

X線CT検査の低減目標値の追加提案

小林 正尚¹⁾²⁾ / 片岡 由美¹⁾ / 井田 義宏¹⁾ / 浅田 恭生³⁾ / 鈴木 昇一³⁾ / 越田 吉郎⁴⁾ / 藤田保健衛生大学病院放射線部¹⁾ / 金沢大学大学院 医学系研究科 (D1)²⁾ / 藤田保健衛生大学 衛生学部³⁾ / 金沢大学大学院 医学系研究科⁴⁾

Key Words: Computed tomography dose index, Radiation protection, Dose guidance level

Summary: Dose levels for CT (computed tomography) examination have been published in an academic journal of JART (the Japan Association of Radiological Technologists). It was expressed in assessment of $CTDI_{100,c}$. These doses were 40, 11 mGy for routine head and abdomen. Although, operator console of CT equipment doesn't display the value for $CTDI_{100,c}$. In addition, CTDI defined in terms of absorbed dose to air within PMMA phantom of diameter 32 cm for abdomen. We reassessed the value of dose levels with the use of initial data. Dose levels expressed in assessment of $CTDI_{vol}$ (pitch=1.0) were 59 and 23mGy for routine head and abdomen, respectively.

要旨

日本放射線技師会が提示しているX線CT検査の低減目標値は、 $CTDI_{100,c}$ で頭部40mGy、腹部11mGyである。しかし、 $CTDI_{100,c}$ は、医用X線CT装置のオペレータコンソールに表示されることが少ない。また、CTDIがPMMAファントム中のPMMA吸収線量で評価され、腹部の評価に用いるPMMAファントム30cmφは、CTDIの定義(32cmφを用いる)に準拠していない。本稿は、基礎データが現行の低減目標値と同じものを用いて、低減目標値を空気吸収線量の $CTDI_{vol}$ (beam pitch 1.0)により頭部16cmφ、腹部32cmφのPMMAファントム径で評価した。結果は、頭部で59mGy、腹部で23mGとなった。(日放技誌52: 2361-2366, 2005)

[緒言]

X線CT (computed tomography) 検査の線量評価の基本は、CTDI (computed tomography dose index) とMSAD (multiple scan average dose) である。国際放射線防護委員会ICRP (international commission on radiation protection) は、publication

87¹⁾において成人のDRL (diagnostic reference level) を $CTDI_w$ per slice or rotationで評価している。その値は、routine headで60mGy、routine abdomenで35mGyとしている。小児(1歳以下、5歳、10歳)に対しては、reference dose valueとしてShrimptonの報告²⁾を引用している。

Masanao KOBAYASHI¹⁾²⁾, Yumi KATAOKA¹⁾, Yoshihiro IDA¹⁾, Yasuki ASADA³⁾, Syoichi SUZUKI³⁾, Yoshiro KOSHIDA⁴⁾.

1) Department of Radiology, Fujita Health University Hospital

2) Kanazawa University, Graduate School of Medical Sciences, Division of Medical Sciences, Department of Quantum Medical Technology

3) Fujita Health University School of Health Sciences

4) Kanazawa University, Graduate School of Medical Sciences, Division of Medical Sciences

国際原子力機関IAEA (international atomic energy agency) は、Safety series No.115³⁾および、2004年におけるtecdoc-1423⁴⁾において成人のdose guidance levelをMSADで評価している。その値は、headで50mGy、abdomenで25mGyとしている。

日本放射線技師会では、X線CT検査の低減目標値として頭部40mGy、腹部11mGyを提示している^{5),6)}。評価線量は、PMMA (polymethylmethacrylate) ファントム(頭部16cmφ、腹部30cmφ)中央における $CTDI_{100,c}$ とされ、対象は成人となっている。提示された $CTDI_{100,c}$ は、PMMAファントム中のPMMA吸収線量で評価されている問題がある。

投稿受付:平成17年7月8日

最終稿受理:平成17年11月4日

別刷請求先:愛知県豊明市沓掛町楽ヶ窪 1-98 (〒470-1101)

藤田保健衛生大学病院 放射線部

小林正尚

IAEA tecdoc-1423⁴⁾は、MSADとCTDIの関係について「When MSAD is measured for multiple slice and the distance between slice is equal to the slice width (or pitch=1) the MSAD is equal to the

