臨床技術

論文受付
2013 年 5 月 13 日
論文受理
2013 年 11 月 5 日
Code No. 251

模擬大腸ファントムを用いた CT コロノグラフィの画像評価 ～再構成スライス厚が及ぼす影響について～

二俣芳浩 赤城尚之 菅原 司 中村俊一

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、1990 年頃から欧米で大腸がんスクリーニング検査への応用が研究されるようになり、2008 年には米国がん協会などの合同ガイドラインにおいて、50 歳以上の大腸がんの中リスク群スクリーニング検査の一つとして、5 年に一回行われることが推奨されている¹⁾。これによって、今後大腸がんスクリーニング検査として普及することが

予測される。

本邦においても 2011 年 8 月に大腸 CT 用炭酸ガス自動注入器と専用のカテーテルセットが薬事承認され、さらに 2012 年 1 月には専用カテーテルセットを用いて炭酸ガス注入を行い、16 列以上の multidetector-row CT (MDCT) にて CTC を撮影し、三次元 (3 dimension: 3D) 画像を作成した場合に所定点数 600 点の大腸 CT 撮影加算が保険収載された²⁾。しかし、大腸 CT 撮影加算の

Computed Tomography Colonography Image Assessment Using Colon Phantom-effects of Reconstructed Slice Thickness

Yoshihiro Futamata,* Naoyuki Akagi, Tsukasa Sugawara, and Shunichi Nakamura

Medical Technology Section, Radiation Technological Department, JA Hokkaidoukouseiren Abashiri Kousei Hospital

Received May 13, 2013; Revision accepted November 5, 2013

Code No. 251

Summary

Computed tomography colonography (CTC) is a robust and reliable imaging test of the colon. Recent studies show good sensitivity for the identification of nonpolypoid (flat) lesions as well. The purpose of this study was to determine the accuracy and reproducibility of a volume-rendering (VR) and virtual gross pathology (VGP) technique for detecting a polypoid lesion phantom by varying slice thickness. The scan of a simulated house-made phantom was performed using a 16-slice CT scanner with varying combinations of tube voltage (120 kVp), effective exposure (100 mAs), detector configuration (16×0.75 mm), rotation time (0.75 s), helical pitch (0.688, 0.938, 1.066 and 1.188), reconstruction kernel (A, B and C), and section thickness/reconstruction interval (0.8/0.4, 1.0/0.5 and 1.5/0.75 mm). All image data were transferred to a three-dimensional workstation to assess multi-planar reformation (MPR), VR and VGP. Accuracy of volume measurement using the VR technique for quantitative analysis was compared using a paired *t*-test. Four radiological technologists also independently evaluated the visual score using the VGP technique for qualitative analysis, and their evaluations were compared using one-way analysis of variance with Fisher's protected least significant difference post-hoc test. There was a statistically significant difference in reproducibility between the three different slice thicknesses as to volume measurement and observer performance test ($p < 0.01$ and $p < 0.05$, respectively). Furthermore, the reproducibility improved when using thinner slices. In conclusion, VR and VGP techniques using a slice thickness of 0.8 mm made it possible to maintain accuracy and reproducibility when using CTC to detect polypoid lesions.

Key words: computed tomography colonography (CTC), colon phantom, slice thickness, 16-row multidetector computed tomography (CT)

*Proceeding author

Fig. 1 An in-house-made colon phantom.
(a) External appearance of colon phantom
(b) Frontal view of the VR image
(c) Lateral view of the VR image

条件にある 16 列以上の MDCT であっても、使用する CT 装置によってさまざまな再構成スライス厚が選択可能である。また、CTC 専用の解析ソフトも数多く存在し、各社独自の視点でその有用性を提案している³⁾。一方、CTC における再構成スライス厚について、対象とする病変サイズにもよるが、表面型病変に対する描出能を考慮すると 1 mm 以下が望ましいこと⁴⁾や CTC スクリーニングにおいて 1.25 mm 以下の使用を推奨している⁵⁾ものもある。そのため、各施設において、診断に影響なく適切な再構成スライス厚で大腸描出が成されていることを確認するために、CT 大腸解析用ソフトから得られる 3D 画像について、客観的に評価することが重要となる。しかしながら、CTC における再構成スライス厚について、volume rendering (VR) 画像および仮想切除標本展開 (virtual gross pathology: VGP) 画像など 3D 画像の観点から大腸描出能への影響を論じた検討がなく、その描出能と再構成スライス厚の関係について検討が必要であると考えた。

