心血管検査時における術者甲状腺の被曝線量 (河原田・他)

テクニカルノート

心血管検査時における術者甲状腺の被曝線量

河原田 泰 尋・香 山 二 朗・羽 鳥 昇

高 橋 昇・小 山 一 郎・白 石 明 久

大 竹 英 則・宮 沢 康 志

群馬大学医学部附属病院中央放射線部

(論文受理 1990年3月2日)

(最終論文受理 1990年11月29日)

(Code No. 114.1, 114.5)

Key words : Radiation protection. Angiography. Dosimetry.

OCCUPATIONAL THYROID DOSE DURING CARDIOVASCULAR
EXAMINATIONS

YASUHIRO KAWAHARADA, JIRO KAYAMA, NOBORU HATORI,
NOBORU TAKAHASHI, ICHIRO KOYAMA, AKIHISA SHIRAISHI,
HIDENORI OTAKE, and YASUSHI MIYAZAWA.

Department of Radiology, Gunma University Hospital.

(Article received : Mar 2, 1990)

Summary

Medical system has been recently divided into many divisions where appropriate examinations and treatments are performed by specialists in each field.

Special and complicated radiologic examinations such as cardiovascular angiography are performed by specialists. An occupational exposure dose tends to increase and to be limited to some specialized physicians and technicians. Therefore, efficient protective equipment and clothing have to be seriously considered so as to decrease the occupational exposure dose.

The thyroid gland is not protected by any of the conventional protectors. We have tried to decrease the occupational exposure dose by improving the conventional protector and utilizing various other materials.

The paper is a report on the effectiveness of the methods used and the results.

1. はじめに

近年の医療は専門分化され、各々の分野に精通した医療技術者によって確実に迅速に診療が行われている。特

に特殊検査のうち心血管検査において危険性、特殊性から専門医へ集中する傾向がみられ、特定従事者の被曝線量が増加している。軽減対策として、装置そのものに防護物を設ける方法¹⁻⁶⁾、直接人体を防護する方法^{7,8)}、装置の配置などの改善ならびに、これらの併用によって低減が行われている。これらの方法の甲状腺への影響についての報告は少なく¹⁰⁾、甲状腺の被曝に対して正しい評価がなされていない。われわれは防護衣の改良と被検者側面に遮蔽体をもうけるなどにより散乱線量がどのように変化するかを、甲状腺部と生殖腺部の空間散乱線量の測定ならびに従事者甲状腺被曝線量を測定し組織線量当量についても検討・評価¹⁴⁻¹⁶⁾したので報告する。

2. 使用機器および器具

X線装置：ギガントス・ミーマⅢ（シーメンス）、ポリドロス100・アンギオスコープ・コーディネート3D（シーメンス）

管電圧管電流計：AB-2015D（トーレック）

放射線測定器：半価層測定

電離箱式測定器 Model-1015（ラジカルコーポレーション）

：散乱線エネルギー測定電離箱 Model-660（ビクトリーン）

：TLD-MSO（極光）

ファントム：胸部、腹部ランドファントム

水ファントム：30×20×45 cm（JIS-Z4915）

遮蔽体：鉛当量0.35 mm厚、5×40 cm、10×40 cm、15×40 cm、20×40 cm および70×80 cm

防護衣：羽衣 JIS 規格エプロンタイプ(株)マエダ、鉛当量0.35 mm

：頸部防護型エプロンタイプ(株)保科製作所、鉛当量0.35 mm

3. 防護衣の改良

今回頸部防護を含めた防護衣の改良にあたり、一般成人頸部の計測結果から底辺50 cm、上辺30 cm、高さ15 cmの大きさを従来のエプロンタイプ防護衣(縦80 cm、横60 cm、鉛当量0.35 mm)に取り付けた一体型とし、余分な材質や補強材を加える事なく、従来のエプロンタイプとほとんど変わらない機能性と実用性を備え、これを着用することによって胸部、腹部のみならず頸部まで防護できるエプロンを試作した。(photo. 1)

4. 方 法

Photo 1 Improved protector

1. 散乱線エネルギーの推定

一般に心血管撮影検査に使用される管電圧は、平均75 kVであり、術者の被曝は、殆ど散乱線によるものと考えられることから、30 kV～80 kV (5 kV ステップ)、2 mAの透視条件で各実効エネルギーを半価層測定より求めた。このときの3 mm アルミニウムフィルタの減弱率も電離箱を用いて測定した。電離箱には、アルミニウムフィルタ透過X線のみを測定し、散乱線の影響をなくするため鉛の筒に入れ 2π 方向のみ検出可能とした。(Fig. 1)

Fig. 1 Arrangement of the measurement of the aluminum decreasing rate.

