

---

(和文解説)

CT 画像における患者サイズに応じた SSDE と画質の関係

川嶋広貴<sup>1)</sup>, 市川勝弘<sup>1)</sup>, 花岡慎介<sup>2)</sup>, 松原孝祐<sup>1)</sup>, 高田忠徳<sup>2)</sup>

1)金沢大学医薬保健研究域保健学系

2)金沢大学附属病院放射線部

---

## 1. はじめに

コンピュータ断層撮影(CT)画像は、疾患の診断および治療計画に不可欠であるが、その検査においては線量管理と画質の最適化が懸念事項である。CT の線量と画質は患者の大きさと強く関連しており、被写体厚が大きい場合には標準体型と同じ画質を得るために、より多くの線量が必要となることが明らかにされている<sup>1-10</sup>。

CT の線量指標としては、CTDI<sub>vol</sub> と DLP が広く用いられており、これらは診断参考レベル(DRL)にも採用されている。しかし、CTDI<sub>vol</sub>は患者の大きさを反映しておらず、基準のファントムで得られた X 線出力の測定値である。そこで患者の大きさに応じた被ばく線量を得るために、size specific dose estimate (SSDE)が AAPM のタスクグループ Report No. 204 および 220 によって提案されている<sup>11-12</sup>。このアプローチでは、患者の被ばく線量は、患者大きさを考慮して決定された変換係数を CTDI<sub>vol</sub> に乗ずることによって推定することが可能となる。

一方で、画質も患者の大きさに応じて変化するが、この関係を評価した報告の多くが均一なファントムを使用し、画像ノイズのみを画質指標とみなしている<sup>5,7,13,14</sup>。これは CT 検査の主な目的が軟部組織評価であり、軟部組織のエネルギー依存性、すなわちコントラスト変動は、造影剤や骨に比べて非常に小さいためであると考えられる<sup>15</sup>。また人体の軟部組織と等価なエネルギー依存性を有するファントムが存在しなかったことも原因と考えられた。ノイズ測定に基づく評価は、病変の検出能に影響を与える物体のコントラストを無視しており、画質評価指標として不十分である。軟部組織のコントラストと画像ノイズは、患者の大きさによって変化するため、線量との関係が考慮されたコントラストノイズ比(CNR)が、その指標として最適であるといえる。

Boone らは、患者の大きさ、画質及び CT の線量を考慮し、詳細な検討を行っている。この文献では、患者の大きさに基づき同等な画質を得るための線量低減プロトコルが提案されている。しかし、我々の知る限り、CT 検査中に受けた線量を同等とした際(SSDE を一定)の画質は十分に評価されていない。さらに、患者の線量とその大きさに関連する CT 技術として、AEC は最も重要なものの 1 つである。AEC のコンセプトは、減衰レベルにかかわらず「一定の画像ノイズ(ノイズインデックスに基づく制御)」を得るものと「一定の画質(基準 mAs に基づく制御)」を得るものの 2 つのカテゴリに大きく分類できる<sup>2-9,16,17</sup>。

これらの挙動もまた患者の大きさによって異なるが、SSDE とその画質との関係は十分に評価されていない。そこで本研究では、人体の肝臓と同じエネルギー依存性を有する軟部組織等価物質を開発し、患者のサイズによる CNR と SSDE の関係を調べた。さらに、これらと AEC によって与えられる画質との関係も評価した。

## 方法

### A. 軟部組織等価ファントム

人体の肝臓と同等なエネルギー依存性を有する軟部組織等価物質を株式会社京都科学と共同開発した。20cm の円筒形水ファントム内に開発したロッドファントムを配置した。また既存のファントム(SZ 組織相当のファントム, 京都化学)との比較も行った。CT 値の精度を検証するため、仮想単色 X 線画像により各エネルギーの画像を作成し測定した。その撮影には、DECT(SOMATOM Definition Flash; Siemens Healthcare, Erlangen, Germany)を用いて、デュアルエナジースキャンを行った。管電圧は 100 と Sn140 kVp に設定した。DECT の画像データは、ワークステーション(Syngo MMWP)に移し、専用アプリケーションにより 40–160 keV まで 10 keV 間隔の仮想単色 X 画像を作成した。さらに、臨床において腹部のデュアルエナジースキャンにより得られた 14 名の患者データから肝臓の CT 値を測定した。このデータの使用は倫理委員会の承認を得て行われた。