そこで本検討では、当院での CTC スクリーニング検査を行うにあたり、再構成スライス厚とそれに影響を及ぼす可能性のある再構成関数⁶⁾および pitch factor (pitch) について、CTC の撮像条件で撮影した模擬大腸ファントムの VR 画像、multiplanar reconstruction (MPR) 画像および VGP 画像における大腸描出能を体積比較、画像計測、視覚評価によって検討した。

1. 方法

1-1 画像処理ワークステーション Ziostation2 の CT 大腸解析ソフトの概要

各社独自の CTC 画像処理・表示法が開発されているが、本検討では、ザイオソフト社製 Ziostation2 の CTC ソフトウェアである CT 大腸解析 (CT 大腸解析) を用い

Fig. 2 Fusion image using two different time series (the volume data sets are right after scanning and after the elapse of 30 min).
(a) Frontal view of the VR image
(b) Lateral view of the VR image
(c) The MPR image shows there is no difference (arrow) between the two data sets.

た。これは、CT の volume data で virtual endoscopy (VE) を表示するだけでなく、効率よくスクリーニング検査などを行うことができる新しい表示方法である VGP でも表示可能である。VGP とは、大腸を切り開いた画像である。腸管の仮想中心線から円筒投影法を用いて展開しているものであるが、独自の画像解析アルゴリズムによって歪みが少ない展開像を実現している。なお VGP では広範囲を一度に観察できるだけでなく、平面上に展開することで、壁や屈曲などに隠れた病変も見つけやすいという利点がある⁷⁾。

1-2 模擬大腸ファントムおよび撮影条件

1-2-1 模擬大腸ファントム

Fig. 1 および Fig. 2 に模擬大腸ファントムについて示す。まず、本検討を行うにあたり、再構成スライス厚への影響のみを評価するために、腸管の蠕動運動や炭酸ガスの吸収による空気量の変化、息止めによる腸管の変形といった人体に起こるさまざまな生理的影響を受けないデータを得る必要がある。そこで模擬大腸として、CT 大腸解析での画像評価を行うために、人体の大腸同様に管腔構造を有しており、かつ取り扱いが容易な食用として市販されている牛の大腸を用いた。その内腔を空気で満たして両端を縛ることで空気が漏れ出さないようにし、20×30×50 cm の発砲スチロール製の容器に入れて、アイソセンタに配置し撮影を行った。なお、S 状結腸や横行結腸などの大腸走行について、可能な範囲で再現することと撮影中にファントムの位置に変化がないようにするために、容器内のファントムの隙間には、大小不同の発砲スチロールを入れることで固定を行っている。

また、予備実験として、上記手技にて作成したファントムを作成直後と30分経過後に同様の条件で撮影し、それぞれの volume data を比較するため、マルチデータフュージョン機能によって重ね合わせて、その形状に変化がないことを視覚的に確認した。

1-2-2 撮影条件

CT装置としてBrilliance CT 16(Philips Healthcare)を使用した。撮影条件は、X線CT撮影における標準化「ガイドライン GuLACTIC」(GuLACTIC)のCTCスクリーニングでの推奨条件に準じることとし、そこで規定されている実効電流時間積(effective mA second: Eff.mAs) 250 mAs, 撮影時間 25 s 以内⁵⁾を超えないように考慮した。管電圧: 120 kVp, Eff.mAs: 100 mAs, 回転速度: 0.75 s/rot, pitch: 1.063, detector collimation(DC): 0.75 mm×16, resolution: standard, display field of view(DFOV): 350 mm, length: 535 mm(もしくは入力可能な最も近い数値), Spiral filter(+)とした。再構成においては、今回選択したDCで可能な再構成スライス厚: 0.8 mm, 1 mm, 1.5 mm, 間隔: 0.4 mm, 0.5 mm, 0.75 mm, フィルタ補正逆投影法(filter back projection: FBP)の腹部標準フィルタ関数(フィルタ関数): A, B, Cとし、それぞれの再構成スライス厚においてフィルタ関数A, B, C(0.8~1.5A-C)で再構成を行った。このFBPのフィルタ関数は、A, B, Cの順序で解像度特性が向上し、それに伴いノイズが増加する傾向にある⁸⁾。得られた再構成データから、CT大腸解析を用いてVR画像、MPR画像およびVGP画像を作成した。ただし、すべての画像は、CT大腸解析を使用して自動抽出によって得られた画像にてすべての解析を行い、主観による恣意的なデータ操作が行われることを極力排除した。なお、当院CTCでの撮影範囲は、400 mmを想定しており、pitch: 1.063で設定した場合にその撮影時間は、24.78 sとなる。