心血管検査時における術者甲状腺の被曝線量 (河原田・他)

次に被写体に胸部ランドファントームを用いX線管・イメージ振り角 0° , RAO 45° , LAO 45° にしたときの各測定点において、電離箱を用いて、3 mm アルミニウムキャップを使用し散乱線の減弱率を測定した。得られた減弱率を先に求めた実効エネルギーにおける3 mm アルミニウム減弱率より散乱線エネルギーを求めた。この時電離箱にはファントームからの散乱線のみを検出するように鉛の筒に入れ他からの散乱線の影響を極力少なくした。(Fig. 2A)

Fig. 2 Arrangement of the measurement of the scattered radiation.

[A] Measurement of the X-ray energy.

[B] Measurement of the distribution of the scattered radiation.

2. 散乱線の測定

実際の検査に近い状況をもとに、胸部ランドファントームを用いて、右上腕動脈または、右鼠蹊部からカテーテル法における術者の位置を仮定し、X線管・イメージ振り角 0° , RAO 45° , LAO 45° とし、①胸部ファントームの右腋窩から右腸骨に至る範囲に鉛当量0.35 mmの遮蔽体(40×5 cm, 40×10 cm, 40×15 cm, 40×20 cm)を各々ベットの上のみを遮蔽し、ファントームに密着させて置いたとき。

②胸部ファントームの同部位のベットより床上までの間

に鉛当量0.35 mm遮蔽体(長さ80, 巾70 cm)を吊り下げたとき、ならびに①と②を併用したときの三方法について床上80 cm(生殖腺部), 床上130 cm(甲状腺部)の各点について電離箱線量計(660型)を用いて測定し全く遮蔽のない場合と比較した。Fig. 2Bに測定の方法ならびに測定点を示した。

散乱線エネルギーおよび散乱線分布測定電離箱(660型)は、Cs-137で校正し使用した。測定は1分間積算線量を5回測定し平均値した。この測定値にアルミキャップ法により求めた散乱線エネルギーでの線量計校正定数を掛けて真値とした。

3. 被曝線量

散乱線分布より得られた、各位置での空間線量と心血管検査時の術者を中心として補助者、記録者を代表に選び実際に頸部にTLD素子をつけ被曝線量と透視時間、撮影フィルム量との関係について集計した。アルミニウムキャップ法により求めた散乱線エネルギーに対応した1 cm線量当量・照射線量換算係数¹⁴⁾より1 cm線量当量率を次式より換算し求めた。

$$H \text{ 1 cm(E)} = X(E) \cdot \eta(E)$$

$X(E)$: エネルギーEのときのX・ γ の自由空間中の照射線量率

$\eta(E)$: エネルギー(E)のときのX・ γ 線に対する換算係数 f 1 cm($\mu\text{Sv/mR}$)

5. 結 果

1. 散乱X線エネルギーの推定

散乱線のエネルギーの推定¹¹⁻¹³⁾において求めた実効エネルギー・3 mm アルミニウム減弱率をFig. 3に示す。

X線管・イメージ振り角 0° , RAO 45° , LAO 45° にしたときの各測定点での、散乱線3 mm アルミニウムフィルタにより減弱率を求め、この値を実効エネルギー・3 mm アルミニウム減弱率曲線(Fig. 3)より散乱線エネルギーを求めた(Table 1)。

X線管・イメージ振り角 0° のとき25 keV, RAO 45° では29~32 keVとなり平均30 keV, LAO 45° では22 keVと最も低い値となった。

X線をファントームに照射したとき、後方散乱と前方散乱によってエネルギーの変化が認められた。

2. 散乱線量の測定

甲状腺部で、X線管と術者との間に遮蔽体を置いた場合では、ほとんど遮蔽効果はなく、被写体の腋窩から腸骨に至る体側に置くことにより、50 cmの測定点において、すべてのX線管・イメージ振り角で約1/2~1/5以下

Fig. 3 Attenuation curve of the 3 mm aluminum.

