放射線診療における積分線量の測定

その1 プラスチックシンチレーターを用いて 行う積分線量測定について

一 本 保

東京医科歯科大学歯学部歯科放射線学教室（指導：中村正教授）

（昭和43年7月15日受付）

The Measurement of The Integral Absorbed Dose in Radiation Therapy and Diagnosis.

Part I. On The Plastic Scintillator Method Applied in The Integral Absorbed Dose Measurement.

Tamotsu Hitomoto

Department of Radiology, School of Dentistry

Tokyo Medical and Dental University

(Director: Prof. Tadashi Nakamura)

目 次

- I. 緒言
- II. Plastic Scintillator Phantom による積分線量測定法（村井法）の原理
- III. 村井法の改良について
- IV. X線照射装置に関する予備的検討
 - 1) 照射装置のX線出力の再現性について
 - 2) 管電流とX線強度との比例関係について
 - 3) 管電流の変化が線質に及ぼす影響について
- V. 実 験
 - 1) Plastic Scintillator Phantom からの散乱X線が、光電流に及ぼす影響について
 - 2) 光学的効率“g”の変動について
 - 3) 積分線量と光電流との比例関係の精度について
- VI. 考 察
- VII. 結 論
- VIII. 文 献

I. 緒 言

放射線の生物学的効果、特に全身照射による

死、放射線治療の際の耐容限度、宿酔、あるいは末梢血液の変動等は、放射線の照射をうけた生物が吸収した全エネルギー、すなわち積分線量に依存すると言われる^{1) 2)}。また、放射線治療の際、極めて重要な役割を演ずる腫瘍致死線量と正常組織耐容線量の比 Therapeutic Ratio³⁾ に関しても、腫瘍および正常組織の吸収した積分線量から論ぜられる傾向もあり⁴⁾、さらに放射線障害についても、医療用放射線の大部分を占める診断用X線の照射の際の積分線量のもつ意義も大きいものとする。而し乍ら、積分線量の概念は、物理学者⁵⁾ によつて、創説され、その算定の方法は、主として数学的基盤の上に立つて開発されて来た^{5) 6) 7) 8) 9) 10) 11)}。

したがつて、放射線の照射条件についての仮定が多く、極めて理想化された照射条件について算定がなされた。一方、放射線による診断および治療における照射条件の決定は、夫々の目的に対して最上のものを選ぶために、選び出された照射条件は、積分線量の算定のために理想化された照射

条件と一致しないのが通常である。このため、任意の照射条件下における積分線量を求めようとする要求が生じた。村井¹²⁾¹³⁾¹⁴⁾は簡単に任意の照射条件下における積分線量を求めるために、Plastic Scintillator による測定法を創案した。この論文は村井の開発した積分線量の測定法に改良を加えその精度について検討することを目的とした。

II. Plastic Scintillator Phantom による積分線量測定法（村井法）の原理

積分線量は、放射線の照射をうけた物質が放射線から吸収した全エネルギーと定義され⁵⁾、その単位はグラム・ラッド(g·rad)である。今 Mg の物体の中の微小質量単位 dm が D rads のエネルギー吸収をした場合、その積分線量 $d\Sigma$ は $d\Sigma = D \cdot dm$ で表はされ、したがって、全質量 M についての、積分線量 Σ は $\Sigma = \int_0^M D \cdot dm$ で表わされる。

放射線診断あるいは治療における、体外照射の場合、全身に比べて、放射線の入射口、すなわち照射野の面積は比較的小さい。そのため、照射野に含まれる部分を $M_1 \cdot g$ とし、その積分線量を Σ_1 とすれば、 $\Sigma_1 = \int_0^{M_1} D \cdot dm$ において、D が大きくて、 M_1 が小さく、反対に、照射野外の部分 ($M_2 \cdot g$) では、D が小さく、 M_2 が大になる傾向を示し結果として、全積分線量 (Σ) の中で後者の帰与を無視出来なくなる。また、照射野に含まれる部分の積分線量については、前述のように、理想化された照射条件についての積分線量の算定は、可能であつても、任意の照射条件下における算定は、主として、数学的計算の基礎となる線量の空間的分布に関する資料の不足が原因となつて、困難であり、またこのことは、照射野外の積分線量の理論的算定をさらに困難にしている。これらの困難を排除し、臨床のレベルで、簡単に積分線量を求めるには、測定による方法が最上と考え、村井¹²⁾¹³⁾¹⁴⁾は Plastic Scintillator を利用することによつて測定を可能にした。

