

逐次近似型ノイズ低減処理Intelli IPの基礎特性と画質の変化

Basic Characteristics of Iterative Noise Reduction Technique Intelli IP and Its Contribution to Image Quality

大塩 洋平 Youhei Ohshio

東海大学医学部付属八王子病院

近年X線CT装置において逐次近似再構成法および逐次近似を応用した再構成法の開発・導入が進んでいる。当院稼働中の日立メディコ製SCENARIA^{*1}においても2010年の導入当初より逐次近似の応用法であるIntelli IP^{*2}が搭載されていた。そして2012年8月、Intelli IPはIntelli IP (Normal)へ進化し、加えてこの応用法であるIntelli IP (Advanced)が実機搭載された。今回本機構の臨床使用にあたり、基礎特性ならびに画質の変化について検討を行った。本稿ではその測定結果を報告するとともに臨床使用例について提示する。

Recently, the development and introduction of the iterative reconstruction and the iterative noise reduction technique applying the iterative reconstruction are proceeding with X-ray CT systems. Also with the SCENARIA^{*1} manufactured by Hitachi Medical Corporation, which is working now at our hospital, the Intelli IP^{*2}, iterative noise reduction technique, has been installed already from the beginning of the introduction of the system in 2010. And in August 2012, the Intelli IP was evolved to the Intelli IP (Normal) and furthermore, the Intelli IP (Advanced), they were installed into our system. This time, its basic characteristics and the contribution to image quality were studied while using the system's functions in clinical applications. This paper reports the measurement results together with clinically applied cases.

Key Words: SCENARIA, X-ray CT, Intelli IP, Noise Reduction

1. 原理と処理強度

Intelli IP^{*2}(Iterative Processing)とはSCENARIA^{*1}に搭載された逐次近似を応用した高画質化技術の総称である。従来の被ばく低減用画像フィルタと異なり、適応型・逐次反復処理により、統計的なDATAの信頼性に基づいたノイズ低減処理を投影DATAと画像DATAの双方に施すものであり、逐次近似法を応用してノイズ低減度、先鋭性、粒状性などのバランスを部位ごとに最適化する処理である¹⁾。SCENARIAに実機搭載されたIntelli IPは、処理速度(リアルタイム性)を重視したIntelli IP (Normal)(以下IPN)と、その発展型であり、より厳密な統計学的モデルを使用したIntelli IP (Advanced)(以下IPA)の2種類が選択可能である。部位にも依存するがその7段階の処理強度(Level: Lv)となっている。

C/E/G、IPA: Lv1/Lv3/Lv5/Lv7)における画像SDを測定した(図1)。IPNは元画像のSD・処理強度によらずほぼ一定のノイズ低減率となり、SDの変化量は少ない。これに対しIPAは元画像のSD・処理強度により、ノイズ低減率が一定となり、SDの変化量は多い結果を示した。

2. 基礎特性

2.1 Standard deviation (SD)

Catphan phantom CTP486を用い、腹部標準関数(Filter 85: F85)での各線量(200mA~10mA)・処理強度(IPN: A/

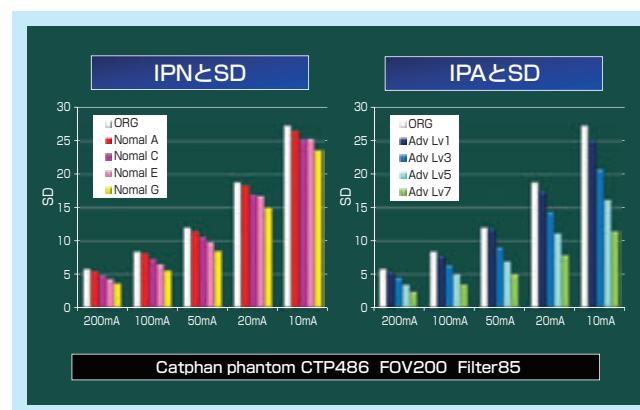


図1: 線量・処理強度によるSDの変化

2.2 Noise power spectrum (NPS)

Catphan phantom CTP486を用い、再構成関数F85、各線量(200mA~10mA)、処理強度(IPN: A/C/E/G、IPA: Lv1/Lv3/Lv5/Lv7)におけるNPSを測定した²⁾。

