



Title	高エネルギー電子線の線量分布(超高圧照射法の研究第11報)
Author(s)	服部, 浩之
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1967, 27(9), p. 1211-1216
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/18327">https://hdl.handle.net/11094/18327</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

# 高エネルギー電子線の線量分布

(超高圧照射法の研究 第11報)

愛知県がんセンター放射線部 (部長: 北畠 隆)

服 部 浩 之

(昭和42年3月20日受付)

Dose Distribution in High Energy Electron Beam Therapy

By

Hiroyuki Hattori

From the Laboratory of Experimental Radiology, Research

Institute, Aichi Cancer Center, Nagoya

Director: Dr. T. Kitabatake

Dose distribution and other properties of electron beam were studied experimentally in a 31 MeV betatron. Scattering foils used were made of lead and nickel, and their thickness was chosen as to dose distribution flat in air at the top of the cone for a field size of  $10 \times 10$  cm in each energy. Cones were made of two layers of metal, the inner, aluminum, and the outer, lead with the thickness to diminish leakage of radiation down to 1/100. Dose distribution in a water phantom was measured by an isodose plotter. The isodose and depth-dose curves obtained are illustrated. Nominal energy values of electron beam were a little larger than effective values estimated experimentally by means of measurements of extrapolated range of electron beam and of activating threshold energy.

## 緒 言

愛知県がんセンターに設置された31MeV ベータートロンの性能や医療器としての工夫については前報に述べた<sup>1)2)</sup>。そこで今回は、この装置から得られる高エネルギー電子線の線量分布や深部率曲線について述べようと思う。電子線の線量分布は線質のみで決まるものでなく、電子線拡散の方法や装置の構造によつても影響され易いからである。

## 方法及び結果

### (1) 装置

線源は東芝BMR-31型ベータートロン回転治療装置である。東芝自記等線量記録器を用いて、水フアントーム中での等線量曲線を求めた。また、同記録器を手動に切換えることによつてポイント

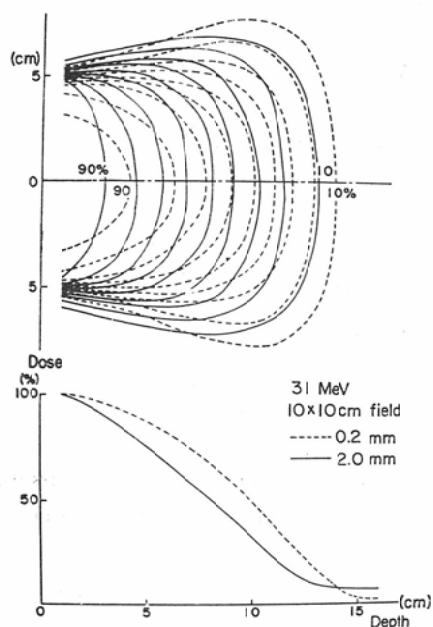
測定を数回繰り返す、水フアントーム中での深部線量率曲線を求めた。

### (2) スキャッタリングホイール

線束を拡散する為に我々の装置ではスキャッタリングホイール法を採用している<sup>3)4)5)6)</sup>。スキャッタリングホイール (以後 SF と記すことにする) には吸収が少なく散乱角の大きい鉛及びニッケル板を用いた。まず SF の厚みと線量分布の拡がり、及び高線量分布域が体表方向に移動する現象 (即ち、深部率曲線の“肩”が落ちる現象) との関係調べた。即ち、照射野 $10 \times 10$ cm, 0.2mm及び2.0mm厚さの鉛 SF のときの31MeV 電子線の等線量曲線と深部率曲線を求めると図1のごとくなる。SF の厚さ2.0mmの場合の90%域は0.2mmのそれに較べて約1.5cm浅くなつた。

Fig. 1 The relationship between the thickness of the scattering foil and the dose distribution in water for 31MeV electrons.

The field-size is  $10 \times 10$ cm and the distance between the scattering foil and water phantom is 53cm. Dashed curves of isodose and depth-dose were obtained with use of scattering foil of 0.2 mm Pb, and solid curves were of 2.0mm Pb.



