

厚生労働科学研究費補助金 地域医療基盤開発推進研究事業
「医療放射線防護に関する研究」(H24-医療-一般-017) (研究代表者: 細野 眞)

平成 25 年度 分担研究報告書
「CT 装置の放射線事前安全の合理的評価法開発」

研究分担者 山口 一郎 国立保健医療科学院生活環境研究部 上席主任研究官

研究協力者 小川 泰良 聖マリアンナ医科大学病院画像センター
笹沼 和智 日本医科大学付属多摩永山病院放射線科
庄司 友和 東京慈恵会医科大学附属柏病院放射線部
中野 拓郎 川崎市立多摩病院画像診断部
能登 公也 金沢大学附属病院放射線部
平出 博一 一般社団法人日本画像医療システム工業会
藤淵 俊王 九州大学大学院医学研究院保健学部門医用量子線科学分野
渡邊 浩 横浜労災病院中央放射線部

研究要旨

【目的】

近年の CT 装置の高機能化に対応して、その放射線事前安全の合理的評価法を開発する。

【方法】

18 台の X 線 CT 装置（東芝社製 7 台，日立社製 3 台，GE 社製 4 台，シーメンス社製 4 台）を対象に通常臨床時の装置使用時の線量を OSL 線量計で計測し，1) DLP 法および 2) 第 188 号法を用いた計算結果と比較した。

【結果及び考察】

方向別の算定値と測定値の比は DLP 法で 1.7 ± 0.6 (135°) $\sim 57 \pm 25$ (90°) であり、140 ポイント中 3 ポイントで過小評価した。第 188 号法は 12 ± 8 (135°) から 393 ± 306 (90°) であった。DLP 法はより合理的であるが、0.6 程度に過小評価することがあるため、パラメータを見直した合理的評価法 (Japanese DLP 法) を考案した。残された課題として、装置のスループットが向上していることから、従来の想定を超える患者数の増加の影響に関する検討や日常臨床での DLP の確認が考えられた。

【結論】

X 線 CT 装置の遮蔽計算法として NCRP が提案している DLP 法の課題を改良した放射線事前安全評価法を開発するとともに、現在使用されている CT 装置の実効稼働負荷および DLP の評価方法の課題を明確にした。

1. 目的

米国 National Council on Radiation Protection & Measurements (NCRP) Report No.147¹⁾ に示された CT 装置の遮蔽計算法の一つである Dose Length Product (DLP) 法 (DLP 法) および医薬発第 188 号通知²⁾に基づく現行の CT 装置の遮蔽計算法 (第 188 号法) と実際の臨床利用時における測定値を比較し, DLP 法を本邦においてそのまま使用可能かどうかを検証するとともに本邦における CT 装置の遮蔽計算法を提案する。

2. 方法および装置

2-1 方法

平成 25 年 12 月中の 1 週間, 光刺激ルミネセンス線量計 (optically stimulated luminescence dosimeter: OSLD, 長瀬ランダウア社製) を CT 室内に配置し, 実際に臨床的に CT を使用した状態での散乱線量を測定した (以下, 測定法 (値)). 線量は 1cm 周辺線量当量を測定した. 線量計は部屋の壁の表面に設置した. そのため, 壁からの後方散乱により測定値に影響を及ぼすことが懸念されたため, その程度をモンテカルロ計算により確認した. その結果, 壁がコンクリートであった場合 1.01 ± 0.01 , 鉄であった場合 1.03 ± 0.01 であることから後方散乱による影響を無視することとした. CT 室内には, 床から 1 m の高さで, 頭部方向 (0°), 足部方向 (180°), ガントリー方向 (90° , 270°), 頭部-ガントリー方向 (45° , 225°), 足部-ガントリー方向 (135° , 315°) にそれぞれ 2 個配置した. また, バックグラウンドの測定のために漏洩線の影響を受けにくい室外に 1 個配置した. なお, アイソセンタがガントリーの中心ではなくやや足側に位置しているため, 45° および 315° 方向においてガントリーによる遮蔽効果を受けやすく, 0° 方向にずらして配置した. 配置の模式図を図 1 に示す. なお, CT 装置から見た方向を頭部側と足側と表記したが被検者がいつもその方向にいるわけではない。

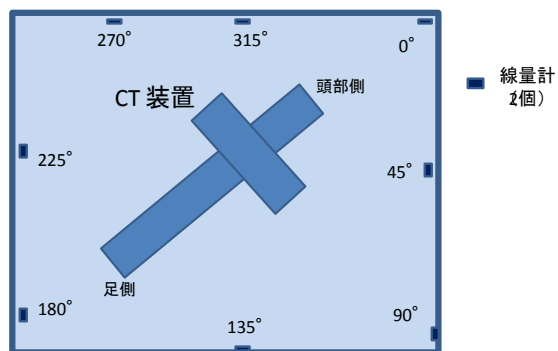


図1 測定位置の模式図

表1 測定および算定施設

施設名
金沢大学附属病院
川崎市立多摩病院
滋賀医科大学医学部附属病院
聖マリアンナ医科大学病院
帝京大学医学部附属溝口病院
東海大学医学部付属病院
東京慈恵会医科大学附属柏病院
日本医科大学千葉北総病院
日本医科大学武蔵小杉病院
日本医科大学多摩永山病院
福井大学医学部附属病院
横浜労災病院

実測と同じ期間について計算にて散乱線量を評価した. 計算方法は 1) DLP 法および 2) 第 188 号法を用いた.

