

DEPTH DOSE AND SCATTERED DOSE DATA  
FOR DIAGNOSTIC X-RAYS

診断用 X 線の深部線量および散乱線量

SHIGETOSHI ANTOKU, Ph.D.\* 安徳重敏

MASAYOSHI MIZUNO 水野正義

YASUO SUGA 菅 和夫

WALTER J. RUSSELL, M.D., D.M.Sc.



ATOMIC BOMB CASUALTY COMMISSION

国立予防衛生研究所 - 原爆傷害調査委員会

JAPANESE NATIONAL INSTITUTE OF HEALTH OF THE MINISTRY OF HEALTH AND WELFARE

## TECHNICAL REPORT SERIES

### 業 績 報 告 書 集

The ABCC Technical Reports provide the official bilingual statements required to meet the needs of Japanese and American staff members, consultants, advisory groups, and affiliated government and private organizations. The Technical Report Series is in no way intended to supplant regular journal publication.

ABCC業績報告書は、ABCCの日米専門職員、顧問、諮問機関ならびに政府および民間の関係諸団体の要求に応ずるための日英両語による公式報告記録であって、業績報告書集は決して通例の誌上発表論文に代わるものではない。

DEPTH DOSE AND SCATTERED DOSE DATA  
FOR DIAGNOSTIC X-RAYS

診断用 X 線の深部線量および散乱線量

SHIGETOSHI ANTOKU, Ph.D.\* 安徳重敏  
MASAYOSHI MIZUNO 水野正義  
YASUO SUGA 菅 和夫  
WALTER J. RUSSELL, M.D., D.M.Sc.



ATOMIC BOMB CASUALTY COMMISSION  
HIROSHIMA AND NAGASAKI, JAPAN

A Cooperative Research Agency of  
U.S.A. NATIONAL ACADEMY OF SCIENCES—NATIONAL RESEARCH COUNCIL  
and  
JAPANESE NATIONAL INSTITUTE OF HEALTH OF THE MINISTRY OF HEALTH AND WELFARE

with Funds Provided by  
U.S.A. ATOMIC ENERGY COMMISSION  
U.S.A. NATIONAL CANCER INSTITUTE  
U.S.A. NATIONAL HEART AND LUNG INSTITUTE  
U.S.A. ENVIRONMENTAL PROTECTION AGENCY  
JAPANESE NATIONAL INSTITUTE OF HEALTH

原 爆 傷 害 調 査 委 員 会  
広島および長崎

米国学士院—学術会議と日本国厚生省国立予防衛生研究所  
との日米共同調査研究機関

米国原子力委員会, 米国癌研究所, 米国心臓・肺臓研究所  
米国環境保護庁および日本国厚生省国立予防衛生研究所  
の研究費による

## CONTENTS

### 目 次

Summary	要 約 .....	1
Introduction	緒 言 .....	1
Materials and Method	材料および方法 .....	2
Results	結 果 .....	4
Discussion	考 察 .....	5
References	参考文献 .....	9
Table 1.	Half-value layers of X-rays in the present study	2
表	本調査におけるX線の半価層 .....	2
2.	Exposure parameters for depth dose and scattered dose measurements	4
	深部線量および散乱線量測定のための照射条件 .....	4
3.	Percent depth dose in the direct beam by FSD, field size, added filtration and kVp	7
	焦点・皮膚間距離 (FSD), 照射野, 付加濾過板および kVp 別直接線の深部線量百分率 .....	7
4.	Scattered dose as percent of surface dose at field center, by distance from beam margin	8
	散乱線量の照射野中心部における表面線量に対する百分率: 照射辺縁からの距離別 .....	8
5.	Comparison of depth doses of Johns et al <sup>3</sup> and those of the present study	9
	Johns らの深部線量 <sup>3</sup> と本調査のそれとの比較 .....	9
Figure 1.	Mix-D phantom and Mix-D receptacles for Memorial ionization chambers	3
図	Mix-D ファントームと Memorial 電離箱を入れる Mix-D 容器 .....	3
2.	Experimental arrangement for depth dose and scattered dose measurements	3
	深部線量および散乱線量測定のための実験装置 .....	3
3.	Curves illustrating attenuation of the direct beam in a Mix-D phantom	5
	Mix-D ファントームにおける直接線の減弱曲線 .....	5
4.	Curves illustrating the attenuation of scattered radiation by distance from beam margin in a Mix-D phantom	6
	Mix-D ファントームにおける照射野辺縁からの距離別散乱線の減弱曲線 .....	6

Approved 承認 31 March 1975

## DEPTH DOSE AND SCATTERED DOSE DATA FOR DIAGNOSTIC X-RAYS

## 診断用 X 線の深部線量および散乱線量

SHIGETOSHI ANTOKU, Ph.D. (安徳重敏)\*; MASAYOSHI MIZUNO, (水野正義); YASUO SUGA, (菅和夫);  
WALTER J. RUSSELL, M.D., D.M.Sc.

