

原著

論文

16列マルチディテクタCTの低コントラスト分解能：局所線量，撮影時間との関係

松原孝祐¹⁾ / 越田吉郎²⁾ / 上野博之³⁾ / 鈴木正行⁴⁾ / 辻井秀夫⁵⁾ / 山本友行⁶⁾
金沢大学医学部附属病院 放射線部 診療放射線技師^{1, 5, 6)} / 金沢大学大学院 医学系
研究科 保健学専攻^{2, 4)} / 金沢大学医学部 保健学科³⁾

Key words: multidetector-row CT, low-contrast resolution, radiation dose, scanning time, receiver operating characteristic

Summary: This study was performed to examine relationships between low-contrast resolution and radiation dose, and between low-contrast resolution and scanning time in a multidetector-row CT with 16 detector rows by expressing the low-contrast resolutions numerically using an objective technique.

A phantom for evaluation of low-contrast resolution was scanned at 100 mAs with sixteen patterns of scan parameters under several X-ray beam widths, X-ray tube rotation times, and helical pitches. Low-contrast resolutions in the obtained images were expressed numerically based on receiver operating characteristic (ROC) curves, and relationships among low-contrast resolutions, radiation doses, and scanning times were assessed by using single regression analysis.

As a result, it was shown that the exponential increase of radiation dose according to the improvement of low-contrast resolution could not be avoided. A similar tendency was confirmed about scanning time. However, it was suggested to be able to shorten the scanning time depending on setting of X-ray tube rotation time and tube current.

要旨：

当検討は、16列マルチディテクタCTの低コントラスト分解能を客観的手法にて数値化し、局所線量，撮影時間との関係を調べることを目的とした。

評価用ファントムを管電流時間積100mAsで、X線ビーム幅，X線管回転速度，ヘリカルピッチを変化させた16通りの撮影条件にて撮影し、得られた画像をROC曲線下の面積を求める方法により客観的に評価し、局所線量，撮影時間との関係を単回帰分析によって数式化した。

その結果、低コントラスト分解能の向上に伴う指数関数的な局所線量の増加は避けられないことが示された。撮影時間に関しても同様であるが、X線管回転速度と管電流値の設定次第では短縮できることが示唆された。

(日放技誌55：421-425, 2008)

〔はじめに〕

64列以上のいわゆるボリュームCTの普及により、16列マルチディテクタCT（以下、MDCT）の位置付けは、研究機から臨床汎用機へと変わりつつある。また、平成18年度診療報酬改定で、保険点数の算定基準が部位別項目から装置の種別に変更されている

Department of Radiological Technology, Kanazawa University Hospital : Kosuke Matsubara, Hideo Tsujii, Tomoyuki Yamamoto, Department of Quantum Medical Technology, Kanazawa University Graduate School of Health Sciences : Kichiro Koshida, Masayuki Suzuki, Department of Radiological Technology, Kanazawa University : Hiroyuki Ueno

投稿受付：平成20年1月24日

最終稿受理：平成20年2月19日

別刷請求先：石川県金沢市宝町13-1

(〒920-8641)

金沢大学医学部附属病院 放射線部

松原孝祐

ことにより、大規模施設のみならず、今後は中規模、小規模施設にもコストパフォーマンスの高い16列MDCTが多く導入されることが予想される。

一方で、MDCT導入当初より、患者への医療被曝の増加が懸念されている。Mooreら¹⁾は4列、8列MDCTと比較して、16列MDCTでは撮影時の被曝線量が低減すると報告しているが、松原ら²⁾は4列MDCTと比較して、16列MDCTの方が撮影時の被曝線量が増加する可能性があることを報告している。16列MDCTは、撮影条件の設定次第で、少ない被曝線量で多くの利益を得ることが可能な優れた装置であるが、逆に被曝線量の増加につながる危険性もあることを意味している。従って、撮影条件の適切な設定は、16列MDCTを使用する際の最重要課題であると言える。

