

逐次近似法を用いた CT用ノイズ低減処理の高性能化

Higher Noise Reduction for CT System with Iterative Processing

後藤 大雅 Taiga Goto

高橋 悠 Hisashi Takahashi

廣川 浩一 Koichi Hirokawa

株式会社日立メディコ CTシステム本部

われわれは次世代の高画質化技術として真の逐次近似再構成技術の製品化を目指し、技術開発を行っている。しかしながら、真の逐次近似再構成では従来再構成の数十倍から数百倍といった膨大な計算時間を要し、現在の計算機性能ではルーチン使用が困難な状況にある。そこで、逐次近似再構成の開発で培った技術を応用した逐次近似型ノイズ低減処理Intelli IP^{*1}を開発し、64列CT装置SCENARIO^{*2}に搭載した。

今般、Intelli IPをさらに高性能化したIntelli IP(Advanced)をSCENARIOに搭載したので、ここに紹介する。

Our primary goal is to develop a genuine iterative reconstruction as a high quality imaging technique of the next generation. However, it is currently difficult to use it for clinical examinations on a routine basis due to several tens or more of the calculation cost compared with a conventional reconstruction. Therefore, we developed an iterative noise reduction technique (Intelli IP^{*1}) to which the techniques acquired in developing an iterative reconstruction was applied, and implemented it to SCENARIO^{*2}.

In this paper, we will introduce advanced Intelli IP, called Intelli IP (Advanced), as achievement of higher noise reduction.

Key Words: Iterative Processing, Noise Reduction, Intelli IP

1. はじめに

X線CTは、マルチスライス化をはじめとして、高空間分解能化、高速回転撮影や心電同期撮影による高時間分解能化により、高精細な形態情報を提供する診断機器として確固たる地位を築きあげ、検査の簡便さからも高い需要がある。このような中で、2004年にGonzalezによりX線被ばくの影響が報告され¹⁾、被ばくへの関心が高まるとともに、被ばく線量低減の重要性が再認識された。

しかしながら、単に撮影時の線量を少なくするだけでは、再構成画像上のノイズは増大し、病変等の視認性は悪化する。また、将来にわたる高空間分解能化によってノイズの増加が懸念される。これらのことから、ノイズ低減技術の開発は非常に重要である。

そこで、検出効率向上、DASノイズ低減、再構成フィルタ

改良、AEC技術開発(IntelliEC^{*3})、非線形画像フィルタ技術(adFilter^{*4})開発など、ハードウェアとソフトウェアの両面からノイズ低減を実現してきた²⁾。そして、現在は統計学的モデルを考慮した逐次反復型ノイズ低減技術の開発を進めており、その成果の一部をSCENARIO^{*2}のIntelli IP^{*1}(Normal)^{*1}、Intelli IP(Advanced)として実機搭載している。

2. 統計学的モデル、解剖学的構造を考慮した逐次近似型ノイズ低減処理(Intelli IP)

2.1 投影空間上のノイズと画像空間上のストリークアーチファクト
検出器で検出されるX線光子は統計的なゆらぎを持っており、ポアソン分布に従うことが知られている。投影データ

にはこのフォトンの統計的ゆらぎ(フォトンノイズ)やスキャナ系の電氣的ノイズが含まれる。その結果、投影値が高いほど、すなわち大きな被写体を透過した部分ほどフォトン数不足となり、投影データ上に占めるノイズの割合は多くなる。CTでは投影データ上にノイズがある場合には再構成画像上にストリーク状のアーチファクトとなって現れる(図1)。そのため、肩の長手方向など、ある特定方向だけフォトン数不足となる場合には、その方向にストリークアーチファクトが強くなり再構成画像上で顕在化しやすくなる。

ここで、粒状性の高い画像ノイズは再構成画像上での処理によって低減することが比較的容易である。一方、ストリークアーチファクトは再構成画像上では構造物との弁別は困難なため、ストリークアーチファクトの低減とともに構造物に強いボケを伴いやすい。そのため、再構成画像上のストリークアーチファクトは投影データ空間にて除去する必要がある。