Plastic Scintillator は、放射線の検出器の一つであり、その化学組成は C_nH_n である。さらに

有効原子番号、密度、および電子密度は夫々 5.69, 1.06, $3.24 \times 10^{23}/g$ であつて、有効原子番号の項以外は、放射線に対して、ほぼ水(有効原子番号: 7.42) と等価と考えられる。

Plastic Scintillator は、 $\times$ 線、 γ 線の照射をうけると、紫外線の波長に近い蛍光を発し、積分線量の測定器として、1) 単位時間当りに吸収する放射線の全エネルギー(積分線量率)と発する蛍光の強さの間には一次比例関係があること。2) この比例関係は、放射線そのもののエネルギーには依存性がないと考えられることの二つの大きな利点を有している¹²⁾¹⁵⁾¹⁶⁾。

したがつて、Plastic Scintillator を用いて適当な大きさの Phantom を作り (Plastic Scintillator Phantom. 以下 P.S.P と略す) 之に蛍光の強さを測定するための光電子増倍管を組み込んだ測定系を作れば、光電流を測定することによつて P.S.P が種々なる照射条件下で吸収する積分線量の相対比は、次の関係により求まる筈である。

今 P.S.P の質量を、M、ある照射条件下での積分線量を、 I_d 、その照射条件下で、P.S.P 内の任意の場所にある微小単位質量 dm の吸収する線量を D rads とすれば、全積分線量 I_d は、先に述べたように、

$$I_d = \int_0^M D \cdot dm \text{ g} \cdot \text{rad} \cdots \cdots \cdots (1)$$

で与えられる。

さらに、Scintillator の発光効率を、 η 、蛍光が光電子増倍管の光電極に達する光学的効率を、g、蛍光の量子エネルギーを、 $h\nu$ 、比例定数を、K、とすると、式(1)で示した積分線量 I_d を吸収した P.S.P から得られる光電流を I_p とすると、 I_p は、次のように表わされる。

$$I_p = K \cdot \eta \cdot g / h\nu \cdot I_d \cdots \cdots \cdots (2)$$

今 式(2)における光学的効率 g を定数化出来るような測定系を作製すれば、光電流 I_p は

$$I_p = K \cdot I_d \cdots \cdots \cdots (3)$$

によつて、簡単に与えられる。

したがつて、異なつた二つの照射条件 X および

図1 測定系の模型図

- A. 木製暗箱
 B. Plastic Scintillator Phantom (松下電工製)
 C. 光電子増倍管 (東芝製光電子増倍管 7696)
 D. 高圧電源 (東芝製 Medical Spectrometer 用高圧電源)
 E. 電流計 (横河製真空管電圧電流計)

Y下における積分線量を夫々 D_x および D_y とし、それに対応する光電流を、 I_x および I_y とすると、式(3)より $I_x = K \cdot D_x$, $I_y = K \cdot D_y$ が得られ、積分線量の相対比は

$$\frac{D_x}{D_y} = \frac{I_x}{I_y} \dots\dots\dots (4)$$

により与えられる筈である。

また、照射条件Yを固定し、その条件下における P.S.P の積分線量の値 D_y を別法により算定して得れば、他の任意の照射条件X下における積分線量の値 D_x は

$$D_x = D_y \times \frac{I_x}{I_y} \text{ g. rad} \dots\dots\dots (5)$$

により、得られる。ただし、 I_y は固定された条件Yの下における光電流である。

村井は、式(2)における因子gを定数化し、式(3)の関係が成立するような測定系として、P.S.P を長方形の暗箱の一端に収め、他端に光電子増倍管を取りつけて、P.S.P と対応させ、暗箱の内部に白色エナメルを塗布して、蛍光の大部分を乱反射により光電子増倍管の光電面に到達させ

る装置を作製した。

III. 村井法の改良について

前項の式(3)を満足させるべく作製された村井による測定装置は、積分線量と光電流の比例関係、照射野の大きさ、焦点-フアントーム表面間距離、X線線質等の照射条件の変化と、それに伴う光電流の変化の傾向について、略々満足すべき結果を示した。しかし乍ら、新たな測定装置開発に最も必要な測定精度を検討するためには、なお不備な点があり、これらに改良を加えて、測定精度につき実験を行ない検討を加えた。

