

Title	透過型線量計
Author(s)	竹井, 力
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1970, 30(4), p. 362-367
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/17220">https://hdl.handle.net/11094/17220</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

# 透 過 型 線 量 計

九州大学医学部放射線科学教室 (主任 入江英雄教授)

竹 井 力

(昭和45年1月30日受付)

Transmitting Ionization Dosimeter

By

Chikara Takei

Department of Radiology, Faculty of Medicine, Kyushu University, Fukuoka, Japan

(Director: Prof. H. Irie)

Transmitting ionization dosimeter has been described and several measurement values were discussed.

1) Since wall thickness is thin ( $\sim 60$  mg/cm<sup>2</sup>), energy loss was minimal even for lower energy electron.

2) Use of integral circuit (I.C.) in the measurement circuit enabled me to make it small and simple.

Characteristics of both rate meter and integral dosimeter have been good.

3) This dosimeter can be used during electron treatment and choice of flattening foil, and beam adjustment can be facilitated. Also, this can be used for measurement of high energy X-ray.

4) To make the treatment easier, the chamber position should be investigated further in relation to tubus construction.

## I. 序

betatron または linear accelerator の電子線、X線による放射線治療の際には照射野内の beam の強度分布が均等であることが要求される。これらの放射線発生装置からの電子線、X線はそのままでは beam の拡がり小さく、Gauss 分布をした強度分布を示すので、一般には flattening filter (scatterrer, equalizer) を用いて beam を拡げて広い面積が均等に照射されるようにしている。

照射野内の beam の均等性を調べる方法としては film 黒化法、指帽型電離槽を3~4個同時に用いる方法がとられている。しかし、前者は治療中における beam の偏倚を検出することはできない、また後者は直接に利用 beam の均等性を測定できない。最近では6 MeV linear accelerator のモニターについて、J. Haimson 等<sup>1)</sup>、田ノ岡等<sup>2)</sup>の報告がある。前者は透過型平行平板電離槽 (sepa-

rated dual ionization chamber) であるが、詳細については発表されていない。後者は electron catcher と呼ばれ、薄い円形の金属箔を四等分してそれぞれの部分において電子線の一部を吸収し、その電流を測つて beam の偏倚を検出している。この方法は電子線について有効である。また、斉藤等<sup>3)</sup>は無機材料を用いた平行平板透過型イオンチェンバーを13MeV linear accelerator に使用しているが、beam 偏倚の検出には指帽型メタルチェンバーを使用している。絶縁材料として無機材料を用いた点は従来の有機材料を用いた電離槽に較べて大線量照射装置に装着する場合には長寿命が保たれる利点がある。

著者は壁厚の薄い透過型平行平板電離槽を試作し、betatron 電子線治療中に使用しているが、beam の調整や scatterrer の選択が迅速容易となり成果をあげている。電離槽は5個の集電電極

(collector) を有し, beam の均等性を検出すると同時に電子線出力も測定できる. また, X線測定にも使用可能である.

## II. 方法

### 1. 電離槽

電離槽の構造を Fig. 1 に示す. 集電電極は5個設け, 中心電極 (C-collector) は出力線量測定用で, X軸電極 ( $X_-$ ,  $X_+$ -collector) およびY軸電極 ( $Y_-$ ,  $Y_+$ -collector) は beam の偏倚を検出する

