

X線 CT の被ばく低減技術 AIDR 3D

東芝メディカルシステムズ(株)

CT 開発部

秋野 成臣



【はじめに】

近年、医療被ばくに対する社会的な関心の高まりもあり、X線 CT 装置における被ばく低減技術は注目を集めている。被ばく低減は診断能の低下や画質の劣化なく達成される必要がある。これまでには、被写体厚や検査目的を考慮して照射 X 線量を最適化する AEC(Auto Exposure Control)などのスキャン技術、画像ノイズ低減を目的とした画像再構成関数や様々な画像フィルタ技術が開発されてきた¹⁾²⁾。本稿では、より低い線量領域における高いノイズ低減とアーチファクト低減を目的とし、かつ通常検査においてストレスを与えないワークフローを維持しながら被ばく線量低減と高画質の両立をコンセプトとした AIDR 3D (Adaptive Iterative Dose Reduction 3D) についての技術解説を行う。

【AIDR 3Dの概要】

AIDR 3D は、2012 年以降に販売された当社 X 線 CT 装置の全機種に標準搭載されている再構成技術であり、下記のような仕様となっている。

1. 運用・適用範囲

AIDR 3D は撮影プランに予め組み込むことができ(図1)、心電同期撮影、呼吸同期撮影や Dual Energy 撮影など各種撮影方式にも適用することが可能である。更に AEC と併用する場合でも、特別な設定をすることなく被ばくを低減できる。また、再構成時間も実務上ほとんど影響がない程度に抑えられており、従来の検査効率を維持することが可能である。



図 1 撮影プランでの AIDR 3D の設定画面

2. 強度プリセット

検査目的や撮影部位に応じて、それぞれ4種類のプリセット「Weak」「Mild」「Standard」「Strong」が存在する。各プリセットでは画像ノイズ低減率が異なっており、例えば被写体が非常に小さい場合には「Weak」や「Mild」を選択し、高い画像ノイズの発生が想定される被写体が非常に大きい場合や Perfusion 検査の場合には「Strong」を選択することによって最適な画質を得ることができる(図 2)。

パラメータ名	VolumeEC運動時の 管電流低減率	画像ノイズ低減効果	ストリーク・アーチファクト 補正効果
Weak	25%	低	低
Mild	50%	↑	↑
Standard	75%	↓	↓
Strong	75%	高	高

図 2 AIDR 3D の設定プリセット

【AIDR 3Dの技術】

AIDR 3Dはノイズ低減、アーチファクト低減を目的とした被ばく低減技術であり投影データ上と画像データ上の二段階でノイズ低減処理を行うように設計されている(図 3)。処理の技術概要と画質特性を説明する。

