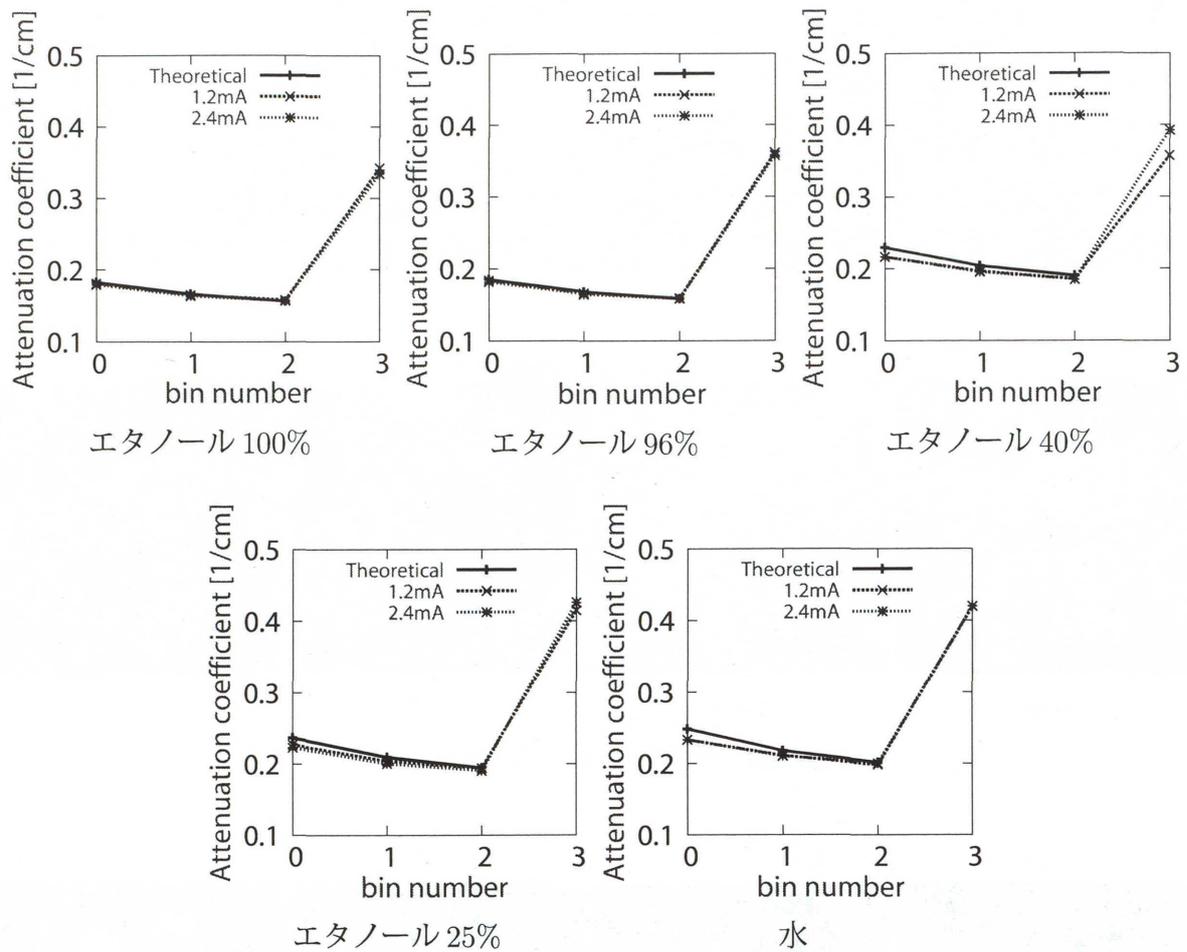


Fig. 5.7: 理論値と実測値の比較

Table 5.2: CT 値 (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

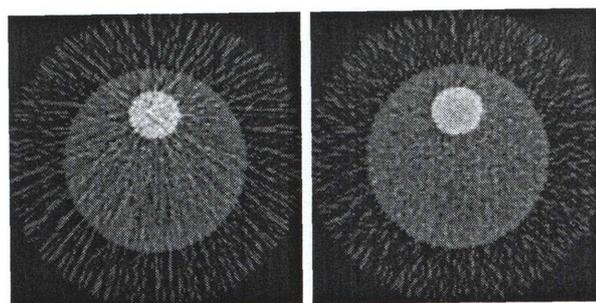
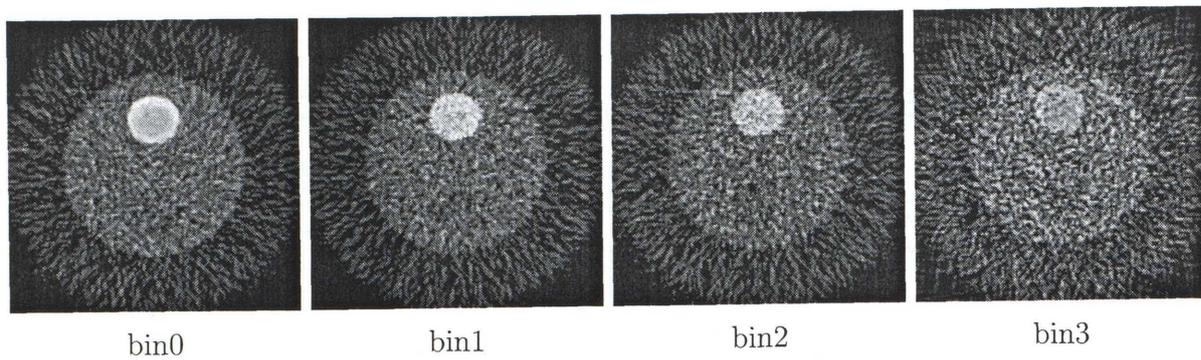


Fig. 5.8: 再構成画像 (100 counts)

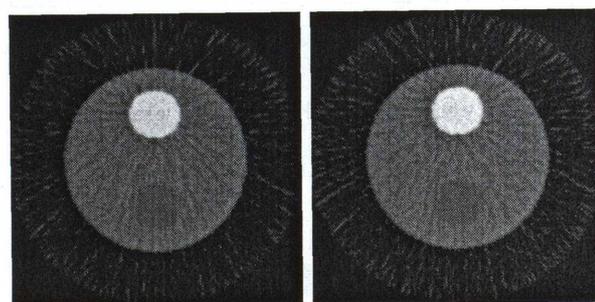
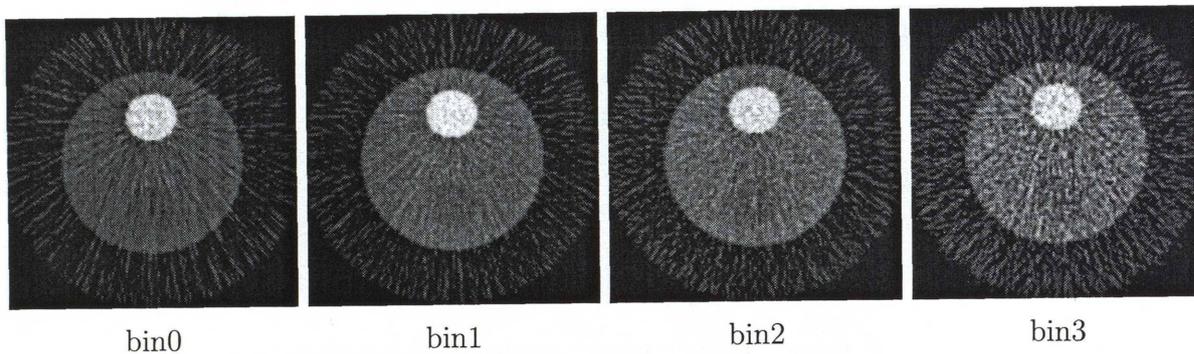


Fig. 5.9: 再構成画像 (1000 counts)

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.

