

福居 壽人

徳島赤十字病院 放射線科部

要 旨

放射線画像診断が、多種多様になった昨今、画質向上の観点より、なおざりになりつつある被曝線量について検証した。今回は、一般撮影での被曝線量を調べることにした。これは、自施設における一般撮影での被曝線量を、技師としても、概ね知りおかなければならない数値であり、被検者にしても気がかりになる数値でもあると考えたためである。

方法として、空洞電離箱線量計を用いて、被検者の皮膚面入射点における照射線量を実測した後、皮膚表面での吸収線量を算出し、各一般撮影の撮影条件での皮膚表面線量を推測した。

この値を知ることは、被検者からの被曝に対する疑問の一助となり、なおかつ我々の日常業務における被曝低減の意識の高揚に繋がると考えられる。

キーワード：実効エネルギー，照射線量，吸収線量

方 法

一般撮影検査における被検者の皮膚表面における吸収線量を推測し求める。

§ 1. 空気中における照射線量を求める

- (1) 1次標準線量計と線量校正され、校正係数を持つ低エネルギー用または、中エネルギー用指頭型空洞電離箱を使う。
- (2) 一般撮影条件における X 線束の半価層値を得るため、図 1 に示す幾何学条件で、半価層測定用アルミフィルターを用い半価層値を求める。
- (3) 求めた半価層値より実効エネルギーを求める。求

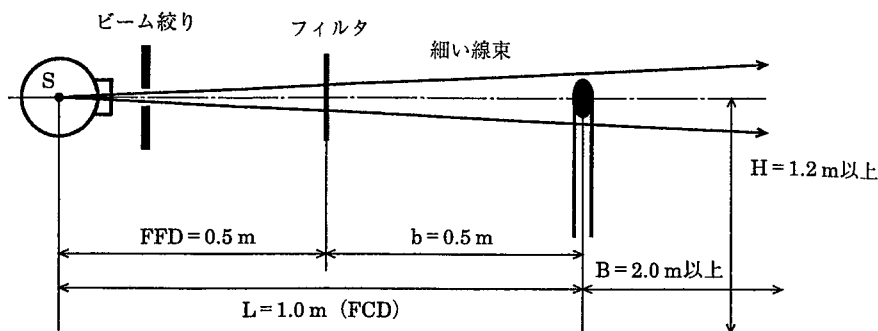


図 1 半価層測定の幾何学的配置

めた実効エネルギーに対する使用電離箱の校正係数を求める。

- (4) 図 2 a に示すような、撮影時 1 m と同じ幾何学条件で X 線を照射し、電離箱指示値 Ma [C/Kg] を測定する。
- (5) 電離箱の指示値が Ma [C/Kg] であったときの照射線量 X [C/Kg] は、次式で得られる。

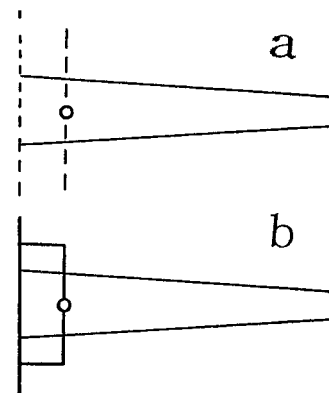


図 2

- a : 空気中における照射線量測定
b : 後方散乱定数の測定 (照射野は任意に変化させる)

$$X = Ma \cdot No \cdot k_{atom} \cdot k_{ion} \dots \dots 1)$$

No : 線量計校正係数

k_{atom} : 大気補正係数

k_{ion} : イオン再結合補正係数

(6) さらに、1 m における空気カーマ Ka [J/Kg] は、下記のようになる。

$$Ka = 33.85X \dots \dots \dots 2)$$

§ 2. 被検者の皮膚面での吸収線量を推測する

(1) 被検者の皮膚面での吸収線量を推測するには、Ka の値と、各照射野における後方散乱係数 B を求め、各々の一般撮影での諸条件 (管電圧・管電流・撮影時間・撮影距離・体厚) に基づいて算出する。