患者の肝臓の CT 値は、個体差を含んでいたが、開発したファントムは患者の肝臓とほぼ同等の CT 値を有していた(Fig.1)。一方で、既存ファントムの CT 値は、低エネルギーで減少しており、十分なエネルギー依存性を有していなかった。そこで、本実験ではこの開発したファントムを被写体とすることとした。

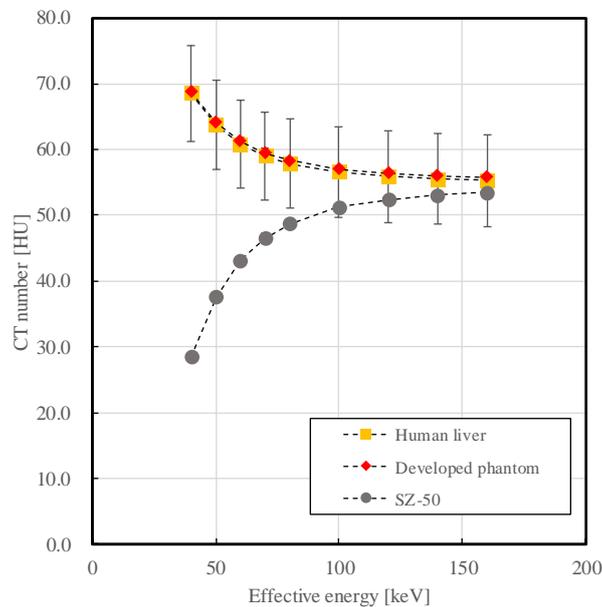


Fig.1 Relationship between CT numbers and energy for virtual monoenergetic images for tissue-equivalent material (red diamonds), existing phantom (SZ, gray circles), and clinical data (human liver, yellow squares). The CT numbers of the patient livers included individual differences.

## B. ファントムおよびスキャンプロトコル

直径が 15, 20, 25 および 30 cm の円筒形水ファントムを実験に使用した。開発した軟部組織等価ファントム(直径 3.0 cm)を、それぞれ異なる大きさの円筒型ファントム中心に設置した(Fig. 2)。各サイズのファントムをガントリー中央に置き、異なる AEC 技術を備えた 2 つの CT システムを用いて撮影を行った: SOMATOM Definition Flash (Siemens Healthcare)と LightSpeed VCT (GE Healthcare)。スキャンプロトコルは、当院の腹部検査に使用しているものとした。パラメータの詳細は table 1 に示した。

相互関係を評価するために、各 CT 装置について 3 つの線量レベル(constant CTDI, constant SSDE, AEC 使用)を評価した。まず、コンソールに表示されている  $CTDI_{vol}$  値をファントムサイズに関係なく 20 mGy に固定した(constant CTDI)。この  $CTDI_{vol}$  の値は、DRL の腹部/骨盤 CT 検査から選択した<sup>18</sup>。

次に、各ファントムサイズごとに SSDE を一定レベルに固定した。SSDE は次式で定義した。

$$SSDE = f_{size}^{32X} \times CTDI_{vol}^{32} \quad (1)$$

ここで  $f$  は、患者の実効直径の関数として得られる換算係数である。この係数は、AAPM Report No. 204 の Table 1D に掲載されているものを使用した<sup>11</sup>。  $CTDI_{vol}$  20 mGy で直径 30 cm のファントムにおいては、SSDE が 24.6 mGy と算出された。この線量レベルを基準として用いた。表 2 に示すように、各ファントムサイズにおいて  $CTDI_{vol}$  を設定するため、管電流を変化させることによって調整を行った(Table 2)。