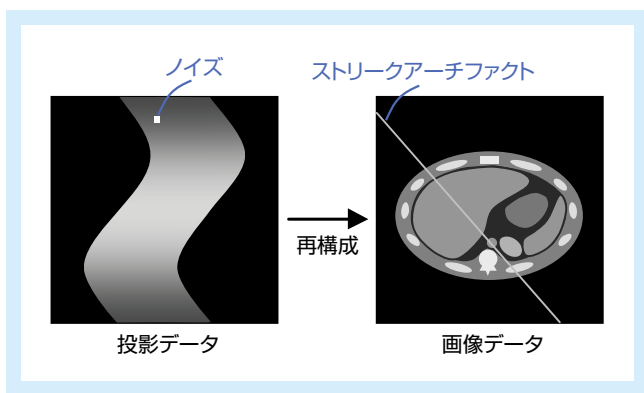


図1：投影空間のノイズとストリークアーチファクト

このことから、投影データ上でのノイズ低減処理をより高精度化することが重要である。

2.2 逐次近似処理に基づくノイズ低減技術開発のロードマップ

われわれは統計学的モデルを考慮した逐次反復処理によるノイズ低減技術の開発を進めており、最終的には、真の逐次近似再構成として、弊社独自の特徴を備えたアルゴリズム³⁾を用いて最大で60%程度^{*2)}のノイズ低減を目指している。一方で、より処理速度を重視した逐次近似型ノイズ低減処理としてIntelli IPの開発を段階的に進めてきた。これまでのSCENARIAには処理速度を特に重視したIntelli IP(Normal)を搭載しており、今回SCENARIAに搭載したIntelli IP(Advanced)では実用的な処理速度において被ばく低減性能を向上させている(図2)。

2.3 Intelli IP(Normal)とIntelli IP(Advanced)の違い

(1) Intelli IP(Normal)は処理速度(リアルタイム性)を重視

現在SCENARIAに搭載されているIntelli IP(Normal)は、適応型逐次反復処理によって統計的なデータの信頼性に基づいたノイズ低減処理を投影データと画像データに施すものであり、ノイズ低減度、先鋭度、粒状性などのバランスを部位ごとに最適化する処理技術である。具体的には、投影空間では、統計的信頼度に基づき信頼度の低い投影データに対して選択的、反復的にノイズ低減処理が行われる(図3)。画像空間では部位ごとにAから始まる数種類のタイプに最適設定されたパラメータに従って、ノイズ成分を選択的に低減する

- **Intelli IP(Normal)** :SCENARIAに搭載 (画像ノイズ:最大30%減^{*2)})
 - 統計学的な信頼性に基づいた適応型・逐次反復処理
 - 処理速度を重視(リアルタイム処理対応)
- **Intelli IP(Advanced)** :今回、SCENARIAに搭載 (画像ノイズ:最大40%減^{*2)})
 - より厳密な統計学的モデルを使用した逐次近似処理を応用した再構成
 - 処理速度と画質とのバランスを重視
- **逐次近似再構成** :将来機種用に開発中 (画像ノイズ:最大60%減を目標^{*2)})
 - 統計学的モデルに基づく真の逐次近似再構成
 - 高画質を追求(従来再構成の約数十倍から数百倍の計算時間)
 - 既存の逐次近似再構成法を改良した独自アルゴリズムを採用
 - 11th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, July 11 - July 15, 2011, Potsdam, Germany
 - 第67回日本放射線技術学会・総会学術大会



図2：逐次近似処理を応用したノイズ低減技術

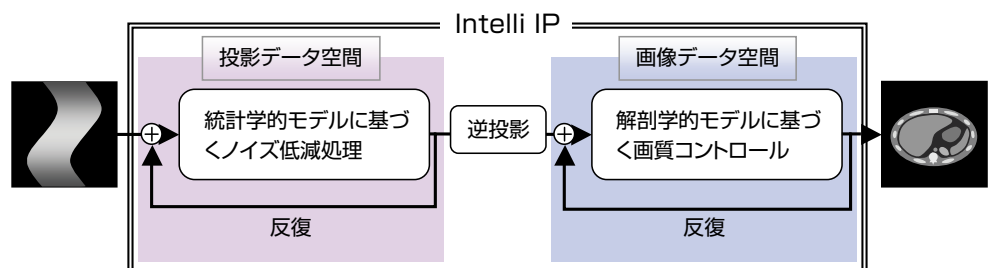


図3：Intelli IPの処理概要

反復処理が行われる。Intelli IP(Normal)では処理速度を特に重視し、統計学的処理を簡略化することでリアルタイム処理を実現するとともに、画像ノイズを最大で約30%低減*2、被ばく低減効果に換算して最大約50%*2を実現している。

(2) Intelli IP(Advanced)は処理速度と画質とのバランスを重視
 今回 SCENARIA に搭載したIntelli IP(Advanced)は、Intelli IP(Normal)における統計学的処理の精度を向上させた逐次近似処理である。具体的に、Intelli IP(Advanced)は、投影空間上でのノイズ成分を高精度な統計学的モデルに基づき逐次近似解法により除去した上で、画像空間上で解剖学的情報と統計学的情報を基に画質のコントロールを行う処理であり、画像ノイズやストリークアーチファクトを大幅に低減できる。Intelli IP(Advanced)では、処理速度と画質とのバ

ランスを重視し、画像ノイズを最大で約40%低減*2、被ばく低減効果に換算して約60%*2という高いノイズ低減効果、およびストリークアーチファクト低減効果(次節の図4～図6)を得ることができる一方で、現在の2～3倍程度という実用的な処理時間で画像再構成を行うことができる。

