

RADIATION OUTPUT AND QUALITY OF DIAGNOSTIC X-RAY APPARATUS IN COMMUNITY HOSPITALS AND CLINICS

HIROSHIMA AND NAGASAKI

地 元 病 院 に お け る 診 断 用 X 線 の 放 射 線 出 力 と 線 質
広 島 ・ 長 崎

SHIGETOSHI ANTOKU, Ph.D.	安徳重敏
SHOZO SAWADA, Ph.D.	沢田昭三
MASAYOSHI MIZUNO	水野正義
YASUO SUGA	菅 和夫



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 councils, 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 の日本人および米人専門職員、顧問、評議会、政府ならびに民間の関係諸団体の要求に応じるための日英両語による記録である。業績報告書集は決して通例の誌上発表に代るものではない。

RADIATION OUTPUT AND QUALITY OF DIAGNOSTIC X-RAY APPARATUS
IN COMMUNITY HOSPITALS AND CLINICS

HIROSHIMA AND NAGASAKI

地元病医院における診断用X線の放射線出力と線質
広島・長崎

SHIGETOSHI ANTOKU, Ph.D.* 安徳重敏

SHOZO SAWADA, Ph.D.* 沢田昭三

MASAYOSHI MIZUNO 水野正義

YASUO SUGA 菅 和夫

Department of Radiology

放射線部

Approved 承認 27 September 1967

ABCC Research Project Number 3-66

研究課題番号

ATOMIC BOMB CASUALTY COMMISSION
HIROSHIMA AND NAGASAKI, JAPANA 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 WELFAREwith funds provided by
U.S.A. ATOMIC ENERGY COMMISSION
JAPANESE NATIONAL INSTITUTE OF HEALTH
U.S.A. PUBLIC HEALTH SERVICE

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 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、厚生省国立予防衛生研究所および米国公衆衛生局の研究費による

*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 客員研究員

ACKNOWLEDGMENT

感謝のことば

The authors express sincere thanks to the Hiroshima and Nagasaki Medical Associations and to the technical staffs of the community hospitals and clinics of both cities for their splendid cooperation in these studies. They are also grateful to Dr. Walter J. Russell, Chief, Department of Radiology, ABCC, Dr. Haruma Yoshinaga, Professor of Experimental Radiology, Faculty of Medicine, Kyushu University, and Dr. Kenji Takeshita, Professor of Radiation Biology, Research Institute for Nuclear Medicine and Biology, Hiroshima University for their kind direction throughout this study. Mrs. Yoshiko Hashimoto's clerical assistance throughout this work is especially appreciated.

本研究にご協力をいただいた広島・長崎両市の医師会および広島・長崎の病医院の技術員のかたがたに深甚の謝意を表す。また本研究を通してご指導を仰いだABCC放射線部長Dr. Walter J. Russell, 九州大学医学部放射線基礎医学教室教授吉永春馬博士, 広島大学原医研障害基礎研究部門教授竹下健児博士に感謝の意を表す。記録, 整理等は橋本芳子氏の援助によった。ここにしるして謝する。

CONTENTS

目 次

Introduction	緒 言	1
Materials and Method	材料および方法	1
Results and Discussion	結果および考察	3
Summary	要 約	5
References	参考文献	19
Table	1. Measurements of output and quality of X-ray machines	
表	X線装置の出力と線質の測定	4
	2. X-ray units by type, institution and city	
	型式、施設、市別のX線装置数	4
Figure	1. Experimental arrangement for output and quality assessment	
図	出力および線質測定のための実験配置	2
	2. Attenuation of X-rays with alminum absorber, transformer type, full wave rectification	
	アルミニウム吸収板によるX線の減弱、変圧器式、全波整流	6
	3. Attenuation of X-ray with aluminum absorber, transformer type, self-rectification	
	アルミニウム吸収板によるX線の減弱、変圧器式、自己整流	7
	4. Attenuation of X-ray with alminum absorber, condenser type	
	アルミニウム吸収板によるX線の減弱、蓄放式	8
	5. Correlation of nominal kvp and output, transformer type, Hiroshima	
	管電圧と出力との関係、変圧器式、広島	9
	6. Correlation of nominal kvp and output, transformer type, Nagasaki	
	管電圧と出力との関係、変圧器式、長崎	10
	7. Correlation of nominal kvp and output, condenser type, Hiroshima and Nagasaki	
	管電圧と出力との関係、蓄放式、広島・長崎	11
	8. Correlation of nominal kvp and HVL, transformer type, Hiroshima	
	管電圧とHVLとの関係、変圧器式、広島	12
	9. Correlation of nominal kvp and HVL, transformer type, Nagasaki	
	管電圧とHVLとの関係、変圧器式、長崎	13
	10. Correlation of nominal kvp and HVL, condenser type, Hiroshima and Nagasaki	
	管電圧とHVLとの関係、蓄放式、広島・長崎	14
	11. Radiation output of ABCC X-ray unit	
	ABCCにおけるX線装置の放射線出力	15
	12. Half-value layer of ABCC X-ray unit	
	ABCCにおけるX線装置の半価層	15
	13. Correlation of nominal kvp and ABCC kvp, transformer type, Hiroshima	
	病医院の管電圧とABCCの管電圧の関係、変圧器式、広島	16
	14. Correlation of nominal kvp and ABCC kvp, transformer type, Nagasaki	
	病医院の管電圧とABCCの管電圧の関係、変圧器式、長崎	17
	15. Correlation of nominal kvp and ABCC kvp, Hiroshima and Nagasaki	
	病医院の管電圧とABCCの管電圧の関係、広島・長崎	18

RADIATION OUTPUT AND QUALITY OF DIAGNOSTIC X-RAY APPARATUS IN COMMUNITY HOSPITALS AND CLINICS

HIROSHIMA AND NAGASAKI

地元病医院における診断用X線の放射線出力と線質

広島・長崎

INTRODUCTION

ABCC is estimating medical X-ray dose to atomic bomb survivors in Hiroshima and Nagasaki because of its importance as a concomitant source of ionizing radiation.¹⁻⁶

In studies with phantoms in the ABCC Department of Radiology, patient exposures in community hospitals and clinics have been duplicated, and doses estimated.^{5,6}

That output and quality vary according to X-ray apparatus and exposure factors used is well known,⁷⁻⁹ influencing the reliability of dose estimates. To reduce the influence of such effects, the output and quality of X-rays from medical X-ray apparatus used in Hiroshima and Nagasaki institutions were assessed, and are reported herein.

MATERIALS AND METHOD

Dosimeter An Electronic Instrument Limited (EIL) electrometer¹⁰ and 35 cc ionization chamber,¹¹ capable of registering dose rate and accumulated dose, were used in this study.

X-ray Unit General Electric diagnostic radiographic unit; 130 kvp, 500 ma, with full-wave rectification used at ABCC, and various X-ray units in community hospitals and clinics in Hiroshima and Nagasaki, were assessed for radiation output and quality.

Other Apparatus for Output and Quality Measurement A cabinet was constructed to accommodate a remotely controlled revolving disk of 0.5 mm aluminum with a perforation for no filtration and additional revolving aluminum thicknesses to produce 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 3.0, 4.0 and 5.0 mm added aluminum filtration (Figure 1). The front surface of the cabinet was covered with 2 mm lead, except for an aperture of 7 cm diameter for entry of the X-ray beam. The aluminum disk was positioned eccentrically immediately behind this aperture, and the EIL chamber in the beam course at the opposite end of the cabinet.