(1)一定線量下(200mA)におけるIntelli IP処理強度とNPSの変化(図2)。

IPNでは処理強度の増加に伴い一部の周波数帯で若干NPSの低下が見られるが、形状に大きな変化はなく、その変化量は小さい。IPAは処理強度の増加に伴い高周波領域でNPSが顕著に低下し、その変化量も大きい。IPN・IPAともに始点において各処理強度のNPSが重なり、実際に線量を増加したような下方へのシフトは見られない。

(2)一定処理強度下(IPN=G、IPA=Lv7)における線量とNPSの変化(図3)。

IPN・IPAともにNPSの形状に変化はなく、線量の増加に伴い値が下方へシフトした。これは元画像のSDにより特別にLow pass Filterのような処理が加わらないことを示している。

3. IPAによる画質の変化

解像特性・低コントラスト検出能よりIPAによる画質の変化を検討した。解像特性の評価には円筒形ファントム内に設

置したアクリルチャート(Bar Pattern 0.5/0.6/0.8/1.0/1.3/1.6 mm)を用い、Back Ground(BG)を水としたCT値差約100HUとBGを空気としたCT値差約1000HUについて検討を行っている。低コントラスト検出能の評価にはCatphan phantom CTP515を用いた。この検討では①線量を低下させIPAによりSDを改善した画像は実際に線量をかけた画像と同等となり得るのか、②線量を維持した場合、IPAは画質にどのような変化をもたらすのか、この2点を明確化することを目的とする。

3.1 解像特性

(1)基準SDの決定

Wire phantomを用い腹部(F85)・肺野(F65)標準関数における10% Modulation transfer function(MTF)をRadial Frequency法にて算出した²⁾。腹部標準関数での10% MTFは6.33Lp/cmであり、ノイズの影響がなければアクリルチャートにおいて0.8mmまで識別可能となる。BGを水としたアクリルチャートファントムをSD6~15で撮影し、視覚評価にてこれが維持される最低限のSD10を今回の基準SDとした(図4)。

(2)Original(以下ORG) vs 線量低下+IPA

画像SDが約10となるよう線量と逐次処理強度にて調整を行った画像(ORG SD10・SD12+IPA Lv3・SD15+IPA Lv5・SD19+IPA Lv7)においてアクリルチャート部のProfileを取得し、IPAによる信号の変化を比較した(図5)。基準