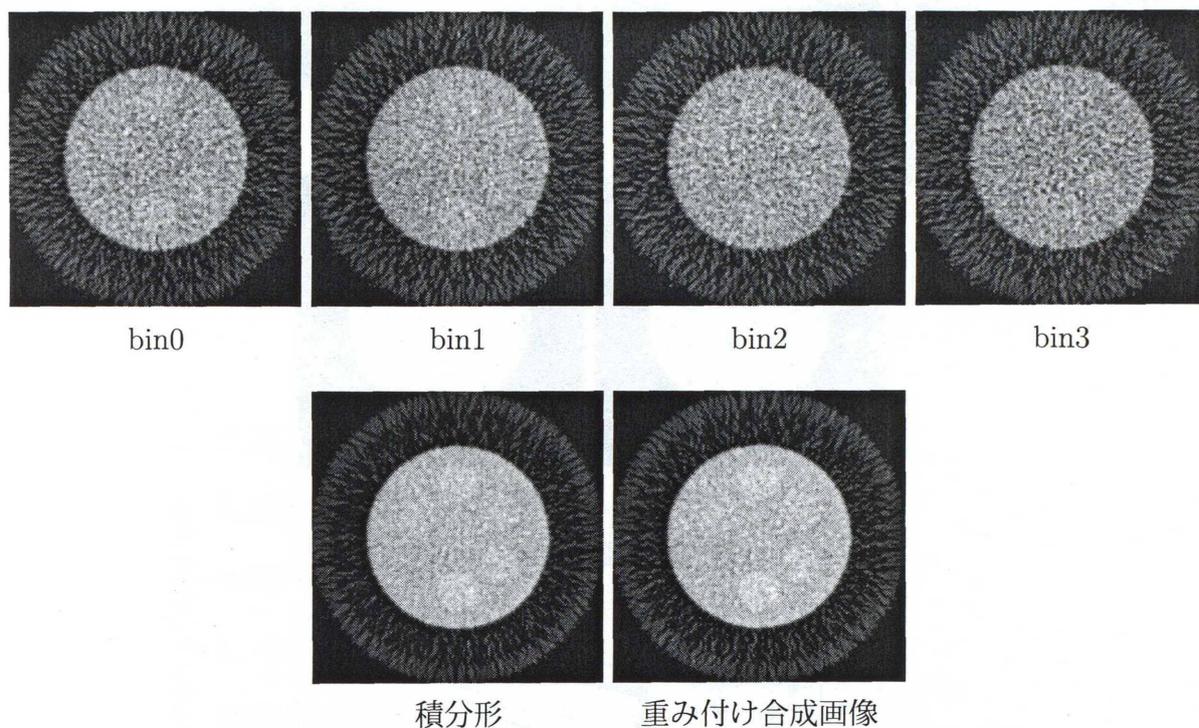


Fig. 5.10: 再構成画像 (1,000 counts)

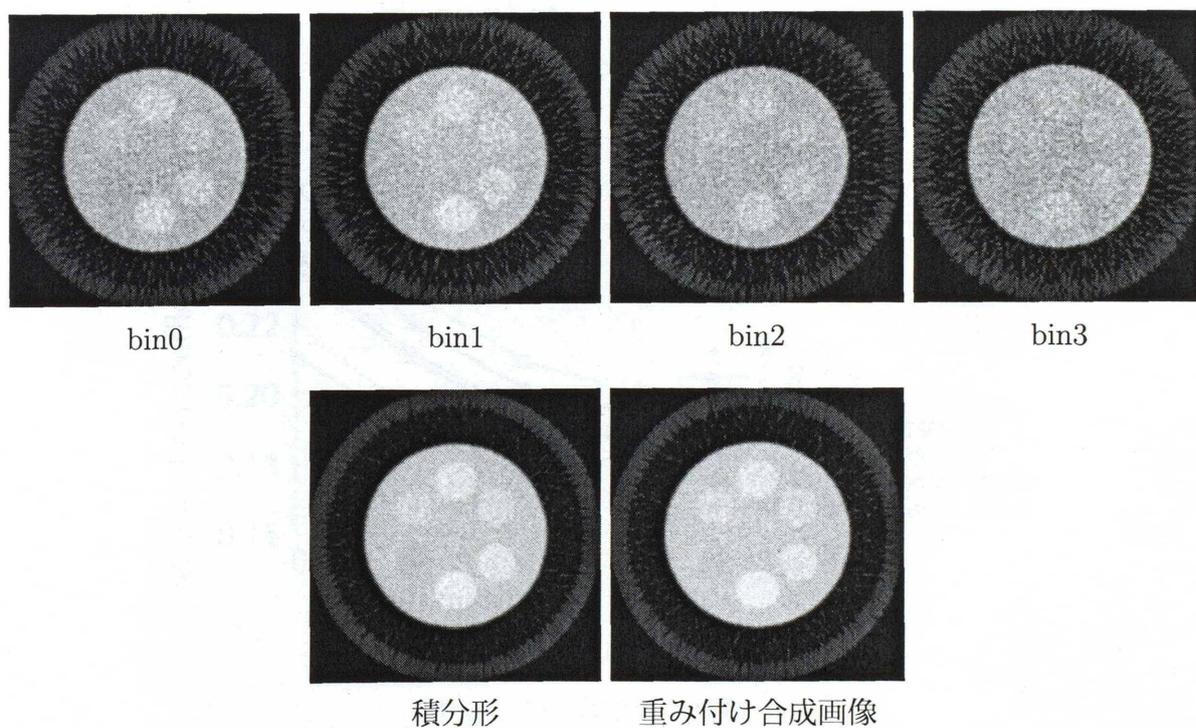
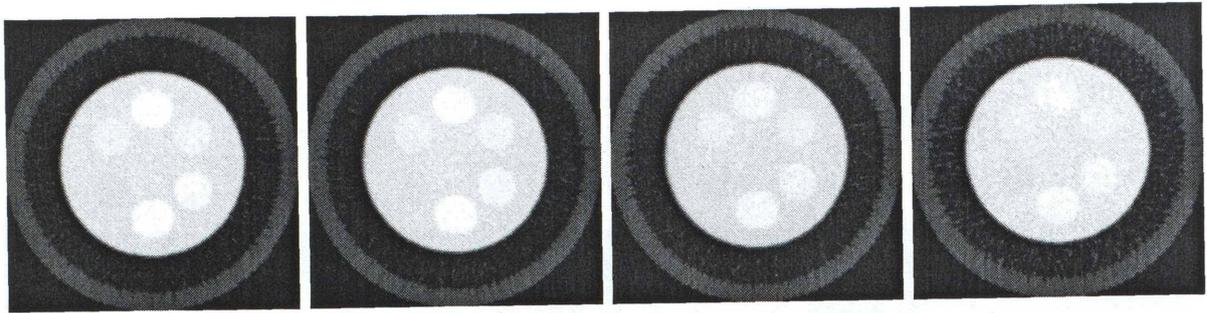