緒言

ABCC では広島・長崎の原爆被爆者に対する医療用X線の被曝線量の推定を行なっている。これは医療用X線が原爆放射線以外の放射線源として重要だからである。¹⁻⁶

ABCC 放射線部では、ファントムを用い、地元病医院における患者の被曝状況を再現し、線量の推定を行なっている。^{5,6}

X線の出力と線質がX線装置または照射条件によって変わることはよく知られているが、これは推定した線量の信頼性に影響してくる。この影響を減少させるために、広島・長崎の病医院で使用されている医療用X線装置からのX線の出力と線質を測定した。その結果をここに報告する。

材料および方法

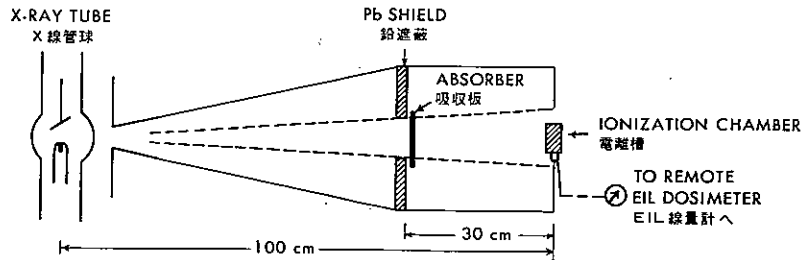
線量計 Electronic Instrument Limited (EIL) 電流計¹⁰ および35cc電離槽¹¹ を使用した。この線量計は線量率および積算線量の両方を測定することができる。

X線装置 X線出力および線質の測定は、ABCCで使用されている General Electric 診断用X線装置、130 kvp, 500 ma; 全波整流および広島・長崎の病医院のX線装置について行なった。

出力、線質の測定に用いた他の器機 0.5mm厚さの回転するアルミニウム板をもつ箱を作製した(図1)。このアルミニウム板の一部を穿孔して、濾過板なしとし、その他はアルミニウム濾過板の厚さが0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 3.0, 4.0 および5.0 mm厚さになるような種々の厚さのアルミニウム板を付加した。箱の前面はX線の入射口として7cmφの孔を設け、それ以外の部分は2mmの鉛板でおおった。アルミニウム板は箱の中心を少し離れたこの孔のすぐうしろに、またEIL電離槽は、X線の箱からの出射口に取り付けた。

FIGURE 1 EXPERIMENTAL ARRANGEMENT FOR OUTPUT AND QUALITY ASSESSMENT

図 1 出力および線質測定のための実験配置



TR 29-66

A field of 10 cm diameter at the EIL chamber was thus established. The chamber was positioned 100 cm from the focal spot, except for some cases of exposure to fluoroscopic and photofluorographic apparatus where the chamber was closer at the maximum permissible distance from the focal spot of the tube. This mechanism provided relatively uniform exposure situations and a rapid means of making the exposures by remote control in busy institutions where relatively little time could be afforded such studies.

Radiation output and half-value layer (HVL) were determined according to chamber readings with and without absorber from the attenuation curves for aluminum absorbers. For transformer radiographic units, exposures were generally at 10-100 mas. Cumulative doses were used. For fluoroscopic units, tube currents of 2-3 ma were used, and dose rates obtained. All output data were expressed in mR/mas for transformer type units and mR for given μF of condenser type units at 100 cm from the tube focal spot. By definition, half-value layer is determined using a narrow beam without scattered radiation. In this study a wide beam was used. The size of the chamber and time available for the use of X-ray apparatus in busy institutions made the study somewhat difficult.

For our purposes, the attenuation of X-rays in tissue-equivalent materials was an adequate supplementary source of data. Two sets of Mix-D "plate" phantoms were used accommodating the EIL and Memorial chambers

EIL電離槽を挿入する場所の照射野は10cm ϕ であった。例外を除いて、電離槽は焦点から100 cm距離に固定した。ある種の透視および間接装置では、焦点から100 cmに固定することができなかったため、可能なかぎり100 cmに近い距離で測定を行なった。この器械は比較的均一な照射条件を作り、この種の研究のためにじゅうぶんな時間を提供することができない忙しい病医院において、遠隔操作により迅速な測定が可能となった。

放射線の出力および半価層(HVL)は、アルミニウム吸収板による減弱曲線から、吸収板がある場合とない場合のチェンバーの読みによって決定した。変圧器式装置では一般に10-100 masで曝射を行ない、積算線量を利用した。透視装置では、2-3 maの管電流を用い線量率を読みとった。すべて出力に関する資料は、焦点から100 cmの距離において、変圧器式ではmR/mas、蓄放式では一定の μF に対するmRで表わした。定義に従えば、半価層は散乱線がないような細い線束で決定されなければならない。本研究では広い線束を用いたが、これは電離槽の大きさおよび多忙な病医院での装置使用の時間に制限があったためである。

われわれの目的からすれば、組織等価物質中のX線減弱の方が望ましかった。EILおよびメモリアル・チェンバー(1 cm ϕ \times 3 cm)を挿入することができる2組の Mix-D

(1 cm diameter \times 3 cm) respectively. In preliminary studies using the ABCC X-ray unit, radiation quality was determined using depth dose data for phantoms. At that time satisfactory data were unobtainable with that apparatus in community institutions where humidity could not be controlled, unlike at ABCC. There was insufficient time to repeat such studies without interfering in clinical procedures. The apparatus used is shown in Figure 1.

RESULTS AND DISCUSSION

X-ray apparatus surveyed are shown in Table 1. Among unsurveyed units, the uncertainty of tube voltages, currents, other factors such as malfunction of apparatus and technical problems related to tomographic units were problems. Numbers of institutions refusing evaluation are included. Table 2 shows the surveyed units by type and institution. A detailed classification of X-ray units in Hiroshima and Nagasaki community hospitals and clinics has been reported.⁴

Examples of attenuation curves for aluminum absorbers are shown in Figures 2-4. Differences in shapes of attenuation curves by type of unit were not substantial. Output in mR for zero absorber are shown and HVL evaluations can be determined by these attenuation curves. The second HVL can be determined by these graphs, but the first HVL determination was sufficient for our purposes.

Output is shown in Figures 5-7 and HVL determinations are shown in Figures 8-10, as functions of nominal tube voltages according to control panel meters, added filtration and capacity. Improper indications of tube voltages and currents, differences in inherent filtration and degradations of the targets and filaments of the X-ray tubes could have been responsible for the variations in output and quality of these units.

Figures 11 and 12 show the output and HVL determinations of the ABCC X-ray unit used in phantom dosimetry. Output and HVL increased logarithmically with logarithmic increases in tube voltages. Had these corrections for output and quality not been made, some errors might have resulted when estimating exposure dose by applying data of particular X-ray units excluding other sources of error. For example, average bone marrow dose calculated from 321 PA chest examinations, with and without correction for output and quality, were 4 and 8 g-rad respectively.^{5,6} This suggests that output and quality corrections are necessary for more accurate estimations of patients' exposure doses.

ファントム板を用いた、ABCCのX線装置を用いた予備実験から、ファントム中の深部線量のデータから放射線の線質が決定された。しかし地元病医院では、ABCCと異なって湿度の調節が不可能であったため、満足するデータが得られなかった。診療を妨げるおそれがあったため、測定をくり返し行なう時間もなかった。使用した装置を図1に示す。

結果および考察

調査したX線装置を表1に示す。調査しなかった装置については、電圧および電流が不明であったり、装置が特殊な形をしているためや技術的な問題のために測定が不可能であった。また装置の使用を断った施設も含まれている。表2は調査した装置を型式と施設別に表わしたものである。広島・長崎の病医院のX線装置に関する詳細な分類はすでに報告されている。⁴

アルミニウム吸収板による減弱曲線の例を図2-4に示す。装置の型式による減弱曲線の形には、本質的な違いはみられなかった。出力は吸収板なしの場合としてmR単位として示されており、HVLはこれらの減弱曲線から決定することができる。これらの図から第2半価層を決めることもできるが、本研究の目的には第1半価層でじゅうぶんであった。

出力を図5から7に、HVLを図8から10に、操作卓上のメータに示された電圧、付加濾過板ならびに容量の関数として示す。これらの装置の出力、線質に違いがある原因としては、管電圧、電流の指示が不適当であること、固有濾過 (inherent filtration) の違い、管球の焦点およびフィラメントの劣化があげられる。