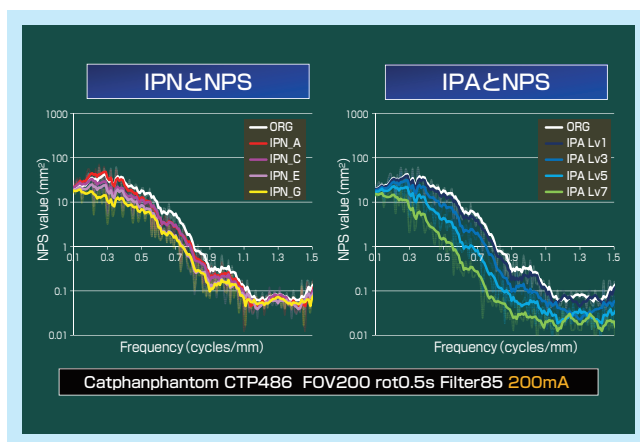


図2：一定線量下におけるIntelli IP処理強度とNPSの変化

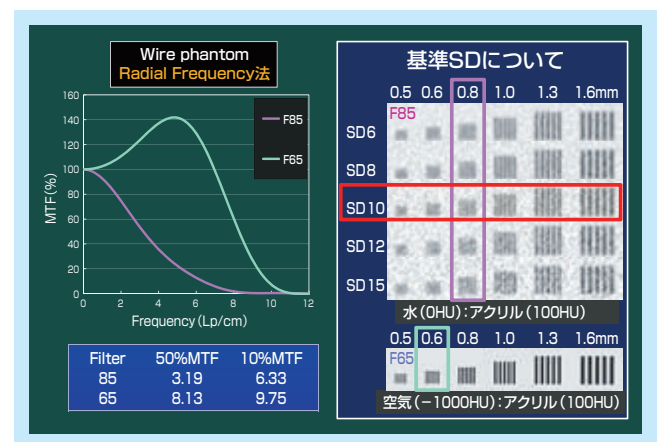


図4：腹部・肺野標準関数でのMTFと基準SD

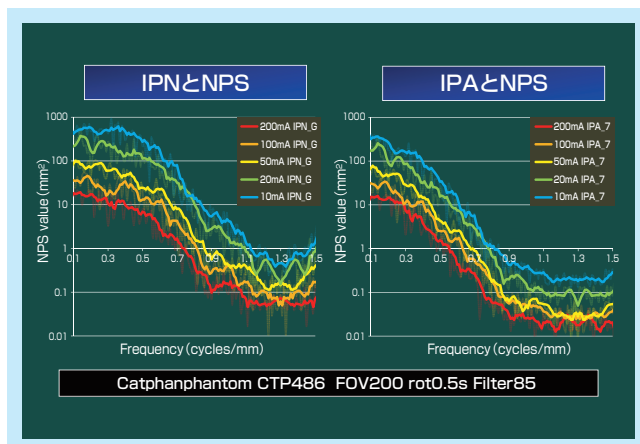


図3：一定処理強度下における線量とNPSの変化

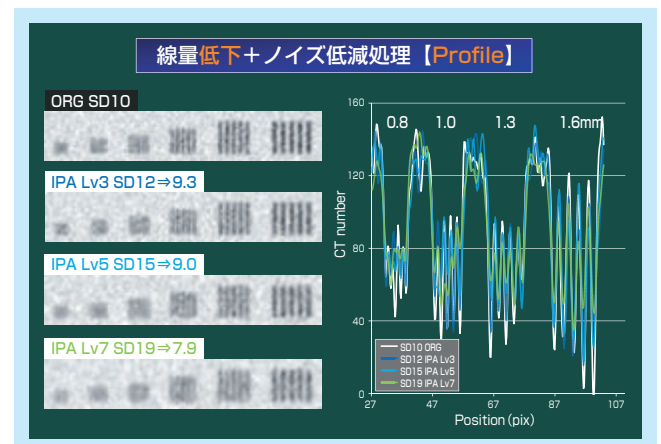


図5：線量低下+IPAによりSD10とした画像とProfile(CT値差約100HU)

SDより低線量における撮影ではX線量(フォトン)が足りず0.8mmの櫛を表現できない。この画像に対し、逐次処理によるノイズ低減を行っても解像度の改善は見られない。また、処理強度の増加により、すべての櫛において信号の振幅が低下、コントラストが低下している。CT値差約100HUの対象において、著しい線量の低下は識別可能な櫛にも影響し、1.0mmの櫛をも分離不能となる結果となった。

(3)ORG vs 線量維持+ IPA

画像SD10で撮影を行ったORG画像に対し各強度の逐次処理を加え(IPA: Lv1/Lv3/Lv5/Lv7)アクリルチャート部のProfileを取得し、IPAによる信号の変化を比較した。対象はCT値差約100HU(図6)とCT値差約1000HU(図7)とした。

CT値差約100HUの対象において、処理強度Lv1ではORGとほぼ同等の信号強度となるが、処理強度の増加に伴い信号の振幅が低下し、Lv7では高コントラスト分解能にも影響をもたらした。CT値差1000HUの対象においても処理強度の増加に伴い信号の振幅低下があるものの、ベースとなる信号振幅が大きいいため高コントラスト分解能には影響を与えない。

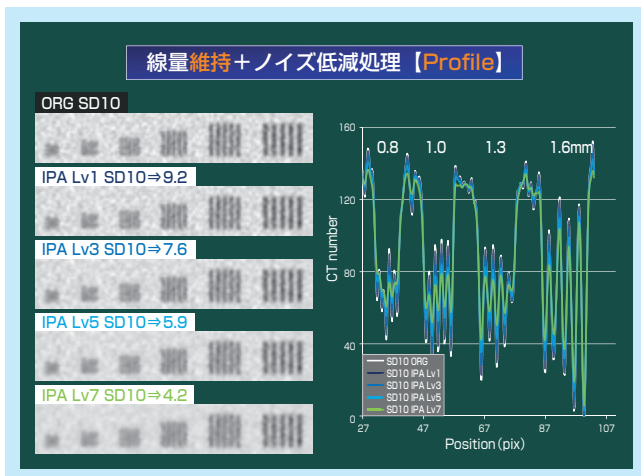


図6：線量維持+IPAにおける画像とProfile(CT値差約100HU)

