

低線量CT撮影におけるフィルタ補正逆投影法に量子ノイズ除去フィルタを用いた画像のノイズ低減効果

The noise reduction effect of the picture which used the quantum noise rejection filter for the filtered back projection in low dose CT photography

藤原 誠¹⁾ (39496) 吉浦 隆雄¹⁾ (18285) 首藤 雄助¹⁾ (56588) 大島 賢治¹⁾ (50551)
奥川 幸洋¹⁾ (42418) 高野 恵¹⁾ (19999) 財前 博文²⁾

1) 大分県厚生連鶴見病院 中央検査部放射線技術科 診療放射線技師 2) 大分県厚生連鶴見病院 診療専門部循環器科 医師

Key words: 1. Filtered Back Projection (FBP)
2. Adaptive Iterative Dose Reduction 3D (AIDR-3D)
3. Quantum Denoising Software (QDS)

【Summary】

This research is using a quantum noise rejection filter; Quantum Denoising Software (It is considered as the QDS method below) for Filtered Back Projection (It is considered as the FBP method below) in CT inspection, and is examination about whether the fall of an exposure dose is possible for not spoiling the noise reduction effect. Picture standard deviation defines standard dose photography as the exposure dose used as 10.0HU. Low dose photography defined it as that in which standard dose photography carried out the dose fall 40%. FBP of standard dose photography evaluated the noise characteristic and low contrast detection ability in the picture and the picture belt Adaptive Iterative Dose Reduction (It is considered as the AIDR-3D method below) picture which used QDS for FBP of low dose photography.

The result in which the picture which used QDS for FBP is almost more equivalent to the FBP picture of standard dose photography and an AIDR-3D picture than the result of the noise characteristic and low contrast detection ability was obtained. The fall of the exposure dose was possible for as a result not spoiling the noise reduction effect.

【要旨】

本研究は、CT検査においてFiltered Back Projection (以下、FBP法) に量子ノイズ除去フィルタQuantum Denoising Software (以下、QDS) を用いることで、ノイズ低減効果を損なわず照射線量の低下が可能であるかの検討を行った。画像標準偏差が10.0HUとなる照射線量を標準線量撮影と定義し、標準線量撮影の40%線量低下したものを低線量撮影と定義した。標準線量撮影のFBP画像と、低線量撮影のFBP法にQDSを用いた画像および逐次近似応用再構成Adaptive Iterative Dose Reduction (以下、AIDR-3D) 画像は、ノイズ特性および低コントラスト検出能で評価した。FBP法にQDSを用いた画像のノイズ低減効果は、ノイズ特性および低コントラスト検出能の結果より標準線量撮影のFBP画像およびAIDR-3D画像と同等であり、ノイズ低減効果を損なわず照射線量の低下が可能であった。

1. はじめに

CT検査では、照射線量を増加させるとノイズが低下し、照射線量を低下させるとノイズが増大するように、照射線量とノイズは二律背反の関係にある。従って診療放射線技師は、ノイズの増大が診断の正確さに影響を与えないように照射線量を低下させてCT検査を行わなければならない¹⁾。

CT装置の画像再構成法は、従来フィルタ補正逆投影法 (以下、FBP法)²⁾ が最も多く用いられてきた。

またFBP法においては、照射線量を増加せずノイズ低減をする際、再構成した画像に対しノイズ除去フィルタを適用することでノイズ低減を行う³⁾。しかし、最近、大幅な被ばく低減の可能性があるという理由で逐次近似再構成法が普及しつつある⁴⁾。逐次近似法には、逆投影を利用しないモデルに基づく逐次近似法Model-Based Iterative Reconstruction (MBIR) と、逆投影を利用する逐次近似応用再構成があり、再構成時間の短い後者が最も広く普及している。逐次近似応用再構成法における被ばく低減とノイズ特性に関する検討は、これまでに多数報告されている^{4) 5)}。しかし、我々の調査では、FBP法のノイズ除去フィルタと逐次近似応用再構成法の画質比較に関する研究は見当たらない。

本研究では、低線量CT撮影におけるFBP法に、量子ノイズ除去フィルタを用いた画像と逐次近似応用再構成画像のノイズ低減効果を比較し、FBP法にお

Makoto Fujiwara¹⁾ (39496), Takao Yoshiura¹⁾ (18285)
Yusuke Syutoh¹⁾ (56588), Kenji Ooshima¹⁾ (50551)
Yukihiro Okugawa¹⁾ (42418), Megumi Takano¹⁾ (19999)
Hirofumi Zaizen²⁾