具体的には、患者にとって必要な被曝であればそれは許容されるべきであるが、同じ利益を得るために患者に与える線量は、できる限り低減しなければならない。また、被曝線量の増加と引き換えに、必

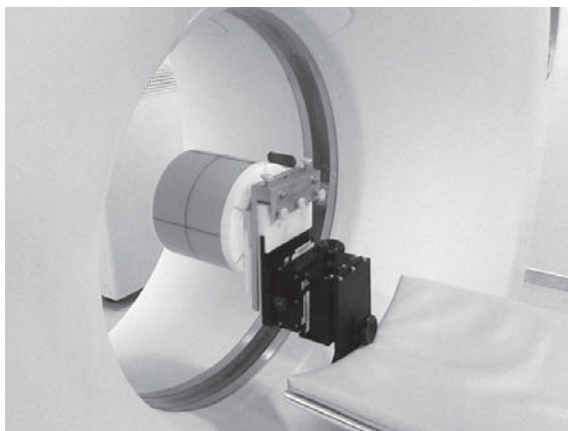


Fig. 1 Experimental set up for evaluation of low-contrast resolutions

要とされる以上に高い分解能を有する画像を提供することは避けなければならない。そのためには、使用CT装置の物理特性や、各撮影部位および病態の評価に必要な分解能を把握しておくことである。特に低コントラスト分解能は、これまでも装置の性能評価や画質評価の際に評価されており^{3~7)}、低コントラスト分解能と被曝線量には密接な関係があることから、使用する装置における撮影パラメータと低コントラスト分解能および被曝線量との関係を把握しておくことが重要である。

Table 1 Patterns of scan parameters.

Number of Patterns	Rotation Time (sec/rot)	Beam Width (mm)	Helical Pitch
1	0.5	10	0.5625 : 1
2	0.5	20	0.5625 : 1
3	0.7	20	0.5625 : 1
4	0.9	20	0.5625 : 1
5	0.5	10	0.9375 : 1
6	0.5	20	0.9375 : 1
7	0.7	20	0.9375 : 1
8	0.9	20	0.9375 : 1
9	0.5	10	1.375 : 1
10	0.5	20	1.375 : 1
11	0.7	20	1.375 : 1
12	0.9	20	1.375 : 1
13	0.5	10	1.75 : 1
14	0.5	20	1.75 : 1
15	0.7	20	1.75 : 1
16	0.9	20	1.75 : 1

そこで当検討では、16列MDCTの低コントラスト分解能を、ROC解析を応用した客観的手法にて数値化し、局所線量および撮影時間との関係を調べたので報告する。

〔方法〕

対象としたCT装置はLightSpeed Ultra16 (GE Healthcare社製)である。低コントラスト分解能評価用MHT型ファントム (京都科学社製)をX線管回転中心に配置し (Fig. 1), 分解能評価部を管電圧120kV, 管電流時間積100mAs固定, スライス厚5.0mmで, X線ビーム幅, X線管回転速度, ヘリカルピッチの組み合わせを変えた16通りの撮影条件 (Table 1)にて, 分解能評価部の画像1枚の撮影を, それぞれ10回ずつ施行した。再構成関数はStandard, scan field of view (SFOV)はLarge (50 cm), display field of view (DFOV)は25 cm, マトリックスサイズは512×512, 再構成モードはFullを用いた。

得られた10枚1組の画像は、白石ら⁴⁾が報告したROC曲線下の面積を求める方法に従って、Fig. 2に示した信号部、雑音部のCT値の平均値および標準偏差を求め、撮影条件ごとに中心部および周辺部に

