

第40回日本小児放射線学会総会シンポジウムより  
**特集** 小児における医療被ばく - 特に小児のCTについて -

## 2. CTにおける被ばくの指標と装置の進歩

赤羽正章, 大友 邦

東京大学大学院医学系研究科 放射線医学講座

### Dose Quantities for CT, and Improvement of the Scanner

Masaaki Akahane, Kuni Ohtomo

Department of Radiology, Graduate School of Medicine, University of Tokyo

#### Abstract

In view of the increasing radiation burden from CT, we should make efforts to minimize the dose given to the patients. In this article, we discuss three essentials to achieve dose reduction: to be familiar with the dose quantities for CT, to be aware of the criterion for the upper limit of the dose, and to choose a low-dose scanner on renewal.

Volume CTDI (CT dose index) and DLP (dose-length product) are the essential dose measurements for CT examination. Original CTDI is the sum of the dose inside and outside the scanned slice. Volume CTDI is a weighted mixture of the central and peripheral CTDI with correction for the pitch. DLP is the product of volume CTDI and the scan length.

The reference dose values are proposed on the basis of the third quartile value of the distribution of doses in a wide-scale survey. The values can be regarded as the criterion of the upper limit of the dose.

Technical improvement in CT equipment such as automatic exposure control is necessary for unfailling dose management. If we choose a "low-dose" scanner on renewal, the manufacturer will be encouraged to develop and implement further improvement.

**Keywords: Computed tomography, CT dose index (CTDI), Automatic exposure control**

#### はじめに

医療被ばくに占めるCTの割合が増加の一途をたどる昨今、情報量当たりの被ばくを減らす工夫が医療現場に求められている<sup>1)</sup>。そのためには、撮影条件最適化に必要な知識を得ること、被ばく量上限の目安を意識すること、被ばくの少ない装置を選ぶこと、が重要である。

#### 被ばくの量的指標

線量に関わるCT撮影条件の記載には、古くから管電流 (mA) の設定、ないしは管球 1 回転に要

する時間と管電流の積 (mAs) が用いられてきた。しかし現実には、同じ被検者を同じmAs設定で撮影しても、装置が異なれば被ばくする量も異なる。装置の組み合わせによっては、mAsや他の撮影条件を揃えても線量が2倍になることさえある。従って、異なる装置や異なる撮影条件の間で被ばくの多寡を論ずるための指標として、mAsは全く役に立たない。CTによる被ばくの量的指標としては、volume CTDIとDLPを知っておくと良い<sup>2)</sup>。最近の装置においては、撮影条件を設定するとvolume CTDIやDLPの期待値が表示されるので、臨床の間でも扱いやすい。

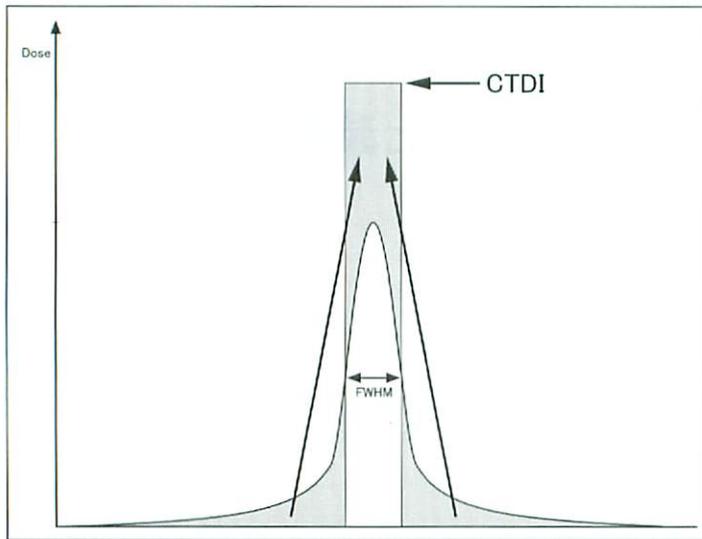


Fig.1 CT dose index : CTDI  
CTDI is the sum of the dose inside and outside the scanned slice. (FWHM : full width at half maximum)

