

## CT の被曝線量の推定

高橋規之, 神尾總一郎

### はじめに

近年, computed tomography (CT) 検査による被曝線量の増加が報告されており, 英国内の調査では医療被曝の 40% が CT 検査で与えられているという結果<sup>1)</sup> が得られている。Interventional radiology (IVR) を除くと CT 検査の被曝が最も高く, この原因として検査数の増加, マルチスライス CT (以下, MDCT) の普及などが考えられる。この状況を改善するためには, まず CT 検査の被曝線量を把握する必要がある。当院には次世代型 CT として開発された MDCT が導入されている。これは円弧列の検出器を体軸方向に複数列組み合わせ, データ収集<sup>2)</sup> することにより薄いスライスの広範囲スキャンが可能となっている。装置の高性能化に伴い検査の種類, 範囲が増加しており被曝線量の増加は避けられない。したがって当院における CT の被曝線量を把握することが急務である。しかし, CT の被曝線量を実際に一般施設で測定することは困難であり, ランドファントムを用いて TLD を使用して測定<sup>3)</sup> を行うことは費用と時間の関係から現実的ではない。そこで今回, シミュレーションから得られた換算係数を使用した新しい簡便な測定方法<sup>1)</sup> を用いて当院の CT 検査における被曝線量を推定した。他の X 線検査と比較するため今回の推定には実効線量を用いた。実効線量は computed tomography dose index (以下, CTDI) のみ測定し, dose length product (以下, DLP) は計算することで求め, DLP に換算係数<sup>4)</sup> を乗じることで推定した。測定部位は検査件数の多い頭部, 胸部, 上腹部, 腹部骨盤部とした。

### 1. 方 法

CT 装置はシーメンス旭株式会社製 SOMATOM VZ, 電離箱線量計はラドカル株式会社製 model 9015, イオンチェンバは 10×5-10.3CT (図 1) を使用した。10×5-10.3 CT は容積 3 cc で有効電離長が 100 mm あり, (財)日本品質保証機構計量計測センターで校正を行っておりトレーサビリティが確保されている。測定ファントムはアクリル 16 cmΦ(頭部用), アクリル 32 cmΦ(体幹部用) を使用した。

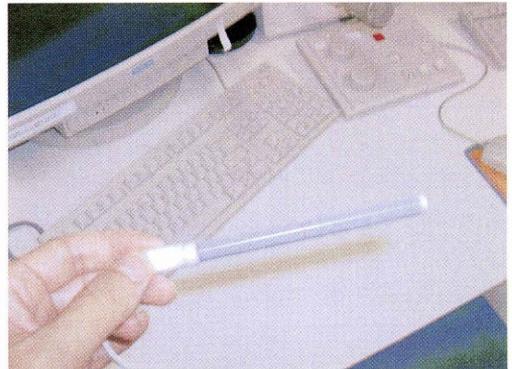


図 1. 10×5-10.3 CT 用チェンバ

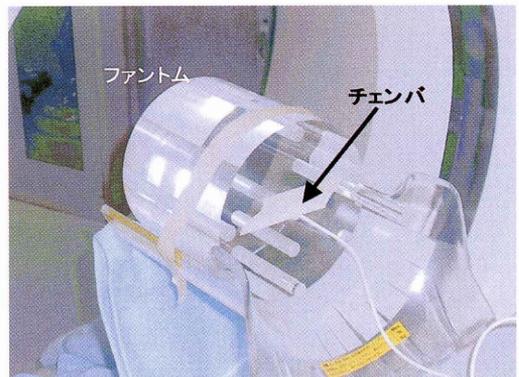


図 2. CTDI<sub>w</sub> 測定配置

表 1. 各検査の撮影条件  
(C: conventional scan S: spiral scan)

撮影部位	管電圧 (KV)	mAs	スライス厚 (mm)	ピッチ	スキャン範囲 (cm)	モード
頭部 (脳)	120	200	5	—	4	C
	120	150	10	—	8	C
胸部	120	165	4×2.5	1.50	30	S
上腹部	120	187	4×2.5	1.25	16	S
腹部骨盤部	120	187	4×2.5	1.25	40	S

