

†

2016年度

修士論文

# MPPCを用いた革新的スペクトルCT の開発

—「超低被ばく」かつ「多色化」が可能に  
する次世代CT検査に向けた提案と実証—

早稲田大学 先進理工学研究科物理学及応用物理学専攻

学籍番号： 5315A018-1

大島翼

指導教員： 片岡淳 教授

2017年2月

## 概要

X線CT(Computed Tomography)は、医療用画像診断装置の一種で、人体を切開することなく内部の状態を立体的に観察することができる装置である。レントゲン撮影と同様にX線を用いて透過写真を得るが、レントゲン写真では三次元の被写体が二次元映像として表されるのに対し、CTでは多数の向きからX線撮影を行うことで、内部の状態を立体的に表現することが可能である。CTでしか見つからない体内の病変は大変多く、X線CTは現在の医療画像診断においても根幹をなす重要技術であるといえる。

しかしながらCTで必要とされる高精細画像を得るには、 $1\text{mm}^2$ あたり一秒間に $10^{8-9}\text{cts}$ にも及ぶ大強度のX線を人体に当てる必要があり、従って医療被ばくにおけるCTの割合が深刻化している。その被ばく量は1回で $10\text{mSv}$ にも及ぶ場合があり、これは日本人1人当たりの平均年間自然放射線量 $2.1\text{mSv}$ に対してずっと大きい(図1.1(右))。またCT撮影は患者によって経過観察のため、年間複数回行われることは多く、その被ばく量は甚大であることが伺える。現在CTメーカー各社は、画像再構成アルゴリズム等を新たに開発することで低被ばく化を目指している。技術面においては、臨床で用いられているX線CTの多くはシンチレータとフォトダイオード(PD)を用いたエネルギー積分型CTである。すなわち、X線によって生じた電荷を一定時間蓄積して電流値を読み出すため、個々のX線パルスを分解し、エネルギー情報を取得することが出来ない。得られる画像はCT値(線減弱係数)のみをパラメータとするモノクロ画像となり、正確な物質同定が困難となる。この問題を解決する「次世代」CTとして、複数のエネルギーバンドでデータを収集し、画像化する多色X線CT(フォトンカウンティングCT)が研究されている。一度のX線照射で様々なエネルギーバンドでのCT画像が取得可能であり、CT値が近い物質の識別やX線CT特有のアーチファクトの改善に、大きな注目を集めている。フォトンカウンティングCTの実現に向け、現在多くの医療メーカーではCdTeやCdZnTeなどの半導体を用いた直接変換型の検出器を主として研究している(たとえばPHILIPS社)。しかしながら、素子内部での電子・ホールの移動速度は遅く、臨床で求められる $10^{8-9}\text{ cts/mm}^2$ の高計数に耐えることは非常に難しい。高計数に耐えるにはピクセルあたりの受光面積を小さくする必要があり、その結果読出しチャネル数は膨大となる。また検出器に信号増幅機能がないためノイズに弱く、読み出しには低ノイズかつ高速応答性をもつ電荷積分アンプが不可欠となる。CdTe/CdZnTeの利用はコスト、放射線耐性の観点からも実用的でなく、既存の装置をすべて刷新する必要など、早期における実用化・臨床応用においても多くの課題を残している。

本研究ではMulti-Pixel Photon Counter(MPPC)と高速シンチレータを用いて、「低被ばく」かつ「多色」撮影が可能な、全く新しい革新的X線CTシステムを提案する。MPPCは約100万倍もの大きな内部増幅機能をもつ半導体光素子で、微弱信号への感度が極めて高い。この大きな内部増幅により、従来型CTより遥かに低い線量で同等以上のS/Nを実現し、一方では個々のX線パルスを弁別することで多色イメージングも可能である。本研究では $1\text{mm}$ 角のPD,APD,MPPCを用いてCT撮影を行い、低コントラスト分解能評価と空間分解能評価を行った。またMPPCを用いたK-edgeイメージングやビームハーフ

ドニングの低減など、多色イメージングの効果を実証した。シンチレータは従来型 CT で用いられる Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S (GOS) を用い、電流を一定間隔で読み出すことで投影データを取得した。MPPC では電流・パルスの 2 つの読み出しを行い、パルス読み出しでは時定数の短い Ce:YAP を用いた。

**キーワード：**スペクトラル CT、低被ばく、MPPC

# 目 次

<b>第1章 序論</b>	<b>1</b>
1.1 X線CTとは . . . . .	1
1.2 従来のX線CTの問題点 . . . . .	1
1.3 各医療メーカーの新型CT . . . . .	3
1.4 本研究の目的と概要 . . . . .	4
<b>第2章 X線の物理</b>	<b>5</b>
2.1 X線の定義と発生 . . . . .	5
2.2 X線の物質との相互作用 . . . . .	6
2.2.1 光電吸収 . . . . .	6
2.2.2 コンプトン散乱 . . . . .	7
2.3 X線の減弱 . . . . .	10
<b>第3章 シンチレーション検出器 (間接変換型検出器)</b>	<b>13</b>
3.1 シンチレータ . . . . .	13
3.2 フォトダイオード(PD) . . . . .	15
3.3 Avalanche Photodiode(APD) . . . . .	17
3.4 Multi-Pixel Photon Counter(MPPC) . . . . .	19
3.5 光検出器の性能比較 . . . . .	21
<b>第4章 半導体検出器(直接変換型検出)</b>	<b>22</b>
4.1 CdTe半導体の特性 . . . . .	22
4.2 CdTe半導体検出器の原理 . . . . .	24
4.3 CdTe半導体検出器の問題点 . . . . .	24
<b>第5章 X線CT</b>	<b>25</b>
5.1 X線CTとは . . . . .	25
5.2 X線CTの検出器 . . . . .	26
5.3 画像再構成原理 . . . . .	27
5.4 CTの画質評価 . . . . .	31
5.4.1 画像ノイズ評価 . . . . .	31
5.4.2 空間分解能評価 . . . . .	33
5.4.3 低コントラスト分解能評価 . . . . .	36
5.5 従来のエネルギー積分型X線CTの問題点 . . . . .	36
5.5.1 CT値が同一である物質の弁別が困難 . . . . .	37
5.5.2 ビームハードニングアーチファクト . . . . .	38
5.6 次世代X線CT . . . . .	38
5.6.1 デュアルエナジーCT . . . . .	39
5.6.2 フォトンカウンティングCT . . . . .	40

5.6.2.1	ビームハードニングの低減	41
5.6.2.2	媒質の同定	42
5.6.2.3	軟部組織のコントラスト強調	43
5.6.2.4	ノイズの低減(SN比の向上)	43
5.6.2.5	k吸収端イメージング	44
<b>第6章</b>	<b>低被ばく化の実証</b>	<b>46</b>
6.1	画像ノイズ評価	49
6.2	低コントラスト分解能評価	52
6.2.1	実験結果	53
6.3	空間分解能評価	57
6.3.1	空間分解能評価ファントムによる評価	57
6.3.2	実験結果	57
6.3.3	MTFによる評価	59
6.3.4	実験結果	60
<b>第7章</b>	<b>多色イメージングの効果の実証</b>	<b>63</b>
7.1	エネルギー分解能	63
7.2	多色イメージングの測定方法	64
7.3	低コントラスト分解能向上	66
7.3.1	実験結果	67
7.4	ビームハードニング低減	70
7.4.1	実験結果	72
7.5	物質同定	73
7.5.1	実験結果	75
7.6	K-edgeイメージング	75
7.6.1	ヨード造影剤の強調イメージング	75
7.6.2	ヨード造影剤のがドリニウム造影剤のコントラスト反転	80
<b>第8章</b>	<b>アナログ・デジタル多系統LSI</b>	<b>84</b>
<b>第9章</b>	<b>まとめと今後の展望</b>	<b>85</b>

# 図 目 次

1.1 (左) X 線 CT の外観と (右) X 線 CT の原理 . . . . .	1
1.2 (左) 自然放射線と医療放射線の被ばく量比較 (右) 各国の CT 保有台数	3
1.3 各 CT メーカーの製品化されているスペクトル CT の方式 . . . . .	4
2.1 X 線管の構造 (左) と X 線スペクトル (右)[?] . . . . .	6
2.2 光電吸収 . . . . .	6
2.3 コンプトン散乱 . . . . .	8
2.4 コンプトン散乱光子の角度分布 [?] . . . . .	9
2.5 X 線束の物質による減弱測定 . . . . .	10
2.6 NaI(Tl) の線減弱係数とその成分 [NIST[?] より作成] . . . . .	11
2.7 電磁放射線と物質との相互作用の優勢領域 [?] . . . . .	12
3.1 シンチレータの発光原理 [?] . . . . .	13
3.2 Si フォトダイオードの断面構造 [?] . . . . .	15
3.3 Si フォトダイオード (# 458) と代表的なバイアルカリと S-20 光電面の量子効率の比較と BGO シンチレータの発光波長分布 [?] . . . . .	16
3.4 リバース型 APD の構造 [?] . . . . .	18
3.5 MPPC の等価回路 (左)[?] と MPPC のガイガー放電サイクル (右) . . . . .	19
4.1 Si, Ge, CdTe の 60keV(左), 120keV(右) に対する検出効率 [NIST[?] より作成] . . . . .	23
4.2 Si, Ge, CdTe に対する光子の光電吸収, コンプトン散乱, 電子対生成による質量減弱係数 [NIST[?] より作成] . . . . .	23
5.1 CT 装置の外観 . . . . .	25
5.2 CT の検出器の構造 . . . . .	26
5.3 CT の DAS の例。(少数の ADC で全検出素子を分担する構成例) . . . . .	27
5.4 CT の画像再構成法の原理 . . . . .	27
5.5 CT の画像再構成用いられるフィルター . . . . .	30
5.6 様々な物質の CT 値 . . . . .	30
5.7 高コントラスト分解能 ファントムの例 . . . . .	33
5.8 デルタ関数のフーリエ変換 . . . . .	34
5.9 インパル信号とインパル応答 (PSF) およびそれぞれの MTF . . . . .	35
5.10 各インパルス応答と対応する MTF の関係 . . . . .	36
5.11 質量減弱係数の原子番号依存性と線源弱係数の原子番号依存性 (@122keV) 質量減弱係数はエネルギーが一定であれば物質によって異なる値を取るが, 線源弱係数は物質が異なっても同一になる場合がある . . . . .	37
5.12 ビームハードニング効果 [?] . . . . .	38
5.13 2 層式検出器方式 [?] . . . . .	40

5.14 後頭蓋窩アーチファクトの低減 [?]: (a) には赤丸部に橋を横切るような線状の低吸収域が見られる。これにより脳幹や小脳などの描画不明瞭となりやすく、同部の出血や梗塞などの診断には限界がある。 (b) ではこのアーチファクトが低減され、脳実質の観察が容易になる。 . . . . .	42
5.15 金属アーチファクトの低減 [?]: 金属スクリューを用いた腰椎後方固定術後症例で (a) では金属アーチファクトのためスクリュー自体およびその周辺組織の評価が困難となっているが、 (b) では金属アーチファクトが著明に低原子、周辺組織の評価が容易になる。 . . . . .	42
5.16 ヨード、カルシウム、水の線源弱係数 (NIST より作成) △μ <sub>Low</sub> が △μ <sub>High</sub> より大きいため低エネルギーにおける画像の方がコントラストが強調される . . . . .	43
5.17 エネルギー積分型 CT とスペクトラル CT におけるノイズの影響の比較 [?]	44
5.18 k 吸収端イメージングの原理 (減弱曲線は NIST より作成) . . . . .	45
6.1 実験に使用した PD,APD(左) と MPPC(右) . . . . .	46
6.2 APD のゲイン特性 (at 25 °C) ※ root の画像に差し替える . . . . .	47
6.3 実験セットアップ※アルミニウムフィルターをつける . . . . .	47
6.4 電流モードの読み出し回路 . . . . .	48
6.5 パルスモードの読み出し回路 . . . . .	48
6.6 管電圧 120kV で管電流を変化させたときの線量の変化 . . . . .	49
6.7 画像ノイズ評価ファンタム . . . . .	50
6.8 各素子で撮影した水ファンタムの画像 (管電流 0.5mA) . . . . .	51
6.9 SD を測定する ROI の設定 . . . . .	52
6.10 低コントラスト分解能実験に用いた被写体 . . . . .	53
6.11 各素子で撮影した図 6.10 の CT 画像と 1 次元プロファイル (120kV, 0.1mA)	54
6.12 ROI の位置 . . . . .	55
6.13 管電圧 120kV で管電流を変化させた時の CNR . . . . .	56
6.14 空間分解能評価ファンタム . . . . .	57
6.15 空間分解能評価ファンタムの CT 画像 . . . . .	58
6.16 MTF 測定に用いたファンタム※模式図を隣にのせる . . . . .	59
6.17 MTF の測定手順 . . . . .	60
6.18 PD と MPPC(パルスモード) で取得した図 6.16 の CT 画像 (120kV) ※大きさがあつてないので直す . . . . .	61
6.19 図 6.18 から算出した MTF ※ MPPC の電流は 0.1mA だけにあとで差し替える . . . . .	62
7.1 <sup>57</sup> Co と <sup>241</sup> Am のスペクトル . . . . .	63
7.2 MPPC で読み出した Ce:YAP の波形 . . . . .	64
7.3 多色イメージングの例 . . . . .	65
7.4 多色イメージングのエネルギー弁別回路 ( $V_{th4} > V_{th3} > V_{th2} > V_{th1}$ ) . . . . .	65
7.5 水とアルコールの線減弱係数 (NIST より作成) . . . . .	66

7.6 各エネルギー閾値における X 線エネルギースペクトル . . . . .	68
7.7 図 6.10 の全エネルギーと各エネルギー帯域における CT 画像 . . . . .	69
7.8 図 7.7 の一次元プロファイル . . . . .	70
7.9 測定ファントム . . . . .	71
7.10 図 7.9 の全エネルギーと各エネルギー帯域における CT 画像 . . . . .	72
7.11 図 7.10 の一次元プロファイル . . . . .	73
7.12 $f(Z)$ の原子番号依存性 (NIST より算出) . . . . .	74
7.13 それぞれの CT 画像の原子番号同定結果 . . . . .	75
7.14 ヨードの K-edge イメージングに用いたファントム . . . . .	76
7.15 ヨード (30mg/mL) の線減弱係数のエネルギー依存性 . . . . .	77
7.16 管電圧 120kV、管電流 0.2mA で測定した X 線全エネルギースペクトル(左) とヨード造影剤 140mg/mL を MPPC の前に置いて測定した時のスペクト ル(右) . . . . .	77
7.17 ヨードの K 吸収端に閾値を設けて測定した X 線スペクトル . . . . .	78
7.18 ヨードの K-edge の後 20keV 帯域で取得した CT 画像(左)と K-edge の前 20keV 帯域で取得した CT 画像(右) . . . . .	79
7.19 K-edge イメージング $\mu_{k\text{-edge}}(x, y)$ . . . . .	80
7.20 ヨード造影剤 (30mg/mL) とガドリニウム造影剤 (90g/mL) の線減弱係数の エネルギー依存性 . . . . .	81
7.21 CT 画像を取得するエネルギー帯域 . . . . .	82
7.22 30-50keV と 50-70keV の二つのエネルギー帯域で取得したガドリニウム造 影剤とヨード造影剤の CT 画像とその一次元プロファイル . . . . .	83
9.1 高精細シンチレータ (GAGG) と MPPC の外観とイメージング結果 . . . . .	86

## 表 目 次

3.1 無機シンチレータとの特性比較 . . . . .	15
3.2 光検出器の性能比較 [?] . . . . .	21
4.1 半導体の諸特性 . . . . .	22
5.1 PHILIPS 市販されている CT の仕様 [?] . . . . .	26
6.1 実験に使用した PD,APD,MPPC の基本特性 . . . . .	46
6.2 管電圧 120kV、管電流 0.2mA において各素子で取得した CT 画像(図 6.11) の CNR の値 . . . . .	55
7.1 各エネルギー帯での CT 画像のコントラスト比と CNR . . . . .	70
7.2 それぞれの物質の実効原子番号と実験値 . . . . .	75
7.3 $\mu_+(x, y)$ 、 $\mu_-(x, y)$ 、 $\mu_{k-edge}(x, y)$ のコントラスト比の比較 . . . . .	80
7.4 各チャンネルの閾値のエネルギー . . . . .	81

# 第1章 低被ばく化の実証

本章では従来の CT に用いられる PD と次世代光センサーである APD と MPPC を用いて画像の比較を行う。用いた検出器の外観を図 6.1 に、基本特性を表 6.1 示す。



PD,APD

MPPC

図 1.1 実験に使用した PD,APD(左) と MPPC(右)