次に空中線量分布の平坦性と SF の厚さとの関係を調べた。本来、電子線においては MeV 級の X線に比較して Build up の現象が小さく表面線量が多い。特に比較的深在性病巣に対する電子線治療において、表面線量が問題となろう。従つて SF の厚さは高線量域 (85~90%) の拡がり、深さ、線量率及び表面線量の 4つの適当な兼合から決定されなければならないものである。しかし測定装置の都合で今回は表面線量を求め得なかつたので、空中線量分布の平坦性の点から SF の適当な厚みを求めることにした。電子線においては空中線量と表面線量とは比較的近接していると考えたからである。即ち、壁厚 3 mm、容積  $0.2 \text{ cm}^3$  の東芝指頭型電離槽線量計に XY スキャンナー、XY レコーダーを組み合わせて、本装置最大の照射野である  $10 \times 10$  cm 照射筒の先端、即ち SF から 53cm の点に線量計を置いて空中線量分布と SF の厚さとの関係を求めた。25MeV 電子線に就い

Fig. 2 The relationship between the thickness of the scattering foil and the flatness of dose distribution in air at the top of the  $10 \times 10$ cm cone for 25MeV electrons.

A: without scattering foil, B: 0.1mm Pb scattering foil, C: 0.3mm Pb, D: 0.4mm Pb and E: 0.5mm Pb.

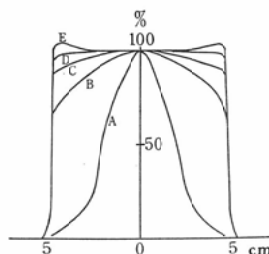


Table 1 Optimum scattering foils

Nominal energy (MeV)	Materials of scattering foil	Thickness of scattering foil (mm)
31	lead	0.5
25	lead	0.4
20	lead	0.3
18	lead	0.2
16	lead	0.2
14	nickel	0.4
12	nickel	0.3
10	nickel	0.2

て、鉛 SF の厚さを 0.1, 0.3, 0.4, 0.5mm と変化させたときの空中線量分布の変化の様子を図 2 に示す。これを見ると空中線量分布が最も平坦なのは、厚さ 0.4mm の SF の場合である。同様にして他のエネルギーについても求めた結果を表 1 に示す。

次に、これらの SF を用いた場合、果して人体内の線量分布も満足すべきものであるか否かを調べるために、各エネルギーについて表 1 に示される厚さの SF を用いて水ファントム中での線量分布を求めた。これらの結果は図 5 (1)~(3) に示す如く、80~90% 線量分布域の拡がり平坦性は臨床的に用うるに足るものであつた。

### (3) 照射筒

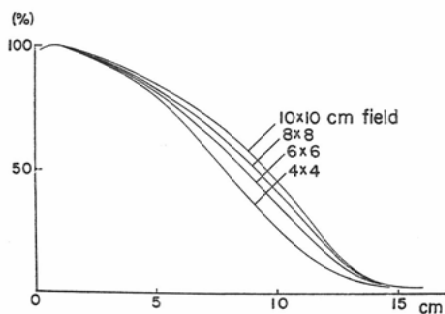
本装置の照射筒の内壁は厚さ 4 mm のアルミニウム板であり、その外側に厚さ 3 mm の鉛板が張られている。アルミニウム板の厚さは、線源より発散

Table 2 Comparison of nominal energy with calculated energy by means of range method

Nominal energy (MeV)	Column (1)		Column (2)		Column (3)
	Range in water $R_w$ (cm)	Calculated energy (MeV) from $R_w$ and eq. (1)	Range in acrylicte ( $\rho=1.19$ ) $R_a$ (cm)	Calculated energy (MeV) from $R_a$ and eq. (2)	Calculated energy (MeV) from $R_a$ and eq. (1)
31	14.4	28.8	12.8	29.3	30.5
25	11.1	22.3	10.1	23.2	24.0
20	8.7	17.6	7.8	18.1	19.0
16	6.9	14.0	6.3	14.7	15.2
10	4.1	8.6	3.7	8.8	9.2

Fig. 3 The relationship of the field-size and the relative depth-dose in water for 31MeV electrons.

The distance between the scattering foil and water phantom is 53cm.



