

REPORT OF DOSIMETRY STUDIES

線量測定調査に関する報告

SHIGETOSHI ANJOKU, Ph.D. 安徳重敏



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。

REPORT OF DOSIMETRY STUDIES

線量測定調査に関する報告

SHIGETOSHI ANTOKU, Ph.D. 安徳重敏†

Approved 承認 24 February 1966

Department of Radiology
放射線部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
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

CONTENTS

目次

Introduction 緒言	1
Sloan-kettering Institute Sloan-Kettering 研究所	1
Special Projects 特別研究	2
X-ray Exposure Control Laboratory USPHS 米国公衆衛生局 X線照射制御研究室	17
Chronological Review of Other Institutions Visited 見学した他の研究所に関する報告	24
Specific Topics Covered at US Institutions 米国の研究所で扱われている特殊な項目	32
Summary 要約	34
References 参考文献	34

Monthly Reports 月報	35
August 1964 1964年 8 月	35
September 9 月	37
October 10 月	39
November 11 月	42
December 12 月	44
January 1965 1965年 1 月	46
February 2 月	49
March 3 月	51
April 4 月	52
May 5 月	55
Appendix Research Protocol 3-66 付録 研究計画書 3 - 66	59

TABLES 表	
1. Program for normalization 基準化のプログラム	5
2. Mean conversion factor (\bar{f} factor) from roentgen to rad ラドからレントゲンへの平均換算係数 (\bar{f} factor)	13
3. Half-value layer 半価層	13
4. Mean energy 平均エネルギー	14

5. Energy dependency of LiF for X-rays LiF の X 線に対するエネルギー依存性.....	21
6. Angular dependency of LiF plates LiF 板の方向依存性.....	21
7. Relationship between exposure dose and response of LiF 照射線量と LiF の感度の関係.....	21
8. Exposure dose from dental X-ray examination measured by LiF dosimeter, 56 kVp, 2.0 Al filter, time 20 sec. LiF 線量計により測定された歯科用 X 線検査の照射線量, 56 kVp, 2.0 Al フィルター, 20 秒	23
9. Exposure dose from dental X-ray examination measured by LiF dosimeter, 90 kVp, 2.5 Al filter, time 10 sec. LiF 線量計により測定された歯科用 X 線検査の照射線量, 90 kVp, 2.5 Al フィルター, 10 秒	23
A. Energy response characteristics of the Memorial chambers Memorial チェンバーのエネルギー特性	43
B. Percent directional response 方向依存性の百分率.....	44
C. Initial charge voltage and sensitivity of special chamber 特殊チェンバーの荷電圧および感度	55
D. Energy dependence of LiF thermoluminescence dosimeter LiF 熱ルミネッセンス線量計のエネルギー依存性	57
E. Angle dependence of LiF plate LiF 板の方向依存性	57
F. Exposure dose - luminescence reading relationship 照射線量とルミネッセンス量の関係	58

FIGURES 図 1. Apparatus for measurement of scattered radiation 散乱線測定装置	3
2. Block diagram of the computer analysis 電子計算機によるスペクトル解析のブロック	9
3. Energy distribution of total, scattered, back-scattered and primary radiation, photon flux and exposure dose distributions; Kilovoltage: Nominal 70 kVp, end-point 70 kVp; Depth: 6 cm; Field size: 50 cm ² 全放射線, 散乱線, 後方散乱線, 直接線のエネルギー分布, 光子束および照射線量分布; 電圧: メーター指示値 70 kVp, 立ち上り 70 kVp, 深さ: 6 cm, 照射野: 50 cm ²	10
4. Energy distribution of total, scattered, back-scattered and primary radiation, photon flux and exposure dose distributions; Kilovoltage: Nominal 90 kVp, end-point 89 kVp, Depth: 6 cm, Field size: 100 cm ² 全放射線, 散乱線, 後方散乱線, 直接線のエネルギー分布, 光子束および照射線量分布; 電圧: メーター指示値 90 kVp, 立ち上り 89 kVp, 深さ: 6 cm, 照射野: 100 cm ²	11
5. Energy distribution of total, scattered, back-scattered and primary radiation, photon flux and exposure dose distributions; Kilovoltage: Nominal 110 kVp, end-point 104 kVp, Depth: 10 cm, Field size: 500 cm ² 全放射線, 散乱線, 後方散乱線, 直接線のエネルギー分布, 光子束および照射線量分布; 電圧: メーター指示値 110 kVp, 立ち上り 104 kVp, 深さ: 10 cm, 照射野: 500 cm ²	12
6. Glow curve of TLD-100 LiF TLD-100 LiF の生長曲線	19
7. Energy dependence of TLD-100 LiF TLD-100 LiF のエネルギー依存性	20

REPORT OF DOSIMETRY STUDIES

線量測定調査に関する報告

INTRODUCTION

ABCC has made a number of assessments of dose to survivors due to ionizing radiation of the A-bombs. Also important is the contribution of medical X-ray to the cumulative dose to these individuals, especially since it could be of the same order as dose from the bombs among distally exposed or partially shielded survivors.

Dr. Haruma Yoshinaga, Professor of Radiation Biology, Research Institute of Nuclear Medicine and Biology, Hiroshima University, visited a number of radiation research centers in the United States to observe techniques being used in dosimetry studies currently in progress in the United States which could be applied to the study at ABCC in the future. He also recommended my going to the United States to receive training in the field of radiation dosimetry. Sloan-Kettering Institute, Johns Hopkins University and Rockville Institute of the U.S. Public Health Service were places he recommended for such training.¹

Accordingly, I studied at Sloan-Kettering Institute the majority of my 1-year stay in the United States, and spent the remainder of my time at the X-ray Exposure Control Laboratory, U.S. Public Health Service. I also visited some of the radiation research centers in the United States during the latter part of my stay there. On my return to Hiroshima, I will resume an active part in the dosimetry study at ABCC, incorporating some techniques and apparatus which I observed and worked with in the United States.

Following is a resume of my experience at Sloan-Kettering Institute and the X-ray Exposure Control Laboratory, U.S. Public Health Service and of my study tour in the United States from 15 June - 26 July 1965.

SLOAN-KETTERING INSTITUTE

At Sloan-Kettering Institute, my main activity was to participate in the research work being carried out by Dr. Epp and his co-workers. Simultaneously, I attended the special courses in radiation biology and physics in which the speakers were mainly the chiefs of the Biophysics

緒 言

ABCC では、原爆被爆者の放射線被曝線量の推定について数多くの研究を行ってきた。同時にこれらの人々がこれまで受けた放射線の集積線量に対する医療用 X 線の寄与も重要な問題である。遠距離被曝者または局部被曝者にとっては、医療用放射線による被曝量が原爆のそれと大きな差がない場合が考えられるから特に問題となってくる。

吉永春馬博士(広島大学原爆放射能医学研究所、障害基礎研究部門教授)は将来の ABCC における研究に応用することを目的として、米国の放射線研究施設を訪問し、最近の線量測定に用いられている測定技術を見学した。吉永博士は、筆者に対して放射線測定の分野における技術習得のため米国に留学することを推め、訓練のための適当な場所としては、Sloan-Kettering 研究所、Johns Hopkins 大学ならびに米国公衆衛生局の Rockville 研究所を推薦した。¹

筆者は 1 年の留学期間の大部分を Sloan-Kettering 研究所で過ごし、残りの期間を米国公衆衛生局の X 線照射制御研究室 (X-ray Exposure Control Laboratory) で過ごした。また米国内の放射線研究施設のいくつかを訪問した。帰国後は米国で学んだ技術や装置を ABCC の研究に取り入れて、現在続けられている線量測定をおし進めていく考えである。

Sloan-Kettering 研究所、米国公衆衛生局の X 線照射制御研究室ならびに、1965 年 6 月 15 日から 7 月 26 日にかけて行なった放射線研究施設見学の概要を下記に示す。

Sloan-Kettering 研究所

Sloan-Kettering 研究所においては、主として Dr. Epp およびその共同研究者によって行なわれている研究に参加した。同時に Sloan-Kettering 研究所生物物理部門の主任が主として講義する放射線生物学の講座に出席した。

Division of Sloan-Kettering Institute. Dr. Laughlin, Dr. Epp and Dr. Pullmann kindly gave me an opportunity to speak at the Biophysics and Memorial Physics seminar concerning my research work in Japan.

SPECIAL PROJECTS AT SLOAN-KETTERING INSTITUTE

Experimental Study of the Photon Energy Spectrum of Scattered Diagnostic X-rays in a Water Phantom

The spectroscopy of X-rays used for medical and biological purposes has been a subject of considerable investigation in recent years. Most of this recent effort has been devoted to studies of therapeutic X-rays by Cormack et al,^{2,4} Hettinger et al,⁵⁻⁷ and Johns et al.⁸

Detailed experimental studies of the energy spectrum of scattered X-rays in the diagnostic X-ray energy region has been made by Epp and his co-workers at Sloan-Kettering Institute. This study was a sequel to a study of the photon energy spectrum of primary diagnostic X-rays.⁹

This knowledge is important in a number of areas such as: computation of absorbed dose in soft tissue cavities surrounded by bone (e.g., bone marrow); biological dosimetry; determination of LET distribution; calibration of radiation measuring instruments; and design of radiological equipment.

When I started in this subject, the measurements of pulse-height distribution with a scintillation spectrometer had already been established at Sloan-Kettering Institute. Therefore, my work was the correction of raw data for several effects such as resolution smearing, nonlinearity of NaI response, etc. and other calculations to obtain several important indices. The method and apparatus will be described only briefly here.

Apparatus and Method The scintillation spectrometer used in these studies used a right circular cylinder of NaI (Tl), 1 1/2 inches wide and 1 inch deep. Pulses were viewed by a Du Mont K 1234 photomultiplier tube, selected for good energy resolution and low noise.

Pulse-height vs Photon Energy Relationship The gamma-rays used to determine the pulse-height versus photon energy relationship were Co⁵⁷ (123 kev), characteristic radiations from tantalum ($E_{K\alpha}=57.5$ kev), iodine ($E_{K\alpha}=28.6$ kev), Copper ($E_{K\alpha}=8.1$ kev) etc.

また Dr. Laughlin, Dr. Epp, Dr. Pullmann は日本における筆者の研究を生物物理部門および Memorial 病院物理部の輪講において発表する機会を提供した。

Sloan-Kettering 研究所の特別研究

水ファントム中における診断用 X 線の散乱線スペクトルに関する実験的研究

医用および生物学的研究に用いられる X 線のスペクトル測定については近年になって、かなりの研究が行なわれている。最近における研究は Cormack ら,²⁻⁴ Hettinger ら,⁵⁻⁷ ならびに Johns ら⁸ によってなされたもので、主として治療用 X 線にその対象が絞られている。

診断領域における散乱 X 線のエネルギースペクトルの詳細な研究は Epp およびその共同研究者によってなされている。この研究は診断用 X 線の直接線についてのエネルギースペクトルに関する研究⁹ の続きである。

エネルギースペクトルに関する研究は次のような一連の研究にとって重要な助けとなる。すなわち、1) 骨によって囲まれた軟組織(たとえば骨髄)の吸収線量の計算、2) 生物学研究のための線量測定、3) LET 分布の決定、4) 放射線測定器の校正、5) X 線装置の製作などである。

筆者がこの研究に参加した時には Sloan-Kettering 研究所において、シンチレーション・スペクトロメーターによって波高分布の測定がすでに終了していた。それゆえ筆者は得られた波高分布のデータを分解能、NaI のエネルギー波高関係の直線からのずれなどに対する補正を行ない、いくつかの重要な指標についての計算を行なった。方法および装置の概略は次のとおりである。

装置および方法 本研究で用いたシンチレーション・スペクトロメーターには直径 1 1/2 インチ、深さ 1 インチの直円柱状の NaI(Tl) を検出器としてもち、波高は分解能がよく、雑音の低い Du Mont K 1234 光電子増倍管によって観測した。

波高と光子エネルギーの関係 波高値とエネルギーの関係は Co⁵⁷ の γ 線 (123 kev), および Tl, I, Cu の特性 X 線 (それぞれ $E_{K\alpha}=57.5, 28.6, 8.1$ kev) を用いて決定した。

Energy Resolution vs Photon Energy Energy resolution was determined experimentally as a function of photon energy. Over the energy range 10 keV to 90 keV, the relationship can be adequately represented by $R = 1.12E^{-0.48}$ where $R = \Delta E/E$, ΔE is the full width at half-maximum of a photo-peak, and E is photon energy in keV.

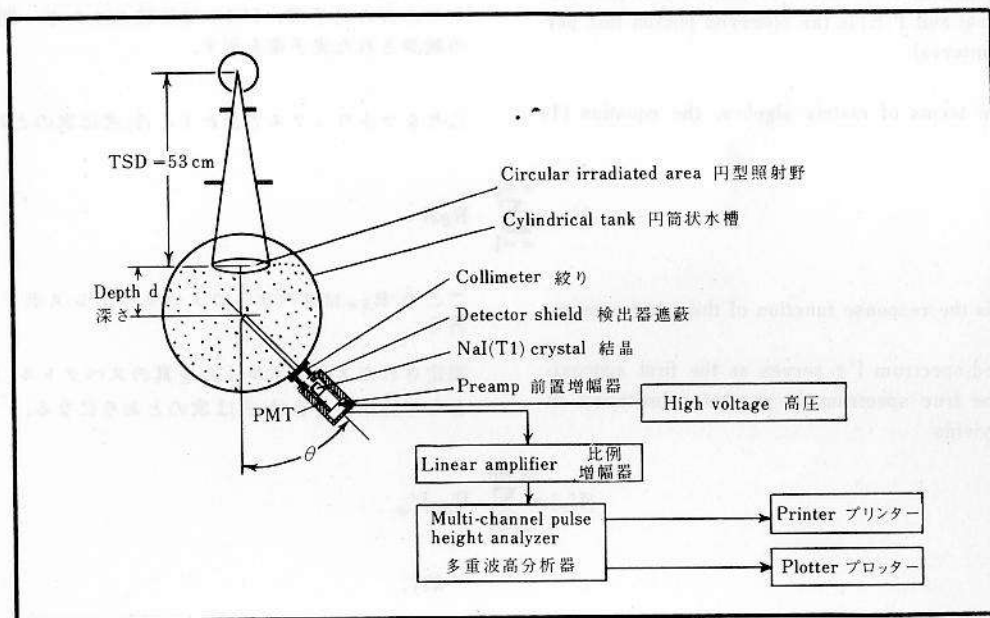
Scattered Spectra were measured at three kirovoltages of 70, 90 and 110 kVp with 2.0 Al added filtration, three depths of 2, 6 and 10 cm, and three field sizes of 50, 100 and 500 cm² with seven scattering angles of 20, 40, 60, 80, 100, 120 and 140°. Experimental arrangement is shown in Figure 1.

分解能対光子エネルギー 分解能は光子エネルギーの関数として実験的に決定した。10 keV から 90 keV の範囲ではこの関係は $R = 1.12 E^{-0.48}$ で表わすことができる。ここで $R = \Delta E / E$ で、 ΔE は光電ピークにおける半値幅であり、 E は keV で表わされた光子エネルギーを示す。

散乱線のスペクトルは 70, 90, 110 kVp の 3 電圧、付加フィルター 2.0 Al、深さは 2, 6, 10 cm, 照射野は 50, 100, 500 cm² で行ない、それぞれについて 20, 40, 60, 80, 100, 120 および 140° の 7 つの散乱角で測定した。実験における装置の配列を図 1 に示す。

FIGURE 1 APPARATUS FOR MEASUREMENT OF SCATTERED RADIATION

図 1 散乱線測定装置



Analysis of Spectrometer Data *Correction for Nonlinear Response of NaI (Tl)* The relationship between pulse-height and photon energy was not linear at both low and high energies of the diagnostic X-ray region. For low and high energy regions, relationship was expressed by the following formulae respectively. For low energy, $E = 0.0041V^2 + 0.49V + 2.3$; For high energy, $E = 0.0022V^2 + 0.19V + 32.4$. Therefore spectra obtained with a scintillation spectrometer were corrected for this nonlinear response of NaI crystal.

スペクトルの分析：NaI の波高・エネルギー関係の直線からのずれに対する補正 波高値と光子エネルギーの関係は診断用 X 線の領域において低エネルギー部と高エネルギー部の両側において直線からのずれが認められた。これらの領域ではそれぞれ次の式で示される関係をもっていた。すなわち、低エネルギー部 $E = 0.0041 V^2 + 0.49 V + 2.3$ 、高エネルギー部 $E = 0.0022 V^2 + 0.19 V + 32.4$ 。それゆえシンチレーション・スペクトロメーターで得られたスペクトルはこの NaI 結晶の非直線性に対して補正された。

Correction for Iodine K-X-ray Escape and Energy Resolution

The distortion introduced by the spectrometer on incident spectra can be limited to two effects, iodine K-X-ray escape and resolution smearing. The shape of the photopeak in the diagnostic X-ray region was found to be very closely Gaussian. Calibration of these effects was performed by the use of matrix algebra method.

If we consider a continuous spectrum of photons $I(E_\alpha)$ normally incident in a narrow beam on the NaI(Tl) crystal, the spectrometer of channel width ΔE set at energy E will record a spectrum $I'(E)$ given by the integral equation:

$$I'(E) = \int_{E_\alpha=E_{\min}}^{E_{\max}} I(E_\alpha) (1-F(E_\alpha)) G(E, E_\alpha) \Delta E_\alpha + \int_{E_\alpha=E_{\min}}^{E_{\max}} I(E_\alpha) F(E_\alpha) G(E, E_\alpha - E_{K1}) \Delta E_\alpha \quad (1)$$

where $F(E_\alpha)$ is the escape fraction, $G(E, E_\alpha)$ is the normalized Gaussian function, $E_{K1}=28.6$ kev is the iodine K-X-ray energy, $I(E_\alpha)$ is the true photon flux per unit energy interval and $I'(E)$ is the observed photon flux per unit energy interval.

Expressed in terms of matrix algebra, the equation (1) becomes

$$I'_\alpha = \sum_{\alpha=1}^{\alpha=n} R_{\beta\alpha} I_\alpha$$

where $R_{\beta\alpha}$ is the response function of the spectrometer.

The measured spectrum I'_β serves as the first approximation of the true spectrum I_α so that substitution in equation (1) yields

$$(I'_\beta) = \sum_{\alpha=1}^{\alpha=n} R_{\beta\alpha} I'_\alpha$$

In general,

$$I_\beta^m = I_\beta^{m-1} + \{ I'_\beta - (I_\beta^{m-1})_1 \}$$

In practice rapid convergence was found so that three iterations were sufficient.

The corrected energy spectrum at a given tube voltage, depth, and field size was obtained by integration over scattering angles from 0 to π radian in which measured angle was 20, 40, 60, 80, 100, 120 and 140°. This procedure gave the spectrum of total scattered radiation at a given point of depth. The spectrum integrated at angles from 0 to $\pi/2$ and $\pi/2$ to π radian which was forward and backward scattered radiation, respectively.

ヨードK-X線の損失と分解能に対する補正 スペクトロメーターによる入射光子スペクトルの歪みは、2つの影響すなわちヨードK-X線の損失と分解能に限定される。診断用X線領域における光電ピークの形はガウス分布にきわめて近いことがわかった。これに対する補正はマトリックス(行列)を用いた方法によって行なった。

連続光子スペクトル $I(E_\alpha)$ が NaI(Tl) 結晶に細いビームで入射したと考えよう。エネルギー E 、増分 ΔE においてスペクトロメーターに記録されるスペクトル $I'(E)$ は次の積分式で与えられる。

ここで $F(E_\alpha)$ はヨードK-X線による損失部分、 $G(E, E_\alpha)$ は規格化されたガウス関数、 $E_{K1}=28.6$ kev はヨードのK-X線のエネルギー、 $I(E_\alpha)$ は単位エネルギー間隔当たりの真の光子束、 $I'(E)$ は単位エネルギー間隔当たりの観測された光子束を示す。

これをマトリックスで表わすと(1)式は次のとおりになる。

ここで $R_{\beta\alpha}$ はスペクトロメーターのレスポンス関数である。

測定されたスペクトル I'_β を真のスペクトル I_α の近似として使用すると(1)式は次のとおりになる。

一般に

スペクトルは急激に収斂し、繰返しは3回で十分であることがみいだされた。

この補正を行なったのち、20, 40, 60, 80, 100, 120, 140 の散乱角で測定されたスペクトルを0から π ラジアン全散乱角について積分することによって、一定電圧、深さ、照射野における補正されたスペクトルが得られた。ここで得られるのはある深さにおける全散乱線のスペクトルである。0から $\pi/2$ および $\pi/2$ から π ラジアン散乱角について積分したスペクトルはそれぞれ前方散乱および後方散乱スペクトルである。

Spectrum of primary radiation was obtained by the calculation of other data which have been published by Epp et al⁹ using attenuation coefficient of photon in water.

By the above calculation, four kinds of spectrum of primary, scattered, backscattered and total (primary plus scattered) radiations were obtained. These photon spectra were converted to exposure dose distributions per unit energy interval as a function of photon energy by multiplying the ordinates of curves by various factors giving the dose in roentgen per photon per cm^2 at various energies.

Spectra described hitherto are expressed in relative exposure units. It was convenient and valuable to give the absolute unit of the spectra. In this study, the spectra were normalized to 10 R at given depths and then converted reversely to photon flux distributions. This conversion gave the absolute photon flux distributions in the normalized dose of 10 R in the medium. The spectra expressed in the absolute unit are called normalized spectra.

Normalization factors were calculated from "depth dose tables of direct beam" which have been reported by Johns et al¹⁰ and "surface back scattered radiation in the 100 kv to 400 kv X-ray" reported by Johns et al.¹¹ Calculations were performed by the use of an electronic computer (Control Data). A program of the above calculations is seen in Table 1 as an example of computer program.

深部における直接線のスペクトルは Epp ら⁹ によって得られたデータおよび水中の光子の減弱係数を利用して計算によって得た。

上述の計算で、4種のスペクトル、すなわち、直接線、散乱線、後方散乱線および全放射線(直接線と散乱線)が得られた。これらの光子スペクトルを照射線量の分布に変換した。これは各エネルギーにおける cm^2 当たり光子当たりのレントゲン数を与える係数を曲線の縦軸に乗じて、光子エネルギーの関数として表わした。

これまで述べてきたスペクトルは相対的な単位で表わされたものである。スペクトルを論ずる場合、相対的な値よりもある一定の単位で表わした方がより便利であり、かつ有用である。本研究では一定の深さにおいて10Rの照射があった場合のスペクトルとして基準化した。これを再び光子束分布に変換し、水中において10Rの照射があった場合の絶対的な光子束分布を求めた。絶対的な単位で表わされたスペクトルを基準スペクトルと呼ぶ。

基準化に必要なデータは Johns らによる「直接線の深部線量表」¹⁰ および「100 kv - 400 kv X線の表面背方向散乱線」¹¹ より計算によって求めた。これらの計算は、電子計算機(Control Data)を使用して行なった。電子計算機プログラムの1例を表1に示す。

TABLE 1 PROGRAM FOR NORMALIZATION

表1 基準化のプログラム

```

DIMENSION E(54)
DIMENSION Z(4,54)
READ 100, E
100 FORMAT (8F 10.0)
DO 40, I=1,17
READ 101, ENG, DEPTH, FIELD, HVL
101 FORMAT (4F 10.0)
READ 102, SUMP, SUMT, RATIO
102 FORMAT (2E15.8, E9.3)
A=10./(SUMP*(1.+RATIO))
B=(10.-10./(1.+RATIO))/SUMT
1001 FORMAT (5E15.8)
READ 103, (Z(I,J), J=1,54)
103 FORMAT (8(E9.4,1X))
SUM1=0.0
DO 300, J=1,54
Z(I,J)=Z(I,J)*A

```

```

300 SUM1=SUM1+Z(1,J)*2.
    READ 103, (Z(2,J), J=1,54)
    SUM2=0.0
    DO 301, J=1,54
        Z(2,J)=Z(2,J)*B
301 SUM2=SUM2+Z(2,J)*2.
    READ 103, (Z(3,J), J=1,54)
    SUM3=0.0
    DO 302, J=1,54
        Z(3,J)=Z(3,J)*B
302 SUM3=SUM3+Z(3,J)*2.
    SUM4=0.0
    DO 303, J=1,54
        Z(4,J)=Z(1,J)+Z(2,J)
303 SUM4=SUM4+Z(4,J)*2.
    DIF=10.-SUM4
    PRINT 200, ENGY, DEPTH, FIELD, HVL
200 FORMAT (2X,8H ENGY = ,F 10.1,9H DEPTH= ,F10.1,9H FIELD = , F10.1,7H HVL = , F10.2)
    PRINT 201, SUM1, SUM2, SUM3, SUM4
201 FORMAT (2X, 6H SUM1=,E15.8, 6H SUM2=,E15.8, 6H SUM3=,E15.8, 1 6H SUM4=,E15.8)
    PRINT 500, DIF
500 FORMAT (2X,7H DIF = , F10.8)
    DO 1000, J=1,54
1000 PRINT 203, J, (Z(M,J), M=1,4)
203 FORMAT (2X, 12, 4E15.8)
    WRITE TAPE 2, ((Z(M,J), M=1,4), J=1,54)
    SUM5=0.0
    SUM6=0.0
    SUM7=0.0
    SUM8=0.0
    DO 51, J=1,54
        Z(1,J)=Z(1,J)/(E(J)*1.E-11)
        Z(2,J)=Z(2,J)/(E(J)*1.E-11)
        Z(3,J)=Z(3,J)/(E(J)*1.E-11)
        Z(4,J)=Z(1,J)+Z(2,J)
        SUM5=SUM5+Z(1,J)
        SUM6=SUM6+Z(2,J)
        SUM7=SUM7+Z(3,J)
        SUM8=SUM8+Z(4,J)
51 CONTINUE
    PRINT 210, SUM5, SUM6, SUM7, SUM8
210 FORMAT (2X,6H SUM5=,E15.8,6H SUM6=,E15.8,6H SUM7=,E15.8, 1 6H SUM8=,E15.8)
    DO 2000, J=1,54
2000 PRINT 211, J, (Z(M,J), M=1,4)
211 FORMAT (2X, 12, 4E15.8)
    WRITE TAPE 2, ((Z(M,J), M=1,4), J=1,54)
40 CONTINUE
    REWIND 2
    PAUSE

```

From the above spectra, several important indices may be obtained such as half-value layer, mean energy to show the radiation quality. The complete specification of X-ray quality by means of photon flux distribution is more useful than any single figure. However, it is too complicated and inconvenient in routine work. For these reasons, half-value layer, mean energy and rad conversion factor (\bar{f}) were computed using spectral data.

Half-value Layer According to the definition of half-value layer, it must be determined by dose measurement in the following manner: A dosimeter is placed at a given distance from a radiation source, and an absorber is put between the source and detector, and attenuation of dose is measured with several thickness of the absorber. Half-value layer is the thickness of the absorber when the attenuated intensity is equal to one-half of the initial intensity. However, in some cases, it is very difficult to measure the half-value layer particularly such as those of scattered radiation in a phantom.

If the roentgen distribution of a radiation is known, half-value layer can be calculated by the following formulae. It has been confirmed already that the half-value layer calculated from the spectral data agreed with that obtained by the dose measurement.

$$I(E) = I_0(E) e^{-\mu(E)d}$$

$$\Sigma I(E) \Delta E = \Sigma I_0(E) e^{-\mu(E)d}$$

where $I(E)$ is the intensity at energy E attenuated with an absorber, $I_0(E)$ is the initial intensity at energy E , $\mu(E)$ is the absorption coefficient of the absorber at energy E , d is the density of the absorber, t is the thickness of the absorber, $\Sigma I(E) \Delta E$ is the roentgen number of the attenuated radiation and $\Sigma I_0(E) \Delta E$ is the roentgen number of the initial radiation.

Roentgen numbers of the attenuated radiations were calculated over the aluminum thickness from 0.5 mm to 10 mm at an interval of 0.5 mm thickness, and the aluminum thickness in which roentgen number of attenuated radiation is equal to one-half of that of initial radiation was read off graphically.

Rad Conversion Factor (\bar{f} Factor) In the study of relative biological effectiveness and the comparison of the biological effect of different types of radiation, and the mechanism of biological effect of radiation, one is interested in the amount of energy which is absorbed by the biological material rather than in what passes through it, because

上述のスペクトルから放射線の線質を示す半価層, 平均エネルギーなどいくつかの重要な指標を得ることができ. 放射線の線質の表わし方としては, 光子束分布という完全な表示の方が, 半価層, 平均エネルギーというような単一の数字で表わすよりもより有用であるが, 通常の場合複雑で不便である. これらの理由により, 半価層, 平均エネルギー, ラド換算係数 (\bar{f}) をスペクトルのデータから計算した.

半価層 半価層は定義に従えば, 次のような方法によって決定されなければならない. すなわち, 放射線源より一定の距離に線量計を固定し, その中間に吸収板を置き, 種々の厚さの吸収板について線量の減弱を測定する. 半価層は吸収体を通じたあとの線量値が吸収板なしの場合の線量値の2分の1になる時の吸収板の厚さをいう. しかし時としては, 半価層を測定することが非常に困難な場合がある. 特にファントム中の散乱線の半価層などがその例である.

ある放射線のレントゲン分布が知られていれば, 半価層は次式によって計算される. スペクトルから計算によって得られた半価層は線量測定によって得られたものとよく一致することはすでに確かめられている.

ここで $I(E)$ は吸収板で減弱したエネルギー E のレントゲン数, $I_0(E)$ は吸収板なしの場合のエネルギー E のレントゲン数, $\mu(E)$ はエネルギー E の光子に対する吸収板の吸収係数, d は吸収板の密度, t は吸収板の厚さ, $\Sigma I(E) \Delta E$ は減弱した放射線のレントゲン数, $\Sigma I_0(E) \Delta E$ は吸収板なしの場合の放射線のレントゲン数を示す.

アルミニウムの厚さ 0.5 mm から 10 mm まで 0.5 mm 厚さ間隔で減弱した放射線のレントゲン数を計算した. そして減弱放射線のレントゲン数が最初の放射線のその2分の1になるアルミニウムの厚さをグラフより読み取った.