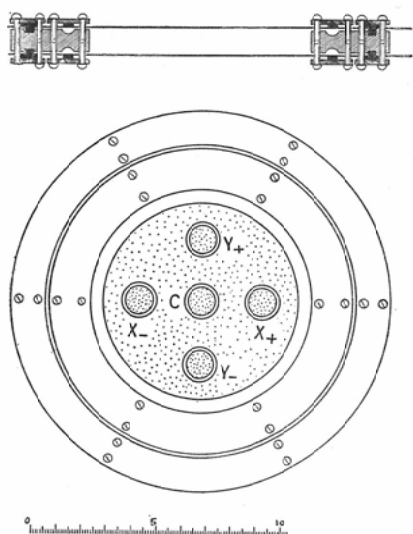


Fig. 1. Construction of the chamber

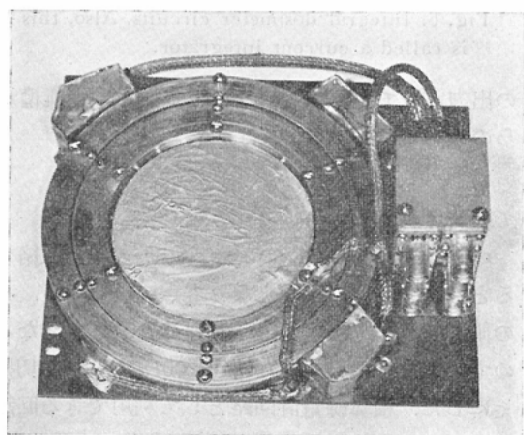


Fig. 2. View of the chamber. Six BNC connectors were set in the right side, the one is a high voltage connector.

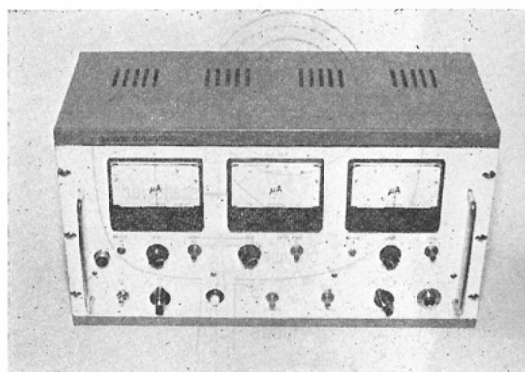


Fig. 3. View of the dose reader.

ためのものである. 電離槽の大きさは内径90mm, air-gap 10mm, 全壁厚は60mg/cm<sup>2</sup> である. 集電電極の直径は10mmであり, XおよびY軸電極の中心とC-電極の中心との距離は25mmとした.

電極およびリード線にはAl-foil (0.026mm厚) を使用した. 電極は Mylar (0.1mm厚) に糊付けし, リード線 (1.5mm幅) はこの Mylar の裏側を通して更に Mylar でサンドイッチし, 最外側は Al-foil で電氣的遮蔽を行つた. 高圧電極部もまた同様である. リード線は二枚の Mylar で挟まれているので絶縁は充分である, 例えば1800Vの高圧に対しても耐圧は充分であつた.

電離槽全景を Fig. 2 に, 測定回路部を Fig. 3 に示した. Fig. 2 において中心部の白い部分は Al-foil のシールドである. また, BNC connector は集電電極からの out-put 用の5個と高圧電極用の1個の計6個である. 電離槽の取付け位置は betatron 本体の中で, scatterer と tubus 取付け口の間である. 測定回路部は操作室内に置き, 電離槽と測定回路部との間は25mの同軸ケーブル (3 C 2 V) 6本で連結した.

### 2. 測定回路

電離槽からの出力電流は $10^{-8}$ ~ $10^{-10}$ アンペア程度の微小電流であるから, 一般には入力抵抗の大きい微小電流測定用真空管を用いて電離電流の測定がなされる. 真空管を使用すると回路が複雑となり, 5個の集電電極出力に対してそれぞれの回路の特性や感度を整合させることは容易でない. ここでは, 高入力抵抗 ( $10^8$  オーム) および

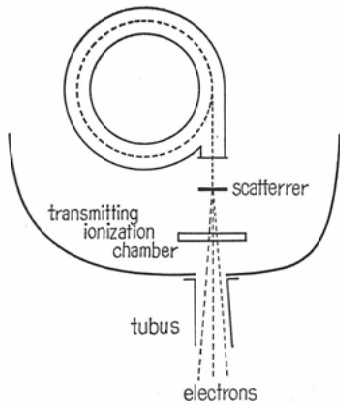


Fig. 4. Transmitting ionization chamber position.

