

「小児 X 線 CT 検査における実効線量の評価」

弘前大学大学院保健学研究科保健学専攻

提出者氏名： 小 原 秀 樹 (h13gg702)

所 属： 医療生命科学領域 放射線生命科学分野

指導教員： 柏 倉 幾 郎

目次

略語一覽	2
序 論.....	3
方 法.....	5
結 果.....	9
考 察.....	14
謝 辭.....	16
引用文献	18
英文要旨	21

略語一覧

AEC: 自動露出機構 (Auto Exposure Control)

ALARA : 合理的に達成可能な限り低く (As Low As Reasonably Achievable)

CT: コンピュータ断層撮影 (Computed Tomography)

CTDI: コンピュータ断層撮影線量指標 (Computed Tomography Dose Index)

CTDI_{vol}: 体積コンピュータ断層撮影線量指標 (volume Computed Tomography Dose Index)

CTDI_w: 加重コンピュータ断層撮影線量指標 (weighted Computed Tomography Dose Index)

DICOM: 医療におけるデジタル画像と通信 (Digital Imaging and COmmunications in Medicine)

DIR: 線量登録制度 (Dose Index Registry)

DLP: 線量長さ積 (Dose Length Product)

DRL: 診断参考レベル (Diagnostic Reference Levels)

ICRP: 国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection)

IEC: 国際電気標準会議 (International Electrotechnical Commission)

MRI: 磁気共鳴画像法 (Magnetic Resonance Imaging)

MSCT: 多断層コンピュータ断層撮影 (Multi-Slice Computed Tomography)

RDSR: 放射線線量レポート (Radiation Dose Structure Report)

序 論

医療において、画像診断は疾患を早期かつ正確に発見し、治療を行うために必要不可欠な検査である。その中で X 線コンピュータ断層撮影 (CT) は、X 線投影により人体の特定領域における断面画像をコンピュータ処理で作成する医用画像技術である。1998 年以降より CT 検出器の多列化 (多断層コンピュータ断層撮影: MSCT) が始まり、短時間で広範囲の撮影を可能とし、さまざまな再構成画像の作成もできることから、臨床への適用可能性がより高くなった^{1,2)}。日本の厚生労働省の報告³⁾によると、2005 年で診断 CT 装置を所有する施設数および CT 台数、CT 検査数はそれぞれ 8,149 施設 (9 月)、8,903 台 (10 月 1 日)、1,634,056 件 (9 月) であった。2014 年になると⁴⁾、それぞれ 11,777 施設 (9 月)、13,116 台 (10 月 1 日)、2,606,717 件 (9 月) となり、2005 年に比してそれぞれ 1.4、1.5、1.6 倍増加している。また諸外国と比べても、日本は人口に対する CT 保有台数が圧倒的に世界一である (Figure 1)⁵⁾。

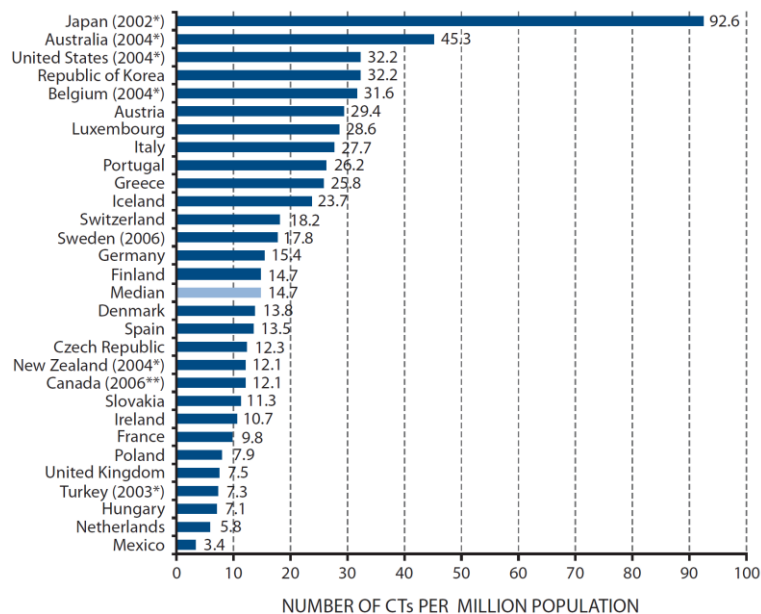


Figure 1. Number of CT scanners per million population in OECD countries (As of January 1, 2006)⁵⁾.

しかし、CT 検査は放射線被ばくを伴う。Tsushima ら⁶⁾は、放射線検査による放射線

被ばくの半分以上は CT 検査であると指摘している。彼らは、不運にも日本における放射線画像から放射線被ばくに関する信頼できるデータが入手できない⁶⁾と述べている。国際放射線防護委員会 (ICRP) は放射線被ばくを最小にするという概念の“合理的に達成可能な限り低く”する ALARA を啓発した⁷⁾。低線量被ばくの影響は明らかになっていないが、被ばくによる発がん性についての報告が幾つかある⁸⁻¹⁰⁾。通常、小児患者は放射線に高感受性で平均余命も長いため、とりわけ医療被ばくに注意すべきである。2005 年、日本放射線医学学会と日本放射線技術学会、日本小児放射線学会が CT による被ばく線量を低減するために小児 CT ガイドライン¹¹⁾を出版した。画像診断には放射線被ばくを伴わない MRI 検査や超音波検査もあるが、CT はスクリーニング検査として最も安全確実で効率的であり、有用性は計り知れない¹²⁾。こういった背景の中、福島第一原子力発電所事故により放射線被ばく影響の意識がさらに高くなっている^{13, 14)}。そのためにも、CT 検査における実際の小児医療被ばく線量を推定することは重要である。線量を把握するには専門家や専門ツールまたはアプリケーションが必要であるが、今回は簡易的なツールとして換算係数による方法¹⁵⁾を用いて行った。