ラド換算係数 (\bar{f} 係数) 生物学的効果比, 線種を異にする放射線の生物効果の比較, 放射線の生物作用の機構などの研究には, 非照射物を通じた線量よりも, そこにおいて吸収されたエネルギーの量の方がより興味がある. というのは物質に吸収された線量が生物学的効果に関係

the absorbed energy in material may relate to the biological effect. Exposure dose of X-rays which have a continuous photon distribution measured with an ionization chamber can be converted to absorbed dose using rad conversion factor which is estimated from the data of half-value layer. This is the easiest method to obtain the mean conversion factor and gives, in general, good results. If roentgen distributions are known, however, one can calculate the more precise conversion factor.

The following formula gives the mean conversion factor for X-rays of a continuous spectrum

$$\bar{f} = \frac{\sum R(E) \times f(E)}{\sum R(E)}$$

where $R(E)$ is the roentgen number in a spectrum at energy E in the interval ΔE , and $f(E)$ is the conversion factor from roentgen to rad at energy E .

Mean Energy is a useful index as is half-value layer, particularly in that it has a physical meaning when dealing with the quality of scattered radiation in tissue. The following formula is for the calculation of mean energy (\bar{E}).

$$\bar{E} = \frac{\sum N(E) \times \Delta E}{\sum N(E)}$$

where $N(E)$ is the photon number in a spectrum at energy E in the interval ΔE .

A block diagram of the above calculations with a computer is shown in Figure 2.

Results Examples of photon flux distributions and exposure dose distributions normalized to 10R are shown in Figures 3,4,5. Throughout this report, reference is made to the nominal kilovoltages. The actual kilovoltages are also shown in the figures. These actual kilovoltages have been obtained by Epp et al⁹ using the same X-ray apparatus.

Mean rad conversion factor, half-value layer and mean energy of radiations are seen in Tables 2,3,4.

The lowest \bar{f} factor was 0.883 and the highest was 0.907. Even though the shape of spectra was different among the kind of radiations (primary, scattered, back-scattered and total), tube voltages, depths and field sizes, \bar{f} factor did not vary much. Mean \bar{f} factor of all radiations studied here was calculated to be 0.895 ± 0.012 . Therefore, this value can be used for all diagnostic X-rays in soft tissue as the representative factor. As already mentioned,

していると考えられるからである。電離槽で測定された連続スペクトルをもつX線の照射線量は半価層のデータから推定されるラド換算係数を用いてラドに換算することができる。これは平均換算係数を得る最も容易な方法で、一般により値を与える。しかしレントゲン分布が知られていると、正確な換算係数を計算によって求めることができる。

連続スペクトルのX線の平均換算係数は次式によって与えられる。

ここで $R(E)$ はエネルギー間隔 ΔE でエネルギー E におけるレントゲン数で、 $f(E)$ はエネルギー E におけるレントゲンからラドへの換算係数である。

平均エネルギーは半価層と同様に線質を示すのに有用な指標で、特に組織における散乱線の線質を取り扱うときには、物理的意味をもっている点で重要である。次式に平均エネルギー(\bar{E})の計算式を示す。

ここで $N(E)$ はエネルギー E 、エネルギー間隔 ΔE におけるスペクトルの光子数を示している。

電子計算機による上述の計算のブロック図を図2に示す。

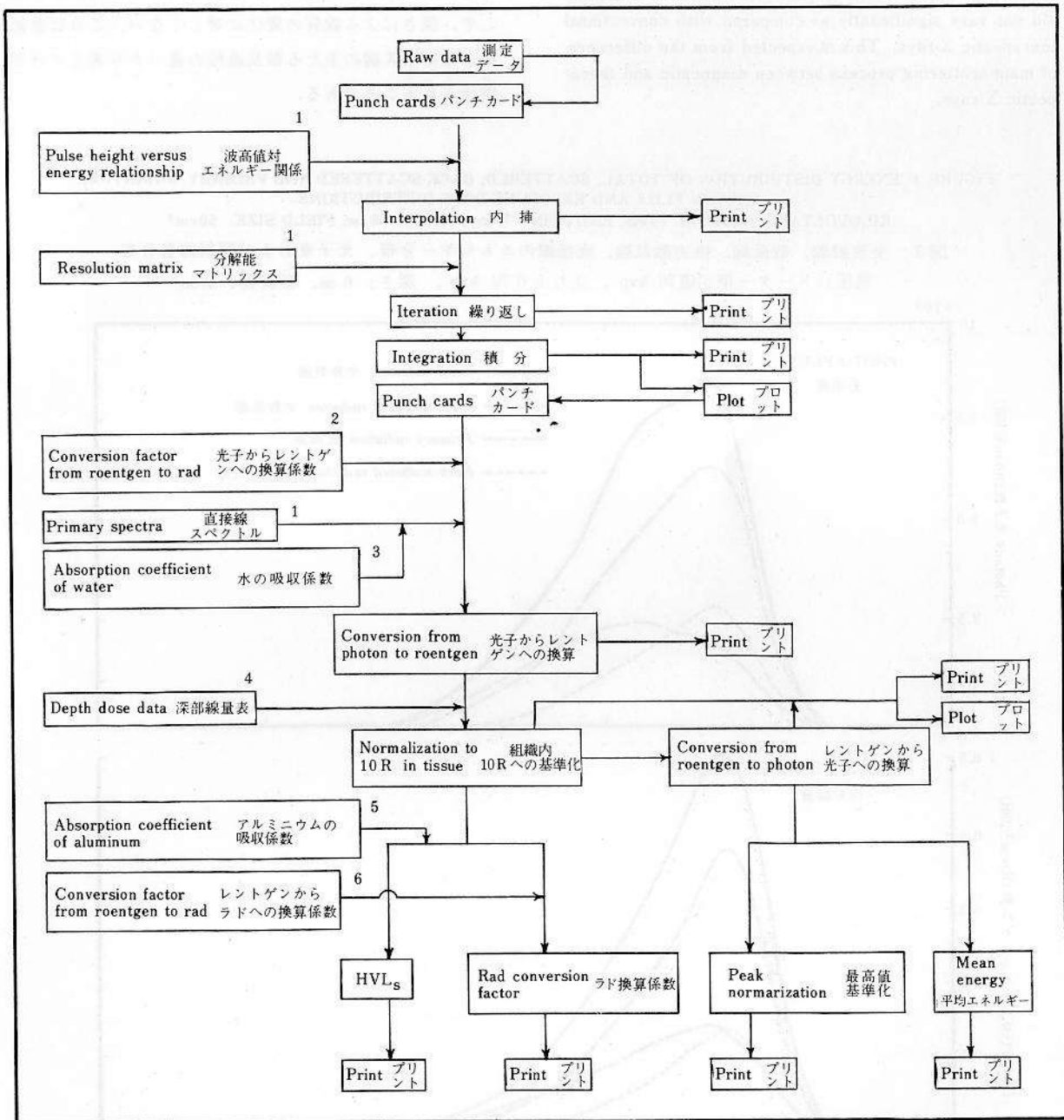
結果 10Rに基準化された光子束分布および照射線量分布の例を図3, 4, 5に示す。この報告において、電圧はすべてX線装置の計器に示された電圧を意味している。真の電圧も同時に図に示してある。これはEppら⁹によって同一装置を用いて得られたものである。

平均ラド換算係数、半価層、平均エネルギーを表2, 3, 4にあげる。

最も低い \bar{f} 値として0.883, 最も高いのは0.907であった。スペクトルの型は放射線の種類(直接線, 散乱線, 後方散乱線, 全放射線), 管電圧, 深さ, 照射野によって異なっているけれども, \bar{f} 値にはあまり大きな違いは認められず, ここで取り上げたすべての放射線の平均 \bar{f} 値として 0.895 ± 0.012 という値が得られた。それゆえこの値は軟組織における診断用X線の代表的 \bar{f} 値として

FIGURE 2 BLOCK DIAGRAM OF THE COMPUTER ANALYSIS

図2 電子計算機によるスペクトル解析のブロック図



\bar{f} factor can be estimated from the half-value layer. In general, these values agreed with those calculated by spectral data. Therefore, we can estimate \bar{f} factor by half-value layer measurement without any measurement of flux distribution since it is possible to measure the half-value layer.

As seen in Tables 3 and 4, quality of radiations at depths did not vary significantly as compared with conventional therapeutic X-rays. This is expected from the difference of main scattering process between diagnostic and therapeutic X-rays.

使用することができる。さきに述べたごとく、 \bar{f} 値は半価層からも計算できる。半価層から計算した値は、概してスペクトルより計算した値と一致した。したがって半価層を測定することが可能であれば光子束分布の測定なしで \bar{f} 値を算定することができる。

表3、4でみられるごとく、通常の治療用放射線と比較して、深さによる線質の変化は著しくない。これは診断用と治療用X線の主たる散乱過程の違いから考えて当然期待されることである。

FIGURE 3 ENERGY DISTRIBUTION OF TOTAL, SCATTERED, BACK-SCATTERED AND PRIMARY RADIATION, PHOTON FLUX AND EXPOSURE DOSE DISTRIBUTIONS.

KILOVOLTAGE: NOMINAL 70 kvp, END-POINT 70 kvp; DEPTH: 6 cm; FIELD SIZE: 50 cm²

図3 全放射線、散乱線、後方散乱線、直接線のエネルギー分布、光子束および照射線量分布
電圧：メーター指示値70 kvp、立ち上り70 kvp、深さ：6 cm、照射野：50cm²

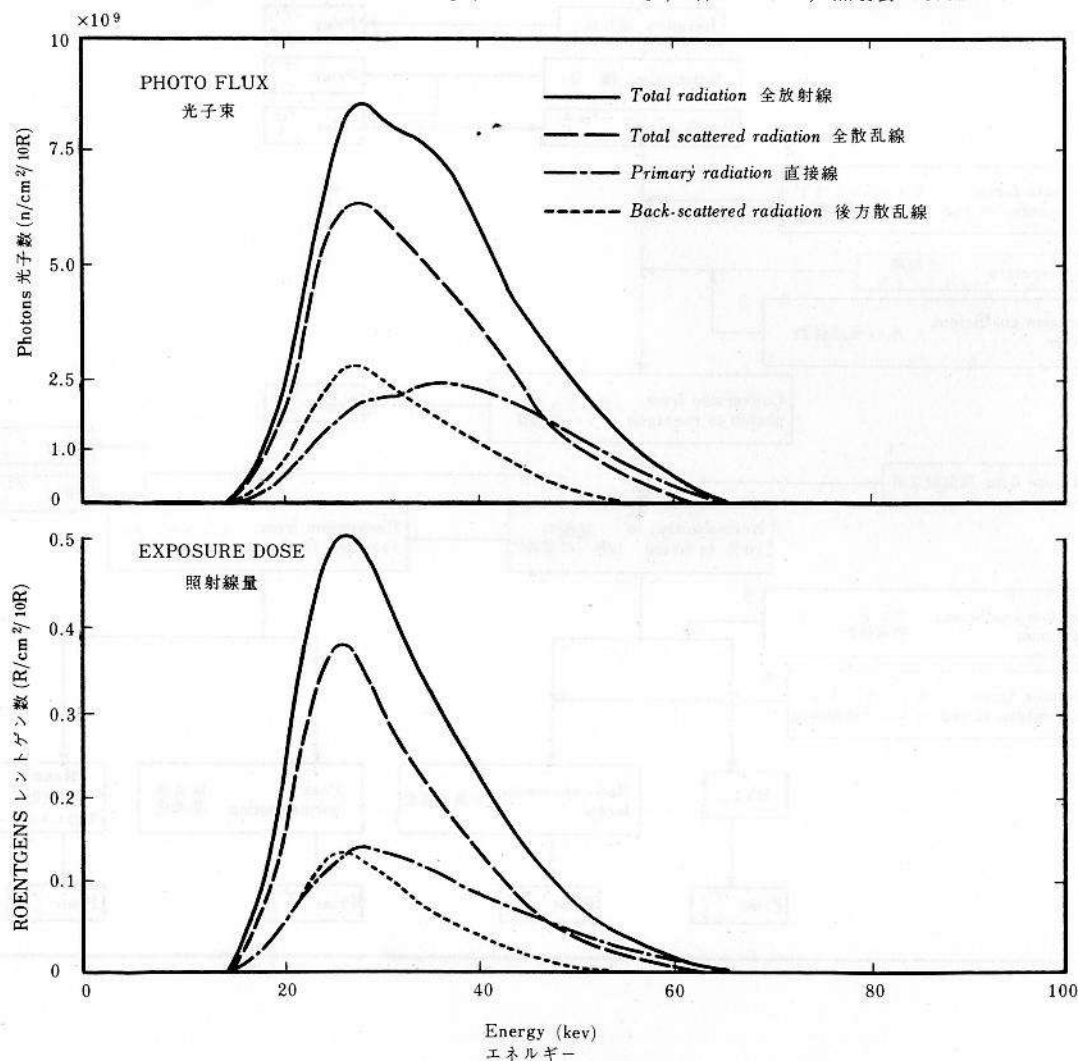


FIGURE 4 ENERGY DISTRIBUTION OF TOTAL, SCATTERED, BACK-SCATTERED AND PRIMARY RADIATION,
PHOTON FLUX AND EXPOSURE DOSE DISTRIBUTIONS

KILOVOLTAGE: NOMINAL 90 kVp, END-POINT 89 kVp; DEPTH: 6 cm; FIELD SIZE: 100 cm²

図4 全放射線，散乱線，後方散乱線，直接線のエネルギー分布，光子束および照射線量分布
電圧：メーター指示値90 kVp，立ち上り 89 kVp，深さ：6 cm，照射野：100 cm²

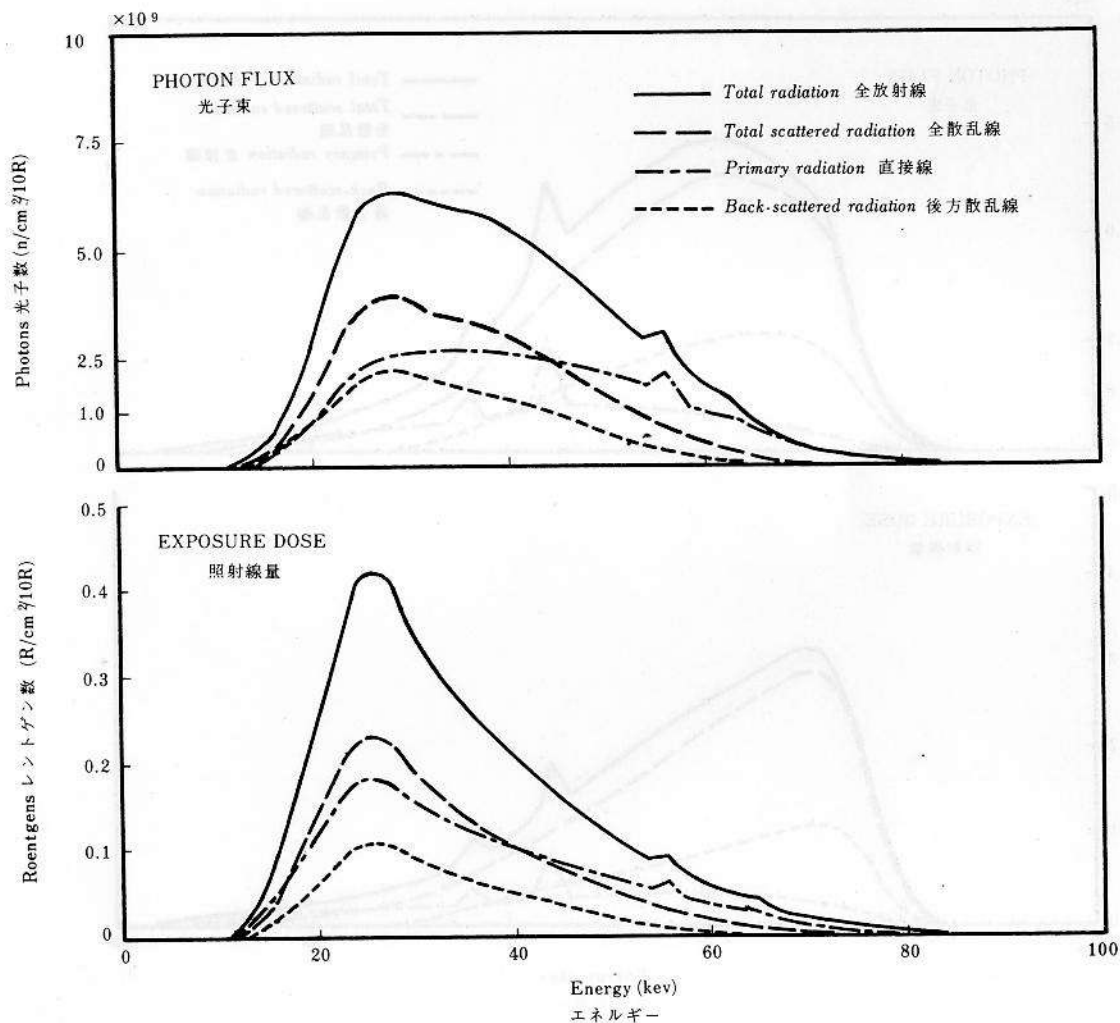


FIGURE 5 ENERGY DISTRIBUTION OF TOTAL, SCATTERED, BACK-SCATTERED AND PRIMARY RADIATION,
PHOTON FLUX AND EXPOSURE DOSE DISTRIBUTIONS

KILOVOLTAGE: NOMINAL 110 kvp, END-POINT 104 kvp; DEPTH: 10 cm; FIELD SIZE: 500 cm²

図5 全放射線, 散乱線, 後方散乱線, 直接線のエネルギー分布, 光子束および照射線量分布
電圧: メーター指示値110 kvp, 立ち上り104 kvp, 深さ: 10cm, 照射野: 500cm²

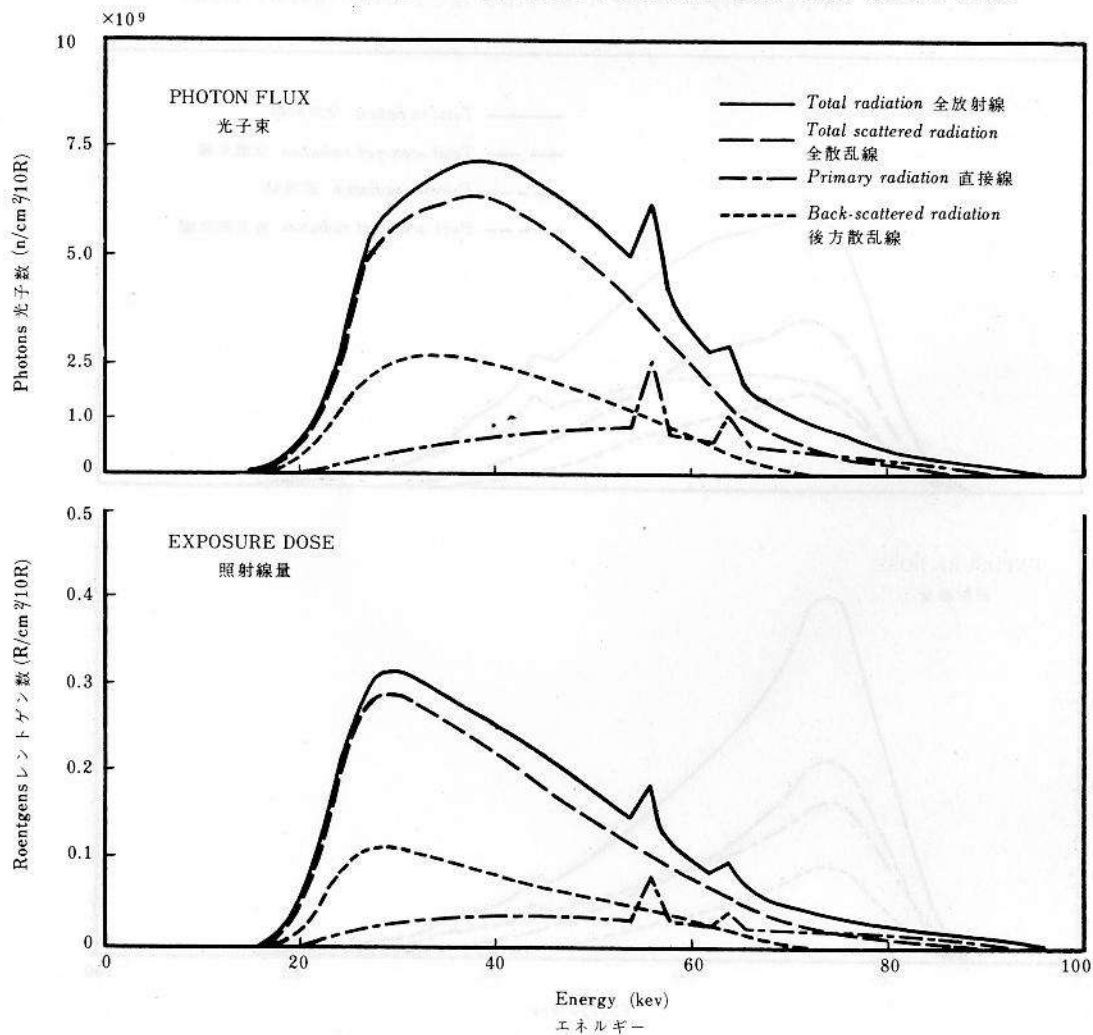


TABLE 2 MEAN CONVERSION FACTOR (\bar{f} FACTOR) FROM ROENTGEN TO RAD表2 ラドからレントゲンへの平均換算係数 (\bar{f} Factor)

(RAD/ROENTGEN)

Radiation 放射線		Depth 深さ 2 cm		6 cm			10 cm			
		50 cm ² *	100 cm ²	500 cm ²	50 cm ²	100 cm ²	500 cm ²	50 cm ²	100 cm ²	500 cm ²
70 kvp										
Primary	直接線		.885	.885	.887	.887	.887			.890
Scatter	散乱線		.883	.883	.884	.884	.884			.885
Back-Scatter	後方散乱線		.884	.884	.883	.883	.883			.885
Total	全放射線		.884	.884	.885	.885	.885			.886
90 kvp										
Primary	直接線	.890	.890	.890	.894	.894	.894	.898	.898	.898
Scatter	散乱線	.886	.886	.886	.888	.888	.887	.890	.889	.889
Back-Scatter	後方散乱線	.886	.885	.886	.886	.886	.886	.888	.887	.886
Total	全放射線	.888	.888	.888	.890	.890	.889	.892	.892	.890
110 kvp										
Primary	直接線	.897	.897	.897	.903	.903	.903	.907	.907	.907
Scatter	散乱線	.891	.891	.891	.892	.893	.893	.895	.895	.894
Back-Scatter	後方散乱線	.890	.889	.890	.893	.892	.891	.894	.893	.892
Total	全放射線	.894	.894	.894	.896	.896	.895	.899	.898	.896

*Field size 照射野

TABLE 3 HALF-VALUE LAYER

表3 半価層

(mm Al)

Radiation 放射線		Depth 深さ	2 cm		6 cm			10 cm		
		50 cm ² *	100 cm ²	500 cm ²	50 cm ²	100 cm ²	500 cm ²	50 cm ²	100 cm ²	500 cm ²
70 kvp										
Primary	直接線	2.75	2.75	2.75	3.70	3.70	3.70	4.34	4.34	4.34
Scatter	散乱線		2.55	2.53	3.05	3.07	3.04			3.28
Back-Scatter	後方散乱線		2.69	2.70	2.86	2.87	2.88			3.52
Total	全放射線		2.64	2.62	3.30	3.20	3.17			3.45
90 kvp										
Primary	直接線	3.57	3.54	3.54	4.84	4.79	4.78	5.64	5.60	5.60
Scatter	散乱線	3.12	3.13	3.24	3.80	3.72	3.75	4.18	4.10	3.88
Back-Scatter	後方散乱線	3.1	3.22	3.31	3.56	3.55	3.49	3.99	3.80	3.68
Total	全放射線	3.34	3.35	3.36	4.11	4.02	3.92	4.53	4.41	4.17
110 kvp										
Primary	直接線	4.58	4.60	4.61	6.02	6.01	6.03	7.09	7.09	7.11
Scatter	散乱線	3.81	3.85	4.03	4.37	4.52	4.44	4.99	4.93	4.86
Back-Scatter	後方散乱線	3.87	3.84	3.98	4.60	4.43	4.27	5.03	4.82	4.51
Total	全放射線	4.19	4.15	4.22	4.87	5.01	4.82	5.58	5.37	5.16

*Field size 照射野

TABLE 4 MEAN ENERGY

表4 平均エネルギー
(kev)

Radiation 放射線		Depth 深さ 2 cm			6 cm			10 cm		
		50 cm ² *	100 cm ²	500 cm ²	50 cm ²	100 cm ²	500 cm ²	50 cm ²	100 cm ²	500 cm ²
70 kvp										
Primary	直接線		39.6	39.6	42.3	42.3	42.3			44.7
Scatter	散乱線		36.8	36.8	38.6	38.2	38.3			39.4
Back-Scatter	後方散乱線		36.0	36.0	36.7	36.7	36.8			37.5
Total	全放射線		38.2	38.1	40.0	39.7	39.4			40.6
90 kvp										
Primary	直接線	45.6	45.6	45.6	48.9	48.9	48.9	51.3	51.3	51.3
Scatter	散乱線	41.2	41.2	41.5	43.3	43.1	42.6	44.5	44.8	43.5
Back-Scatter	後方散乱線	40.1	40.0	40.7	41.3	41.1	40.9	42.7	41.6	41.0
Total	全放射線	43.5	43.8	43.3	45.5	45.3	44.3	46.6	47.6	45.4
110 kvp										
Primary	直接線	52.1	52.1	52.1	55.5	55.5	55.5	58.0	58.0	58.0
Scatter	散乱線	46.0	45.9	46.0	46.5	48.0	47.4	49.5	49.1	48.3
Back-Scatter	後方散乱線	45.0	44.5	44.6	47.4	46.4	45.6	48.4	47.7	46.5
Total	全放射線	49.2	49.0	48.5	50.0	50.7	49.6	52.3	51.5	50.2

*Field size 照射野

Experimental Study of Energy Spectrum of Scattered Betatron Electron Beam in a Water Phantom

In recent years, the high energy electron beams from betatrons,*Van de Graff generators and linear accelerators have been used clinically for therapeutic purposes. The primary features of the high energy electron beam which make it of clinical interest are: The depth of penetration is proportional to the beam energy and is conveniently controlled; The beam terminates abruptly inside the body, thus sparing adjacent underlying tissue; The isodose contours can be made reasonably "flat" to provide a uniform radiation field; Absorption in bone, muscle and fat is essentially the same.

The purpose of this study is to know the electron energy distribution in tissue. This knowledge is particularly important to measure the absorbed dose and biological effect in tissue.

Apparatus and Method Experimental arrangement is essentially similar to the study of diagnostic X-ray spectrum shown in Figure 1.

Magnet for "Bending" Electron Beam High speed electron produces X-ray to colloid betatron itself and other neighboring apparatus. Therefore, the detector

水ファントム中におけるベータトロン電子線の散乱線のエネルギースペクトルに関する研究

近年ベータトロン、ファンダグラフ加速器、線型加速器からの高エネルギー電子線が治療の目的で臨床的に使用されている。電子線の臨床上的利用において注目される事からは次のようなものがあげられる。すなわち、1. 深部到達距離が電子線のエネルギーに比例し、かつ調節が簡単に行なえること。2. 電子線は体内において急激に減弱し、このため隣接する下部の組織に対する影響が少ないこと。3. 等線量分布曲線は十分に平坦となり均一な照射野を作れること。4. 骨、筋肉、脂肪における吸収はほぼ同一であること。

本研究の目的は組織中における電子線のエネルギー分布を知ることであり、この研究は組織における吸収線量および生物学的効果を測るのにきわめて重要な意味をもっている。

装置と方法 実験装置の配置は図1に示す診断用X線のスペクトルの研究とほぼ同じである。

電子線偏向用磁石 高速の電子はベータトロンそれ自身および他の付属物と衝突してX線を発生する。それゆえ検出器には電子とX線の両方が記録される。電子のみを

catches both electrons and X-rays. In order to obtain the electron only, the following method was employed. First, the distribution of both electrons and X-rays was drawn, and secondly that of X-ray only was measured by removing the electron with a magnet. The energy distribution of electron only was obtained by the subtraction of the second spectrum from the first.

Scintillation Spectrometer Pulse sorting was accomplished by a PA-4 100 channel analyzer equipped with a scintillation phosphor. The detector and the photomultiplier will be described later.

Monitoring Counter The output of the betatron was monitored with a G-M counter first. However, it was found that the response of this counter was not linear over a wide dose rate range and saturates at high dose rate. The reason was that betatron electrons emerged in a 2μ sec. pulse; thereby the dose rate per pulse was extremely high, even though the average dose rate was low.

A new monitor chamber was constructed. This was made with two parallel thin mylar plates, and current produced in the cavity was measured with an EIL electrometer. Pulse cycle modes from betatron were monitored with NaI(Tl) crystal and adjusted to the same height of all pulses by controlling injection voltage etc. To avoid noise, a coincidence circuit was attached to detect radiations within the duration of pulse.

Energy Calibration of Electron from a Betatron The energy reading of the meter on a control panel does not necessarily indicate the true value. The absolute magnitude of the electron beam energy in the 8 mev to 19 mev range can be conveniently calibrated by employing the photodisintegration threshold of various elements. In this study, copper (copper foil), oxygen (water and polymethylmethacrylate) and carbon (graphite and polystyrene) were used to determine three points of energy. The threshold energy of these elements is 10.9, 15.6 and 18.7 mev respectively. The energy of the electron beam for values between and beyond threshold energies was obtained by interpolation and extrapolation. It was most difficult to determine the threshold energy accurately because the activation probability are very small, actually near zero. Samples were exposed to electrons at several energies above the threshold, and induced activities were plotted against the nominal energy and read the energy where activity is zero off. Energies obtained by interpolation and extrapolation were confirmed by the comparison of photopeaks in a NaI(Tl) crystal assuming the linear energy response of the crystal.

