

造影検査における Photon-counting CT- NAEOTOM Alphaの特長

シーメンスヘルスケア株式会社 CT事業部 | 日和佐 剛

固体シンチレーション検出器を搭載するCT装置は、主に管電圧や物理フィルタを調整することで画像コントラストを変化してきた。一方、Photon-counting CTは管電圧に依存すること無く、仮想単色X線画像をはじめとした多彩なスペクトル画像を作成できるため、目的に応じた最適なコントラストの画像をレトロスペクティブに選択することができる。加えて、検出器に物理的な隔壁がなく、収集データから電気ノイズを恣意的に除去できるため、低被ばくでノイズの上昇を抑えた高分解能イメージングを実現する。さらには低線量でもCT値の再現性が担保されるため、精度の高い定量性を持っている。これらの特長は詳細な解剖構造の把握と機能情報の取得に役立ち、疾患の正確な診断や病態把握、適切な治療方針の決定に直結する重要な要素であると考えられる。

With conventional CT equipped with solid-state scintillation detectors, image contrast varies according to mainly tube potential and physical filter. In comparison, photon-counting CT enables to create various images of contrast required for diagnostic tasks independent of the x-ray tube energy and spectrum. Also, low-dose imaging, dose-efficient high-spatial resolution images, and the increase in the CT number reproducibility can be achieved due to absence of septa and elimination of electronic noise. These benefits allow the improved visualization of anatomic details and acquisition of functional information, leading to the enhanced understanding of various diseases and their clinical manifestations, and eventually appropriate clinical decision making.

はじめに

近年、固体シンチレーション検出器(EID)を搭載するCT装置では、低管電圧撮影による造影剤低減やDual Energyイメージングによる物質弁別の活用など、X線のエネルギー特性を利用した撮影技術が広がりを見せている¹⁾。Siemens Healthineersではこれらの撮影技術を最大限活用するべく、従来の120kVで管電

流出力がピークとなるX線管から、現在は70kVや80kVで最大管電流が得られるX線管へと開発をシフトしている。管電圧は10kVごとに選択可能で、最適なX線エネルギーの選択は管電圧自動設定機能のCARE kVがサポートする。

一方、Photon-counting CTは管電圧に依存すること無く、仮想単色X線画像をはじめとした多彩なスペクトル画像を作成できるため、目的に応じた最適なコントラストの画像をレトロスペクティブに選択することができる。例えば、標準的

な120kV画像が必要な場合は70keVを選択し、ヨード造影剤による造影効果を増強したり、ヨード成分のアップテイクを定量化したい場合は低いエネルギーレベルのkeV画像やヨードマップ画像を追加することで、目的に応じた最適な画像を取得できる。加えて、X線を直接電気信号に変換するフォトンカウンティング検出器(PCD)には物理的な隔壁が不要で、収集データから電気ノイズも恣意的に除去できるため(図1)、ノイズを抑えた高空間分解能イメージングに適している。

また、低線量撮影でもCT値の再現性が保たれるといった特長も有する。

本稿では、造影検査におけるPhoton-counting CTの特長を、スペクトラル画像、高空間分解能、低線量の3つの側面から概説する。

Photon-counting CTによるスペクトラル画像

PCDでは、検出器に到達したX線のエネルギーに比例した電気信号が得られる

ため、Dual Energyイメージングによる物質弁別や、仮想単色X線画像の作成がオンデマンドで可能である。また、X線フォトンのエネルギー情報が得られることは検出器回路で発生する電気ノイズの除去に応用することができる。通常、電気ノイズは20~25keVよりも低いエネルギー領域に分布するため、X線フォトン検出の下限値(keV)を適切に設定することで、恣意的に電気ノイズを除去できる。特に低線量撮影におけるCT値の再現性が向上するため、ヨードマップ画像の定

量性やVirtual non-contrast(VNC)画像と真の非造影画像とのCT値乖離を抑制することに繋がる²⁾。

図2は尿路上皮がんを疑う症例で、精査目的でNAEOTOM Alphaによる造影1相撮影が行われた。NAEOTOM Alphaは前述の通りノイズの影響を抑えたスペクトル解析が可能であり、120kV画像(T3D)では検出できなかった小さな病変が、0.4mmスライス厚による45keV画像とヨードマップ画像で明瞭に描出されている。仮想単色X線画像はLow keV画像を活用する

