

†

2016 年度

修士論文

**MPPCを用いた革新的スペクトラル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 $10^8\text{--}10^9\text{cts}$ 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線パルス进行分解し、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値に近い物質の識別や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・ホール移動速度は遅く、臨床で求められる $10^8\text{--}10^9\text{cts/mm}^2$ 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、その結果読み出しチャン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

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 つの読出しを行い、パルス読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

第1章 X線CT	1
1.1 X線CTとは	1
1.2 X線CTの検出器	2
1.3 画像再構成原理	2
1.4 CTの画質評価	4
1.4.1 画像ノイズ評価	4
1.4.2 空間分解能評価	6
1.4.3 高コントラスト分解能ファントムによる空間分解能評価	7
1.4.4 MTFによる空間分解能評価	7
1.4.5 低コントラスト分解能評価	8
1.5 従来のエネルギー積分型X線CTの問題点	8
1.5.1 CT値が同一である物質の弁別が困難	9
1.5.2 ビームハードニングアーチファクト	9
1.6 次世代X線CT	10
1.6.1 デュアルエネルギーCT	10
1.6.2 フォトンカウンティングCT	12
1.6.2.1 ビームハードニングの低減	13
1.6.2.2 媒質の同定	14
1.6.2.3 軟部組織のコントラスト強調	14
1.6.2.4 ノイズの低減 (SN比の向上)	15
1.6.2.5 k吸収端イメージング	16

## 目 次

1.1	CT 装置の外観	1
1.2	CT の画像再構成法の原理	3
1.3	様々な物質の CT 値	4
1.4	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	9
1.5	ビームハードニング効果 [?]	10
1.6	2 層式検出器方式 [?]	11
1.7	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になり 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。	13
1.8	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 低減され、周辺組織の評価が容易になる。	14
1.9	ヨード、カルシウム、水の線源弱係数 (NIST より作成) $\Delta\mu_{\text{Low}}$ が $\Delta\mu_{\text{High}}$ 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	15
1.10	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 [?]	16
1.11	k 吸収端イメージングの原理 (減弱曲線は NIST より作成)	16

## 表 目 次

1.1 PHILIPS 市販されている CT の仕様 [?]	2
--------------------------------	---

# 第1章 X線CT

## 1.1 X線CTとは

CTとはcomputed tomographyの略であり、日本語名称はコンピュータ断層撮影装置である。図1.1が典型的なCTの外観例である。X線管から連続エネルギースペクトルを持つX線が照射され、直進しながら物体中で減弱し、反対側にある検出器で減弱したX線の透過強度分布を測定する。そして、測定した透過強度分布から、X線の通しにくさを影絵にしたような投影データを取得する。この投影データをX線管と検出器を物体周りに回転して物体の多方向から取得し、フーリエ変換を用いて画像再構成し線減弱係数 $\mu$ の分布図としてCT画像を表示している。CT画像において



図 1.1 CT装置の外観

は線源弱係数の高い組織は白く、線源弱係数の低い組織は黒く表示するのが慣例である。CTの方式には種々の方式があるが現在最も一般的なのは第三世代のファンビームを照射するX線源とそれに対向したX線検出器が被写体の周りを回るRotate/Rotate(R/R)方式であり、X線検出素子の数(チャンネル数)は現在は700-900程度になっており一回転のスキャン時間は0.3秒前後に達している。

現在実用化されているCTの仕様の一例を表1.1に示す。解像度は $\sim 0.2\text{mm}$ 、画像を取得するのに要する時間は100ミリ秒台である。

項目	仕様
フレームレート	10, 000 frame/sesc(～120,000pixel/frame)
動作モード	電流モード (エネルギー積分型)
シンチレータ	GOS(～50,000ph/MeV)
解像度	～2.4lp/mm(～0.210mm)
リーク電流	< 3pA

表 1.1 PHILIPS 市販されている CT の仕様 [?]

## 1.2 X 線 CT の検出器

CT の X 線検出器にシンチレータとフォトダイオード (PD) が用いられ、シンチレータで X 線を光に変換し、PD で光電変換を行うのが最も主流である。シンチレータには X 線阻止能が高く、発光量が大きく、残光が少ない GOS が用いられる。また、R/R 方式においては検出器全面に高さ 20-30mm の主にタングステンなどの重金属でできている散乱線カット用のコリメータが配備されている。図 ??。また、PD からの出力電流をサンプリング時間 (1 ビューの時間、つまり 0.2～1 ms) について積分し、たまった電荷量を A-D 変換しデジタルデータとして送り出す DAS(Data Acquisition System) の構成の一例を図 ??に示す。DAS に求められる性能は以下のようなものがある。

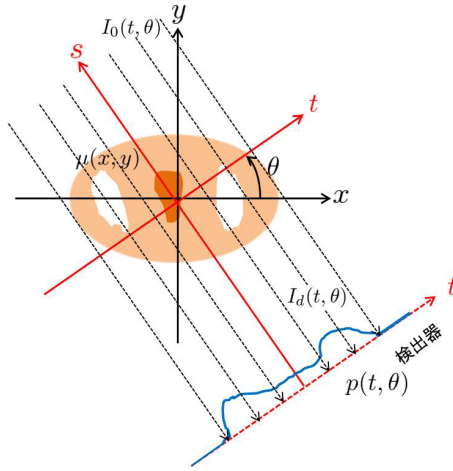
1. サンプリング時間 (0.2～1 ms) 内に全検出素子の出力を A-D 変換する高速性。
2. 検出器・DAS 系の回路ノイズと量子化誤差は X 線量子の統計的変動より十分低いレベルでなければならない
3. 被写体による減弱がない場合でも簡単にオーバーフローしない広いダイナミックレンジを持つ。

また、CT の動作モードには電流モード (X 線光子によって生成した電荷を所定時間蓄積し、電流信号を出力する方式) とパルス読み出し (X 線光子を個々に計数するフォトンカウンティングモード) の 2 種類に大別されるが通常の CT は電流モード読み出しでありエネルギー積分型と呼ばれる。

