

# インフォームド・コンセントに有用な CT被曝実効線量把握の試み

The approach of getting effective X-ray dose information valuable to the informed consent.

渡部 茂<sup>1)</sup> Shigeru Watanabe

高橋 大輔<sup>2)</sup> Daisuke Takahashi

<sup>1)</sup>渡部医院(岡山県倉敷市)

<sup>2)</sup>株式会社日立メディコ 国内営業本部

日常業務の一環として利用可能なCT被曝(実効線量)算出アプリケーションを開発した。これは、CT本体よりDICOM送信されてきた画像データを受信する際に、DICOMタグ情報を読み込み、被曝(実効)線量を算出する。算出結果は、胸部X線撮影や自然放射線被曝などと比較することにより、被曝に関するインフォームド・コンセントに有用である。

We developed X-ray dose(effective dose level)calculation software which can be used for daily routine examinations. This software calculates effective X-ray dose from DICOM tag data while receiving DICOM images from CT system. The result of the calculation can be compared with other dose data such as chest X-ray or natural radiation exposure, and can be useful for the informed consent to patients.

Key Words: CT Radiation Dose, Effective Dose, MDCT

## 1. はじめに

X線CTの発展・開発はめざましい。それに伴い世界中にX線CTが普及しているが、世界中のCTの1/3は日本国内にあるとも言われている。特にMultidetector-row CT(MDCT)は短時間で大量の診断情報が得られることから、日本の医師および患者はMDCTに並々ならぬ期待を寄せている。当院でも2007年2月に日立メディコ製4列MDCT(ROBUSTO<sup>®</sup> Ei)を導入した。従来のコンベンショナルCTと比較し、検査のスループット向上や被検者の呼吸停止の軽減だけでなく診断精度向上が得られ、患者から好評である。

一方で、2004年に発表されたLancet誌の論文<sup>1)2)</sup>を基に、同年2月頃に国内のマスコミ各社からCT被曝の不安をおおるような報道がなされ、国内の患者は騒然とした。「CT被曝って、とんでもないものなの?」という疑念である。確かに他の検査法に比べかなりの被曝量ではあるが、一般的な撮影条件で1回検査した程度では確定的影響は考え難く、確率的影響に関しても「50~200mSv以下の被曝線量では癌などの発生率は自然発生率と大差ない」「実効線量100mSv以下では線量と癌発生率の間に有意な直線関係が認められない」「組織吸収線量200mGy以下であればDNA損傷は2日で修復される」とも言われている。マスコミ報道から時間が経つにつれ患者からのCT被曝に対する不安を耳にする機会は減りつつあるものの、時に「CT撮っても被曝は大丈夫?」と聞かれ、ドキッ

とすることがある。

## 2. 当院におけるCT被曝把握の試み

「当院のCT撮影条件は大丈夫だろうか?」という漠然とした不安を持つ患者に対し、単に大丈夫と言っただけで納得してくれる者は少ない。特に開業医レベルで「通常のCT検査はさほど問題になる被曝量ではありませんよ」と説明しても、不信感を抱く患者も少なくない。絶対的でなくてもいいから、何らかの具体例を挙げることができれば説得力は高まるであろう。そこで「当院のCT被曝は胸部X線撮影など他の検査と比較してどの程度なのだろうか?」「年間自然放射線被曝と比較してどの程度の被曝量なのだろうか?」という視点でこれらを把握し説明することによって、患者により納得し安心してCT検査を受けてもらえるようになると思われた。

CT被曝の厳密な算出は非常に困難であるが、現時点ではMDCTの線量測定については、装置に表示されているCT dose index(CTDIvol)およびdose-length product(DLP)が国際的な評価方法になっている<sup>3)</sup>。

他の検査被曝(胸部X線撮影など)や自然放射線被曝との比較には実効線量(effective dose; E)を用いることが一般的である。

CTにおける実効線量は、ImPACTのホームページにモンテカルロ法を用いた算出法が報告<sup>4)</sup>されているが、開業医レベルで日常業務に組み込むことは容易でなく、大病院でさえもこのような取り組みを行っている施設は非常に少ないと思われる。最近の国際放射線防護委員会の勧告(ICRP Pub.102)<sup>5)</sup>には、下記の計算式のごとくDLPと年齢・部位に応じた係数( $E_{DLP}$ )から実効線量( $E$ )を算出する方法が掲載されている。

$$E [mSv]=DLP [mGy \cdot cm] \times E_{DLP} [mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}]$$

