

Title	高エネルギー電子線の線量分布
Author(s)	松沢, 秀夫; 川島, 勝弘; 平岡, 武
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1966, 26(2), p. 221-227
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17757
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

高エネルギー電子線の線量分布

放射線医学総合研究所物理第2研究室

松沢 秀夫 川島 勝弘 平岡 武

(昭和40年10月12日受付)

Dose Distribution for High-Energy Electrons

by

Hideo Matsuzawa, Katsuhiko Kawashima and Takeshi Hiraoka

Physics Division, National Institute of Radiological
Sciences, Chiba, Japan

High-energy electron beams are being increasingly applied to radiotherapy, because they produce the unique and advantageous dose distribution within the patient. However, the dose distribution for electrons is more dependent on more apparatus factors than is the case for X- or gamma-rays. The present paper describes the effects of scattering foil and collimator on dose distribution within water.

Isodose curves for 12 to 29 MeV electrons were measured with a small ionization chamber for different scattering foils and collimators. The intercomparison of these curves leads to the following results. 1) Effect of scattering foil. Either of aluminum, copper and lead foils is almost equally valid to make the dose distribution more uniform over a plane normal to the beam axis. At a depth on the beam axis, however, both the percentage depth dose and the beam intensity are considerably reduced with added foils. By taking account of these facts, standard foils are chosen to simplify the practical electron therapy. 2) Effect of collimator. As regards the efficiency in making the dose distribution more uniform over a plane normal to the beam axis, low atomic number material is superior to high atomic number one. This is almost independent of collimator length. In the direction of the beam axis, the percentage depth dose is raised with use of a long collimator made of high atomic number material.

I. 緒言

MeV 域の高エネルギー電子線による治療は最近ますます盛んになつたが、その理由の一つとして電子線の線量分布についての特徴があげられる⁴⁾⁵⁾。すなわち、人体内における電子線の最大走行距離が決まつていること、この走行距離は加速エネルギーの調節によつて容易に変えられること、また高深部率の区域が可成りの深さまで存在しかつそれ以上の深さでは深部率が急速に減少することなどである。

しかし、電子線の線量分布は加速器に取付けられた諸種の附属装置 (scattering foil, しやへい、

コリメータなど) の影響を受け易く、加速エネルギーや照射野が同一でも各施設ごとに可成り相違した線量分布が得られている³⁾⁵⁾⁶⁾。こゝでは、放医研のベータトロン (東芝製 BMH31型) から放射される電子線について scattering foil およびコリメータの効果を実験的に検討したので報告する。

II. 実験方法および結果

1. scattering foil の効果

加速器から放射されたまゝの電子線ビームの幅は小さいので、これを拡げるには薄い金属箔 (scattering foil と呼ばれる) が一般に用いられる⁶⁾。

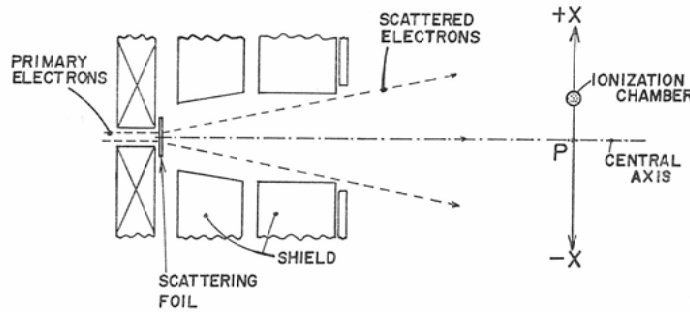


Fig. 1. Experimental arrangement for measuring the electron beam width in air. The distance between P and the scattering foil is 60 cm.

われわれは放医研のベータトロン電子線が scattering foil により空中でどの様に広げられるかをまず検討した。

厚さ0.05mm～1.5mmの銅を scattering foil とし, Fig. 1 の配置でビーム軸に垂直な方向の強度分布を電離箱で測定した, Fig. 2 は加速エネルギーが29 MeV の場合に得られた電子ビームの拡がりである。ただし, ビーム均等度の比較を容易にするため, ビーム軸上のP点 (Fig. 1) の強度に対する百分比で示されている。また, 強度がP点

