原 著

論文受付
2017年1月23日

論文受理
2017年4月18日

Code No. 251

CT コロノグラフィにおける CTDI_{vol} 一定での 管電圧変更が病変検出能に及ぼす影響

二俣芳浩 小出友明 伊原 陸

JA 北海道厚生連網走厚生病院医療技術部放射線技術科

緒 言

Computed tomography colonography (CTC) は、腸管を送気ガスにより拡張させて CT 撮影することにより得られる腹部のボリュームデータを医用三次元 (3 dimensional: 3D) 画像処理ワークステーションで画像処理を行うことで、病変の検出や評価が行われる大腸画像診断法である¹⁾。腸管と送気ガスの CT 値差を考えると、気管支と肺野といったコントラスト差の大きい臓器を描出する胸部領域の CT 検査と共通点が多い²⁾。このことから、肺がん CT 検診³⁾ のように、CTC においても通常の腹部 CT で用いられる撮影線量に比べて線量低減を図りやすいと考えられる。更に、検診目的の CTC の実効線量は 5.7 mSv 以下を目標とする

べきとの報告⁴⁾ もあることから、目的に応じた CTC の撮影条件設定も慎重に行われなくてはならない。また線量低減の際に問題となる画像ノイズ(ノイズ)についても、従来の FBP を用いた CTC に比べると、逐次近似応用再構成法による超低線量 CTC では画質を維持しつつ線量を 50-75% 低減することが可能との報告⁵⁾ もあり、各施設での CTC の線量低減と画質のバランスを考慮に入れた上で撮影条件を決定することが肝要である。

このように線量低減の観点から、近年 CTC における撮影条件に関する検討が数多く報告されている。その中でも CTC の撮影条件に使用される管電圧には 120 kV を使用するのが一般的⁶⁾ とされているが、それ

Effect of Reduced Tube Voltage on Diagnostic Accuracy of CT Colonography

Yoshihiro Futamata,* Tomoaki Koide, and Riku Ihara

Division of Radiologic Technology, Department of Medical Technology, Abashiri-Kosei General Hospital

Received January 23, 2017; Revision accepted April 18, 2017

Code No. 251

Summary

The normal tube voltage in computed tomography colonography (CTC) is 120 kV. Some reports indicate that the use of a low tube voltage (lower than 120 kV) technique plays a significant role in reduction of radiation dose. However, to determine whether a lower tube voltage can reduce radiation dose without compromising diagnostic accuracy, an evaluation of images that are obtained while maintaining the volume CT dose index (CTDI_{vol}) is required. This study investigated the effect of reduced tube voltage in CTC, without modifying radiation dose (i.e. constant CTDI_{vol}), on image quality. Evaluation of image quality involved the shape of the noise power spectrum, surface profiling with volume rendering (VR), and receiver operating characteristic (ROC) analysis. The shape of the noise power spectrum obtained with a tube voltage of 80 kV and 100 kV was not similar to the one produced with a tube voltage of 120 kV. Moreover, a higher standard deviation was observed on volume-rendered images that were generated using the reduced tube voltages. In addition, ROC analysis revealed a statistically significant drop in diagnostic accuracy with reduced tube voltage, revealing that the modification of tube voltage affects volume-rendered images. The results of this study suggest that reduction of tube voltage in CTC, so as to reduce radiation dose, affects image quality and diagnostic accuracy.

Key words: multidetector CT, computed tomography colonography, tube voltage, receiver-operating characteristic, noise power spectral

*Proceeding author

Fig. 1 Pictures and images of the CTC phantom.
 (a) Picture of the colonic phantom for CT
 (b) Picture of the colonic lesion module
 (c) The positioning CT image of the colonic phantom
 (d) VR image of the colonic lesion module

よりも低い管電圧を選択することが線量低減に有効であり、かつ画質劣化も最小限であるとの報告^{7,8)}も散見される。更に硫酸バリウムや水溶性ヨード造影剤であるアミドトリゾ酸ナトリウムメギルミン液などの陽性造影剤により腸管内の残渣・残液を標識する fecal tagging 法¹⁾(タギング)において、低い管電圧に設定することで CT 値を高くすることができるといったメリットも存在する¹⁾。しかし、管電圧 120 kV よりも低い管電圧(低管電圧)を選択することが CTC の診断能を損なわず線量低減に有効と判断するには、管電圧を変化させた際の volume computed tomography dose index (CTDI_{vol})を一定にするなど少なくとも同等線量で画質評価を行うべきであるが、そのような報告はみられない。

