

2017 年度 博士論文

モンテカルロシミュレーションを用いた
X線 CT 検査における被ばく線量評価に関する研究

名古屋大学大学院医学系研究科
医療技術学専攻
医用量子科学分野

学生番号：581502019

氏名：羽場 友信

モンテカルロシミュレーションを用いた
X線 CT 検査における被ばく線量評価に関する研究

医学系研究科 医療技術学専攻 医用量子科学分野

学生番号：581502019 氏名：羽場友信

指導教員：小山修司

要旨

X線 Computed Tomography(CT)検査における被ばく線量評価の指標として、volume CT dose index($CTDI_{vol}$)が一般的に用いられている。 $CTDI_{vol}$ の測定で使用するアクリル樹脂製円柱型ファントムの直径は16cmもしくは32cmのみであるため、個々に体幹部径が異なる患者の被ばく線量を $CTDI_{vol}$ では適切に評価できないという議論がされてきた。この問題を解決するために、American Association of Physicists in Medicine (AAPM)は2011年にSize-Specific Dose Estimate (SSDE)と称する新たな規格を提唱した。SSDEは、 $CTDI_{vol}$ 値に患者体型の関数である換算係数を乗ずることで算出される。しかしながら、AAPM Task Group 204 Reportで提唱された換算係数は、ボリウムスキャン及びAAPM Task Group 111測定法による影響を考慮していない。本研究の目的は、ボリウムスキャン及びAAPM Task Group 111測定法がSSDE算出時の換算係数に与える影響についてモンテカルロシミュレーションを用いて検討することである。

モンテカルロシミュレーションにてCT検査を模擬する上で、ボウタイフィルタ透過後のファンビーム方向の各角度の実効エネルギー及び照射線量を組み込む必要がある。本研究では、シリコン PIN フォトダイオードを使用した実効エネルギー測定器を作製し、CT装置のファンビーム方向の各角度の実効エネルギー及び照射線量を測定した。

モンテカルロシミュレーションにてToshiba社製のAquilion ONE CT装置を模擬し、直径8cmから40cmまでの円柱水ファントム内部の線量を計算した。得られた各直径のファントム内部の線量から、指数回帰方程式を用いて換算係数を算出した。ボリウムスキャン及びAAPM Task Group 111測定法を施行した際のSSDE算出時の換算係数は、AAPM Task Group 204 Reportに記載されている現行の換算係数に対して差異14.2%以内で一致した。これより、AAPM Task Group 204 reportに記載されている現行の換算係数は、ボリウムスキャン及びAAPM Task Group 111測定法に対しても適応可能であることが分かった。

Dose estimation in x-ray CT examination by using Monte Carlo simulation

(モンテカルロシミュレーションを用いた X線 CT 検査における被ばく線量評価に関する研究)

Tomonobu Haba, Student ID: 581502019

Department of Radiological Technology, Graduate School of Medicine, Nagoya University

Academic advisor: Shuji Koyama

Abstract

X-ray computed tomography (CT) dose estimation is commonly performed based on the volume CT dose index ($CTDI_{vol}$). $CTDI_{vol}$ measurements are only performed using 16- or 32-cm-diameter polymethyl methacrylate cylindrical phantoms; thus, patient size is not considered. Therefore, the $CTDI_{vol}$ parameter does not estimate patient dose. To overcome this problem, the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 204 has developed and recommended size-dependent conversion factors, which can be used to determine size-specific dose estimate (SSDE) values from $CTDI_{vol}$ values. However, these conversion factors do not consider the effects of volume scanning or the new CT dosimetry metrics proposed by AAPM Task Group 111. This study aims to investigate the influence of these examinations and metrics on the conversion factors reported by AAPM Task Group 204, using Monte Carlo simulations.

An accurate Monte Carlo simulation requires an understanding of the change of x-ray energy and air kerma along the fan-beam arc of the CT scanner. To measure the effective energy and air kerma distributions, we devised a pin-photodiode array utilizing eight channels of x-ray sensors arranged at regular intervals along the fan-beam arc of the CT scanner.

Simulations were performed modelling a Toshiba Aquilion ONE CT scanner, in order to compute dose values in water for cylindrical phantoms with 8-40-cm diameters. Then, the conversion factors were obtained by applying exponential regression analysis between the dose values for a given phantom diameter and the phantom diameter. The conversion factors for volume scanning and the CT dosimetry metrics proposed by the AAPM Task Group 111 were in agreement with those reported by AAPM Task Group 204, within a percentage error of 14.2 %. The results obtained in this study indicate that the conversion factors previously presented by AAPM Task Group 204 can be used to provide appropriate SSDE values for volume scanning and the CT dosimetry metrics proposed by the AAPM Task Group 111.

目次

第1章 序論

1-1	研究の背景	1
1-2	本研究の目的	2
1-3	本論文の構成と内容	2

第2章 CT装置のファンビーム方向の実効エネルギー及び照射線量の測定

2-1	CT装置の実効エネルギー及び照射線量	3
2-2	実効エネルギー測定器の構造	3
2-3	実効エネルギー測定器の特性評価	
2-3-1	特性評価項目	5
2-3-2	方向依存性	6
2-3-3	X線強度に対する依存性	7
2-3-4	エネルギー校正曲線の作製	8
2-4	実効エネルギー測定器の精度検証	11
2-5	Aquilion ONEの実効エネルギー及び照射線量の測定結果	14

第3章 ボリュームスキャン及びAAPM Task Group 111測定法がSSDE算出時の換算係数に与える影響

3-1	CT検査におけるモンテカルロシミュレーションの概説	15
3-2	モンテカルロシミュレーションと実測との整合性の検証	16
3-3	SSDE算出時の換算係数の算出	17
3-4	現行の換算係数との比較	23

第4章 結論

	謝辞	26
	参考文献	27
	略語・略号一覧	29
	研究業績リスト	30

第 1 章 序論

1-1 研究の背景

X 線 Computed Tomography (CT)検査は医療現場で広く用いられている。CT 検査による患者の被ばく線量は他の X 線検査に比べて高いため、被ばく線量評価は重要である。CT 検査における被ばく線量評価の指標として、volume CT dose index ($CTDI_{vol}$)が一般的に用いられている[1,2]。 $CTDI_{vol}$ は、長さ 15cm のアクリル樹脂製円柱型ファントム(以下、CTDI ファントム)内に有効電離長 10cm の CT 用電離箱を挿入し、ファントム中心部にてシングルアキシアルスキャンを施行する $CTDI_{100}$ 測定法に基づき算出される。 $CTDI$ ファントムの直径は頭部用で 16cm、及び体幹部用で 32cm である。しかしながら、患者の体幹部径は個々で異なるため、体幹部径を一律 32cm で評価する $CTDI_{vol}$ では患者被ばく線量を適切に評価できないという論議がされてきた[3]。これを受けて American Association of Physicists in Medicine (AAPM)は 2011 年に Size-Specific Dose Estimate (SSDE)と称する新たな規格を提唱した[4]。SSDE は、直径 32cm の $CTDI$ ファントムで測定された $CTDI_{vol}$ 値に患者体型の関数である換算係数 $g(x)$ を乗じた値で、次式で定義される。

$$SSDE = g(x) \times CTDI_{vol(32cm)} \quad \dots (1)$$

x は患者体型の実効径であり、撮影された CT 画像の横断像から推定される。 $g(x)$ は AAPM Task Group 204 Report 内に表として公開されている。 $CTDI_{vol(32cm)}$ は検査毎に CT 装置上に表示される。SSDE 算出時の換算係数は実測とモンテカルロシミュレーションを用いた 4 組の独立した研究データから推定されており[4]、この換算係数を用いる事で患者の被ばく線量を精度よく推定する事が可能であると報告されている[5,6]。

CT 装置は近年急速に進歩を遂げており、1 回転で体軸方向に 16cm の X 線照射を行うボリュームスキャンが可能な装置も登場し、臨床現場で普及している[7-11]。しかしながら、AAPM Task Group 204 Report に記載されている SSDE 算出時の換算係数はシングルアキシアルスキャン及びヘリカルスキャンに基づいて定義されており、ボリュームスキャンが換算係数に与える影響については検討されていない。

SSDE は $CTDI$ ファントムの径に対する問題への改善案であるが、一方で $CTDI$ ファントムの長さに対する問題点も論議されてきた。従来の $CTDI_{100}$ 測定法では $CTDI$ ファントムの長さが短いために散乱線成分による線量の寄与を十分に考慮できていない[12-16]。これを受けて AAPM は 2010 年に新たな CT 線量測定法 (以下、AAPM Task Group 111 測定法)

を提唱した[17]。AAPM Task Group 111 測定法では、長さ 45cm のアクリル樹脂製円柱型ファントムに有効電離長 23mm の微小電離箱を使用する。スキャン方式は従来のシングルアキシアルスキャンからヘリカルスキャンもしくはボリュームスキャンとなる。AAPM Task Group 204 Report に記載されている SSDE 算出時の換算係数は CTDI₁₀₀ 測定法に基づいて定義されており、AAPM Task Group 111 測定法が換算係数に与える影響については検討されていない。

SSDE は従来用いられている CTDI_{vol} 値から簡便に算出でき、患者体型を考慮した線量評価を行う事ができるため今後普及すると思われる。また、ボリュームスキャン及び AAPM Task Group 111 測定法についても今後の CT 検査における被ばく線量評価には欠かせない項目である。そのため、未検討であるボリュームスキャン及び AAPM Task Group 111 測定法が SSDE 算出時の換算係数に与える影響について明らかにする必要があると考えられる。

1-2 本研究の目的

本研究では、上述の背景を踏まえて、ボリュームスキャン及び AAPM Task Group 111 測定法が SSDE 算出時の換算係数に与える影響についてモンテカルロシミュレーションを用いて検討する事を目的としている。モンテカルロシミュレーションにて CT 検査を模擬するには、ファンビーム方向の各角度の実効エネルギー及び照射線量の情報を組み込む必要がある。そのため、CT 装置のファンビーム方向の実効エネルギー及び照射線量を測定する事も本研究の目的である。

1-3 本論文の構成と内容

第 1 章では、現行の SSDE 算出時の換算係数がボリュームスキャン及び AAPM Task Group 111 測定法を考慮していないという背景とその必要性を述べる。

第 2 章では、モンテカルロシミュレーションにて CT 検査を模擬する際に必要なファンビーム方向の実効エネルギー及び照射線量を測定する過程を述べる。

第 3 章では、モンテカルロシミュレーションを用いて、ボリュームスキャン及び AAPM Task Group 111 測定法が SSDE 算出時の換算係数に与える影響について検討する。

第 4 章では、本研究で得られた結果をまとめ、その成果と意義を結論としてまとめる。

第 2 章 CT 装置のファンビーム方向の実効エネルギー及び 照射線量の測定

2-1 CT 装置の実効エネルギー及び照射線量

CT 装置には画質改善のためにボウタイフィルタが装着されている[18]。ボウタイフィルタは、被射体を透過して検出器に到達する X 線の線質を揃え、カップリングアーチファクトを低減する目的で X 線管の前面に装着されている。ボウタイフィルタの形状は一般的に逆鞍型をしており、ファンビーム角度毎に実効エネルギーと照射線量に変化する。そのため、モンテカルロシミュレーションにて CT 検査を精度よく模擬するためには、ファンビーム角度毎の実効エネルギーと照射線量の情報をシミュレーションコードに組み込む必要がある。ボウタイフィルタの形状や材質は社外秘となっているため、ファンビーム角度毎の実効エネルギーと照射線量の情報を知るには実測する必要がある。

従来、CT 装置の実効エネルギー測定は、メンテナンスモードによって X 線管球を固定した状態でのアルミニウム板を用いた半価層測定法によって行われてきた。しかし、この手法で測定するためにはメーカー側の協力が必要であり容易に測定する事が困難である。また、アルミニウム板を交換して何度も X 線を照射する必要があるため測定に手間が掛かる。本研究では第 3 章で記述するモンテカルロシミュレーションを使用する際に、種々の管電圧及びボウタイフィルタ形状での実効エネルギー情報が必要となるため、従来の半価層測定法では大変な手間と時間がかかる。