本研究は、2011 年から 2015 年までに弘前大学医学部附属病院で行った 0, 1, 5 歳児の様々な部位における CT 検査件数や換算係数を用いて実効線量を求め、実際の被ばく線量を明らかにすることを目的とした。

方 法

1. CT 検査の解析

2011 年から 2015 年まで弘前大学医学部附属病院で行われた CT 検査データは病院の放射線情報システムから抽出し、DICOM 参照端末で解析した。抽出したデータは撮影年月日、患者年齢、性別、検査部位、撮影プロトコル、CTDI_{vol}や DLP である。その他の患者特定情報は、守秘性の損失を避けるため抽出しなかった。さらに、データファイルの表示や編集に対してはセキュリティを施すためパスワードで保護し、著者のみが編集及び管理を行った。撮影対象部位は頭部、頸部、胸部、腹部、骨盤部、四肢に分類した。例えば、ある患者が頭部、腹部、骨盤の撮影をしたならば、患者数と部位数はそれぞれ 1 人(件)、3 部位とした。弘前大学医学部附属病院は診断用 CT 装置として、LightSpeed QX/i (GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA)、Discovery CT750 HD (GE Healthcare)、SOMATOM Definition (SIEMENS AG, Munich, Germany)、SOMATOM Definition AS (SIEMENS AG)、Aquilion PREMIUM (Toshiba Medical Systems Corporation, Tochigi Prefecture, Japan) の 5 機種所有している。

尚、本研究は弘前大学大学院医学研究科倫理委員会により承認を得て行った(整理番号:2015-229)。

2. 実効線量の評価

実効線量は、ICRP Publication 102 による年齢別部位別の換算係数¹⁵⁾を使って算出した。実効線量(mSv)はその換算係数と DLP を乗じて算出される。本研究は 0 歳から 5 歳までの小児に焦点を当てたが、ICRP Publication 102 の換算係数は 0, 1, 5 歳のみ与えられている(Table 1)。それゆえ、実効線量評価は 0 歳児(出生から 11 カ月まで)、1 歳児(12 カ月から 1 年 11 カ月まで)、5 歳児(4 年 12 カ月から 5 年 11 カ月まで)を対象とした。評価した部位は頭部、頸部、胸部、腹部、骨盤部とした。冠動脈や四肢 CT 撮影は、Publication 102 において換算係数が与えられていない¹⁵⁾ため、評価対象から

外した.

Table 1. Age-specific and region-specific conversion factors

derived from ICRP publication 102 ¹⁵⁾			
Region	Patient age (years)		
	0	1	5
Head	0.011	0.0067	0.0040
Neck	0.017	0.012	0.011
Chest	0.039	0.026	0.018
Abdomen	0.049	0.030	0.020
Pelvis	0.049	0.030	0.020

表示 CTDI_{vol}とDLPの正確性を確認するために、測定 CTDI_{vol}およびDLPを比較することは重要である。各撮影条件の測定 CTDI_{vol}は、9015 dosimeterとペンシル型電離箱線量計である 10X5-3CT chamber (Radcal Corporation, Monrovia, CA, USA)を使って測定した。CTDIファントムは小児対象のため直径 16 cm のファントムを使い、ベッドの影響を除外するために CT ガントリ開口部に置いたウレタンフォームの上に設置した。Discovery CT750 HD において、各測定点(ファントム中心と辺縁 4 点の計 5 点)で臨床プロトコルに同等となる撮影条件で測定した (Table 2)。各撮影条件の測定値の変動係数が 4 %以内を示したため、測定回数を 3 回とした¹⁶⁾。以下、算出に用いた式を示す。

$$Ave.M_{corrected,center} = Ave.M_{center} \cdot k_{TP} \cdot N_c \cdot P_{ion}$$

$$Ave.M_{corrected,peripheral} = Ave.M_{peripheral} \cdot k_{TP} \cdot N_c \cdot P_{ion}$$

$$k_{TP} = (273.2 + T) \cdot 1013 / (273.2 + 22) \cdot P$$

$Ave.M_{corrected,center}$ (μC/kg) はファントム中心で 3 回平均測定値 $Ave.M_{center}$ (μC/kg) を温度気圧補正係数 k_{TP} 、校正定数 N_c (10.0)、イオン再結合補正係数 P_{ion} (1.0) を用いて補正した測定値である。T および P はそれぞれ測定時の温度 (°C)、気圧 (hPa) を表す。 $Ave.M_{corrected,peripheral}$ (μC/kg) も同様に、辺縁 4 点での補正した測定を示す。さらに、そ

これらの値から, $CTDI_{100}$, $CTDI_w$ を経て, $CTDI_{vol}$ (Gy) と DLP (Gy·cm) が算出される.