## 1.3 画像再構成原理

現在の X 線 CT の X 線管からはファンビームの X 線が照射されるのが一般的であるが、ここでは簡単のため直線の X 線ビームを用いて画像再構成原理を説明する (図 1.2)。





最終的な目標は線源弱係数の分布  $\mu(x, y)$  を求めることである。投影データとはX線パス  $s$  に沿って  $\mu(x, y)$  を線積分した値として以下のように定義される。

$$p(t, \theta) = \int \mu(x, y) ds \quad (1.1)$$

$$(t = x \cos \theta + y \sin \theta) \quad (1.2)$$

各  $\theta$  と  $t$  で規定される投影データ1本1本をレイ (ray) という。まあ一つの角度方向のレイの1セットをビュー (view) という。投影データの値は入射強度  $I_0$  と検出器で受ける強度  $I_d$  とから求められる<sup>1</sup>。式 (??) より

図 1.2 CT の画像再構成法の原理

$$I_d(t, \theta) = I_0(t, \theta) \exp \left[ - \int \mu(x, y) ds \right] \quad (1.3)$$

$$= I_0(t, \theta) \exp[-p(t, \theta)] \quad (1.4)$$

$$\therefore p(t, \theta) = - \ln \left[ \frac{I_d(t, \theta)}{I_0(t, \theta)} \right] \quad (1.5)$$

つまり、投影データ  $p(t, \theta)$  を入射強度  $I_0$  と検出器で受ける強度  $I_d$  から求めることができれば、その逆変換として、 $\mu(x, y)$  を求めることができる。そこで  $\mu(x, y)$  の二次元フーリエ変換  $\hat{\mu}(\xi, \eta)$  を考えると

$$\hat{\mu}(\xi, \eta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) e^{-i(\xi x + \eta y)} dx dy \quad (1.6)$$

となり、 $(\xi, \eta)$  を  $\xi = \omega \cos \theta, \eta = \omega \sin \theta$  なる変換を行い、極座標系  $(\omega, \theta)$  に変換すると、

$$\hat{\mu}(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) e^{-i\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} dx dy \quad (1.7)$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) e^{-i\omega t} dt ds \quad (1.8)$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} \left[ \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) ds \right] e^{-i\omega t} dt \quad (1.9)$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} p(t, \theta) e^{-i\omega t} dt \quad (1.10)$$

つまり式 (1.10) はある角度  $\theta$  における投影データを  $t$  について一次元フーリエ変換したものは線減弱係数  $\mu$  の二次元フーリエ変換の  $\theta$  成分である。よって、投影データを  $\theta$  が 0 から  $\pi$  に対して  $\theta$  方向<sup>2</sup>の成分を得てそれらを  $t$  に関して1次元フーリエ変換すること

<sup>1</sup>入射強度  $I_0(t, \theta)$  は直接計測できないが、この値はキャリブレーション補正により計測しない済む仕組みになっている。

<sup>2</sup>平行ビームであれば  $p(t, \theta + \pi) = p(-t, \theta)$  なので半回転で投影データの情報完備となる。画像の安定化のためには1回フルスキャンが基本だが、理論の説明は半回転の方が都合がよい。

により、 $\mu(x, y)$  のフーリエ空間  $\hat{\mu}(\xi, \eta)$  をタイヤのスポーク状に埋めることにより  $\hat{\mu}(\xi, \eta)$  が求まることになる。よって線源弱係数の分布  $\mu(x, y)$  は式 (1.10) を逆フーリエ変換すればよいので

$$\mu(x, y) = \frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{\mu}(\xi, \eta) e^{i(\xi x + \eta y)} d\xi d\eta \quad (1.11)$$

と求まる。CT 画像の画素の値はこの線源弱係数を用いて以下のように定義されている。

$$\text{CT 値} = 1000 \times \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \quad (1.12)$$

ここで CT 値の単位は HU(Hounsfield unit) であり、 $\mu_w$  は水の線源弱係数である。しかし、 $\mu$  も  $\mu_w$  も X 線質に依存する量であり、混合エネルギー X 線を用いているため、物質を透過すると X 線質は変化するので CT 値は完全な定量的な値ではない。様々な物質の CT 値の目安を図 1.3 に示す。

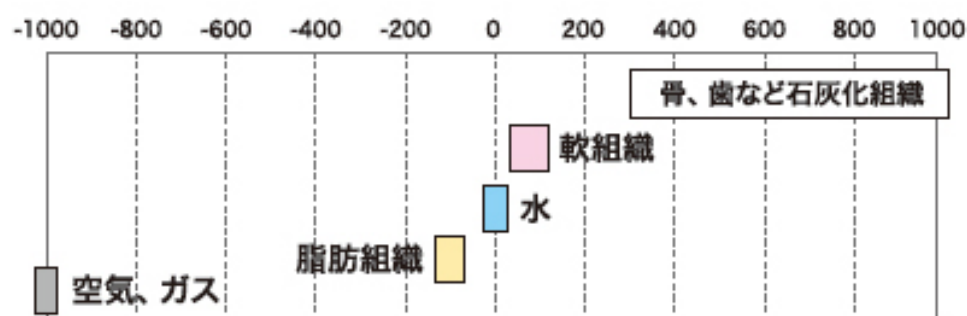


図 1.3 様々な物質の CT 値

※フィルターの話、ランプフィルターとシェップローガン

## 1.4 CT の画質評価

CT の画質評価に主にどれくらい画像ノイズ評価、どれくらい細かいものが見えるかという空間分解能表、CT 値が近い物質をどれくらい区別できるかという低コントラスト分解能評価お 3 つが主にある。

### 1.4.1 画像ノイズ評価

X 線 CT で水ファントムのような一様な被写体を撮影した場合、その物質の線減弱係数  $\mu$  に従って、各ピクセルの CT 値は一様に等しく計算されるはずである。しかし、実際は諸因子に由来する統計的な変動（揺らぎ）によって CT 値はばらついて一定とならず、この揺らぎ成分を一般的に画像ノイズと呼ぶ。この画像ノイズは直感的にも推察さ