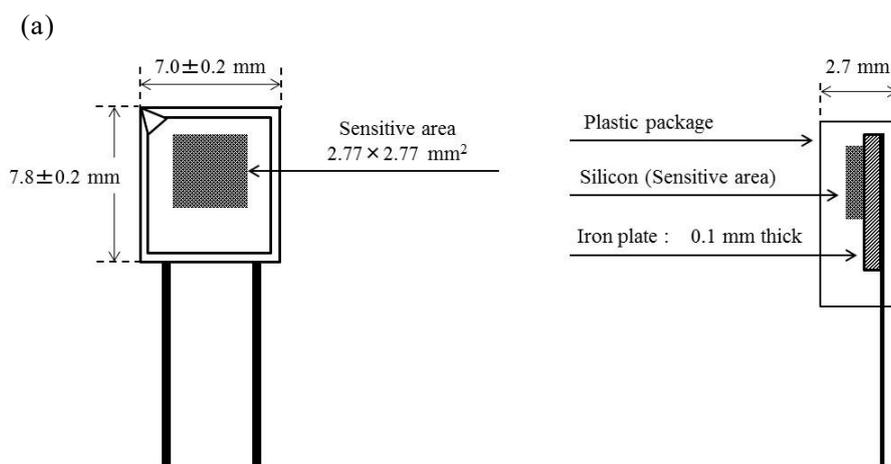
当研究室には本学名誉教授である青山隆彦先生が開発された、2 層の半導体素子で構成された実効エネルギー測定が可能な検出器がある[19]。本研究では、この検出器を以下、“実効エネルギー測定器”と称する。本測定器は 2 層の半導体素子の出力電圧比から実効エネルギーを取得する事ができる。本測定器では 1 度の X 線照射で実効エネルギーを即座に求める事が可能である。本測定器は一般撮影装置領域での使用を想定して作成されたものであるため、本研究では CT 装置においても本測定器を使用可能とする為に改良し、ファンビーム角度毎の実効エネルギーと照射線量を測定した。

2-2 実効エネルギー測定器の構造

実効エネルギー測定器のセンサー部には、Figure 1a に示すシリコン PIN フォトダイオード（浜松フォトニクス、S2506-04）を使用した。本フォトダイオードは、厚さ 0.1mm の鉄

板の上に配置されている。本測定器は、Figure 1b に示す様に、フォトダイオードを 2 層に重ねた構造となっている。X 線を前段のフォトダイオードの受光面へ垂直に入射すると、X 線は鉄板によって減衰し、後段のフォトダイオードの出力電流は減少する。各フォトダイオードの出力電流を X 線照射時間中積算し、線量に比例した電圧信号に変換した後に AD 変換器を通じてパーソナルコンピュータに取り込む。取り込んだ各フォトダイオードの出力電圧に対して、前段のフォトダイオードの出力電圧を分母に、後段のフォトダイオードの出力電圧を分子にして出力電圧比を求める。電離箱とアルミニウム板を用いて算出した実効エネルギーと本測定器の出力電圧比との関係を示すエネルギー校正曲線を予め求めておけば、出力電圧比から実効エネルギーを即座に求める事ができる。本測定器は前段のフォトダイオードの出力電圧から照射線量も同時に測定する事ができる。Figure 1b において、後段のフォトダイオードの背面側に配置されている厚さ 2mm の黄銅は後方からの散乱 X 線の入射を防ぐ役割をしている。また、遮光と電磁シールドのためにフォトダイオードをアルミニウム箔で被覆した。

CT 装置で回転照射を施行した際においても本測定器の使用を可能とするため、Figure 1c に示す様に、センサー部に厚さ 2mm の鉛コリメータを施した。鉛コリメータは高さ 65mm、幅 25mm、開口幅 3mm である。また、1 回の X 線照射でファンビーム方向の各角度の実効エネルギーと照射線量を測定するため、Figure 1d に示す様に、同様の測定器及び鉛コリメータを 8 個作製した。



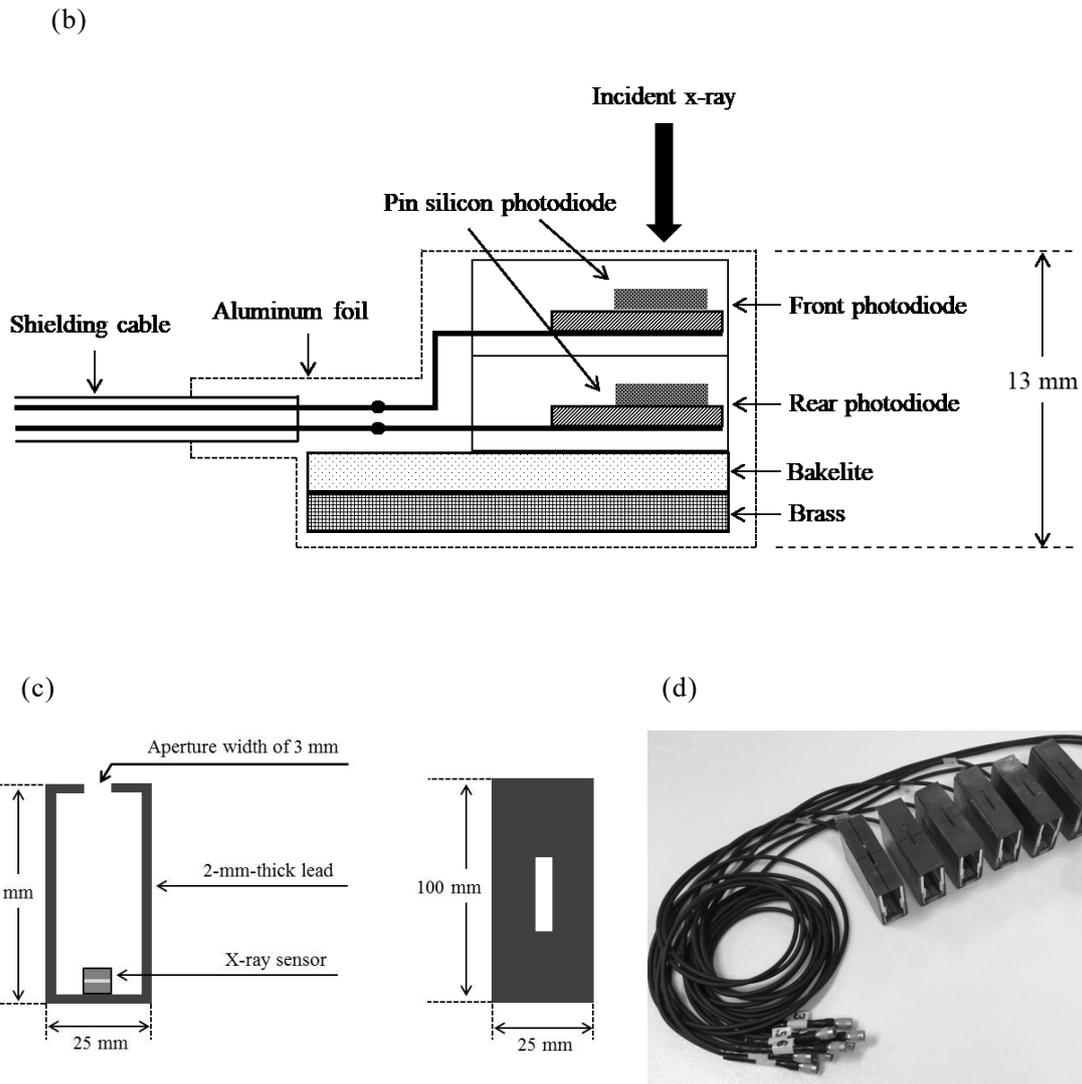


Figure 1 A pin silicon photodiode, Hamamatsu S2506-04 (a), as used for the x-ray sensor (b), and the lead collimator (c), incorporated into the eight channels of x-ray sensors (d) of the pin-photodiode array.

2-3 実効エネルギー測定器の特性評価

2-3-1 特性評価項目

実効エネルギー測定器の特性評価として、方向依存性、X線強度に対する依存性、エネルギー校正曲線の作製を行った。作製した8個の測定器に対し、同一の条件下でX線を照射した際の測定器間の出力電圧の違いは3%以内となった。そのため、特性評価は作製した8個の測定器のうちの1つで行えば問題ないと判断した。

2-3-2 方向依存性

鉛コリメータを装着した状態での測定器の出力電圧の方向依存性を一般撮影装置（Toshiba、DRX-2425C/KXO-1000）を用いて評価した。X線照射条件は、管電圧 120kV、管電流時間積 50mAs、焦点-測定器間距離 60cm とした。X線がフォトダイオードに垂直に入射する角度を 0 度と定義し、前段と後段のフォトダイオードの出力電圧を -180~180 度の範囲で 1 度毎に測定した。なお、出力電圧が無視できるほど小さくなった角度の範囲での測定は 10 度毎に行った。測定した出力電圧の方向依存性の結果を Figure 2 に示す。

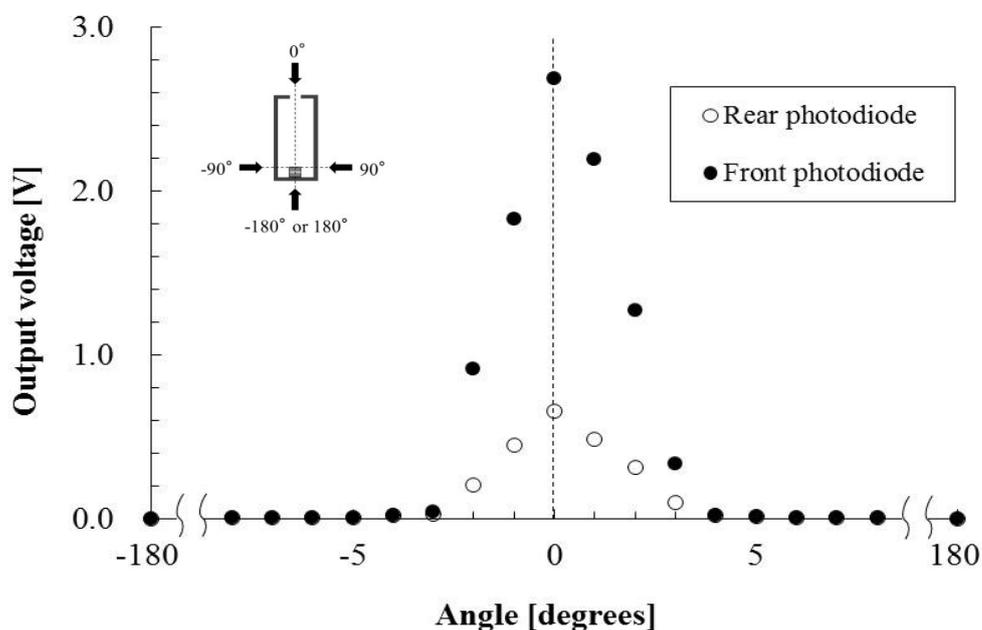


Figure 2 Angular dependence of the output voltages of the x-ray sensor with the lead collimator shown in Fig. 1c.