図11, 12は、ファントム実験に使用したABCCのX線装置の出力とHVLを示す。出力、線質ともに、管電圧の指数関数的増加に対して、指数関数的に増加している。誤差の原因となるものにはいろいろとあるが、ある特定のX線装置によって測定した資料を用い、出力や線質の違いに対する補正なしで推定した被曝線量には、かなりの誤差が含まれることはさげられまい。たとえば胸部背腹方向X線検査321例の平均骨髄線量は、出力、線質の補正をした場合としない場合、それぞれ4 g-radと8 g-radであった。^{5,6} これは患者の被曝線量のより正確な推定に出力および線質の補正が必要であることを示唆している。

TABLE 1 MEASUREMENTS OF OUTPUT AND QUALITY OF X-RAY MACHINES IN COMMUNITY HOSPITALS AND CLINICS

表 1 地元病医院における X 線装置の出力と線質の測定

Item 項目		Hiroshima 広島	Nagasaki 長崎
Radiography 直接撮影			
Hospitals and clinics to be surveyed	調査すべき病医院	162	46
X-ray Units to be surveyed	調査すべき X 線装置	197	62
Surveyed completely	完全に調査	164	54
Machine changed	調査したが装置変更	8	2
kvp or ma unknown	調査したが kvp または ma 不明	3	5
Total surveyed	調査した合計	175	61
Not surveyed	調査しなかった		
Machine changed	装置変更	12	-
kvp or ma unknown	kvp または ma 不明	2	-
Tomography	断層撮影用	3	-
Dental	歯科用	1	1
Broken	故障	1	-
Disposed	棄却	1	-
Refused	拒否	2	-
Total Not Surveyed	調査しなかった合計	22	1
Hospitals and clinics surveyed	調査した病医院	150	46
Photofluorography 間接撮影			
Hospitals and clinics to be surveyed	調査すべき病医院	39	10
X-ray units to be surveyed	調査すべき X 線装置	55/26*	12/3*
Surveyed	調査した X 線装置	52/24*	11/2*
Not surveyed	調査しなかった X 線装置	3/2*	1/1*
Unable to contact	連絡不能	2/2*	1/1*
Refused	拒否	1	-
Hospitals and clinics surveyed	調査した病医院	38	9

* Mobile units レントゲン車の数

TABLE 2 X-RAY UNITS BY TYPE, INSTITUTION AND CITY

表 2 型式、施設、市別の X 線装置数

Type 型式	Hiroshima 広島		Nagasaki 長崎	
	Hospital 病院	Clinic 医院	Hospital 病院	Clinic 医院
Transformer full-wave rectification 変圧器式 (全波整流)	24	85	29	8
Half-wave rectification, self-rectification (半波整流) (自己整流)	1	8	0	8
Condenser 蓄放式	3	41	1	8
Total 計	28	134	30	24

Surveys for radiation output and quality of X-ray units have been conducted, using X-ray film.^{12,13} Such film methods are practical for nationwide surveys, but our smaller surveys in Hiroshima and Nagasaki had the advantage in that measurements were confirmed by recorded exposure parameters.

Output and quality data are useful in estimating dose, in improving techniques, and also to reduce patients' exposures. In some institutions, tube voltages less than the 40 kvp of the ABCC unit were used for routine chest and abdominal X-ray examinations (Figures 13-15).

In Japan, less than 50 kvp tube voltages were used, in earlier years, especially for high contrast techniques favored in competition in contests sponsored by various commercial organizations (7.5% in 1957 and 2.2% in 1960).¹⁴ Higher tube voltages have found increasing use in radiography. It is well known that techniques are improved by increasing filtration, as this study also demonstrated.

SUMMARY

To estimate reliability of the ABCC subjects' doses, output and quality of X-rays used were evaluated. In general, some correlation between kvp and output, and kvp and half-value layer were observed in community hospitals and clinics. These data are applicable to estimating exposure dose and the improvement of techniques in X-ray examinations.

X線装置の放射線出力と線質をフィルムによって調査した報告がある。^{12,13} この方法は国内的規模の調査には実用的である。しかしわれわれの調査は広島、長崎に限られた小規模なものであり、測定において、照射条件の確認ができるという特長がある。

出力、線質の資料は、線量推定や撮影技術の改良の他に、患者の被曝線量を減少させるために利用できる。若干の施設において、通常の胸部、腹部のX線検査が、ABCC装置の40 kvp以下に相当する電圧で実施されていた(図13-15)。

以前日本においては50 kvp以下の管電圧が用いられ、特に商業会社主催のX線写真コンテストに高いコントラストの撮影方法が好まれた(1957年7.5%, 1960年2.2%)。¹⁴ 最近高い電圧が次第に使用されるようになってきた。本研究でも示されたように、濾過板を増すことによって撮影技術が改善されることはよく知られている。

要 約

ABCC対象者の被曝線量の信頼性を推定するため、X線の出力と線質の測定を行なった。一般に地元病医院におけるkvpと出力およびkvpと半価層の間には相関が認められた。これらの資料は被曝線量の推定やX線検査における技法の改善に利用することができる。