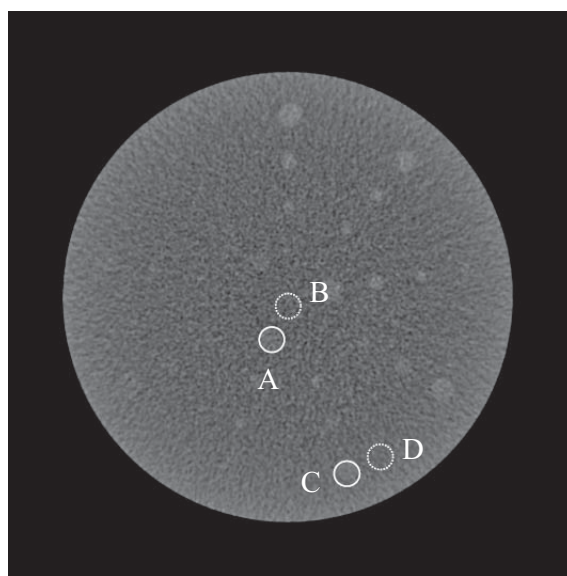


Fig. 2 Cross-section of the phantom used for evaluation of low-contrast resolution

Region A is the signal region in an on-center location (theoretical pixel value, 60 HU), and region B is the noise region in an on-center location (theoretical pixel value, 50 HU). Region C is the signal region in an off-center location (theoretical pixel value, 60 HU), and region D is the noise region in an off-center location (theoretical pixel value, 50 HU). Each region is 10 mm in diameter.

おけるROC曲線下の面積（以下、Az）を算出した。ここで、信号部および雑音部のサイズは、大きい方が統計的信頼度が高くなること示されているため⁴⁾、使用ファントムが有する球体状偽腫瘍部の中で、一番大きい10mmに合わせて直径10mmの正円とした。また、偽腫瘍部とバックグラウンド部のCT値差は、大き過ぎるとAzが1.0に近くなり、小さ過ぎるとAzが0.5に近づくため、使用ファントムが有する3種類の球体状偽腫瘍部（55 HU、60 HU、65 HU）を対象として事前に検討を行い、60 HUの偽腫瘍部を信号部として選択した。その上で、Azと装置に表示される volume CT dose index（以下、CTDIvol）およびAzと撮影時間との関係を調べた。また、16通りの撮影条件のCTDIvolと撮影時間との関係を調べた。

【結果】

Fig. 3に、Azと装置に表示されたCTDIvolとの関係を示す。単回帰分析によって、両者の関係は指数関数で近似することが可能であった。中心部における回帰曲線は $y=1.47 \times 10^{-3} e^{12.6x}$ 、 $y=6.37 \times 10^{-3} e^{9.35x}$ であった（x: Az, y: CTDIvol (mGy)）。なお、中心部における決定係数（以下、 R^2 ）は0.853、周辺部における R^2 は0.872であった。

Fig. 4に、Azと撮影時間との関係を示す。単回帰分析によって両者の関係は指数関数で近似することが可能であった。中心部における回帰曲線は $y=2.96 \times 10^{-4} e^{11.5x}$ 、周辺部における回帰曲線は $y=1.08 \times 10^{-3} e^{8.62x}$ であった（x: Az, y: 撮影時間 (sec)）。なお、

中心部における R^2 は0.672、周辺部における R^2 は0.697であった。

Fig. 5に、装置に表示されたCTDIvolと撮影時間の関係を示す。単回帰分析によって両者の関係は一次関数で近似することが可能であった。求められた回帰直線は $y=0.079x+0.168$ （x: CTDIvol (mGy), y: 撮影時間 (sec)）、 R^2 は0.636であった。

【考察】

16列MDCTに限らず、いかなるCT装置を使用する場合でも、各撮影パラメータの組み合わせと低コントラスト分解能の関係を把握しておくことは、最適な臨床画像を提供するためにも、被曝低減のためにも必要である。

当検討によって、低コントラスト分解能と局所線量および低コントラスト分解能と撮影時間の関係は、両者ともに指数関数によって近似できることが確認できた。このことは、低コントラスト分解能の向上には局所線量や撮影時間の指数関数的な増加を伴うことを示している。ただし、低コントラスト分解能と撮影時間の回帰曲線に対する R^2 は中心部で0.672、周辺部で0.697となり、低コントラスト分解能と局所線量の回帰曲線に対する R^2 と比較して小さいことから、撮影時間に関しては、低コントラスト分解能の向上によって、必ずしも指数関数的な増加を伴うとは言い切れない。これは同様に、局所線量と撮影時間の関係が一次関数で表せるものの、この R^2 が0.63とやや低い値であることから推察できる。

