最近のX線CT装置の動向—X線発生方式による被曝線量と低コントラスト分解能との関係— (村松)

ノート

最近のX線CT装置の動向
—X線発生方式による被曝線量と低コントラスト分解能との関係—

村松 禎久・三塩 宏二*・松田 幸広**

中野 寿夫***

獨協医科大学越谷病院放射線部

(現 国立がんセンター中央病院)

*埼玉県立がんセンター放射線部

**埼玉県立小児医療センター放射線部

***熊谷外科病院放射線科

(論文受理 1993年3月29日)

(最終論文受理 1993年10月22日)

(Code No. 251)

Key words: X-ray computed tomography, Performance evaluation, Exposure dose, Low contrast resolution

LATEST TREND IN X-RAY CT SCANNER
—CORRELATION BETWEEN PATIENT DOSE AND LOW CONTRAST
RESOLUTION FOR GENERATIVE MODE—

YOSHIHISA MURAMATSU, KOUJI MISHIO*, YUKIHIRO MATSUDA**, HISAO NAKANO***

Department of Radiology, Dokkyo University of Medicine: Koshigaya Hospital
(National Cancer Center: Central Hospital)

*Department of Radiology, Saitama Cancer Center

**Department of Radiology, Saitama Children's Medical Center

***Department of Radiology, Kumagaya Surgical Hospital

Summary

Radiation exposure for patients by radiography in Japan is over double that in Europe, America and various other countries. In addition to this, a number of X-ray CT examinations have suddenly increased.

In this regard, a study group of computed imaging in Saitama prefecture carried out a performance evaluation of the X-ray CT scanner system. Correlation between radiation dose of patient and low contrast resolution for generation mode of X-ray CT scanner is reported in the paper.

As a result, we were able to clarify the following. The patient dose for continuous mode scanner is over double that of the pulse mode scanner for exposure condition of the head. Also, a low contrast resolution increases as the patient dosage increases. However, the difference of generation mode scanner is only slight when compared with the same patient dosage.

1. 緒 言

日本における医療診断による放射線被曝は、欧米諸国の2倍を超えていることが報告¹⁾され、特に諸外国に比べ、X線コンピュータ断層(以下、X-CT)検査の件数が激増していると述べている。

しかしながら、その被曝線量については、最近の機種間を同一測定システムを用いて検討された報告は少なく、メーカー側の提示するカタログ等にも十分に記載されていない。

さて、埼玉コンピュータドイメーシング研究会(以下、CI研)では、長期研究テーマとして「X-CT装置の性能評価」を掲げ、最近の動向を調査してきた。

本研究では、最近のX-CT装置のX線発生方式(以下、X線方式)が連続X線方式であることに着目・分類し、頭部ルーチン条件における被曝線量について比較するとともに、低コントラスト分解能との関係についても検討したので報告する。

2. 使用機器・器具

使用機器および器具を下記に示す。

X-CT 装置：TCT-900S	(東芝)
TCT-700S	(東芝)
TCT-60A-50S	(東芝)
Quantex/RX	(横河)
CT/T 9200	(横河)
CT/T 9800	(GE)
CT/T 8800	(GE)
SOMATOM-PLUS	(シーメンス)
SOMATOM-DRH	(シーメンス)
SOMATOM-DR III	(シーメンス)
CT/W1000HR	(日立)
SCT-3000TH	(島津)
SCT-2500T	(島津)

低コントラスト用ファントム：第二次勧告ファントム²⁾
(旭メディカル)

線量測定システム³⁾

ファントム：PP-8T (16 cm ϕ ×15 cm)
(キャピンテック)

チェンバー：PC-4P (1.2 cm ϕ ×10 cm, 3 ml)
(キャピンテック)

線 量 計：192X (キャピンテック)

