

6. Philips CTにおける小児撮影への取り組み ～被ばく低減と画質の両立～

小園井 剛

株式会社フィリップスエレクトロニクスジャパン ヘルスケア事業部
CTモダリティースペシャリスト

Approach to pediatric CT examination on Philips CT scanner - Balance dose reduction with image quality -

Tsuyoshi Osonoi

CT Modality Specialist, Healthcare Division, Philips Electronics Japan, Ltd.

Abstract

In this paper, the development of Philips CT equipment was introduced focusing on radiation dose reduction technology as a historical background as well as recent topics.

The principles and usefulness of such technology were described and the developmental trend about the next generation of CT equipment was also introduced.

Keywords : *Dose reduction, Iterative model reconstruction, Pediatric CT*

緒言

Computed Tomography (CT) の商用スキャナ登場から40年弱が経過し、CT装置はハードウェア、ソフトウェアの進歩とともに加速度的に普及し、画像診断領域で確固たる地位を築き上げた。

フィリップスは2004年に本邦でCT装置の販売を開始してから11年目を迎え、累計販売台数も300台を超えている。日本国内にて、心電図同期特許技術を実装し循環器CT検査の可能性を拡大させたIDT16や当時32スライスCTが各社から発表される中、40スライスCTのBrilliance CT 40を先駆けて発表し、今日では64, 128, 256スライスCTを開発し市場に投入している (Fig.1)。

フィリップスCTの歴史は、世界で初めて焦点電磁偏向の技術を開発したエルシント社や欧米の放射線治療用CTで高シェアを持っていたピッカー

社を吸収して今日に至る。そのため、フィリップスCTの半導体ディテクター、ソフトウェア系の開発はイスラエルのハイファ、ガントリなどのハードウェア系の開発・生産を米国のクリーブランドで行っている。またフィリップスはX線管の開発・販売を行ってきた歴史があり、CT装置はもとより一般撮影装置や血管造影装置に搭載されるX線管は一貫してドイツのハンブルグを中心に開発・製造を行っている。一般的にCT装置の根幹を担う技術は大きくX線管、検出器、画像再構成の3つに分類され、これらの技術革新そのものがCT装置に求められる“高画質”と“低被ばく”に直結する。

フィリップス社CT装置に搭載されている各種技術に関しては当社の医療関係者向けポータルサイト NetForum Community [http://netforum.healthcare.philips.com] を参照頂きたい。同ペー

ジにはCTの歴史から技術解説だけでなく学術・出版情報、セミナー情報、臨床画像症例紹介、撮影プロトコルなどのコンテンツも揃っており、読者の興味や理解の一助となれば幸いである。

本稿では、当社CTのフラッグシップモデルである「Brilliance iCT Elite」に搭載されている「被ばく低減」「高画質」に焦点を当て技術紹介を行う。

インテリビームフィルタ (軟線除去フィルタ)

Brilliance iCT Eliteに搭載されているX線管球には、インテリビームフィルタと呼ばれる軟線カットフィルタが装着されている。これにより軟線による被ばくが大幅に抑制され本質的に低被ばくCT装置となっている。

Brilliance iCT Eliteでは、小児などの被写体やスキャン対象の部位などに応じてインテリビームフィルタを可変することで最適化を図っている。

スマートシェイプフィルタ

スマートシェイプフィルタは、患者の体格に応じて被写体に均一な線量を与える補正フィルタである。フィルタはSmall (新生児)、Medium、Largeの3種類があり、登録時の患者の年齢、撮影条件と連動して自動で選択される。スマートシェイプフィルタは、体幹部には十分な線量を、中心から外れた体厚の薄い部位にはそれに応じた適正な線量フィルタリングを行うことにより、被写体全体の無駄な被ばくを制御する。スマートシェイプ

フィルタの動きをFig.2に示す。Fig.2の下段は撮影FOVすなわち被写体サイズに応じて線量が適正化される様子が示されている。同一条件化で、LargeフィルタからMediumフィルタの差を比較すると、約15%の被ばく低減が可能である。