CT 装置にて回転照射を施行した際に得られる、前段のフォトダイオードの出力電圧 $V_{f,rot}$ と後段のフォトダイオードの出力電圧 $V_{r,rot}$ は次式から計算できる。

$$V_{f,rot} = \sum_{i=-180}^{180} V_{f,i} \cdot \cdot \cdot (2)$$

$$V_{r,rot} = \sum_{i=-180}^{180} V_{r,i} \cdot \cdot \cdot (3)$$

$V_{f,i}$ 及び $V_{r,i}$ は X 線入射角度が i 度の際の前段と後段のフォトダイオードの出力電圧である。

CT 装置にて回転照射を施行した際に得られる 2 層のフォトダイオードの出力電圧比 R_{rot} は次式から計算できる。

$$R_{rot} = \frac{V_{r,rot}}{V_{f,rot}} \cdot \cdot \cdot (4)$$

CT 装置にて固定照射を施行した際に得られる 2 層のフォトダイオードの出力電圧比 R_{0deg} は次式から計算できる。

$$R_{0deg} = \frac{V_{r,0deg}}{V_{f,0deg}} \cdot \cdot \cdot (5)$$

$V_{f,0deg}$ 及び $V_{r,0deg}$ は X 線入射角度が 0 度の際の前段と後段のフォトダイオードの出力電圧である。

Figure 2 より、 R_{rot} は 0.241、 R_{0deg} は 0.245 であり、その差異はわずか-1.4%であった。これより、作製した鉛コリメータの形状は適切であり、本測定器は CT 装置で回転照射を施行した際にも使用可能であるといえる。

2-3-3 X 線強度に対する依存性

測定器の出力電圧比の X 線強度に対する依存性を CT 装置 (Siemens、SOMATOM Definition Flash CT scanner) を用いて評価した。鉛コリメータを装着した測定器を CT 装置のアイソセンタであるファンビーム角度 0 度と、ファンビームの端近くである 21 度の 2 か所に配置した。管電圧は 80kV、ボウタイフィルタは体幹部用を使用した。管電流時間積を 10~350mAs/rotation まで変化させ、出力電圧比を測定した。測定した出力電圧比の X 線強度に対する依存性の結果を Figure 3 に示す。Figure 3 より、ファンビーム角度 0 度では 150mAs/rotation 以上、ファンビーム角度 21 度では 200mAs/rotation 以上で出力電圧比の変動は 3.0%以内であった。これより、本測定器を Siemens 社製の SOMATOM Definition Flash CT scanner で使用する際には 200mAs/rotation 以上の X 線強度が必要であるといえる。

ボウタイフィルタ形状はファンビーム角度が増加するにつれ厚さが増加するため、より高い X 線強度が必要となる。また、管電圧が低くなるほどボウタイフィルタを透過する X 線量は減少する。ボウタイフィルタ形状は CT 装置毎に異なるため、本測定器を用いる際には、十分に安定した出力電圧比を得られる X 線強度を CT 装置毎に事前に把握する必要がある。その際には、最も高い X 線強度が必要となる低管電圧及びファンビーム角度の端で測定を行う必要がある。

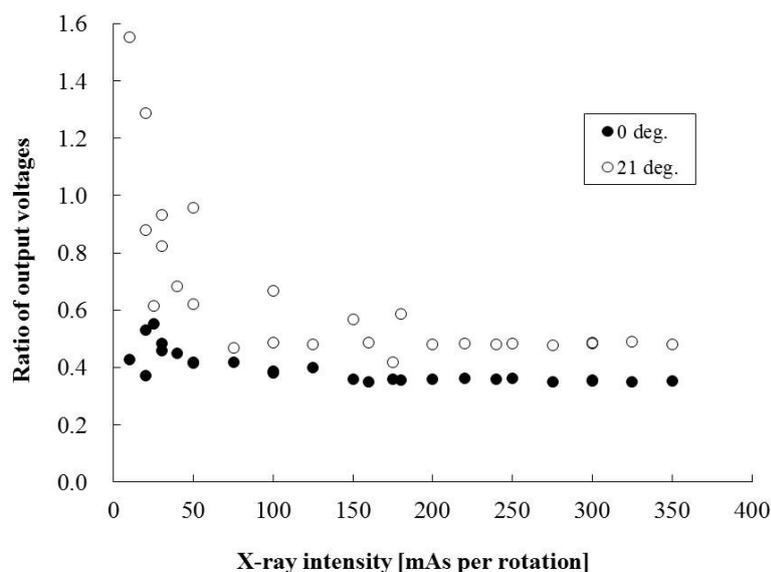


Figure 3 Ratio of output voltages of the x-ray sensor with the lead collimator as a function of the x-ray intensity of a CT scanner – Siemens SOMATOM Definition Flash - at a tube voltage of 80 kV, at fan-beam angles of 0°, i.e. the isocenter, and 21°.

2-3-4 エネルギー校正曲線の作製

出力電圧比と実効エネルギーとの関係を示すエネルギー校正曲線を、一般撮影装置（Toshiba、DRX-2425C/KXO-1000）を用いて作製した。また、前段のフォトダイオードの出力電圧と照射線量との関係を示す線量校正曲線も併せて作製した。測定条件として、管電圧は CT 検査で良く使用される 80, 100, 120, 135, 140kV に設定した。CT 装置における硬い線質を得るため、一般撮影装置の X 線管に最大で 30mm の厚さのアルミニウム板を取り付けた。管電流時間積は 50mAs とした。

エネルギー校正曲線の作製において、出力電圧比は実効エネルギー測定器を用いて測定し、実効エネルギーは電離箱線量計(Radcal、10X5-3CT)を用いてアルミニウム板による半価層測定法に基づいて算出した。焦点-測定器間距離は、実効エネルギー測定器及び電離箱線量計ともに 60cm とした。電離箱線量計は、日本品質保証機構により、国家標準とトレーサビリティを有する電離箱線量計を用いて、95%信頼区間で 5%以下の不確かさで校正されたものを使用した。実効エネルギーは、測定されたアルミニウム半価層とアルミニウムの線源弱係数[20]から算出した。

線量校正曲線は、横軸を実効エネルギー、縦軸を線量校正係数（感度の逆数）で表される。実効エネルギーは、上述の電離箱線量計を用いたアルミニウム板による半価層測定法

に基づいて算出した。線量校正係数は、空気カーマを前段のフォトダイオードの出力電圧で除した値で表される。空気カーマは電離箱線量計を用いて測定した。

エネルギー校正曲線を Figure 4a に、線量校正曲線を Figure 4b に示す。エネルギー校正曲線及び線量校正曲線ともに管電圧に依存する結果となり、本測定器を使用する際には管電圧毎の校正曲線を使用する必要があるといえる。

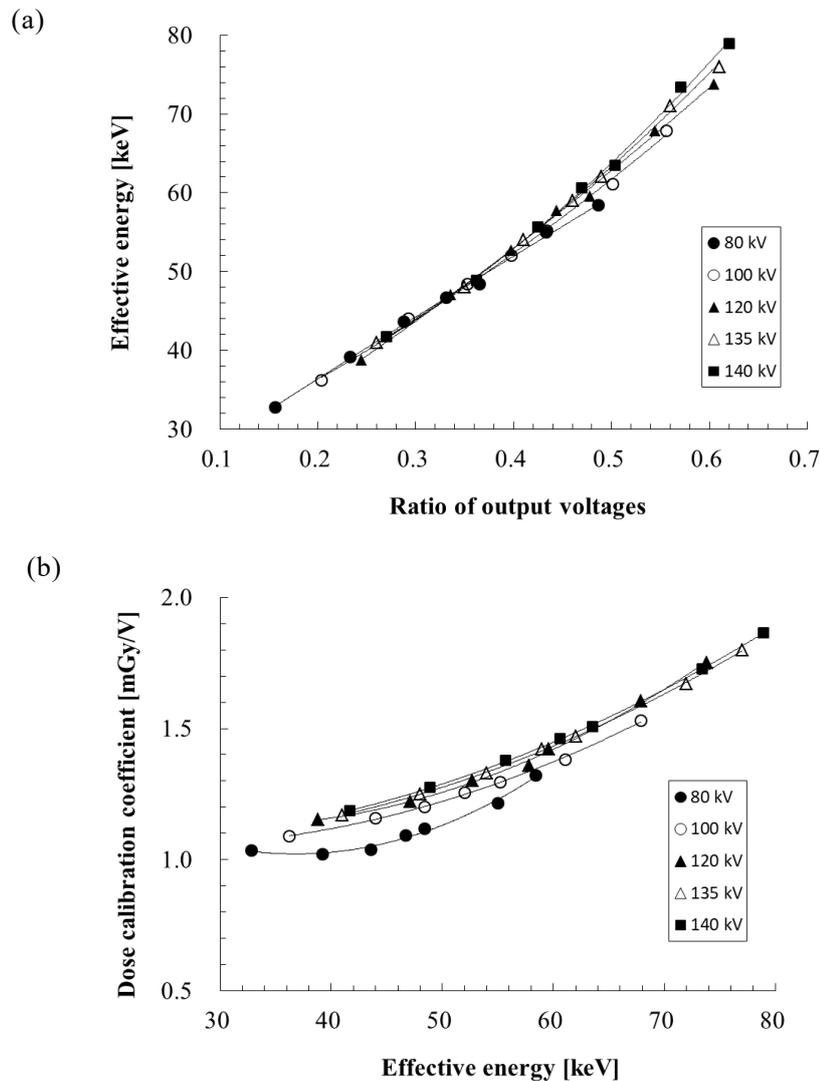


Figure 4 Effective energy of x rays as a function of the ratio of the output voltages of the rear to the front photodiodes (a), and dose calibration coefficient for the output voltage from the front photodiode as a function of the effective energy (b), which were measured for tube voltages of 80, 100, 120, 135, and 140 kV separately. The solid lines are second-order polynomial approximations.

Figure 4aにて、エネルギー校正曲線は、付加フィルタとしてアルミニウムのみにて作製された。しかし、CT装置のボウタイフィルタはアルミニウム以外の材質にて作製されている可能性もある。そこで、8mm及び22mm厚のテフロン、0.4mm厚のスズ、0.5mm厚の銅をX線管に取り付けた際の、出力電圧比と実効エネルギーを測定した。Figure 4aで示されたアルミニウムのみで作製したエネルギー校正曲線上に他の材質の測定結果をプロットした結果をFigure 5に示す。エネルギー校正曲線と他の材質の測定点との差は2.7%以内であった。これより、ボウタイフィルタの材質の違いがエネルギー校正曲線の精度に与える影響は小さいといえる。

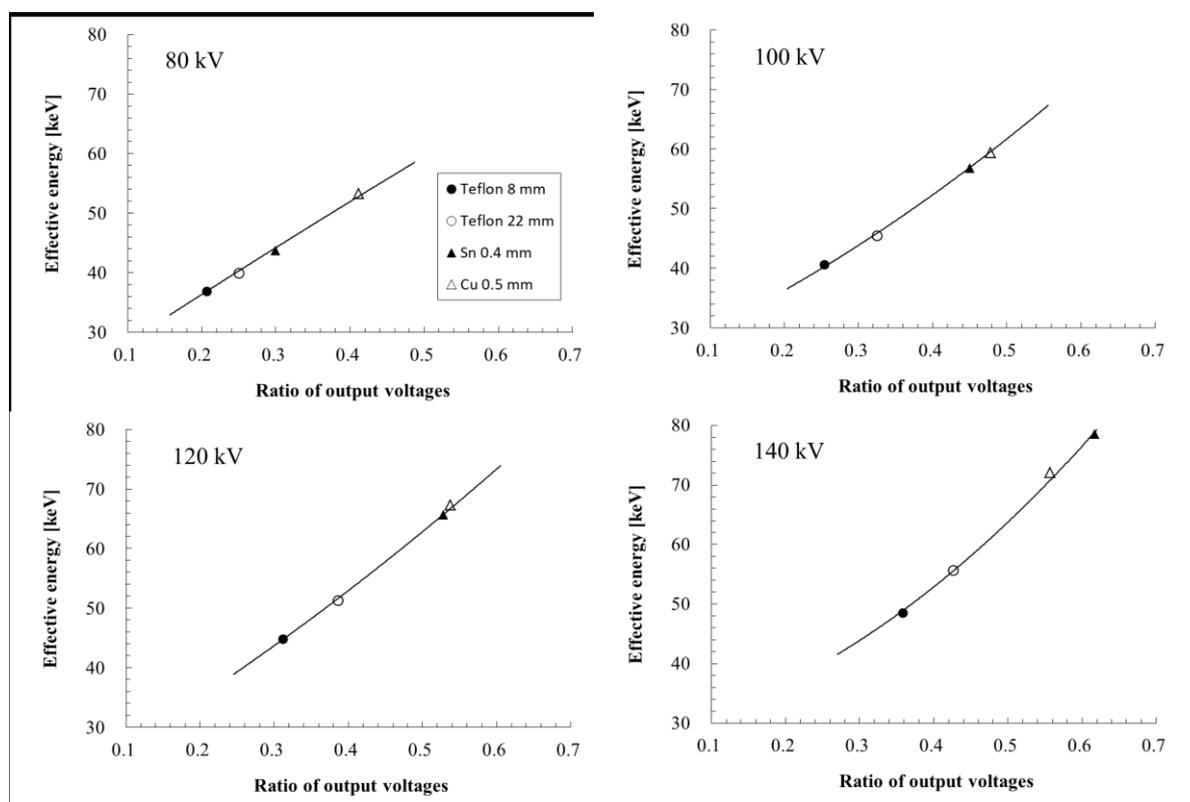


Figure 5 The relationship between the ratio of output voltages and the effective energy measured for various filter materials, i.e., 8- and 22-mm-thick teflon, 0.4-mm-thick Sn, or 0.5-mm-thick Cu, where measurements were carried out for tube voltages of 80, 100, 120, and 140 kV separately. The solid lines are the energy calibration curves obtained with Al additional filters, as shown in Figure 4a.