得るために次のような方法が用いられた。まず、電子とX線の両方の分布を描き、次に磁石で電子を偏向させて除き、X線のための分布を測定した。最初のスペクトルから2番目のスペクトルを差し引いて、電子のみのエネルギー分布が得られた。

シンチレーション・スペクトロメーター 波高分析はシンチレーション・フォスファーをもつ PA-4, 100チャンネルの分析器によって行なった。検出器と光電子増倍管については後述する。

監視用測定器 ベータトロンの出力は初めのうちはG-M計数器によって測定した。しかしこの計数器は広い範囲の線量率測定の場合、計数比は一定でなく、高い線量率で飽和する。これはベータatron電子は 2μ sec のパルスとして放射されるので平均線量率が低い時でもパルス当たりの線量率がきわめて高いからである。

新しい監視用電離槽を作製した。これは2つの平行する薄いマイラー板より成り、電離槽に生じた電流はEILの電位計で測定した。ベータatronからのパルスの周期特性はNaI(Tl)結晶で観察し、インゼクション電圧などを調整することによってすべてのパルスと同じ高さとした。雑音を除くためには、パルスが持続している間だけ放射線を検出するようにするため同調回路を設けた。

ベータatronからの電子のエネルギー校正 制御卓のメーターにおけるエネルギー指示値は必ずしも真の値を示すものではない。8 mev から19 mev の電子エネルギーの絶対値は種々の元素の光核反応を用いることによって比較的簡単に校正できる。本研究では銅(銅箔)、酸素(水およびアクリライト樹脂)、炭素(石墨およびポリスチレン)を用いて3つのエネルギーを決定した。これらの元素の閾値はそれぞれ10.9, 15.6, 18.7 mev である。このエネルギーの範囲内および外の電子のエネルギーは内挿、外挿によって求められた。閾エネルギーを決定することは実際にはきわめてむずかしい。というのは放射化の確率が閾エネルギーにおいてはきわめて小さく、ゼロに近いからである。それゆえ試料を閾エネルギーより高い種々のエネルギーの電子で照射し、誘導放射能を制御卓メーターのエネルギー読みに対してプロットし、放射能がゼロのところのエネルギーを読み取った。内挿、外挿によって決定したエネルギーは、NaI(Tl)結晶が電子のエネルギーに正比例して光子を検出すると仮定して光電ピークの比較で確認した。

Resolution Improvement of Phosphor The electrons in a circular accelerator are homogeneous in energy. However, a broad spectrum is observed by the effect of resolution smearing of scintillators and photomultipliers.

The factors affecting resolution in a scintillation detector and the means of optimizing resolution is a complex subject. It would be expected that resolution is improved by complete collection of light produced in a phosphor. The nature of the surface of a detector is of primary importance.

The surface of a phosphor (2" × 2" φ) was scratched, then the resolution was measured with and without covering thin aluminum foil or light-reflecting paint against internal conversion electrons of Cs¹³⁷. However, the resolution of the phosphor was not improved significantly by any method employed here. Therefore, the detector was covered with aluminum foil and the surface was maintained in a polished condition.

In our study of the resolution of a 4" × 4" and a 5" × 6" plastic phosphor using betatron electrons, it was found that resolution depend on electron energy. By comparison of the two plastic phosphors and by comparison with similar measurements on a large NaI(Tl) crystal, the resolution at 15 mev or greater was due mainly to escape of electrons from the detector. At energies below 10 mev, the resolution was mainly due to statistical process (light collection for the plastic phosphor). NaI(Tl) crystal has also good resolution for high energy electrons but it detects X-rays which disturb electron energy distributions.

A photomultiplier made by EMI gave better resolution than that made by Du Mont but as the EMI instrument had a too great multiplying rate to measure the distributions with the analyzer, use of the multiplier was given up.

The detailed measurement of resolution for the preparation of a resolution matrix was not finished.

Results Some preliminary scattered electron spectra were measured at given incident energies, depths and scattering angles. However, it was not complete enough to mention here. This study was still continuing at Sloan-Kettering Institute when I left.

Calibration of Memorial Diagnostic Chamber

The Memorial chambers were calibrated against a Baldwin-Farmer Sub-standard X-ray dosimeter and I also tried to

フォスファールの分解能の改良 軌道粒子加速器による電子のエネルギーはほぼ均一である。しかしシンチレーターおよび光電増倍管がある分解能をもっているために、広がりをもつスペクトルが観測される。

シンチレーション検出器の分解能に影響する因子、最良の分解能を得る手段は複雑な問題である。フォスファール中に生じた光を完全に捕集すれば分解能は改善されることが期待される。検出器の表面の状態が基本的に重要である。

フォスファール(2" × 2" φ)の表面に小さな傷をつけ、それからその表面を薄いアルミニウム箔、または光を反射する塗料でおおった場合とおおわない場合の分解能をCs¹³⁷の内部転換電子で測定した。しかしながらここで用いた方法では、分解能の著明な改善はみられなかった。それゆえ検出器をアルミニウムでおおい、表面は平滑な状態で使用した。

ベータトロン電子線を用いて4" × 4" および5" × 6"のプラスチック・フォスファールについて調べた結果では、分解能は電子のエネルギーに依存していることがみいだされた。上記2つのフォスファールおよび大きいNaI(Tl)結晶で観測した結果の比較から、15 mevあるいはそれ以上のエネルギーにおける分解能は主として検出器からの電子の損失に依存しており、10 mev以下のエネルギーでは統計的な過程(プラスチック・フォスファールの光の捕集)によることがわかった。NaI(Tl)結晶は高エネルギー電子に対しよい分解能を示すが、電子エネルギー分布に不都合なX線を検出する。

EMI製の光電増倍管はDu Montのそれよりよい分解能をもっているが、あまりに増幅度が大きく、用いた波高分析器では分布の測定ができなかったため、使用不能であった。

分解能マトリックス作製のための詳細な分解能測定は完成しなかった。

結果 いくつかの予備的な散乱電子線スペクトルをある入射エネルギー、深さおよび散乱角について測定したが、ここで述べるに十分な資料は得られなかった。本研究はSloan-Kettering研究所をさる時もまだ続けられていた。

診断X線用 Memorial チェンバーの校正

Memorial チェンバーの校正をボールドウィン・ファーマー標準線量計によって行なった。また自由電離槽による

calibrate against a free-air chamber. At the same time directional dependence and dose rate dependence were determined.

X-RAY EXPOSURE CONTROL LABORATORY U.S. PUBLIC HEALTH SERVICE, ROCKVILLE

At the X-ray Exposure Control Laboratory, U.S. Public Health Service, I studied the use of lithium fluoride (LiF) thermoluminescence dosimetry for diagnostic X-rays under the direction of Dr. Arthur H. Wolff, Chief of Research Branch, Division of Radiological Health, U.S. Public Health Service and Dr. D. Janes, Acting Director of X-ray Exposure Control Laboratory.

Lithium Fluoride Thermoluminescence Dosimeter

Radiation dosimetry utilizing the phenomenon of thermoluminescence of LiF has recently been developed by Attix¹² and Cameron et al¹³ and is being used widely in the field of radiation biology, therapy, etc.

The detector part of thermoluminescence dosimeter (TLD) can be very small as compared to the size of the usual ionization chamber and can be separate from the register part. Therefore, it can be used for the measurement of dose in a small volume of tissue such as bone marrow dose, gonadal dose and dose in small irradiation fields.

The mechanism of thermoluminescence is still imperfectly understood, but is believed to be as follows. Impurity atoms or other crystal lattice defects provide metastable electron states several eV above the ground state. Some of the electrons freed from the ground state by ionizing radiation may become trapped on these states. When the crystal is heated to a sufficient temperature, thermal excitation energy dislodges electrons from the traps, and they return to the ground state, radiating light in the visible and near visible spectrum. In the case of LiF, it is orange in color.

Fluoroglass dosimeter (FD) can also be used for similar purposes as those of TLD.

Advantages of lithium fluoride-thermoluminescence are as follows:

It has nearly constant response per roentgen over a wide range of radiation energies, that is to say, it is less energy dependent than FD because it consists of elements of relatively small atomic number;

補正も試みた。同時に方向依存性および線量率依存性も決定した。

米国公衆衛生局 X 線照射制御研究室 (Rockville 市)

米国公衆衛生局 X 線照射制御研究室においては、米国公衆衛生局放射線保健部研究部門主任 Dr. Arthur H. Wolff および X 線照射制御研究室室長代理 Dr. D. Janes の指導の下にリチウム・フルオライド (LiF) 熱ルミネッセンス線量計の使用について研究した。

リチウム・フルオライド熱ルミネッセンス線量計

LiF の熱ルミネッセンスの現象を利用した放射線測定器は近年 Attix¹² や Cameron ら¹³ によって発展し、放射線生物、治療等の分野において広く利用されている。

熱ルミネッセンス線量計 (TLD) の検出部は、通常の電離槽の大きさに比べて非常に小さくすることができ、かつ録数器から分離することができる。それゆえ組織内の小さな部分、たとえば骨髄や生殖腺における線量および小さい照射野内の線量の測定に使用することができる。

熱ルミネッセンスの機構は、未だ完全にはわかっていない。しかし次のような機構が一般に受け入れられている。不純物または他の結晶格子欠損によって、基底状態から数 eV の準安定な電子状態が作られる。放射線によって基底状態から励起された電子のうちのあるものは、この準安定状態に止められうる。結晶が十分な温度に加熱されると、熱励起エネルギーによって、トラップから電子が放出され、可視または可視に近いスペクトルの光を放射して基底状態に戻る。LiF の場合にはオレンジ色である。

蛍光ガラス線量計 (FD) も TLD と同様の目的で使用される。

リチウム・フルオライド - 熱ルミネッセンスの利点は次のとおりである。

広いエネルギー範囲の放射線に対してレントゲン当たりほぼ一定の感度をもっている。すなわち、比較的小さい原子番号の元素より成り立っているために、FD よりエネルギー依存性が小さい。

The pre-dose of TLD can be eliminated by heating. Therefore, it can be used many times, the same as a new unexposed TLD, but the pre-dose of FD cannot be eliminated completely. In the case of FD, exposure dose is added to pre-dose. If exposure dose is very small, unexposed glass must be used for the precise measurement;

Luminescence of FD gradually grows until about one day after exposure without any treatment. Therefore, the measurement of luminescence should be made at least one day after exposure. There are practically no such problems in TLD. This will be discussed later;

TLD is flexible to make any form.

A disadvantage of TLD is that the luminescence cannot be measured repeatedly because dose is determined with TLD by measuring the light emitted when an exposed dosimeter is heated and the luminescence disappears on heating.

Material and Method The powders of TLD-100 from Harshaw Chemical Company were annealed for 15 minutes at approximately 500 C, packed in gelatine capsule (180 mg TLD in a capsule) and then used for dosimetry. The standard annealing procedure was as follows: After receipt from the manufacturer the crystals were annealed for 1 1/2 hours at approximately 400 C and then for 24 hours at approximately 80 C. This treatment was repeated before reusing the powder. However, we found that the annealing of 15 minutes at 500 C was sufficient for reuse of TLD.

Instrumentation Measuring the TLD after exposure requires a method of heating the crystal and a system for measuring the emitted light. The registration part of TLD used here was constructed by Murphy et al, and with it, it is possible to measure a smaller dose than with a commercial one.

A measured volume of the crystals (in general, 80 mg were used) was placed in a 1 cm diameter stainless steel pan which was hard soldered with the electrodes of a soldering gun. The crystals were then heated to a temperature of 300 C in an interval of about 20 seconds. The light emitted from crystals was collected with a photomultiplier and the integrated current voltages were measured. An example of a grow curve is shown in Figure 6. It has been observed that the first peak disappears about 1 day after exposure but integrated output does not change by the disappearance of the first peak.

TLDの照射前の集積線量(プレ・ドーズ)は熱することによって消すことができる。それゆえ新しい照射されたことのないTLDと同じような状態で何回も使用できる。しかしFDのプレ・ドーズは完全に消すことができない。FDの場合は、照射線量はプレ・ドーズに加えられる。もし照射線量が非常に小さい場合は、照射されたことのないガラスを使用しないと正確な測定ができない。

FDの蛍光はなんら処置することなしで照射後1日目までぐらいは徐々に増加する。それゆえ蛍光の測定は少なくとも照射1日後に行なわねばならない。TLDではこのような問題はない。このことについては後述する。

TLDは形が可変であるために任意の型で利用できる。

TLDの欠点は蛍光を繰り返し測定できないことにある。というのは照射された線量計を加熱する時に放射される光を測定することによって線量を知るの、加熱によって蛍光が消失するからである。

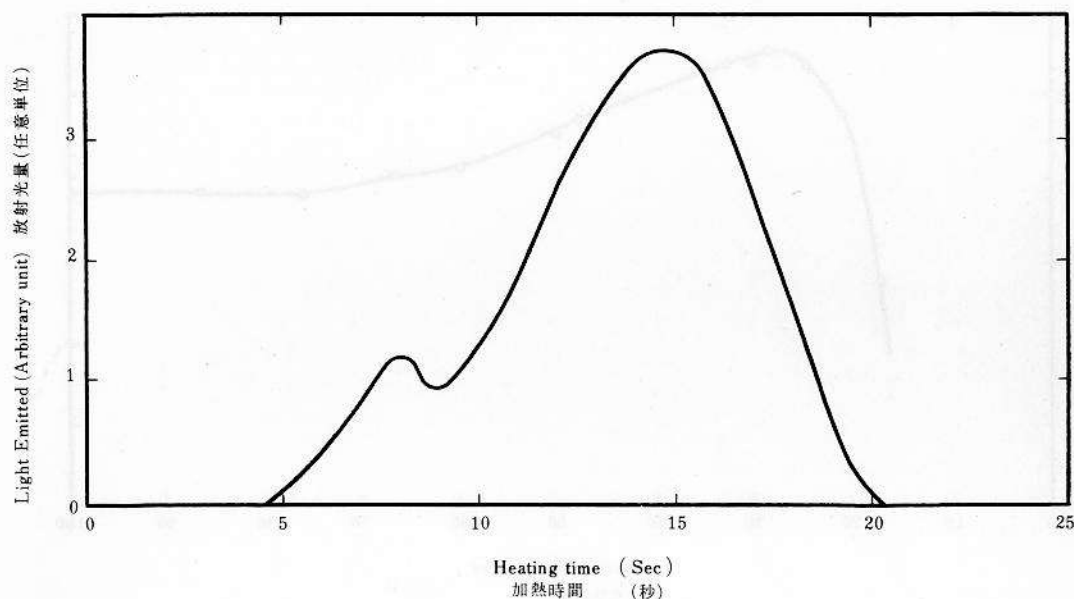
材料および方法 Harshaw Chemical社から購入したTLD-100の粉末を約500 C、15分間加熱再生処理し、ゼラチン容器に詰め(容器当たりTLD 180 mg)、線量測定に利用した。標準の再生処理は次のとおりである。製造所から受け取った結晶を約400 Cで1 1/2時間加熱処理する。続いて約80 Cで24時間処理する。この過程は粉末を再使用する前にも繰り返す。しかし500 C、15分の加熱処理でTLDの再使用には十分であることがみいだされた。

装置 照射後のTLDの測定には、加熱の手段と放射される光を測定する系が必要である。ここで用いられたTLDの録数部はMurphyらによって作製されたもので、市販の装置より小さい線量を測定することが可能である。

測定に必要な結晶の量(通常80mgを使用)を加熱装置の電極と結線された1 cm直径のステンレススチール皿上に移し、300 Cで20秒間加熱する。結晶から放射された光は光電増倍管で集められ、積算された電圧を測定した。生長曲線の1例を図6に示す。第1のピークは照射1日後には消失するが、積算された光の出力にはなんら変化は認められなかった。

FIGURE 6 GLOW CURVE OF TLD-100 LiF

図6 TLD-100 LiFの生長曲線



According to Cameron et al.¹³ the annealing for 24 hours at 80°C reduces the first peak relative to the second peak, thus rendering the TL of the powder more stable at room temperature. Besides the annealing, the shape of glow curve depends on the thickness of the sample and in heating temperature.

The optimum heating time and temperature were determined to collect completely the light and to reduce the background light. High voltage supply to multiplier was adjusted give 5×10^{-6} ma in a meter with the C^{14} -light source. Victoreen chambers and r-meter were used for the calibration of dose as standard chamber.

Results *Energy Dependency of Lithium Fluoride Dosimeter*
LiF dosimeters in capsules were exposed to X-rays with half-value layer ranging from 0.5 mmAl (50 kVp, 0.5 mmAl filtration) to 1.25 mmCu (250 kVp, 0.5 Cu filtration) at the dose level of about 250 mR. After exposure to X-rays, their luminescence readings to exposure doses were calculated as a function of X-ray energy. As seen in the Table 5, the sensitivity was gradually increased with the decrease of half-value layer, reached a practically constant value and then decreased with the decrease of half-value layer. Sensitivity is plotted against the effective tube voltage in Figure 7.

According to theoretical calculation by Attix,¹² the sensitivity of LiF increases with the decrease of X-ray energy. On the other hand, Cameron et al.¹³ have reported

Cameron ら¹³によると、80°C 24時間の再生処理は第2ピークに対し第1ピークの割合を減少させるために行なうのであり、この処置によって常温における熱ルミネッセンスを安定化させるとされている。再生処理のほかに、生長曲線の形は試料の厚さおよび加熱温度に依存する。

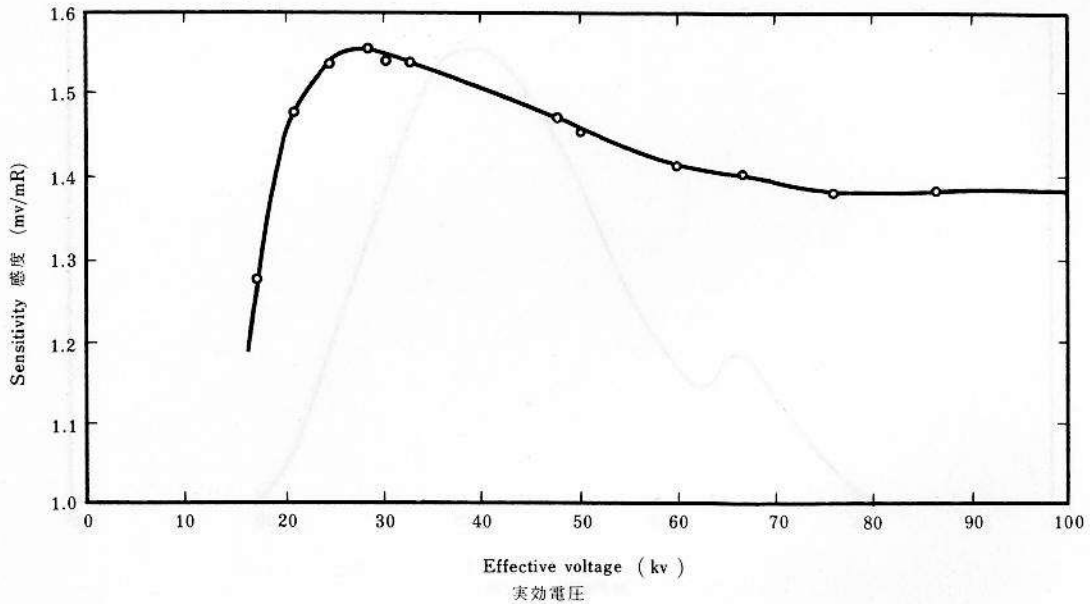
光を完全に集めかつバックグラウンドを減少させるための最良の加熱時間および温度を決定した。増倍管への供給する高電圧は C^{14} からの光源で 5×10^{-6} ma を与えるように調整した。線量校正はヴィクトリーン・チェンバーと r メーターを標準電離槽として行なった。

結果：リチウム・フルオライド線量計のエネルギー依存性 容器に入れた LiF 線量計を半価層 0.5 mmAl (50 KVP, 0.5 mmAl フィルター) から 1.25 mmCu (250 kVp, 0.5 Cu フィルター) の X 線に約 250 mR の照射を行なった。照射後、照射線量に対する蛍光量を X 線エネルギーの関数として計算した。表 5 に示すごとく、感度は半価層の減少につれて徐々に増加し、ほぼ一定の値に到達したのち減少した。実効電圧に対してプロットした感度を図 7 に示す。

Attix¹² の理論的計算によると、LiF の感度は X 線エネルギーの減少につれて増加している。他方 Cameron ら¹³

FIGURE 7 ENERGY DEPENDENCE OF TLD-100 LiF

図7 TLD-100 LiF のエネルギー依存性



that the measured sensitivity was almost constant from 30 keV to 70 keV. It was impossible to make any comparison with previous data, because there were no available data about the sensitivity change under 30 keV.

Angular Dependency The variation of the sensitivity of LiF plate ($5 \times 5 \times 1$ mm) with angle against incident X-rays were determined for 90 kVp and 65 kVp with 2.5 mm Al filtration. The differences of sensitivity for angles of incidence of 90° and 45° were not significant for both radiations, but at 0° , decreases in sensitivity were observed. Ratio of sensitivity at 0° to that at 90° was 0.86 for 90 kVp and 0.82 for 65 kVp X-rays. This seems to be caused by greater attenuation of X-rays at 0° than at 90° . Results are presented in Table 6.

Calibration Curve Luminescence reading of TLD exposed to a given radiation dose varies with the variation of high voltage to photomultiplier, heating condition, etc. Therefore, under a given measuring condition, it is necessary to determine the relationship between exposure dose measured by standard dosimeter and luminescence reading of TLD.

Results appear in Table 7. Luminescence readings increased linearly with the exposure dose over the dose range from 30 mR to 10,000 mR, probably more than 10,000 mR, and no significant differences were observed between 65 kVp and 90 kVp.

は測定による感度は 30 keV から 70 keV までほぼ一定であると報告している。30 keV 以下における感度の変化についての報告がみられないので、他のデータとの比較はできなかった。

方向依存性 X線の入射角による LiF 板 ($5 \times 5 \times 1$ mm) の感度変化を 90 kVp と 65 kVp, 2.5 mm Al フィルターで決定した。 90° と 45° の入射角における感度の変化は両 X 線について著明ではなかったが、 0° において感度の減少が認められた。 90° の感度に対する 0° のその比は 90 kVp で 0.86, 65 kVp で 0.82 であった。これは 90° よりも 0° において X 線の減弱が大きいために起因すると考えられる。結果を表 6 に示す。

校正曲線 一定線量照射された TLD の蛍光量は、増倍管の電圧の変化、加熱状態などによって変わる。それゆえ一定の測定条件の下に、標準線量計で測定された照射線量と TLD の蛍光量の関係を決定する必要がある。

結果を表 7 に示す。蛍光量は 30 mR から 10,000 mR の線量範囲で、照射線量に比例して増加した。おそらく 10,000 mR 以上でも直線となるであろう。また 65 kVp と 90 kVp の間には差が認められなかった。

TABLE 5 ENERGY DEPENDENCY OF LiF FOR X-RAYS

表5 LiF の X 線に対するエネルギー依存性

Tube Voltage kvp 管電圧	Filtration mm フィルター	HVL mm	V _{eff} kv	Exposure Dose R 照射線量	Luminescence Reading* mv ルミネッセンス量	Sensitivity mv/mR 感度
50	0.5 Al	0.5 Al	17.2	12.7	16100	1.27
60	1.0 Al	0.95 Al	21.5	11.2	16700	1.49
60	2.0 Al	1.4 Al	24.8	11.0	16800	1.53
70	2.5 Al	2.1 Al	29.0	10.4	16000	1.55
90	2.5 Al	2.4 Al	30.3	10.8	16500	1.53
100	3.0 Al	3.0 Al	33.0	10.5	15900	1.53
150	0	0.14 Cu	38	9.9	14500	1.47
150	0.1 Cu	0.30 Cu	50	9.63	14000	1.45
150	0.3 Cu	0.5 Cu	60	9.53	13500	1.41
150	0.5 Cu	0.65 Cu	67	8.49	11800	1.39
200	0.5 Cu	0.9 Cu	76	9.76	13500	1.38
250	0.5 Cu	1.25 Cu	87	9.66	13300	1.38

*Mean readings of six to twenty samples. 6 - 20 の試料の平均値

TABLE 6 ANGULAR DEPENDENCY OF LiF PLATES

表6 LiF 板の方向依存性

Tube Voltage kvp 管電圧	Angle ° 角度	* Mean Sensitivity mv 平均感度	Ratio % 比
65	90	4.84	100
	45	4.87	101
	0	3.96	81.8
90	90	4.91	100
	45	4.77	97.2
	0	4.21	85.7

TABLE 7 RELATIONSHIP BETWEEN EXPOSURE DOSE AND RESPONSE OF LiF

表7 照射線量と LiF の感度の関係

90 kvp		
Exposure Dose mR 照射線量	Luminescence Reading mv ルミネッセンス量	Sensitivity mv/mR 感度
9.5	17.2	1.81
18.2	35.6	1.95
29.5	47.5	1.62
65.5	109	1.67
109	180	1.67
301	502	1.67
659	1080	1.65
996	1670	1.68
2450	4130	1.69
4900	8030	1.64
9860	16200	1.64

A value of 0.60 mR per mv was obtained as the calibration factor for both radiations. This could be expected from the data of no energy dependence from 60 kVp to 100 kVp X-rays. The calibration factors for X-rays below and beyond this range can be calculated from the energy dependence shown in Table 5. Sensitivity was slightly increased below 30 mR. However, it is very difficult to determine the sensitivity accurately at such low exposure levels. Therefore, the factor of 0.6 (mR/mv) can be useful for exposure doses at least up to 10,000 mR.

According to other authors, luminescence reading is proportional to exposure dose from 300 mR to 10^3 R, then there is a slight increase in sensitivity up to about 10^5 R for Co^{60} γ -rays. Our results agreed essentially with previous papers.

Phantom Measurement A reproduction of clinical conditions was made using TLD, a Rando phantom and a dental X-ray machine. Skin, eyes, pituitary gland, thyroid, cervical spine and sternum were selected as the critical organs.

Mean doses of the experiments are shown in Tables 8,9. The exposure doses at these points were reproduced within a 15% error. In the phantom experiment, the errors from anode effect of X-ray tube and apparatus arrangement were added to the error of LiF dosimeter itself. Therefore, this reproducibility is sufficient for a phantom study.

During my stay at Rockville, I also visited the Research Branch, Radiological Health Division, U.S. Public Health Service. In Dr. Wolff's laboratory, I observed their studies concerning chromosome aberration by ionizing radiation in Biophysics Section.

Dr. W. Mills, Chief of Biophysics, and Dr. R. Schmickel were studying the aberrations of human chromosome by diagnostic levels of X-ray irradiation. Some control cells have simple chromosome breaks but the complex abnormalities were seen only in irradiated cells such as dicentrics, ring, acentric fragments and abnormally long chromosomes. Although relationship between such a small rate of chromosome aberrations and visual radiation injuries was not yet determined, it is very interesting that these aberrations are seen at dose levels of diagnostic X-ray examinations. According to Dr. Bender et al, the observed yield of rings and dicentrics is a function of irradiated dose even in the diagnostic levels of X-rays. They have proposed leukocyte chromosome analysis as a biological dosimeter. I also discussed the absorbed dose calculation of circulating blood cells by external irradi-

両X線に対する校正係数として mv 当たり 0.60 mR という値が得られた。これは 60 kVp から 100 kVp のX線に対し、エネルギー依存性がなかったことから期待されることである。この範囲以下および以上のX線に対する校正係数は、表5に示すエネルギー依存性から計算することができる。30 mR 以下では少し感度の増加がみられた。しかしこのような低線量における感度を正確に決定することはきわめて困難である。それゆえ 0.6 (mR/mv) という値は少なくとも 10,000 mR までの照射線量に適用できる。

他の研究者によれば、蛍光量と照射線量の関係は、 Co^{60} γ 線 300 mR から 10^3 R まで比例し、約 10^5 R までわずかに感度の増加がみられるとされている。本実験における結果もほぼこれまでの結果と一致した。

ファントム実験 臨床に利用する場合のTLDの再現性をランドーファントム、歯科用X線装置を用いて実験した。放射線に敏感な組織として皮膚、眼、下垂体、甲状腺、頸椎、胸骨を選んだ。

測定の前平均値を表8、9に示す。これらの測定点の照射線量は15%の誤差以内で再現性がみられた。ファントム実験には、X線管球の陽極効果、装置の配列による誤差がLiF線量計それぞれ自身の誤差に加わるので、この再現性はファントム実験においては十分である。

Rockville 滞在中、米国公衆衛生局放射線保健部研究部門を訪れた。Dr. Wolffの研究室の生物物理部門で放射線による染色体異常に関する研究を見学した。

Dr. W. Mill 生物物理部門主任および Dr. R. Schmickel は診断において使用される程度のX線照射による人の染色体の異常について研究していた。染色体の単純切断はいくらかの正常細胞においてみられるが、2動原体、環状染色体、染色体断片、異常に長い染色体のような複雑異常染色体は照射された細胞にのみ認められている。このような異常の発生頻度は小さく、発生頻度と表面に現われてくる放射線障害との関係はまだ決定されていないが、X線検査のような低い線量で異常がみられることは非常に興味がある。Dr. Bender らによると環状、2動原体染色体の発生量と照射線量はX線検査による線量域ですら関数関係が成り立つとされている。そして白血球染色体の分析によって線量を測定するいわゆる生物線量計というものを提案している。このような研究と同時に外部

TABLE 8 EXPOSURE DOSE FROM DENTAL X-RAY EXAMINATION MEASURED BY LiF DOSIMETER

表8 LiF 線量計により測定された歯科用X線検査の照射線量

56 kvp, 5 ma, 2.0 Al filter, FSD 7 inches, time 20 sec.