X-CT 装置はX線方式で分類し、下記のように略号を付け呼称する。また、線量測定システムは、総称シトモラドシステムとする。トモラドシステムではX線CT装置性能評価に関する基準(案)⁴⁾(以下、X-CT 基準案)に規定される線積分線量の測定が可能で、本報告ではこれを被曝線量とする。

連続X線方式(6機種)：A～F

パルスX線方式(7機種)：G～M

3. 方 法

3.1 被曝線量

各施設の頭部ルーチン条件を中心に、mAs値のみ数段階に変化させトモラドシステムにて測定を行い、同時期に測定したスライス厚⁵⁾により補正した。なお、幾何学的条件はファントム中心を回転中心に設定し、測定位置はファントム中心とした。

3.2 低コントラスト分解能

3.1と同一条件下で、各施設の頭部ルーチン条件にて、第二次勧告ファントムを使用し、周囲物質に対して円柱のCT値の差が5, 10, 30 (以下、CT値差： Δ CT=5, 10, 30)異なる3種類について測定を行った。またCT値差 Δ CT=5については、3.1同様mAs値のみ数段階に変化させ行った。

評価方法は第二次勧告を参考に以下のように規定した。**Fig. 1**にファントムのパターン図および機種Aの評価例を示す。このファントムでは2～20 mm ϕ の円柱が各径N個ずつ配置されている。視覚評価時に、各線量(X)に対して識別できる最小直径(d_x)の円柱のうち何個(M)まで識別できるか評価する。次に、評価値(DD_x)を次式にしたがって算出し、最小二乗法により曲線化する。な

最近のX線 CT 装置の動向—X線発生方式による被曝線量と低コントラスト分解能との関係— (村松)

Fig. 1 Relationship between low contrast resolution ($\Delta CT=5$) and exposure dose (Scanner A), and low contrast pattern image (2nd recommendation)

Evaluation method

DD_x [mm ϕ] : Detectable diameter

N : Number of rods with each diameter of a low contrast phantom

d_x : Detectable minimum diameter at a certain dose

M : Number of rods at d_x

d_{x+1} : Diameter of upper one rank than d_x

$$M = N \cdots DD_x = d_x$$

$$M \neq N \cdots DD_x = d_{x+1} - (d_{x+1} - d_x) M/N$$

: Example

Data. 1; Detectable diameter is 12 mm when one rod with 10 mm diameter is detected

Data. 2; Detectable diameter is 10 mm when two rods with 10 mm diameter is detected

お d_x より 1 ランク径の大きい円柱を d_{x+1} とする。

算出式

$$M = N \text{ のとき, } DD_x = d_x$$

$$M \neq N \text{ のとき, } DD_x = d_{x+1} - (d_{x+1} - d_x) M/N$$

たとえば 10 mm は 2 個配置されているが, 機種 A において, ある線量のとき 1 個だけ識別できれば評価値は 12 mm (Data. 1) となり, 2 個ならば 10 mm (Data. 2) となる。なお, 第二次勧告では, data. 1, data. 2 とも識別径は 10 mm となる。

画像再構成関数は各装置の頭部用とし, 表示媒体は各施設で現像処理したフィルムを使用した。評価者は放射線技師 3 名とし, 評価基準が一定になるよう十分学習した後に評価を行った。

4. 結 果

4.1 頭部ルーチン条件における被曝線量と低コントラスト分解能

Table 1 に, 各施設の頭部ルーチン条件および測定結果を示す。

4.1.1 被曝線量

① mAs 値と被曝線量

両方式の平均値は, mAs 値は約 400 mAs と同程度だが, 被曝線量はパルス方式の約 3.6 cGy・cm に対し, 連続方式では約 6.9 cGy・cm と約 2 倍も異なっていた。

② 100 mAs あたりの被曝線量

全機種において, 最大値は機種 C の 2.3 cGy/100 mAs, 最小値は機種 H の 0.5 cGy/100 mAs で, 約 4 倍の機種間が認められた。

4.1.2 低コントラスト分解能 ($\Delta CT=5, 10, 30$)

両方式を比較すると, どの CT 値差 ΔCT においても, 連続方式のほうが良い評価を示した。

4.2 被曝線量と低コントラスト分解能との関係

Fig. 2 Relationship between exposure dose and mAs value; Continuous mode scanner: A, B, C, D, E, F

Fig. 3 Relationship between exposure dose and mAs value; Pulse mode scanner: G, H, I, J, K, L, M

Table 1 Radiation dose and low contrast resolution for exposure condition of head.

