

診療用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して—

中桐 義忠¹⁾・東 義晴¹⁾・渋谷 光一¹⁾・後藤佐知子¹⁾
丸山 敏則¹⁾・杉田 勝彦¹⁾・園山 真世²⁾・森岡 泰樹³⁾
稲村 圭司³⁾・田原 誠司³⁾・宇野 弘文³⁾・門久 繁文³⁾
井上 龍也³⁾・平木 祥夫³⁾

キーワード：医用放射線被曝，X線撮影条件，線量測定

緒 言

近年の放射線医学は周辺機器の開発普及に伴い、急速な発展を遂げ、医療界において総合画像診断分野として確固たる地位を築いている。最近の統計でも日本人の寿命は更に伸び、世界一の長寿国に永年君臨していることは周知の通りである。その陰に医学の発達、とりわけ放射線医学の発達はめざましく、画像診断による早期発見、的確な精密検査による早期治療が可能になったことが、大きく貢献していることは否めない事実である。

一方、画像診断の機器は超音波、MRIといった電離放射線を使わない新しいモダリティが開発されたとはいえ、まだその主流は放射線機器である。その使用頻度が増大するに従い、被検者の被曝低減を目的とした放射線管理を的確に行かなければならない。ICRP勧告では、従来から医療被曝においては検査あるいは治療を受ける個人にとって、その行為によって得る利益がリスクに比べて十分大きいことから、線量限度を設けていない¹⁾。

1983年のICRP Publ. 34では放射線防護体系として「行為の正当化」(justification of practice)、「防護の最適化」(optimization of protection)を提唱し、検査依頼医の役割、放射線科医の責任、また、教育と人員の必要性の項で放射線技師、物理士、看護婦等の義務について説いている²⁾。医療の現場に物理士の居る場合が少ないわが国においては、放射線科医と放射線技師の協力のもとに検査の実行に際して各々の見地から、患者の被曝低減に留意する必要がある。

1 検査当たりの患者の受ける被曝線量については過去において、種々の研究がなされ多くの報告がある²⁻⁵⁾。筆者らも診断領域のX線の測定結果およびコンピュータを使用した体内線量分布の表示等について報告してきた⁶⁾。近年、画像を記録するスクリーン/フィルム系が多岐にわたり、その感度に相当の違いがあるため、1検査当たりの線量を一概に論ずることができないのではないかという見地から、1993年に撮影条件と被曝線量の

¹⁾ 岡山大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科

²⁾ 岡山大学医療技術短期大学部卒業生

³⁾ 岡山大学医学部附属病院中央放射線部

関係について報告したが⁷⁾、前回の報告は単相全波整流方式のX線装置1台のみについての報告であった。

今回、岡山大学医学部附属病院に設置されている単相全波整流方式と、3相全波整流方式の装置各々3台について、X線検査従事者が行った撮影条件から当該患者の皮膚表面線量および臓器の線量を簡単な数式で算出する目的で、皮膚表面線量と深部線量百分率(Percentage Depth Dose 以下PDD)の測定を行い、装置間のバラツキと整流方式の違いによる線量の相違を比較したので報告する。

使用機器

対象X線装置：

- | | |
|--------|------------------|
| 単相全波整流 | A) 東芝製KXO-15 |
| | B) 東芝製KXO-15 |
| | C) 東芝製KXO-15 |
| 3相全波整流 | D) 島津製HD-150B-10 |
| | E) 東芝製KXO-850 |
| | F) 島津製HD-15B-30 |

線量測定器： Ionex 2500/3

Chamber： 0.03ml shallow型

ファントム： Mix-DP

測定方法

1. 測定配置図

Fig.1 に示す実験配置で各対象装置の表面線量を測定した。使用測定器のchamberは標準測定器との校正で、コバルト校正定数1.254である。phantomは人体軟部組織と等価吸収を示すMix-DPを用い、標準測定法⁸⁾に従いchamberをその表面に埋め込み表面線量とした。また、PDDはFig.2に示す配置で、表面0cmを基準とし、照射野中心軸上を深さ方向に1cm間隔で測定した。