Site 部 位			Luminescence reading, mv ルミネッセンス量		Dose mR 線量
			I	II	
Surface 表面	Left 左		21800	22300	13300
	Center 中央		23500	23500	14100
	Right 右		20900	22000	12900
Eyes 眼	Left 左		36.6	37.6	22.3
	Right 右		140	142	84.6
Pituitary gland		脳下垂体	414	457	261
Cervical spine		頸椎	629	627	377
Thyroid 甲状腺	Left 左		155	157	91.8
	Center 中央		227	267	163
	Right 右		193	184	113
Sternum		胸骨	20.6	19.8	12.2

TABLE 9 EXPOSURE DOSE FROM DENTAL X-RAY EXAMINATION MEASURED BY LiF DOSIMETER

表9 LiF 線量計により測定された歯科用X線検査の照射線量

90 kvp, 5 ma, 2.5 Al filter, FSD 7 inches, time 10 sec.

Site 部 位			Luminescence reading, mv ルミネッセンス量			Dose mR 線量
			I	II	III	
Surface 表面	Left 左		18800	19200	18900	11400
	Center 中央		19600	21700	20900	12500
	Right 右		21400	20400	19600	12300
Eyes 眼	Left 左		108	97.4	84	57.8
	Right 右		239	216	211	130
Pituitary gland		脳下垂体	-	682	639	396
Cervical spine		頸椎	263	339	385	197
Thyroid 甲状腺	Left 左		189	187	182	112
	Center 中央		294	300	294	178
	Right 右		171	173	179	105
Sternum		胸骨	37.1	30.7	32.2	20.0

ations and internal radioisotope sources. The absorbed dose of blood from external sources is very difficult because it is circulating through the whole body.

I also met Drs. Bruchner and Hazzard who explained the decreased secretion of radionuclides in milk with concomitant increase of radionuclide excretion in waste products by the addition of synthetic materials in food.

Following this, I met Drs. M. Shore and K. Smith with whom I discussed the alteration in development of enzyme activity in livers of newborn rats irradiated in utero.

または体内の放射性物質によって照射を受けた循環血液細胞の吸収線量について討議した。外部照射による血液の吸収線量は全身を循環しているために非常に困難である。

Dr. Bruchner と Dr. Hazzard に会い、ある種の合成物質を飼料に混入することによって、排泄物中への放射性核種の移行を増大させ、ミルク中の放射性核種を減少させる研究について説明を聞いた。

続いて Dr. M. Shore と Dr. K. Smith に会い、胎内で照射を受けたラット新生仔の肝における酵素活性の変化について話し合った。

Dr. J. Gitlin, Chief of Radiation Intelligence System, explained the epidemiological and dosimetric aspect of their study. The method being employed has already been described in Dr. Yoshinaga's report.¹ In cooperation with the X-ray Exposure Control Laboratory, a survey of output and quality estimations of outside hospitals and clinics on a nationwide scale is being carried out using X-ray film.

A study of routine X-ray examinations has been completed and now a study for dental X-ray examinations is under way. The method is as follows: Small aluminum and copper plates fixed on a part of an X-ray film in an envelope. The film is sent to hospitals and clinics for exposure under a given exposure parameter indicated by the Public Health Service, returned and processed at the Laboratory. Output of the machine is determined by the optical density of the nonfiltered part of the film and the quality is determined by the difference of optical density among nonfiltered, Al filtered and Cu filtered film portions.

In relation to the above study, Dr. D. Janes, Jr., Acting Director of X-ray Exposure Control Laboratory is studying the film jacket method in cooperation with Emory University to estimate the exposure pattern of fluoroscopy and spot filming using actual patients. Unfortunately, I did not have an opportunity to observe the actual techniques of film jacket method; namely, how to obtain the exposure pattern of patients in parallel with examinations.

CHRONOLOGICAL REVIEW OF OTHER INSTITUTIONS VISITED

On 7 June 1965, I visited **Georgetown University** and met Dr. J. R. Andrews, Professor of Radiology and Director of Radiation Therapy, with whom I discussed the biological effect of fast neutrons and protons, and dosimetry of these radiations. Dr. Andrews is interested in fast-neutron therapy, particularly monochromatic fast neutrons. The use of high energy neutrons for radiation therapy has not been completely developed yet, but it is very interesting because fast neutrons have high relative biological effectiveness and give high depth dose rate as compared with other radiations while thermal neutron therapy may not be useful for tumor therapy in depth such as stomach cancer.

On 9 June 1965, I visited the **National Bureau of Standards** and first met Drs. Scott and W. Smith with whom I had a discussion on the calibration of ionization chamber by free-air chambers. They have three free-air

放射線情報部門主任 Dr. J. Gitlin にその研究の疫学および線量測定分野における立場について説明を受けた。用いられている方法はすでに吉永博士の報告に述べられている。¹ X線照射制御研究室との共同により、全国的規模で、病医院の検査に使用されるX線の線質および出力をX線フィルムによって測定していた。

通常のX線検査に関する研究はすでに完了し、現在歯科用X線検査についての研究が行なわれている。方法は、X線フィルムの一部に小さなアルミニウムと銅板をはりつけ、これを封筒に入れて対象病院へ郵送し、公衆衛生局の指示した照射条件で照射を依頼する。このあと返却されたフィルムは研究室で現像を行なう。装置のX線出力はフィルターの付していないところのフィルム黒化度で決定し、フィルターなし、アルミニウムフィルター、銅フィルターの付した部分の黒化度の差から線質が決定される。

上記の研究と関連して、X線照射制御研究室室長代理 Dr. D. Janes, Jr. は Emory 大学と共同で、フィルムジャケットを用いて、実際の患者の透視および狙撃撮影における照射の分布を推定する研究を続けている。フィルムジャケット法の実際の手技、すなわちX線検査と並行して患者の照射分布をいかにして得るかについては見学する機会がなかった。

見学した他の研究所に関する報告

1965年6月7日、筆者は **Georgetown 大学** の Dr. J. R. Andrews (放射線科教授および放射線治療部長)を訪れ、速中性子、陽子の生物作用およびこれらの放射線の線量測定について話合った。Dr. Andrews から速中性子線、特に単エネルギー中性子線による治療の興味ある点について説明を受けた。放射線治療への高エネルギー中性子の使用はいまだ確立されていないけれども、生物学的効果比が高く、かつ他の放射線と比較して、深部線量率が高いので興味もたれる。熱中性子による治療は胃癌のような深部にある腫瘍の治療にはあまり有用とは考えられない。

1965年6月9日、**米国標準局 (National Bureau of Standards)**を訪れ、Dr. Scott および Dr. W. Smith と自由空気電離槽による電離槽の校正について話合った。標準局は3つの自由空気電離槽をもっており、それ

chambers, operating in the ranges of 5-60 kv, 20-60 kv and 60-250 kv. These standard chambers were being used under severe control for temperature, pressure and tube voltage and filament current of X-ray machines. Dr. Smith explained the important care in the calibration of ionization chamber. Another study there was the dosimetry of neutron and quality measurement of scattered neutrons from a Van de Graaff generator. Following this, I met Dr. M. E. Ehrlich who is studying the reduction of energy dependence of the thermoluminescence dosimeter by covering it with metal net. By this, the energy dependence is significantly reduced for diagnostic X-rays. This study was very interesting for me in connection with my study at the X-ray Exposure Control Laboratory.

On 10 June 1965, I visited the **High Voltage Laboratory of National Bureau of Standards** and met Dr. Wyckoff, Chief of Linear Accelerator Laboratory, who showed me a 100 mev linear accelerator which was almost constructed and other related instruments including the monitoring dosimeters for neutron, X-rays and electrons.

On 13 June 1965, I visited **Johns Hopkins University** with Dr. Janes who arranged my visit and met Dr. R. Morgan, Chief of Radiology Department, Dr. L. M. Bates and Mr. R. Gehret. They were developing the measurement techniques of scattered radiation from diagnostic X-ray examinations with a combination of dosimeters and computer. Measured doses with dosimeters (scintillation detector equipped with ZnS in plastic) are recorded in a connected computer. They informed me that this system makes it possible to use actual patients because the system is very sensitive for radiation and its response is very fast to survey whole body.

On 15 June 1965, I visited Southern and Northern **Albert Einstein Medical Center** and met Dr. B. Shapiro with whom I discussed the mechanism of chemical protection against ionizing radiations. The mechanism of protection remains for the most part within the scope of conjecture and the use of these compounds for radiation therapy is still hopeless, but it might be possible by means of the use of mixture of several protective agents, because the protective effect is, in general, additive while toxic effect is not necessarily additive. We agreed with each other on the point that elucidation of protective mechanism would contribute to those of radiation action on biological systems, and promised to exchange papers and opinions in the future.

On 16 June 1965, I visited **Princeton University**, where I met Dr. Axtmann, Chief of Engineering Department, Chemical Engineering and discussed the problem of

ぞれ, 5-60 kv, 20-60 kv および 60-250 kv の範囲で動作する。これらの標準電離槽は温度, 湿度, X線装置の管電圧, 管電流の調節が厳密な条件下に使用されていた。電離槽の校正についての重要な注意について Dr. Smith の説明を受けた。他の研究としては, ファンドグラフ装置から発生する中性子の線量測定, および散乱中性子線の線質測定が行なわれていた。続いて Dr. M. E. Ehrlich に会い, 熱ルミネッセンス線量計を金属網でおおうことによって, エネルギー依存性を減少させる研究の説明を受けた。この方法で診断用 X 線のエネルギー依存性を著明に減少させようと報告されている。この研究は X 線照射制御研究室における筆者の研究と関連して興味深いものであった。

1965年6月10日, 米国標準局高压研究室に線型加速器研究室主任 Dr. Wyckoff を訪れ, ほぼ完成している 100 mev 線型加速器および中性子, X線, 電子線の監視用線量測定器を含む他の関連器機を見学した。

1965年6月13日, Dr. Janes の紹介で **Johns Hopkins 大学** を訪れ, 放射線科主任 Dr. R. Morgan, ならびに Dr. L. M. Bates および Mr. R. Gehret と会った。ここでは診断用 X 線による散乱線の測定のために, 線量計と電子計算機による方法を開発していた。線量計(プラスチック中の ZnS によるシンチレーション検出器)で測定された線量は, 接続された電子計算機に記録される。この系は放射線に非常に敏感で, 全身を測定する時間が短いので実際の患者を使用することができる。

1965年6月15日 Southern and Northern **Albert Einstein Medical Center** に Dr. B. Shapiro を訪ね, 放射線に対する化学的防護の作用機構について議論をかわした。化学的防護の作用機構は推論の域を脱していないし, また放射線治療へのこれらの化合物の使用はまだ望みうすであるが, 数種の保護剤の混合物を使用することによってその目的を達しうる可能性は残っている。というのは, 一般に防護効果は相乗的であるが, 毒性は必ずしも相乗的ではないからである。防護機構の解明は生物系における放射線作用の機構解明に寄与するという観点においてお互いに意見の一致をみ, 将来における論文および意見の交換を約束した。

1965年6月16日 **Princeton 大学** を訪れ, 化学工学部工学科主任 Dr. Axtmann に会い, コッククロフト型装置の単エネルギー中性子の化学的線量測定について討論した。

chemical dosimetry of monochromatic neutrons from Cock-Croft type generator. Two values of 10.5 and 11.5 have been reported as the G-value of ferrous sulphate dosimeter for fast neutrons. He opined 10.5 to be more reliable for 14 mev neutrons. We also discussed the treatment of tritium gas from generators which is very hazardous, and its monitoring chamber.

On 17 June 1965, I visited **Sloan-Kettering Institute** again to meet Dr. E. R. Epp. I explained to him about my studies at Rockville and of all of my training and studies in the United States. I expressed my appreciation and satisfaction with my research work under Dr. Epp and Dr. Wolff.

On 21, 22 June 1965, I visited **Argonne National Laboratory**. First, I met Dr. M. R. Zelle, Director of Biological and Medical Research, who kindly arranged a meeting for me with Dr. H. H. Vogel, Jr. in his division. Dr. Vogel explained his recent work about the differences of recovery phenomenon between γ -rays and neutron injuries. In the study of spleen colony technique, no recovery has been recognized in neutron irradiated animals, while a significant recovery has been observed 4 to 5 hours after irradiation by γ -rays. It is still not clear why the recovery does not occur in neutron irradiation as compared with electro-magnetic-wave irradiation.

Dr. Vogel also explained their study of the neutron capture therapy in which organic uranium compounds are used. By the fission of uranium, tumor received neutrons, fission fragments, γ -rays, etc. This is more effective than boron capture therapy because the effective range of fission products is more shorter than α -rays which are produced in boron capture therapy.

After this, I met Dr. Sinclair with whom I discussed the G-values of ferrous sulfate dosimeter for various ionizing radiations and also discussed chromosome aberration using Chinese hamster cells.

I also met Dr. A. Brues and Dr. Grant who explained malignant tumor incidence caused by internal radioactive isotopes such as strontium and plutonium and radiation genetics, respectively.

During my visit to Argonne, I met Dr. L. D. Marinelli, Director of Physics Division, Dr. Rose, Emeritus Staff and Mr. Oltmann and discussed the dosimetry and component determination of cosmic radiation. In this laboratory, several sizes of round tissue equivalent ionization chamber (Shanka's chamber), thermoluminescence dosimeter, fluoroglass dosimeter and other spectrometers were being

速中性子線に対する硫酸第二鉄線量計のG値として10.5と11.5という値が報告されているが, Dr. Axtmannの意見としては14 mev 中性子線には10.5の方がより信頼性があるということであった. その他装置から洩れる危険性の高いトリチウムガスの取り扱い, その監視用チェンバーについて話し合った.

1965年6月17日, 再び **Sloan Kettering** 研究所を訪れ, Dr. E. R. Epp に会い, Rockville における研究および米国における訓練や研究のすべてについて説明した. 筆者は Dr. Epp および Dr. Wolff の指導に対し感謝の意を表すると同時に, その研究が満足すべきものであったことを述べた.

1965年6月21, 22日の両日は **Argonne National Laboratory** で過ごした. まず, 生物医学研究部長 Dr. M. R. Zelle に会い, Dr. H. H. Vogel, Jr. を紹介してもらった. Dr. Vogel から γ 線と中性子障害の回復現象の差についての最近の研究について説明を受けた. 脾コロニー法による実験の結果, 中性子照射動物には回復はみられず, γ 線の場合は照射後4-5時間に著しい回復が認められている. なぜ中性子では回復がみられず, 電磁波放射線では認められるかはわかっていない.

また有機ウラン化合物を使用した中性子捕獲療法の研究についての説明があった. ウランの分裂によって腫瘍は中性子, 分裂生成物, γ 線を受ける. この方法はほう素による捕獲療法よりも効果的である. というのは分裂生成物の有効飛程はほう素治療によって生ずる α 線より, より短いからである.

このあと Dr. Sinclair と会い, 種々の放射線に対する硫酸第一鉄線量計のG値や, チャイニーズハムスター細胞染色体異常について討論した.

続いて Dr. A. Brues, Dr. Grant から体内放射性同位元素, たとえばストロンチウム, プルトニウムによって惹起される悪性腫瘍について説明を受けた.

Argonne 滞在中, 物理部長 Dr. L. D. Marinelli, 名誉所員 Dr. Rose, Mr. Oltmann に会い, 宇宙線の線量測定および成分の決定について話し合った. この研究室では, いくつかの円型組織等価線量計 (Shanka 電離槽), 熱ルミネッセンス線量計, 蛍光ガラス線量計, その他のスペ

used for the above studies. Following this, I met Dr. Frazirio to discuss the use of chemical dosimeter for the neutron and proton dosimetry. A modified ferrous sulfate dosimeter is being developed to detect lower dose than usual detectable dose with it. We also discussed on the improvement of output of neutron generator such as, $T(d,n)$ reaction, $Li(p,n)$ reaction generator.

Dr. Marinelli guided me to see the cyclotron and CP-5 atomic reactor and the Chemistry Division.

On 23 June 1965, I visited the **University of Chicago**, where I met Dr. J. Doul, Chief of U.S.A.F. Radiation Laboratory. He has been studying comprehensive screening program for protective agents which is 1) screening of agents, 2) toxic effect of agents and 3) protective activity determination. Dr. Doul's opinion concerning the mechanism of chemical protection is slightly different from Dr. Shapiro's who stresses the mixed disulfide theory.

On 25 June 1965, I visited **Roswell Park Memorial Institute** and met Dr. Crohmer, Chief of Biophysics Department, Dr. M. A. Bender, Chief of Nuclear Medicine and Dr. D. J. Tuan with whom I discussed on the device of film method for depth dosimetry and scintillation spectrometry for linear accelerator X-ray using large NaI crystal and showed the program of treatment planning.

I also met Dr. C. E. Helmstetter who explained the study of radiation effect on bacteria and cultured cells. The synchronization procedure using modified paper pile fractionation technique was of particular interest to me.

On 28 June 1965, I visited the **University of Rochester**, where I met Dr. V. DiStefano, Chief of Pharmacology Department with whom I discussed the pharmaceutical and physiological effect of chemical protective agents. The change of protective activity with time interval from injection of agent and irradiation which I have observed at Hiroshima University, has a fine correlation to the change of elevation of blood pressure with time interval which Dr. DiStefano has obtained. I found satisfaction with this discussion and beneficial for future study. He explained his recent study on the combined use of protective agents and agents to breakdown hypoxia. This study should offer a strong step to understand the mechanism of chemical protection.

I also met Dr. Okada with whom I discussed the degradation of DNA molecule in aqueous solution by irradiation and the differences of target area estimated from the data of radiation effect between bacteria and cultured cells.

クトロメーターが用いられていた。続いて Dr. Frazirio と中性子および陽子線量測定への化学線量計の使用に関して討論した。通常検出できる線量計より低い線量を測定できる改良硫酸鉄線量計の開発が行なわれていた。また $T(d,n)$ 反応, $Li(p,n)$ 反応中性子発生装置の出力の改良について意見を交換した。

Dr. Malinelli の案内によってサイクロトロン, CP-5 型原子炉および化学部門の見学を行なった。

1965年6月23日 **Chicago** 大学に米空軍放射線研究室主任 Dr. J. Doul を訪ねた。化学防護剤の広範な調査研究が行なわれていた。その内容は(1)防護剤の開発, (2)毒性, (3)防護効果の決定である。化学防護剤の作用機構に関する Dr. Doul の意見は混合 disulfide 説を支持する Dr. Shapiro の意見と少し異なっていた。

1965年6月25日 **Roswell Park Memorial Institute** を訪れ、生物物理部主任 Dr. Crohmer, 核医学主任 Dr. M. A. Bender および Dr. D. J. Tuan に会い、フィルムによる深部線量測定法, NaI 大結晶を用いた線型加速器 X 線のシンチレーション・スペクトロメトリーについて討論し、また治療計画のための電子計算機プログラムをみせてもらった。

続いて、Dr. C. E. Helmstetter からバクテリア、培養細胞に対する放射線の効果について説明を受けたが、濾紙の層を通すことによって同調を行なう培養法にはことに興味があった。

1965年6月28日 **Rochester** 大学に薬理学主任 Dr. DiStefano を訪ね、化学防護剤の薬学的、生理学的作用について意見の交換を行なった。防護剤投与から照射までの時間間隔と、防護効果の変化について広島大学で筆者が得た結果は、Dr. DiStefano が得た防護剤投与の時間間隔と血圧上昇の変化とよい一致を示している。ここでの討論は満足すべきものであったし、将来の研究に有益な示唆を得た。Dr. DiStefano は防護剤と低酸素圧を消失させる試薬の同時投与に関する最近の研究結果を説明したが、この研究は化学防護剤の作用機構の解明に有力な手段を提供するものと思われる。

同大学で、Dr. Okada とともに会い、照射による水溶液中の DNA 分子の分解、およびバクテリアと培養細胞間の放射線影響のデータから計算したターゲット面積の差について説明を聞いた。このターゲット面積の差は回復課程に

It is still in question whether this discrepancy of target area results from repairing process or functional fraction.

On 30 June 1965, I visited the **Massachusetts General Hospital** where I met Dr. E. W. Webster, Chief of Physics Section, Department of Radiology, who has published papers concerning gonadal dose in radiography examinations. He was particularly interested in our gonadal and bone marrow dosimetry at ABCC, and also the study of reduction of gonadal and other critical organ doses from medical use of X-rays which have been reported by us at the Research Institute of Hiroshima University. I explained our dosimetry technique (ABCC) in detail and asked his opinion in regard to this. His impression was that our method is good in general, but the use of attenuation data measured with a plain phantom will cause some error because the components and construction of the human body are different from a plain phantom. Discussion with Dr. Webster and his co-workers was very fruitful.

I also met Dr. Shibata, a research fellow in Dr. Potsaid's section, who showed me the solid chemical dosimeter. This unique dosimeter which was developed by Dr. Potsaid and others can measure the volume dose and show the dose distributions by color change of indicator dye in tissue equivalent material.

During my stay at Boston, I met Dr. Brownell, Associate Professor of **Massachusetts Institute of Technology**, who explained the dosimetry of Co^{60} gamma-rays, in particular biological systems, and activation analysis. Dr. K. A. Wright, Chief of Radiation Therapy, showed me a unclear reactor and some Van de Graaff generators and explained their therapy program using the above generators.

At **Harvard University**, I met Dr. Shapiro and Mr. M. Johnson, Public Health Laboratory, to discuss the routine work of the monitoring personnel exposure dose from several kinds of generators. The University has an independent department for the exposure monitoring. The film badge is used mainly for X-rays and neutrons the same as in other radiation institutes but they have many special instruments for monitoring mixed radiation field.

Dr. Webster introduced me to Dr. A. Koehler, Chief of Cyclotron Laboratory, Harvard University who showed me a 150 mev cyclotron which is being used in proton therapy for tumor in pituitary gland. The proton therapy for tumors of small volume is attractive.

よるものか機能部分によるものか依然疑問として残されている。

1965年6月30日マサチューセッツ総合病院に放射線科物理部門主任 Dr. Webster を訪ねた。Dr. Webster は放射線検査における生殖腺線量に関する論文をこれまで発表しており、ABCCの生殖腺、骨髄線量測定および広島大学の研究所で報告されているX線検査における生殖腺、およびその他重要臓器の被曝線量減少に関する研究に興味を示した。われわれの線量測定法 (ABCC) を詳細に説明し、この問題に関する意見を求めた。博士の意見としては、全般的にいて、われわれの方法はよいが、無骨均質ファントムで測定された減弱曲線のデータを使用することは、人体が無骨均質ファントムと異なった構成をしているから誤差の原因となるであろうという意見であった。Dr. Webster と共同研究者との討議は非常に有益であった。

同研究所でDr. Potsaid の研究室の研究員であるDr. Shibata から固体化学線量計をみせてもらった。この線量計はDr. Potsaid およびその他の共同研究者によって開発された特徴ある線量計で容積線量を測定することができ、かつ組織等価物質中における指示薬の色の変化で線量分布を示すことができる。

Boston 滞在中、**Massachusetts** 工科大学准教授 Dr. Brownell から特殊な生物系における Co^{60} ガンマ線の線量測定および放射化分析について説明を受けた。放射線治療部主任 Dr. K. A. Wright の案内によって、原子炉およびファンドグラフ発生装置を見学し、上記発生装置の治療への利用について説明を受けた。

Harvard 大学で公衆衛生研究室の Dr. Shapiro および Mr. M. Johnson に会い数種の発生装置から日常受ける大学職員の被曝線量測定について討論した。Harvard 大学では職員の被曝線量測定のために独立した研究室をもっている。フィルムバッジが主としてX線、中性子の測定に用いられているのは、他の放射線研究施設と同様であるが、他に混合放射線を測定する多くの特殊線量計をもっていた。

Dr. Webster の紹介で、Harvard 大学サイクロトロン研究室主任 Dr. A. Koehler に会い、150 mev サイクロトロンを見学した。本装置は脳下垂体腫瘍に対する陽子線治療に用いられていた。陽子線による小さな容積の腫瘍の治療は将来有望である。

On 6 July 1965, I visited **Oak Ridge National Laboratory**, Health Physics Division where I met Dr. J. A. Auxier, Chief of Dosimetry Section, and his co-workers. They demonstrated the operation of a bare reactor which was used for the dose estimation of the A-bombs in Hiroshima and Nagasaki and is being used for dosimetry and neutron spectroscopy, etc. It was interesting that many pine trees surrounding the reactor has died or were dying while other kinds of trees were still living. The exposed neutron dose in this area has been estimated to be about several hundred rad.

I discussed with Dr. Auxier the dosimetry of neutrons by several kinds of dosimeter including A-bomb radiation dosimetry. Following this, dosimeters were discussed from a standpoint of accuracy and convenience: proportional counter; small proportional counter; threshold detector system; spectrometry; fluoroglass dosimeter; thermoluminescence dosimeter; nuclear emulsion technique.

Although space precludes mentioning all that was discussed, one unanswered problem was that according to their dosimetry, exposure dose from induced activity and fallout materials was negligible even though many people who entered the city after the A-bomb were injured. There should be some reason why they were injured, but I was told that the experiments do not show such result.

Dr. Hubbell showed me the pile reactors, linear accelerator, and Van de Graaff generator for heavy ion accelerations.

During my visit there, I was able to observe Dr. Higashimaru's experiment which is thermoluminescence dosimetry using roof tiles in Hiroshima and Nagasaki. At the present time, this method is not accurate enough for the dose estimation of the A-bomb, but it is very interesting as a method using activated Co^{60} in iron materials.

On 8,9 July 1965 I also visited the Biology Division at the Laboratory. First, I met Dr. M. F. Randolph with whom I discussed the conversion factor of 14 mev neutron for soft tissue. I expressed my question in the use of Dr. Randolph's data. However, we did not reach any conclusion about it. He showed me a Cock-Croft type neutron generator for biological use.

Next, I met Dr. D. G. Doherty to inquire of his progress in chemical protection. His opinion is entirely different from Dr. Shapiro's concerning the mechanism of protection and effective substance of AET in the body. I did not agree with Dr. Doherty's opinion completely, but I had

1965年7月6, 7日は **Oak Ridge National Laboratory** の保健物理部に線量測定部主任 Dr. J. A. Auxier, およびその共同研究者を訪ねた。ここでペアーリアクター(裸の原子炉)の運転を見学した。この原子炉は広島、長崎の原爆線量推定に利用されたもので、現在中性子線量測定、スペクトル分析などに利用されている。原子炉の周囲の多くの松は枯れているのに他の木は青々としていた。この領域の中性子線量はおおよそ数百ラドということであった。

筆者は Dr. Auxier と原爆放射線の線量測定を含む数種の線量計について話し合った。次にあげる線量計について精度、利便性からみた利点、および欠点についても考察した。1) 比例計数器, 2) 低線量用比例計数器, 3) スレスホールド系, 4) スペクトル分析, 5) 蛍光ガラス, 6) 熱ルミネッセンス, 7) 原子核感光剤による方法。

ここで討議したすべてについて述べることはできないが、疑問として残ったのは、Dr. Auxier らによって得られた線量測定のうちで誘導放射能や放射性降下物による線量は無視できるということであったが、原爆後入市した人が障害を受けているということである。なぜ障害を受けたか理由があると思われるが、実験からはそのようにはならないということであった。

Dr. Hubbell の案内で原子炉、線型加速器、重イオン加速ファンドグラフ発生装置を見学した。

Oak Ridge 滞在中 Dr. Higashimaru の実験、すなわち広島、長崎の屋根がわらを利用した熱ルミネッセンス線量計の実験を見学する機会を得た。現在のところ原爆の線量推定には十分な精度を与えないが、鉄材中の放射化した Co^{60} による方法と同様に興味がある。

1965年7月8, 9日同研究所の生物部門を訪れ、まず Dr. M. F. Randolph に軟組織に対する 14 mev 中性子のラド換算係数についての意見を求めた。Dr. Randolph が発表しているデータに対する筆者の疑問を述べたが、それに関してはなんら結論を得ることができなかった。続いて生物利用のためのコッククロフト型中性子発生装置を見学した。

Dr. D. G. Doherty には化学防護における最近の研究について尋ねた。化学防護剤の作用機構および体内の AET の有効物質に関しては Dr. Doherty の意見は Dr. Shapiro

an enjoyable time with a discussion of pharmaceutical, anoxic, freezing effect, etc.

In relation to the above study, I met Dr. Smith who is studying the effect of culture temperature on X-irradiated mouse bone marrow. I also met Dr. C. C. Congdon who explained secondary disease in exposed and then bone marrow transplanted animals.

Next, I met Dr. Darden to discuss the late effect of neutron irradiation including leukemia incidence, life shortening and lens opacities. Their study showed that relative biological effectiveness of neutrons was much greater for chronic radiation hazards than X-ray and γ -ray. In order to predict the effect of the A-bomb, these kinds of research must be continued.

On 12 July 1965 I visited the **Los Alamos Scientific Laboratory**. First, I met Dr. W. H. Langham, Director of Biological and Medical Research Division who explained the program of his division: Cellular Radiobiology; Molecular Biology; Biophysics; Mammalian Radiobiology; and Mammalian Metabolism, and arranged a meeting with the investigators in each section.

By Dr. Langham's arrangement, I met Dr. J. F. Spalding, Chief of Mammalian Radiobiology Section, who has reported the comprehensive study on the relative biological effectiveness of neutrons. I discussed with him the relationship between the type of energy transfer and biological effects which will lead us to studies on the essential mechanism of biological actions of ionizing radiations. He explained his most recent work concerning dose rate effect on lethality of mice exposed to fission neutrons and concept of effective residual dose and showed experimental animals under the late effect and recovery study.

Following this, I met Dr. C. R. Richmond, Chief of Mammalian Metabolism Section with whom I discussed computer use for filing biological data, which was interesting for me after the training I had received at Sloan-Kettering Institute. He showed me the operation of animal and human counters, and also promised to send a *Fortran* listing for their least squares curve-fit.

As the study on molecular and cellular biology has been initiated recently, as a result of increased emphasis on molecular and cellular level studies, the progress in this field was restricted to fundamental study. Dr. D. E. Peterson, Chief of Cellular Radiobiology Section, demonstrated the production of synchronized mammalian cells by film.

