

電子線エネルギー低減における X 線混入率の検討 —スキャタリングホイルの材質について—

中 桐 義 忠¹⁾・三 村 誠 一²⁾・稲 村 圭 司²⁾・田 原 誠 司²⁾・
三 宅 英 昭¹⁾・東 義 晴¹⁾・江 草 具 視²⁾・三 上 泰 隆²⁾・
平 木 祥 夫²⁾・山 田 俊 治¹⁾・杉 田 勝 彦¹⁾

Photon background caused by the reduction of the electron beam energy
—Materials of scattering foil—

Yoshitada NAKAGIRI¹⁾, Seiiti MIMURA²⁾, Keiji INAMURA²⁾, Seiji TAHARA²⁾,
Hideaki MIYAKE¹⁾, Yoshiharu AZUMA¹⁾, Tomomi EGUSA²⁾, Yasutaka MIKAMI²⁾,
Yoshio HIRAKI²⁾, Toshiharu YAMADA¹⁾, and Katsuhiko SUGITA¹⁾

The total skin electron beam therapy has been one of the clinical treatment for peripherally T-cell lymphoma; Mycosis fungoides, adult T-cell lymphoma, and so on. The crucial points in this treatment are not only having an optimum energy level of electron beam for a target volume (a tissue) but also keeping the photon back ground low.

It is not easy to regulate those points by the control panel, however, for the equipment that is conventinally used for electron beam, theoretically, is to exchange lead (Pb), which is ordinarily used, to a low atomic number material as a scattering foil.

We examined several different kinds and / or various thickness as a scattering foil material that can make the electron beam lower without an increase of the contaminant as X-ray. We hereby reported the results, and strongly suggested the following two materials in use; acrylic plate, carbon board, and so on, which are easily available and worked, would be practically useful for the total skin electron beam therapy.

Key Words: 電子線エネルギー, X 線混入率, 電子線全身照射法, スキャタリングホイル

緒 言

われわれは本誌第 1 巻において, 菌状息肉腫に対する電子線全身照射法について発表し¹⁾, その中で電子線エネルギーの低減方法と X 線混入率についても検討した。今回は更に進めて, 電子線全身照射におけるエネルギー低減方法として, スキャタリングホイルの材質及び厚さを変化させ, エネルギーと X 線混入率の関係について基礎的検討を行った。文献 1 でも述べたように, 皮膚に限局した末梢型 T 細胞リンパ腫など全身性の疾患に対しては, 線量が選択的に皮膚表面近傍に集中することから電子線全身照射法がよく行われる。

本法において, これらの疾患では病巣が表在性であることからあまり大きな深達度は必要なく, 通常は 4 ~ 5 MeV のエネルギーが汎用される。線量深達度はエネルギーにより決まっており, 治療有効域とされる線量 80% 深は MeV 単位で表した数値の 1/3 (cm), 最大飛程は 1/2 (cm) である。一方, 照射装置である高エネルギー発生装置は加速管の構造あるいは性能から, 発生する電子線のエネルギーの範囲が決まっている。本研究に使用した高エネルギー発生装置, 東芝 LMR-15A は最低設定エネルギーが 10 MeV と高く, これを用いて全身照射を行うことは内臓に照射される線量が

1) 岡山大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科
2) 岡山大学医学部附属病院中央放射線部

多くなる。また、文献1および2で考察したように、エネルギーを低減する方法として減速板を使用することは電子線の制動放射によるX線の割合を増加する結果となる¹⁾²⁾。X線は透過力があり、その量が多くなると、造血臓器を含めた全身被曝となる危険性があり、人間のLD₅₀が4 Gyとされていることから、重篤な副作用の原因となる可能性がある。

X線混入率を上げることなく、エネルギーを低減するにはスキャタリングホイルを低原子番号の物質に交換することが最も簡便な方法である。スキャタリングホイルはペンシルビームで加速された電子束を、実用に即した照射野に拡げるために電子の軌道上に置く平板で、通常は原子番号の高い鉛(厚さ0.3mm程度)が使用されている。しかし、高原子番号の物質に高速の電子を照射すると、制動放射によるX線が発生する。その量は物質の原子番号が大きい程多くなる。

幸い使用照射装置ではスキャタリングホイルの交換が機構的に簡単で、その物質の密度および厚さが均一であれば電子線ビームの平坦度等、物理的データに悪影響がないことから、今回はスキャタリングホイルの材質として、身近にあり低原子番号で加工のしやすいカーボン、アクリル、塩化ビニールおよびアルミニウムの平板を用い、銅、鉛との比較を行った。

使用器材

高エネルギー電子線発生装置；東芝製ライナック LMR-15A
 線量測定装置；Ionex Dosemaster 2590
 Probe；0.055cm³ shallow type
 Phantom ；Mix-DP
 使用材質 ；カーボン，アクリル，塩化ビニール，銅，鉛