2.4 Intelli IP(Advanced)の性能(ノイズ低減効果と実効被ばく低減効果)

(1) 再構成画像

図4～図6は従来再構成(Intelli IP= OFF)、Intelli IP(Normal, E)*1、Intelli IP(Advanced)の適用結果である。今回の適用結果において、図内のROI位置で画像ノイズ(画像SD)を測定した結果、従来再構成(Intelli IP= OFF)と比較して、Intelli IP(Normal, E)で10～30%、Intelli IP

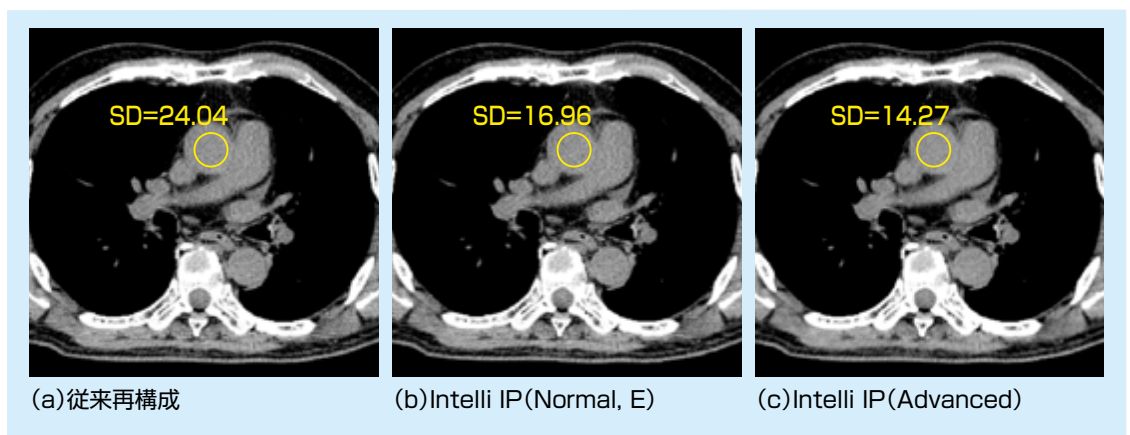


図4：再構成画像
 (縦隔、WW:300、WL:40)

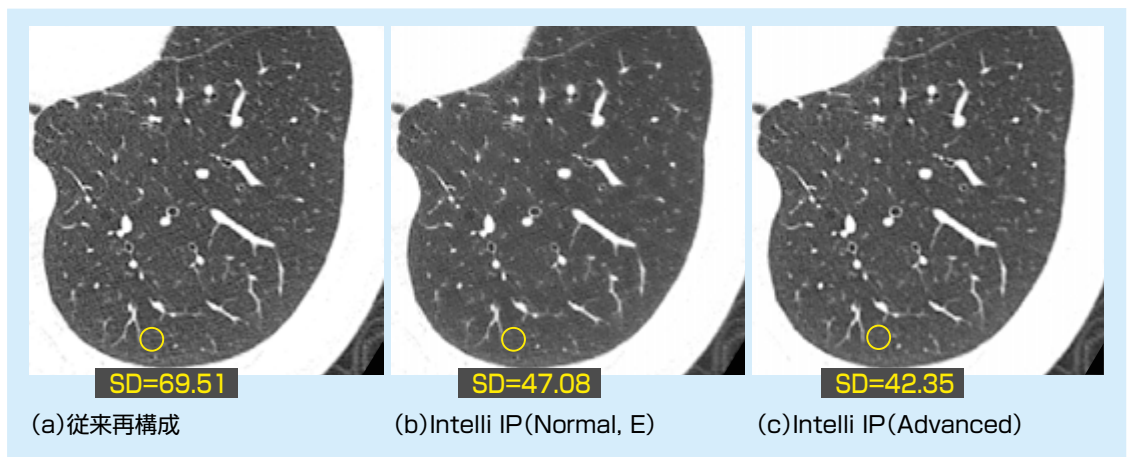


図5：再構成画像
 (肺野、WW:1000、WL:650)