DLP 法は下記の式 (1) および (2) を用いて算定する. $DLP[mGy \cdot cm]$ は CT 装置に表示さ

れた値を収集して用いた。散乱係数 k_{head} ($9 \times 10^{-5}[\text{cm}^{-1}]$) と k_{body} ($3 \times 10^{-4}[\text{cm}^{-1}]$) および定数 1.2 は NCRP が提示した数値で、アイソセンタから 1 m の地点での単位 DLP あたりの空気カーマを示す。これを距離で補正して、評価地点における DLP あたりの空気カーマの算定に用いた。なお、NCRP では単純と造影検査の手技数の割合が不明な場合は DLP を 1.4 倍し造影検査を施行したと仮定すると提案されているが、本研究においては単純と造影の手技数を分けて検討を行っているため係数 1.4 は乗じていない。

第 188 号法では一次線を式 (3) あるいは (4) で、散乱線は式 (5) および X 線管からの漏洩線量は式 (6) を用いて算定した。ただし、一次線による漏洩線量を評価したのは 90° と 270° のみである。パラメータは以下の通りである。なお、本研究では画壁等の遮蔽体による減弱効果は評価の対象としていない。したがって、遮蔽体の透過率は原則 1 とした。ただし、一次線についてはガントリーによる対向遮蔽として鉛 2.5 mm (1.47×10^{-4}) を用いた。また、使用係数、居住係数も 1 とした。さらに、空気カーマから実効線量への換算係数は医薬発第 188 号通知において定格管電圧が 80 キロボルトを超える場合には、換算係数の最大値 1.433 を用いることとしていることからこの値を用いた。

E_p : 一次線による漏洩実効線量 [mSv / 3 月], E_s : 散乱線による漏洩実効線量 [mSv / 3 月], E_L : X 線管容器からの漏洩実効線量 [mSv / 3 月], X : X 線管焦点から利用線錐方向の 1 m の距離における空気カーマ [mGy / mAs], Dt : 遮蔽体の厚さ t cm における空気カーマ透過率, W : 3 月間における X 線装置の実効稼働負荷 [mAs / 3 月], E/Ka : 空気カーマから実効線量への換算係数 [Sv / Gy], U : 使用係数, T : 居住係数, d : 距離 [m], a : 散乱係数

$$K_{\text{sec}}(\text{head}) = k_{\text{head}} \times \text{DLP} \times E/Ka \times (1/d)^2 \quad (1)$$

$$K_{\text{sec}}(\text{body}) = 1.2 \times k_{\text{body}} \times \text{DLP} \times E/Ka \times (1/d)^2 \quad (2)$$

$$E_p = \frac{Xp \times Dt \times W \times (E/Ka) \times U \times T}{d_1^2} \quad (3)$$

$$E_p = \frac{Xp \times Dt \times W \times (E/Ka) \times U \times T}{d_1^2} \times \left(\frac{1}{2}\right)^{(t/11/2)} \quad (4)$$

$$E_s = \frac{Xs \times Dt \times W \times (E/Ka) \times U \times T}{d_2^2 \times d_3^2} \times \frac{a \times F}{400} \quad (5)$$

$$E_L = \frac{X_L \times tw \times (E/Ka) \times U \times T}{d_4^2} \times \left(\frac{1}{2}\right)^{(t/11/2)} \quad (6)$$

2-2 使用装置および器具

CT 装置は東芝社製 7 台，日立社製 3 台，GE 社製 4 台，シーメンス社製 4 台，合計 18 台を使用した。

OSLD は各施設に 17 個，計 306 個配置した。

測定および算定データ提供施設を表 1 に示す。

2-3 倫理と施設許可

本研究では通常の臨床利用中の CT 室内の散乱線量と撮影条件（管電圧，実効稼働負荷）や照射線量（DLP）等の情報を利用して行う研究である。撮影条件や照射線量のデータは，被検者の個人情報を含めずに取得した。そのため，本研究では被検者情報の取扱いや保管は行わない。したがって，臨床研究に関する倫理指針に抵触しない。

ただし，CT 検査に付随して得られる情報を扱い，また，病院の施設内で測定を行うため，研究協力施設の倫理委員会に原則承認申請を行うこととし事前に許可を得て実施した。

