

〔方法〕

当論文で比較の対象とした装置は、data acquisition system (DAS) を16個有するMDCTのLightSpeed Ultra16 (GE Healthcare社製、以下16DAS-MDCTと略す)、DASを4個有するMDCTのLightSpeed Plus (GE Healthcare社製、以下4DAS-MDCTと略す)、SDCTのHiSpeedAdvantage RP (GE Healthcare社製)の3機種である。

頭部～骨盤部アルダーソンファントムの計9臓器に専用のケースに入れた状態のTLD (Mg_2SiO_4 , 化成オプトニクス社製)を配置し(水晶体(ファントム表面)2個, 甲状腺2個, 肺6個, 肝臓5個, 胃3個, 赤色骨髄6個(胸椎から腰椎にかけて均等に配置), 結腸8個, 生殖腺4個, 上腹部皮膚表面8個(肝門部相当断面周囲に等間隔に配置), 骨盤部皮膚表面6個(子宮体部相当断面周囲に等間隔に配置)), 3機種のX線CT装置それぞれについて装置ごとに決めている撮影プロトコル (Table 1)にて胸部～骨盤部の撮影を行った。TLDの表示値の誤差による影響を小さくするために、同一の測定は3回ずつ行った。MDCTの場合は線量効率を考慮しなければならず、その値が小さいとそれだけ無駄なX線束の広がりがあることになり、TLDの配置数が少なければその影響を含めることができずに線量が過小評価される可能性があるが、当検討におけるMDCTの線量効率は97.4%と高いため、その影響は無視した。得られたTLDの線量値から臓器吸収線量を算出する際には、それぞれのTLDの線量値に装置ごとに測定した使用管電圧の実効エネルギー

における電離箱線量計 (RAMTEC-1000D, 東洋メテック社製)の値とTLDの読み値との相互比較による校正係数(素子ごとに付与)と、使用管電圧の実効エネルギーにおける空気に対する各臓器の組織線量変換係数⁴⁾を乗じ、臓器ごとに算術平均した。またこれらの値と、臓器ごとの組織荷重係数を乗じた値を合計して実効線量を算出した。なお、実効線量を算出する際には理論的には全臓器の吸収線量値が必要であるが、当検討では臓器吸収線量を求めている臓器に関しては、最も近い値になると予想される臓器における値を代用した。皮膚については、本来は全身の皮膚の値を用いる必要があるが、組織荷重係数が0.01であり、実効線量に与える影響が少ないため、得られた線量値を代表値として用いた。

TLDは事前に400℃で1時間、100℃で6時間アニーリングを行い、X線ばく射後は読み値が安定している時間帯と予想される6～10時間後に読み取りを行った。TLDリーダーは2800M (Victoreen社製)、TLDアニーリングオープンはAO-SL (大日本塗料社製)を使用した。

〔結果〕

各臓器の臓器吸収線量を Fig.1 に示す。すべての部位においてSDCTよりも4DAS-MDCTの方が、さらに4DAS-MDCTよりも16DAS-MDCTの方が高い吸収線量であった。

また、これらの結果より算出した実効線量値は、SDCTで19.0 mSv、4DAS-MDCTで31.7 mSv、

Table 1 Scan parameters for measuring organ doses

| Scanner | LightSpeed Ultra16 | LightSpeed Plus | HiSpeed Advantage RP |
|---------------------------|---|-----------------|---|
| Scout View | 120 kV, 10 mA 2 directions (90°, 180°) | | 120 kV, 40 mA 2 directions (90°, 180°) |
| Tube Voltage (kV) | 120 | 120 | 120 |
| Tube Current (mA) | 300 | 300 | 180 (Chest) 220 (Abdomen-Pelvis) |
| Rotation Time (sec / rot) | 0.5 | 0.5 | 1.0 |
| Slice Thickness (mm) | 5.0 | 5.0 | 10 |
| Helical Pitch | 0.5625 : 1 | 0.75 : 1 | 1.0 : 1 (Chest-Abdomen) Non-helical (Pelvis) |
| Beam Width (mm) | 20 | 20 | 10 |