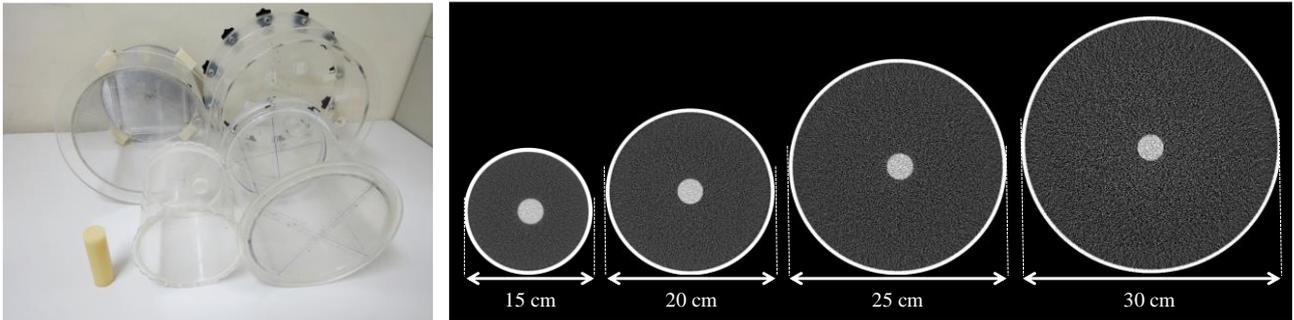


Fig. 2 (a) Photograph and (b) axial CT images of cylindrical phantoms used in this work, having 15-, 20-, 25-, and 30-cm diameters. The tissue equivalent material was set co-axially within each case.

Table 1 Imaging settings of each CT scanner

	Definition Flash	LightSpeed VCT
Detector row	128	64
Tube voltage (kV)	120	120
Slice thickness (mm)	3	2.5
Filter kernel	D40	Standard
Detector configuration	128 × 0.6	64 × 0.625
Pitch	0.6	0.513

Table 2 CTDI<sub>vol</sub> values and conversion factors to yield constant SSDE for each phantom size

Phantom size (cm)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	Conversion factor	SSDE (mGy)
15	11.49	2.14	24.6
20	13.82	1.78	24.6
25	16.62	1.48	24.6
30	20	1.23	24.6

最後に、AECの違いによる影響を評価するため CARE Dose 4D (Siemens Healthcare)および Auto mA(GE Healthcare)を使用して画像を取得した。Siemens の AEC 手法の場合、CARE Dose 4D は、quality reference mAs に基づいて個々の患者サイズに応じた管電流を設定する。患者の大きさに応じた mAs の補正は、CARE Dose 4D の強度設定により決定される。減衰レベルに基づく基準管電流に対する変調比率は、5つの強度があり (very weak, weak, average, strong, very strong), 後者の変化が最も大きくなる。基準サイズの減衰レベルと比較して、小さい場合と大きい場合の2つの強度を設定する必要があり、本研究では、image quality mAs を 500 に設定し、強度は weak および very strong をそれぞれ設定した。

GE 装置に関しては、管電流の変調は、オペレータによって入力された noise index に基づいて算出される。この noise index は、均一なファントムの画像の中央領域で測定された SD とほぼ同等であり、患者の大きさとは無関係に、一定のノイズレベルが画像内で維持される。本研究では、この値を 8 HU とし、管電流の上下限を 10-700 の mAs の範囲に設定した。

### C. 評価方法

各線量レベルにおいて、ファントムサイズごとの CNR を測定した。関心領域を軟部組織等価ファントム及びバックグラウンドの水の部分に設定し、その平均 CT 値と SD を測定した。CNR は、 $(ROI_m - ROI_b) / SD_b$  から算出し、ROI<sub>m</sub> および ROI<sub>b</sub> は、それぞれ軟部組織等価ファントム及びバックグラウンドの CT 値であり、SD<sub>b</sub> はその標準偏差である。

性能指数 (Figure of merit: FOM) は、 $FOM = CNR^2 / Dose$  で定義した<sup>19-24</sup>。FOM は被ばく線量で標準化された画質を評価するために使用され、線量効率を表すとも考えられる。直径 30 cm のファントムと同等な FOM を得るために必要な線量比を各ファントムサイズにおいて算出した。この場合、AEC を使用した線量を基準として、CNR の比率で線量比を算出した。また一方で SD も、 $FOM = (1/SD^2) / Dose$  の関係に従って、コントラストを無視した指標として線量比の算出に用いた。本研究では、この選択の影響を示すために、CNR 及び SD をそれぞれ画質の指標として取得し、30 cm のファントムと同様の画質を得るために必要な線量比を調べた。

### 結果

各 CT 装置における CTDI および SSDE 一定、AEC 使用時の CNR の結果を図 3 に示す。CTDI が一定の場合、ファントムサイズが小さくなると CNR は大きく増加した。30cm ファントムの結果を基準とした CNR の増加率は、Siemens および GE 装置それぞれにおいて 15 cm ファントムで 4.31 と 4.69、20 cm