エクリップスコリメータ

Brilliance iCT Eliteは、80mmボリュームの検出器を用いて秒速185mmの高速ヘリカル撮影が可能である。この撮影速度は鎮静が難しい小児に対する撮影における大きなアドバンテージである。

一般的にヘリカルスキャンでは再構成の原理上スキャン範囲の外にオーバーレンジと呼ばれる照射エリアが存在する。

エクリップスコリメータは、オーバーレンジの無駄な被ばくを抑制する動的コリメータである。Fig.3はフィルムを用いた実験データである。エクリップスコリメータの有無で撮影範囲以外の被ばく領域が大きく異なっているのがわかる。

iPatient (新ユーザーインターフェース)

PhilipsのCT-Auto Exposure Control (自動露出機構：AEC)は、より精度の高い線量コントロールを行うため、リファレンスとなる仮想の体型の被写体の線量から実際の被写体の線量を計算している。

iPatientは、特に小児撮影において補正計算の水ファントム径を18cmから29cmまで7種類を選



Fig.1 フィリップスCT装置の変遷

択することが可能である (Fig.4).

また、iPatientは画像ノイズ量と線量をリンクさせたインデックス値：DRI (Dose Right Index)を採用している。撮影前に決定するパラメータはDRIと線量、管電圧、撮影時間のみである。従来CTの課題であった寝台の高さによるCT-AECの挙動の変化に対しても自動で補正している。

これらのパラメータと後述する二種類の逐次近似法再構成とあわせて小児撮影における被ばく低

減と画質のバランスを取ることが可能である。

逐次近似応用画像再構成技術：iDose⁴

2009年に発表した逐次近似応用再構成法iDose⁴は、発売から4年が経過し、全世界で1000台以上が稼働している。iDose⁴は、検出器で取得した投影データ(生データ)に対しX線固有のポアソン分布に基づく統計学的モデルを考慮し反復演算処理にてノイズ低減を行い、ノイズ低減された投影