1), 2) JA Oita Koseiren Tsurumi Hospital

表1 ファントム撮影条件

線量の定義	種別	管電圧 (kV)	管電流 (mA)	回転速度 (sec/rot)	PF	再構成スライス厚 (mm)	再構成関数
標準線量	FBPのみ	120	250	1.0	0.938	5	FC12
低線量	FBP+QDS	120	150	1.0	0.938	5	FC12
低線量	AIDR-3D	120	150	1.0	0.938	5	FC12

ける量子ノイズ除去フィルタの有用性について検討した。

2. 使用機器

本研究における使用機器は、以下の通りである。

① 16列MDCT装置：

Alexion16 (東芝メディカルシステムズ社)

② 直径320mm水ファントム：

FOV-M用 (東芝メディカルシステムズ社)

③ 低コントラストモジュール：

Catphan CTP515 (東洋メディック)

④ 医療用モノクロ液晶ディスプレイ：

RadiForce R31 3M (EIZO NANA O)

⑤ 照度計：ルクスハイテスタ3423 (HIOKI)

⑥ NPS算出ソフト CTWS

3. 方法

3-1. ファントム撮影における照射線量の決定

ノイズ特性および低コントラスト検出能の測定は、それぞれ直径32cmの水ファントム (東芝製FOV-M用) およびCatphan CTP515低コントラストモジュール (以下、Catphanファントム) で行い、16列MDCT装置Alexion16のヘリカルモードで撮影した。

現在、我が国では、CT撮影時に設定した標準偏差 (以下、画像SD値) に対して照射線量 (mAs値) を決定するのが一般的である。その際、多くの施設が頭部を除く低コントラスト領域でのCT検査において、画像SD値が10.0HUとなるよう撮影している⁶⁾。従って本研究では、FBP再構成画像における画像SD値が10.0HUとなる照射線量 (以下、mAs値) を標準線量撮影と定義した。水ファントムにおける標準線量は、撮影管電圧120kVにおいてmAs値および画像SD値の関係から、250mAsであることが分かっ

た。またFBP法に量子ノイズ除去フィルタを用いた画像および逐次近似応用再構成画像では低線量撮影を行った。本研究では、標準線量から40%減少した150mAsを低線量撮影として定義した。標準線量撮影および低線量撮影におけるスキャン条件を表1に示す。また全ての再構成画像におけるマトリックスサイズは512×512であり、ピクセルサイズは0.625mm×0.625mmとした。

3-2. 量子ノイズ除去フィルタおよび逐次近似応用再構成法の概要

本研究に使用するCT装置に付属している量子ノイズ除去フィルタQuantum Denoising Software (以下、QDS)⁷⁾ は、FBP再構成後に後処理用として用いるフィルタであり、対象物の構造を認識し、最適なノイズ低減処理を行うとされている。またQDSは、2次元 (画像スライス厚3mm以上) 用として、ノイズ除去効果の大きさに対応して3種類 (Q-00, Q-01, Q-02) の使用が可能である。表1に示すように、本研究ではスライス厚5mmで行ったため2次元QDSフィルタを適用することが可能となり、ノイズ除去効果が中程度で、かつ使用頻度が最も高いQDS Q-01を使用した。

また本研究に使用するCT装置に搭載されている逐次近似応用再構成法Adaptive Iterative Dose Reduction 3D (以下、AIDR-3D)⁸⁾ は、収集された投影データ上で統計学的ノイズモデル、スキャナモデルを用いてノイズを低減する。さらにアナトミカルモデルより画像再構成の中でノイズ成分のみを抽出し、繰り返し除去する手法により、演算処理の最適化および高速化を実現し、ノイズ低減と被ばく低減が可能とされている。またAIDR-3Dは、ノイズ除去効果の大きさに対応して4種類 (weak, mild, std, str) の使用が可能である。本研究では、ノイズ除去効果が中程度で、使用頻度が高いAIDR-3D(mild)を使用した。