2-4 実効エネルギー測定器の精度検証

作製した実効エネルギー測定器による実効エネルギー測定の精度を検証するために、実効エネルギーを測定器と電離箱で測定し比較した。測定は Siemens 社製の SOMATOM Definition Flash CT scanner で行い、管電圧は 80, 100, 120, 140kV を使用した。X 線強度は 200mAs/rotation、体軸方向ビーム幅は 38.4mm とした。ボウタイフィルタは頭部用と体幹部用を各々設定した。測定位置は CT 装置のアイソセンタであるファンビーム角度 0 度とした。電離箱による実効エネルギー測定は、前述と同様にアルミニウム板による半価層測定法に基づき行った。実効エネルギー測定器による実効エネルギー測定は、X 線照射により得られた出力電圧比から Figure 4a のエネルギー校正曲線を使用して算出を行った。各実効エネルギー測定は 3 回ずつ行った。

実効エネルギー測定器と電離箱による実効エネルギーの測定結果を Table 1 に示す。実効エネルギー測定器と電離箱による実効エネルギーの差異は最大で 2.8%であった。これより、Figure 4a に示すエネルギー校正曲線は適切であり、実効エネルギー測定器による CT 装置の実効エネルギー測定の精度は信頼できるといえる。

Table 1 Effective energies measured with the x-ray sensor and the CT ionization chamber. Experiments were performed using the Siemens SOMATOM Definition Flash CT scanner.

Tube voltage [kV]	Bow-tie filter	Effective energy (\pm SD*1) [keV]		Percent difference [%]
		X-ray sensor	Ionization chamber	
80	Head* ²	48.4 (\pm 0.6)	47.1 (\pm 0.8)	2.8
	Body* ³	49.0 (\pm 0.6)	48.5 (\pm 0.8)	1.1
100	Head	53.4 (\pm 0.6)	53.7 (\pm 0.9)	-0.5
	Body	54.7 (\pm 0.6)	54.0 (\pm 0.8)	1.3
120	Head	59.0 (\pm 0.7)	58.9 (\pm 1.0)	0.2
	Body	59.9 (\pm 0.7)	59.0 (\pm 1.0)	1.5
140	Head	64.8 (\pm 0.8)	65.9 (\pm 1.0)	-1.7
	Body	65.1 (\pm 0.7)	66.1 (\pm 1.1)	-1.5

*1 Standard Deviation, *2 a bow-tie filter designed for head examinations, *3 a bow-tie filter designed for body examinations.

Table 1 ではアイソセンタであるファンビーム角度 0 度での精度検証の結果であるが、実効エネルギー測定器を使用するにあたり、ファンビーム方向の各角度の実効エネルギー及び照射線量の精度検証も必要である。ファンビーム方向の各角度の実効エネルギー及び照射線量を測定器と電離箱で測定し比較した。測定は Siemens 社製の SOMATOM Definition Flash CT scanner で行い、管電圧は 120kV、ボウタイフィルタは体幹部用を使用した。実効エネルギー測定器による実験配置図を Figure 6a に、電離箱による実験配置図を Figure 6b に示す。

実効エネルギー測定器による測定では、CT 装置の寝台上に、焦点-アイソセンタ間距離を半径とする円弧上の発泡スチロールを配置した。発泡スチロール上に 8 個の実効エネルギー測定器を CT 装置の焦点方向に向けて配置した。実効エネルギー測定器は、ファンビーム角度 0 度から 21 度までの 3 度毎に配置した。CT 装置にて 1 回転の X 線照射を行い、得られた出力電圧比から Figure 4a のエネルギー校正曲線を使用して実効エネルギーを算出した。また、得られた前段のフォトダイオードの出力電圧から Figure 4b の線量校正曲線を使用して照射線量も算出した。

電離箱による測定では、CT 装置の寝台からの散乱線を除外するため、寝台をガントリ外に移動させて代わりに直方体の発泡スチロールを配置した。直方体の発泡スチロール上に円弧上の発泡スチロールを配置した。X 線照射は、メンテナンスモードによって X 線管球を 12 時方向に固定した状態で行った。ファンビーム角度 0 度から 21 度までの 3 度毎に、照射線量と実効エネルギーを測定した。実効エネルギーはアルミニウム板による半価層測定法に基づいて算出した。

実効エネルギー測定器と電離箱による、ファンビーム方向の各角度の実効エネルギー及び照射線量の測定結果を Figure 7 に示す。実効エネルギー測定器と電離箱による実効エネルギーの差異は 3.2%以内であり、照射線量の差異は相対線量にて 0.04 以内であった。これより、実効エネルギー測定器による実効エネルギー及び照射線量の測定の精度は、アイソセンタのみではなくファンビーム方向の各角度においても担保されているといえる。

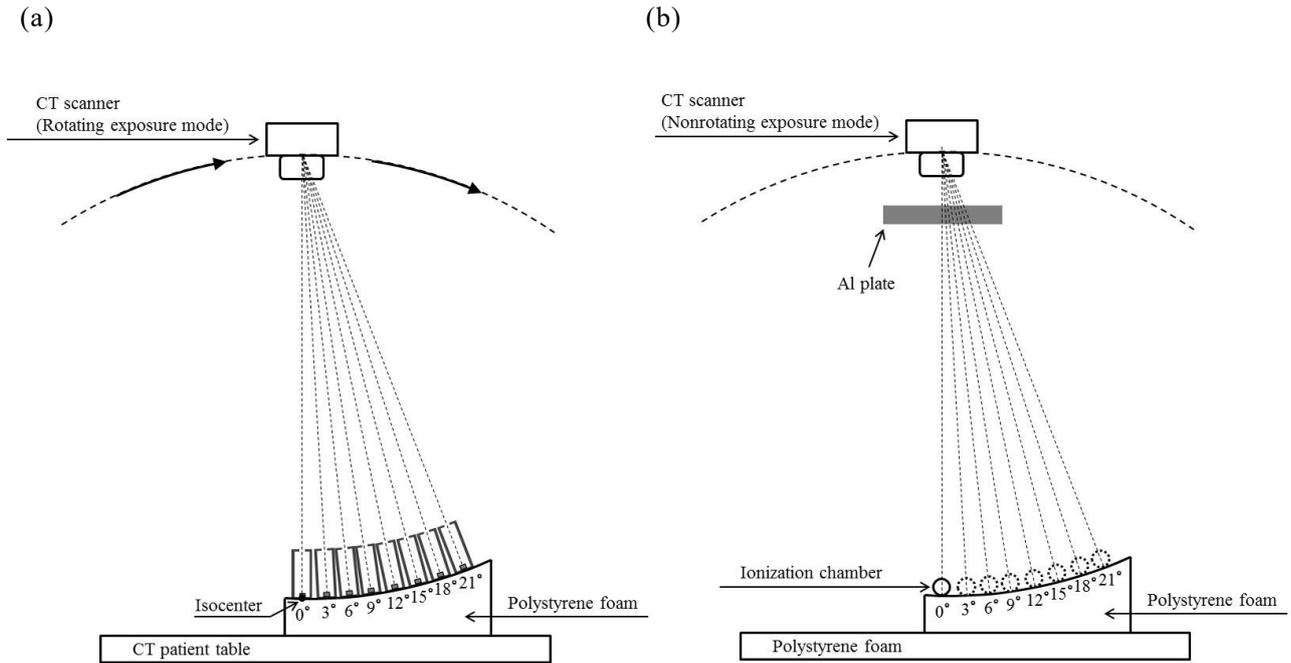


Figure 6 Geometry for the measurements of the effective energy and the relative dose at various fan-beam angles of a CT scanner using the pin-photodiode array (a), and an ionization chamber (b).

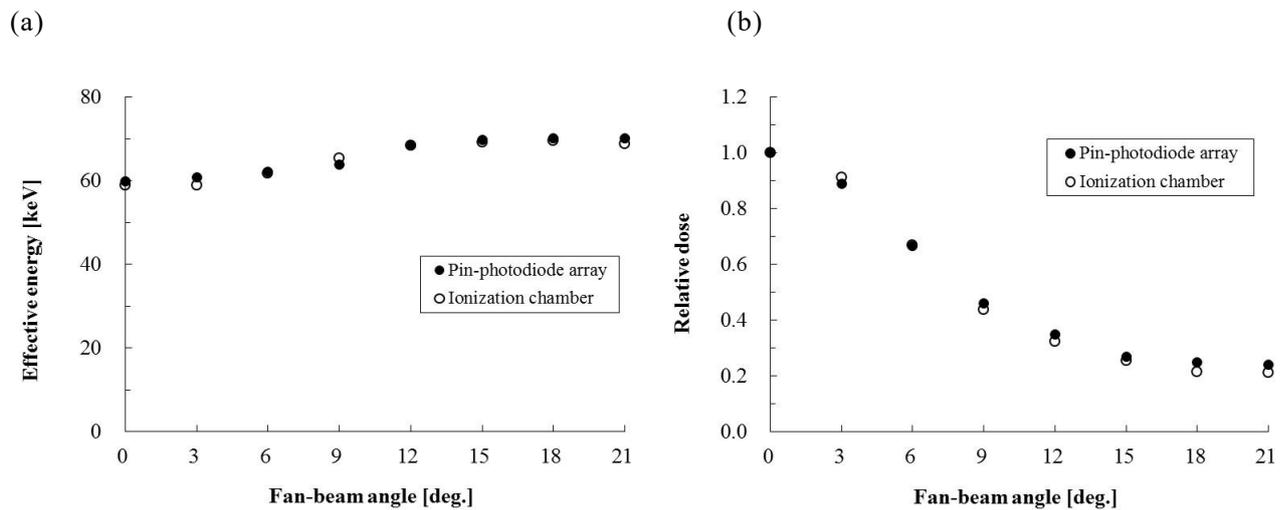


Figure 7 Effective energies (a) and relative doses normalized to a dose value at 0° (b) obtained by using an ionization chamber and the pin-photodiode array as a function of fan-beam angles for the Siemens SOMATOM Definition Flash CT scanner.