Department of Radiology

放射線部

## SUMMARY

Depth and scattered doses in Mix-D phantoms were measured for various exposure parameters for most radiographic and fluoroscopic examinations used for the ABCC-JNIH Adult Health Study participants. Results are presented in the form of percent dose tables. These data were useful in estimating from surface doses, the doses to these subjects' critical organs, such as the active bone marrow and gonads, and for determining doses to sites other than those at which ionization chambers were located in a phantom human. The results of this study are being used in estimating radiography and fluoroscopy doses of participants in the Adult Health Study.

## INTRODUCTION

Bone marrow and gonadal doses during diagnostic radiological procedures are usually determined with ionization chambers and thermoluminescent dosimeters in phantom human materials. Depth dose and scattered dose data are necessary in order to estimate critical organ doses from surface or input doses. Liuzzi et al,<sup>1</sup> using depth dose data, have calculated bone marrow dose from incident surface doses obtained by X-ray films. Takeshita et al<sup>2</sup> confirmed that doses calculated by a method similar to that of Liuzzi et al approximated those obtained with ionization chambers inside a phantom human.

There are few reports<sup>3,4</sup> of depth dose data for diagnostic X-rays, compared to those for therapeutic X-rays, probably because of the relatively recent attention to reduction of patient exposure doses

## 要約

Mix-D ファントーム中における診断用 X 線の深部線量および散乱線量を、ABCC 一予研成人健康調査対象者について行われている通常の撮影および透視検査の照射条件について測定した。その結果は線量百分率として示されている。これらの資料は表面線量から骨髄および生殖腺のような重要器官の線量推定、ならびに人体ファントーム内の電離箱以外の場所の線量決定に有用であった。これらの結果は成人健康調査対象者の X 線撮影および透視検査における被曝線量推定に利用されている。

## 緒言

診断用 X 線検査による骨髄および生殖腺線量は、通常、人体ファントーム内で電離箱および熱ルミネッセンス線量計によって測定されている。表面線量または入射線量から重要器官への線量の推定を行うためには、深部線量および散乱線量の資料が必要である。Liuzzi らは、深部線量資料を用いて、X 線フィルムによって得られた入射表面線量から骨髄線量を計算している。<sup>1</sup> 竹下らは、Liuzzi らと同じ方法で計算された線量が人体ファントーム内で電離箱を用いて得た線量と近似していることを確認した。<sup>2</sup>

診断用 X 線の深部線量に関する報告例は、治療用 X 線のそれと比較して極めて少ないが、<sup>3,4</sup> これは、恐らく最近診断用 X 線による患者への被曝線量の削減に注意が払わ

\* Research Institute for Nuclear Medicine and Biology, Hiroshima University; Visiting Research Associate, ABCC

広島大学原爆放射能医学研究所, ABCC 非常勤研究員

during diagnostic X-ray procedures. Johns et al<sup>3</sup> published detailed depth dose data, but theirs are mainly applicable to fluoroscopic examinations with relatively small field sizes and short focal spot-skin distances.

In the present study, using Mix-D phantoms and ionization chambers, depth doses and scattered doses were measured for exposure parameters used in radiographic and fluoroscopic examinations of participants in the ABCC-JNIH Adult Health Study (AHS).<sup>5</sup> The resulting data are being used in calculating their bone marrow and gonad doses.<sup>6-9</sup>

## MATERIALS AND METHOD

**X-ray Apparatus.** A General Electric radiography-fluoroscopy unit, 130 kVp, 500 mA with full-wave rectification was used to irradiate the phantoms.

**Dosimetric Apparatus.** Memorial ionization chambers<sup>10,11</sup> were used with a Baldwin-Farmer, type RB, electrometer.

**Phantom.** A plain Mix-D block-shaped phantom, measuring 30×50×20 cm was used. Memorial ionization chambers were housed in receptacles made of Mix-D material, 5, 10, and 15 cm from the superior surface of the phantom (Figure 1). The arrangement for depth dose and scattered dose measurements is shown in Figure 2.

TABLE 1 HALF-VALUE LAYERS OF X-RAYS IN THE PRESENT STUDY  
AT FOCUS-DOSIMETER DISTANCE (FDD): 100 cm, FIELD DIAMETER 10 cm AT 100 cm

表1 本調査におけるX線の半価層, 焦点・線量計間距離 (FDD): 100 cm  
照射野直径: 100 cmの距離で10cm

Tube Voltage (kVp)	Half-value Layers by Added Filtration (mmAl)		
	0.5	1.0	2.0
50	1.35	1.60	1.90
60	1.60	1.80	2.25
70	1.80	2.05	2.55
80	2.05	2.35	2.95
90	2.30	2.65	3.30
100	2.45	2.85	3.70
130	3.05	3.65	4.80

The half-value layers (HVL) of X-rays by tube voltage and added filtration are shown in Table 1. Depth doses and scattered doses were measured according to the exposure parameters shown in Table 2.