1-3 腸管描出能の評価

模擬大腸ファントムについて、再構成スライス厚とフィルタ関数が腸管描出能に与える影響を確認するために、以下の3項目について検討を行った。

1-3-1 VR画像による体積比較

模擬大腸ファントムのVR画像について、体積比較を行った。それぞれの体積算出にはCT大腸解析を使用し、自動描出された管腔内部の容積から3D計測によって表示された値を用いた。また、各再構成スライス厚間の算出結果について、t検定を用いた有意差検定を行った。

1-3-2 視覚評価

模擬大腸ファントムのVGP画像について、描出能を

評価するために観察者実験を行った。1-2-2から得られたVGP画像を並列させた2メガピクセルカラーモニター(RadiForce MX241W, ナナオ社)2台にそれぞれ4分割にて全面表示し、各観察者が模擬大腸ファントムの描出が優れている順に1位から9位までの順位付けを行った。得られた順位尺度から正規化順位法⁹⁾を用いて距離尺度(心理尺度)へ変換し、分散分析から試料間の有意差検定を行った。観察者は、診療放射線技師4名で経験年数は4, 11, 14, 18年である。なお、可能な限り忠実にファントムを再現できる撮影条件として、1-2-2での撮影条件において、すべて大焦点を使用しているが、ファントムが大腸走行を考慮した配置のために、アイソセンタから離れる部分も生じることとファントム内腔の描出向上を目的として、大焦点よりview数やmodulation transferfunction(MTF)の優れる小焦点による撮影を行い⁸⁾、撮影条件を管電圧: 120 kVp, Eff.mAs: 100 mAs, 回転速度: 0.75 s/rot, DC: 0.75 mm×16, 再構成スライス厚: 0.8 mm, 間隔: 0.4 mm, resolution: high, pitch: 0.438, DFOV: 350 mm, フィルタ関数: B, length: 535 mmとした。これによって得られたVGP画像(standard image: SI)を観察者に提示し、その画像を踏まえたうえで順位付けを行っている。なお、撮影範囲を400 mmとした場合、小焦点では、pitch: 0.563が選択可能な最大値となるが、その撮影時間は、46.33 sとなる。また、本検討における観察結果の公表に関して、観察者に同意を得た。

1-3-3 MPR画像による画像計測比較

模擬大腸ファントムのMPR画像について、画像計測を行った。画像計測には、CT大腸解析の2体位比較(2体位比較)を使用して、以下のように計測を行った。本来、同じファントムを撮影して得られたデータに対して同様の解析処理が行われているのであれば、表示される画像も変化しないはずである。そこで、SIのvolume dataと1-2-2から得られたvolume dataをそれぞれ2体位比較で読み込み、「VE+MPR」画面において、始点からの長さが50 mm, 100 mm, 150 mm, 200 mmでのMPR画像を表示する(Fig. 3)。次に、MPR画像から計測する隆起部分を決定し、隆起部分の両端A, Bを直線で結び計測する(measurement line 1: L1)。続けて、L1を平行移動させて隆起部分の腸管壁に接するように線を引く(adjoint line: AL)。その後、ALに対して隆起部分の最も高い部分から垂直に直線を引き、目視で確認できる腸管壁までの距離を計測する(measurement line 2: L2)(Fig. 4)。これによって、得られたL1, L2について、それぞれL1, L2の変化率をSIの数値から算出して比較した。なお、計測された数値は、視認性によ

Fig. 3 An overview of the image evaluation using MPR images.

Fig. 4 A schema showing the location of image evaluation.
a: Measurement Line 1, b: Adjoint line, c: Measurement Line 2

る誤差を可能な限り少なくするために、計測者4名による独立した計測を行い加算平均している。計測者は、診療放射線技師4名で経験年数は4, 11, 14, 18年である。また、本検討における計測結果の公表に関して、計測者に同意を得た。

1-4 Pitch 可変時の腸管描出能に与える影響への評価

模擬大腸ファントムについて、pitch が腸管描出能に与える影響を確認するために、以下の3項目について検討を行った。

1-4-1 VR 画像による体積比較

1-3-1と同様の方法にて評価を行った。撮影条件は、管電圧: 120 kVp, Eff.mAs: 100 mAs, 回転速度: 0.75 s/rot, DC: 0.75 mm×16, 再構成スライス厚: 0.8 mm, 間隔: 0.4 mm, pitch: 0.688(a), 0.938(b), 1.063(c), 1.188(d), DFOV: 350 mm, フィルタ関数: B, length: 535 mmとした。なお、DFOV: 350を超えない場合、pitch: 1.188が選択可能な最大値となるが、それを超えるDFOVを設定した場合には、pitch: 1.063となる。