	PD,APD	MPPC
型番	S8664-11	S12571-050C
受光面	1mm×1mm	1mm×1mm
動作電圧 VR[V] (at 25 °C)	50 (M=1) 394.1 (M=50)	66.58
ゲイン	PD : 1 APD : 50	1:25× 10 <sup>6</sup>
最大感度波長 [nm]	420	450

表 1.1 実験に使用した PD,APD,MPPC の基本特性

PD と APD では同一の素子を用いて、印加電圧を変えることで PD はゲイン 1、APD ではゲインが 50 とした。この時の PD,APD 印加電圧は実際に逆バイアス電圧を変化させて取得した図 6.2 のゲイン特性より決定した。

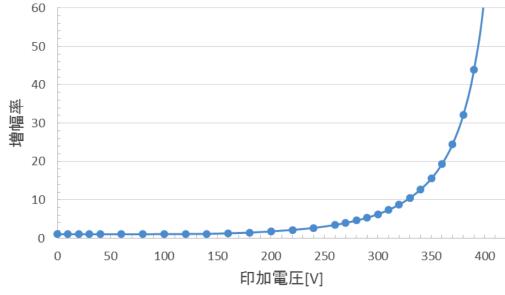


図 1.2 APD のゲイン特性 (at 25 °C) ※ root の画像に差し替える

また MPPCにおいては従来のエネルギー積分型の読みだし方法である「電流モード」と、X線透過光子一つ一つのエネルギーを弁別する「パルスマード」での画像取得を行った。電流モードにおいては Keithley237 を用いて検出器からの電流値を一定間隔で読み出すことで投影データを取得した。パルスマードにおいては MPPC からの信号をアンプを用いて 10 倍に増幅し、整形アンプ（時定数 100ns）を通り、コンパレーターで閾値を設定しパルスを生成し、カウンタカードでそれをカウントした。また、パルスマードに置いては浜松フォトニクスの温度保証モジュールを用いた。実験のセットアップを図 6.3 に、電流モードとパルスマードの読み出し回路を図 6.5 と図 ?? にそれぞれ示す。

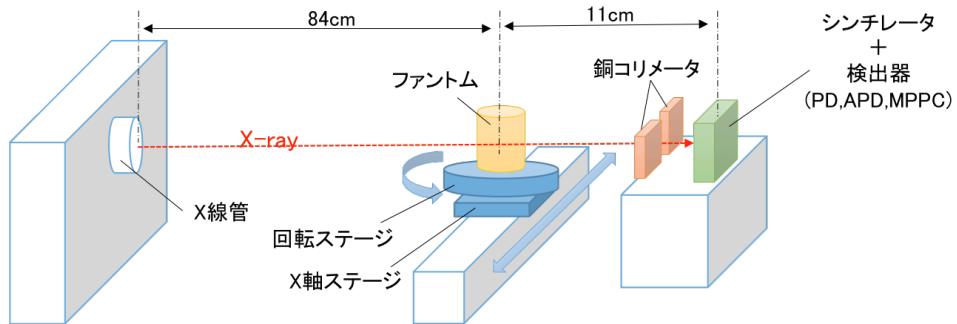


図 1.3 実験セットアップ※アルミニウムフィルターをつける

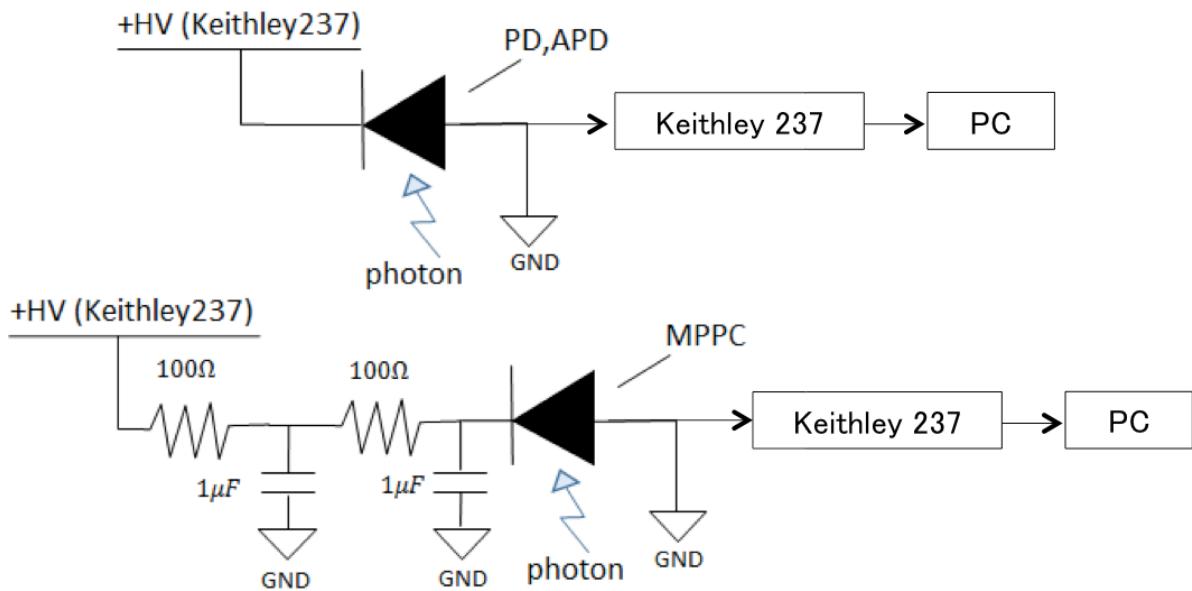


図 1.4 電流モードの読み出し回路

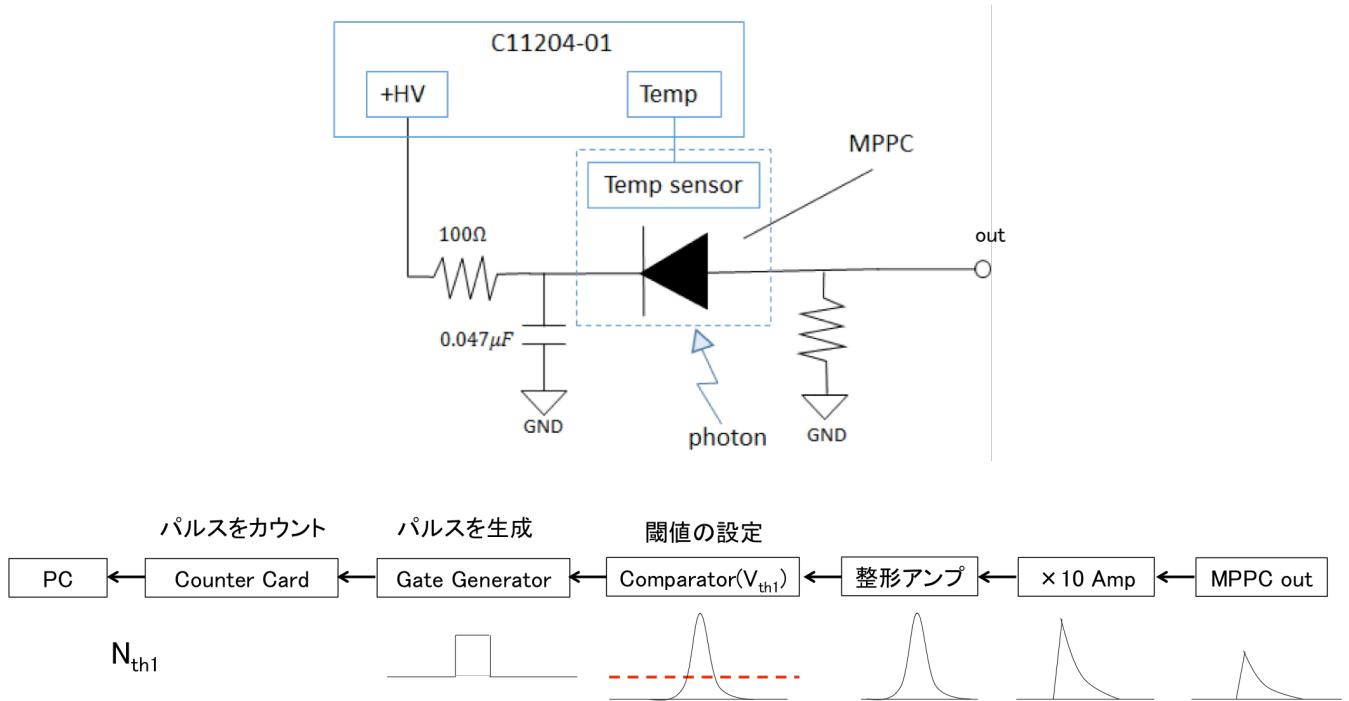


図 1.5 パルスモードの読み出し回路

回転ステージ（シグム光機 SGSP-80YAW）と移動ステージ（シグマ光機 OSMS26- 200）のコントロールはステージコントローラー（シグマ光機 SHOT-302GS）を経由して PC か

ら行い、view の間隔は  $3^{\circ}$  つまり 60view の投影データから画像再構成を FBP によって行った。電流モードにおける読み出し間隔は Keithley237 の性能限界の 0.5sec とし、同じ条件下で比較を行うためにパルスモードでの 1 ピクセル ( $1\text{mm} \times 1\text{mm}$ )あたりのパルスの積算時間も 0.5sec とした<sup>1</sup>。

シンチレータ ( $1 \times 1 \times 1\text{mm}^3$ ) は電流モードにおいては従来の CT で使用されている  $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}(\text{GOS})$  を用い、パルスモードにおいてはハイレートでのパルスの重なり（パイアルアップ）を防ぐために時定数が～25ns と短い Ce:YAP を使用した。

X 線ジェネレーター（トーレック TRIX-150LE）の照射口から被写体までの距離は 84cm、被写体からセンサーまでの距離は 11cm とした。また、X 線の低エネルギー成分をカットするために厚さ 1mm のアルミニウムフィルターを照射口に設置した。またセンサーの前には厚さ 1cm の銅をコリメーターとして配置した。管電流を 0.1mA-1.0mA まで変化させた時の線量を、被写体の位置で線量計 (TOYO 115 MEDIC, RAMTEC-1500) を用いて測定したときの結果を図 6.6 に示す。

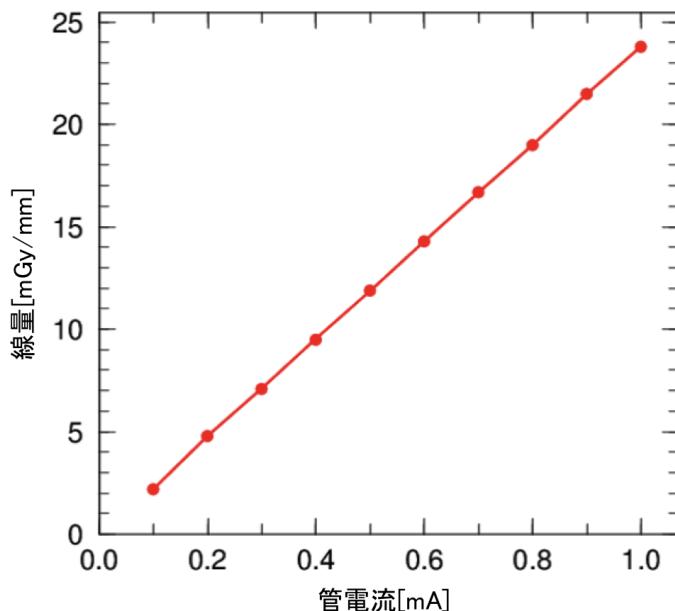


図 1.6 管電圧 120kV で管電流を変化させたときの線量の変化

本稿では各素子を用いて CT 撮影を行い、画像ノイズ評価、低コントラスト分解能評価、空間分解能評価を行った。

## 1.1 画像ノイズ評価

CT に於けるノイズ特製の評価は一般に水ファントムを撮影することで行われる、被写体として、直径 6cm のアクリル筒の中に水 ( $1.0\text{g/cm}^3$ ) を満たした均一なファントムを

<sup>1</sup>ステージの移動速度を 2mm/sec、つまり 1mm を 0.5sec で移動するように設定しその間のパルスを積算してカウントした。

用いた（図 6.7）。このファントムを管電圧 120kV、管電流 0.5mA で CT 撮影しそれぞれの素子を用いて得られた CT 画像を比較した。撮影した CT 画像を図 6.8 に示す。

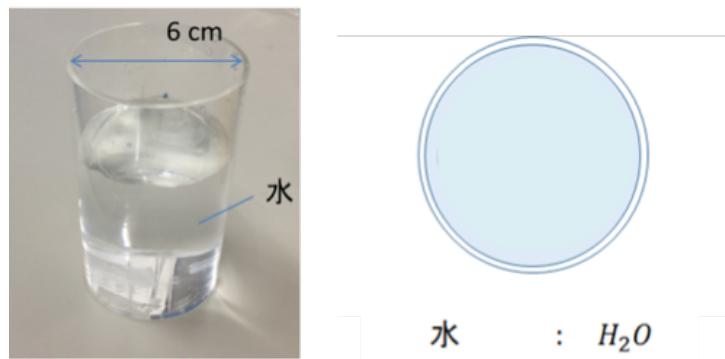


図 1.7 画像ノイズ評価ファントム

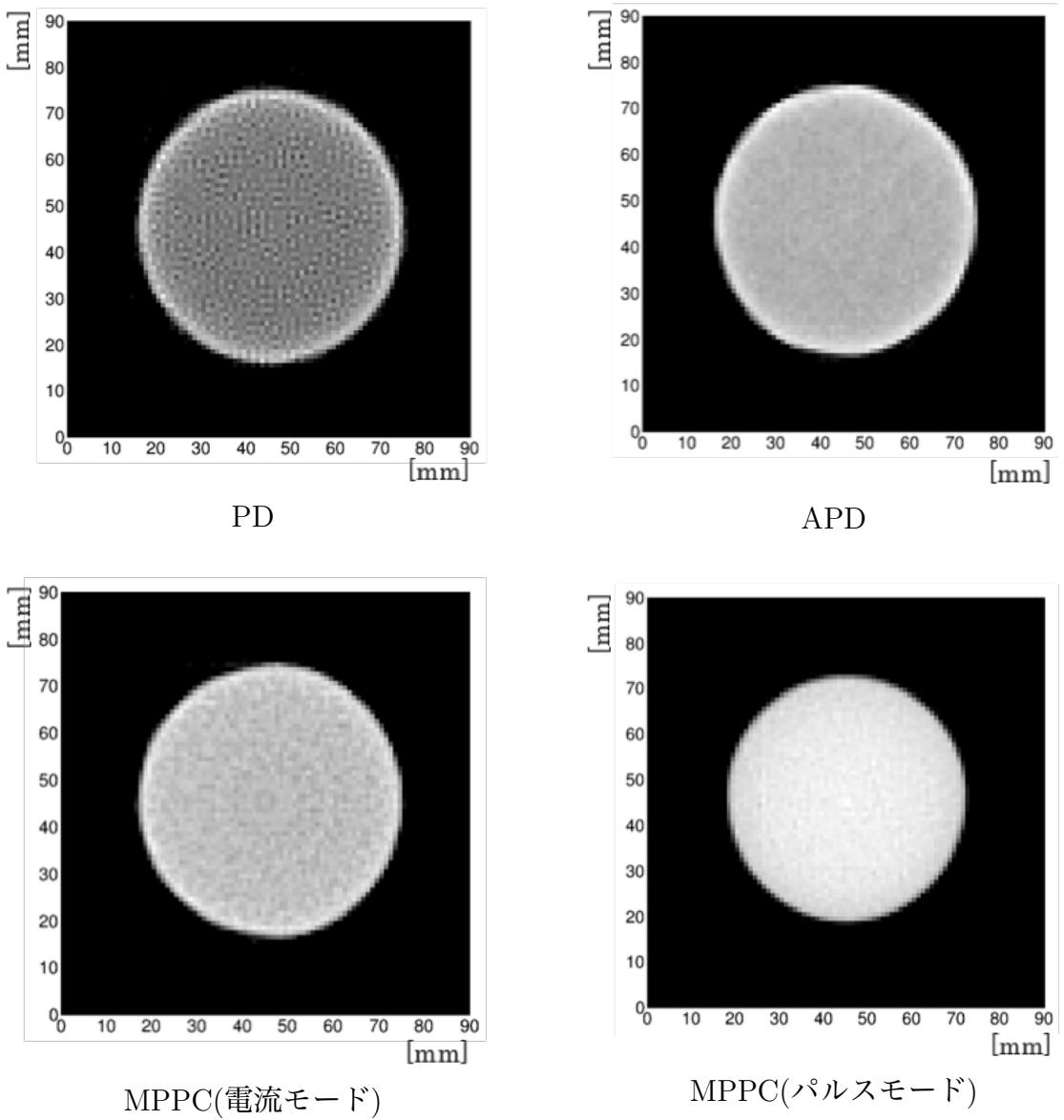


図 1.8 各素子で撮影した水ファントムの画像 (管電流 0.5mA)