表2 方向別の測定値, 1 mにおける換算値および距離

	Point	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R
測定値 ^{*1} [m Sv]	0	9.07	11.43	4.46	1.51	5.51	4.63	7.95	6.01	0.34	5.80	8.35	9.14	5.66	2.52	6.35	7.26	4.18	5.07
	45	16.28	18.85	1.42	0.00	4.72	10.56	-	8.97	0.19	3.53	13.46	5.02	9.23	3.31	7.79	3.59	1.95	4.95
	90	0.69	1.05	0.24	0.02	0.45	0.21	0.56	0.59	0.11	0.67	0.28	1.15	0.37	0.35	0.25	0.37	0.09	0.32
	135	6.65	9.83	3.31	0.88	5.56	2.90	9.80	16.35	1.02	9.39	5.82	22.41	5.56	5.30	5.07	3.43	2.80	6.95
	180	1.13	1.38	0.36	0.14	0.69	0.52	1.19	1.41	0.10	1.97	2.05	1.59	0.83	0.50	0.98	0.87	0.76	0.91
	225	12.41	15.94	4.88	0.00	8.68	3.65	5.25	8.04	0.45	25.15	8.19	11.61	3.54	1.21	2.93	2.28	2.34	2.34
	270	0.40	0.66	0.25	0.10	0.62	0.23	0.27	0.38	0.07	0.53	0.85	0.53	0.45	0.24	0.68	0.32	0.25	0.33
315	24.04	24.38	0.62	1.35	3.37	5.69	-	10.35	0.07	5.37	9.89	6.17	8.56	2.38	7.35	2.74	2.37	5.21	
1 m 換算値 ^{*2} [m Sv]	0	46.74	53.80	16.08	8.31	24.09	27.09	35.06	37.23	2.23	32.83	48.50	47.93	29.94	12.73	33.59	32.02	24.13	26.79
	45	82.42	106.77	12.78	-	18.88	42.24	-	34.81	0.88	27.64	65.12	43.98	67.25	10.14	29.30	32.27	22.06	16.94
	90	3.49	4.81	1.82	0.26	1.74	1.85	1.70	2.36	0.26	2.74	2.51	5.59	1.46	0.88	1.13	2.24	0.79	1.39
	135	97.47	166.77	48.55	11.09	48.67	37.58	71.41	52.96	5.54	66.44	85.30	170.67	55.12	26.83	18.87	44.39	50.44	45.19
	180	21.29	23.91	8.66	2.14	15.29	6.75	18.10	18.89	1.44	21.92	35.65	30.64	12.62	6.42	14.91	15.26	13.18	16.05
	225	95.22	91.05	26.49	-	54.68	31.29	44.11	92.88	5.08	87.01	112.66	147.90	56.56	26.73	47.59	47.72	48.76	30.26
	270	3.56	5.90	1.53	0.44	2.02	1.25	1.22	4.54	0.24	1.72	6.06	4.64	2.89	0.82	3.92	3.48	2.51	1.46
315	94.23	107.49	5.58	5.90	16.61	22.29	-	67.27	0.55	19.39	66.86	52.57	62.37	18.00	36.55	24.66	28.10	18.81	
距離 ^{*3} [cm]	0	227	217	190	235	209	242	210	249	256	238	241	229	230	225	230	210	240	230
	45	225	238	300	235	200	200	258	197	215	280	220	296	270	175	194	300	336	185
	90	225	214	275	360	198	297	175	200	158	203	302	221	200	160	213	248	296	210
	135	383	412	383	355	296	360	270	180	233	266	383	276	315	225	193	360	424	255
	180	435	417	494	391	473	362	390	366	380	334	417	439	390	360	390	420	416	420
	225	277	239	233	329	251	293	290	340	338	186	371	357	400	470	403	458	456	360
	270	300	300	250	214	180	233	215	348	185	180	267	296	255	185	240	330	320	210
315	198	210	300	209	222	198	180	255	280	190	260	292	270	275	223	300	344	190	

*1: 測定値は1 cm線量当量

*2: アイソセンタから1 mの距離に換算した線量

*3: アイソセンタから測定位置までの距離

*4: 装置Dの45°および225°は測定線量が検出限界以下であったため1 m換算値は算定していない。

*5: 装置Gの45°および315°はガントリーの遮蔽の影響を受けたことが明らかため除外した。

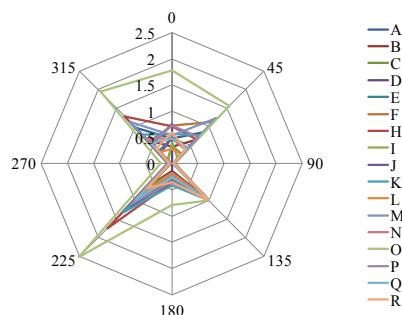
3. 結果

3-1 測定線量

測定された線量, 測定された線量をアイソセンタから 1 m の距離の線量に換算した線量および距離を表 2 に示す.

