

# 増幅型光センサーMPPC を用いた低被ばく・多色 CT への挑戦



有元 誠

Arimoto Makoto

(早稲田大学 理工学術院・  
総合研究所)

片岡 淳

Kataoka Jun

(早稲田大学 理工学術院・  
先進理工学研究科)

## 1 はじめに

X線は、強い透過力を持つため物質の内部を見通す道具として、医療や工学で幅広く利用されている。例えば、誰でも一度は経験したことがあるレントゲンは、ある一方向からX線を照射し、人体を通り抜けてきたX線の個数分布を空間的に知ること、メスを使うことなく体内を可視化することができる。ここでX線と物質が相互作用する確率は、物質の種類や密度に依存しており、例えば骨は密度が高いためX線が吸収されやすく、筋繊維等の軟組織は密度が低いため、X線は吸収されずに透過しやすい。これらの違いを利用して体内を可視化し、腫瘍等の病変部位を発見することができる。ただしレントゲンは、一方向からの投影された画像にとどまっており、その奥行き情報が失われてしまっている。そこで、3次元の体内可視化を実現するために、X線コンピュータ断層撮影(X線CT)が使われている。これは多方向からのX線投影画像を取得し、それらを再構成することで、3次元の空間分布を得ることができる。現在では、その空間分解能は $\sim 0.4$  mmを達成しており、レントゲンでは不可能だった臓器や血管の構造をも詳細に捉えることが可能になり、現代医療を支える基幹の技術と言える。一方で、いくつかの欠点も指摘されている。レントゲンと異なりX線CTでは多方向からのX線照射を行うため、患者の被ばく量が $\sim 10$  mSvと大きい点である。このため、放射線リスクの高い妊婦や小児に対しては、X線CT

撮影が制限されることが多い。また得られたX線画像はエネルギー情報を持たない白黒画像であり、後述するK吸収端を利用した物質同定が行えないなど、機能が大きく制約されている。

これらは従来型CTが抱える検出器の問題のために生じており、簡単にこの装置構成について述べたい。従来のX線CTでは、その検出器にフォトダイオード(Photodiode, 以下PD)と呼ばれるSi半導体光素子が使われている。PDには、固有の信号ノイズ(暗電流)が存在し、CT画像に大きな影響を与える。そのため、特にコントラストの低い軟組織の撮影には、ノイズに対し信号電流を凌駕させるために多くのX線照射が必要となり、 $\sim 10$  mSvもの線量が要求されている。またX線を光信号に変換するために $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ (硫酸化ガドリニウム, 以下GOS)シンチレータが用いられているが、発光時定数が数マイクロ数ミリ秒と長く、X線CTのような高いX線照射レート下では、X線信号が重畳してしまう(図1上)。そのためX線信号は、積分された状態で読み出されており、個々のX線のエネルギーの情報が失われてしまっている。そこで近年、これらの問題を打開する方法として、スペクトラルCTと呼ばれる技術に注目が集まっている。

## 2 スペクトラルCT

スペクトラルCTの最大の特徴は、個々のX線信号を捉える点である(図1下)。これにより、X線

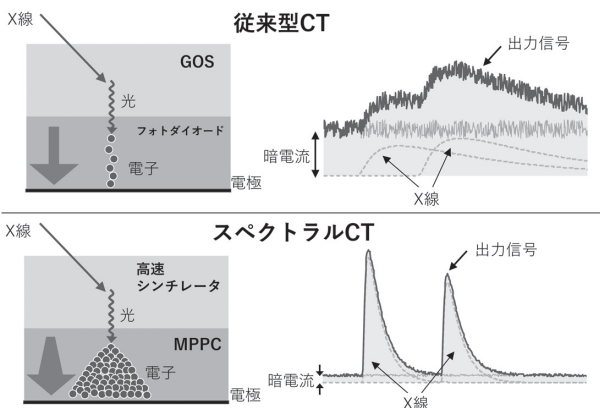


図1 X線CTの信号模式図，(上) フォトダイオードを用いた従来型CT。(下) MPPCを用いたスペクトラルCT

信号を検出する際の信号対雑音比を大きく改善することができるため、CT撮影時のX線照射量の減少(低被ばく化)が期待される。加えて、従来型X線CTでは不可能だった、X線のエネルギー情報取得が可能となる。ここでX線CTでは、体内のX線阻止能(減弱係数)を得ることができ、その減弱係数のエネルギー依存性は物質ごとに固有の値を持つ。そしてスペクトラルCTでは、複数のエネルギー帯域で減弱係数を得ることができるため、物質の同定が可能になる。例えば、体内の血管を鮮明に映し出すために、X線CTではヨウ素を含んだ造影剤が用いられる。しかし、造影剤を用いても常に鮮明な画像が得られるわけではなく、見たい血管の部位によっては、周囲の臓器や骨のために妨げられることがある。そこでスペクトラルCTを用いて、このヨウ素のみを抽出することで、血管のみを浮き立たせ、さまざまな病気診断の確度を大きく上げることが期待される。