(2) ここで、後方散乱係数は焦点・皮膚面距離に依存しないが、X 線束エネルギーや照射野などにより大きく変化する。

(3) 図 2 b に示した幾何学条件で、X 線束エネルギーや照射野の大きさによる後方散乱係数の変化を調べる。

(4) 前章 § 1 で求めた Ka と後方散乱係数 B を用いて、皮膚面吸収線量 D_{skin} [Gy] を求める。

$$D_{skin} = Ka \cdot B \cdot A \cdot T / (SSD)^2 \dots 3)$$

A : 管電流比

T : 撮影時間比

SSD : 1 m における焦点・皮膚面距離比

(5) 算出した値と実際の撮影条件下での値 (実測値) とを比較検討する。

使用機器

X 線管球

DRX-3724HD (固有濾過 1.1mmAl 当量)

多重絞り

TF-6 TL-6 (固有濾過 1.2mmAl 当量)

付加濾過板

1.5mm アルミ板

※撮影室 1・2・3・7 室において、X 線管球構成は同じであり、総濾過は、3.8mmAl 当量になる。

空洞電離箱線量計

RAMTEC 1500B 型

検 証

§ 1. 管球における X 線束の実効エネルギーの測定 の再現性

- (1) X 線管の 40kV から 140kV までの実効エネルギーの測定を再現性を調べるため、日時を変え曝射条件を変えて、3 回の測定を行った。
- (2) その結果を表 1 に示す。3 回の測定結果より概ね同じ値を示した。よって、実効エネルギーの測定の再現性は良く 1 回の測定でも可能である。

表 1 実効エネルギー測定における再現性

管電圧	1 回目の実効 E	2 回目の実効 E	3 回目の実効 E
40	28	29	29
50	32	32	32
60	33	33	33
70	35	35	35
80	37	37	36
90	39	38	38
100	40	40	40
110	42	42	42
120	44	44	44
130	45	45	45
140	46	46	46

§ 2. 各室における X 線管球の実効エネルギーの 整合性

- (1) 各室における X 線管球の実効エネルギーのバラツキの程度を知るために、各管電圧毎の実効エネルギーを調べた。
- (2) その結果を表 2 に示す。4 室における実効エネルギーの相違は非常に小さい。よって、ある部屋の X

表 2 各室管球における実効エネルギーの整合性

管電圧	1 室実効 E	2 室実効 E	3 室実効 E	7 室実効 E
40	29	28	29	28
60	33	33	34	33
80	36	37	37	36
100	40	40	40	40
120	44	44	44	44
130	45	45	45	45
140	46	46	46	46

線管球による測定結果で、すべての部屋での結果に、当てはまること言えると考え。

§ 3. 空洞電離箱線量計の校正係数

- (1) 求めた実効エネルギーより空洞電離箱 RAMTEC 1500B 型の28keV から46keV までの校正係数の値は、1.07~1.08となり、おおよそ同じ値を示すが、被曝を考えるとという観点より大きい値に制限をとり、1.08の校正係数を使用した。

§ 4. 後方散乱係数と照射野

- (1) 後方散乱係数の値は、表3より、管電圧が大きくなったり、照射野が大きくなると値が増える。

表3 管電圧変化による照射野と後方散乱係数の変化

管電圧\照射野	100	400	900	1600	2500
40	1.2	1.3	1.3	1.3	1.3
50	1.2	1.3	1.4	1.4	1.4
60	1.2	1.3	1.4	1.4	1.4
70	1.2	1.4	1.4	1.4	1.4
80	1.2	1.4	1.5	1.5	1.5
90	1.2	1.4	1.5	1.5	1.5
100	1.3	1.4	1.5	1.5	1.5
110	1.3	1.4	1.5	1.5	1.5
120	1.2	1.4	1.5	1.5	1.5
130	1.3	1.5	1.5	1.5	1.5

大気補正係数：1013hPa
 室温：22度
 空気カーマ変換係数：33.850 (Gy/C/Kg)
 校正係数：1.08 (1.07~1.08で代表値) を使用
 チャンバーの校正定数：2.611E4 (C/Kg/C)
 距離：1.0m
 照射条件：200mA・100msec
 散乱体：アクリルファントム
 照射野：cm²