れるように投影データのノイズの比例する。ここでは投影データのノイズはX線量子の統計的変動が支配的である。X線量子の統計的変動とは次のようなものである。完全な計測系を用いて到来フォトン数の計測を繰り返しても、結果は毎回異なる。個々のX線フォトンが被写体内で減弱していくプロセスは確率現象であるためであり、一般的にポアソン分布に従うと仮定される。各回のフォトン数計測値が $N$ 個であるとし、平均して $\langle N \rangle$ 個が計測されたとする。 $N$ は $\langle N \rangle$ を中心に誤差 $\varepsilon_N$ でばらつくが、この $\varepsilon_N$ がX線量子の統計的変動である。 $\varepsilon_N$ の標準偏差を $\sigma_N$ とすれば、ポアソン分布を仮定しているので $\sigma_N = \sqrt{\langle N \rangle}$ である。誤差のない測定系であっても計測データのS/N比はX線量子の統計的変動で決まる物理限界 $\langle N \rangle / \sigma_N = \sqrt{\langle N \rangle}$ を超えることはできない。

ここで、検出器・DASは完璧でなくノイズ $\varepsilon_d$ を伴うが、その場合の投影データのノイズレベルを求めてみる。CTのX線計測は様々なエネルギーの混じった混合エネルギースペクトルの多色X線の吸収線量計測であるが、ここでは簡単のためにフォトンカウンティングモードでの計測であるとする。被写体へ入射X線フォトン数を $N_{\text{in}}$ とする。式(1.5)よりノイズがなければ投影データの値は

$$p_{\text{ideal}} = -\ln \left( \frac{N}{N_{\text{in}}} \right) \quad (1.13)$$

$$= -\ln N + \ln N_{\text{in}} \quad (1.14)$$

$$= -\ln \langle N \rangle + \ln \langle N_{\text{in}} \rangle \quad (1.15)$$

ノイズがあるときの投影データは

$$p_{\text{actual}} = -\ln \left( \frac{N + \varepsilon_d}{N_{\text{in}}} \right) \quad (1.16)$$

$$= -\ln (N + \varepsilon_d) + \ln N_{\text{in}} \quad (1.17)$$

$$= -\ln (\langle N \rangle + \varepsilon_N + \varepsilon_d) + \ln (\langle N_{\text{in}} \rangle + \varepsilon_{\text{in}}) \quad (1.18)$$

ここで、 $\varepsilon_{\text{in}}$ は $N_{\text{in}}$ に含まれるX線量子の統計的変動でありその標準偏差は $\sqrt{\langle N_{\text{in}} \rangle}$ であるが、 $N_{\text{in}}$ は被写体により減弱していない大きな値なので $\langle N_{\text{in}} \rangle \gg |\varepsilon_{\text{in}}|$ であり、 $\ln \langle N_{\text{in}} \rangle + \varepsilon_{\text{in}} \approx \ln \langle N_{\text{in}} \rangle$ と近似してよい。従って

$$p_{\text{actual}} \approx -\ln (\langle N \rangle + \varepsilon_N + \varepsilon_d) + \ln \langle N_{\text{in}} \rangle \quad (1.19)$$

$$= -\ln \left\{ \langle N \rangle \left( 1 + \frac{\varepsilon_N + \varepsilon_d}{\langle N \rangle} \right) \right\} + \ln \langle N_{\text{in}} \rangle \quad (1.20)$$

$$= -\ln \langle N \rangle - \ln \left( 1 + \frac{\varepsilon_N + \varepsilon_d}{\langle N \rangle} \right) + \ln \langle N_{\text{in}} \rangle \quad (1.21)$$

$$(1.22)$$

ここで第二項を級数展開し $\langle N \rangle$ に比べて $\varepsilon_N$ と $\varepsilon_d$ は十分小さいとして高次の項を落とすと、

$$p_{\text{actual}} \approx -\ln \langle N \rangle - \frac{\varepsilon_N + \varepsilon_d}{\langle N \rangle} + \ln \langle N_{\text{in}} \rangle \quad (1.23)$$

$$= p_{\text{ideal}} + \varepsilon_p \quad (1.24)$$

ここで

$$\varepsilon_p \equiv -\frac{\varepsilon_N + \varepsilon_d}{\langle N \rangle} \quad (1.25)$$

と定義した。すなわち  $p_{\text{actual}}$  は  $p_{\text{ideal}}$  の周囲に誤差  $\varepsilon_p$  でばらつく。この  $\varepsilon_p$  の標準偏差  $\sigma_p$  を求める。ここで  $\varepsilon_d$  は平均値ゼロ、標準偏差  $\sigma_d$  とする。 $\varepsilon_N$  と  $\varepsilon_d$  とは互いに相関がないので分散の加算式より、

$$\sigma_p^2 = \frac{\sigma_N^2 + \sigma_d^2}{\langle N \rangle^2} \quad (1.26)$$

$$= \frac{\langle N \rangle + \sigma_d^2}{\langle N \rangle^2} \quad (1.27)$$

従って

$$\langle N \rangle \gg \sigma_d \text{ のとき } \sigma_p \approx \frac{1}{\sqrt{\langle N \rangle}} \quad (1.28)$$

$$\langle N \rangle \ll \sigma_d \text{ のとき } \sigma_p \approx \frac{\sigma_d}{\sqrt{\langle N \rangle}} \quad (1.29)$$

式 (1.28) が通常の運用状態である。ここでは X 線量子の統計的変動だけが投影データ（すなわち CT 画像の）ノイズ起源で画像ノイズは検出線量の平方根に反比例する。

式 (1.29) のような状況では、画像ノイズは検出線量に反比例して変化する。これは一種の異常事態であり、大きな被写体であるにもかかわらず過度に照射線量を減らしたり薄いコリメーション幅とした場合には発生しうる。その場合、画像ノイズのみならず別種の画質問題も顕在化することがあり、診断に耐える画像は得られない。