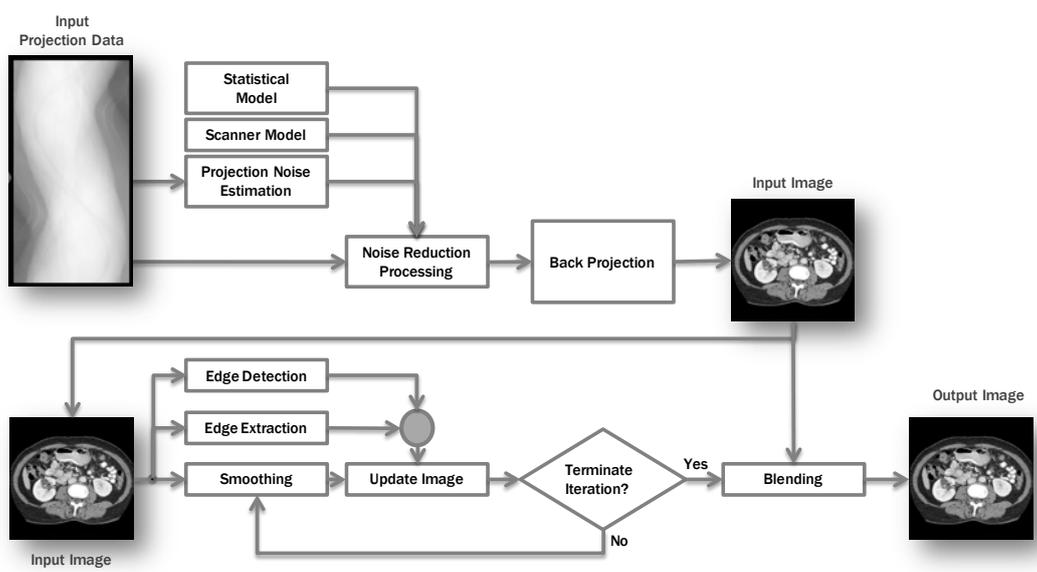


図 3 AIDR 3D の処理概要図

1. 処理の原理概要

第一段階の投影データ上においては高精度にノイズを除去するために、対数変換前の投影カウントデータに対して統計学的ノイズモデルとシステムモデルを利用する³⁾。図4に統計学的ノイズモデルの概念図を示す。X線CT装置のノイズは電氣的ノイズとフォトンノイズから構成されている。入力カウント数が5000カウント以上などの撮影線量が高い場合にはフォトンノイズに比べて電氣的ノイズが相対的に小さくなり、全体ノイズ量はフォトンノイズが支配的となる。逆に入力カウント数が50カウント以下の撮影線量が低い場合には、フォトンノイズよりも電氣的ノイズが支配的となる。このような各線量帯におけるフォトンノイズと電氣的ノイズを考慮した統計学的ノイズモデルと装置ジオメトリなどの装置固有のシステムモデルを利用してノイズ量を推定し、対数変換前の投影カウントデータにおけるノイズを除去する。投影データ上におけるノイズを除去することにより、ノイズの不均一性に起因するアーチファクトの低減や超低線量撮影における大幅な画像ノイズ低減が可能となっている。