$$CTDI_{100,center} = f \cdot Ave.M_{corrected,center} / (N \cdot BW)$$

$$CTDI_{100,peripheral} = f \cdot Ave.M_{corrected,peripheral} / (N \cdot BW)$$

$$CTDI_w = CTDI_{100,center} / 3 + CTDI_{100,peripheral} \cdot 2/3$$

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch$$

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot scan\ length$$

f は W 値で 33.97 (J/C), N はガントリ回転数, BW はビーム幅 (cm), $pitch$ はヘリカルピッチであり, $scan\ length$ はスキャン長 (cm) を示す. これらの計算は Publication 102 および日本放射線技術学会推奨方法に準拠して行った^{15, 16)}. CT コンソールに表示される $CTDI_{vol}$ (Gy) および DLP (Gy·cm) と測定によって算出した値との誤差 (%) は, $100 \cdot (表示値 - 測定算出値) / 測定算出値$ により求めた. 本研究の撮影条件は全て 16 cm ファントムを用いた. 小児の件数のおよそ半分 (47.1 %) が Discovery CT750 HD で得られたことと, 表示 $CTDI_{vol}$ と DLP と測定 $CTDI_{vol}$ と DLP の差が 2.4 % 以内であったことから, 実効線量の解析には Discovery CT750 HD から得られたデータのみ使用した. 撮影部位やスキャンタイプ, 管電圧, 管電流 (AEC), ノイズインデックス, 回転時間, ピッチといった Discovery CT750 HD から得られた臨床の撮影条件は, Table 2 に要約した. Discovery CT750 HD で AEC を使用すると, 装置コンソールに表示される $CTDI_{vol}$ は平均管電流値から計算される. 全ての表示 $CTDI_{vol}$ および DLP は Discovery CT750 HD から得られたもので, IEC 60601-2-44 Ed.3 (2009) に準拠している. IEC 60601-2-44 は $CTDI_{vol}$ と DLP を装置上に表示するよう勧告している. 32 cm ファントムプロトコルで撮影した患者は表示 DLP の正確性が保証できないため, 表示 DLP データがない患者は実効線量の算出ができないため, 評価対象から除外した. また, 位置決め画像 (スカウトビュー) 撮影による被ばく線量は $CTDI_{vol}$ や DLP の概念と異なるため, 評価対象としなかった.

この実効線量推定方法の利点は, 特別な装置やアプリケーションや専門知識がない施設においても, ユーザーが簡易的で迅速に実効線量を推定できることである. しかしながら, この方法で得られた実効線量は個々の患者を考慮するものでない. つまり, これらの実効線量は参考値であり¹⁵⁾, 標準化された実効線量であることに留意せねば

Table 2. Discovery CT750 HD (GE Healthcare) scan protocol used for the effective dose estimation.

Mode	Region	scan type	kV	mA	Set Min mA	Set Max mA
Clinical	Head	Ax	120	AEC	50	400
		Heli	120	AEC	50	400
	Neck, Chest	Heli	80, 100	AEC	40	100, 150, 200
	Abdomen, Pelvis	Heli	80, 100	AEC	30	80, 100, 120
Measurement	Head	Ax	120	50, 100, 150	-	-
		Heli	120	50, 100, 150	-	-
	Neck, Chest, Abdomen, Pelvis	Heli	80, 100	100, 200	-	-
Mode	Region	Noise Index	Rotation Time	Slice thickness	Beam collimation	Pitch
Clinical	Head	3.5	0.5	5/4i	20	-
		3.5	0.5	5	20	0.969
	Neck, Chest	10.97, 11.95	0.4	5	20	0.969
	Abdomen, Pelvis	10.97	0.5	5	20	0.969
Measurement	Head	-	0.5	5	20	-
		-	0.5	5	20	0.969
	Neck, Chest, Abdomen, Pelvis	-	0.4	5	20	0.969

Axial: non-helical scan, AEC: automatic exposure control.

Set min and max mA: range setting of the tube current is determined by the minimum and maximum tube currents.

ならない。

3. 統計的解析

エクセル 2016 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) のアドインソフトである Statcel 4 (OMS, Saitama, Japan) を使って計算した。それぞれの群の実効線量に対し、正規性の検定を行った。Steel-Dwass 検定を使ってノンパラメトリック多重比較検定を行った。 p 値が 0.05 未満で有意差有りとした。

結 果

1. CT 検査の件数

2011 年から 2015 年までの CT 検査数はそれぞれ 16,662, 17,491, 17,649, 18,242, 18,206 件であり, 5 年間に於ける合計件数は 88,250 件であった. 全件数は, 0~5 歳までの小児, 6 歳から 96 歳までは 5 歳ごとに分けて分類した (Figure 2). 中央値は 65 歳となり, 61~75 歳の群が多く, それぞれ 61~65 歳までは 12,444 件, 65~70 歳までは 12,115 件, 70~75 歳までは 12,416 件であった. 合計で 0~5 歳の小児は 1,052 件 (1.2%) であった. 0 歳から 5 歳児までに対し, 年毎に分けた CT 件数の分布を Figure 3 に示した. 0 歳児が最も多く (363 件, 34.5%), 年々 CT 件数は増加していることがわかった. 0~5 歳児の男女の件数を見てみると (Figure 4), 2012 年を除いて男性の方が件数が多かった. Table 3 に部位別年齢別の CT 検査件数を示した.