そこで本検討では、検診目的などの線量低減を前提とした CTC における CTDI_{vol}一定での管電圧変更による画質評価をノイズ、volume rendering (VR) 画像の表面形状評価、receiver operating characteristic (ROC) 解析による視覚評価によって行い、病変検出能へどのような影響を与えるか検証することとした。

1. 方 法

1-1 CTC ファントム

本検討には、CTC ファントム NCCS 型 (CTC ファントム, 京都科学) (Fig. 1) を使用した。CTC ファントムは、軟組織部をポリウレタン樹脂、骨格部をエポキシ樹脂で構成しており、内部に模擬病変が作られた模擬腸管を下腹部ファントムの上行結腸, 下行結腸, 直腸の場所にセットすることが可能である。模擬腸管

には陥凹型 2 種類(直径固定, 高さ固定), 隆起型 2 種類(直径固定, 高さ固定)の計 4 種類用意されており、それぞれ内壁に六つのターゲットが存在する。そのため、陥凹型は腫瘍発見感受性, 隆起型は体積測定 of 精度を評価することが可能である。また模擬腸管に造影剤を入れて、タギングの評価を行うことや CTDI 測定のためのペンシルチェンバ型線量計を挿入することも可能となっている。本検討で使用した模擬腸管は、陥凹型の直径固定(模擬腸管 A: 外径 7 mm, 内径 3.5 mm, 高さ 0.15–2 mm)と全く病変を持たない模擬腸管(模擬腸管 B)として、CTC ファントムの直腸部に模擬腸管を挿入した状態で検討を行っている。なお、陥凹型の模擬腸管を用いた理由として、ROC 解析を行うにあたり試料の難易度を変化させて適切な信号とする必要がある⁹⁾が、隆起型の高さが最小で 0.5 mm までしか用意されておらず、事前検討の結果から本検討での ROC 解析の試料作製で求められるさまざまな難易度設定に不向きと判断したためである。

1-2 使用装置および検討項目

CT 装置は、Brilliance iCT Elite (Philips Healthcare, The Netherlands), VR 画像の作成には、3D 医用画像処理ワークステーション (ワークステーション) の SYNAPSE VINCENT V4.4 (富士フィルムメディカル, 日本) のアプリケーションである 3D ビューアを用い以下の項目に関して検討を行った。

- 1) ノイズ特性
- 2) VR 画像の表面形状評価
- 3) ROC 解析による視覚評価

Fig. 2 Images of the CTC phantom. Images to calculate NPS were taken from the flat region (shown by allow head) inside the CTC phantom.
(a) The axial slice image of the CTC phantom
(b) The reconstructed and magnified image of (a)

Fig. 3 The outline method to take images for NPS analysis.

1-3 各検討項目における撮影条件および解析方法

1-3-1 ノイズ特性

解析ソフトウェアは、日本CT技術学会のCT画像計測プログラム「CTmeasure ver.0.97b」を用いて noise power spectrum (NPS) 算出¹⁰⁾を行った。スキャン方式はノンヘリカルスキャンを用いた。また、撮影線量については、各管電圧で同等のCTDI_{vol}にするため、撮影条件は、管電圧 80 kV, 100 kV, 120 kV について、それぞれCTDI_{vol} 1 mGy, 4 mGy, 8 mGy となるように管電流を調整して、resolution: high, collimation: 64×0.625 mm, スライス厚: 1 mm, 再構成間隔: 1 mm, display field of view (DFOV): 100 mm, rotation time: 0.75 s/rotation (rot), 再構成関数 standard, 逐次近似応用再構成 iDose^{4 11)} level 4, マトリクスサイズ: 512×512 として、それぞれ 50 回撮像し

た。そのうえで、それぞれの管電圧より得られた 50 枚すべての画像を加算平均した平均画像を作成した。次に、それぞれの管電圧より得られた 50 枚すべての画像から平均画像をサブトラクション処理することで、エッジ構造やアーチファクトなどを取り除いた 50 枚のノイズ画像を取得 (Fig. 2, 3) し、FOV 中心に 256×256 pixel の region of interest (ROI) を設定して radial frequency 法¹²⁾により得られた値を平均化し NPS を算出した¹³⁾。なお、リングアーチファクトの影響を考慮し、ファントムについてはガントリ中心から 10 cm off center に配置し、データ収集を行った。

1-3-2 VR 画像の表面形状評価

CTC ファントムの VR 画像について、表面形状評価を行った。スキャン方式はヘリカルスキャンを用いた。また、撮影線量については、後述する視覚評価の

Fig. 4 The outline method to evaluate surface profiling of VR images.
ROI in the VR image of the colonic lesion module was enclosed by the black square.

