

腹部単純X線撮影時の被曝線量 —岡山県下の病院の現況—

中桐義忠¹⁾・東 義晴¹⁾・丸山敏則¹⁾・渋谷光一¹⁾・後藤佐知子¹⁾
杉田勝彦¹⁾・森岡泰樹²⁾・門久繁文²⁾・井上龍也²⁾・平木祥夫²⁾

キーワード：医用放射線被曝， X線撮影条件， 線量測定

緒 言

我々は1995年，本誌第17巻に「診断用X線検査における撮影条件と被曝線量の関係について」と題して，特に腹部撮影における被曝線量計算のための基礎データを発表した¹⁾。X線撮影時において患者が受ける線量はX線管電圧と管電流・露出時間（管電流×露出時間＝mAs値），撮影距離によって左右される。また，これらは撮影される画像の質をも左右するので，各施設で診断目的に合った画像を得るために諸々の条件が選択され，使用する感光記録系の感度も多岐に亘っている。今回，腹部単純撮影における患者の被曝の現況を調べるため，撮影条件について，岡山県下の放射線診療施設を所有する病院にアンケート調査し，122施設から回答を得た。その中から，基礎データ測定と同等の発生装置を使用している69施設について，撮影条件を基礎データに照らし，計算によって被曝線量を算出し，その現況とバラツキを検討した。

アンケートについて

今回実施したアンケートの項目をTable 1に示す。撮影条件は使用する感光記録系の感度，現像条件により大きく影響されるので，アンケート項

目は腹厚18cmにおける管電圧，mAs値，撮影距離の撮影条件に加えて，グリッド，感光材料及び自動現像機の種類及び処理時間も項目に加えた。

Table 1 A questionnaire about X-ray exposure equipment sent out to each hospitals.

腹厚は臍の高さで18cmとします	
X線管電圧 () KV. mAs (). 撮影距離 () cm.	
発生装置	1. 単相全波 2. 3相全波 3. インバータ 4. その他
グリッド	1. ブッキー (格子比 :) 2. リ ス (格子比 :)
感光記録系	1. 増感紙名 () 2. フィルム名 ()
自動現像機	1. 製品名 () 2. 処理時間 () 秒 3. 処理温度 () °C

線量計算について

前回，本誌第17巻に発表した単相全波整流装置と3相全波整流装置の表面線量及びPercentage Depth Dose（以下PDD）データをFig.1, Table 2及びTable 3に示す¹⁾。アンケート調査表に記載された撮影条件をこのデータに照らし，線量を計算した。Fig.1のデータは60KV～130KVの各

¹⁾ 岡山大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科 ²⁾ 岡山大学医学部附属病院中央放射線部

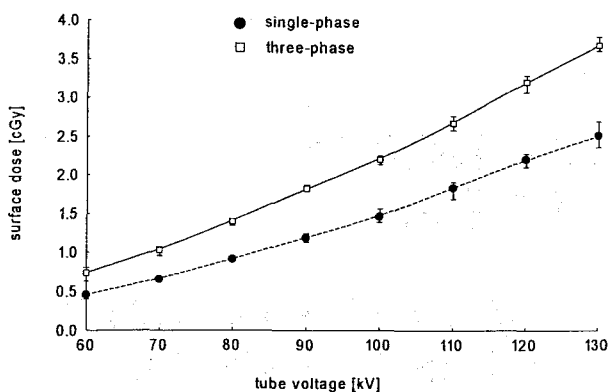


Fig. 1 Relationship between surface dose and tube voltage.
(FSD 100cm, 200mAs)

Table 2 Percentage depth dose in Mix-DP phantom for various tube voltage with single-phase full-wave rectifier (200mA, 1.0sec, SSD100cm, field25 × 25cm²)