また、関心領域 (Region of Interest : ROI) を図 6.9 のように定める。半径  $r$  の水ファントムを撮影した画像の中心およびその周辺部の上下左右へ中心から 5箇所における SD を画像解析ソフト ImageJ を用いて算出し、各 ROI において平均との割合 ( $SD_i/\mu_{\text{mean}}$   $i = 1, 2, 3, 4, 5$ ) をもとめ、5つの平均を取った値を求めた。その結果を表 ??に示す。

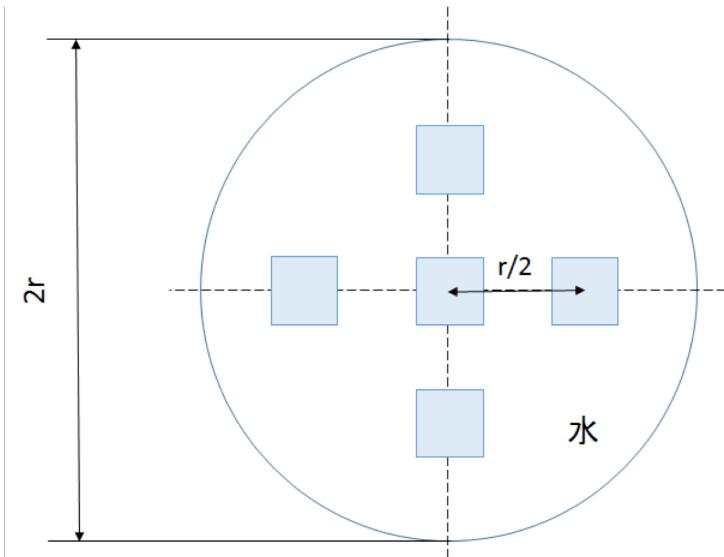


図 1.9 SD を測定する ROI の設定

内部増幅を持つ、APD,MPPC は内部増幅を持たない PD に比べて、画像ノイズが少なく均一な画像が得られていることがわかる。これは素子の「内部増幅機能」により、高い S/N を実現しノイズ（暗電流）の影響が著しく低減されるためである。また、パルスモードにおいてはさらに画像がノイズが低減されており、これは電流読み出しにおいては回路ノイズなどの計測時に混入する電子的なノイズを全て積分していた、パルスモードではエネルギー帯域ごとに X 線光子が個数としてカウントされるので、それらのノイズの影響を受けにくくなつたためであると考えられる。

## 1.2 低コントラスト分解能評価

被写体として、直径 6cm のアクリル筒の中に水 ( $1.0\text{g}/\text{cm}^3$ ) を満たし、さらにその中にアルコール ( $0.78\text{g}/\text{cm}^3$ ) で満たした直径 2cm のアクリル筒を入れた。実験に用いた被写体を図 6.10 に示す。

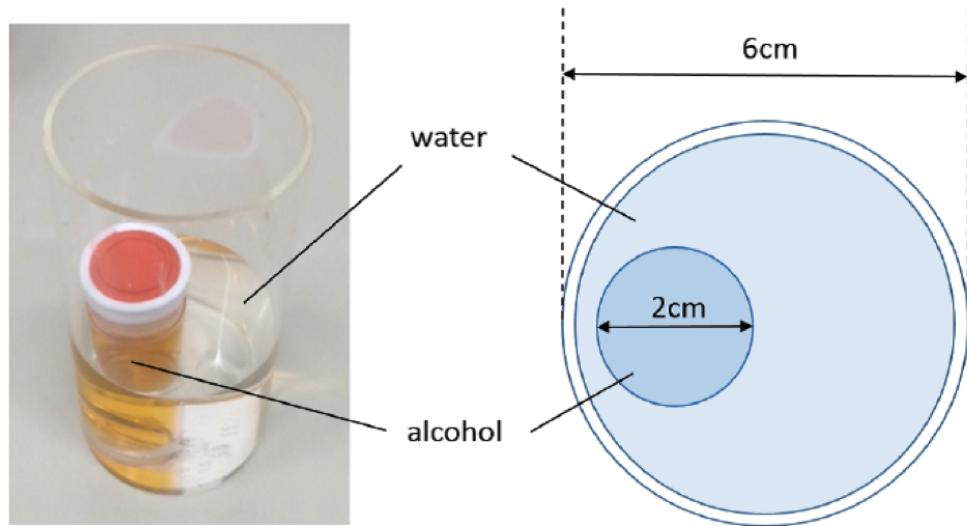


図 1.10 低コントラスト分解能実験に用いた被写体

この被写体を管電圧 120kV、管電圧 0.1mA で CT 撮影を行った。

### 1.2.1 実験結果

それぞれの素子で取得した図 6.10CT 画像を図 6.11 示す。

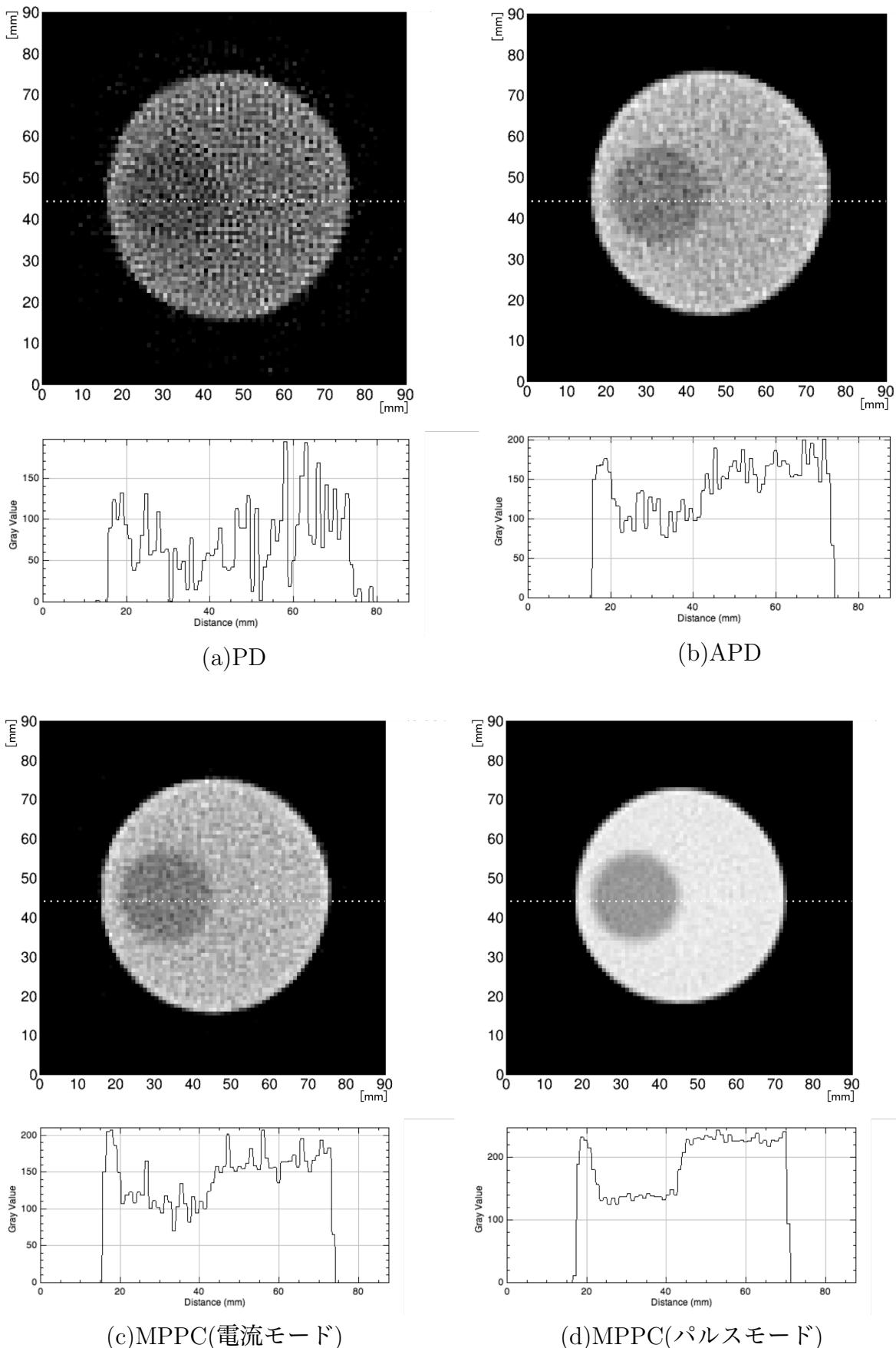


図 1.11 各素子で撮影した図 6.10 の CT 画像と 1 次元プロファイル (120kV、0.1mA)

CT画像を定量的に評価するために低コントラスト分解能を評価する指標である contrast-to-noise(CNR) を以下のように定義する。

$$CNR = \frac{\mu_B - \mu_M}{\sigma_B} \quad (1.1)$$

ここで  $\mu_B$  は図 6.12 中の  $ROI_B$  の CT 値の平均、 $\sigma_B$  はその標準偏差、 $\mu_M$  は図 6.12 中の  $ROI_M$  の CT 値の平均である。

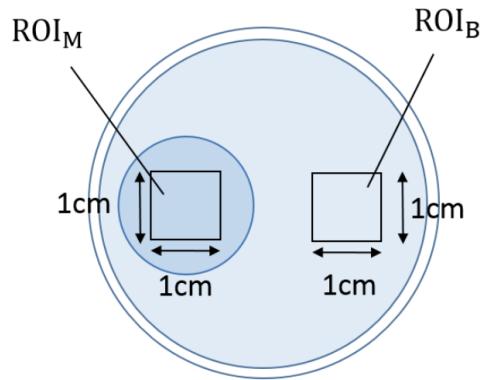


図 1.12 ROI の位置

式 (6.1) を用いて図 6.11 の CNR をそれぞれの画像で算出した結果を表 6.2 に示す。

	PD	APD	MPPC (電流)	MPPC (パルス)
CNR	1.42	4.41	5.32	17.9
コントラスト比 ( $\mu_M/\mu_B$ )	0.71	0.7	0.68	0.65

表 1.2 管電圧 120kV、管電流 0.2mA において各素子で取得した CT 画像 (図 6.11) の CNR の値

電流モードにおいて MPPC と APD の CNR は PD よりも高いことがわかる。これは内部増幅機能により暗電流よりも遙かに高い信号電流が得られたからである。また、MPPC パルスモードにおいては突出して CNR が高いことがわかる。これは、内部増幅機能に加えて、パルス読み出しをしたことにより、信号のノイズ成分を除去することができたらからであると考えられる。

次に管電圧 120kV は固定し、管電流を 0.1mA から 1.0mA まで変化させたときの CNR を PD、APD、MPPC (電流)、MPPC (パルス) で測定した。その結果を図 6.13 に示す。

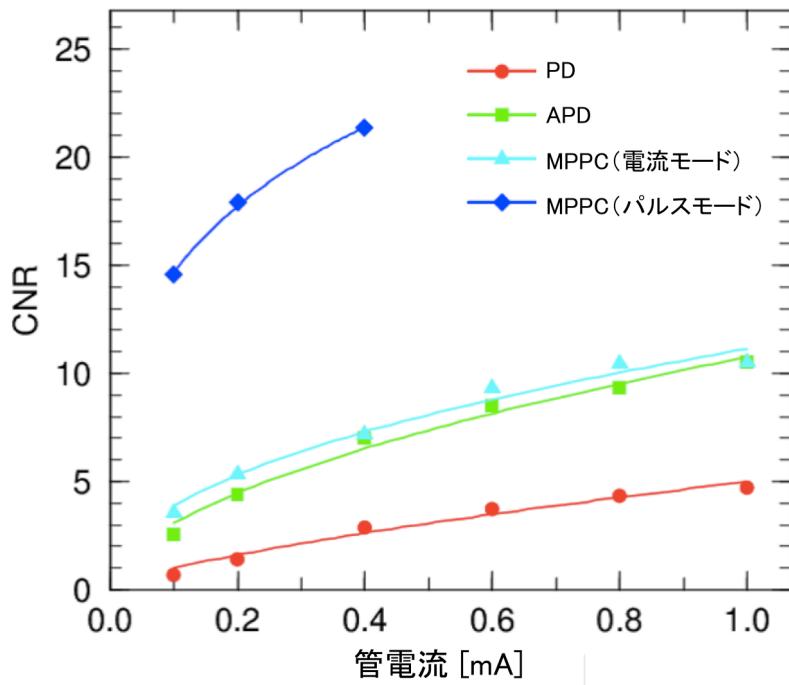


図 1.13 管電圧 120kV で管電流を変化させた時の CNR

まずどの素子においても管電流が上がるにつれて CNR が向上していることがわかる。これは管電流が増えるにつれて 5.4.1 で述べたように検出線量が増えたことで、SD が減少したからである。また、電流モードにおいては CNR は MPPC > APD > PD となっており、内部增幅が増大することで CNR が高くなっていることがわかる。これは内部增幅機能によって暗電流が著しく低減されたためであると考えられる。しかし、APD と MPPC 電流モードを比較するとその CNR の値は、MPPC 電流モードの方がわずかに高い程度である。これは MPPC においては ~mA の電流が流れるが、本実験では MPPC の電流モードの読み出しでは温度補償モジュールをつけていなため、MPPC の温度が上昇し、ゲインが変動し画像ノイズとして現れたためであると考えられる。さらなる高い CNR を得るためにには温度補償モジュールをつけ、温度を一定に保つ必要がある。

MPPC のパルス読み出しでは、線量を増やし高レートになると、統計が増えることで電流モードと同じくノイズの減少した画像は得られるが、波形が重なるパイルアップが生じ、エネルギー情報が取得できなくなる。そのため低線量下のみでしか測定していないが、その低線量下においても他の素子に比べて圧倒的に高い低コントラスト分解能が得ることができた。これは 5.6.2.4 でも述べたが、電流モードでは X 線発生時における統計的な変動、高圧や管電流の揺らぎ、さらに計測時に混入する電子的ノイズなどのノイズ成分は全て加算され CT 画像に影響を与えることになるが、パルスモードにしたことによりこれらのノイズの影響を受けにくくなつたためであると考えられる。MPPC パルスモードにおける CNR は従来の X 線 CT に用いられる PD の約 15 倍であり、 $CNR \propto 1/SD \propto \sqrt{n}$  なので CNR が 15 倍ということは、PD では MPPC の CNR を実現するために 200 倍以上の線量が必要となる。逆に言えば MPPC では PD の線量の 1/200 で同等の CNR を実現

することができる。

### 1.3 空間分解能評価

空間分解能の評価は、空間分解能評価ファントムによる評価と Modulate Transfer Function (MTF) による評価の二つを行った。

#### 1.3.1 空間分解能評価ファントムによる評価

空間分解能評価ファントムとして $\Phi 0.3$ - $\Phi 2.5$ まで径の異なる穴の空いた暑さ 5mm、直径 8cm のアクリル製のファントムを用いた。図 6.14 に用いた空間分解能評価ファントムを示す。

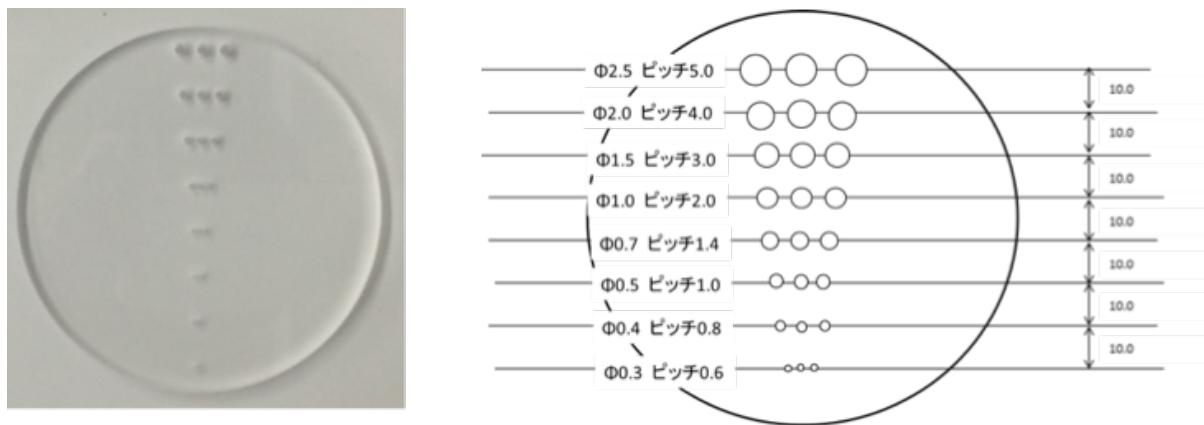
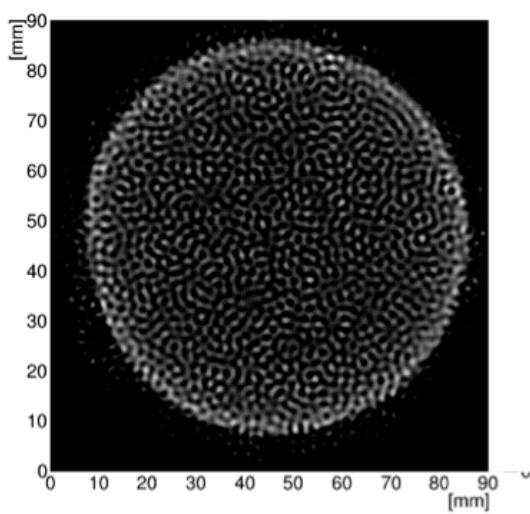