する電子線が10×10cm照射筒壁に直接貫入したときにその最大飛程を充たす厚さである。鉛板の厚さは、内側より発生する制動X線や漏洩電子線の空中線量を10×10cm照射筒先端中央での空中線量の1%以下にする厚さである。

さて、電子線の線量分布はSFのみならず照射筒の形状、材質によつても影響を受け、同一エネルギーの電子線については照射筒口径の小さい場合の線量の深部率は口径の大きい場合に比べて減衰が早いことが知られている<sup>3)4)5)6)7)</sup>。本装置の照射筒についても、その口径の大小が深部率の減衰にどのような影響を及ぼすか調べた。31MeV電子線についての結果を図3に示す。即ち、我々の装置でもLoevingerやLaughlin等のそれと同じく、側方散乱の為に照射筒口径の小さい程線量減衰が早い傾向のあることが判つた。

(4) 公称エネルギーと算出エネルギーとの比較

本装置の公称エネルギーは4~31MeVである

が、これと電子線の物質中での外挿飛程より計算されるエネルギーとを比較した。SF及び照射筒を取外し、種々の公称エネルギーについて水中深部率曲線を求めた。得られた深部率曲線より外挿飛程を求め、この値をMarkusの密度( $\rho$ , g/cm<sup>3</sup>)の物質中での外挿飛程( $R$ , cm)とエネルギー( $E$ , MeV)との関係式<sup>9)</sup>

$$R\rho = 0.51 E - 0.26 \quad (1)$$

へ代入した。各エネルギーについての外挿飛程及び算出されたエネルギー値の結果を表2の第1欄に示す。即ち、いずれのエネルギーについても算出値はその公称値よりも2MeV程度小さくなっている。一方、古谷等はシヤローチエンバーを用いてアクリライト中での深部率曲線を求めた<sup>8)</sup>。これより外挿飛程を求め、この値をMarkusの物質の電子密度の差異を考慮した式<sup>9)</sup>

$$R\rho\left(\frac{Z}{A}\right)_{eff} = 0.285 E - 0.137 \quad (2)$$

Fig. 4 The relationship between the activation and nominal energy.

Seven copper specimens were exposed to equal dose of electrons for each energy. The difference  $\Delta E$  between the nominal and effective energy estimated by extrapolation is about two MeV.

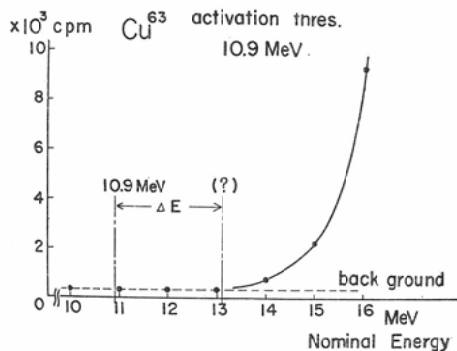


Fig. 5 The isodose and depth-dose curves used for clinical radiotherapy. The energy difference between two neighbouring contours is 10% of the maximum dose rate. Scattering foils used are listed in Table 1. The distance between the scattering foil and water phantom is 53cm.

Fig. 5 (1) Left: 31 MeV electrons } 10x10cm field  
 Middle: 20MeV electrons }  
 Right: 10MeV electrons }

