

学術調査研究班報告

X線診断時に患者が受ける線量の調査研究班—中間報告 2—

平成19年度 X線診断時に患者が受ける線量の調査研究

班 長	鈴木昇一	藤田保健衛生大学医療科学部
班 員	浅田恭生	藤田保健衛生大学医療科学部
	加藤英幸	千葉大学医学部附属病院
	小林育夫	長瀬ランダウア(株)
	小林謙一	藤田保健衛生大学病院
	近藤裕二	名古屋工業大学大学院
	塚本篤子	NTT東日本関東病院
	坪松光夫	長瀬ランダウア(株)
	能登公也	金沢大学医学部附属病院

はじめに

医療のなかでX線検査は欠かせないものになっている。近年、X線画像はアナログ画像からデジタル画像に移行している。このデジタル化によって患者が受ける被ばく線量がどのように変化するか実情を把握する必要がある。そこで、わが国での診断領域の患者被ばくの現状を調査するため、日本放射線技術学会において平成19年度の調査研究班として「X線診断時に患者が受ける線量の調査研究班」が発足した。この班研究では、アンケートによりわが国の現状の装置や撮影条件を調査した¹⁾。また、それらの撮影条件から線量を推定した。今回は、中間報告としてアンケートより得られた撮影条件から線量を推定し評価を行ったので報告する。

1. 方 法

撮影部位は、胸部低圧(60kV程度)、胸部準高圧(80kV程度)、胸部高圧(100kV以上)、腹部、グースマン、マルチウス、幼児股関節(0~1歳)、幼児胸部(0~1歳)、小児胸部(3歳)、乳房撮影(中年女性の圧迫乳房厚4cmぐらい)、頭部(正・側)、頸椎、胸椎(正・側)、腰椎(正・側)、骨盤、大腿骨上部、前腕、足関節について評価を行った。線量算出は、中部地区の50施設(100X線管)での実測値を用いた。入射表面線量は撮影条件等から実測で得られた値を基本に発生方式、ろ過厚ごとに分類して求めた。発生方式はインバータ式が大多数を占めていることから、発生方式不明の場合にはインバータ式とした。総ろ過は、測定した施設の平均で3.0mmAl程度であった。そのため、総ろ過不明の場合は3.0mmAl相当と

した。入射表面線量の変換は以下の式を用いて算出した。後方散乱係数(B.S.F.)、吸収線量変換係数(f-factor)は、半価層から実効エネルギーに変換し、Hubbell JH²⁾、Seltzer SM³⁾らの値を用いて算出した。

$$D = X_{air} \times f \times B.S.F. \times \left(\frac{SCD}{SSD} \right)^2 \dots\dots\dots (1)$$

D : 入射表面線量[Gy]

X_{air} : SCD100cmにおける照射線量[C/kg]

f : 皮膚吸収線量変換係数(C/kg-Gy変換係数)

$B.S.F.$: エネルギーと照射野による後方散乱係数
(SCD/SSD)² : 距離の逆二乗則は、SCD(線源電離箱間距離)をSSD(線源入射表面間距離)で補正した。

なお、被写体厚、照射野は標準的な撮影に用いるものと仮定した(Table 1)。

乳房撮影については、入射表面線量ではなく平均乳腺線量で算出した。実測した中部地区の各管電圧におけるmAs値当たりの平均乳腺線量(乳腺脂肪組織割合を50%/50%、圧迫乳房厚4.2cm)⁴⁾を用いて推定した。計算式は以下の式である。

$$D_g = D_{air} \times mAs \dots\dots\dots (2)$$

D_g : 平均乳腺線量[Gy]

D_{air} : mAs値当たりの平均乳腺線量[mGy/mAs]

mAs : アンケート調査による施設のmAs値

X線CTの調査部位は成人および小児(3歳)の頭部(非ヘリカルおよびヘリカル)、胸部、上腹部とした。線量推定は市販ソフトImPACT(Imaging Performance Assessment of CT Scanners)CT Patient dosimetry

Table 1 線量推定のための各部位における設定条件

撮影部位	被写体厚 [cm]	照射野 [cm]	照射野 [cm]
頭部正面	19	25	20
頭部側面	16	25	20
頸椎正面	12	15	8
胸椎正面	20	35	10
胸椎側面	30	30	10
腰椎正面	20	30	10
腰椎側面	30	30	15
骨盤正面	20	45	35
大腿上部	15	45	15
前腕	5	25	10
足関節	7	20	12
胸部低圧	20	35	35
胸部準高圧	20	35	35
胸部高圧	20	35	35
腹部正面	20	45	35
グースマン	30	45	35
マルチウス	30	45	35
幼児股関節	7	15	20
幼児胸部	10	25	20
小児胸部	15	30	25
乳房	4.2	-	-