改良は主に次の点についてなされた。すなわち

1) 光学的効率gを定数化するために、P.S.P と光電子増倍管の距離を増すこと。

2) 光電子増倍管に負荷する高電圧電源の精度を上げ、しかも負荷電圧の動揺を少なくすること

3) 光電流測定用電流計の測定範囲を拡げ、さらに精度の高いものとする。の三点である。

改良された測定装置を図1および図2に示す。改良点。1) に関しては、暗箱の長さを 80cm か

図2 測定に使用した照射装置及び測定器具

- A. 照射装置 (Siemens Stabilipan 250)
- B. 木製暗箱
- C. 高圧電源 (東芝製Medical Spectrometer用高圧電源)
- D. 電流計 (横河真空管電圧電流計)

ら、100cmに延ばすことにより、2) および3) に関しては、諸種検討の結果、乾電池式電源を、東芝メデイカルスペクトロメータ用高圧電源に改め、横河真空管電圧電流計を採用することによって解決した。また光電子増倍管は東芝7696を使用した。

IV. X線照射装置に関する予備的検討

市販され、臨床で用いられているX線照射装置は、その物理的性能が、本報で述べるような、測定系の精度の検討を目的とする場合、必ずしも十分でないものが多い。

今回の目的に使用するX線照射装置の物理的性能に関して、次に述べるような必須の三項目について予備的実験を行なった。すなわち

- 1) 照射装置のX線出力の再現性について
- 2) 管電流とX線強度の比例関係について
- 3) 管電流の変化が線質に及ぼす影響について

の三項目である。

用いたX線装置は、Siemens 社製深部治療用X

線装置 Stabilipan 250 である。

なお、本装置は作製した測定装置の精度検討に関する全実験に使用した。また線量測定に使用した線量計は、検定済の Victoreen Condenser Type 線量計, Model 570, Chamber: 70—5, 131, 250, およびこれらを Reference chamber として校正した Siemens Universal 線量計である。

予備実験 1) 管電圧 200kV, 管電流 16mA, 半価層 4mm Al, 照射野の大きさ 10cm×10cm の照射条件下で行ない、60 日間に 31 回、1 回につき 10 度の測定の結果、線源—線量計間距離 50cm での出力の平均は 91.7 R/min, 標準偏差 0.94, 1.02 %であつた。

予備実験 2) 1) の照射条件中、半価層を 2 mm Cu に変え、管電流 2, 4, 6, 8, 10, 12, 14, 15, 16, 18, 20, mA について夫々線量率を測定した。表1および図3に示すように、管電流およびX線強度の間には十分な比例関係が得られた。

表1 Siemens Stabilipan 250 における管電流と空気中線量率 (管電圧 200kV, 半価層 2mm Cu)

mA	4	6	8	10	12	14	15	16	18	20
R/min	7.3	11.1	14.6	18.3	22.6	25.6	27.7	29.6	33.2	36.7

図3 Siemens Stabilipan 250 における管電流と空気中線量率との関係 (管電圧 200kV, 半価層 2mmCu)

予備実験 3) 後述するように、作製した測定装置の精度検討のために行なった実験で、積分線

図4 管電圧 200kV, 濾過板トレウス 1 (半価層 2mm Cu)
管電流 18mA 及び 2mA の減弱曲線

量を比例的にかえるパラメーターとして、管電流を用いた。この際、管電流の変化は、X線線質に影響を及ぼさないことが、必要条件として要求される。しかしながら、臨床で用いるX線照射装置では、管電流を大きく変えると、X線線質が影響を受けるのが通常で、その大小について検討を加えた。管電圧 200kV, 半価層 2 mm Cu において、装置に許容される管電流の差を最大にとるため、管電流 2mA と 18mA の二種類を選び、夫々の条件下における銅による減弱曲線を求めて比較をし、管電流の変化は線質に影響を及ぼさないという結果を得た。図 4 はその結果を示す。