Fig. 5.11: 再構成画像 (10,000 counts)

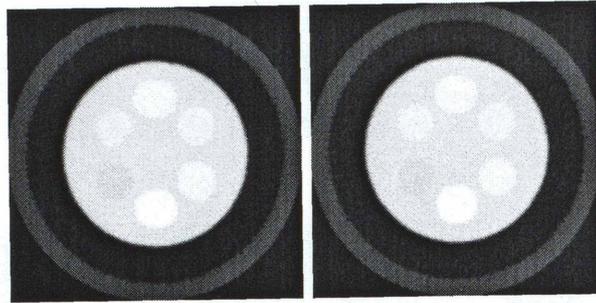


bin0

bin1

bin2

bin3



積分形

重み付け合成画像

Fig. 5.12: 再構成画像 (100,000 counts)

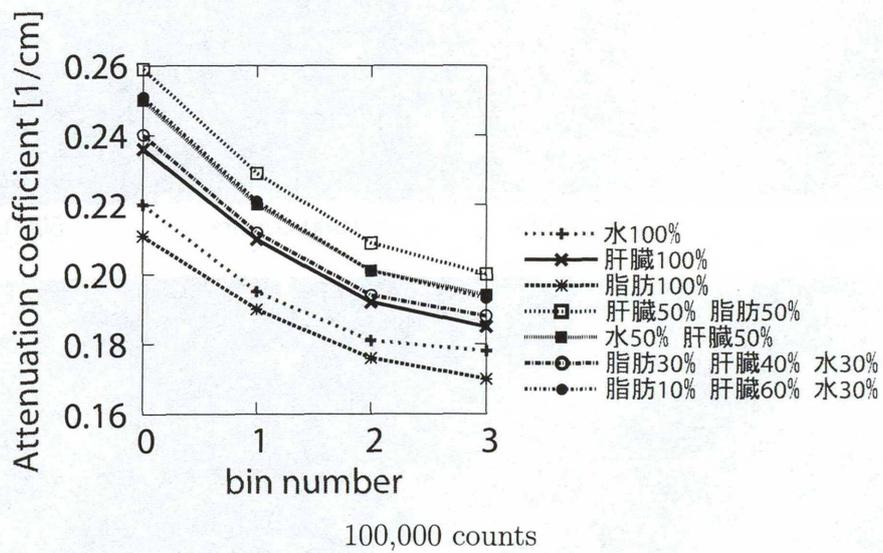
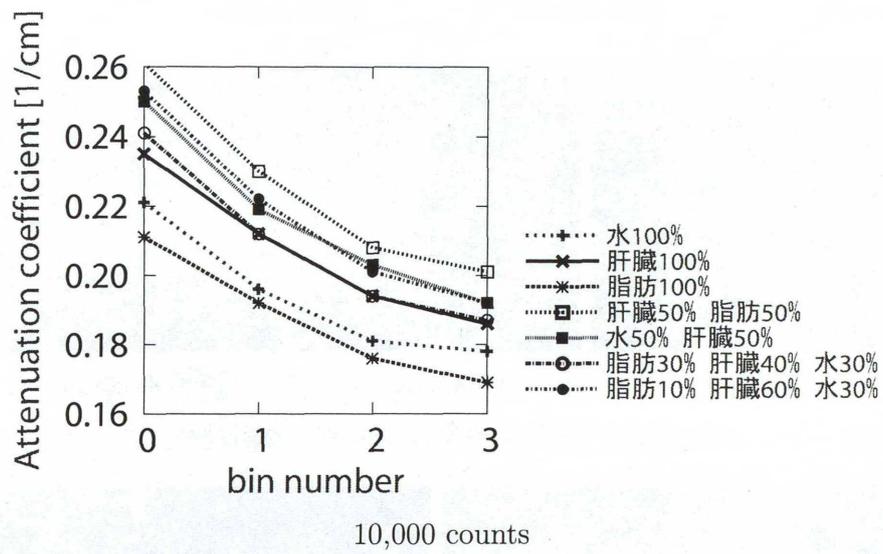
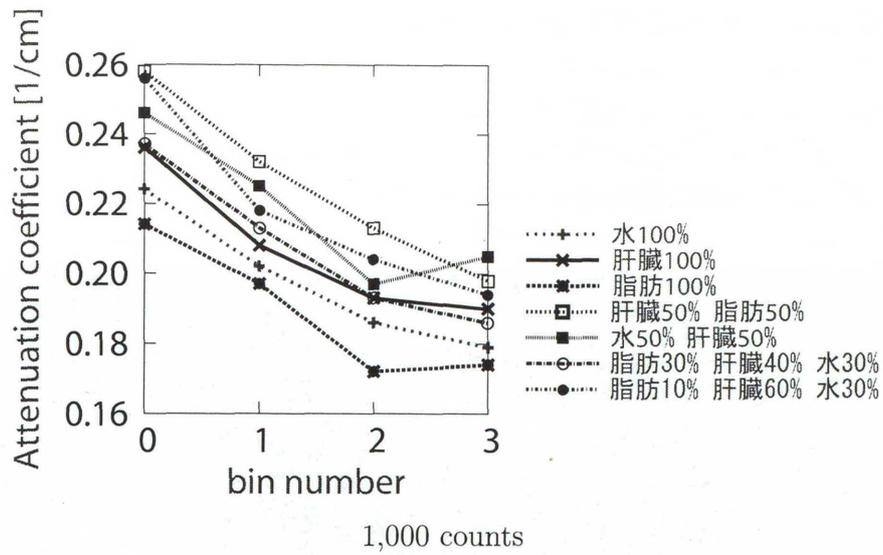


Fig. 5.13: 各媒質の比較

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.

