

フォトンカウンティングCTの原理

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2012-07-31 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 青木, 徹, 山川, 俊貴, 森井, 久史, 小池, 昭史 メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/10297/6746

フォトンカウンティングCTの原理

静岡大学電子工学研究所*1/同 工学部*2/株式会社ANSeeN*3

青木 徹*1, 3/山川俊貴*2/森井久史*3/小池昭史*1, 3

はじめに

透過X線のフォトンごとのエネルギーを検出器で測定するフォトンカウンティングCTは、Dual Energy X線CTの次のSpectral CTとして注目されている。検出速度などでまだ課題はあるものの、新しいデジタル検出器の開発とともにその解決も見えてきており、基本的な原理を紹介する。

透過X線のエネルギー情報の利用

物質の線減弱係数がX線のエネルギーによって変化することを用いて物質の同定や画質の向上につなげようという新しいCTが、近年臨床応用され注目を集めている。通常のCT画像は、おおよそ物質の密度に相当するCT値を2次元マッピングすることで断層像を得ており、通常は白黒画像の濃淡でこれを表している。最近では、このCT値を演算し着色することで擬似的にカラー画像を構成して診断のアシストに利用する技術も大幅に進展し、表示ディスプレイ上ではカラー画像として表示されていることも多い。しかし、これはあくまで従来のCTでカラー出力される信号を演算処理や画像処理を行って出力したものであり、CT値そのものの値に新しいカラー軸が加わったわけではない。

近年、注目を集めているDual Energy X線CT (Dual Energy Imagingなどとよばれる)は、物

質の線減弱係数のエネルギー依存性を利用したもので異なる2種類のエネルギーをもつX線を別々に照射し、それぞれの画像の差(ピクセルごとの値の差)を利用して画像化する技術である。異なるエネルギーをもつX線を発生させるため、臨床機では異なる管電圧をもつ2管球を用いる方式、1管球で管電圧を切り替える方式、研究レベルでは1管球1管電圧で2層検出方式による方法も報告されている。管電圧を切り替えることにより実効エネルギーを変化させるが、異なる2管電圧においても出射されるX線スペクトルの多くはオーバーラップしているため、フィルタによりこれを低減しエネルギーの分解能を向上させている機種もある。これに対してフォトンカウンティングCTでは、原則として1管球1管電圧で、検出器にX線フォトンごとのエネルギーを計測することのできるフォトンカウンティング検出器を用いることで、ピクセルごとにX線スペクトルを得てDual Energy CTと同等以上の処理を行おうとするものであり、スペクトルを計測利用するためSpectral CTとよばれることもある。

このように、X線のエネルギー情報を用いるCTが注目され利用されつつあるが、利点としては大きく次の2つが考えられている。1つは前述のとおり物質の同定で、たとえばカルシウム同定や脂質成分の同定などである。もう1つはビームハードニングの抑制、ブルーミングアーチファクトの抑制などから高コントラスト化による画質