今回、日立メディコとラムテック社の協力を得て、次節にて述べる撮影データを用いて実効線量推定が行えるアプリケーションを開発した。これを用い、当院におけるCT被曝(実効線量)を把握し、一般的な胸部X線撮影の被曝量(実効線量)および年間自然放射線被曝と比較した。

### 3. 被曝線量算出アプリケーション

本アプリケーションは、CT本体よりDICOM送信されてきた画像データを受信する際に、DICOMタグ情報(部位、kV、mAs、検出器モード、ヘリカルピッチ、撮影範囲)を読み込み、被曝線量(CTDIvol、DLP、実効線量E)を算出する。ここで、現在算出に用いている $E_{DLP}$ を表1に示す。これはICRP

図1：被曝線量算出アプリケーション CSV表示画面

表3：部位別撮影プロトコル

検査部位		スキャンタイプ	管電圧	管電流	スキャンタイム	スライス厚、 コリメーション厚	テーブルピッチ	フィルタ
頭部	天幕上	ノーマル	120kV	200mA	2.0s	10mm厚 (2.5mm×4)1i	—	1
	天幕下	ノーマル	120kV	150mA	2.0s	5mm厚 (1.25mm×4)1i	—	1
頸椎		ボリウム	120kV	75mA (+Adaptive mA)	0.8s	2.5mm厚 (1.25mm×4)	5	4H
頸部		ボリウム	120kV	150mA (+Adaptive mA)	0.8s	2.5mm厚 (1.25mm×4)	5	1
胸部		ボリウム	120kV	50mA (+Adaptive mA)	0.8s	5mm厚 (2.5mm×4)	7	4H
腹部		ボリウム	120kV	200mA (+Adaptive mA)	0.8s	5mm厚 (2.5mm×4)	5	4
骨盤部		ボリウム	120kV	200mA (+Adaptive mA)	0.8s	5mm厚 (2.5mm×4)	5	4
腹～骨盤部		ボリウム	120kV	200mA (+Adaptive mA)	0.8s	5mm厚 (2.5mm×4)	7	4

Pub.102に記載されている部位・係数であるが、今後の被曝線量計算の広がりやを考慮し、追加・変更を可能としている。そして、その結果はCSVファイルとなり、受信した画像自体は計算に使用した後、保存されずに消去される。CSV表示画面を図1に示す。

### 4. 被曝線量算出の方法と結果

2007年2月～2009年3月の間に当院でCT撮影を行った成人症例のうち、表1で示した部位を単独で撮影した検査(頭部：169件、頸部：12件、胸部：266件、腹部：128件、骨盤部：18件、腹～骨盤部：8件)について、それぞれ本アプリケーションを用いて実効線量を算出し、一般的な胸部X線撮影の実効線量(0.03mSv)<sup>6)</sup>および年間自然放射線被曝(2.4mSv)<sup>6)</sup>と比較した。その結果を表2に示す。

表1：プロトコルの部位名と $E_{DLP}$ 、線量ファントム対応表

検査部位	$E_{DLP} [mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}]$	線量ファントム
頭部	0.0021	16cm
頸部	0.0059	16cm
胸部	0.014	32cm
腹部	0.015	32cm
骨盤部	0.015	32cm
腹～骨盤部	0.015	32cm

表2：部位別平均実効線量とその比較  
(対 胸部X線撮影、年間自然放射線被曝)

検査部位	E[mSv]	対胸部X線撮影	対年間 自然放射線被曝
頭部	1.89	63倍	0.79倍
頸部	0.91	30倍	0.38倍
胸部	1.09	36倍	0.45倍
腹部	2.98	99倍	1.24倍
骨盤部	4.00	133倍	1.67倍
腹～骨盤部	4.71	157倍	1.96倍