depth [mm]	PDD [%]							
	60kV	70kV	80kV	90kV	100kV	110kV	120kV	130kV
0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
10	82.3	85.8	88.2	93.0	92.7	93.6	93.5	90.9
20	58.7	71.5	77.0	82.3	80.2	81.9	83.2	84.1
30	53.4	61.2	65.7	69.4	68.5	72.2	73.7	73.9
40	44.7	49.1	50.8	56.9	57.4	60.1	62.5	64.0
50	32.3	40.8	45.3	49.4	50.1	53.2	55.3	57.0
60	21.4	30.9	36.3	40.0	41.9	41.5	46.6	47.7
70	19.0	26.8	30.2	34.1	36.7	39.0	41.3	43.6
80	16.1	20.4	22.4	25.8	29.2	30.6	32.6	35.9
90	11.9	16.5	19.9	23.7	25.8	27.7	29.3	30.3
100	9.0	14.5	16.8	20.1	22.6	24.4	26.3	24.7
110		12.5	13.7	17.7	18.9	21.5	22.9	23.6
120		8.5	12.1	14.2	15.6	16.8	17.5	20.0
130		6.3	9.0	11.7	11.9	14.4	16.2	16.5
140			7.7	9.5	10.2	12.4	12.2	12.0
150			6.3	5.9	7.3	9.2	9.5	10.9
160			4.6	5.9	6.4	8.4	8.1	9.6

Table 3 Percentage depth dose in Mix-DP phantom for various tube voltage with three-phase full-wave rectifier (200mA, 1.0sec, SSD100cm, field25 × 25cm²)

depth [mm]	PDD [%]							
	60kV	70kV	80kV	90kV	100kV	110kV	120kV	130kV
0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
10	81.3	84.7	87.0	89.7	91.1	91.9	94.7	98.7
20	71.9	75.3	77.4	80.7	83.9	82.8	83.3	84.2
30	56.3	61.2	64.3	68.7	71.1	72.4	74.6	77.6
40	45.3	49.4	53.9	58.0	60.6	62.4	63.6	65.8
50	34.4	40.0	46.1	49.3	51.1	54.3	56.8	56.6
60	28.1	32.9	38.3	40.7	44.4	45.7	48.5	50.0
70	23.4	28.2	32.2	36.7	38.9	41.6	43.2	46.1
80	20.3	22.4	27.8	30.0	33.3	35.3	36.4	38.2
90	17.2	20.0	23.5	26.0	28.3	30.3	32.6	32.9
100	12.5	16.5	18.3	21.3	23.9	25.3	27.3	28.9
110	9.4	12.9	15.7	16.7	20.0	21.3	22.7	23.7
120	7.8	10.6	13.0	15.3	16.7	18.6	20.5	21.1
130	6.3	8.2	10.4	12.0	14.4	15.4	16.7	17.1
140		5.9	8.7	10.7	11.7	13.1	13.6	15.8
150		4.7	7.0	8.0	10.0	10.9	11.4	11.8
160			6.1	6.7	8.9	9.5	10.6	10.5
170			4.3	6.7	7.2	8.1	8.3	9.2
180				4.7	6.1	6.8	6.8	7.9
190				4.0	5.0	5.4	6.1	6.6
200				3.3	3.9	4.5	4.5	5.3

電圧において、200mAs、距離100cmにおける皮膚表面線量を示したものである。各施設の使用管電圧に対応した表面線量をグラフから読み取り、次式により計算した。

$$D = D_0 \cdot mAs / 200 \cdot (100 / FSD)^2$$

D : 当該施設の皮膚表面線量

D₀ : Fig.1より求めた表面線量

mAs : 当該施設のmAs 値

FSD : 当該施設の焦点-皮膚表面間距離

次に、Table 2, Table 3 のデータを使用すれば、身体内各深さにある臓器に対する被曝線量が計算できるので、今回は腹厚18cmの中央9cmの線量を次式により算出した。

$$D_9 = D \cdot PDD(9) / 100$$

D₉ : 当該施設の深さ9cmの線量

D : 当該施設の表面線量

PDD(9) : 深さ9cmにおけるPDD

結 果

Table 4 に単相全波整流装置を使用している各施設の撮影条件と施設数を示す。管電圧、mAs 値とも施設独自の撮影条件を採用しており、千差万別であった。アンケートでは撮影距離も100cm ~150cmまで種々雑多であったので、距離逆2乗の法則からmAs 値を補正したものを示した。Table 5は同様に3相全波整流装置を使用している施設の撮影条件を示したものである。この撮影条件を基礎データに照らし、計算によって求めた表面線量及び9cm深部線量とその分布状態をグラフにしたものがFig.2及びFig.3である。撮影条件と同様、施設間でかなりのバラツキが見られた。平均の被曝線量は単相全波整流装置で、表面線量0.312cGy、9cm深部線量0.056cGyであった。また、3相では0.343cGyと0.579cGyでやや3相全波整流装置の方が多かったが、特筆すべき有意差はなかった。

