原 著

64 列 MDCT を用いた上腹部撮影における オーバーレンジに関する検討

上野博之¹ 松原孝祐² 越田吉郎²

論文受付
2011 年 4 月 13 日

論文受理
2012 年 10 月 17 日

Code No. 621

¹ 高岡市民病院放射線技術科

² 金沢大学医薬保健研究域保健学系量子医療技術学講座

緒 言

広範囲を高速に撮影することができる multi-detector computed tomography (MDCT) が急速に臨床現場に普及してきている。MDCT は 1 回のスキャンで、従来の single-detector CT (SDCT) よりも高分解能のデータを高速で得られるため、さまざまな部位の検査に有用であることが報告されている¹⁻⁸⁾。

一方、MDCT が導入されはじめた当初から、青山ら⁹⁾ が報告するように患者への被曝の増加が懸念されている。多検出器化によって、一回転でスキャンできる範囲が広がったことが 64 列 MDCT の特徴の一つであるが、それに伴って、目的部分以外の検査対象外への線量増加が懸念される。その原因としてオーバーレンジ

(over ranging: OR)¹⁰⁾ が挙げられる。これはヘリカルスキャン時において画像再構成のデータを収集するために設定した撮影範囲の外側までスキャンすることである。これはピッチファクタ (pitch factor: PF) を増加させるとベッドの移動速度が上がり影響が大きくなると考えられる。

X 線検査では可能な限り被曝を低減させなければならず、線量の最適化が重要である。そのための手段として、線量の最適化を含めた撮影パラメータの最適化、重要臓器の X 線照射範囲からの除外などが挙げられる。したがって、これらを適切に行うためには、撮影範囲境界領域における被曝線量がどの程度増加しているのかを把握しておくことは重要である。

Evaluation of Over Ranging in 64-slice Multidetector-row Computed Tomography Examinations for Upper Abdomen

Hiroyuki Ueno,^{1*} Kousuke Matsubara,² and Kichiro Koshida²

¹Department of Radiological Technology, Takaoka Municipal Hospital

²Department of Quantum Medical Technology, Faculty of Health Sciences, Institute of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University

Received April 13, 2011; Revision accepted October 17, 2012

Code No. 621

Summary

64-slice multidetector-row computed tomography (MDCT) have become widely used in recent years, but there is a possibility that a large volume of dose is radiated at the outside of the scope of scanning due to the effect of over ranging (OR). In this research, the dose volume change at the outside of the scope of scanning in the case of X-ray beam width (BW) and pitch factor (PF) is measured, and the effect of BW and PF on OR is considered. We scanned the upper abdomen of an acrylic human phantom using 64-slice multidetector-row CT in 4 conditions while changing BW and PF. We then measured the dose volume absorbed in the breasts, ovary, uterus, and the dose profile on the surface of phantom. As a result, when BW and PF are increased, the dose volume radiated at the outside of the scope of scanning increased, and the effect of OR appeared. Therefore, when BW and PF are set, X-ray radiated at the outside of the scope of scanning should also be considered.

Key words: computed tomography (CT), multidetector-row CT (MDCT), over ranging (OR)

*Proceeding author

本研究の目的は、64列MDCTにおけるX線ビーム幅(beam width: BW)とPFを変化させたときの、撮影範囲境界領域における線量の変化と、臓器吸収線量の変化について検討し、線量低減のための指針を得ることである。今回は上腹部を仮定して肝上縁から腸骨上縁まで撮影した。そしてその撮影範囲の外側に隣接した重要臓器として乳房、卵巣、子宮を対象とした。

1. 使用機器と実験方法

1-1 使用機器

X線CT装置は64列の検出器を有するLight Speed VCT(GE Healthcare社製)を使用した。

線量の計測にはthermoluminescence dosimeter(TLD)のMSO-S(化成オプトニクス社製)を用いた。使用したTLD素子のエネルギー依存性は少なく、ばらつきは約12%であった。TLD素子のアニーリングにはAO-SL(大日本塗料社製)を、読み取りには2800M(Victoreen社製)を用いた。TLDは450度で20分間加熱し、100度で4時間加熱した後に測定に使用した。読み取りはX線曝射後3時間後に行った。

また、使用管電圧における実効エネルギー、52 keVでの、電離箱線量計(RAMTEC1000, 東洋メディック社製, 96035 INOVISION 製)の測定値に対する校正定数を乗じて校正を行った。