1-4-2 視覚評価

VGP画像の歪み度合いを評価するために、観察者実験を行った。実験試料は、1-4-1で得られたvolume dataのVGP画像を用いた。ちなみに、本検討での歪みとは、急激なひだの形状変化やVGP画像自体の違和感を指している。この画像を2画像1組の試料として、2メガピクセルカラーモニタ(RadiForce MX241W, ナナオ社)にてVGP画像を表示し、大腸全体の歪み度合いを各組合せで5段階のスコアで評価した。一対の画像をA, Bとした場合、各スコアは、「Aの方がBより明

らかに歪みの影響がない」+2点, 「Aの方がBよりやや歪みの影響がない」+1点, 「AとBは同等」0点, 「Aの方がBよりもやや歪みの影響がある」-1点, 「Aの方がBよりも明らかに歪みの影響がある」-2点とした。その結果に対してSchefféの一对比較法¹⁰⁾を適用して評価値を算出し、さらに分散分析によって有意差検定を行った。観察者は、診療放射線技師4名で経験年数は4, 11, 14, 18年である。また、本検討における観察結果の公表に関して、観察者に同意を得た。なお、Schefféの一对比較法を用いた理由として、心理尺度では、一般的に5~10程度の試料数とするのが望ましいこと⁹⁾や試料間の優劣のみの評価であり、それぞれの試料に対するより正確な観察者の情報を得ることが可能なためである¹⁰⁾。

1-4-3 MPR 画像による画像計測比較

1-3-3と同様の方法にて評価を行った。また、撮影条件についても、1-4-1と同様とした。

1-5 臨床画像評価

本検討での模擬大腸ファントムの結果を確認するために、臨床でのCTCデータから以下の2項目について検討を行った。

1-5-1 VR 画像による体積比較

当院において、スクリーニング目的で行ったCTC検査1例(臨床画像)のvolume dataについて、1-3-1と同様の方法にて評価を行った。ただし、撮影条件は、1-2-2も同様になっているが、フィルタ関数についてBのみとした。なお、本検討で用いた画像データについて、

Fig. 5 Comparison of VR images with different slice thickness and reconstruction kernel.

Fig. 6 Comparison of VGP images with different slice thickness and reconstruction kernel.

Table 1 Results of volume measurement using VR images with different slice thickness and reconstruction kernel

	Slice thickness (mm)	Kernel	Volume (ml)
**	0.8	A	81.5
		B	81.5
		C	82.64
**	1.0	A	83.7
		B	83.6
		C	84.65
	1.5	A	91.66
		B	91.64
		C	92.67
	Standard image	B	82.45

** : significant difference

当会の個人情報取扱規程を遵守している。そのため、得られた患者情報は、当会の個人情報保護方針に則り個人が特定されないように匿名化処理を行った。

1-5-2 視覚評価

VGP 画像の歪み度合いを評価するために、観察者実験を 1-4-2 と同様の方法で行った。実験試料は、1-5-1 で得られた volume data の VGP 画像を用いた。観察者は、診療放射線技師 4 名で経験年数は 4, 11, 14, 18 年である。また、本検討における観察結果の公表に関して、観察者に同意を得た。

2. 結果

2-1 腸管描出能の評価

2-1-1 VR 画像による体積比較

Fig. 5 および Table 1 に各撮影条件における模擬大腸

Fig. 7 Comparison of zoomed VGP images based on the reference image.

ファントムの VR 画像とその体積を示す。それぞれの体積比較では、各再構成スライス厚間のすべてで有意差を認めた ($p < 0.01$)。また、その体積は、最大で 1.5C の 92.67 ml, 最小で 0.8A-B の 81.5 ml となった。

なお、CT 大腸解析によって行われた大腸模擬ファントムの自動抽出では、今回得られたすべてのデータにおいて、同一範囲であるファントムの一部しか抽出することができなかった。

2-1-2 視覚評価

Fig. 6 および Fig. 7 に模擬大腸ファントムの VGP 画像を示す。また、Fig. 8 は、心理尺度を数値線上に表

Fig. 8 Results of distance scale analyzed by normalized rank method with one-way analysis of variance for each reconstructed VGP image.