Table 4 X-ray exposure equipment of abdomen at each hospitals in Okayama prefecture. (Single-phase full-wave rectifier)

kV	mAs							
	10~19	20~29	30~39	40~49	50~59	60~69	70~79	80~
60~64				1		2		2
65~69			2			2		1
70~74	2	4	5	1	2	7		3
75~79	3	1	3	1		2		
80~84	1	3	1	2		1		2
85~89	1		1		1			
90~								1

(数字は施設数)

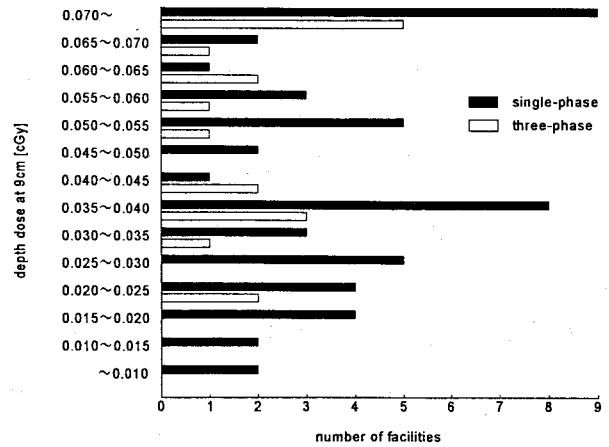


Fig. 3 Distribution of number of facilities in various depth dose at 9 cm with single-phase and three-phase full-wave rectifier.

Table 5 X-ray exposure equipment of abdomen at each hospitals in Okayama prefecture. (Three-phase full-wave rectifier)

kV	mAs							
	10~19	20~29	30~39	40~49	50~59	60~69	70~79	80~
60~64						2		1
65~69		1		1				1
70~74	1	1	1	2		1		
75~79				1				
80~84	2							
85~89	2							
90~								

(数字は施設数)

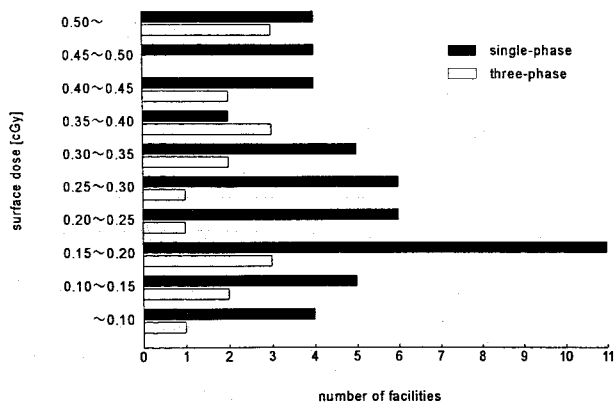


Fig. 2 Distribution of number of facilities in various surface dose with single-phase and three-phase full-wave rectifier.

考 察

近年、総合画像診断の発達により、患者の医用被曝の機会が増大している。放射線を医学に利用する場合、放射線が患者にもたらす便益と損失を天秤にかけ、便益が明らかに大きいことを判断し、いわゆる「行為の正当化」を確認して行われる²⁾。そのため、ICRP 勧告や国内の医療法施行規則、放射線障害防止規則等で線量限度は規制されていない。しかし、だからといって人体に対して何らかの悪影響をもたらすと考えられる放射線をむやみに照射することは許されることではない。正当に管理され有効利用されてこそ人類に福利をもたらすものであり、総合画像診断が発達すると考える。

人体に対する影響には確率的影響と非確率的影響がある。確率的影響には遺伝的影響と誘発ガンがあり、しきい値はないとされている²⁾。非確率的影響はガン発生以外の身体的影響であるが、診断領域で使用する線量で患者個人に非確率的影響が発生することはない。問題となるのは、胎児に対する放射線の影響で、被曝した時期により出現する影響が異なることが大きな特徴である。すなわち、着床前期には胚死亡（流産）、器官形成期