2-5 Aquilion ONE の実効エネルギー及び照射線量の測定結果

第3章で記述するモンテカルロシミュレーションを行う際に必要となる、Toshiba 社製の Aquilion ONE CT scanner のファンビーム方向の実効エネルギー及び照射線量を測定した。管電圧は 80, 100, 120, 135kV、ボウタイフィルタは頭部用及び体幹部用を使用した。実効エネルギー測定器を使用し、上述の Figure 6a と同様の実験配置図にて測定した。十分に安定した出力電圧比を得るため、X線強度は 400mAs/rotation とした。

測定結果として、頭部用ボウタイフィルタの実効エネルギーを Figure 8a に、照射線量を Figure 8b に示す。また、体幹部用ボウタイフィルタの実効エネルギーを Figure 8c に、照射線量を Figure 8d に示す。ファンビーム角度が増加するに従い、実効エネルギーは増加し、照射線量は減少した。

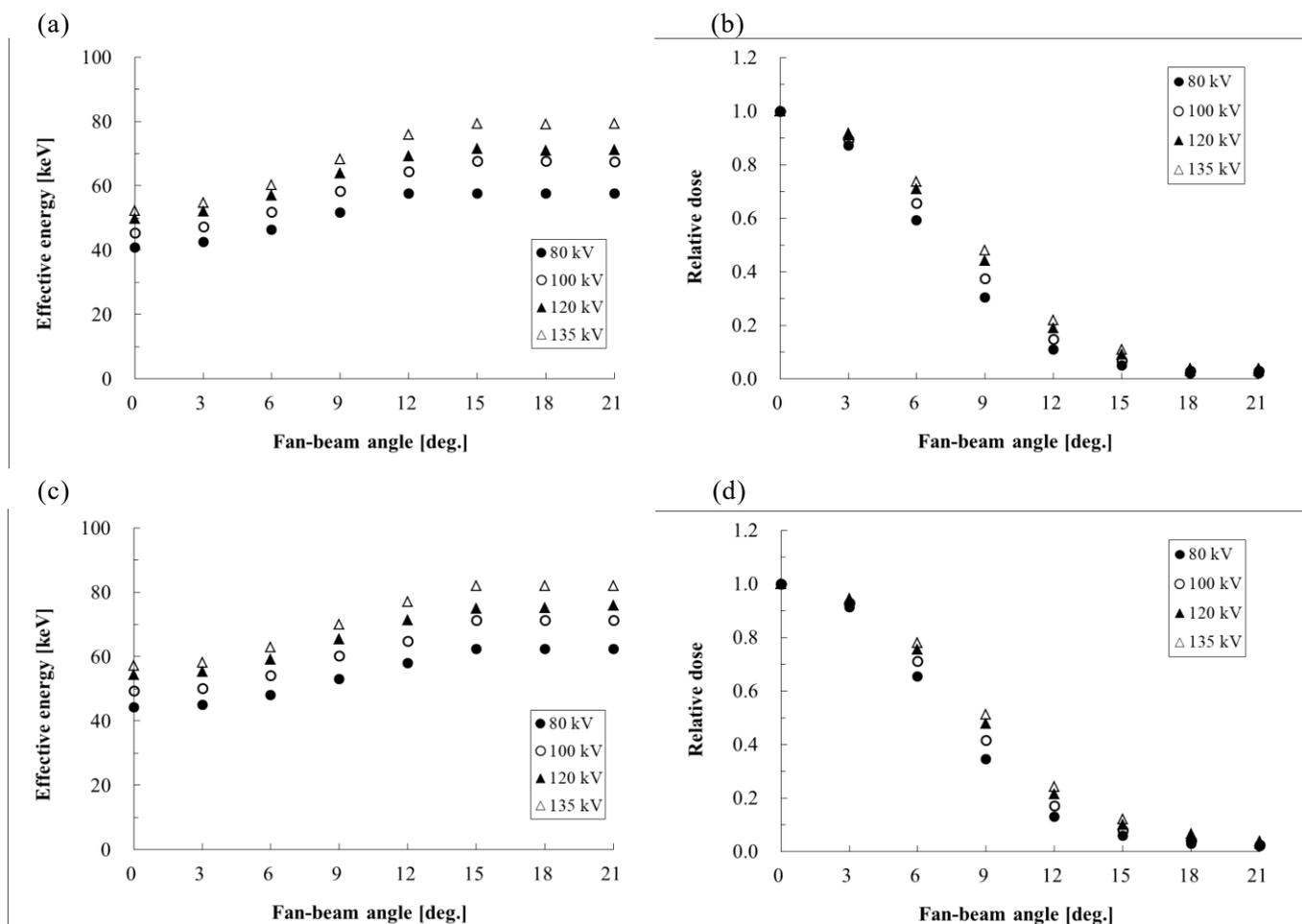


Figure 8 Effective energies and relative doses normalized to a dose value at 0° as a function of fan-beam angles of the Toshiba Aquilion ONE CT scanner, operated at tube voltages of 80 to 135 kV with the bow-tie filter designed for head (a-b) and body (c-d) examinations.

第 3 章 ボリュームスキャン及び AAPM Task Group 111 測定法が SSDE 算出時の換算係数に与える影響

3-1 CT 検査におけるモンテカルロシミュレーションの概説

モンテカルロシミュレーションを用いて、ボリュームスキャン及び AAPM Task Group 111 測定法を用いた際の SSDE 算出時の換算係数を算出した。CT 装置は Aquilion ONE CT scanner を模擬した。シミュレーションコードは Electron Gamma Shower version 5 (EGS5) を使用した[21]。EGS5 では、カットオフエネルギーとして 1keV までの低エネルギーの電子・光子輸送が可能であるため、CT 検査で用いられる診断領域の X 線エネルギーのシミュレーションに適している。光子の物理反応としては、光電効果・コンプトン散乱・レイリー散乱を取り扱っている。本研究で行ったシミュレーションでは、統計的誤差が 1%以下となる様に入射光子数を設定した。

モンテカルロシミュレーションにて CT 検査を精度よく模擬するためには、ファンビーム角度毎の実効エネルギーと照射線量の情報をシミュレーションコードに組み込む必要がある。ファンビーム角度毎の実効エネルギーと照射線量は、第 2 章で記載した実効エネルギー測定器を使用して測定した。Aquilion ONE CT scanner の測定結果は Figure 8 に示した。Figure 8 で得られた実効エネルギーから、Tucker らの近似式[22]を用いて X 線スペクトルを推定した。Tucker らは、実測結果と非線形最小二乗法を利用して、タングステンターゲットから発生する X 線スペクトルを推定する手法を提案した。管電圧、ターゲット角度、付加フィルタなどの条件を Tucker らの近似式に代入することで、X 線スペクトルを推定することができる。

ファンビーム方向の各角度への入射光子数は、Figure 8 の照射線量の分布と同様になるように重み付けを行った。なお、Figure 8 の照射線量の測定は 3 度毎での測定のため、角度間の照射線量は線形近似により算出した。X 線スペクトルはファンビーム角度 0 度から 21 度までの 3 度間隔で 8 種類を使用し、光子の入射角度に一番近い角度のスペクトルを 8 種類から選択した。各入射光子のエネルギーは、X 線スペクトルの分布と同様になるように重み付けを行った。本研究で用いたモンテカルロシミュレーションにて CT 検査を模擬する手法は当研究室で独自に使用しているものであるが、原理は Turner らが提唱する”equivalent source method”と同様である[23]。なお、体軸方向に 16cm と広い照射野を持つボリュームスキャンを行う際には、体軸方向の角度毎の実効エネルギーと照射線量の情

報も同様の手法でシミュレーションコードに組み込んだ。

3-2 モンテカルロシミュレーションと実測との整合性の検証

モンテカルロシミュレーションと実測との整合性を検証するために、両者の $CTDI_{vol}$ 値を比較した。実測は Aquilion ONE CT scanner にて行い、管電圧 80, 100, 120, 135kV を使用した。X 線強度は 300mAs/rotation、体軸方向ビーム幅は 4cm とした。測定は頭部用及び体幹部用の CTDI ファントムを使用し、それぞれ頭部用及び体幹部用のボウタイフィルタを設定した。CTDI ファントムには円柱中心部と表面から 1cm 内側の 4 か所の計 5 か所の位置に CT 用電離箱挿入用の穴が空いている。辺縁 4 か所の穴は 90 度間隔である。CT 用電離箱をいずれかの穴に挿入した際には、それ以外の 4 か所の穴には同寸法のアクリル樹脂棒を挿入した。電離箱線量計(Radcal、10X5-3CT)は第 2 章で使用したものと同一であるため、95%信頼区間で 5%以下の不確かさで校正されている。CTDI ファントムの体軸方向の中心部にてシングルアキシヤルスキャンを施行した。ファントム中心部での測定結果は $CTDI_{100,c}$ 、辺縁 4 か所の平均の測定結果は $CTDI_{100,p}$ と表される。測定された $CTDI_{100,c}$ 及び $CTDI_{100,p}$ から、次式を用いて weighted CTDI($CTDI_w$)及び $CTDI_{vol}$ を算出した。

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \cdots (6)$$

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{PF} \cdots (7)$$

PF はピッチファクタを示し、X 線管 1 回転あたりの寝台移動量を体軸方向のビーム幅で除した値である。

モンテカルロシミュレーションにて、上述の実測と同様の幾何学的配置と条件にて $CTDI_{vol}$ 値を算出した。シミュレーションにて算出される $CTDI_{vol}$ 値[mGy/source photon]は相対値であるため、実測での $CTDI_{vol}$ 値[mGy/total mAs]と比較するためには規格化係数[source photon/total mAs]が必要である[24]。規格化係数を定めるために、CT 用電離箱線量計を CT 装置のアイソセンタ上に配置し、シングルアキシヤルスキャンを行い空気中の $CTDI_{100}$ 値を測定した。シミュレーションにて同様に空気中の $CTDI_{100}$ 値を算出した。得られた実測での空気中 $CTDI_{100}$ 値[mGy/total mAs]をシミュレーションでの空気中 $CTDI_{100}$ 値[mGy/source photon]で除した値が規格化係数[source photon/total mAs]となる。これより、シミュレーションにて得られた相対的な $CTDI_{vol}$ 値[mGy/source photon]に規格化係数[source photon/total mAs]を乗じることで、実測と比較可能な $CTDI_{vol}$ 値[mGy/total mAs]を算出することが可能となる。

Table 2 Comparisons between measured and simulated CTDI_{vol} values for standard head and body CTDI phantoms, for the Toshiba Aquilion ONE CT scanner at tube voltages of 80, 100, 120, and 135 kV, with 300-mAs tube current time and 4-cm longitudinal beam width.

CTDI phantom	Tube voltage [kV]	CTDI _{vol} value [mGy/total mAs]		Percentage error [%]
		Measured	Simulated	
Head	80	21.5	20.9	-2.9
	100	39.0	38.3	-1.7
	120	60.3	59.6	-1.2
	135	78.0	79.2	1.6
Body	80	7.6	8.0	4.6
	100	14.8	14.4	-2.9
	120	25.7	25.4	-1.1
	135	32.8	33.6	2.5

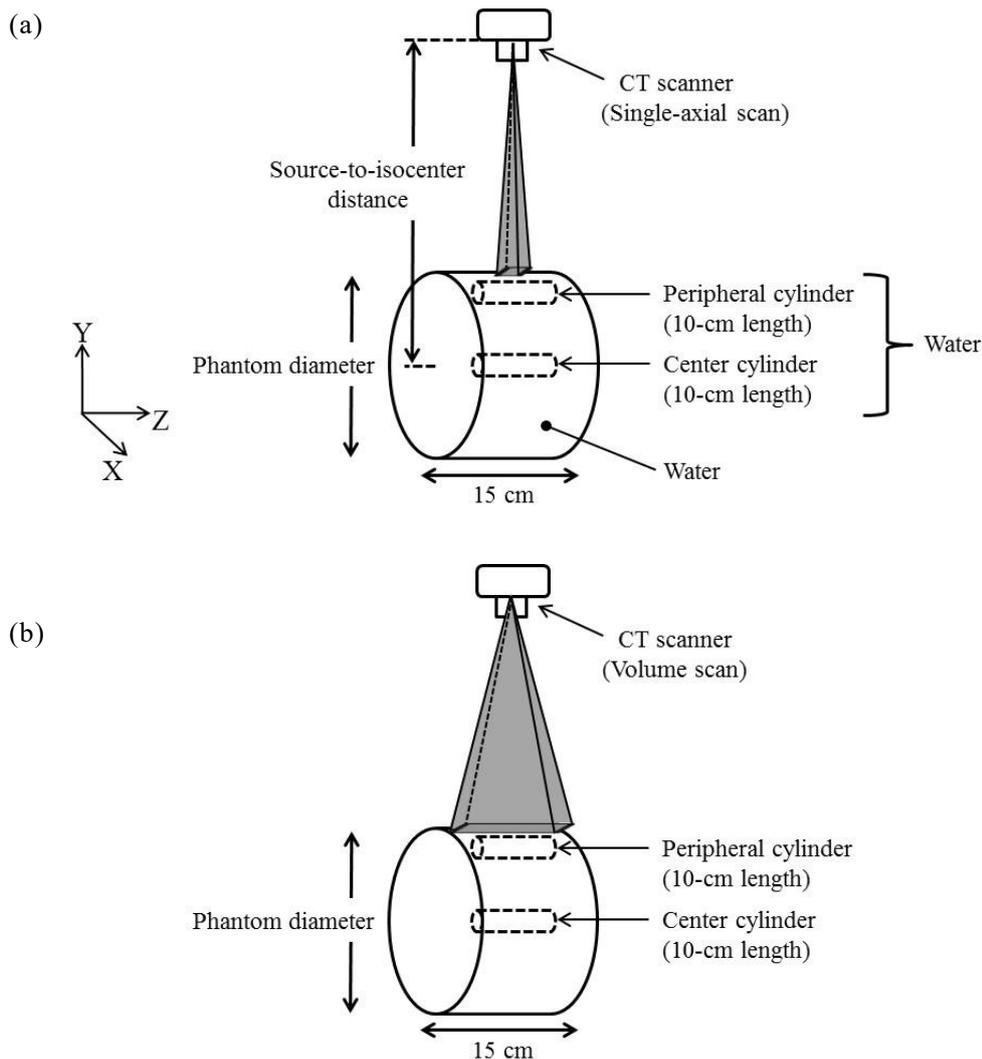
実測とシミュレーションとの CTDI_{vol} 値を比較した結果を Table 2 に示す。実測とシミュレーションとの CTDI_{vol} 値の差異は 4.6%以内であることから、本研究で使用したモンテカルロシミュレーションコードの整合性は担保されているといえる。