On 14, 15 July 1965 I visited the **University of California** at Los Angeles where I met Dr. B. Cassen, Emeritus

のそれと異なっていたが、化学防護剤の薬学的作用、毒性、凍結による効果などの討議は興味深いものがあった。

上記の研究と関連して、X線照射を受けたハツカネズミの骨髄における培養温度の影響について研究を続けている Dr. Smith, および照射後骨髄移植を受けた動物の2次障害について研究を行なっている Dr. C. C. Congdon と会った。

引き続き Dr. Darden と白血病誘発率、寿命短縮、白内障を含む中性子照射による後障害について意見をかわした。Dr. Darden らによると、慢性障害に対する中性子のX線、 γ 線に対する生物学的効果比は非常に大きいということであった。原爆によって生ずる晩発的障害を予測するためには、この種の研究が続けられねばならないだろう。

1965年7月12日、**Los Alamos Scientific Laboratory**を訪れ、まず生物医学部長 Dr. Langham に会い生物医学部の研究計画、すなわち、1) 細胞放射線生物学、2) 分子生物学、3) 生物物理学、4) 哺乳類に関する放射線生物学、および5) 哺乳類代謝について説明を受け、各部門の研究者と会うための手続きをお願いした。

Dr. Langham の紹介で哺乳類放射線生物学部門主任 Dr. J. F. Spalding と会った。Dr. Spalding は中性子の生物学的効果比に関して広範な研究を報告しているが、ここではエネルギー付与の形式と生物学的効果に関して討論した。この問題は放射線の生物作用機構解明の基本的なものである。続いて、最近の研究である核分裂中性子照射ハツカネズミの致死率に及ぼす線量率の影響と有効残存線量の概念について説明があり、さらに晩発効果と回復の研究を行なっている実験動物を見学した。

Dr. C. R. Richmond (哺乳類代謝部門主任) とは生物学的資料を整理するための電子計算機利用について意見をかわした。電子計算機使用は Sloan-Kettering 研究所で勉強して以来、興味がわいてきた問題である。動物および人間の全身放射線計測器の操作を見学し、最少2乗法曲線作製のための *Fortran* listing を送ってもらうようお願いした。

分子および細胞生物学は、この問題に関して重要性が強調され始めた結果として最近着手された分野で、主として基礎研究に絞られていた。同調された哺乳類細胞の生成を Dr. D. E. Peterson (細胞放射線生物学主任) にフィルムでみせてもらった。

1965年7月14、15日は、Los Angeles の **California** 大学を訪れ、核医学・生物学部生物物理部門名誉職員

Staff of Biophysics Division, Nuclear Medicine and Biology. They are studying the qualitative and quantitative analysis of fall-out materials using a filter paper and scintillation counter.

Next, I met Dr. G. V. Taplin with whom I discussed the chemical dosimetry of chloroform or other halogenated compounds for extremely low dose levels. There are no excellent chemical systems to measure the dose range interesting for biological studies. Halogenated compounds will be the best even though it is very difficult to prepare and treat.

After this, I met Mrs. J. L. Leitch, the wife of the late Dr. Leitch, who is continuing Dr. Leitch's studies. These studies have showed that some compounds emphasize the protective effect of main compounds, and the use of mixture of protective agents is hopeful for radiation therapy.

I also met Dr. N. S. MacDonald, Chief of Physics Section, Radiology who showed me the whole-body counter. He is measuring the radioactivity of visitors there and explained that radioactivity of the people from the East Coast in the United States is always higher than those from the West Coast. Since I had just come from the eastern part I was very interested, but unfortunately, I did not have time enough to measure radioactivity in my body.

On 19 July 1965, I visited the **U.S. Naval Radiological Defense Laboratory** and met Dr. L. J. Cole, Chief of Experimental Pathology, who used to study the relative biological effectiveness of neutrons by means of DNA contents. The study program depends on the staff and now they are conducting studies concerning hematological problems such as bone marrow transplantation, and chemical protection. They have discovered new protective agents which was not reviewed. In general, most of the protectors are effective for small rodents such as mice and rats, but ineffective for large animals such as dogs and monkeys.

According to Dr. Cole, their agent is effective for dogs and has a possibility for use in man. I was not able to meet Dr. Ainsworth who was in the hospital.

During my visit to San Francisco, I visited **Lawrence Laboratory, UCLA** to meet Dr. Lawrence who arranged a meeting with Dr. N. Oda, research fellow from Japan. Dr. Oda guided me to observe the Laboratory including a cyclotron with which new elements were discovered.

Dr. B. Cassen に会い、放射性降下物を濾紙に吸着させ、シンチレーションカウンターによる定量的、定性的研究の説明を受けた。

次に Dr. G. V. Taplin とクロロホルムその他のハロゲン化合物による低線量領域の化学線量測定について討論した。生物学の研究に重要な線量域を測定することができるとすぐれた化学線量計は現在のところみだされてはいない。ハロゲン化合物は調製、取り扱いに難点はあるが最良のものといえよう。

続いて故 Dr. Leitch の夫人で夫君の仕事を継続して行なっている Mrs. J. L. Leitch に会った。この研究は、主化合物の防護効果を強める副化合物があり、混合化学防護剤の使用が放射線治療へ利用できる可能性を示している。

放射線科物理部門主任 Dr. N. S. MacDonald に全身放射線計測器をみせてもらった。博士はこの研究室を訪れる人の放射能測定を続けており、米国の東海岸地方から来た人が西海岸の人より常に高い放射能をもっていると語った。筆者は東部より来たばかりで興味があったが測定をしてもらう時間がなかったのは残念であった。

1965年7月19日米国海軍放射線防護研究所 (U. S. Naval Radiological Defense Laboratory) に Dr. L. J. Cole (実験病理学主任) を訪ねた。博士はDNA含有量による中性子の生物学的効果比の研究を報告しているが、研究内容は研究員によって変わり、現在骨髄移植のような血液学や化学防護の研究が続けられていた。明らかにしてももらえなかったが、新しい防護剤の発見がなされていたようである。一般に大部分の防護剤はハツカネズミ、大黒ネズミなどの小齧歯類には有効であるが犬や猿のような大きい動物には無効である。

博士によると、この防護剤は犬に有効で人間への使用の可能性をもっている。Dr. Ainsworth に会う予定であったが、病気入院中で会えなかった。

San Francisco 滞在中、**UCLA の Lawrence Laboratory** を訪れ、Dr. Lawrence の紹介で日本からの研究者である Dr. N. Oda と会い、新しい元素の発見がなされたサイクロトロンを含め、研究所の見学の案内をしてもらった。

SPECIFIC TOPICS COVERED AT U.S. INSTITUTIONS WHICH MAY BE APPLIED TO WORK AT ABCC

The study of energy distribution made at the Sloan-Kettering Institute does not relate directly to our dosimetry program at the present time, but this knowledge is particularly important for the accurate estimation of bone marrow dose and also necessary to convert exposure to absorbed dose, which is more meaningful than exposure. In this study, I participated mainly in the corrections and calculations of raw data which had been obtained with a scintillation spectrometer. An electronic computer was used. The knowledge of computer programming, which I obtained through this work will be important for the dosimetry study at ABCC. We have estimated the gonadal and bone marrow dose of patients surveyed in 1962. Similar surveys have been carried out more comprehensively for 1 year from 1963 to 1964 and will be continued. A survey was also conducted of the period since the A-bombs in 1945 to 1963 in Hiroshima and Nagasaki. It is difficult to calculate the doses of all cases by hand, and there is a possibility of making some mistakes during the calculations. We plan to use the electronic computer at ABCC for these studies. I believe that the knowledge gained at Sloan-Kettering Institute will help our future studies.

The experience of calibrating the Memorial chambers gave me an opportunity to become familiar with the chamber, and I will be able to calibrate the chambers which we are now using at ABCC myself, without sending them to Sloan-Kettering Institute. The calibration at Sloan-Kettering Institute requires at least 2 months including shipping and in the past the calibrated chambers and meters have sometimes been damaged during shipment. We can thus avoid such wastage of time in the future.

The thermoluminescence dosimeter has become very popular recently because of its principal advantages of its independence on photon energy, its large useful range and its flexibility over other available dosimeters. The Memorial chamber is an excellent ionization chamber for use in diagnostic dosimetry, but it is too large to measure the dose at points within marrow cavities of certain bones, such as ribs, sternum, etc., when one might use more than one chamber in a small field. The Memorial chambers are relatively free of energy dependence¹⁴ but the LiF thermoluminescence system I used was even less so. By comparison with the fluoroglass dosimeter, the thermoluminescence dosimeter has many advantages such as to energy dependence and detectable dose range. We will not employ this system at the moment but would like to take it into consideration for future use.

米国の研究所が扱っていて ABCC の研究に応用できる可能性のある特殊な項目

Sloan-Kettering 研究所で行なったエネルギー分布の研究は、現在のところ ABCC の線量測定計画に直接関連はしていないが、この知識は骨髄線量の正確な推定に特に重要であり、また照射線量より重要な意味をもっている吸収線量に換算する時に必要である。この研究では筆者はシンチレーション スペクトロメーターで得られたデータの補正と計算に参加した。研究には電子計算機を使用した。本研究によって得た電子計算機のプログラミングに関する知識は ABCC の線量測定研究に重要であると思われる。われわれは1962年に調査された患者の骨髄、生殖腺線量の推定を行なった。同様な調査が1963年から1964年の1年間にわたり、より広範に実施されているし、またこれから続けられるであろう。また原爆投下の1945年から1963年にわたる期間、広島・長崎における調査が行なわれた。すべての検査の線量を手動により計算することはきわめて困難で、かつ計算中誤りをおかす危険性がある。そこでわれわれはこれらの計算に電子計算機を導入することを計画している。筆者が Sloan-Kettering 研究所で得た知識は将来の研究の手助けとなるであろう。

Memorial チェンバーの校正を経験したことは、チェンバーをよく知る機会となった。将来は Sloan-Kettering 研究所に送らずに ABCC で校正することができると思われる。Sloan-Kettering 研究所に校正を依頼すると、郵送の日数も含めて少なくとも2か月は要するし、時として郵送中に破損したことが過去においてあった。このような時間の浪費をなくすることができる。

熱ルミネッセンス線量計は他の線量計に比べてエネルギー依存性が小さいこと、測定範囲が大きいこと、また型が可変であるという特長をもっているため、近年非常に利用されはじめている。Memorial チェンバーは診断用 X 線の測定に使用する場合優秀な線量計であるが、小さな照射野内において、1つ以上のチェンバーを使用しようとする場合、特定の骨、たとえば肋骨、胸骨などの骨髄腔内線量を測るにはあまり大きすぎる。Memorial チェンバーの依存性も比較的小さいが、¹⁴ LiF 熱ルミネッセンス線量計のそれはより小さい。蛍光ガラスと比較した場合でも熱ルミネッセンス線量計はエネルギー依存性、検出可能線量域などで多くの利点をもっている。われわれはこの系を直ちに使用する考えは現在のところないが、将来においては使用することを考慮したい。

At the U.S. Public Health Service, Johns Hopkins University, Emory University and Roswell Park Memorial Institute, X-ray film is being used for dosimetry, quality determination, and other related studies. In general, the ionization chamber is better for dosimetry than X-ray film, because X-ray film has a large energy and directional dependency, and it is possible to introduce an error during processing, etc. Another disadvantage is that X-ray film cannot be used in light. However, in some cases, X-ray film gives better results and is convenient, particularly in the measurements of output and quality of X-ray machines in outside hospitals and clinics. We have tried to measure the output and quality of X-ray machines in Hiroshima and Nagasaki using an ionization chamber but have never obtained good results because the chamber and electrometer did not work well under high humidity and temperature.

We will not be able to obtain reliable exposure doses without correct estimation of the output and quality which significantly influence the exposure dose. I will initiate a basic study concerning the above technique.

At the Sloan-Kettering Institute, the dosimetry of diagnostic X-ray examination and the study on bone marrow weight and structure have already been finished. The quality measurement of diagnostic X-ray and the study of radiation effect on bone marrow was being carried out when I was there.

Since we designed our dosimetry study according to their techniques and chamber, the methods are essentially the same except for the calculation of marrow dose from measured data with phantom and outside beam. Our method is more complicated and should be more accurate than their method. They have never based their work on patient surveys and hospital surveys such as ours. We surveyed patients first and then visited the hospitals and clinics indicated by the patient to obtain exposure sites and parameters. We are employing our present method for bone marrow dose estimation in order to obtain better accuracy in surveys and dosimetry. Some doctors at Sloan-Kettering Institute expressed the opinion that our method may be designed to obtain too great an accuracy for the estimation of exposure dose from X-ray examinations, in view of other larger errors, such as in survey data, but they agreed that it is important to determine exposure dose as accurately as possible. We hope that our data concerning bone marrow and gonadal dose can be used by other investigators without question of accuracy.

The method which is being employed by Dr. Morgan et al (Johns Hopkins University) will give even more accuracy than ours. When I visited the University, they had just

米国公衆衛生局, Johns Hopkins 大学, Emory 大学, Roswell Park Memorial Institute でX線フィルムが線量, 線質決定その他の研究に利用されていた。一般的にいうと、電離槽の方がX線フィルムより線量測定には適している。というのはX線フィルムはエネルギーおよび方向依存性が大きく、かつ現象などの過程で誤差ははいる可能性がある。X線フィルムのもう1つの欠点は、光の中で取り扱えないことである。しかしながらX線フィルムがよりよい結果を与え、かつ便利な場合がある。特に外部の病医院のX線装置の出力および線質の測定においてそうである。われわれは広島・長崎におけるX線装置の出力と線質を電離槽によって測定しようと試みたが、湿度および温度が高く、満足すべき結果が得られなかった。

出力、線質は照射線量に大きく影響するので、この測定なしでは信頼できる照射線量を得ることは不可能である。上記の手技に関する基礎研究に着手する予定である。

Sloan-Kettering 研究所では、診断用X線検査の線量測定、骨髄重量および構造の研究はすでに完了していた。筆者が滞在中は診断用X線の線質測定および骨髄に対する放射線の影響の研究が行われていた。

われわれは線量測定の実験手技、チェンバーなど Dr. Epp らに従って計画したので、方法はファントムで得られたデータから骨髄線量の計算および散乱線の計算を除いて本質的に同じである。われわれの方法はより複雑であり、より正確な値を与えるはずである。Dr. Epp らの方法はわれわれのように患者の調査、病院調査に基づいたものではない。ABCCではまず患者を調査し、患者によって指示された病医院进行を訪問し、照射部位および条件を調査した。調査および線量測定においていっそう正確を期すために、現在の骨髄線量推定法を採用した。Sloan-Kettering 研究所のある博士はわれわれの方法は、X線検査の照射線量推定には、他の大きな誤差、たとえば調査資料などの点から考えて、あまりに正確すぎるという意見をもっていたが、できるだけ正確に照射線量を決定することは重要であるという点で一致した。われわれは骨髄、生殖腺の線量に関するわれわれのデータを他の研究者が精度の点でなんの疑問もなく利用できるように望んでいる。

Dr. Morgan ら (Johns Hopkins 大学) によって採用されている方法は、われわれのものよりもっと正確な値を与えられと考えられる。筆者が大学を訪れたときは装置の配

finished setting the instruments up and preliminary experiments were being carried out. Therefore, I could not see the actual data. We will be able to see them later and to compare them with our data.

At the institutes I visited, I discussed and received explanations of the dosimetry of neutrons, protons and therapeutic X-rays, relative biological effectiveness, chemical protection, and general radiobiology. These subjects are not related directly to our dosimetry program of medical use of X-rays, but they are important because of the final purpose of the dosimetry study in clarification of the 'dose-effect' relationship of survivors.

SUMMARY

In summary, I can say that my trip to United States was very profitable, not only in gaining knowledge and experience in techniques and methods which will assist me in my work at ABCC, but also in the way of observations which will be generally useful in my work as a physicist and chemist interested in radiation biology. I am also grateful for the many friends and acquaintances I made at the institutions where I worked and visited.

A complete series of my monthly reports, ten in number, is included. A protocol which describes the major portion of my future work in dosimetry has been drawn up and approved for implementation in January 1966—ABCC Research Protocol 3-66, Dosimetry, Diagnostic Medical X-ray; Based on Survey of ABCC Subjects and of Community Hospitals and Clinics, Hiroshima and Nagasaki.

置がちょうど完成し予備的研究が行なわれはじめていた。それゆえ実際のデータを見ることができなかったが、将来それを見ることができるであろうし、われわれのデータと比較することができるであろう。

筆者が訪れた研究施設では、上記のほかに中性子、陽子、治療用X線、生物学的効果比、化学防護および放射線生物学一般について討議したり、また説明を受けたりした。これらはわれわれの医療用X線の線量測定計画に直接関係はしていないが、線量測定の最終目的である線量—効果関係の確立に重要である。

要 約

結論として、筆者の米国における旅行は非常に有益であったといえる。これはABCCにおける研究の助けとなる手技、方法における知識の習得や経験を得たのみでなく、放射線生物学に興味をもつ物理化学研究者としての筆者の仕事に有益な見学ができた。また筆者が働き、訪問した研究所において得た多くの知人、友人に厚く感謝する。

米国滞在中の月報10報をまとめたものを付する。将来の線量測定における主要部分を述べた研究計画書を作成し、それは1966年1月に承認された（ABCC研究計画書3—66、広島・長崎におけるABCC対象者および地元病医院の調査に基づく診断用X線の線量測定）。

REFERENCES

参考文献

1. YOSHINAGA, H: Report of dosimetry problems and summary of a visit to U.S. scientific establishments. ABCC TR 11-64
(線量測定の諸問題に関する報告および米国の研究機関への出張報告)
2. CORMACK DV, DAVITT WE, et al: Spectral distributions of 280 kvp X-ray. Brit J Radiol 31:565-70, 1958
(280 kvp X線のスペクトル分布)
3. CORMACK DV, GRIFFITH TJ, JOHNS HE: Measurement of the spectral distribution of scattered 400kvp X-rays in a water phantom. Brit J Radiol 30:129-35, 1957
(水ファントム中における400 kvp X線の散乱線スペクトル分布の測定)
4. CORMACK DV, BURKE DG: Spectral distributions of primary and scattered 140 kvp X-rays. Radiology 74:743-52, 1960
(140 kvp X線の直接線、および散乱線のスペクトル分布)
5. HETTINGER G, STARFELT N: Bremsstrahlung spectra from roentgen tubes. Acta Radiol 50:381-94, 1958
(X線管球からの制動放射線スペクトル)

6. HETTINGER G, STARFELT N: Scintillation spectrometry of continuous Gamma- and X-ray spectra below 1 mev. Arkiv for Fysik 14:497, 1959
(1 mev 以下の連続ガンマ線およびX線スペクトルのシンチレーションによる分析)
7. HETTINGER G, LIDEN K: Scattered radiation in a water phantom irradiated by roentgen photons between 50 and 250 kev. Acta Radiol 53:73-92, 1960
(50 kev から 250 kev の間のX線の水ファントム中の散乱線)
8. SKARSGARD LD, JOHNS HE: Spectral flux density of scattered and primary radiation generated at 250 kv. Radiat Res 14:231-60, 1961
(250 kv の管電圧で発生するX線の散乱線および直接線のスペクトル分布)
9. EPP ER, WEISS H: Experimental study of the photon energy spectrum of primary diagnostic X-ray. Phys Med Biol 11:225-38, 1965
(診断用X線の光子エネルギー分布の実験的研究)
10. JOHNS HE, FEDORUK SO: Depth dose data, 75 kvp to 140 kvp. Brit J Radiol 26:32-7, 1953
(深部線量データ, 75 kvp から 140 kvp)
11. JOHNS HE, HUNT JW, FEDORUK SO: Surface back-scatter in the 100 kv to 400 kv range. Brit J Radiol 27:443-8, 1954
(100 kv から 400 kv 範囲におけるX線の表面後方散乱)
12. SCHULMAN JH, ATTIX FH, et al: New thermoluminescent dosimeter. Rev Sci Instrum 31:1263-9, 1960
(新しい熱ルミネッセンス線量計)
13. CAMERON JR, ZIMMERMAN D, et al: Thermoluminescent radiation dosimetry utilizing LiF. Health Phys 10:25-9, 1964
(LiFによる熱ルミネッセンス線量計)
14. GARRETT R, LAUGHLIN JS: A diagnostic X-ray exposure dose chamber. Health Phys 2:189-94, 1959
(診断用X線の線量測定用チェンバー)

MONTHLY REPORTS

AUGUST 1964

Dr. Epp has given me four research projects at the Sloan-Kettering Institute in which I can participate to gain experience: Scattered diagnostic X-ray spectra; Betatron scattered electron spectra; Calibration of Memorial ionization chamber; Miscellaneous.

First two projects are presently being pursued by Dr. Edward Epp and his collaborators. The third entails working in the Standardization Laboratory.

The degree of my participation in these projects will depend on the period of my stay at the Sloan-Kettering Institute, since it may be desirable to spend some time at the Radiological Health Laboratory of the U.S. Public Health Service in Rockville.

Dr. Wolff will come to the Institute to discuss my overall plan in the United States with Dr. Epp and Dr. Laughlin. After the discussion, Dr. Epp shall decide on my final schedule at this laboratory. Dr. Wolff will be at Sloan-Kettering Institute sometime during the week of 5 October 1964.

月 報

1964年 8 月

Dr. Epp は Sloan-Kettering 研究所において参加できる4つの研究題目を筆者に与えた。すなわち、1) 診断用X線の散乱スペクトル、2) ベータトロンの散乱電子線スペクトル、3) Memorial チェンバーの校正、4) その他、の4つである。

最初の2つの課題は Dr. Edward Epp および共同研究者によって現在研究中である。第3の題目は Standardization Laboratory において実験を行なう。

筆者がどの程度これらの研究に参加できるかは Sloan-Kettering 研究所において研究する期間に依存している。というのは米国公衆衛生局の放射線保健研究室においてある期間を費すことが望ましいからである。

Dr. Wolff が本研究所を訪れ Dr. Epp と Dr. Laughlin に米国における筆者の全般にわたる計画を話し合う予定である。この話し合いののち、Dr. Epp は本研究室における最終的予定を決定すると思われる。Dr. Wolff の Sloan-Kettering 研究所への来所は1964年の10月5日ごろの予定である。

At the present time, therefore, I am participating in computer analysis of scattered diagnostic X-ray spectra, which have been experimentally determined here. The research of scattered diagnostic X-ray spectra is closely related to that of primary diagnostic X-ray spectra which have been studied by Dr. Epp and Mr. Herbert Weiss. These fundamental data allow precise determination of absorbed dose from diagnostic X-ray examinations and have other applications as well.

In order to understand the details of this investigation, I have made an effort to study under the direction of Dr. Epp and his collaborators, and to read reference books. The main references which I have read are:

1. EPP ER, WEISS H: Experimental study of the photon energy spectrum of primary diagnostic X-ray. (In press)
(診断用X線の光子エネルギー分布の実験的研究)
2. SKARSGARD LD, JOHNS HE: Spectral flux density of scattered and primary radiation generated at 250 kv. Radiat Res 14:231, 1961
(250 kvの管電圧で発生するX線の散乱および直接線のスペクトル分布)
3. LIDEN K, STARFELT N: Scintillation spectrometry of continuous X- and γ -ray spectra below 1 mev. Arkiv Fysik 7(36), 1953
(1 mev以下の連続X線, ガンマ線のシンチレーション・スペクトロメトリー)
4. LAUGHLIN JS et al: Annual Progress Report to US Public Health Service, 1962
(米国公衆衛生局への年次報告, 1962年)
5. McCracken DD: Fortran (A Guide to Programming)
(Fortran — プログラミング案内書)

Experimental data on scattered diagnostic X-ray spectra have already been obtained. These spectral data are being corrected for various effects. An outline of the study is as follows:

Measurement of Scattered Spectra Pulse height distributions of scattered X-rays with given tube voltages, scattering angles, depths and field sizes were obtained with the use of a multi-channel scintillation spectrometer equipped with a sodium iodide (NaI) scintillator (Figure 1, page 3).

Correction for Non-linear Response of NaI(Tl) Energy-Pulse Height Relationship Spectra obtained with the scintillation spectrometer must be corrected for non-linearity between pulse-height and photon energy. This relationship is not linear at either low and high energies of the diagnostic X-ray region. Therefore when pulse heights are converted to photon energy, it is necessary to determine accurately this non-linear response of the NaI crystal using standard

それゆえ、現在実験的に決定されている診断用X線の散乱線スペクトルの電子計算機による分析に参加している。散乱X線スペクトルの研究はDr. Epp, Mr. Herbert Weissによってなされた診断用X線の直接線スペクトルの研究と密接な関係をもっている。この基礎的データはX線による検査によって受ける吸収線量の正確な決定、および他の研究に利用できる。

この研究の詳細を理解するために、Dr. Epp およびその共同研究者の指導の下に研究につとめ、また参考となる本を読んだ。おもな参考文献は次のとおりである。

診断用X線の散乱スペクトルの実験的データはすでに得られている。これらのスペクトルを種々の影響に対して補正する作業がなされている。研究の概要は下記のとおりである。

散乱スペクトルの測定 一定の電圧、散乱角、深さおよび照射野の散乱X線の波高分布はヨウ化ナトリウム (NaI) をシンチレーターとしてもつ多重チャンネルのシンチレーション・スペクトロメーターにて測定された (3 ページ, 図1 参照)。

NaI(Tl)のエネルギー・波高関係の直線からのずれに対する補正 シンチレーション・スペクトロメーターで得られたスペクトルは波高—光子エネルギーの間の直線からのずれに対する補正をしなければならない。この関係は診断領域X線の高いエネルギーおよび低いエネルギーの両方において直線からのずれがみられた。それゆえ波高値を

non-linear response of the NaI crystal using standard radiation sources of which energies of radiation emitted are known.

Correction for Iodine K-X-ray Escape and Energy Resolution
The distortion introduced by the spectrometer on incident spectra can be limited to two effects, iodine K-X-ray escape and resolution smearing. The shape of the photopeak in the diagnostic X-ray region was found to be very closely Gaussian. Calibration of these effects may be performed by the use of matrix algebra method.

The final spectrum at a given energy, depth and field size may be obtained by integration over scattering angles from 0 to π radian. An electronic computer is being used to perform the calculations.

If a computer can be used for the calculation of gonadal dose and bone marrow dose from diagnostic X-ray examinations which we are doing in ABCC, it would be very helpful. I think that my gaining some computer experience in the projects described above may eventually be applicable to the estimation of such doses in the future. I have not yet reached a conclusion as to whether or not the computer may be useful for dose calculation at ABCC. As Dr. Russell will send a draft of dosimetry which was done in ABCC, I would like to discuss this draft with Dr. Epp and his collaborators from several points of view, including the possibility of using a computer in the future.

Recently I have worked out the calibration of pulse-height and photon energy from the data of standard spectra of Cd-109 Ag X-ray, Cd-109 γ -ray and Pb-210 γ -ray, and prepared punch cards of photon numbers in scattered diagnostic X-ray spectra. These are necessary for the calibration of measured spectra by the computer. I expect to become involved in all aspects of this analysis.

This fall I expect to be working in the Standardization Laboratory where I will specifically study the response characteristics of the Memorial Diagnostic Ionization Chamber. I will calibrate a number of these chambers over the half-value-layer range from 0.3 mm of aluminum to about 4 mm of aluminum. I will also study their dose-rate and directional response.

SEPTEMBER 1964

As already mentioned in a previous report, the true spectrum of scattered diagnostic X-rays in a water phantom is being made by correction of scintillation spectrometer data for non-linear response of the NaI (TI) crystal, iodine K-X-ray escape and energy resolution.

光子エネルギーに換える場合、エネルギーのわかっている放射線を放出する標準の放射線を用いて、NaI 結晶の非直線的反応を正確に決定する必要がある。

ヨードK-X線損失および分解能に対する補正 入射する放射線のスペクトルがスペクトロメーターによって変形する原因は2つの影響に限定することができる。すなわち、ヨードK-X線の損失と分解能である。診断領域のX線における光電ピークの形はガウス分布に非常に近いことがみだされている。これらの影響に対する補正はマトリックス代数学によって行なうことができる。

一定のエネルギー、深さ、照射野における最終的なスペクトルは0から π ラジアンにわたる散乱角について積分することによって得られる。この計算には電子計算機が利用されている。

もし、ABCCでわれわれが行なっている診断用X線検査による生殖腺、骨髓線量の計算に電子計算機が利用できれば非常に有益である。上述した研究において電子計算機の使用に関する経験を得ることは、将来ABCCの線量推定に適用できると考えられる。筆者は現在のところABCCの線量計算に電子計算機が利用できるかどうか結論に達していない。Dr. RussellがABCCで行なった線量測定の内容を送付する予定であるので、その草稿が到着しだい、将来の電子計算機の使用の可能性を含めて若干の観点から Dr. Epp およびその共同研究者と討議したい。

最近行なった仕事としては、Cd-109のAg X線、Cd-109の γ 線、Pb-210 γ 線の標準スペクトルのデータに基づいて波高値と光子エネルギーの校正、および診断用X線の散乱線スペクトルの光子数をパンチカードに移した。これらは電子計算機による測定されたスペクトルの校正に必要である。筆者はこの分析のすべてについて参加する予定である。

今秋 Standardization Laboratory で Memorial 診断X線用チェンバーの特性を調べる予定である。この校正は半価層0.3 mmから4 mmアルミニウムのX線について行ない、同時に線量率および方向依存性について研究する予定である。

1964年9月

前報において述べたごとく、水ファントム中の散乱X線の測定されたスペクトルについて、NaI (TI) 結晶の非直線的反応、ヨードK-X線損失、および分解能に対して校正を行ない真のスペクトルを得る計算がな

The final energy spectrum of scattered radiation at a point in the medium is obtained by integration over scattering angles from 0 to π radians.

The spectrum of scattered radiation may be presented as a distribution in exposure dose per unit energy interval as a function of photon energy by multiplying the ordinates of curves by various factors giving the dose in roentgens per photon per cm^2 at various energies.