X-mode SCANNER	Tube Voltage [kV]	mAs value [mAs]	Tube current [mA]	Scan time [sec]	Pulse width [msec]	Slice thickness [mm] (measure) *	Recon. -Matrix □	Dose [cGy·cm]	Ratio cGy/ 100 mAs	Low contrast resolution[mmφ]			
										5**	10**	30**	
Continuous	A	120	300	300	1	—	10(9.9)	512	5.61	1.87	7	3	2
	B	120	320	80	4	—	10(10.4)	512	6.38	1.99	8	3.7	2
	C	120	480	160	3	—	10(9.0)	512	11.31	2.35	6.4	2.3	2
	D	120	420	140	3	—	10(9.9)	512	6.76	1.61	8	3	2
	E	120	380	200	1.9	—	10(9.6)	512	6.30	1.66	9	3.7	2
	F	125	420	100	2	—	10(9.1)	512	4.78	1.14	9	3	2.3
Average	121	387	163	2.5	—	10(9.7)	512	6.86	1.77	7.9	3.1	2.1	
Pulse	G	120	240	200	6	2	10(9.0)	320	5.41	2.26	8	4.3	2
	H	120	533	250	5.8	3.7	10(9.4)	320	2.81	0.53	8	3.7	2.3
	I	120	461	200	11.5	4	10(9.4)	320	3.85	0.84	9	4.3	2.7
	J	125	410	300	5	2	8(7.3)	512	4.91	1.20	12	4.3	2.3
	K	125	450	200	5	3	8(7.1)	256	3.45	0.77	9	3.7	2.3
	L	120	225	150	4.5	2.5	10(8.9)	512	2.27	1.01	9	4.3	2.3
	M	120	450	200	6.8	3	10(9.9)	340	2.84	0.63	9	3.7	2.3
Average	121	396	214	6.4	2.9	9.4(8.7)	369	3.65	1.03	9.1	4.0	2.3	

(* : Literature⁹⁾, ** : CT-value's difference regarding the rod and background : Δ CT=5, 10, 30)

4.2.1 mAs 値変化に対する被曝線量

測定結果を、**Fig. 2, 3** に示す。最小二乗法により算出した各機種の間関係数は、0.9930~0.9999 と非常に高く、線量直線性は良好であった。

4.2.2 線量変化に対する低コントラスト分解能 (Δ CT=5)

①連続方式 (**Fig. 4, 5**) とパルス方式 (**Fig. 6, 7**)

全機種とも線量の増加に従い、評価値は良くなる傾向を示した。また同一線量評価では機種間に差が見られ、パルス方式においてその差は大きかった。

②両方式の平均 (**Fig. 8**)

約5.5 cGy·cm 以下では若干パルス方式が良い評価を示すが、それ以上では評価は逆転した。

ただし、ほとんどのパルス方式の機種では5 cGy·cm 以上の mAs 値の設定はできず、また設定が可能でも臨床上連続スキャンは不可能であった。

③両方式 2 機種の高コントラスト画像 (Δ CT=5 : **Fig. 9**)

Fig. 9 において上段は機種 C, 下段は機種 K で、左側は

Fig. 4 Low contrast resolution (Δ CT=5) for exposure dose. Continuous mode scanner: A, B, C

Fig. 5 Low contrast resolution (Δ CT=5) for exposure dose. Continuous mode scanner: D, E, F

最近のX線CT装置の動向—X線発生方式による被曝線量と低コントラスト分解能との関係— (村松)

Fig. 6 Low contrast resolution ($\Delta CT=5$) for exposure dose. Pulse mode scanner: G, I, L

Fig. 8 Low contrast resolution ($\Delta CT=5$) for exposure dose. Average of continuous (CONTI.) and pulse (PULSE) mode.