以上の三種の予備実験の結果、本実験に使用するX線装置では、日時による出力の変動が無視出来ることおよび、管電流とX線強度は比例関係を示すこと、管電流の変化がX線々質に影響を及ぼさないことが確認され、本来の積分線量測定装置のもつ精度検討のために十分使用出来るものと考えた。

V. 実 験

1) Plastic Scintillator Phantom からの散乱X線が、光電流に及ぼす影響について

X線あるいは γ 線によつて、本装置のP.S.P.を照射するとき、その一部は散乱線として、光電子増倍管の光電面に到達し、測定される光電流に何

らかの影響を与える。この影響の大小について、以下のような検討を行なつた。

方法および結果

照射条件：200kV, 管電流 18mA, 半価層 2mm Cu, 焦点・ファントーム間距離 50cm および照射野の大きさ、 78.5cm^2 (直径 10cm) の下で、ファントームの中心部を照射し、光電流を測定した。次いで光電子増倍管の光電面を、黒紙で覆い、P.S.P.が発する蛍光を遮断し、散乱線のみを帰与の大きさを測定した。測定された光電流の平均は、前者が 6650nA, であつたのに対し、後者は僅か、0.57nA, 0.01%にすぎず、P.S.P.からの散乱線の影響は、無視出来るものとした。

2) 積分線量測定装置の光学的効率 g に関する検討

式 (2) に示すように、P.S.P. が吸収した積分線量と、それに対応する光電流との間には $I_p = K \cdot \eta \cdot g / h\nu \cdot I_d$ なる関係が成立し、しかも、 I_d の如何に拘わらず、この関係が成立するためには、装置の構造によつて左右される光学的効率 g が一定であることが必要である。作製した測定装置において、光学的効率 g がどの範囲迄、定数と見做し得るかについて検討した。

方法および結果

本測定装置では、使用したP.S.P.は表面の広さが $28\text{cm} \times 28\text{cm}$ あり、P.S.P. 上の点と光電子増

倍管の光電面との距離は、約73cm から100cmの範囲にわたる。若し、光学的効率 g が一定であれば、P.S.P の任意の位置から、同じ強さの蛍光を発生しめたとき、得られる光電流の大きさは、一定になる筈である。

同じ強さの蛍光を発生させる方法として、P.S.P にX線の細束により等しい量の積分線量を与える方法を用い、これにより P.S.P 表面上の種々なる位置の照射を行ない、得られた光電流の変動の大きさから、光学的効率 g を定数と見做し得る範囲を検討した。

照射は、管電圧 200 kV、管電流 18 mA、半価層 2mm Cu、焦点・フアントーム間距離 50cm、照射野の大きさ、直径 1 cm で行ない、照射方向は P.S.P の表面に垂直とした。P.S.P の表面での照射部位は、図 5 に示す合計 21 点で、P.S.P の中

図5 X線細束による同一積分線量を与えた Plastic Scintillator Phantom 表面上の部位

心を中心とする直径 10cm および 15cm の円周上に配置した。照射により得られた夫々の照射部位に対応する光電流の平均値を図 6 に示す。測定点 21 についての光電流の平均は 97.4nA、標準偏差 $\sigma=3.1, 3.2\%$ であり、直径 10cm の円周上の 8 点および中心を加えた計 9 点の測定値の平均は 100.6nA、標準偏差 $\sigma=0.67, 0.7\%$ であった。

実際の使用に当って、P.S.P の辺縁部のみを取って照射することはない。P.S.P の中央部を照射し

図6 X線細束により照射をうけた部位とそれに対応した光電流 (nA)

ている限り、臨床の水準においては、光学的効率は一定と見做し得ると考えた。

3) 積分線量と光電流との比例関係の精度についての検討

前項の実験によつて、式 (2) $I_P = K \cdot \eta \cdot g / h\nu \cdot I_d$ は本装置においては、先に述べたように式 (3)、すなわち $I_P = K \cdot I_d$ として取り扱う事が可能となった。理論式 (3) $I_P = K \cdot I_d$ 中の比例定数 K に関して、実際測定上の精度を以下のようにして検討した。