Table 2 一般撮影の各部位における線量結果

部位 (計算施設数)	平均	標準 偏差	75% 線量	最大値	最小値
頭部正面(712)	2.39	1.66	2.87	22.86	0.05
頭部側面(703)	1.82	1.21	2.21	13.36	0.19
頸椎正面(711)	0.90	0.83	1.03	12.76	0.07
胸椎正面(692)	3.37	2.97	3.93	46.77	0.16
胸椎側面(687)	5.73	5.07	6.91	65.70	0.24
腰椎正面(707)	4.06	2.31	5.17	16.23	0.25
腰椎側面(703)	11.34	7.98	14.16	77.65	0.50
骨盤正面(702)	3.12	2.61	3.65	30.01	0.29
大腿上部(697)	1.99	1.51	2.39	17.72	0.09
前腕(706)	0.18	0.27	0.19	5.22	0.01
足関節(709)	0.21	0.19	0.25	2.74	0.02
胸部低圧(258)	0.42	0.63	0.44	7.26	0.01
胸部準高圧(251)	0.49	0.38	0.62	3.11	0.01
胸部高圧(721)	0.26	0.26	0.30	2.99	0.02
腹部正面(703)	2.52	2.60	3.00	34.13	0.01
グースマン(328)	5.65	5.55	6.77	50.55	0.23
マルチウス(308)	6.02	5.07	7.60	35.32	0.24
幼児股関節(475)	0.19	0.21	0.21	2.09	0.01
幼児胸部(490)	0.18	0.26	0.19	3.91	0.01
小児胸部(527)	0.25	0.42	0.24	4.70	0.01
乳房(434)	1.61	0.63	1.91	5.12	0.0005

[mGy]

calculator version 0.99wを用いてCTDI_{vol}を算出した。ただし、頭部非ヘリカルでは、ヘリカルピッチを1.0としてCTDI_{vol}の計算を行った。

2. 結果

一般撮影の各部位ごとの計算に使用した施設数、平均、標準偏差、第3/4分位線量(以下、75%線量)、最大値、最小値をTable 2に示した。75%線量とは調査集団全施設数の3/4の施設が、すでにこの線量以下で撮影されていることを示す。ほとんどの部位で75%線量は平均値より大きくなったが、小児胸部は平均値のほうが大きくなった。今回の調査結果と日本放射線技師会のガイドラインの値⁵⁾との比較をTable 3に示した。平均値とガイドラインを比較すると、骨盤正面、胸部低圧、胸部準高圧、小児胸部でガイドライン値より大きくなっていった。75%線量とガイドライン値を比較すると、頭部側面、頸椎正面、腰椎正面、骨盤正面、大腿上部、胸部低圧、胸部準高圧、幼児股関節、小児胸部がガイドライン値より大きくなった。

今回調査を行った5部位について、過去の線量調査^{6~9)}との比較をFig. 1に示した。図は、1973年の折戸らの値⁷⁾を100%として線量の推移を示した。胸部高圧は1993年で最低となり、それ以降は増加傾向と

Table 3 2007年線量結果とガイドラインとの線量比較

部位	(1)平均	(2)75% 線量	(3)JART ガイドライン	(1)/(3)	(2)/(3)
頭部正面	2.39	2.87	3.00	0.80	0.96
頭部側面	1.82	2.21	2.00	0.91	1.11
頸椎正面	0.90	1.03	0.90	1.00	1.14
胸椎正面	3.37	3.93	4.00	0.84	0.98
胸椎側面	5.73	6.91	8.00	0.72	0.86
腰椎正面	4.06	5.17	5.00	0.81	1.03
腰椎側面	11.34	14.16	15.00	0.76	0.94
骨盤正面	3.12	3.65	3.00	1.04	1.22
大腿上部	1.99	2.39	2.00	1.00	1.20
前腕	0.18	0.19	0.20	0.90	0.95
足関節	0.21	0.25	0.30	0.70	0.83
胸部低圧 (60kV以下)	0.42	0.44	0.30	1.40	1.47
胸部準高圧 (80kV程度)	0.49	0.62	0.30	1.63	2.07
胸部高圧 (100kV以上)	0.26	0.30	0.30	0.87	1.00
腹部正面	2.52	3.00	3.00	0.84	1.00
グースマン	5.65	6.77	9.00	0.63	0.75
マルチウス	6.02	7.60	10.00	0.60	0.76
幼児股関節	0.19	0.21	0.20	0.95	1.05
幼児胸部	0.18	0.19	0.20	0.90	0.95
小児胸部	0.25	0.24	0.20	1.25	1.20
乳房	1.61	1.91	2.00	0.31	0.96

[mGy]