試料とするため、各管電圧の $CTDI_{vol}$ を 1 mGy とし、撮影条件は、管電圧 80 kV, 100 kV, 120 kV について、それぞれ管電流 82 mA, 39 mA, 23 mA とし、resolution : high, collimation : 128×0.625 mm, スライス厚 : 0.8 mm, 再構成間隔 : 0.4 mm, DFOV : 350 mm, pitch : 0.585, rotation time : 0.4 s/rot, 再構成関数 standard, 逐次近似応用再構成 iDose⁴ level 4, マトリクスサイズ : 512×512 とし、それぞれ 3 回撮像した。VR 画像作成には、ワークステーションを使用し通常 CTC で用いる空気領域 (-500 Hounsfield unit 以下) を透明化させ、それよりも CT 値の高い大腸壁や残渣・液面などを不透明化させる opacity curve を用いた。上記条件で作成された VR 画像の表面形状を評価するために、ImageJ ver.1.49¹⁴⁾ (National Institutes of Health, United States of America: USA) の plot profile 機能を用い、模擬病変と模擬病変の間の平坦な部分に 40×40 pixel の ROI を 5 箇所設定しプロファイルデータを取得した (Fig. 4)。取得したプロファイルデータの standard deviation (SD) 値を加算平均し、その値を VR 画像の表面凹凸度合い¹⁵⁾ として、各データ間において比較した。

1-3-3 ROC 解析による視覚評価

CTC ファントムの VR 画像について、ROC 解析による視覚評価を行った。スキャン方式および撮影条件は、1-3-2 と同様とした。観察試料は、CTC ファントムを用いて得られたデータから作成し、信号として模擬腸管 A を使用した。観察試料の画像数は、それぞれ管電圧ごとに模擬腸管 A を信号像とする 30 画像、模擬腸管 B を雑音像とする 30 画像の計 180 画像と

し、信号像と雑音像の順序は表計算ソフトである Microsoft office Excel 2013 (Microsoft) の RAND 関数により並び替えを行い、難易度の順序が異なるように調整した。

観察者は、経験年数 1~17 年の診療放射線技師 7 名で、事前に本検討には使用しない試料画像を提示して信号像と雑音像の見え方について学習を行い、視覚評価を行った。観察者は、表示された試料画像に病変が認められるか評価した。評価点は 0 から 1 まで分布し、0 を即座に病変なしと判断できたもの、0.5 をどちらとも判断しきれないもの、1 を即座に病変ありと判断できたものとして、直線スケール上にマークする連続確信度法を行った。観察環境としては、普段 CTC の画像解析を行っているワークステーション用のモニタ (表示サイズ 1920×1200, RadiForce MX241W, EIZO, 日本) を使用した。この観察者実験に際して時間や観察距離などの制限は設けなかった。更に、観察者実験で得られたデータの使用に関しては、観察者に説明し同意を得た。また、撮影線量を $CTDI_{vol}$ 1 mGy とした理由として、一般的に ROC 解析では試料の適切な難易度設定が必要なことから、極端な信号から得られた試料の使用を避けるべき^{9, 16)} であり、撮影線量の設定次第では X 線量増加に伴う相対的なノイズ量減少により画質改善が図られることから、管電圧変更による病変検出能が関係しないほど大きな信号と成りかねない。そのため、本検討の目的とする管電圧による病変検出能の比較を正確に評価できないことから、ノイズが多くなる撮影条件に設定する必要があったためである。なお、本研究は、ROC 解析による視覚評価を行う

Fig. 5 NPS of tube voltage at different $CTDI_{vol}$ ((a) 1 mGy, (b) 4 mGy and (c) 8 mGy). All figures have the same vertical axis scale for comparison. NPS of tube voltage clearly changed in accordance with reduced $CTDI_{vol}$.