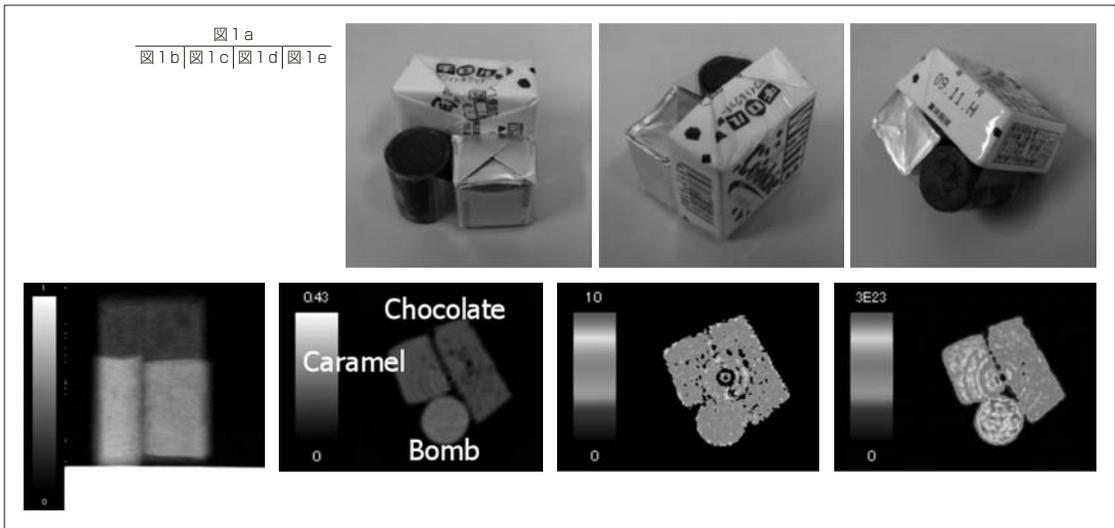


図1 フォトンカウンティングCTによる食品とプラスチック爆弾(模擬)の区別例
 a: 外観写真(可視), b: X線透過像, c: CT断層像, d: 実効原子番号断層像, e: 電子密度断層像

IMAGE PREVIEW 参照

向上である。筆者は医療分野の専門家ではないので、本稿では特にフォトンカウンティング検出器の原理を延べその特徴と課題を理解していただきたいと考えている。応用例などについてはぜひ他稿を参照していただきたいが、それらでは造影画像からの骨の除去や腎結石の組成同定などがうたわれている。

一方、医療以外の分野でもX線のエネルギー情報の活用は行われてきている。たとえば海外旅行などで空港を訪れたとき、セキュリティチェックポイントで手荷物のX線検査を経験されるであろう。現在は透過像撮像でCTではないが、おおよその構成物の元素により簡単な色分けがされている画像を目にされた方も多と思われる。これも、X線のエネルギー情報を用いた着色で、われわれのセキュリティを守る検査の手助けをしていることとなる。ちなみに、空港での手荷物検査は、人体に対するCTとは異なり中の内容物がまったく予測されないため、これらでの物質の特に危険物同定は、医療向けのCTとはまた異なった困難さがあることを付記しておく。研究例としては密度の近い食品とプラスチック爆弾(模擬)を弁別した例もある(図1)。

このように、フォトンカウンティングCTは、最近急速に進展している3D-CTに時間軸を加え

た4D-CTとは別の物質同定という1軸を加える形に高画質化という特徴をもたらす技術として、各社さかんに研究開発がされている。一方で、検出器の性能限界による課題、特に検出速度がクローズアップされてきている。本稿では、検出器の研究者としてその原理を解説するとともに、最新のデジタル信号処理による高計数率対応のフォトンカウンティング検出器について紹介する。

フォトンカウンティングCT

これまでに述べてきたとおり、装置そのものとしてはフォトンカウンティングCTも通常のCTも大きくは変わらないが、検出器の部分がフォトンカウンティング型の検出器となっているのが基本的な違いである。筆者の研究室は、電子工学研究所という工学系の研究室で検出器開発を中心としているため、非破壊検査用のCT装置を改造して研究を進めている(図2)。そのため、測定試料が回転する構造で(図3)、X線源と検出器対が回転する医療用CTとは異なるが、基本的な構成はX線源→被写体→検出器と同等である。最も、フォトンカウンティング検出器の感度のよさを用いるためと、高線量が不得意であることからマイクロフォーカス管を用いており、X線管球電流は医療