図 1.14 空間分解能評価ファントム

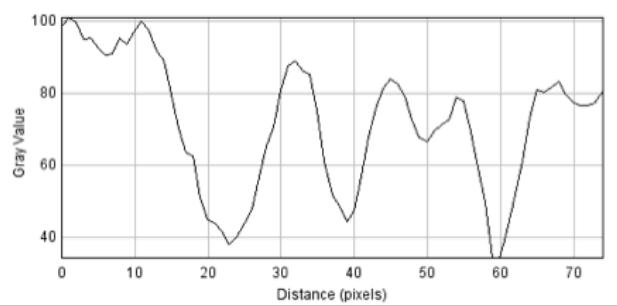
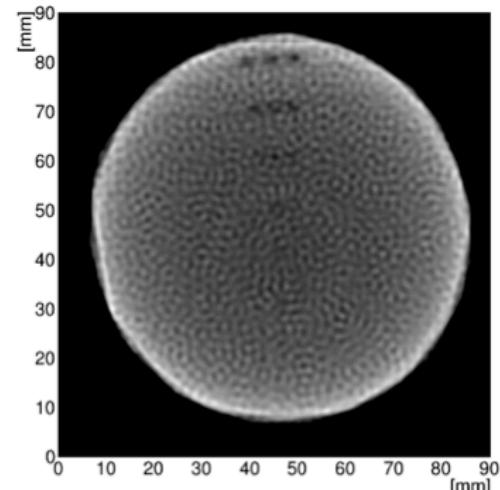
管電圧 120kV、0.1mA でそれぞれの素子に置いて CT 画像を取得した。

#### 1.3.2 実験結果

それぞれの素子で取得した図 6.14 の CT 画像を図 6.15 示す。

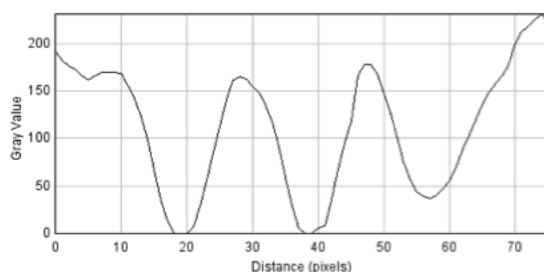
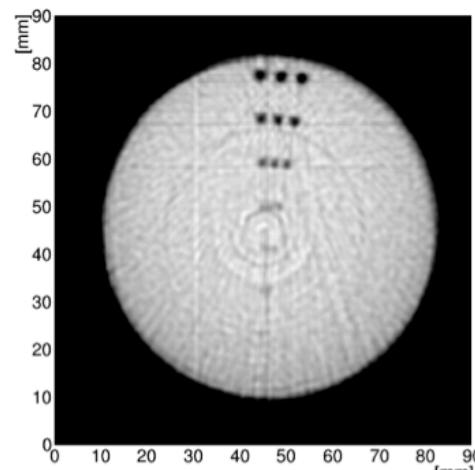
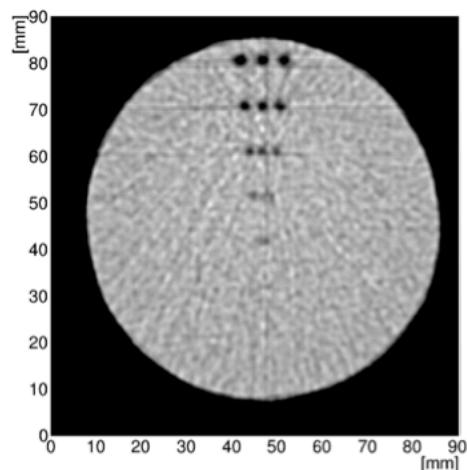


この低線量下では、  
ノイズが激しく、1D スライスの  
取得不可能

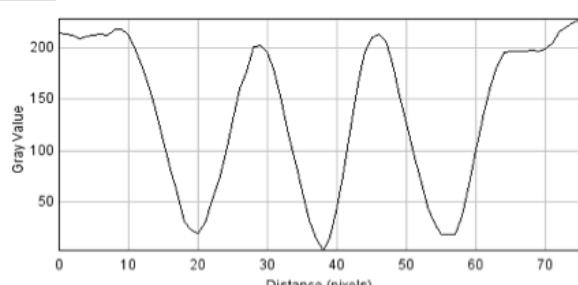


(a)PD

(b)APD



(c)MPPC(電流モード)



(d)MPPC(パルスモード)

図 1.15 空間分解能評価ファントムの CT 画像

従来の検出器のPDでは0.1mAという低線量下においてはどの径の穴も全く弁別することができないがAPD、MPPCでは穴の弁別ができるようになり、MPPCパルスモードではさらに明確にそれぞれの穴を分離することができた。これは低コントラスト分解能評価と同様に内部増幅機能により暗電流よりも遙かに高い信号電流が得られたからである。また、MPPCパルスモードにおいては内部増幅機能に加えて、パルス読み出しをしたことにより、信号のノイズ成分を除去することができたらからであると考えられる。

### 1.3.3 MTFによる評価

定量的な空間分解能の評価指標としてMTF(modulation transfer function)を用いて、それぞれの素子の空間分解能を定量的に評価した。測定に用いたファントムは水で満たした直径6cmのアクリル筒の中に、素子のサイズ(1mm×1mm)より、十分細い200μmのタンクステンワイヤーが中心にある図6.16のようなファントムを用いた。

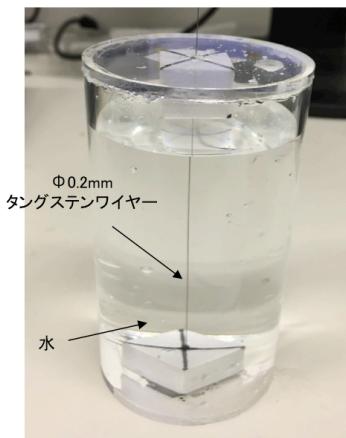


図 1.16 MTF測定に用いたファントム※模式図を隣にのせる

素子よりも十分に細いタンクステンワイヤーをインパルス信号として入力し、その応答をフーリエ変換することでMTFを算出することできる。測定の手順はまず図6.16のCT画像を取得し、仮想スリットにより一次元プロファイルに変換する。つまりPSF(Point Spread Function)からLSF(Line Spread Function)へ変換を行う。そしてLSFを一次元フーリ変換し、絶対値に変換しゼロ周波数で規格化することでMTFを算出することができる。

ワイヤーのCTスキャン  
(中心から20-30mmずらしてとる)

↓  
仮想スリットにより1次元プロ  
ファイルに変換(PSF→LSF)

↓  
LSFをフーリエ変換  
(ExcelでFFT)

↓  
絶対値に変換  
ゼロ周波数で規格化

↓  
MTF

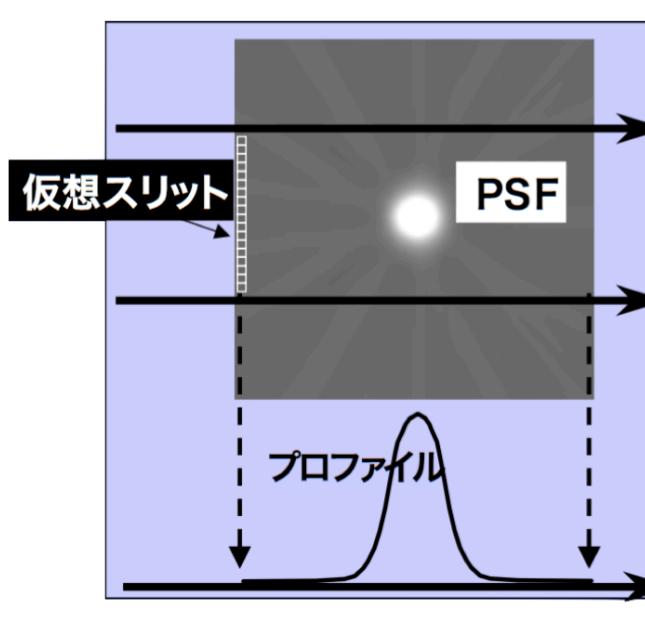


図 1.17 MTF の測定手順

#### 1.3.4 実験結果

図 6.16 を従来の CT の検出器である PD で管電圧 120kV、管電流 3.7mA で取得したときの CT 画像と、管電圧 120kV、管電流 0.1mA において MPPC パルスモードで CT撮影を行ったときの CT 画像を図 6.18 に示す。

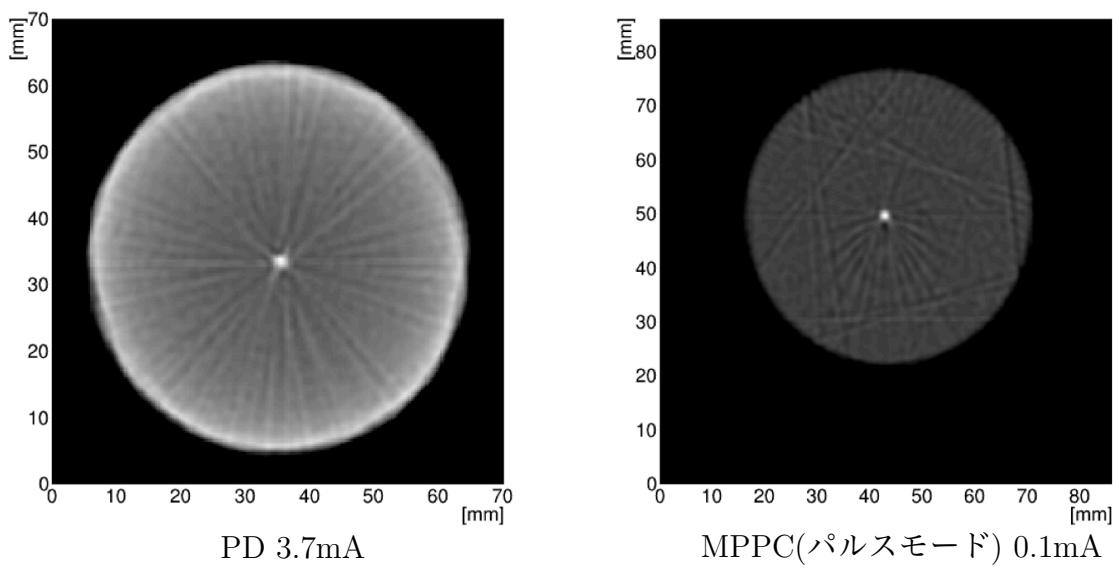


図 1.18 PD と MPPC(パルスモード) で取得した図 6.16 の CT 画像 (120kV) ※大きさ  
があつてないので直す

図 6.18 から図 6.17 の手順で MTF を算出した結果を図 6.19 に示す。

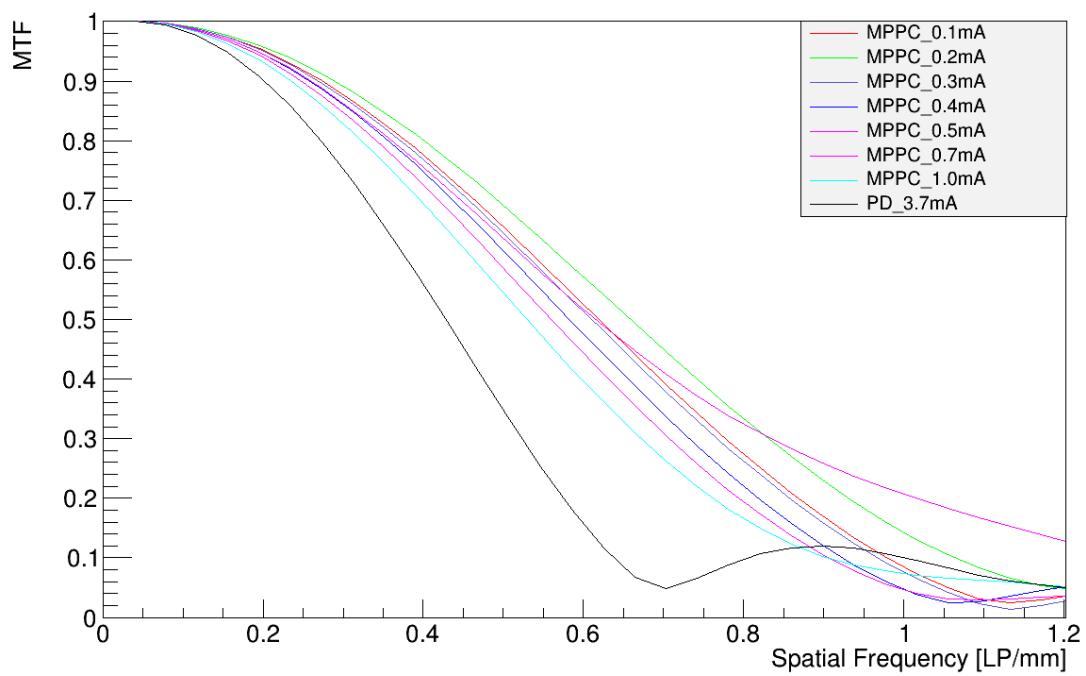


図 1.19 図 6.18 から算出した MTF  $\otimes$  MPPC の電流は 0.1mA だけにあとで差し替える

MTF が 0.1 のときの値が目視での空間分解能と等しくなると言われており、図 6.19において MPPC パルスモードでは MTF0.1 の時は  $\sim 0.9 \text{LP/mm}^2$ 、つまり  $\sim 0.5 \text{mm}$  の穴が目視で分離できているように見えるということを意味している。図 6.15(d)を見ると、 $\Phi 0.5$  が目視での分離限界であり、図 6.19 が示す結果と一致していると言える。

---

<sup>2</sup>X LP/mm の意味は 1mm の中に X ペアのラインがある、つまり X LP/mm の場合 1 ラインの幅は  $d = 1/2X$  となる。

# 第2章 多色イメージングの効果の実証

MPPC と時定数の短い Ce:YAP( $\tau \sim 25\text{ns}$ ) を用いることでパルス読み出しが可能となり個々の X 線パルスを弁別することで、一度の X 線照射で様々なエネルギー帯域での画像を取得することができる。複数のエネルギー帯域で画像を取得することにより、従来のエネルギー積分型の CT における問題点を解決できたり、新たな画像診断が可能となる。

## 2.1 エネルギー分解能

$^{57}\text{Co}$  と  $^{241}\text{Am}$  を用いて MCA-8000D で測定したスペクトルを図 7.1 に示す。また  $^{57}\text{Co}$  を照射した時の MPPC の信号波形を図 7.2 に示す。

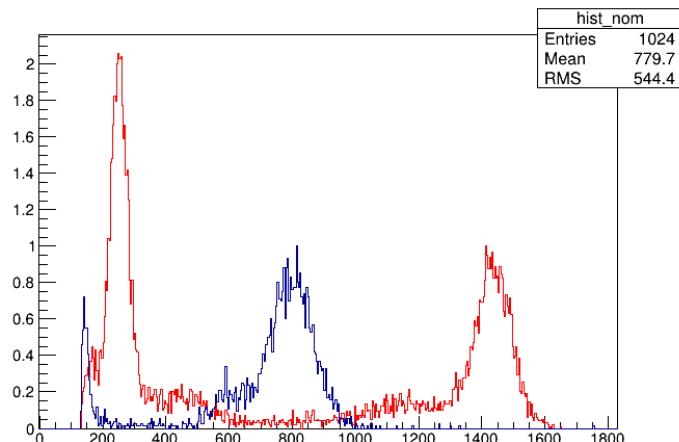


図 2.1  $^{57}\text{Co}$  と  $^{241}\text{Am}$  のスペクトル

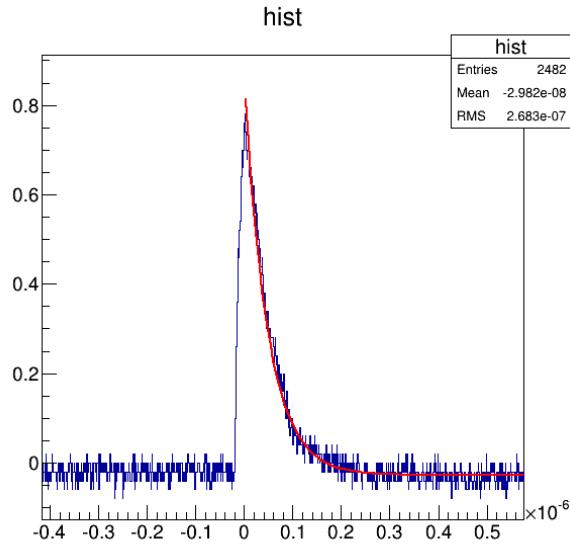


図 2.2 MPPC で読み出した Ce:YAP の波形

エネルギー分解能は 13.4%(FWHM)@122keV、20.4%(FWHM)@59.5keV であった。図 7.1 からチャンネルとエネルギーの関係を求めエネルギーキャリブレーションを行った。また、信号波形の時定数は 50.3ns であった。