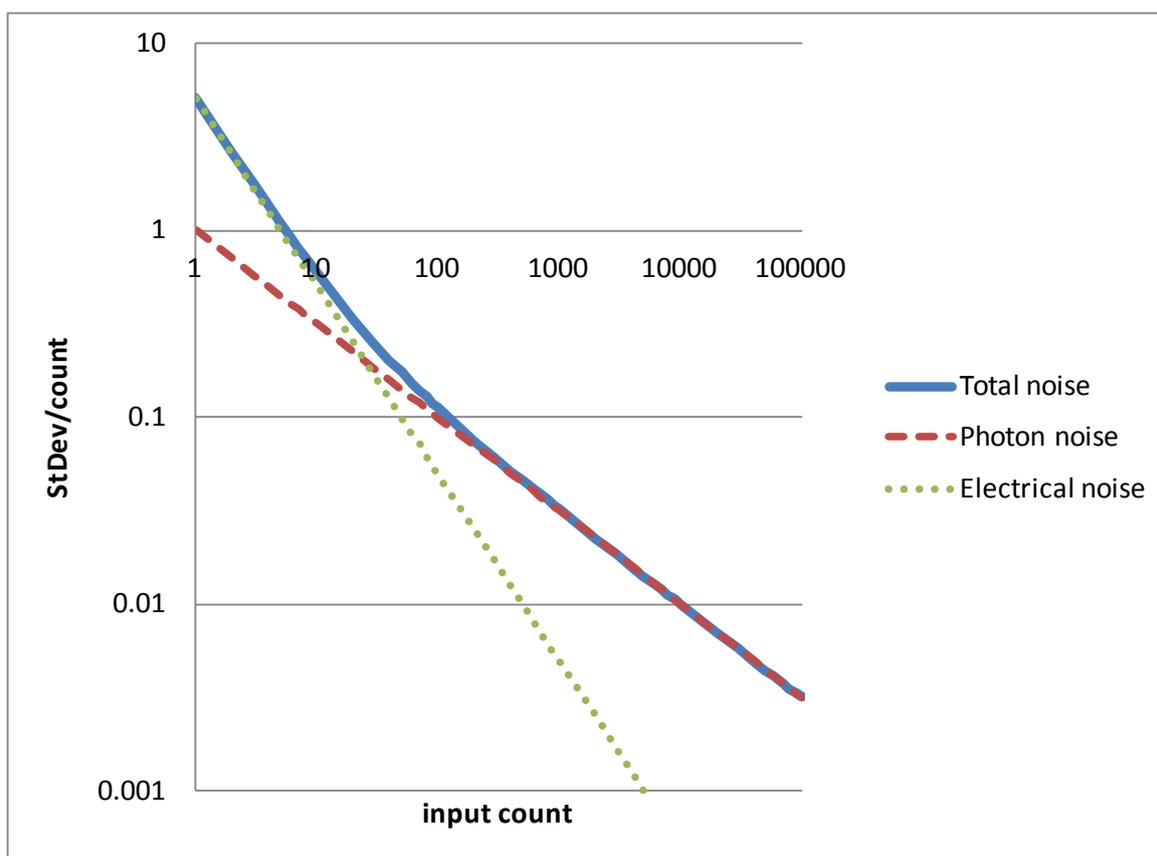


図4 X線CTにおける統計学的ノイズモデルの概念図

第二段階の画像データ上においては、三次元情報を用いて鮮鋭度の高い構造を維持すると同時に、画像データ上に存在するノイズを選択的、かつ反復的に除去する⁴⁾。また、入力初期画像と繰り返し処理後画像を混合する処理を設けており、最終的な画像データ上でノイズ粒状性を維持し、より自然な質感を得ることを目的としている。この画像データ上の処理における繰り返し回数や混合比率は、撮影部位や臨床用途を考慮して最適化されている。

2. 臨床検査でのワークフロー

AIDR 3Dは、当社のすべてのCT装置に対して検査のワークフローや検査効率を維持しながら、特別に意識することなく被ばく低減を達成できることを目的としている。4種類のプリセットは、AECと併用することによって管電流値が自動的に低減計算され、その管電流低減率は「Weak」で25%低減、「Mild」で50%低減、「Standard」と「Strong」では75%低減となっている。図5にAECと併用した場合の管電流変化の例を示す。AIDR 3Dを用いない場合、患者側面より撮影したスキャノグラムから計算した管電流曲線は最大リミット値に達しており管電流変調が行えなくなっている。それに対して、AIDR 3Dを用いることによって低線量で高画質を得ることが可能となったため、従来に比べて75%低減された低い管電流での撮影が実施でき管電流変調をより効果的に用いることができる。また、低い管電流における小焦点の利用頻度が高くなり、空間分解能の向上にも寄与するため、装置全体での画質向上を期待することが可能となっている。