そこで筆者らは従来のPDに代わり、新たにマルチピクセルフォトンカウンター(MultiPixel Photon Counter, 以下MPPC)を採用したシステムを提唱している。MPPCは近年注目を浴びている光半導体増幅素子(Si-PM)の一種であり、小型でかつ $\sim 10^6$ 倍もの信号増幅率を有していることが特徴である。この圧倒的に高い増幅率を利用して、X線光子を感度良く検出する(図1下)。また発光時定数の長いGOSシンチレータに代わり、100ナノ秒以下の早い発光時定数を持つシンチレータを採用する。MPPCは数ナノ秒の非常に速い時間応答性を有しており、高速シンチレータと組み合わせることで、個々のX線

光子の検出を実現できる。ここで検出したパルス信号の波高がX線光子のエネルギーに対応しており(図1下)、その波高情報を得ることで多色イメージングが可能となる。

また、シンチレータを用いた本手法以外にも、CdTeやCdZnTe半導体を用いた手法が提唱されている<sup>1)</sup>。これらは、高いエネルギー分解能が最大の特徴であり、物質同定に大きな威力を発揮する。一方で、(1)半導体内の電荷キャリアの移動度が小さく、高レートでのX線に対応するために単位面積あたりのピクセル数が多くなる(数100kHz/ピクセル<sup>1)</sup>)、(2)信号増幅機能を持たないため、ノイズに弱く電荷増幅器が必須、(3)半導体素子が高価であるため、幅広いCT装置の普及という点で課題が残る、といった問題が挙げられる。ここで、MPPCを用いた場合、エネルギー分解能は劣るものの、(1)高カウントレートに対応可能( $\sim 10$  MHz/ピクセル)、(2)電荷増幅器が不要となるため、読み出しシステムを大幅に簡素化、(3)シンチレータをベースとするため、安価なX線CTシステムの実現、といった面で有利である。また従来のPDをMPPCへ置き換えるだけで、装置化を実現できることも大きなメリットであり、現状のCT装置との変更を最小にし、技術的困難性を大きく抑えることができる。以下では、筆者らが独自に開発したMPPC型CTシステムを用いて、これまで得られた主要な結果について簡単に紹介していきたい。

### 3 低被ばく化

前述したように、スペクトラルCTでは信号対雑音比の劇的な改善により、低被ばく化が期待される。そこで筆者らは、その原理実証試験として、単ピクセルの高速なYAPシンチレータ(発光時定数： $\sim 25$  ns, 密度： $5.35$  g/cm<sup>3</sup>)とMPPCを組み合わせ、水とアルコールを含むターゲット(図2上)を用いてCT撮影を行った。水とアルコールはX線阻止能が近い値をもっているため、このCT撮影は体内の軟部組織のわずかな変化を検出する模擬的な撮影に相当する。この際、比較を行うために、従来型のCTシステムを模擬したPDによる画像取得も行った。図2下に示すように、PDとMPPCのどちらの場合でも、水とアルコールの空間的構造の可視化に