**CTDI (Computed Tomography Dose Index : CT線量指数)**

CTDIは局所の被ばくの指標で、スライス外線量の重なりを加味しているため、複数スライス連続撮影時の状況がよく反映される (Fig.1)。頻用されているのは、スキャン中心と辺縁の違いを加味しピッチで補正したCTDI、すなわちvolume CTDI (CTDI<sub>vol</sub>)である。CTDI<sub>vol</sub>は、以前effective weighted CTDI (CTDI<sub>w,eff</sub>)と記載されていた値そのものである。同じCTDI<sub>vol</sub>になるような撮影条件を設定すれば、装置間の線量のばらつきを解消することができる。

小児放射線科医がCTDIを扱う場合、小児では線量が数割過小評価されることに注意せねばならない。頭部のCTDIは16cm、体部のCTDIは32cmのファントムを用いて測定されており、これらは大人の体格を想定したものである。より小さな体格の被検者においては、体内の線量が期待値より多くなることになる。

**DLP (Dose-Length Product) と実効線量 (Effective Dose)**

DLPは検査全体の被ばくの指標で、CTDIに撮影範囲長を乗じた値である。CTDIはあくまでも局所の線量の指標であり、撮影範囲の広さは加味

されない。検査プロトコール間の比較に用いるには、DLPの方が相応しい。

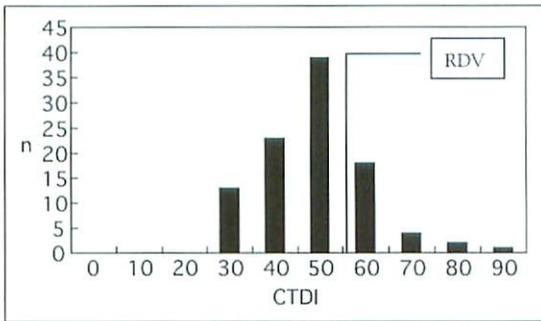
実効線量は確率的影響の指標で、異なる検査間の比較や、自然放射線との比較に用いられる。重要臓器毎に放射線感受性が異なること、撮影部位毎に線量が異なること、を鑑みた値と考えればよい。実効線量の推定方法にはいくつかあるが、最も簡便な方法においては、撮影部位に応じた係数 (Table 1) とDLPとの積でおよその実効線量が求められる<sup>3)</sup>。例えば、DLP=400mGy・cmの撮影条件で腹部のCTを施行した場合、実効線量は400×0.0190=7.6mSvと概算される。造影早期と後期の2相を撮影するならば、実効線量は2倍の15.2mSvとなる。標準的な腹部単純撮影を1.4mSvとすれば、およそ11倍の実効線量とみなすことができる。

Table 1 The average ratio of effective dose to DLP<sup>3)</sup>

Examination	Effective dose to DLP (mSv/mGy・cm)
Head	0.0028
Neck	0.0062
Trunk	0.0190

**被ばく量上限の目安**

損益の正当化と防護の最適化がなされていれば、医療被ばくの上限はない。しかし、一般的な内容の検査に関しては、多施設の撮影条件を比較することで、上限の目安を知ることができる。このような目安として、1999年のEuropean Guidelines on Quality Criteria for CT (<http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/index.htm>)の第2章では、reference dose valueという値が示されている。多施設を調査して得られた被ばく量分布における上位25%境界値がreference dose valueである (Fig.2)。上位25%の施設について被ばく量過多



**Fig.2 Reference dose value**  
The reference dose values (RDV) are proposed on the basis of the third quartile value of the distribution of doses in a wide-scale survey.

の可能性ありとみなす考え方である。Reference dose valueを知っておくと、自施設の撮影条件がもたらす被ばく量は他の施設と比較してどの程度なのかを知ることができる。

Shrimptonらが示した小児のCTのreference dose value<sup>4)</sup>を成人のそれと比較してみる (Table 2)。体格の小ささに応じて線量が下げられているかと思えば、案外そうでもない領域もみられる。小児用プロトコルが未整備であることだけでなく、成人よりも高い空間分解能が求められること、FOVが小さくなるとノイズが邪魔になりやすいこと、などが関係しているものと想像する。いずれにせよ、小児用プロトコルの整備が行き渡った時期をみて、再度reference dose valueの調査が行われるであろう。