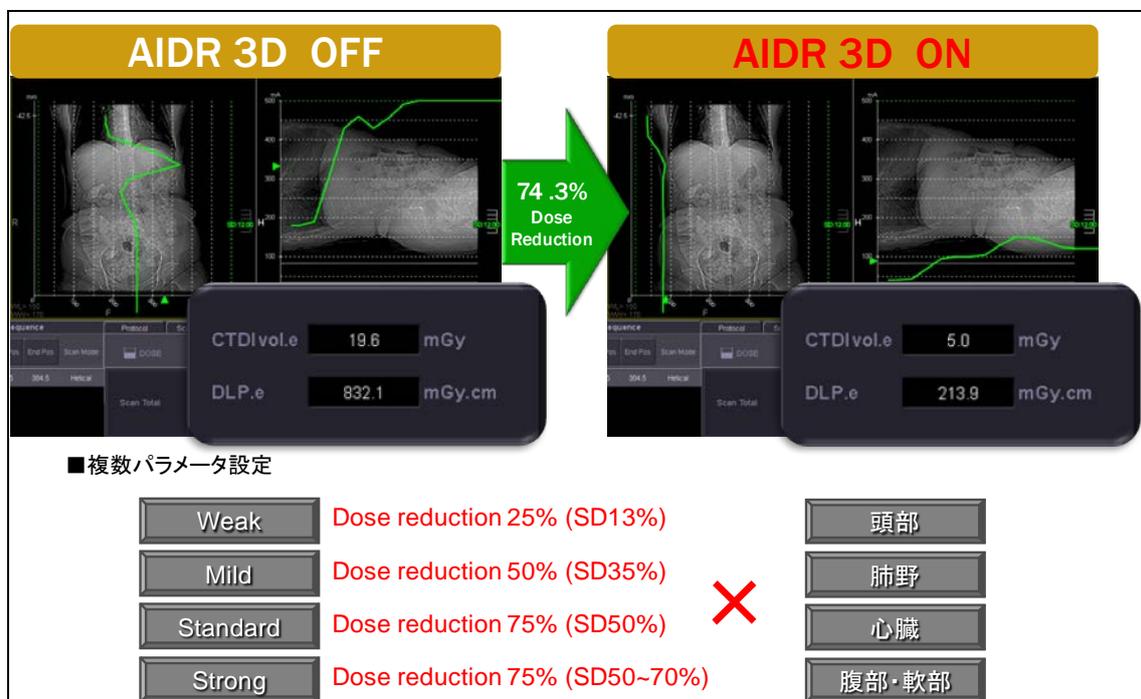


図 5 4 種類のプリセットとAEC併用による低減率

【AIDR 3Dの基礎画質特性】

AIDR 3Dの代表的な基礎画質特性として画像ノイズ、Noise Power Spectrum (NPS)、高コントラスト空間分解能に関して説明する。

1. 画像ノイズとNPS

図6にFBP(Filtered Back Projection)とAIDR 3D(Standard)で再構成した場合の画像ノイズ特性とNPSカーブを示す。FBPの画像ノイズは管電流が低くなるほど急激な上昇を示す。これは管電流が低くなるほど回路ノイズの影響が大きくなることに起因する。一方、AIDR 3Dを用いた場合には管電流が低くなくてもFBPに比べて画像ノイズの上昇は抑制されており、統計学的ノイズモデルが効果的に利用されていることが分かる。また、画質の粒状性の違いによる質感を評価する手法としてNPSカーブを用いてFBPとAIDR 3Dの比較を行った⁵⁾。従来画質の粒状性・質感のFBPを基準NPSカーブとして比較すると、AIDR 3Dのノイズ周波数分布は基準NPSカーブと高い類似性を持っている。これはAIDR 3Dで得られる画像が自然な質感を提供していること示している。

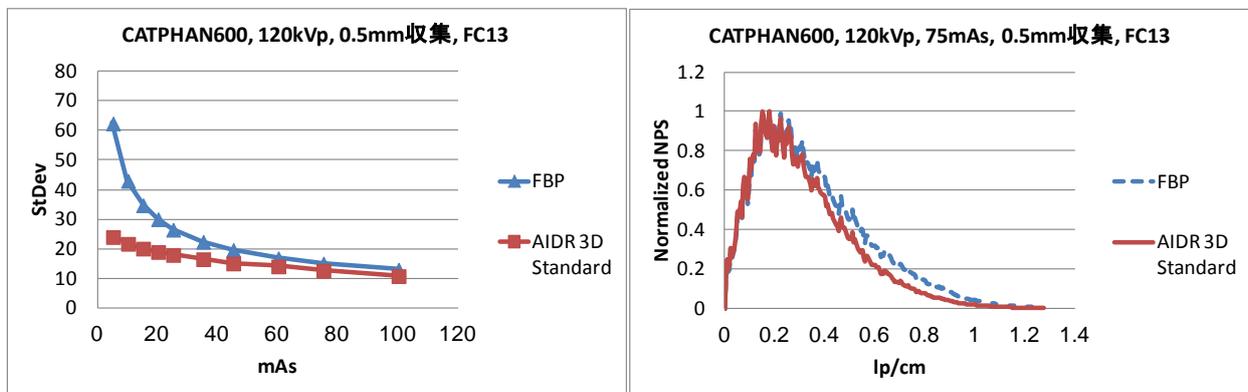


図 6 FBP (AIDR3D=OFF)とAIDR3D=Standardの画像ノイズとNPS の比較

2. 高コントラスト空間分解能

図7にFBPとAIDR 3D(Standard)で再構成した場合の櫛ファントム(CATPHAN600、CTP528 モジュール⁶⁾)の描出能と6Lp/cm 櫛のCT値プロフィールを示す。この結果から空間分解能を維持しながら画像ノイズを低減していることが分かる。