3-3 SSDE 算出時の換算係数の算出

本研究では 2 種類のファントム形状を模擬した。1 つは CTDI₁₀₀ 測定法に基づくファントム (以下、CTDI₁₀₀ ファントム) であり、長さ 15cm の円柱形状である。もう 1 つは、AAPM Task Group 111 測定法に基づくファントム (以下、TG111 ファントム) であり、長さ 45cm の円柱形状である。両ファントムとも組成は水で構成されており、直径は 8~40cm まで 2cm 間隔で変化させた。線量取得領域は直径 1cm の円柱形状であり、ファントム中心部とファントム辺縁から深さ 1cm の 2 か所とした。線量取得領域の長さは、CTDI₁₀₀ ファントムでは 10cm、TG111 ファントムでは 23mm とした。これらは各 CT 線量測定法で使用する電離箱の長さに等しい。

シミュレーション体系を Figure 9 に示す。本研究では、以下に表記した 4 種類の CT 線

量評価法を模擬した：(a) $CTDI_{100}(\text{axial})$ 、(b) $CTDI_{100}(\text{volume})$ 、(c) TG111(helical)、(d) TG111(volume)。 $CTDI_{100}(\text{axial})$ 評価法では、 $CTDI_{100}$ ファントムの体軸方向中心部にてシングルアキシアルスキャンを行った。 $CTDI_{100}(\text{axial})$ 評価法は、CT検査における被ばく線量を評価する際の現在の国際基準であり、一般的に使用されている。 $CTDI_{100}(\text{volume})$ 評価法では、 $CTDI_{100}$ ファントムの体軸方向中心部にてボリュームスキャンを行った。TG111(helical)評価法では、TG111ファントムの全長45cmの範囲にてヘリカルスキャンを行った。ヘリカルスキャンを施行する上で、ファントム表面付近の体軸方向の線量分布の周期的な変動の影響を抑えるために、ヘリカルピッチは0.29と十分に小さい値を設定した[17]。TG111(volume)評価法では、TG111ファントムの体軸方向中心部にてボリュームスキャンを行った。体軸方向ビーム幅は、シングルアキシアルスキャン及びヘリカルスキャンでは4cm、ボリュームスキャンでは16cmとした。



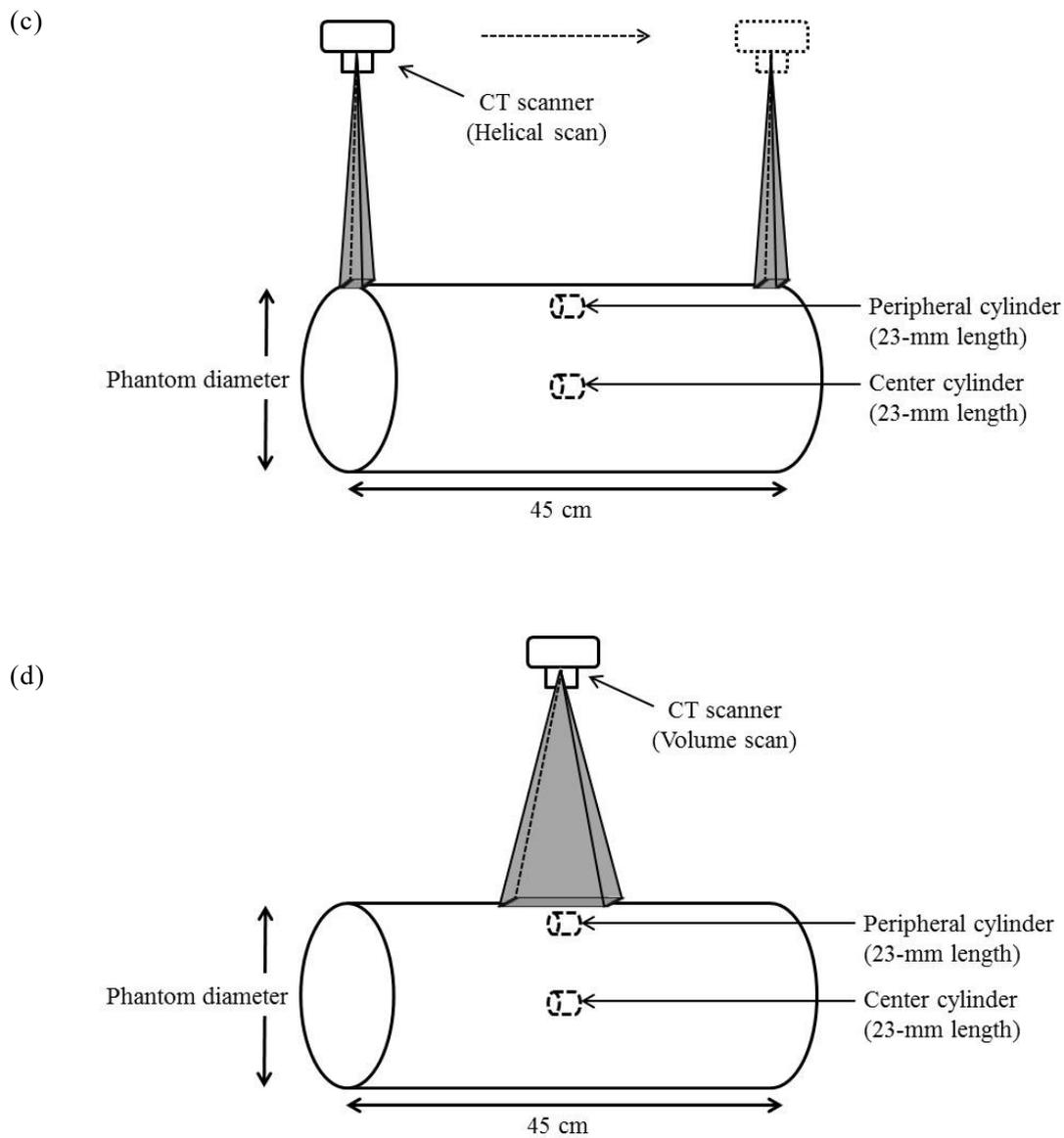


Figure 9 Monte Carlo simulation geometries for (a)CTDI₁₀₀(axial), (b)CTDI₁₀₀(volume), (c)TG111(helical), and (d)TG111(volume) method measurement models. These phantoms were comprised of water-containing cylinders (water is approximately tissue equivalent), with $d = 8\text{-}40$ cm in 2-cm intervals. The doses in water were computed at the central or peripheral (12 o'clock) dose-computation cylinders, which were 1 cm in diameter.

上述の4種類のCT線量評価法にて、ファントム直径を8~40cmまで2cm間隔で変化させた際の線量をシミュレーションにて取得した。シミュレーションは、Aquilion ONE CT scannerにて各管電圧(80, 100, 120, 135kV)、ボウタイフィルタ形状(頭部用、体幹部用)毎に行った。ファントム中心部での取得線量 $D_{water,c}$ 及びファントム辺縁から深さ1cmでの取得線量 $D_{water,p}$ から、次式を用いて $D_{water,w}$ を算出した。

$$D_{water,w} = \frac{1}{3}D_{water,c} + \frac{2}{3}D_{water,p} \dots (8)$$

$D_{water,w}$ は Figure 9 における円柱水ファントムのアキシャル断面の平均線量を表し、式(6)で示した $CTDI_w$ の概念と同義である。

次に、直径32cmの円柱アクリル樹脂ファントムの中心部及び辺縁から深さ1cmでの空気中の線量をシミュレーションにて取得した。ファントム中心部での取得線量 $D_{air,c(32cm)}$ 及びファントム辺縁から深さ1cmでの取得線量 $D_{air,p(32cm)}$ から、式(8)と同様に $D_{air,w(32cm)}$ を算出した。 $D_{air,w(32cm)}$ は、CT装置のコンソール上に検査毎に表示される $CTDI_{vol}$ と同義である。 $D_{air,w(32cm)}$ は各CT線量評価法、各管電圧、ボウタイフィルタ形状毎に算出した。

任意の直径 d の円柱水ファントムでの水組成の取得線量 $D_{water,w}(d)$ を、直径32cmの円柱アクリル樹脂ファントムでの空気組成の取得線量 $D_{air,w}(32cm)$ で除すことで、線量係数 $f(d)$ を算出した。

$$f(d) = \frac{D_{water,w}(d)}{D_{air,w}(32cm)} \dots (9)$$

各CT線量評価法の線量係数 $f(d)$ の結果を Figure 10 に示す。Figure 10 で示した測定点を用いて、SSDE算出時の換算係数 $g(d)$ を次式の指数回帰方程式より算出した。

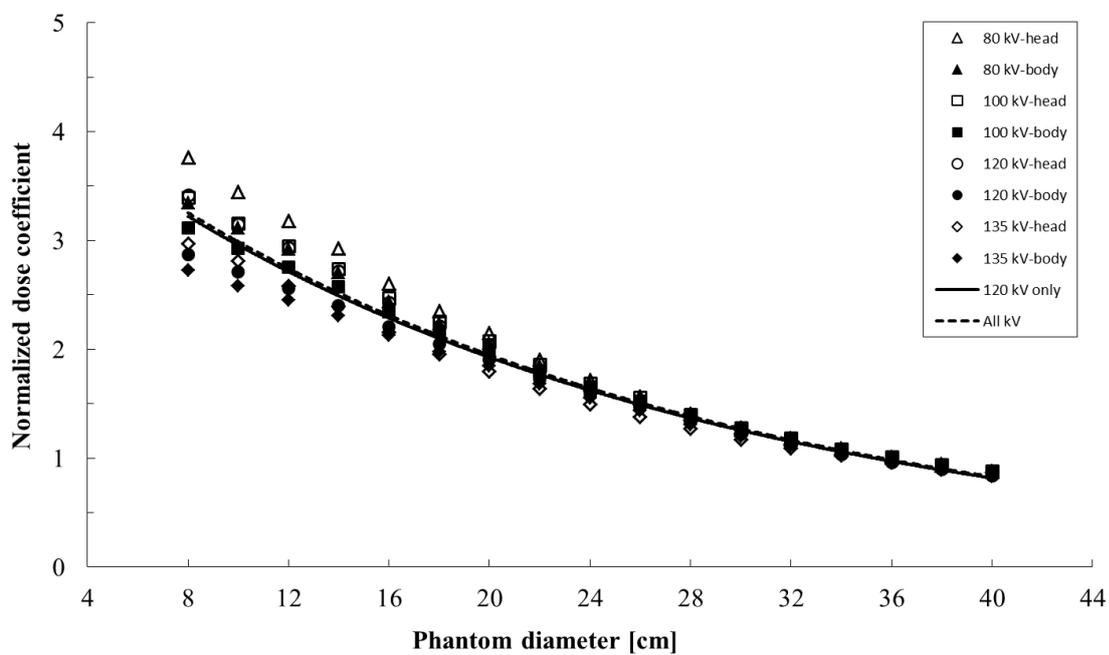
$$g(d) = A_0 \times \exp(B_0 \times d) \dots (10)$$