図2 筆者の研究室で試作したフォトンカウンティングCT装置
 左：外観写真 右：内部写真
 手前から線源、被写体、検出器。

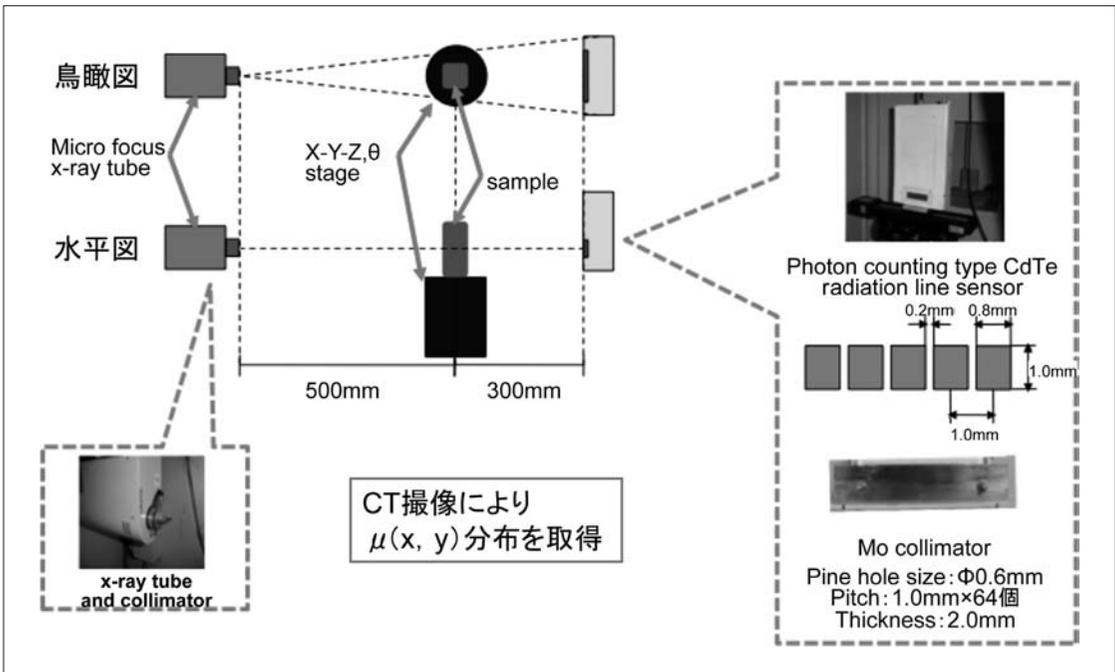


図3 フォトンカウンティングCT装置構成図

筆者らの研究室は検出器開発が研究課題のため、検出器はこの図に示したセンサをはじめ複数の種類を入れ替えて研究を進めている。上図はその1例である。

用機種に比べかなり小さくなっている。実際には、150kV、1mAの小出力管球を用いており、医療用機種に比べれば数百から数千分の1程度と桁違いに小さい。しかし、フォトンカウンティング検出器はその名のとおり光子1つ1つをカウントするため低線量側での感度は非常に高く、線量に対

する定量性も高い。この意味ではセンサというより計測器に近く、低線量でも正確な計測ができるため低被ばく化に向けても特徴をもつ。エネルギースペクトル情報をどれだけ有効に使うか、また低線量での撮像という特長をどれだけ生かすことができるかが、今後の実用化での大きな要となる

