

## Deep Silicon検出器を用いた光子カウンティングCTの開発

GE ヘルスケア・ジャパン(株) 技術部  
今井 靖浩



### 【はじめに】

近年、次世代CT検出器として長らく研究開発が進められてきた光子カウンティング検出器(PCD)の実用化が加速しており、この半導体検出器を搭載した光子カウンティングCT(PCCT)が、急速に注目を集めている。PCCTはX線光子を個々に計数するとともに、そのエネルギー情報を同時に取得できる検出技術を備えており、CTの画像品質と診断価値を大幅に向上させる可能性を持つ。

### 【PCCTの検出器技術】

従来型CTでは、図1に示すようにシンチレータを用いた方式を採用しており、積分型検出器(EID)と呼ばれ、X線入射により生じた発光をフォトダイオードで電気信号に変換することで情報を取得している。臨床X線CTでは多色X線が使用され、幅広いエネルギー情報を含むX線光子の総量を積分値として検出する。また、シンチレータ素子の発光効率は光子エネルギーに依存することが知られており<sup>1)</sup>、低エネルギー成分が過小評価される特性を持つ。さらに、フォトダイオードによる光の電気信号化およびその後のデジタル信号変換の過程で発生する電氣的ノイズを完全に除去することができない。こうしたノイズは、超低線量撮影や大きな被写体撮影において、ストリークやシェーディングといったアーチファクトの原因となる。

一方、PCCTは半導体素材の直接変換特性を利用する。X線光子がPCDに入射すると電子・正孔対が生成され、光子量に応じた電荷が形成される。電極に電圧を印加し、この電荷量を計測することで、光子数およびエネルギーを直接計測することが可能である(図2)。