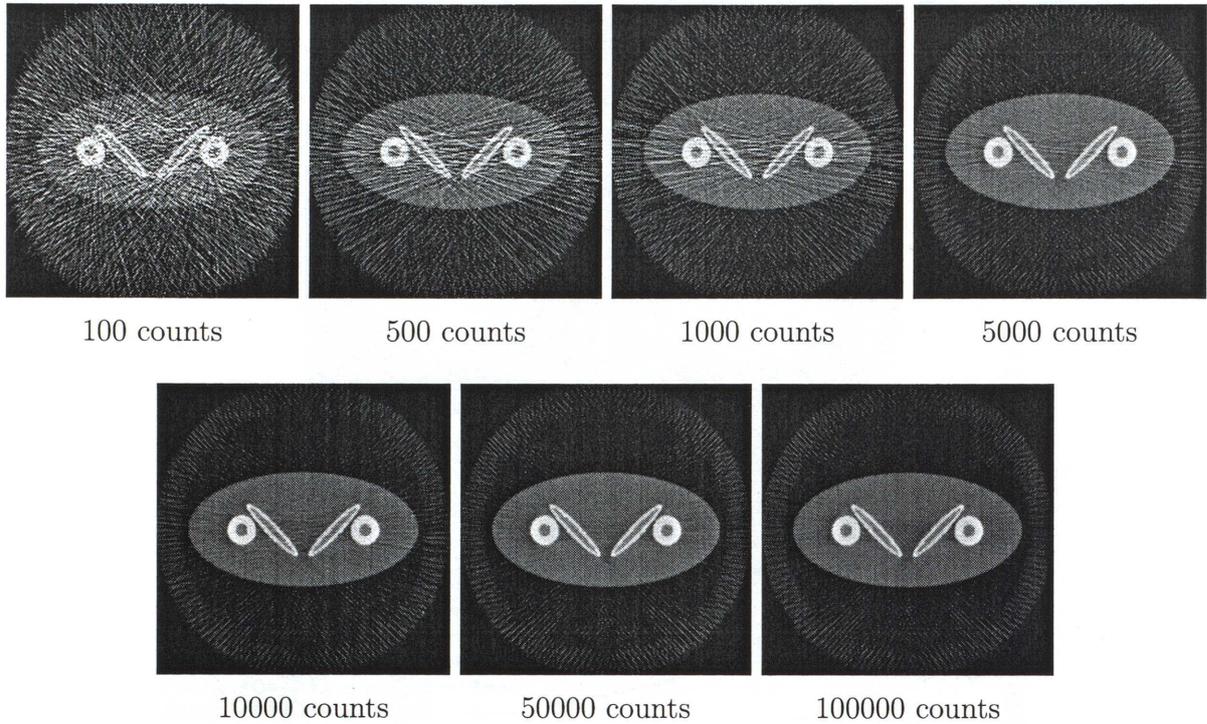


Fig. 5.14: 再構成画像 (エネルギー積分形)

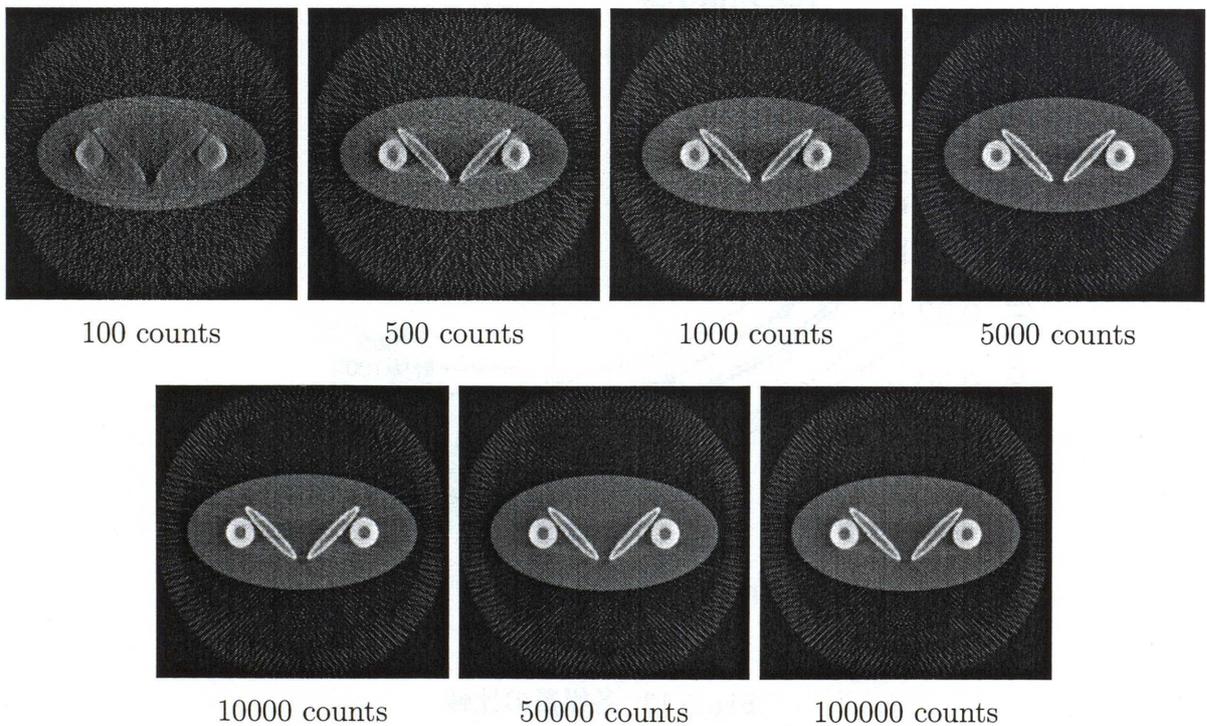


Fig. 5.15: 再構成画像 (エネルギー重み付け合成)