A variable collimator was used to describe field sizes closely simulating the actual X-ray exposures. The resulting exposure fields were verified by

れるようになったことによるものであろう。Johnsら<sup>3</sup>は、詳細にわたる深部線量資料を発表しているが、これは主として照射野が相対的に小さく焦点・皮膚距離 (FSD) の短い透視検査に適用されるものである。

本調査では、ABCC一予研成人健康調査において受診者の直接撮影および透視検査に用いられている照射条件について、Mix-Dファントームと電離箱とを使用して、深部線量と散乱線量とを測定した。<sup>5</sup> 得られた資料は、骨髄線量や生殖腺の線量計算に現在使用されている。<sup>6-9</sup>

## 材料および方法

**X線装置.** General Electric 製撮影—透視用装置, 130 kVp, 500 mA, 全波整流を用いてファントームに照射を行った。

**線量計.** Memorial 電離箱と Baldwin-Farmer RB 型電流計を用いた。<sup>10,11</sup>

**ファントーム.** 無骨 Mix-D ブロック型ファントーム, 30×50×20cmのものを使用した。Mix-D材で作った容器に、Memorial 電離箱を入れ、ファントームの表面から深さ 5, 10, 15cmの所に挿入した (図1)。深部線量および散乱線量測定のための装置は図2に示す。

表1は、管電圧および付加濾過板別にX線の半価層 (HVL) を示す。深部線量および散乱線量は表2に示す照射条件によって測定された。

実際のX線照射にできるだけ近似した照射野の大きさにするために、可変絞りを使用した。この結果得られた照射野は、ファントームの表面に取り付けた遮光封筒内の

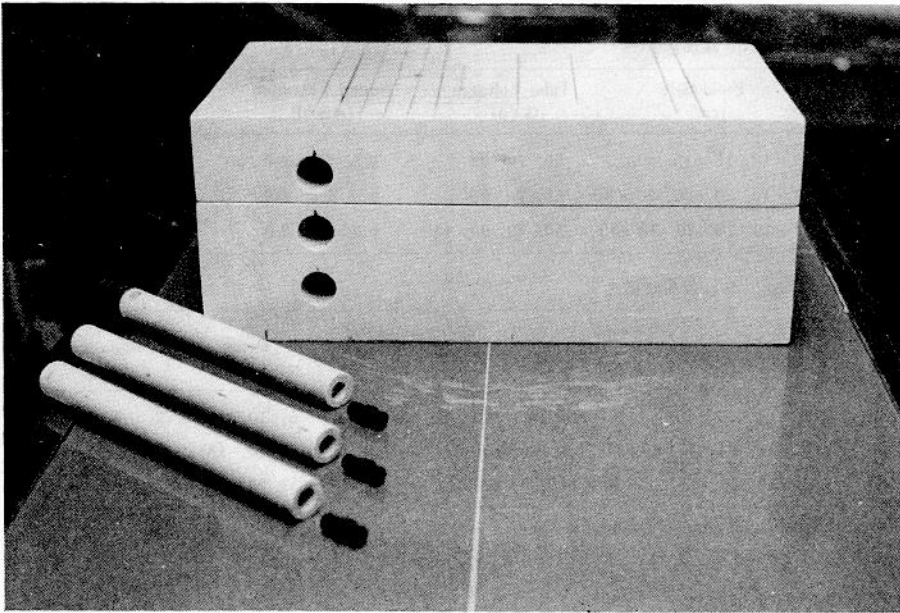


Figure 1 Mix-D phantom and Mix-D receptacles for Memorial ionization chambers.