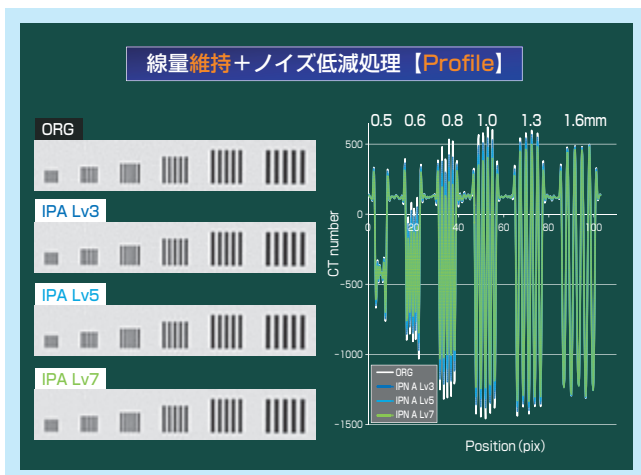


図7：線量維持+IPAにおける画像とProfile(CT値差約1000HU)

(4)高コントラスト領域における臨床使用への指標

(2)、(3)より組織間コントラストが比較的高い肺野領域ではノイズに埋もれた信号の復元にIPAが有用であると示唆された。そこで低線量肺がんCT検診でのIPA使用を想定し、京都科学社製胸部ファントムに模擬腫瘍(CT値-800HU、径5/8mm)を入れ検証した。撮影条件はAutomatic Exposure Control(AEC)を使用し、腹部標準関数においてSD10/20/30(図8)、さらに低線量化を行った固定線量で7mAs(図9)とした。画像は肺野用標準関数を用いスライス厚1mmで拡大再構成を行ったものであり、図8上段には各条件のORG画像、下段には軟部組織でのSDがAEC-SD10と同等となるようIPAを使用した画像を示す。IPAを用いることにより低線量化により生じたノイズやストリークアーチファクトが効果的に低減された。低線量肺がんCT検診の基準値である1.6mSv³⁾以下の撮影条件でもその検出能を低下することなく低線量化が可能となる。さらに低線量撮影を行った図9には肺野標準関数(F65)、腹部関数(F82)、肺野関数(F62)+IPAで再構成を行った画像を示す。肺野標準関数ではノイズにより腫瘍構造を視認することが困難である。腹部用関数で高周波ノイズを低減する方法⁴⁾もあるが、ノイズ低減と同時に画像全体のエッジを失い腫瘍形状の把握が困難となる。7mAsという低線量下においてもIPAを用いることによりノイズ・