1.1 CTDI の測定

図 2 のようにファントム及びチェンバを配置した。アクリルファントムは中心と外周表面から 1 cm 内側にチェンバを挿入する穴が開いており、ファントム中心とファントム上部、下部、左右部にチェンバを挿入した撮影条件は 120 KV 100 mAs 4×2.5 mm スライスコリメーションで、1 スライスのスキャンを行った。それぞれのポイントで得られた照射線量に X 線の空気吸収線量換算係数 (=0.87 [cGy/R]) とチェンバの校正乗数 10 (cm) を乗じて weighted computed tomography dose index (以下、CTDI<sub>w</sub>) を求めた。実際の検査におけるスライス厚は 2.5 mm から 10 mm まで幅があるが、CTDI<sub>w</sub> のスライス厚依存性は 2 mm から 10 mm まで一定である<sup>5)</sup> という報告から上記撮影条件だけ測定し、すべての検査部位に適応した。

CTDI の計算式を以下に記す。

$$CTDI_{100} = (1/nT) \int_{-50mm}^{50mm} D(z) dz$$

D(z) : シングルスキャンの線量プロファイル

T : スライス厚

n : 1 回のシングルスキャンに生成する画像数

$$CTDI_w = 1/3CTDI_c + 2/3CTDI_p$$

CTDI<sub>c</sub> : ファントム中心の CTDI<sub>100</sub>

CTDI<sub>p</sub> : ファントム表面下 1 cm の CTDI<sub>100</sub>

1.2 DLP の計算

DLP は検査におけるオーバーオール線量であ

表 2. DLP—実効線量換算係数

撮影部位	変換係数 F (mSvmGy <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> )
Head	0.0023
Neck	0.0054
Chest	0.017
Abdomen	0.015
Pelvis	0.019

り、撮影条件、ピッチ、スキャン範囲の違いによる総線量を比較できる。なおピッチは X 線管球 1 回転中のテーブル移動距離をコリメーション厚で割った値とした。

コンベンショナルスキャンの DLP の計算式を以下に記す。

$$DLP = CTDI_w \times mAs \times L$$

L : スキャン範囲 (cm)

mAs : 管電流 (mA) × 撮影時間 (sec)

スパイラルスキャンに対応した DLP の計算式を以下に記す。

$$DLP = CTDI_{vol} \times mAs \times L$$

$$CTDI_{vol} = 1/p \cdot CTDI_w$$

p : スパイラルピッチ

mAs : 管電流 (mA) × 撮影時間 (sec)

L : スキャン範囲 (cm)

それぞれの検査における DLP を求めた。各検査の撮影条件を表 1 に示す。頭部はスキャン途中、スライス厚を 5 mm から 10 mm に変化しているためスライス厚ごとの DLP を計算し合算した。また、上腹部 (肝臓) に関しては、造影剤を使用する頻度が多く、単純、動脈相、門脈相、平衡相

表 3. 100 (mAs) 当たりの CTDI<sub>w</sub> 測定値

	CTDI (中心)	CTDI (1 cm)	CTDI <sub>w</sub>
頭部(16cm)	17.6	20.9	19.6
体幹部(32cm)	4.6	9.7	8.0
120 KV 100 mAs			(mGy)

表 4. DLP 計算結果

	DLP (mGycm)	撮影回数	Total DLP (mGycm)
頭部	392	1	392
胸部	264	1	264
上腹部	192	4	768
腹部骨盤部	480	2	960

表 5. 実効線量の計算結果

部 位	実効線量
頭 部	0.90
胸 部	4.49
上腹部	11.52
腹部骨盤部	16.30
(mSv)	

表 6. 他 X 線診断による実効線量

	実効線量 (mSv)
胸部直接撮影	0.05
腹部単純撮影	0.29
骨盤単純撮影	0.25
注腸 (近視撮影)	2.0

国連科学委員会報告 (1993 年)

の 4 回の撮影を繰り返しおこなうため、計算した DLP に 4 を乗じた。同様に腹部骨盤部も単純、造影の 2 回撮影を行う頻度が多いため、計算した DLP を 2 倍した。

### 1. 3 実効線量

求めた DLP に換算係数 (表 2) を乗じて実効線量を求めた。

計算式を以下に記す。

$$ED = DLP \times F \quad (\text{mSv})$$

ED: 実効線量 (mSv)

F: 変換係数

腹部骨盤部の場合、スキャン範囲を 20 cm に分割して、abdomen, pelvis それぞれの変換係数を乗じて合算した。

## 2 結 果

### 2.1 CTDI

アクリル 16 cmΦ(頭部用)、アクリル 32 cmΦ(体幹部用) の 100(mAs) 当たりの CTDI<sub>w</sub> 測定値の結果を表 3 に示す。アクリル 32 cmΦ(体幹部用) の CTDI<sub>w</sub> が、アクリル 16cmΦ(頭部用) より低い理由は、当装置が被曝軽減体幹部用フィルタを装着しており、half value layer (HVL) が高いためである。