にあたり当院臨床倫理委員会での承認を得ている。

1-3-4 ROC 解析と統計的有意差検定

統計的有意差検定には, multi-reader multi-case (MRMC)法を使用した. MRMC 法は, 疑似値の生成に加えて観察者間および試料間の変動を考慮した Jackknife 法に基づく三元配置分散分析を用いた手法である. なお, MRMC 法の計算には, アイオワ大学とシカゴ大学によって開発された ROC 曲線間の統計的有意差検定ソフトウェア DBM-MRMC ver.2.2 を使用した. DBM-MRMC の設定は, カーブフィッティングのモデルとして PROPROC, 統計的有意差検定を行う解析方法の対象として area を選択した. 各管電圧や管電圧間における各観察者の ROC 曲線下面積 (area under the curve: AUC) を算出し, そこから得られた AUC 値の平均値 (AUC_{ave}) について, 有意水準 5% とした場合の統計的有意差検定を行った^{17, 18, 19)}.

2. 結果

2-1 ノイズ特性

Figure 5 に各管電圧による NPS の結果を示す. $CTDI_{vol}$ 一定における各管電圧の NPS は, 管電圧が低くなるに従い上昇する傾向を示した. また各管電圧における $CTDI_{vol}$ 1 mGy, 4 mGy, 8 mGy を比較した場合, 1 mGy のときに各管電圧の NPS の差が最も顕著となる傾向を示した.

2-2 VR 画像の表面形状評価

Table 1 に各管電圧による VR 画像上のプロファイ

Table 1 Standard deviation from profiles on VR images at different tube voltages

	①	②	③	④	⑤	Average
80 kV	5.82	7.41	6.20	5.40	5.16	6.00
100 kV	4.72	4.62	4.69	4.33	4.20	4.51
120 kV	3.12	3.73	3.30	2.78	3.05	3.20

①–⑤ show average standard deviation from each scanned spots. Standard deviation improved in accordance with increased tube voltage.

ルから取得した SD の結果を示す. 各計測点の SD の平均値 (SD_{ave}) は, 管電圧 80 kV で $SD_{ave}=6.00$, 管電圧 100 kV で $SD_{ave}=4.51$, 管電圧 120 kV で $SD_{ave}=3.20$ となり, 管電圧が低くなるほど SD が増加する傾向を認めた.

2-3 ROC 解析による視覚評価

Figure 6 に ROC 解析による視覚評価に使用した VR 画像の一部, Fig. 7 に各管電圧において, ROC 解析から得られたそれぞれの ROC 曲線, AUC_{ave} を示す. 管電圧 80 kV, 100 kV, 120 kV の AUC_{ave} は, それぞれ 0.696, 0.801, 0.924 となった. 管電圧 80 kV と 100 kV において, 両者の AUC_{ave} の差は 0.105 であり, p 値が 0.104 となり統計的有意差が認められなかった. 管電圧 80 kV と 120 kV において, 両者の AUC_{ave} の差は 0.228 であり, p 値が 0.001 以下となり統計的有意差が認められた. 管電圧 100 kV と 120 kV において, 両者の AUC_{ave} の差は 0.123 であり, p 値が 0.006 とな

Fig. 6 Typical VR image for visual evaluation using ROC analysis.
At identical $CTDI_{vol}$, VR image showed poor quality in accordance with reduced tube voltage.

Fig. 7 Average ROC curves from seven readers at different tube voltages.

Table 2 AUC from each reader, average AUC and 95% confidence interval at different tube voltages

Reader	80 kV	100 kV	120 kV
1	0.734	0.914	0.912
2	0.660	0.732	0.909
3	0.663	0.763	0.851
4	0.707	0.828	0.963
5	0.645	0.743	0.877
6	0.707	0.809	0.980
7	0.757	0.819	0.979
Average	0.696±0.042	0.801±0.040	0.924±0.022
95%CI	(0.614, 0.778)	(0.720, 0.882)	(0.875, 0.973)