実効エネルギーは純度99.9%のアルミニウムの減弱曲線から半価層を求め算出した。

人体を模したファントムには京都科学社製のアクリル製スライスファントムを用いた。このファントムには人骨が封入されている。

1-2 体軸方向における線量プロファイル

アクリルファントムの表面にプラスチックケースに封入したTLDを配置し、上腹部を頭尾方向に撮影し体軸方向における線量プロファイルを取得した。本実験では肝上縁から腸骨上縁までを上腹部と仮定し、ファントム上のそれに相当するスライス6枚分(18 cm)をスキャンした。ファントムの1スライスあたりの厚みは3 cmである。実験で用いたファントムとTLDの配置をFig. 1に示す。ファントム表面のTLDはファントムのスライスごとの平均値を求めるために、ファントムの1スライスに1個をZ軸に平行になるように均等に配置した。また、ファントムに同じだけX線が照射されたときのORの影響を比較するためにPFの値を掛けた値による線量プロファイルを作成し比較した。撮影条件はTable 1に示すように、管電圧120 kV、管電流200 mAで、BWは20 mm、40 mm、PFは0.5、1.3を用いて行った。検出器幅の組

Fig. 1 Irradiation range and organs and surface position equipped with TLD.

み合わせはビーム幅40 mmでは0.625×64、20 mmでは0.625×32を用いた。

線量の測定は照射開始位置を0°, 90°, 180°に設定して連続で照射を行いその平均値を求め、線量プロファイルを取得した。

1-3 臓器吸収線量

アクリルファントムの乳房、卵巣、子宮に相当する位置にTLDを2個ずつ、合計13個配置し、Table 1に示した撮影条件で上腹部撮影を連続で3回行い、その平均値から得られた臓器吸収線量と、その値にPFを掛けた値を求め比較した。各臓器の吸収線量は式(1)を用いて算出した。

$$D = K \times (M - B) \times (\mu_{en/\rho})_{\text{tissue}} / (\mu_{en/\rho})_{\text{air}} \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで D は臓器吸収線量、 M は各臓器における測定値の平均値(mGy)、 B は自然計数値(mGy)、 K は校正定数、 $(\mu_{en/\rho})$ は各臓器の質量エネルギー吸収係数である¹¹⁾。

2. 結果

2-1 体軸方向における線量プロファイル

得られた線量プロファイルをFig. 2に示す。縦軸を吸収線量、横軸を照射範囲の中央の位置からの距離とする。また、グラフの左側をファントムの頭側、右側を足側とする。PFを正規化して撮影境界付近の変化を比較するために、各条件におけるPFを値に掛け合わせた線量プロファイルをFig. 3に示す。縦軸を各条件のPFを掛けた吸収線量、横軸を照射範囲の中央の位置からの距離とする。また、グラフの左側をファントムの頭側、右側を足側とする。Fig. 2において標準誤差はBW

Table 1 Acquisition parameters used in this study

Tube voltage (kV)	Tube current (mA)	Beam width (mm)	Pitch factor	CTDIvol (mGy)	Exposure time (s)
120	200	20	0.531	32.96	18.7
		40	0.516	32.03	7.6
		20	1.375	12.73	10.6
		40	1.375	12.01	4.4

Fig. 2 Absorbed dose profile on surface of phantom.

Fig. 3 Absorbed dose profile for each CTDIvol.

20 mm, PF 0.531 で 3.06, BW 40 mm, PF 0.516 で 2.67, BW 20 mm, PF 1.375 で 3.18, BW 40 mm, PF 1.375 で 2.93 となった. Fig. 3 において標準誤差はそれぞれ 5.76, 5.18, 2.31, 2.13 となった.

設定した撮影範囲の外側まで X 線が照射されており、撮影範囲領域の境界の線量分布の勾配が変化していた. 同じ PF の条件で比較すると撮影範囲領域の境界から外側に 1.5 cm の測定点で, BW を広く設定した条件では, 狭い条件と比べて撮影範囲境界領域における線量分布の勾配の傾きが緩やかであった. PF を変化さ

せた場合, PF が小さいほうが撮影範囲領域の吸収線量が多くなっていた. Fig. 3 の線量プロファイルと比較すると, PF ごとに撮影範囲の外側で同様な変化を示していた.