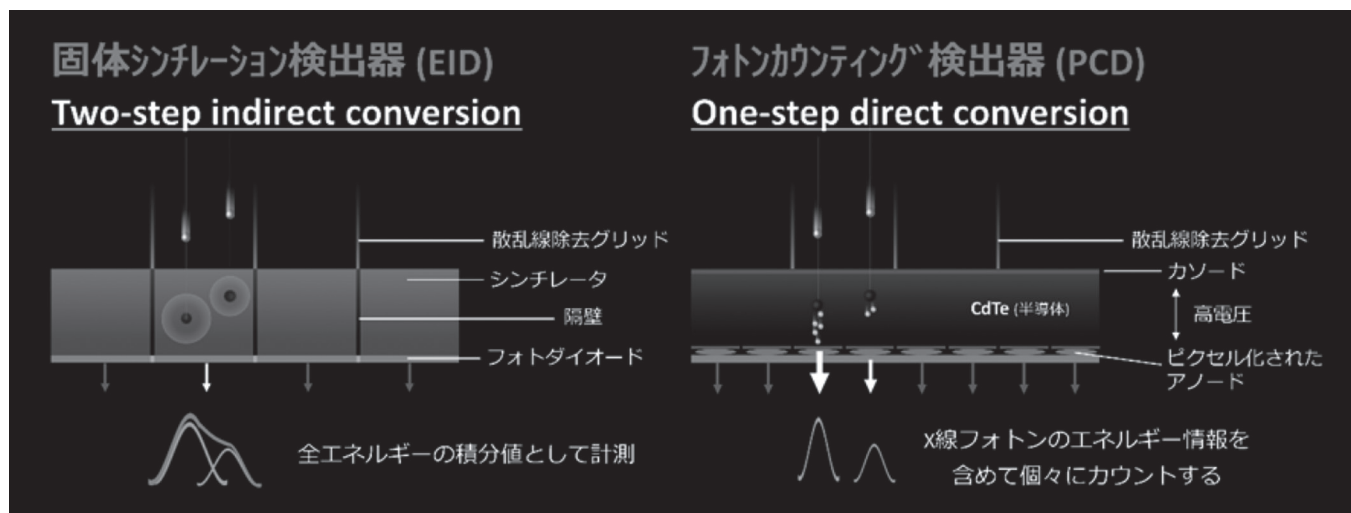


図1 固体シンチレーション検出器とフォトンカウンティング検出器の違い
フォトンカウンティング検出器はX線を直接電気信号に変換するため物理的な隔壁が不要で、かつX線のエネルギーに比例した電気信号が得られるため収集データから電気ノイズを恣意的に除去できる。