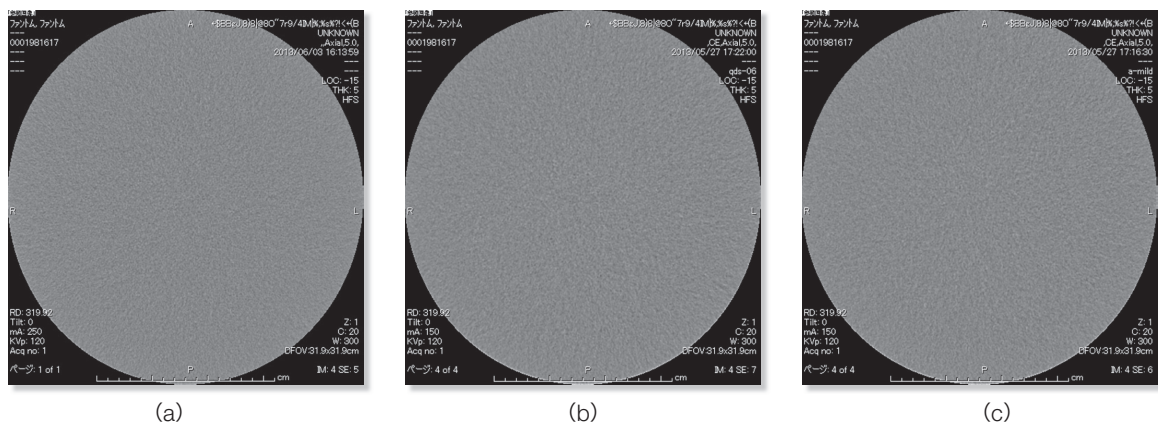


図1 水ファントムの横断画像

- (a) 標準線量撮影によるFBPのみ
- (b) 低線量撮影によるFBP+QDS
- (c) 低線量撮影によるADR-3D

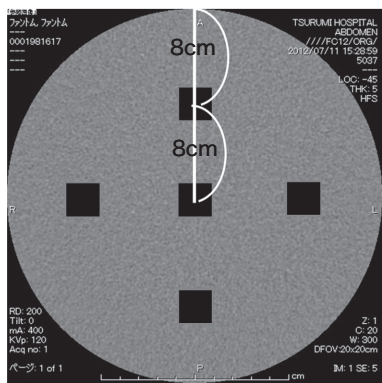


図2 水ファントムに設定した画像SD値測定のためのROI

3-3. 水ファントムによるノイズ特性の測定

ノイズ特性は、画像SD値⁹⁾とノイズパワースペクトル(以下、NPS)¹⁰⁾を用いて評価した。画像SD値測定は、まず、表1に示すスキャン条件で水ファントムを撮影し、図1に示すような標準線量撮影のFBP画像、低線量撮影のFBP法にQDSを用いた画像(以下、FBP+QDS画像)およびADR-3D画像を得た。次に、図2に示すようにサイズが、20mm×20mmの正方形関心領域(以下、ROI)を画像内に設定し、水ファントムの中心に1個および中心から8cm離れた水平位置に2個、垂直位置に2個、合計5個設定して各測定位置における画像SD値を測定した。その後、5個の測定値より平均値を算出して画像SD値とした¹¹⁾。

本研究におけるNPSは、仮想スリット法を用いて決定した¹²⁾。NPSの算出は、画像SD値測定にも使用した水ファントム画像中心部に設定した、マトリクスサイズ256×256の正方形ROIで行った。まず、水平方向の幅が1ピクセルで垂直方向の長さが32ピクセルの仮想スリットをROI内で水平方向に走査し、

256点のデータを持つプロファイルを取得した。次に、仮想スリットを垂直方向に32ピクセル移動させて、同様の水平走査によるプロファイルを取得する走査を合計8回行った。さらにそれぞれのプロファイルに対して、多項式近似によるトレンド成分の除去を経て、高速フーリエ変換によるNPSを得た。最後に、8個のNPSを加算平均して最終的なNPSを算出した。なお、本研究では方向依存性は考慮せず、水平方向走査のみのNPSを求めた。今回は市川勝弘氏が作成したNPS算出ソフトCTWSを参考にした¹³⁾。

3-4. Catphanファントムによる低コントラスト検出能の測定

低コントラスト検出能は、表1に示すスキャン条件で撮影したCatphanファントム画像内に存在する、supra-sliceといわれる領域における低コントラストの対象物を用いて視覚的評価を行った¹⁴⁾。図3に示すように、supra-sliceとは、1000HUに対する公称相対コントラスト1.0%、0.5%、0.3%の低コントラスト信号のことである。低コントラスト信号が存