- (2) ある程度の照射野の大きさになると、値は増えなくなる (図3)。
 (3) 表4より各フィルムサイズの1mにおけるおおよその照射野の大きさを示した。
 (4) 以上のことより § 3 同様、被曝を考えるとという観点により大きい値に制限をとり、多重絞りの1mの全開での後方散乱定数値 (2500cm²での値) を使った。

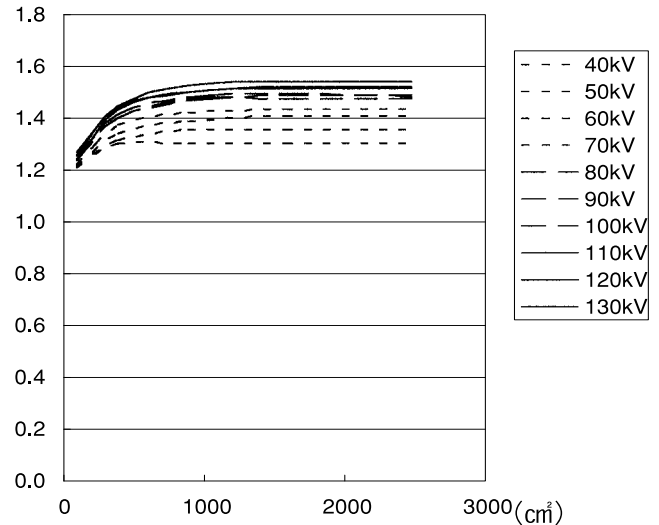


図3 各管電圧における照射野と後方散乱係数

表4 各距離におけるフィルムサイズの大きさ (cm²)

1 m で半切は40×50
1 m で大角は40×40
1 m で大陸は30×40
1 m で四切は30×35
1 m で六切は25×30
1.5m で半切は27.5×35 (1 m 相当)
1.5m で大角は27.5×27.5 (1 m 相当)
2 m で半切は20×25 (1 m 相当)
2 m で大角は20×20 (1 m 相当)

結 果

表6に計算値と実測値の比較を示す。

概ね、各一般撮影の撮影条件での皮膚表面線量は、表5より導き出した1mにおける空気のカーマ線量より、表3の後方散乱係数管電流比・撮影時間比及び撮影距離により式3)で求めた値と、アクリルファントムによる実測の表面吸収線量とほぼ一致した。

ま と め

1. X線管の40kVから140kVまでの実効エネルギーの測定の再現性は、良かった。
2. 4室におけるX線管球の実効エネルギーのバラツキの程度は、非常に小さかった。
3. 求めた実効エネルギーは、28keVから46keVで

表5 距離1mにおける空気のカーマ線量(mGy)

管電圧\撮影時間	50msec	250msec	500msec
40	0.05	0.28	0.58
50	0.12	0.63	1.28
60	0.20	1.05	2.13
70	0.29	1.50	3.03
80	0.38	1.97	3.99
90	0.49	2.49	5.06
100	0.59	3.05	6.21
110	0.71	3.65	7.44
120	0.84	4.30	8.78
130	0.97	4.99	10.20

大気補正係数：1013hPa

室温：22度

空気カーマ変換係数：33.850(Gy/C/Kg)

校正係数：1.08 (1.07~1.08で代表値)を使用

チャンバーの校正定数：2.611E4 (C/Kg/C)

距離：1.0m

mA：200mA

あり、よって空洞電離箱の校正係数の値は、1.07~1.08となった。

4. 後方散乱係数の値は、管電圧が大きくなると増える。また、照射野が大きくなっても増え、ある大きさより飽和状態になった。
5. 空気のカーマ線量より、各一般撮影の撮影条件での皮膚表面吸収線量をおおよそ推測できた。