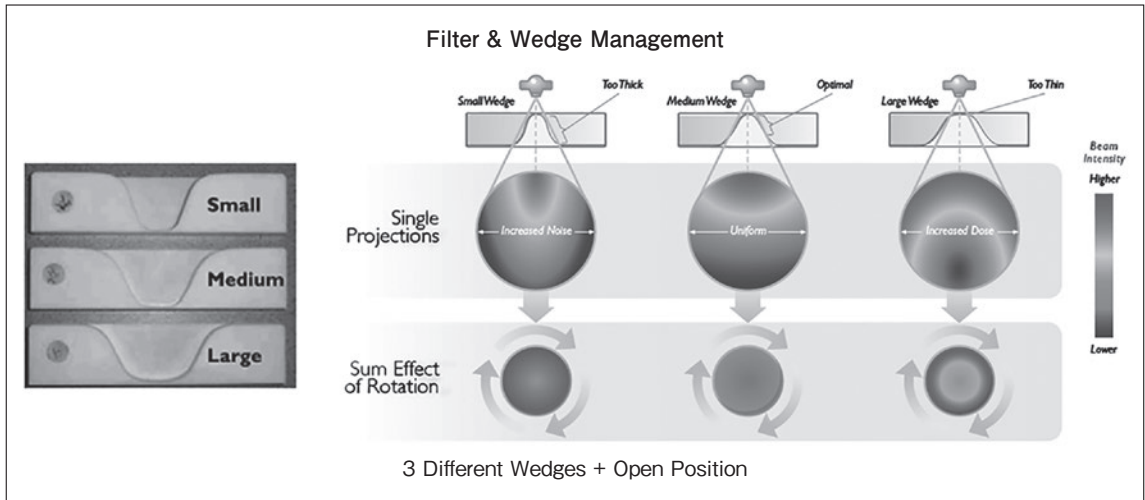


Fig.2 スマートシェイプフィルタ

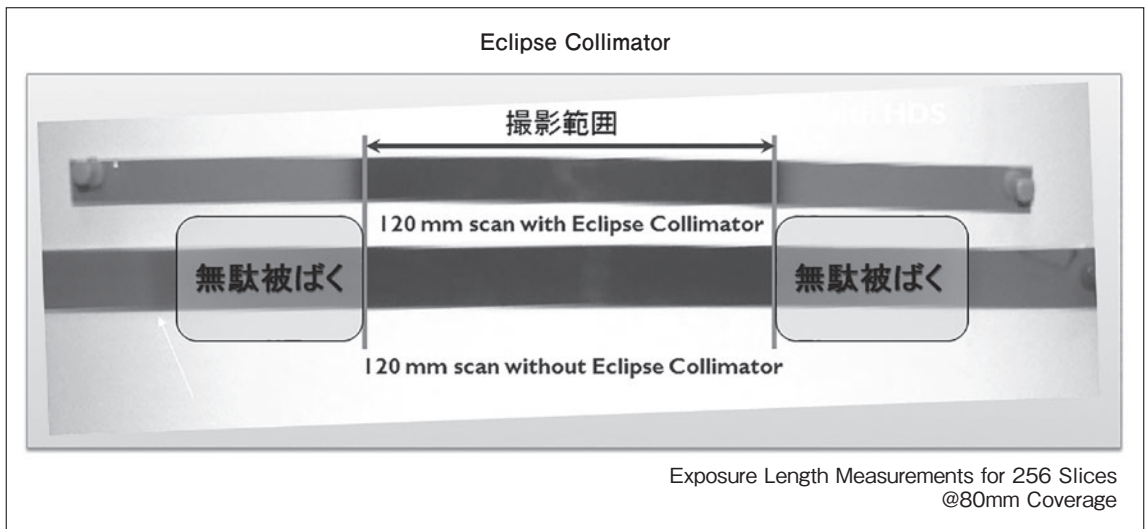


Fig.3 エクリプスコリメータ実験結果
 上段：エクリプスコリメータON 下段：エクリプスコリメータOFF

データを画像スペースに展開し、画像上で解剖学的モデルを用い反復演算処理し設定したノイズレベルと質感になった時点で最終画像を出力する (Fig.5).

その際の最適なノイズレベルはiDoseレベルと呼ばれる7段階でユーザ側が調整可能であり、それぞれのノイズの低減割合はiDoseレベル1使用

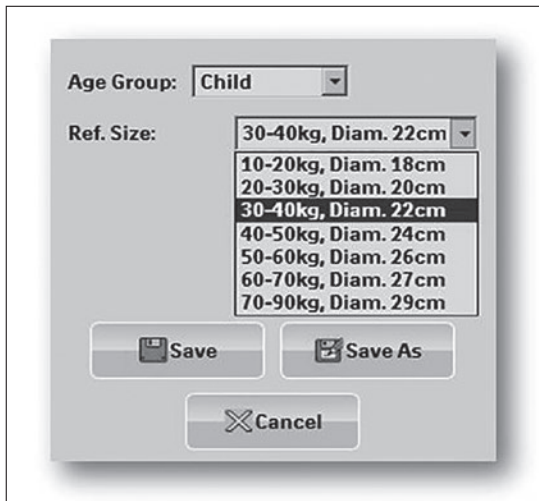


Fig.4 iPatient小児患者径の選択

時の11%からiDoseレベル7使用時の最大で55%まで調整が行える。

iDoseの設定レベルは線量低減時の増加ノイズ量を想定しており、例えばiDoseレベル4を用いればノイズ低減割合は29% (= 1/1.41) であり、発生するノイズを打ち消すように作用する。同様に基準線量から80%線量低減に対しiDoseレベル7の使用でノイズの増加割合は1となる。iDoseレベルは基準線量から20~80%の線量低減を行った際に対応するiDoseレベルを使用することでノイズの増加割合を打ち消すように設計してあるため、あらかじめ被ばく低減率とiDoseレベルの組み合わせから撮影前にノイズレベルを予測可能とし、画質の担保と計画的な被ばく低減を行える。

iDose⁴は、従来のFiltered Back Projection (FBP)では画像ノイズの発生が原因で臨床応用が難しかった高周波強調関数による高分解能イメージング、低造影剤・低管電圧イメージング^{1,2)}とも大変相性が良く (Fig.6)、多くの施設で使用されている。