The program to execute the above calculations using an electronic computer consists of five items which are interpolation, iteration, integration, conversion and normalization programs. Interpolation, iteration and integration programs have been worked out by Mr. H. Weiss and Mr. M. Chapko, and according to these programs, I am now executing the calculation of spectra using a computer and graphs of true spectra obtained. From these graphs, photon numbers which are necessary for conversion are read off and then punched on cards.

The conversion program was made by the author and was confirmed to be correct by a sample calculation (the value obtained by using a computer agreed with that obtained by manual calculation). The program is shown below:

れている。水中のある点における散乱線の最終のエネルギー スペクトルは散乱角 0 から π ラジアンにわたって積分することによって得られる。

種々のエネルギーについて cm^2 当たり光子当たりのレントゲンで表わされる線量を与える因子を、分布曲線の縦軸に乗じて行なうことによって、散乱線のスペクトルは光子エネルギーの関数として単位エネルギー間隔当たりの照射線量の分布として表わすことができる。

電子計算機使用によって上述の計算を行なうプログラムは5つの項目より成る。すなわち、内挿、繰り返し、積分、換算および標準化プログラムである。内挿、繰り返し、積分はすでに Mr. H. Weiss と Mr. M. Chapko によって作製されている。これらのプログラムに従って筆者は電子計算機による計算の実施および得られた真のスペクトルのグラフを作製している。これらのグラフから換算に必要な光子数を読みとり、パンチカードに穿孔した。

換算プログラムは筆者が作製し、試験的計算によって正しいということが確かめられた(電子計算機によって得られた値と手計算した値が一致した)。プログラムを下記に示す。

Conversion program 換算プログラム

```
DIMENSION RO(54), U(54)
DIMENSION SP(54), SS(54), SB(54)
DIMENSION SA(54)
DIMENSION A(54), B(54), C(54), D(54)
READ 100, RO
100 FORMAT (8F10.2)
READ 101, U
101 FORMAT (10F8.3)
DO 70, I=1,3
READ 102, ENG
102 FORMAT (F10.0)
SUM1=0.0
READ 104, SP
104 FORMAT (8F10.0)
DO 71, N=1, 54
A(N)=RO(N) × SP(N) × 1.E-11
71 SUM1=SUM1+A(N) × 2.
PRINT 200, SUM1
200 FORMAT (2X, 6H SUM1=, E 14.8)
DO 80, J=1.3
READ 300, DEPTH
300 FORMAT (F 10.0)
SUM 2=0.0
DO 72, N=1,54
B(N)=RO(N) × SP(N)/EXPF(U(N) × DEPTH) × 1.E-11
```



```

72 SUM 2 = SUM 2 + B(N) * 2.
   PRINT 201, SUM 2
201 FORMAT (2X, 6H SUM 2 =, E14.8)
   SUM 3 = 0.0
   READ 103, ENGY, DEPTH, FIELD
103 FORMAT (3F10.0)
   READ 104, SS
   DO 73, N = 1, 54
   C(N) = RO(N) * SS(N) * 1.E - 11
73 SUM 3 = SUM 3 + C(N) * 2.
   PRINT 202, SUM 3
202 FORMAT (2X, 6H SUM 3 =, E14.8)
   SUM 4 = 0.0
   READ 104, SB
   DO 74, N = 1, 54
   D(N) = RO(N) * SB * 1.E - 11
74 SUM 4 = SUM 4 + D(N) * 2.
   PRINT 203, SUM 4
203 FORMAT (2X, 6H SUM 4 =, E14.8)
   PRINT 205, ENGY, DEPTH, FIELD
205 FORMAT (2X, 8H ENGY =, F10.1, 9H DEPTH =, F10.1,
           9H FIELD =, F10.1)
   PRINT 206, (N, A(N), B(N), C(N), D(N), N = 1, 54)
206 FORMAT (2X, I2, 4E14.8)
   PAUSE
80 CONTINUE
70 CONTINUE
   STOP
   END

```

Where RO: roentgen number per photon; U: absorption coefficient, SP: primary spectrum; SA: attenuated spectrum at a given depth; SS: total scattered spectrum with a given depth and field size; SB: back scattered spectrum for a given depth and field size; A(N), B(N), C(N), and D(N): roentgens number for primary photons, attenuated photons, total scattered photons and back scattered photons, respectively; N: $2N + 4$ is equal to energy in kev.

A normalization program is being constructed and it will be compiled and executed in the next month. In addition to this I am participating in the measurement of scattered spectra of betatron electron beams in a water phantom. Preliminary spectral data by using NaI (Tl) scintillator have already been obtained. At the present time, the preliminary experiment is being performed by using a plastic scintillator instead of NaI (Tl) crystal.

OCTOBER 1964

The execution of interpolation and iteration programs to obtain true spectra (iterated spectra), and that of integration program have been carried out this month.

ここで RO: 光子当たりのレントゲン数, U: 吸収係数, SP: 直接線スペクトル, SA: 一定深部における減弱した直接線のスペクトル, SS: 一定深部, 照射野における全散乱線スペクトル, SB: 一定深部, 照射野における後方散乱スペクトル, A(N), B(N), C(N), D(N): それぞれ直接線, 減弱直接線, 全散乱線および後方散乱線のレントゲン数, N: $2N + 4$ が kev で表わされたエネルギー.

標準化のプログラムは現在作成中である。これは来月には試験され計算を実施する予定である。この研究に加えて、筆者は水ファントム中におけるベータトロン電子線の散乱スペクトルの測定に参加している。NaI(Tl)シンチレータを用いた予備的スペクトルデータはすでに得られている。現在 NaI(Tl)結晶の代わりにプラスチック蛍光体を用いる予備実験が行なわれている。

1964年10月

真のスペクトルを得るための内挿、繰り返しおよび積分のプログラムの実施を終了した。

The program for the conversion of photon spectra to roentgen spectra has already been described in a previous report. According to this program which has been changed slightly, the execution has been performed and graphs of converted spectra have been made.

The final program for the correction of spectra is that of normalization. Spectra described hitherto are expressed in relative units. The spectra must be converted from the normalized 10R roentgen distribution directly to photon number. This conversion gives the absolute photon number distribution for the primary, scattered and backscattered spectra for the normalized dose of 10R in the medium. Spectra expressed in the absolute unit are called normalized spectra.

Normalization factors were calculated from depth dose tables of direct beam and those of scattered beam which have been reported by Johns et al.*

Roentgen spectra in absolute units may be obtained by multiplying the normalization factors by the relative roentgen spectra, and normalized photon spectra may be obtained by converting normalized roentgen spectra to photon spectra. The normalization program has been worked out and necessary data for the program were punched out on cards. This gave me good practice for programming since it was more complicated than the conversion program.

When the normalization program is completed, almost all of the calculations of the scattered diagnostic X-ray spectra in a water phantom will be finished.

The block diagram of the normalization program is shown on page 41.

At the present time, betatron scattered electron spectra in a water phantom are being measured using a method similar to the measurement of scattered diagnostic X-ray spectra, which has been shown in a previous report. Scattered electron spectra must be corrected and calibrated by a treatment similar to that of diagnostic X-ray spectra. These corrections and calibrations may be performed by similar programs, as a rule.

In the above calculations, the integration of seven spectra at scattered angles of 20, 40, 60, 80, 100, 120, and 140°

光子スペクトルをレントゲン スペクトルに変えるプログラムについては、先報においてすでに述べた。このプログラムを少しばかり修正し、計算を実施し、換算スペクトルのグラフを作製した。

スペクトル校正の最終のプログラムは基準化である。これまで述べたスペクトルは相対的な単位で表わされている。このスペクトルは10Rに基準化されたレントゲン スペクトルから直接光子数に変換されねばならない。この変換では水中のある点における線量を、10Rに基準化された直接線、散乱線および後方散乱スペクトルについて絶対的光子分布として与えられる。絶対単位で表わされたスペクトルを基準化されたスペクトルと呼ぶ。

基準化に必要な因子は Johns らによって報告されている直接線および散乱線の深部線量表から計算された*。

絶対単位のレントゲン スペクトルは相対的レントゲン スペクトルに基準化のための因子を乗ずることによって得られ、基準化された光子スペクトルは、基準化されたレントゲン スペクトルを光子スペクトルに変換することによって得られる。基準化プログラムはすでに作製され、必要なデータはカードに打たれた。このプログラムは前述の変換プログラムより複雑であったので、プログラミングのよい練習となった。

基準化のプログラムが終了すれば、水ファントム中における診断用X線の散乱スペクトルの計算の大部分を終了することになる。

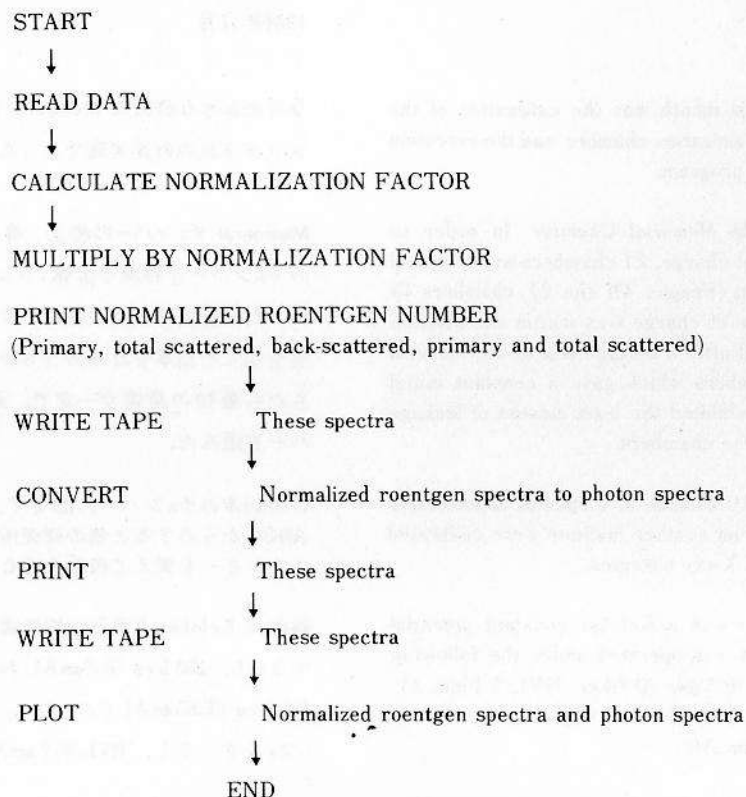
基準化プログラムのブロック図を41ページに示す。

現在、水ファントム中におけるベータトロン散乱電子線スペクトルの測定が、診断用X線の散乱線スペクトルの測定で示したような方法で行なわれている。散乱電子線スペクトルも診断用X線スペクトルと同じような方法で、補正または校正されねばならない。これらの補正、校正は原則として、前述のプログラムと似たプログラムで実施することができる。

上述の計算で、一定の深さ、照射野、エネルギーにおいて散乱角20, 40, 60, 80, 100, 120 および 140°について

*JOHNS HE, EPP ER, FEDORUK SO: Depth dose data, 75 kvp to 140 kvp. Brit J Radiol 26:32, 1953
(深部線量データ, 75 kvp から 140 kvp)

JOHNS HE, HUNTER JW, FEDORUK SO: Surface back-scatter in the 100 kv to 400 kv range. Brit J Radiol 27:447, 1954
(100 kv から 400 kv 範囲における表面後方散乱)



with a given depth, field size and energy has been done after the iteration of each spectrum. However, the execution of the iteration program took a large amount of computer time. If the same final spectra will be able to be obtained by the iteration after integration of seven spectra, the running time of the computer could be greatly shortened. In order to confirm whether this method gives the correct data or not, I will alter the iteration and integration programs to integrate the uncorrected spectra first, and then iterate the integrated spectra.

I expect to be working on the calibration of the Memorial diagnostic ionization chamber in the Standardization Laboratory next month in parallel with the preparation of programs, execution of these calculations, and participation in the measurement of betatron scattered electron beam.

In the Standardization Laboratory, the calibration of Memorial chambers which belong to ABCC in Japan is being performed against a free air chamber. It is very interesting for me to participate in the calibration of the chambers because I expect to use these chambers in Japan.

ての7つのスペクトルの積分は、各スペクトルの繰り返し計算のちに行なった。しかし、繰り返しプログラムは電子計算機の使用が長時間必要であった。もし7つのスペクトルの積分のあとで、繰り返し計算を行なうことでも同じ最終的スペクトルを得ることができるならば、電子計算機の使用時間を著しく短縮することができる。この方法が正しいデータを与えるかどうかを確かめるために、繰り返しおよび積分プログラムを変え、最初に校正していないスペクトルを積分し、続いて積分されたスペクトルについて繰り返し計算を行なうようなプログラムを作製する予定である。

プログラムの作製、これらの計算の実施、ベータトロン散乱電子線の測定に参加する一方、来月は Standardization Laboratory において Memorial 診断用電離槽の校正を行なう予定である。

Standardization Laboratory において、日本の ABCC 所属の Memorial チェンバーの校正が、自由空気電離槽に対して行なわれている。このチェンバーの校正に参加することは特に興味がある。というのは筆者が日本においてこれらのチェンバーを使用することが期待されるからである。

The main activity this month was the calibration of the Memorial diagnostic ionization chamber and the execution of the normalization program.

The Calibration of the Memorial Chamber In order to prevent the leakage of charge, 21 chambers were cleaned with a special solvent (Freon). Of the 21 chambers 13 for which the leakage of charge was within one division per day were selected after a leakage test of over several days. Then 10 chambers which gave a constant initial charge voltage and exhibited the least amount of leakage were picked from these chambers.

In addition to these 10 chambers, 6 special chambers, 2 from ABCC and 2 from another institute were calibrated over a wide range of X-ray energies.

The radiation source was a Keleket constant potential X-ray machine which was operated under the following conditions: 150 kvp (0.5 mm Al filter, HVL 5.1 mm Al), 100 kvp (1.65 mm Al filter, HVL 2.9 mm Al) and 60 kvp (no filter, HVL 0.7 mm Al).

A uniform distribution of X-ray exposure in the irradiation field was obtained with two collimators. One of them was placed immediately front of the X-ray tube; the other, at a distance of 1.3 m from the target. Uniform dose distribution was confirmed by an optical density measurement of blackening of X-ray films.

The exposure was measured out using a Farmer-Baldwin sub-standard X-ray dosimeter which was put at the same distance from the target as the Memorial chambers. This sub-standard dosimeter has already been calibrated at the National Bureau of Standards. Response characteristics of the 20 chambers for the energy are shown in Table A.

Determination of directional dependency was performed on 14 chambers for X-rays with HVL of 2.9 mm Al. The results are presented in Table B. These chambers showed slightly greater directional dependency than that which has been reported by Garrett et al.*

The measurement of dose rate dependency was impossible because the shutter of the X-ray machine moved too slowly and therefore, the delivered dose in a brief irradiation time could not be measured accurately. According to Garrett et al, dose rate response of the

今月のおもな研究は Memorial 診断用チェンバーと基準化プログラムの計算実施であった。

Memorial チェンバーの校正 電荷の漏洩を防ぐために21本のチェンバーを特殊な溶媒(フロン)で洗浄した。数日にわたる漏洩検査で1日当たり1目盛り以内の電荷の漏洩を示した13本を21本のうちから選んだ。さらにこのうちから最初の荷電が一定で、漏洩の小さい10本のチェンバーを選んだ。

この10本のチェンバーに加えて、6本の特殊チェンバー、ABCCからの2本と他の研究所からの2本についてX線エネルギーを変えて校正を行なった。

線源は Keleket 定電圧X線装置で次の条件下で操作した。すなわち、150 kvp (0.5 mm Al フィルター, HVL 5.1 mm Al), 100 kvp (1.65 mm Al フィルター, HVL 2.9 mm Al) と 60 kvp (フィルターなし, HVL 0.7 mm Al)。

照射野内におけるX線の線量分布を均一にするために2つの絞りを使用した。1つはX線管球のすぐ前に、他は焦点から1.3 mの距離においた。線量分布の均一性についてはX線フィルムの黒化度を測定することによって確かめた。

照射線量は Farmer-Baldwin 標準X線線量計を Memorial チェンバーと同じ位置に固定して測定した。この標準線量計はすでに米国標準局で校正されたものである。20本のチェンバーのエネルギーに対する感度特性を表Aに示す。

方向依存性の決定は、14本のチェンバーについてHVL 2.9 mm Al のX線に対して行なった。結果を表Bに示す。これらのチェンバーは Garrett らによって報告されているものに比べてやや大きい方向依存性を示した。*

線量率依存性はX線のシャッターの動きが遅く、そのため単時間の照射による線量を正確に測定することができなかったため、実験不可能であった。Garrett らによると、Memorial チェンバーの線量率依存性は14 R/sec まで

*GARRETT R, LAUGHLIN JS: A diagnostic X-ray exposure dose chamber. Health Phys 2:189, 1959
(診断用X線照射線量計)

Memorial chamber is constant within a standard deviation of 2 1/2% up to 14 R/sec. Also, dose-rate dependency may be estimated by calculation.

Calculation of Scattered diagnostic X-ray spectra in a water phantom. The computation of a normalization program described in a previous report was finished, and spectral data and graphs, which were drawn with a computer, of normalized roentgen and photon distributions were obtained.

Next month, half-value layers of these spectra will be calculated with a computer. A program for the calculation of half-value layers has been constructed and the execution of this program was already carried out, but the values obtained were not reasonable, compared with other data. One of these values did not agree with a value calculated manually. Therefore, the data for the calculations and the program are being reexamined. Probably, this program has a logical error.

After the computations are completed satisfactorily, we will discuss all spectral data.

2 1/2%の標準偏差以内で一定であるとされている。線量率依存性は計算によって算定することもできる。

水ファントム中の診断用X線スペクトルの計算 前報において述べた基準化プログラムの計算は終了し、基準化されたレントゲンおよび光子分布について、計算機によって描かれたスペクトル データとグラフが得られた。

来月はこれらのスペクトルの半価層を電子計算機によって計算する予定である。半価層計算のためのプログラムをすでに作製し、計算実施を行なったが、得られた値が他のデータと比較して不合理であった。これらの値のうちの1つが手計算した値と一致しなかったので、計算に使用したデータとプログラムを再検討している。おそらくプログラムに理論的な誤りがあると考えられる。

この計算が終了すれば、すべてのスペクトル データについて討議する予定である。

TABLE A ENERGY RESPONSE CHARACTERISTICS OF THE MEMORIAL CHAMBERS

表 A Memorial チェンバーのエネルギー特性

(volts/mR)

Chamber チェンバー	Sensitivity 感度		
	5.1 mmAl	2.9 mmAl	0.7 mmAl
1	.334	.316	.293
2	.336	.318	.291
3	.340	.319	.288
4	.303	.291	.269
5	.324	.308	.287
6	.312	.288	.273
7	.346	.342	.315
11	.299	.289	.268
12	.350	.327	.305
13	.322	.315	.292
51	.316	.309	.288
66	.348	.322	.310
85	.314	.292	.280
88	.311	.293	.273
A1	.344	.316	.297
A2	.353	.326	.304
A3	.353	.324	.303
B1	.327	.298	.285
B2	.320	.292	.273
B3	.322	.295	.283

TABLE B PERCENT DIRECTIONAL RESPONSE

表B 方向依存性の百分率

Chamber チェンバー	Angle (°) 角度				
	0	45	90	135	180
1	89.9%	97.6	100	97.6	91.4
2	83.9	94.2	100	93.4	86.8
3	87.7	96.2	100	98.5	88.5
4	85.3	96.8	100	98.4	89.4
5	85.4	92.1	100	96.2	88.5
6	88.2	97.4	100	97.4	89.8
7	88.0	92.9	100	97.2	89.4
11	84.4	96.7	100	97.5	88.5
12	87.3	97.0	100	96.3	87.3
13	84.9	98.5	100	99.2	85.6
51	84.6	95.4	100	100	87.6
66	88.2	99.3	100	97.1	87.4
85	87.0	96.7	100	98.3	87.0
88	84.4	97.6	100	98.3	88.5

DECEMBER 1964

The reconstruction of the half-value layer (HVL) program and the execution of this program were done this month.

The data obtained with the program were plotted in graphs and the half-value layers of primary X-rays, total scattered X-rays, back-scattered X-rays and primary plus total scattered X-rays with given energies, depths and field sizes were obtained from the graphs. At the same time, 100% normalized photon distributions of these X-rays were calculated.

The half-value layer is an index which shows radiation quality. According to the definition of half-value layer, it must be determined with the dose measurement by the following method. A dosimeter is placed at a given distance from a radiation source and the absorber is placed in between the source and dosimeter. In general, an aluminum filter is used as the absorber in the case of diagnostic X-rays. The attenuation of dose was measured with several thickness of absorber. The half-value layer is the thickness of absorber when the attenuated dose is equal to one-half of the initial dose.

However, if the roentgen distribution of a radiation is known, we can calculate the half-value layer by the following formula. It has been already reported by Epp et al that the half-value layer calculated by the spectral data agreed with that obtained by the dose measurement.*

1964年12月

半価層 (HVL) プログラムの再作成とこのプログラムの計算を本月実施した。

プログラムで得られたデータをグラフに描き、ある特定のエネルギー、深さ、照射野における直接線、全散乱線、後方散乱線、直接線と全散乱線の半価層がグラフから得られた。同時にこれらのX線の分布を100%に基準化したスペクトルも計算された。

半価層は放射線の線質を示す1つの指標である。半価層の定義に従えば、次のような方法で線量測定を行なって決定されねばならない。すなわち、線量計を線源から一定の距離に固定し、線源と線量計の間に吸収板を挿入する。一般に診断用X線の場合はアルミニウム板が吸収板として使用される。種々の厚さの吸収板について線量の減弱を測定し、減弱した線量が入射した線量の半分になるような吸収板の厚さを半価層という。

しかしながら、放射線のレントゲン分布が知られている場合、次の式から半価層を計算することができる。スペクトルデータから計算した半価層が、線量測定によって得られたそれと一致することは、すでにEppらによって報告されている*。

*EPP ER, WEISS H: Experimental study of the photon energy spectrum of primary diagnostic X-rays. Brit J Radiol (In press)

(診断用直接X線の光子エネルギー分布に関する実験的研究)

$$I(E) = I_0 e^{-\mu(E) \cdot d \cdot t}$$

$$\Sigma I(E) \Delta E = I_0(E) e^{-\mu(E) \cdot d \cdot t} \Delta E$$

Where $I(E)$: intensity at energy E attenuated with the absorber; $I_0(E)$: initial intensity at energy E ; $\mu(E)$: absorption coefficient of the absorber at energy E ; d : density of the absorber; t : thickness of the absorber; $\Sigma I(E) \Delta E$: roentgen number of the attenuated radiation; $\Sigma I_0(E) \Delta E$: roentgen number of the initial radiation.

In this program, roentgen values of attenuated radiations were calculated for the aluminum thicknesses from 0.3 mm to 10 mm and these values were plotted. Roentgen values of attenuated radiation equal to one-half of that of initial radiation were read off graphically.

On the other hand, 10R normalized photon distribution were converted to percent photon distribution for the purpose of displaying all the photon distributions to the same height.

The flow chart for this program is shown below:

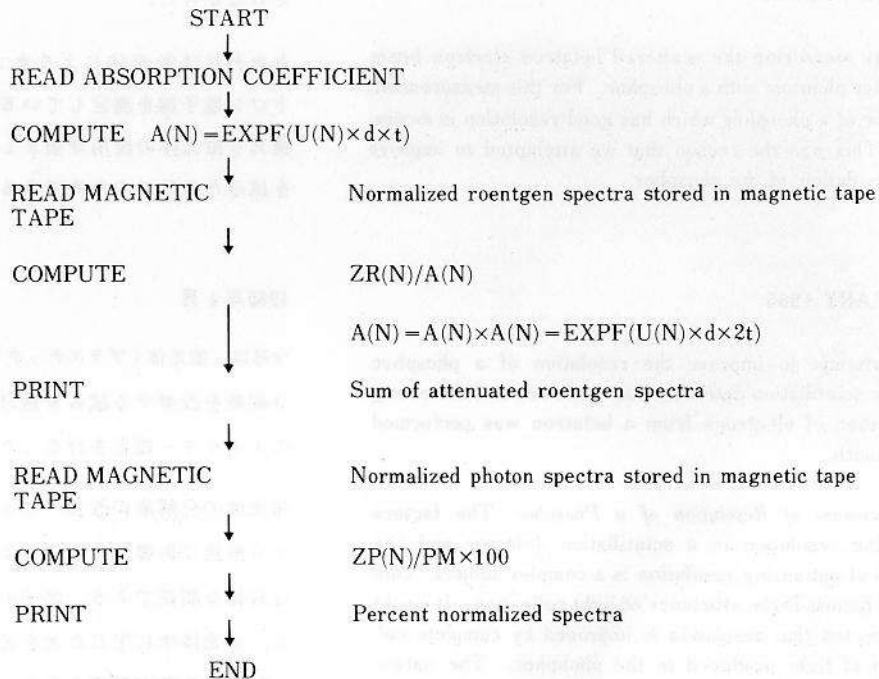
ここで $I(E)$: 吸収板によって減弱したエネルギー E の放射線の強度, $I_0(E)$: エネルギー E の入射放射線の強度, $\mu(E)$: エネルギー E における吸収板の吸収係数, d : 吸収板の密度, t : 吸収板の厚さ, $\Sigma I(E) \Delta E$: 減弱した放射線のレントゲン数, $\Sigma I_0(E) \Delta E$: 入射放射線のレントゲン数.

このプログラムで, 減弱した放射線のレントゲン数が 0.3mm から 10mm 厚さのアルミニウムについて計算され, これらの値をグラフに描いた. 最初の放射線のレントゲン数の半分になるような放射線のレントゲン数をグラフから読みとった.

一方, 10R に基準化した光子分布をパーセント光子分布に変換した. これはすべての光子分布を同じ高さにそろえるためである.

このプログラムのフローチャートを次に示す.

HVL and percent normalization program HVL およびパーセント基準化プログラム



Where $ZR(N)$: Normalized roentgen number at energy N ; $ZP(N)$: normalized photon number at energy N ; PM : maximum photon number in a spectrum.

ここで $ZR(N)$: エネルギー N における基準化されたレントゲン数, $ZP(N)$: エネルギー N における基準化された光子数, PM : スペクトル中の最高光子数.

The principle of these calculations is very simple, but the calculation includes the exponential function and it is necessary to repeat the calculation of the exponential function 73440 times. Even if the computer is used, it would take a long time. In order to shorten the computer time, several transformations of the formula were made in the program.

All corrections and calculations for the scattered diagnostic X-ray spectra in a water phantom were finished. Hand calculation of some of the computed data are being made as a check of the computed results. These data are the interpolated, iterated, integrated, converted, 10R normalized, and percent normalized and half-value layers. We will discuss the results in the near future.

The attempt to improve the resolution of a phosphor (plastic scintillator) was also performed. First, a phosphor was covered with a thin aluminum foil and the spectrum of Cs-137 internal conversion electron was measured. The phosphor was painted with white paint (light reflector) instead of aluminum foil and again the spectrum was measured. The measurement was performed with several thicknesses of aluminum foil. However, the resolution of the phosphor for the internal conversion electron of Cs-137 was almost equal in all cases and did not improve with the above method.

We are measuring the scattered betatron electron beam in water phantom with a phosphor. For this measurement, the use of a phosphor which has good resolution is desirable. This was the reason that we attempted to improve the resolution of the phosphor.

JANUARY 1965

The attempt to improve the resolution of a phosphor (plastic scintillation detector) was continued and the energy calibration of electrons from a betatron was performed this month.

Improvement of Resolution of a Phosphor The factors affecting resolution in a scintillation detector and the means of optimizing resolution is a complex subject. One of the factors is the efficiency of light collection. It would be expected that resolution is improved by complete collection of light produced in the phosphor. The nature of the surface of a detector is of primary importance. As already mentioned in a previous report, the resolution was not improved by covering the scintillator with aluminum foil and a light-reflecting paint. In general, specular reflection at the surface is avoided because it

これらの計算の原理は非常に簡単であるが、計算に指数関数が含まれ、かつその計算を73440回繰り返す必要がある。電子計算機を使用しても、長時間が必要である。計算機使用時間を短縮するために、プログラム中において計算式を数回変換した。

水ファントム中における散乱X線スペクトルのすべての校正と計算を終了した。計算機によって得られたデータを確認するために若干のものについて手による計算を行なっている。これらのデータは内挿、繰り返し、積分、変換、10R基準化、パーセント基準化および半価層である。近い将来これらの結果について討論する予定である。

蛍光体(プラスチックシンチレーター)の分解能を改良する試みも行なった。まず蛍光体を薄いアルミニウムの箔でおおい、Cs-137の内部転換電子のスペクトルを測定した。箔の代わりに蛍光体を白い塗料(光反射剤)で塗り、再びスペクトルを測定した。いろいろの厚さのアルミニウム箔でおおった場合について測定を繰り返した。しかしながら、Cs-137の内部転換電子のスペクトルに対し蛍光体の分解能はほぼ一定で、上述の方法では改善されなかった。

われわれは蛍光体による水ファントム中の散乱ベータロン電子線を測定している。この測定には、分解能の優秀な蛍光体の使用が望ましい。蛍光体の分解能の改善を試みたのはこのためである。

1965年1月

今月は、蛍光体(プラスチックシンチレーション検出器)の分解能を改善する試みを続け、同時にベータロン電子のエネルギー校正を行なった。

蛍光体の分解能の改良 シンチレーション検出器において分解能に影響する因子および最良の分解能を得ることは複雑な問題である。因子の1つは光の捕集の効率である。蛍光体中に生じた光を完全に捕集することによって分解能の改善が期待される。検出器の表面の性質は第一に重要なことである。前報において述べたごとく、アルミニウム箔や光の反射塗料で検出器をおおうことによって分解能は改善されなかった。一般にシンチレーター

can result in a fraction of the light being trapped in the scintillator. The use of diffuse reflection has been found to give larger and more uniform light output than specular reflection.

The surface of a phosphor (2" x 2" ϕ) was scratched and covered with a thin aluminum foil or light-reflecting paint. Then the resolution was measured against internal conversion electrons of Cs¹³⁷.

As seen in the following table, the resolution of the phosphor was not improved significantly by any method employed here. We will cover our detector with aluminum foil and leave the surface polished.