2-2 臓器吸収線量

測定された乳房の吸収線量の値, それに PF を掛けた値, および BW が小さく PF の小さい条件における値を基準とした割合を Table 2 に示す. 卵巣および子宮について, それぞれの値を Table 3, 4 に示す. 乳房にお

Table 2 Organ dose for breast under each condition

Parameters	Organ dose (mGy)	Organ dose×pitch factor	Ratio to BW 20 mm · PF 0.513
BW 20 mm PF 0.531	3.6	1.91	1.00
BW 40 mm PF 0.516	4.3	2.22	1.16
BW 20 mm PF 1.375	1.42	1.95	1.02
BW 40 mm PF 1.375	1.98	2.72	1.42

Table 3 Organ dose for ovary under each condition

Parameters	Organ dose (mGy)	Organ dose×pitch factor	Ratio to BW 20 mm · PF 0.513
BW 20 mm PF 0.531	8.46	4.49	1.00
BW 40 mm PF 0.516	10.8	5.57	1.24
BW 20 mm PF 1.375	3.79	5.21	1.16
BW 40 mm PF 1.375	4.6	6.33	1.41

Table 4 Organ dose for uterus under each condition

Parameters	Organ dose (mGy)	Organ dose×pitch factor	Ratio to BW 20 mm · PF 0.513
BW 20 mm PF 0.531	5.35	2.84	1.00
BW 40 mm PF 0.516	6.79	3.50	1.23
BW 20 mm PF 1.375	2.15	2.96	1.04
BW 40 mm PF 1.375	3.09	4.25	1.50

ける吸収線量とその標準偏差は BW 20 mm, PF 0.531 で 3.60 ± 0.97 , BW 40 mm, PF 0.516 で 4.3 ± 1.31 , BW 20 mm, PF 1.375 で 1.42 ± 0.36 , BW 40 mm, PF 1.375 で 1.98 ± 0.64 となった。卵巣ではそれぞれ 8.03 ± 0.3 , 10.28 ± 0.21 , 3.6 ± 0.01 , 4.36 ± 0.79 となった。子宮ではそれぞれ 4.96 ± 0.05 , 6.3 ± 0.77 , 1.99 ± 0.06 , 2.87 ± 0.61 となった。

同じ BW で PF を変化させた場合, BW が大きい場合のほうが大きく増加している。BW を広げることで吸収線量値は増加したが, PF を掛けた値では PF を増加させるより BW を広げたほうが吸収線量値が大きくなる傾向を示した。

3. 考 察

結果から, BW もしくは PF の増大に伴って, 撮影範囲境界領域のファントム表面の吸収線量や内部の臓器吸収線量が増加しており, OR が撮影範囲境界領域の線量に影響していることが確認された。また, 撮影範囲境界から外側に 1.5 cm 離れた測定点ではファントム表面の吸収線量は BW が広くかつ PF の小さいものほど大きく, BW が小さくかつ PF が大きいものほど小さくなっていた。そして, 撮影範囲境界から外側に 4.5 cm 離れると差が少なくなっていた。PF を増加させることによって撮影範囲の外側に大きく照射されており, これ

は OR の影響が大きく出ているものと考えられる。松原ら¹²⁾と Schilham ら¹³⁾は BW, PF を増加させることによって撮影範囲の外側に長く X 線が照射される可能性がある, つまり OR の影響が大きくなると述べており, 今回の実験からもその可能性が示される結果となった。

また, 吸収線量をそれぞれ比較した場合, BW, PF の組み合わせによっては最大で 1.5 倍も線量が増加する可能性が示され, 上腹部における撮影範囲の外側の臓器の吸収線量を低減するためには BW, PF の設定が重要であると考えられる。

BW を小さくすると撮影範囲境界付近の線量変化の勾配が急になっていた。同様に PF を比較すると PF の小さいほうが撮影範囲境界付近の線量変化の勾配が急になっていた。したがって撮影範囲領域の外側の被曝を低減させるためには BW と PF を小さくすることが必要であることが確認された。ただし, 実際に条件を設定するときには撮影時間を考慮しなければならないため, 撮影範囲の外側の被曝を抑えるためには BW が小さく PF の大きい条件が望ましいと考えられる。ただし, 本研究では画質に関しては評価していないため, 今後画質についても評価を行わなければならない。また, 今回の実験における 3 回の照射では X 線ビームの軌道に対する不均一性を完全にキャンセルすることは困難であり