→巻頭カラー参照

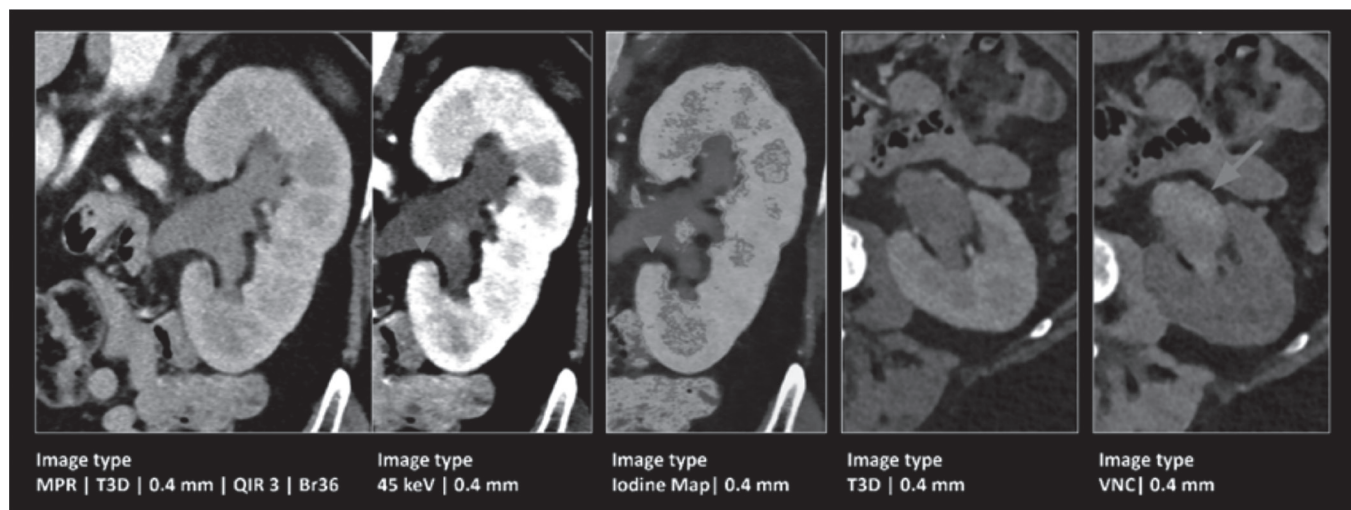


図2 尿路上皮がんを疑う症例
120kV画像(T3D)では検出できなかった小さな病変が、0.4mmスライス厚による45keV画像とヨードマップ画像で明瞭に描出されている(矢頭)。また、VNC画像を作成することで、出血によるCT値の上昇も確認できた(矢印)。
Courtesy of Charles University Hospital, Pilsen, Czech Republic

→巻頭カラー参照

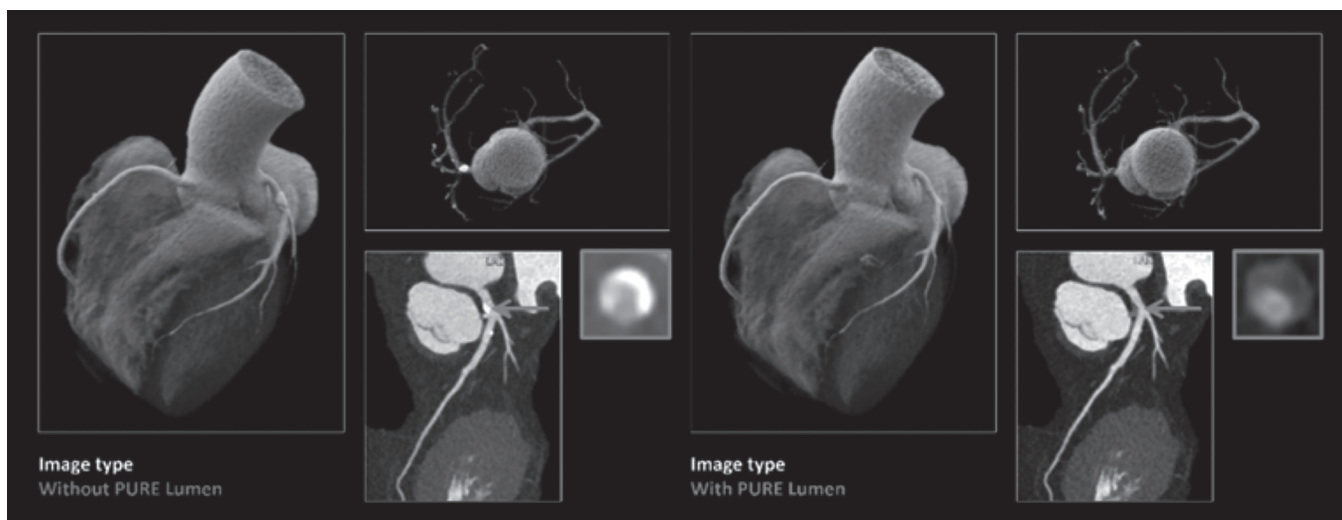


図3 PURE Lumenによる冠動脈内の石灰化除去

Dual Source CTとしての高い時間分解能(ハーフ再構成: 66ms)の高さを活かしたスペクトル解析が可能である。
Courtesy of University Hospital, Augsburg, Germany