Table 2 Results of image evaluation using MPR images with different slice thicknesses and reconstruction kernel

Distance	Measurement line	Measured value (mm)									
		SI	0.8A	0.8B	0.8C	1.0A	1.0B	1.0C	1.5A	1.5B	1.5C
50 mm	L1	27	27.4 (-1.1)	26.8 (-3.2)	27.1 (-2.2)	28 (+1.1)	27.1 (-2.2)	26.7 (-3.6)	27.8 (+0.4)	28.7 (+3.6)	27.7 (±0)
	L2	12.6	12.7 (+0.8)	12.4 (-1.6)	12.7 (+0.8)	12.1 (-4.0)	12.5 (-0.8)	12.6 (±0)	12.5 (-0.8)	12 (-4.8)	13.1 (+4.0)
100 mm	L1	30.1	29.7 (-1.3)	30.3 (+0.7)	29.4 (-2.3)	29.6 (-1.7)	29.7 (-1.3)	29.6 (-1.7)	29.6 (-1.7)	30.9 (+2.7)	31.3 (+4.0)
	L2	8	8.4 (+5.0)	7.9 (-1.3)	8.2 (+2.5)	8 (±0)	8.5 (+6.3)	8.5 (+6.3)	8.5 (+6.3)	8.2 (+2.5)	8.4 (+5.0)
150 mm	L1	14.4	14.9 (+3.5)	14.4 (±0)	14.6 (+1.4)	13.8 (-4.2)	13.7 (-4.9)	13.8 (-4.2)	13.7 (-4.9)	13.8 (-4.2)	13.8 (-4.2)
	L2	9.2	9.2 (±0)	9.5 (+3.3)	9.5 (+3.3)	9.5 (+3.3)	9.5 (+3.3)	9.8 (+6.5)	8.9 (-3.3)	9.6 (+4.3)	9.5 (+3.3)
200 mm	L1	27.7	28.9 (+4.3)	28.9 (+4.3)	28.6 (+3.2)	28.1 (+1.4)	28 (+1.1)	27.1 (-2.2)	27.3 (-1.4)	27.6 (-0.4)	28.9 (+4.3)
	L2	13.6	13.6 (±0)	13.7 (+0.7)	13.9 (+2.2)	13.4 (-1.5)	13 (-4.4)	13.2 (-2.9)	12.8 (-5.9)	13.2 (-2.9)	12.6 (-7.4)

The number in parentheses indicates the volume rate of change [%] for SI.

し、同時に各再構成スライス厚間の有意差を示したものである。

VGP 画像は、再構成スライス厚が厚くなるとともに有意に順位が低くなった($p<0.05$)。ただし、1.0B-1.5C間では有意差は認められなかった($p>0.05$)。また、同一再構成スライス厚において、フィルタ関数を変化させた場合では、1.5A-B-C間にそれぞれ有意差を認めた($p<0.05$)。ただし、再構成スライス厚 0.8 mm~1.0 mmでは、フィルタ関数による有意差は認められなかった($p>0.05$)。

2-1-3 MPR 画像による画像計測比較

Table 2 に各撮影条件における MPR 画像での計測結果を示す。計測された中での最大変化率は 7.4%であり、計測箇所による明らかな差は認められなかった。

2-2 Pitch 可変時の腸管描出能に与える影響への評価

2-2-1 VR 画像による体積比較

Fig. 9 および Table 3 に各撮影条件における模擬大腸ファントムの VR 画像とその体積を示す。それぞれの体

Fig. 9 Comparison of VR images with different helical pitch.

積比較では、各 pitch 間のすべてで明らかな差は認めなかった。

2-2-2 視覚評価

Fig. 10 に模擬大腸ファントムの VGP 画像を示し、Fig. 11 にその視覚評価結果を示す。Scheffé の一対比較法は評価値が大きいほど高い評価となるが、pitch a-c および pitch a-d の間で有意差を認めた($p<0.05$)。

2-2-3 MPR 画像による画像計測比較

Table 4 に各撮影条件における MPR 画像での計測結果を示す。計測された中での最大変化率は 7.5%であり、計測箇所による明らかな差は認められなかった。

Table 3 Results of volume measurement using VR images with different helical pitch

Slice thickness (mm)	Kernel	Pitch	Volume (ml)
0.8	B	0.688	81.31
		0.938	81.3
		1.067	81.5
		1.188	81.36
Standard image	B	0.438	82.45

Fig. 10 Comparison of VGP images with different helical pitch.

Fig. 11 Comparison of the distortion at VGP images with different helical pitch by image assessment.