必要な画質や情報量は、検査毎、施設毎に異なるはずであり、高度な医療が要求される性格の施設において線量が高めになる傾向は当然と考えられる。しかし一方で、線量が高くなればなるほど線量増加に対する情報量増加の割合が減少し、どこかで必ず情報量が頭打ちになるのも事実である。多施設と比較して線量の高い施設においては、線量の上乗せで得られた情報量の上乗せがどの程度であるのか、意識しておく必要がある。

### 被ばくの少ない装置

被ばくの少ない装置とは何であろうか。平たく言えば、同じような画像を得るために必要な被ば

**Table.2 Reference dose values for children and adults<sup>4)</sup>**

Examination	Reference Dose Value	
	Age	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)
Routine Brain	<1	40
	5	60
	10	70
	Adults	60
Routine Chest	<1	20
	5	30
	10	30
	Adults	30
Upper Abdomen	<1	20
	5	25
	10	30
	Adults	35

くが少ない装置である。複数の装置について被ばくの多寡を比較するには、同等の空間分解能と雑音量におけるCTDI<sub>vol</sub>の大小を比較すればよい。以下、架空の病院を例に挙げて説明する。

### 装置の更新に伴う被ばく増加とその是正の一例

この病院では従来から使用している装置Aに加え、最近装置Bを導入した。検査毎の撮影条件については、装置Aで用いているmAsやスライス厚などの値をそのまま装置Bにも適用した。撮影してみると、装置Aよりも装置Bの方が高画質な印象で、さすがに新型は素晴らしいと皆喜んでいた。しかしある時、mAsあたりの線量(normalized CTDI)は装置Bの方が高いということが判明した。この病院は、被ばくの多いひどい装置を掴まされてしまったのだろうか？ 実情を調べてみよう。

均一ファントムを200mAsのaxial scanで撮影、腹部用の標準カーネルで5mm厚の画像を再構成し同じ位置に同じ大きさのROIを設定して標準偏差(SD)を測定した。この撮影条件における両装置のCTDI<sub>vol</sub>も測定した。装置AはCTDI<sub>vol</sub>=15mGyでSD=5、装置BはCTDI<sub>vol</sub>=20mGyでSD=4であった。同じmAsで撮影しているのに、確かに装置Bの方が線量が高い。やはり装置Bは被ばくの多いひどい装置なのか？

SDの2乗とmAsは反比例するので、装置Bで

SD=5の画像を得るためには128mAsに下げて撮影すればよい。実際に128mAs前後の複数の条件で撮影してみたところ、120mAsでSD=5の画像が得られ、このときCTDI<sub>vol</sub>=12mGyであった。同じような画像を得る撮影条件同士で比較すると、装置AはCTDI<sub>vol</sub>=15mGyで装置BはCTDI<sub>vol</sub>=12mGyなのであるから、装置Aよりも装置Bの方が被ばくの少ない装置であるといえよう。装置Bがひどい装置なのではなく、この病院の撮影条件設定が不適切であったため、装置Bで施行される検査の被ばくが不必要に高かっただけなのである。

それでは、装置Aと装置Bの線量を同等に揃えるにはどうしたらよいだろうか。mAsと線量は反比例するので、装置BでCTDI<sub>vol</sub>=15mGyの検査を施行するためには150mAsで撮影すればよいことになる。SDの2乗とmAsが反比例するので、この場合の雑音量はSD=4.6となる。すなわち、線量を同等に揃えた場合、装置Aより装置Bの方が画質がよいのである。

これらの結果を踏まえて、今後は装置BのmAsを装置Aの6割程度に低く設定することにより、両方の装置の画質を揃えることとした。また、高画質を求められる精密検査や小児の検査については、少しでも被ばくを減らすために、できる限り装置Bへ振り分ける方針とした。

この例に示すような装置更新に伴う被ばく増加は、特にこの数年間で頻発している恐れがある。なぜならば、高回転を求められる最近のCTは以前よりもガントリーのサイズが小さい傾向にあり、これに伴ってmAsあたりの線量が以前よりも増加しているからである。このため、旧機種のみmAs設定を引き継ぐやり方では、画質向上とともに被ばくも増加する可能性が高い。せっかく被ばくの少ない装置を導入しても、撮影条件が不適切なために被ばくが増加してしまってもったいないことである。是非、新しい装置が導入された際には、新旧の画質と線量を比較した上で撮影条件を引き継いでいきたい。画質を揃えるか、線量を揃えるか、その中間的な条件にするか、については施設の事情により最適解が異なるであろう。