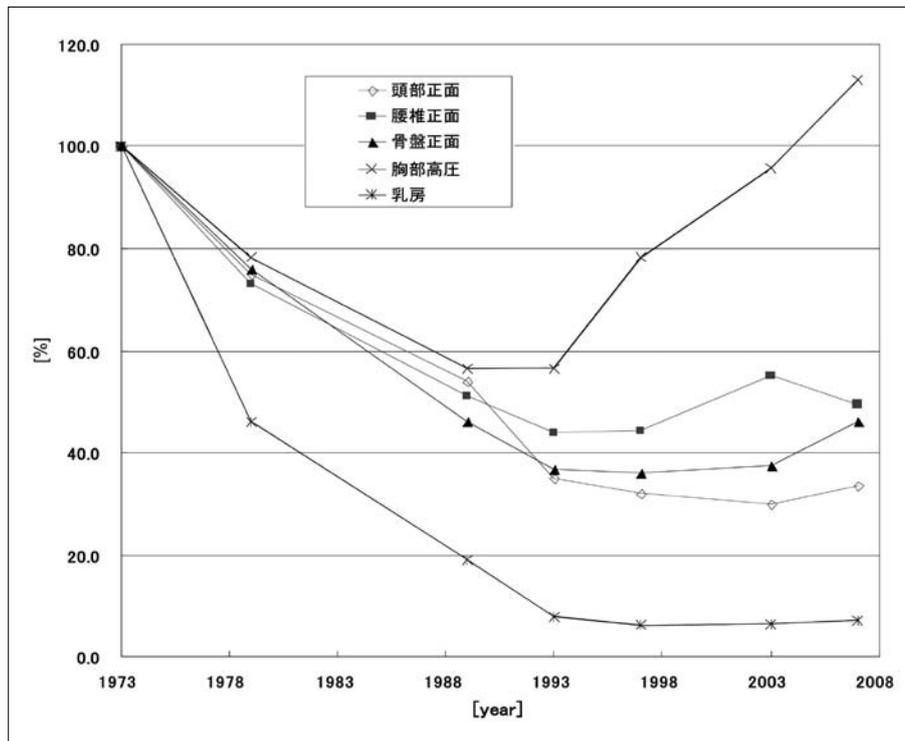


Fig. 1 過去の線量調査との比較

なった。その他の部位では、1993年までは減少傾向であり、それ以降はほぼ同等かやや増加傾向となった。

今回の調査で、デジタル系とFilm/Screen系での線量(平均値)の比較をTable 4に示した。CRおよびFPDの線量をデジタル系とした。21部位中13部位でデジタル系の線量がFilm/Screen系より大きくなった。また、胸部高圧、腰椎側面、乳房撮影において、CR、FPD、Film/Screenでの撮影条件と線量の比較をTable 5~7に示した。胸部高圧では、FPDの撮影条件はCR、Film/Screenに比べて管電圧が高め、mAs値、SIDが小さくなった。入射表面線量はFPD、CRともにFilm/Screenより大きくなったが、FPDはCRより小さくなった(Table 5)。腰椎側面では、管電圧、SIDが大きく、mAs値が小さくなった。入射表面線量はFPD、CRはFilm/Screenより小さくなりFPDはCRより小さくなった(Table 6)。乳房撮影では、FPDのmAs値がCR、Film/Screenより小さくなり、平均乳腺吸収線量も小さくなった(Table 7)。今回の調査においてフィルムレスかつモニタ診断を行っている2施設について、線量の比較を行った(Fig. 2)。この2施設の受像系はともにFPDとCRであった。この2施設の入射表面線量はほとんどの部位において全国平均の約50%の線量であった。

ImPACTにより算出した頭部CT検査におけるCTDI_{vol}のヒストグラムをFig. 3に、また計算結果を

Table 4 デジタル系とFilm/Screen系での線量比較

部位	全体	デジタル (1)	Film/Screen (2)	(1)/(2)
頭部正面	2.39	3.38	2.12	1.59
頭部側面	1.82	1.81	2.71	0.67
頸椎正面	0.9	0.89	0.88	1.01
胸椎正面	3.37	3.26	3.64	0.90
胸椎側面	5.73	5.66	5.87	0.96
腰椎正面	4.06	4.29	4.76	0.90
腰椎側面	11.34	11.33	11.86	0.96
骨盤正面	3.12	3.13	2.83	1.11
大腿上部	1.99	1.99	1.85	1.08
前腕	0.18	0.17	0.18	0.94
足関節	0.21	0.21	0.22	0.95
胸部低圧	0.42	0.39	0.36	1.08
胸部準高圧	0.49	0.51	0.34	1.50
胸部高圧	0.26	0.29	0.22	1.32
腹部正面	2.52	2.47	2.46	1.00
グースマン	5.65	5.67	3.40	1.67
マルチウス	6.02	6.07	4.43	1.37
幼児股関節	0.19	0.21	0.15	1.40
幼児胸部	0.18	0.19	0.09	2.11
小児胸部	0.25	0.26	0.11	2.36
乳房	1.61	1.57	1.54	1.02