ファントムで 2.67 と 2.96, 25 cm で 1.68 と 1.74 となった. SSDE 一定の場合もファントムサイズが小さくなるにつれて CNR も増加したが, 増加率は CTDI 一定よりも小さかった. その増加率は, 15 cm ファントムで 3.38 と 3.60, 20 cm ファントムで 2.26 と 2.36, 25 cm ファントムで 1.51 と 1.56 であった. AEC を使用した場合, Siemens の装置によって得られた CNR の結果は, 各ファントムサイズに対して SSDE 一定の結果と同様の傾向を示した. 一方で, GE 装置によって得られた結果は, SSDE 一定の結果とは異なり, CNR の変動はファントムサイズごとに小さかったが, 30cm ファントムに比べ 15 cm ファントムでは CNR が 1.33 倍となった.

図 4 は, AEC 使用時におけるファントムサイズごとのコントラストとバックグラウンド SD の変化を示している. コントラストの測定結果は, Siemens 装置において 61.4 HU (15 cm ファントム) から 59.1 HU (30 cm ファントム) に変化した. GE 装置では 59.1 HU (15 cm ファントム) から 51.9 HU (30 cm ファントム) となった. SD の測定結果は, Siemens 装置ではファントムサイズに応じて変化した, GE 装置ではほぼ一定となった.

図 5 は, GE 装置における 30 cm ファントムの SD と CNR の結果を基準にし, 同等の FOM を得るための各ファントムサイズにおける相対線量比(AEC 使用時の線量を基準)を示す. SD および CNR から算出した線量比はそれぞれ 20 cm ファントムで 1.40 と 1.13, 15 cm ファントムで 1.78 と 1.38 と算出された. SD を FOM 計算に用いた結果は, 明らかに CNR に基づいた場合と比べ小さくなった.

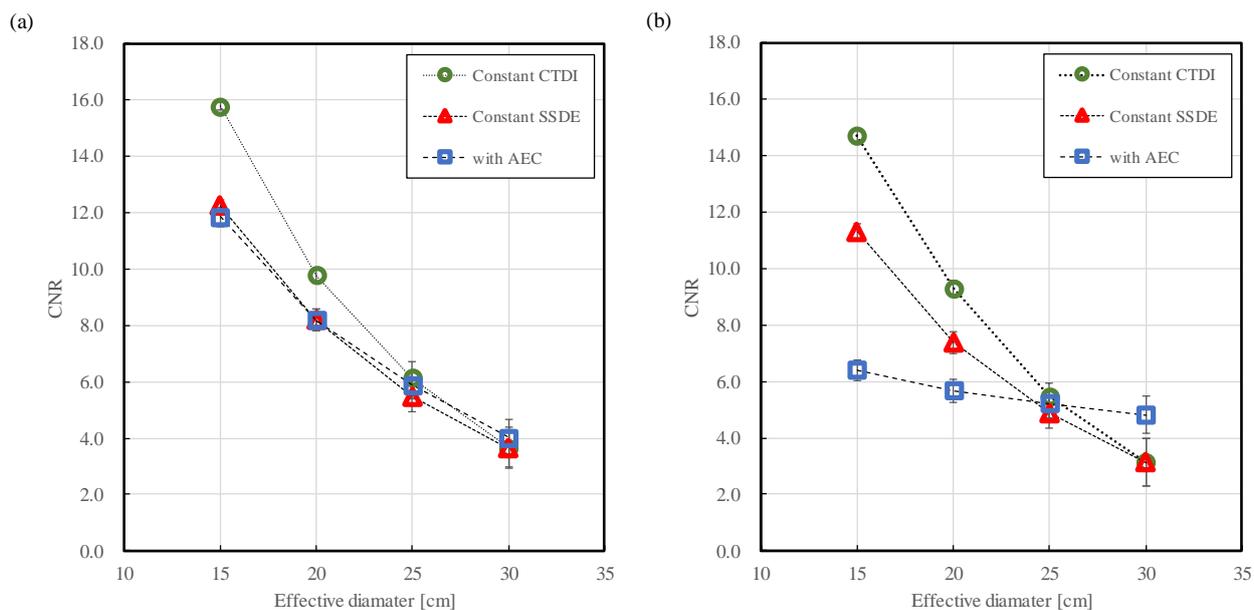


Fig. 3 Relationship between CNR and phantom size for a) Siemens and b) GE scanners. Green circles, red triangles, and blue squares: constant CTDI, constant SSDE, and with AEC, respectively.