#### 検査全体の被ばく低減

前述の例で議論された線量は、ある特定の位置

における線量であり、旧来の装置ではこの線量がそのまま検査全体の線量に直結していた。しかし近年では、検査全体の被ばくを更に低減するための被ばく低減機構が発達し、画質を保ったまま数割の被ばく低減を達成している。検査全体の被ばくが少なく済む装置を選択するためには、このような被ばく低減機構を無視することができない。

特に重要な技術は管電流変調であり、情報量に影響を与えずに被ばくを低減する優れた効果が認められた結果、近年急速に普及しつつある。

管電流変調の搭載されていない装置では、被写体へ照射する線量は一定であり、被写体の部位に応じた吸収値の変動に影響される結果、検出器へ届く線量は大きくばらつくことになる。この結果、吸収値の低い部位では必要以上に高画質となる一方で、吸収値の高い部位では線量不足により低画質となってしまう。例えば肩口や骨盤のように高線量が必要な領域に合わせて撮影条件を設定すると、本来は低線量で十分なはずの肺野や膈レベルにおいては不要な被ばくが生じる結果を招くのである。

管電流変調は、被写体を通過して検出器に届く線量の変動を減らすために、照射する線量を積極的に変動させる手法である。管電流変調には、z軸方向の変調とxy軸方向の二つの要素が含まれる。z軸方向の変調はスライス位置に応じて線量を加減するものであり、例えば躯幹部では肩や骨盤で線量を増加し、肺野では線量を減少することになる。xy軸方向の変調は、前後方向と左右方向の線量を1回転の中でこまめに加減するもので、躯幹部であれば左右方向の線量を増加し前後方向の線量を減らすことになる。管電流変調を用いると、低線量で十分な領域の被ばくを増やすことなく高線量が必要な領域の画質を向上することができるため、不要な被ばくが最小限に抑制される。

最も進んだ管電流変調においては、必要な画質を指定しておけば、患者の体格に応じて撮影条件が自動的に設定される。体格の小さな小児の検査では、必要十分な画質の得られる低い管電流が自動的に設定されるのである。一方、旧世代の管電流変調、換言すれば相対的な管電流変調においては、基準となる管電流を手動で設定しなければならない。つまり、肩に比べて肺の管電流を下げることは自動的に処理されるが、そもそも肩を何

mAsで撮影すべきかについては医師や技師が決めるなければならないのだ。成人と同じ条件で小児を撮影することによる過剰な被ばくを低減するためには、体格に応じて撮影条件が自動的に設定される仕組みが非常に有効であろう。

被ばくが少ない装置や仕組みの開発を促すためには、我々放射線科医が被ばく低減に多大な興味を持っていることを機器メーカーにアピールする必要がある。機器選定の際には被ばく低減に対する取り組みの内容や他社との比較に関する説明を求め、被ばくの少なさを選択基準の重要な項目と考えていることを伝えることが大切だと考える。

### おわりに

最低限の被ばくで必要な情報を得るために役立つ知識を概説した。まずは自施設の検査の被ばく

量が多施設と比較して多いのか少ないのかを調べてみることから始めてみてはどうだろうか。

### ●文献

- 1) Paterson A, Frush DP, Donnelly LF : Helical CT of the body : are settings adjusted for pediatric patients? AJR Am J Roentgenol 2001 ; 176 : 297-301.
- 2) 赤羽正章, 大友 邦 : CTの被ばくと撮影条件最適化 - マルチスライスCTも含めて - . 画像診断 2002 ; 22 : 318-327.
- 3) Hidajat N, Maurer J, Schroder RJ, et al : Relationships between physical dose quantities and patient dose in CT. Br J Radiol 1999 ; 72 : 556-561.
- 4) Shrimpton PC, Wall BF : Reference Doses for Paediatric Computed Tomography. Radiation Protection Dosimetry 2000 ; 90 : 249-252.