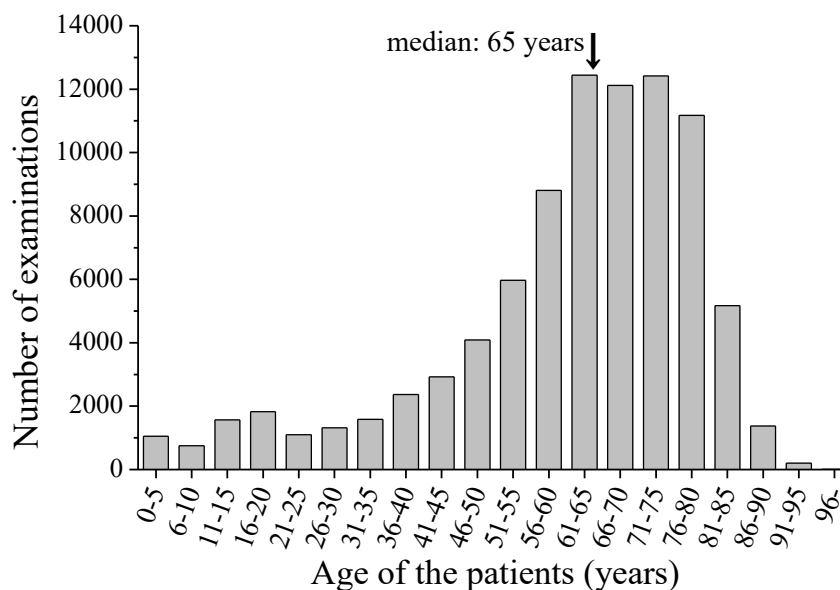


Figure 2. Age distribution of computed tomography examinations at Hirosaki University Hospital during a 5-year period from 2011 to 2015. The median age was 65 years.

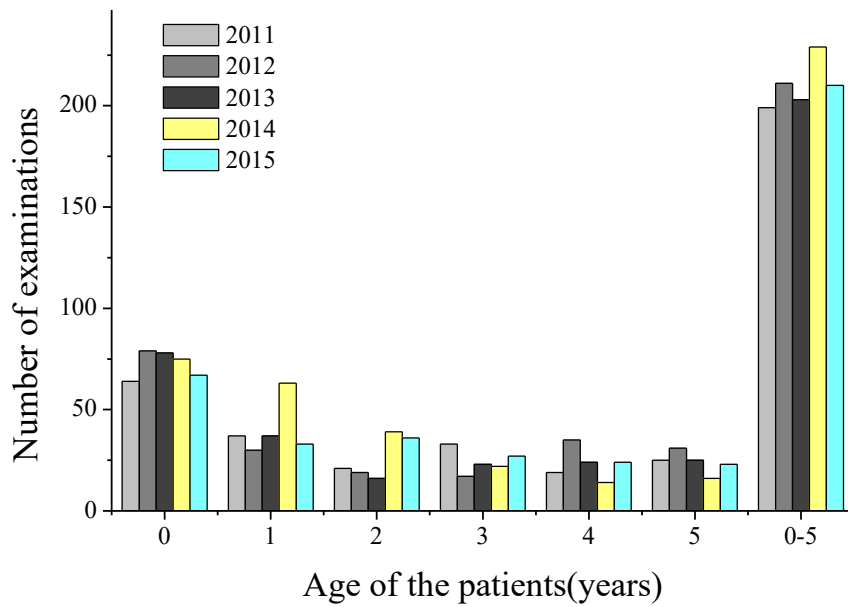


Figure 3. Age distribution of children aged 0-5 years at Hirosaki University Hospital from 2011 to 2015.

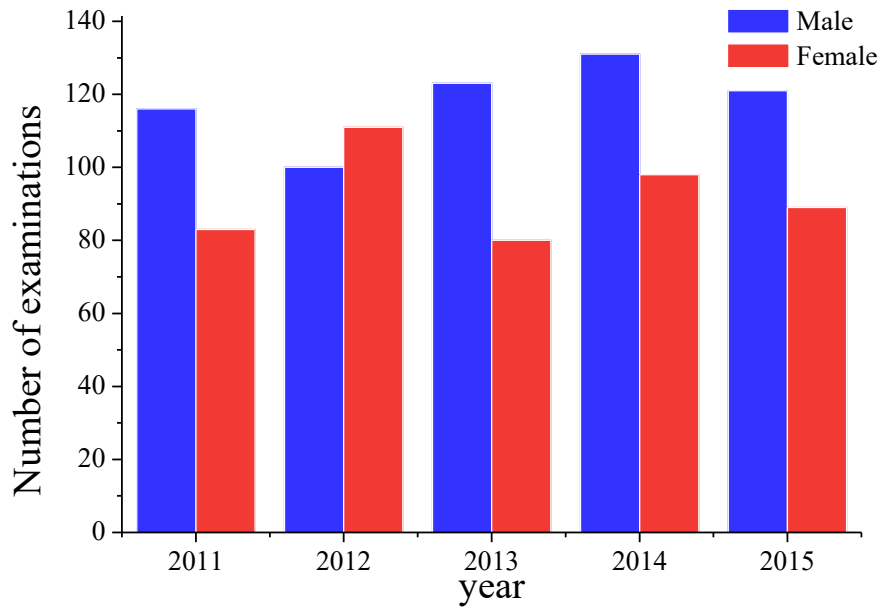


Figure 4. Number of male and female in children aged 0-5 years at Hirosaki University Hospital from 2011 to 2015.