## 1.4.2 空間分解能評価

空間分解能とはどのくらい細いものを分離して認識できるかという識別限界を数値化したものである。CT における空間分解能は、高コントラスト分解能ファントムを用いて視覚的に評価する方法と、解像特性として定量的に変調伝達関数 (Modulation Transfer Function: MTF) を測定する方法の 2 つが推奨されている。空間分解能を決定づける要因は以下のようなものがあげられる。

1. 焦点サイズと検出器サイズ
2. サンプリングピッチ
3. view 数
4. 再構成 FOV
5. 再構成関数
6. その他 (架台振動、管球焦点移動なども影響がある。マルチスライス CT の登場により再構成方法も多様化し、これらの様々な要因によっても空間分解能が変化する。)

### 1.4.3 高コントラスト分解能ファントムによる空間分解能評価

一般的な評価ファントムとしては、図 ?? のようにアクリル樹脂などの中に空気の穴 (直径  $d$ ) がピッチ  $2d$  で配列されたものが用いられる。これを CT 撮影して再構成を行い画像上で  $d$  の穴が分離して見えるか見えないかという主観的な評価を行う。この評価においては定量性には欠けるが穴が細くなる、つまり入力信号の周波数が大きくなるにつれて応答性が次第に低下していることなどもわかる。例えば  $0.5\text{mm}$  の径であれば、空間周波数  $1.0\text{ Lp/mm}$  における応答を見ていることになる。下がって、それぞれの径に対応する空間周波数における応答を比較することができる。しかし、本法では空間周波数ごとの応答を定量的な数値で表すことはできず、本法で評価してるのは識別限界となる最高周波数のみである。

### 1.4.4 MTF による空間分解能評価

上述の高コントラスト分解能ファントムによる評価では、「どのくらい細いものを分離して認識できているか」という主観的な視覚評価であった。一方で変調伝達関数 (Modulation Transfer Function: MTF) では「見える、見えない」といった主観的な要素はなう、また周波数領域について定量的、客観的に評価が行える。MTF とは入力信号に対して、出力信号が「どれだけボケたか」を周波数成分ごとに数値化したものである。MTF を求める入力信号としては、点信号を入力する点像強度分布 (Point Spread Function : PSF) と線信号を入力する線像強度分布 (Line Spread Function : LSF) がある。ここでは最も一般的な手法であるワイヤ法という、スライス面と垂直に張ったごく細い金属ワイヤの断面を CT で撮像し、得られた PSF から MTF を求める手法について詳細に述べる。

PSF から求める MTF とは「何もないところに突然ある限りなく 0 に近い幅で無限大の CT 値を持つ入力信号」が「どのようにボケたのか」ということを示したものである。この場合の極めて特殊な入力信号をインパルス信号と呼ぶ。「どのようにボケたのか」ということを評価するために、ボケによって得られた分布すなわち PSF をフーリエ変換することで周波数空間における応答値が得ることができる。インパルス波形を理想的なデルタ関数とすれば、これをフーリエ変換すると全周波数領域で大きさは 1 となる (図 ??)。デルタ関数を扇形システムに入力したときの出力をインパルス応答という。システムを通過したときのボケにより広がった形状のインパルス応答をフーリエ変換したものが周波数応答関数であり、その絶対値が MTF である。

デルタ関数をフーリエ変換した時の全周波数領域での大きさが 1 であることから、広がった形状のインパルス応答をフーリエ変換して得られた応答値は、ボケによって低下したレベルや、微小構造描出のために特定の周波数を強調しているような状況が周波数成分ごとにその比率として MTF 上に示される。

CT に於いてはスライス面と垂直に張ったごく細いワイヤは、ワイヤのある位置において X 線がほとんど不透過であるので、線減弱係数は非常に大きくなる。よって、ワイヤの径が非常に小さければ、それによって近似的な 2 次元のインパルス信号が得られ (図 ?? (左))、その信号が CT システムによってボケを受けた出力信号が CT 画像上に現れたワイヤの画像、すなわち PSF である (図 ?? (右))。この PSF を直接 2 次元フーリエ変換するか、LSF

に変換して1次元フーリエ変換をsして周波数応答を求めるのがワイヤ法である。図??は、3種類のLSFに対するMTFを示している。この図では、幅が狭く急峻なLSFほど高いMTFとなっており、直感的にもわかりやすい。この幅が狭くなり最後にインパルス信号そのものになれば、MTFは高周波成分まで1.0となり理想的な状態となる。

#### 1.4.5 低コントラスト分解能評価

### 1.5 従来のエネルギー積分型X線CTの問題点

第1章でも述べたがフォトダイオードの暗電流は数十pA～数百pAであり、この暗電流に十分打ち克つ信号電流を検出器から出力する必要がある。CTの画質を律速しているのは「信号電流( $I_s$ ) $\gg$ 暗電流( $I_d$ )」を実現することに他ならない。ここで従来のCTにおいて「 $I_s \gg I_d$ 」を実現させるために必要な照射線量を概算してみる。被写体透過後のX線強度を $I_x$ [s]、PDの暗電流 $I_d$ を100[pA]とする。60keVのX線が従来一般的に用いられるGOSシンチレータ(40,000 ph/MeV)に検出されたとし、PDの量子効率を50%すると、

$$I_d \gg I_s \quad (1.30)$$

$$60 \times 0.5 \times 1.6 \times 10^{-19}[C] \times I_x \gg 100 \times 10^{-12} \quad (1.31)$$

$$I_x \gg 5.2 \times 10^5 \quad (1.32)$$

程度となる。また読み出し回路を通してさらにノイズが増大することを考えれば被写体を透過した時点で $10^6$ cts/s/mm<sup>2</sup>のレートが必要になる。人体透過後は線量は約1/1000になるので<sup>3</sup>必要な照射線量は $10^{8-9}$ cts/s/mm<sup>2</sup>と膨大になる。このためX線CTによる医療被ばく量は膨大であり一回の撮影での被ばく量は10mSvにもおよぶ。また、このような超高線量下においては様々なエネルギーの混ざった混合エネルギーのX線のそれぞれの反応パルスイベントを区別するのは困難であり、読み出し方法はある一定時間電荷を積分した電流モードである。そのため個々のX線光子のエネルギー情報は完全に失われてしまう。