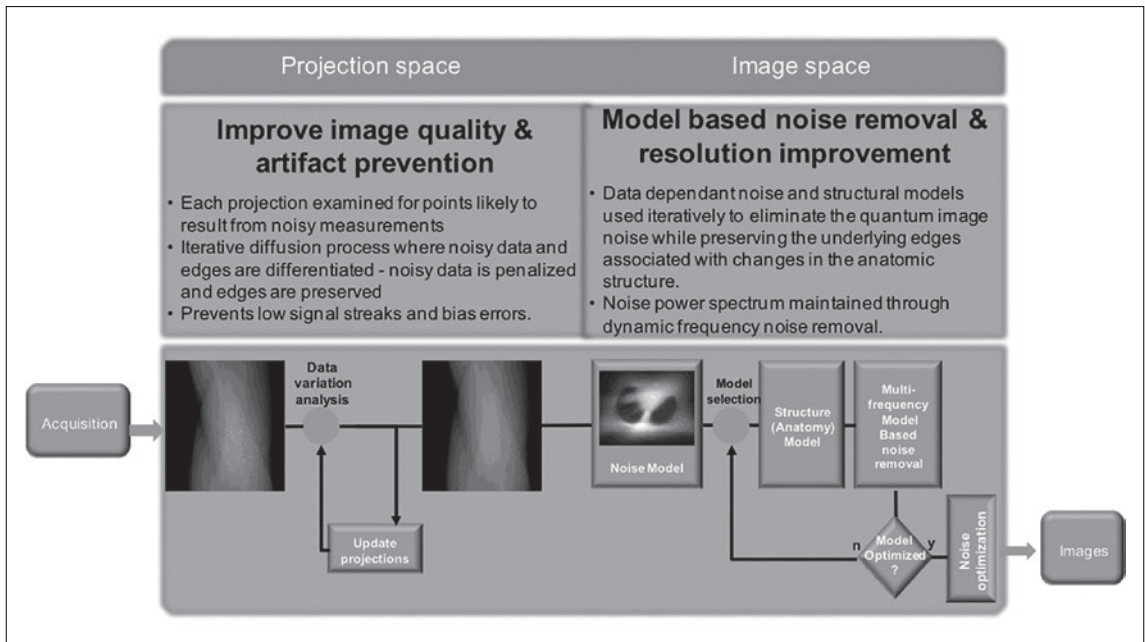


Fig.5 iDose⁴概念図

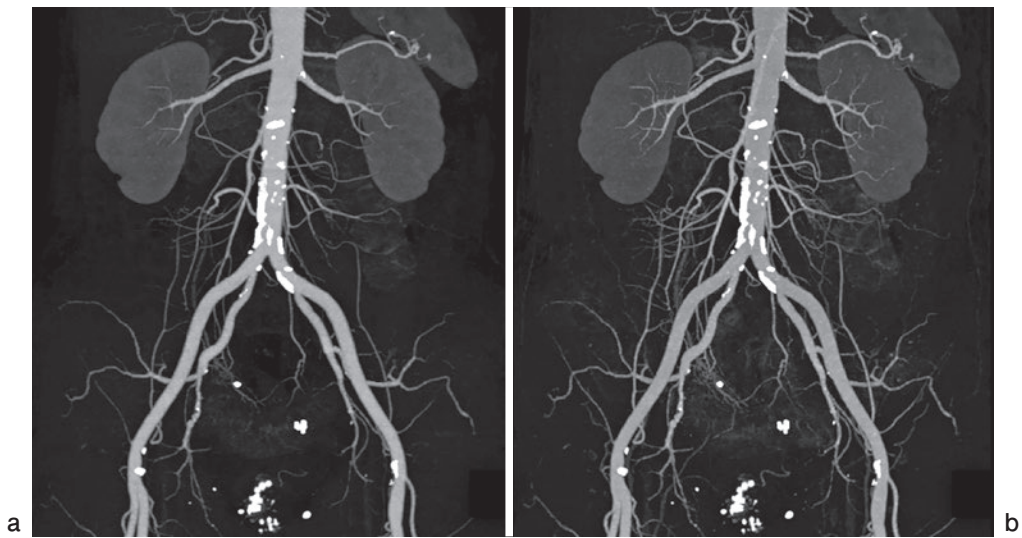


Fig.6 iDose⁴臨床応用例
 a: 従来再構成
 b: 高周波強調関数と iDose⁴の併用

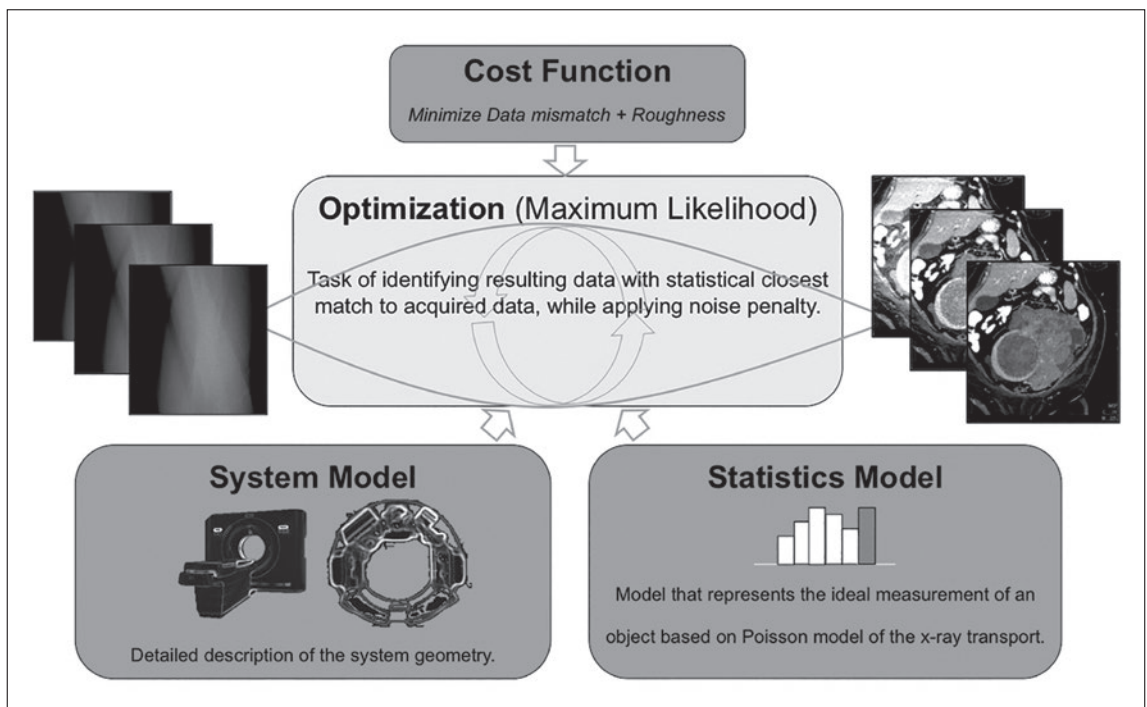


Fig.7 IMR 概念図

モデルベース逐次近似画像 再構成技術：IMR

Iterative Model Reconstruction (IMR) は Fig.7 に示す最尤推定法 (Maximum Likelihood) をベースにノイズ統計学と最先端のシステムモデル、評価関

数 (Cost Function) を加味した逐次近似画像再構成法である。2012年の北米放射線学会で体幹部対応のIMR Body, 2013年欧州放射線学会で心電図同期撮影に対応したIMR Cardiovascular (Fig.8), そして2013年4月9日からは頭頸部領域に対応したIMR Neuro (Fig.9) をラインナップに加え、全