次に, 測定された線量をアイソセンタから 1 m の距離の線量に換算し, 135° の線量を 1 とした相対的な線量比を図 2 に示す. 測定された線量 (バックグラウンドを減算) は 0.00 (Not Detected:ND) から 25.15 mSv

の範囲で, ND となった評価ポイントは 2 つ (2/144, 1.4 %) であった. 同様にアイソセンタから 1 m の位置における線量は ND から 170.7 mSv の範囲であった. また, アイソセンタから測定ポイントまでの距離は 158~494 cm であった. なお, 装置 D の 45° および 225° は測定線量が ND であったため 1 m 換算値は算定していない. また, 装置 G の 45° および 315° はガントリーの遮蔽の影響を受けたことが明らかなため除外した.



*装置Gは45° および315° の測定値を除外したため掲載していない.

図2 方向別測定線量比 135° の線量を1とした場合)

3-2 算定値と測定値の比較

各施設の評価点における DLP 法および第 188 号法による算定値ならびに測定値に対する比等を表 3-1~4 に示す. また, 表 4 に DLP 法および第 188 号法の方向別の測定値に対する比の比較を示す.

DLP 法は方向別の算定値と測定値の比の平均は 1.7 ± 0.6 (135°) ~ 57 ± 25 (90°) の範囲で全体の平均は 15 となり, 方向別の平均では 1 を下回らなかった. しかし, それぞれのポイントでは 140 ポイント中 3 ポイントが 1 を下回り過小評価した (2.1 %). 過小評価の最大は 0.6 であった. 第 188 号法は方向別の算定値と測定値の比が 12 ± 8 (135°) から 393 ± 306 (90°) の範囲で全体平均は 102 となり, 方向別の平均では 1 を下回らず過小評価したポイントはなかった. それぞれのポイントでは 2.9 から 1354 の範囲となった.

算定値と測定値の比の方向別の平均ではすべての方向で第 188 号法が DLP 法より高くなり 5.9~6.9 倍 (平均 6.6 倍) であった.

ガントリーや被検者自身の身体による遮蔽割合が少ない方向 (45°, 135°, 225°, 315°) だけに限定した場合, DLP 法は 1.7~4.1 の範囲であったが, 第 188 号法は 12~25 で DLP 法の方が測定値に近くなった. ただし, DLP 法が過小評価した 3 つのポイントのうち 2 つはこの方向であった. 残りの過小評価したポイントは 0° 方向であった.

ガントリー方向 (90°, 270°) では, DLP 法がそれぞれ 57 と 44 であったが, 第 188 号法では 393 と 284 でそれぞれ第 188 号法が約 7, 6 倍高くなった.

表3-1 各CT装置のDLP法および第188号法による算定値ならびに測定値に対する比等(A~E)

Code	メーカー名	検出器 列数	Point	mSv/3月			DLP/測定値	188/測定値	188/DLP
				DLP	188	測定値			
A	東芝	64	0	415.3	2141.7	117.9	3.5	18.2	5.2
			45	422.7	2184.9	211.6	2.0	10.3	5.2
			90	422.7	2273.9	9.0	47.1	253.5	5.4
			135	145.9	751.8	86.4	1.7	8.7	5.2
			180	113.1	583.2	14.6	7.7	39.9	5.2
			225	274.9	1439.4	161.3	1.7	8.9	5.2
			270	237.7	1283.1	5.1	46.3	249.9	5.4
B	東芝	64	0	529.6	2599.8	148.5	3.6	17.5	4.9
			45	440.2	2169.7	245.1	1.8	8.9	4.9
			90	544.5	2787.0	13.7	39.9	204.2	5.1
			135	146.9	734.6	127.7	1.2	5.8	5.0
			180	143.4	704.0	17.9	8.0	39.4	4.9
			225	436.6	2142.6	207.2	2.1	10.3	4.9
			270	277.1	1423.4	8.5	32.5	167.2	5.1
C	東芝	64	0	179.7	615.0	57.9	3.1	10.6	3.4
			45	72.1	247.7	18.5	3.9	13.4	3.4
			90	85.8	306.8	3.1	27.5	98.3	3.6
			135	44.2	152.2	43.0	1.0	3.5	3.4
			180	26.6	91.0	4.6	5.8	19.7	3.4
			225	119.5	409.4	63.4	1.9	6.5	3.4
			270	103.8	370.9	3.2	32.6	116.4	3.6
D	東芝	80	0	15.8	74.5	19.6	0.8	3.8	4.7
			45	15.8	74.5	0.0	—	—	—
			90	15.5	75.6	0.3	59.4	290.6	4.9
			135	7.1	33.6	11.4	0.6	2.9	4.7
			180	5.8	27.4	1.8	3.2	15.1	4.7
			225	8.4	39.8	0.0	—	—	—
			270	19.9	97.4	1.2	16.1	78.9	4.9
E	東芝	64	0	295.3	1114.3	71.6	4.1	15.6	3.8
			45	322.5	1221.8	61.4	5.3	19.9	3.8
			90	330.4	1300.1	5.8	57.1	224.7	3.9
			135	147.2	560.9	72.2	2.0	7.8	3.8
			180	57.8	218.4	8.9	6.5	24.5	3.8
			225	204.7	779.5	112.8	1.8	6.9	3.8
			270	396.8	1559.8	8.1	49.2	193.5	3.9
			315	261.7	994.4	43.8	6.0	22.7	3.8