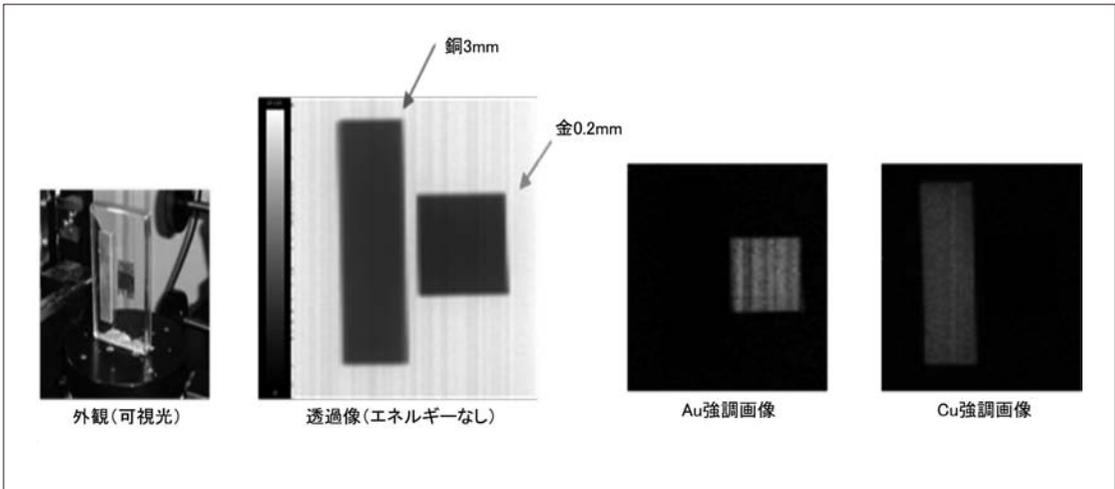


図4 K吸収端を用いた金属の同定例
透過像撮像の例。

IMAGE PREVIEW 参照

と予想される。

また、X線管電圧を切り替える Dual Energy CTに比べ、一度の撮像でデータ収集が可能であるのも特徴である。これにより、管電圧を切り替えて撮像を行う Dual Energy 撮像をするために発生するミスレジストレーションは原理的に発生しない。これは、CTシステムにおいてミスレジストレーションをなくすための機構を導入する必要はなく、どのピクセルもミスレジストレーションに対する補正なく自由なエネルギー演算を行うことができることを意味する。

Dual Energy CT 臨床機においては、各社回転同期などでミスレジストレーションをなくすようにしているが、時間軸のミスレジストレーションの発生には注意を要する。フォトンカウンティングCTは一度の撮像で各ピクセルが透過 X線のフルスペクトルを得るため、ミスレジストレーションの問題解消に加え、撮像後に自由にエネルギー帯域を選択しての演算が可能であり、一度の撮像ですむ点と併せて結果的により低被ばく化を進める可能性をもつ。

本質的には、物質による減弱係数差を自由な複数のパラメータでより詳細に利用した物質の同定が可能になる点が一番の利点であるが、自由なエネルギー帯域で演算できることから K 吸収端を用いた同定(図4)やそれらの併用が可能で、トレー

サー金属(金やガドリニウムなどの分子結合を行う金属類)を用いた研究が進められているが、これと減弱係数差を利用した Dual Energy CT との併用も一度の撮像情報で可能となる。

フォトンカウンティング検出器

フォトンカウンティングCTで最も重要かつ課題の多いのはフォトンカウンティング検出器である。ここではフォトンカウンティング検出器の長所、短所を理解するために、X線エネルギースペクトルの検出原理を説明する(図5)。

X線を構成するX線の光子1個が半導体検出器(ここではわれわれが研究を進める CdTe 検出器を例としている)に入射し吸収されると、光電変換とよばれる光子-電荷(正確には電子-正孔対)変換が生じ、X線光子は電荷へと変換される(光電変換以外のプロセスも存在するが、ここでは省略する)。半導体の光検出器をご存じの方であれば、可視光の光子1つが電子-正孔対1対を生成することをご理解いただいていると思うが、X線の光子は可視光の光子に比べ桁違いにエネルギーが大きい(通常の医療向けCTで使われる線源ではおおよそ十~百数十 keV の光子が出力されており、可視光の1~3eV に比べるとそれがいかに大きいかわかるであろう)。したがって、電荷への