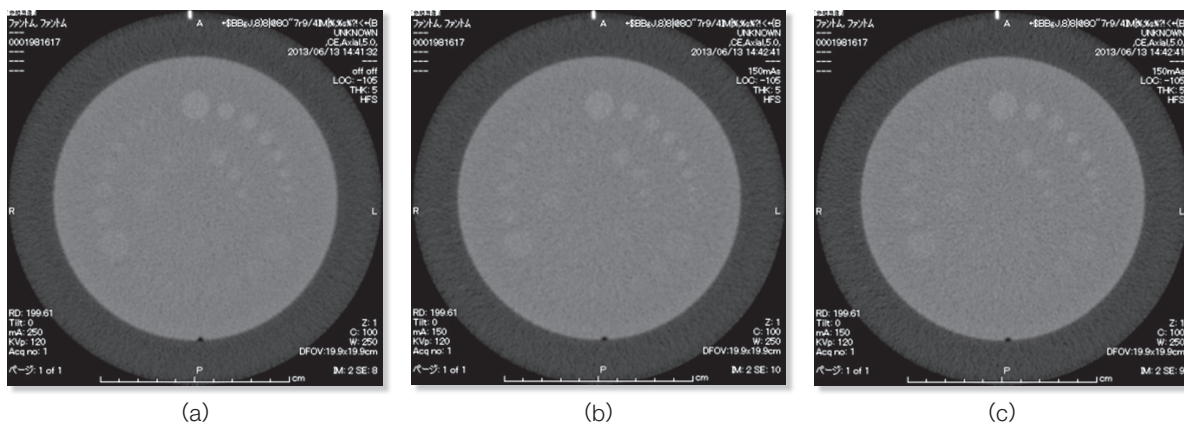
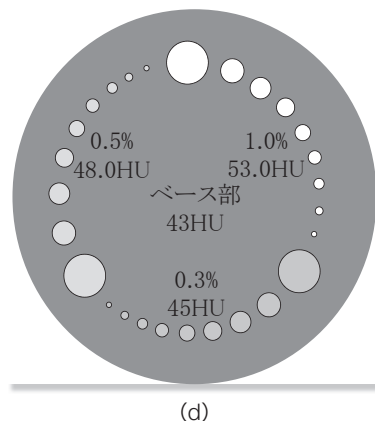


図3 Catphanファントムの横断画像
 (a) 標準線量撮影によるFBPのみ
 (b) 低線量撮影によるFBP+QDS
 (c) 低線量撮影によるAIDR-3D
 (d) 評価対象としたsupra-sliceの模式図



在するベース部分の材質はエポキシ樹脂であり、CT値は43.0HUであった。視覚評価の対象となる3グループの低コントラスト信号のCT値は、相対コントラスト1.0%のグループで53.0HU、0.5%のグループで48.0HU、0.3%のグループで45.0HUであった。またそれぞれのグループにおける低コントラスト信号は9個存在し、最大直径が15.0mm、次いで9.0mm、その後1.0mm間隔で小さくなり、最少直径は2.0mmであった。

Catphanファントム画像は、医療用モノクロ液晶ディスプレイに表示した。液晶ディスプレイの表示条件および表示ウィンドウ条件は、画素数1536×2048、輝度250cd/m²、コントラスト比標準値400:1、階調設定DICOM設定、ウィンドウ幅250HU、ウィンドウレベル100HUとした。また観察環境は、臨床での読影環境を考慮し、室内光約50lx、観察距離50cmとした¹⁵⁾。観察者は、診療放射線技師14人(経験年数6~35年、平均18.8年)で行い、実験目的・回答方法の説明を受け、十分理解した上で視覚的評価観察実験を行った。視覚的評価観察

実験は、supra-slice内の相対コントラストが1.0%、0.5%、0.3%それぞれのグループにおける9個の信号に対して、観察者が認識できた個数を低コントラスト検出能として評価した。Catphanファントム画像(標準線量撮影のFBP画像、低線量撮影のFBP+QDS画像およびAIDR-3D画像)は、観察者ごとにランダム表示とし、各画像の表示時間は60秒間、ブランク時間は30秒間とした。なお観察者は、各画像が表示されている時間内に回答を行った¹⁶⁾。また統計学的解析は、ノンパラメトリックt検定(両側検定)¹⁷⁾を用い、有意水準が5%以下の場合を統計的有意差ありと判断した。