Covering Material 遮蔽剤		Resolution 分解能
Al foil (0.001 mm)	アルミ箔 (0.02mm)	19.0%
Al foil (0.02 mm)	アルミ箔 (0.001mm)	20.1
Paint	塗料	21.2
Paint + Al foil (0.001 mm)	塗料+アルミ箔 (0.001mm)	21.8
Paint + Al foil (0.03 mm)	塗料+アルミ箔 (0.03mm)	22.3
Scratched + Al foil (0.0012 mm)	創傷+アルミ箔 (0.0012mm)	20.9
Scratched + Paint	創傷+塗料	21.1

In our study of the resolution of a 4" x 4" ϕ and a 5" x 6" ϕ plastic phosphor using betatron electrons, we found the resolution depended on electron energy. By comparison of the two plastic phosphors and by comparison with similar measurements on a large NaI(Tl) crystal, we came to the conclusion that the resolution at 15 mev or greater is due mainly to escape of electrons from the detector. At energies below 10 mev, the resolution is mainly due to a statistical process (light collection) for the plastic phosphors. It was the resolution below 10 mev which we were trying to improve with our studies on the 2" x 2" ϕ detector.

Energy Calibration of Electrons from a Betatron The measurement of the scattered betatron electron beam in a water phantom is being continued at several energies, depths and scattering angles.

For the study it is necessary to know the accurate energy of emergent electrons from a generator. The energy reading of the meter on the control panel does not necessarily indicate the true value. The absolute magnitude of the electron beam energy in the 8 mev to 19 mev range can be conveniently calculated by employing the electrodisintegration threshold of various elements. For instance, electrons of an energy 10.9 mev or higher may cause

の表面が透明であることは好ましくない。というのはシンチレーターから光の消失があるからである。不透明の方が光を多くかつ均一に集めることがみいだされている。

蛍光体 (2" x 2" ϕ) の表面に小さな傷をつけ、薄いアルミ箔および光を反射する塗料でおおったのち Cs-137 の内部変換電子に対して分解を測定した。

次の表に示すごとく、蛍光体の分解能はここで用いたいかなる方法でも著明な改良は認められなかった。それゆえ、検出器をアルミ箔でおおい表面はみがかれた状態にして使用することにした。

ベータトロン電子による 4" x 4" ϕ と 5" x 6" ϕ のプラスチック蛍光体の分解能について調べた結果、分解能は電子エネルギーに依存していることがみいだされた。2つのプラスチック蛍光体の比較および NaI(Tl) の大結晶を用いての同様の実験の比較から、次の結論に達した。すなわち、プラスチック蛍光体において 15 mev およびそれ以上では、分解能は検出器からの電子の逃失によるものであり、10 mev 以下では統計的過程 (光の捕集) によることがわかった。2" x 2" ϕ の検出器で分解能の改善を試みたのは 10 mev 以下についてである。

ベータトロン電子のエネルギー校正 水ファントム中におけるベータトロン散乱電子線の測定を若干のエネルギー、深さ、散乱角について継続している。

この研究には、発生器からの電子エネルギーを正確に知る必要がある。制御卓上のメーターのエネルギー読みは必ずしも真の値を示していない。8 mev より 19 mev の電子線エネルギーの絶対値は種々の元素の electrodisintegration threshold (電子核反応閾値) を用いることによって計算することができる。たとえば、10.9 mev またはそれ以上のエネルギーの電子は ⁶³Cu の核より

the expulsion of a neutron from the nucleus of ^{63}Cu resulting in the positron emitting isotope ^{62}Cu . This threshold is definite, and the cross section for this reaction increases rapidly with increasing electron energy above the threshold.

An alternate use of threshold energies consists in allowing the electron to strike a foil of high atomic number to obtain X-rays whose maximum energy is equal to that of the incident electrons. As the energy of the electron and the maximum energy of the X-rays is increased above the threshold energy, activation occurs (photodisintegration).

In this study copper (copper foil), oxygen (water and polymethylmethacrylate) and carbon (graphite and polystyrene) were used to determine three points of energy. The threshold energy of these elements is 10.9, 15.6 and 18.7 mev, respectively. The energy of the electron beam for values between and beyond threshold energies was obtained by interpolation and extrapolation.

Practically, it is most difficult to determine the threshold energy accurately because the activation probability would be very small, actually near zero. Therefore, samples were exposed to electrons at several energies above the threshold and induced activities were plotted against the energy in the meter reading. The energy of the intercepting horizontal line was read off from the graph.

A similar procedure was carried out for photodisintegration in which a lead foil was used to obtain X-rays. Both procedures gave similar results for the above three elements. But photodisintegration was finally employed. There was a number of reasons for choosing photodisintegration: the activation cross section is higher; the sample to be activated can be made thicker; very often, X-rays are present in the electron beam,—the X-rays which will not lose energy in traversing a medium (air or the monitor chamber); and we could not distinguish between two reactions.

The meter had been calibrated by Siler et al several years ago using a method similar to ours. They have observed that the square root of activity increased linearly with the increase of energy. We found that this rule was not true near the threshold, but was valid for a few mev above the threshold. The values obtained by a square root plot of our data agreed with Siler's calibration, but those obtained by examining the region near the threshold were about half mev lower than the root of n plot.

The energy obtained by activation was corrected for reduction of electron energy with the scatterers which are

中性子をたたき出し、陽電子を放出する同位元素 ^{62}Cu を生ずる。この閾値は既知であり、この反応の断面積は閾値以上で電子エネルギーの増加とともに急激に増大する。

閾値エネルギーを利用するもう1つの方法は、原子番号の重い元素の箔に電子を衝撃させ、入射電子のエネルギーと最大エネルギーが等しいX線を得ることによって行なう。電子エネルギーおよびX線の最大エネルギーが閾エネルギーより増大すると、放射化が起こる (photodisintegration, 光核反応)。

本研究では、銅(銅箔)、酸素(水およびポリメチル・メタクリレート)、炭素(石墨およびポリスチレン)を3つのエネルギー決定に使用した。これらの元素の閾エネルギーは、それぞれ10.9, 15.6および18.7 mevである。各元素の閾エネルギーの中間およびこれを越える電子エネルギーは内挿および外挿によって得られた。

實際上、閾エネルギーを正確に決定することは非常に困難である。というのは放射化の確率は非常に小さく、事実上ゼロに近いからである。それゆえ、試料を閾値以上の若干のエネルギーの電子で照射し、誘導放射能をメーター上のエネルギーに対してプロットした。そして横軸を切る点のエネルギーをグラフによって読みとった。

鉛箔でX線を発生させ、上述と類似の方法で photodisintegration によって行なった。両法は3つの元素について似た結果を与えた。しかし最終的に photodisintegration 法を採用した。この方法を利用した理由はいくつかある。すなわち、放射化の断面積が高いこと；放射化される試料を厚くできること；しばしば電子線にX線が存在すること。—X線は媒体(空気や監視用チャンバー)を通過することによってエネルギーを失わない；両反応を区別できない、などである。

現在のメーターは Siler らによって数年前、同様の方法で校正されたものである。Siler らはエネルギーの増加につれて放射能は2乗で増加することを認めている。しかしこの現象は閾値付近では違っており、閾値より数 mev 以上でのみ適用できることをみだした。われわれが得たデータの2乗プロットは Siler らの校正値と一致したが、閾値付近で得た値は2乗に比例するとして計算した値より約 $\frac{1}{2}$ mev 低かった。

放射化によって得たエネルギーを scatterer (散乱体)による電子エネルギーの減弱に対して補正した。Scatterer

used for obtaining a uniform electron distribution in the irradiation field.

Although the energy of electrons for values between and beyond the thresholds may be obtained by interpolation and extrapolation, further confirmation for these energies will be made by the comparison of photopeaks in a scintillation detector, assuming the linear energy response of NaI (Tl) crystal.

FEBRUARY 1965

Calculation of the Mean Conversion Factor from Roentgen to rad and the Mean Energy of the Scattered Diagnostic X-rays in a Water Phantom We have discussed the spectral data of the scattered diagnostic X-rays which are the interpolated spectra, iterated spectra, integrated spectra, normalized spectra to 10 R tissue dose, half-value layers and peak normalized spectra. From the discussion, we have concluded that the mean conversion factors from roentgen to rad and mean energies of these radiations are valuable data for such a study.

The rad is defined as a unit of absorbed dose and absorbed energy of 100 ergs imparted to matter by ionizing radiations, per gram of irradiated material, at the place of interest. The definition of the roentgen makes it impossible to measure radiation if the radiation has an energy of more than about 3 mev. Furthermore, the roentgen is only defined for the electromagnetic radiation and may not be used to measure the dose from particles such as electrons, protons, neutrons etc.

In the study of relative biological effectiveness and the comparison of the biological effects among different types of radiation, one is interested in the amount of energy which is absorbed by the biological material rather than in what passes through it.

In general, an ionization chamber which gives roentgen dose is used to measure X-ray and γ -ray dose. The absorbed dose in rad may be calculated by multiplying the rad conversion factor by exposure dose, in roentgens.

If the roentgen distribution or photon distribution of a radiation is known, we can calculate the average conversion factor (\bar{f} value) by the following equation:

$$\bar{f} = \frac{\sum R(E) \times f(E)}{\sum R(E)}$$

は照射野内の電子分布を均一にするために用いるものである。

閾値の中間およびそれ以上のエネルギーの電子に対して内挿、外挿によって得ることができるが、これらのエネルギーをさらに確認するために、NaI(Tl)結晶のエネルギー波高関係が直線であると仮定してシンチレーション検出器の光電ピークで比較して決定する予定である。

1965年2月

水ファントム中における診断用X線の散乱線のレントゲンからラドへの平均換算係数および平均エネルギー 散乱線スペクトルデータ、すなわち内挿スペクトル、繰返しスペクトル、積分スペクトル、深部線量10Rの基準化スペクトル、半価層、最高値基準化スペクトルについて討議した。この討議から、これらの放射線のレントゲンからラドへの平均換算係数および平均エネルギーはこのような研究に価値あるデータであるという結論に達した。

ラドは吸収線量の単位として、また、問題とする場所において被照射物のグラム当たりに、放射線によって100 エルグのエネルギー吸収があった場合1ラドとして定義されている。レントゲンの定義は、3 mev以上のエネルギーの放射線には使用できない。さらにレントゲンは単に電磁波放射線についてののみ定義され、電子、陽子、中性子線などの粒子放射線による線量の測定には使用できない。

生物学的効果比の研究、および異なる種類の放射線の生物学的効果の比較においては、生物学的材料を通過したエネルギーよりも吸収されたエネルギー量の方が興味がある。

一般にレントゲン線量を与える電離槽がX線や γ 線の測定に使用されている。ラド単位の吸収線量はレントゲンで表わされた照射線量にラド換算係数を乗ずることによって計算される。

もし放射線のレントゲン分布または光子分布が知られていると、次式によって平均換算係数(\bar{f} 値)を計算することができる。

Where $R(E)$ is the roentgen number in a spectrum at energy E in the interval ΔE , and $f(E)$ is the conversion factor from roentgen to rad at energy E .

Mean energy is a useful index to show radiation quality, as well as half-value layer, particularly because it has a physical meaning when dealing with the quality of scattered radiations in tissue, whereas half-value layer, by virtue of its definition, does not. The following formula is for the calculation of mean energy (\bar{E}).

$$\bar{E} = \frac{\sum N(E) \times E}{\sum N(E)}$$

Where $N(E)$ is the photon number in a spectrum at energy E in the interval ΔE .

A program for the above calculation was made and executed. By the computer, conversion factors, rad distributions and mean energies of primary, scattered, back-scattered and total radiations with given kilovoltages, depths and field sizes were obtained.

Some parts of this study have already been performed using a Bendix computer. The former data have been normalized to 10R surface dose, and the latter were normalized to 10R tissue dose. There are no significant differences in the physical meanings between both data, but the absolute magnitudes of the spectra differ from each other. Punch cards are being made and the program is being changed to normalized 10R tissue dose, and to obtain \bar{f} values, graphs of normalized spectra and half-value layers which had not been obtained in the previous calculation.

Betatron Study As already mentioned in a previous report, the energies of betatron electrons were determined by the photo- and electro-disintegration method. The energies between and beyond the thresholds were measured using a pulse-height analyser equipped with a 7" x 9" NaI(Tl) scintillator, assuming the linear response of NaI(Tl) over all energies, up to 22 mev. According to these results and those obtained by the threshold method, the energy meter on the control panel was calibrated.

Other work in the betatron study was the improvement of resolution of the detector and the preparation of a chamber for monitoring the output of the betatron.

The effect of the surface and size of phosphor on the resolution has been studied. In this case, we changed the photomultiplier from a DuMont to an EMI, measured

ここで $R(E)$ はエネルギー間隔 ΔE , エネルギー E におけるスペクトルのレントゲン数, $f(E)$ はエネルギー E におけるレントゲンからラドへの変換係数である.

平均エネルギーは半価層と同様, 放射線の線質を示す有用な指標である. 特に組織中の散乱線の線質を取り扱うとき, 物理的意味をもっている. 一方半価層は定義によってそのような意味をもたない. 平均エネルギー (\bar{E}) は次式によって計算される.

$N(E)$ は間隔 ΔE , エネルギー E におけるスペクトルの光子数.

上述の計算のプログラムを作製し, 計算を実施した. 電子計算機によって, 一定電圧, 深部, 照射野における直接線, 散乱線, 後方散乱線および全放射線の換算係数, ラド分布, 平均エネルギーが得られた.

この研究の一部分についてはすでに Bendix 電子計算機によって計算されていた. このデータは表面線量 10R のときに基準化されている. 今回のデータは組織線量 10R に基準化された. 両データ間の物理的意味にはなんら差はないが, スペクトルの絶対値はお互いに異なっている. 組織線量を 10R に基準化し, さらに前回では得られていない \bar{f} 値, 基準化したスペクトルのグラフおよび半価層を得るために, パンチカードの作製およびプログラムの変更を行なっている.

ベータトロンに関する研究 前報で述べたごとく, ベータトロン電子のエネルギーは photodisintegration および electrodisintegration 法で決定された. 閾値の中間およびこれを越えるエネルギーについては, NaI(Tl) が 22 mev までの全エネルギーについて直線的関係があると仮定して, 7" x 9" NaI(Tl) シンチレーターをもつ波高分析器で測定した. NaI(Tl) で得られた結果と閾値法によって得られた値に基づいて制御卓上のエネルギー・メーターの校正を行なった.

その他のベータトロン関係の研究としては, 検出器の分解能の改善, およびベータトロンの出力を監視するチェンバーの作製があげられる.

分解能に及ぼす蛍光体の表面および大きさの影響はすでに研究した. 今回は光電子増倍管を DuMont 製より EMI 製に変更して, 4" x 4" の蛍光体で分解能を測定した.

the resolution using a 4" x 4" phosphor, and obtained extremely good resolutions for 6 mev to 22 mev electrons. At the same time, we confirmed that a plastic scintillator has a linear response for the electron energy range.

We are using a Geiger-Muller counter for monitoring the output of electrons, but the response of this counter is not linear over a wide dose-rate range and saturates at a high dose rate. The reason is that betatron electrons are emerged in a 2 μ sec pulse, thereby the dose rate per pulse is extremely high, even though the average dose rate is low. A new monitor chamber designed by Weiss was constructed. It was difficult to reduce the natural leakage. After several improvements, we obtained a chamber with less leakage. The dose response of the chamber will be determined against an EIL chamber.

Most of all the preliminary experiments for the study of betatron scattered electrons has been finished. The next study will be a more detailed measurement of resolution for the preparation of a resolution matrix.

MARCH 1965

Study of the Diagnostic X-ray Spectra Corrections of the scattered diagnostic X-ray spectra for various effects, and the calculations of half-value layer, mean energy and conversion factor from roentgen to rad of these radiations were completely finished, and the obtained data were confirmed to be reasonable. This study will be published elsewhere.

From the data obtained here and those of primary diagnostic X-rays which have been studied by E.R. Epp and H. Weiss, it is possible to obtain the total spectrum of photon flux passing through points inside tissue media exposed to diagnostic X-rays.

Such knowledge can be used to derive electron spectra and associated linear energy transfer (LET) distributions. It can also be used to determine the distribution of energy absorption in small tissue cavities surrounded by bone, such as bone marrow. This is an important factor in the study of the biological effect of diagnostic X-ray energy region, since the complete specification of X-ray quality is more useful than any single figure such as half-value layer, mean energy, etc. Of course, half-value layer and mean energy are convenient indices to show the quality of X-rays.

Free Air Chamber The Memorial chambers were calibrated using a Farmer-Baldwin dosimeter as a standard.

6 mev から 22 mev の電子に対して非常に優秀な分解能を得た。同時にプラスチック・シンチレーターが電子エネルギーに対して直線的反応を示すことも確認した。

われわれは電子出力の監視にガイガー・ミュラー計数器を使用しているが、この測定器は広い範囲の線量率に対して感受性が一様でなく、高線量率で飽和する。理由はベータトロン電子が2 μ sec のパルスとして放射されるため、平均線量率は低くても、パルス当たりの線量率がきわめて高いためである。Weiss によって設計された新しい監視用チェンバーが作製された。このチェンバーの自然漏洩を減少させることはきわめて困難であったが、数回の改良の結果、漏洩の小さいチェンバーを得ることができた。このチェンバーの線量に対する感度はEILチェンバーで決定する予定である。

ベータトロン散乱電子線に関する大部分の予備的実験を終了した。今後の課題は分解能マトリックスを作成するためのより詳細な測定が残されている。

1965年3月

診断用X線スペクトルに関する研究 診断用X線の散乱線スペクトルの種々の影響に対する補正および半価層、平均エネルギー、レントゲンからラドへの換算係数の計算は完全に終了し、得られたデータは誤りないことが確認された。この研究は、いずれどこかで発表される予定である。

ここで得られたデータおよび E. R. Epp および H. Weiss によって研究された診断用一次X線のデータから、診断用X線照射を受けた組織中のある点を通過する光子束の全スペクトルを得ることができる。

このような研究は、二次電子分布および線エネルギー付与(LET)分布を得るのに使用される。また、骨髄のような骨に囲まれた小さい組織内におけるエネルギー吸収の分布を決定するためにも使用できる。これは診断用X線領域における生物学的影響の研究において重要な因子である。というのは、X線の線質の完全な表示は半価層や平均エネルギーなどのただ1つの値で示される線質よりも有用だからである。もちろん半価層や平均エネルギーもX線の線質を示すのに便利な指標ではある。

自由空気電離槽 Memorial チェンバーは標準線量計として Farmer-Baldwin 線量計を用いて校正された。すでに

As already described, this is a substandard dosimeter, although it has been calibrated at the National Bureau of Standards. Its accuracy has been determined to be within 2% which is enough for the calibration of the Memorial chamber. However, a free air chamber is better than the above chamber as a standard, if we can reduce the measurement error to less than 1% when all conditions such as leakage of chamber, stability and sensitivity of electrometer and setting of chamber, etc. are quite carefully treated.

The important instruments for the calibration are a free air chamber, an electrometer for the measurement of current produced in the chamber, a monitor chamber for the measurement of relative output of the X-ray machine and an integrator for the integration of current for the monitor chamber.

A low energy free air chamber which has been constructed and studied by J. Hands will be used. The free air chamber was cleaned, and the leakage of the chamber and stability of an electrometer and an integrator are being examined. However, there is still a problem in the stability of the electrometer. This will be continued next month (Figure 2, page 9).

述べたごとく、米国標準局で校正はされているけれども、准標準線量計である。その精度は2%で、Memorial チェンバーの校正には十分な精度である。しかしながら、自由空気電離槽は、すべての条件たとえば、チェンバーの漏洩、安定性、電位計の感度、チェンバーの設定など十分注意深く取り扱うことによって測定誤差を1%以下におさえることができれば、標準線量計として優秀なものである。

校正に重要な器機は、自由電離槽、電離槽に生じた電流を計る電位計、X線装置の相対的出力を測る監視用チェンバー、および監視用チェンバーの電流を積算する積算計である。

J. Hands によって作製され、研究された低エネルギー用自由電離槽を使用する予定である。現在自由空気電離槽を洗浄し、電離槽の漏洩、電位計の安定度、積算計の安定度について試験を行なっている。しかしながら、電位計の安定度はまだ問題が残っており、来月この研究を継続する予定である(9ページ図2を参照)。

References

参考文献

1. EPPER, WEISS H: Experimental study of the photon energy spectra of primary diagnostic X-rays. Brit J Radiol (in press)
(診断用直接X線の光子エネルギー分布の実験的研究)
2. X-ray attenuation coefficient from 10 kev to 100 mev. National Bureau Standards Circular 583:5, supplement
(10 kev から100 mev までのX線の減弱曲線)
3. X-ray attenuation coefficient from 10 kev to 100 mev. National Bureau Standards Circular 583:9, supplement
(10 kev から100 mev までのX線の減弱曲線)
4. JOHNS HE, EPPER, FEDORUK SO: Depth dose data, 75 kvp to 140 kvp. Brit J Radiol 26:32, 1953
(深部線量データ, 75 kvp - 140 kvp)
5. X-ray attenuation coefficient from 10 kev to 100 kev. National Bureau Standards Circular 583:7, supplement
(10 kev から100 kev までのX線の減弱係数)
6. Report of the International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU). National Bureau Standards Handbook 78:30
(放射線の単位および測定器に関する国際委員会(ICRU)報告)

APRIL 1965

The Calibration of the Memorial Chamber The attempt to use a free air chamber for sensitivity determination of the Memorial diagnostic X-ray chamber was continued. Most of the preliminary work was finished and it was confirmed that we will be able to measure the radiation dose within a 2% error. However, there was not

1965年4月

Memorial チェンバーの校正 Memorial 診断X線用チェンバーの感度決定を自由空気電離槽を用いて行なう試みが続けられた。大部分の予備実験は終了し、2%の誤差以内で放射線量を測定することができると確認された。しかしX線装置の制御卓へ積算計を接続することと、電

sufficient time to connect the integrator to the X-ray control panel and to obtain a low-capacitance cable to connect the free air chamber to the electrometer. Therefore, a Farmer-Baldwin substandard dosimeter and a Victoreen R-meter were used as standard. Both dosimeters were calibrated against a free air chamber at the National Bureau of Standards.

The Memorial chamber in this study has an aluminum tip on the top of an electrode and its wall is made of tissue-equivalent polystyrene material. It would be expected that this special chamber would give a more constant initial charge voltage, and less energy-dependence than the previous one.

The seven special chambers were calibrated against the Farmer-Baldwin and the Victoreen thimble chamber by a method similar to the previous calibration. The differences of the absolute dose measured by the two chambers were within 2% for three radiation qualities (HVL: 5.1, 2.9 and 0.7 mm Al). This is sufficient accuracy for the calibration of the Memorial chamber.

The initial charge voltage of the special chamber was almost constant, but the energy dependence was slightly greater than that for the usual one for diagnostic X-rays, as seen in the table.

Although time was not sufficient to permit actual use of a free air chamber, this work was experience in the use of the free air chamber.

Observations of Studies in the Radiological Health Laboratory of the U.S. Public Health Service One week of my stay in Rockville was spent observing studies which are being conducted in this institute, as follows: Chromosome aberrations produced by diagnostic levels of X-ray irradiation. (Dr. W. Mills, Dr. R. Schmickel, Dr. S. Armentrout et al); Decreased secretion of radionuclides in milk with concomitant increase of radionuclide excretion in waste products, and bioluminescence (Dr. B. Bruckner, Dr. D. Hazzard et al); Effect of radiation on enzyme activity in rat embryos, and phospholipid kinetics (Dr. M.L. Shore, Dr. K. Smith et al); These will be described in a final report.

Study of the Lithium Fluoride Thermoluminescence Dosimetry The detector part of thermoluminescence dosimeter (TLD) is very small, as compared with the size of the average ionization chamber and is highly sensitive to radiation. Therefore, it can be used for measurement of dose in a small volume of tissue, such as in bone marrow, the gonads

位計と自由空気電離槽を接続する低容量の電線を得ることができなかった。それゆえ Farmer-Baldwin 准標準線量計と Victoreen R メーターを標準線量計として用いた。両線量計は米国標準局で自由空気電離槽に対して校正されたものである。

今回の Memorial チェンバーは電極の先端にアルミニウムを付し、しかもその壁は組織等価ポリスチレン物質より作られている。この特殊なチェンバーは前回のものより安定な荷電値を示し、かつエネルギー依存性が小さいことが期待される。

7 本の特殊チェンバーを前回の校正と似た方法で Farmer-Baldwin と Victoreen の指頭型チェンバーに対して校正した。2 つのチェンバーで測定した絶対線量の差は 3 種の線質の放射線 (HVL: 5.1, 2.9 および 0.7 mm Al) に対して 2 % 以内であった。これは Memorial チェンバーの校正には十分な正確度である。

・特殊チェンバーの荷電値はほぼ一定であったが、診断用 X 線に対するエネルギー依存性は表に示すとおり通常の Memorial チェンバーに比べてやや大きかった。

時間の制限があったために、自由空気電離槽の実際上の使用はできなかったが、自由空気電離槽の使用に対する経験となった。

米国公衆衛生局放射線保健研究室における研究の見学 Rockville 滞在中の 1 週間を上記研究所において行なわれている次のような研究の見学で過ごした。すなわち、診断に使用される程度の X 線量によって誘発される染色体異常 (Dr. W. Mills, Dr. R. Schmickel, Dr. S. Armentrout ほか); 排泄物中の放射性核種の排泄を増加させることによるミルク中の放射性核種の減少、および生物発光 (Dr. B. Bruckner, Dr. D. Hazzard ほか); 大黒ネズミ胚の酵素活性の放射線による影響および磷脂質の代謝 (Dr. M. L. Shore, Dr. K. Smith ほか) である。これらは最終報告に記載する予定である。

弗化リチウム熱ルミネッセンス線量計の研究 熱ルミネッセンス線量計 (TLD) の検出部は、通常の電離槽に比べて非常に小さく、かつ放射線に対して高い感度をもっている。それゆえ照射野が小さい場合の組織内の小さな部分、たとえば骨髄や生殖腺の線量測定に使用することが

in small irradiation fields. The fluoroglass dosimeter (FD) can also be used for measuring these doses.

Advantages of the LiF thermoluminescence dosimeter are as follows: It has nearly constant response per roentgen over a wide range of radiation energies; that is to say, it is less energy dependent than FD because it consists of elements of relatively small atomic number; The pre-dose of TLD can be eliminated by heating. Therefore, it can be used many times exactly the same as the new unexposed TLD, while the pre-dose of FD cannot be eliminated completely; Luminescence of FD gradually grows until about one day after exposure without any treatment. Therefore, the measurement of luminescence should be made at least 1 day after exposure. Practically, there are no such problems in TLD.

A disadvantage of TLD is that we cannot measure the luminescence repeatedly because dose is determined with TLD by measuring the light emitted when an exposed dosimeter is heated, and the luminescence disappears on heating.

The schedule of my study with Dr. H. Steward et al is as follows:

Sensitivity determination (mv vs mR): Standard dosimeter (Victoreen R-meter); LiF (Powder in capsules); Exposure dose (10 mR - 10,000 mR); Tube voltage (90 kvp, 65 kvp with 2.5 mm Al filter).

This calibration curve is necessary for the phantom measurement of dental exposure.

Energy dependency (energy vs sensitivity): LiF (Powder in capsule); Exposure dose (250 mR); Tube voltage (90-30 kvp); Filtration (3.0 mm Al - no filter).

As already mentioned, LiF has a nearly constant response over a wide range of radiation energies. According to Cameron et al,* at 30 kev, the response is only 25% greater than at 1.2 mev, and this remaining 25% can be practically eliminated by suitable shielding. This will be confirmed using our X-ray machine.

Angular dependency (angle of LiF plate vs sensitivity): LiF (Plate); Exposure dose (200 mR); Tube voltage (90 kvp, 65 kvp).

Phantom measurement of dental exposure utilizing TLD and Rando phantom in a simulated condition in dental office. This work will be embarked on next month.

できる。蛍光ガラス線量計 (FD) も同様の目的に使用することができる。

LiF 熱ルミネッセンス線量計の利点として次のようなものが考えられる。すなわち、1) 広い範囲の放射線エネルギーに対してほぼ一定の感度をもっている。すなわち比較的原子番号の小さい元素より成り立っているため FD に比べてエネルギー依存性が小さい。2) TLD のプレドーズ (pre-dose, 照射前の集積線量) は加熱によって消すことができる。したがって 1 回も照射していない新しい TLD と同様の状態で何回も繰り返し使用することができる。一方、FD の集積線量は完全には消すことができない。3) FD のルミネッセンスは、照射後なんら処置することなしで約 1 日目まで増加する。それゆえルミネッセンスの測定は照射後少なくとも 1 日後に行なわなければならない。TLD では実用上かかる問題はない。

TLD の欠点はルミネッセンスを繰り返し測定できないことである。というのは照射された TLD を加熱する時に発生する光を測定することによって線量を決定するのであり、加熱によってルミネッセンスは消失するからである。

筆者の Dr. H. Steward らとの研究計画は次のとおりである。

感度決定 (mv 対 mR): 標準線量計 (Victoreen R-メーター); LiF (カプセル中の粉末); 照射線量 (10 mR - 10,000 mR); 管電圧 (90 kvp, 65 kvp, フィルター 2.5 mm Al)。

この校正曲線は歯科領域における X 線照射のファントム実験に必要である。

エネルギー依存性 (エネルギー対感度): LiF (カプセル中の粉末); 照射線量 (250 mR); 管電圧 (90 - 30 kvp); フィルター (3.0 mm Al - フィルターなし)。

すでに述べたごとく、LiF は広い範囲の放射線エネルギーに対してほぼ一定の感度をもっている。Cameron ら*によると、30 kev における感度は 1.2 mev の感度よりわずかに 25% 大きいだけであり、またこの 25% は適当な物質でおおうことによって実際上消すことができることとされている。これをわれわれの X 線装置を用いて確認する予定である。

方向依存性 (LiF 板の角度対感度): LiF (板状); 照射線量 (200 mR); 管電圧 (90 kvp, 65 kvp)。

TLD とランド・ファントムを利用し、歯科医院における条件と似た状態における歯科領域の X 線照射線量のファントム測定。この研究は来月開始する予定である。

*CAMERON JR, ZIMMERMAN D, et al: Thermoluminescent radiation dosimetry utilizing lithium fluoride. Health Phys 10:25-9, 1964
(弗化リチウムを利用した熱ルミネッセンス放射線線量計)

TABLE C INITIAL CHARGE VOLTAGE AND SENSITIVITY OF SPECIAL CHAMBER

表C 特殊チェンバーの荷電圧および感度

Chamber チェンバー番号	$X_0 \pm \sigma$	Sensitivity 感度		
		5.1 mmAl	2.9 mmAl	0.7 mmAl
A-4	30.86 \pm 0.05	.293	.273	.229
A-5	30.86 \pm 0.06	.296	.279	.233
A-6	30.90 \pm 0.06	.289	.271	.229
A-7	30.86 \pm 0.05	.302	.280	.232
A-8	30.86 \pm 0.05	.291	.268	.227
A-9	31.52 \pm 0.10	.293	.273	.231
A-10	30.86 \pm 0.05	.298	.279	.232

MAY 1965

Basic study of LiF thermoluminescence dosimetry was carried out this month, as follows:

Energy Dependence of LiF Dosimeter LiF dosimeters in capsules were exposed to X-rays with half-value layers ranging from 0.5 mm Al (50 kvp, 0.5 mm Al filtration) to 3.0 mm Al (100 kvp, 3.0 mm Al filtration) at a dose level of about 250 mR. After exposure to the X-rays, their luminescences were measured, twice per capsule, and the ratios of their luminescence readings to exposure doses were calculated as a function of X-ray energy. The result is shown in Table D. As seen in the table, the sensitivity was practically constant for the X-rays with half-value layers from 1.4 mm Al to 3.0 mm Al and then decreased with the decrease of half-value layer.