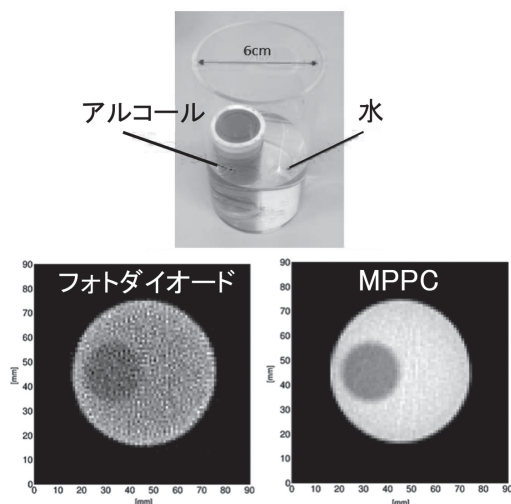


図2 (上) アルコールと水で構成されるターゲット。  
 (左下) フォトダイオードで得られたX線CT画像。  
 (右下) MPPCで得られたX線CT画像

成功している。しかし、PDでは、画像全体にざらつきが生じてしまっており、これはPDのノイズが寄与しているためと考えられる。一方、MPPCの場合ではその圧倒的な信号強度のおかげで、ノイズの寄与を大きく抑えた画像取得に成功しており、水とアルコールのコントラストも極めて明瞭である。この両者のコントラスト及びざらつきの違いを定量評価したところ、PDを用いてMPPCと同様のコントラストを持つ画像を取得するためには、MPPC型CTに照射したX線の～100倍の量が必要であることが分かった。逆に言えば、従来のX線CTと同様のクオリティの画像を得るためには、MPPC型CTでは～1/100の照射量で足りることに相当し、劇的な低被ばく化を実現できる可能性を示している<sup>2)</sup>。ただし、ここで注意すべきは、本実験で用いているPD画像は生信号出力のみを使って、再構成されたという点である。それに対し、現在のX線CT装置では、信号読み出しのハードウェアから、ノイズ除去のアルゴリズムを持つソフトウェアに至るまで、多くの被ばく量低減の工夫が盛り込まれている<sup>3)</sup>。これらのことを考慮すれば、スペクトラルCTによる被ばく量の低減効果は1/10倍程度と予想される。

#### 4 多色イメージング

スペクトラルCTによりX線エネルギー情報を持つ画像を取得できるようになることで、さまざまな

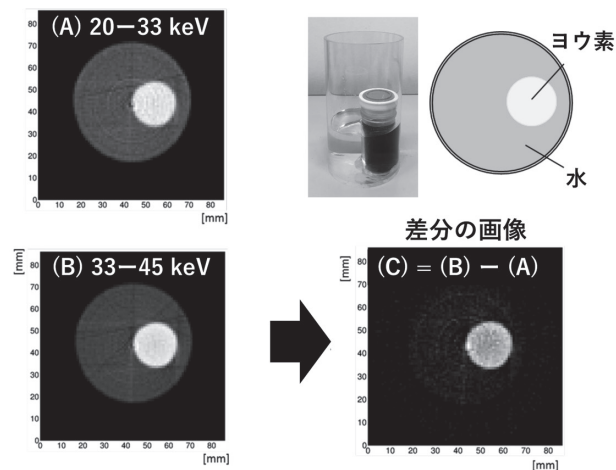
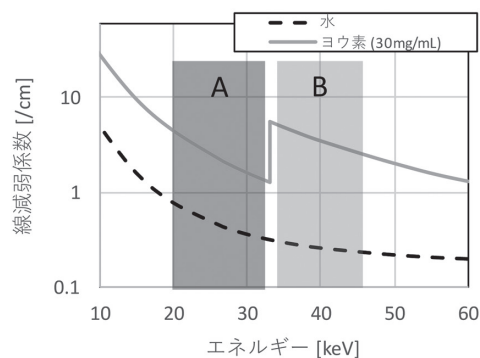


図3 (上) 水とヨウ素での線減弱係数の分布。(下) K吸収端イメージングの結果。水とヨウ素で構成されたターゲットに対し、20-33keV (A) のCTイメージと、33-45keV (B) のCTイメージの間で差分をとることで、ヨウ素のみを抽出する

恩恵が生まれる。その1つに体内の物質同定を実現するK吸収端イメージングが挙げられる。前述したように、血管構造を強調させるためにヨウ素を含む造影剤が用いられており、ヨウ素は33 keVの前後で急激な線減弱係数の変化(K吸収端：図3上)を持つ。よって、これを捉えることでヨウ素のみを抽出することができる。そこでMPPC型CTで、ヨウ素を用いたK吸収端イメージングを行った結果を、図3下に示す。ここでは20-33 keVと33-45 keVのそれぞれのイメージを作成し、引き算を行った。引き算する前では、両方の画像に水とヨウ素が見取れるが、引き算の後でヨウ素のみの抽出に成功している。この結果は、高いエネルギー分解能を誇るCdZnTeだけでなく、シンチレータを用いたMPPCでもK吸収端イメージングを実現できることを示すものであり、筆者らのCTシステムの有用性を示す意義深い結果である。

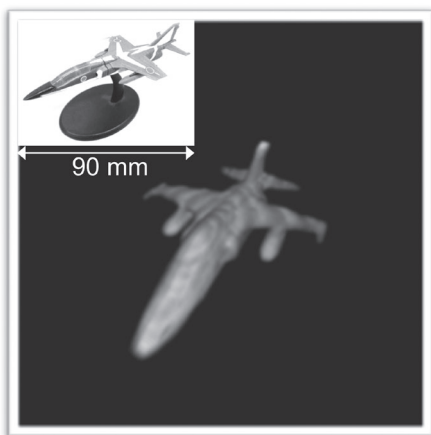
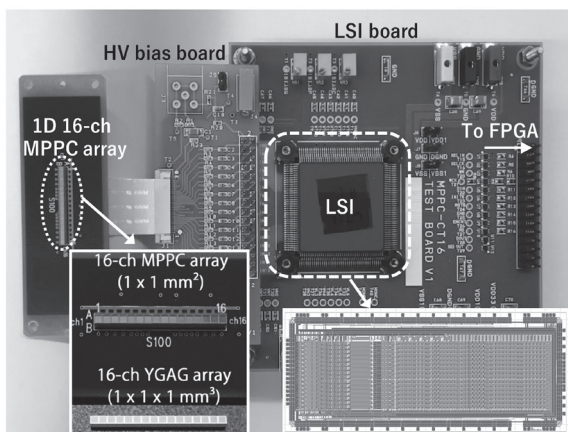