[mGy]

Table 5 胸部高圧撮影における受像系の違いによる線量比較

受像系	管電圧(kV)	mAs値	総ろ過(mmAl)	SID(cm)	入射表面線量(mGy)
平均	121.0±8.2	5.3±7.5	3.7±2.4	192.9±15.6	0.26±0.26
CR	121.0±8.1	5.5±7.9	3.7±2.4	192.7±16.3	0.30±0.48
FPD	122.9±6.5	4.1±3.7	3.8±2.3	189.7±14.3	0.24±0.21
F/S	119.3±9.7	4.9±7.4	3.5±2.1	196.7±8.9	0.22±0.34

Table 6 腰椎側面撮影における受像系の違いによる線量比較

受像系	管電圧(kV)	mAs値	総ろ過(mmAl)	SID(cm)	入射表面線量(mGy)
平均	83.7±6.1	76.1±46.3	2.5±1.8	108.5±11.4	11.37±7.98
CR	83.6±6.2	76.8±47.6	2.6±1.7	108.3±11.5	11.00±5.98
FPD	85.6±4.7	54.2±28.9	3.2±1.7	115.2±12.2	7.49±5.69
F/S	83.6±5.8	87.4±44.3	2.8±1.5	105.3±8.4	11.86±5.91

Table 7 乳房撮影における受像系の違いによる線量比較

受像系	管電圧(kV)	mAs値	SID(cm)	入射表面線量(mGy)
平均	27.6±1.3	67.4±25.9	65.8±9.5	1.61±0.63
CR	27.5±1.4	69.7±27.5	66.4±11.2	1.64±0.65
FPD	27.7±0.9	61.4±23.3	65.7±3.3	1.50±0.45
F/S	27.7±1.1	62.4±23.3	64.0±3.1	1.54±0.57