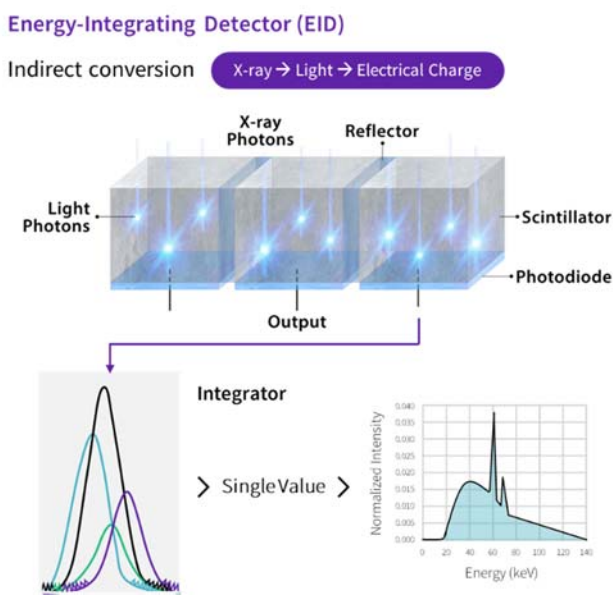


図1 従来型CT検出方式

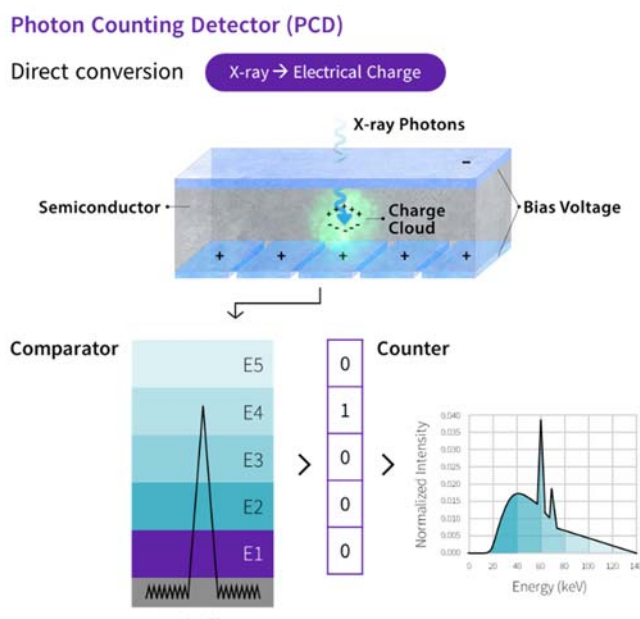


図2 PCCT 検出方式

このため、PCCTでは計測信号がエネルギーごとに分離されるパルスカウント方式となり、EID検出器で発生している低いエネルギーの過小評価は生じず<sup>1)</sup>、また設定したしきい値以下の信号は電氣的ノイズとして除去できる。結果として、EID従来型検出器で問題となっていた再構成画像への電氣的ノイズの影響を大幅に低減でき、低いエネルギー領域の情報もより平等に取得できる点が大きな特長である。さらに、電極(ピクセル)サイズを比較的容易に小さくできるため、高い空間分解能を実現しやすいことも挙げられる。

### 【CZT半導体検出器を用いたプロトタイプPCCTの研究開発経験】

当社は、カドミウム系素材を用いた CZT半導体検出器の研究開発を長年にわたり進めてきた。2006年には、当社 LightSpeed VCTシステムに CZT検出器を搭載し、50cmのスキャン領域を持つ世界初の臨床研究用 PCCT 試作機を開発し、約20例の臨床撮影を通じてその技術検証を行った<sup>3)</sup>。

その後も、カドミウム系素材を用いた検出器開発を継続したが、空間分解能をさらに向上させる段階において、Charge Sharing / Crosstalk の問題を抑制する決定的な技術的解決策を見いだすことができず、技術的な壁に直面することとなった。

カドミウム系半導体検出器における重要な物理現象として Pile-up 効果、Charge Sharing / Crosstalk、K-escape がある<sup>2)</sup>。ここでは、特に臨床性能に影響の大きい Pile-up 効果と Charge Sharing / Crosstalk について述べる。Pile-up 効果とは、検出器が一度に計測できるフォトン数に限界があるため、多数のフォトンが短時間に到来した際に信号が重なり合い、正しく計数できなくなる現象である。これはピクセルを細分化し、並列処理能力を増すことで改善可能である。しかし、ピクセルを小さくしすぎると Charge Sharing / Crosstalk が増大する。これは 1 つのフォトンによって生成された電荷が隣接ピクセルへ分散し、信号が混ざり合う現象である。その結果、

- 計数値の誤り
- エネルギー分解能およびスペクトラル分解精度の低下
- 空間分解能の劣化

が生じ、特にスペクトラルイメージングでは無視できない精度低下要因となる<sup>2)</sup>。

### 【Deep Siliconを用いた半導体検出器技術】

そのような中、マンモグラフィ装置においてシリコン素材を用いた半導体検出器の研究開発を行っていたチームと出会い、この技術をCTに転用する可能性を検討することとなった。カドミウム系素材の半導体検出器では、空間分解能とスペクトラル情報精度がトレードオフの関係にあるという課題が存在したが、シリコン素材を用いることでこの制約を解消できる可能性があると判断し、新たな検出器技術の探求へと舵を切った。

Deep Silicon 半導体検出器の概念図を図3に示す<sup>4)</sup>。シリコンは X線に対するエネルギー stopping power が低いため、最大140keVのエネルギーのフォトンを十分に検出・計測するには、数センチメートル規模の深さが必要となる。したがって、検出器下部側から電子を取り出す方式は現実的ではないと判断した。そこで、シリコン素材の加工容易性を活かし、板状の検出器モジュールを採用し、その側面方向(横方向)に複数の電極を配置した Edge-On 設計とした。この構造により、生成された電荷を迅速かつ効率的に収集でき、さらに層構造の利点によって Pile-up 効果を最小限に抑制する設計が可能となった。