2. 小児における実効線量推定

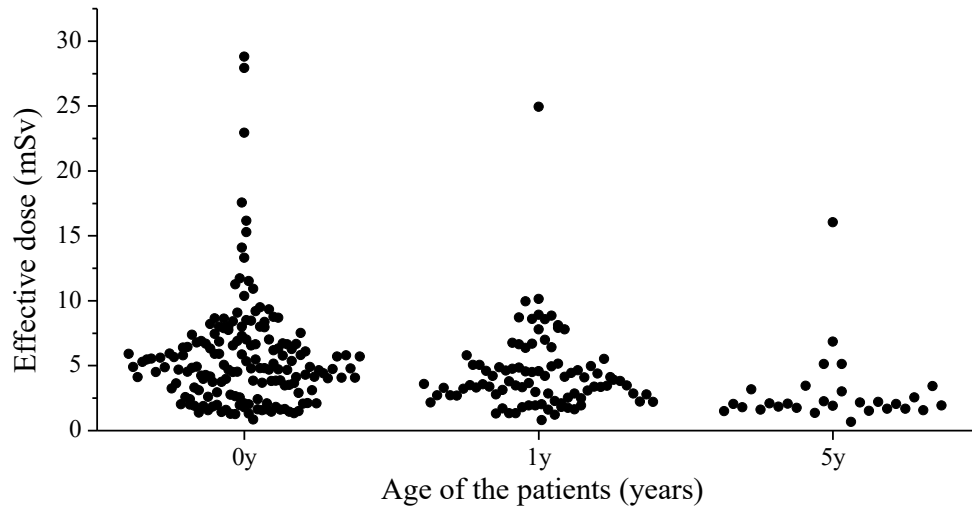
方法で述べたように、本研究は 0～5 歳(合計 1,052 件)の小児を解析対象としたが、

Table 3. Number of CT examination regions among children aged 0-5 years

Patient age (years)	Examination	Region							Total
		Head	Neck	Chest	Abdomen	Pelvis	Coronary	Extremity	
0	363	197	118	212	205	80	0	2	814
1	200	126	48	83	84	49	0	1	391
2	131	71	44	66	71	46	0	2	300
3	122	53	37	59	61	42	0	1	253
4	116	67	29	45	44	27	0	0	212
5	120	53	32	54	51	33	1	2	226
Total	1,052	567	308	519	516	277	1	8	2,196

Publication 102 の換算係数は 0, 1, 5 歳のみ与えられている¹⁵⁾。それゆえ本研究では、これらの年齢に対する実効線量を評価した。実効線量評価は Discovery CT750 HD で検査を行った 300 例の患者に対して行った。Figure 3 に 0～5 歳までの小児が受けた実効線量, Table 4 に検査件数を示した。検査毎の実効線量は 0.66～28.8 mSv の範囲を示し、平均値は 5.0 ± 3.8 mSv となった。頸部から胸部までの単純撮影を行った患者は 0.66 mSv であるが、対照的に、頭部から骨盤部まで単純と造影検査をした場合は 28.8 mSv という値を推定した。年齢別の実効線量は 5.6 ± 4.1 mSv (0 歳児), 4.4 ± 3.1 mSv (1 歳児), 2.9 ± 2.8 mSv (5 歳児)を示し、各年齢群は他年齢群と有意差が見られた (Figure 5)。次に、部位別の実効線量を各年齢で比較した。頭部の実効線量 (4.0 ± 2.3 mSv) は頸部 (0.7 ± 1.4 mSv), 胸部 (1.1 ± 0.6 mSv), 腹部 (2.1 ± 2.3 mSv), 骨盤部 (1.5 ± 1.5 mSv) より有意に高くなった ($p < 0.01$)。同様に、腹部の実効線量は胸部よりも有意に高くなった ($p < 0.01$)。頸部の実効線量は評価対象となる全ての部位で最も低くなった ($p < 0.01$)。

Figure 6 に、年齢別の各部位実効線量を示した。各 5 部位の線量は年齢群に異なった。0, 1 歳において、頭部の実効線量 (それぞれ 4.7 ± 2.4 mSv, 3.7 ± 2.6 mSv) は頸部 (0.5 ± 0.9 mSv, 0.5 ± 0.5 mSv), 胸部 (1.1 ± 0.6 mSv, 0.9 ± 0.6 mSv), 腹部 (2.1 ± 2.4 mSv, 2.2 ± 2.0 mSv) および骨盤部 (1.8 ± 1.8 mSv, 1.2 ± 0.9 mSv) より有意に高くなった ($p < 0.01$)。0 歳児の頭部の実効線量は、1 歳児の頭部の実効線量 ($p < 0.05$), 5 歳児の頭部の実効線量 ($p < 0.01$) より有意に高くなった。全年齢において、頸部や胸部の線量は他の部位より低くなった。



The upper row presents the patient's ages.

Each value shown in the lower row is the mean dose \pm standard deviation.

Figure 5. Estimated effective CT examination doses in children aged 0, 1, and 5 years. Black dots represent each effective dose. Steel-Dwass test: 0 year vs. 1 year ($p < 0.05$), 5 years vs. 0 year and 1 year ($p < 0.01$).

Table 4. Number of CT examination regions for effective dose estimation

Patient age (years)	Examination	Region					Total
		Head	Neck	Chest	Abdomen	Pelvis	
0	171	109	51	101	103	42	406
1	93	64	17	34	41	26	182
5	36	22	8	8	7	7	52
Total	300	195	76	143	151	75	640