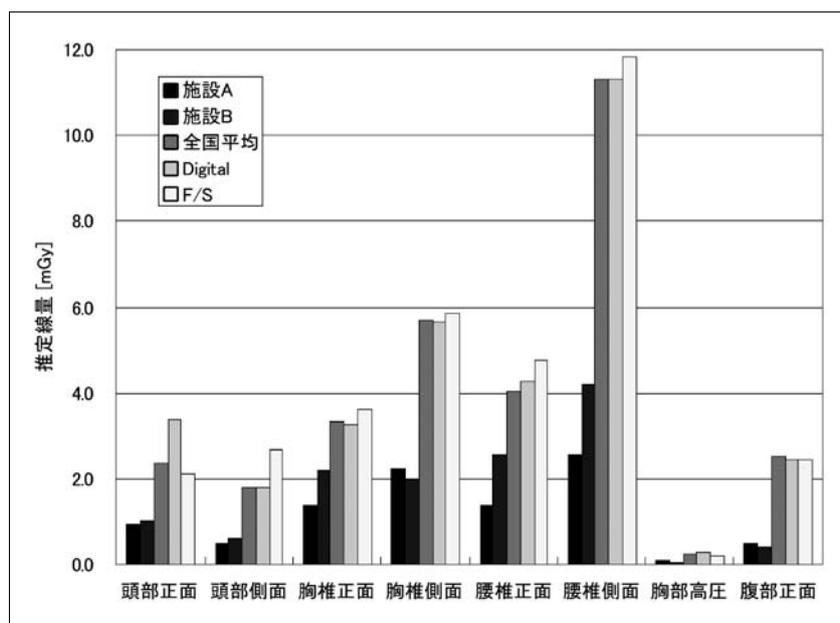


Fig. 2 フィルムレスかつモニタ診断施設の線量結果

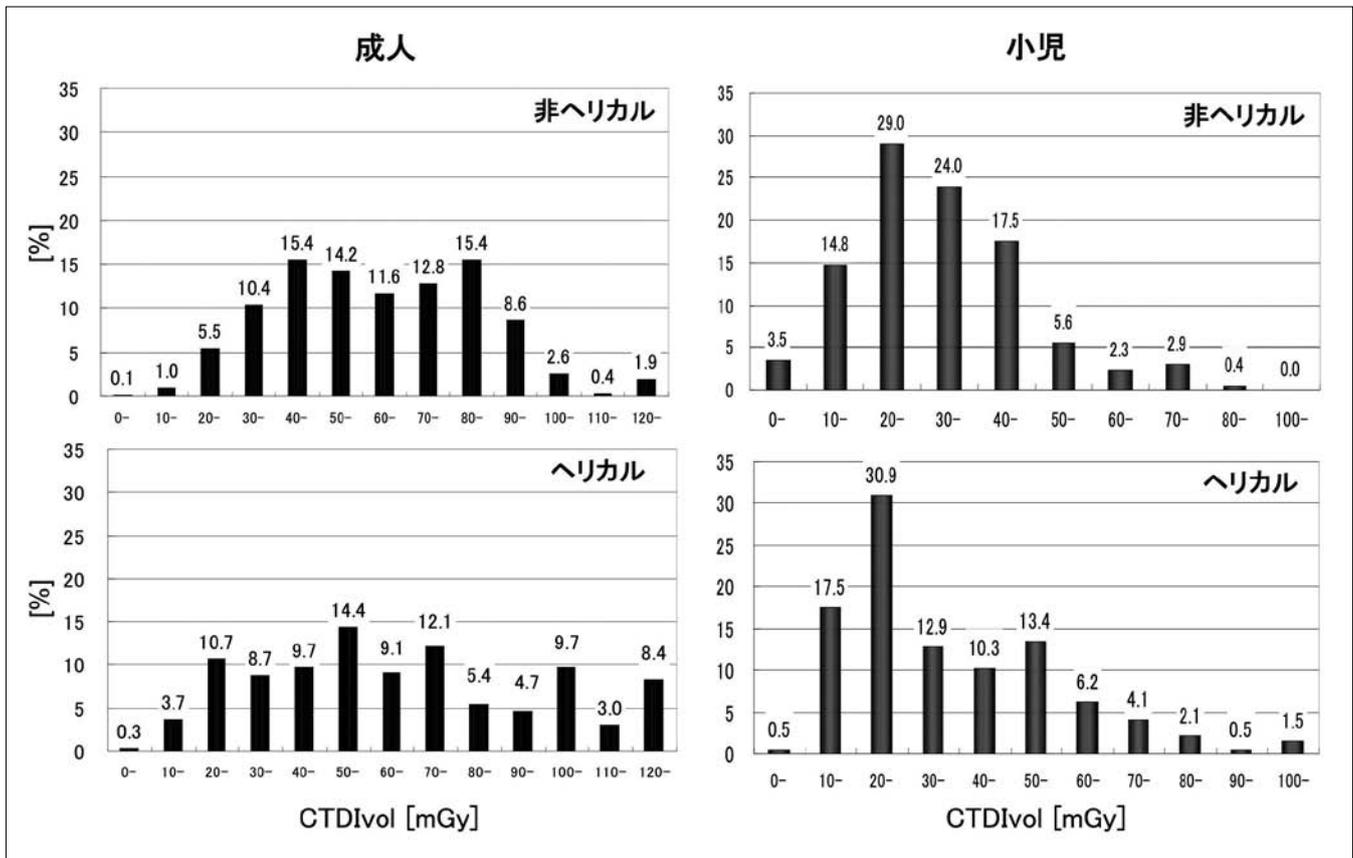


Fig. 3 頭部X線CT検査におけるCTDI_{vol}のヒストグラム

Table 8 頭部X線CT検査における線量結果

スキャン方法	対象(施設数)	平均	標準偏差	75%線量	最大値	最小値
非ヘリカル	成人(838)	63.5	24.0	80.0	156.6	11.7
	小児(480)	33.0	14.8	41.4	97.9	2.1
ヘリカル	成人(298)	69.9	40.6	93.4	339.2	7.7
	小児(194)	37.8	21.1	50.6	210.0	6.6

[mGy]

Table 8に示した、頭部非ヘリカルは、成人で63.5mGy、小児で33.0mGyであった。ヘリカルは成人で69.9mGy、小児で37.8mGyとなり、ヘリカルが非ヘリカルより値は大きくなった。頭部CTの施設間格差(最大値÷最小値)は非ヘリカルで成人より小児のほうが大きくなった。一方ヘリカルでは、成人で約44倍、小児で約32倍となった。胸部および腹部CT検査におけるCTDI_{vol}のヒストグラムと計算結果をFig. 4、Table 9に示した。胸部は、成人で12.7mGy、小児で7.6mGyとなり、施設間格差は成人で約20倍、小児で約71倍であった。腹部は、成人で18.0mGy、小児で9.0mGyとなり、施設間格差は成人で約20倍、小児で約41倍であった。小児のCT検査は、どの部位においても成人の約1/2程度となった。今回の調査でCT装置の検出

器別保有率の多かった4列、16列、64列でのCTDI_{vol}の計算結果をTable 10に、撮影条件をTable 11に示した。頭部では、非ヘリカル、ヘリカルともに4列より16、64列の方が線量は大きくなった。胸部では、成人は列数の増加により線量の増加傾向であったが、小児は低減傾向であった。腹部では、成人は増加傾向であり、小児はほぼ横ばいであった。撮影条件は、頭部ではX線管の回転時間はほぼ横ばいであったが、多列化により管電流が増加傾向であった。胸部および腹部では、回転時間は減少、管電流は増加傾向であった。