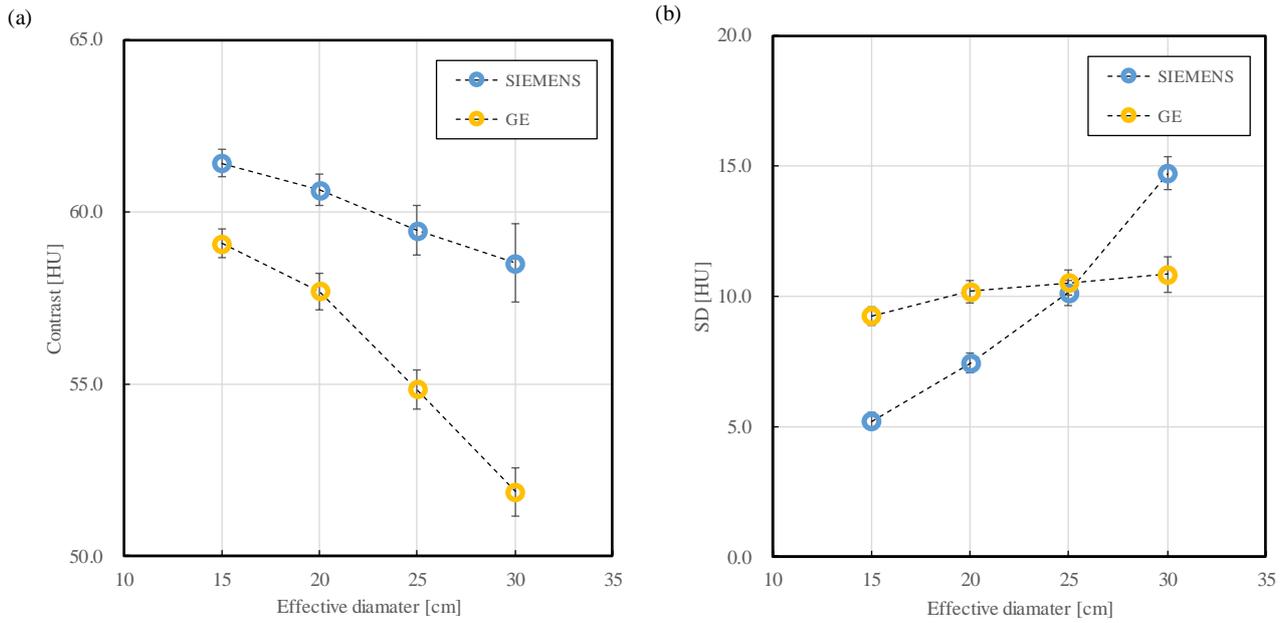


Fig. 4 Relationship between phantom size and measured a) CT number of tissue-equivalent material and b) background noise (SD) for both CT scanners using AEC. Blue and yellow circles: Siemens and GE scanners, respectively.

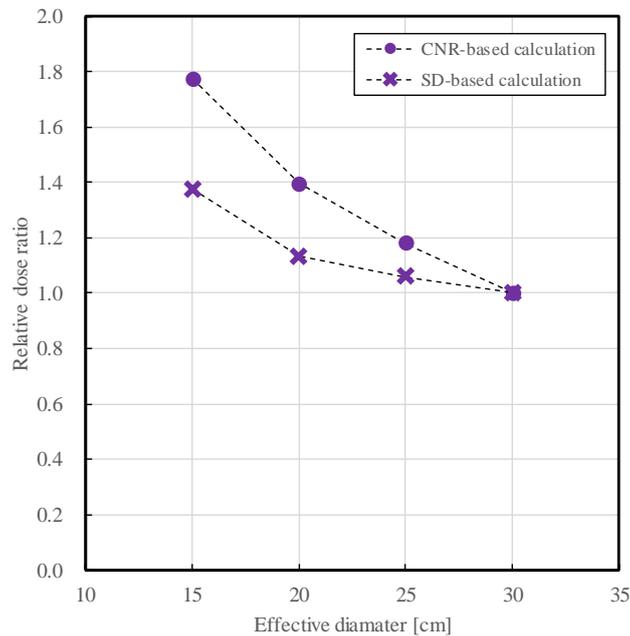


Fig. 5 Relationship between phantom size and relative dose ratio to obtain equivalent FOM (normalized to unity at 30 cm) using GE scanner. The CNR (circles) and SD (crosses) are compared as image quality indicators.

