

The 25th Lung Cancer Mass Screening Seminar

低線量 CT 検診での画像処理の工夫

山口 功¹

Design of Image Reconstruction for Lung Cancer Screening with Low Dose Helical Computed Tomography

Isao Yamaguchi¹

¹Department of Radiological Technology, Faculty of Health Sciences, Butsuryo College of Osaka, Japan.

ABSTRACT — **Objective.** The purpose of this study was to compare the feature of low dose lung CT image with normal dose lung CT image. Moreover, we propose appropriate image reconstruction of low dose lung CT based on the target size of lung cancer CT screening. **Methods.** The CT test phantom images and the chest phantom images scanned by normal dose and low dose were compared. To reduce the image noise and the artifacts of low dose CT image, reconstruction filters were altered and compared. Modulation transfer functions of each reconstruction filter were measured, and the best reconstruction filter was considered based on the purpose of lung cancer CT screening. **Results.** Image noises and artifacts were increased in the low dose lung CT images compared to normal dose lung CT image. These image noises and artifacts were present even when the window width is set at 1500. The noise of low dose lung CT image decreased when using a reconstruction filter to obtain about 0.9 responses to 0.5 cycles/mm of spatial frequency in relation to the target size of lung cancer CT screening. **Conclusion.** In order to generalize low dose scan of lung CT screening, reconstruction filters need to be properly adjusted.

(JLCC. 2012;52:968-976)

KEY WORDS — Low dose helical computed tomography (CT), CT screening for lung cancer, Lung CT, Image reconstruction, Reconstruction filter

Reprints: Isao Yamaguchi, Department of Radiological Technology, Faculty of Health Sciences, Butsuryo College of Osaka, 3-33 Otorikita-machi, Nishi-ku, Sakai, Osaka 593-8328, Japan.

要旨 — **目的.** 本報告では低線量胸部 CT 画像の特徴を、通常線量胸部 CT 画像と比較して明らかにする。そして、肺がん CT 検診の目標を踏まえて低線量胸部 CT 画像に対する適正な画像処理を提案する。**方法.** 通常線量と低線量で撮影した CT テストファントム画像および胸部ファントム画像を視覚的に比較した。次いで、低線量 CT 画像の画像ノイズとアーチファクトを低減することを目的に再構成フィルタ関数を変更して比較した。また、それぞれの再構成フィルタ関数の変調伝達関数を計測して、肺がん CT 検診の目的を踏まえて適正な再構成フィルタ関数を検討した。**結果.** 胸部 CT における低線量画像は通常線量画像と比較して画像ノイズとアーチファク

トの顕著な増加が見られた。この画像ノイズとアーチファクトはウィンドウ幅を 1500 程度に広く設定しても認識されるものであった。肺がん CT 検診の目標サイズを考慮して空間周波数 0.5 cycles/mm に対して 0.9 程度のレスポンスが確保できる再構成フィルタ関数を用いることで画像ノイズの少ない画像が得られた。**結論.** 胸部 CT 検診の低線量化を普及させるためには、低線量肺がん CT 検診に適した再構成フィルタ関数の調整が必要である。

索引用語 — 低線量 CT, 肺がん CT 検診, 肺 CT, 画像再構成, 再構成フィルタ関数

¹大阪物療大学保健医療学部診療放射線技術学科。

別刷請求先：山口 功，大阪物療大学保健医療学部診療放射線

技術学科，〒593-8328 大阪府堺市西区鳳北町 3-33。

はじめに

本邦における 2009 年のがん死亡数は約 34 万 4 千人であり、男性、女性とも肺がんによる死亡数が上位を占めている。特に男性ではがん死亡全体の 24% を肺がんが占め、また、5 年生存率も他のがんと比較して圧倒的に低

い。¹ 肺がんの集団検診は胸部 X 線検査と喀痰細胞診が推奨され、平成 18 年度厚生労働省がん研究助成金がん検診の適正な方法とその評価法の確立に関する研究班「有効性評価に基づく肺がん検診ガイドライン」では、“非高危険群に対する胸部 X 線検査、及び高危険群に対する胸部 X 線検査と喀痰細胞診併用法”は推奨レベル B とされ

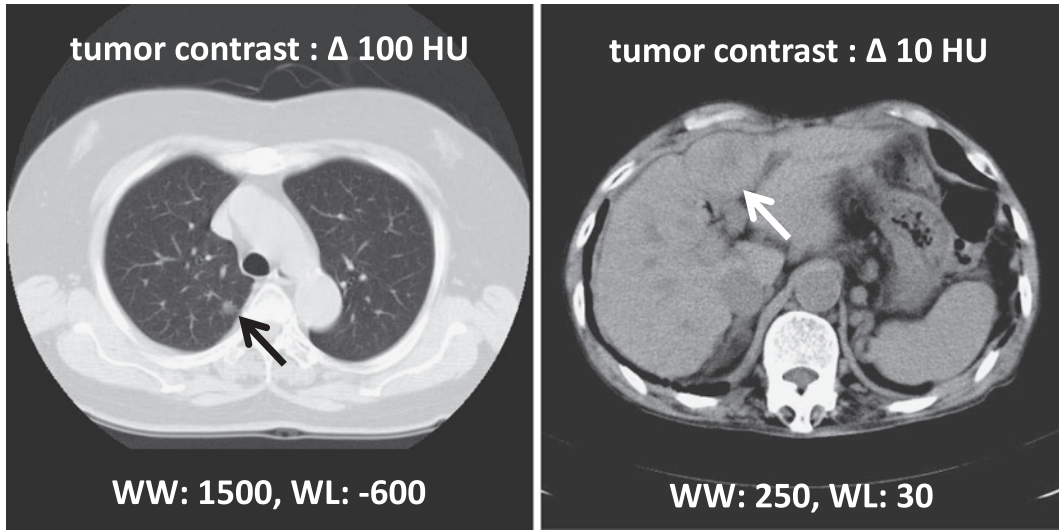


Figure 1. Comparison of lung CT image and abdominal CT image of normal dose CT in clinical examinations.