Fig. 7 Low contrast resolution ($\Delta CT=5$) for exposure dose. Pulse mode scanner: H, J, K, M

Fig. 9 Low contrast image ($\Delta CT=5$) at same exposure dose; Scanner C, K (Rt: About 5 cGy·cm, Lt: Routine head examination)

頭部ルーチン条件, 右側は被曝線量を約 $5 \text{ cGy} \cdot \text{cm}$ としたときの低コントラスト画像である。

頭部ルーチン条件で両機種を比較すると, 明らかに連続方式の機種 C が良い評価を示すが, 線量約 $5 \text{ cGy} \cdot \text{cm}$ においては, 両機種に明らかな差は認められなかった。

5. 考 察

5.1 頭部ルーチン条件における被曝線量について

今回線量測定に使用したトモラドシステムについては, すでに詳細に報告^{4,6)}されているが, 本研究では X 線発生方式の違い, とくにパルス方式の機種が測定上問題となる。しかし予備実験より, 機種 K におけるイオン収集効率 (二点電圧法⁷⁾) が, 0.997 であったことから特に補正の必要は無いと判断した。

さて X-CT 検査の被曝線量に関しては, 最近では砂屋敷⁸⁾や西沢⁹⁾等により報告されており, 性能の高度化や高画質化の要求から線量の増加が指摘されている。今回の研究結果から, X 線方式による比較では, 頭部ルーチン条件において約 2 倍の差が見られ, 冒頭で述べたように最近の X-CT 装置が連続方式であることから, 被曝線量は明らかに増加傾向にあることが示された。

また, 全機種とも mAs 値に対する線量直線性は良好な結果が得られ, 個々の装置については間接的に線量の推定が可能である⁶⁾。しかし機種間では mAs 値当たりの線量が最大 4 倍も異なることから安易に比較することは困難であり注意する必要がある。

5.2 被曝線量と低コントラスト分解能との関係

5.2.1 評価方法について

我々は, 日常の X-CT 検査において, 患者被曝を犠牲に貴重な診断情報を得ている。したがって, 装置性能を比較するには被曝線量を加味した評価を行うべきであると考え。しかし, 第二次勧告および X-CT 基準案等の項目別の評価では機種間を直接評価することは不可能と考え, 今回は既存のファントムを利用し, 前述した方法で評価を試みた。

その結果, 同一線量において評価値に差が見られたことから, 評価は十分可能と考えられた。ただし, 視覚評価時の識別できないだけの基準には, 再考の余地があると考え。

また, 今回は低コントラスト用ファントムとして, 第二次勧告ファントムを使用した。が, 今後は JIS ファントム¹⁰⁾や東村ら¹¹⁾が考案したファントムを使用すれば, より臨床に即した結果が得られると思われる。

5.2.2 被曝線量と低コントラスト分解能との関係

最近の大容量 X 線管球の開発により, 従来よりさらに高い mAs 値での撮影が可能となると思われる。確かに, X-CT 画像の画質を左右するといわれる低コントラスト分解能は, 全機種とも線量の増加に従い良くなることが示された。しかし, 被曝線量を約 $5 \text{ cGy} \cdot \text{cm}$ として評価を行うと, X 線方式別の平均比較では明らかな差は認められず, 高画質の要求が患者被曝で代償される結果を招いている。

したがって, 今後は被曝線量値を規定して装置性能を評価する考え方の導入が必要と思われる。メーカー側より提示されるカタログの画像や分解能等のデータには, 必ず撮影条件と被曝線量の記載を義務付けることを希望したい。そして米国の Food and Drug Administration Bureau of Radiological Health (FDA) のような, 第三者的監視機関の設立が急務と思われる。また我々は, 医師側と十分意見交換を行い, 撮影条件の再検討を行う時期に来ていると考える。