## 考察

開発した軟部組織等価ファントムは、臨床で撮影された患者の肝臓の CT 値変化と同等なエネルギー依存性を示した。これより CT 検査における軟部組織等価物質として使用するにあたり十分な精度が得られていると考えられた。我々はこのロッドを用いて、線量と画質との関係性を評価した。“ファントムサイズが小さくなると CNR は明らかに増加するといった”このファントム実験の結果は、画質が被写体サイズに依存して大きく変化し、たとえ CT 検査から受ける被ばく線量が同等であっても、患者のサイズに応じて画質が異なることを示している。CT 画像実験を行う際には、ファントムサイズが画質に与える影響を考慮して、実験の目的に適した被写体サイズを選択する必要があるといえる。

我々の結果は、過去に報告された AEC 技術と画質の関係<sup>4,8</sup>と同様の傾向を示していた。Noise index に基づく AEC 技術 (Auto mA: LightSpeed VCT, GE Healthcare)の結果は、ファントムサイズに関わらず、ほぼ一定の画質が維持されていた。一方で reference mAs に基づく AEC 技術 (CARE Dose 4D: SOMATOM Definition Flash, Siemens)の結果は、ファントムサイズが小さくなると CNR が大きくなった。これは、後者の AEC 技術が、被写体サイズに応じて適切な画質レベルが異なることに起因しており、同等のノイズレベルとする技術とは異なる概念に基づいているためである。また興味深い結果の一つとして、この CNR の結果が SSDE 一定と似た傾向を示したことである。しかしながら、この結果は、AEC の設定強度に依存する。

コントラストの最大変化値は、Siemens に比べ GE 装置で 7.2 HU の差が生じていた(Fig. 4)。これは各装置の実効エネルギーに依存していると考えられる。予備実験において実効エネルギーを測定したところ、GE と Siemens それぞれで 55.3 keV と 59.0 keV となっていた。異なるファントムサイズによる線質硬化の影響によってコントラストがわずかに変化した。特に、実効エネルギーの低い GE 装置ではその変化が大きくなったと考えられる。

AEC と画質の関係については、多くの研究で画質の評価指標としてノイズが採用されている<sup>5,7,13,14</sup>。CT 画像ノイズ(SD)は、管電流変動の変化を評価するために用いられるが、線質硬化によるコントラスト変化を無視した画質評価指標は、臨床画像の線量とスキャンパラメータの関係を考慮する場面において適切でない。この研究の結果は、SD に基づいて算出された線量比は、軟部組織をコントラストとした CNR から算出された線量比と比較して過小評価となることを示した。

この研究には、いくつかのリミテーションがある。まず、円柱ファントムのみを実験に使用していることである。人体は多くの場合、楕円形状を有し、その形状は AEC の挙動に影響を与える。多くの研究において人体を模擬した大きさの異なるファントムにより患者サイズと AEC の関係性が評価されてきた<sup>1,7,19</sup>。本研究の目的は、SSDE と画質の関係をいくつかの側面から調べることであったため、人体の形状による影響は考慮しなかった。次に AEC は、noise index, reference mAs または CARE Dose 4D の強度など、様々なユーザ制御パラメータが組み込まれているが、そのパラメータ変更した際の影響に関しては評価していない。最後に、臨床における CT では、その目的および患者の大きさに応じては 80 および 100kVp のような低い管電圧が選択される。今後、管電圧が SSDE と画質との関係性に及ぼす影響についても検討すべきである。

## 結論

人体の肝臓と同様のエネルギー依存性を有する軟部組織等価物質を開発し、これを用いて患者の大き

さと画質の関係を評価した。本研究の結果から、CT 検査で受ける被ばく線量を各患者サイズにおいて SSDE 用いて同等としても、画像特性が異なることが明らかとなった。さらに、CARE Dose 4D を使用した場合の画質特性は、SSDE を一定とした結果と似た傾向を示した。これらの知見は、患者の大きさに応じて異なる画質と線量との関係を理解することに役立つだろう。