考 察

今回の測定において、線量値は臨床上において被曝線量を被検者より問われたときに、回答できる程度の概ねの値であればよいものと考えたため、実測値との比較により表6に示す値で、かなりの信用性のある値が得られたように思われる。

最後に、この手法を用いポータブル撮影における皮膚表面での吸収線量の測定も行い、ポータブル撮影においてどの程度の被曝がなされているのかも検証したいと考える。

表6 計算値と実測値との比較

胸部条件を設定して		
体厚を20cmとして、(2.0-0.2=1.8 1.8×1.8=3.24)		
	120kV, 200mA, 50msec	
計算値	$0.84 \times 1.5 / 3.24$	約0.39mGy
実測値		0.38mGy
	120kV, 200mA, 32msec	
計算値	$0.84 \times 1.5 \times (32/50) / 3.24$	約0.25mGy
実測値		0.24mGy

腹部条件を設定して		
体厚を20cmとして、(1.5-0.2=1.3 1.3×1.3=1.69)		
	80kV, 200mA, 200msec	
計算値	$1.97 \times 1.5 \times (200/250) / 1.69$	約1.40mGy
実測値		1.52mGy
	70kV, 250mA, 200msec	
計算値	$1.50 \times 1.4 \times (250/200) \times (200/250) / 1.69$	約1.24mGy
実測値		1.34mGy
	80kV, 250mA, 320msec	
計算値	$1.97 \times 1.5 \times (250/200) \times (320/250) / 1.69$	約2.80mGy
実測値		2.84mGy

脊柱条件を設定して		
体厚を20cmとして, (1.0-0.2=0.8 0.8×0.8=0.64)		
	70kV, 250mA, 250msec	
計算値	$1.50 \times 1.4 \times (250/200) / 0.64$	約4.10mGy
実測値		4.40mGy
	75kV, 250mA, 500msec	
計算値	$((3.99 - 3.03) / 2) + 3.03 \times 1.5 \times (250/200) / 0.64$	約10.28mGy
実測値		10.29mGy
	80kV, 320mA, 500msec	
計算値	$3.99 \times 1.5 \times (320/200) / 0.64$	約14.96mGy
実測値		15.69mGy

四肢条件を設定して		
体厚を10cmとして, (1.0-0.1=0.9 0.9×0.9=0.81)		
	50kV, 160mA, 100msec	
計算値	$0.12 \times 1.4 \times (160/200) \times (100/50) / 0.81$	約0.33mGy
実測値		0.35mGy
	60kV, 160mA, 250msec	
計算値	$1.05 \times 1.4 \times (160/200) / 0.81$	約1.45mGy
実測値		1.56mGy
	50kV, 100mA, 32msec (SSDを1mとして考えて)	
計算値	$0.12 \times 1.4 \times (100/200) \times (32/50) / 1.0$	約0.05mGy
実測値		0.06mGy

文 献

- 1) 渡部洋一, 金森勇雄, 安田憲幸, 他: 医用放射線計測学, 医療科学社, 2000
- 2) 飯田博美著: 放射線管理技術, 通商産業研究社刊, 1978
- 3) J・キーファー著: 放射線生物学, シュプリンガー・フェアラー東京, 1994

Measurement of Surface Skin Dose in General Radiography

Toshihito FUKUI

Radiologist, Tokushima Red Cross Hospital

Now, diverse methods of radiography are used for diagnostic imaging. Radiation dose has been attracting less attention than the quality of images. The present study was undertaken to examine the level of radiation dose during general radiography, because radiological technologists should be familiar with the levels of radiation dose to patients receiving general radiography at their facilities and because patients receiving such

tests are also concerned with radiation dose levels.

Using a hollow ionization chamber type dosimeter, the dose level at the incident point of each patient's skin was measured. This was followed by calculation of the skin-absorbed dose level and estimation of the skin surface dose under varying conditions of imaging.

Obtaining these data will help us dissolve concerns of patients about exposure to radiation and elevate our awareness of the necessity to reduce the level of exposure during routine practice.

Key words: effective energy, exposure, absorbed dose

Tokushima Red Cross Hospital Medical Journal 9 :162-167, 2004