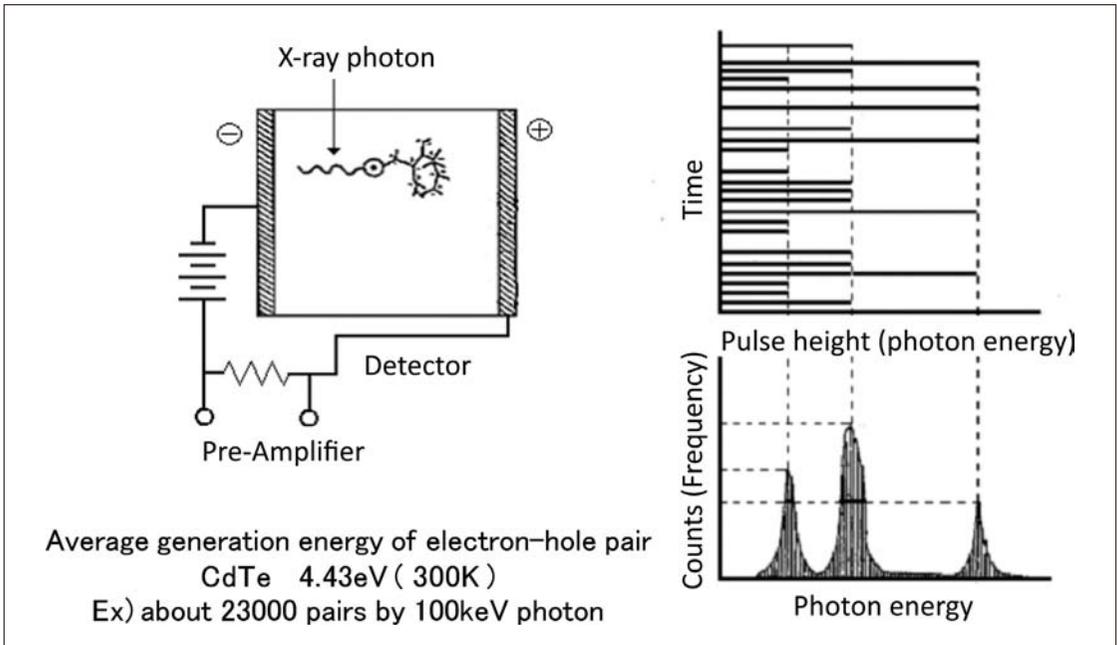


図5 フォトンカウンティング検出器によるエネルギースペクトルの検出原理

変換過程は可視光とは異なるが、結果的には「X線光子のエネルギーの大きさ」と「光電変換されて発生する電荷の量(数)」が比例することとなるため、電荷の量を計測すればX線光子のエネルギーを知ることができる(もちろん、比例する範囲は変換原理が一定の限られたエネルギー領域であるが実用上比例するといつて問題ない)。これを一定時間計測し続けて頻度分布を作成すれば、このヒストグラムがX線のエネルギースペクトルを表すことになる。

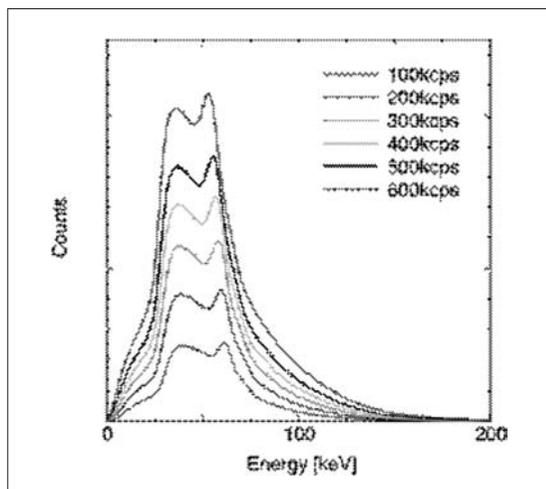
この原理のため、性能の大きな指標であるエネルギーの分解能を決めるのは、①光電変換でいかに正確に電荷に変換できるか(これが一定であるか)、②電荷をいかに正確に外部に取り出して正確に計測するか、が大きなポイントとなる。①については検出器材料などと密接に関連するので本稿では割愛させていただく。②については、筆者らの研究室をはじめ盛んに研究が進められてきており、たとえばCdTe半導体内部で発生した電荷を内部での再結合(電荷数の減少につながる)をできるだけ減らすために高い電界をかけて全数を検出器外へ取り出すこと、取り出した電荷をノイズを加えず(電荷のカウントミスにつながる)増

幅し、高い分解能で正確に数値化する、といったことが必要となる(一般には電荷数は電荷電圧変換した信号パルスの波高値を測定する)。このためには高い電界(電圧)を印加してもリーク電流の少ない高性能なダイオード検出器の作製、検出器に特化したノイズの少ないアナログ回路、高い精度のAD変換や計測ソフトウェアなどが必要となり、これらが筆者の研究室での研究課題であるが、ここではその詳細は省略させていただく。