加えて、板状に形成した検出器を体軸方向(Z方向)に並べて検出幅を広げる際には、タングステンフォイルを挿入することで、シリコン層同士の間で生じる散乱線の行き来を遮断する構造とした。また、X方向については検出器上部にコリメータを配置することで、斜入射X線を抑制した。さらに図3に示す検出器構造において、電極が検出器の側面に深さ方向に複数電極を配置する構造を活かすことで、タイムリーな光子計測を可能としつつ、Charge Sharing / Crosstalkの影響を低減することを実現した。Deep Silicon PCD技術により、高精度に取得可能となった光子エネルギー情報を有効に使い、ビームハードニングを補正することや、将来のk-edge imagingを見据えて、エネルギー信号は最大 8つの Energy binに分類できるよう設計した。

従来のカドミウム系検出器方式と、当社が設計した Deep Silicon検出器に対してシミュレーションを実施した結果、Deep Silicon検出器は図4に示すように精度の高いスペクトラルレスポンスを実現できる可能性を示した<sup>5)</sup>。

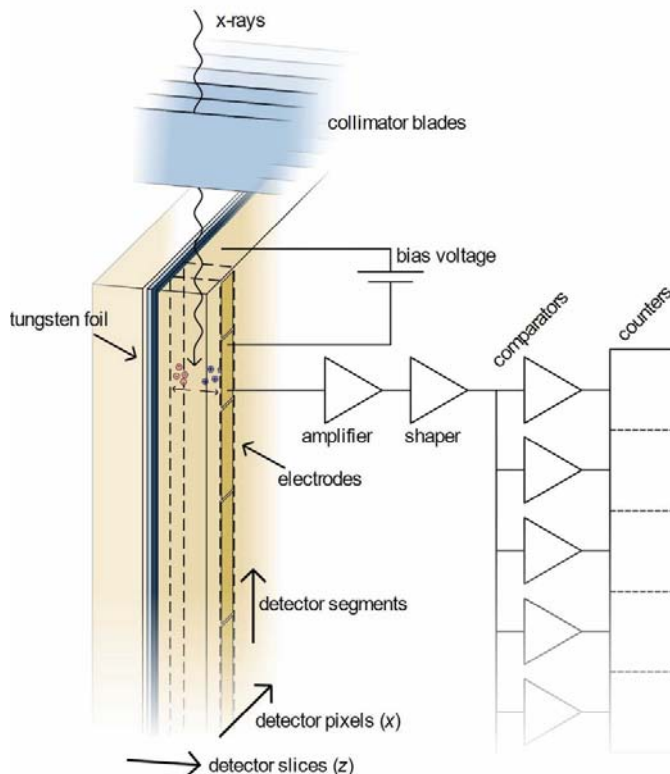


図3 Deep Silicon 検出器の構造と検出原理

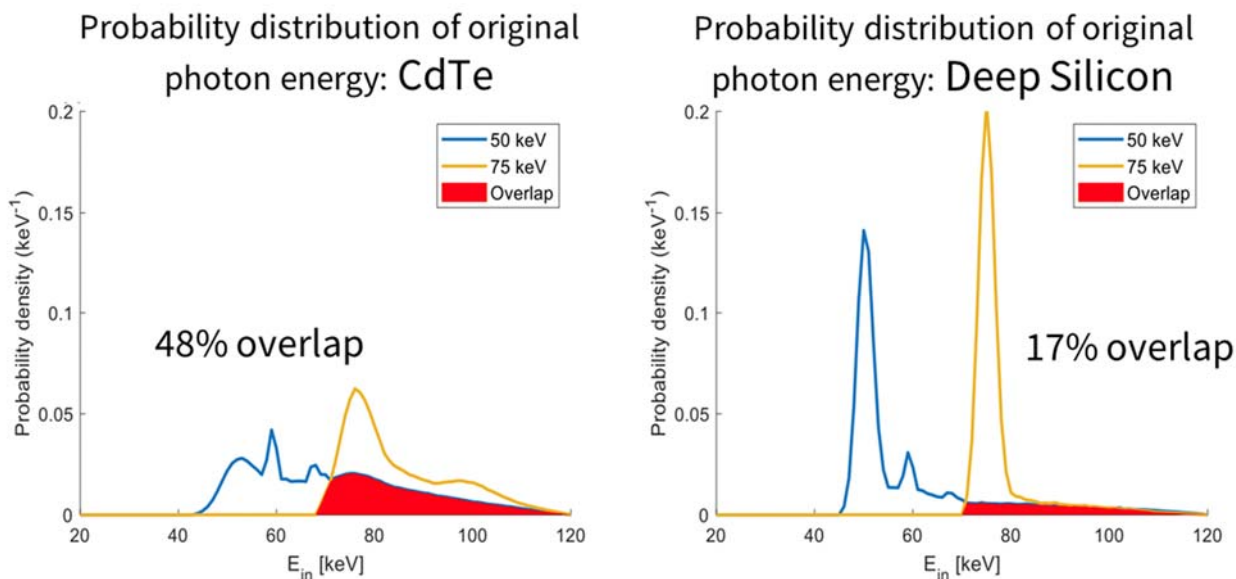


図4 検出光子エネルギーのシミュレーション結果

【Deep Silicon 半導体検出器を用いたプロトタイプ CTの開発】