## 2.2 多色イメージングの測定方法

多色イメージングにおいては複数の閾値を設けるため図 7.4 のようなエネルギー弁別回路となっている。図 7.4 中の  $V_{th4}, V_{th3}, V_{th2}, V_{th1}$  は図 7.3 のように設定したと仮定する。

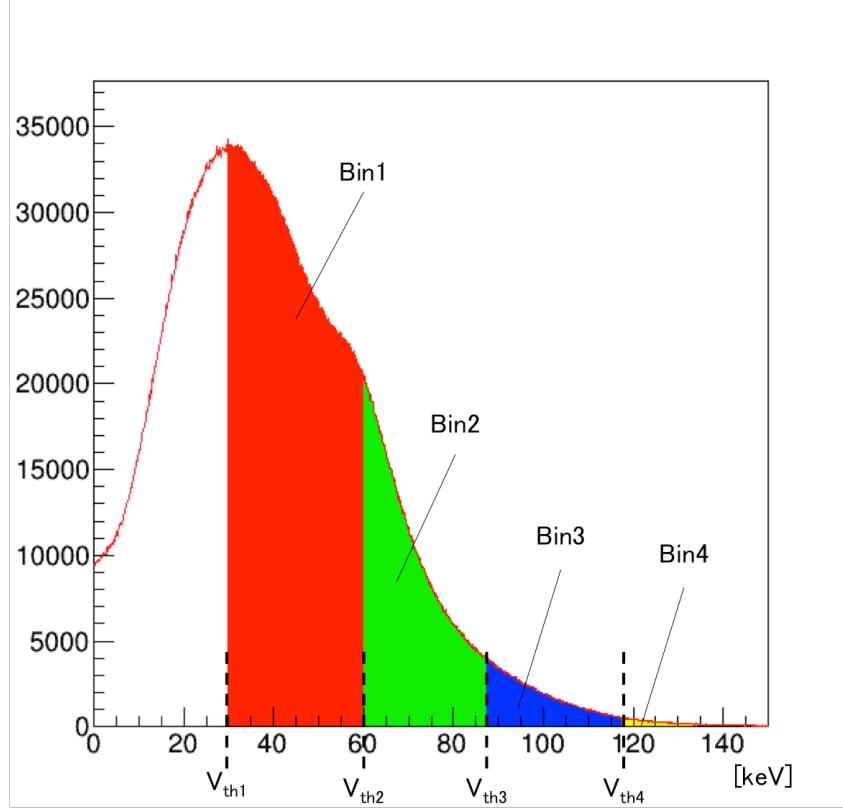


図 2.3 多色イメージングの例

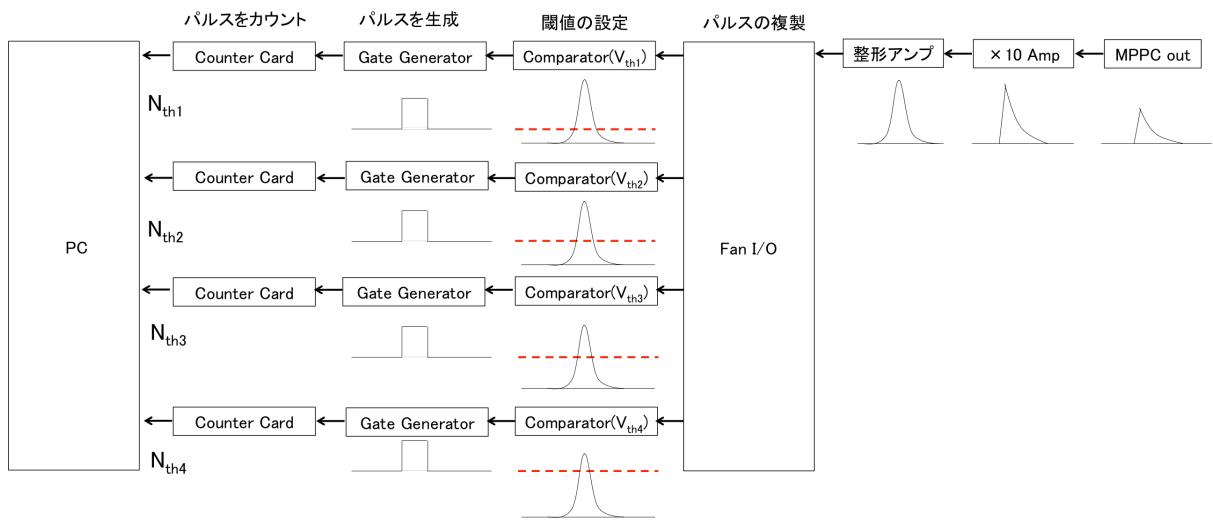


図 2.4 多色イメージングのエネルギー弁別回路 ( $V_{th4} > V_{th3} > V_{th2} > V_{th1}$ )

最大で4つの閾値を設けることが可能となる。図 2.3 示したように Bin1-Bin4 まで複数のエネルギー帯域に置いて投影データを作成、それぞれの Bin において画像再構成を行う。それぞれの Bin におけるイベントは以下のように求めた。

$$N_{Bin1} = N_{th1} - N_{th2} \quad (2.1)$$

$$N_{Bin2} = N_{th2} - N_{th3} \quad (2.2)$$

$$N_{Bin3} = N_{th3} - N_{th4} \quad (2.3)$$

$$N_{Bin4} = N_{th4} \quad (2.4)$$

本稿では多色イメージングの効果の検証として以下の項目の実証実験を行った。

- 低コントラスト分解能向上
- ビームハードニング低減
- 物質同定
- K-edge イメージング

## 2.3 低コントラスト分解能向上

?章で述べたようん X 線光子のエネルギーが低いほど光電吸収が支配的になるので線源弱係数の物質間での差が高エネルギーより大きくなるので、低エネルギー帯の反応イベントのみを用いて CT 画像を取得することによりコントラストを強調することができる。図 6.10 に示した CT 値が近い水とアルコールを用いて、アルコールと水のコントラスト強調実験を行った。水とアルコールの線減弱係数を図 7.5 に示す。

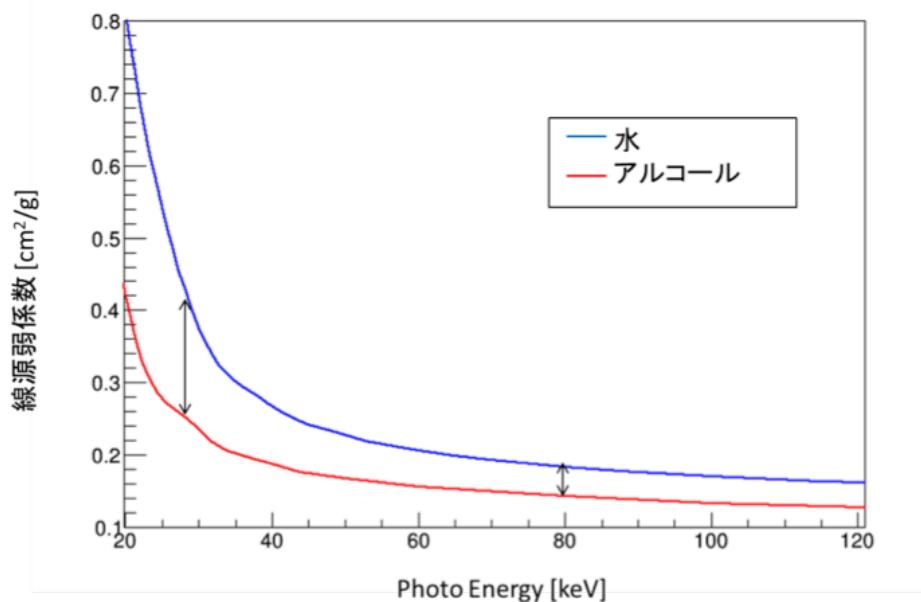
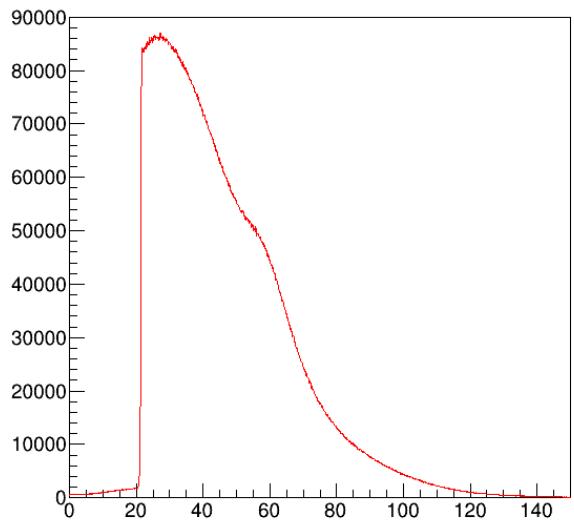


図 2.5 水とアルコールの線減弱係数 (NIST より作成)

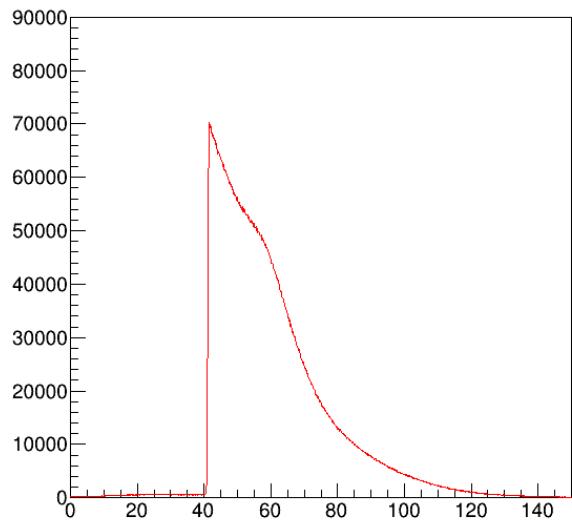
閾値は 20keV、40keV、60keV、80keV に設定し、管電圧 120kV、管電流 0.1mA における 20-40keV、40-60keV、60-80keV、80-120keV のエネルギー帯における CT 画像をそれぞれ取得し画像を比較した。

### 2.3.1 実験結果

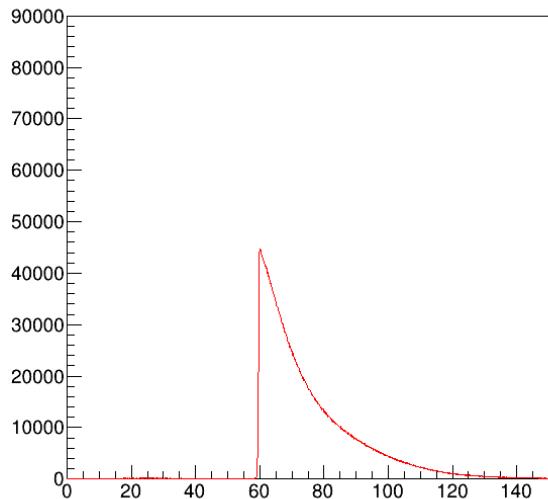
まず。各閾値において MCA-800D を用いて測定した X 線スペクトルを図 7.6 に示す。それぞれの閾値でスペクトルが明確に分離されていることがわかる。それぞれのエネルギー帯で得られた CT 画像を図 7.7 に示す。