Table 1 Energy of the scattered radiation due to the Aluminum Cap Method.

Tube angle	0°		RAO45°		LAO45°	
Measured point	Attenuation rate(%)	Energy (keV)	Attenuation rate(%)	Energy (keV)	Attenuation rate(%)	Energy (keV)
1	57	25	63	30	50	22
2	57	25	67	32	50	22
3	57	25	64	31	49	22
4	58	25	62	29	50	22
5	57	25	64	30	50	22
6	57	25	64	30	50	22
Average	57	25	64	30	50	22

となり、測定点4では1/1.3の範囲であった。また、100 cm 測定距離において、各振り角とも約1/2以下とすることができたが、50 cm の測定距離に比べ遮蔽効果は少ない。

X線管、被写体双方を遮蔽した場合は、50 cm 測定距離において、X線管・イメージ振り角0°、RAO45°について1/2~1/5以下を示し、LAO45°については、1/4~1/5以下となった。測定点4については、1/1.2~1/1.46以下となり、初写体のみ遮蔽と類似していた。また、100 cm 測定距離において0°のとき1/4以下となったが、RAO45°、LAO45°については約1/2~1/3以下の値であった。測定点8については、1~1/1.3以下となり遮蔽効果は少なかった (Table 2)。

被写体側に置いた、遮蔽体の高さ5 cm、10 cm、15 cm、20 cm の違いによる甲状腺部への散乱線の影響は、被写体の半分の10 cm 高さにすると線量は、1/2以下となり、被写体厚と同じ20 cm の高さにすると、1/4にできた (Table 3)。

生殖腺部の散乱線量は、被写体側に遮蔽体を置いた場合は、遮蔽体なしの場合とほぼ同じ値を示し、遮蔽効果は少なく、X線管側に遮蔽体を置いたとき、50 cm 測定距離において、X線管・イメージ振り角0°、RAO45°、LAO45°とも約1/20~1/30以下となったが、測定点4では、ほとんど変化はみられなかった。100 cm の測定距離では、X線管・イメージ振り角0°、RAO45°、LAO45°において約1/4~1/10となったが、測定点8では、ほぼ1/1.2以下であった。

X線管および被写体の双方を遮蔽した場合は、50 cm の測定距離において、X線管・イメージ振り角0°、RAO45°については約1/23~1/54以下となり、LAO45°では、遮蔽効果がより顕著で、約1/40~1/116以下となり、X線管、被写体双方を遮蔽することが、生殖腺部の散乱線を防ぐのにより有効である。しかし、測定点4に

Table 2 Effects of the scattered radiation at the thyroid glands due to the protector position.

Point	No protective device			Protective device of tube side			Protective device off subject			Protective device of both side		
	0°	RAO45°	LAO45°	0°	RAO45°	LAO45°	0°	RAO45°	LAO45°	0°	RAO45°	LAO45°
1	34	43	148	26	38	102	16	22	60	16	16	33
2	55	50	144	44	44	108	19	10	45	18	10	28
3	35	40	92	34	35	60	14	13	35	14	12	22
4	22	20	37	18	17	36	17	15	36	15	15	31
5	13	16	36	8	15	33	8	10	18	3	9	15
6	14	22	38	9	14	32	8	10	14	3	5	12
7	14	11	20	7	8	19	6	6	10	3	4	7
8	4	7	8	4	7	6	4	7	6	4	7	6

(2.58×10⁻⁷ C/kg/h)

Table 3 Effectiveness of thyroid gland protection due to height of the subject protectors.

Height of shield	0 cm	5 cm	10 cm	15 cm	20 cm
Thyroid dose	63.2	34.1	29.8	29.8	15.9
Attenuation rate(%)	0	46	53	60	75

(2.58×10⁻⁷ C/kg/h)

Table 4 Effectiveness of the scattered radiation at sexual glands due to protector position.