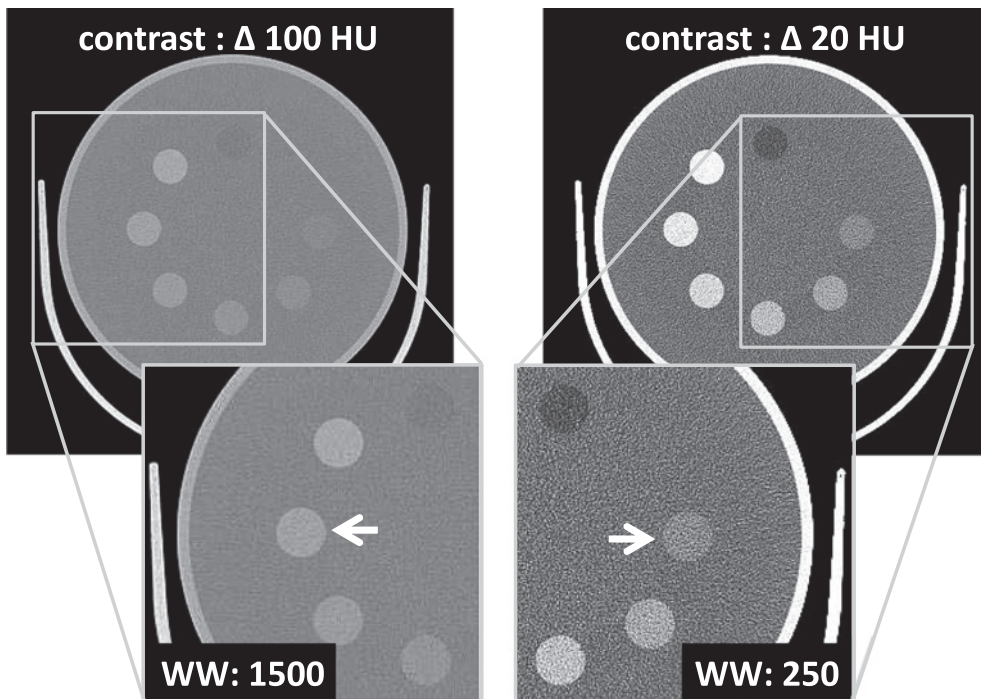


Figure 2. Comparison of lung simulation CT image and abdominal simulation CT image of normal dose CT in the CT test phantom. The window width of the lung CT image was 1500, and the abdominal CT image was 250.

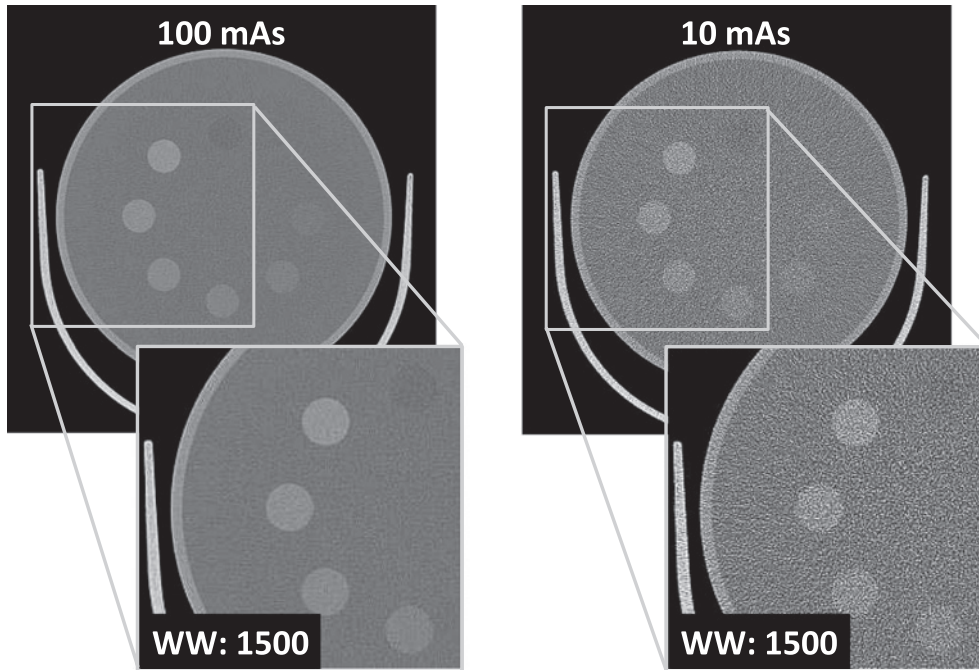


Figure 3. Comparison of low dose lung simulation CT image and normal dose lung simulation CT image in the CT test phantom. The X-ray dose of normal dose CT image was 100 mAs, and low dose CT image was 10 mAs.