図1 Mix-D ファントムと Memorial 電離箱を入れる Mix-D 容器

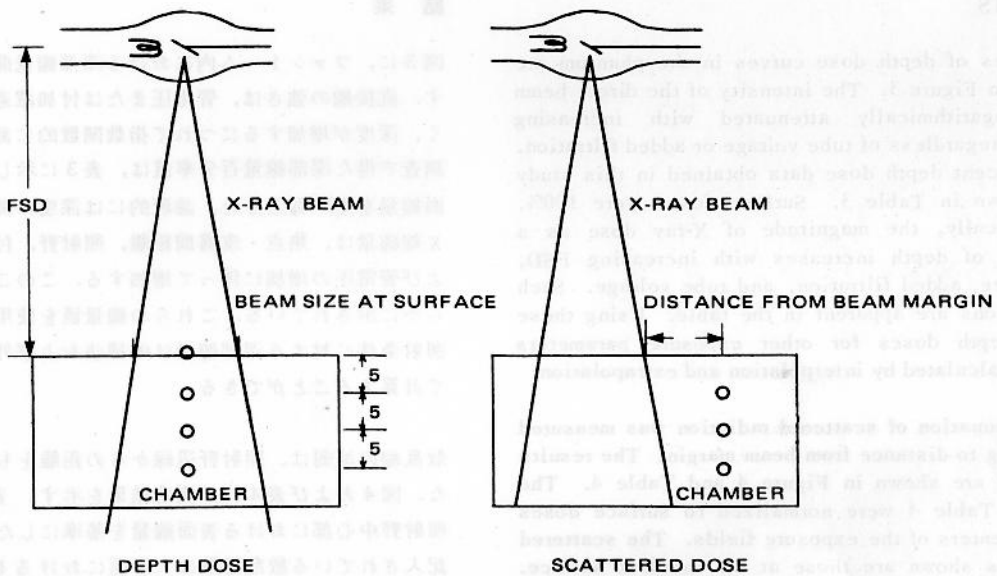


Figure 2 Experimental arrangement for depth dose and scattered dose measurements

図2 深部線量および散乱線量測定のための実験装置

TABLE 2 EXPOSURE PARAMETERS FOR DEPTH DOSE AND SCATTERED DOSE MEASUREMENTS

表2 深部線量および散乱線量測定のための照射条件

A. Depth Dose		A: 深部線量			
FSD (cm)	Field Size (cm)	Tube Voltages (kVp)	Added Filtration (mmAl)	Depth (cm)	
45	10×10, 15×15	50, 70, 90	0.5, 1.0, 2.0	5, 10, 15	
80	10×10, 20×20, 30×30	50, 70, 90	0.5, 1.0, 2.0	5, 10, 15	
180	10×10, 20×20, 30×30	50, 70, 90, 130	0.5, 1.0, 2.0	5, 10, 15	

B. Scattered Dose		B: 散乱線量			
FSD (cm)	Field Size (cm)	Tube Voltage (kVp)	Added Filtration (mmAl)	Depth (cm)	Distance* (cm)
45	10×10, 15×15	60, 80, 100	1.0	5, 10, 15,	2, 4, 6, 8,
80	10×10, 20×20, 30×30	60, 80, 100	1.0	5, 10, 15,	2, 4, 6, 8,
180	10×10, 20×20, 30×30	60, 80, 100	1.0	5, 10, 15,	2, 4, 6, 8,

\* Distance from beam edge at incident surface. 入射面における線錐縁からの距離

means of X-ray film in light-tight envelopes on the phantom surfaces. Since tube voltages higher than 100 kVp were frequently used in routine chest radiography,<sup>12</sup> dose data of 130 kVp were included for 180 cm focus (X-ray tube anode focal spot)-surface distance (FSD).

## RESULTS

Examples of depth dose curves in the phantom are shown in Figure 3. The intensity of the direct beam was logarithmically attenuated with increasing depths, regardless of tube voltage or added filtration. The percent depth dose data obtained in this study are shown in Table 3. Surface doses were 100%. Theoretically, the magnitude of X-ray dose as a function of depth increases with increasing FSD, field size, added filtration, and tube voltage. Such correlations are apparent in the table. Using these data, depth doses for other exposure parameters can be calculated by interpolation and extrapolation.

The attenuation of scattered radiation was measured according to distance from beam margin. The results obtained are shown in Figure 4 and Table 4. The data in Table 4 were normalized to surface doses at the centers of the exposure fields. The scattered distances shown are those at the incident surface. Depending on beam divergence, some of the chambers at various depths were inside the beam and are indicated in the table. Relatively wide deviations of scattered doses from those plotted linearly by

X線フィルムによって確認された。通常の胸部X線検査で100 kVpよりも高い管電圧がしばしば用いられていたため、<sup>12</sup> 焦点(X線管球陽極焦点)・皮膚間距離(FSD)180cmについては130 kVpの線量値をも求めた。

## 結果

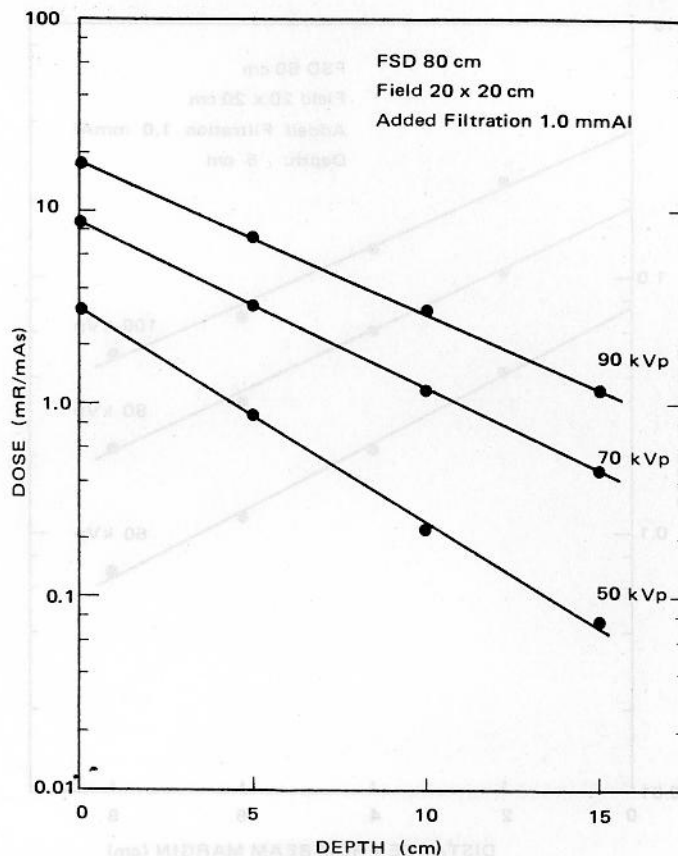
図3に、ファントム内における深部線量曲線の例を示す。直接線の強さは、管電圧または付加濾過板に関係なく、深度が増加するにつれて指数関数的に減弱した。本調査で得た深部線量百分率値は、表3に示してある。表面線量を100%とした。論理的には深度の関数としてのX線線量は、焦点・皮膚間距離、照射野、付加濾過板および管電圧の増加に伴って増加する。このことは表に明らかに示されている。これらの線量値を使用して、他の照射条件に対する深部線量は内挿法および外挿法によって計算することができる。