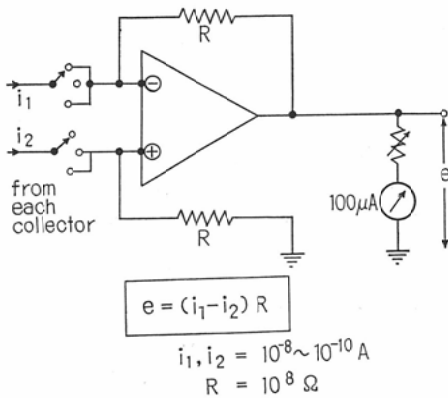


Fig. 5. Rate meter circuits. Also, this is called a current amplifier or a current-voltage conversion circuits.

コンデンサー (0.1, 0.01, 0.001 $\mu$ F) と集積回路 (I.C. 回路) を使用し回路を小型, 簡単化した. I.C. 回路は PP-25AU (Keithley 社製) と K-302 (Philbrick 社製) を用いた. 前者は 差働増巾器としても利用できる.

(1). 線量率計回路

線量率計回路には電流—電圧変換回路 (Fig. 5) を用いた. 入力電流を  $i$  アンペア, 抵抗を  $R$  オーム, 出力電圧を  $V$  ボルトとすれば,

$$V = -iR$$

で表わされる. 差働増巾器の場合は

$$V = -(i_2 - i_1)R$$

のようになる.  $R$  は  $10^8$  オームとした.

$X_-, X_+$  collector および  $Y_-, Y_+$  collector はそれぞれの I.C. 回路の  $\oplus$ input,  $\ominus$ input につき, 切換スイッチを介して, その差 ( $i_{x-} - i_{x+}, i_{y-} - i_{y+}$ ) も読めるようにした.

$X_-, X_+$  および  $Y_-, Y_+$  collector からの出力 (線量率) を比較して電子線 beam の均等性を検出する. beam の偏倚を百分率で読む場合には, 切換スイッチを  $X_-$  と  $X_+$  (または  $Y_-$  と  $Y_+$ ) にして電流計の振れの大きい方を  $100\mu A$  となるように電流計と直列に挿入された抵抗値を変えて調節すれば, 他方の collector に切換えたときの電流計の読みはそのまま百分率で読むことができる.

2) 積算線量計回路

C-collector による積算線量測定には積分回路 (Fig. 6) を用いた.  $e$  は電流—電圧変換回路から

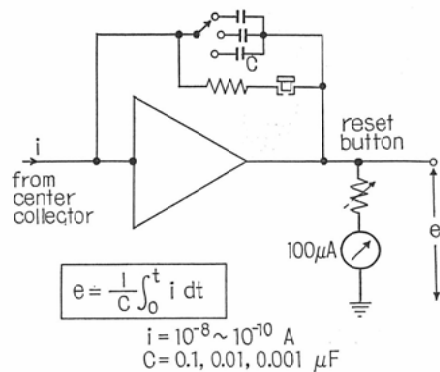


Fig. 6. Integral dosimeter circuits. Also, this is called a current integrator.

の出力電圧で  $C$  はコンデンサーである. 電離槽からの入力電流を  $i$  とすれば,  $e$  は

$$e = \frac{1}{C} \int_0^t i \cdot dt$$

で表わされる.

reset ボタンを押してコンデンサー  $C$  を短絡すると, 瞬間的に  $e = 0$  となり零点に復帰する.  $C$  の値が  $100pF$  程度に小さくなると不安定となるので, ここでは  $0.1, 0.01, 0.001\mu F$  の三段切換えにした. 積算線量計回路として利用できる回路に staircase generator があるが, ダイオードの特性によっては出力電圧  $5V$  までしか直線性を示さなかつたので, 上記の電流積分回路に変更した.