A_0 及び B_0 は係数である。指数回帰方程式は、管電圧120kVのみの測定点、または管電圧80~135kVの全ての測定点の2種類で推定した。推定された指数回帰方程式の結果は Figure 10 に合わせて記載し、係数 A_0, B_0 及び決定係数 R^2 の結果を Table 3 に示す。

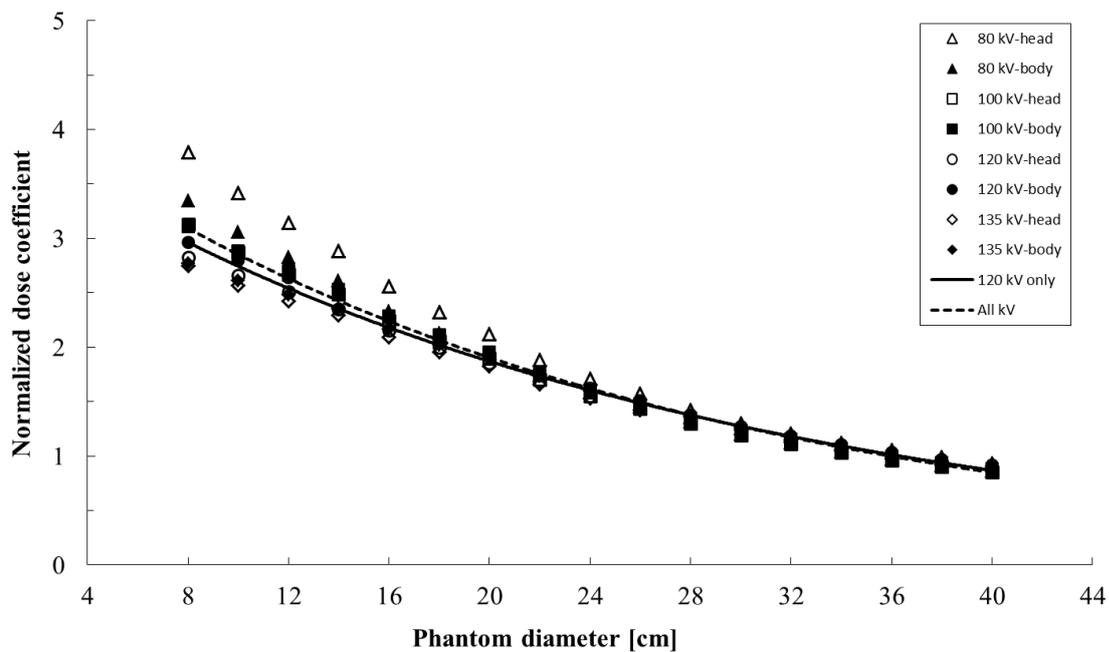
Figure 10 より、線量係数はファントム径が小さくなるほど、測定条件の違いによる差異が増加した。これは、管電圧やボウタイフィルタによるスペクトル形状の違いが取得線量に与える影響が、ファントム径が小さいほど大きいためであると、AAPM Task Group 204 Reportにて論じられている[4]。Figure 10 及び Table 3 より、管電圧120kVのみから推定されたSSDE算出時の換算係数 $g(d)$ は、全管電圧から推定された換算係数と良く一致した。これより、換算係数は管電圧120kVのみから推定された結果を使用して問題ないといえる。なお、AAPM Task Group 204 Reportに記載されている現行の換算係数も管電圧120kVのみ

の結果から推定されている。

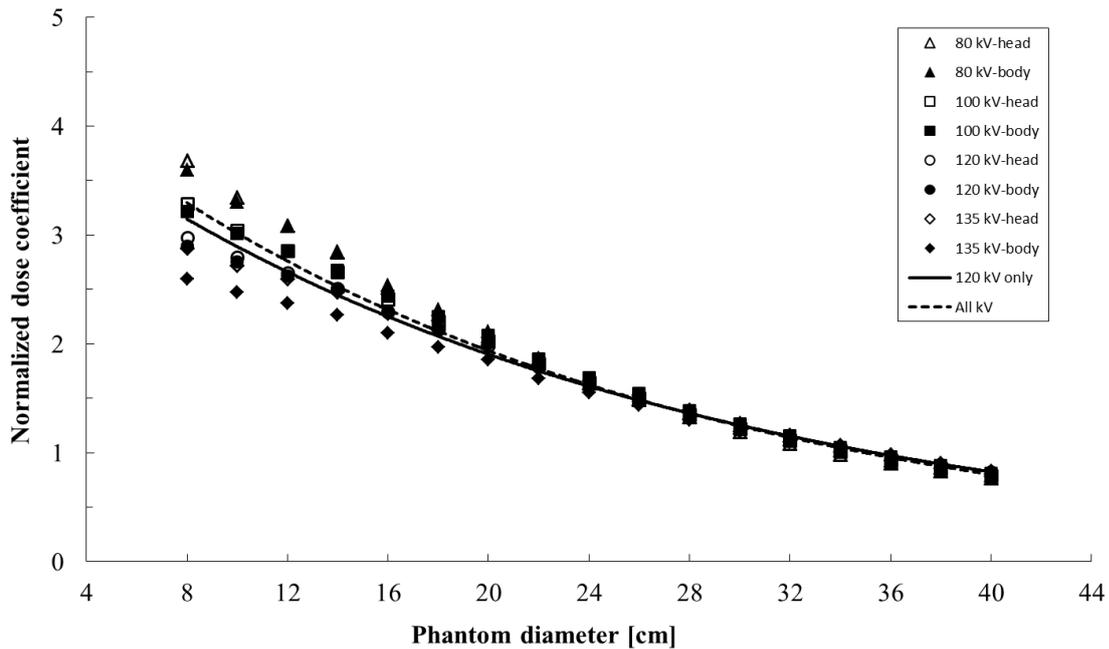
(a) CTDI₁₀₀(axial) method



(b) CTDI₁₀₀(volume) method



(c) TG111(helical) method



(d) TG111(volume) method

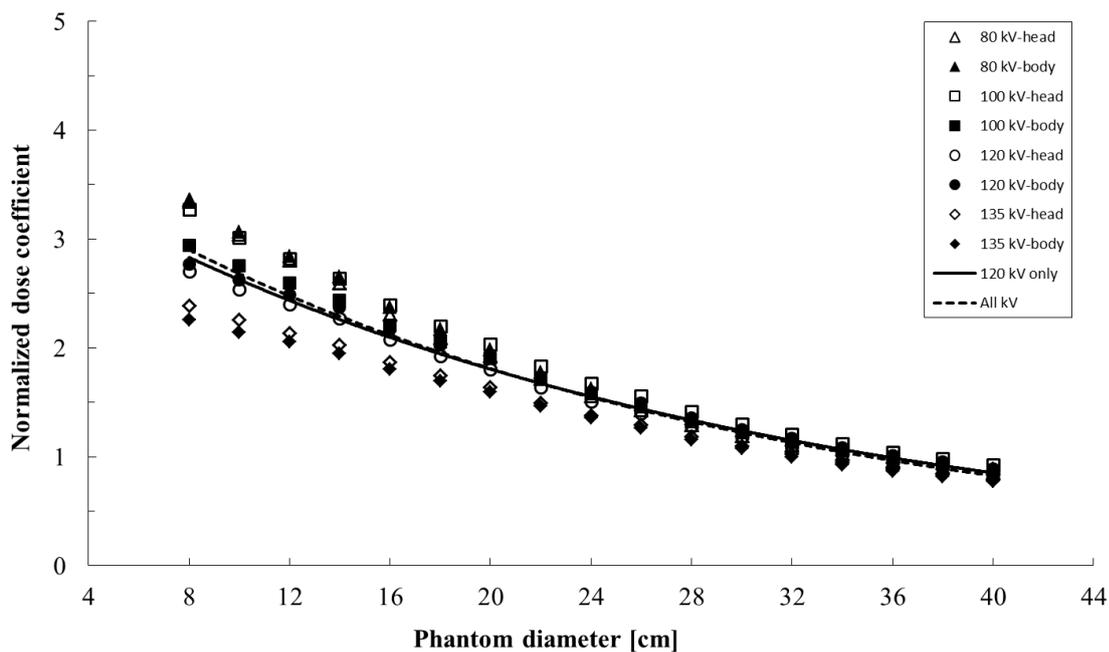


Figure 10 Normalized dose coefficients $f(d)$ as functions of phantom diameter (d) for CT dosimetry models based on: (a) $CTDI_{100}$ (axial), (b) $CTDI_{100}$ (volume), (c) TG111(helical), and (d) TG111(volume) methods. In the key, “head” and “body” indicate bow-tie filters designed for head and body examinations, respectively. In each figure, the solid line indicates the conversion factors determined at a single tube voltage of 120 kV, whereas the dashed line indicates the conversion factors determined across 80 -135 kV tube voltages.

Table 3 Exponential regression analysis results for conversion factors as functions of phantom diameter, for each CT dosimetry model.

CT dosimetry model	Tube voltage	Exponential regression coefficients		Determination coefficient (R^2)
		A_0	B_0	
CTDI ₁₀₀ (axial)	120 kV only	4.537	-0.043	0.99
	80-135 kV	4.581	-0.043	0.98
CTDI ₁₀₀ (volume)	120 kV only	4.026	-0.038	0.99
	80-135 kV	4.271	-0.040	0.98
TG111(helical)	120 kV only	4.397	-0.042	0.99
	80-135 kV	4.693	-0.044	0.98
TG111(volume)	120 kV only	3.823	-0.038	0.99
	80-135 kV	3.972	-0.039	0.95

3-4 現行の換算係数との比較

本研究でモンテカルロシミュレーションを用いて算出した各 CT 線量評価法の換算係数と、AAPM Task Group 204 Report に記載されている現行の換算係数とを比較した結果を Figure 11 に示す。各 CT 線量評価法の換算係数は、Figure 10 及び Table 3 にて管電圧 120kV のみで推定した結果を使用した。Figure 11 より、各 CT 線量評価法による換算係数はファントム径が小さくなるほど差異が生じた。現行の換算係数と最も差異が生じたのは、CTDI₁₀₀(axial)評価法による換算係数であった。ICRU Report 74 によると、0.0 歳児の体型と等価な面積となる円柱ファントムの直径は 11.2cm と記載されている[25]。Figure 11 にて、ファントム径が 11.2cm における換算係数は、現行法で 2.46、CTDI₁₀₀(axial)評価法で 2.80 であり、その差異は 14.2%であった。AAPM Task Group 204 Report では、現行の換算係数を用いて SSDE を評価する際には 16%程度の誤差は許容すると記載されている[4]。これより、本結果の差異 14.2%も十分に許容できる範囲であると考えられる。以上より、AAPM Task Group 204 Report に記載されている現行の換算係数は、ボリウムスキャン及び AAPM Task Group 111 測定法に対しても適応可能であるという結果が本研究より得られた。