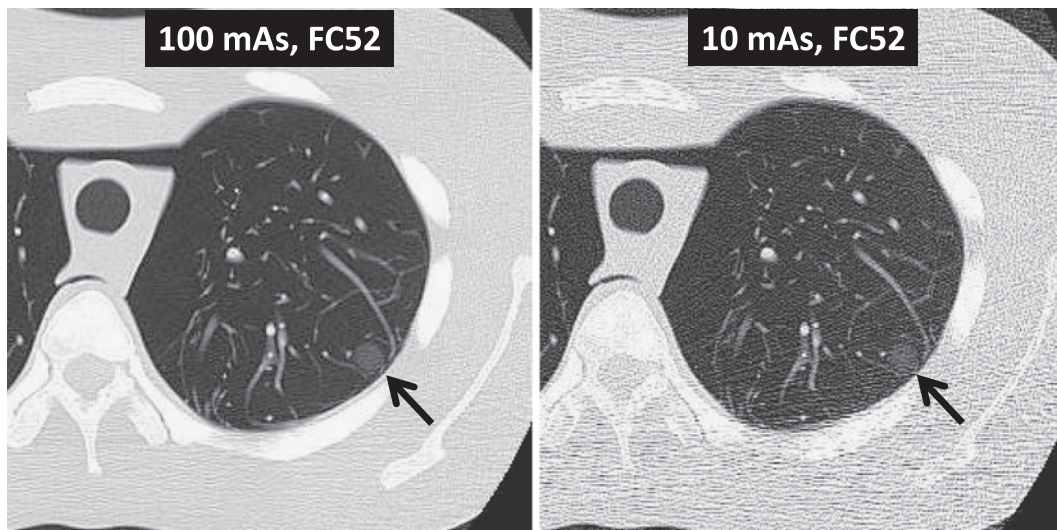


Figure 4. Comparison of low dose CT image and normal dose CT image in the lung phantom.

ている。一方，“低線量 CT 検診による肺がん検診”は推奨レベル I とされ、「死亡率減少効果の有無を判断する証拠が不十分であるため、対策型検診として実施することは勧められない。任意型検診として実施する場合には、効果が不明であることと不利益について十分に説明する必要がある」とされていた。²その後、2010年11月に米国の肺がん CT 検診の無作為化比較試験 National Lung

Screening Trial (NLST) より結果概要が公開され、喫煙者に対して低線量 CT 検診 (平均実効線量 1.5 mSv) は胸部 X 線検診より肺がんによる死亡率を 20% 減じたことが統計学的に証明された。³CT による肺がん検診は低線量であることが必須条件であるが、肺がん CT 検診認定技師講習会実態調査では、低線量で肺がん CT 検診が行われている施設は全体の 30% 程度、また、50 mAs

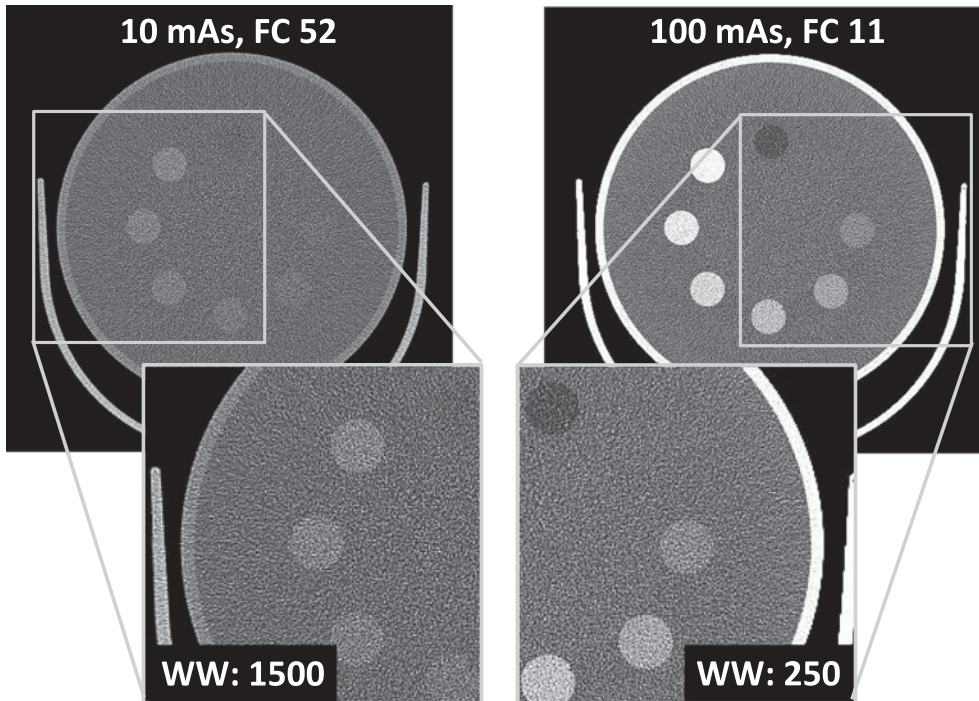


Figure 5. Comparison of low dose lung simulation CT image and normal dose abdominal simulation CT image in the CT test phantom.