特性は後者の方が前者に較べて良好である。

線量率計と積算線量計出力は共に電流計で読めるようにした。電流計は前者に $\pm 100\mu\text{A}$ 計、後者に $100\mu\text{A}$ 計を用いた。積算線量計出力にデジタル・ボルトメーターを使用するならば、線量の読み取りが容易となる。

III. 実験結果

1.  $^{60}\text{Co}$ - $\gamma$ 線による測定

線源は $^{60}\text{Co}$ : 2000Ciを用い, S S D 75cm, 照射野 $16 \times 16\text{cm}^2$ である。電離槽の高圧は $-850\text{V}$ で測定した。電流-電圧変換回路の特性について述べる。

(1) 集電電極感度

$^{60}\text{Co}$ - $\gamma$ 線の場合は電離槽壁厚による build-up が効いてくるので、電離槽壁の両面に同じ厚さの亚克力板を密着して build-up 特性を調べた。Table.1 に示したように、Xおよび Y-collector の感度誤差はそれぞれの壁厚に対して $\pm 3.1\%$ 以下であつた。ただし、この測定値は C-collector 用の I.C. 回路で測つたものである。

Table 1. Build-up for the  $^{60}\text{Co}$  gamma rays. Source-chamber distance was 75cm.

(mV)					
collector added wall thickness (mm)	collector				error (%)
	X <sub>-</sub>	X <sub>+</sub>	Y <sub>-</sub>	Y <sub>+</sub>	
0	47.1	47.5	46.0	49.5	$\pm 3.1$
1	66.0	65.0	66.2	67.3	$\pm 3.0$
2	73.2	73.6	72.0	77.2	$\pm 3.5$
3	74.0	73.6	73.8	78.0	$\pm 2.7$
4	74.0	74.0	72.0	77.4	$\pm 3.0$

電離槽壁厚の薄い附近での build-up 曲線の立ち上りの傾斜はbetatronおよび linear accelerator のX線の方が $^{60}\text{Co}$ - $\gamma$ 線の場合よりもゆるやかであるから、高エネルギーX線測定の場合のXおよび Y collector の感度誤差は上記の $\pm 3.1$ よりも大きくなることはないであろう。また、電子線測定の場合の感度誤差も、build-up 曲線の立ち上りが $^{60}\text{Co}$ - $\gamma$ 線に較べて電子線の方が小さいから、上記の値より大きくなることはないであろう。

集電電極感度の誤差の原因は、やはり集電電極

の面積と guard-ring の大きさであつて、電離槽組立ての際の問題である。たとえ、集電電極感度に誤差があつても、最終的な調整の段階で電流-電圧変換回路の feedback 抵抗Rを調整することにより容易に出力を同一にすることができる。

(1) I.C.回路の感度

X回路について、collector と I.C. とを入れ替えたときの感度比較を行なつたのが Table2.である。これらの間の誤差は $\pm 2.0\%$ 以下であつた。ただし、測定値は壁厚4mmとした場合である。

(3) I.C.回路の電源電圧による影響

I.C.回路の定格電源電圧は $\pm 15\text{volts}$ であるが、電源電圧 $\pm 15 \sim \pm 12\text{volts}$ の範囲では感度一定でしかも安定であつた。

2. Betatron 電子線による測定

(1) 線量率計出力

16MeV 電子線の測定例を Fig.7 に掲げた。monitor は操作盤上に置かれていて、指帽型電離槽(線束の外で照射口の内部に取り付けてある)

Table 2. Sensivity of X integral circuits. (mV)

integral circuits	collector	
	X <sub>-</sub>	X <sub>+</sub>
X <sub>-</sub>	73.3	73.1
X <sub>+</sub>	72.4	73.5

Each error was less than  $\pm 2.0\%$

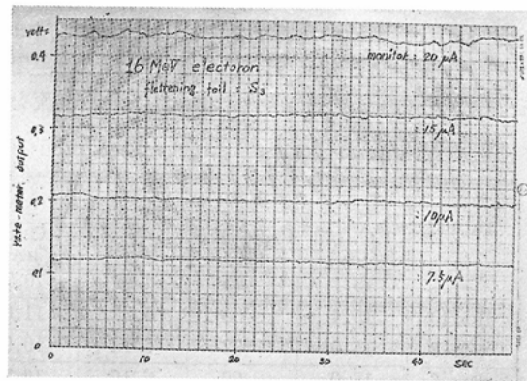


Fig. 7. Example of electron measurements with rate-meter. electron energy: 16MeV, feedback resistance:  $10^6\Omega$ .