なお、検出器そのものについても、ここで述べたCdTe以外にもいくつか種類があり、現状ではむしろそちらが主流である。その1つはX線をいったん可視光に変換するシンチレータを用いた検出器である(間接変換型と呼ばれる)。X線のエネルギーが可視光に対して非常に大きいため、X線光子のエネルギーとシンチレータの発光量が比例する。これを利用してフォトンカウンティングによるエネルギー分解能をもたせた検出器である。いったん可視光に変換するため、光の伝達ロスなどが生じエネルギー分解能の点では不利であるが、可視光で非常に進化した光検出器やCMOS、CCDデバイスを利用できることから、特に2次元検出器では有利な検出器である。

図6 WターゲットマイクロフォーカスX線管エネルギースペクトル(AIフィルタ装着)

IMAGE PREVIEW 参照



一方で、CdTeに代表される半導体検出器は、直接X線光子を電荷に変換するためエネルギー分解能の点では有利である(直接変換型とよばれる)。しかし、臨床用CT機に向く室温動作が可能な材料は少なく、これはたとえばGeなどは比較的に利用するX線のエネルギーの高いCTにおいても感度が高く、またエネルギー分解能が非常によいという利点をもつが、液体窒素に近い低温を必要とするため電子冷却を用いても臨床用CT機の検出器としては不向きである。筆者らが採用しているCdTeは室温動作が可能でエネルギー分解能もよく優れた検出器材料であるが、創生期には時間安定性に問題があった。現在は改良が進み、CT撮像時間内程度であれば十分に実用的な安定性が得られるようになってきている。

これらのフォトンカウンティング検出器の利点としては検出器だけでフィルタなどを使用せずにエネルギースペクトルを得られること、フォトン1つレベルでも正確にカウントできることから、高い感度と定量性を有することである。しかし一方で、以上の原理から、1つのフォトンに対する処理時間内(光電変換から波高値計測まで)にもし複数のX線光子が検出器に飛び込めば、原理的にエネルギーを知ることができなければカウント数すら狂うこととなる。処理をしきれなくなることから「パイルアップ」とよばれているが、通常の検出器に比べフォトンカウンティング検出器ではこの「パイルアップ」による線量の高い側での

飽和が早く、高線量での利用がむずかしいという課題がある。よく検出速度に問題がある、といわれているのはこのためである。実際、従来のフォトンカウンティング検出器では上限は数十kcps(1秒あたりのカウント数)以下で管球から直接入射するX線を計測するCTなどでの実用化はむずかかった。現在でも、多くのフォトンカウンティングCTの研究はこれらの検出器で進められているが、線量を絞りフィルタを設けた状態で時間をかけた撮像が進められているのが現状であり、この欠点を補う画像再構成アルゴリズムの開発と、計算シミュレーションと実験により実用化研究が進められている。

一方で、高速に検出を行う検出器の開発も進められている。筆者の研究室および当社での現状を説明するが、現在、シングルピクセルの検出器としては、従来の数十倍程度の高線量に対応した製品を開発し市販している。これまでの信号処理プロセスを大幅に見直してフルデジタル処理で高速化を図ったもので、パイルアップが生じている状況下においても、その信号を「欠落」させるのではなく「分解」して処理を進める新アルゴリズムにより高速化を図っている。

アルミフィルタを用いたX線管スペクトルを図6に示すが、600kcpsにおいてもほぼ劣化のないスペクトル測定が可能となっている。また、RIをマークとして試験を行った結果を図7に示すが、こちらでもエネルギー分解能の劣化なく高速に計測