CTDI measured in the phantom at the same radial position as the MSAD」としている。現行の低減目標値は、PMMAファントム中の空気吸収線量で評価した場合にIAEAの提示するdose guidance levelに対応する。

一方、国際電気技術委員会IEC (international electrotechnical commission) 60601-2-44⁷⁾ は、CTDIに対して「Reference dosimetry for CT is based on such measurements made within standard CT dosimetry phantoms; these presently comprise homogeneous cylinders of PMMA, with diameters of 16cm (head) and 32cm (body)」と提示している。

CTDIを評価するファントム径の定義は、ICRPについても同様である。IEC 61223-2-6⁸⁾ をもとにしたJIS Z 4752-2-6⁹⁾、5.4.2 試験装置ファントムは、「直径16cm (頭部用)、32cm [く(軀)幹部用] のポリメチルメタクリレートの円筒とし測定に用いる」と提示している。現行の腹部の低減目標値は、CTDIの定義に準拠していない。

また、IEC 60601-2-44⁷⁾は、CTDI_w、CTDI_{vol}に関して「This CTDI_w value shall be displayed on the operator's console, reflecting the type of examination selected, head or body, and the CT conditions of operation」、および「The value for CTDI_{vol} expressed in milligray (mGy) shall be displayed on the control panel, reflecting the type of examination selected, head or body, and the CT conditions of operation」としている。各メーカーの医用X線CT装置 (CT装置) は、スキャン条件ごとにCTDI_w、CTDI_{vol}、DLP (dose length product) 等を表示している。中心部のみを線量評価するCTDI_{100,c}は、これらとの比較が困難である。

本稿は、臨床現場で汎用性のある低減目標値を評価する方法を検討したので報告する。

[方法]

1 低減目標値の再評価

X線CT検査の低減目標値は、1998年に測定を行った中部地区 (愛知県、岐阜県、三重県、静岡県) に稼動中のCT装置38台の結果¹⁰⁾を参考にした。測定結果のうちCTDI_{100,c}の平均値は、頭部40.40mGy (PMMAファントム径: 16cmφ)、腹部10.94mGy (PMMAファントム径: 30cmφ)と報告している。CTDI_{100,c}は、空気からPMMAの吸収線量変換係数 $\left\{ \frac{(\mu_{en}/\rho)_{PMMA}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \right\}$ を乗じたPMMAファントム中のPMMA吸収線量で評価している。これらのデータをもとに低減目標値は、頭部40mGy、腹

部11mGyとされた^{5,6)}。同報告において、PMMAファントムの表面下10mmにおけるCTDIを上部、下部に対しても測定を行っている。

本稿は、その値を平均してCTDI_{100,p}とした。(1)、(2)式より各CT装置のCTDI_{vol}を評価して平均値を算出した。CTDIは、吸収線量変換係数の逆数を乗じてPMMAファントム中の空気吸収線量とした。pitch factorは、beam pitchで1.0とした。

$$CTDI_w = \frac{1}{f} \left(\frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \right) \dots\dots\dots (1)$$

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{Pitch} \left(\frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \right) \dots\dots\dots (2)$$

2 PMMAファントム径のCTDI補正

CTDI_{vol}で評価した腹部の低減目標値は、PMMAファントム30cmφを用いている。これを32cmφにおける評価値に補正するため以下の実験を行った。

CT装置は、東芝製Aquilion 16列、32列、Asteion、X-Vigor、TCT-60A、シーメンス社製Somatom Sensation 16列、GE社製Proseed SA Libera、Light speed plusの計8台を使用した。線量測定は、2002年12月に国家標準とトレーサブルな標準器により校正を行った電離箱線量計Radocal社製model 9015、有効長100mmのX線CT用電離箱10X5-3CT (ペンシル型)を使用した¹¹⁾。

CTDIの測定に必要なPMMAファントムは16、30、32cmφの径を使用した。HVL (half-value layer) in free-in-airの測定に必要なAl (aluminum) 板は、円筒形に加工した30cmφの径を使用した。管電圧は、80kVから140kVの範囲で行った。FOV (field of view)、撮影部位の選択によりアーチ型フィルタ (bow tie filter) を使い分けるCT装置は、管電圧との組み合わせを考慮して測定を行った。スライス厚は、公称 (名目) スライス厚で10mm前後とした。