6. ま と め

CI 研究会では, 6 メーカー 13 機種について X-CT 装置の性能評価を行い, 最近の動向について, X 線発生方式により新旧を分類し, 被曝線量と低コントラスト分解能の観点から検討を行った。

その結果,

①頭部ルーチン条件において, 連続方式の X-CT 装置における, 一検査当りの頭部中心部の被曝線量は約 $6.9 \text{ cGy} \cdot \text{cm}$ で, パルス方式の機種に比べ 2 倍を超え増加傾向にある。

② mAs 値当たりの被曝線量は, 機種間において最大 4 倍と大きく異なっており, mAs 値から線量を推定することは困難である。

③線量増加に伴い, 低コントラスト分解能は向上しているが, 同一線量 (約 $5 \text{ cGy} \cdot \text{cm}$) 評価では X 線方式による差は小さい。ことを明らかにした。

今後は, 「被曝線量値を規定して, 装置性能を評価する。」考え方の導入を提案するとともに, 我々は検査の最適化の立場から医師側と意見交換を行ない, 撮影条件の再検討を行う時期に来ている。

7. 謝 辞

研究に際し, 実験機器を長期にわたり借用くださいました埼玉県立小児医療センター放射線部に感謝します。また, 実験に直接協力していただいた, 下記 11 施設の技

最近のX線 CT 装置の動向—X線発生方式による被曝線量と低コントラスト分解能との関係— (村松)

師長ならびに担当技師の方々にお礼申し上げます。

なお、本研究の要旨は、1990年4月、第46回日本放射線技術学会総会(神戸)にて報告した。

施設名(敬称略)

埼玉医科大学総合医療センター

北里大学メディカルセンター

埼玉県立小児医療センター

獨協医科大学越谷病院

自治医科大学大宮病院

埼玉県立がんセンター

防衛医科大学校病院

小川日本赤十字病院

朝霞台中央病院

熊谷外科病院

越谷市立病院

参考文献

- 1) 丸山隆司, 野田 豊, 隈元芳一, 他: 最近の医療被曝—X線診断を中心にして, 日本医放会誌, 52 (臨時増刊号), S289, (1992).
- 2) 竹中栄一, 他: X線 CT 装置の性能評価に関する基準 (第二次勧告), 日医放誌, 88, 759-771, (1982).
- 3) 鈴木 革: X線 CT 装置の照射線量の簡単な測定法, 映像情報, 11(7), 486-488, (1979).
- 4) 速水昭雄, 伊藤博美, 岡本日出夫, 他: X線 CT 装置性能評価に関する基準 (案), 日放技学誌, 47(1), 56-63, (1991).
- 5) 中野寿夫: 最近の CT 装置の動向(1) (第二次勧告ファントムによる性能評価), 日放技学誌, 46(8), 1222, (1990).
- 6) 小室裕冉, 服部 昭, 吉村和彦: CT の被曝について, 日放技学誌, 38(5), 714-721, (1982).
- 7) 平岡 武, 星野一雄: 付録11. 電離イオンの再結合損失, 吸収線量の標準測定法, 89-92, (1986).
- 8) 砂屋敷忠: 医療被曝低減班報告 6. Computed Tomography (CT), 日放技学誌, 45(6), 778-781, (1989).
- 9) 西沢かな枝: X線 CT 検査による被曝, 放射線科学, 33, (11), 334-341, (1990).
- 10) X線 CT 撮影装置用ファントム Z4923, JIS ハンドブック放射線 (能)-1990, 日本規格協会, 904-910, (1990).
- 11) 東村享治, 上坂秀樹, 石森佳幸, 他: 臨床から捉えた CT の性能評価(1)(2), 日放技学誌, 48(8), 1446-1447, (1992).