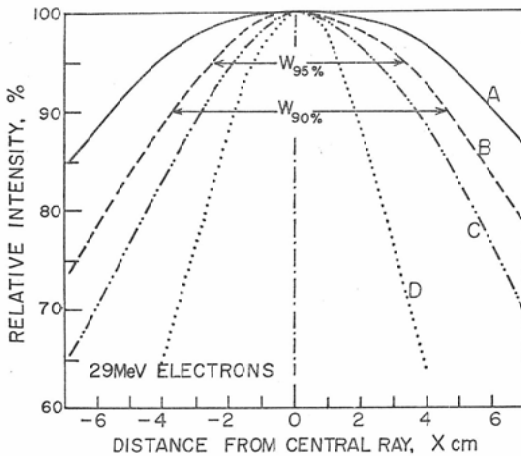


Fig. 2. Relative beam intensity in air in the direction perpendicular to the beam axis at 60cm from the scattering foil, for 29 Mev electrons, Curves A, B and C were obtained with use of scattering foils of 1.5mm Cu, 1mm Cu and 0.5 mm Cu, respectively. Curve D: without scattering foil. W90% or W95% is the width corresponding to 90 or 95 per cent of the axial intensity.

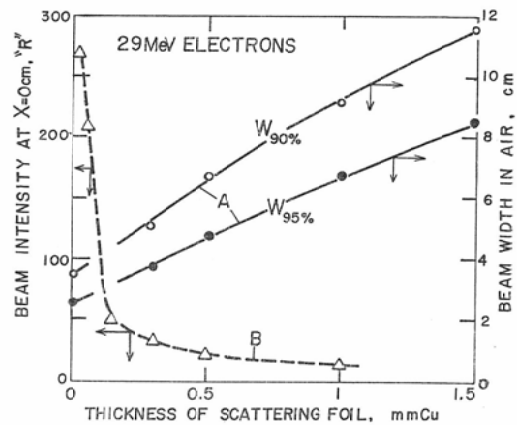


Fig. 3. Axial intensity and beam width in air for 29 MeV electrons vs. scattering foil thickness, at 60cm from scattering foil. Dashed curve gives the axial intensity. Solid curves give the width corresponding to 90 and 95 per cent of the axial intensity.

の強度の95%または90%に相当するビーム幅と scattering foil の厚さとの関係は Fig. 3 の実線で与えられる。電子線治療では目的とする広さの照射野内でビーム強度が均等であることが希望されるが, それに必要な foil の厚さは Fig. 3 によつて決めることができる。例えば, 29 MeV で90%以上の均等度をもつ10cm幅のビームが望まれる場合には少なくとも1.1mmの銅箔が必要である。

他方, 電子線の強度は scattering foil の付加により著るしく減少した。Fig. 3 の破線は29 MeV 電子線ビームの軸上P (Fig. 1) での強度 (線量計のよみ, レントゲン値) と foil の厚さとの関

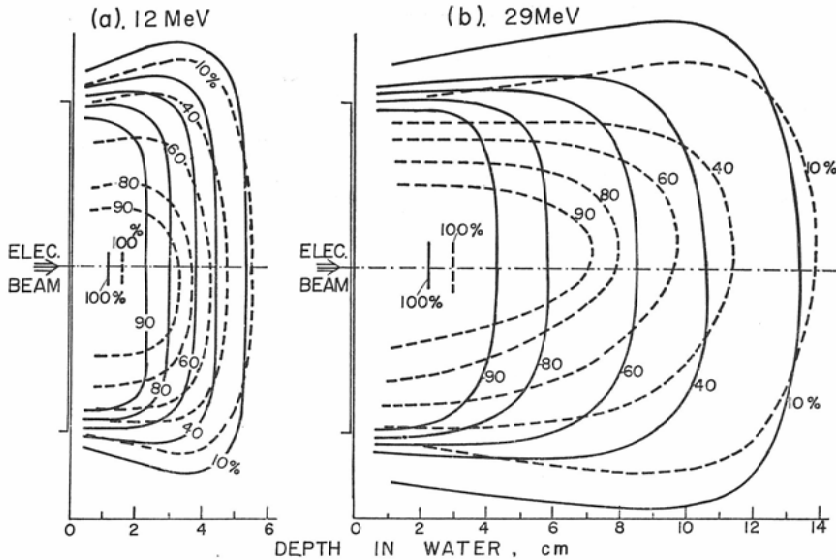


Fig. 4. Isodose curves in water obtained with 12 MeV and 29 MeV electrons for 10×10 cm field. The distance between the scattering foil and water phantom is 60cm. Dashed curves: with no scattering foil. Solid curves: with use of scattering foils of 0.1 mmPb+0.5 mmAl at 12 MeV and 0.5mmPb+ 0.5mmAl at 29 MeV