HVLの測定は、CT装置の回転中心における自由空気中 (free-in-air) にX線CT用電離箱を配置し、円筒形Al板を用いたAl減弱法により算出した。実効エネルギーは、HVLと光子減弱データブック¹²⁾に表記されている質量エネルギー吸収係数より算出した。CTDI_{100,c}、CTDI_{100,p}の測定は、回転中心にPMMAファントムの中央が位置するように配置し、その中央、および上下左右の表面下10mmにX線CT用電離箱を挿入してPMMAファントム中における空気照射線量 (air exposure: C/kg) の測定を行った。CTDIは、空気照射線量にW値 (33.97J/C) を

乗じてPMMAファントム中における空気カーマ (air kerma : Gy), 空気吸収線量 (air absorbed dose : Gy) で評価した. $CTDI_{100,c}$ はPMMAファントムの中央における空気吸収線量とし, $CTDI_{100,p}$ はPMMAファントムの上下左右の表面下10mmの空気吸収線量を平均した値とした. ファントム径の補正係数は, PMMAファントム16, 30, 32cmφの $CTDI_{vol}$ とHVLの実測値をもとに, 30cmφから32cmφ, 30cmφから16cmφ, 32cmφから16cmφの割合をグラフ化した.

3 低減目標値の提案

著者らが提案する低減目標値は, beam pitch 1.0 における $CTDI_{vol}$ で提示した. 評価したPMMAファントム径は, 頭部で16cmφ, 腹部で32cmφとした. 現行の低減目標値である $CTDI_{100,c}$ から本稿で提案した $CTDI_{vol}$ を評価するための補正係数を算出した.

[結果]

Fig.1 は, 鈴木らが提示した各CT装置に対する

る頭部のスキャン条件で評価した $CTDI_{100,c}$, および $CTDI_{vol}$ をPMMAファントム中の空気吸収線量で再評価した結果を示す. PMMA吸収線量の平均値は, 40.40mGy に対して空気吸収線量で評価した $CTDI_{100,c}$ で56.45mGy, $CTDI_{vol}$ で58.54mGy となった. 提案した値は, 現行の低減目標値と比較して1.45倍となった. その結果, 頭部をPMMAファントム16cmφ, $CTDI_{vol}$ で評価した低減目標値は59mGy となった.

Fig.2 は, 腹部のスキャン条件で評価したPMMAファントム30cmφの $CTDI_{100,c}$, および $CTDI_{vol}$ で再評価した結果を示す. PMMA吸収線量の平均値は, 10.94mGy に対して空気吸収線量で評価した $CTDI_{100,c}$ で15.31mGy, $CTDI_{vol}$ で25.15mGy となった.

Fig.3 は, $CTDI_{vol}$ におけるファントム径の補正係数を示す. 補正係数は, PMMAファントム30cmφから32cmφ, 30cmφから16cmφ, 32cmφから16cmφとした. ファントム径30cmφから32cmφへの補正係数は, 0.9程度で一定となった.

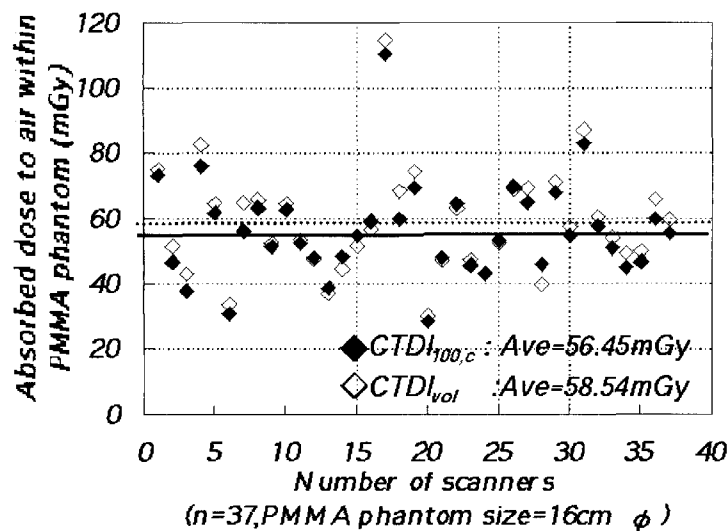


Fig.1

Distribution of CTDI values for CT examination to routine head, reported for 37 scanners, expressed in terms of absorbed dose to air within PMMA phantom. CTDI were derived from measurements on the axis of rotation in PMMA phantom of diameter 16 cm. Full line is average dose for $CTDI_{100,c}$ and dashed line is average dose for $CTDI_{vol}$. The value for $CTDI_{vol}$ expressed in CT pitch factor = 1.0, is equal to $CTDI_w$.