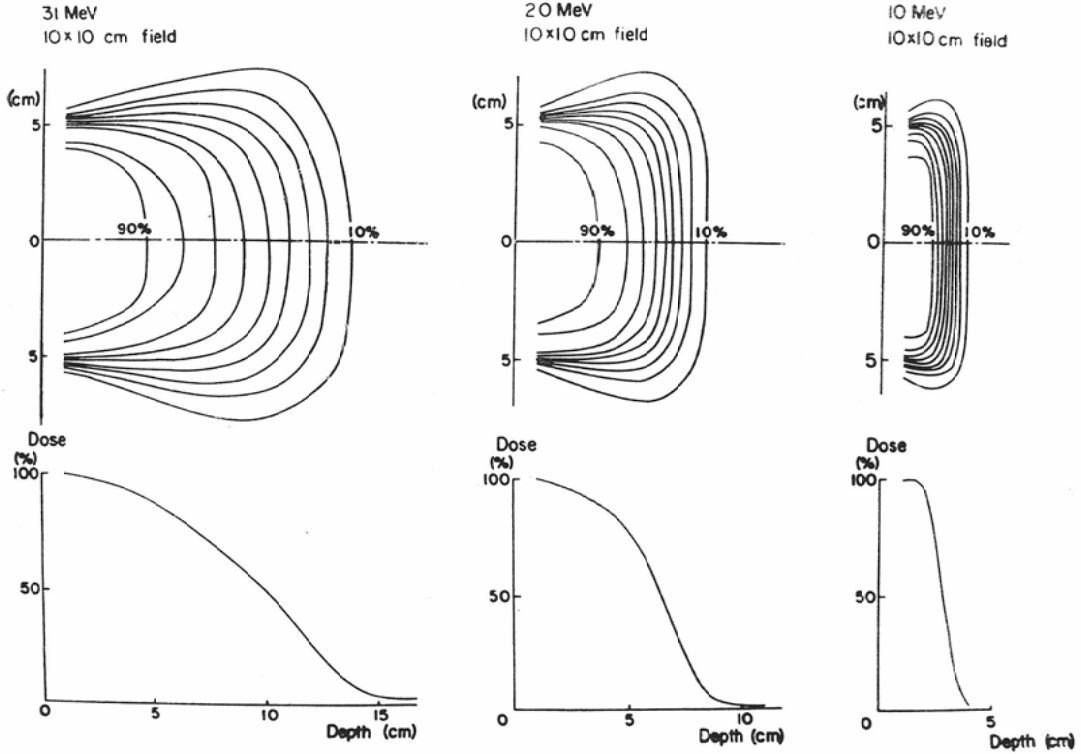


Fig. 5 (2) Left: 31 MeV electrons } 6x6 cm field  
 Middle: 20MeV electrons }  
 Right: 10MeV electrons }

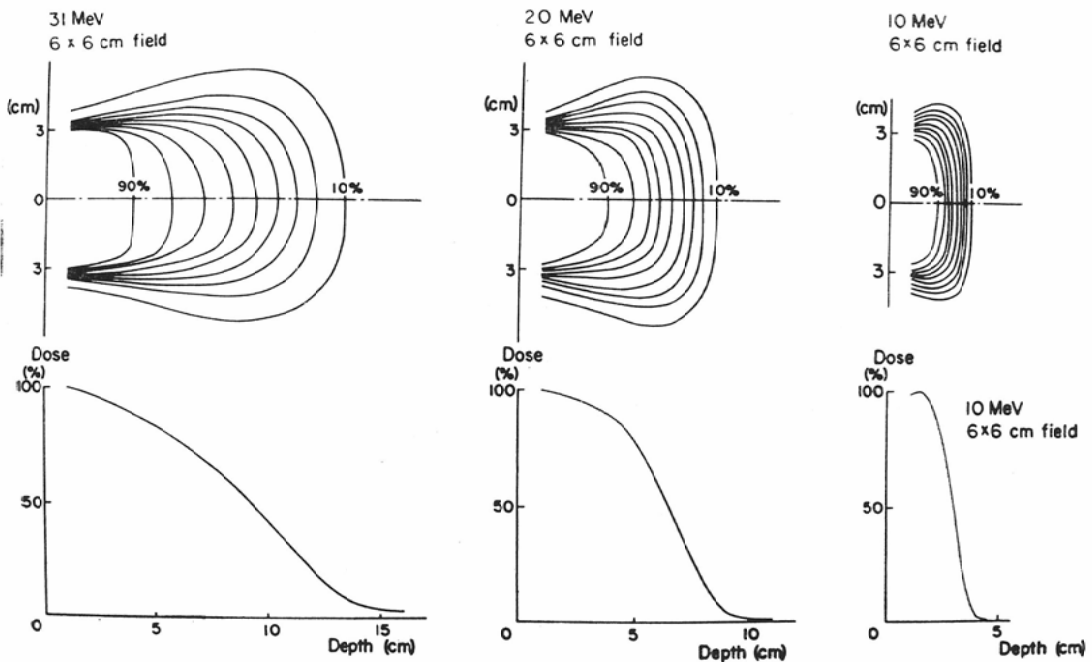
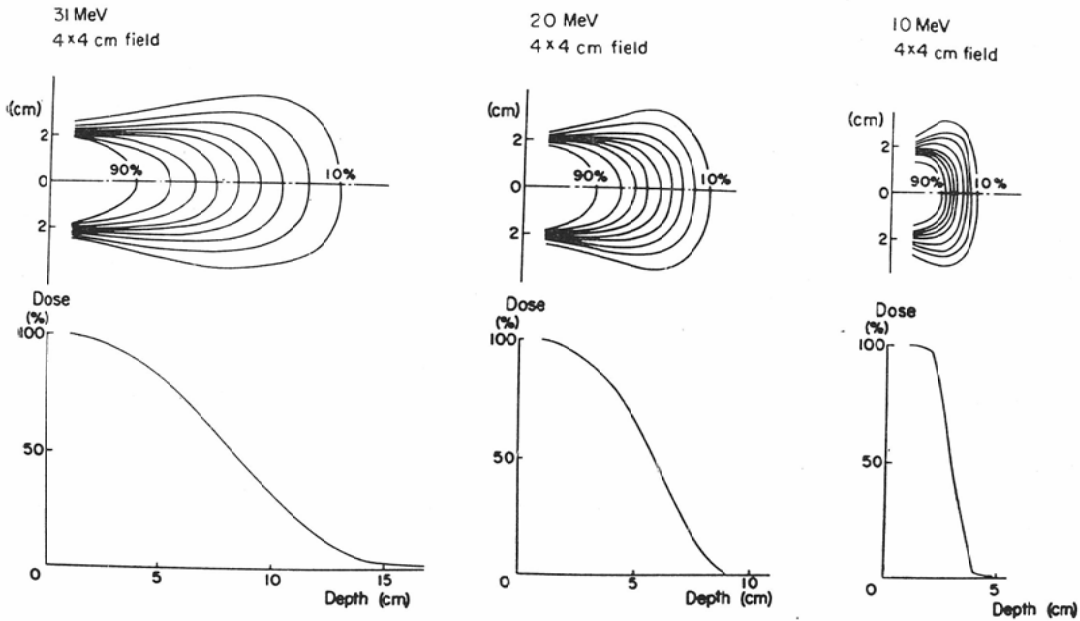