式 (3) $I_P = K \cdot I_d$ 中積分線量 I_d は、管電圧線質、焦点・表面間距離、照射野の大きさ等の照射条件を一定に保てば、空气中線量率に一次比例し、また、以上の照射条件の中、一定の空气中線量率下で、照射野の大きさを変化させれば 100 cm^2 以内では、積分線量と照射野の大きさの間にも比例関係が成立すると考えられる^{9) 10) 11) 12) 13)}。したがって空气中線量率を D 、照射野の大きさを A とすれば、式 (3) $I_P = K \cdot I_d$ における積分線量 I_d は

$$I_d = K' \cdot D \cdot A \cdots \cdots \cdots (6)$$

で表される。すなわち式 (3) $I_P = K \cdot I_d$ における積分線量 I_d は、空气中線量 “ D ” と照射野の大きさ “ A ” との組合せによつて、広範囲に変化させることが可能であり、しかも、夫々の組合せに対応して得られる光電流 I_P との間には

$$\frac{I_p}{I_d} = K \cdots \cdots (7)$$

$$\text{または } \frac{I_p}{I_d} = \frac{I_p}{K' \cdot D \cdot A} = K'' \cdots \cdots (8)$$

なる関係が成立する筈である。

なお、予備実験(2)および(3)で述べたように、本実験に使用したX線装置 Siemens Stabipan 250 では、空气中線量率と管電流との間には十分な一次比例関係が成立し、また管電流の変化が線質に影響を与えない。したがって、比例精度の検討に当つては、式(8) $\frac{I_p}{I_d} = \frac{I_p}{K' \cdot D \cdot A}$ 中空气中線量率Dの代りに、管電流 mA を用い

$$\frac{I_p}{I_d} = \frac{I_p}{K''' \cdot \text{mA} \cdot A} = \sigma_i \cdots \cdots (9)$$

として実験を行なった。すなわち、測定精度は σ_i の動揺の範囲の検討をすることによつて知る事が出来る。

方法および結果

比例精度の検討に用いた照射条件は、管電圧 200 kV、半価層 2mm Cu、焦点・表面間距離 50cm であり、また、空气中線量率は管電流を 4, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20mA と変えることによつて変化させ、照射野は厚さ 3mm の鉛板を用いて面積 0.785cm², 78.5cm² の円, 9cm², 20cm², 40cm², および 100cm² の矩形, 計 6 ケを作製した。したがって、管電流および照射野の大きさの組合せは、54 組となり、夫々について約 4 回、計 214 回の測定を行なった。得られた結果を用いて

式(9) $\frac{I_p}{I_d} = \frac{I_p}{K''' \cdot \text{mA} \cdot A} = \sigma_i$ における“ σ_i ”すなわち、単位管電流、単位面積当りの光電流を測定点 214 について、計算し表わしたものが図(7)である。

なお、得られた σ_i の値の分布は、危険率 5% の水準で正規分布を示し、その平均値は 19.2, 標準偏差 $\sigma_s = 0.62$, 3.2% であつた。以上により、本装置において、積分線量と光電流の間には、精度の高い一次比例関係が成立するという結論が得られた。すなわち、異つた任意の照射条件下における、積分線量の比は本装置を用いて、光電流測定という比較的簡単な操作で、しかも高い精度で、求められることになる。

VI. 考 察

臨床の放射線診療において、積分線量は、個々の照射条件について、その価が得られれば意義があると考えられていながら¹⁷⁾、算定の方法が煩雑なために、実際とは可なりかけ離れた所で論議されていた。

著者は、Plastic Scintillator Phantom を使用する積分線量の測定法(村井法)に若干の改良を加え、高い精度でしかも広範囲に積分線量の測定が行なえるような装置を作製した。原理は Plastic Scintillator が放射線のエネルギーを吸収して発する蛍光を光電流として測定することである。本装置において、測定精度を左右する主な因子につい

図7 種々な照射野の大きさと管電流の組合せによつて得られた管電流(nA)と夫々の組合せにおける単位面積、単位管電流当りの光電流(σ_i)

て、実験検討を加えた結果、本装置を使用して得られる、種々な照射条件下における積分線量の相対比の精度は3.2%であった。このことは放射線診療上行なわれる他の線量測定、あるいは線量の算定に比しても、臨床水準では十分なものと考えられる。また、測定し得る積分線量の大きさの範囲は、光電流の大きさに9nA から10000nAに及ぶ、すなわち、約1:1000の範囲で積分線量比が求められることになり、放射線診断領域から放射線治療領域迄への応用が可能であることを示している。