係を示す。他のエネルギーでも、この曲線に似た傾向が得られた。

次に水中の線量分布を測定した。用いたファントムは厚さ5mmのルサイト板で作った容器(40cm×40cm×50cm)に水を満したものである。この水槽の40cm×40cm面の中心に向け側方から垂直に電子線を入射させ、電子線ビームの軸を含む水平面で電離箱を移動させて等線量曲線を求めた。電離箱の移動は線量分布自記装置(東芝製)によって自動的に行なわれた。水槽の表面は scattering foil から60cmの距離に固定した。この測定条件は

Table 1. Standard scattering foils for practical use

Electron energy (MeV)	Scattering foil (mm)	
	Lead	Aluminum
12	0.1	0.5
18	0.1	0.5
24	0.3	0.5
29	0.5	0.5

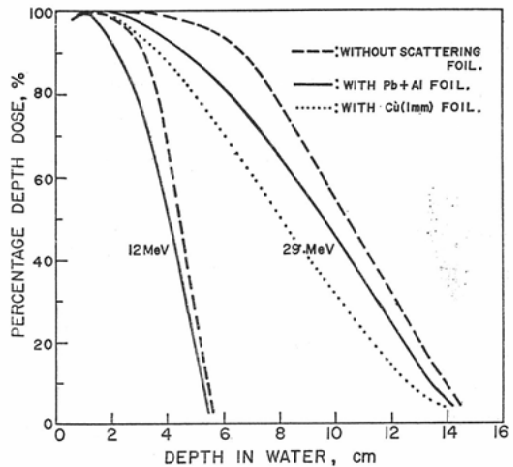


Fig. 5. Central axis percentage depth dose for 12 MeV and 29 MeV electrons, for 10×10 cm field.

Dashed curves: with no scattering foil. Solid curves: obtained with use of the standard foils (see Table 1). Dotted curve: obtained with use of 1mm copper foil at 20 Mev.

以下すべての実験においても同一である。 scattering foil のない場合、照射野 10×10 cmで

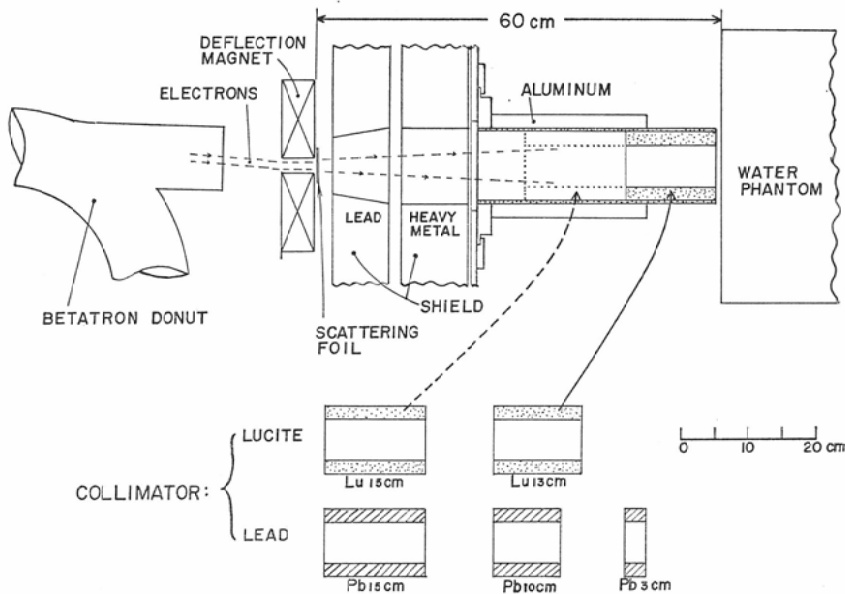


Fig. 6. Schematic diagram of the collimation system for 6×6 cm field. The distance between the scattering foil and the phantom is 60 cm (fixed). The collimator length is defined as below: if only Lu 13 cm collimator is used, the length is 13 cm; if both Lu 13 cm and Lu 15 cm ones are used, the length is 28 cm; and so on.