先述のように、従来のX線CTでは透過X線の検出において、電流モードつまりX線フォトンによって生成した電荷を所定時間蓄積し、電流信号を出力する方式を用いている。そのため従来型X線CTは「エネルギー積分型」と呼ばれ、各エネルギーのX線光子がどれくらい透過してきたのかというエネルギー情報は失ってしまう。しかし、人体中の元素は低原子の組織が中心であるため、X線の減弱は原子番号に依存するコンプトン散乱が支配的であるため、混合エネルギーのX線は低・高エネルギーでもある物質中で一定の割合で減衰するため線質はあまり変化しない。したがって、透過物質の実効エネルギーに対する線源弱係数はある程度正確に求めることができる。そのため長年にわ

<sup>3</sup>人体を水と透過と考え60keVにおける水の線減弱係数は0.206[1/cm]、人体を30cmとすれば $e^{-\mu L} \sim 1/1000$ となる。

たって個々の X 線光子のエネルギーの計測は行われなかった。しかし、以下に述べる 2 点が CT 誕生時からの問題点として挙げられる。

### 1.5.1 CT 値が同一である物質の弁別が困難

CT 値は、物質の「質量減弱係数」と「密度」の積である線源弱係数により決定されることを述べた。質量減弱係数は X 線エネルギーが一定であれば物質固有の値 (図 1.4 左) であるが、CT 値を決定する線減弱係数は物質の密度にも依存するため、撮像対象物の密度状態によっては物質が異なっても (原子番号が異なっても) CT 値が同一になってしまうことがある (図 1.4 右)。通常の CT では、CT 値が唯一のパラメータであるため、物質の正確な弁別は困難と言える。

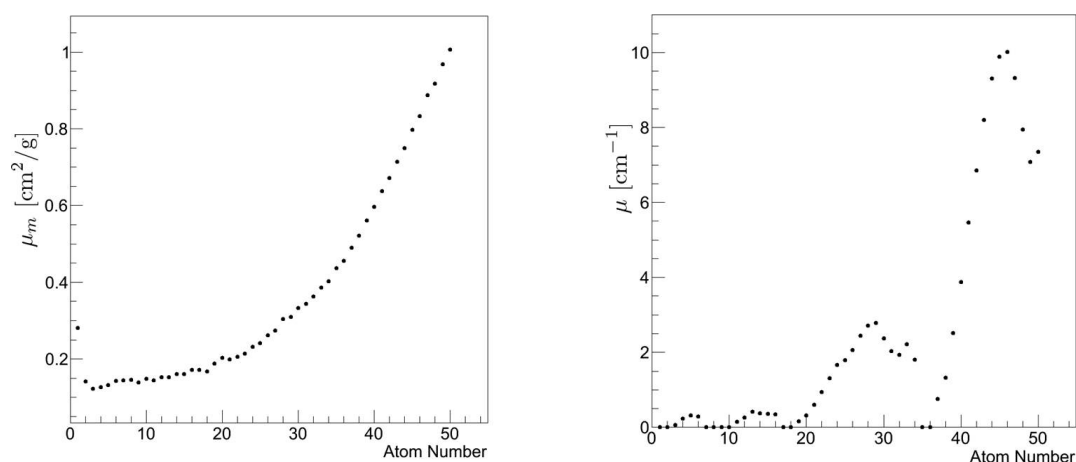


図 1.4 質量減弱係数の原子番号依存性と線源弱係数の原子番号依存性 (@122keV)  
質量減弱係数はエネルギーが一定であれば物質によって異なる値を取るが、線源弱係数は物質が異なっても同一になる場合がある

### 1.5.2 ビームハードニングアーチファクト

人体中の元素は低原子の組織が中心であるが骨の原子番号は他の組織に比べて高いため、光電効果による減弱が支配的となり、低エネルギーの X 線光子が多く吸収されることになる。すなわち、X 線のエネルギー分布が高エネルギー側にシフトし、その結果、実効エネルギー<sup>4</sup>が高くなる (図 1.5)。高原子番号の物質周辺では実効エネルギーが高くなった X 線からその部位の線源弱係数  $\mu$  が算出されることにより CT 値が低くなり、これがアーチファクトとして現れる。人間の体はほぼ水等価物質で構成されているが、原子番号の高い骨に囲まれた部分ではアーチファクトが生じやすい (図 1.7(a))。

<sup>4</sup>平均エネルギーの意味合いとして、しばしば実効エネルギーと表現される

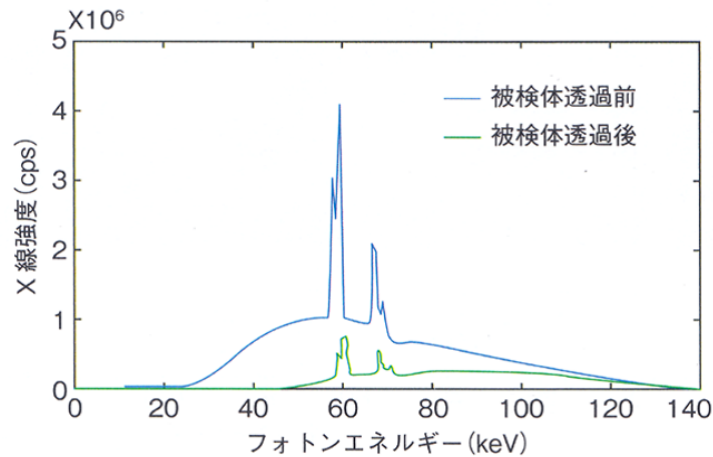


図 1.5 ビームハードニング効果 [?]