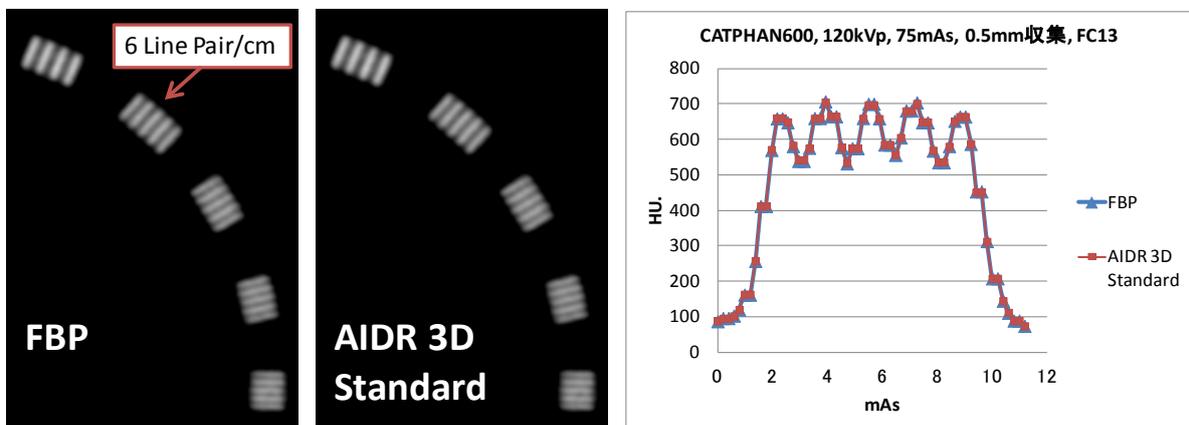


図 7 FBP (AIDR3D=OFF)とAIDR3D=Standardの空間分解能比較

【AIDR 3Dの臨床画像】

臨床評価におけるAIDR 3Dの有用性は各領域において報告されている⁷⁾⁻¹⁰⁾。本稿では胸部肺野領域における臨床例を示す(図8)。0.25mSv.による超低線量撮影データのFBPでは高い画像ノイズと周辺部からのアーチファクトによって肺野構造の有無が非常に識別し難い画像となっている。AIDR 3Dを適用することによって画像ノイズ低減とアーチファクト低減が実施され構造物がより明瞭に描出されていることが分かる。