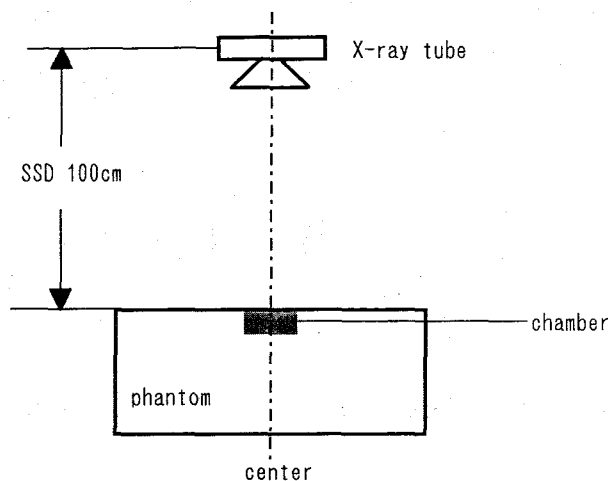


Fig.1 Schematic diagram for measurement of surface dose data

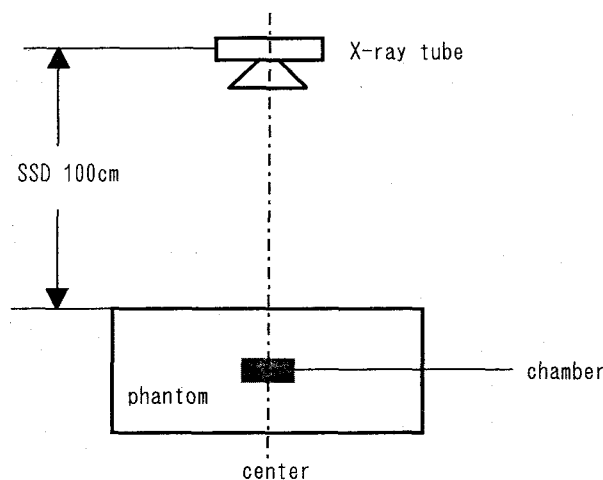


Fig.2 Schematic diagram for measurement of PDD data

2. 測定条件

表面線量の測定はすべてX線管球-chamber間距離100cm、照射野 $25 \times 25 \text{cm}^2$ で行った。撮影条件は管電流200mA、露出時間1.0sec(200mAs)で、管電圧60KV~130KVまで10KV間隔とした。PDDの測定は管球-表面間距離100cm、照射野 $25 \times 25 \text{cm}^2$ で、管電圧60KV~130KVまで10KV間隔を測定した。

3. 線量評価

表面線量は絶対測定であることから、次式により測定器の読み値に必要係数を乗じ吸収線量として評価した。

$$D_0 = C_s \cdot N_c \cdot k_1 \cdot R \cdot P_{ion}$$

但し D_0 : 表面の吸収線量

C_s : 吸収線量変換係数 0.89(cGy/R)

N_c : コバルト校正定数 1.254

k_1 : 大気補正係数

R : 読み値 (単位: R)

P_{ion} : イオン再結合補正係数 (≈ 1)

また, 任意の深さ d cmにある臓器の吸収線量は

$$D_d = D_0 \cdot PDD(d) / 100$$

として評価される。

結 果

1. 皮膚表面線量について

Table 1に単相全波整流装置の, またTable 2に3

相全波整流装置の皮膚表面線量の測定結果を示す。

測定に際し, 上記測定条件の項で示したように管電流200mA, 露出時間1.0秒で撮影したが,

1 shotごとにmAs値に微妙なバラツキがあることから, 計算で標準条件の200mAsに補正した。

Fig.3に単相及び3相各々3台の平均値と偏差値を求め, 管電圧の変化と線量の関係をグラフで示した。当然のことながら, 管電圧の上昇とともに

線量は増加するが, 臨床で経験するような装置間の大きなバラツキはなく, 偏差値は小さかった。

また, 単相と3相の値を比較すると, 電圧および電流波形の違いから, 測定値は3相装置が大きく,

電圧60KV~130KVの間では1.45~1.62倍, 平均で1.52倍となった。

Table 1 Measurement surface dose at various tube voltage with single-phase full-wave rectifier (FSD 100 cm , 200 mAs)

surface dose [cGy]								
apparatus	60kV	70kV	80kV	90kV	100kV	110kV	120kV	130kV
A	0.40	0.64	0.90	1.14	1.40	1.92	2.30	2.71
B	0.46	0.65	0.88	1.18	1.45	1.70	2.12	2.50
C	0.49	0.66	0.96	1.25	1.57	1.90	2.25	2.38
mean	0.45	0.65	0.91	1.19	1.47	1.84	2.22	2.53

Table 2 Measurement surface dose at various tube voltage with three-phase full-wave rectifier (FSD 100 cm , 200 mAs)

surface dose [cGy]								
apparatus	60kV	70kV	80kV	90kV	100kV	110kV	120kV	130kV
D	0.80	1.07	1.43	1.88	2.26	2.77	3.30	3.80
E	0.75	1.06	1.43	1.82	2.22	2.68	3.24	3.62
F	0.63	0.96	1.35	1.80	2.15	2.59	3.08	3.64
mean	0.73	1.03	1.40	1.83	2.21	2.68	3.21	3.69