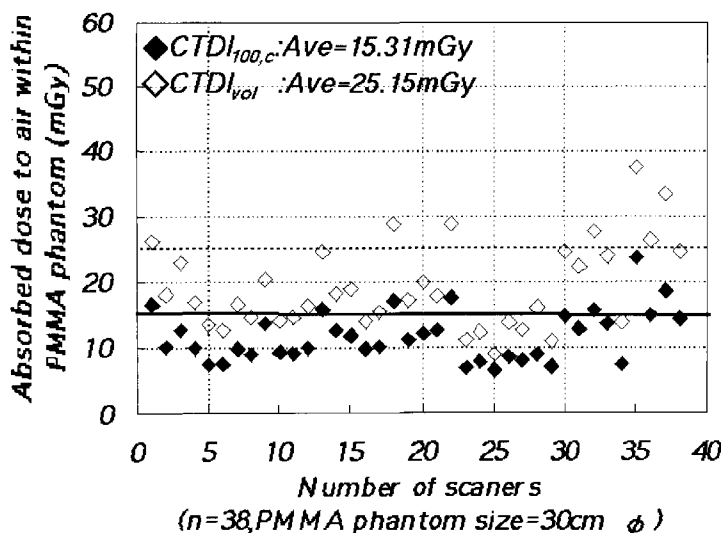


Fig.2

Distribution of CTDI values for CT examination to routine abdomen, reported for 38 scanners, expressed in terms of absorbed dose to air within PMMA phantom. CTDI were derived from measurements on the axis of rotation in PMMA phantom of diameter 30 cm. Full line is average dose for $CTDI_{100,c}$ and dashed line is average dose for $CTDI_{vol}$. The value for $CTDI_{vol}$ expressed in CT pitch factor = 1.0, is equal to $CTDI_w$.

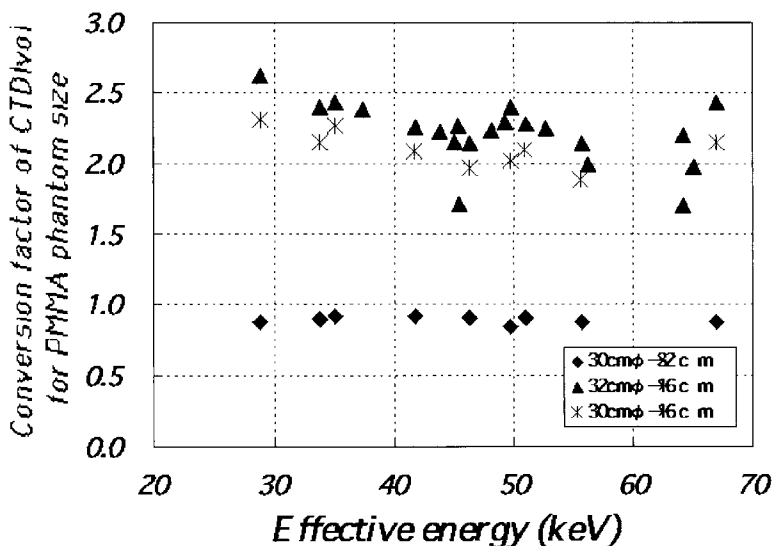


Fig.3

Graph showing the conversion factor of CTDI_{vol} for PMMA phantom size.

	Assessment	Phantom size (cm φ)		Head	Abdomen
		[Head]	[Abdomen]	(mGy)	(mGy)
IAEA	MSAD	16	30	50	25
JART	CTDI _{100,c}	16	30	40(56)	11(15)
JART-M*	CTDI _{vol}	16	32	59	23
ICRP	CTDI _w	16	32	60	35

Table.1

Comparison of dose levels for CT examination. Parenthesis are reassessed air absorbed dose for CTDI_{100,c}. JART-M* is reassessed dose levels for CTDI_{vol}. The value for CTDI_{vol} expressed in CT pitch factor = 1.0, is equal to CTDI_w.