Point	No protective device			Protective device of tube side			Protective device of subject			Protective device of both side		
	0°	RAO45°	LAO45°	0°	RAO45°	LAO45°	0°	RAO45°	LAO45°	0°	RAO45°	LAO45°
1	159	143	377	8	8	12	163	150	360	7	6	4
2	169	126	460	8	5	18	167	120	435	3	3	4
3	103	120	278	5	5	11	103	113	268	3	3	6
4	129	100	100	110	110	100	100	100	110	110	100	110
5	33	37	80	9	13	78	33	31	78	6	15	12
6	28	33	86	8	8	8	24	22	70	3	3	6
7	20	20	53	3	5	21	20	16	41	3	5	3
8	16	23	23	15	20	20	16	18	20	16	20	22

(2.58×10⁻⁷ C/kg/h)

心血管検査時における術者甲状腺の被曝線量 (河原田・他)

については変化がみられなかった。測定距離100 cm におけるX線管・イメージ振り角0°, RAO45°については、1/2.5~1/10.6以下となり、LAO45°では約1/7~1/13以下の値を示し、測定点8における線量はほとんど変化は見られなかった (Table 4)。

3. 1 cm 線量当量への換算

X線管球位置と検出器 (電離箱) との散乱線測定的位置関係は、Fig. 2 に示したようにX線管・イメージ振り角0°のとき側方90°, RAO45°のとき前方45°, LAO45°のとき後方45°の散乱線を測定している事になる。70 kV のときのアルミニウムキャップ法により求めた各位置での散乱線エネルギーは、側方90°で25 keV, 前方45°で30 keV, 後方45°で22 keVであった。これから1 cm 線量当量への換算係数を求めると25 keV=7.3, 30 keV=9.5, 22 keV=6.4となる。各測定点での空間線量を1 cm 線量当量に換算をした値を示す (Table 5)。

Table 5 Conversion value of 1 cm equivalent at thyroid glands.

Point	No protective device			Protective device of tube side			Protective device of subject			Protective device of both side		
	0°	RAO 45°	LAO 45°	0°	RAO 45°	LAO 45°	0°	RAO 45°	LAO 45°	0°	RAO 45°	LAO 45°
1	221	452	947	174	399	653	107	231	364	107	168	211
2	382	525	922	295	422	691	127	105	208	127	105	179
3	235	420	588	228	368	384	94	136	224	94	126	141
4	147	210	237	121	179	230	114	158	230	114	158	198
5	87	168	230	54	158	211	47	105	115	20	95	96
6	94	321	230	60	147	205	47	105	90	20	52	78
7	94	116	128	47	84	122	40	63	64	20	42	45
8	27	74	51	27	74	38	27	74	38	27	74	38

(μSv)

4. 甲状腺組織線量当量

心血管検査の術者はカテーテルを操作し、補助者は介添をし、記録者はポリコードを操作する人とし、透視時間、フィルム、被曝線量と試作防護衣を着用し頸部を防護したとき、従来の防護衣を着用したときの組織線量当量を求めた。尚、平均エネルギーを26 keV とし1 cm 線量当量換算係数を7.8とした (Table 6)。術者においては

Table 6 Exposure dose and tissue dose equivalent.

Fluoro time (min)	Film (250f=1)	Operator		Assistant		Writer	
		Neck Protective device (-)	Neck Protective device (+)	Neck Protective device (-)	Neck Protective device (+)	Neck Protective device (-)	Neck Protective device (+)
10~19.9	0.5 ~ 2	296.4 ± 185.6	37.4 ± 23.4	181.7 ± 67.9	17.9 ± 7.0	49.9 ± 20.3	9.4 ± 3.9
		38.0 ± 23.8	4.8 ± 3.0	23.3 ± 8.7	2.3 ± 0.9	6.4 ± 2.6	1.2 ± 0.5
20~29.9	1.0 ~ 2	531.2 ± 108.4	37.4 ± 7.8	301.9 ± 95.9	28.1 ± 8.6	40.6 ± 5.5	6.2 ± 2.3
		68.1 ± 13.9	4.8 ± 1.0	38.7 ± 12.3	3.6 ± 1.1	5.2 ± 0.7	0.8 ± 0.3
30~39.9	1.0	485.9 ± 147.4	33.5 ± 9.4	270.7 ± 141.2	21.8 ± 10.9	63.2 ± 28.1	7.8 ± 3.9
		62.8 ± 18.9	4.3 ± 1.2	34.7 ± 18.1	2.8 ± 1.4	8.1 ± 3.6	1.0 ± 0.5
40~49.9	1.0 ~ 2	446.9 ± 128.7	25.7 ± 7.0	202.0 ± 19.5	36.7 ± 7.8	34.3 ± 7.8	6.2 ± 3.1
		57.3 ± 16.5	3.3 ± 0.9	25.9 ± 2.5	4.7 ± 1.0	4.4 ± 1.0	0.8 ± 0.4
50~	0.5	580.3 ± 99.9	34.3 ± 5.5	390.8 ± 27.3	60.1 ± 8.6	56.2 ± 10.1	7.0 ± 3.1
		74.4 ± 6.4	4.4 ± 0.7	50.1 ± 3.5	7.7 ± 1.1	7.2 ± 1.3	0.9 ± 0.4