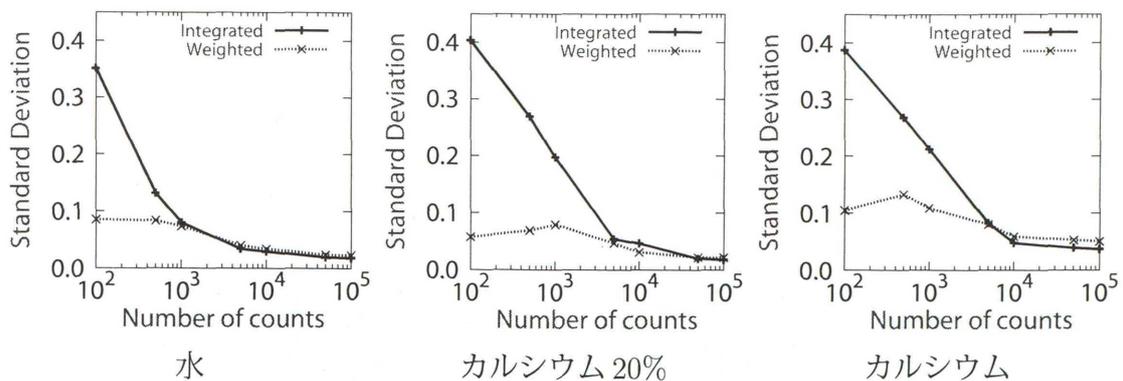


Fig. 5.16: カウント数に対する標準偏差の比較

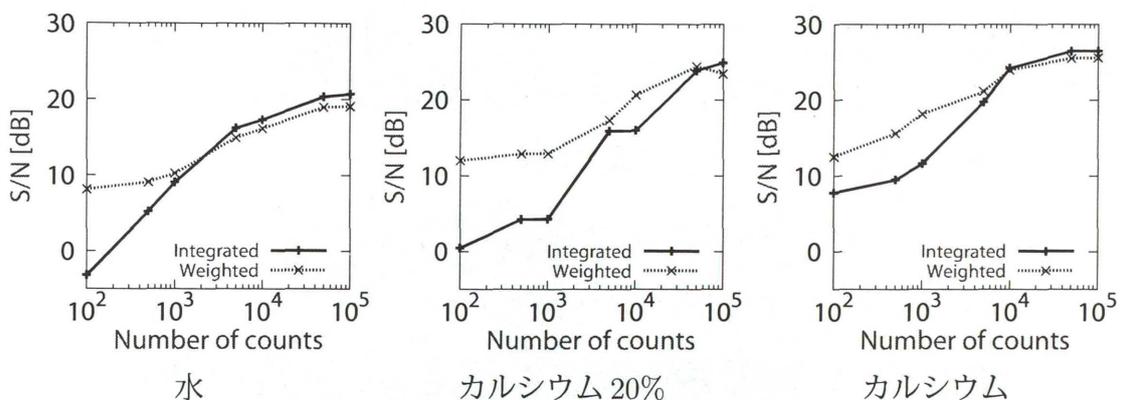


Fig. 5.17: カウント数に対するSN比の比較

5.3 エネルギー重み付けによるコントラスト強調

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.