* 装置Dの45°および225°は測定値が検出限界以下のため比は算定していない。

表3-2 各CT装置のDLP法および第188号法による算定値ならびに測定値に対する比等(F~J)

Code	メーカー名	検出器列数	Point	mSv/3月			DLP/測定値	188/測定値	188/DLP
				DLP	188	測定値			
F	日立	64	0	187.8	884.2	60.1	3.1	14.7	4.7
			45	124.5	588.5	137.3	0.9	4.3	4.7
			90	270.5	1312.7	2.7	99.1	480.8	4.9
			135	113.6	537.7	37.7	3.0	14.3	4.7
			180	54.5	256.4	6.7	8.1	38.3	4.7
			225	98.5	465.0	47.4	2.1	9.8	4.7
			270	179.2	871.6	3.0	59.9	291.5	4.9
			315	255.7	1203.8	73.9	3.5	16.3	4.7
G	GE	64	0	376.6	1219.2	103.4	3.6	11.8	3.2
			45	551.4	1784.1	—	—	—	—
			90	250.0	839.1	7.2	34.7	116.3	3.4
			135	170.2	552.0	127.3	1.3	4.3	3.2
			180	168.3	544.9	15.5	10.9	35.2	3.2
			225	256.9	833.8	68.2	3.8	12.2	3.2
			270	406.2	1360.2	3.4	117.9	394.8	3.3
			315	562.6	1821.8	—	—	—	—
H	日立	64	0	214.7	1239.3	78.1	2.8	15.9	5.8
			45	343.0	1982.3	116.6	2.9	17.0	5.8
			90	332.8	1983.5	7.7	43.4	258.6	6.0
			135	410.8	2373.2	212.5	1.9	11.2	5.8
			180	99.4	573.6	18.3	5.4	31.3	5.8
			225	115.2	665.0	104.5	1.1	6.4	5.8
			270	109.9	658.6	4.9	22.5	135.1	6.0
			315	204.7	1181.1	134.5	1.5	8.8	5.8
I	日立	16	0	12.2	108.3	4.4	2.8	24.5	8.9
			45	17.3	155.2	2.5	7.0	62.9	9.0
			90	32.1	295.5	1.4	23.5	216.5	9.2
			135	14.7	132.5	13.3	1.1	10.0	9.0
			180	5.5	49.1	1.3	4.3	37.8	8.9
			225	7.0	63.4	5.8	1.2	11.0	9.0
			270	23.4	215.9	0.9	25.7	237.2	9.2
			315	10.2	91.6	0.9	11.2	100.7	9.0
J	GE	64	0	228.6	1133.5	75.3	3.0	15.0	5.0
			45	165.1	822.0	45.8	3.6	17.9	5.0
			90	314.2	1609.0	8.6	36.3	186.1	5.1
			135	183.0	910.3	122.1	1.5	7.5	5.0
			180	116.1	575.5	25.5	4.5	22.5	5.0
			225	374.2	1858.9	327.0	1.1	5.7	5.0
			270	399.6	2043.9	6.9	58.0	296.6	5.1
			315	358.6	1781.7	69.8	5.1	25.5	5.0

* 装置Gの45°および315°はガントリーの遮蔽の影響を受けたことが明らかなたため除外した。

表3-3 各CT装置のDLP法および第188号法による算定値ならびに測定値に対する比等 (K~N)