## 1.6 次世代 X 線 CT

上述したように通常のエネルギー積分型の CT では、様々なエネルギーからなる混合エネルギーの X 線を物質に照射し、その線源弱係数を求め CT 値を画像化している。この混合した X 線光子のエネルギーを分離するのは困難であり、画像化に用いられる X 線エネルギーから得られる画像は 1 種類であるため、画像診断に用いられるパラメータはこの CT 値のみとなる。その結果 1.5 で述べたような問題が生じる。

そこで近年、複数の光子エネルギーレベルのデータを収集して画像化を行う CT が臨床応用されはじめている。このような CT では、画像診断に用いられるパラメータとして、複数の光子エネルギーレベルにおける CT 値を得ることが、通常の CT の問題点が解決される他、得られる情報が非常に多様であり通常の CT ではできないイメージングが可能となる。このような CT を次世代 CT と本稿では呼ぶことにする。次世代 CT には低・高 2 種類の混合エネルギーの X 線を照射するデュアルエナジー CT と 1 種類の混合エネルギーの X 線を照射しパルスモード（光子カウンティングモード）読み出しを行うことでエネルギー帯域ごとに CT 画像を取得する光子カウンティング CT がある。

### 1.6.1 デュアルエナジー CT

デュアルエナジー CT ではまず低・高 2 種類の混合エネルギーの X 線を照射しそれぞれ別々に画像再構成する。その後、各々の画像に対して処理を施すことにより、単色 X 線透過画像を作成できたりと様々な画像化が可能となる。現在、実用化されているデュアルエナジー CT は以下の 3 方式に大別される [?][?][?]。

#### (1) 2 回転方式

CT 装置自体は通常の CT と変化しないが、1 つの X 線管を用い、1 回転ごとに管電



圧 (1 回転目:80kVp, 2 回転目:140kVp) を切り替えて撮影する方式

(2) 2 管球方式

設置角度の異なる 2 つの X 線管を用い, 異なる管電圧 (80kVp と 140kVp) で同時に撮影する方式

(3) 1 管球高速 kVp スwitching方式

1 つの X 線管を用い, ビュー毎に高速で管電圧を切り替えて (80kVp と 140kVp) 撮影する方式

2 回転方式は得られる 2 種類のデータの撮影時間差 (時相差) が大きく, 撮影時の呼吸運動や体動などの影響を受けやすく画像データ上での位置のズレなどが起こりうる。2 管球方式は時相差は 2 回転方式に比べ短くなっているが, 依然大きい (70msec)。また 2 つの X 線管は  $90^\circ$  離れており, 各検出が収集した投影データもこの管球角差  $90^\circ$  の差が反映されるため, 2 種類のエネルギーデータが 1:1 に対応しない。これらの理由によりこの 2 方式では投影データではなく画像データに基づいてデュアルエネルギー CT の画像化を行うため, 時相差によるミスレジストレーション<sup>5</sup>が生じやすい。

一方, 1 管球高速 kVp スwitching方式は 2 管球ではなく 1 つの X 線管球を用いて異なる 2 種類の管電圧を高速に切り替えて撮影を行うので時相差は 0.5msec 以下であり, 管球差は当然ない。従って, 時間的及び空間的にほぼ完全に一致した投影データに基づいて解析を行うことができる。現在臨床応用されているのは 3 つのうちこの方式のみである。投影データから解析を行うことで単色 X 線透過画像が取得でき既に多数の臨床応用例がある [?]

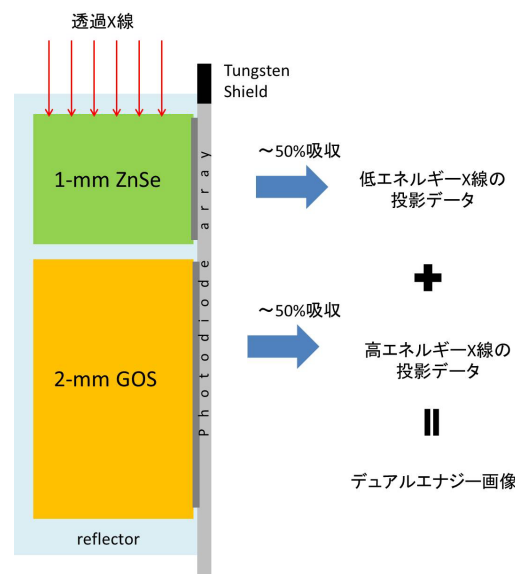


図 1.6 2 層式検出器方式 [?]

<sup>5</sup>重ね合わせる用紙や画像などの位置ずれを示す

また別のアプローチのデュアルエネルギー CT として、2 層式検出器方式がある (図 1.6)。これは検出器は異なる材料の 2 層式の構造になっており、被写体を透過してきた X 線はまず CsI, ZnSe など低エネルギーにしか感度を持たない上層のシンチレータで低エネルギーの X 線光子のみが吸収され、この低エネルギー成分から投影データをまず 1 つ作成することができる。その後、高エネルギー成分が下層の ( $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}(\text{GOS})$ ) によって吸収され、高エネルギー成分のデータからもう 1 つ投影データを作成することが出来る。こうして低エネルギー、高エネルギーに対する 2 種類の投影データを作成することができ、投影データに基づいたエネルギー解析により、デュアルエネルギー CT の画像化が行われる。この手法においては空間的、時間的なズレは全くなくなるが、高・低エネルギー X 線を完全に二層の検出器で分けることはできず、重複領域が大きい。さらに X 線上層の検出器を透過する際、大量の散乱線が生じうる、下層の検出器により得られるエネルギーデータに悪影響を及ぼす可能性があるなどの問題がある。