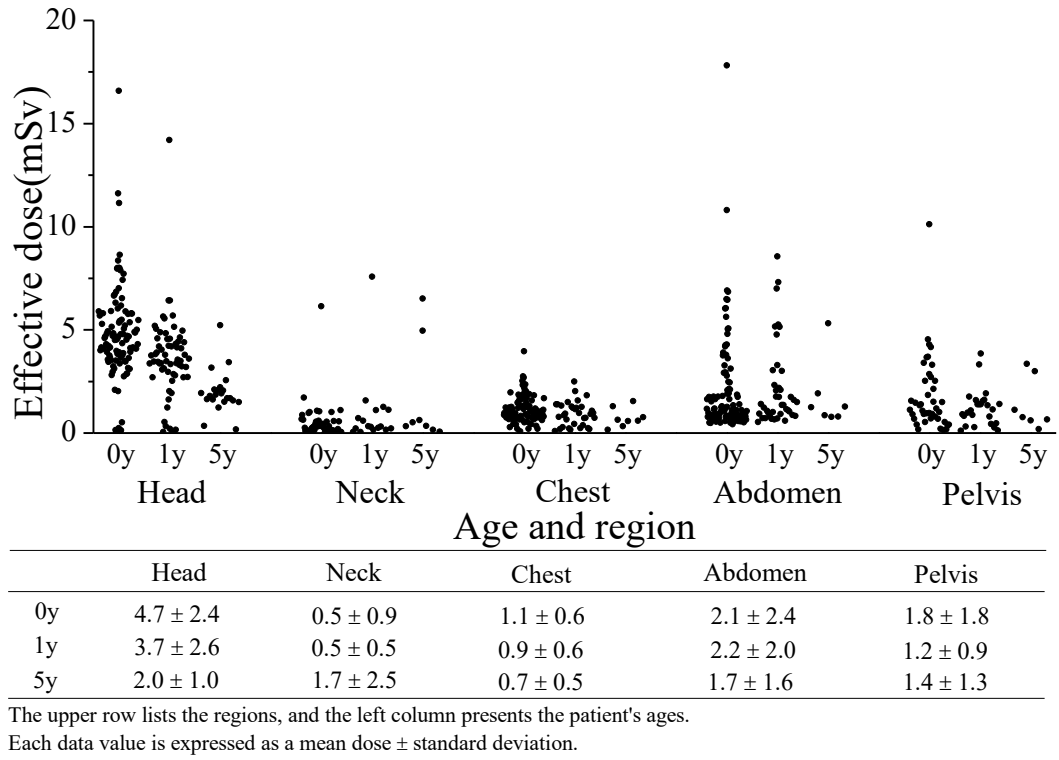


Figure 6. Estimated effective doses according to each age and region. Black dots represent each effective dose. Steel-Dwass test: Head; 0 year vs. 1 year ($p < 0.05$) and 5 years ($p < 0.01$). 0 year; Head vs. Neck, Chest, Abdomen and Pelvis ($p < 0.01$), Neck vs. Chest, Abdomen and Pelvis ($p < 0.01$). 1 year; Head vs. Neck, Chest, Abdomen and Pelvis ($p < 0.01$), Neck vs. Abdomen ($p < 0.01$). The test was performed for each age and region.

考 察

本研究の目的は、2011年から2015年までに弘前大学医学部附属病院で行った0, 1, 5歳児の様々な部位におけるCT検査件数や実効線量を求め、実際の被ばく線量を明らかにすることであった。0歳児の件数が各年および通年においても最も多かった。2004年の長崎大学病院で行われたCT検査において0～15歳の患者のうち0～5歳の小児の割合はそれぞれ、9.5%, 5.1%, 4.9%, 2.9%, 4.9%, 4.5%であった¹⁷⁾。本研究においては、それぞれ10.8%, 5.9%, 3.9%, 3.6%, 3.4%, 3.6%であり、同様の傾向が見られた。部位別では頭部の件数が多く、過去にも報告があった^{18, 19)}。

0, 1, 5歳児の検査ごとの平均実効線量は 5.0 ± 3.8 mSvであった。0歳の頭部撮影時は、4.7 mSvであった。Thomasら¹⁹⁾は、0歳患児の頭部撮影において、1検査における1回撮影の平均実効線量は4.2 mSvであり、1検査における2回撮影では9.1 mSvになると報告した。また、0, 1, 5歳の胸部および腹部撮影の実効線量はそれぞれ1.1 mSv, 2.1 mSvであった。日本の小児CTガイドラインの乳児¹¹⁾においては、基準となるCTプロトコルでの実効線量は胸部で3.4 mSv(男), 3.9 mSv(女)であり、腹部では8.8 mSv(男), 11.9 mSv(女)であった(管電圧100 kVの撮影時は0.63を乗ずる)。小児¹¹⁾においては、基準となるCTプロトコルでの実効線量は胸部で2.1 mSv(男), 2.5 mSv(女)であり、腹部では7.0 mSv(男), 8.7 mSv(女)であった(管電圧100 kVの撮影時は0.63を乗ずる)。ガイドラインにおいて女性が高い線量であることは、胸部においては乳房、腹部においては子宮と卵巣の解剖学的位置関係、が要因である。その他の年齢と部位(胸部、腹部および骨盤部)における実効線量は過去の報告¹⁹⁾より低くなった。それゆえ、本研究の全ての部位の平均実効線量は他の報告と比して同等かそれ以下であった。

部位別における実効線量が最も高くなったのは、0歳の頭部であった。他の年齢のCTDI_{vol}やDLPを見ると大差は見られなかったため、換算係数の差が主たる要因であると考えられる。換算係数は数学的ファントムを使ったモンテカルロコードを利用して算出された係数である¹⁵⁾。頭部の換算係数において、5歳児を基準にして0歳児は2.8倍となった。つまり、小児において頭部撮影条件はほとんど変わらないが、放射線