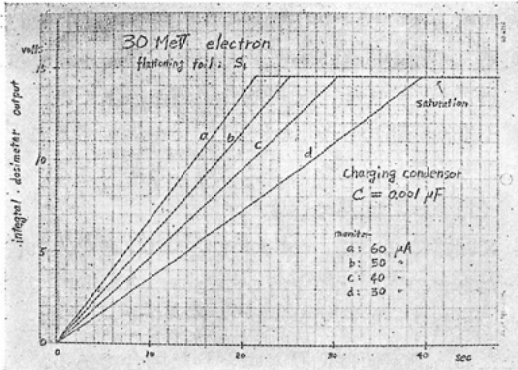


Fig. 8. Example of electron measurements with integral dosimeter. Electron energy: 30 MeV, charging condenser: 0.001  $\mu$ F. The saturation of the dosimeter output voltage was 14.5 volts.

からの出力電流を示している。用いた collector は出力測定用の C-collector である。monitor 値が  $10\mu$ A 以上では monitor 値と線量率計出力とは比例するが、これ以下の monitor 値では比例関係が成立しない。この原因は monitor 用の指帽型電離槽が利用線束中に置かれていないためと思われる。

(2) 積算線量計出力

30MeV 電子線の測定例を Fig. 8 に示す。出力電圧は 0~14.5volts まで直線性は良好である。線量率の小さい 16MeV 電子線の場合でも出力電圧は小さいが、直線性は大変に良好である。出力電圧の感度はコンデンサー C の容量値に逆比例することは前に述べたが、積算線量計の直線性を決定するのは絶縁性の良否である。したがって、コンデンサーおよび部品は絶縁の良好なものを使用せねばならない。絶縁が不良の場合は漏洩電流を

生じて直線性を示さないと同時に零点が不安定となる。

また同一線量に対する積算線量計出力電圧の比較を 20MeV、線量  $60 \pm 1$  R (victoreen condensor-chamber 621 による測定値) の条件で 20 回測定した結果、すべての出力電圧は  $790 \pm 1$  mV の値を示した。この結果からも I.C. 回路を用いた積算線量計回路 (current integrator) の特性が良好であることが証明される。

(3) tubus の大きさと積算線量との関係

電子線の出力線量は tubus の大きさが小さくなると大きくなることを経験している。これは tubus 内での電子線の散乱が大きいため、治療時の操作手続上面倒ともなる。Victoreen condensor chamber を tubus 先端に置いて積算線量を測り、透過型電離槽は Fig. 4 に示した位置においたときの積算線量 (I.C. 出力) とを比較したのが Table 3 である。もし、両者の比が各電子線のエネルギーに対して一定ならば治療時に便であると考えられる。実験の結果は両者の比は一定値が得られなかつた。

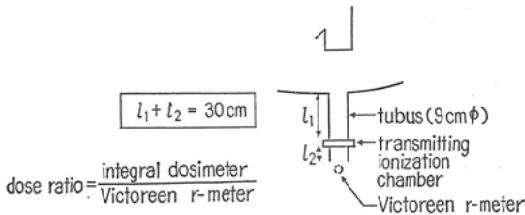
(4) 透過型電離槽の取付け位置の検討

前述の (3) において tubus、電子線エネルギーに対して照射線量 (ここでは tubus 先端における線量をいう) と積算線量計出力 (I.C. 出力) とは簡単な関係は得られなかつたので、tubus の間に透過型電離槽を挿入して、その取付け位置を検討した。この結果を Table 4 に示した。tubus は鉄製パイプで肉厚 5 mm、tubus は全長 30cm とし、二個の tubus の間に透過型電離槽をおいた。tubus 内