Table 4 Results of image evaluation using MPR images with different helical pitch

Distance	Measurement line	Measured value (mm)				
		SI	0.688	0.938	1.063	1.188
50 mm	L1	27	26.6 (-4.0)	28.8 (4.0)	26.8 (-3.2)	27.6 (-0.4)
	L2	12.6	12.7 (+0.8)	11.9 (-5.6)	12.4 (-1.6)	12.2 (-3.2)
100 mm	L1	30.1	29.5 (-2.0)	30 (-0.3)	30.3 (+0.7)	29.4 (-2.3)
	L2	8	8.5 (+6.3)	7.9 (-1.3)	7.9 (-1.3)	8.6 (+7.5)
150 mm	L1	14.4	14.3 (-0.7)	13.5 (-6.3)	14.4 (±0)	14.7 (+2.1)
	L2	9.2	9.1 (-1.1)	8.8 (-4.3)	9.5 (+3.3)	9.4 (+2.2)
200 mm	L1	27.7	27.3 (-1.4)	29.2 (+5.4)	28.9 (+4.3)	29.2 (+5.4)
	L2	13.6	13.4 (-1.5)	13.1 (-3.7)	13.7 (+0.7)	12.9 (-5.1)

The number in parentheses indicates the volume rate of change [%] for SI.

Fig. 12 Typical clinical example of VR images with different slice thicknesses.

2-3 臨床画像評価

2-3-1 VR 画像による体積比較

Fig. 12 および Table 5 に各撮影条件における臨床画像の VR 画像とその体積を示す。再構成スライス厚が

Table 5 Results of volume measurement using VR images with different slice thickness in a clinical example

Slice thickness (mm)	Kernel	Volume (ml)
0.8	B	833.9
1.0	B	846.8
1.5	B	900.9

厚くなるにつれて、VR 画像の体積が減少した。

また、その体積は、最大で再構成スライス厚 1.5 mm の 900.86 ml、最小で 0.8 mm の 833.97 ml となった。

2-3-2 視覚評価

Fig. 13 に臨床画像の VGP 画像を示し、Fig. 14 にその視覚評価結果を示す。再構成スライス厚を薄くすると歪み度合いの評価値も向上し、各再構成スライス厚間

Fig. 13 Typical clinical example of VGP images with different slice thicknesses.

のすべてで有意差を認めた($p < 0.05$).

3. 考 察

光島らは、CTCを大腸がん検診における第一段階の精密検査法として導入することによって、単に病変拾い上げ目的のcolonoscopyの数を減らし、限りあるマンパワーを内視鏡治療など他の用途に有効活用できる可能性が開けるとしている¹¹⁾。これは、地域医療を考えるうえで、都市部より医師確保が難しいとされる当院を含む地方病院において、CTCをスクリーニングとして行えるように環境を整備することは、診療支援の観点からもメリットがある。したがって、各施設にさまざまなCT装置が導入されているが、その検査精度担保のためにも診断上影響のない画像を提供できるCTC撮影条件を決定する必要がある。また、CTCの画像診断は、歴史が浅いものの消化管の形態診断学の一つとなることが、今後予想される。現在もCTCの読影は、3D画像を主体として表示される腸管から、医師による蓄積された経験を基に正常像との僅かな変化や違和感で病変の拾い上げが行われることから考えても、3D画像に対する視覚的な画像評価が重要である。

本検討では、再構成スライス厚に起因する大腸描出能への影響について、模擬大腸ファントムから得られたVGP画像など実際のCTC診断に用いられる3D画像から検証を行った。結果2-1-1では、再構成スライス厚が厚くなることで、VR画像の体積が有意に増加した。その要因として、再構成スライス厚が異なることによるZ軸方向の空間分解能の違いが挙げられる。CT大腸解析でのVR画像は、大腸そのものを描出するわけではなく、壁に囲まれた内腔全体を抽出することで腸管表面

Fig. 14 Comparison of the distortion in VGP images with different slice thicknesses by image assessment.

を表現している。したがって、Table 1で得られた体積は、内腔容積であり模擬大腸ファントムの表面性状描出の差によるものと推測できる。一般的に高画質な3D画像を取得するためには、スライス厚は重要な因子であり、薄くなるほどパーシャルボリューム効果の影響が小さくなり、Z軸方向の空間分解能が向上する¹²⁾。人体内の大腸を考えると、必ずしもスライス面に垂直となるわけではなく、肝彎曲や脾彎曲、S状結腸など急に変化を来す場合も多く、スライス厚を厚くした場合に正確な腸管の形状を捉えるには劣ると思われる。このことから再構成スライス厚0.8 mmでは、1.0 mmおよび1.5 mmに比べ管腔内部の描出能に優れることが、結果的に模擬大腸ファントム内腔容積の減少に繋がったと考える。