感受性が高いため 0 歳の実効線量が高くなったといえる。

実効線量はすべての年齢においていくつかの部位に大きな変動を示した (Figure 5 および Figure 6)。小児 CT は、超低線量プロトコル (<1mSv) や広い範囲を撮影し腫瘍に対するフォローアップや精密検査 (> 810 mSv)¹⁹⁾ としてしばしば用いられ、幅広い範囲の実効線量を示す。本研究では、実効線量に 44 倍の差異が見られ (Figure 5)、各群における実効線量の変動は想定よりも大きくなった。いくつかの要因がこの変動に寄与していると考えられる。第 1 の要因としては、撮影プロトコルおよび範囲である。単純撮影または造影撮影のみ行ったか (同部位に対し 1 回の撮影)、単純および造影撮影を行ったか (同部位に対し 2 回の撮影)、もしくは多時相撮影をしたか (同部位に対し 3 回以上の撮影)、が要因となる。さらに、一部位の撮影は頭尾方向の隣接した部位にも放射線被ばくを伴う。例えば、胸部撮影は腹部 (肝臓、脾臓や腎臓) を含まれることが多い。そのようなケースは実効線量や件数に関して腹部への被ばくとして考慮した。本研究では、小さい領域の撮影であっても 1 つの部位として分類し、線量算出に含めた。それゆえ 0 歳および 1 歳児において、頭部および腹部の撮影により、隣接する頸部と胸部に少しの領域が含まれた結果、頸部および胸部撮影時の実効線量が有意に低くなったと考えられる。また、頭部撮影は他 4 部位と比較して、低コントラスト領域のため線量を多く必要とする。よって頭部撮影時に頸部領域が少し撮影された場合、頸部の線量が大きく変動する。第 2 の要因として、各年齢群において広い範囲の体重の患儿が含まれている可能性が挙げられる。本手法の換算係数は年齢と部位に依存し、体重は考慮していない。しかし、Discovery CT750 HD の AEC による管電流は位置決め画像から体厚により自動で管電流を決定し、CTDI_{vol} および DLP は平均管電流を使って算出している。本研究では、年齢のみで各群を分別したため、変動が大きくなった可能性があると考ええる。

本研究で用いた表示 DLP から実効線量を算出する換算係数方法は、いくつかの制限と課題がある。小林ら²⁰⁾によると、成人においてであるが換算係数を用いて推定した実効線量は単純な検査において実測値と 20 % の相違があり、胸部においては過小評価される可能性を示唆している。また、AEC は人体サイズに線量を最適化するシステムであるが、これら実効線量は基準値であり、標準的な実効線量であり¹⁵⁾、本研究

による実効線量を使って特定の人体サイズに適した評価線量を示すのは困難である。これらいくつか制限が挙げられるが、CT 検査の放射線被ばくを推定する簡易的な本手法は制限がある施設において適していると考え^{6, 20, 21)}。診断画像の有用性は広く一般的に知られており、CT 装置台数は病院品質の指標として使われている¹²⁾。他国と比べて、日本人は高い医療水準を期待し CT 装置を所有している病院で治療を受ける傾向がある¹²⁾。放射線診断装置が増えている現状、専門家が居ない施設にとっては有用なツールである。換算係数を用いた実効線量算出の利点は、全ての放射線科医や臨床医、診療放射線技師、医学物理士が直ぐに実効線量を把握できることである。

日本では、CT 検査と患者の放射線被ばくの品質管理に対する公式システムはない⁶⁾。2015 年、診断参考レベル (DRL) が日本で初めて策定され²²⁾、CT においては実効線量 (mSv) ではなく CTDI_{vol} や DLP が提示されている。既に米国で 2011 年から始まっている DIR は、DICOM 中の線量情報 RDSR を利用した線量指標の登録制度である。日本においては、まだ試験段階であるが、今後の導入が期待される²³⁾。また、大多数の患者の長期追跡調査を必要とする CT リスクレベルを正確に定量化することは困難である^{24, 25)}。リスクと CT 線量に関する報告では、医療スタッフの認識と知識のレベルが低いことを指摘している^{26, 27)}。この研究により、医療スタッフは、特定の低線量プロトコルから広範囲にわたる体幹部撮影まで含めた幅広い実効線量範囲の重要性を認知および理解することが可能になる。さらに、この推定方法は、実効線量の重要な基準値として役立ち、特別な機器やアプリケーションツール、および専門知識がない施設においても、小児 CT 実効線量の推定に対し簡易的かつ迅速に利用可能であるという利点がある。したがって、各患者の前向き被ばく管理システムの必要性和、低線量放射線被ばくの推定を考慮しなければならない^{28, 29)}。本研究は、医療スタッフに実効線量推定の認識と理解を促し、各患児の被ばく線量管理システムの必要性和導入に対する一助となる。

謝 辞

本研究のデータ収集に際し、弘前大学医学部附属病院医学研究科の高井良尋名誉教授ならびに弘前大学医学部附属病院放射線部の皆様より、ご協力頂き感謝申し上げます。また、本研究を遂行するにあたり、終始数々のご指導ご鞭撻を賜りました、弘前大学大学院保健学研究科保健学専攻医療生命科学領域放射線生命科学分野の柏倉幾郎教授に心より感謝申し上げます。