16DAS-MDCT で 38.9 mSv であった。

この実効線量値にヘリカルピッチを乗じた値（ノンヘリカルスキャンはヘリカルピッチ 1.0 : 1 とみなした）は、SDCT で 19.0 mSv, 4DAS-MDCT で 23.8 mSv, 16DAS-MDCT で 21.9 mSv であった。各臓器吸収線量値にヘリカルピッチを乗じた値を Table 2 に示す。

〔考察〕

MDCT が臨床へ導入されて以来、被ばく線量の増加を懸念する報告がなされている¹⁵⁻¹⁷⁾。各施設で、MDCT の導入に伴いさまざまな新しい検査が試みられているが、それらの検査における患者被ばく線量を把握しておくことは、検査の施行者であるわれわれ診療放射線技師にとって重要であると考えられる。

胸部～骨盤部撮影時の臓器吸収線量は、特に腹部

臓器および皮膚表面で高い値を示した。また、算出した実効線量値を比較すると、4DAS-MDCT では SDCT の 1.67 倍、16DAS-MDCT では SDCT の 2.05 倍となり、当施設の撮影条件下での比較では MDCT の導入に伴い患者被ばく線量が増加していることが示唆された。

しかし実効線量値にヘリカルピッチを乗じた値で比較を行うと、その差は小さくなった。松原ら¹⁸⁾は、MDCT は画像ノイズ量を低減させるためにヘリカルスキャン時にオーバーラップさせている結果、SDCT よりも線量値が増加すると指摘しており、それとほぼ同等な結果が得られたと言える。それでもなお MDCT の方がやや値が大きくなる原因としては、撮影範囲の境目に存在し、かつ組織荷重係数の大きい甲状腺の吸収線量値に大きな差があることが一つの原因として考えられる。実際にはパーソナルボリュームエフェクトの低減のために薄いスライス厚が要求されるため、その画像ノイズ量を低