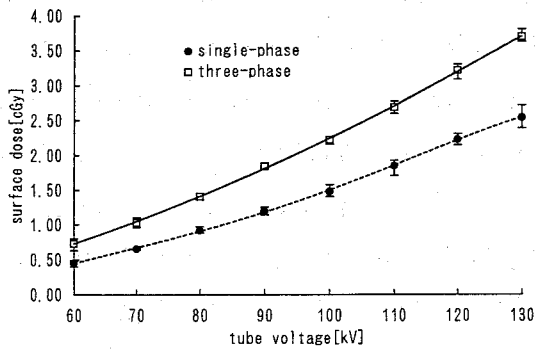


Fig. 3 Relationship between surface dose and tube voltage
(FSD 100 cm , 200mAs)

2. PDDについて

体表面からある深さに存在する関心臓器に対する被曝線量を計算で求めるため、電圧60KV～130KVの範囲のPDDを単相と3相の装置について測定した。Table 3及び4にその結果を示した。このデータを基に電圧によるPDDの変化をグラフで示したのが、Fig.4と5で、更にFig.6に単相と3相の比較を、またFig.7に所定の深さにおける電圧によるPDDの変化を示した。当然のこと

Table 3 Percentage depth dose in Mix-DP phantom for various tube voltage with single-phase full-wave rectifier
(200 mA , 1.0 sec , SSD 100 cm , field 25x25 cm²)

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 4 Percentage depth dose in Mix-DP phantom for various tube voltage with three-phase full-wave rectifier
(200 mA , 1.0 sec , SSD 100 cm , field 25x25 cm²)

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	88.7	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

ながら、電圧が上昇するに従い、X線エネルギーが高くなることからPDDは大きくなった。しかし、管電圧の脈動率の関係から、3相装置から発生するX線の方がエネルギーが高くPDDが大きくなることが予想されたが、今回の実験では有意差は認められなかった。

以上のデータより、例えば3相全波整流方式の装置で、管球-皮膚間距離100cm、管電圧80KV、20mA sで撮影した場合の皮下10cmにある臓器に対する被曝線量は次式で計算できる。