Code	メーカー名	検出器 列数	Point	mSv/3月			DLP/測定値	188/測定値	188/DLP
				DLP	188	測定値			
K	GE	64	0	400.7	2358.3	108.6	3.7	21.7	5.9
			45	480.9	2829.0	174.9	2.7	16.2	5.9
			90	255.2	1559.4	3.6	71.4	436.2	6.1
			135	158.7	936.2	75.6	2.1	12.4	5.9
			180	133.8	787.7	26.7	5.0	29.6	5.9
			225	169.1	999.0	106.4	1.6	9.4	5.9
			270	326.5	1992.7	11.1	29.5	180.3	6.1
			315	344.3	2026.8	128.6	2.7	15.8	5.9
L	シーメ ンス	128	0	551.9	2515.3	118.8	4.6	21.2	4.6
			45	330.4	1507.1	65.3	5.1	23.1	4.6
			90	592.6	2791.5	14.9	39.8	187.5	4.7
			135	380.0	1736.2	291.3	1.3	6.0	4.6
			180	150.2	684.4	20.7	7.3	33.1	4.6
			225	227.1	1036.8	150.9	1.5	6.9	4.6
			270	330.4	1560.5	6.9	47.9	226.5	4.7
			315	339.5	1548.6	80.1	4.2	19.3	4.6
M	東芝	320	0	283.7	4819.2	73.6	3.9	65.5	17.0
			45	205.9	3497.8	119.9	1.7	29.2	17.0
			90	375.2	6426.3	4.7	79.1	1354.3	17.1
			135	151.3	2574.5	72.2	2.1	35.6	17.0
			180	98.7	1676.1	10.8	9.1	155.3	17.0
			225	93.8	1596.0	46.0	2.0	34.7	17.0
			270	230.8	3955.4	5.8	39.9	683.7	17.1
			315	205.9	3497.8	111.2	1.9	31.5	17.0
N	東芝	320	0	107.5	1617.6	32.7	3.3	49.5	15.1
			45	100.9	2068.0	43.0	2.3	48.1	20.5
			90	222.8	3380.8	4.5	49.7	753.8	15.2
			135	109.2	1646.2	68.9	1.6	23.9	15.1
			180	43.7	658.4	6.4	6.8	102.3	15.1
			225	25.7	389.2	15.7	1.6	24.7	15.1
			270	154.7	2348.8	3.1	49.6	752.8	15.2
			315	67.9	1022.5	30.9	2.2	33.0	15.1

表3-4 各CT装置のDLP法および第188号法による算定値ならびに測定値に対する比等（O～R）

Code	メーカー名	検出器 列数	Point	mSv/3月			DLP/測定値	188/測定値	188/DLP
				DLP	188	測定値			
O	シーメ ンス	64	0	218.9	1633.3	82.6	2.7	19.8	7.5
			45	307.6	2292.0	101.2	3.0	22.6	7.5
			90	253.4	1960.2	3.3	78.0	603.1	7.7
			135	133.9	1009.9	65.8	2.0	15.3	7.5
			180	75.7	564.7	12.7	5.9	44.3	7.5
			225	71.1	530.6	38.1	1.9	13.9	7.5
			270	200.1	1549.7	8.8	22.6	175.3	7.7
			315	231.0	1726.8	95.6	2.4	18.1	7.5
P	シーメ ンス	128	0	307.5	1795.8	94.4	3.3	19.0	5.8
			45	150.7	880.0	46.6	3.2	18.9	5.8
			90	208.5	1254.7	4.7	43.9	264.4	6.0
			135	104.6	608.3	44.5	2.3	13.7	5.8
			180	89.2	519.1	11.2	7.9	46.2	5.8
			225	62.7	365.9	29.6	2.1	12.3	5.8
			270	119.0	720.6	4.2	28.6	173.2	6.1
			315	150.7	880.0	35.6	4.2	24.7	5.8
Q	シーメ ンス	128	0	199.0	1231.0	54.3	3.7	22.7	6.2
			45	101.6	633.6	25.4	4.0	25.0	6.2
			90	130.9	836.7	1.2	111.8	715.2	6.4
			135	63.8	397.7	36.4	1.8	10.9	6.2
			180	63.8	395.8	9.9	6.5	40.1	6.2
			225	66.2	414.0	30.4	2.2	13.6	6.2
			270	112.0	720.6	3.2	35.2	226.2	6.4
			315	96.9	602.0	30.8	3.1	19.5	6.2
R	GE	64	0	161.0	510.8	65.845	2.4	7.8	3.2
			45	248.9	789.9	64.35	3.9	12.3	3.2
			90	193.2	632.9	4.095	47.2	154.5	3.3
			135	131.0	416.3	90.35	1.4	4.6	3.2
			180	48.3	153.2	11.83	4.1	12.9	3.2
			225	65.7	209.5	30.355	2.2	6.9	3.2
			270	193.2	632.9	4.29	45.0	147.5	3.3
			315	236.0	748.9	67.73	3.5	11.1	3.2

表4 方向別の算定値と測定値の比の平均等

Point [°]	算定値/測定値				
	DLP		188		188/DLP
	平均	標準偏差	平均	標準偏差	
0	3.4	1.6	22	14	6.5
45	3.6	1.9	23	14	6.4
90	57	25	393	306	6.9
135	1.7	0.6	12	7.8	6.7
180	6.8	3.0	45	34	6.7
225	2.1	1.2	13	7.4	6.0
270	44	24	284	190	6.4
315	4.1	2.9	25	21	5.9
平均	15		102		6.6

4. 考察 4-1 方向別の線量分布

散乱線の分布が砂時計型ではなく人が手足を伸ばしている形になることを確認できた。これは円柱形ファントム測定の際に存在しない被検者自身の身体の遮蔽効果によるものである。