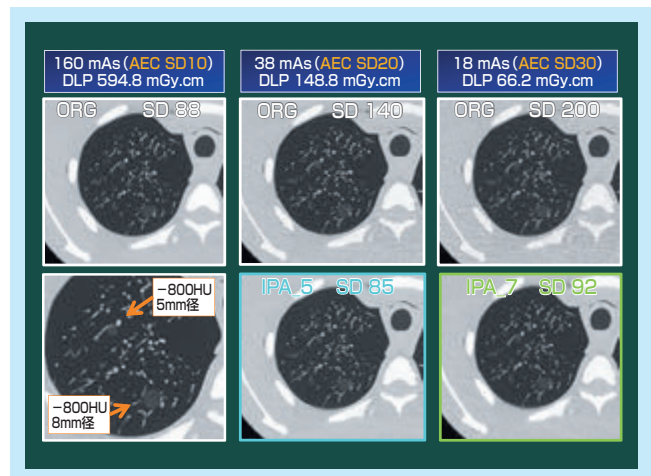


図8：模擬腫瘍入り胸部ファントム低線量化

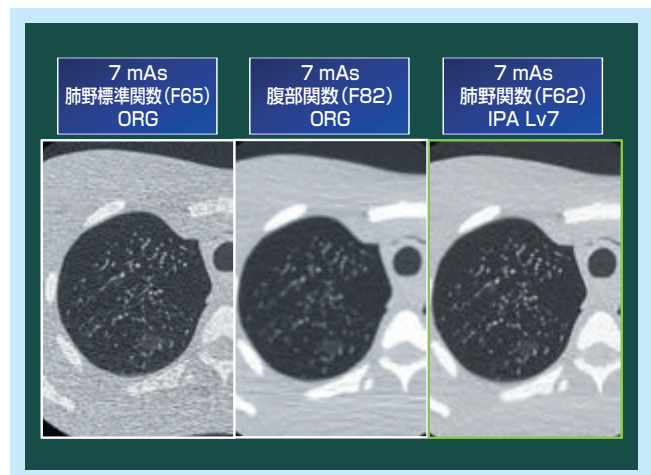


図9：模擬腫瘍入り胸部ファントム7mAs撮影画像

アーチファクトが抑制され腫瘍構造のエッジを保ちつつ検出能も担保され、IPAの有用性が示唆された。

3.2 低コントラスト検出能

(1)ORG vs 線量低下+ IPA

画像SDが約8となるよう線量と逐次処理強度にて調節を行った画像(ORG SD8・SD12+ IPA Lv3・SD19+ Lv7)を用いて視覚評価を行った。評価対象は視認可能な低コントラスト物質とし、固定した2種類のWindow Width (WW) / Window Level (WL)にて信号の変化を比較した(図10)。CT値差1.0%・0.5%の物質は線量低下に伴いその視認性は有意に低下し、逐次処理によりSDを同等としても低コントラスト検出能は改善しなかった。

(2)ORG vs 線量維持+ IPA

画像SD6.5で撮影を行ったORG画像に対し各強度の逐次処理を加えた画像(IPA: Lv3/Lv7)において同様に視覚評価を行った(図11)。ORGにて識別可能であったCT値差1.0%・0.5%の低コントラスト物質はIPAのノイズ低減効果によりその視認性は明らかに向上した。しかし、CT値差0.3%の低コントラスト物質における信号識別の可否については変化がなかった。

(3)低コントラスト領域における臨床使用への指標

(1)、(2)より低コントラスト領域では、線量の低下は直接画質の劣化につながり、IPAによりSDを同等としても低コントラスト検出能は低下する。よって組織間コントラストの低い領域におけるIPAによる線量低下は慎重に行わなければならない。腹部領域でのIPA使用が有用と考えられた膀胱に腫瘍構造を認める一例を示す。図12は撮影条件：管電圧120kV、腹部標準関数(F85)、AEC-SD10、スライス厚5mmで得られた画像をスライス厚1mmで再構成し、よりスムーズな関数(F80)や逐次処理(IPA: Lv5/Lv7)を加えた画像である。臓器・症例によっては詳細な構造を把握するため、より薄いスライス厚での観察が必須となる場合があるが、スライス厚を1/5とすると実効スライスによる誤差はあるがSDが $\sqrt{5}$ 倍となる⁹⁾。再構成関数をスムーズとするとノイズは低減されるが画像にボケを生じる。再構成関数を維持し、IPAを使用することで臓器や腫瘍構造を保ちつつ、より高いノイズ低減効果を得ることができる。またMulti Planar Reconstruction (MPR)の元画像となるThin Slice DATAにIPAを用いることで、ノイズの少ない画像がIsotropicに観察可能となり、診断能の向上につながると考える(図13)。