tissue dose equivalent : (μSv)

exposure dose : ($2.58 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$)

頸部防護なし (従来エプロンタイプ) と頸部防護有り (試作頸部防護エプロンタイプ) では、1/8~1/17に軽減でき、補助者・記録者で1/5~1/10に軽減できた。

透視時間とフィルム量との関係では、検査がルーチン化しているためフィルムの使用量は透視時間の長短に関係なく1.0~2.0缶 (1缶=250 feet) であったが透視時間と被曝線量との関係では、透視時間の延長と共に被曝線量は増加した。

6. 考 察

特殊な放射線検査は、専門家への依頼が集中化するため、業務量の増加と共に放射線被曝も多くなることが考えられる。このような状況での被曝管理は、適正に評価された線量当量でなければならない。さらに1989年の(4月1日)法改正¹⁴⁻¹⁶⁾によって、被曝線量の評価に実効線量当量が導入されることとなり、1 cm 線量当量を用いて評価するためには、被曝線量と被曝時のエネルギーを知ることが必要である。心血管撮影に使用される管電圧を70~80 kV とすると、実効エネルギーは30~40 keV の範囲にある。このエネルギーでの組織等価物質の散乱線エネルギーを半導体検出器で測定すると、X線入射方向に対し45°, 90°, 135° 方向では一次線に比べ10%程低くなるといわれている^{11,12)}。今回アルミニウムキャップ法により電離箱を用いて測定を行った値では、45°でほぼ一致した値を示したが、90°, 135°については20~25%の低い値となった。

アルミキャップ法は、減弱率よりエネルギーを求めるため、低エネルギーの割合が多くなると、減弱率が増すため、エネルギー値が低下したが半導体検出器に比べ約15%の誤差で測定できた。佐藤¹⁷⁾は低エネルギー診断用X線の測定では、多くの測定条件を守らなければ精度は低いと指摘している。今回の心血管検査時の散乱線エネルギーにおいては、40 keV 前後の一次線に対しファントムからの散乱線エネルギーが比較的高いことと、測定条件を保持したことにより、前記の誤差範囲で測定できたと思われる。

散乱線分布から甲状腺部の線量は、X線管側のみ遮蔽した場合は、遮蔽効果はほとんどないが、被写体側のみ遮蔽したときは、測定距離50 cm でほぼ1/2以下となり、測定距離100 cm においても1/2以下に減少させることができる。しかし、頭頂方向における線量はあまり変わらない。これは遮蔽体の影響がおよばない範囲で、透視時間や撮影の業務量に比例した線量になるものと思われる。また、遮蔽体の高さでは、被写体厚より高い遮蔽体を用

いることにより、一層の防護効果が期待されるが、現状の撮影方法では、幾何学的に X 線管を振ったとき障害となり、被写体厚までが限界であろう。

甲状腺部の散乱線防護は、X 線管および被写体の双方を遮蔽することにより測定距離 50, 100 cm において 1/5 以下に減少できた。これは、甲状腺部に影響する散乱線の多くは被写体から発生していることと、X 線管の遮蔽では、多重絞りの影響により、漏洩線量は少なく、甲状腺部が床上 130 cm と高い位置にあり、装置がアンダーチューブであることから、距離的にも離れていることも起因している。

