

# **Global Standard CT**

−320列面検出器CTとAIDR 3Dが拓く新しいCTのスタンダード─

2012年4月12日(木)~15日(日)の日程で、パシフィコ横浜を会場にJRC 2012が開催された。14日(土)には、第71回日本医学放射線学会総会において、東芝メディカルシステムズ(株)共催のランチョンセミナー 12 が行われ、岡山大学医歯薬学総合研究科の金澤右氏を座長に、320列面検出器 CT「Aquilion ONE」とその被ばく低減技術である「AIDR 3D」をテーマとして、東京大学医学部附属病院放射線部准教授の赤羽正章氏と藤田保健衛生大学医学部放射線医学教室教授の片田和広氏が講演した。

講演

Seminar Report

## 320列面検出器CTを用いた画像診断

~胸腹部の臨床応用~

赤羽 正章 東京大学医学部附属病院放射線部准教授

320列面検出器を搭載した東芝メディカルシステムズ社製「Aquilion ONE」は、2007年に発表されて以降、着実に進歩を続けている。特に、最近の重要な技術としては、逐次近似再構成法を応用した被ばく低減技術である"AIDR 3D"が挙げられる。本講演では、AIDR 3Dを中心にしたAquilion ONEの技術的特長と、胸腹部領域における使用経験について報告する。

### Aquilion ONEの技術的特長

Aguilion ONEの技術的特長として. 4つのポイントが挙げられる。1つは、ス キャン中にヘリカルピッチを変更できる Variable Helical Pitch (vHP) scanで ある。これにより、スキャン中にテーブ ルの移動速度を加速ないし減速すること ができ、1回のスキャンで心電同期と非 同期の撮影が可能になった。2つ目は、 1回転で160mmのボリュームスキャンが 可能なことである。これは、ヘリカルスキャ ンと異なり、体軸方向に同時相のデータ 再構成ができる上に, stair step artifactがないため、高画質が得られる。 3つ目は、ボリュームのCT fluoroscopy であり、IVRにおいて有用である。4つ 目としては、ボリュームでの時間分解能 の高いシネ撮影が挙げられる。

### vHPとAIDR 3D

Aquilion ONE は、コンベンショナルス キャンに加え、 $160 列 \times 0.5 \,\mathrm{mm}$  のヘリカ ルスキャンが可能になった。さらにvHPを使うことで、連続して複数のヘリカルピッチを使用できるため、心電同期と非同期を組み合わせた撮影も可能になる。

図1にvHPで撮影した当院での症例を示す。患者は胸痛を訴えて来院したため、胸部を心電同期で6秒 (HP32)、腹部を非同期で4秒 (HP91)、合計10秒で撮影した。胸部と腹部の境目に段差のない、良好な画像が得られている。また、心電同期撮影を行った胸部はブレやアーチファクトもなく、LADのプラークも明瞭に描出されている。ハーフ再構成のためノイズが多くなるが、AIDR 3Dを使用することで、それが抑えられている。

この AIDR 3Dは、逐次近似再構成法に基づいた東芝社の技術である。その優れた点は、例えば目標とする SDを13と設定すると、AIDR 3Dを使用した際に自動的にその設定に合った画質となるよう、線量を調整することである。これにより、図2のように vHPを用いて途

Boost 3Dと併用することができる。 その後開発された画像ベースのノイズ 低減処理技術である AIDR は、画像デー 夕空間でノイズとそれ以外の部分を抽出 し、ノイズではないと抽出された部分に ついて再度、ノイズ抽出と低減処理を繰 り返し行う処理である。AIDR 3D は、

投影データ (純生データ) と画像データ



図1 vHPを用いた胸腹部の心電同期・非同期撮影

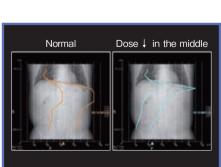


図2 AIDR 3Dによるノイズ低減処理

中から線量を落として撮影しても、その 前後の境目に違和感のない画像が得ら れている。

CTの画像再構成法は、初期にはFBP 法が用いられてきた。東芝社では、16列 マルチスライスCTの頃から、生データ ベースと画像ベースでのノイズ低減処理 技術を搭載し、画質の向上を図ってきた。 生データベースの処理法には、"RASP" と"Boost 3D"がある。一方で、画像ベースのノイズ低減処理技術である"QDS(量 子フィルタ)"は、画像からエッジを抽出 し、それ以外の部分に平滑化処理を行 いノイズを低減する技術で、RASP、 Roost 3Dと低田することができる

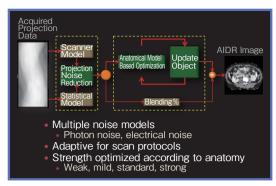
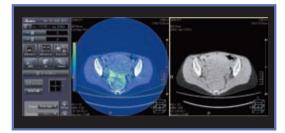