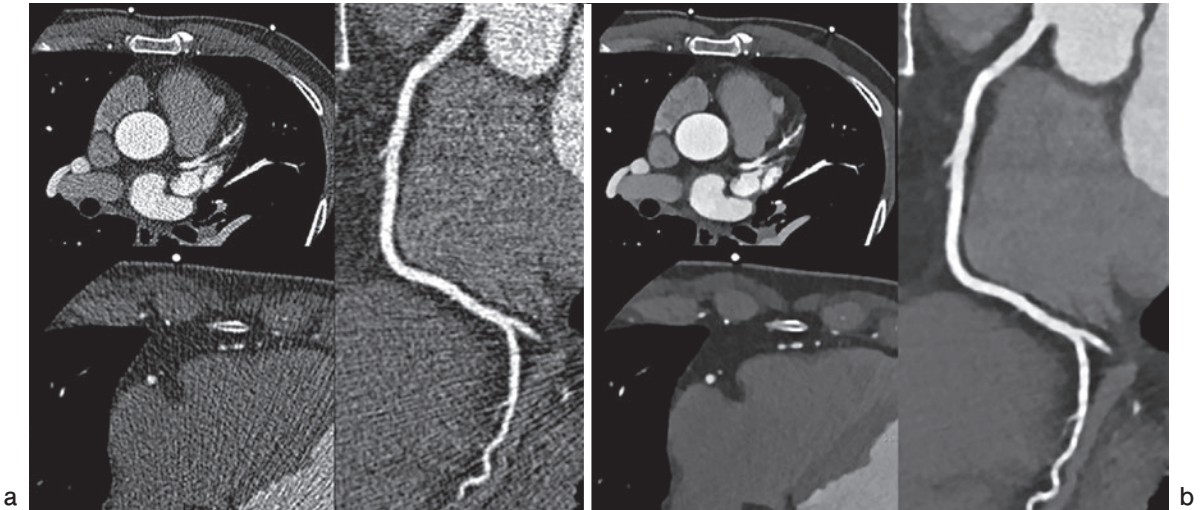


Fig.8 IMR臨床画像(1)
a:従来再構成による心臓, 冠動脈画像
b:IMRによる心臓画像冠動脈

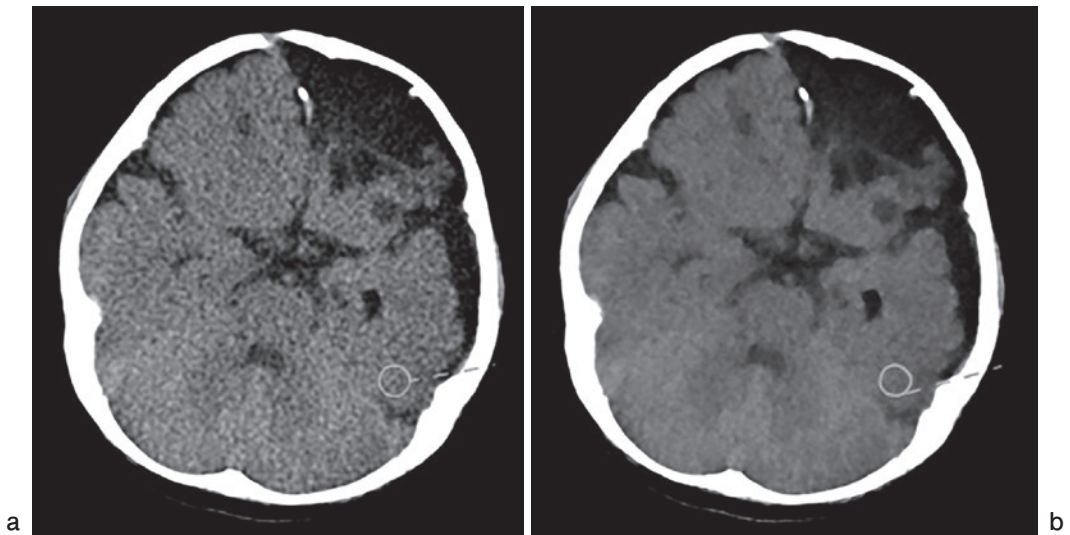


Fig.9 IMR臨床画像(2)
7か月小児の頭部画像
a:従来再構成による頭部単純画像
b:IMRによる頭部単純画像

身対応の逐次近似画像再構成ユニットとして国内販売を開始している。

IMRでは画像ノイズを極限まで排除し(最大90%ノイズ低減)、密度分解能は2.0mm/0.3% (CTDI: 10.4mGy)を達成し、従来に比べ3.6倍の低コントラスト描出能の改善に成功している。IMRは非線形的にノイズ低減を行えることが大きな特長で、結果として画像ノイズはスライス厚やX線量に依存せず常に一定のノイズレベルとなりVirtually Noise-Free Imagingを実現する。

加えてIMRでは逐次近似演算の前段階で、最終画像に必要な分解能とノイズレベルを踏まえ画質の最適化を行えるようCost Functionに画像のノイズレベル(3段階)と分解能レベル(3段階)の組み合わせを設定することができ、空間分解能のロスなく、画像ノイズを大幅に低減し計算コストの効率化と画質選択を可能としている³⁾。

また、これまで最重要課題とされてきた再構成時間⁴⁾も、Intel社と演算処理の高速化を目的としてCPUより並列処理に適したコア数の多いGPU(Graphic processing unit)を搭載したオリジナル再構成ユニットHyper Sightで1,500枚の画像を3分弱で演算可能とする。

IMRはこれまでノイズやアーチファクトで隠されてきた微小・微細構造を描出し、病変の早期発見から治療への橋渡しに大いに期待される。

結 語

本稿では昨今のトピックスであり小児撮影において重要な被ばく低減に関する技術解説を行った。今後也被ばく低減と画質の担保を両立させるべく技術開発を行っていく。

また、新たな画像コントラストをCT装置で得るため、現在Photon Counting CT (PCT)^{5,6)}の開発も進行している。

PCTはエネルギー帯域でCT値が物質により変化することを利用し、物質毎に特異的にCT値が増強されるエネルギー帯域(k吸収端:k-edge)をピンポイントで画像化できる。この技術により分子イメージング(Molecular Imaging)に代表される機能、代謝画像をCT装置で取得できる可能性が広がっており、将来これら次世代CT装置の製品化が未知の病態把握、メカニズムの解明をより一層加速させるかも知れない。

●文献

