

## 臨床技術

論文受付  
2017年11月1日

論文受理  
2018年8月3日

Code No. 251

## 臓器感受性を考慮した被ばく低減機構 (organ effective modulation)の使用法についての検討

高城正宏<sup>1</sup> 神谷正貴<sup>2</sup> 永井佳奈枝<sup>1</sup> 寺田理希<sup>1</sup>

<sup>1</sup> 磐田市立総合病院放射線診断技術科

<sup>2</sup> 磐田市立総合病院放射線診断技術科(現 浜松医科大学医学部附属病院放射線部)

### 緒言

Multi detector-row computed tomography (MDCT) の被ばく低減技術の進歩は目覚ましい。近年は被写体厚に関係なく、撮影画像が一定の画像ノイズになるよう撮影線量を自動変調する機能が開発され、撮影線量の最適化が行われている<sup>1)</sup>。X線CT管電流自動露出機構(computed tomography-automatic exposure control: CT-AEC)は非常に重要な機能であり、適切に使用することで被ばくの低減につながる<sup>2-4)</sup>。近年では臓器感受性を考慮し、主に被写体前面での撮影線量を下げる被ばく低減機構が開発された。体表面にある高感受性臓器は乳腺や水晶体など体の前面に多くあるため、被写体前面の撮影線量を下げることは、画質をできる

だけ維持したまま感受性の高い部位の被ばく低減をはかり、効果的な放射線防護法となり得るとされている<sup>5,6)</sup>。当院で使用しているX線CT装置 Aquilion ONE には被写体前面での撮影線量を下げる被ばく低減機構の一つである organ effective modulation (OEM) が搭載されている。OEM は雑音特性および検出能特性が優れているとされるノンヘリカル法にも対応しており、併用が期待される<sup>7,8)</sup>。また、被写体前面での撮影線量を下げる被ばく低減機構は、撮影線量を下げる前面以外では撮影線量を増加させるものもあり<sup>9)</sup>、各機構の挙動を正確に把握することは不要な被ばくを避けることで重要である。本研究の目的は OEM の線量低減特性を評価することにより、頭部

### Examination about the Direction for Uses of the Radiation Exposure Reduction Mechanism (Organ Effective Modulation) in Consideration of Organ Sensitivity

Masahiro Takagi,<sup>1\*</sup> Masaki Kamiya,<sup>2</sup> Kanae Nagai,<sup>1</sup> and Masaki Terada<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Diagnostic Radiological Technology, Iwata City Hospital

<sup>2</sup> Department of Diagnostic Radiological Technology, Iwata City Hospital (Current address: Radiology Department, Hamamatsu University Hospital)

Received November 1, 2017; Revision accepted August 3, 2018

Code No. 251

### Summary

Automatic exposure control technology can reduce the radiation dose during CT. The purpose of this study is to reveal the important points regarding the usage of organ effective modulation (OEM), by evaluating the characteristics of OEM, an automatic exposure control technology. An analysis of the dosage profiles revealed that OEM may not work with the first rotation of the X-ray tube in the helical method and wide volume method. This phenomenon can be avoided by using the orbital synchronism helical method. This was also demonstrated upon measurement of the integrated absorption dose at the imaging start position. An analysis of standard deviation measurement revealed that with the combined use of OEM and  $x$ - $y$  modulation, the reduction in dose may significantly vary depending on the presence or absence of the gantry tilt. Based on the above results, when using OEM to reduce the dose at the imaging start position, the combined use of  $x$ - $y$  modulation should be avoided and the orbital synchronism helical method should be used.

**Key words:** computed tomography (CT), organ effective modulation, output properties, automatic exposure control

\*Proceeding author

CT 撮影時において水晶体の被ばく低減目的に OEM を使用する際の注意事項を明確にすることである。われわれは、経時的吸収線量曲線、撮影開始位置での線量減弱の程度およびファントム撮影画像から OEM がどのように画像に影響しているのかについて検討した。