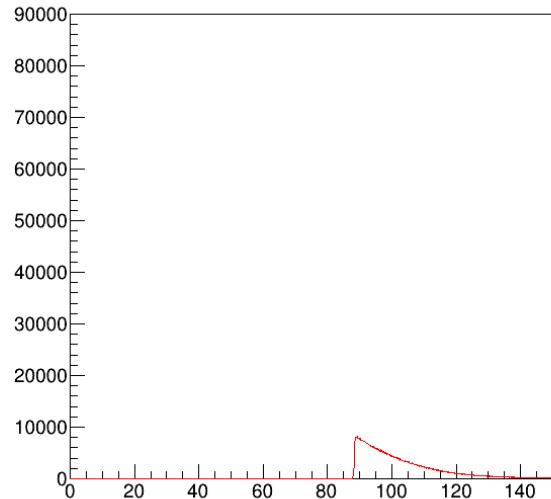
(a) 20keV



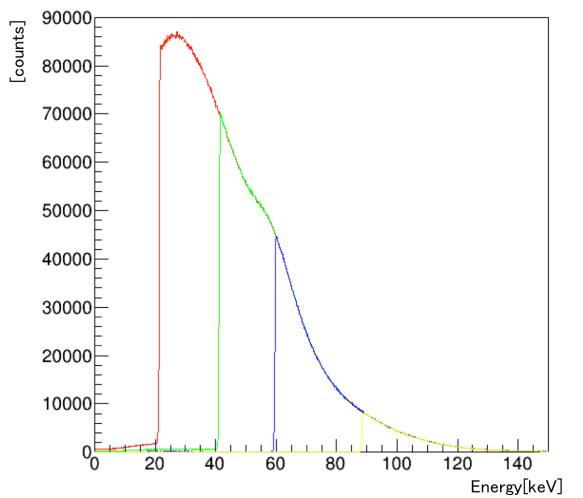
(b) 40keV



(c) 60keV



(d) 80keV



(a)-(d) を重ね合わせたスペクトル

図 2.6 各エネルギー閾値における X 線エネルギースペクトル  
23

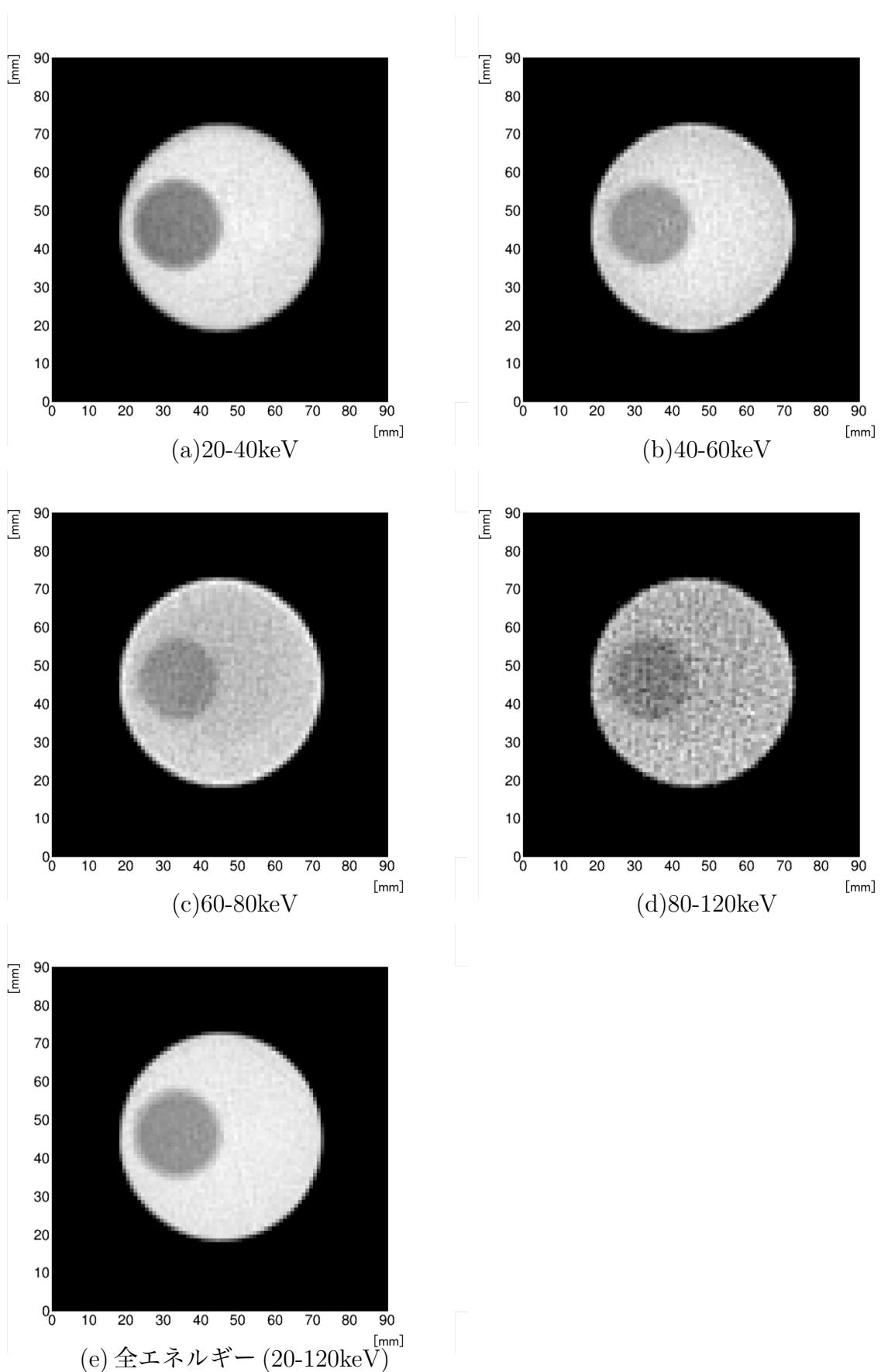


図 2.7 図 6.10 の全エネルギーと各エネルギー バンドにおける CT 画像

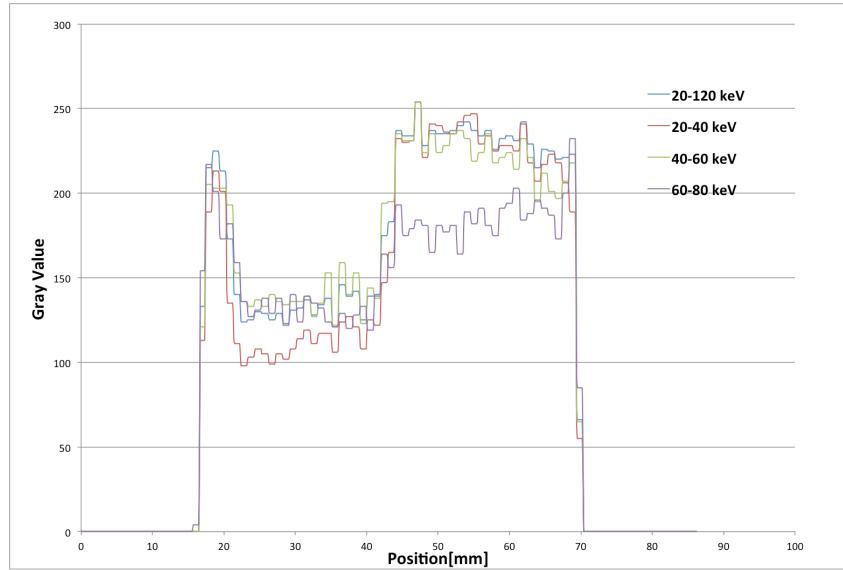


図 2.8 図 7.7 の一次元プロファイル

それぞれのエネルギー帯で得られた画像についてコントラスト比 ( $\mu_{alcohol}/\mu_{water}$ ) と CNR を算出した結果を表 7.1 に示す。

全エネルギー (20-120keV)	20-40 keV	40-60 keV	60-80keV	80-120keV
コントラスト比 ( $\mu_{alcohol}/\mu_{water}$ )	0.63	0.56	0.67	0.73
CNR	21.3	19.0	10.2	5.74

表 2.1 各エネルギー帯での CT 画像のコントラスト比と CNR

図 7.7を見ると、全エネルギーのときと比べると、20-40keV の画像の方が最もアルコールが暗くなっていることが目視でわかる。また一次元プロファイルを見ても 20-40keV の画像のアルコールの部分が他のエネルギー帯の画像に比べて顕著にその CT 値が低くなっていることがわかる。表 7.1 を見るとコントラスト比は全エネルギーでは 0.63、低エネルギーのみを用いた時は 0.56 となり、コントラスト比を見てもアルコールと水のコントラストが向上していることがわかり、底エネルギー側を用いた多色イメージングの効果が実証できた。CNR が全エネルギーに比べて、各エネルギー帯での値が小さくなっているのは統計数が減少したことで画像ノイズ  $\sigma$  が増加したためである。

## 2.4 ビームハードニング低減

混合エネルギーの X 線が物質を透過する際、低エネルギーの X 線が多く吸収され、X 線の実効エネルギーが高くなる現象をビームハードニング (BH) とよぶ。これにより、高

原子番号の被写体をCT撮影した際にアーチファクト生じる。ここでは図7.9のような2本のアルミニウム柱を水中におき、管電圧150kV、管電流1.0mAでAPDとMPPCパルスモードでCT撮影を行った。30keV,60keV,90keVと120keVに閾値を設定し、全エネルギーのCT画像と高エネルギー帯(90-120keV)のCT画像をそれぞれ取得し画像比較を行った。

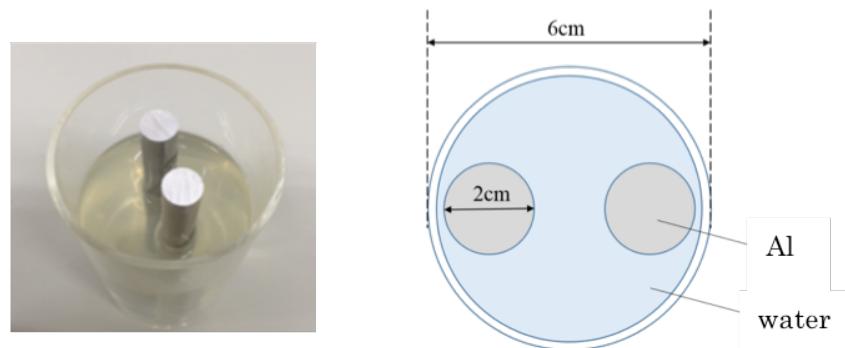


図 2.9 測定ファントム

## 2.4.1 実験結果

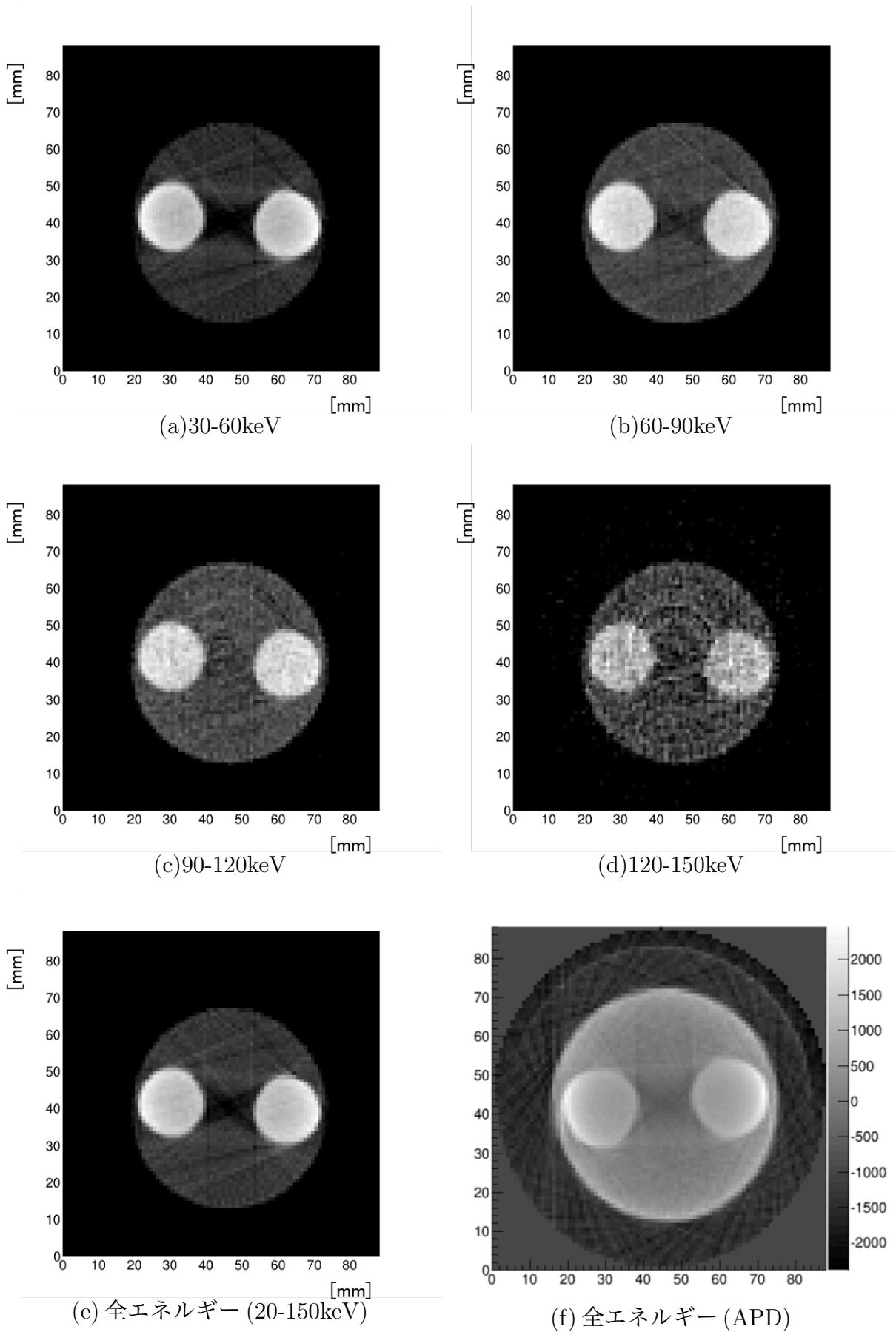


図 2.10 図 7.9 の全エネルギーと各エネルギー帯における CT 画像

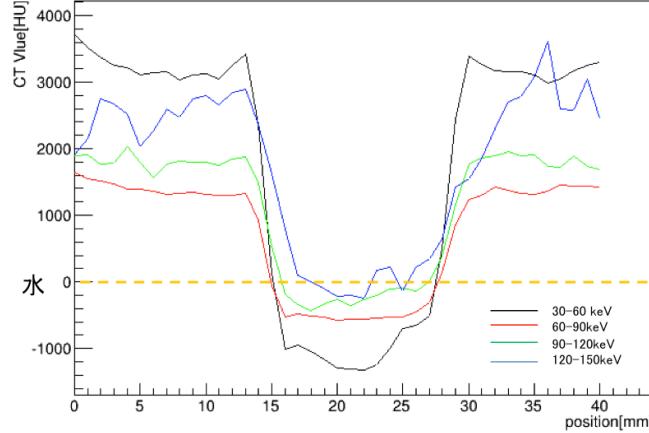


図 2.11 図 7.10 の一次元プロファイル

全エネルギー情報を用いて取得した画像では、減弱係数の大きい Al 圓柱の間で画像が暗くなるアーチファクトが生じていることがわかる。それに対し、高エネルギー帯の CT 画像ではそれが見られず、図 7.11 を見ると高エネルギー帯の CT 画像ほど CT 値が水の CT 値である 0 に近く、ビームハードニングアーチファクトの低減に成功した。120-150keV の CT 画像のノイズが多いのは統計量が十分でなかったためである。<sup>?</sup>でも述べたがビームハードニングアーチファクトは頭部や肩・骨盤内など骨に囲まれた部位に現れ出血や梗塞などの診断を困難にしていたが、高エネルギー帯を用いた多色イメージングがビームハードニングアーチファクトを低減しその診断に有用であることが実証された。

## 2.5 物質同定

従来のエネルギー積分型の CT では、線源弱係数は物質が異なっても密度によっては同一になる場合があり、パラメータは一つの CT 値のみであったため正確な物質の弁別をすることができなかつた。しかし、スペクトル CT ではいくつかのエネルギー帯において CT 値を取得することができるため、パラメータが複数になることで正確な材質の弁別が可能となる。本実験では、水とアルコールとアクリルの原子番号を求める実験を行った。ディスクリの位置を 20keV、40keV、60keV に設定し 20-40keV のエネルギー帯と 40-60keV のエネルギー帯でそれぞれ CT 撮影を管電圧 120kV、管電流 0.2mA で行った。20-40keV の平均エネルギーを 25keV、40-60keV の平均エネルギーを 45keV として、CT 画像のそれぞれのピクセルにおいて  $k = \mu(25\text{keV})/\mu(45\text{keV})$  を求めた。 $k$  の原子番号依存性は NIST から算出することができ、それを以下のように  $f(z)$  と定義する。

$$f(Z) = \frac{\mu(Z, 25\text{keV})}{\mu(Z, 45\text{keV})} \quad (2.5)$$

NIST から求めた  $k(Z)$  の曲線を

$$f(Z) = \frac{p_1 + q_1 Z + r_1 Z^2}{p_2 + q_2 Z + r_2 Z^2} \quad (2.6)$$

という関数でフィットした結果を図 7.12 に示す。

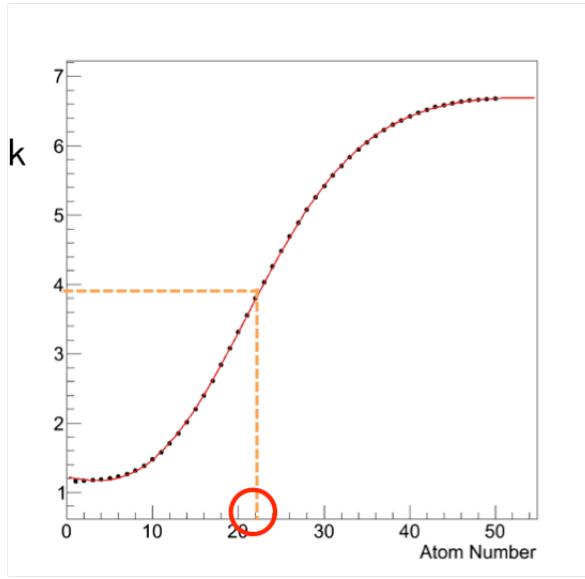


図 2.12  $f(Z)$  の原子番号依存性 (NIST より算出)

それぞれのピクセルにおいて求めた  $k$  を用いて、 $Z = f^{-1}(k)$  を求めることで CT 画像中の原審番号を同定することができる。実効原子番号は構成元素  $Z_i$  の電子数が全体に占める割合を  $f_i$  として  $N$  個の元素から構成されているとする

$$Z_{\text{eff}} = \sum_{i=1}^N \sqrt[2.94]{f_i(Z_i)^{2.94}} \quad (2.7)$$

と求められる。これを用いて水、アルコール、PMMA の実効原子番号を求めた。

---

<sup>0</sup>実効原子番号  $Z_{\text{eff}}$  とは化合物や混合物において、単体における原子番号のどれくらいに相当するかを示す平均的な原子番号である。

