

未来CT～フォトンカウンティングCTについて～

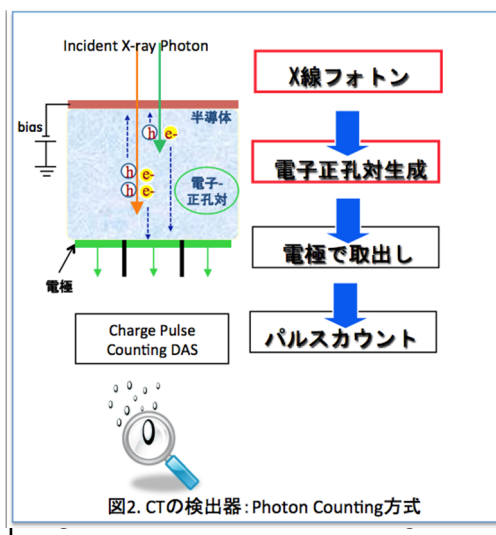
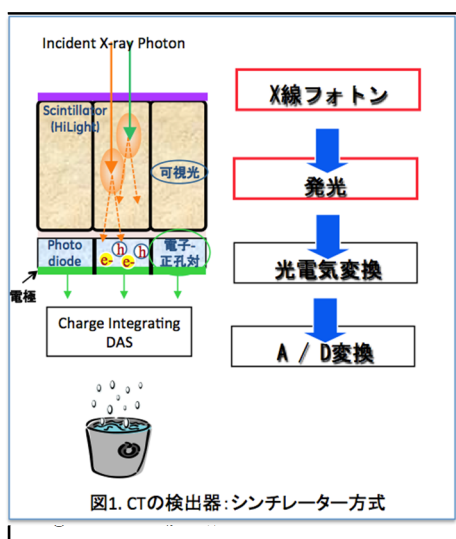
GE ヘルスケア・ジャパン株式会社 CT 技術部
渡辺 誠記 先生

【背景】

フォトンカウンティング検出器は、一つ一つの光子(Photon)を計数してX線を測定する感度の高い測定方法である。低入力信号領域でのS/N改善や、構成上検出器素子の微細化が容易になるという利点がある。現在、骨密度測定器や宇宙線測定などに応用されているが、CTでは技術的な課題が有り製品化までには至っていない。

【フォトンカウンティング検出器の原理】

現在のCT検出器は“シンチレータ+フォトダイオード”という構成をしている(Fig.1)。入力光子によりシンチレータで発光した光をフォトダイオードで電気信号に変換し、一定間隔でDASで積分することで1ビューあたりの出力を得るエネルギー積分型(Energy Integrated)収集方式を使用している。一方、フォトンカウンティング検出器では、“半導体+電極”という構成をしている(Fig.2)。光子が入ってくると半導体内



に電子と正孔対ができる。電極間に掛けられている電圧で電子と正孔を読み出すことによって電荷パルス信号出力として得ている。高いエネルギーのフォトンに対しては、多くの電子正孔対、低いエネルギーのフォトンに対しては少ない電子正孔対ができるため、その入射してきたフォトンのエネルギーに応じた強度の電荷パルスが読み出し回路上で発生する。このパルス高を弁別器(discriminator)によってフォトンのエネルギー閾値以上/以下のパルスに分け、各々計数カウンターで集計する。

【フォトンカウンティング検出器の特長】

まず、フォトンカウンティング検出器は、従来型のエネルギー積分方式と比較し、以下のような特長が挙げられる。

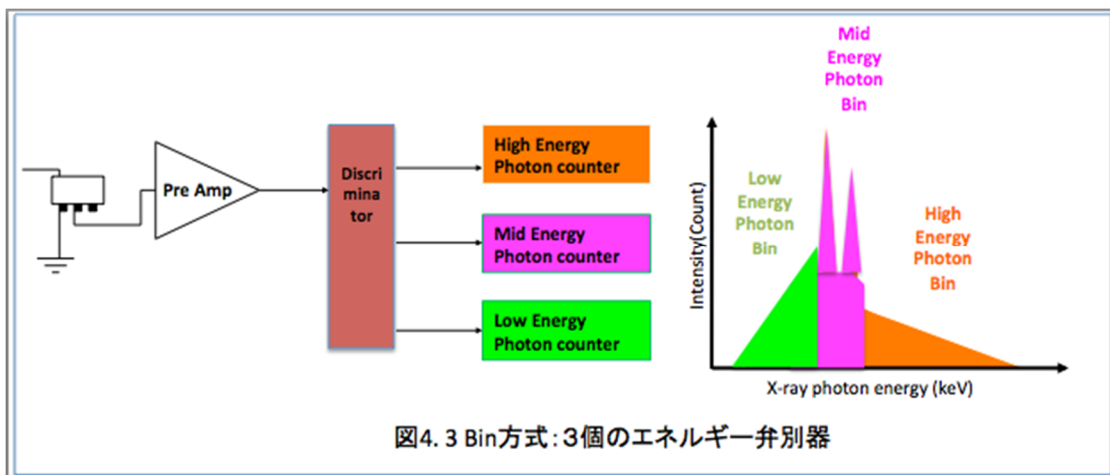
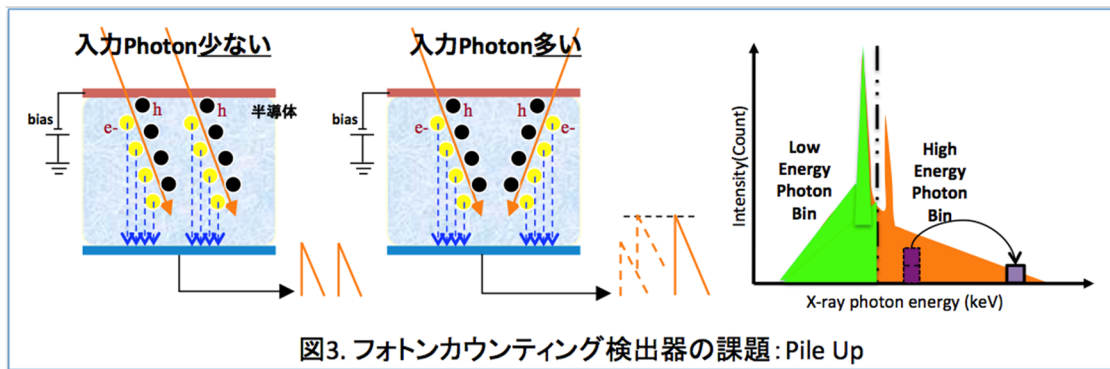
1. 一つ一つのフォトンエネルギーを測定する為、ノイズ成分をカットする事が可能。
2. 半導体を分割する事なく、電極を小さくする事で検出器ピクセルサイズの狭小化が可能。
3. 複数(2つ以上)のエネルギー帯にて、データを分離可能。
4. 一回のX線照射でDual Energy物質弁別を行うため、エネルギー分解能が向上、ミズレジストレーションを排除できる。