散乱線の減弱は、照射野辺縁からの距離をもとに測定した。図4および表4には測定結果を示す。表4の値は、照射野中心部における表面線量を基準にしたものである。記入されている散乱距離は入射面におけるものである。線束の拡散によって、種々の深さに挿入された電離箱のうち、あるものは、線錐内にあり、これらは表に示してある。散乱線が比較的少ないので、測定された散乱線量



Figure 3 Curves illustrating attenuation of the direct beam in a Mix-D phantom

図3 Mix-D フェントームにおける直接線の減弱曲線



distance from beam margin were observed because of relatively small scattered radiation—particularly for ionization chambers located far from the beam margin.

## DISCUSSION

Compared with other ionization chambers, the energy dependence of the Memorial chamber is very small in the energy range of diagnostic X-rays.<sup>10,11</sup> The energy of incident X-rays changes by depth and scattering distance. According to the changes in effective half-value layer by depth as reported by Epp and Weiss,<sup>13</sup> and the response changes of the Memorial chamber by photon energy,<sup>10,11</sup> the resultant error is estimated to have been less than 5%.

Depth dose data reported by a number of authors have been summarized by the Hospital Physicists Association.<sup>14</sup> Among these, however, only the data of Johns et al<sup>3</sup> which included exposure parameters with FSD's of 15 to 30 cm and field sizes of 0 to 100 cm<sup>2</sup> are comparable to those obtained in our study. Assuming X-rays are attenuated according to the inverse square law, for comparison, the data of the present study were calculated for exposure parameters similar to those

は照射野辺縁からの距離に対して、直線的にプロットした線量値に比べ、かなりのばらつきがみられた。特に照射野縁から離れた所にある電離箱ではそれが大きかった。

## 考 察

診断用X線のエネルギーの範囲では Memorial 電離箱のエネルギー依存性は他の電離箱に比較して極めて小さい。<sup>10,11</sup> 入射X線のエネルギーは、深さおよび散乱距離によって変化する。Epp および Weiss<sup>13</sup> によって報告されている、深さによる有効半価層の変化、および光子エネルギーによる Memorial 電離箱の感度の変化<sup>10,11</sup> によって生じる誤差は、5%以下と推定されている。

多くの研究者によって報告されている深部線量の資料は Hospital Physicists Association (病院物理学者協会) によって要約されている。<sup>14</sup> これらのうち、本調査の資料と比較できるものは、FSD 15–30 cmで、照射野 0–100 cm<sup>2</sup> の照射条件をもつ Johns ら<sup>3</sup> のデータのみである。X線の強さが距離の逆2乗則に従って減弱すると仮定した場合、Johns らの調査資料と似た照射条件で得られた本調査資

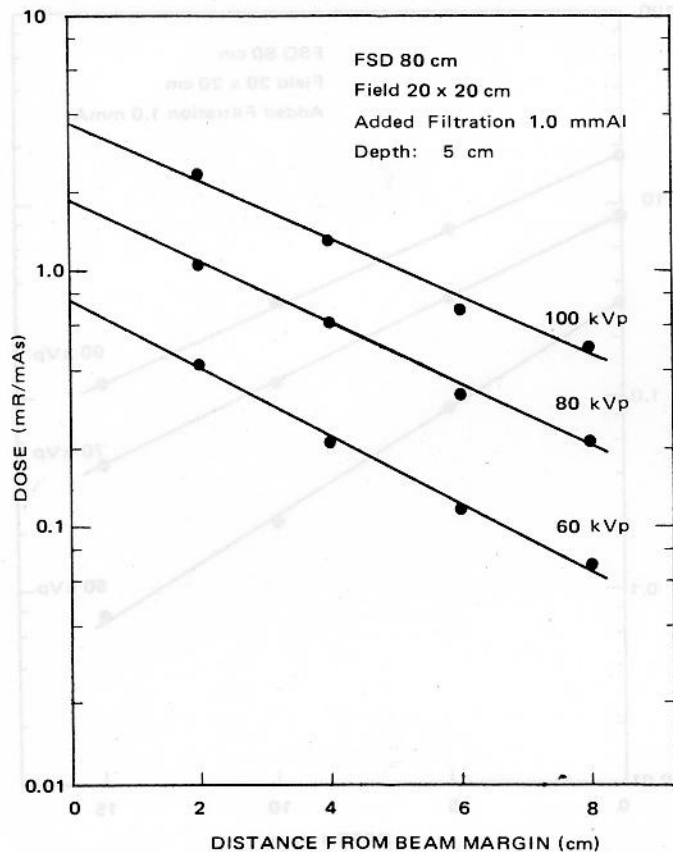


Figure 4 Curves illustrating the attenuation of scattered radiation by distance from beam margin in a Mix-D phantom

図4 Mix-D フェントームにおける照射野辺縁からの距離別散乱線の減弱曲線

of Johns et al. One example of these comparisons is shown in Table 5. In general, there was good agreement between our data and theirs.