3. 考察

X線診断検査において、撮影枚数や検査数の増大

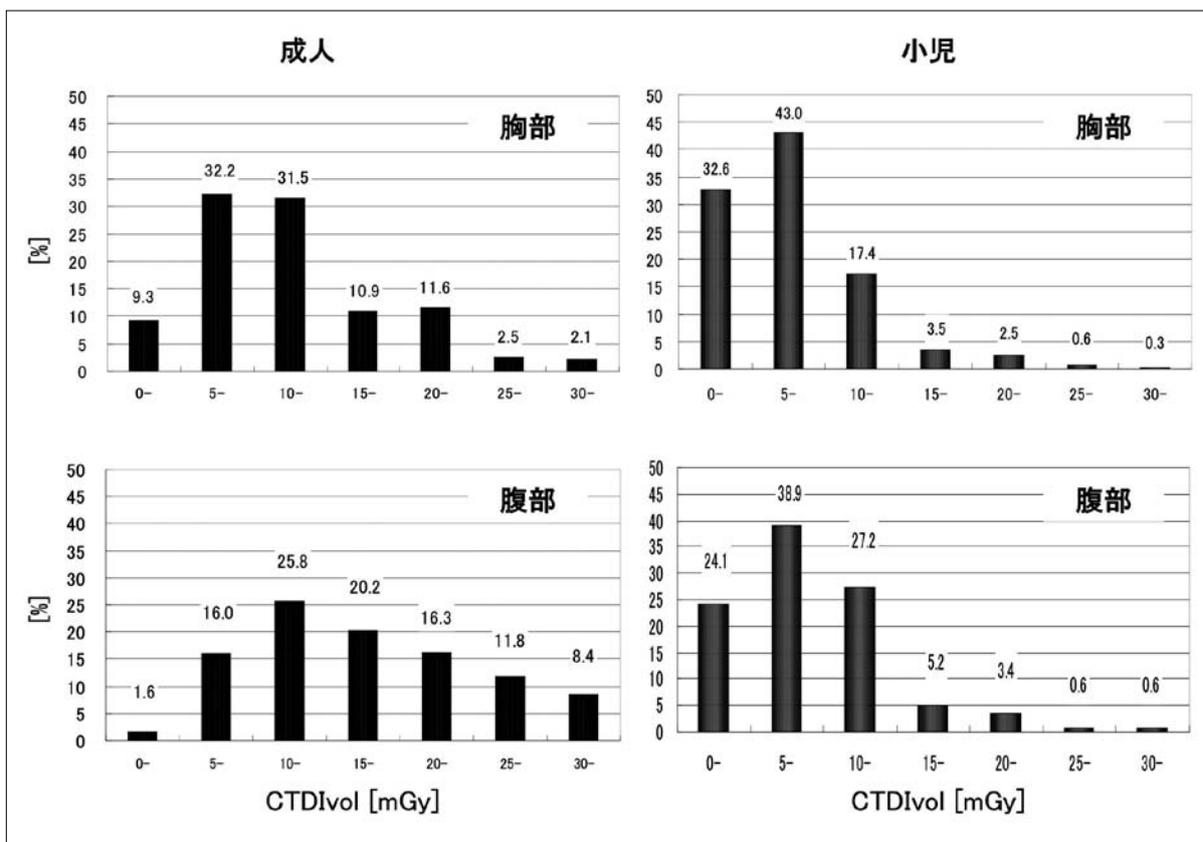


Fig. 4 胸部, 腹部X線CT検査におけるCTDI_{vol}のヒストグラム

Table 9 胸部, 腹部X線CT検査における線量結果

部位	対象(施設数)	平均	標準偏差	75%線量	最大値	最小値
胸部	成人(432)	12.7	7.0	16.2	45.8	2.3
	小児(316)	7.6	5.1	9.7	35.6	0.5
腹部	成人(570)	18.0	8.8	23.6	58.6	3.0
	小児(324)	9.0	5.5	11.5	41.3	1.0

[mGy]

Table 10a 頭部X線CT検査における検出器列数別線量結果

スキャン方法	対象	4列(施設数)	16列(施設数)	64列(施設数)
非ヘリカル	成人	72.3±14.8(153)	75.9±24.2(146)	80.9±21.3(90)
	小児	35.6±14.1(133)	40.2±16.1(90)	38.3±14.6(57)
ヘリカル	成人	64.2±33.6(68)	83.5±29.3(86)	88.6±39.8(52)
	小児	38.7±33.9(40)	36.0±13.3(67)	45.8±23.3(35)

[mGy]