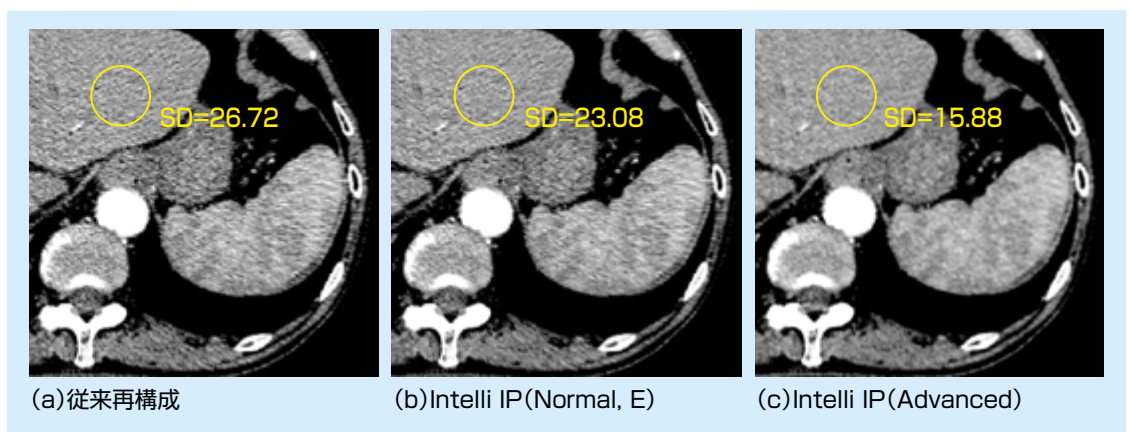


図6：再構成画像
 (腹部、WW:200、WL:60)

(Advanced)で約40%のノイズ低減効果が得られている(表1)。また、同図よりIntelli IP(Advanced)では、統計学的モデルをより厳密に考慮した逐次近似解法によりノイズ低減しているため、ノイズと同時に光子数不足により生じるアーチファクトをより低減する効果が得られている。その一方で、骨組織などにおける構造物のボケはわずかである。

(2) 空間分解能(MTF : Modulation Transfer Function)

図7は、ワイヤー法を用いて腹部標準フィルタにおけるMTF(空間周波数応答 : Modulation Transfer Function)を算出した結果である。同図を見てわかるように、Intelli IP(Normal)ではタイプA~Eともに従来再構成(Intelli IP= OFF)と比較してMTFの劣化は見られず、Intelli IP(Advanced)においても10% MTF、50% MTFともにほとんど劣化は見られていない。

3. まとめ

今般、Intelli IP(Normal)の統計学的処理を高精度化したIntelli IP(Advanced)をSCENARIAに搭載した。本技術では、統計学的モデルをより厳密に考慮した逐次反復処理によってノイズ低減を行うことで、局所的な光子不足により生ずるストリークアーチファクトを低減し、画像ノイズを最大で約40%低減(被ばく低減効果に換算して約60%)できるなど、画質と被ばくの間トレードオフ改善に有効な技術と考えている。しかしながら、さらなる被ばく線量の低減が重

要であることから、今後も真の逐次近似再構成の製品化を目指し、開発を進めていく予定である。

※1 Intelli IP、※2 SCENARIA、※3 IntelliEC、※4 adFilterは株式会社日立メディコの登録商標です。

*1 区別の都合上、本稿では従来のIntelli IPをIntelli IP(Normal)と呼ぶこととし、Intelli IP(Normal)にてタイプEを使用した場合をIntelli IP(Normal, E)と呼ぶことにする。

*2 従来再構成(Intelli IP=OFF)時との比較結果である。

参考文献

- 1) Gonzalez, et al. : Risk of cancer from diagnostic X-rays : estimates for the UK and 14 other countries. The Lancet, Vol.363 : 345-351, 2004.
- 2) 中澤哲夫, ほか : マルチスライスCT SCENARIAの最新技術, MEDIX, Vol.55 : 45-48, 2011.
- 3) H. Takahashi, et al. : Motion Tolerant Iterative Reconstruction Algorithm for Cone-Beam Helical CT Imaging, 11th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear medicine : 355-358, 2011.

表1 : 画像ノイズ(画像SD)測定結果

	従来	IP(Normal, E)	IP(Advanced)
縦隔	24.04	16.96 (29.4%減)	14.27 (40.7%減)
肺野	69.51	47.08 (32.3%減)	42.35 (39.1%減)
腹部	26.72	23.08 (13.6%減)	15.88 (40.1%減)

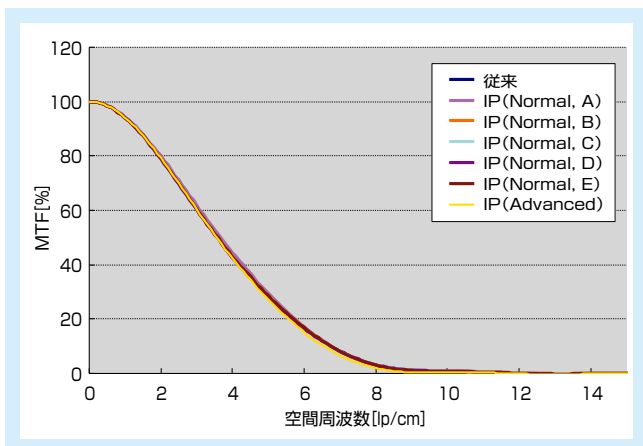


図7 : MTF算出結果(腹部標準フィルタ)