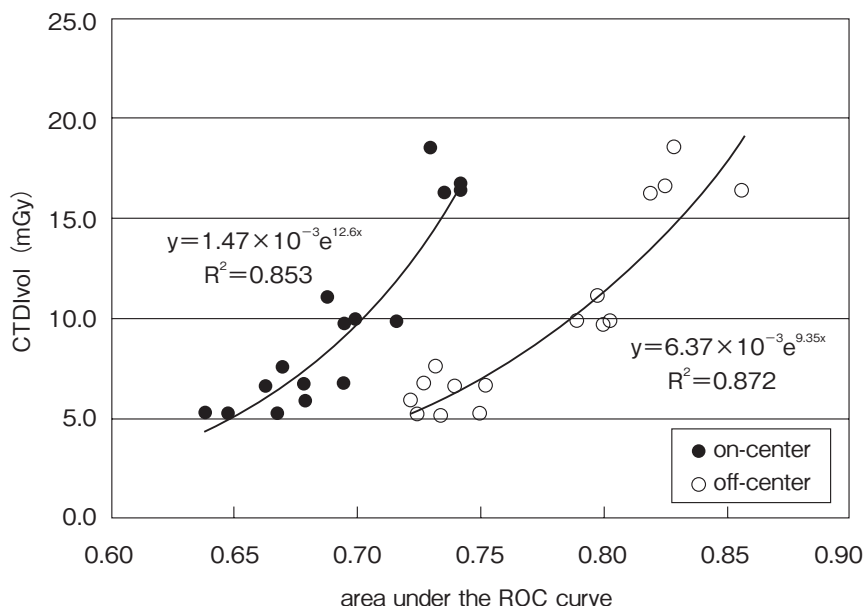


Fig. 3 Relationship between Az and displayed CTDIvol

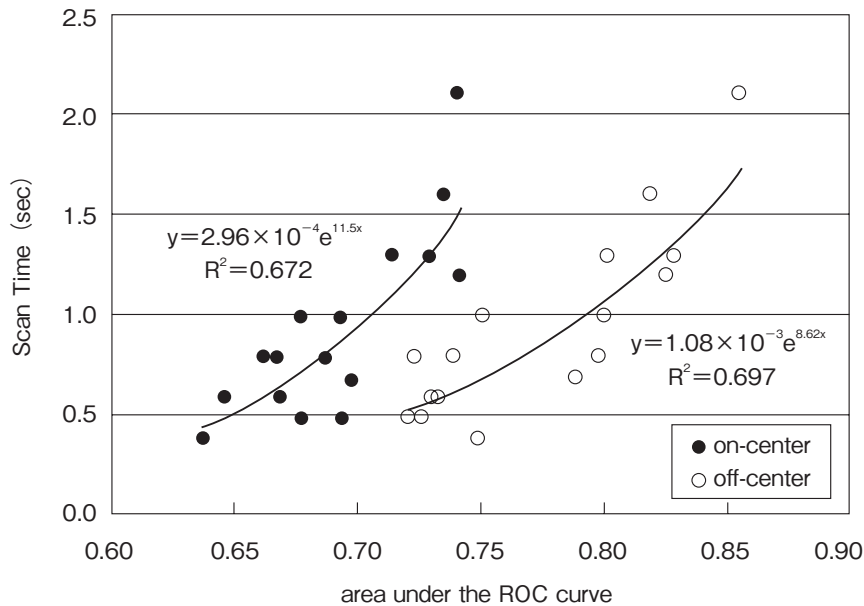


Fig. 4 Relationship between Az and scanning time

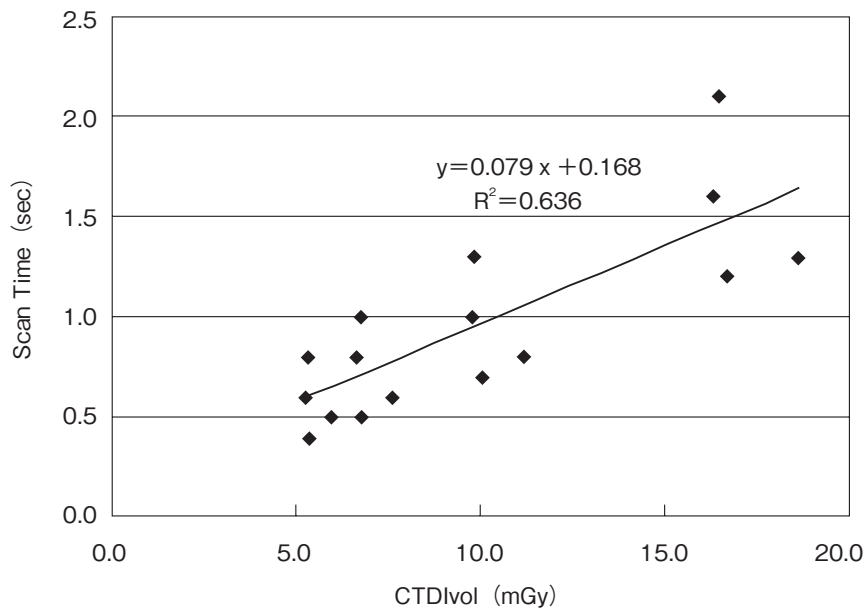


Fig. 5 Relationship between displayed CTDIvol and scanning time

Matsubaraら⁷⁾は、16列MDCT（当検討と同一機種）の低コントラスト分解能は、ヘリカルピッチの変化による影響を大きく受けるが、X線ビーム幅、X線管回転速度の変化による影響は小さいという結果を示している。そこで、以下に当検討の結果と合わせた考察を行う。

まず、ヘリカルピッチを上げると被曝線量や撮影時間は低下するので、それに伴って低コントラスト分解能が低下することになり、当検討の結果と合致する。次に、X線管回転速度を上げると撮影時間は短くなるが、管電流時間積が一定のために被曝線量は低下せず、その結果、低コントラスト分解能に与

える影響は小さくなる。つまり、撮影時間を短くしつつ低コントラスト分解能を維持することが可能であると言える。Azと撮影時間との単回帰分析におけるR²がやや低めになったのは、この点が理由の一つとして挙げられ、また、Fig. 5において、回帰直線より下にある8点のX線管回転速度がすべて最も速い0.5 (sec/rot)であることは、それを裏付ける結果であると言える。