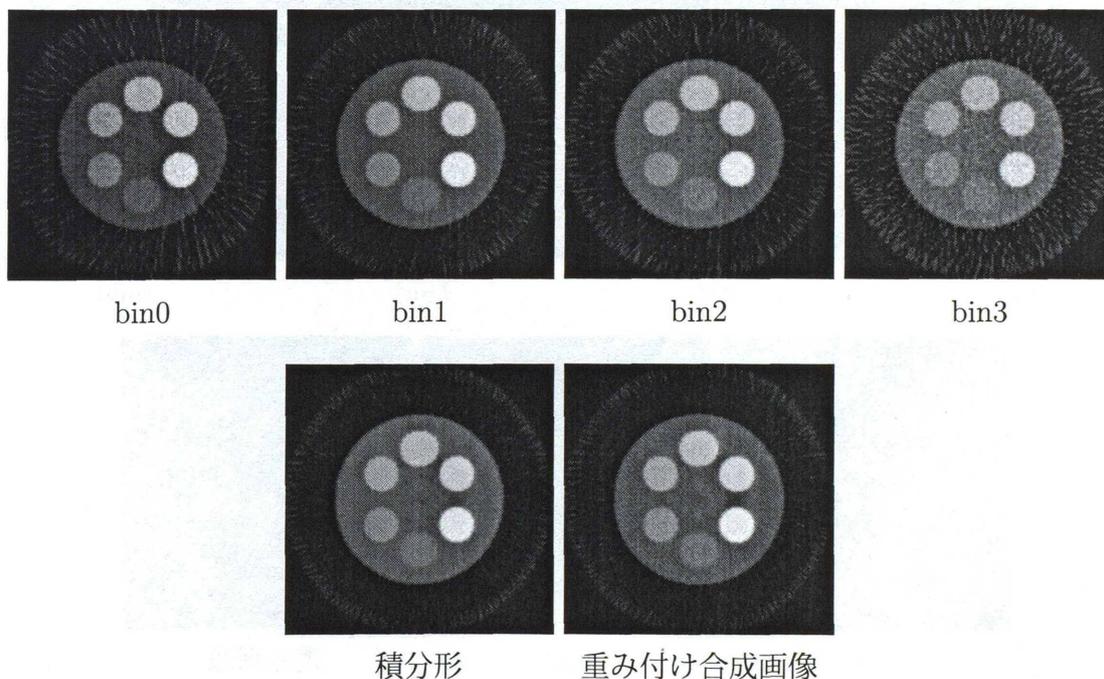


Fig. 5.18: 再構成画像

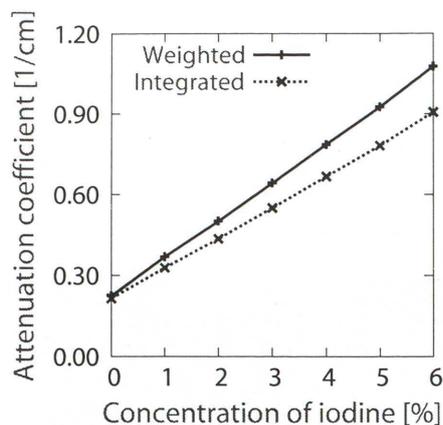


Fig. 5.19: エネルギー積分形と重み付け合成画像の比較

5.4 K-edge を利用した媒質分離

5.4.1 ガドリニウムを用いたシミュレーション

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。

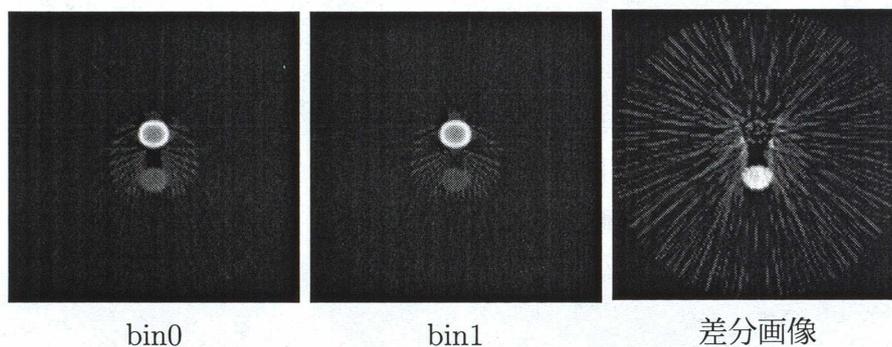


Fig. 5.20: 再構成画像

5.4.2 金を用いたシミュレーション

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。

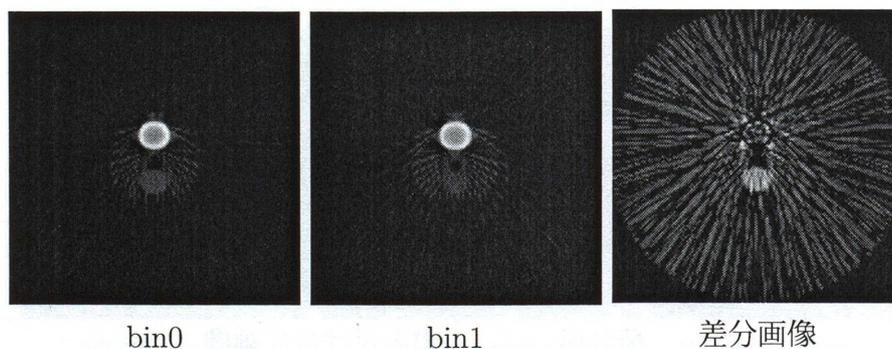


Fig. 5.21: 再構成画像

5.4.3 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と分離

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。

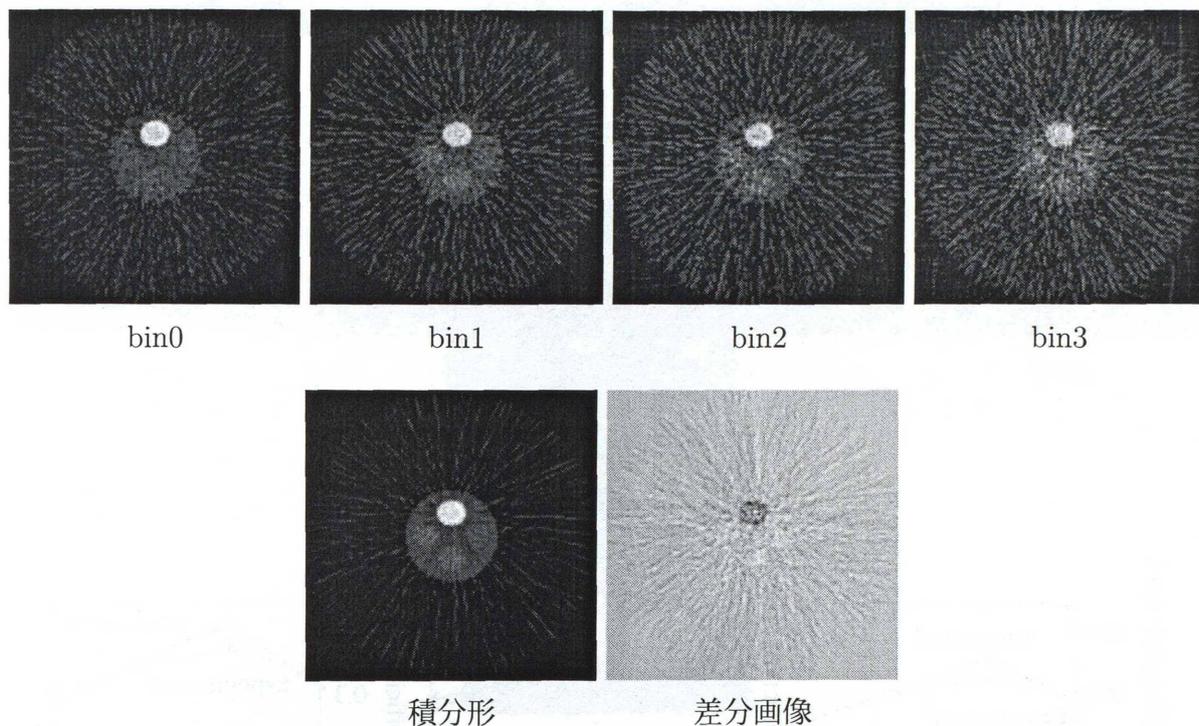


Fig. 5.22: 再構成画像 (100 カウント)

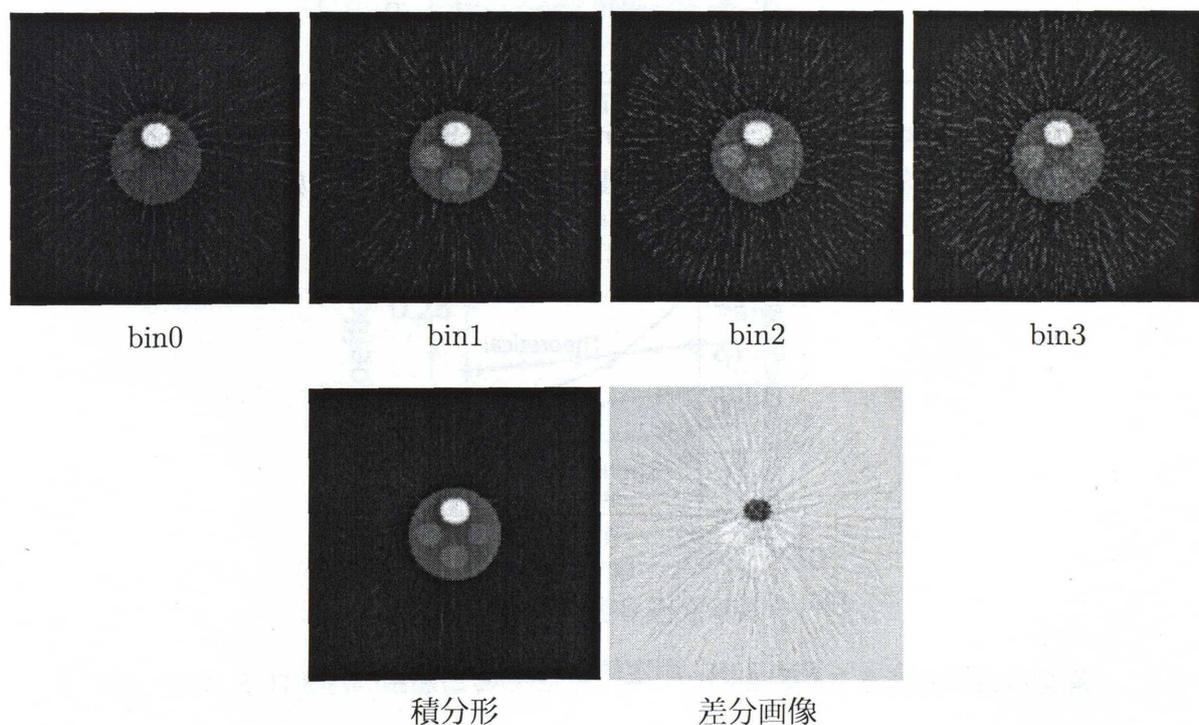
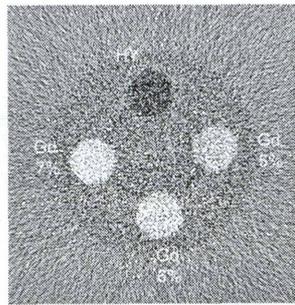
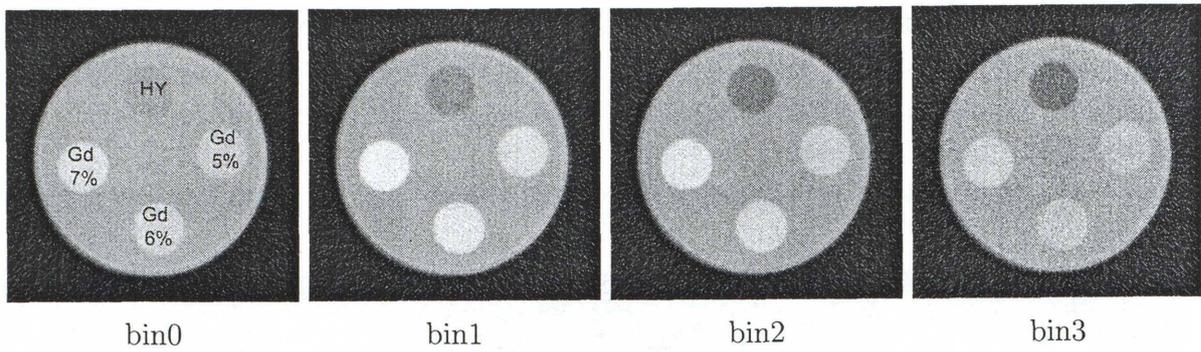


Fig. 5.23: 再構成画像 (1000 カウント)