引用文献

- 1) http://www.jira-net.or.jp/vm/chronology_xrayct_01.html (2017-01-02).
- 2) 辻岡勝美:X線 CT 装置の歴史ー過去, 現在, そして未来ー. 日本放射線技術学会雑誌, 58(1):67-71, 2002.
- 3) <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/iryosd/05/index.html> (2017-01-02).
- 4) <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/iryosd/14/> (2017-01-02).
- 5) UNSCEAR 2008: Effects of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 2008. Report to the General Assembly with Scientific Annexes. New York, United Nations, 2008.
- 6) Tsushima Y, Taketomi-Takahashi A, et al.: Radiation exposure from CT examinations in Japan. BMC Med Imaging, 10: 1-8, 2010.
- 7) The International Commission on Radiological Protection: Recommendations of the ICRP (ICRP Publication 9), 1966
- 8) David JB, Carl DE, et al.: Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. AJR Am J Roentgenol, 176: 289-96, 2001.
- 9) Lucian K, Hajo Z, et al.: Computed tomographies and cancer risk in children: a literature overview of CT practices, risk estimations and an epidemiologic cohort study proposal. Radiat Environ Biophys, 51: 103-11, 2012.
- 10) John DM, Anna VF, et al.: Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. BMJ, 346: f2360, 2013.
- 11) 日本医学放射線学会, 日本放射線技術学会, 日本小児放射線学会: 小児 CT ガイドラインー被ばく低減のためにー. 日本放射線技術学会雑誌, 61(4): 493-5, 2005.
- 12) 片田和広: CT 被曝の社会的要因. 日本放射線技術学会雑誌, 62: 649-56, 2006.
- 13) 岡崎龍史, 大津山彰, 他: 福島県内外の一般市民および医師の福島第一原子力発電所事故後の放射線被曝に対する意識調査. 産業医科大学雑誌, 34(1):

91-105, 2012

- 14) 直居豊:原発災害と放射線被曝. 順天堂医学, 57(6):602-9, 2011.
- 15) The International Commission on Radiological Protection: Annals of the ICRP Publication 102 Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT). In: Elsevier. J. Valentin (ed) pp73-78, Polestar Wheatons Ltd., UK, 2007.
- 16) 日本放射線技術学会:標準 X線 CT 画像計測. 市川勝弘, 村松禎久(監修). 第1版. pp.218-266, オーム社, 東京, 2009.
- 17) Ghotbi N, Ohtsuru A, et al.: Pediatric CT scan usage in Japan: results of a hospital survey. Radiat Med, 24: 560-7, 2006.
- 18) 西澤かな枝, 松本雅紀, 岩井一男, 丸山隆司: CT 検査件数及び CT 検査による集団実効線量の推定. 日本医学放射線学会雑誌, 64(3):151-8, 2004.
- 19) Thomas K E, Wang B: Age-specific effective doses for pediatric MSCT examinations at a large children's hospital using DLP conversion coefficients: a simple estimation method. Pediatr Radiol, 38: 645-56, 2008.
- 20) 小林正尚, 大塚智子, 鈴木昇一: DLP—実効線量換算係数の精度評価と問題点の検討. 日本放射線技術学会雑誌, 69: 19-27, 2013.
- 21) Brady Z, Cain T M, Johnston P N: Justifying referrals for paediatric CT. Med J Aust, 197: 95-8, 2012.
- 22) <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyo.pdf> (2017-02-02)
- 23) <http://www.innervision.co.jp/ad/suite/toshiba/sup201512/session2-1>(2017-02-02)
- 24) Berrington de Gonzalez A, Mahesh M, et al.: Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the united states in 2007. Arch Intern Med, 169(22): 2071-7, 2009.
- 25) Preston RJ1, Boice JD Jr, et al.: Uncertainties in estimating health risks associated with exposure to ionising radiation. J Radiol Prot, 33(3): 573-88, 2013.
- 26) Merzenich H, Krille L, et al.: Paediatric CT scan usage and referrals of children to computed tomography in Germany-a cross- sectional survey of medical practice and awareness of radiation related health risks among physicians. BMC Health Serv Res,

12: 1-7, 2012.

- 27) Brown N, Jones L: Knowledge of medical imaging radiation dose and risk among doctors. J Med Imaging Radiat Oncol, 57: 8-14, 2013.
- 28) Eisenberg M J, Afilalo J, et al.: Cancer risk related to low-dose ionizing radiation from cardiac imaging in patients after acute myocardial infarction. Can Med Assoc J, 183: 430-6, 2011.
- 29) 緒方裕光: 放射線の健康リスク評価. 保健医療科学, 60(4): 326-31, 2011.A)

Abstract

Evaluation of effective doses in pediatrics X-ray computed tomography examination

Hideki Obara

Hirosaki University Graduate School of Health Sciences,

Department of Radiological Life Sciences

X-ray computed tomography (CT) images are used for diagnostic and therapeutic purposes in various medical disciplines. In Japan, the number of facilities that own diagnostic CT equipment, the number of CT scanners, and the number of CT examinations increased by approximately 1.4-, 1.5-, and 1.6-fold between 2005 and 2014, respectively. CT operators (medical radiological technologist, medical physicist, and physician) must understand the radiation exposure doses for examinations at their own institutions and carefully approach each examination. In addition, the patients undergoing the examination (as well as his/her family) must understand the effective dose of each examination in the context of the cumulative dose. The numbers of pediatric patients (aged 0-5 years) and total patients who underwent CT at Hirosaki University Hospital between January 2011 and December 2015 were surveyed, and effective doses administered to children aged 0, 1 and 5 years were evaluated. Age- and region-specific conversion factors and dose-length products obtained from the CT scanner were used to estimate the effective doses. The numbers of CT examinations performed in 2011, 2012, 2013, 2014, and 2015 were 16,662, 17,491, 17,649, 18,242, and 18,206, respectively, of which 1,052 (1.2 %) of the overall total involved children aged 0-5 years. The estimated effective doses per examination to children aged 0, 1, and 5 years were 5.6 ± 4.1 , 4.4 ± 3.1 , and 2.9 ± 2.8 mSv, respectively. This large variation was attributed to several factors associated with scan methods and ranges in actual setting. In conclusion, the need for individual patient prospective exposure management systems and estimations of

low-dose radiation exposure should be considered in light of the harmful effects of exposure. This study will encourage medical staffs to recognize and understand the effective dose estimation and help to the necessity and introduction of radiation dose management system for each child.