Scattered doses are presented as percent of surface dose at the center of the exposure field. Percent of dose at zero distance, or beam margin, can be calculated by extrapolation according to attenuation curve for scattered radiation. However, the dose near the beam margin, within the beam, is greater than the dose extrapolated at zero scattered distance, because of a sharp decrease in dose near the beam margin.<sup>6</sup> The present dose tables are therefore a more useful method of calculating scattered radiation doses.

The Adrian Report,<sup>15</sup> estimated that, on the average, 22% of the bone marrow dose from medical X-ray was due to exposure of the marrow outside the direct X-ray beam. Antoku and Milton<sup>7</sup> reported that 5% of the mean active bone marrow dose in postero-anterior chest radiography was due to exposure of the marrow outside the direct beam. These differences are most likely due to variations in beam sizes. The relative contribution of scattered radiation to the total dose therefore cannot be ignored, particularly for examinations using small field sizes as in fluoroscopy.

料を計算して比較を行った。この1例を表5に示す。総体的に、本調査資料と Johns らの資料との間には、よい一致がみられた。

散乱線量は、照射野の中心部における表面線量の百分率として示されている。散乱距離零または照射野辺縁における線量の百分率は、散乱線の減弱曲線を基に外挿によって算出することができる。しかし、照射野辺縁付近の線錐内線量は、散乱距離零の個所で外挿によって得られた線量よりも大である。これは照射野辺縁付近の線錐線量に急激な減少があるためである。<sup>6</sup> 従って、本調査での線量表は、散乱線量を計算する上に一層有効な方法である。

Adrian 委員会の報告書では、<sup>15</sup> 医療用 X 線による骨髄線量の平均22%が直接 X 線の線錐外の骨髄被曝に起因すると推定している。安徳および Milton は、<sup>7</sup> 背腹方向胸部 X 線検査において平均骨髄線量の5%が直接線錐外の骨髄被曝に起因していたと報告している。これらの差は、おそらく線束の大きさの差によるものと思われる。従って、透視検査のように小さな照射野を用いる検査では、総線量に対する散乱線の相対的な寄与を無視することはできない。

TABLE 3 PERCENT DEPTH DOSE IN THE DIRECT BEAM BY FSD, FIELD SIZE, ADDED FILTRATION AND KVP

表3 焦点・皮膚間距離 (FSD), 照射野, 付加濾過板および kVp  
別直接線の深部線量百分率

FSD (cm)	Field Size (cm)	Added Filtration (mmAl)	kVp	Percent Depth Dose			FSD (cm)	Field Size (cm)	Added Filtration (mmAl)	kVp	Percent Depth Dose		
				5 cm	10 cm	15 cm					5 cm	10 cm	15 cm
45	10 × 10	0.5	50	22.3	4.47	1.15	180	10 × 10	0.5	50	26.2	6.44	1.79
			70	29.6	8.04	2.90				70	33.8	10.8	3.84
			90	34.3	11.7	4.14				90	37.2	12.5	4.88
		1.0	50	24.0	5.29	1.34			50	28.2	7.23	2.11	
			70	31.2	9.48	3.02			70	34.5	12.9	4.26	
			90	36.9	13.1	4.04			90	39.4	12.6	5.60	
	15 × 15	2.0	50	28.1	7.57	1.98	50	33.5	9.51	3.80			
			70	32.9	10.8	3.55	70	35.3	11.6	4.31			
			90	37.2	13.6	4.98	90	37.8	13.9	5.11			
		0.5	50	25.3	5.82	1.60	20 × 20	0.5	50	28.6	8.03	2.27	
			70	31.7	10.2	3.35			70	37.4	13.0	5.09	
			90	34.7	13.7	4.49			90	41.2	14.9	7.17	
80	10 × 10	1.0	50	25.9	6.37	1.76	30 × 30	1.0	50	29.1	8.71	2.40	
			70	33.5	10.9	3.85			70	39.5	15.8	6.32	
			90	36.3	13.0	4.77			90	42.8	18.2	7.71	
		2.0	50	28.2	7.32	2.23		50	30.9	9.30	3.03		
			70	35.2	12.2	4.41		70	39.1	16.8	6.69		
			90	39.2	15.9	6.35		90	43.2	18.8	8.14		
20 × 20	0.5	50	24.1	5.81	1.54	50	29.9	9.26	2.56				
		70	31.8	9.82	3.17	70	40.2	16.4	6.50				
		90	35.7	12.1	4.29	90	44.1	19.4	8.70				
		1.0	50	24.5	5.94	1.48	130	48.2	26.1	12.4			
			70	32.4	9.87	3.29	70	31.2	9.50	2.79			
			90	35.8	12.6	4.63	90	43.9	20.0	8.03			
	2.0	50	26.1	6.72	1.77	130	51.8	26.3	13.8				
		70	33.6	11.2	3.87	70	45.1	20.2	9.16				
		90	38.5	15.3	6.75	90	52.4	27.0	13.9				
		0.5	50	26.5	7.22	2.10	50	33.2	10.9	3.41			
			70	37.1	14.0	5.05	70	44.6	20.1	8.30			
			90	40.5	16.5	7.38	90	46.0	22.3	10.2			
30 × 30	1.0	50	29.5	7.35	2.45	130	52.4	27.0	13.9				
		70	37.8	13.9	5.22	70	44.6	20.1	8.30				
		90	41.4	17.1	7.85	90	52.4	27.0	13.9				
	2.0	50	32.6	9.69	3.19	50	33.2	10.9	3.41				
		70	38.2	15.2	5.11	70	44.6	20.1	8.30				
		90	42.7	20.3	8.24	90	52.4	27.0	13.9				
1.0	0.5	50	26.6	6.61	1.78	50	31.2	9.50	2.79				
		70	36.5	13.1	5.10	70	43.9	20.0	8.03				
		90	42.6	17.2	7.29	90	45.1	20.2	9.16				
	2.0	50	30.2	8.70	3.00	130	51.8	26.3	13.8				
		70	37.8	13.0	5.20	70	44.6	20.1	8.30				
		90	43.6	18.7	8.19	90	52.4	27.0	13.9				
2.0	0.5	50	32.5	10.6	3.44	50	31.2	9.50	2.79				
		70	39.6	14.6	5.84	70	43.9	20.0	8.03				
		90	45.0	20.4	8.81	90	45.1	20.2	9.16				