当社は、Revolution Apexシステムに Deep Silicon半導体検出器を搭載したプロトタイプ装置を開発し、その性能評価を実施した。また高空間分解能イメージングでは、X線管球の焦点サイズも画質に大きく影響するため、従来の Small Focal Spot よりもさらに小さいX-Small Focal Spot を新たに開発し併せて性能評価を行った。

図5に、CATPHANファントムの Slit bar sectionを用いた空間分解能の視覚的評価結果を示す。Monochromatic 70 keV画像では30lp/cm(0.167 mm)、Iodine 物質弁別画像では、20lp/cm(0.25 mm)のパターンが視覚的に明瞭に確認できた。これらは、当社現行CTの空間分解能と比較して2倍以上の性能を示している。

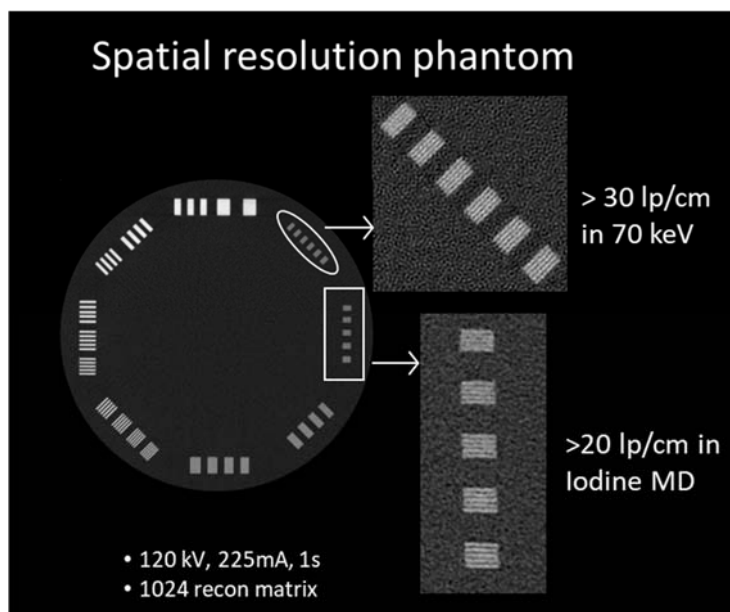


図5 CATPHAN ファントムスリットセクションによる評価

図6には、Gammex Multi-Energy Phantomを用いたスペクトラル性能評価を示す。ピンク系のロッドは Iodineの濃度差、緑系のロッドは Calciumの濃度差を示しており、濃度に応じてコントラストが変化している様子を確認できる。また、6時の方向(矢印部)には直径 2mm濃度 5mg/mlの極小 Iodine ロッドが挿入されているが、これも明瞭に検出されている。大型ファントムの画像には、ロッド先端に設けられた特徴的な識別穴についても明瞭に描出されており、高い空間分解能と優れたスペクトラル分解能を両立していることが確認された。