### 2.2 DLP

DLP の計算結果を表 4 に示す。腹部骨盤部における DLP が大きい値を示し、胸部における DLP の 4 倍近い結果になった。

### 2.3 実効線量

実効線量の計算結果を表 5 に示す。上腹部と腹部骨盤部で実効線量が高い結果になった。腹部骨盤部の実効線量は頭部と比較して 16 倍以上になった。

## 3. 考 察

今回、CT の被曝線量は実効線量を用いて推定した。その理由は異なる放射線診断(一般撮影、透視、CT 他)間の被曝を相互に比較したい場合に直接比較できるからである。また、自然放射線量も実効線量で表すことが可能で CT 検査と比較し、CT 検査がどの程度の被曝量かイメージできる。表 6 に他の X 線診断による実効線量を示す。表 5 の結果と比較すると CT 検査の被曝線量が高いことがわかる。頭部 CT の実効線量は胸部 X 線撮影の 20 倍近い値となり予想以上の結果となった。また長時間の透視による被曝が大きい注腸検査と比較しても、頭部 CT 検査ではその半分の値に達しようとしている。実効線量は体幹部に被曝すると

表7. 欧州CT線量制限ガイドライン

Examination	Diagnostic Reference Level	
	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	DLP (mGycm)
Routine head	60	1,060
Face and sinuses	35	360
Vertebral trauma	70	460
Routine chest	30	650
Routine abdomen	35	900
Liver and spleen	35	570
Routine Pelvis	35	520

European Guidelines on Quality Criteria for CT, EUR16262 (1999)

高い値になるが、その寄与が低い頭部CT検査が腹部単純撮影の実効線量を超えている。上腹部、腹部骨盤部検査は造影剤を使用した場合、10(mSv)を超えている。日本における年間自然放射線被曝線量は約2.4(mSv)<sup>6)</sup>であり、1回の検査で4年分以上の自然放射線を浴びることになる。

また成人と小児を同一撮影条件で撮影している施設が多数あり、それが小児の発癌増加に寄与しているとの報告<sup>7)</sup>がある。CT撮影条件を軽視すると簡単に単純X線写真の数十倍から数百倍の被曝を与えることを認識し、特に放射線感受性の高い小児に成人と同等の放射線を照射することは絶対に避けなければならない。今回の実効線量の推定結果では、欧州のCT線量制限ガイドライン<sup>4)</sup>(表7)を超えた検査はなかった。したがって当院におけるCT検査は一応妥当な線量で検査を行っていると考ええる。

今回の方法で得た実効線量を評価する場合、注意しなければならない点がある。まず、実効線量を求める際に使用した換算係数は、170 cm, 70 kgの成人の数学的モデルを想定しモンテカルロ法により求めている。したがって実際には被検者の体格がこのモデルと大きく異なった場合など個々の

被検者に対しては本法を適応することはできない。また、実際に線量計を用いた実効線量の測定は、体内の主要臓器ごとに線量を測定し、得られた等価線量におおのこの組織荷重係数を乗じて、それらの総和で求められる。今回の方法は、その途中の過程を省略し簡略化した変換係数で計算を行っているため誤差を含んでいる。

#### 4. まとめ

当院におけるCT検査の実効線量を推定した。測定したCTDIから計算によって頭部(脳)、胸部、上腹部、腹部骨盤部検査における実効線量を求めることができた。得られた実効線量は他のX線検査と比較することでCT検査の被曝の実態を知ることができた。その結果は他の検査と比較して明らかに高い実効線量値であった。

尚、本論文の要旨は第40回日本放射線技術学会東北部会学術大会(2002年9月、秋田)において発表した。

#### 文 献

- 1) Shrimpton PC: CT scanner dosimetry. *Brit J Radiol* **71**: 1-3, 1998
- 2) Wang G et al: The effect of pitch in multislice spiral/helical CT. *Med Phys* **26**: 2648-2653, 1998
- 3) 西澤かなえ: CT受診者の実効線量評価. *日本放射線技術学会* **51**: 636-639, 1994
- 4) EUR 16262 EN: European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, 1999
- 5) impact scan: impact day. patient dosimetry, (<http://www.impactscan.org/slides/impact-day/patient-dosimetry>)
- 6) 近藤宗平: 人はなぜ放射線に弱いのか. 講談社, 東京, 1999
- 7) David J et al: Estimated Risks of Radiation Induced Fatal Cancer from Pediatric CT. *Am J Radiol* **176**: 289-296, 2001