## 1. 方法および使用機器

### 1-1 使用機器および検討項目

X 線 CT 装置は東芝メディカルシステムズ製 Aquilion ONE を使用した。経時的吸収線量曲線、撮影開始位置での積算吸収線量を測定するためアクロバイオ製半導体検出器 X 線出力アナライザ Piranha, CT Dose Profiler を使用した。撮影開始位置での積算吸収線量測定時に吸収体ファントムとして直径 16 cm のアクリル製円柱型ファントムを使用した。頭部ファントムは京都科学社製頭部ファントム ACS を使用した。画像解析ソフトウェアは、ImageJ (National Institutes of Health: ver.1.50) を使用し、吸収線量解析には Ocean (アクロバイオ: 2014 professional) を使用した。

### 1-2 撮影条件、評価方法

#### 1-2-1 経時的吸収線量曲線

経時的吸収線量曲線を測定するためにガントリ中心に CT Dose Profiler の半導体センサ部を設置し、OEM 使用時のヘリカル法およびノンヘリカル法にて撮影を行った。ヘリカル法では軌道同期なしの撮影および軌道同期ありの撮影を行い、経時的吸収線量曲線を測定した。撮影条件は、ヘリカル法において X 線管電圧 120 kV、撮影管電流は 350 mA、ピッチファクタは 0.641、収集検出器は 0.5 mm×64row、撮影範囲は 60 mm とした。ノンヘリカル法では、X 線管電圧を 120 kV、撮影管電流は 350 mA、収集検出器は 0.5 mm×80 row、撮影範囲は 94 mm で撮影を行った。Calibration-field of view (C-FOV) を 240 mm、Display-field of view (D-FOV) を 240 mm、再構成関数を FC21 (頭部用標準関数)、再構成アルゴリズムを coneXact に設定し、X 線管回転速度は 0.75 s/rotation とした。

#### 1-2-2 撮影開始位置での積算吸収線量

頭部 CT では、尾頭方向に撮影を行う場合、撮影開始位置近傍に水晶体がある。撮影開始位置での積算吸収線量を測定するため、直径 16 cm のアクリル製円柱ファントムをガントリ中央に配置し、ファントム上部に CT Dose Profiler を配置した (Fig. 1)。撮影開始位置を CT Dose Profiler の半導体センサ部からとした。測定は OEM 使用、未使用撮影でのヘリカル法および

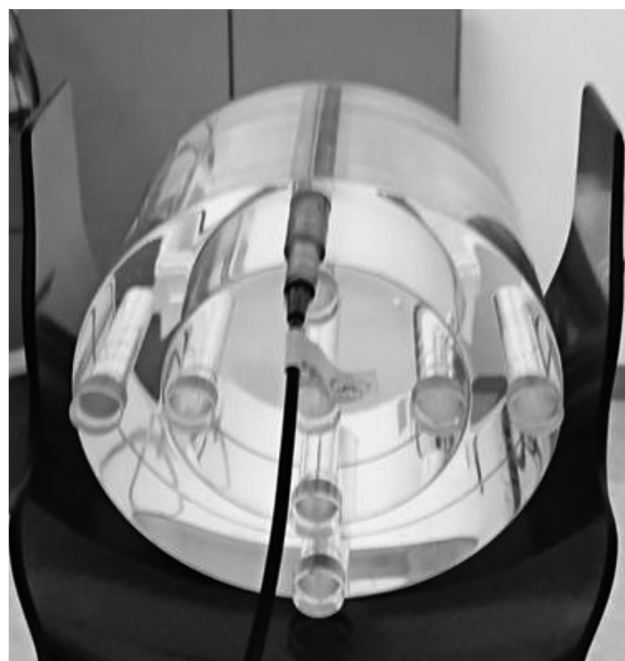


Fig. 1 Method for measuring absorbed dose at the top of the scan start position.

ノンヘリカル法を 15 回行い、各撮影の撮影開始位置での積算吸収線量を測定した。ヘリカル法の OEM 使用時では軌道同期なしの撮影および軌道同期ありの撮影を行った。ヘリカル法の撮影条件、撮影範囲は、1-2-1 と同一とした。ノンヘリカル法の撮影条件は 1-2-1 と同一とし、撮影範囲は 60 mm とした。