これらの特長から、エネルギー情報をより詳細かつ正確に得られ、また、電気的ノイズの低減効果により、低カウント(低線量)領域における画質の改善も期待できる。さらに原理的には、現在のシンチレータ方式では必須となっている検出器ピクセル毎の光セパレーターが不要となるため、検出器ピクセルサイズの狭小化により、高空間分解能領域への可能性も期待できる。また、一つ一つのフォトンのエネルギー量を計測するので、より正確な物質弁別(Spectral Imaging)が可能になる。

一方、管電流を上げて入力光子が増えると、2つのフォトンが時間差無く入射して来る。その結果、フォトン数の過小評価、フォトンエネルギーの過大評価という計測エラーが発生する(Fig.3)。このPile-Up現象がフォトンカウンティング検出器CTの技術的な課題となっている。

【K-edgeイメージング】

物質の質量減弱係数にはK吸収端が存在し、特に原子番号の大きいガドリニウム(50keV)やビスマス(90keV)などはCTで使用されるX線のエネルギーレンジ帯である50-90keVに

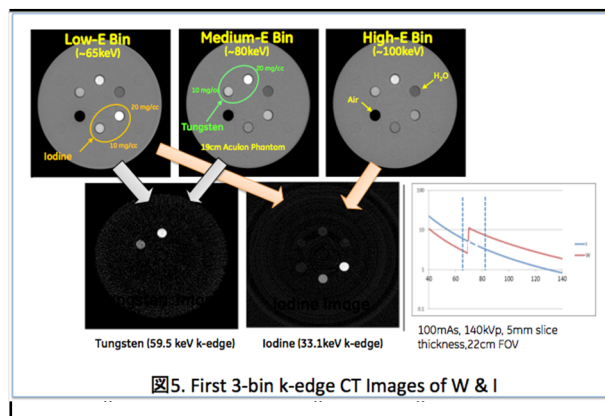


そのK吸収端が存在する。このK吸収端に弁別器のエネルギー閾値をもってくることによって、その物質に対する強調イメージが作成可能になる。3Bin方式:エネルギー弁別機を3つにすると複数のエネルギー帯にてPhotonの数を集計することができる(Fig.4)。Energy Low/Mid/High 3 Bin方式において、物質A(ガドリニウム)のK-Edge(50.2keV)にエネルギーLow/Mid Binの閾値、物質B(タングステン)のK-edge(69.5keV)にエネルギーHigh/Mid Binの閾値を持つてくる。Low BinとMid BinのDataからガドリニウム強調画像を、High BinとMid BinのDataからタングステン強調画像が作成できる。この様に、3Bin方式のフォトンカウンティング検出器を用いたCTでは、複数のエネルギー帯にて分離可能なので、混在する2つの物質の弁別も可能になる。

【GEのフォトンカウンティング検出器CTへの取り組み】

2007年には世界で初めての臨床研究のトライアルに成功し、2008年にはFOV50cmにまで拡張した臨床研究に成功している。また近年はそのエネルギー弁別数を従来の2つから3つに増やすことでK-edgeイメージングの研究にも着手している。ここでは約70keVに吸収端を持つTungstenを例にした研究結果を紹介する。タングステン、ヨウ素、水、空気が入ったPhantomにおいて、各K-edge閾値でLow/Mid/Highと分けてPhoton数を集計する。集計した結果として出てくる μ 値がCT値となる。低エネルギーと中間エネルギーによってK吸収端をもつタングステンが強調されている。また低エネルギー

と高エネルギーによって作られた画像はヨウ素が強調されているFig.5)。K-edgeイメージング用造影剤が開発されれば、新しいCT画像が期待できる。



【今後の展望】

フォトンカウンティング検出器CTの特長は、非常に魅力的であるが、臨床使用の壁となっているいくつかの問題点の克服には、まだしばらく時間を要するであろう。それまでは、Dual Energy CT上で、臨床的有用性を検証していくことが、フォトンカウンティング検出器CTの一般臨床への導入までの、良い準備となると思われる。