り統計的有意差が認められた。また Table 2 に各管電圧における観測者別の AUC 値、平均の AUC 値、95%信頼区間を示す。

3. 考 察

一般的に管電圧は X 線エネルギーに影響を与える因子であり、低管電圧ほど実効エネルギーが低下し、検出器に入射する X 線量が低下する。そのため、同じ画像 SD を確保するためには、低管電圧ほど管電流を高くする必要があり撮影線量が増加する。このことから低管電圧を使用する場合、画質の担保と撮影線量を十分考慮する必要がある。また低管電圧使用は、ビームハードニング現象の影響が大きくなるため、アーチファクトについても考慮する必要がある²⁰⁾。X 線領域におけるさまざまな物理的事象を理解したうえで低管電圧を選択すべきである。本検討は、線量低減を目的とする管電圧変更が、 $CTDI_{vol}$ を一定とした同等な撮影条件下で CTC の病変検出能にどのような影響を与えるか評価し確認することにある。結果 2-1 より、 $CTDI_{vol}$ 一定における各管電圧の NPS 比較では、管電圧が低くなるに従い上昇する傾向を示した。特に $CTDI_{vol}$ を増減させた場合、4 mGy や 8 mGy といった比較的大きな撮影線量よりも 1 mGy のような少ない撮影線量に設定した際に、各管電圧における NPS の形状変化が顕著に現れた。今回使用した CTC ファントムは、ポリウレタン樹脂およびエポキシ樹脂により構成されており、ファントム通過時の X 線減弱や骨盤部および椎体からのアーチファクトといった臨床に近い画質評価が可能である。そのため、低管電圧を使用することにより X 線のファントム通過時に生じるコンプトン散乱や光電効果といった X 線と物質の相互作用による減弱や散乱線の影響からノイズ量が増加したため、 $CTDI_{vol}$ を一定にしているにもかかわらず各管電圧の NPS の形状変化を増大させたものと推測される。更に $CTDI_{vol}$ 1 mGy では、今回検討した 4 mGy、8 mGy より X 線量そのものが少ないため、上

記で述べた影響がより顕著になったことが考えられる。また結果 2-2 において、管電圧が低くなるほど SD が増加する傾向を認めた。これは、X 線は連続スペクトル光子束であり、低管電圧では低エネルギー領域の割合が高くファントムを通過する際に生じる X 線減弱が大きくなり、検出器に入射できる光子量の減少から相対的なノイズ量の増加に繋がるため、VR 画像の表面性状への変化が生じたと考えられる。また、本検討で用いたすべての画像データには、逐次近似応用再構成法である iDose⁴ を使用しており、ある程度のノイズ除去効果は期待できるが、それぞれの画像に対するノイズ低減率はほぼ一定となるため、異なる管電圧により生じるノイズ量の差を埋めるまでに至っていない。これにより、VR 画像の SD 増加を招くことが病変や正常な腸管の表面性状の乱れといった視覚的に認識できるレベルの画質劣化へ繋がるのが想定される。

更に、結果 2-3 より各管電圧での ROC 解析による視覚評価の結果からも、管電圧 80 kV および 100 kV では、管電圧 120 kV に比べて病変検出能の有意な低下を示した。これは、管電圧が低くなることにより模擬病変がノイズに埋もれることによる感度の低下、更に病変部以外の模擬腸管においてもノイズによる偽病変やそれとは逆に病変の存在を否定しきれないことによる特異度の低下といった CTC 読影時の妨げとなる VR 画像へのノイズ量増加による影響が大きい。このことは、結果 2-1、2-2 で示された NPS の形状変化や VR 画像への SD 増加にも全く矛盾しない。一般的に CTC の読影では、3D 画像を用いる場合と 2 dimensional(2D)画像を用いる場合の二つの方法がある。まず 3D 画像による拾い上げ読影では、内視鏡類似像にて直腸から盲腸、更に折り返して直腸まで観察することにより病変の拾い上げを行う方法、もう一つの 2D 画像による拾い上げ読影は、axial 像にて大腸の管腔を直腸から盲腸まで追跡して、粘膜面の病変を拾い上げる方法である²¹⁾。基本的に読影には、3D 画像と 2D 画像の比較が必要となることから、今回視覚評価に用いた画像が VR 画像のみであったとしても、実際の読影での病変拾い上げに与える影響が懸念される。更に 3D 画像に影響があるということは、それが 2D 画像の連続データから作成されることから考えて、2D 画像においてもその影響を無視できない。また CTC 検査を考えるうえで、病変を見逃さないという観点から検査に対してしっかりと病変を検出する高い感度を求められるが、同時に不要な精密検査を増やさないための高い特異度も重要となる。しかし、本検討の結果から低管電圧を使用することがノイズの増加に繋がり