### 2.5.1 実験結果

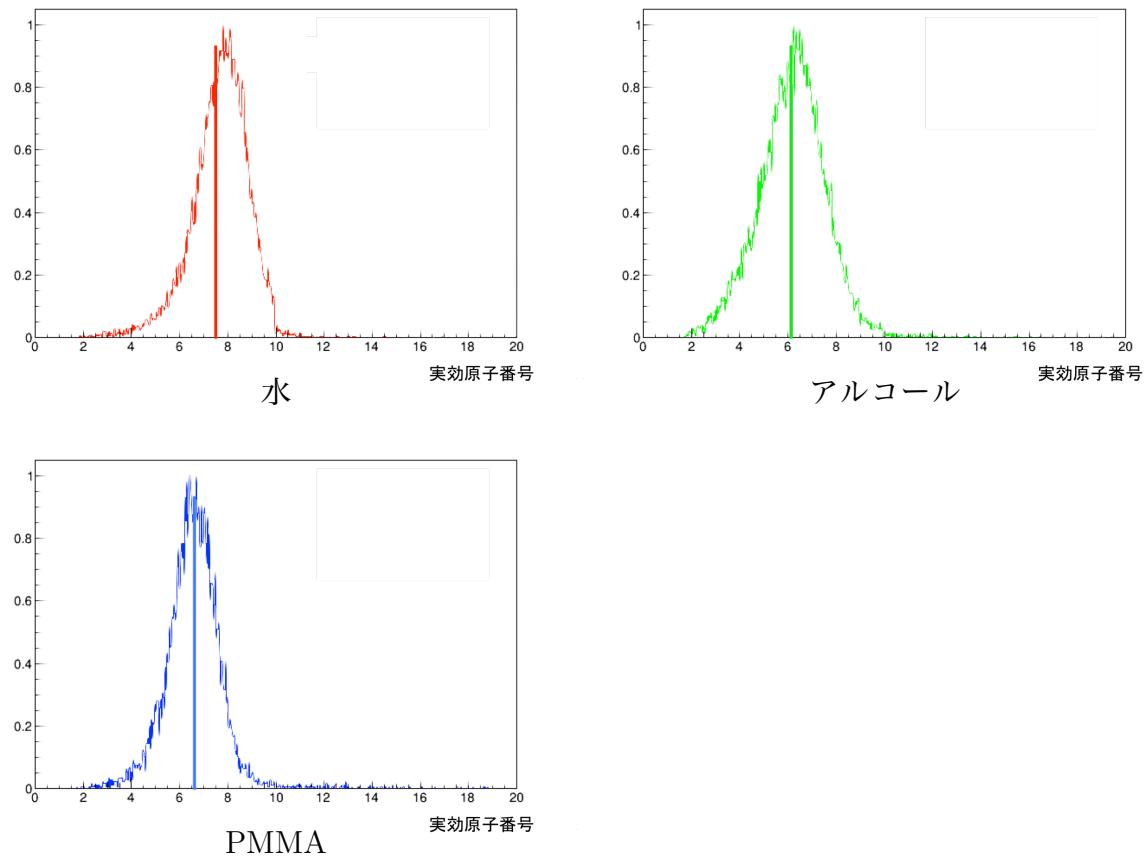


図 2.13 それぞれの CT 画像の原子番号同定結果

	水	アルコール	PMMA
実効原子番号	7.42	6.16	
実験値	7.83±1.02	6.28±1.23	6.59±0.885

表 2.2 それぞれの物質の実効原子番号と実験値

## 2.6 K-edge イメージング

### 2.6.1 ヨード造影剤の強調イメージング

従来のエネルギー積分型の方式では実現できないイメージングが k 吸収端イメージングである。人体を構成する元素の大部分は原子番号が非常に小さいため、k 吸収端は低エ

エネルギーレベルに存在するため、その  $k$  吸収端を捉えることは不可能であるが、造影剤として用いるガドリニウム (Gd) やヨード (I) の  $k$  吸収端はそれぞれ 50.2keV, 33.2keV であり、 $k$  吸収端の前後でデータの計測を行うことで造影剤の分布を特異的に示すことができる。例えば Gd の場合 bin0:40-49keV, bin1:50-59keV としそれぞれの bin で CT 画像を再構成した後、bin1 の CT 画像から bin0 の CT 画像を引き算することにより、造影剤を含んだ血管や組織などの明瞭な画像下が可能となる。本稿では直径 6cm のアクリル筒の中に水を満たし、ヨード造影剤 (30mg/mL) を満たし、直径 2cm のアクリル筒を入れた図 7.14 を用いてヨード造影剤の K-edge イメージングを管電圧 120kV、管電流 0.2mA で行った。

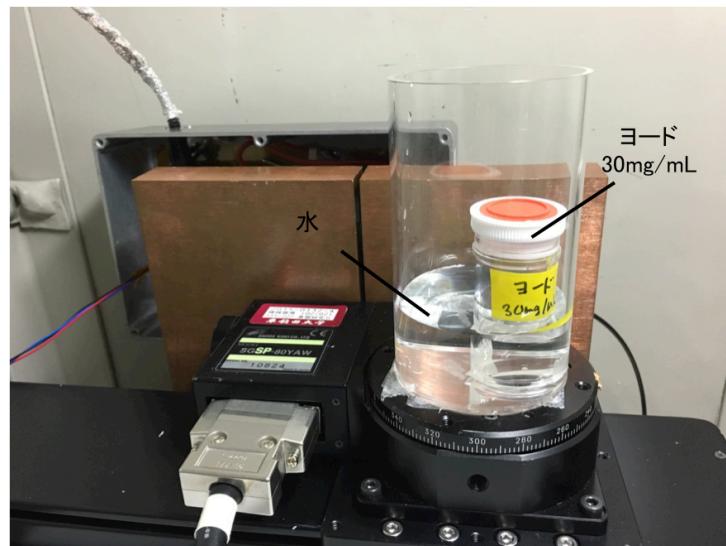


図 2.14 ヨードの K-edge イメージングに用いたファントム

ヨード造影剤 (30mg/mL) の線減弱係数のエネルギー依存性は図 7.15 のようになって いる。この図に示すようにヨードの K 吸収端は 50.3keV であるが、実験的に K 吸収端の位置を最初に確認した。

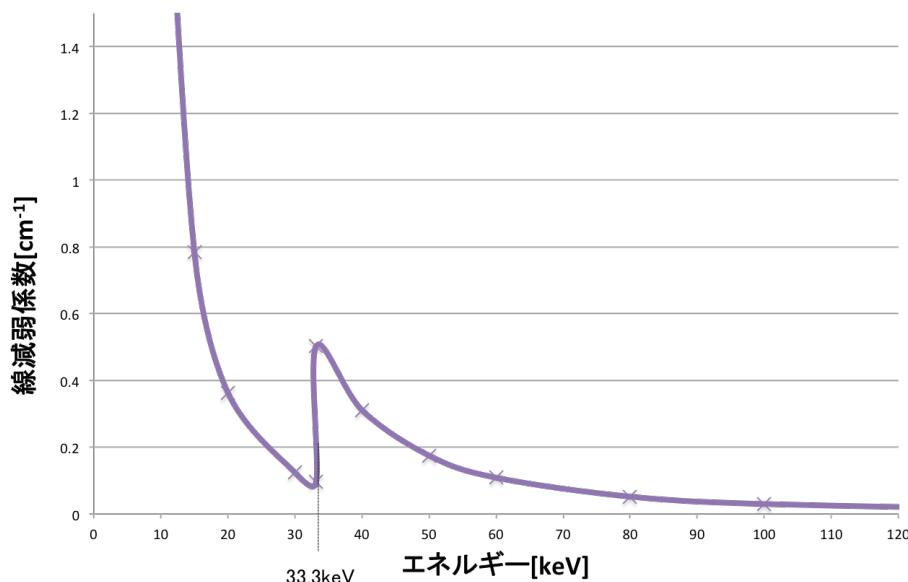


図 2.15 ヨード (30mg/mL) の線減弱係数のエネルギー依存性

管電圧 120kV、管電流 0.2mA で MCA8000D で 100 秒間取得した X 線の全エネルギースペクトルを図 7.16(左) に示す。また同じ条件でヨードの K 吸収端位置を確かめるためにヨード造影剤 (140mg/mL) を MPPC の前に置いて取得したスペクトルを図 7.16(右) に示す。

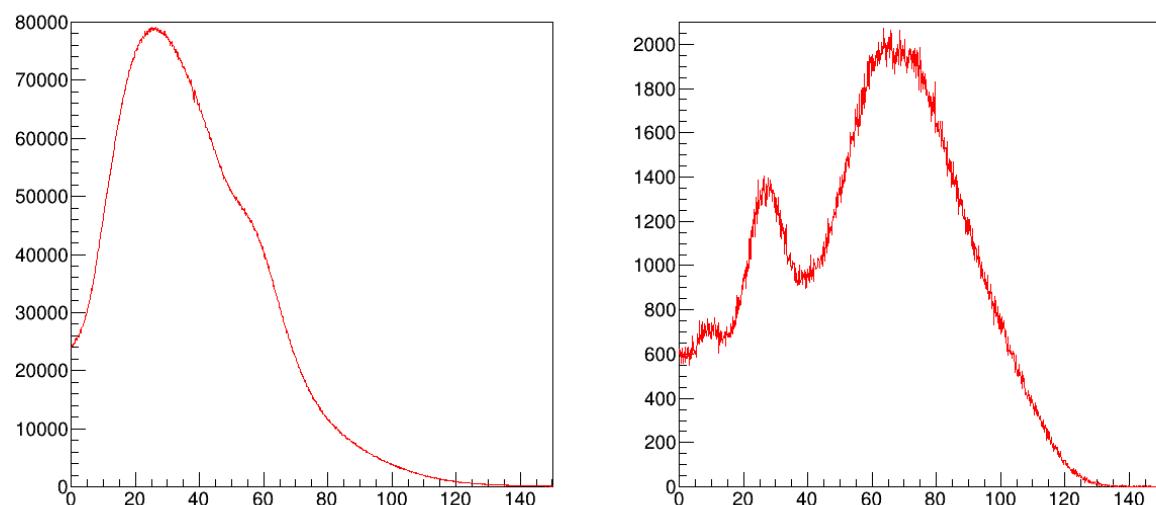


図 2.16 管電圧 120kV、管電流 0.2mA で測定した X 線全エネルギースペクトル(左)とヨード造影剤 140mg/mL を MPPC の前に置いて測定した時のスペクトル(右)

スペクトルの窪んだ部分がヨードの K 吸収端であり、この位置に閾値を設けて設定した X 線スペクトルを図 7.17 に示す。

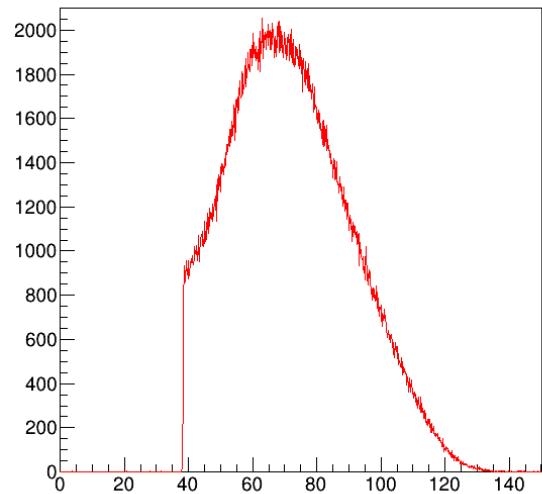


図 2.17 ヨードの K 吸収端に閾値を設けて測定した X 線スペクトル

さらに K 吸収端の  $\pm 20\text{keV}$  にも閾値を discriminator で設定し、K 吸収端の前  $20\text{keV}$  の帯域と後  $20\text{keV}$  帯域でそれぞれ投影データを取得し画像再構成を行った。

K 吸収端の前  $20\text{keV}$  の帯域と後  $20\text{keV}$  帯域で取得した CT 画像を図 7.18 に示す。

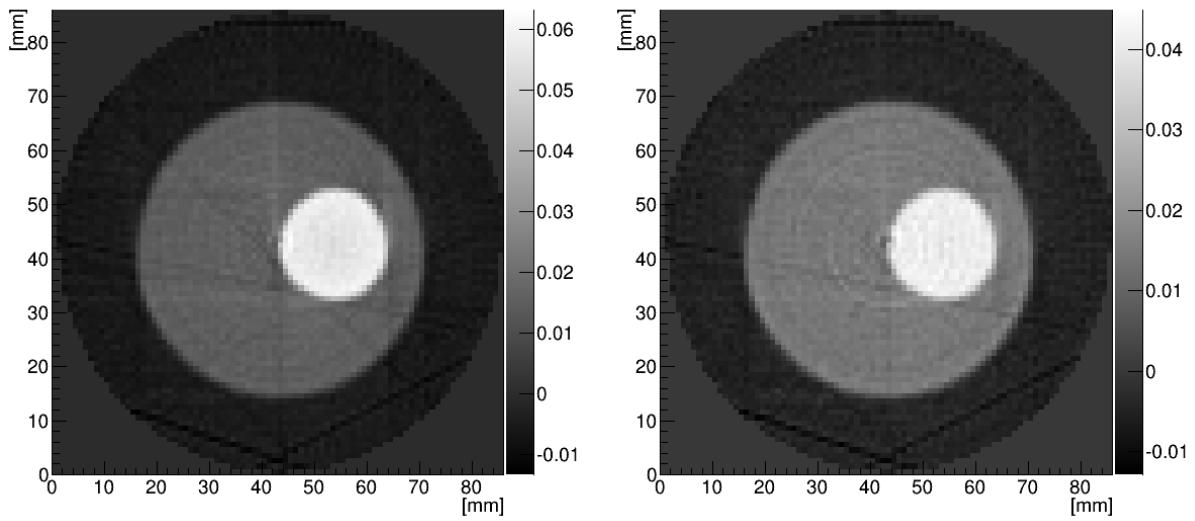


図 2.18 ヨードの K-edge の後 20keV 帯域で取得した CT 画像(左)と K-edge の前 20keV 帯域で取得した CT 画像(右)

ここで、ヨードの K-edge の後 20keV 帯域で取得した CT 画像を  $\mu_+(x, y)$ 、ヨードの K-edge の前 20keV 帯域で取得した CT 画像を  $\mu_-(x, y)$  として、K-edge イメージング  $\mu_{\text{k-edge}}(x, y)$ 、

$$\mu_{\text{k-edge}}(x, y) = \mu_+(x, y) - \mu_-(x, y) \quad (2.8)$$

を求めるとき図 7.19 が得られる。

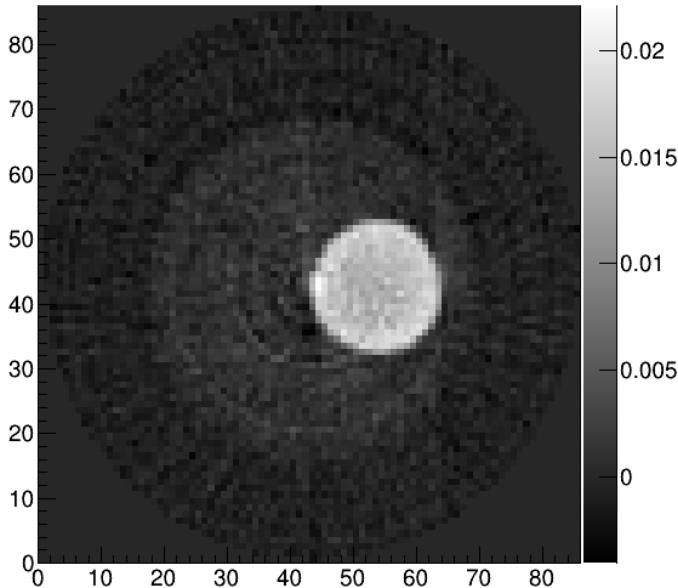


図 2.19 K-edge イメージング  $\mu_{\text{k-edge}}(x, y)$

$\mu_+(x, y)$ 、 $\mu_-(x, y)$ 、 $\mu_{\text{k-edge}}(x, y)$  のヨード造影剤と水のコントラスト比を表 7.3 に示す。

	$\mu_+(x, y)$	$\mu_-(x, y)$	$\mu_{\text{k-edge}}(x, y)$
Contrast ratio $(\mu_I/\mu_w)$	2.4	2.0	3.9

表 2.3  $\mu_+(x, y)$ 、 $\mu_-(x, y)$ 、 $\mu_{\text{k-edge}}(x, y)$  のコントラスト比の比較

表 7.3 から明らかなように、 $\mu_{\text{k-edge}}(x, y)$  におけるコントラスト比が他の 2 つの画像に比べて高いことがわかる。これは K-edge 後の画像の CT 値がヨードのみ高くなり、水はあまり変化しないため水の CT 値は引き算によって相殺されるが、ヨードの CT 値は差分が残るからである。これによって医療現場での CT 撮影時に血管ヨード造影剤用いた時に、血管のみの CT 表示が可能となる。

## 2.6.2 ヨード造影剤のがドリニウム造影剤のコントラスト反転

K-edge イメージングを用いることで K-edge の位置が異なる二つの造影剤のコントラストを変化させる実験を行った。本実験ではヨード造影剤 (30mg/mL) とがドリニウム造影剤 (90mg/mL) を用いた。この二つの線減弱係数のエネルギー依存性を図 7.20 に示す。