Fig. 5 (3) Left: 31 MeV electrons  
Middle: 20MeV electrons  
Right: 10MeV electrons }  $4 \times 4$  cm field



へ代入して得たエネルギー値を表2の第2欄に示す。即ち、いずれの算出値もその公称値より1~2 MeV 小さくなっている。しかし、その差は水におけるもの程ではない。比較のためにアクリライト中の外挿飛程を(1)式へ代入して得られた値を表2の第3欄に示す。次に放射化を起すエネルギーの閾値から電子線エネルギーを推定することを試みた<sup>6)</sup>。銅および炭素の閾値はそれぞれ10.9, 18.7MeVである<sup>6)(10)(11)</sup>。銅板および棒状黒鉛を試料として、これらに電子線を照射し、島津井戸型シンチレーション計数器を用いて放射線を測定した。その結果は炭素については明確でないが図4に示す如く銅の閾値付近の実効エネルギーはその公称エネルギーよりも2 MeV程低いであろうことを推測させる。

(5) 等線量曲線と深部線量率曲線

現在実際に治療に用いている状態での等線量曲線と深部率曲線を図5(1)~(3)に示す。これらの曲線は各エネルギーについて表1に示す厚さのSFを装着し、前述の照射筒で照射野を限り、FSD 53cmとしたときの水中での線量分布を示す。各々

の場合について等線量曲線の線束中心線上での線量変化と深部率曲線とが一致しない場合には、これを等線量自記器の誤差とみなして等線量曲線を深部率曲線に合せるように補正した。また照射筒先端の横方向の線量分布についてはそれをポイント測定によつて求め、その結果に合せて各等線量曲線の照射筒先端付近での位置を決めた。

考 察

SF については、その厚さを必要以上に大きくすることは出力線量率の低下を招くのみならず、SF や照射筒内壁からの低エネルギー散乱線の増加によつて皮膚線量が増加し、また深部線量率が低下するので好ましくない。それ故、SFの厚さは各エネルギーについてのみならず、エネルギーと照射野の組合せのそれぞれについて最適なるように定められるのが理想的である。この点、我々の装置では尚改良の余地があるが、以上総合してみると我々の定めたSFはまづ充分実用的なものではあるまいか。

エネルギーの公称値と算出値の差異については先ず(1)及び(2)式の精度が問題となる。Markusに

よれば (1)式は水及び水様の物質に適用した場合 2~35 MeV の範囲で 1~2% の誤差であり, (2)式は 3~15 MeV の範囲で 0.5% の誤差である<sup>9)</sup>. また (1)式をアクリライトに適用した場合は, 水の場合に較べて 5%程エネルギーが大きく出ることが知られている<sup>9)</sup>. この実験に用いた電離槽の径は 4 mm である. この程度の大きさの電離槽では, その実効中心と幾何学的中心とはほぼ一致するであろう<sup>12)</sup>. それ故 15 MeV 以上では水中飛程を (1)に代入するのが適当であろう. エネルギーの正確な決定は磁気スペクトロメーターによる絶対測定に待ねたばならないであろうが, 以上述べたように, 飛程から求める方法によれば水においてもアクリライトにおいても算出値は公称値よりも 1~2 MeV 小さいことになる. また銅の放射化の結果もこのことを裏付けていると思われる.