TABLE 4 SCATTERED DOSE AS PERCENT OF SURFACE DOSE AT FIELD CENTER, BY DISTANCE FROM BEAM MARGIN  
Added Filtration: 1.0 mmAl

表4 散乱線量の照射野中心部における表面線量に対する百分率：照射辺縁からの距離別 付加濾過板：1.0 mm Al

FSD (cm)	Field Size (cm)	Depth (cm)	kVp	Distance from Beam Margin (cm)*				FSD (cm)	Field Size (cm)	Depth (cm)	kVp	Distance from Beam Margin (cm)*				
				2	4	6	8					2	4	6	8	
45	10 × 10	5	60	6.50	3.10	1.57	0.73	180	10 × 10	5	60	5.00	2.69	1.42	0.82	
			80	7.66	3.83	1.99	0.98				80	5.00	3.11	1.63	0.95	
			100	8.55	4.52	2.34	1.34				100	4.92	2.91	1.74	1.02	
		10	60	2.77	1.54	0.89	0.52			60	2.21	1.28	0.58	0.35		
			80	3.69	2.26	1.34	0.80			80	2.61	1.75	0.95	0.64		
			100	4.66	2.89	1.74	1.02			100	2.86	1.90	1.15	0.71		
	15	60	1.18	0.72	0.47	0.29	60		0.93	0.58	0.35	0.22				
		80	1.88	1.14	0.78	0.49	80		1.27	0.86	0.55	0.38				
		100	2.28	1.57	1.08	0.64	100		1.39	0.99	0.68	0.44				
	80	15 × 15	5	60	7.16	3.27	1.78		0.88	20 × 20	5	60	7.44	3.95	2.44	1.51
				80	8.03	3.83	2.05		1.24			80	7.50	4.36	2.82	1.68
				100	9.38	4.53	2.68		1.49			100	7.64	4.64	3.05	1.83
10			60	[3.36]	1.68	1.14	0.58	60	3.72		2.21	1.28	0.70			
			80	[4.30]	2.49	1.42	0.98	80	4.50		2.91	1.68	0.95			
			100	[5.83]	2.92	1.97	1.26	100	4.37		3.13	2.30	1.37			
15		60	(1.30)	0.88	0.60	0.35	60	1.63	1.05		0.81	0.58				
		80	(2.38)	1.33	0.83	0.65	80	2.27	1.55		1.05	0.77				
		100	(3.31)	1.69	1.21	0.86	100	2.52	1.83		1.74	1.21				
80		10 × 10	5	60	5.85	2.56	1.37	0.53	30 × 30		5	60	8.02	4.42	2.79	1.74
				80	6.62	2.97	1.29	0.69				80	8.86	5.00	3.27	2.09
				100	7.46	3.40	1.60	0.89				100	9.23	5.45	3.76	2.32
	10		60	2.62	1.40	0.65	0.37	60		3.84	2.44	1.62	1.05			
			80	3.44	1.93	0.90	0.54	80		5.41	3.36	2.23	1.45			
			100	4.07	2.25	1.24	0.75	100		5.67	3.80	2.60	1.77			
	15	60	1.02	0.63	0.35	0.22	60	1.98		1.30	0.93	0.58				
		80	1.52	0.98	0.57	0.36	80	3.00		2.00	1.41	1.00				
		100	1.91	1.25	0.78	0.50	100	3.53		2.47	1.70	1.28				
	20 × 20	5	60	7.96	3.94	1.97	1.32	60		7.96	3.94	1.97	1.32			
			80	8.70	4.97	2.50	1.70	80		8.70	4.97	2.50	1.70			
			100	10.1	5.54	2.90	2.15	100		10.1	5.54	2.90	2.15			
10		60	4.08	2.12	1.26	0.87	60	4.08	2.12	1.26	0.87					
		80	5.27	3.27	1.82	1.34	80	5.27	3.27	1.82	1.34					
		100	6.25	3.83	2.16	1.79	100	6.25	3.83	2.16	1.79					
15	60	[2.13]	1.12	0.74	0.52	60	[2.13]	1.12	0.74	0.52						
	80	[3.09]	1.80	1.19	0.85	80	[3.09]	1.80	1.19	0.85						
	100	[3.88]	2.77	1.54	1.19	100	[3.88]	2.77	1.54	1.19						
30 × 30	5	60	8.03	4.08	2.29	1.22	60	8.03	4.08	2.29	1.22					
		80	8.93	4.77	2.73	1.51	80	8.93	4.77	2.73	1.51					
		100	10.1	5.54	3.18	2.38	100	10.1	5.54	3.18	2.38					
	10	60	[4.93]	2.38	1.44	0.87	60	[4.93]	2.38	1.44	0.87					
		80	[6.34]	3.09	2.01	1.24	80	[6.34]	3.09	2.01	1.24					
		100	[7.29]	4.08	2.65	1.70	100	[7.29]	4.08	2.65	1.70					
15	60	(2.27)	1.23	0.85	0.52	60	(2.27)	1.23	0.85	0.52						
	80	(3.32)	1.88	1.31	0.86	80	(3.32)	1.88	1.31	0.86						
	100	(4.25)	2.45	1.71	1.21	100	(4.25)	2.45	1.71	1.21						