#### 1-2-3 直径 200 mm の水ファントム撮影画像のノイズ量変化

OEM 使用時のヘリカル法で撮影された画像ノイズを評価するために、直径 200 mm の水ファントムを撮影し、画像上に設定した関心領域における CT 値の標準偏差 (standard deviation; SD) 測定によって評価した。また、OEM と x-y modulation との併用やガントリチルトの有無による影響も検討した。撮影画像のノイズ量変化を求めるため、頭部ファントムにて位置決め画像を取得し (Fig. 2)、その後直径 200 mm の水ファントムをガントリ中心に配置し撮影を行った。撮影条件は X 線管電圧を 120 kV、線量は CT-AEC を使用し設定 SD3.5、ピッチファクタは 0.641、収集検出器は 0.5 mm×64 row、撮影範囲は 120 mm とし、X 線管回転速度は 0.75 s/rotation とした。ガントリチルト角度は角度による SD 値の変動を最小限にするため、0° と +0.5° とした。ガントリチルト、x-y modulation、OEM を使用しない場合の画像を基準画像とした。基準画像の周囲 12 箇所に関心領域 (region of interest: ROI) を置き、その値を周囲 SD 値の基準とした (Fig. 3)。ROI

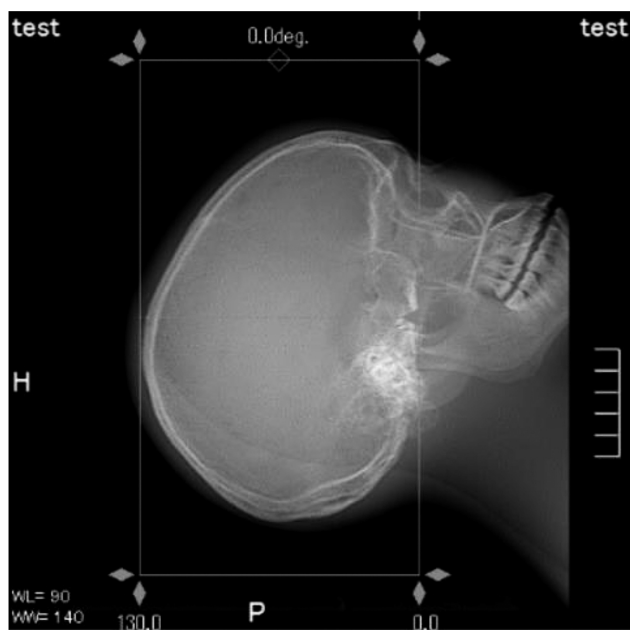


Fig. 2 Head phantom image.

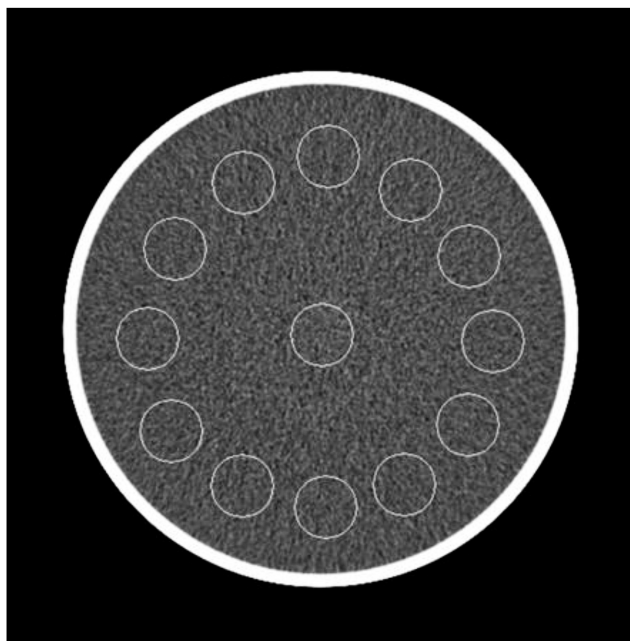


Fig. 3 The phantom image which placed ROI in 12 places and one place of center.