- 1) Funama Y, Oda S, Utsunomiya D, et al : Coronary Artery Stent Evaluation by Combining Iterative Reconstruction and High-resolution Kernel at Coronary CT Angiography. Acad Radiol 2012 ; 19 : 1324-1331.
- 2) Nakaura T, Nakamura S, Maruyama N, et al : Low contrast agent and radiation dose protocol for hepatic dynamic CT of thin adults at 256-detector row CT : effect of low tube voltage and hybrid iterative reconstruction algorithm on image quality. Radiology 2012 ; 264 : 445-454.
- 3) Mehta D, Thompson R, Morton A, et al : Iterative model reconstruction : Simultaneously lowered computed tomography radiation dose and improved image quality. Med phys Int J 2013 ; 1 : 147-155.
- 4) Soththivirat S, Fessler JA : Image recovery using partitioned-separable paraboloidal surrogate coordinate ascent algorithms. IEEE Trans Image Process 2002 ; 11 : 306-317.
- 5) Cormode DP, Roessl E, Thran A, et al : Atherosclerotic plaque composition: analysis with multicolor CT and targeted gold nanoparticles. Radiology 2010 : 256 : 774-782.
- 6) Pan D, Schirra CO, Senpan A, et al : An early investigation of ytterbium nanocolloids for selective and quantitative "multicolor" spectral CT imaging. ACS Nano 2012 ; 6 : 3364-3370.