CTC 検査の感度のみならず特異度の低下を招くことから、病変が存在しない患者に対して大腸内視鏡検査などの追加検査が必要となることも予想される。そのため、管電圧に起因する余計なノイズを増やすことなく適切な撮影条件での CTC 検査が施行されるべきである。一方で、低管電圧の使用において、一般的な CTC 検査で用いられるタギングでの残渣除去を目的とした経口陽性造影剤の CT 値上昇といったメリットも無視できない。それらを踏まえて、低管電圧を使用する際には、ノイズ増加とのトレードオフを十分に理解したうえで、臨床的に有効と判断される場合を除いては、慎重な管電圧の選択となることが望ましい。

以上のことから、CTC における CTDI_{vol} を一定とした同等撮影線量下では、管電圧 80 kV および 100 kV の場合、管電圧 120 kV に比べて NPS の明らかな形状変化を示し、VR 画像での SD 増加を認めたこと、更に ROC 解析による視覚評価でも正確な病変や正常な腸管の評価が困難となるため、病変検出能が有意に低下した。

ただし本検討は、ファントム実験でありその大きさが固定されているため、実臨床において患者間での体格差があることなどから今後臨床データとの整合性を検証する必要がある。管電圧について、他社の CT 装置で同様の検討を行う場合、設定できる管電圧が同じであっても装置メーカーごとにボウタイフィルタや付加フィルタの構造などから実効エネルギーの違いにより結果が異なる場合がある²²⁾。被ばく低減技術について、逐次近似応用再構成法である iDose⁴ を使用しているが、forward projected model-based iterative reconstruction solution(東芝メディカルシステムズ, 日本)や iterative model reconstruction (Philips Healthcare, The Netherlands)といった model-based iterative reconstruction と呼ばれるアルゴリズムの中にシステムモデル、統計学的ノイズモデル、光学モデルなどの各種モデルを組み込み、投影データから画像を作成する逆投影とその画像から投影データを作成する順投影を繰り返して画像作成する逐次近似再構成法^{23, 24)} を使用した場合、胸部 CT や CT-angiography のような高コントラスト領域を対象とした検査において、iDose⁴ を上回る大幅なノイズ低減に伴い、線量低減が許容できる可能性もある^{25, 26)} が、今回それらの逐次近似再構成による検証は行っていない。ワークステーションについて、他社の装置で同様の検討を行う場合、opacity curve の設定などにより作成される VR 画像が変化する可能性があるため、注意が必要となる。撮影線量と低管電圧の関係について、ROC 解析試料作成の関係

上CTDI_{vol}を1 mGyという線量設定にしているが、低管電圧がどの程度の撮影線量で使用されると病変検出能の低下を起こすかを評価したものではないため、今後更なる検証が必要である。

4. 結 語

CTCにおけるCTDI_{vol}一定の撮影線量下で管電圧変更による影響をNPSとVR画像の表面形状において画質評価し、ROC解析による視覚評価によって病変検出能を検証した。その結果、管電圧80 kVおよび100 kVにおいて、管電圧120 kVと比べた場合NPSの形状変化を示し、VR画像のSD増加を認めた。更にROC解析による視覚評価でも病変検出能が有意に

低下したことから、VR画像へ影響を及ぼすことは明らかである。これにより、線量低減を目的とする低管電圧の使用は、画質や病変検出能を同時に担保することには成らず、管電圧による病変検出能への影響が示唆された。