FIGURE 2 ATTENUATION OF X-RAYS WITH ALUMINUM ABSORBER
TRANSFORMER TYPE, FULL WAVE RECTIFICATION

図2 アルミニウム吸収板によるX線の減弱, 変圧器式, 全波整流

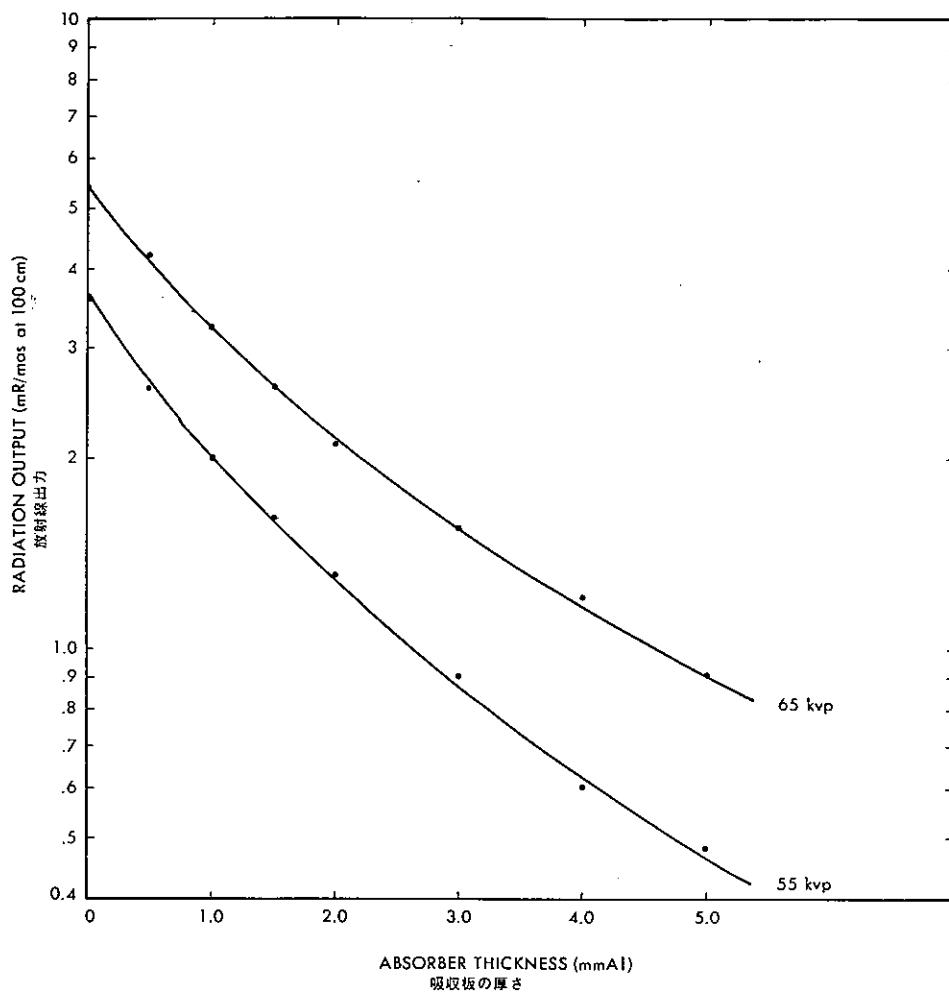


FIGURE 3 ATTENUATION OF X-RAYS WITH ALUMINUM ABSORBER
TRANSFORMER TYPE, SELF-RECTIFICATION

図3 アルミニウム吸収板によるX線の減弱、変圧器式、自己整流

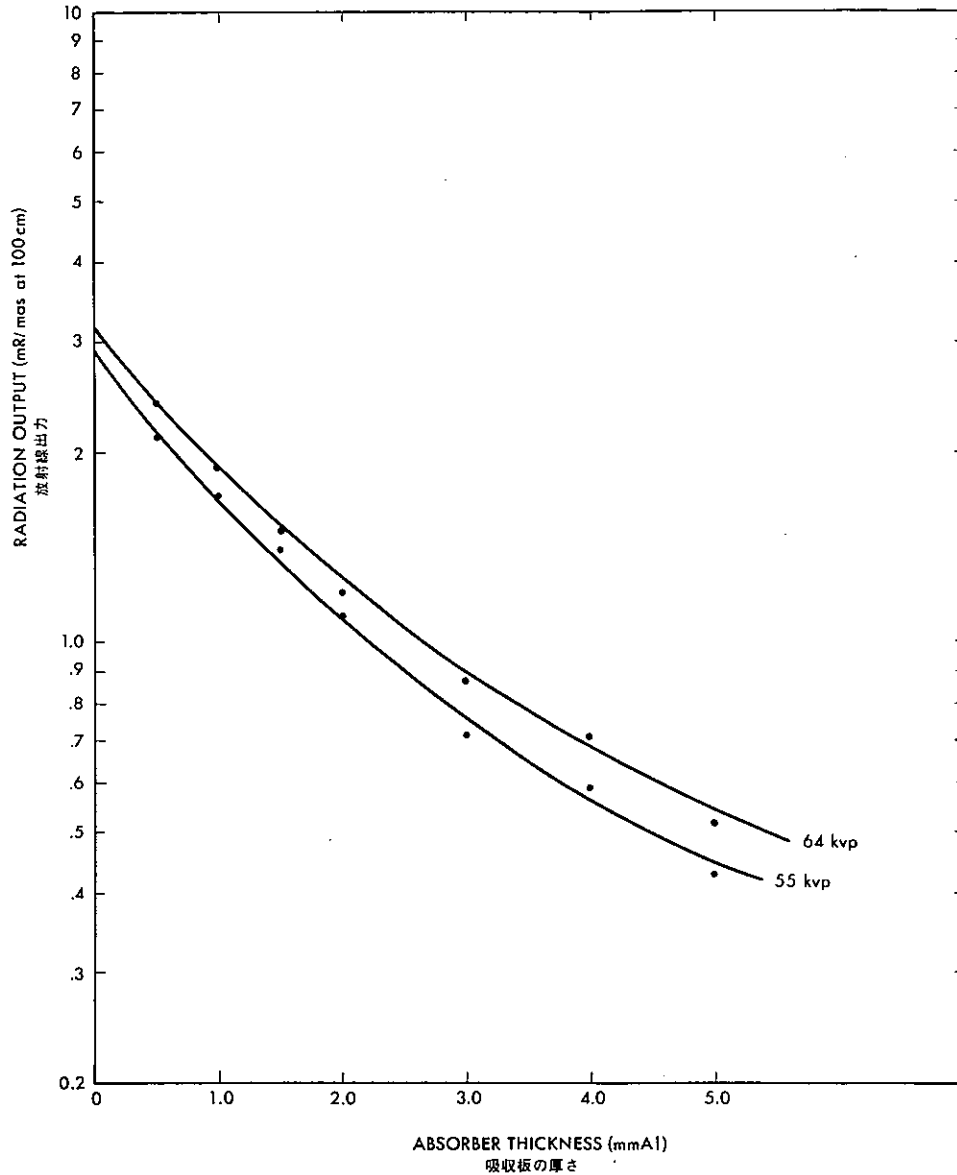


FIGURE 4 ATTENUATION OF X-RAY WITH ALUMINUM ABSORBER, CONDENSER TYPE

図4 アルミニウム吸収板によるX線の減弱、蓄放式

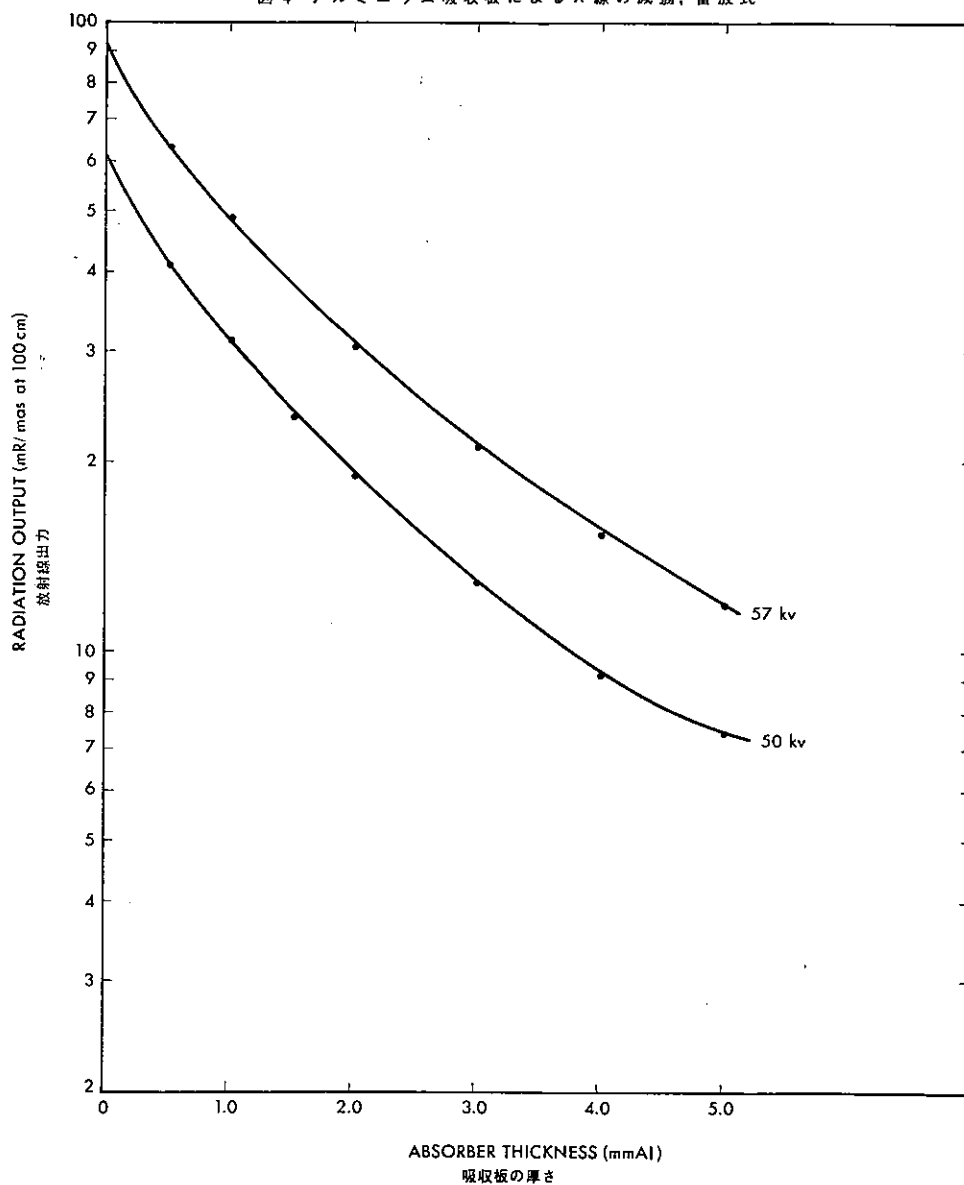