のサイズは 50 pixel とした。その後、各撮影で得られた画像の上下左右の SD と比較し、SD 変化率を算出した (Fig. 4)。また、各撮影で得られた画像と基準画像の中心 ROI において SD を比較し、SD 変化率について式 (1) を用いて算出した。

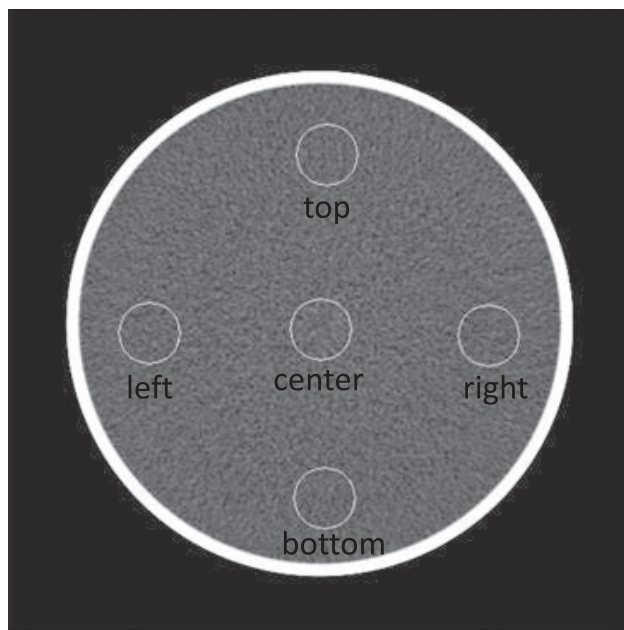


Fig. 4 The phantom image which placed ROI in 4 places and one place of center.

$$\text{SD 変化率} = \frac{\text{各撮影条件下での SD}}{\text{ガントリチルト, x-y modulation, OEMなしの平均 SD}} \dots\dots\dots (1)$$

全スライス位置での SD 変化率の平均を平均 SD 変化率とし、SD の変化が最大になるスライス位置での SD 変化率を最大 SD 変化率とし、それぞれ算出した。C-FOV, D-FOV, 再構成関数, 再構成アルゴリズム, X 線管回転速度は 1-2-1, 1-2-2 と同一条件とした。

## 2. 結 果

### 2-1 経時的吸収線量曲線

OEM を使用したノンヘリカル法において 15 回撮影を行った結果、吸収線量率が低下した場合が 12 回、低下しなかった場合が 3 回であった。Fig. 5 に吸収線量率の低下が発生した場合と発生しなかった場合の経時的吸収線量率曲線の 1 例を示す。次に OEM を使用したヘリカル法において 15 回撮影した経時的吸収線量曲線の一例を Fig. 6 に示す。ばく射開始後 1 回転目に吸収線量率が低下する撮影と低下しない撮影が確認された。

### 2-2 撮影開始位置での積算吸収線量

ノンヘリカル法における撮影開始位置での積算吸収線量を Fig. 7 に示す。ヘリカル法における撮影開始位置での積算吸収線量を Fig. 8 に示す。ヘリカル法の OEM, 軌道同期不使用ではそれらを使用した撮影

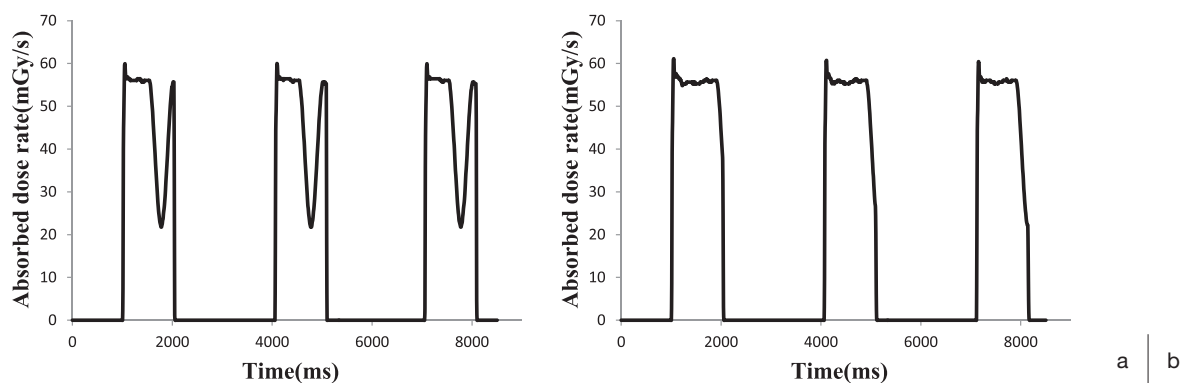


Fig. 5 Absorbed dose rate in the wide volume scan (a) lowest dose, (b) maximum dose.