▶巻頭カラー参照

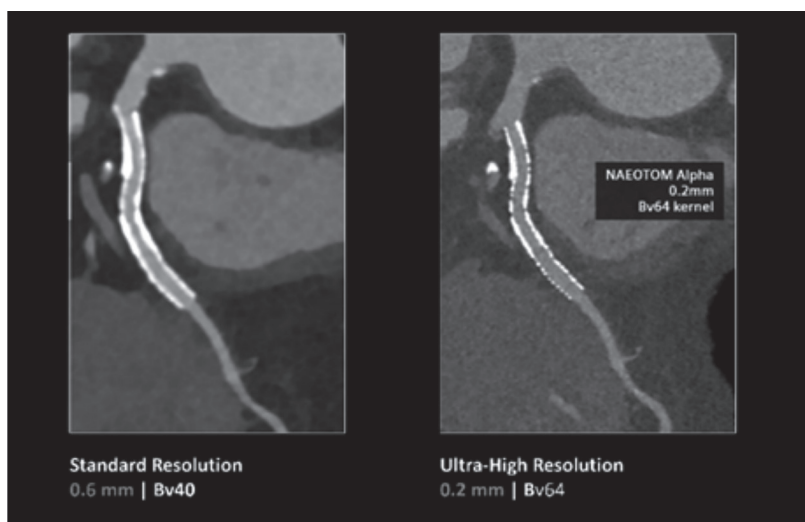


図4 0.2mmのスライス厚による高分解能イメージング

一般的な再構成関数を用いた0.6mm画像(図4a)では部分体積効果などの影響を受けてステント内腔の描出が曖昧だが、sharpな再構成関数を適用した0.2mm画像(図4b)では明瞭に内腔が描出されている。

Courtesy of University Hospital, Zurich, Switzerland

a | b

ことで最大3倍ほどのコントラスト増強が得られるため、PCDによる空間分解能の向上と相まって造影効果の低い微小病変の検出能向上が期待できる。また、本症例ではVNC画像を作成することで、出血によるCT値の上昇も確認できた。

一方、NAEOTOM AlphaはDual Source CTとしての高い時間分解能(ハーフ再構成: 66ms)と高速撮影(最速73cm/s)を兼ね備えたPhoton-counting CTであり、動きによるアーチファクトの克服が重要

となる冠動脈イメージングでもシャッタースピードの速さを活かしたスペクトル解析が可能である。例えば、66msの時間分解能を活かしたQuantum PURE Lumenは、冠動脈内の石灰化を選択的に除去することができ(図3)、従来、冠動脈CTの適用が困難であった高度石灰化病変の診断能向上が期待できる³⁾。不要な心臓カテーテル検査を回避することに繋がり、侵襲的なカテーテル検査のゲートキーパーとして重要な役割を果たすと考えてい

る。また、Quantum PURE Lumenは冠動脈だけでなく、末梢動脈である四肢動脈や頸動脈、腎動脈、および大動脈の閉塞性疾患への応用も可能で、CT検査の適用範囲を広げるとともに、詳細な解剖構造の把握と治療戦略の立案に貢献することができる。

Photon-counting CTによる高空間分解能

NAEOTOM Alphaによる高分解能イメージングは、最小0.2mmのスライス厚で再構成が可能である。面内の空間分解能は10% MTFで36 lp/cmを実現しており⁴⁾、固体シンチレーション検出器と比べて約3倍の高空間分解能を有する。また、PCDは検出器に物理的な隔壁を用意する必要がないことから幾何学的な線量利用効率は100%を達成しており、空間分解能と画像ノイズのバランスが取れた理想的な高分解能イメージングを実現している。

図4に冠動脈ステントの一例を示すが、一般的な再構成関数を用いた0.6mm画像(図4a)では部分体積効果などの影響を受けてステント内腔の描出が曖昧だが、sharpな再構成関数を適用した0.2mm画像(図4b)では明瞭に内腔が描出されている。特に、0.2mm画像におけるノイズの上昇が低く抑えられていることは特筆すべき特長の一つで、0.6mm画像と比

べてスライス厚が1/3、かつ骨や肺野の評価に使う再構成関数を適用しているにも関わらず、低ノイズで高精細な画像が提供されている。

Photon-counting CTによる低線量撮影

EIDは、X線フォトンを一たび可視光に変換することから検出器素子間に光を反射するための隔壁を設ける必要がある。0.5~0.6mmの検出器開口幅を有するEIDは70~80%程度の線量利用効率であり⁵⁾、狭小化によるこれ以上の空間分解能を実装することは現実的でないと考えられる。PCDは前述の通り、物理的な隔壁を用意する必要がなく、検出器回路の電気ノイズも恣意的に除去できるため、同等線量で撮影した場合の従来CTと比べて最大で5割程度の画像ノイズ低減効果が示されている⁴⁾。