## 6. 参考文献

- [1] Boone JM, Geraghty EM, Seibert JA, et al. Dose reduction in pediatric CT: A rational approach. *Radiology*. 2003;228:352-360.
- [2] Brink JA, Morin RL. Size-specific dose estimation for CT: How should it be used and what does it mean? *Radiology*. 2013;265:666-668.
- [3] Brady SL, Kaufman RA. Investigation of American association of physicists in medicine report 204 size-specific dose estimates for pediatric CT implementation. *Radiology*. 2012;265:832-840.
- [4] Israel GM, Cicchiello L, Brink J, et al. Patient size and radiation exposure in thoracic, pelvic, and abdominal CT examinations performed with automatic exposure control. *AJR Am J Roentgenol*. 2010;195:1342-1346.
- [5] Schindera ST, Nelson RC, Toth TL, et al. Effect of patient size on radiation dose for abdominal MDCT with automatic tube current modulation: phantom study. *AJR Am J Roentgenol*. 2008;190:W100-5.
- [6] Christner JA, Braun NN, Jacobsen MC, et al. Size-specific dose estimates for adult patients at CT of the torso. *Radiology*. 2012;265:841-847.
- [7] McKenney SE, Seibert JA, Lamba R, et al. Methods for CT automatic exposure control protocol translation between scanner platforms. *Journal of the American College of Radiology: JACR*. 2014;11:285-291.
- [8] MacDougall RD, Kleinman PL, Callahan MJ. Size-based protocol optimization using automatic tube current modulation and automatic kV selection in computed tomography. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(1):328-341.
- [9] Söderberg M. Overview, Practical Tips and Potential Pitfalls of Using Automatic Exposure Control in CT: Siemens Care Dose 4d. *Radiation protection dosimetry*. 2016;169:84-91
- [10] Funama Y, Sugaya Y, Miyazaki O, et al. Automatic exposure control at MDCT based on the contrast-to-noise ratio: theoretical background and phantom study. *Phys Med*. 2013;29:39-47.
- [11] Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. AAPM Report No.204. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2011. Available from:

[http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\\_204.pdf](http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf).

- [12] Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-specific Dose Estimates (SSDE) in CT. AAPM Report No.220. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2014. Available from: [https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\\_220.pdf](https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_220.pdf).
- [13] Matsubara K, Koshida K, Ichikawa K, et al. Misoperation of CT automatic tube current modulation systems with inappropriate patient centering: phantom studies. *AJR Am J Roentgenol*. 2009;192:862-865.
- [14] Söderberg M, Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed tomography--an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta Radiol*. 2010;51:625-634.
- [15] Kalender WA, Buchenau S, Deak P, et al. Technical approaches to the optimisation of CT. *Phys Med*. 2008;24:71-79.
- [16] McCollough GH, Bruesewitz MR, Kofler FM. CT dose reduction and dose management tools: Overview of available options. *Radiographics*. 2006;26:503-512.
- [17] Lee CH, Goo FM, Lee HF et al. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: From basics to practice. *Radiographics*. 2008;28:1451-1459.
- [18] Diagnostic Reference Levels Based on Latest Surveys in Japan—Japan DRLs 2015—. Japan Network for Research and Information on Medical Exposures (J-RIME); 2015. Available from: <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyoEng.pdf>.
- [19] Kalender WA, Deak P, Kellermeier M, et al. Application- and patient size-dependent optimization of x-ray spectra for CT. *Med Phys*. 2009;36:993-1007.
- [20] Nakaura T, Awai K, Oda S, et al. Low-kilovoltage, high-tube-current mdct of liver in thin adults: pilot study evaluating radiation dose, image quality, and display settings. *AJR Am J Roentgenol*. 2011;196(6):1332–1338.
- [21] Schindera ST, Nelson RC, Mukundan S Jr, et al. Hypervascular liver tumors: low tube voltage, high tube current multi-detector row CT for enhanced detection—phantom study. *Radiology*. 2008;246(1):125–132.
- [22] Braun FM, Johnson TRC, Sommer WH, et al. Chest CT using spectral filtration: radiation dose, image quality, and spectrum of clinical utility. *Eur Radiol*. 2015;25:1598-1606.
- [23] Marin D, Nelson RC, Schindera ST, et al. Low-tube-voltage, high-tube-current multidetector abdominal CT:

improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm--initial clinical experience. *Radiology*. 2010;254:145-153.

[24] Szucs-Farkas Z, Verdun FR, von Allmen G, et al. Effect of X-ray tube parameters, iodine concentration, and patient size on image quality in pulmonary computed tomography angiography: a chest-phantom-study. *Investigative radiology*. 2008;43:374-381.