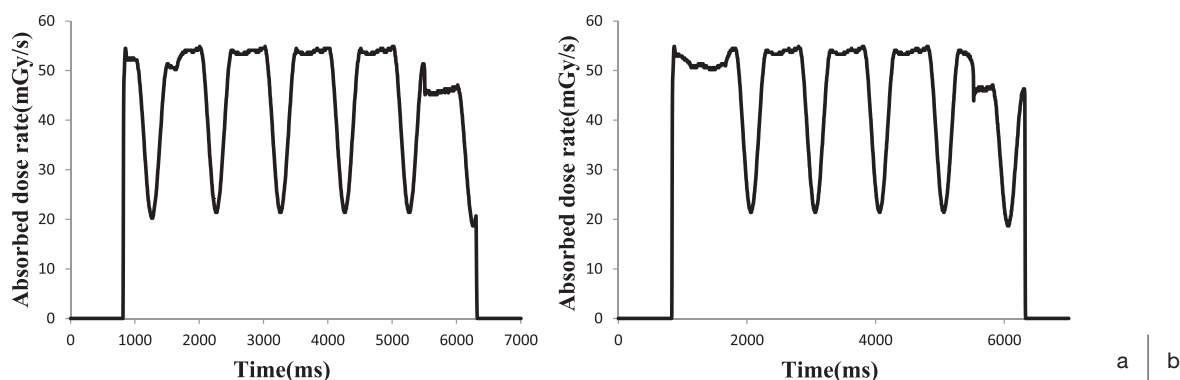


Fig. 6 Absorbed dose rate in the helical scan (a) lowest dose, (b) maximum dose.

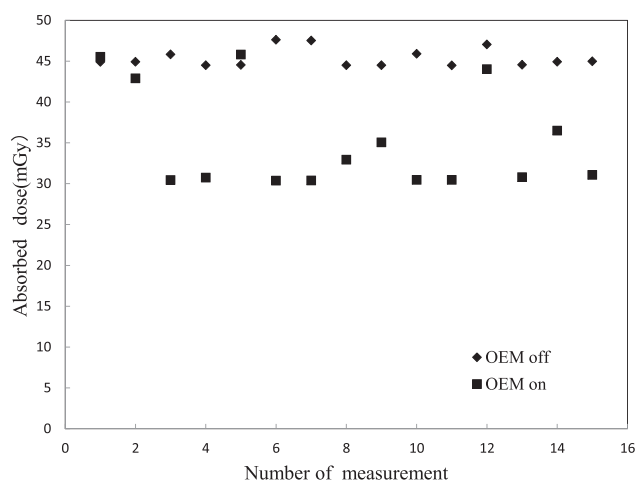


Fig. 7 Absorbed dose rate in the wide volume scan at the top of the scan start position.

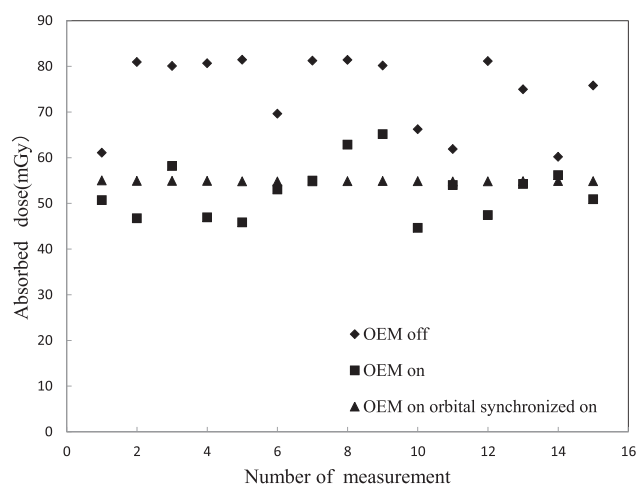


Fig. 8 Absorbed dose rate in the helical scan at the top of the scan start position.