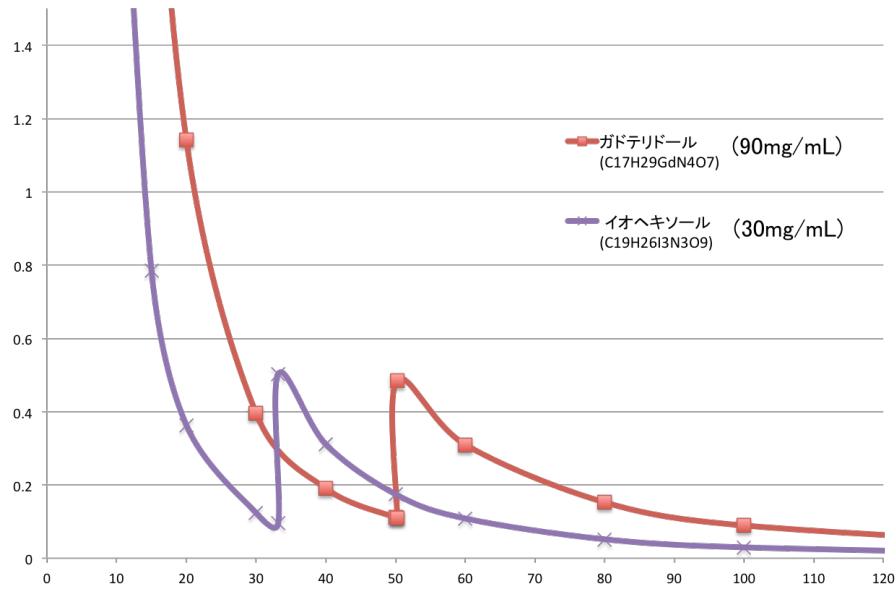


図 2.20 ヨード造影剤 (30mg/mL) とガドリニウム造影剤 (90,g/mL) の線減弱係数のエネルギー依存性

ヨードの K 吸収端は 33.3keV、ガドリニウムの K 吸収端は 50.3keV である。本実験では表 7.4 のように閾値を定め、図 7.21 のようなエネルギー帯域でそれぞれ投影データを取得し、CT 画像を再構成した。

チャンネル	1	2	3	4
閾値	30 keV	50 keV	70 keV	90 keV

表 2.4 各チャンネルの閾値のエネルギー

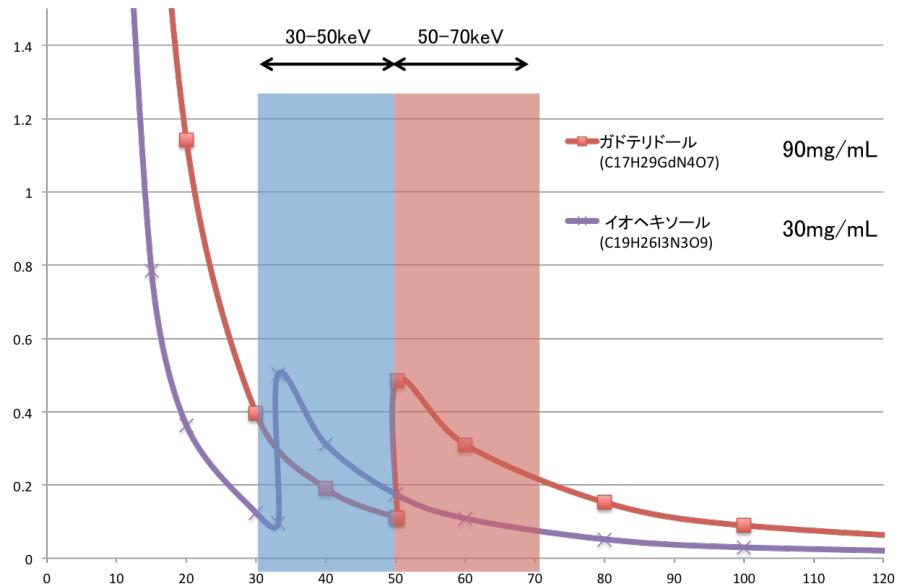


図 2.21 CT 画像を取得するエネルギー帯域

それぞれの閾値で管電圧 120kV、管電流 0.2mA で測定した X 線のスペクトルを図 ?? に示す。

のようによ うな 3 つ の エネルギー バンド それ ぞれ で 投影 データ を 作成 し、 CT 画像 を 取得 し 画像 に ど の よう な 変化 が 出る か 検証 し た。 それ ぞれ の エネルギー 帯域 で 得 られ た 画 像 を 図 7.22 に 示す。

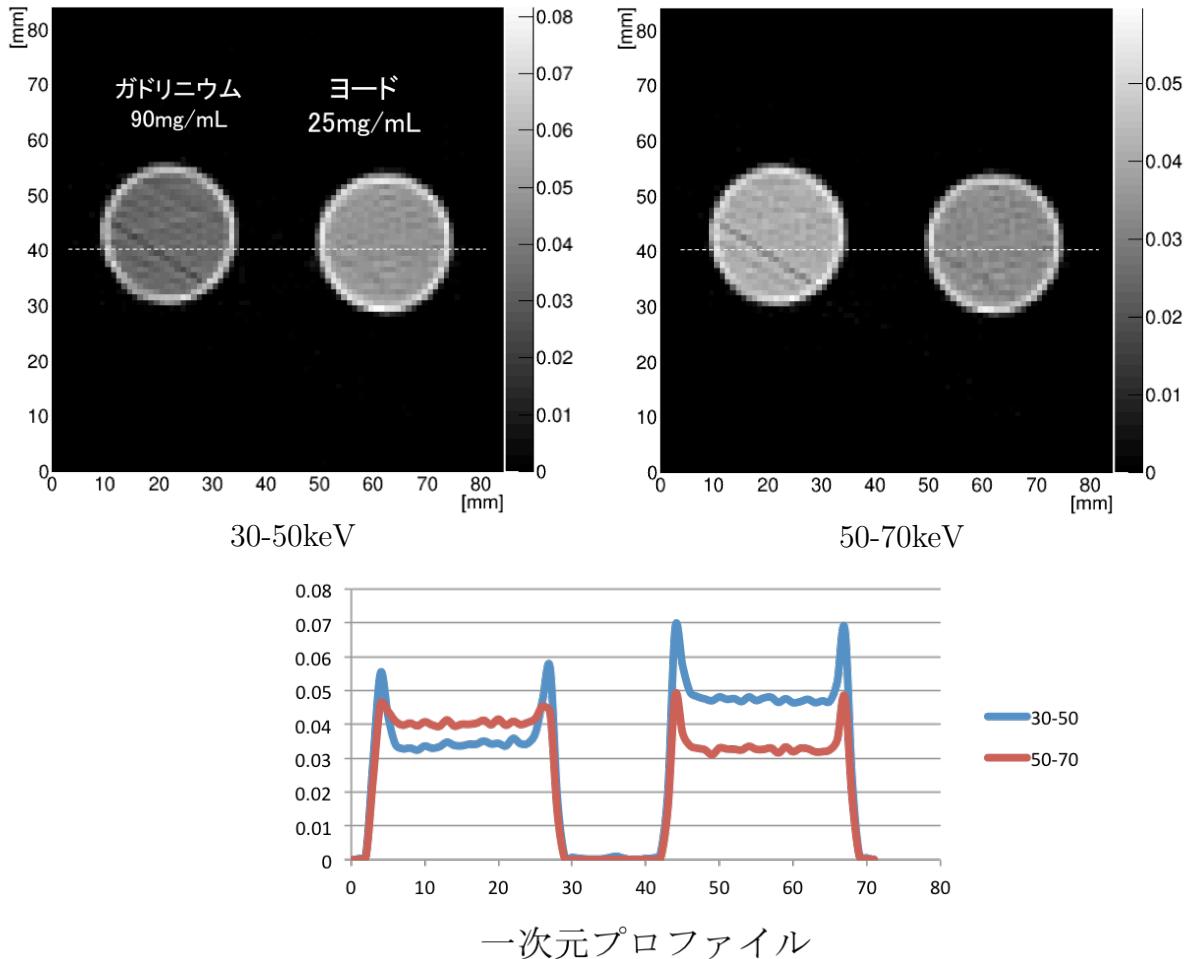


図 2.22 30-50keV と 50-70keV の二つのエネルギー帯域で取得したガドリニウム造影剤とヨード造影剤の CT 画像とその一次元プロファイル

図 7.22 を見ると 30-50keV のエネルギー帯域ではヨードの方が CT 値が高いが、50-70keVにおいてはガドリニウムの方がヨードより CT 値が高くなっている。これは図 7.20 に示したように、K 吸収端を境に線減弱係数の大小が反転し 30-50keVにおいてはヨードの方が線減弱係数が高く、50-70keVにおいてはガドリニウムの方が線減弱係数が高くなつたからである。

## 第3章 アナログ・デジタル多系統LSI

## 第4章　まとめと今後の展望

X線CTは現代医療の画像診断の根幹をなす重要技術であり、年々その検査件数は増加し、適応範囲も拡大している。しかしそれに伴い、医療被ばくに占めるCTの割合が増加傾向にあることが指摘されており、CTの低被ばく化は昨今の医療技術において最重要課題となっている。本研究では、非常に大きい内部增幅機能をもつ半導体光素子であるMPPCを用いた「低被ばく」かつ「多色」撮影が可能な革新的X線CTシステムを考案し、その最初の実証試験として1mm角のPD,APD,MPPCを用いたCT撮影を実行した。照射X線の線量を変えた際のCT画像を定量評価することで、各検出器で得られた画像の比較を行った。ノイズ・低コントラスト分解能・空間分解能のすべてにおいて、MPPCでは従来型CTのPDよりも同じ線量でも圧倒的に優れた結果が得られ、MPPCを用いることで、低線量下でもPDと同等以上に高い画像S/Nを実現できることが実証できた(3章)。これより被ばく量の問題により使用が制限されてきた子供や妊婦といった患者にも、X線CTによる内部撮影が可能になると期待できる。従来CTの光検出部をMPPCに変えるだけで実現できるため、本研究は早期における臨床応用・実現の点でも非常に優れているといえる。また、線量自体を1/1,000に下げることができれば、フォトンカウンティングCTの障壁とされてきた高レートの問題を解決することができ、個々のX線パルスについてエネルギーの取得も容易となる(4章)。たとえて言うならば、”白黒テレビがカラーテレビになる”ほど情報量の増加が見込め、様々な多色イメージングが期待される。その一例として、本研究では「コントラストの強調」「ビームハードニングの除去」「K-edgeイメージング」といった多色イメージングを行い、その有用性も検証できた。

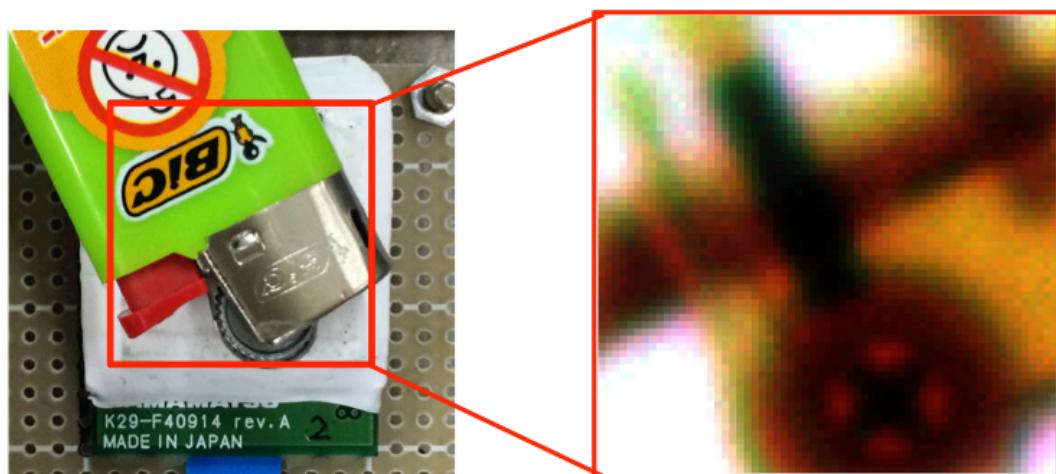
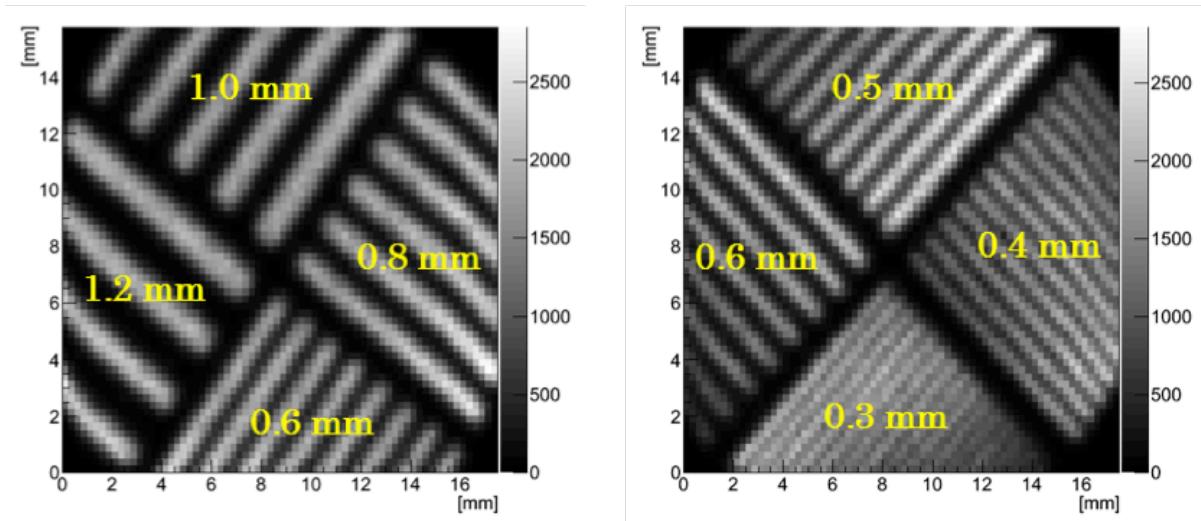
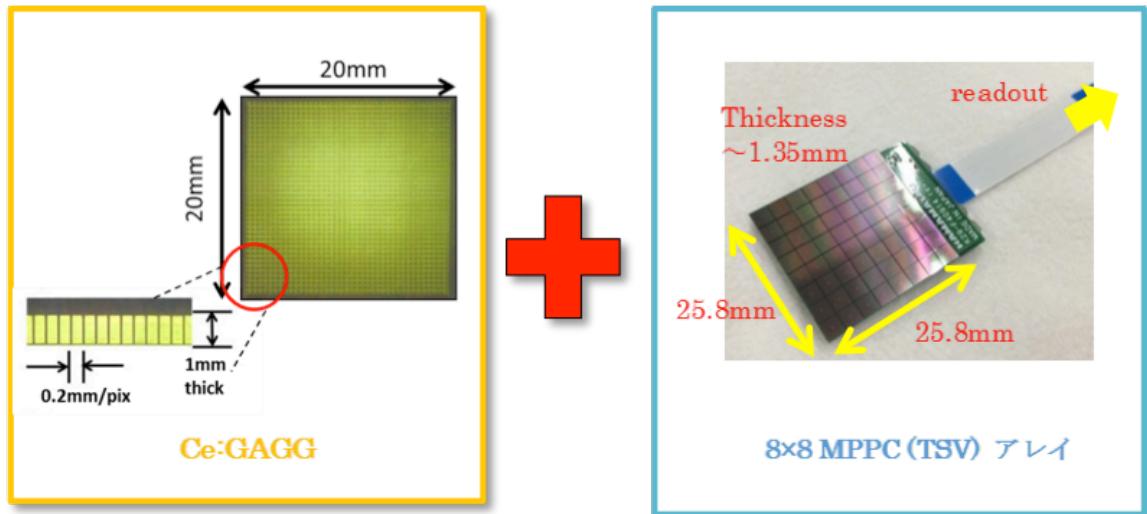


図 4.1 高精細シンチレータ (GAGG) と MPPC の外観とイメージング結果

本研究は、もっとも単純な光センサー単素子による原理実証に重点を置いたが、今後は

より実際の CT システムに近い複合システムへの拡張を考えている。たとえば、MPPC を 2 次元にアレイ化し、我々がこれまで開発した高精細シンチレータと組み合わせた「多色マルチスライス X 線モジュール」の開発を考えている。これまで、YAP シンチレータ同様にフォトンカウンティングに有効な Ce;GAGG シンチレータのプレートに 0.25-mm ピッチでダイシング加工を施し、 $8 \times 8$  MPPC アレイと組み合わせることで 0.3 mm の空間分解能を実現している。また、わずか 4ch の出力信号を用いて 31, 60, 88 キロ電子ボルトの X 線を用いた「3 色イメージング」にも成功した（図 4.5; Oshima et al. 2015）。この高精細シンチレータと MPPC アレイを組み合わせ、CT モジュールを作成することで「多色」かつ「低線量」のマルチスライス CT へと発展が可能である。このような高精細シンチレータを用いた低被ばく CT は、簡便かつ低コスト、また既存の CT の置き換えも容易であり、今後ブレークスルーを起こすことも期待できる。現在は怪我をしたときや健康診断の画像診断の入り口はレントゲンなどの一般撮影であるが、一般撮影レベルの被ばく量で CT 撮影が可能となれば CT も検査の入口として手軽に撮影することが可能になり、病気の早期発見につながる。このように「低被ばく」と「多色化」が切り拓く新たな画像診断の可能性は無限である。本研究が全世界の CT メーカーに CT の変革の可能性を示唆し、新たな CT 画像診断の可能性を切り拓く、一石となることを願っている。