The difference in sensitivity between the hardest and softest X-rays studied here was about 15%.

According to theoretical calculation by Attix, the sensitivity of LiF increases with a decrease in X-ray energy. On the other hand, Cameron et al have reported that the measured sensitivity of LiF was almost constant from 30 kev to 70 kev.

It was impossible to make any comparison with previous data, because there were no available data about the sensitivity change under 30 kev.

The following seem to be logical reasons why sensitivity decreased for the lower energy X-rays: Chamber correction factors for energies of X-rays may not be accurate; Exposure doses might be underestimated for the lower energy X-rays, because of attenuation of X-rays in the LiF dosimeter itself; Improper assumptions may have been made in the theoretical calculation.

1965年5月

本月は LiF 熱ルミネッセンス線量計の基礎的研究を行った。

LiF 線量計のエネルギー依存性 カプセル中の LiF 線量計に半価層 0.5 mm Al (50 kvp, 0.5 mm Al フィルター) から 3.0 mm Al (100 kvp, 3.0 mm Al フィルター) 範囲の X 線約 250 mR の照射を行なった。照射後、ルミネッセンスをカプセル当たり 2 回測定した。そして照射線量に対するルミネッセンス量の比を X 線エネルギーの関数として計算した。結果を表 D に示す。表に示すごとく、感度は半価層が 1.4 mm Al から 3.0 mm Al までほぼ一定であり、それ以下では半価層の減少につれて感度も減少した。

ここで用いた X 線のうち、最も硬いものと軟い X 線間の感度の差は約 15% であった。

Attix の理論的計算によると、LiF の感度は X 線エネルギーの減少とともに増加する。一方 Cameron らは測定による LiF の感度は 30 kev から 70 kev までほぼ一定であると報告している。

30 kev 以下の感度変化についての報告が見当たらないので、これまでの報告と比較することはできなかった。

低エネルギー部における感度減少に対して考えられる理由としては次のようなものがあげられる。すなわち、X 線エネルギーに対するチェンバーの校正常数が正確でないこと；LiF 線量計それ自身による X 線の減弱のために、低エネルギー部の X 線に対して、照射線量が低めに見積もられていること；理論的計算に不適当な仮定が導入されていることである。

The correction factors of the chamber have been determined by intercomparison with a chamber calibrated at the National Bureau of Standards. It seems unlikely that the errors in the correction factors are more than 10%.

The magnitude of effect on luminescence due to absorption of lower X-ray energies in the capsules walls and TLD materials was not fully resolved.

Although good explanations could not be made, these sensitivities could be useful for the dose measurements of diagnostic examination when the same size capsules are used.

Angular Distribution The variations of the sensitivity of LiF plate (5 x 5 x 1 mm) with angle against incident X-rays were determined for 90 kVp and 65 kVp with 2.5 mm Al filtration. The differences of sensitivity for angles of incidence of 90° and 45° were not significant for both the radiations, but at 0°, decreases in sensitivity were observed. The ratio of sensitivity at 0° to that at 90° was .86 for 90 kVp X-rays and .82 for 65 kVp X-rays. This seems to be caused by greater attenuation of X-rays at 0° than at 90°. The results are presented in Table E.

Energy dependence and angular dependence of the LiF dosimeter were very small for the diagnostic X-rays as compared with fluoroglass dosimeter.

Calibration Curve Luminescence reading of TLD exposed to a given radiation dose varies with the variation of high voltage to photomultiplier, heating conditions, etc. Therefore, under given measuring conditions, it is necessary to determine the relationship between exposure doses as measured by standard dosimeter and luminescence readings of TLD.

In the phantom measurement of dental exposure, two kinds of X-rays with tube voltage of 90 and 65 kVp will be employed. For this purpose, calibration curves were prepared for both radiation qualities. Results appear in Table F.

Luminescence readings increased linearly with the exposure dose over the dose ranges from 30 mR to 10,000 mR and there were no significant differences between 65 kVp and 90 kVp.

A value of 0.60 mR per mv was obtained as the calibration factor for both the radiations. This could be expected from the data of no energy dependence from 60 kVp to 100 kVp X-rays.

チェンバーの校正係数は米国標準局で校正されたチェンバーとの比較によって決定されたものであり、校正常数が10%以上の誤差を有するとは考えられない。

カプセル壁およびTLD物質による低エネルギーX線の吸収による影響の大きさについては、十分な解決ができなかった。

妥当な説明はできなかったけれども、カプセルの大きさが同じである場合、これらの感度を診断用X線検査の線量測定に使用することができる。

方向依存性 入射X線に対するLiF板(5×5×1 mm)の角度による感度の変化を90 kVp と65 kVp, フィルター2.5 mm Alについて決定した。90°と45°の入射角における感度差は両放射線において著明でなかったが、0°において感度の減少が認められた。0°の感度と90°に対する0°の感度比は90 kVp X線で.86, 65 kVp で.82であった。これは90°におけるより0°の方がX線の減弱が大きいために起因するものと考えられる。結果を表Eに示す。

診断用X線に対するLiF線量計のエネルギーおよび方向依存性は蛍光ガラスのそれに比べて非常に小さかった。

校正曲線 一定量の放射線照射を受けたTLDのルミネッセンス量は光電子増倍管の高電圧の変化、加熱状態等によって変化する。それゆえ一定の測定条件の下に、標準線量計で測定された照射線量とTLDのルミネッセンス量の関係を決定しておく必要がある。

歯科領域X線照射のファントム測定のために、90 kVp と65 kVp の2種のX線が用いられる予定である。このため校正曲線は両放射線に対して作製された。結果を表Fに示す。

ルミネッセンス量は照射線量が30 mRから10,000 mRまで照射線量の増加につれて直線的に増加し、また65 kVp と90 kVp の間には有意の差は認められなかった。

両放射線に対する校正係数としてmv当たり0.60 mRという値が得られた。これは60 kVp から100 kVp X線までエネルギー依存性がないというデータから期待されたものである。

Sensitivity was slightly increased below 30 mR. However, it is very difficult to determine the sensitivity accurately at such low exposure levels. Therefore, the factors of 0.6 (mR/mv) would be used for exposure doses up to 10,000 mR.

According to Cameron et al, Attix et al and Miller et al, luminescence reading is proportional to exposure dose from 300mR to 10^3 R, then there is increase in sensitivity up to about 10^5 R for Co^{60} γ -rays.

30 mR 以下では、わずかに感度の増加があった。しかしながらこのように低い線量において正確に感度を決定することは困難である。それゆえ 0.6 (mR / mv) という値は 10,000 mR までの照射線量に対して使用できるであろう。

Cameron ら, Attix らおよび Miller らによるとルミネッセンス量は 300 mR から 10^3 R まで照射線量に比例し、それから 10^5 R までわずかな感度の増加があることを Co^{60} γ 線について報告している。

TABLE D ENERGY DEPENDENCE OF LiF THERMOLUMINESCENCE DOSIMETER

表 D LiF 熱ルミネッセンス線量計のエネルギー依存性




Tube Voltage 管電圧 kvp	Filtration フィルター mm Al	HVL mm Al	Eeff kev	Exposure Dose 照射線量 mR	Luminescence Reading* ルミネッセンス量 mv	Ratio 比 mv/mR	Mean Ratio 平均比 mv/mR
50	0.5	0.50	17.2	228	327	1.43	
				232	327	1.41	1.42
60	1.0	0.95	21.5	276	419	1.52	
				281	431	1.53	1.53
60	2.0	1.40	24.8	242	393	1.62	
				246	398	1.62	1.62
70	2.5	2.1	29.0	260	422	1.62	
				266	434	1.63	1.63
90	2.5	2.4	30.3	268	437	1.63	
				265	437	1.63	1.63
100	3.0	3.0	33.0	264	430	1.63	
				268	434	1.62	1.63

*Mean value of eight readings

8 回の測定の平均値

TABLE E ANGLE DEPENDENCE OF LiF PLATE

表 E LiF 板の方向依存性

Tube Voltage 管電圧 kvp	Angle 角度	Sensitivity* 感度 mv/mR	Percent Ratio パーセント比
90	90° 	4.91	100
	45° 	4.77	97.2
	0° 	4.21	85.7
65	90°	4.84	100
	45°	4.87	101
	0°	3.96	81.8

*Mean value of five plates with 4 to 5 readings in each plate

5 個の LiF 板についてそれぞれ 4 - 5 回測定した値の平均

TABLE F EXPOSURE DOSE - LUMINESCENCE READING RELATIONSHIP

表F 照射線量とルミネッセンス量の関係

Exposure Time 照射時間 sec (秒)	Exposure Dose 照射線量 mR	Luminescence Reading* ルミネッセンス量 mv	Sensitivity 感度 mv/mR	Mean Sensitivity 平均感度 mv/mR	Exposure Time 照射時間 sec	Exposure Dose 照射線量 mR	Luminescence Reading* ルミネッセンス量 mv	Sensitivity 感度 mv/mR	Mean Sensitivity 平均感度 mv/mR
90 kvp, 2.5 mm Al filter, HVL 2.4 mm Al									
1	8.64	14.8	1.71		10	117	195	1.67	
	9.30	16.1	1.73			115	193	1.68	1.67
	9.95	20.6	2.07		30	301	502	1.67	
	10.1	17.4	1.72	1.81		301	501	1.66	1.67
2	17.8	33.1	1.86		60	602	998	1.66	
	17.3	33.1	1.91			596	1010	1.69	
	18.7	36.7	1.96			707	1159	1.64	
	19.0	39.6	2.08	1.95		730	1172	1.61	1.65
3	29.2	47.2	1.62		100	1000	1670	1.67	
	29.7	47.8	1.61	1.62		991	1670	1.68	1.68
6	59.5	98.7	1.66		250	2450	4170	1.70	
	61.1	99.3	1.63			2450	4080	1.67	1.69
	71.2	118.6	1.67		500	4900	8030	1.64	1.64
	70.1	120.1	1.71	1.67	1000	9860	16200	1.64	1.64
10	101	168	1.66						
	100	165	1.65						
65 kvp, 2.5 mm Al filter, HVL 2.0 mm Al									
2	11.0	19.3	1.75		120	728	1190	1.63	
	11.2	22.2	1.98			723	1200	1.66	
	11.9	19.8	1.66			728	1190	1.63	
	11.7	20.4	1.74	1.78		734	1230	1.68	1.65
4	21.5	41.3	1.92		200	1200	1930	1.61	
	21.7	41.9	1.93			1220	1970	1.62	1.62
	21.8	41.8	1.92		450	2680	4440	1.66	1.66
	21.9	41.1	1.88	1.91	900	5460	9120	1.67	1.67
6	36.0	58.8	1.63						
	36.0	60.2	1.67	1.65					
12	76.3	125	1.64						
	76.3	125	1.64	1.64					
40	240	400	1.67						
	240	397	1.65	1.66					
60	365	589	1.61						
	361	587	1.63	1.62					

*Mean value of 4 or 8 readings 4回または8回の測定の平均値

APPENDIX

Dosimetric 線量測定

Approved 承認 10 December 1965

付 録

DOSIMETRY, DIAGNOSTIC MEDICAL X-RAY *

診断用 X 線照射線量

SHIGETOSHI ANTOKU, Ph.D.¹ (安徳重敏); KENJI TAKESHITA, Ph.D.¹ (竹下健児); ROY MILTON, Ph.D.²; HARUMA YOSHINAGA, Ph.D.³ (吉永春馬); WALTER J. RUSSELL, M.D.⁴; SHOZO SAWADA, Ph.D.⁴ (沢田昭三)

Research Institute for Nuclear Medicine and Biology, Hiroshima University¹, ABCC Department of Statistics²,
Kyushu University Faculty of Medicine³, and ABCC Department of Radiology⁴
広島大学放射能医学研究所,¹ ABCC統計部,² 九州大学医学部³ および ABCC放射線部⁴

Purpose To determine individual doses for ABCC subjects per examination for diagnostic X-ray procedures conducted at community hospitals and clinics in Hiroshima and Nagasaki, and to evaluate dose contributions by diagnostic medical X-ray, including photofluorography, radiography and fluoroscopy, to the overall exposure of ABCC subjects to ionizing radiation.

Background Diagnostic medical X-ray is considered an important source of radiation exposure to populations in general, and particularly among the populations of Hiroshima and Nagasaki who experienced the atomic bombs. Dose by medical X-ray is of special importance because of its yet undetermined relationship to the overall radiation experience of those populations upon which long-range studies are being conducted for detection of possible late radiation effects. It has been postulated that cumulative dose from diagnostic medical X-ray might approximate that of partially shielded individuals located at some distance from the hypocenter, and in some instances may exceed that of distant or heavily shielded persons. It is also conceivable that individuals located closer to the hypocenter might receive more frequent X-ray examinations because of readily available and less costly medical care,¹ or anxiety, or both.

Previously a series of projects was conducted jointly by the ABCC Departments of Radiology and Statistics, and the Department of Radiation Biology, Research Institute for Nuclear Medicine and Biology, Hiroshima University, with the following main points for study: The magnitude of medical X-ray exposure as compared with atomic bomb exposure; frequency of medical X-ray exposure between atomic bomb exposed and nonexposed groups; the activity of medical X-ray in Hiroshima and Nagasaki since 1945; methods for estimating the cumulative effect of medical X-ray since 1945; variations in radiological practice by city and type of medical X-ray; frequency of radiation therapy; exposure frequency of ABCC subjects in community hospitals and clinics; individual doses per examination at community hospitals and clinics, and at ABCC; compilation of diagnostic X-ray procedure dose curves for application in community hospitals and clinics in Hiroshima and Nagasaki.

目的 広島および長崎における地元病医院で行なわれた診断用X線の照射に際し、ABCCの各調査対象者が受けた1回の検査当たりの被曝線量を明らかにし、これら調査対象者が受けた電離放射線全被曝量に対する直接、間接撮影、透視検査などの診断用X線による寄与量を推定すること。

背景 一般人にとって、特に広島および長崎における原爆被爆者にとっては、診断用X線は重要な放射線源であると考えられる。現在長期研究計画のもとに原爆被爆による晩発性影響についての検索が行なわれている被爆者においては、これまで照射を受けた総線量に対する医療用X線による被曝線量の関係が明確にされていないから、医療用X線量を明らかにすることは特に重要である。診断用X線による集積被曝線量は、爆心地からかなりの距離でしかも局部的遮蔽下にあった、被爆者が受けた線量に匹敵し、ある場合は遠距離または重遮蔽下にあった被爆者のそれを越えることも考えられる。さらに近距離被爆者の場合は、診療が容易にしかも安価に受けられるとか、¹ 不安をもつとか、あるいはこれら両者の事情が相まって、X線検査を受ける機会が多くなるということも考えられる。

先にABCCの放射線部および統計部は、広島大学原爆放射能医学研究所障害基礎研究部門と提携して、次の諸項目を中心とする一連の共同研究を実施した。すなわち、原爆による被曝線量と医療用X線による被曝線量の比較；原爆被爆者と非被爆者の間の医療用X線照射の頻度の比較；1945年以降の広島および長崎における医療用X線の使用状況；1945年以降の医療用X線による集積線量の推定法；両市別および使用されるX線の検査別からみた放射線科業務の差異；放射線療法の実施頻度；地元病医院でABCCの調査対象者が受けたX線照射の頻度；地元病医院およびABCCで各人が受けた検査1回当たりの被曝線量；広島および長崎の地元病医院に適用するための診断用X線による照射線量曲線の作成、がこれである。

* Based on ABCC and Community Hospital and Clinic Surveys - Hiroshima and Nagasaki
ABCCおよび地方病医院について行なった調査 - 広島・長崎

Results of previous investigations and studies which technically aided this program have already been reported.²⁻¹¹

The basic plan adopted for the study of exposure to medical X-ray among ABCC subjects was as follows: (a) interrogation of subjects examined by the ABCC Department of Radiology to ascertain location and time of exposure to ionizing radiation from medical and occupational sources; (b) interrogation of personnel in community hospitals and clinics to determine technical factors used for the individual exposure reported by the subjects in (a); and (c) dosimetry studies at ABCC using dosimetric apparatus and phantom material to duplicate these exposures and measure bone marrow dose and gonadal dose.

Previously (a)³ and (b)⁴ were followed by dosimetry in 1964,⁵ but the number of subjects per type of examination was small (except for chest examinations) and a larger study was undertaken with a more detailed patient survey⁶ followed by a hospital and clinic survey.⁷ The present study will be the third and final step; dosimetry based on the survey of subjects and the technical factors of exposure reported by the community hospitals and clinics.

Procedure In an earlier study⁵ determination of radiation quality was attempted, but, because of the over-sensitivity of the small polystyrene ionization chambers to the high humidity encountered at the time it was not entirely successful. Depending on atmospheric conditions during the proposed study, either the small ionization chambers or the larger 35 cc chambers will be used to determine radiation quality in the community hospitals and clinics.

Using the data previously obtained in the survey of ABCC subjects,⁶ and the technical factors of exposure obtained during the survey of hospitals and clinics,⁷ conditions of subject exposure will be duplicated in the ABCC Department of Radiology.

In the previous dosimetry study,⁵ all calculations were manually performed. A more efficient method for calculations by electronic computer has been sought and a number of trials have been made, based on the earlier dosimetry study.⁵ The programming for the present study has been undertaken, and is essentially complete.

The results obtained in this study will be reported as: Individual bone marrow (calculated using the values of Ellis¹² with some modification¹¹) and gonadal dose per examination; range of dose to bone marrow and gonads; gonadal and bone marrow dose curves (after the method

これらの調査, ならびにこの計画を助けた基礎的諸研究の結果はすでに報告した。²⁻¹¹

ABCCの調査対象者が受けた医療用X線照射の調査にあたって採った基本方針は次のとおりである: (a) ABCC放射線部の被検者に対して質問を行ない, 医療用および職業用線源による電離放射線の照射を受けた場所および日時を確かめる, (b) 地元病医院の職員に尋ねてこれら被検者の報告にかかる各照射の技術的条件を明らかにする, (c) 線量測定器および人体模型を用いてABCCでこれらの照射状態を再現し, 骨髄線量および生殖腺線量を測る。

上記(a)³および(b)⁴については1964年⁵にすでに線量測定が行なわれているが, (胸部X線検査の場合を除き) 各種検査当たりの被検者数が少なかったため, さらに詳細に行なった患者調査⁶および続いて実施された病医院調査⁷の結果に基づき, さらに大規模な研究に着手した。今回の研究は第3回目で, しかも最終段階のものであって, 被検者の調査および地元病医院から報告された照射の技術的条件に基づいて行なう線量測定である。

調査方法 先の研究⁵では放射線の線質を明らかにしようという試みが行なわれたが, 当時湿度が高く, これに対するポリスチレン製の小電離箱の感受性が過度であったため, この試みは完全な成功とはならなかった。今回の研究では, その実施期間中の気象条件に応じて, あるいは小電離箱, あるいは大型の35cc電離箱を使用し, 地元病医院における放射線の線質を明らかにする。

ABCCの調査対象者を調べて,⁶ 先に入手した資料と病医院の調査⁷で判明した技術的条件に基づいて, これら調査対象者について実施された放射線照射状態をABCC放射線部で再現する。

以前の線量調査⁵では, 計算はすべて手動式計算器を用いて行なった。その後電子計算器によるもっと効果的な方法を取り入れ, 先の線量調査⁵資料に基づく予備的計算がいくどか行なわれた。かくて今回の調査に対するプログラミングに着手し, 現在この作業はだいたい完了するに至った。

今回の研究においては次のような成果が期待される。各人が受けた1回の検査当たりの骨髄線量(Ellisによる数値¹²に若干の修正を加えて¹¹計算)および生殖腺線量値; 骨髄線量および生殖腺線量値の範囲; 各種技術的条

of Epp¹³) for various technical factors; comparative cumulative gonadal and bone marrow dose by diagnostic procedure among atomic bomb survivors and persons who were not in the cities at the time of the bombs.

Equipment *X-ray Unit* General Electric diagnostic radiographic unit; 130 kvp; 500 mA; full-wave rectification. G.E. diagnostic fluoroscopic unit. Image intensifiers and photofluorographic units (in community).

Dosimeters Baldwin-Farmer Electrometer, Type RB; Electronic Instruments Limited Dosimeter, Model 37A.¹⁴

Ionization Chambers Multiple polystyrene ionization chambers, constructed by the Biophysics Division, Sloan-Kettering Institute,¹⁵ for use with the Baldwin-Farmer Electrometer; Electronic Instruments Limited, Model A37A,¹⁶ 35 cc capacity ionization chambers, for use with the Electronic Instruments Limited Dosimeters.

Phantom Material Mix-D Material: Three sets of plain phantom material have been constructed for use with the above dosimeters and ionization chambers for the determination of radiation quality, scattered radiation, and dose inside and outside the direct beam of X-ray. A mix-D phantom containing a human skeleton, and beeswax-impregnated cellulose to represent lung tissue has been especially constructed to accommodate small polystyrene ionization chambers which can be inserted within the marrow cavities contained in removable sections of the phantom, at 16 different locations according to the method of Laughlin.¹⁷ This manikin also contains a removable 'barium-filled stomach,' which can be replaced with a block of plain Mix-D material.

Timer A special timer will be inserted into the circuitry of the X-ray unit to assure accuracy in exposure factors.

Miscellaneous Humidity and temperature recorder, densitometers and industrial films to be used in accordance with a previous study in this series.¹⁰

Additional Costs Transportation for personnel to and from community hospitals and clinics during the early part of the study (about 3 months). Additional equipment required will be the special timer (about \$50-75) and a densitometer (about \$400).

Replacement for a radiologic technician now working in the dosimetry program must be assured as previously agreed.

Summary A diagnostic medical X-ray dosimetry study will be made to determine the individual dose to ABCC subjects during diagnostic X-ray procedures in community hospitals and clinics in Hiroshima and Nagasaki.

件別生殖腺線量および骨髄線量の曲線 (Epp の方法¹³ による); 原爆被爆者および非被爆者における, 診断用検査別集積生殖腺線量および骨髄線量の比較.

設備 X線撮影装置. General Electric 社製診断用X線撮影装置; 130 kvp; 500 mA; 全波整流. G. E. 診断用透視装置, X線蛍光増倍管, および間接撮影装置 (地元病医院における).

線量計. RB型Baldwin-Farmer 電位計; Electronic Instruments 社製37A型線量計.¹⁴

電離箱. Baldwin-Farmer電位計用のSloan-Kettering 研究所生物物理部門 製作のポリスチレン製電離箱;¹⁵ Electronic Instruments 社製線量計用の同じく同社製 A 37 A 型 35cc 容量電離箱.¹⁶

人体模型材. Mix-D材: 前記の線量計および電離箱を使用して, 放射線の線質, 散乱線線量, ならびにX線束の線束内および外の放射線量を測定するために, 3組の無骨人体模型材の作製を行なった. Mix-D人体模型は, 人体骨格を含み, 肺組織に該当する部分は蜜蝋透過セルローズによって構成されている. この模型はポリスチレン製小電離箱が入れられるように特別に作られたもので, 電離箱は Laughlin の方法¹⁷ に従って, 人体模型の16か所の骨髄腔内および生殖腺部に挿入される. この電離箱を挿入する骨の部分は人体模型から取りはずすことができる. さらにこの人体模型には取りはずしのできる「バリウムを充盈した胃」もはいており, これは Mix-D 材のみで構成されているブロックと取り替えることができる.

タイマー. 特別タイマーをX線撮影装置の回路に入れ, 照射条件の正確を期する.

その他. 湿度および温度記録装置, 前回の研究と同様の目的で使用する濃度計および工業用フィルム.¹⁰

追加経費 本調査の初期において (約3か月間) 職員が地元病医院进行に訪問するに要する往復交通費. 新たに備えつけを要する特別タイマー (約\$50-75) および濃度計 (約\$400) の購入費.

現在線量測定計画の業務に従事している放射線部技術員の補充は必ず先に協定したとおり実施すること.

要約 広島および長崎の病医院で使用している診断用X線検査で, 各ABCCの調査対象者が受けた放射線量を明確にするため, 診断用X線量測定に関する調査を行なう.

This survey will be based upon the experiences of a greater number of subjects in a broader spectrum of procedures than in earlier studies and will permit more definitive bone marrow and gonadal dose determinations.

この調査は、先の研究の場合よりも多数の人が受けるより広範な検査によるものであって、骨髄線量および生殖腺線量をいっそう明確にすることができるであろう。

References

参考文献

1. 原子爆弾被爆者の医療に関する法律、厚生省、昭和32年3月3日公布（法律第41号）；昭和35年8月1日改正 法律第1365号）；昭和36年3月3日改正（閣令第89号）
(A-bomb Survivors Medical Treatment Law, Health and Welfare Ministry. Enacted 3 March 1957 (Law No. 41); Amended 1 August 1960 (Law No. 1365); Amended 3 March 1961 (Government Ordinance No. 89))
2. ISHIMARU T, RUSSELL WJ: ABCC-JNIH Adult Health Study Hiroshima and Nagasaki 1961. Exposure to medical X-ray, preliminary survey. ABCC TR 07-62
(ABCC—予研成人健康調査、広島・長崎、1961年・医療用X線の照射に関する予備調査)
3. 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 09-63
(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)
4. IHNO Y, RUSSELL WJ, ISHIMARU T: ABCC-JNIH Adult Health Study Hiroshima and Nagasaki November 1962-January 1963. 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)
5. ANTOKU S, YOSHINAGA H, et al: Dosimetry, diagnostic medical X-ray; exposure of ABCC subjects in community hospitals and clinics. ABCC TR 06-65
(診断用X線照射線量測定、病院および医院においてABCC被検者の受けた線量)
6. RUSSELL WJ, SAWADA S, WAKABAYASHI T: Exposure to medical X-ray; survey of subjects January 1964-January 1965. ABCC Research Protocol 108-64
(医療用X線照射、1964年1月—1965年1月の被検者の調査)
7. SAWADA S, RUSSELL WJ, et al: Exposure to medical X-ray; community hospital and clinic survey; Hiroshima and Nagasaki. ABCC Research Protocol 122-65
(医療用X線照射、病院および医院の調査、広島・長崎)
8. SAWADA S, RUSSELL WJ, et al: Radiological activity survey, community hospital and clinic; Hiroshima and Nagasaki. ABCC Research Protocol 119-64
(病院および医院についての放射線活動の調査、広島・長崎)
9. MATSUURA K, SAWADA S, et al: Radiological practice and medical records in a large general hospital in Hiroshima. ABCC TR 08-65
(広島市内のある総合病院における放射線診療と医学記録)
10. YOSHINAGA H, TAKESHITA K, et al: A method for determining patient exposure and bone marrow dose during fluoroscopy. ABCC TR 07-65
(透視における患者の放射線被曝量および骨髄線量の測定法。)
11. RUSSELL WJ, YOSHINAGA H, et al: A method for determining active bone marrow distribution. ABCC TR 28-64
(赤色骨髄分布の測定法)
12. ELLIS RE: The distribution of active bone marrow in the adult. Phys Med Biol 5:255-8, 1961
(成人における赤色骨髄の分布)
13. EPP ER, WEISS H, LAUGHLIN JS: Measurement of bone marrow and gonadal dose from the chest X-ray examination as a function of field size, field alignment, tube kilovoltage and added filtration. Brit J Radiol 34:85-100, 1961
(照射野の面積と設定位置、管電圧、および付加濾過板の関数としてみた胸部X線検査による骨髄線量および生殖腺線量の測定)
14. STUART S, OSBORN SB: A wide range direct reading X-ray dosimeter. Phys Med Biol 3:255-63, 1959
(広範囲直読式X線量測定器)
15. GARRETT R, LAUGHLIN JS: A diagnostic X-ray exposure dose chamber. Health Phys 2:189-94, 1959
(診断用X線量測定器)
16. OSBORN SB, BURROW RG: An ionization chamber for diagnostic X-radiation. Phys Med Biol 3:37-43, 1958
(診断用X線用電離箱)
17. LAUGHLIN JS, MEURK ML, et al: Bone, skin, and gonadal doses in routine diagnostic procedures. Amer J Roentgen 78:961-82, 1957
(通常の診断用X線照射における骨髄、皮膚および生殖腺線量)