12 MeV~29 MeV 電子線の水中の等線量曲線を測定した。コリメータはルサイトの角筒を用いた。Fig. 4 の破線は12 MeV および29 MeV 電子線についての結果であるが、側方への均等性が非常に悪いことが示されている。そこで前記の銅箔を scattering foil として用い均等性の改善を計ったが、ビーム軸方向の深部率が著しく低下し治療に用いるには不相当と思われる形となつたので (Fig. 5 の点線参照) scattering foil について再考する必要が生じた。

Scattering foil として種々の厚さのアルミニウム、鉛およびこれら両物質の組合せを選び、それぞれの場合について水の中の等線量曲線を求めた。これらと比較し、實際上適切と思われる foil を決めた (Table 1)。Fig. 4 の実線は12 MeV および29 MeV 電子線に Table 1 の foil を用いた場合の等線量曲線であるが、ビームの flatness は満足すべきものと思われる。また、ビーム軸方向の深部率についても銅 foil 使用の場合より良好であつた (Fig. 5)。しかし、深部率が foil を用いない場合より小さいと云う難点は依然として

避けられなかつた。

2. コリメータの効果

電子は物質による散乱を受け易いので、患者(またはファントム)に入射する電子線中には scattering foil で散乱された後さらにコリメータ内壁で散乱されるものも可成り含まれると考えられる^{6,7,8}。したがつて、材質や長さの異なるコリメータ

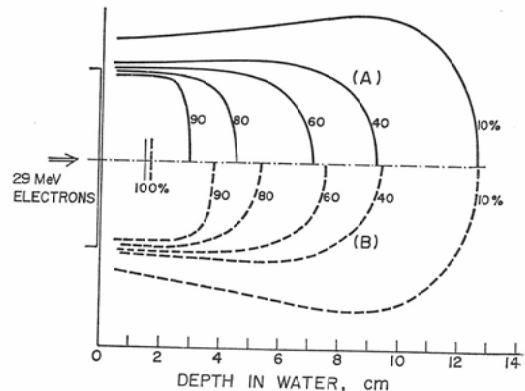


Fig. 7. Isodose curves within water for 20 MeV electrons, for 6×6 cm field. Curves are given for lucite collimators of 13 cm (A) and 28 cm (B) length.

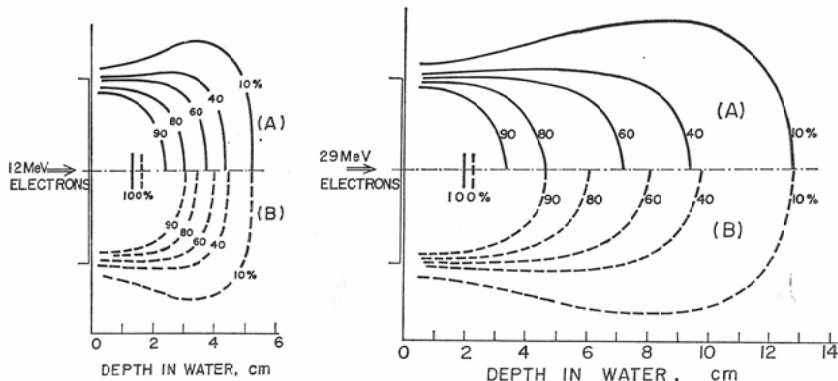


Fig. 8. Isodose curves within water for 12 MeV and 29 MeV electrons, for 6×6cm field. Curves are given for lead collimators of 3cm (A) and 28cm (B) length.

を用いればファントムへ入る散乱電子の寄与が変化し線量分布が変わるであろう。

水中の線量分布に対するコリメータの効果を検討するため、Fig. 6 に示す幾何学的配置で実験を行った。水ファントムと scattering foil 間の距離は60cm、照射野は6×6cmである。コリメータはルサイト、アルミニウム、真鍮および鉛で作った種々の長さの角筒であり、その開口部の広さはいずれも6×6cmである。これを支持筒 (Fig. 6 のアルミニウム筒の内側にはめ込んだ長いルサイトの角筒) の中に挿入した。Fig. 7~Fig. 10 におけるコリメータの長さの表示で、例えばルサイト28cmとは Fig. 6 の Lu 13 cm と Lu 15 cm を接続した場合であり、また鉛28cmとは Pb 3 cm, Pb 10 cm および Pb 15 cm の角筒を接続して用いた場合である。