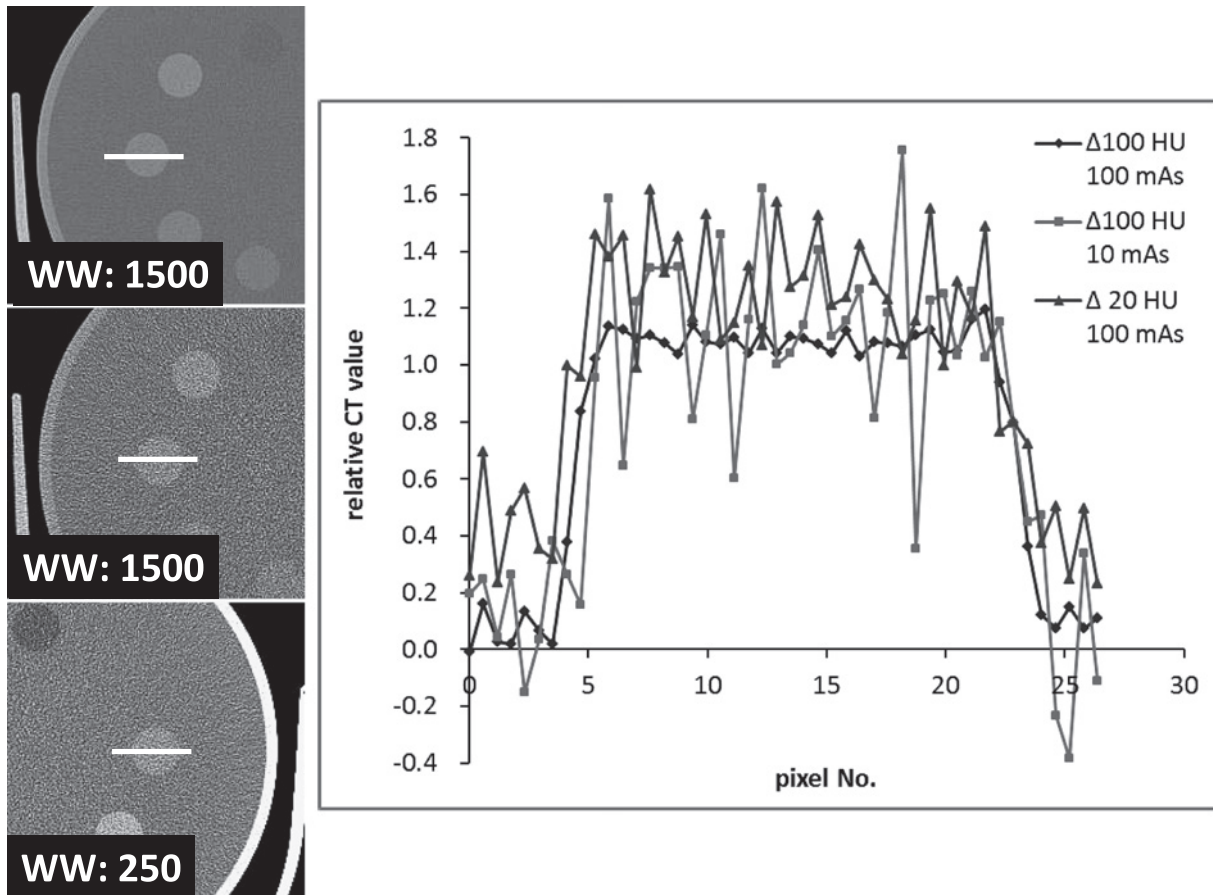


Figure 6. Graph showing the relative CT values of normal dose lung CT and abdominal CT and low dose lung CT.

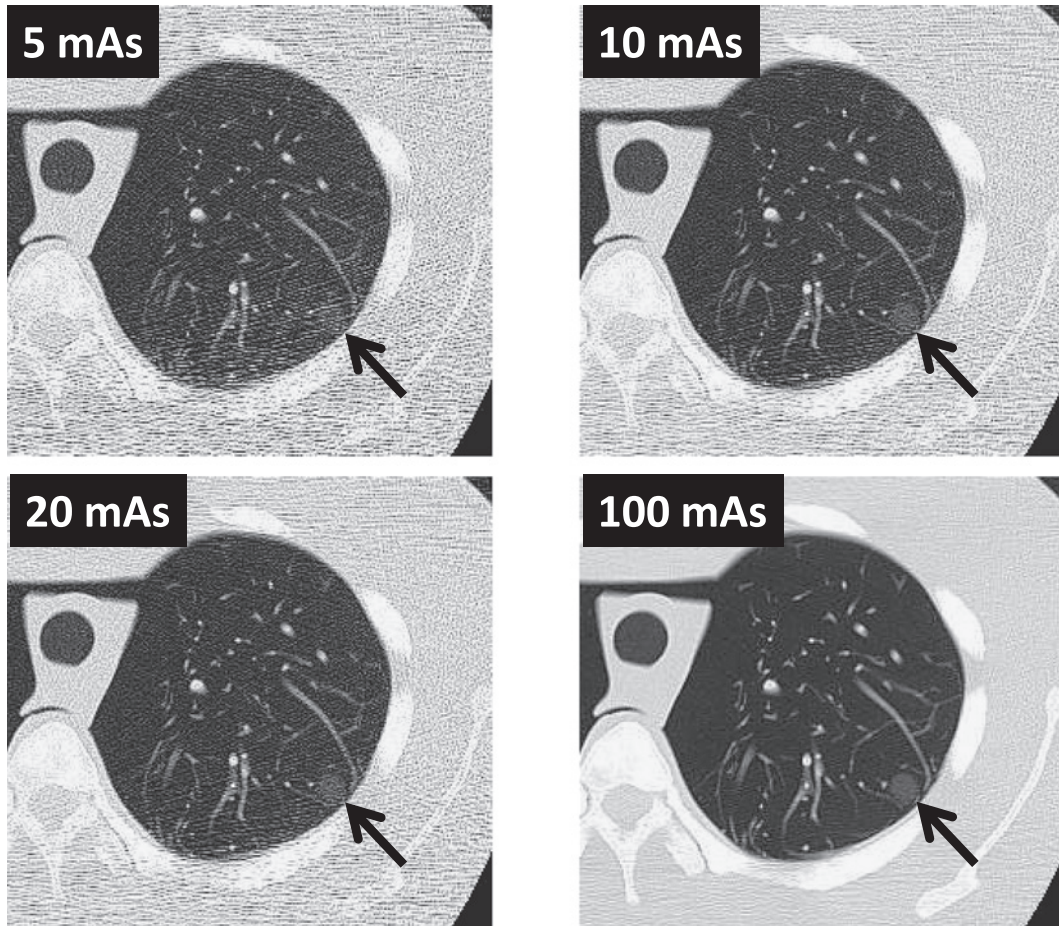


Figure 7. Changes of the lung phantom CT images by X-ray doses. The window width was 1500, and the reconstruction filters were FC52.