4. 結果

4-1. ノイズ特性

画像SD値測定の結果を表2に示す。低線量撮影のFBP+QDS画像とAIDR-3D画像における画像SD値は、それぞれ10.20HUおよび10.50HUとなり、同等の画像SD値となった。また標準線量撮影のFBP

画像の画像SD値は10.24HUなので、低線量撮影のFBP+QDS画像およびAIDR-3D画像の画像SD値は、標準線量撮影のFBP画像の画像SD値と同等になった。

次にNPS測定の結果を図4に示す。低線量撮影のFBP+QDS画像とAIDR-3D画像におけるNPS曲線

は、0~0.8cycles/mm全ての空間周波数領域においてほぼ一致した。また標準線量撮影のFBP画像と低線量撮影のFBP+QDS画像およびAIDR-3D画像を比較すると、0~0.4cycles/mmの低空間周波数領域においては、標準線量撮影のFBP画像の方がNPSは低下したが、0.4~0.8cycles/mmの高空間周波数領域においては、低線量撮影のFBP+QDS画像およびAIDR-3D画像の方がNPSは低下した。

表2 水ファントムにおける画像SD値と線量の関係

線量の定義	種別	mAs	CTDIvol (mGy)	SD値 (HU)
標準線量	FBPのみ	250	28.3	10.24
低線量	FBP+QDS	150	16.3	10.20
低線量	AIDR-3D	150	16.3	10.50

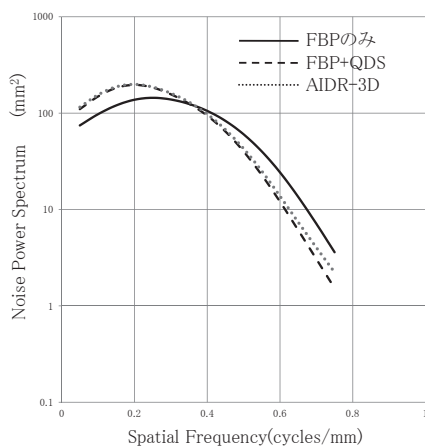


図4 水ファントム画像におけるNPS

4-2. 低コントラスト検出能

低コントラスト検出能の測定結果を図5に示す。相対コントラスト1.0%, 0.5%, 0.3%グループにおける低コントラスト検出能の平均値と標準偏差(以下, ±)は、標準線量撮影のFBP画像では7.71 (±0.61), 6.93 (±0.47), 3.50 (±1.09), 低線量撮影のFBP+QDS画像では7.36 (±0.74), 7.00 (±0.96), 2.79 (±0.58), 低線量撮影のAIDR-3D画像では7.21 (±0.80), 6.93 (±0.92), 2.79 (±0.80)となった。この結果より、標準線量撮影および低線量撮影ともに、相対コントラストが1.0%から0.5%に減少すると検出能も若干低下するが、相対コントラストが0.5%から0.3%に減少すると、検出能は急激に低下することが分かった。また低線量撮影のFBP+QDS画像とAIDR-3D画像の低コントラスト検出能は、いずれの相対コントラストの信号においても同等であった。(最小P値=0.63)。さらに標準線量撮影と低線量撮影の低コントラスト検出能を比較すると、相対コントラスト0.5%においては、同等(最