Fig. 7は29 MeV 電子線について13cmおよび28cmのルサイトコリメータを用いて得られた水中の等線量曲線である。また、Fig. 8 は12 MeV, 29 MeV 電子線に対し3cmおよび28cmの鉛コリメータを用いて得られた等線量曲線である。アルミニウムあるいは真鍮のコリメータでも同様の結果が得られたが、線量分布を変化させる効果の大きさは前二者の中間にあつた。これらの結果から次のことがわかった。すなわち、電子線のビーム軸方向ではコリメータが長いほど深部率が大きくまたコリメータが同じ長さならばその材質の原子番号が高い方が深部率が大きい。(Fig. 9 参照)。

ビーム軸に垂直な方向では、低原子番号のコリメータの方が等線量曲線を flatt にする効果大きい (Fig. 10 参照)。ただし、この効果はコリメータの長さにはほとんど無関係である (Fig. 7,8 参照)。

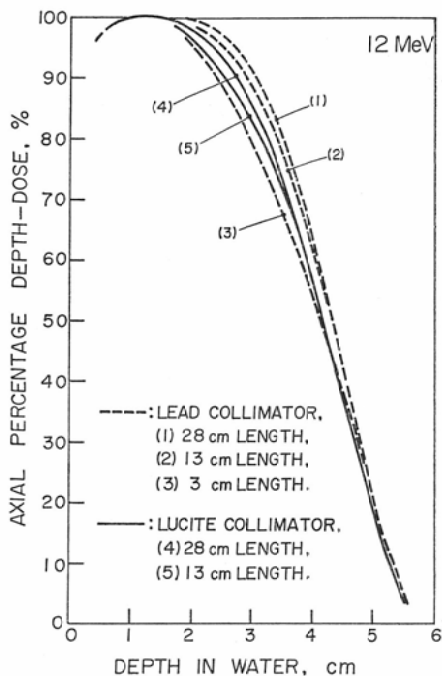


Fig. 9a. Central axis percentage depth dose in water for 6×6cm field, and for 12MeV.

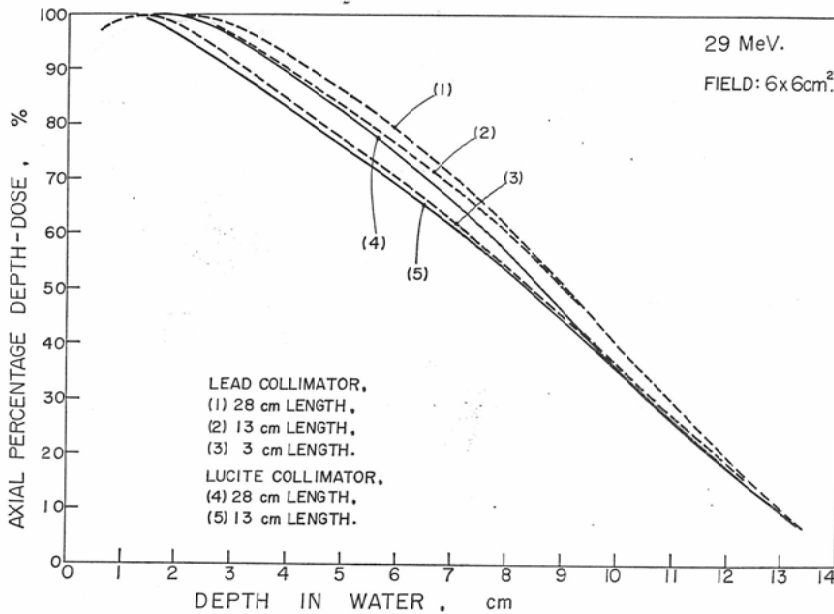


Fig. 9b. Central axis percentage depth dose in water for 6×6cm field and for 29MeV.