よりも積算吸収線量が多い結果であった。また、OEMのみ使用の撮影では軌道同期を併用した撮影よりも積算吸収線量の撮影ごとにおけるばらつきが大きい結果であった。ノンヘリカル法において、OEM不使用ではOEMを使用した撮影よりも積算吸収線量が多い結果であったが、15回測定において2回はそうな

らなかった。また、OEM使用時には積算吸収線量のばらつきが大きい結果であった。

### 2-3 撮影画像のノイズ量変化率

OEM未使用、x-y modulationありにおいて撮影した画像のSD変化率についてTable 1に示す。SD変



Table 1 Increase rate of SD at the each measurement places with OEM off and x-y modulation on

	ROI position				
	Top	Left	Right	Bottom	Center
Gantry tilt off max	1.15	1.19	1.18	1.17	1.14
Gantry tilt on max	1.15	1.19	1.14	1.17	1.16
Gantry tilt off average	1.04	1.09	1.08	1.05	1.07
Gantry tilt on average	1.04	1.05	1.05	1.05	1.05

Table 2 Increase rate of SD at the each measurement places with OEM on and x-y modulation on

	ROI position				
	Top	Left	Right	Bottom	Center
Gantry tilt off max	1.37	1.35	1.35	1.30	1.32
Gantry tilt on max	1.26	1.16	1.13	1.16	1.18
Gantry tilt off average	1.24	1.21	1.20	1.18	1.22
Gantry tilt on average	1.18	1.11	1.10	1.11	1.12

化率はガントリチルトの有無で大きな差は認められなかった。x-y modulation を使用することにより平均 SD 変化率は 1.05 倍となった。そのことはすべての測定箇所において同様の結果を示した。OEM 使用, x-y modulation ありにおいて撮影した画像の SD 変化率について Table 2 に示す。ガントリチルトなしにおいて前面で最大 1.37 倍、平均で 1.24 倍の増加となったが、ガントリチルトありでは前面で最大 1.26 倍、平均で 1.18 倍となり両者で大きく異なり、ガントリチルトなしがガントリチルトありよりも SD 変化率が高い結果であった。前面以外の測定箇所においても同様であった。また、SD 変化率は前面において最も大きい値となった。

### 3. 考 察

被写体前面での撮影線量を下げる被ばく低減機構の評価において、出力線量やそれに伴うノイズに対する評価は行われている<sup>9, 10)</sup>。それらによると被写体前面の被ばく低減機構の違いにより被写体後面で撮影線量を増加させるものとさせないものがあり、被写体後面で撮影線量を増加させない機構では、撮影された画像ノイズは若干増加するとされている。われわれは撮影

開始位置での出力線量や他の線量低減機構との併用について、OEM の使用、不使用時のノンヘリカル法とヘリカル法の経時的吸収線量曲線の評価、撮影開始位置での積算吸収線量の評価、撮影画像 SD 変化の評価を行った。OEM 使用時の経時的吸収線量曲線の評価することにより、ヘリカル法、ノンヘリカル法ともにばく射開始後 1 回転目において線量に変調されない可能性があることが判明した。このことは頭部 CT 撮影時において、尾頭方向に撮影を行った際には水晶体被ばくに関係することが考えられる。

積算吸収線量の結果からヘリカル法において OEM、軌道同期を併用することによって安定した線量低減を図ることができた。軌道同期不使用時には X 線管の撮影開始位置が定まらないため、撮影ごとに X 線管が被写体前面を通過する回数が変わるが、軌道同期を併用することによりそれが避けられるためと考えられる。OEM 使用、軌道同期不使用時に OEM、軌道同期併用時よりも積算吸収線量が少ない撮影では直接 X 線が被写体前面に寄与が少ない撮影開始位置から撮影が始まったためと考えられ、積算吸収線量が多い撮影ではばく射開始後 1 回転目において管電流が変調されない撮影開始位置から撮影が始まったためと

考えられる。ノンヘリカル法において OEM 不使用時において積算吸収線量にばらつきがみられた。これはボリューム撮影によるオーバースキャニングが生じる範囲において、被写体前面を X 線管が通過した場合、前面での積算吸収線量が増えたためだと考えられる。経時的吸収線量曲線では X 線検出時間は 786 ms であり、36 ms のオーバースキャニングが確認された。OEM 使用時において OEM 不使用時と同等の積算吸収線量となった撮影では、ヘリカル法と同様に管電流が変調されない撮影開始位置から撮影が始まったためと考えられる。OEM による管電流変調を考慮し、OEM を使用しない撮影と同等の SD にするため、設定 SD を下げることや撮影線量を上げることは従来の撮影よりも実際には撮影線量が増えることもあるということを検討しなくてはならない。