FIGURE 5 CORRELATION OF NOMINAL KVP AND OUTPUT, TRANSFORMER TYPE, HIROSHIMA

図5 管電圧と出力との関係，変圧器式，広島

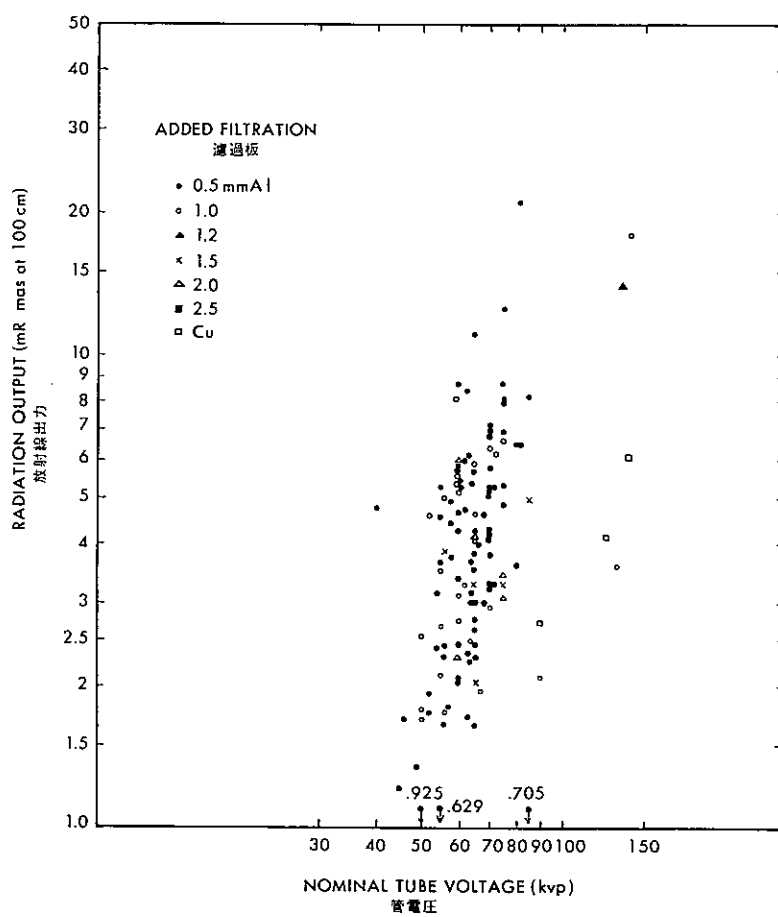


FIGURE 6 CORRELATION OF NOMINAL KVP AND OUTPUT, TRANSFORMER TYPE, NAGASAKI

図 6 管電圧と出力との関係，変圧器式，長崎

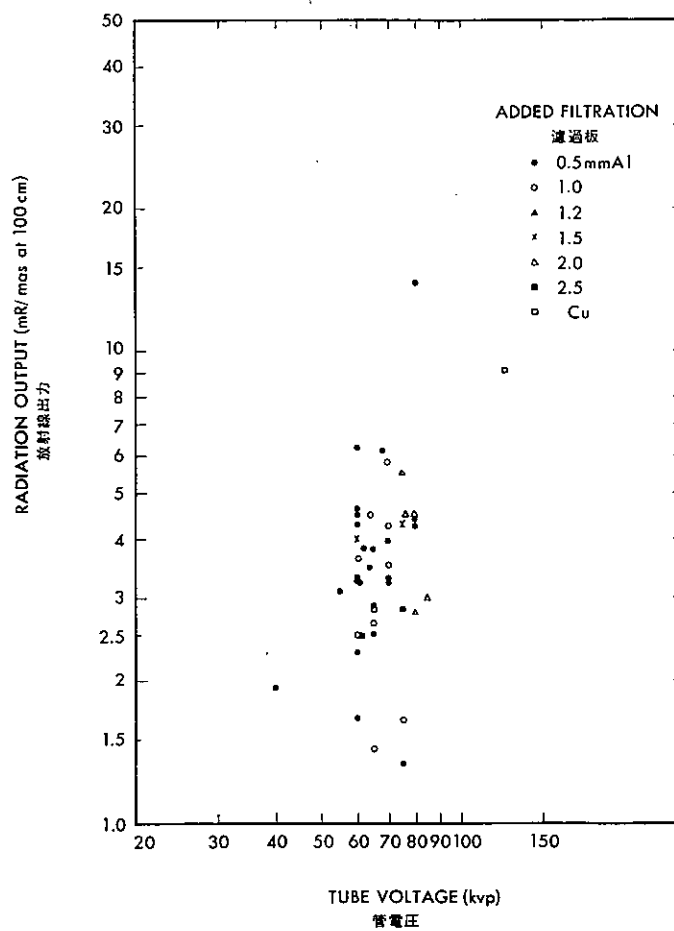


FIGURE 7 CORRELATION OF NOMINAL KVP AND OUTPUT, CONDENSER TYPE,
HIROSHIMA AND NAGASAKI

図7 管電圧と出力との関係、蓄放式、広島・長崎

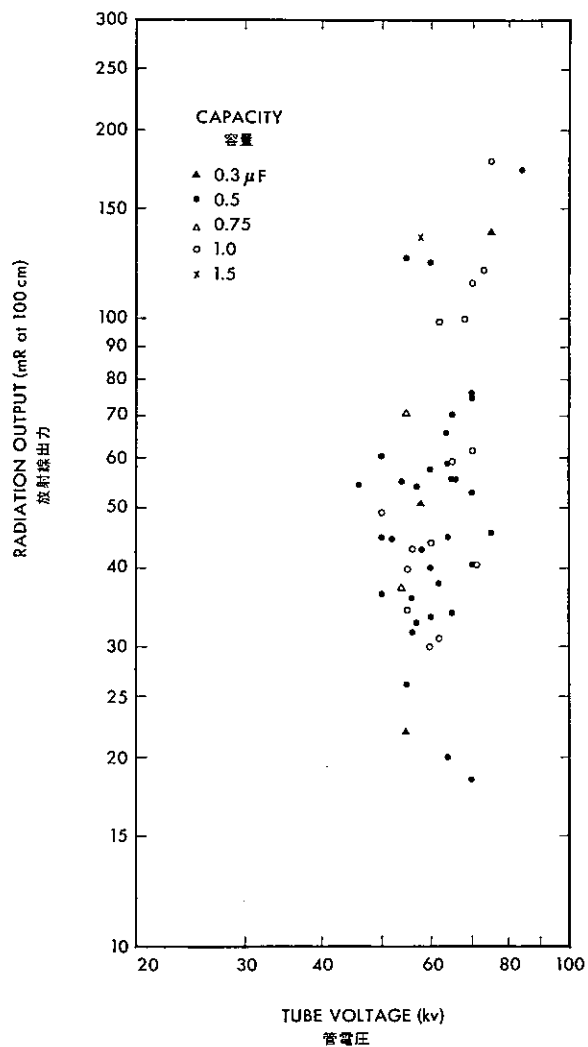