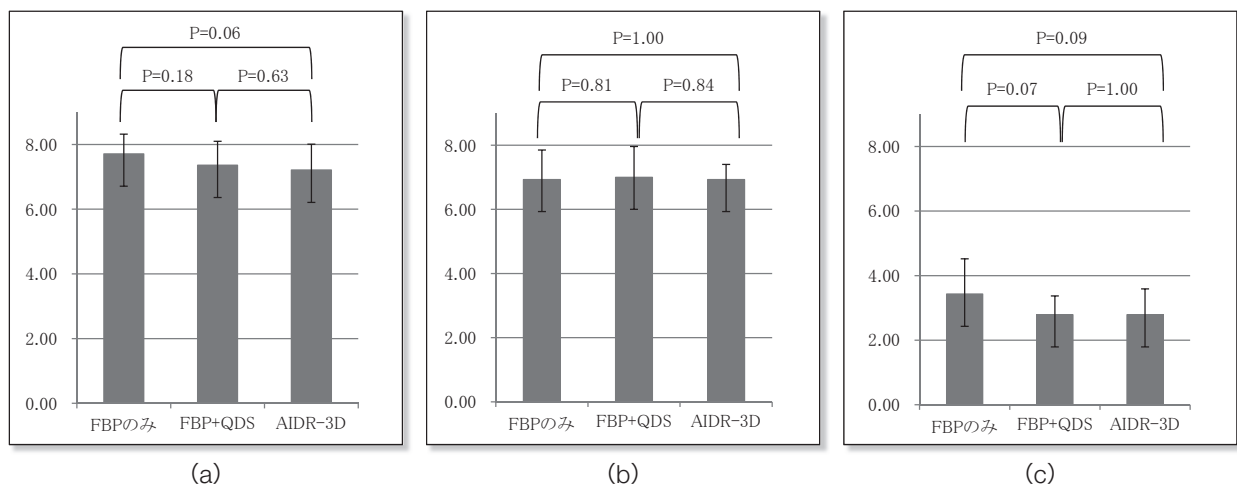


図5 標準線量画像 (FBPのみ) および低線量画像 (FBP+QDS, AIDR-3D) における低コントラスト検出能
(a) 相対コントラスト1.0% (b) 相対コントラスト0.5% (c) 相対コントラスト0.3%

小P値=0.81)であるが、相対コントラスト1.0%と0.3%においては、標準線量撮影が低線量撮影よりも高値を示す傾向にあったが、その統計的有意差は認められなかった(最小P値=0.06)。

5. 考 察

一般に、標準線量撮影に対して低線量撮影の方がノイズは増大する。しかし、ノイズ低減を目的とした低線量撮影のFBP+QDS画像およびAIDR-3D画像の画像SD値は、表2に示したように標準線量撮影のFBP画像と同じく約10.0HUとなった。この結果は、40%の線量低下であれば、FBP法にQDSフィルタを使用したり、あるいは逐次近似応用再構成AIDR-3Dによって、画像SD値は同じで照射線量を減少させることができることを示している。しかし、図4に示したNPS測定の結果より、低線量撮影のFBP+QDS画像とAIDR-3D画像のNPSは、全ての空間周波数領域において一致した。しかし、標準線量撮影のFBP画像と比較すると、NPSは低線量撮影よりも低空間周波数領域では低値となり、高空間周波数領域では高値となることが分かった。現在、CT装置におけるノイズの空間周波数成分は、約1.0cycles/mmまで分布しているといわれている¹⁸⁾。NPSにおいて西丸ら¹⁰⁾の報告では、FBP法のみNPSは、撮影線量を増加すると全ての空間周波数領域においてほぼ平行に低下し、FBP再構成後にフィルタを用いてノイズ低減したNPSは、高空間周波数領域になるにつれてより低下すると述べている。この報告と比較すると、本研究結果は、照射線量を低下させることで、全空間周波数領域で増大したノイズのうち、QDSフィルタまたはAIDR-3Dの逐次近似応用再構成処理過程で、主に高空間周波数領域のノイズだけが低減されていることを示唆していると考えられる。

次に、低線量撮影のFBP+QDS画像とAIDR-3D画像における低コントラスト検出能は、図5で示すように同等であることが示された。しかし、統計的有意差はないものの、標準線量撮影の低コントラスト検出能は低線量撮影と比べて高値を示す傾向があり、特に図5(c)のように相対コントラスト0.3%の信号ではその傾向が強い(最小P値=0.07)。相対コントラスト0.3%の信号では、全体の低コントラスト検出能の平均値が3.03であり、これは3番目に小さいサイズの大きさ、直径8mm近傍の信号が低コントラスト検出能に最も影響していることを意味している。このよ

うに、比較的大きなサイズの信号は、高空間周波数よりも低空間周波数成分のノイズが検出能の低下の原因となりやすい。従って、標準線量撮影のNPSが、低空間周波数領域で低線量撮影よりも低下していることが、標準線量撮影の低コントラスト検出能が高値を示す理由になっていると考えられた。