図5にCTDIvol 1.13mGyの低線量で撮影した10歳台女児の腹部CTA画像を示

す。本症例はFlash Spiralによる高速撮影が行われたことに加え、60keVの仮想単色X線画像を活用することで、低線量でも良好な画質が得られている。EIDの場合、CTDI volが1mGy程度の低線量では電気ノイズによるデータ汚染が顕著となるため、逐次近似法や深層学習を用いた画像再構成だけでは信号復元の効果も限定的となるが、PCDは検出器回路の電気ノイズも恣意的に除去できるため、クオリティの高いデータ収集に直結する。また、スペクトル解析によるVNC画像を作成することで、単純CTの省略による被ばく低減も可能である。従来のCT装置では困難であった詳細な形態情報の取得が低線量で可能となっており、正確な病態把握や適切な治療方針決定に大きく貢献することができる。

さいごに

Photon-counting CTの有用性は、CT装

置に求められる性能や機能が一度の撮影で包括的に高いレベルで実現されることにある。造影検査における詳細な解剖構造の把握と機能情報の取得に役立ち、疾患の正確な診断や病態把握、適切な治療方針の決定に直結する重要な技術であると考えられる。

<文献>

- 1) H Alkadi et al: The Future of Computed Tomography: Personalized, Functional, and Precise. Invest Radiol 55 (9): 545-555, 2020
- 2) V Mergen et al: Virtual Noncontrast Abdominal Imaging with Photon-counting Detector CT. Radiology 305(1): 107-115, 2022
- 3) T Allmendinger et al: Photon-Counting Detector CT-Based Vascular Calcium Removal Algorithm: Assessment Using a Cardiac Motion Phantom. Invest Radiol Jun 1 57(6): 399-405, 2022
- 4) K. Rajendran et al: First Clinical Photon-counting Detector CT System: Technical Evaluation. Radiology 303(1): 130-138, 2022
- 5) T. Flohr et al: Photon-counting CT review. Phys Med 79: 126-136, 2020

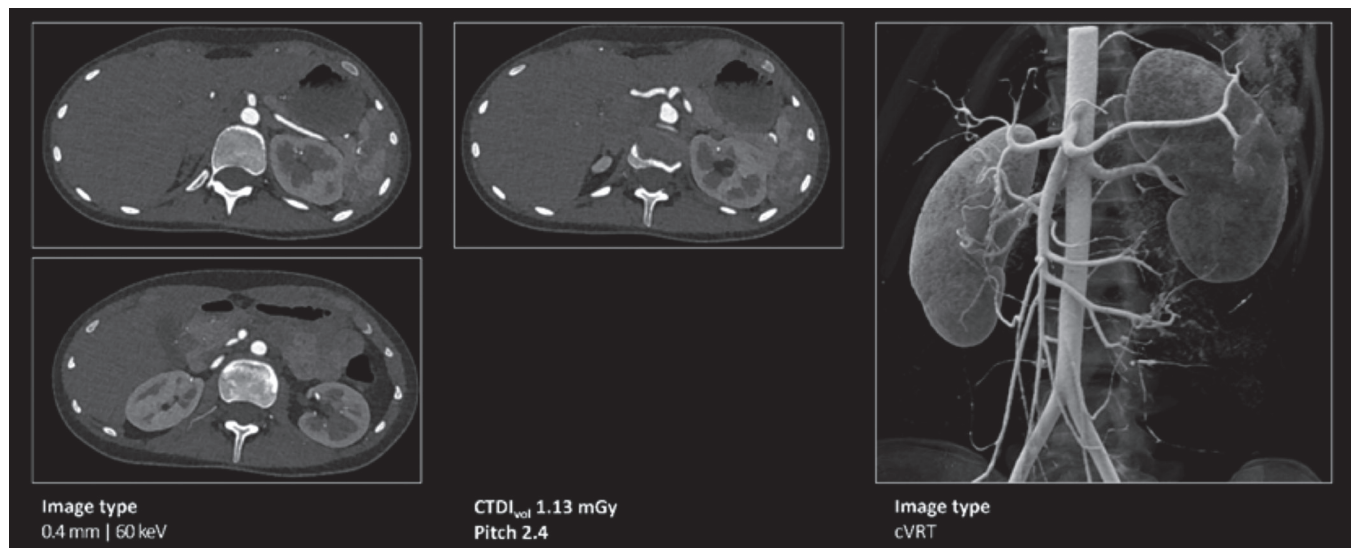


図5 CTDIvol 1.13mGyによる低線量腹部CTA画像

Flash Spiralによる高速撮影が行われたことに加え、60keVの0.4mm仮想単色X線画像を活用することで、低線量でも良好な画質が得られている。Courtesy of Skånes Universitetssjukhus, Lund, Sweden

▶巻頭カラー参照