図3 AIDR 3Dの画像処理の流れ



AIDR 3Dを使用した dual energy imagingの 仮想非造影画像

で効果的にノイズ低減処理を行う再構成 法である(図3)。フォトンノイズや回路 ノイズ、および CT システムや撮影条件 などを考慮した統計学的ノイズモデルを 用いて、ノイズを投影データ上にて低減 させる。さらに、画像データ上で、対象 部位に合わせたノイズ低減処理を反復的 に行うことで、効果的にSD改善を行う。

このように AIDR 3Dでは、従来の線 量で撮影してもノイズやストリークアー チファクトが画質を損ねるケースにおい て. 画質を改善し診断能の向上や定量 化の再現性が良くなるというメリットが ある。一方で、従来と同等の画質を維 持しつつ、線量を低減することも可能に なる。さらに、もう1つのメリットとして は、線量を下げることで、これまで大焦 点で撮影していた領域を小焦点で撮影 することが可能になり, 空間分解能の向 上が図れることも挙げられる。

#### ボリュームスキャンと AIDR 3D

当院の井野賢司技師らは小児検査で の画質向上を図るため、ボリュームスキャ ンに心電同期ハーフ再構成を併用する検 査法を研究している。通常のヘリカルス キャンでは、心臓の動きや呼吸によるバ ンディングアーチファクトが生じるが, Aguilion ONEでは、ボリュームスキャン とハーフ再構成を組み合わせることで、

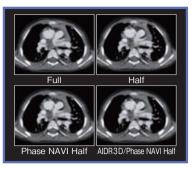


図4 ハーフ再構成とPhase NAVI, AIDR 3D によるボリュームスキャンの画質比較

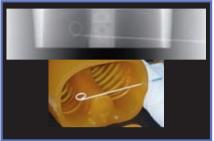


図7 Aguilion ONEでのCT fluoroscopy

ブレの少ない画像が得られる。ただし. これだけでは運悪く心拍動や呼吸運動の 激しい時間帯が含まれてしまい. うまく いかない場合もある。そこで、任意位相 を選択して再構成するために、心電計を デモモードにして心電同期スキャンを行い. ブレの少ない画像を選択することができる。 これにより、被ばくを増やすことなく高画 質化が可能となるが、ハーフ再構成によ るノイズの増加というデメリットもある。 これを改善するために、AIDR 3Dを併 用することで、ノイズを抑えた高画質画 像が得ることができる(図4)。

また, 当院では, coronary CT angiography (CCTA) でも、積極的に AIDR 3Dを使用している。図5は、実 効線量1.2mSv, 1心拍でのCCTAであ るが、AIDR 3D不使用 (a) の場合はノ イズが目立っている。一方で、AIDR 3Dを使用すると、実用レベルの画質を 得ることができた(図5b)。さらに, AIDR 3Dを使用した小焦点での撮影で は、空間分解能が向上しており、ステン トや石灰化の描出が従来よりも明瞭となっ ている。プラークを定量的に評価するた めのソフトウエアである "Plaque Viewing"でも、AIDR 3Dにより再現性の高 いデータが得られるようになる。

このほか、dual energy imaging にお いても、AIDR 3Dの有用性は高い。

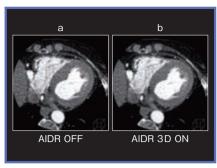


図5 CCTAでのAIDR 3D使用による ノイズ低減

dual energy 撮影による仮想非造 影CTでは、ストリークアーチファ クトの少ない良好な画像を得るこ とができている(図6)。

## CT fluoroscopy の ボリュームスキャン

Aguilion ONEは、ガントリの 回転速度が0.5s/rotならば、1回

転あたり 1200 view のデータが得られるが. そのうちの1viewがあれば透視画像を作 成できる。同一方向のviewを順番に表 示すると、CT ガイド下ドレナージにおい ても、図7のような透視画像が連続的に 得られる。また、ガントリを回転させなが ら、パルス照射で正面、側面の透視画像 を撮影することも原理的には可能である。 これが実現すれば、0.5秒や0.35秒間隔 で、正面、側面透視画像が得られるよ うになるほか, 臓器や骨の位置関係を立 体的に把握できる stereo-viewing も可 能になる。これらは、Aguilion ONEの 1 view のデータだけでよいため、IVR に おいて、従来よりも大幅に被ばく低減を 図れる技術として期待されている。

#### まとめ

320列面検出器CTであるAquilion ONE と AIDR 3D の組み合わせにより. 今後もさらにCTの技術が発展していき. 臨床応用が進んでいくと考える。



赤羽 正章 Akahane Masaaki 1992年東京大学医学部 卒業。NTT東日本関東病 院,東京大学医科学研究 所などを経て、2002年 東京大学医学部附属病 院助手, 2003年より同 講師 2008年より放射 線部副部長兼准教授。