以上で撮影している施設も多数あったと報告されている。⁴ その低線量化を実施しない理由のひとつに低線量による画質の劣化⁴があげられていることから、低線量肺がん CT 検診の普及には被ばく低減と合わせて画質の改善が急務となっていると考えられる。

本報告では、低線量胸部 CT 画像の特徴を通常線量胸部 CT 画像と比較して明らかにすることを目的としている。そして、肺がん CT 検診の検出目標を踏まえて低線量胸部 CT 画像に対する適正な画像処理を提案する。

低線量胸部 CT 画像の特徴

一般的に臨床で撮影される胸部（肺野部）CT は観察対象物とその周囲の CT 値差が大きいため、高コントラスト分解能優位とされていて、空間分解能を重視した画像再構成が行われている。そのため、同じ条件で撮影された低コントラスト分解能を重視した腹部 CT 画像と比較して画像ノイズが多くなる。しかし、胸部 CT 画像では広いウィンドウ幅（1000～1500）を用いるため、その画像

ノイズは視覚的に目立ちにくくなっているという特徴がある（Figure 1）。Figure 2 は同一のファントム画像より胸部画像（左図）として高解像度用再構成フィルタ関数、ウィンドウ幅 1500、また、腹部画像（右図）として軟部組織用再構成フィルタ関数、ウィンドウ幅 250 で表示し、観察対象物を胸部は CT 値差 100 HU、腹部は CT 値差 20 HU のロッドとした場合を再現したものである。胸部再現画像（左図）は腹部再現画像（右図）と比較して視覚的に画像ノイズは認識できない反面、CT 値差の小さいロッドを識別することが難しくなっている。すなわち、通常線量の胸部 CT 画像では CT 値差の大きい対象物を観察対象としているため、ウィンドウ幅を広げた場合でも視覚的なコントラストは十分に確保されているという特徴がある。

しかし、胸部 CT 検診で推奨される低線量の CT 検査では極めて低い X 線量を用いて撮影を行うため、通常線量での胸部 CT 画像と違う状況となる。胸部 CT 検診に用いられる低線量の画像には、非常にレベルの高い画像

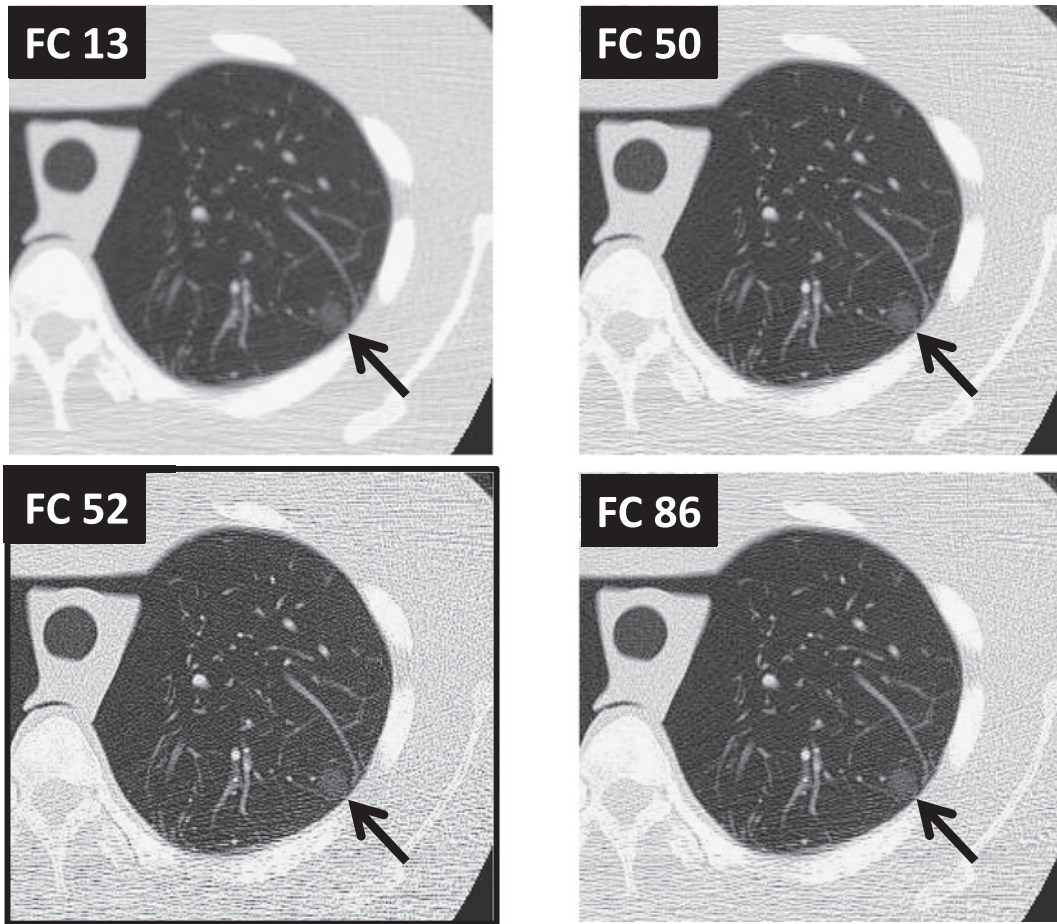


Figure 8. Changes of the lung phantom CT images by the reconstruction filters. The window width was 1500, and the X-ray dose was 10 mAs.

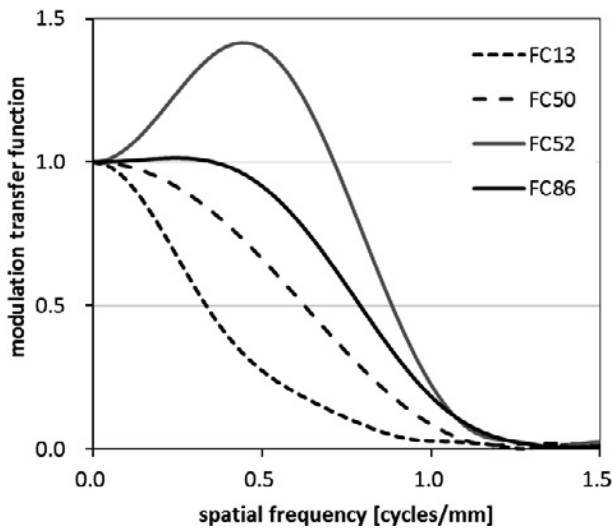


Figure 9. Changes of the modulation transfer function (MTF) by the reconstruction filters.