$$D_{10} = 1.40 \cdot 20 / 200 \cdot 18.3 / 100 = 0.0256 \text{ (cGy)}$$

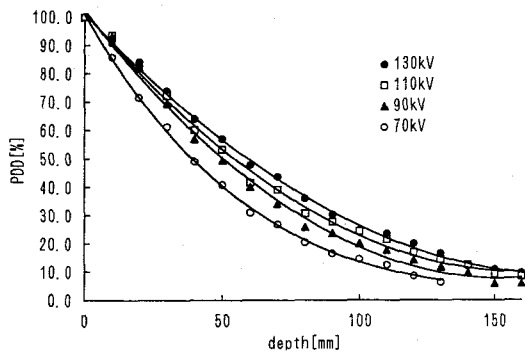


Fig. 4 PDD curves with single-phase

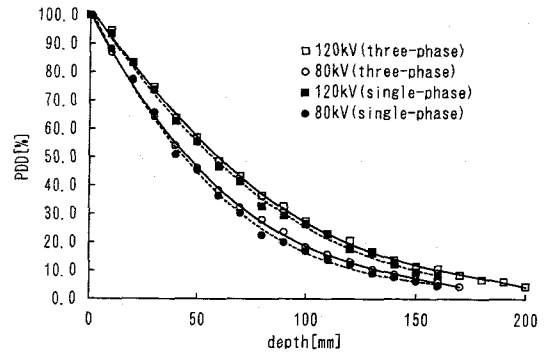


Fig. 6 PDD curves with single-phase and three-phase

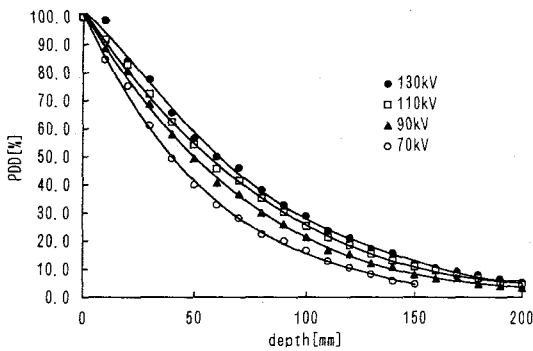


Fig. 5 PDD curves with three-phase

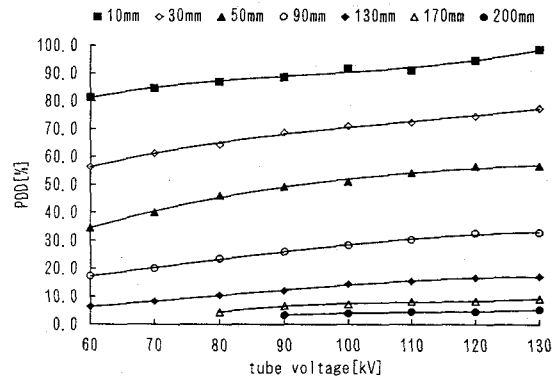


Fig. 7 PDD curves for various depth with three-phase

考 察

臨床における腹部単純X線撮影を想定して、患者の被曝線量を知るための基礎データとして、撮影条件と皮膚表面における絶対線量の関係とPDDデータの測定を行った。皮膚表面線量については、単相、3相全波整流方式の装置各々3台を測定した。同じ整流方式でもX線管球の違いにより、測定値にバラツキがあった。しかし、臨床で撮影条件を変えなければならないことをよく経験するが、そのような大きなバラツキは認められなかった。一般にバラツキの原因は管球の総濾過の違い、電圧および電流波形の違い、焦点の劣化などが考えられるが、最も大きな原因は装置設定時あるいは経年変化により管電流にバラツキがあることと考えられる。今回の実験では撮影時のmAs値から計算で被曝線量を求める基礎データを作成するので、実験時のmAs値による誤差は許されず

1 shotごとの電流値を読み取り、測定値を補正した。PDD値については、電圧が上がる程大きくなることは当然であるが、3相装置は単相に比し管電圧の脈動率の関係で実効電圧が大きく、その分PDDも大きな値を示すと思われたが、今回の実験ではそれ程の有意差は認められなかった。これは単相全波整流装置では管電圧、管電流とも同期的にピークから0まで脈動しているが、波形の谷間の低電圧部分では管電流も少なくなり、X線はほとんど発生せず、ピークに近い電圧の部分だけX線が発生し、低電圧のX線はほとんど含まれていないためと考えられる。また、照射野を25×25cm²に固定して測定したが、Table 5に示すように照射野が10×10cm²を越えると、線量にほとんど変化がないことを確認した。これは二次線のエネルギーが低いため、距離が離れるとphantom内で吸収されることを意味すると考えられた。

Table 5 Measurement surface dose at various field size
(FSD 100 cm , 100 mAs)

field size [cm ²]	surface dose [cGy]	
	tube voltage 60kV	tube voltage 100kV
5 x 5	0.277	0.740
10 x 10	0.304	0.821
15 x 15	0.339	0.851
20 x 20	0.339	0.878
25 x 25	0.344	0.882
30 x 30	0.333	0.894

臨床におけるX線撮影では、写真濃度は被写体からの透過線量に依存し、同一写真濃度を得るためには同一の透過線量が必要であると考えてよい。したがって、高電圧撮影は低電圧撮影に比べPDDが大きくなり、少ない線量で撮影が可能で、被曝の面からだけ考えると有利といえる。しかし、X線エネルギーの変動による画像コントラストの変化に留意する必要がある、目的に応じた画像コントラストが優先されるべきであろう。3相装置は単相装置に比べ出力線量が多い分、少ないmAs値でよく、PDD値に有意差がないことから実際の撮影ではどちらの装置を使用しても被曝線量に大差がないと考えられた。

ICRPでは、人体に対する放射線の影響を確定的影響と確率的影響に分けている。確定的影響には白血球減少、不妊、皮膚の脱毛や紅斑などの急性障害と、白内障や胎児の影響などの晩発性障害がある。白血球減少は全身に0.5Gy、不妊や急性皮膚障害のしきい値は3～5Gyといわれており、通常のX線検査の線量ではこれらの障害の発生は考えられない。確定的影響の中で医療被曝が最も問題となるのは、胎児に対する影響である。受胎後3週間以内の胎児の被曝は出生後に確定的影響が現れることはまずないとされている。しかし、受胎後3週間目から始まる主要器官の形成期には、発達しつつある器官の被曝により奇形の発生などの影響を生ずる危険性があり、そのしきい値は0.1Gyと言われている⁹⁾。