Table 10b 胸部, 腹部X線CT検査における検出器列数別線量結果

部位	対象	4列(施設数)	16列(施設数)	64列(施設数)
胸部	成人	14.9±6.9(87)	14.4±7.2(117)	19.6±21.7(40)
	小児	8.3±5.1(71)	7.7±5.1(100)	7.8±6.0(35)
腹部	成人	20.1±7.6(124)	20.7±9.2(136)	23.0±9.4(66)
	小児	8.8±5.7(72)	10.0±5.3(97)	8.9±6.7(45)

[mGy]

Table 11a 頭部X線CT検査における検出器列数別撮影条件

スキャン方法	対象	条件	4列	16列	64列
非ヘリカル	成人	mA	230.6±52.4	244.4±57.2	272.7±78.1
		sec	1.5±0.4	1.5±0.4	1.4±0.4
	小児	mA	185.8±59.2	188.6±0.4	204.0±87.9
		sec	1.0±0.3	1.1±0.4	0.9±0.3
ヘリカル	成人	mA	241.3±58.4	287.0±49.4	321.9±114.3
		sec	0.9±0.3	0.9±0.5	0.8±0.3
	小児	mA	159.9±62.1	212.5±54.9	216.1±55.4
		sec	0.8±0.4	0.6±0.2	0.7±0.3

[mGy]

Table 11b 胸部, 腹部X線CT検査における検出器列数別撮影条件

部位	対象	条件	4列	16列	64列
胸部	成人	mA	209.1±69.8	250.0±84.8	280.9±134.2
		sec	0.8±1.3	0.5±0.1	0.6±1.1
	小児	mA	127.4±59.8	128.8±67.8	108.0±0.2
		sec	0.8±1.0	0.5±0.1	0.5±0.2
腹部	成人	mA	273.3±73.4	324.1±99.4	329.0±127.0
		sec	0.9±1.5	0.6±0.1	0.5±0.1
	小児	mA	149.2±59.0	156.5±72.8	143.3±53.6
		sec	0.7±0.1	0.5±0.1	0.5±0.1

[mGy]

により致死がんになる可能性を示唆した報告がある^{10,11)}。これらの報告は新聞等のマスコミに採り上げられ、医療被ばくに対する国民の関心が高いことが分かる。診断で致死がんになったとの報告はないが、計算上では多く被ばくすればするほど危険性は増大する。そのため、各撮影の線量を知る必要がある。本研究はアンケート調査によりわが国の現在の線量の実態を調査した。このような調査は筆者らによって継続的に行われている。

本論文の一般撮影での被ばく線量は、国際的に評価されている入射表面線量を利用した。乳房撮影では平均乳腺線量で評価を行った。今回の調査結果と日本放射線技師会の医療被ばくガイドラインの値との比較を行った。平均値で比較すると、骨盤正面、胸部低圧、胸部準高圧、小児胸部でガイドライン値より大きくなった。ガイドラインの胸部の値は胸部高圧撮影を想定しているの、胸部低圧および胸部準高圧については、管電圧、mAs値および撮影距離が異なることが要因と考える。しかし、骨盤正面、小児胸部については、平均値がガイドライン値より大きくなっていることに注意が必要である。75%線量と比較すると、半数以上の部位でガイドライン値を超えて

いることが分かった。過去の線量調査との比較を行ってみると、1993年以降胸部高圧は線量の増加傾向、その他の部位でも横ばいかやや増加傾向となった。鈴木ら¹²⁾は2003年の調査結果からデジタル化による線量の増加を危惧している。デジタル装置が約9割を占める今回の調査においても約半数の部位で、デジタルがFilm/Screenの線量より大きくなり、デジタル化による線量増加という結果となった。2003年に浅田ら¹³⁾が行ったCRにおける被曝線量調査では、アナログからデジタル移行について、約50%以上の施設で撮影条件の見直しを行っていないという報告がある。その結果が今回の調査にも現れているものと思われる。Film/Screenでは、線量を多くすれば濃度が高くなり、診断不能となる。しかし、デジタルでは画像処理等により線量の過不足の認識が難しい。ほぼデジタル時代となった今、Film/Screenを知らない若い診療放射線技師に撮影条件に対する意識向上のための教育に本研究のデータは十分に利用可能である。また、今回の調査で、FPDはCRに比べて線量が少なかった。今後、FPDが普及することによって線量が低減する可能性がある。さらに約4割の施設でモニタ診断を行っていた。今回の調査で

は、この4割のうちフィルムレスがどの程度であるかまでは追跡不可能であった。しかし、追跡可能であった2施設で線量の比較を行った。この2施設ともにFPDとCRであった。この2施設の線量は、ほとんどの部位において全国平均の約50%程度であった。データ数が非常に少ないため、今回の研究から断定はできないが、FPD—フィルムレス—モニタ診断により線量の低減が示唆された。しかし、診断に使用するモニタの解像度により画質の影響を受けるため、画質の最適化が求められる。今後フィルムレス—モニタ診断が普及すると考えられ、引き続き線量の調査が必要である。