ノイズが生じている。したがって、ウィンドウ幅を広く設定した場合においても視覚的に高い画像ノイズを認識することになる (Figure 3)。また、低線量化にともない、特に肺尖部において脊椎などからのストリークアーチファクトも顕著に増加する場合がある (Figure 4)。すなわち、低線量胸部 CT 画像における CT 値差 100 HU 程度の陰影は、広いウィンドウ幅によって観察する CT 画像上では、腹部領域のような低コントラストを対象とした場合と同等の状況で認識されることになる (Figure 5)。これらの現象を確認するために観察対象ロッド部の CT 値差を基準にロッド部の CT 値変化を相対値で表したグラフが Figure 6 である。低線量における CT 値の変化は、観察対象物の CT 値差が小さい腹部再現画像と同等かそれ以上の画像ノイズを含んでいることが理解できる。以上のことから低線量胸部 CT 画像は低線量により特異的に生じる物理現象によって増加する画像ノイズのために通常線量の CT 画像と同様に扱うことはできず、腹部領域と同様に低コントラスト検出能に対する対策が

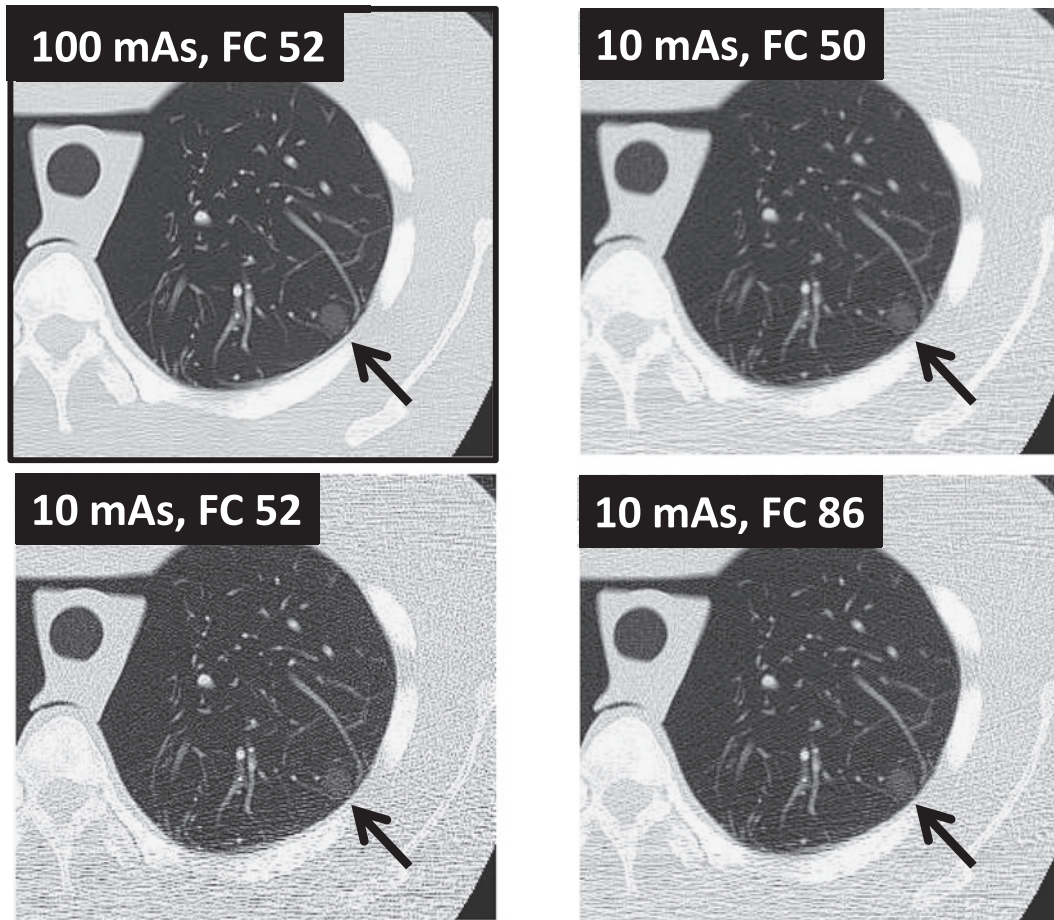


Figure 10. Comparison of normal dose lung phantom CT image and low dose lung phantom CT image using FC50, FC52, and FC86 reconstruction filters.

必要であることが理解できる。

低線量胸部 CT 画像の特徴を考慮した画像処理

低コントラスト検出能を重視し、撮影条件を変化せずに画像ノイズを低減するためには再構成フィルタ関数の変更が第一選択となる。しかし、腹部領域で使用するような再構成フィルタ関数では画像ノイズを減少することはできるが空間分解能も低下してしまう。この場合、肺実質の微細構造を観察するには不適切な画像となる。したがって、肺がん CT 検診の場合、確実に検出するべき病変サイズを明確にした上で、画像ノイズと空間分解能をどのレベルでバランスを取るかを検討することが必要である。現在、肺がん CT 検診の画質に求められる条件は、5 mm 以上の結節を確実に検出できることと結節が 5 mm 以上か否かを判断できることとなっている。⁵ すなわち、通常の臨床画像とは異なり、この条件を満たすような再構成フィルタ関数を設定することや画像処理法を利用することが必要と考えられる。