なお、当院における2009年3月時点での各部位の一般的な撮影プロトコルと代表的画像をそれぞれ、表3、図2に示す。

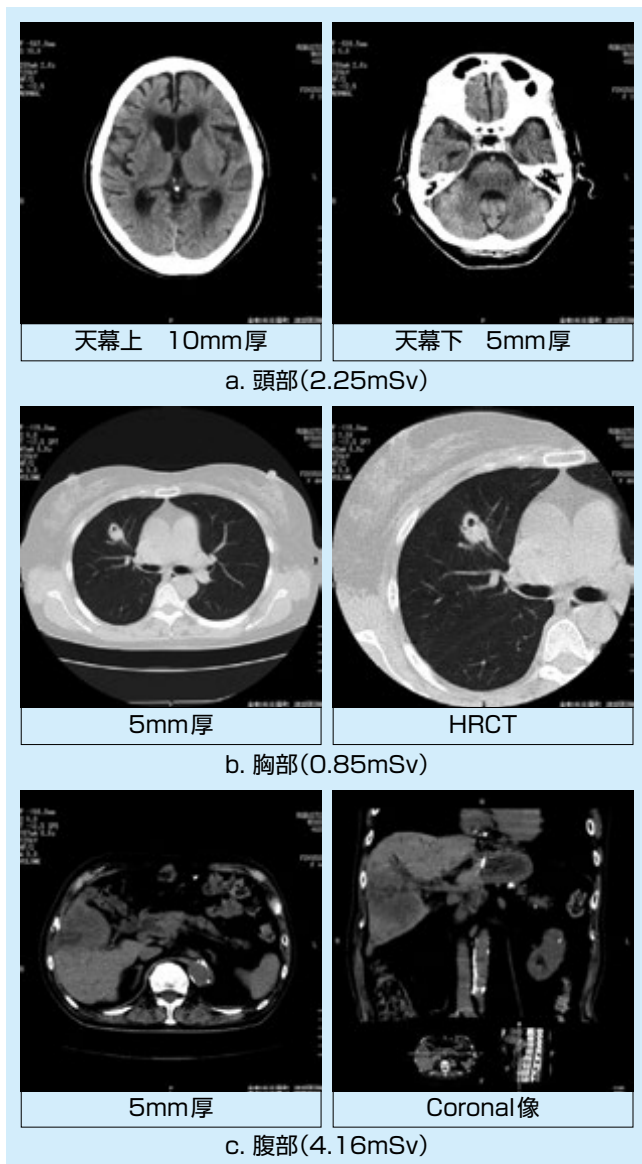


図2：CT画像 臨床例

## 5. 考察

頸部・頸椎は体軸方向の撮影範囲の短さと体厚・体幅の小ささのため、また胸部は肺に限れば非常に高コントラスト領域のため管電流が少なくても診断に必要な画質が得られるので、実効線量は非常に低い値になった。頭部は体軸方向の撮影範囲は短く、体厚・体幅ともに小さい部位ではあるが、低コントラスト領域であり管電流を多くする必要があるため、実効線量は高めとなった。腹部・骨盤部に関しては、体軸方向の撮影範囲の長さや体厚・体幅の大きさだけでなく、低コントラスト領域であることもあり、実効線量は高めとなった。しかし、腹骨盤といった低コントラスト領域の広範囲撮影を行っても、年間自然放射線被曝の2倍程度であった。これらの数値が科学的にどれだけの信頼性があるのか、長期的にコンセンサスの得られるものかは疑問が残るが、現時点でインフォームド・コンセントを行う上では非常に説得力のあるも

のと考える。実際、不安感を抱いていた患者にこのような説明を行うことで、安心して検査を行った事例もある。よって、日常診療でもCT被曝、特に実効線量を把握しておくことは重要であると考え。さらに、現在の被曝量で満足することなく、「as low as reasonably achievable(ALARA)」を心掛け、検査適応や撮影法などを考慮していかなければならない。

今後、通常の撮影を行うと同時にこれらが本体内で自動算出されるようになれば、よりスムーズにインフォームド・コンセントを行うことが可能になると考えられる。

## 6. おわりに

CT被曝の把握・比較の手法など議論の余地は多くあるが、現時点ではCT被曝の実効線量を簡易推定することで、患者のCT被曝に対する不安軽減について日常診療を円滑化することが可能と考える。今後も新たなCT装置が開発される中で、ペイシエント・フレンドリーの一環として、被曝の把握・管理に配慮した機能の標準搭載を期待する。

※ ROBUSTOは株式会社日立メディコの登録商標です。

## 参考文献

- 1) Berrington A, et al : Risk of cancer from diagnostic X-rays : estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*, 363 : 345-351, 2004.
- 2) Herzog P, et al : Risk of cancer from diagnostic X-rays. *Lancet*, 363 : 340-341, 2004.
- 3) 日本放射線公衆安全学会 : 医療被ばく説明マニュアル, 日本放射線技師会出版会, 2007.
- 4) <http://www.impactscan.org/ctdosemetry.htm> [Accessed 16 July 2009].
- 5) International Commission on Radiological Protection : Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT). ICRP Publication 102. *Ann ICRP* 37, 2007.
- 6) 日本放射線公衆安全学会 : 医療従事者のための医療被ばくハンドブック, 文光堂, 2008.