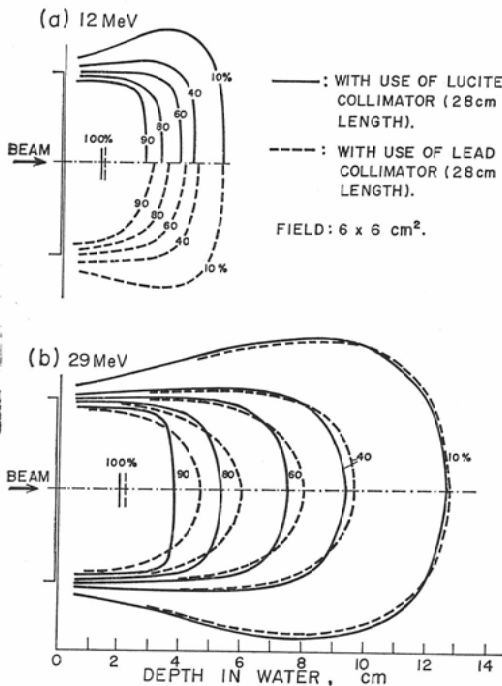


Fig. 10. Variation of the shape of isodose curves with collimator material for 12 MeV and 29 MeV electrons, for 6×6cm field. Curves are given for 28cm lucite collimator (solid curves) and 28 cm lead collimator (dashed curves).

III 考 按

電子線の強度は scattering foil の使用によって著るしく減弱した (Fig. 3) . また、水中のビーム軸方向の深部率も foil のない場合に比して可成り低下した (Fig. 5) . これらの理由は、scattering foil のないときの電子線ビームがほぼ平行線束であるに対し、foil を使用するときは電子線が foil を線源とする発散ビームとなるからであると考えられる。強度の減弱・深部率の低下は電子線を治療に利用するに当つて不都合な難点であるが、広い均等な照射野を scattering foil によつて手軽に得ようとするために生ずる止むを得ない犠牲であろう。この点、電子線を scan させる方法の優位性が考えられる⁵⁾ .

Fig. 7 Fig. 10 に示される様に、加速エネルギー・scattering foil・照射野などを一定に決めても、水フアントム中の線量分布はコリメータの材質・構造などに依存して可成り相違する。したがつて、X-,γ- 線の場合の様な標準線量分布²⁾ を得ることは困難であり、現状では各施設がそれぞれ独自の線量分布図を用意しなければならぬであろう。

鉛コリメータを用いるときビーム軸方向の深部率が上昇する理由は、高原子番号のコリメータ内壁で電子が散乱される場合は散乱の偏向角が大きいためであると考えられる³⁾。これについての定量的検討、ならびに阻止X線の寄与の程度・表面附近の線量分布などについての研究は現在続行中であるので、後日報告する予定である。

IV 結論

12 MeV~29 MeV 電子線の水中における線量分布に対する scattering foil およびコリメータの効果を実験的に検討し、つぎの結果を得た。(1) scattering foil の効果 アルミニウム・銅・鉛いずれの foil でも等線量曲線を flatt にすることができる。しかし、foil を用いると電子線の強度が非常に減少しかつビーム軸方向の深部率も低下する。これらの得失を考慮し、放医研ベータトロンの電子線に適する scattering foil を決めた (Table 1)。(2) コリメータの効果。コリメータが長くかつその材質の原子番号が高いほどビーム軸方向での深部率が大きい。しかし、等線量曲線を flatt にする効果は低原子番号のコリメータの方が優れている。この結果はコリメータの長さには

ほとんど無関係である。

(本論文の要旨は昭和40年 8月第6回国際医用電子・生体工学会議および昭和40年 9月第171回日本医学放射線学会関東部会で発表した)。(本研究は厚生省癌研究助成金「癌と放射線治療技術の開発に関する研究」の一部として行われたものである)。

文 献

- 1) Fermi, E.: Nuclear Physics, revised edition, 9th impression, p. 52. The University of Chicago Press, Illinois U.S.A. 1962.
- 2) Hospital Physicists' Association: Depth Dose Table for Use in Radiotherapy, Brit. J. Radiol. Suppl. No. 10 (1961).
- 3) Jones, J.C.: Brit. J. Radiol. Suppl. 10(1961), 71—75.
- 4) Laughlin, J.S.: Brit. J. Radiol. 38 (1965), 143—147.
- 5) Laughlin, J.S.: Review of Dose Distribution Data for Electrons. WHO/IAEA/ICRU Meeting on Standardization of Radiological Dosimetry for Radiation Beams, Geneva 1961.
- 6) Loevinger, R., Karzmark, C.J., and Weissbluth, M.: Radiology 77 (1961), 906—927.
- 7) Markus, B.: Strahlentherapie 112 (1960), 322—330.
- 8) Von Der Decken, C.B.: Strahlentherapie 101 (1956), 204—207.