1) 再構成フィルタ関数による対策

肺がん CT 検診認定技師講習会実態調査⁴によると、肺がん CT 検診で使用されている肺野再構成用フィルタ関数は高解像度用（東芝 FC51, FC52, FC53）が最も多く、全体の約 52% を占めていた。また、50 mAs 未満の中低線量においても 51% が高解像度用のフィルタ関数が使用されていた。すなわち、通常線量で撮影している条件を低線量 CT にそのまま適用している現状があり、Figure 7 に示したような画像ノイズとアーチファクトが顕著に増加した画像が検診現場で使用されていることが理解できる。この低線量による画像ノイズとアーチファクトを低減するための対策として再構成フィルタ関数の変更がある。Figure 8 は 10 mAs で撮影した胸部ファントム画像を軟部用（FC13）および高解像度用（FC50, FC52）、高分解能 CT（high-resolution CT：HRCT）用（FC86）のフィルタ関数で再構成した画像である。再構成フィルタ関数によって画像ノイズとアーチファクトは大きく変化し、軟部用フィルタ関数を用いることでそれらの低減は実現している。しかし、その反面、

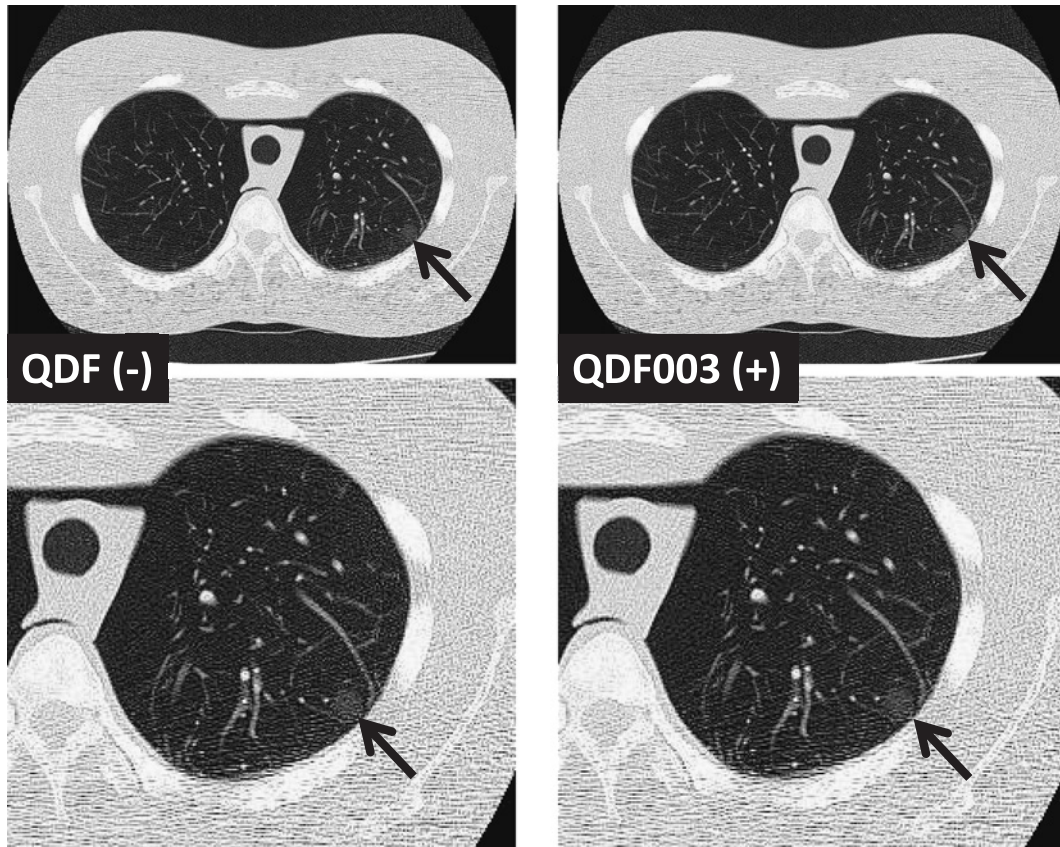


Figure 11. Changes of the lung phantom CT images by the quantum denoising filter (QDF).

解像度が低下して模擬腫瘍や模擬血管の細かな観察が不能となっている。この解像度の低下は再構成フィルタ関数を変更したことによってスライス面内の空間分解能が変化したことによって起きている。それぞれの再構成フィルタ関数の空間分解能を表す変調伝達関数 (modulation transfer function : MTF) を示したものが Figure 9 である。低線量 CT 検診での目標は、5 mm 以上の結節を確実に検出できることと結節が 5 mm 以上か否かを判断することであった。この条件を満たすための空間分解能は 0.5 cycles/mm までのレスポンスが高い必要があり、それ以上の解像度の必要性は低い。また、1.0 を超えるレスポンスはアンダーシュートやオーバーシュートの原因となりアーチファクトの増加を招く恐れがある。以上のことを考慮した場合、Figure 9 の MTF より高解像度用の FC50 や HRCT 用の FC86 などの適用が可能と推測することができる。Figure 10 において通常線量の高解像度フィルタ関数 FC52 および、低線量 (10 mAs) の FC50, FC52, FC86 で再構成した胸部ファントム画像を比較した。通常線量の画像と比較して低線量 FC52 の画像は画像ノイズとアーチファクトが顕著に多いことが確認できる。一方、FC50, FC86 の低線量画像は FC52 の画像と比

較して画像ノイズ、アーチファクトともに低減されており、模擬腫瘍や模擬血管の形状も通常線量の画像と差異が少ないことが確認できる。すなわち、ターゲットのサイズを考慮した再構成フィルタ関数を利用することで画像ノイズと空間分解能のバランスを取ることができ、さらにアーチファクトの低減も可能と考えられる。