生殖腺部の線量は、被写体側を遮蔽したのでは全く効果なく、X 線管側を遮蔽すること（寝台面から床上まで）によって効果が発揮されるのは、X 線管球付近にある絞り装置や付属品からの散乱線が関与し、被写体からの散乱の影響が少ないためと思われる。しかし、甲状腺部、生殖腺部の線量低減には被写体、X 線管の両方を遮蔽することがより有効であろう。しかしながら甲状腺部と同様に、頭頂方向では線量の変化は少なく、この方向では遮蔽体の影響のおよぶ範囲でなく、線量低減は別に遮蔽体を設ける必要がある。

臨床における術者、補助者、記録者の 3 者の被曝線量では透視時間に関係が深い、フィルム枚数にはあまり関係がない。これは、カテーテルを目的の部位に挿入するために透視を必要とし、術者は 50 cm の測定点 1 において、補助者は術者の後方に位置し、記録者は 100 cm またはそれ以上離れた位置にあり、いずれも操作位置は一定しているものと思われる。また撮影時には距離をとることが可能であり、撮影には依存しない。より一層の遮蔽効果を行うために試作した防護衣を用いることにより、甲状腺部を遮蔽するため、被曝線量を減少させることができる。成田⁹⁾らも試作したプロテクターを用いることで 1/8 以下に減少させることができると述べており、われわれ⁸⁾の場合、実験では被曝線量を 1/18 にすることができたが、使用実例では線量の少ないとき 1/5 と軽減率は低く、高い線量においては、その割合も大きく 1/17 以下とすることができた。これらの原因は、被写体からの散乱線が、近距離においてより大きく影響することと、術者にとっては身体が一定しておらず、モニターの位置、患者の状態によっても複雑な動作をするためであろう。補助者ならびに記録者は、散乱線発生源である被写体に常に向かっていると限らず、後方や側方からも受け、防護衣で遮蔽できないため、防護効果が少ないものと思われる。また、血管撮影時の被曝線量評価を行

うに当たり、エネルギー評価を被曝状況下にできるだけ近い状態で測定することが重要である。NaI や半導体検出器は X 線束を細く絞り、3 メートル以上散乱体から距離をおく必要があり、実際に現場での測定が困難であるのに対し、本法ではこのような繁雑さはなく現場で測定するには優れた方法である。また、散乱線測定と同じ電離箱が使用でき、被曝状況により近い測定と言える。また、診断領域のエネルギー範囲において、1 cm 線量当量への換算係数が最も変化する範囲であることから、今回の測定によりエネルギー不明の場合、法令^{16,17)}では 60 keV を以て換算することとなっているが、これは最も安全側への換算と言える。

放射線防護の目的は、非確率的影響を防止し、確率的影響を容認できるレベルまで制限することであり、確率的影響に関しては照射された全ての組織の被曝に起因する総リスクが全身均等照射によるリスクを上回らないこと、非確率的影響に関しては、いずれの単一組織においてある定められた線量当量限度を超えないようにする必要がある。

今回の結果から頸部被曝の全身に対するリスクの割合は 0.05 と少ないが、心血管検査時に頸部防護を行わず被曝した場合、散乱線エネルギーの平均は約 26 keV であり、1 cm 線量当量換算値も 7.8 となり、頸部診断に利用されるエネルギーおよび線量当量換算値に匹敵する値を示す。

甲状腺防護に対し過去においてあまりに無防備であった。近年では生殖腺や乳房に比してリスクは低いものの防護の必要性がさげられ、それに対する防護衣が考えられているが、形状は頸部と体幹部と個別であり、これを一体化し、着脱感は従来の防護衣のエプロン型と変わらぬよう努力した。この防護衣は心血管検査用としてのみならず、一般透視用としても従来の丸首タイプとして使用できる。尚、頸部甲状腺部と同様に眼部における放射線被曝も考慮しなくてはならないと思われるがこれについては、今後防護方法を含めて検討していく必要がある。

7. 結 語

1) 血管撮影時の被ばく線量を正しく評価するために X 線のエネルギーを簡便なアルミキャップ法で求め他の検出器に比して 15% の誤差で測定が可能であった。

2) エネルギーの判明によって正しい線量評価が可能となった。

3) 頸部被曝の原因となる散乱線の多くは、被写体より

心血管検査時における術者甲状腺の被曝線量 (河原田・他)