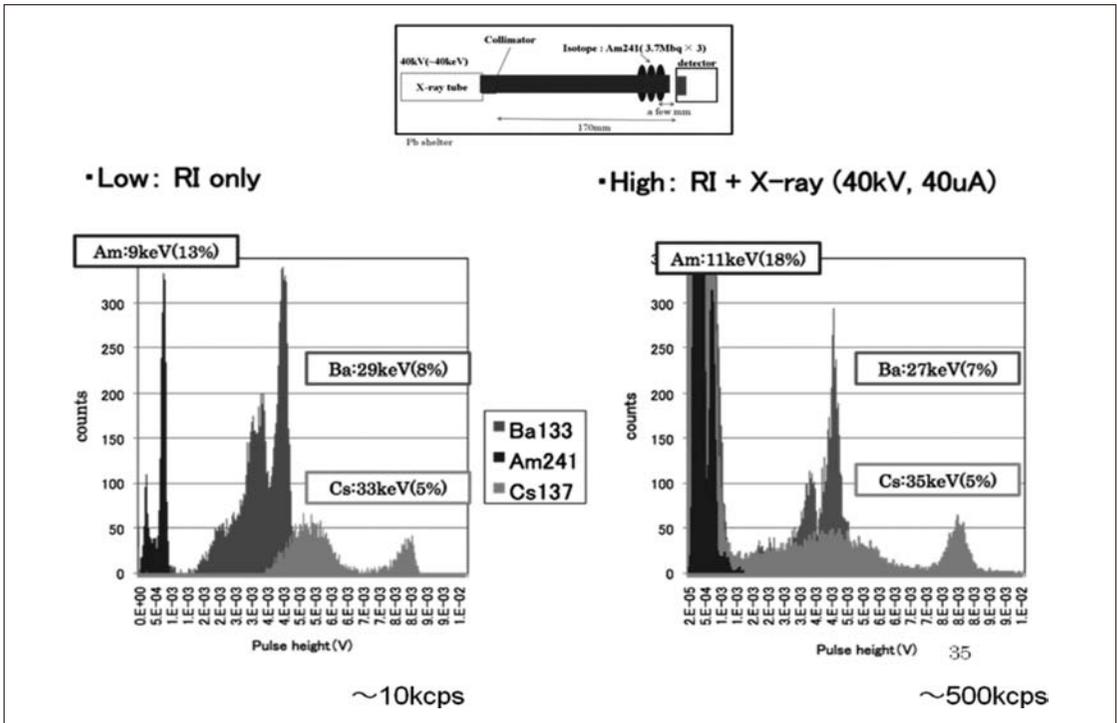


図7 RIをマーカとして用いたエネルギー分解能評価
 上：測定系、左：低線量時(RIのみ)、右：高線量時(RI + X線)

IMAGE PREVIEW 参照

することが示されている(この線源で150kVの管電圧、1mmφコリメータのペンシルビームにおいて50cmの線源検出期間距離で100kcpsは約0.1mAの管電流の場合に相当)。

この検出器はデジタル検出器の名のとおり基本的な信号処理はフルデジタル処理であり、一定の線量以上で急激に特性が劣化する特性がある(といっても、処理にかかわるマイクロ秒以下の領域ではX線出力そのものに揺らぎがあるのでそれなりに閾値にも幅がある)。これはアナログのように徐々に飽和しながら特性劣化するのと傾向は異なるため、取り扱いには少し慣れが必要である。この意味でも、またフォトンカウンティングの特長を生かすエネルギースペクトル情報の取り扱いと低線量撮像について知る上でも、装置メーカーの研究開発の少しでも早い取りかかりが臨床に向けた実用化を加速すると考えられる。

なお、筆者らが研究を進めている次世代の開発機では、さらに十倍以上の高速化が図れる予定であり、これによりフォトンカウンティングCTは

かなり実用に近くなると予想される。また、現在、ラインセンサ開発を進めており、実用機に向けたCT実験機の実現が現実味を帯びてくる。さらに、将来的な高解像度2次元センサに向けた開発も国際共同研究を進めており、プロト機の提供も間近となっている状況である。

まとめ

フォトンカウンティングCTの特徴と原理を述べ、その基本となるフォトンカウンティング検出器について、原理とともに、現状の課題と最新の開発状況を紹介した。課題となっている検出速度の問題がデジタル検出器の進展で解決されつつある状況の中、CT機開発に実績や実力のあるメーカーがこれらを早期に入手して研究開発を進めることで、筆者らの研究室や検出器研究者らのみでは見いだせなかったフォトンカウンティングCTの新たな特徴を見だし、CT機開発が一気に進み、臨床応用が多くの患者の役に立つのを期待したい。