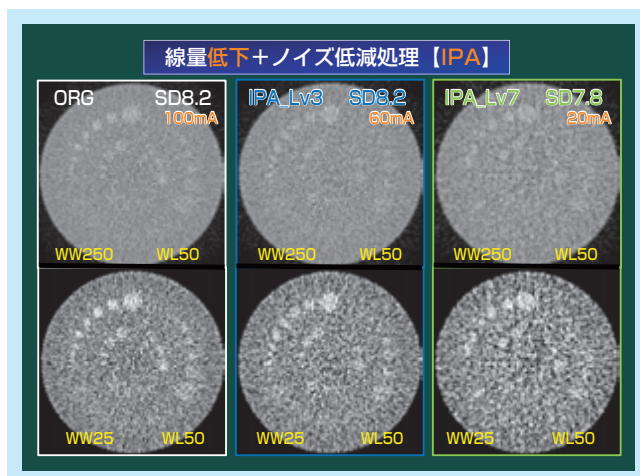


図 10：線量低下+IPAによりSD8とした画像

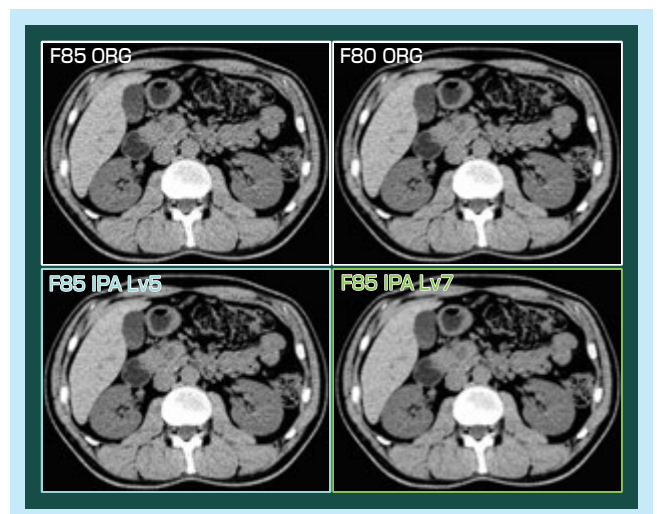


図 12：Thin Slice DATAにおけるノイズ低減効果の比較

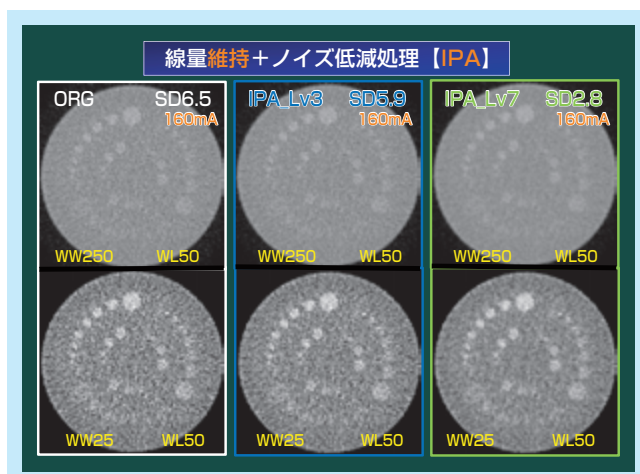


図 11：線量維持+IPAにおける画像

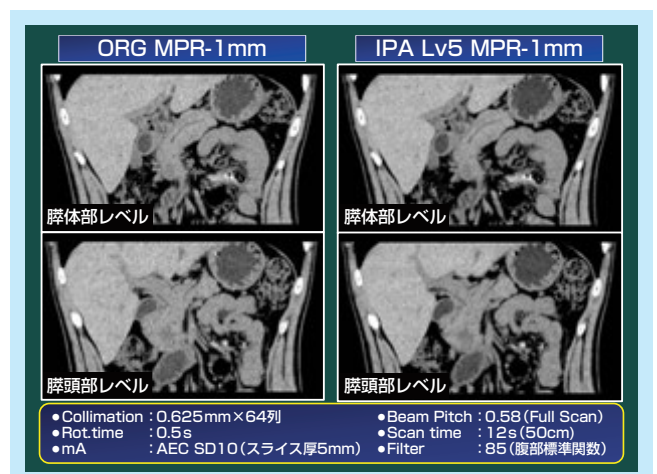


図 13：MPRでのIsotropic image

4. 臨床画像

(1) 冠動脈CT

撮影条件：管電圧120kV、管電流600mA、管球回転速度0.35s/rot、コリメーション0.625mm×64列、再構成スライス厚0.625mm、再構成関数心臓標準(F71)、Beam Pitch 0.1406(図14)。

画像は左からORG、IPA Lv1、IPA Lv5である。Axial (AX)像においてIPAによるテクスチャの乱れは弱く、処理強度の増加とともに効果的にノイズが低減されていることが確認できる。冠動脈CTにおいてステントの挿入された血管を評価する際、標準関数よりややシャープな再構成関数を用いることが一般的であり⁶⁾⁷⁾、SCENARIOにおいてはステント評価専用関数(F76)が用意されている。図15に心臓標準関数とステント用関数のMTF、ならびにステント用関数にて再構成したORG、IPA Lv5のAX画像を示す。再構成関数の高解像度化に伴うノイズの上昇を逐次処理により効果的に抑えている。