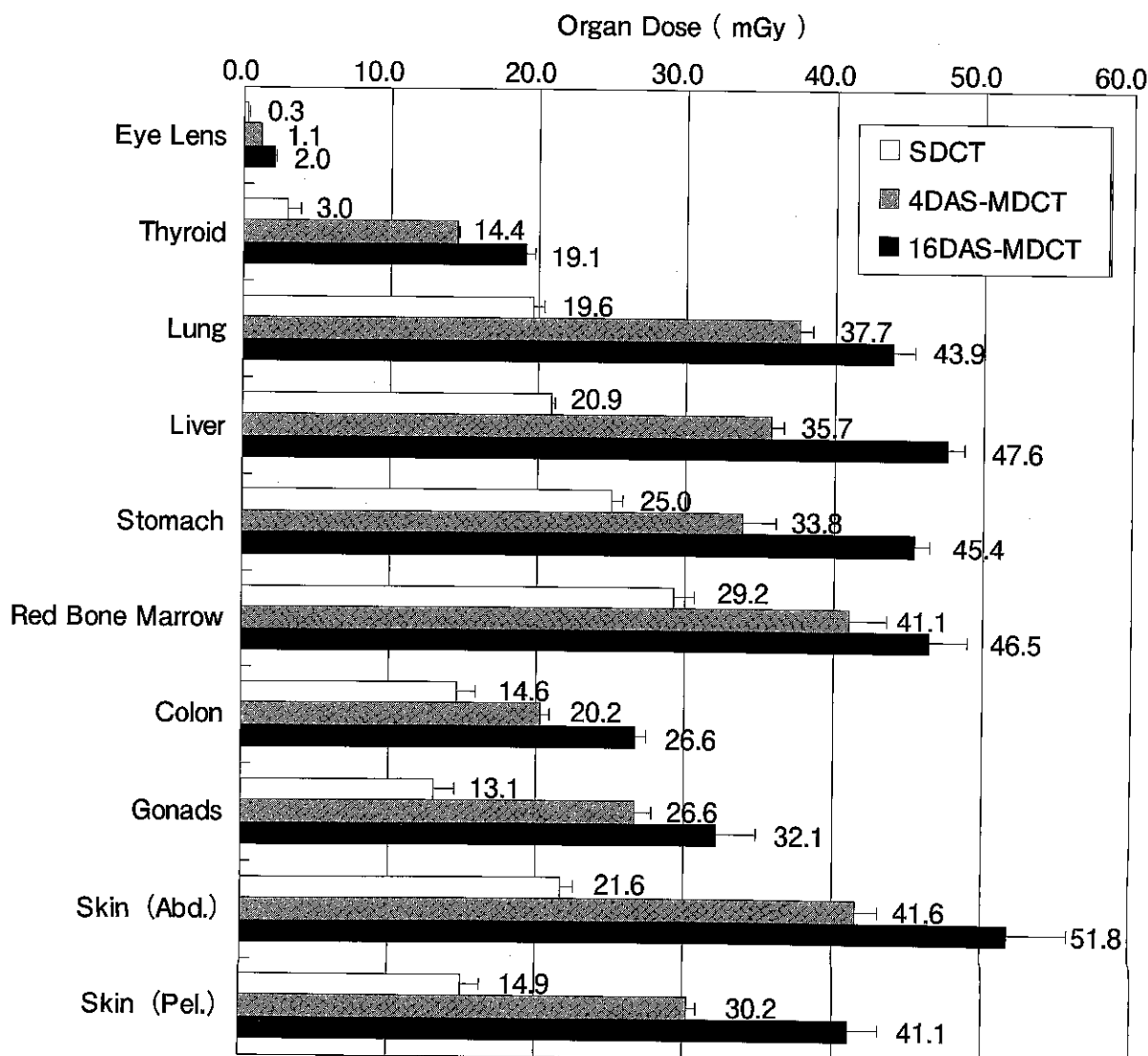


Fig. 1 Result of organ doses comparison among SDCT, 4DAS-MDCT, and 16DAS-MDCT

Table 2 Products of organ doses (arithmetic mean values) and helical pitch in SDCT, 4DAS-MDCT, and 16DAS-MDCT

| Organ | (mGy) | | |
|-----------------|--------------------|-----------------|----------------------|
| | LightSpeed Ultra16 | LightSpeed Plus | HiSpeed Advantage RP |
| Eye Lens | 0.3 | 0.8 | 1.1 |
| Thyroid | 3.0 | 10.8 | 10.7 |
| Lung | 19.6 | 28.3 | 24.7 |
| Liver | 20.9 | 26.8 | 26.8 |
| Stomach | 25.0 | 25.4 | 25.5 |
| Red Bone Marrow | 29.2 | 30.8 | 26.2 |
| Colon | 14.6 | 15.2 | 15.0 |
| Gonads | 13.1 | 20.0 | 18.1 |
| Skin (Abd.) | 21.6 | 31.2 | 29.1 |
| Skin (Pel.) | 14.9 | 22.7 | 23.1 |

減させるためにやむを得ずオーバーラップスキャンが行われているが、その結果として被ばく線量が増加しているため、その必要性を再度考慮した上で、画像ノイズ量、パーシャルボリュームエフェクト、被ばく線量の三者のバランスが最もよい撮影条件を見出す必要がある。さらに MDCT による患者被ばく線量を低減させるための一つの手段として、automatic tube current modulation (ATCM) 機能を使用することが挙げられる。この機能を使用することによって、撮影部位や被検者の体格によっては大幅に線量を減ずることが可能であることから⁸⁻¹⁰⁾、結果で提示したほど大きな線量値の差は生じないと予想される。本来は ATCM を使用した上での評価を行うことも必要と考えるが、使用したアルダーソンファントムのディスク間の僅かな隙間のために ATCM がうまく働かないため、当論文では検討の対象外とした。