図4 (上) 開発したアレー型 MPPC-CT システム, (下) ターゲットの3次元 X 線イメージ

## 5 更なる発展へ・アレー型 CT システムの開発

これまで得られた成果は、すべて単素子による X 線 CT システムの結果であり、より実践的な CT を実現するためには、複数素子を用いた CT システムの開発が必須である。そこで筆者らは、単素子で得られた知見を元に、16 系統を有するアレー型 CT システムの開発を進めている。ここで重要となるのは、16 系統の MPPC ピクセルのそれぞれに～10 MHz という高速レートで X 線光子が到来する点であり、系統ごとに高速の信号処理を行う必要がある。更に、X 線 CT は高密度に実装されたアレーとなるため、信号処理のエレクトロニクスもコンパクトでなければならない。そこで筆者らは、多系統の高速信号処理を実現する大規模集積回路 (LSI) を独自に開発した。これに加えて、シンチレータアレーを製作することも重要な開発要素である。ここで求められる性能は、高速な発光時定数であり、更に X 線 CT で

は～100 keV までの X 線を捉える必要があるため、高い密度も要求される。そこで筆者らは双方を実現する YGAG (発光時定数：～70 ns, 密度 5.4 g/cm<sup>3</sup>) を用いたシンチレータアレーを開発し、これらを組み合わせて、多系統の X 線 CT システムを構築した<sup>4)</sup> (図4上)。そして、この開発したシステムを用いて、ターゲットの詳細な構造を反映した3次元画像の取得に成功している (図4下)。今後、このシステムで達成できる空間解像度等の定量的な評価や K 吸収端イメージングに挑戦していきたい。

## 6 今後の展望

スペクトラル CT は、今後 10 年の間に最も進歩が期待される医療診断技術の 1 つである。そして、本稿では、MPPC をベースとしたスペクトラル CT の開発を中心に述べたが、一方で CdZnTe ベースの X 線 CT の開発が世界的に大きな潮流の 1 つとなっており、臨床応用に近いステージで優れた結果が出つつある<sup>9)</sup>。その点では、筆者らの MPPC 型 CT は、技術的成熟度で言えば、まだ萌芽の段階であり、今後多くの課題を乗り越えていく必要がある。しかし、先に述べたように、CT 装置の幅広い普及を考えた際にはシンチレータベースの装置が欠かすことができない。そこで注目されるのが、本稿で示した MPPC を用いたスペクトラル CT であり、本研究が将来の X 線 CT を用いた診断医療に与える影響は計り知れない。また優れたスペクトラル CT システムを目指す上で、CdZnTe 方式と MPPC 方式が切磋琢磨していくことも重要であり、その点でも本研究がもたらす意義は大きい。これらのことを見据え、今後更なる MPPC 型 CT システムの開発を進めていく所存である。

### 【謝辞】

本稿で紹介した成果は、早稲田大学と日立金属(株)の共同研究及び、内藤記念科学奨励金・研究助成、JSPS 科研費 JP15H05720, JP16H07266 の助成の下、実施されました。また本研究の遂行にあたり、早稲田大学の学生諸氏 (大島 翼氏, 森田隼人氏, 藤枝和也氏, 丸橋拓也氏) 及び宇宙科学技術研究所・池田博一教授の貢献と協力に、この場を借りて、謝意を表します。

## 参考文献

---

- 1) K. Ogawa, *et al.*, *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A*, **664**, 29-37 (2012)
- 2) H. Morita, *et al.*, *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A*, **857**, 58-65 (2017)
- 3) 東芝レビュー・医療のトータルソリューション, **66**, 7 (2011) [https://www.toshiba.co.jp/tech/review/abstract/2011\\_07.htm](https://www.toshiba.co.jp/tech/review/abstract/2011_07.htm)
- 4) M. Arimoto, *et al.*, *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A*, in press
- 5) D. P. Cormode, *et al.*, *Scientific Reports*, **7**, 4784 (2017)