は奇形，胎児期は精神発育遅延などの影響を受ける。これらのしきい値はそれぞれ0.1, 0.1, 0.12 Gyといわれている⁴⁾。実際の臨床でこの線量を受けることは稀であるが，妊娠の可能性のある患者に対しては問診などでその有無を確認して検査に入るのが通例である。しかし，患者本人にその認識がなく，後日妊娠が判明し，担当医に相談に来ることは時にあるケースである。出産するか中絶するか判断は生命の尊厳にもかかわることで難しいことであるが，判断の基礎となる最も重要なことは，検査によって胎児がどれだけの線量を被曝したかである。今回の調査及び研究は対象を胎児が直接照射野に入る腹部撮影に絞る，胎児の被曝線量をより正確に求めることを目的とした。

先に発表した基礎データをもとに，今回，岡山県下の病院にアンケートした撮影条件から患者の皮膚表面線量及び9 cm深部線量を計算し，そのバラツキを検討した。各施設における使用機器が種々雑多であり，算定線量も表面で0.046～0.809cGy，9 cm深で0.0086～0.1529cGyと非常にばらついた結果となった。一連の検査では何枚もの撮影をする場合が多いが，最も線量の多い施設でも胎児のしきい値から考えて，65枚もの撮影をしなければ胎児に対する影響に関わるしきい値を越えないことがわかった。放射線の身体に対する影響は患者を透過するX線量によって左右される。同一感度の記録系を使用する場合，撮影管電圧によってX線エネルギーが変わり，電圧が高い程透過力のよいX線が発生する。したがって，透過線量が一定な場合，電圧が高い方が表面線量及び9 cm深部線量は少なくなる。しかし，今回の調査では使用する感光記録系など大きな要因が違うことから，その傾向は判然としなかった。

X線検査時の患者の被曝線量に関するデータはICRP Publ.34等に発表されているが^{3), 5)}，それは標準的ファントムを用いて実測した表面線量で，

撮影方法，感光記録系の感度，グリッドの性能など線量を左右する因子についての記載はなく，判断の基準として使用するには問題がある。実際の臨床で患者個々の撮影条件から被曝線量を算定する我々の実験は皮膚表面線量ばかりでなく，PD概念を使用して任意の臓器線量を知ることができする方法で大変有用であると考えられる。

今回行った調査で岡山県下各施設における腹部単純撮影の条件は大変なバラツキがあり，患者の被曝線量は施設により大きく違うことがわかった。この原因は画像に要求される診断目的，使用する感光記録系，附属器具等の違いによるものと考えられる。正確な被曝線量を把握すると同時に，画質の診断価値を損なわない範囲で，できるだけ被曝線量低減に心がけることが，放射線診療に携わるものの責務と考える。

参考文献

- 1) 中桐義忠，東 義晴，渋谷光一他：診断用X線検査における撮影条件と被曝線量の関係について—特に腹部検査を対象にして—。環境制御第17巻，1995
- 2) 日本アイソトープ協会編：ICRP Publ.26国際放射線防護委員会勧告，1977
- 3) 日本医学放射線学会，日本アイソトープ協会編：放射線診断における被曝の管理，1970
- 4) 草間朋子，太田勝正：医療従事者のためのICRP勧告ICRP 1990年勧告。財団法人結核予防会，1992
- 5) 日本アイソトープ協会編：ICRP Publ.34 X線診断における患者の防護，1983

Patient Dose on the Radiological Diagnosis of Abdomen
— The Situation of Patient Dose at Hospitals
in Okayama Prefecture —

Yoshitada NAKAGIRI, Yoshiharu AZUMA, Toshinori MARUYAMA, Koichi SIBUYA,
Sachiko GOTO, Katsuhiko SUGITA, Yasuki MORIOKA¹⁾, Sigefumi KADOHISA¹⁾,
Tatsuya INOUE¹⁾ and Yoshio HIRAKI¹⁾

School of Health Sciences, Okayama University

1) Central Division of Radiology, Okayama University

Abstract

In 1995, we have published a paper about the basic data on the relation between X-ray exposure equipment and patient dose in Vol.17 of the Journal "Environment Research and Control". In this time, we questioned hospitals in Okayama Prefecture about exposure equipments of abdomen. And we compared each hospital's exposure equipments with the basic data, calculated each patient dose, then we studied that differences.

Various imaging system, for example; screen/film or imaging plate has been used at each hospitals, so that exposure are various and patient doses are very different.

The exposure equipment decide that the X-ray photograph is good or bad, so we cannot treat it easily. But we think that we have to try to take X-ray photographs which are suit the purpose of diagnosis which as a small patient dose as possible.