ただし山口ら⁸⁾は、X線管回転速度を上げることによる低コントラスト分解能への直接的な影響は認めないが、ビュー数の減少、すなわちサンプリング数の減少によって、再構成の画像にエイリアシングの影響が加わるために、特に

周辺部における空間分解能の劣化やアーチファクトの増加が見られることを示している。低コントラスト分解能を重視する撮影においてはその影響は少ないと考えられるが、撮影目的によってはその影響が無視できない可能性もあるため、注意しなければならない。

最後に、X線ビーム幅に関しては、同一管電流値であれば、大きい方が臓器吸収線量やCTDIvolが低減するという報告があり⁹⁾、同時に撮影時間も短くなることから、当検討の結果と合致している。しかしビーム幅が広い場合、ビームプロファイルの裾野、つまり画像生成には寄与しない領域の線量をCTDIvolで十分に評価しきれない可能性があるため^{9, 10)}、この点と低コントラスト分解能に直接関係はないものの、被曝線量評価の際には考慮しておかなければならない。

以上より、低コントラスト分解能の向上に伴い、指数関数的な局所線量の増加が生じてしまうのはやむを得ない一方で、撮影時間に関しては、X線管回転速度と管電流値の設定次第では、短縮することが可能であると考えられる。従って、低コントラスト分解能を重視する上腹部などの撮影の場合は、必要な管電流値を十分に確保できる状況にあれば、被検者の負担を低減させるためにも、X線管回転速度を最速にして撮影することが望ましいと言える。