発生しているが、被写体、X線管双方に遮蔽体を置くことにより効果が大きくなる。

4) 甲状腺の被曝は、改良した防護衣を用いることにより1/5～1/17以下とすることが可能となり、なおかつ、被写体(散乱体)を遮蔽することで1/4に減少させることができた。これは防護衣の着用と遮蔽体の両方を用いることにより、防ぐ事ができる。

5) 生殖腺の被曝線量は、被写体(散乱体)側遮蔽よりもX線管球側部分を遮蔽することにより有意に減少することができるが、両方を遮蔽することにより50 cmの距離において1/30～1/90以下に、100 cmの距離で1/18以下にすることが可能となった。

稿を終るにあたり、測定に御協力を頂いた当院第二内科講師鈴木先生並びに諸先生方また、終始御指導をいただいた、本院中央放射線部副部长松本満臣先生、同講師石原十三夫先生に深甚なる感謝の意を表すとともに御協力を戴いた中央放射線部技師諸兄に厚く御礼申し上げます。尚、本論文の要旨は、第43回日本放射線技術学会総会ならびに日本医学放射線学会第58回物理部会大会において発表した。

参考文献

- 1) 三塚 哲, 神永慎吾, 鈴木幸弘, 他: 内視鏡的逆行性すい胆管造影法(ERCP)専用放射線防護カバーの試作, 日放技学誌, **43**(9), 1461 (1988).
- 2) 杉村光洋, 横山秀樹, 舟塚宗弘, 他: Uアーム型 Cine Angio System の散乱線測定第1報(透視時) 2報(撮影時) 第35回日本放技学総会予稿集, **96**, 102 (1979).
- 3) 平良淳勇, 玉木哲夫, 仲田秀樹, 他: シネ撮影における術者被曝の軽減(含鉛アクリル樹脂製移型テーブル用防護台の試作) 第40回日放技学総会予稿集, **435**, (1984).
- 4) 岡田虎彦, 岡部健吾, 寒竹誠治, 他: 透視下におけるカテーテル検査時の被曝線量軽減化について第32回日放技学総会予稿集, **445**, (1976).
- 5) 山下宏道, 西村達次, 古田 求: Coronary Angiography における術者被曝第37回日放技学総会予稿集, **277**, (1981).
- 6) 小川臣人, 島田栄一, 米盛悦郎, 他: 血管撮影時の術者用防護具-シネ(ソーンズ法)およびAOT使用時, 第40回日本放技学総会予稿集, **436**, (1984).
- 7) 成田 司, 荒木千賀子, 蜂須賀豊, 他: 頸部(甲状腺)プロテクター試作の一考案, 第41回日放技学総会予稿集, 782-783 (1985).
- 8) 河原田泰尋, 高橋一字, 松原國夫, 他: 血管撮影時(DSA使用時)の甲状腺被ばくプロテクターの試作について, 日放技学誌, **43**(8), 858 (1987).
- 9) 辻 英憲, 駿田耕一, 木村義則, 他: シネ撮影における術者の甲状腺被曝について, 日放技学誌, **44**(2), 136 (1988).
- 10) 吉田英夫, 高橋睦正, 玉川芳春: 血管造影中の術者被曝とその低減についての検討, 日医放学誌 Vol **37**(6), 32-39 (1977).
- 11) 菊池 透, 伊勢孝雄: X線撮影室内の散乱線スペクトル解析, 第40回日放技学総会予稿集, **738**, (1984).
- 12) 津坂昌利, 前越 久: ファントーム材質による散乱X線スペクトルの変化, 第41回日放技学総会予稿集, **217**, (1985).
- 13) 前越 久: 診断領域エックス線スペクトル測定法(米国FDAでの経験を含めて), 日放技学会静岡支部総会 第15回, (1988).
- 14) ICRP (1988) 体外放射線に対する防護のためのデータ Public 51.
- 15) 外部被ばくにおける線量当量の測定評価マニュアル原子力安全技術センター編集, (1988).
- 16) フィルムパッジニュース, 1988, No. 143.
- 17) 佐藤孝司: 診断用X線にみられる特異な物理特性日放技学誌, **39**(1), 37-51 (1983).