また、結果2-1-2において、各再構成スライス厚が厚くなることでVGP画像での再現性に有意な低下を認めたが、結果2-1-3から再構成スライス厚やフィルタ関数による計測線の変化率は、最大7.4%であった。これによって、再構成スライス厚を変化させた場合、計測箇所形状変化は計測者の視認性による影響を受けやすく、バラつきがあるものの診断に大きな影響があるとは言えず、それよりも自動抽出される腸管の仮想中心線やVGP画像作成時の円筒投影法の計算といった自動解析結果に与えている影響が危惧された。VGP画像は、腸管の屈曲部や拡張不良部分での画像の歪みが大きくなる³⁾。その解析に用いられる円筒投影法は、円筒座標系を仮定し、円筒の中心軸から放射的に投影を行い、360度パノラマ画像を作成するが、大腸内をその円筒、つまり薄い円盤の連続像と想定したものである。したがって、円盤と円盤の間を補完する最適化の過程で、再構成スライス厚の影響を受けた可能性が高い。ただし、VGP画像は、大腸粘膜面全体を静止画像として一望でき、病変の存在診断に有効である³⁾ことから、CTCスクリーニングにおける有用性が高いことは言うまでもない。したがって、VGP画像を含めた画像診断を行うのであれば、それに対する歪みの影響の少ない再構成スライス厚での3D画像が診断上必要となる。

Pitch 可変時の腸管描出能について、結果 2-2 から VR 画像の体積や MPR 画像による画像計測では明らかな差を認めないが、pitch が 0.688 と 1.063 および 1.188 の間において、視覚評価結果に有意差を認めた。これは、pitch が高くなることで僅かに Z 軸方向の SSP や MTF が低下する影響を受けたと推測される¹³⁾。その結果、CT 大腸解析によって得られた VGP 画像への影響が、視覚で感じる程度の違和感になったものと考えられた。ただし、実際の CTC における pitch 選択に伴う影響として、模擬大腸ファントムと異なり撮影時間延長による腸管の蠕動や息止め、体動によるアーチファクトが挙げられる。それらを考慮すると、必ずしも低い pitch を選択するべきではなく、各施設において診断上許容される画像であるか判断して決定することが肝要である。さらに、本検討の結果 2-1 から、同一再構成スライス厚において、フィルタ関数間で明らかな差は認めなかった。これには、CTC の 3D 画像における画質が、フィルタ関数の解像度特性よりもノイズ特性の影響を多く受けていることが考えられる。平野の検討では、腸管内の air 部分の standard deviation (SD) 値が 35 以上になると、3D 画像における病変描出能が極端に悪化する¹⁴⁾としている。そのため、今回検討に用いた Eff.mAs の air 部分の SD 値が 35 を超えることはない⁸⁾ことから、3D 画像への視覚評価での明らかな差にならなかったと考えられる。

一方、今回作成した模擬大腸ファントムについて、大腸の人体走行も加味した配置を行ったが、ファントムの一部しか認識できておらず、その全長を認識させることが困難であった。しかし、本検討で行われた評価手法は、少なくともデータ収集時にファントムの変化を認めなければその一部であっても、SI との比較検討であるため、画像評価が可能である。このことは、結果 2-3 において、臨床画像でも同様の傾向を示していることから、その結果に矛盾していない。また、CTC を考えるうえで、CT 大腸解析ソフトで行われる解析作業が自動であり、どのようなプロセスを経て画像作成されているのかユーザ側で把握しづらい部分がある。しかし、模擬大腸ファントムを用いることで、作成された画像などに対して客観的評価を行うことが可能となり、撮影条件を変更した場合、それらの解析方法が画像に与える影響や関係を知るうえでも重要な手掛かりとなる。

今後の課題として、模擬大腸ファントムについて、形状や配置などの大腸走行以外にも、内臓脂肪などの周囲臓器を考慮して作成する必要がある。またファントム

自体も再現性が高く、かつ長時間の変性を伴わないことが理想であり、それら課題克服に向けた検討も重要となる。なお、今回撮影線量の検討を行っていないが、CTC は腸管と空気を描出するものであることから、被ばく低減を図りやすい。ただし、大腸のみならずその他の臓器も撮影範囲に含まれるため、その画像も診療科へ提示が可能であり、トレードオフを考える必要がある。そのため、近年各社から出されている逐次近似法を応用した再構成技術^{15, 16)}は、CTC にとって検査普及を後押しする重要な手段であり、その恩恵を多く受けることができると考えられる。しかし、当院の CT 装置では、上記のような被ばく低減技術の導入についてハード面で不可能であり、また CT-automatic exposure control (CT-AEC) が adequate noise system であるため、患者ごとに画像ノイズを一定にする constant noise system と異なる¹⁷⁾。そのため、オペレータによる患者ごとの Eff.mAs 設定が困難であり、CT-AEC を使用しているものの大幅な被ばく線量低減にはなっていない。したがって、今後臨床データを積み重ねていく中で検証を行い、可能な範囲での被ばく低減についても検討する必要がある。