直線近似より 50keV における補正係数は 0.895 となった。

腹部に対する 32cm φ の CTDI_{vol} では、25.15mGy × 0.895 = 22.50mGy となった。その結果、腹部を PMMA ファントム 32cm φ で評価した低減目標値は 23mGy となった。提案した値は、PMMA ファントム 30cm φ で評価した現行の腹部の低減目標値の 2.06 倍となった。

Table.1 は、線量指標を一覧とした。空気吸収線量で評価した CTDI_{100,c} は、頭部で 56mGy、腹部で 15mGy となり、IAEA の dose guidance level と比較して頭部で 6mGy 高く、腹部で 10mGy 低くなった。著者が提案した低減目標値 (JART-M*) は、ICRP の提示する DRL と比較して頭部で 1mGy、腹部で 12mGy 低い線量指標となり、それぞれ 0.98, 0.66 倍となった。

[考察]

1999 年にわが国では、10693 台の CT 装置が稼働している¹³⁾。翌年には、3.3% の増加を認め 11050 台となり、毎年 3655 万件の検査が施行されている¹⁴⁾。CT 装置は、装置性能、検査技術の発展、画像診断における利益の向上等、さまざまな理由により普及が著しい。それに伴い、X 線 CT 検査の被ばくに関する検討は、学会発表、論文等で報告され関心を集

めている。一方、防護体系・基準は、X 線 CT 検査の飛躍に対応できず、臨床現場の混乱を招いている。

本稿で提案した低減目標値は、現行の低減目標値を定める際に採用された基礎データを利用し、PMMA 中の PMMA 吸収線量における CTDI_{100,c} で評価されている低減目標値を空気吸収線量における CTDI_{vol} で再評価した。

日本放射線技師会が採用した基礎データ¹⁰⁾は、各 CT 装置で行われているスキャン条件ごとに CTDI_{100,c}、および PMMA ファントム表面下 10mm における上部、下部の CTDI、実効エネルギーの測定結果を報告している。その中で PMMA 吸収線量により評価された CTDI_{100,c} は、低減目標値とされた。しかし、CTDI は、PMMA ファントム中の空気吸収線量で定義されている。そのため、実効エネルギーごとに吸収線量変換係数の逆数を乗じて空気吸収線量で評価した。

CTDI_{vol} を評価するためには、CTDI_{100,p} が必要になる。その定義は、PMMA ファントム表面下 10mm における上下左右の CTDI の平均値として ICRP、IEC より報告されている¹⁷⁾。基礎データとなった報告¹⁰⁾において左右の CTDI に関する報告はされていない。PMMA ファントムを CT 装置の回転中心に配置した場合、辺縁における CTDI は、上下左右で論理的に差がない。そのため、上部と下

部のCTDIの平均値を $CTDI_{100,p}$ として $CTDI_w$ で評価した。さらに $CTDI_w$ と等価なbeam pitch 1.0における $CTDI_{vol}$ で低減目標値の提示を行った。ICRPは、DRLを $CTDI_w$ で提示しているため、beam pitch 1.0の $CTDI_{vol}$ と比較が可能である。臨床現場に有用な低減目標値は、ICRPと同様に $CTDI_w$ で提示することで混乱を招くことなく、整合性がとれるという意見もある。しかし、現在、X線CT検査の線量指標の主流は、 $CTDI_{vol}$ である。

本稿は、低減目標値の次なるステップを考慮に入たうえて $CTDI_w$ ではなく、あえてbeam pitch 1.0の $CTDI_{vol}$ として提示した。2000年、西澤らが行った全国調査¹⁵⁾によるImPACT-CTを用いたX線CT検査の実効線量評価においては、各検査のスライス数の検討を行っている。今後、このような全国調査の際にはpitch factorも調査対象にすることでpitch factorを考慮した $CTDI_{vol}$ の低減目標値を提示することが可能となる。

本稿が提示した低減目標値は、 $CTDI_{vol}$ において頭部で59mGy、32cmφにアクリルファントム径を補正した腹部で23mGyとなった。現行の低減目標値に対する割合は、それぞれ1.45倍、2.06倍となった。腹部の割合は、頭部と比較して大きくなった。これは、ファントム径が大きい場合、 $CTDI_{100,p}$ を評価するPMMAファントム表面下1.0mmまでのSCD (source chamber distance) が近くなった際の線量が、回転中心における360°方向で均一に積算された線量と比較して大きくなるため、また、頭部と比較してCTDIが小さいため結果として $CTDI_{100,c}$ と $CTDI_{vol}$ の割合の差が大きくなったためである。