\* Scattered distance at incident surface:

( ) Inside the beam, [ ] Penumbra of the beam.

入射面における散乱距離：( ) 線維内, [ ] 線維辺縁.

TABLE 5 COMPARISON OF DEPTH DOSES OF JOHNS ET AL<sup>3</sup> AND THOSE OF THE PRESENT STUDY  
FSD: 30 cm, FIELD SIZE 100 cm<sup>2</sup>

表5 Johns らの深部線量<sup>3</sup>と本調査のそれとの比較  
焦点・皮膚間距離: 30cm, 照射野: 100 cm<sup>2</sup>

Depth (cm)	Percent Depth Dose	
	Johns et al HVL, 2.0 mmAl	Present Study HVL, 2.05 mmAl
0	100	100
1	80.4	78.0
2	61.4	59.9
3	46.8	46.1
4	36.0	36.0
5	28.3	28.2
6	22.2	22.0
7	17.6	16.8
8	14.0	13.3
9	11.1	10.6
10	8.7	8.1

#### REFERENCES

##### 参考文献

- LIUZZI A, BLATZ H, EISENBUD M: A method for estimating the average bone-marrow dose from some fluoroscopic examinations. *Radiology* 82:99-105, 1964
- TAKESHITA K, ANTOKU S, SAWADA S: Exposure pattern, surface, bone marrow integral and gonadal dose from fluoroscopy. *Br J Radiol* 45:53-8, 1972
- JOHNS HE, EPP ER, FEDORUK SO: Depth dose data 75 kVp to 140 kVp. *Br J Radiol* 26:32-7, 1953
- BRAESTRUP CB: Depth dose measurements for 100-, 120- and 135-kv roentgen rays. *Radiology* 42:258-72, 1944
- BELSKY JL, TACHIKAWA K, JABLON S: ABCC-JNIH Adult Health Study. Report 5. Results of the first five cycles of examinations, Hiroshima-Nagasaki 1958-68. ABCC TR 9-71
- ANTOKU S, RUSSELL WJ: Dose to the active bone marrow, gonads, and skin from roentgenography and fluoroscopy. *Radiology* 101:669-78, 1971
- ANTOKU S, MILTON RC: Dose to bone marrow and gonads from chest examinations. Calculations by electronic computer. ABCC TR 4-67
- ANTOKU S, YOSHINAGA H, RUSSELL WJ: Bone marrow and gonadal dose in roentgenography excluding posteroanterior chest examinations, Hiroshima and Nagasaki. ABCC TR 5-68
- ANTOKU S, RUSSELL WJ, TAKESHITA D, SAWADA S: Dose from chest photofluorography. ABCC TR 21-70
- GARRETT R, LAUGHLIN JS: A diagnostic X-ray exposure dose chamber. *Health Phys* 2:189-94, 1959
- ANTOKU S, RUSSELL WJ, MIZUNO M, SUGA Y: Memorial ionization chambers; construction and response. *Health Phys* 23:559-63, 1972
- SAWADA S, RUSSELL WJ, WAKABAYASHI T: Radiography and fluoroscopy techniques in hospitals and clinics. ABCC TR 2-68
- EPP ER, WEISS H: Spectral fluence of scattered radiation in a water medium irradiated with diagnostic X-rays. *Radiat Res* 30:129-39, 1967
- HOSPITAL PHYSICISTS ASSOCIATION: Central axis depth dose data for use in radiotherapy. Ed by Cohen M, Johns DEA, Greene D, British Institute of Radiology. *Br J Radiol Suppl* 11, 1972
- Radiological Hazards to Patients. Final Report of the Adrian Committee. London, H.M. Stationary Office, 1966