差分画像

Fig. 5.24: 再構成画像

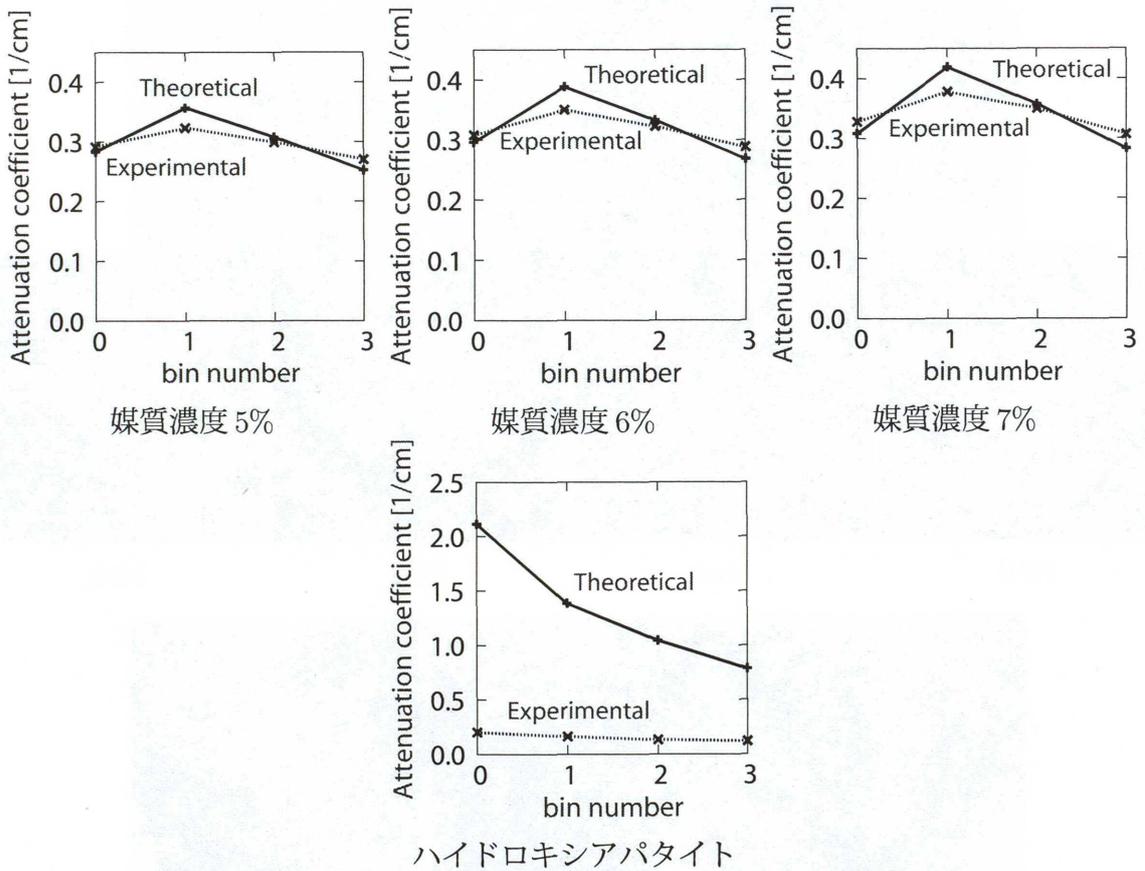


Fig. 5.25: 測定値と理論値の比較

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。

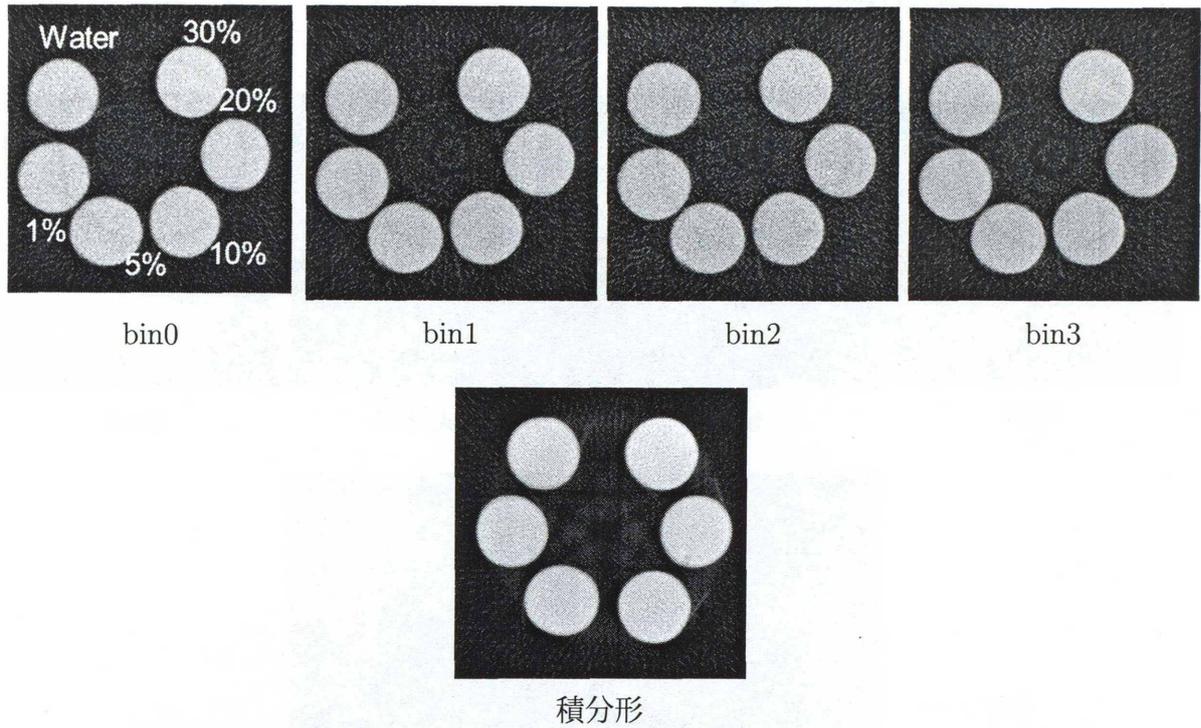


Fig. 5.26: 再構成画像

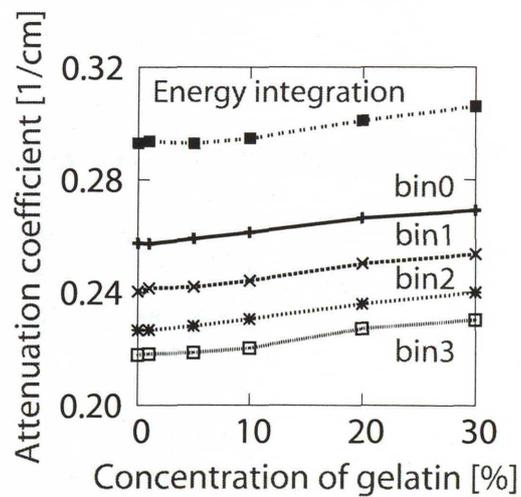


Fig. 5.27: それぞれの画像におけるゼラチンの濃度に対する減衰係数の関係

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。

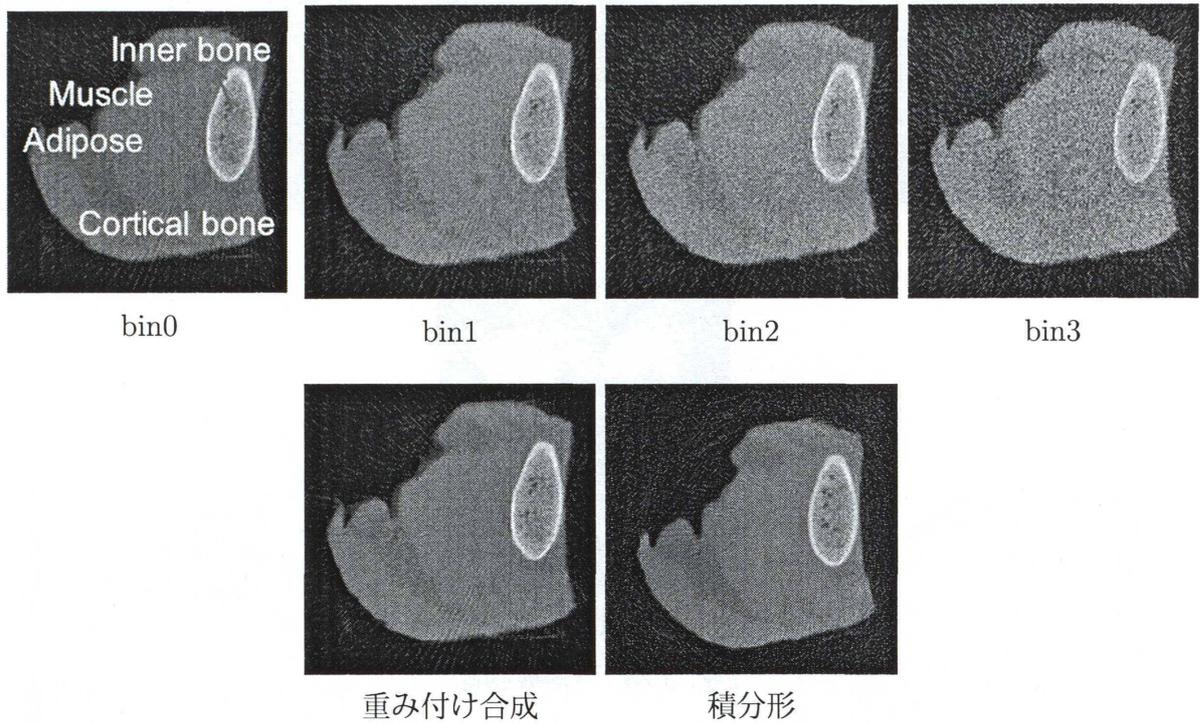


Fig. 5.28: 再構成画像

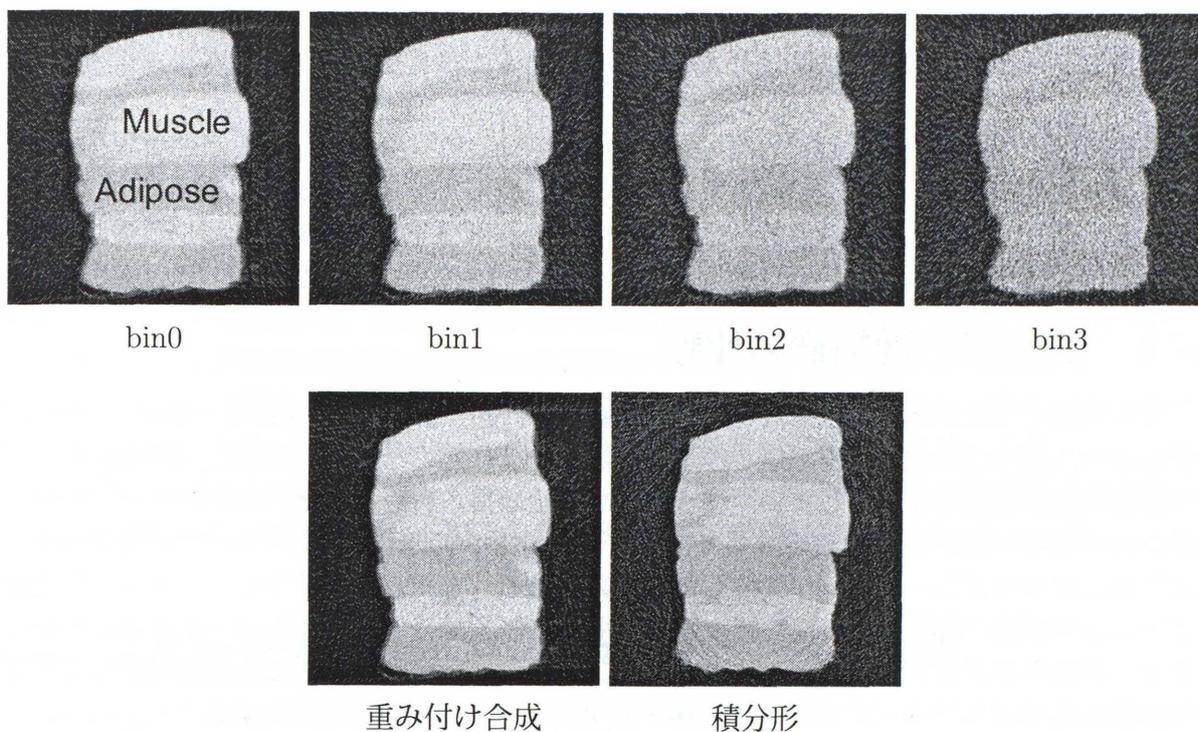


Fig. 5.29: 再構成画像

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られる。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られる。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

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で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う、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こと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富仁准教授，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

- [1] Ljungberg M, Larsson A and Johansson L: "A New Collimator Simulation in SIMIND 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 X-ray 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 gamma-ray 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

1. 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 Phys 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

1. 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

A.1 CT値

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値

	80 kV	100 kV	120 kV	140 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

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.

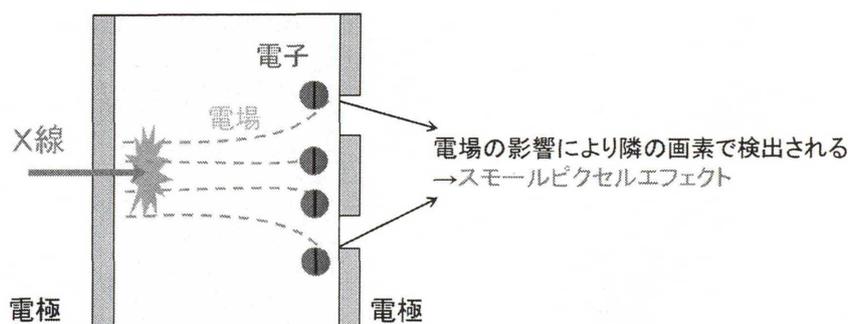


Fig. A.1: スモールピクセルエフェクトの仕組み