本検討の体積比較や視覚評価では、各再構成スライス厚での差が大きくなっているが、CT 装置の制約上、今回選択したスライス厚以外にその間を補完する厚さでの検討を行っていない。また pitch について、今回使用した 16 列を超える CT 装置の場合、コーン角が広がるが、それに対する影響を考慮していない。しかし、本検討の結果から、再構成スライス厚が VGP 画像へ与える影響は視覚的に明らかであり、それを示せたことに本検討の意義はあると思われる。

4. 結 語

CTC における再構成スライス厚とそれに影響を及ぼす可能性のある再構成関数、pitch について、模擬大腸ファントムによる CT 大腸解析を用いた 3D 画像から大腸描出能を検討した。本検討の結果、当院での CTC スクリーニング検査を行う場合、再構成スライス厚が厚くなることで VGP 画像の歪みに大きく影響を与えることは明らかであり、検討した再構成スライス厚の中で最も影響を受けていない 0.8 mm を使用するのが妥当と思われた。

謝 辞

本検討に際してご助言頂いたフィリップスエレクトロニクスジャパン 樋口 江氏に深く感謝致します。

参考文献

- 1) Levin B, Lieberman DA, McFarland B, et al. Screening and surveillance for the early detection of colorectal cancer and adenomatous polyps, 2008: a joint guideline from the American Cancer Society, the US Multi-Society Task Force on Colorectal Cancer, and the American College of Radiology. *CA Cancer J Clin* 2008; 58(3): 130-160.
- 2) 診療報酬の算定方法, 第3節コンピュータ断層撮影料 E200 コンピュータ断層撮影. 厚生労働省 HP <http://www.mhlw.go.jp/stf/shingi/2r98520000021ei1-att/2r98520000021els.pdf>
- 3) 飯沼 元, 三宅基隆. CT Colonography 大腸癌スクリーニングへの応用を目指した画像処理法の開発. *胃と腸* 2012; 47(1): 12-24.
- 4) 満崎克彦. CT Colonography による大腸癌スクリーニング. *映像情報(M)増刊号* 2012; 44(8): 110-115.
- 5) 井田正博 監. CTC スクリーニング. 放射線医療技術学叢書 (27) X線CT撮影における標準化「ガイドライン GuLAC-TIC」. 日本放射線技術学会, 京都, 2010: 116-117.
- 6) 丹羽伸次, 市川勝弘, 原 孝則, 他. マルチスライス CT における MPR 画像のスライスプロファイル特性. *日放技学誌* 2008; 64(6): 699-706.
- 7) 神林麻里. II CT Colonography の画像処理・表示法における技術開発の現状 1. 「ZIOSTATION」CT 大腸解析ソフト. *Innervision* 2010; 25(3): 4-5.
- 8) 二俣芳浩, 高橋靖智, 杉山 淳, 他. 16 列 MDCT における小児体幹部撮影条件の基礎的検討. *日放技学誌* 2010; 66(1): 33-41.
- 9) 中前光弘. 順位法を用いた視覚評価の信頼性について—順序尺度の解析と正規化順位法による尺度構成法—. *日放技学誌* 2000; 56(5): 725-730.
- 10) 中前光弘. 統計学的官能検査法の理論と放射線技術科学への応用—Scheffé(シェッフェ)の対比較法を中心に—. *日放技学誌* 2010; 66(11): 1502-1507.
- 11) 光島 徹, 藤原正則, 永田浩一, 他. 大腸がん検診における精検受診率向上の方策—新しい大腸精検法 CT コロノグラフィーにおける最適な前処置法の検討—. *日本消化器がん検診学会雑誌* 2012; 50(3): 351-364.
- 12) 木暮陽介, 小川正人, 萩原芳広. 5-2 画像処理にかかわる因子. これだけは習得しよう CT 検査 診療放射線技師継続学習テキスト. 日本放射線技師会, 東京, 2009: 154.
- 13) 市川勝弘, 村松禎久. 第2章 体軸方向の特性. 標準 X 線 CT 画像計測. オーム社, 東京, 2010: 193-197.
- 14) 平野雄士. CT コロノグラフィ: 画質と被ばくの関係. *画像通信* 2007; 30: 29-32.
- 15) 石原敏裕. 2. CT の最新動向 CT の最新技術動向—被ばく低減技術を中心に. *Innervision* 2013; 28(2): 23-27.
- 16) 山崎暁夫, 永澤直樹, 北川覚也, 他. CT における逐次近似再構成. *映像情報(M)増刊号* 2012; 44(8): 130-136.
- 17) 松村禎久. CT における被ばく低減技術のソリューション. *映像情報(M)増刊号* 2011; 43(8): 44-51.

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