更に、確率的影響については、白血病やがんの誘発として現れる個人の身体的影響と、効果が後世に蓄積される遺伝的影響に分けられる。これらの影響は確定的影響と違い、一定のしきい値を持たず、発生頻度は被曝総線量の増加と共に上昇する。白血病やがんのリスクに関する研究は原爆被曝者の統計的調査、放射線治療患者について行われたものであるが、原爆被曝者8万人の調査では、統計的に有意ながんの過剰発生は約0.2Sv以上の被曝線量で見られる⁹⁾。ただし、この線量は原爆被災の状況からして、全身被曝であると考えられ、身体のある部分に局限して照射を受ける医療被曝について、この線量が即当てはまるものではない。莫大な線量を繰り返し照射する放射線治療は別にして、通常のX線検査において、患者個人が受ける身体的影響はほとんどないといえる。しかし、効果が後世に蓄積される遺伝的影響や母体内で全身被曝をする胎児に対しては細心の注意が必要であろう。ICRPでは妊娠可能な女性の腹部X線検査は妊娠していないことが確実な月経開始後10日以内に行う、いわゆる10 days ruleを勧告し、わが国においてもこの観念は浸透しているが、実際の臨床では急を要する患者など検査の後妊娠がわかったという事例もなくはない。X線が発見されて100年、発見後、即医学に利用されたX線の医学の発達に対する貢献度は計り知れないものがある。予防医学領域における疾患の早期発見、精密検査による治療法の確立など今後益々その利用が増大することが予想される。反面、放射線の身体に対する何らかの影響の危険性が考えられる以上、それを利用し、管理する医療従事者は正確なデータのもとに適切な有効利用を心がけるべきである。今回の実験はその基礎的データを示すものであり、撮影条件の記録から簡単な計算によって当該患者の被曝線量を把握するために有用と考えられた。

参考文献

- 1) 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
- 2) 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
- 3) 南雲堯生，綿貫正彦，板橋邦夫他：群馬県下における胸部撮影条件および被曝線量の実態調査について。日本放射線技術学会雑誌第44巻8号，1988
- 4) 鈴木光昭，石塚 智，河野輝久他：茨城県下のX線撮影における患者被曝の5年間の推移（第2報）NDD表面線量簡易換算式による被曝線量の推定。日本放射線技術学会雑誌第47巻8号，1991
- 5) 鈴木昇一，藤井茂久，浅田恭生他：X線診断における患者被曝線量の推定（第2報）（3種類の発生装置について）。日本放射線技術学会雑誌第49巻2号，1992
- 6) 三宅英昭，稲村圭司，中桐義忠他：撮影X線領域での線量分布。岡山大学医療技術短期大学部紀要第2巻，1991
- 7) 中桐義忠，後藤佐知子，三上泰隆他：X線撮影領域における線量測定 —撮影条件と臓器の被曝—。岡山大学医療技術短期大学部紀要第4巻，1993
- 8) 日本医学放射線学会物理部会編：高エネルギーX線および電子線の標準測定法。通商産業社，1986
- 9) 日本アイソトープ協会編：ICRP Publ. 60 国際放射線防護委員会勧告，1990

Relationship between X-ray Exposure and Patient Dose on the Radiological Diagnosis.

Yoshitada NAKAGIRI, Yoshiharu AZUMA, Koichi SIBUYA
Sachiko GOTO, Toshinori MARUYAMA, Katsuhiko SUGITA
Masayo SONOYAMA²⁾, Yasuki MORIOKA³⁾, Keiji INAMURA³⁾
Seiji TAHARA³⁾, Hirofumi UNO³⁾, Shigefumi KADOHISA³⁾,
Tatsuya INOUE³⁾ and Yoshio HIRAKI³⁾

School of Health Sciences, Okayama University

2) Alumnus of School of Health Sciences, Okayama University

3) Central Division of Radiology, Okayama university Hospital

key words: patient dose, X-ray exposure, Radiation dosimetry

Summary

Patient dose is important consideration in the radiological examination and our environment regarding radiation. Many studies have been published about patient dose, but those data were classified by each organ or tissue. Actuarially, patient dose should be checked by each examined part of patient and each exposure equipment.

In this paper, we measured absorbed dose at the depth of 0-200mm with the Mix-DP phantom. The phantom is made by tissue equivalent material and is designed to simulate abdominal part. Percentage Depth Dose (PDD) was calculated from these doses. Three single-phase generators and three three-phases generators were used in this measurement. These measurements were analyzed by each equipment, and consequently the clear difference of PDD between the exposure equipments was not found.

As the result, we can estimate patient dose at a random depth by using PDD. Furthermore, we can easily know patient dose from the tube-voltage and current time product by the calculation including PDD. These data are very useful to manager patient dose on radiological diagnosis.