X線CT装置は装置の多列化が進んでいる。多列化により精密な検査が可能となるが、線量の最適化および線量把握が今後一層求められる。今回の調査で頭部非ヘリカルでは、小児の施設間格差が大きくなった。小児は年齢により頭部のサイズが異なるため、ばらつきが大きくなったと考えられる。また、ヘリカルの場合スキャンピッチ等の設定によって線量が異なるため、施設間格差が大きくなる。今回の調査から小児の線量は成人の約50%であり、小児に対する線量低減の意識がみられた。今回の調査でCT装置の検出器別保有率の多かった4列、16列、64列で線量の比較を行うと、多列化に伴い、線量が増加傾向を示した。撮影条件では、X線管の回転時間はほとんど変化なしに若干の減少傾向であるが、管電流は増加傾向であった。多列化により短時間での撮影が可能となったが、十分なSDを担保するために管電流が

増加しているため総線量としては増加傾向となっている。しかし、近年CT用自動露出機構の技術が進歩しており^{14, 15)}、最近のCT装置にはほぼこの機能が搭載されている。自動露出機構を有効利用することにより効果的に線量を低減する努力が今後一層求められる。

4. まとめ

2007年被ばく線量アンケート調査のうち、線量評価に関する内容について報告した。今回の調査により、急速なデジタル化に伴い、一般撮影の線量が増加傾向であることが分かった。X線診断時に患者が受ける線量は、行為の正当化および防護の最適化が行われていれば便益があるため、線量限度はない。しかし、防護の最適化がなされていないと無意味でかつ不利益な線量になる。デジタル化により臨床業務の効率化が図られたが、それに伴い患者が受ける線量が増加していることを認識しなければならない。この報告が、放射線診断における患者被ばく線量の現状を知る機会になっていただければ幸いである。

謝 辞

今回、アンケート調査に協力していただいた施設の方々には感謝とともに御礼申し上げます。また、研究班発足の機会を与えていただきました千葉大学医学部附属病院の加藤英幸放射線防護分科会会長に感謝いたします。

参考文献

- 鈴木昇一, 浅田恭生, 加藤英幸, 他. X線診断時に患者が受ける線量の調査研究班—中間報告. 日放技学誌 2009; 65(5): 681-685.
- Hubbell JH. Photon mass attenuation and energy-absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV. Int J Appl Radiat Isot 1982; 33: 1269-1290.
- Seltzer SM, Hubbell JH. 光子減弱係数データブック 放射線医療技術学叢書(11). 京都: 日本放射線技術学会, 1995.
- 浅田恭生, 鈴木昇一, 藤井茂久, 他. 乳房X線撮影における患者被ばく線量の解析—1998年アンケート調査における平均乳腺吸収線量の推定. 乳癌の臨床 2000; 15(2): 173-177.
- 日本放射線技師会 医療被ばくガイドライン委員会 編. 医療被ばくガイドライン—患者さんのための医療被ばく低減目標値. 東京: 医療科学社, 2002.
- 折戸武郎. 患者被曝低減対策としての撮影技術の現状調査. 日放技学誌 1976; 32(1): 34-39.
- 折戸武郎, 真田 茂, 古賀佑彦, 他. X線撮影技術と患者被ばく線量の推移—1973年アンケート調査との比較. 映像情報(M) 1980; 12(6): 324-327.
- 鈴木昇一, 折戸武郎, 古賀佑彦, 他. X線撮影技術と患者被ばく線量の推移—1973年, 1979年との比較. 映像情報(M) 1990; 22(6): 359-363.
- 鈴木昇一, 藤井茂久, 浅田恭生, 他. わが国におけるX線撮影時の患者被ばく線量解析—過去23年間の推移について. 日放技師会誌 1999; 46(4): 382-393.
- Berrington de González A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. Lancet 2004; 363(9406): 345-351.
- Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography—an increasing source of radiation exposure. N Engl J Med 2007; 357(22): 2277-2284.
- 鈴木昇一, 浅田恭生, 小林正尚, 他. 2003年全国調査によるX線診断時の患者被ばく線量. 医器学 2005; 75(2): 55-62.
- 浅田恭生, 石川晃則, 小林謙一, 他. CRにおける被曝線量の把握班報告. 日放技学誌 2005; 61(11): 1510-1520.
- 村松禎久, 田中淳司, 粟井一夫, 他. X線CT検査における検査の適正化—根拠のあるガイドライン作成に向けて—. 日放技学誌 2005; 61(10): 1373-1391.
- Matsubara K, Koshida K, Suzuki M, et al. Comparison between 3-D and z-axis automatic tube current modulation technique in multidetector-row CT. Radiat Prot Dosimetry 2008; 128(1): 106-111.