その影響もあると考えられる。

撮影範囲外側の無用な被曝を防護するためには撮影条件の設定以外にも、CT装置のX線シャッター機構が考えられる。この機構はガントリーのZ軸方向に取り付けられた可動式のコリメータが撮影範囲の外側にX線が照射されないように、照射開始時と照射終了時にX線ビームをブロックする。また、金属製のX線防護シートの使用が効果的と考えられる。たとえばHopperら¹⁴⁾は、胸部CT検査においてビスマス製のX線防護シートを適用することによって、平均57%の線量が低減できると報告している。このようなX線防護シートを撮影範囲の外側に置くことによって、撮影範囲外側の被曝低減にも効果的であることが予想される。これらの被曝低減策が画質に及ぼす影響なども含めて、今後検討していく必要がある。

4. 結 語

広いZ軸ビーム幅を使用した場合、撮影範囲境界の外側の局所線量が1.5倍程度まで増加する可能性があることが確認された。そして、撮影範囲の内側から外側にかけての線量変化ではORが影響を与えている変化が認められた。したがってBW、PFを設定する際には撮影範囲の外側の照射されるX線についても考慮しなければならない。

謝 辞

本研究の実験にご協力いただきました金沢大学医学部付属病院放射線部の皆さまには深くお礼申し上げます。

また本研究の要旨は第37回日本放射線技術学会秋季学術大会にて報告した。

参考文献

- 1) Rubin GD, Shiao MC, Leung AN, et al. Aorta and iliac arteries: single versus multiple detector-row helical CT angiography. *Radiology* 2000; 215(3): 670-676.
- 2) Fletcher JG, Wiersema MJ, Farrell MA, et al. Pancreatic malignancy: value of arterial, pancreatic, and hepatic phase imaging with multi-detector row CT. *Radiology* 2003; 229(1): 81-90.
- 3) Nieman K, Oudkerk M, Rensing BJ, et al. Coronary angiography with multi-slice computed tomography. *Lancet* 2001; 357(9256): 599-603.
- 4) Heuschmid M, Kuettner A, Schroeder S, et al. ECG-gated 16-MDCT of the coronary arteries: assessment of image quality and accuracy in detecting stenoses. *AJR Am J Roentgenol* 2005; 184(5): 1413-1419.
- 5) Mollet NR, Cademartiri F, van Mieghem CA, et al. High-resolution spiral computed tomography coronary angiography in patients referred for diagnostic conventional coronary angiography. *Circulation* 2005; 112(15): 2318-2323.
- 6) Leschka S, Alkadhi H, Plass A, et al. Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology: first experience. *Eur Heart J* 2005; 26(15): 1482-1487.
- 7) 田波 稔, 栗林幸夫, 陣崎雅弘, 他. 冠動脈狭窄およびブラークのMDCTによる評価. *脈管学* 2006; 46: 517-521.
- 8) 中村 賢, 森田紀代造, 黄 義浩, 他. 先天性心疾患における16列MDCTの有用性. *日本心臓血管外科学会雑誌* 2006; 35(4): 198-204.
- 9) 青山隆彦, 小山修司, 成田憲彦, 他. PIN フォトダイオード線量計を使用したマルチスライスX線CT検査における胸部被曝線量の測定. *日放技学誌* 2000; 56(12): 1437-1446.
- 10) ICRU Report 102: Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT). International commission on Radiation Unit and Measurements, 2007.
- 11) ICRU Report 46: Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissues. International commission on Radiation Unit and Measurements, Bethesda, 1992.
- 12) 松原孝祐, 越田吉郎, 鈴木正行, 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* 2005; 61(5): 683-690.
- 13) Schilham A, van der Molen AJ, Prokop M, et al. Overranging at multislice CT: an underestimated source of excess radiation exposure. *Radiographics* 2010; 30(4): 1057-1067.
- 14) Hopper KD, King SH, Lobell ME, et al. The breast: in-plane x-ray protection during diagnostic thoracic CT--shielding with bismuth radioprotective garments. *Radiology* 1997; 205(3): 853-858.

図表の説明

Fig. 1 照射範囲および、乳房、卵巣、子宮と想定した位置

Fig. 2 ファントム表面における線量プロファイル

Fig. 3 PFを掛けたときのファントム表面における線量プロファイル

Table 1 使用した撮影条件

Table 2 乳房における吸収線量

Table 3 卵巣における吸収線量

Table 4 子宮における吸収線量

問合せ先

〒933-0062 高岡市宝町4-1

高岡市民病院放射線技術科 上野博之