当検討では、低コントラスト分解能と被曝線量および撮影時間との関係を調べることを目的としたため、低コントラスト分解能のみの評価にとどめている。しかし、最終的に撮影パラメータを決定する際には、CTの性能評価項目¹¹⁾としてほかに挙げられている空間分解能、実効スライス厚、アーチファクトなどに関する評価も行った上で決定することが望ましい。また、当検討においては、低コントラスト分解能と局所線量の関係を調べるに当たり、CTDIvolを局所線量の指標として用いた。しかし、これを患者線量の指標とした場合に、特に体格の小さい患者において線量が過小評価となることが報告されている¹²⁾。従って、当検討において示したCTDIvolの値が、患者被曝線量を正確に示す値ではないことには注意しなければならない。

【結語】

16列MDCTは、最先鋭の画像診断機器という立場は上位機種に譲ったものの、コストパフォーマンスの高い優れた画像診断機器として、現在でも臨床におけるニーズは非常に高い。

16列MDCTを用いた場合、撮影条件の設定次第

で被曝線量の大幅な増加に繋がる可能性があるため、特に被曝線量と密接な関係がある低コントラスト分解能が、各撮影パラメータの設定によってどのように変化するのか、またその際に被曝線量や撮影時間がどのように変化するのかを把握しておくことが求められる。

当検討における結果より、低コントラスト分解能の向上に伴う局所線量、つまり患者被曝線量の指数関数的な増加は避けられないことが示された。また、撮影時間に関しても、低コントラスト分解能の向上に伴う指数関数的な増加を認めたが、X線管回転速度と管電流値の設定次第では、低コントラスト分解能を低下させずに短縮することが可能であるため、低コントラスト分解能を重視する上腹部などの撮影の場合には、X線管回転速度を最速にして撮影することが望ましい。

参考文献

- 1) Moore WH, et al : Comparison of MDCT radiation dose : a phantom study. *AJR Am J Roentgenol* **187**(5), W498-502, 2006.
- 2) 松原孝祐・他 : X線CT装置間の患者被ばく線量の比較—人体等価ファントムによる基礎的検討—。 *日放技学誌* **53**(12), 1594-1598, 2006.
- 3) Bellon EM, et al : Performance evaluation of computed tomography scanners using a phantom model. *AJR Am J Roentgenol* **132**(3), 345-352, 1979.
- 4) 白石順二・他 : ROC解析を応用したCT装置の密度分解能の測定。 *日放技学誌* **53**(4), 431-436, 1997.
- 5) Scheck RJ, et al : Radiation dose and image quality in spiral computed tomography : multicentre evaluation at six institutions. *Br J Radiol*, **71**(847), 734-744, 1998.
- 6) Staniszewska MA, et al : Phantom studies for possible dose reduction in CT head procedures. *Radiat Prot Dosim* **114**(1-3), 326-331, 2005.
- 7) Matsubara K, et al : Contrast resolution in multi-detector-row CT with 16 detector rows : phantom study. *Radiol Phys Technol* **1**(1), 13-19, 2008.
- 8) 山口 功・他 : X線CTにおけるX線管回転速度の高速化が画質に与える影響。 *日放技学誌* **60**(1), 79-86, 2004.
- 9) 松原孝祐・他 : X線CT装置間での線量プロファイルおよび患者被ばく線量の比較評価。 *日放技学誌* **61**(5), 683-690, 2005.
- 10) 赤羽正章・他 : CTの被曝と撮影条件最適化。 *画像診断* **22**(3), 318-327, 2002.
- 11) 花井構造・他 : ラセンCTの物理的な画像特性の評価と測定法に関する報告。 *日放技学誌* **53**(11), 1714-1732, 1997.
- 12) 関口淳子 : CT装置上の被ばく線量情報の理解と被検者間による最適化。 *日放技学会撮影分科会誌* **43**, 38-41, 2004.