実際に治療に用いる際の線量分布については, 既に発表されている他の装置のそれらと比較してみると<sup>5)13)14)</sup>, 我々の分布が高線量域の深さ, 拡がりの点で他よりもすぐれているとは必ずしも言えない. この点については前述の 10×10 cm 以下の照射野に用いる SF の厚さ, その他照射筒の材質, 形状, 及び FSD などにも改良の余地があるかも知れない. これらの点について今後も研究, 改良を重ねるつもりである.

### 要 約

愛知県がんセンターの 31 MeV ベータトロン電子線の線量分布, 深部率曲線及びその他の特性について実験的に調べた結果を報告した. スキャッターリングホイルは鉛及びニッケル製であり, その厚さは各エネルギーについて 10×10 cm 照射筒の先端での空中線量分布を平坦にする厚さである. 照射筒はアルミニウム製であり, 漏洩線量を少なくするために, その外側は鉛でおおわれている. これらのスキャッターリングホイル及び照射筒を用いて実際に治療に用いる状態での線量分布をウォーターム中で求めたところ, それらは拡散性, 平坦性及び深部率の点でほぼ満足すべきものであつた. 電子線の各エネルギーを水及びアクリライト中での飛程, また銅の放射化エネルギーの閾値から実験的に推定したところ, それらの値は公称値

よりも幾分小さいものであつた.

(本研究の一部は厚生省がん研究助成金の援助によつた. また名大高橋信次教授の御校閲を賜つた. 深く感謝の意を表す. (北島 隆))

### 文 献

- 1) 北島隆: 愛知県がんセンターにおける放射線治療設備, 臨床放射線, 11巻, 4号, 297—302, 昭41.
- 2) 北島隆, 奥村寛, 服部浩之, 高橋信次: 国産 31 MeV ベータトロン性能, Medical Apparatus Culture, 7巻9号, 1—5, 昭41.
- 3) Loevinger, R., Kartzmark, C.J. and Weisbluth, M.: Radiation Therapy with High-Energy Electrons. Radiology 77 (1961), 906—927.
- 4) Gund, K. und Schttenhelm, R.: Die physikalischen Eigenschaften der Strahlenbündel der 15-MeV-Elektronenschleuder der Siemens-Reinger-Werke. Strahlentherapie 92 (1953), 506—531.
- 5) Laughlin, J.S., Ovadia, J., Beattie, J.W., Henderson, W.J., Harvey, R.A. and Hass, L.L.: Some Physical Aspects of Electron Beam Therapy. Radiology 60 (1953), 165—185.
- 6) Laughlin, J.S.: Review of Dose Distribution Data for Electrons (Topic No. 6). W.H.O. Report, Rev. No. 13 (1961), 1—37.
- 7) Dolphin, G.M., Gale, N.H. and Bradshaw, A.L.: Investigations of High Energy Electron Beams for Use in Therapy. Brit. J. Radiol. 32 (1959), 13—17.
- 8) 古谷宜道: 私信, 昭41.
- 9) Markus, B.: Energiebestimmung schneller Elektronen aus Tiefendosiskurven. Strahlentherapie 116 (1961), 280—286.
- 10) Skaggs, L.S., Laughlin, J.S., Hanson, A.O. and Orlin, J.J.: The Electro-Disintegration of  $Cu^{63}$ ,  $Ag^{107}$  and  $Ag^{109}$ . Phys. Rev. 173 (1948), 420.
- 11) N. B. S. Handbook 55. Protection against Betatron-Synchrotron Radiations up to 100 MeV. P. 46.
- 12) Green, D., Massey, J.B. and Meredith, W.J.: Exposure Dose Measurements in Megavoltage Therapy. Phys. Med. Biol. 6 (1962), 551—560.
- 13) Beattie, J.W., Tsien, K.C., Ovadia, J. and Laughlin, J.S.: Production and properties High Energy Electrons for Therapy. Am. J. Roentgenol. 88 (1962), 235—250.
- 14) 松沢秀夫, 川島勝弘, 平岡武: 高エネルギー電子線の線量分布, 日医放, 26巻 2号, 221—227, 昭41.