したがって、本装置を使用することによって、異った照射条件XおよびYの下における、積分線量の比は、式(4)に示したように、夫々の条件下における光電流 I_x と I_y を測定し、その比 $\frac{I_x}{I_y}$ を求めることによって、直ちに得られることになる。

また、任意の照射条件下の積分線量値 D_x は式(5) $D_x = D_y \times \frac{I_x}{I_y}$ に示したように、積分線量 D_y が既知である照射条件下の光電流 I_y と対象とする照射条件下での光電流 I_x を測定することによって求められる。

村井によれば、管電圧200kV、半価層2mmCu、管電流18mA、焦点・ファントム表面間距離50cm、照射野の大きさ78.5cm²、Phantomの表面の位置における空気中線量率32R/minの条件下でのPlastic Scintillatorの吸収する積分線量はPhantomの表面の位置における空気中線量1R当り $1.53 \times 10^3 \text{ g} \cdot \text{R}$ である。

この値に依れば、上述の照射条件下での管電流1mA、照射野1cm²当りの積分線量は $34.7 \text{ g} \cdot \text{R}$ で与えられ、さらにこの値は作製した装置における単位管電流、単位照射野当りの光電流19.2nAに対応することになる。したがって、任意の照射条件下における積分線量値 I_D は、本装置によって測定される光電流 I_P から、次の関係によって容易に求められる。

$$I_D = 34.7 \times \frac{I_P}{19.2} (\text{g} \cdot \text{R})$$

$$I_D = 1.78 \times I_P (\text{g} \cdot \text{R}) \dots \dots \dots (10)$$

しかし乍ら、X線のエネルギーが低く、エネルギー吸収に関して、光電効果が大部分を占める領域では有効原子番号5.69のPlastic Scintillatorを直ちに、有効原子番号7.42の水(人体)と等価とは見做し得ない、本法の低エネルギー領域での積分線量値の算定には、この点に関する補正が必要であると思う。

なお、管電圧200kV、半価層2mmCu、焦点・ファントム表面間距離50cmの照射条件下では管電流1mA、照射野の大きさ1cm²当りの光電流は $19.2 \pm 0.62 \text{ nA}$ であった。上記の照射条件下であれば、光電流を測定することなしに、用いた管電流と照射野の大きさから直ちにそれに対応する、光電流が得られることを示す。したがって、村井の算出した値を用いれば式(10)を用いることによって、光電流を測定することなしに、積分線量値も求められることになる。今後、先に述べた低エネルギー領域の有効原子番号に関する補正がなされれば、管電圧200kV、半価層2mmCu、焦点・表面間距離50cmの照射条件下と同じように、本装置による測定資料を基礎とすれば、測定を行わなくても、積分線量、あるいは積分線量値が、臨床で用いられる一般的な照射条件について求め得ると考える。

また、本装置でのPlastic Scintillator Phantomの大きさは28cm×28cm×15cmであつて、胸部、腹部の照射時の大きさに模した。ただし、その形は直方体であつて、この点もまた、人体と見做し得ない。球のPlastic Scintillatorを水中に沈めて、照射をし、光電流を測定した結果、Plastic Scintillatorの形の変化が光学的擾乱を左程、来たさない事が確められた¹⁸⁾ので、今後は許容される範囲でPlastic Scintillatorを人体各部に似せた形に改めることを考えている。

なお、近年になつて化学線量計^{19) 20)}による測定が比較的容易になつた。本法による測定結果と化学線量計による測定結果との比較検討も行われなければならない事柄であると考ええる。