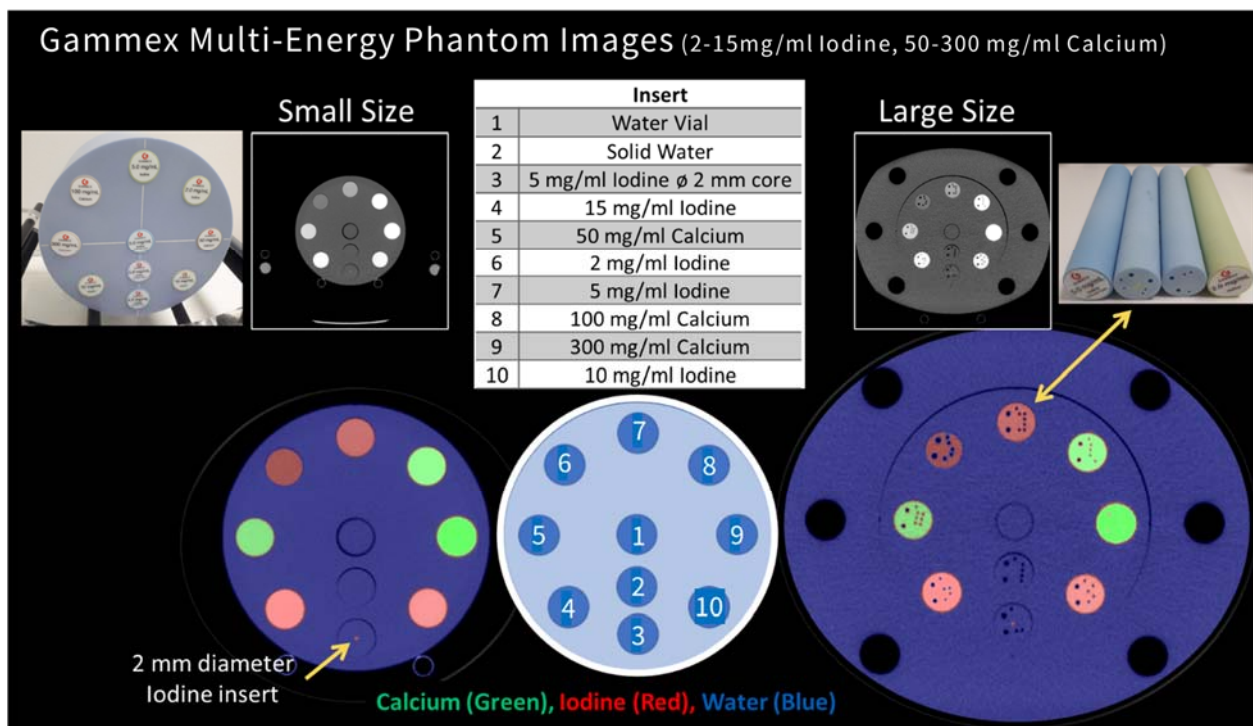


図 6 Gammex Multi-Energy ファントムを用いたプロトタイプシステムの性能評価

【Deep Silicon 半導体検出器CT装置の臨床研究】

本プロトタイプ装置を用いて臨床研究を実施し、その症例の一部を図7に示す<sup>4)</sup>。内耳付近と肺野の画像化において、従来CTを大きく上回る空間分解能を有し、現行CTでは十分表現できていない構造が示されている。また、スペクトラル精度に関する臨床研究においては、最新の研究報告<sup>6)</sup>にて、症例数は限られるものの、頭部・胸部・腹部・手関節など5症例の複数部位に対し、仮想非造影画像 (Virtual Un-Enhanced) における高精度なIodine除去性能が確認された。これらの初期臨床研究の結果からも、Deep Silicon検出器による高いIodine 定量性が実証できた。