FIGURE 8 CORRELATION OF NOMINAL KVP AND HVL TRANSFORMER TYPE, HIROSHIMA

図 8 管電圧と HVL との関係、変圧器式、広島

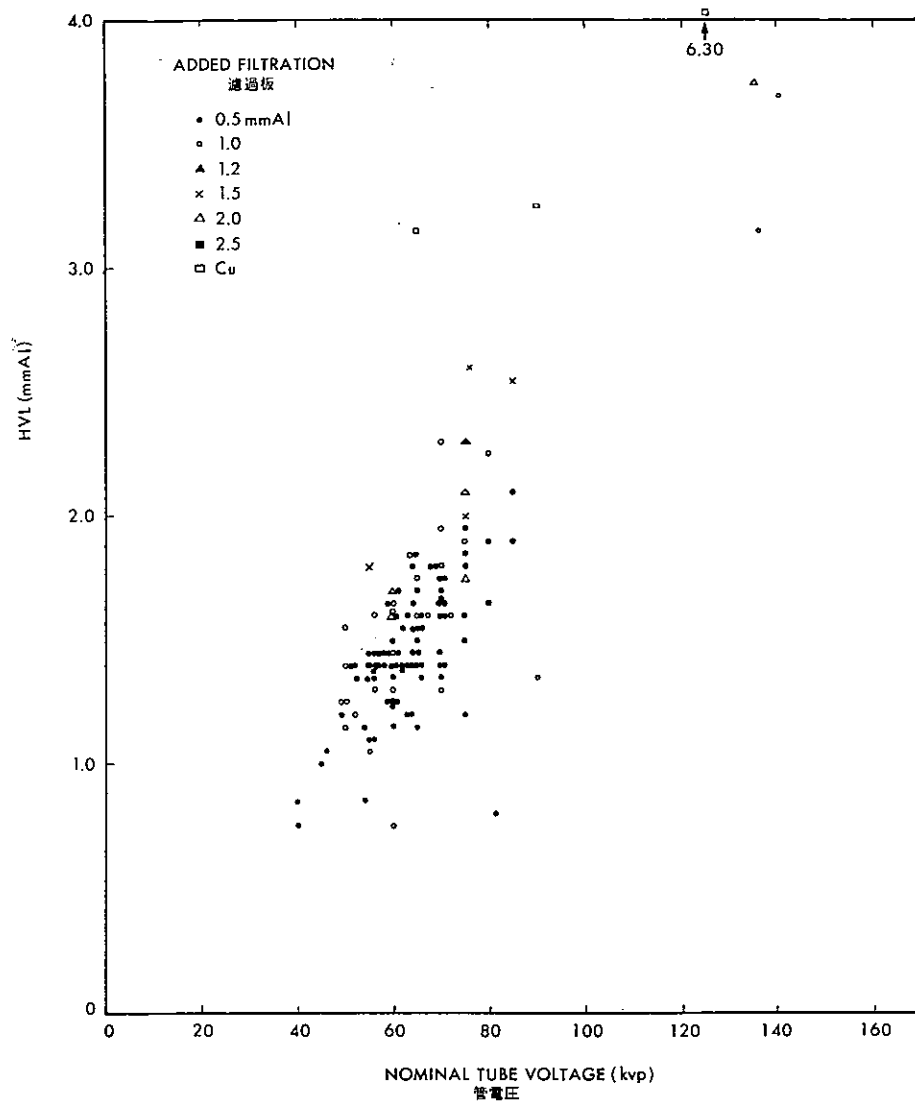


FIGURE 9 CORRELATION OF NOMINAL KVP AND HVL, TRANSFORMER TYPE, NAGASAKI

図9 管電圧とHVLとの関係，変圧器式，長崎

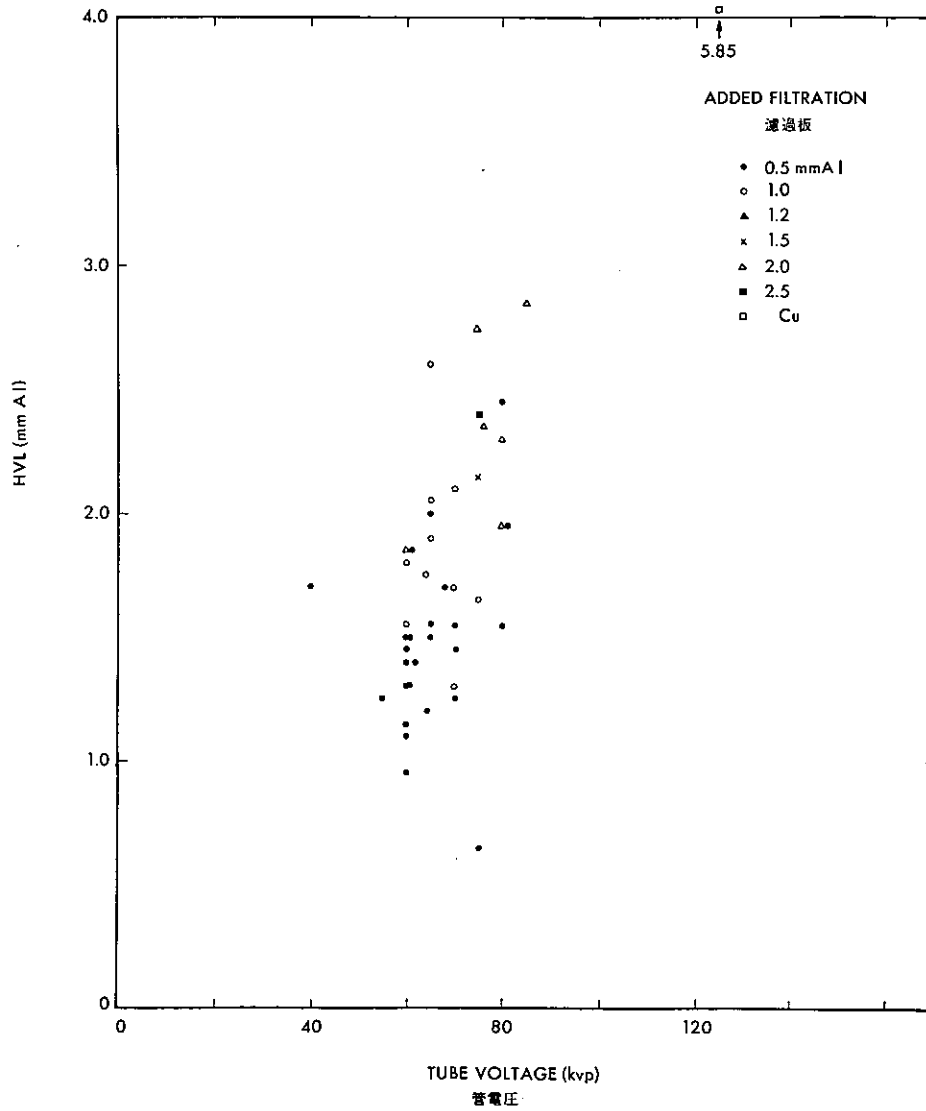


FIGURE 10 CORRELATION OF NOMINAL KVP AND HVL, CONDENSER TYPE, HIROSHIMA AND NAGASAKI

図10 管電圧とHVLとの関係，蓄放式，広島・長崎

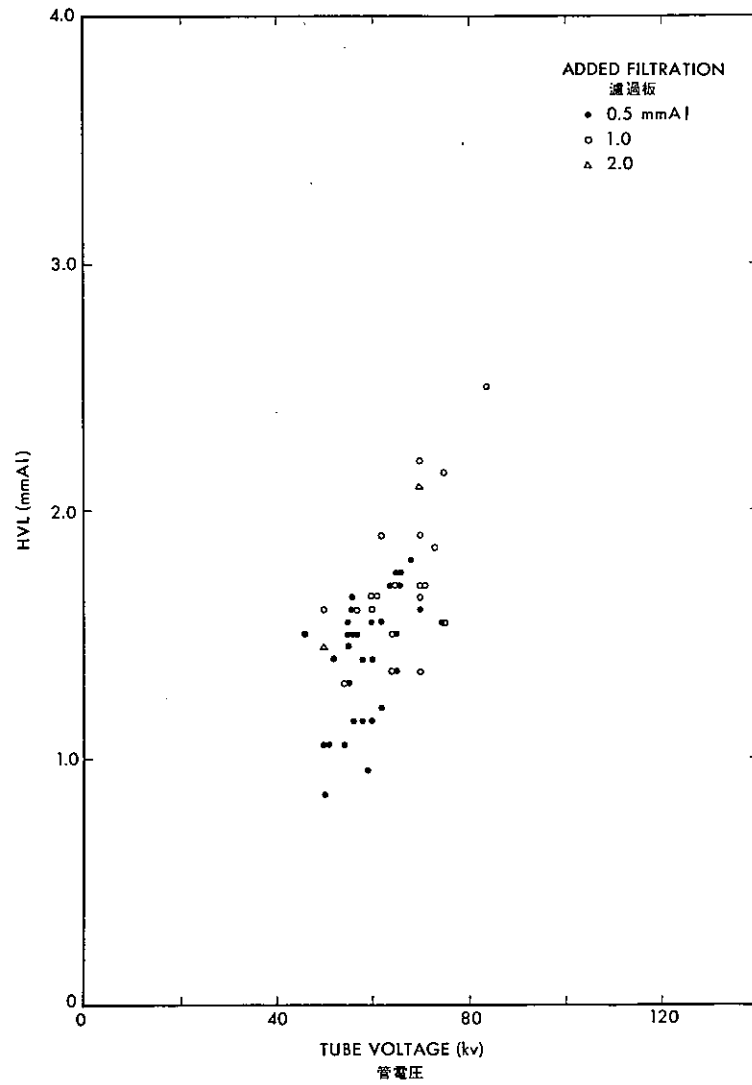


FIGURE 11 RADIATION OUTPUT OF ABCC X-RAY UNIT