4-2 ガントリーによる遮蔽の割合

表5 ガントリー方向の線量低下の程度

Point ^①	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	平均	標準偏差
90	0.036	0.029	0.037	0.023	0.032	0.044	0.024	0.025	0.047	0.031	0.022	0.033	0.022	0.033	0.024	0.047	0.016	0.031	0.031	0.009
270	0.036	0.035	0.032	0.039	0.037	0.030	0.017	0.049	0.043	0.020	0.054	0.027	0.052	0.031	0.082	0.073	0.050	0.032	0.041	0.017

* 線量が最も高かった方向に対するガントリー方向の線量比

測定された線量が最も大きかった方向に対するガントリー方向の線量の比を求めた値を表5に示す。90° および 270° 方向のガントリーによる遮蔽割合はそれぞれ平均で 0.031 ± 0.009 , 0.041 ± 0.017 であった。装置による遮蔽割合の違いはあるものの最小 0.082 の遮蔽効果があることを確認できた。メーカーや装置によって内部構造が異なる可能性があり遮蔽割合も変わる可能性があるが4メーカー18台のデータからは最低でも0.1の遮蔽割合を見込むことが可能ではないかと考えられた。また、DLP法は散乱線を主体とした算定法であるため、この遮蔽割合を導入することでガントリー方向の算定値を測定値により近づけることができると考えられた。最小の算定値/測定値は16.1であるが遮蔽割合0.1を考慮すると1.61となり過小評価せずに算定値を測定値に近づけることができる。

4-3 DLP法の課題

DLP法は第188号法に比べ測定線量により一致する結果となった。ただし、ガントリーおよび被検者自身の遮蔽効果の少ない方向では過小評価したポイントが2.9% (2/68) で全方向では2.1% (3/142) であり、最小では測定値に対する算定値の割合が0.6になった。DLP法はその根拠が不明確^{3,4)}で、なおかつLarsonら⁵⁾が過小評価している可能性を指摘している。遮蔽計算ではCT室の画壁等の遮蔽体の透過率のファクターもあり、これがそのまま管理区域境界の線量を過小に評価することになるわけではないが、散乱線量の評価の観点からは課題となる。

4-4 第188号法の課題

NCRPは多列のCT装置の放射線安全評価において、ビームサイズの影響が大きくなることから、実効稼働負荷をそのまま使って算定することを推奨していない。本研究結果から本邦の実効稼働負荷を用いた算定法である第188号法が安全側に評価することは確認できたが方向別の平均であっても12~393倍で過大に評価していると考えられる。すべてのポイントで過小評価せず安全側に評価することは重要であるが、過大過ぎると遮蔽資源を浪費することにつながるため、より算定値を測定値に近づける方策の併用とCTの検出器列数(ビームサイズ)を考慮すべきかどうかならびに実効稼働負荷評価方法の確立が課題として残った。

4-5 実効稼働負荷および DLP に関する課題

本研究において実効稼働負荷の算出に使用する管電流値は平均管電流を調査、使用した。管電流は、被検者線量を最適化するために体型に合わせ管電流を変調する CT 自動露出機構を使用することが主流であるため、1 検査内でも値が変動する。装置メーカーや被検者の体型、撮影条件により異なるが、今回の調査で使用した CT 装置における設定最大管電流に対する平均管電流の比は 63.1 %～75.2 %であった。第 188 号法での遮蔽評価では実効稼働負荷の評価が重要である。しかし、管電流値が変動する現在の CT 装置では実効稼働負荷を正確に評価することは困難である。装置メーカーの対応協力が必要であり今後の課題である。

DLP の表示は International Electrotechnical Commission (IEC) 60601-2-44 ed3.0⁶⁾で義務付けられており、本研究で調査した DLP は検査毎に CT 装置に表示される値を採用した。また、CT 装置に表示されている DLP は平均管電流から算出されていることを確認した。しかし、本研究の調査により、CT 装置に表示されている CT Dose Index (CTDI) vol の算出にはスキャン時に設定した最大管電流を使用する方法と実際に照射された管電流の平均値を使用する方法があり、装置メーカーにより異なることが明らかとなった。本邦で現在普及している CT 装置はこの 2 種類の方法が混在している。これは一つ前の IEC60601-2-44 ed2.1⁷⁾では CTDIvol 表示は最大値を表示するように勧告されていたため、装置の製造年により混在することになったと推察している。つまり、DLP を遮蔽評価に使用するためには管電流の扱いによる影響を小さくするため CTDIvol から求めるのではなく、CT 装置に表示された値を使用することが斉一した方策となる。IEC は 2010 年に IEC60613⁸⁾によって管電流は平均値で表すことを採用している。これは 2013 年に日本工業規格においても JIST60613⁹⁾によって採用されている。ただし、CT 自動露出機構に基づいた DLP 算定は実効稼働負荷の場合と同様に正確に把握することが難しく、また、メーカー間差の検証が十分なされていないと難しい上に、CT 装置の製造年によっても異なる可能性もあると考えられる。現在、CTDIvol ならびに DLP の表示が平均値を提示する流れになっている中で遮蔽計算に使用する場合、DLP の CT 装置ごとの差を十分に把握するかあるいはそれらの影響分を考慮した安全側の設計にすべきではないかと考えられた。