VII. 結 論

1, 積分線量装置 (村井法) に改良を加えた。

2, 改良装置の測定精度に検討を加えて, 次の結果を得た。

i) Phantom からの散乱 X 線が光電流に及ぼす影響は, ほとんど無視できる程度であつた。

ii) 光電流測定装置の光学的効率 g の値の変動は, Phantom の中心に中心をおく直径 15cm の円内に発光が起る場合, 3.2%であつた。

iii) 積分線量と光電流との間の一次比例の精度は, 線量比 1 : 1000 の範囲にわたり 3.2%であつた。

iv) 本測定装置を用いて, 任意の照射条件に対する光電流 I_P のみ測定すれば, 求めんとする積分線量 I_D は次のごとく簡単に得られる。

$$I_D = 1.78 \times I_P (g \cdot R)$$

以上により, 改良された測定装置は, 実用上満足な測定精度を有するものと認めた。

謝 辞

稿を終るにあたり, 終始懇切な御指導, 御校閲を賜つた, 歯科放射線学教室, 中村正教授, 東北大学歯学部, 村井竹雄教授に対し, 心から感謝の意を捧げます。

また, 終始, 御教示, 御支援戴きました医学部放射線医学教室, 足立忠教授, 癌研究会癌研究所 第 6 研究室 (物理) 主任研究員, 尾内能夫博士, 医学部放射線医学教室, 小西圭介理学士に深い謝意を表します。

併せて, 実験にあたって, 種々御協力下さいました, 歯科放射線学教室大学院, 坂巻公男歯学士および教室各位に御礼を申し上げます。

本論文の要旨の一部は第 12 回日本医学放射線学会物理専門部会で発表した。

文 献

- 梅垣洋一郎他: 食道癌の放射線治療, 臨床放射線 10 巻, 4, 289-302, 1965.
- Ellis, F.: Volume Dose in Radiotherapy. Brit. J. Radiol. 18, 240-246, 1945.
- Paterson, R.: The Treatment of Malignant Disease by Radiotherapy. P. 14, 1963. Edward Arnold (Publishers) L. T. D., London.
- 宮川正, 飯野祐: 放射線治療の空間的線量分布 (第 1, 2 篇) 日医放会誌, 第 20 巻, 1205-1213 1960, 第 23 巻, 893-906, 1963.
- Mayneord, W. V.: Energy Absorption. Brit. J. Radiol., 13, 235-247, 1940.
- Haphey, F.: Volume Integration of Dosage for X-and γ -Radiation. Nature 145, 668-669, 1940.
- Haphey, F.: Calculation of Energy Absorbed in Irradiation Tissue. Nature, 146, 96, 1940.
- Meredith, W. J. and G. J. Neary: The Production of isodose curves and the calculation of energy absorption from the standard depth dose data Part 1 and 11, Brit. J. Radiol., 17, 75-82 and 126-130, 1944.
- Loeffler, R. K.: A Simplified Method of Estimating Integral Dose in Radiotherapeutic Practice, Radiology 67, 371-377, 1956.
- 江藤秀雄: エックス線の作用量およびその分布の求め方 (其の三と四) 日本医放会誌, 9, 11-17, 1949.
- 岡島俊三: ^{60}Co 遠隔照射法の研究 (第 5 報), 容積線量算出法について, 日本医放会誌, 19, 2509-2516, 1960.
- Murai, T., T. Nakamura and A. Yamamoto: A New Method of Integral Dose Measurement with a Plastic Scintillator Phantom. J. Rad. Res. 5, 23-35, 1964.
- 村井竹雄: 積分線量について, 口腔病学会誌, 32, 4, 1-17, 1965.
- Murai, T., T. Sasaki, H. Inomata, H. Hitomoto: Integral Dose Measurement in the Routine Intra-oral Radiographic Procedure. Bull. Tokyo Med. Dent. Univ. 10, 4, 523-531, 1963.
- Birks, J. B. and F. D. Brooks: Scintillation response of Anthracene to 6-30keV Photoelectrons. Proc. Phys. Soc. B 369, (London) 721-730, 1956.
- Brannen, E. and G. L. Olde: The Response of Organic Scintillator to Electron Energy Deposited in Them. Rad. Res., 16, 1-6 1962.
- Clinical Dosimetry, Recommendations of International Commission on Radiological Units and Measurements. Hand book, 87, N.B.S. 1963.
- 村井竹雄, 他: 2 名: 臓器容積線量, 第 6 回日本アイソトープ会議報文集, P.155.
- Armstrong, W. A. and G. A. Grant: Radiation Chemistry of Solutions 1. Use of Leuco

Triarylmethane Compounds for Chemical Dosimetry. Rad. Res., 8, 375-387, 1958.

20) 岡島俊三、計屋慧実： ^{60}Co 遠隔照射法におけ

るロイコ化合物溶液による溶積線量の測定，日本医放会誌，28，1，64-67，1968.