 図11 ABCCにおけるX線装置の放射線出力

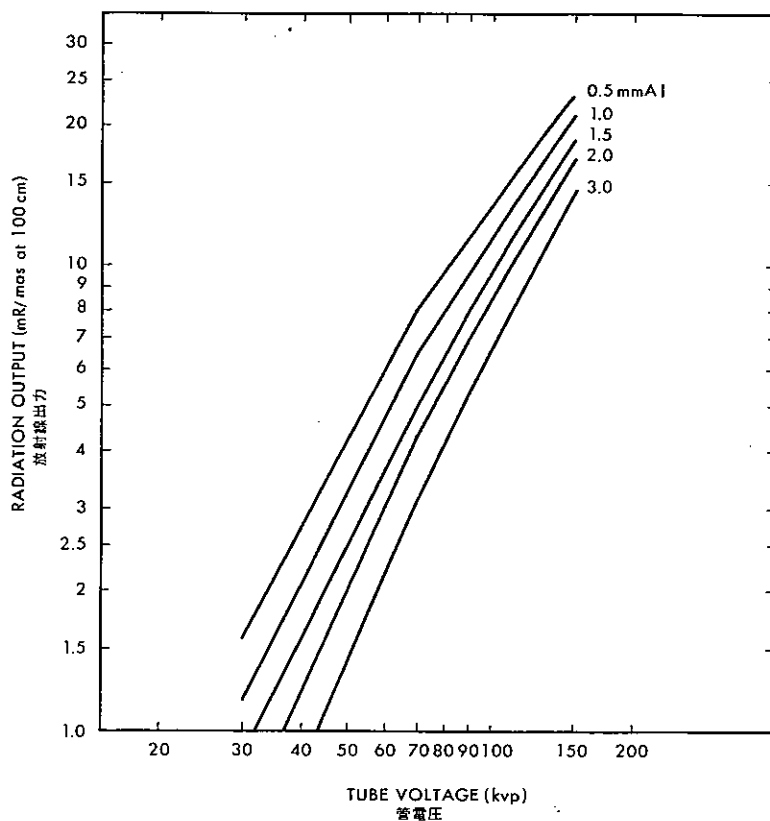


FIGURE 12 HALF-VALUE LAYER OF ABCC X-RAY UNIT
 図12 ABCCにおけるX線装置の半価層

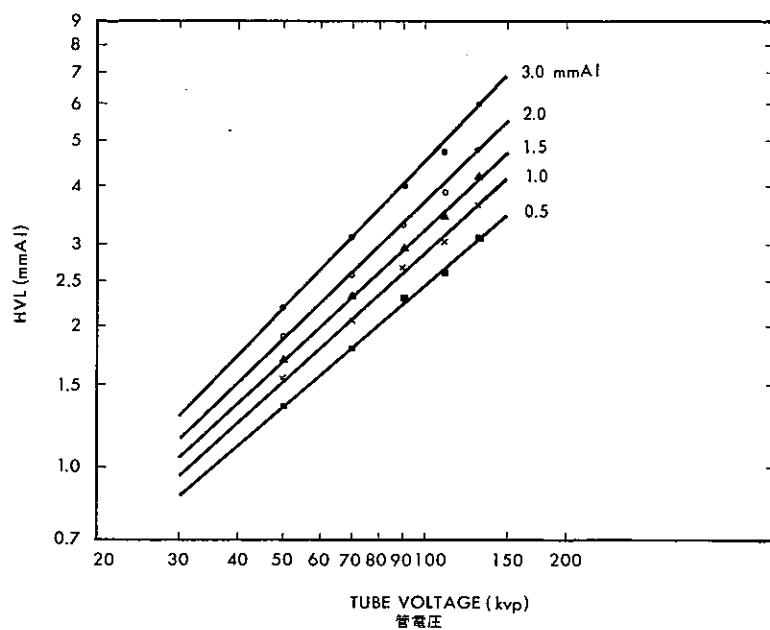


FIGURE 13 CORRELATION OF NOMINAL KVP AND ABCC KVP.
TRANSFORMER TYPE -HIROSHIMA

図13 病医院の管電圧とABCCの管電圧の関係、変圧器式、広島

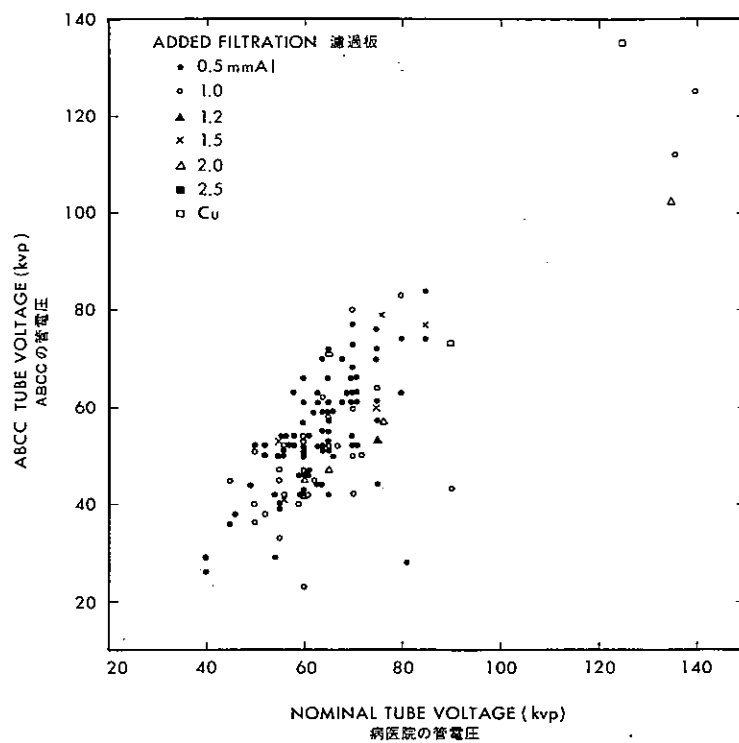


FIGURE 14 CORRELATION OF NOMINAL KVP AND ABCC KVP, TRANSFORMER TYPE, NAGASAKI
 図 14 病医院の管電圧と ABCC の管電圧の関係，変圧器式，長崎