(2) 腹部大動脈

撮影条件：管電圧120kV、管電流AEC(SD9)、管球回転速度0.5s/rot、コリメーション0.625mm×64列、再構成スライス厚1mm、再構成関数腹部標準(F85)、Beam Pitch 0.58(図16)。

画像は左からORG、IPA Lv1、IPA Lv7である。Volume Rendering (VR)像(閾値固定)においてはノイズ低減効果により処理強度の増加とともに余分なBGノイズの低下が確認できる。しかし、逐次処理のエッジ回復効果によるものなのか大動脈周囲のノイズも回復され画像ノイズ低減度に見合わず血管のざらつきが維持しているように見える。Maximum Intensity Projection (MIP)像より、逐次処理の強度を増しても末梢の微細な血管の抽出が再現されている様子が分かる。

5. おわりに

逐次近似を応用した再構成法Intelli IPは画像ノイズを低減する有効な方法である。ただし、現状では大幅な線量低下

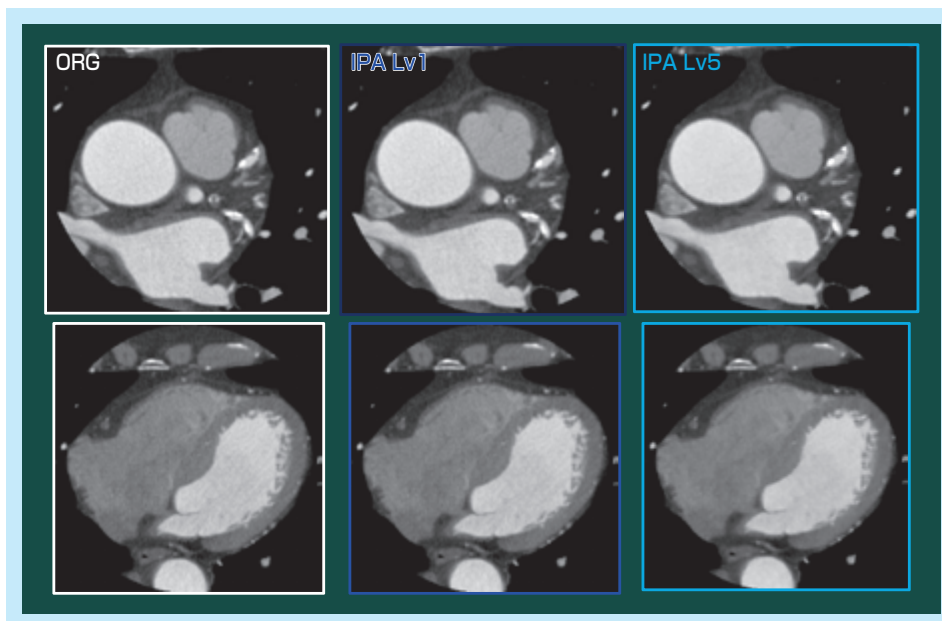


図14：冠動脈CT AX像における逐次処理強度と画像

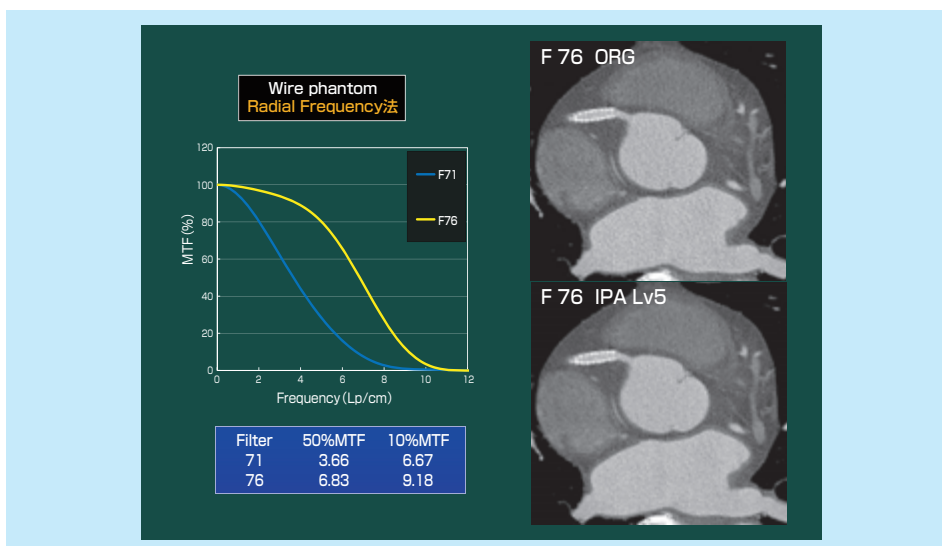


図15：冠動脈標準関数(F71)・ステント用関数(F76)のMTFとAX画像

を可能とするものではなく、部位・症例・造影条件等を考慮し慎重にプロトコルへ組み込む必要がある。

逐次近似を応用した再構成法の検討は、改めて症例ごとに必要な線量を考え直す良い機会となった。施設ごとの基準を見直し、症例に見合った画質を正しく表現し、ノイズ低減効果が有用な症例では積極的に取り入れプロトコルの再構築を行っていききたい。

今後もこの再構成法は発展し、広く臨床に使用されることとなるであろう。新しい技術を十分に発揮させられるよう検討を続けたい。