PMMAファントム30cmφで評価したCTDIから32cmφに補正を行う際に、実効エネルギー50keVにおける補正係数を使用した。これは、腹部ルーチン検査における各施設の平均的な実効エネルギーが51.50keVとの報告⁹⁾を参考にし、また、提示した補正係数が診断領域で一定であることを理由とした。

本稿が提示した低減目標値は、ICRPのDRL、CT装置のオペレータコンソールと比較を行うことができる利点を持つ。一方、現行の低減目標値は空気吸収線量とした場合にIAEAと対応している利点を持つ。そのため、本稿は今回提示した低減目標値のみを推奨しない。臨床現場で混乱を招かないよう細心の注意を払い、現行の低減目標値、および今回提示した低減目標値を併記することを提案する。

2004年に報告された小児CTガイドライン¹⁶⁾は、Donnellyら¹⁷⁾の報告を参考にして小児に対する標準的なスキャン条件と実効線量で評価した線量が

提示されている。しかし、小児に対するCTDIの記載はない。また、長島らの報告において2004年に10施設の頭部CT検査の線量評価を行った結果、全ての施設で低減目標値を上回る結果を報告している¹⁸⁾。今後、現状を踏まえ、必要な画質と被ばくの関係の詳細に検討し、低減目標値を改定する必要がある。

[結語]

1. 提案した低減目標値は、PMMAファントム中の空気吸収線量で頭部59mGy(16cmφ)、腹部23mGy(32cmφ)となり、現行の低減目標値より頭部で1.45倍、腹部で2.06倍となった。
2. 提案した低減目標値は、オペレータコンソールと比較を行うことができるため有用である。

参考文献

- 1) ICRP: Managing patient dose in computed tomography, Publication 87, Annals of the ICRP, 2000.
- 2) Shrimpton, P. C., Wall, B. F.: Reference doses for paediatric CT, Radiat. Prot. Dosim. 90, 249-252, 2000.
- 3) IAEA: International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources, Vienna, IAEA Safety series No.115, 1996.
- 4) IAEA: Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography, Vienna, IAEA-Tecdoc-1423, 2004.
- 5) 医療被ばくガイドライン委員会: 医療被ばくガイドライン・患者さんのための「医療被ばくガイドライン(低減目標値)」, 社団法人日本放射線技師会, 2002.
- 6) 医療被ばくガイドライン委員会: 医療被ばくガイドライン・患者さんのための「医療被ばくガイドライン(低減目標値)」, 社団法人日本放射線技師会雑誌, 47(10), 1694-1751, 2000.
- 7) IEC 60601-2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography part 2-44, Switzerland, 2002.
- 8) IEC 61223-2-6: Evaluation and routine testing in medical imaging departments part 2-6: Constancy tests X-ray equipment for computed tomography Switzerland, 1994.
- 9) JIS z 4752-2-6: 医用画像部門における品質維持の評価及びH常試験方法-第2-6部: 不変性試験-医用X線CT装置, 1462-1471, 日本規格協会, 2002.
- 10) 鈴木昇一, 他: CT検査における被曝線量の研究-CT検査の患者被曝-. 医科学器械, 68(3), 100-104, 1998.

2005年 社団法人日本放射線技師会誌掲載論文

- 11) Suzuki, A. and Suzuki, MN.: Use of a pencil-shaped ionization chamber for measurement of exposure resulting from a computed tomography scan, *Med Phys*, 5 (6), 536-39, 1978.
- 12) 光子減弱係数データブック：社団法人日本放射線技術学会, 1995.
- 13) 財団法人厚生統計協会：国民衛生の動向, 50 (9), 185, 2003.
- 14) X線CT設置台数および稼働機種別一覧：月間新医療. 27 (10), 118-119, 2000.
- 15) 西澤かな枝, 他：CT検査件数及びCT検査による集団実効線量の推定, 社団法人日本医学放射線学会雑誌. 64, 151-158, 2004.
- 16) 小児CTガイドライン－被ばく低減のために－：社団法人日本医学放射線学会, 社団法人日本放射線技術学会, 日本小児放射線学会, 2004.
- 17) Lane F. Donnelly, Donald P. Frush : Pediatric multidetector body CT. *Radiologic Clinic of North America*, 41, 637-665, 2003.
- 18) 長島宏幸, 他：群馬県内施設を対象とした頭部CT検査における撮影線量と画質の比較評価. *日本医学物理学会雑誌*, 24 (4), 154-161, 2004.