Table 3. Relationship between tubus size and each dose for 10, 20, 30 MeV electrons

tubus	10 MeV, S <sub>2</sub>			20 MeV, S <sub>3</sub>			30 MeV, S <sub>7</sub>		
	I.C. out ( $\mu$ A)	Victoreen (R)	ratio	I.C. out ( $\mu$ A)	Victoreen (R)	ratio	I.C. out ( $\mu$ A)	Victoreen (R)	ratio
—	15.1	75	4.97	10.7	47	4.39	17.6	64	3.64
10×10	15.4	85	5.52	11.0	56	5.09	17.3	67	3.87
8×8	15.0	92	6.13	10.9	61	5.60	17.5	73	4.17
6×6	16.0	99	6.19	10.7	66	6.17	17.3	80	4.62
4×4	15.5	107	6.90	11.1	79	7.12	17.6	94	5.34
mean	15.2 <sub>5</sub> ± 3.6%			10.8 <sub>8</sub> ± 2.3%			17.4 ± 1.0%		

Table 4 Relationship between the ionization chamber position in tubus and dose ratio for 10,20,30 MeV electrons. The iron tubus length of  $l_1+l_2$  is 30cm long, and the ionization chamber was placed between them.



$l_1$ (cm)	10 MeV $S_3$	20 MeV $S_5$	30 MeV $S_6$
5	1.99	2.45	2.91
10	1.66	1.98	2.19
15	1.30	1.49	1.70
20	1.02	1.25	1.25
25	1.03	1.07	0.90
30	0.99	0.89	* 1.00

\*: each value was normalized to 30 MeV (1c-30cm)

の電離槽位置が先端に近ければ近い程、照射線量に対する積算線量計出力の比は電子線エネルギーに関係なく1.00に近くなるのは当然であるが、実際の治療時に使用する tubus の長さは少くとも5~10cm程度は必要と思われるので、Table 4に示した結果のみでは簡単に結論は得られない。tubus 内に透過型電離槽を挿入して照射線量を直接に monitor (I.C. 出力) によつて一対一で読み取ろうとすれば、tubus の研究を充分行ない実験

データを得ることが必要である。これについては高エネルギー治療装置のメーカーが主体となつて、使用が便利になるように研究がなされることが望まれる。

#### IV. 結 語

透過型線量計の概要を述べ、線量計の特性に関する基礎実験の結果について言及した。

1) 電離槽は壁厚が $\sim 60\text{mg/cm}^2$ と薄く低エネルギーの電子線に対しても energy 損失は少ないので、電子線測定モニターとして使用できる。この電離槽は集電電極を5個有していて beam の偏倚の検出を利用線束中で直接行くと同時に、出力を測定することができる。

2) 測定回路は積分回路(I.C.)を用いたので、小型で簡単化され調整が極めて容易である。線量率計および積算線量計の両者共その特性は良好であつた。

3) 照射線量を直接測定して治療操作を便にする方法の一つとして、透過型電離槽の取付け位置の検討を行つたが、満足すべき結論は得られなかつた。tubus の設計製作についても今後充分な研究がなされるべきであると考えられる。

なお、この論文の要旨は、第19回日本医学放射線学会物理部会および第12回国際放射線学会において発表した。

#### 文 献

- 1) J. Haimson and C.J. Karzmark: Brit. J. Radiol., 36, 650, 1963.
- 2) 田 岡宏, 松本健, 松川収作, 梅垣洋一郎, 日医放会誌, 28: 169, 1968.
- 3) 斎藤雄誓, 丸山信男: 第19回医学放射線学会物理部会資料, 昭和43年8月.