2) その他の画像処理による対策

低線量肺がん CT に適した画像処理を行う目的は画像ノイズとアーチファクトの低減である。前項で示した再構成フィルタ関数を変更せずに画像ノイズを低減する画像処理法は各メーカーから提案されており、そのひとつに量子ノイズ除去フィルタ (quantum denoising filter : QDF) (東芝メディカルシステムズ) がある。この QDF は原画像から構造をエッジとして抽出し、鮮鋭化と平滑化の混合比を可変させることにより分解能を損なうことなく画像ノイズを除去する画像フィルタである。Figure 11 に低線量 FC52 の画像に対して QDF を使用した画像を表示した。また、アーチファクトを低減する画像処理も各メーカーから提案されており、Boost 3D (東芝メディカルシステムズ) もそのひとつである。これは X 線透過長の違いから発生するアーチファクトを画像再構成前の

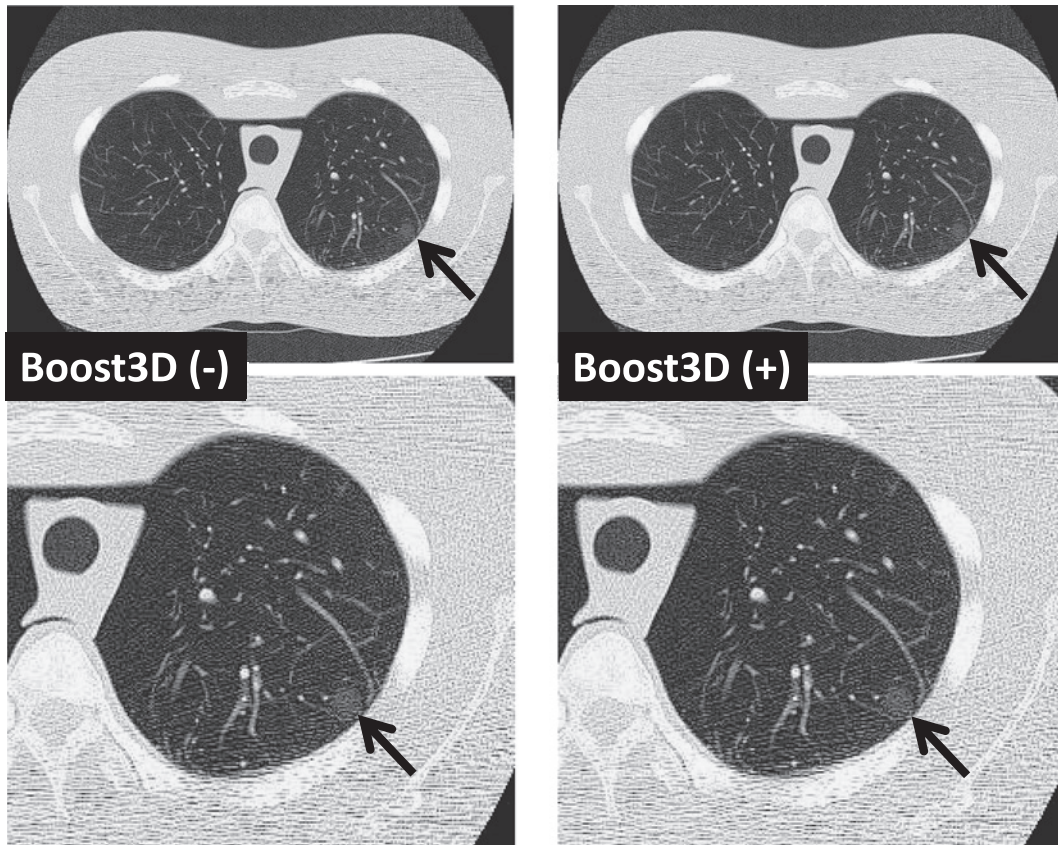


Figure 12. Changes of the lung phantom CT images using the Boost 3D.

カウント値からノイズ量として推定することで低減するものである。Figure 12 に低線量 FC52 の画像に対して Boost 3D を使用した画像を表示した。現状ではこれらの画像処理法の有効性は胸部領域に限っては少ないように思われる。しかし、複数の処理を併用することや処理方法の改良により有効性が向上する可能性があるため自施設の CT 装置の性能を熟知して検証することで必要である。

まとめ

現在の CT 装置に実装されている再構成フィルタ関数は通常の臨床における CT 画像に対してカスタマイズされたものがほとんどであり、低線量胸部 CT 画像を目的にしたものはほとんどないのが現状である。したがって、今後、胸部 CT 検診の低線量化を普及させるためには、この再構成フィルタ関数の最適化を行うことが必要と思われる。また、将来的な展望としては、画像ノイズやアーチファクトを効率的に低減できる画像処理法の開発や画像再構成法を現在主流のフィルタ補正逆投影法から画像

ノイズに強い逐次近似法などに移行することで低線量による画質改善が期待できる。

本論文内容に関連する著者の利益相反：なし

REFERENCES

1. 公益財団法人「がん研究振興財団」. がん統計 2010 年版, 1. 部位別がん死亡数 (2008 年・2009 年). <http://www.fpcr.or.jp/publication/statistics.html>
2. 平成 18 年度 厚生労働省がん研究助成金「がん検診の適正な方法とその評価法の確立に関する研究」班. 有効性評価に基づく肺がん検診ガイドライン. 2006:15-25.
3. Kramer BS, Berg CD, Aberle DR, Prorok PC. Lung cancer screening with low-dose helical CT: results from the National Lung Screening Trial (NLST). *J Med Screen.* 2011;18:109-111.
4. 黒木幹夫, 五味志穂, 花井耕造, 津田雪裕, 村松禎久, 山口 功, 他. 肺がん CT 検診に関する実態調査報告—肺がん CT 検診認定技師講習会における調査より—. *CT 検診.* 2011;18:36.
5. 低線量肺がん CT 検診の知識と実務. 山口 功, 村松禎久, 花井耕造, 長尾啓一, 編集. 東京: オーム社; 2010: 108-116.