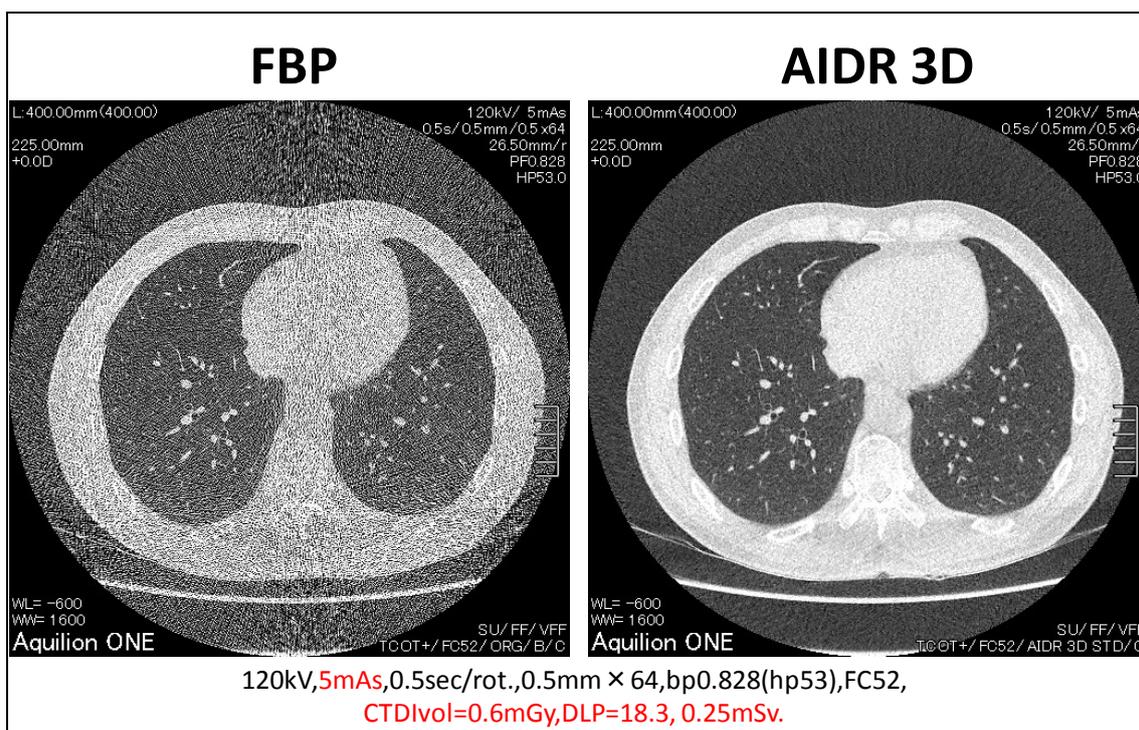


図8 超低線量 臨床データにおけるFBPとAIDR3D の比較

【まとめ】

AIDR 3Dは従来のワークフローと検査効率を持しながら、優れたノイズ低減とアーチファクト低減による画質改善を達成することにより、日常のすべてのX線CT検査の被ばくを低減できることが期待される。また、これまで高い被ばくのため実施することが困難であった4D-Volume撮影を可能にすることにより、新しい診断価値の可能性を見出すための礎となる技術であるといえる。当社は、すでに2,400台以上の装置にAIDR 3Dを標準搭載している。これにより、この技術が世界で広く使われ、X線CT検査の被ばくのリスクを最小化できることを期待している。

【参考文献】

- 1) Boedeker K, "Noise Reduction Tools: Saving Dose with QDS and Boost3D", Toshiba white paper, 2010
- 2) Irwan B, Nakanishi S, Blum A (2012) "AIDR 3D - reduces dose and simultaneously improves image quality". Toshiba Medical Systems Whitepaper. <http://www.toshiba-medical.eu/eu/wp-content/uploads/sites/2/2014/10/AIDR-3D-white-paper1.pdf>
- 3) Yang Z, Zamyatin AA, Akino N. "Effective data domain noise and streak reduction for x-ray CT". 11th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, Potsdam, Germany, July 11-15, 2011

- 4) Yang Z, Silver MD, Noshi Y. “Adaptive weighted anisotropic diffusion for computed tomography denoising”. 11th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, Potsdam, Germany, July 11-15, 2011
- 5) Boedeker K.L., et al., “Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: part I. Measurement of noise power spectra and noise equivalent quanta”, *Phys. Med. Biol.* 52, 4027-4046, 2007
- 6) The phantom laboratory, <http://www.phantomlab.com/library/pdf/catphan500-600manual.pdf>
- 7) Ohno Y, Takenaka D, Kanda T, Yoshikawa T, Matsumoto S, et al. (2012) “Adaptive iterative dose reduction using 3D processing for reduced- and low-dose pulmonary CT”: comparison with standard-dose CT for image noise reduction and radiological findings. *AJR Am J Roentgenol* 199: W477-485. doi: 10.2214/ajr.11.8275
- 8) Kroft L.J.M. et al., “Scan time and patient dose for thoracic imaging in neonates and small children using axial volumetric 320-detector row CT compared to helical 64-, 32-, and 16- detector row CT acquisitions”, *Pediatric Radiology* 40 (2010)
- 9) Chen MY, Steigner ML, Leung SW, Kumamaru KK, Schultz K, et al.. (2013) “Simulated 50% radiation dose reduction in coronary CT angiography using adaptive iterative dose reduction in three-dimensions (AIDR3D)”. *Int J Cardiovasc Imaging* Feb 13 [Epub ahead of print]
- 10) Ymashiro T, et al., (2014) “Adaptive Iterative Dose Reduction Using Three Dimensional Processing (AIDR3D) Improves Chest CT Image Quality and Reduces Radiation Exposure”. *PLOS ONE*, August 2014, Volume 9, Issue8, e105735