二層式の検出器は空港手荷物用の X 線検査装置に利用されており実用化されている場面もある [?][?]。

## 1.6.2 フォトンカウンティング CT

フォトンカウンティング CT は 1 つの X 線管により 1 種類の管電圧で撮影するため、通常の CT と同様に用いるのは 1 種類の混合エネルギー X 線のみである。この 1 種類の混合エネルギー X 線に対して、検出器において X 線を構成する各フォトンのエネルギーが計測され、エネルギー帯域ごとに分けてカウントし、エネルギー帯域別に CT 画像を出力するのがフォトンカウンティング CT である。デュアルエネルギー CT では 2 種類の X 線を照射するので患者の被曝量は通常の CT よりも多くなるが、フォトンカウンティング CT では 1 種類のエネルギーの X 線のみ用いればよいため被曝量は増えず、管電圧スイッチングに伴う時相差はまったく生じない。また、フォトンカウンティング CT は各々のフォトンエネルギー帯域別にカウントでき、マルチエネルギー画像の再構成が容易である。

フォトンカウンティング CT を実現するためには、パルス読み出しを行う必要がある。そのためには、光検出器が高い増幅率を持ち、S/N が高い必要がある。さらに従来の CT の画質とスピードを実現するためには  $10^6 \text{ counts/sec/mm}^2$  という高計数に耐えなければならない。従って、シンチレータ側には従来の CT の要求に加えてパイルアップを防ぐために減衰時間が短い必要がある。

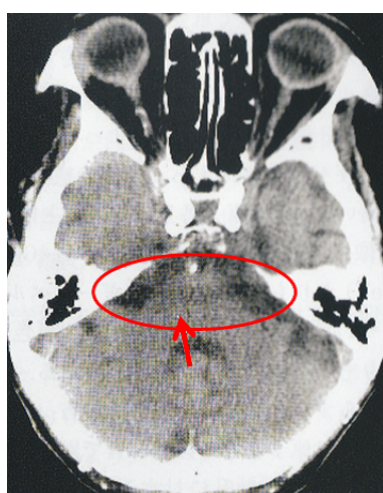
現在の X 線 CT に用いられている GOS は減衰時間が  $\sim 3 \mu\text{s}$  と非常に長く、高計数に対応することはできない。また増幅機能を持たない PD を用いることでノイズ耐性は低く、そもそもパルス読み出し自体が困難である。さらに PD の数が膨大なためデータ処理の面からもパルス読み出しは困難である。従ってシンチレーション検出からフォトンカウンティング CT へのアプローチではなく、エネルギー分解能が高い半導体を用いたフォトンカウンティング CT が現在のトレンドとなっている。現在最も広く研究されているフォトンカウンティング検出器はテルル化カドミウム ( $\text{CdTe}$ ) とテルル化亜鉛カドミウム ( $\text{CdZnTe:CZT}$ ) 素材の半導体検出器である [?][?][?][?][?]。エネルギー分解能は 4.4%(FWHM@122keV) を実現している [?]。しかし、??で述べたが、CdTe は電荷収集時

間が遅く、さらに増幅機能を持たないため、長い時定数でのチャージセンシティブアンプの使用が不可欠であり、高計数には対応しないという問題がある。

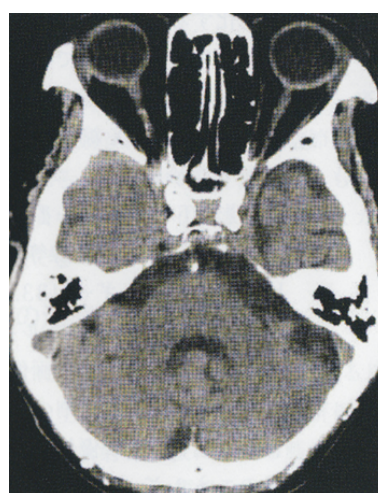
以下にフォトンカウンティングCTの通常のCTと比べた場合の利点に関して述べる。

#### 1.6.2.1 ビームハードニングの低減

スペクトラルCTではX線の投影データをエネルギー帯域別に取得するため、ビームハードニングは起こらない。エネルギー帯域ごとに取得した画像に対して高エネルギーの画像の重みを多くして画像を合成することにより、ビームハードニングのアーチファクトを低減することができる[?]。また、実際の診断においてスペクトラルCTによるアーチファクトの低減例[?]を図1.7と図1.8に示す。

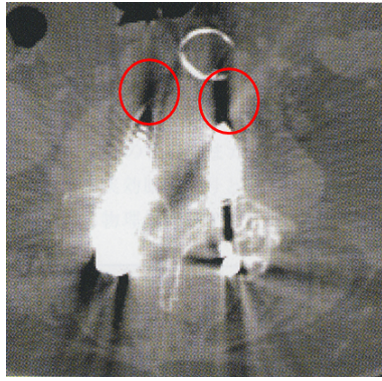


(a) エネルギー積分型CT画像(140kVp)

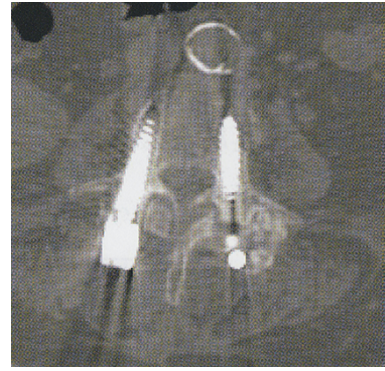


(b) スペクトラルCT(70keV)

図1.7 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になりやすく、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。



(a) エネルギー積分型 CT 画像 (140kVp)



(b) スペクトラル CT (70keV)

図 1.8 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。

### 1.6.2.2 媒質の同定

先述のように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った。しかし、スペクトラル 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。例えば、ある領域に対して低エネルギーと高エネルギーによる線源弱係数を求めたとする。その比 ( $\mu(E_{\text{Low}})/\mu(E_{\text{High}})$ ) の原子番号依存性は既知であり、対象組織の密度、厚さに依存せず原子番号のみに依存する。(図 ?? 参照)。すなわち、低エネルギー領域と高エネルギー領域の線源弱係数の比を求めることによって、検査対象の組織の原子番号を求めることができる [?]