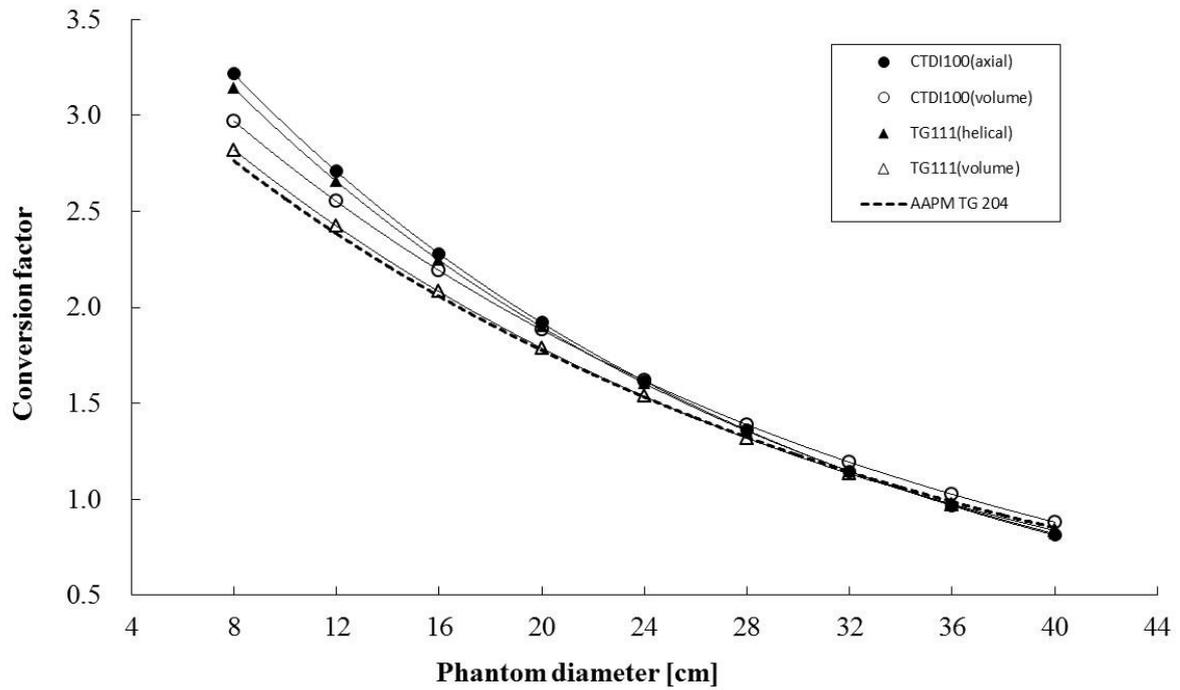


Figure 11 Comparison of conversion factors for each CT dosimetry model. The conversion factors were calculated using the exponential regression equations obtained for a single tube voltage of 120 kV. The dashed line indicates the conversion factors reported by the AAPM Task Group 204.

第4章 結論

CT検査の被ばく線量評価において、ボリウムスキャン及びAAPM Task Group 111測定法がSSDE算出時の換算係数に与える影響についてモンテカルロシミュレーションを用いて検討した。

モンテカルロシミュレーションにてCT検査を模擬するために、実効エネルギー測定器を用いてCT装置のファンビーム方向の各角度の実効エネルギー及び照射線量を測定した。実効エネルギーは、2層のフォトダイオードの出力電圧比からエネルギー校正曲線を使用して算出することが可能である。照射線量は、前段のフォトダイオードの出力電圧から線量校正曲線を使用して算出することが可能である。実効エネルギー測定器と電離箱による実効エネルギーの差異は最大で2.8%であった。本研究で作製した実効エネルギー測定器を用いれば、CT装置のファンビーム方向の各角度の実効エネルギー及び照射線量を簡便に測定することが可能である。

モンテカルロシミュレーションを用いて算出したボリウムスキャン及びAAPM Task Group 111測定法を施行した際のSSDE算出時の換算係数は、AAPM Task Group 204 Reportに記載されている現行の換算係数に対して差異14.2%以内で一致した。これより、AAPM Task Group 204 reportに記載されている現行の換算係数は、ボリウムスキャン及びAAPM Task Group 111測定法に対しても適応可能であることが分かった。本研究による現行の換算係数は汎用性が高いという結果は、医療施設において診療放射線技師及び医学物理士がSSDEを評価する際に役立つと考えられる。

謝辞

本論文は、筆者が名古屋大学大学院医学系研究科博士課程において、小山研究室在籍中の研究成果をとりまとめたものです。

本研究の遂行および本論文の作成にあたり、懇切なる御指導と御鞭撻を賜りました名古屋大学大学院医学系研究科・小山修司准教授に心から御礼申し上げます。

名古屋大学名誉教授・青山隆彦教授には、本研究の遂行にあたり多くのご助言、ご指導を賜り、心から感謝致します。

線量測定実験において、多くの御協力を賜りました藤田保健衛生大学医療科学部・小林正尚講師に深く感謝致します。

本研究の遂行にあたり、実験を手伝って頂き、また有益な助言を多く頂きました放射線計測学研究室の方々に深く感謝致します。

最後に、大学院3年間の毎日を様々な面で支え、時には叱咤、激励を頂き、そして暖かく見守って下さった両親に心から感謝致します。

参考文献

- 1) T.B. Shope, R.M. Gagne, G.C. Johnson (1981) A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med Phys* 8: 488-495
- 2) AAPM Task Group 23 (2008) The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT, AAPM Report No. 96 (AAPM, College Park, MD)
- 3) C.H. McCollough, S. Leng, L. Yu, D.D. Cody, J.M. Boone, M.F. McNitt-Gray (2011) CT dose index and patient dose: They are not the same thing. *Radiology* 259: 311-316
- 4) AAPM Task Group 204 (2011) Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations, AAPM Report No. 204 (AAPM, College Park, MD)
- 5) B.M. Moore, S.L. Brady, A.E. Mirro, R.A. Kaufman (2014) Size-specific dose estimates (SSDE) provides a simple method to calculate organ dose for pediatric CT examinations. *Med Phys* 41: 071917 (10 pp.)
- 6) M. Supanich, D. Peck (2012) Size-specific dose estimates as an indicator of absorbed organ dose in CT abdomen and pelvis studies. in Radiological Society of North America 2012 Scientific Assembly and Annual Meeting (RSNA, Oak Brook, IL)
- 7) J.D. Silverman, N.S. Paul, J.H. Siewerdsen (2003) Investigation of lung nodule detectability in low-dose 320-slice computed tomography. *Med Phys* 36: 1700-1710
- 8) L.J. Kroft, J.J. Roelofs, J. Geleijns (2010) Scan time and patient dose for thoracic imaging in neonates and small children using axial volumetric 320-detector row CT compared to helical 64-, 32-, and 16- detector row CT acquisitions. *Pediatr Radiol* 40: 294-300
- 9) W.W. Orrison, K.V. Snyder, L.N. Hopkins, C.J. Roach, E.N. Ringdahl, R. Nazir (2011) Whole-brain dynamic CT angiography and perfusion imaging. *Clin Radiol* 66: 566-574
- 10) M. Kobayashi, K. Koshida, S. Suzuki, K. Katada (2012) Evaluation of patient dose and operator dose in swallowing CT studies performed with a 320-detector-row multislice CT scanner. *Radiol Phys Technol* 5: 148-155
- 11) D. Halpenny, K. Courtney, W.C. Torreggiani (2012) Dynamic four dimensional 320 section CT and carpal bone injury: a description of a novel technique to diagnose scapholunate instability. *Clin Radiol* 67: 185-187
- 12) W. Leitz, B. Axelsson, G. Szendro (1995) Computed tomography dose assessment: a practical

- approach. *Radiat Prot Dosimetry* 57: 377-380
- 13) J.M. Boone (2007) The trouble with CTDI100. *Med Phys* 34: 1364-1371
 - 14) R.L. Dixon (2003) A new look at CT dose measurement: beyond CTDI. *Med Phys* 30: 1272-1280
 - 15) R.L. Dixon, A.C. Ballard (2007) Experimental validation of a versatile system of CT dosimetry using a conventional ion chamber: beyond CTDI100. *Med Phys* 34: 3399-3413
 - 16) K. Perisinakis, J. Damilakis, A. Tzedakis, A. Papadakis, N. Theocharopoulos, N. Gourtsoyiannis (2007) Determination of the weighted CT dose index in modern multi-detector CT scanners. *Phys Med Biol* 52: 6485-6495
 - 17) AAPM Task Group 111 (2010) Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-ray CT Computed Tomography, AAPM Report No. 111 (AAPM, College Park, MD)
 - 18) RG Walter, RW Carlson. U. S. Patent No. 4,288,695; 1981.
 - 19) 青山隆彦. 便利な医学診断 X 線の実効エネルギー測定器. *Isotope News*. No.687; 2011.
 - 20) JH Hubbell, SM Seltzer. Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy absorption coefficients 1 keV to 20 meV for elements $z = 1$ to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest. NIST, NISTIR 5632; 1996.
 - 21) H. Hirayama, Y. Namito, A.F. Bielajew, S.J. Wilderman, W.R. Nelson (2007) The EGS5 Code System, SLAC Report number: SLAC-R-730
 - 22) D.M. Tucker, G.T. Barnes, D.P. Chakraborty, et. al (1991) Semiempirical model for generating tungsten target x-ray spectra. *Med Phys* 18: 211-218
 - 23) A.C. Turner et al. (2009) A method to generate equivalent energy spectra and filtration models based on measurement for multidetector CT Monte Carlo dosimetry simulations. *Med Phys* 36: 2154-2164
 - 24) J.J. Demarco, C.H. Cagnon, D.D. Cody, D.M. Stevens, C.H. McCollough, M. Zankl, E. Angel, M.F. McNitt-Gray (2007) Estimating radiation doses from multidetector CT using Monte Carlo simulations: Effects of different size voxelized patient models on magnitudes of organ and effective dose. *Phys Med Biol* 52: 2583-2597
 - 25) ICRU Report 74 (2005) Patient Dosimetry for X-Rays Used in Medical Imaging, J. ICRU Report 74

略語・略号一覧

AAPM	:	American Association of Physicists in Medicine
CT	:	Computed Tomography
CTDI	:	CT Dose Index
EGS5	:	Electron Gamma Shower version 5
SD	:	Standard Deviation
SSDE	:	Size-Specific Dose Estimate

研究業績リスト

[原著論文]

- New weighting factor of weighted CTDI equation for PMMA phantom diameter from 8 to 40 cm: A Monte Carlo study. Tomonobu Haba, Shuji Koyama, Yutaka Kinomura, Yoshihiro Ida, Masanao Kobayashi. Med Phys. Manuscript Accepted: 18 September 2017
- Influence of 320-detector-row volume scanning and AAPM report 111 CT dosimetry metrics on size-specific dose estimate: a Monte Carlo study. Tomonobu Haba, Shuji Koyama, Yutaka Kinomura, Yoshihiro Ida, Masanao Kobayashi. Australas Phys Eng Sci Med 39: 697-703 (2016)
- Pin-Photodiode array for the measurement of fan-beam energy and air kerma distributions of X-ray CT scanners. Tomonobu Haba, Shuji Koyama, Takahiko Aoyama, Yutaka Kinomura, Yoshihiro Ida, Masanao Kobayashi, Hiroshi Kameyama, Yoshinori Tsutsumi. Phys Med 32: 905-913 (2016)

[学会報告]

- 羽場友信, 小山修司, 小林正尚, 井田義宏, 木野村豊. Measurement of fan-beam x-ray spectra with a rotating exposure mode in CT using columnar carbon scatterer and lead collimator. 第 73 回日本放射線技術学会総会学術大会. 2017.04
- 羽場友信, 小山修司, 小林正尚, 井田義宏, 木野村豊. CT における円柱状水ファントム内部の実効エネルギーの解析. 第 9 回中部放射線医療技術学術大会. 2016.11
- 羽場友信, 小山修司, 小林正尚, 井田義宏, 木野村豊. Weighted CTDI における最適な荷重係数の検討. 第 44 回日本放射線技術学会秋季学術大会. 2016.10
- 羽場友信, 小山修司, 角田尚矢, 小林正尚, 井田義宏, 木野村豊. Development of multichannel semiconductor sensor to measure effective energies with a rotating exposure mode in X-ray CT. 第 71 回日本放射線技術学会総会学術大会. 2015.04