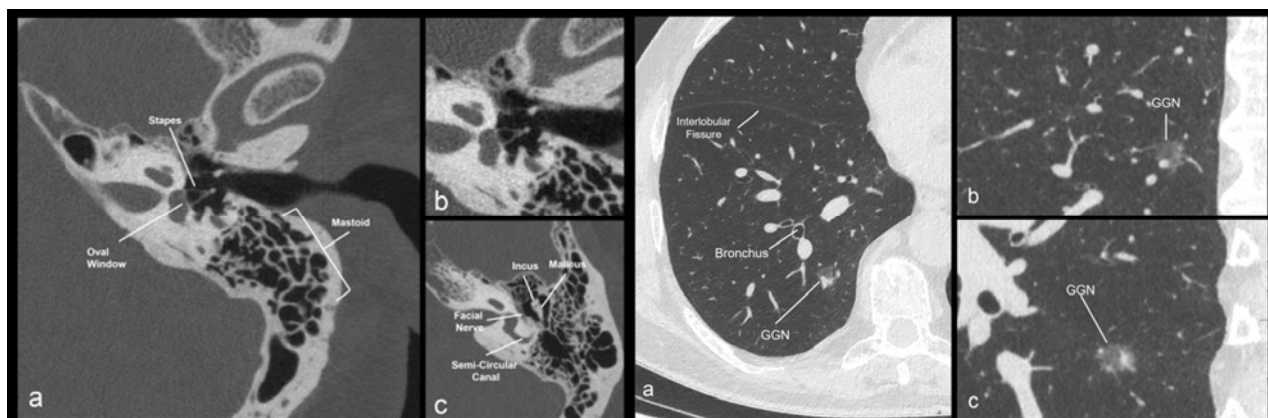


図7 Deep Silicon PCCT プロトタイプ装置による初期臨床例

【おわりに】

本稿では、Deep Silicon半導体検出器の特徴と、それを搭載したプロトタイプCT装置におけるファントム評価および臨床評価の結果を紹介した。Deep Silicon半導体検出器は、従来のカドミウム系半導体検出器では解決が困難であった高空間分解能化に伴うPile-up効果の改善とトレードオフ関係にあった Charge Sharing / Crosstalkの問題を克服し、80mm幅の検出器全体において、高い空間分解能と高精度のスペクトラル情報を同時に取得し、画像化することに成功した。

今後、さらなる臨床評価を通じて、本技術の臨床的有効性の検証を行うとともに、臨床適用領域が拡大されることを期待する。

【参考文献】

- 1) Thomas Flohr et al. Photon-counting CT review. Physica Medica 2020; 79: 126-136
- 2) Yuko Nakamura et al. An introduction to photon-counting detector CT (PCD CT) for radiologists. Japanese Journal of Radiology 2023; 41: 266-282
- 3) O. Benjaminov et al. Novel, Energy-Discriminating Photon Counting CT System (EDCT): First Clinical Evaluation—CT Angiography: Carotid Artery Stenosis. RSNA 2008; SSA21-05
- 4) Hakan Almqvist et al. Initial Clinical Images From a Second-Generation Prototype Silicon-Based Photon-Counting Computed Tomography System. Acad Radiol. 2024 Feb; 31(2):572-581
- 5) Mats Persson et al. Detective quantum efficiency of photon-counting CdTe and Si detectors for computed tomography: a simulation study. Journal of Medical Imaging 7(4), 043501 (17 July 2020).
- 6) Aria M. Salyapongse et al. Performance of virtual unenhanced images on a prototype silicon photon counting detector CT: preliminary clinical results. BMC biomed eng (2026) In-Press