謝 辞

本研究に際して御助言頂いたフィリップスエレクトロニクスジャパン 徳安真一氏に深く感謝致します。

なお、本研究の要旨は第44回北海道ヘリカルCT研究会(2017年、札幌)にて発表した。

参考文献

- 1) 鈴木雅裕, 坂本 崇, 平野雄士, 他. CTCの前処置法, 撮影法. 胃と腸 2012; 47(1): 25-33.
- 2) 杉本英治 監. これ1冊でわかる! 大腸CTプロフェッショナル100のレシピ. 株式会社メディカルアイ, 東京, 2015: 83-85.
- 3) 日本CT検診学会肺がん診断基準部会, 低線量CTによる肺がん検診の肺結節の判定基準と経過観察の考え方第4版. 日本CT検診学会. <http://www.jscts.org/pdf/guideline/gls4th201611.pdf>(Accessed 2017.1.23).
- 4) Liedenbaum MH, Venema HW, Stoker J. Radiation dose in CT colonography—trends in time and differences between daily practice and screening protocols. Eur Radiol 2008; 18(10): 2222-2230.
- 5) Nagata K, Fujiwara M, Kanazawa H, et al. Evaluation of dose reduction and image quality in CT colonography: comparison of low-dose CT with iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection. Eur Radiol 2015; 25(1): 221-229.
- 6) Neri E, Halligan S, Hellström M, et al. The second ESGAR consensus statement on CT colonography. Eur Radiol 2013; 23(3): 720-729.
- 7) Chang KJ, Caovan DB, Grand DJ, et al. Reducing radiation dose at CT colonography: decreasing tube voltage to 100 kVp. Radiology 2013; 266(3): 791-800.
- 8) Shin CI, Kim SH, Lee ES, et al. Ultra-low peak voltage CT colonography: effect of iterative reconstruction algorithms on performance of radiologists who use anthropomorphic colonic phantoms. Radiology 2014; 273(3): 759-771.
- 9) 竹田 智, 後藤 淳, 丸野達也, 他. Receiver operating characteristics(ROC)解析における信号の選択に関する検討. 日放技学誌 2010; 66(11): 1467-1473.
- 10) Ichikawa K. CTmeasure. Japanese Society of CT Technology. <http://www.jsct-tech.org/>, 2012-2014(Accessed 2017.1.23).
- 11) 徳安真一. いくつもの革新的な再構成技術—Advanced reconstruction techniques on ingenuity—. 映像情報 Med 2012; 44(8): 187-191.
- 12) 市川勝弘, 原 孝則, 丹羽伸次, 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. 医用画像情報誌 2008; 25(2): 29-34.
- 13) Funama Y, Taguchi K, Utsunomiya D, et al. Image quality assessment of an iterative reconstruction algorithm applied to abdominal CT imaging. Phys Med 2014; 30(4): 527-534.
- 14) Abramoff MD, Magalhaes PJ, Ram SJ. Image processing with ImageJ. Biophotonics International 2004; 11(7): 36-42.
- 15) 星野貴志, 市川勝弘, 寺川彰一, 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. 日放技学誌 2012; 68(12): 1624-1630.
- 16) 桂川茂彦. ROC解析による画像の正しい主観的評価. 日放技学誌 2004; 60(3): 309-316.
- 17) 白石順二, 宇都宮あかね. ROC解析における画像システム間の統計学的有意差の検定方法—Jackknife法とその適応—. 日放技学誌 1997; 53(6): 691-698.
- 18) 白石順二. 新しいROC曲線間の統計学的有意差検定ソフト「DBM MRMC」. 画像通信 2007; 30(1): 89-96.
- 19) 下瀬川正幸. ROC解析の基礎とDBM MRMCを用いた実践. 日放技学誌 2010; 66(11): 1508-1514.
- 20) 寺澤和晶, 林 信成. CT造影技術. 株式会社メディカルアイ, 東京, 2013: 48-53.
- 21) 高林 健, 安田貴明, 藤原正則, 他. 大腸CTを身につける! 症例で学ぶ大腸CT診断. 株式会社シービーアール, 東京, 2014: 5-6.
- 22) 森 一生, 山形 仁, 町田好男. CTとMRI—その原理と装置技術—. コロナ社, 東京, 2010: 45-46.
- 23) 吉村重哉. IMR Platinum: フィリップスによる診断画像の進化. 映像情報 Med 2015; 47(11): 175-179.
- 24) 田中 敬. 新世代 Area Detector CT『Aquilion ONE™/GENESIS Edition』. 映像情報 Med 2016; 48(10): 140-144.
- 25) 立神史稔, 檜垣 徹, 藤岡知加子, 他. 逐次近似再構成法の新技术—FIRSTの概要と初期経験—. 映像情報 Med 2015; 47(11): 88-93.
- 26) 尾田清太郎. Iterative Model Reconstruction(IMR)の実際. 映像情報 Med 2015; 47(11): 94-99.

問合せ先

〒093-0076 網走市北6条西1丁目9番地

JA北海道厚生連網走厚生病院医療技術部放射線技術科 二俣芳浩