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

参考文献

1) 後藤大雅, ほか: 逐次近似法を用いたCT用ノイズ低減処理の高性能化. MEDIX, Vol.56 : 43-46, 2012.

- 2) 市川勝弘, 村松禎久 編: 標準X線CT画像計測. オーム社, 2009.
- 3) National Lung Screening Trial Research Team, Aberle DR, Adams AM, et al. : Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening. N.Engl.J.Med., 365, 395-409, 2011.
- 4) NPO法人 肺がんCT検診認定機構 監修: 低線量肺がんCT検診の知識と実務. オーム社, 2010.
- 5) 中村實 監修: 最新X線CTの実践. 医療科学社, 2006.
- 6) Francesca Pugliese, MD, et al. : Multidetector CT for Visualization of Coronary Stents. RadioGraphics, 26 : 887-904, 2006.
- 7) Yoshinori Funama, PhD, et al. : Coronary Artery Stent Evaluation by Combining Iterative Reconstruction and High-resolution Kernel at Coronary CT Angiography. Academic Radiology, 19 : 1324-1331, 2012.

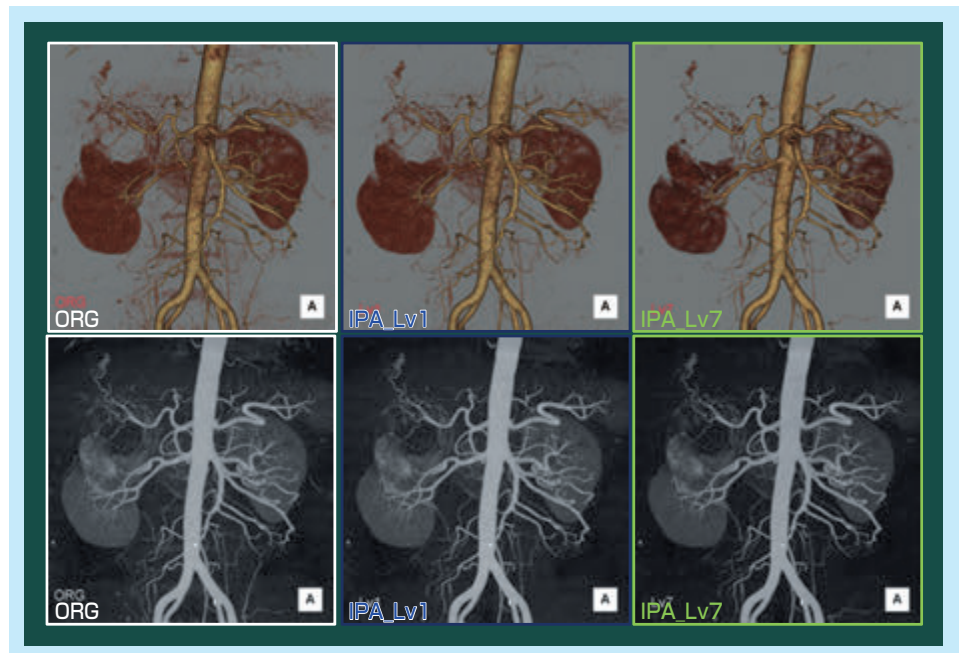


図 16 : 腹部大動脈VR・MIP像