本研究では、40%線量低下した低線量撮影における画質評価しか行っていない。しかし、山崎ら¹⁹⁾の報告では、画像SD値が、FBP再構成を行った画像で40.0HUとなるような極低線量撮影においても、AIDR-3D画像は画像SD値が17.0HU程度に抑制できたことと述べている。従って低線量撮影での系統的な画質評価を行うには、このような極低線量撮影も含める必要があり、今後の我々の課題である。また本研究では、頭部を除く低コントラスト領域でのCT検査を想定としたものとなっているため⁶⁾、ノイズ特性および低コントラスト検出能といった低コントラスト領域を重視した画質評価を行った。今後は変調伝達関数(MTF)²⁰⁾などの解像特性の評価も含めた、総合的な画質評価を行うことも我々の課題である。

6. 結 語

標準線量撮影のFBP画像、低線量撮影のFBP+QDS画像およびAIDR-3D画像のノイズ特性と低コントラスト検出能を比較した。低線量撮影のFBP+QDS画像とAIDR-3D画像は、画像SD値とNPSで一致した。しかし、低線量撮影の画像SD値は、標準線量撮影のFBP画像と同等であったが、NPSは、低空間周波数領域では標準線量よりも高値を、また高空間周波数領域では低値を示した。さらに低コントラスト検出能は、低線量撮影のFBP+QDS画像とAIDR-3D画像は同等であった。これらの結果から、低線量撮影において、FBP再構成画像にQDSフィルタを併用することで、逐次近似応用再構成が導入されていない装置でも、逐次近似応用再構成AIDR-3D画像と同等のノイズ低減効果を得ることができることが示された。

謝 辞

本研究に際し、御指導、御助言を賜りました帝京大学福岡医療技術学部桂川茂彦先生に深く感謝致します。

参考文献

- 1) 草間朋子：あなたと患者のための放射線防護Q&A. (10) 94-100, 医療科学社, 2005.
- 2) 木暮陽介 他：これだけは習得しようCT検査. (4) 36-57, 日本放射線技師会出版会, 2009.
- 3) 伊達秀二：MDCTにおけるX線被ばくの低減. (10) 53-56, INNERVISION, 2010.
- 4) 津島 総：Aquilion ONEによる腹部CT検査. (4) 12-13, INNERVISION, 2010.
- 5) 星野貴志 他：逐次近似再構成法が三次元CT画像の形状再現性に与える影響. 68 (12) :1624-1630, 日放技学誌, 2012.
- 6) 中島康雄 他：新世代CTプロトコル集. (10) 14-27, 第一三共, 2012.
- 7) 高田忠徳：逐次近似再構成法を応用した新しい画像再構成法に対する画質評価. 68 (4) :404-412, 日放技学誌, 2012.
- 8) 猪川弘康：東芝の最新CT装置における被ばく低減技術. (10) 64-65, INNERVISION, 2010.
- 9) S.Richard et al. : Towards task-based assessment of CT performance System and object MTF across different reconstruction algorithms. vol39, (7)4115-4122, Medical Physics, 2012.
- 10) 西丸英治：逐次近似法を応用したCT画像の新しいNoise Power Spectrum測定法の検討. 68 (12)1637-1643, 日放技学誌, 2012.
- 11) 小川正人 他：これだけは習得しようCT検査. (4)120-137, 日本放射線技師会出版会, 2009.
- 12) 石田隆行 他：よくわかる医用画像工学. (9)90-95, オーム社, 2008.
- 13) 市川勝弘 他：CT画像におけるノイズパワースペクトル算出方法の比較評価. (25)29-34, 医用画像情報会誌, 2008.
- 14) 奥村美和：低コントラスト分解能の評価方法. (27) February42-47, アールティ, 2005.
- 15) 阿部一之：医用画像情報管理士自己学習用テキスト. (2) 51-59, 日本放射線技師会, 2005.
- 16) 石田隆行 他：よくわかる医用画像工学. (9)142-157, オーム社, 2008.
- 17) 中村好一：やさしい統計学. (5)31-44, 診断と治療社, 2006.
- 18) 小林隆幸：のぞいてみようX線CTの物理特性4. (7) 20-25, 日本診療放射線技師会誌, 2013.
- 19) 山崎暁夫 他：CTにおける逐次近似再構成法の基礎的検討と臨床応用. 68(6)767-774, 日放技学誌, 2012.
- 20) 石田隆行 他：よくわかる医用画像工学. (9) 56-80, オーム社, 2008.