一方で MDCT の臨床への導入によって検査の幅が大きく広がっており、診療科からの要求の幅も広がってきている。例えば当論文で被ばく線量の評価を行った胸部～骨盤部撮影では、一度に胸部から骨盤部の動脈優位相を撮影できるようになったことにより、広範囲にわたる大動脈疾患の評価を確

実にできるようになった。また multi projection reconstruction (MPR) 画像や volume rendering (VR) 画像を作成して、より詳細な評価を行うことが可能となった。その結果、診断目的の血管造影検査の省略が可能となり、トータルとしての被ばく線量や患者の負担を低減させることができるようになった。さらに躯幹部全体の転移性腫瘍の検索等を目的とした遅延相のみを撮影する検査でも、撮影時間が大幅に短縮されたことより、造影効果を保ったまますべての撮影を遂行することが可能となり、同時に患者の呼吸停止などの負担も大幅に軽減された。従って、患者被ばく線量の増加が MDCT の導入を否定する理由にはなり得ないと考える。

さらに、高いヘリカルピッチを使用することによっても線量低減は可能であるが⁷⁾、従来の装置ではウィンドミルアーチファクトの発生などによる画質の低下がみられていた。しかし、DAS 数の多い最新の装置では、画像再構成技術の向上に伴い、高ヘリカルピッチ時のデメリットが解消されつつあるので、検査目的によっては高いヘリカルピッチを使用することによって被ばく低減を図ることも有効であると考えられる。特にスクリーニング検査の場合は、高いヘリカルピッチと ATCM を併用すれば、被ば

く線量をSDCT以下に低減させることも可能であると考ええる。

〔結語〕

MDCTはSDCTと比べて大幅に性能が向上しており、MDCTを使用することにより、MPR画像やVR画像を簡便に作成できるようになったことも含めて、全体的に質の高い検査を行うことが可能となった。しかしその反面、撮影条件次第では患者被ばく線量が増加する場合がある。ATCMを使用することによってある程度の被ばく線量低減は可能であるものの、撮影を担当するわれわれ診療放射線技師の責任として、必要な画質を確保しつつ患者被ばく線量を最低限にとどめるために、線量と画質の関係を把握した上での撮影プロトコルの最適化を行っていくことが重要である。

参考文献

- 1) Thornton FJ, et al : Single versus multi-detector row CT : comparison of radiation doses and dose profiles. *Acad Radiol* 10 (4) : 379-385, 2003
- 2) Berrington de Gonzalez A, et al : Risk of cancer from diagnostic x-rays : estimates for the United Kingdom and 14 other countries. *Lancet* 363 (9406) : 345-351, 2004
- 3) ICRP Publication 87 : Managing patient dose in computed tomography. *Ann ICRP*, 2000
- 4) ICRU Report 46 : Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissues. International Commission on Radiation Units and Measurements, 1992
- 5) Rogers LF : Radiation exposure in CT : why so high? *AJR Am J Roentogenol* 177 (2) : 277, 2001
- 6) Dawson P : Patient dose in multislice CT : why is it increasing and does it matter? *Br J Radiol* 77 (Suppl.1) : S10-S13, 2004
- 7) 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
- 8) Kalra MK, et al : Comparison of z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current CT scanning of abdomen and pelvis. *Radiology* 232 (2) : 347-353, 2004
- 9) Kalra MK, et al : Sixteen-detector row CT of abdomen and pelvis : study for optimization of z-axis modulation technique performed in 153 patients. *Radiology* 233 (1) : 241-249, 2004
- 10) Mulkens TH, et al : Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations : clinical evaluation. *Radiology* 237 (1) : 213-223, 2005