また、各エネルギー帯ごとに線源弱係数を求めた後、そのエネルギー依存性を既知の候補物質の線源弱係数のエネルギー依存曲線と比較することにより媒質を同定する手法もある [?]

### 1.6.2.3 軟部組織のコントラスト強調

エネルギーごとに投影データを得て、これに対して重み付けを行うことによって、特定の媒質のコントラスト自由に変えることができる。図 1.9 に示すように 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、低エネルギー画像に多く重みを付けることによりコントラストを強調することができる。特にこれは軟部組織のイメージングのように線源弱係数が低エネルギーのみでしか変化しないような場合に有効である [?][?]

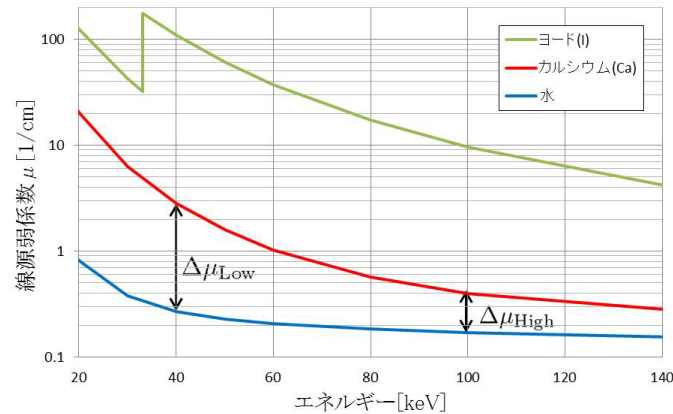


図 1.9 ヨード，カルシウム，水の線源弱係数 (NIST より作成)

$\Delta\mu_{\text{Low}}$  が  $\Delta\mu_{\text{High}}$  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

#### 1.6.2.4 ノイズの低減 (SN 比の向上)

フォトンカウンティング方式にすることによって電子的なノイズを低減することができる。データの計測時には，アナログ系の電子的ノイズが混入し，その計測値に誤りを発生させることになる。図 1.10(a) は 70kV の X 線管から発生した X 線の理想的なエネルギースペクトルと，ある量の水を透過した後のエネルギースペクトルを模式的に示したものである。実際の計測においては計測対象の透過 X 線は，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の影響を受け，さらに計測時に混入する電子的ノイズによって図 1.10(b) のようなスペクトルを計測することになる。この時，従来のエネルギー積分型の計測を行うとそのノイズ成分は加算され影響を与えることになるが，フォトンカウンティング型ではエネルギー帯域ごと X 線光子が個数としてカウントされるので，ノイズの影響は受けにくくなる。このような電子的ノイズが大きく影響を与えるのは，計数時の X 線の強度が非常に小さくなる場合である。



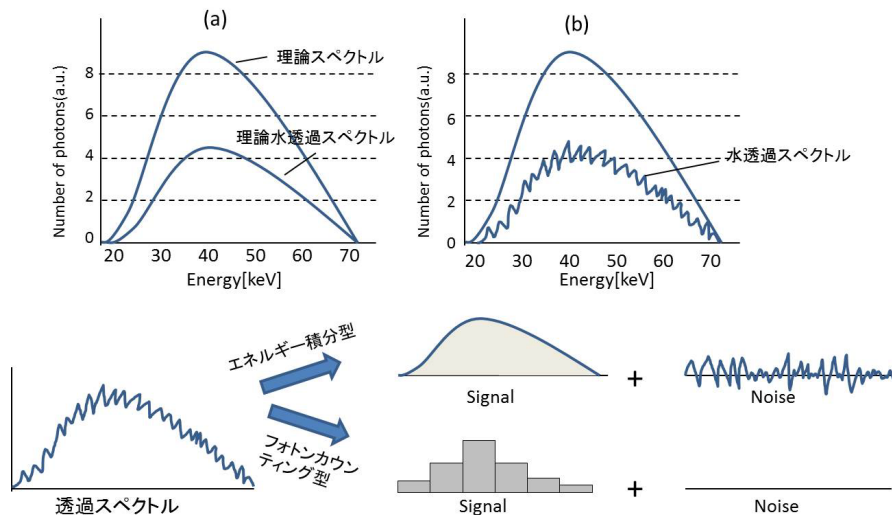


図 1.10 エネルギー積分型 CT とスペクトラル CT におけるノイズの影響の比較 [?]

### 1.6.2.5 k 吸収端イメージング

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。

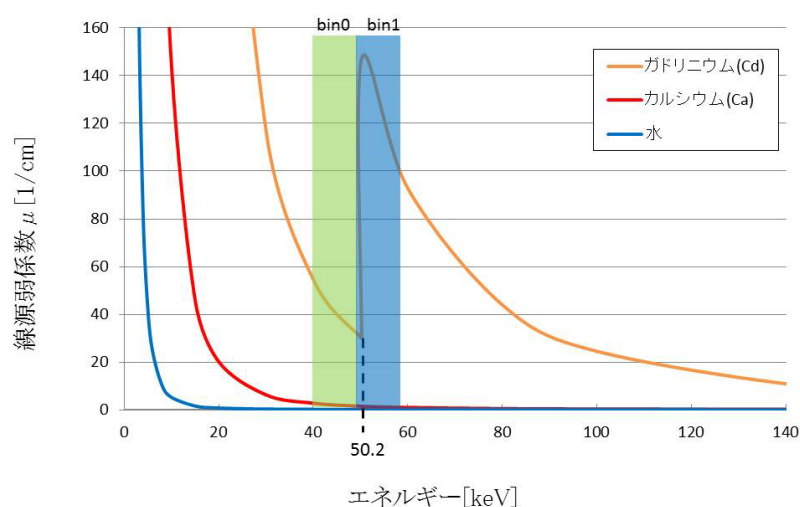


図 1.11 k 吸収端イメージングの原理 (減弱曲線は NIST より作成)