つまり、CT 装置は CT 自動露出機構の利用が多い現状を踏まえると、ファントムによる遮蔽計算方法の研究はあくまで一定の条件下あるいは理論上成り立っているだけと言えるかもしれない。また、メーカーや製造年の違いや患者の体型ならびに患者の部位や方法の違いによっても安全側で、なおかつ過大に評価し過ぎないことを確認することが望ましい。

これまで欧米を中心に実施されてきた CT 装置の遮蔽計算研究³⁻⁵⁾は、メーカーおよび装置数ならびに被検者(ファントムを含む)数が限られており検証が不十分である可能性がある。しかし、本研究では 4 メーカー 18 台の CT 装置の実使用に基づいた評価であり、後述するようにそれらの影響を織り込みつつ安全側に評価できることを確認できた。

4-6 DLP 法と第 188 号法のどちらを使うべきか？

現時点では課題が少ない DLP 法が最も合理的に使用できると考えられる。ただし、NCRP の提案している散乱係数では過小評価する可能性があるため、散乱係数は頭部、体幹部でそれぞれ 2 倍 (k_{head} ($1.8 \times 10^{-4}[\text{cm}^{-1}]$) と k_{body} ($6 \times 10^{-4}[\text{cm}^{-1}]$)) にして使用し、ガントリー方向ではガントリーの遮蔽割合 0.1 を取り入れるなど、対抗板での遮蔽効果をより適切に考慮すべきであるとする (Japanese DLP 法とする)。散乱係数を倍にしてガントリー方向に遮蔽割合 0.1 を考慮した場合の各方向の平均値は 3.4~11 の範囲となる。NCRP が提案した DLP 法の課題であったガントリー方向を除いた方向の過小評価とガントリー方向の過大評価の課題を本研究による提案によって解決できた。ただし、第 188 号法も 4-4 および 4-5 に記した課題を解決することで使用できる可能性がある。また、本研究は 4 メーカー 18 装置のデータであり、これまで世界的に行われてきた CT 装置の遮蔽計算研究において実際の臨床利用時の規模が最大であることから、本研究を進めることによって欧米人ではなくアジア人の体型に合わせた 1 検査あたりの散乱係数を求めること等、従来の方法以外の方法を開発することも可能ではないかと考えている。さらに、今回の報告書では検討出来なかった線量分布図法についても検討が必要である。また、回転時間の短縮により装置のスループットの向上が図られていることから、従来の想定を超える患者数の増加の影響に関しても検討が必要であろう。

5. 結論

われわれは、CT 装置の遮蔽計算法として NCRP が提案している DLP 法の課題を改良した放射線事前安全の合理的評価法 (Japanese DLP 法) を開発することができた。

また、現在使用されている CT 装置の実効稼働負荷および DLP の評価方法に課題があることを明確にできた。

6. 謝辞

本研究は日本放射線技術学会学術交流委員会関係法令等検討小委員会の支援を受けて実施した。

研究に協力していただいた本邦の医療機関の方々ならびに線量計測に関してご教示いただいた小林育夫氏 (長瀬ランダウア株式会社) に深謝申し上げます。

7. 参考文献

- 1) National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural shielding design and medical x-ray imaging facilities, MD: NCRP; NCRP Report 147. 2004.
- 2) 厚生労働省医薬局長通知, 医薬発第 188 号. 医療法施行規則の一部を改正する省令の施行について, 平成 13 年 3 月 12 日
- 3) J A Cole and D J Platten. A comparison of shielding calculation methods for

- multi-slice computed tomography (CT) systems. J. Radiol. Prot. 2008; 28: 511-523.
- 4) H Wallace, C J Martin, D G Sutton, D Peet and J R Williams. Establishment of scatter factors for use in shielding calculations and risk assessment for computed tomography facilities. J. Radiol. Prot. 2012; 32: 39-50.
 - 5) Larson SC, Goodsitt MM, Christodoulou EG, et al. Comparison of the CT scatter fractions provided in NCRP Report No.147 to scanner-specific scatter fractions and the consequences for calculated barrier thickness. Health Phys. 2007; 93(2): 165-170.
 - 6) IEC 60601-2-44, Edition 3.0. Medical electrical equipment- Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography. 2009.
 - 7) IEC 60601-2-44, Edition 2.1. Medical electrical equipment- Part 2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. 2002.
 - 8) IEC 60613, Edition 3.0. Electrical and loading characteristics of X-ray tube assemblies for medical diagnosis. 2010.
 - 9) JIST 60613 診断用 X 線管装置の負荷特性. 2013.