以上のことにより、撮影開始位置に水晶体があり、水晶体被ばく低減を目的に OEM を使用する場合は、撮影方向を頭足方向にヘリカル法を行う。もしくは足頭方向へ撮影を行う場合、ヘリカル法で軌道同期機能を併用することが望ましい。

x-y modulation のみではガントリチルトの有無で画像 SD 変化率の大きな差はなかったが、OEM と x-y modulation の併用は、ガントリチルトの有無で画像 SD 値が大きく異なったことにも注意が必要である。OEM と x-y modulation を併用する場合、ガントリチルトなしでは画像 SD 変化率が最も高かったことから、OEM 機能である前方部からの modulation と x-y modulation 機能である側方向からの modulation 機能が発揮されたと考えられる。ガントリチルトありでは

画像 SD 変化率が OEM と x-y modulation を併用する場合と x-y modulation のみの場合とで前面のみ変化率が大きいことから、x-y modulation 機能は発揮されず、OEM 機能のみとなるため、SD 変化率が両者で大きく異なる結果となったと考えられる。このことは、ガントリチルトを使用する場合や使用しない場合のある CT 撮影時、撮影ごとに SD 値がばらつく原因になりうるため注意が必要である。

本研究におけるリミテーションとして使用した各線量計の吸収線量の値を用いているため、出力線量そのものを評価できておらず、散乱線等は考慮されていない。

#### 4. 結 語

本論文では、臓器感受性を考慮した被ばく低減機構である OEM について、軌道同期機能を使用しないばく射 1 回転目で管電流が変調されないことがあることを示した。また、OEM と x-y modulation の併用において、ガントリチルトの有無で管電流変調が大きく異なることがあり示した。それらは撮影開始位置における安定した被ばく低減や、安定した画質を得ることに大きな影響を与えることが懸念されるため、注意が必要である。

#### 謝 辞

本研究に際しご協力いただいた磐田市立総合病院の吉原修医師に感謝申し上げます。

なお、本研究の要旨は第 9 回中部放射線医療技術学術大会(2016 年、三重市)にて発表した。

#### 参考文献

- 1) Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 2004; 233(3): 649-657.
- 2) 平本卓也. 小児 CT における被ばく線量低減への取り組み. *日小児放線会誌* 2014; 30(1): 20-29.
- 3) 平田 巧, 井上賢治, 重森慎司, 他. MDCT の被ばく線量評価—人体等価ファントムによる臓器線量と実効線量の測定—. *日放技学誌* 2010; 66(8): 901-910.
- 4) Lee CH, Goo JM, Ye HJ, et al. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: from basics to practice. *Radiographics* 2008; 28(5): 1451-1459.
- 5) Matthew P, Lungren, Terry T, et al. Radiation dose estimations to the thorax using organ-based dose modulation. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199(1): 65-73.
- 6) Ishihara Y. Low dose technologies on computed tomography. *MED IMAG TECH* 2014; 32(4): 249-254.
- 7) 福永正明, 大西英雄, 山本浩之. 頭部単純 CT における 80 列ノンヘリカルスキャン法の有用性—大脳基底核領域から頭頂部領域—. *日放技学誌* 2016; 72(12): 1245-1252.
- 8) 瓜倉厚志, 中屋良宏, 市川勝弘, 他. 320-row Multi Detector Computed Tomography におけるノンヘリカルスキャンの物理特性. *日放技学誌* 2012; 68(4): 432-442.
- 9) 布目晴香, 松原孝祐, 高田忠徳, 他. 胸部 X 線 CT 検査における局所被ばく低減機構の出力線量の評価. *日放技学誌* 2014; 70(11): 1297-1303.
- 10) Dixon MT, Loader RJ, Stevens GC, et al. An evaluation of organ dose modulation on a GE optima CT660-computed tomography scanner. *J Appl Clin Med Phys* 2016; 17(3): 380-391.

問合せ先

〒438-8550 磐田市大久保 512 番地 3  
磐田市立総合病院放射線診断技術科 高城正宏