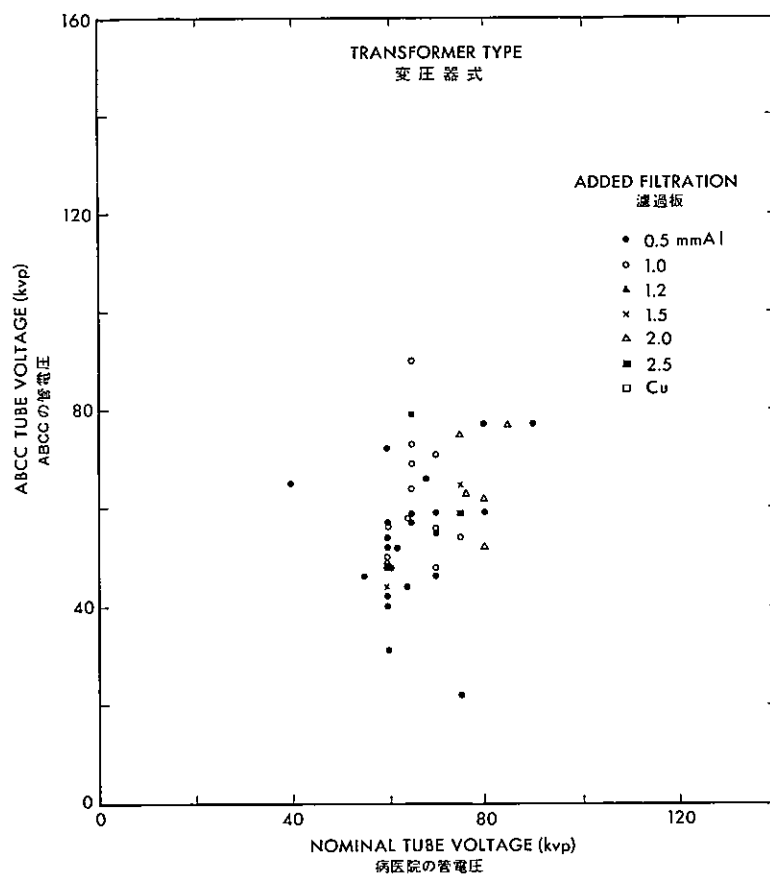
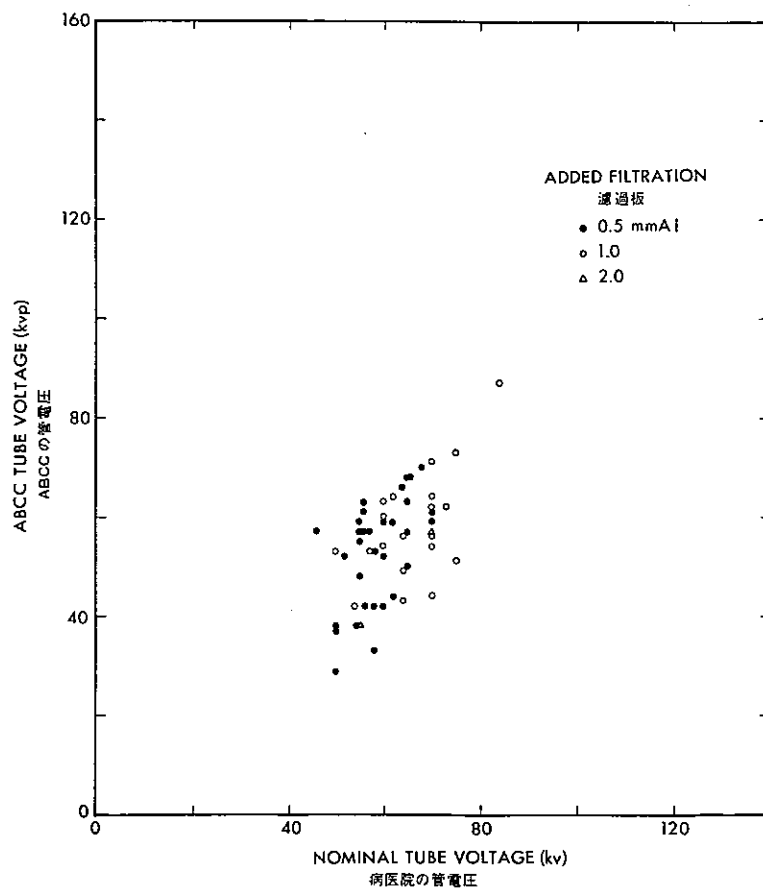


FIGURE 15 CORRELATION OF NOMINAL KVP AND ABCC KVP, CONDENSER TYPE
HIROSHIMA AND NAGASAKI

図15 病医院の管電圧とABCCの管電圧の関係、蓄放式、広島・長崎



REFERENCES

参考文献

1. RUSSELL WJ, ISHIMARU T, IHNO Y: ABCC-JNIH Adult Health Study, Hiroshima and Nagasaki, July-November 1962. Exposure to medical X-ray: Survey of subjects. ABCC TR 9-63
(ABCC - 予研成人健康調査, 広島・長崎, 1962年7月 - 11月. 診断用X線照射. 対象者の調査)
2. IHNO Y, RUSSELL WJ, ISHIMARU T: ABCC-JNIH Adult Health Study, Hiroshima and Nagasaki, 1962-63. Exposure to medical X-ray: Community hospital and clinic survey. ABCC TR 11-63
(ABCC - 予研成人健康調査, 広島・長崎, 1962 - 63年. 診断用X線照射. 病院および医院についての調査)
3. SAWADA S, WAKABAYASHI T, et al: Exposure to medical X-ray: Survey of Adult Health Study subjects, January 1964-January 1965. ABCC TR 24-67
(地元病医院における医療用X線照射, 広島・長崎. 対象者の調査, 1964年1月 - 1965年1月)
4. SAWADA S, RUSSELL WJ, WAKABAYASHI T: Radiography and fluoroscopy techniques in hospitals and clinics, Hiroshima and Nagasaki, 1964-65. ABCC TR 2-68
(医療用X線照射, 病院および医院の調査, 広島・長崎)
5. ANTOKU S, YOSHINAGA H, et al: Dosimetry, diagnostic medical X-ray: Exposure of ABCC subjects in community hospitals and clinics. ABCC TR 6-65
(診断用X線の線量調査, ABCC調査対象者が地方病医院で受ける線量)
6. ANTOKU S, MILTON R: Calculation of bone marrow and gonadal dose from chest examinations, by electronic computer. ABCC TR 4-67
(電子計算機による胸部X線検査の骨髄・生殖腺線量の計算)
7. 青柳泰司: X線管電圧, 管電流と写真効果の関係. 日本放射線技術学会雑誌 21: 131 - 72, 1965年
(AOYAGI T: Relationship between tube voltage and current, and photographic effect. Nippon Hoshasengijutsu Gakkai Zasshi-Jap J Radiol Techn)
8. 中間光雄, ほか: X線装置発生X線量の比較調査について(透視条件において). 日本放射線技術学会雑誌 21: 64, 1965年
(NAKAMA M, et al: The survey of output of X-ray machine. Nippon Hoshasengijutsu Gakkai Zasshi-Jap J Radiol Techn)
9. 田淵 昭, 吉永春馬, ほか: 産科領域での診断用X線による被曝線量とその低下についての考察. 広島大学医学雑誌 12: 57 - 69, 1964年
(TABUCHI A, YOSHINAGA H, et al: Exposure dose by diagnostic X-ray in obstetrics and some consideration on the lowering of such doses. Hiroshima Daigaku Igaku Zasshi-Hiroshima Med J)
10. STUART S, OSBORN SB: A wide range direct reading X-ray dosimeter. Phys Med Biol 3:255-63, 1959
(広域直接読み取り式X線線量計)
11. OSBORN SB, BURROW RG: An ionization chamber for diagnostic X-radiation. Phys Med Biol 3:37-43, 1958
(診断用X線用電離槽)
12. DITCHEK T, FRISOLIA, JANES D: A medical survey packet. Health Phys 12:341-4, 1966
(医学調査用パケット)
13. WINKLER KG, LEVIN SG: A film method for estimating peak kilovoltage, total filtration and roentgen output of self-rectified dental X-ray machine. Health Phys 12:345-52, 1966
(自己整流歯科用X線装置の最高管電圧, 総濾過, 放射線出力をフィルムを使って推定する方法)
14. 田畑定男: 胸部X線撮影技術の分析. サクラXレイ写真研究 12(4): 9 - 14, 1961年
(TABATA T: Distribution of exposure factors in chest X-ray radiography. Sakura X-ray Shashin Kenkyu-Sakura X-ray Photo Rev)