実験方法

1. 実験配置および測定条件

図1に示すように、Mix-DPファントムに0.055cm³シャロー型電離箱を埋め込み、スキャタリングホイルの厚さおよび材質を変えた場合の相対

電離量を測定した。測定条件はすべて公称エネルギー10MeV、照射野10×10cm²、線源-一表面間距離90cmとした。

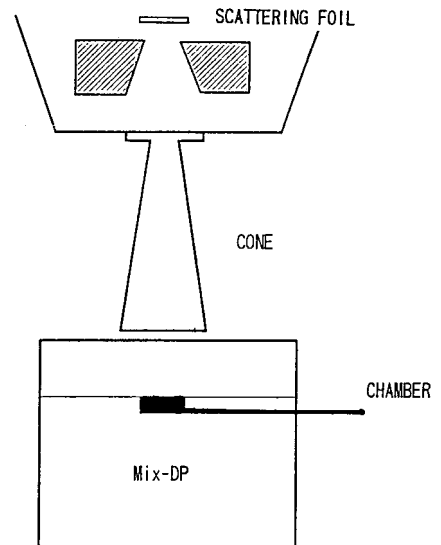


図1 実験配置図

2. 実験方法

電子線エネルギーを求めるためには、通常、水等価物質におけるPDD (Percentage Depth Dose) を求め、その線量半価深から計算する方法がとられる³⁾。即ち

$$E_0 = 2.33 \cdot R_{50}$$

E_0 ；電子線の平均エネルギー

R_{50} ；線量半価深

ここで、電子線のPDDを求めるためには電離量を吸収線量に変換しなければならないが、測定した相対電離量曲線のエネルギーが決まっていないことから、その変換は不可能であり、線量半価深 R_{50} は求めることができない。しかし、幸いなことに平均エネルギーが16MeV以下では R_{50} と電離量半価深 d_{50} はほぼ同じであるので³⁾、図1に示すような配置で、シャロー型電離箱の深さをビーム中心軸上で5 mm 間隔で変化させ、感知する線量が制動X線のみになり、グラフが直線になる深さまでの相対電離量を測定し、 d_{50} を求めた。これをスキャタリングホイルの材質および厚さについて、各々測定し上式より平均エネルギーを計算した。

また、制動X線量(DX)はAAPM(American Association of Physicists in Medicine) Task Group No25が提唱した方法⁴⁾、即ち、図2に示すようにグラフの直線部分を外挿した線と深さ0 cmの交点の値とした。

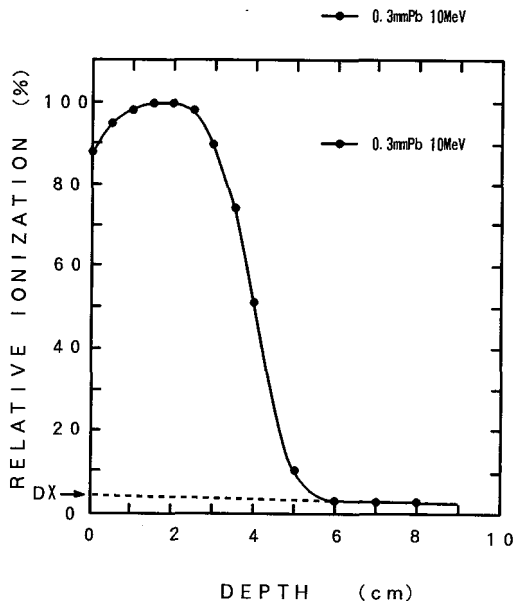


図2 制動X線量の定義

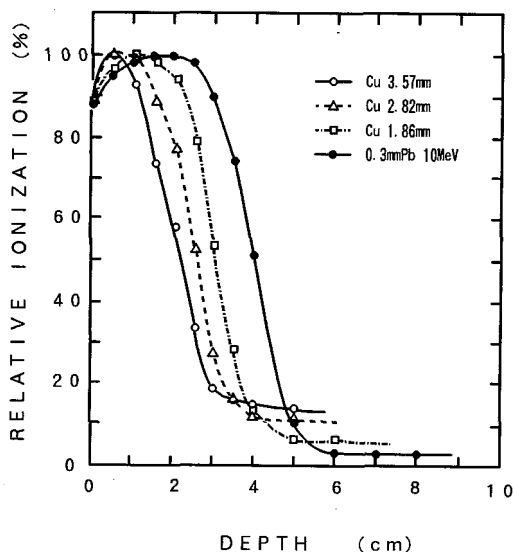


図3 スキャタラーに銅を使用した場合の相対電離量

結 果

図3, 4, 5, 6, 7, 8に材質を銅, 鉛, 塩化ビニール, アルミ, アクリル, カーボンに変えた場合の相対電離量曲線を示す。各々のグラフは装置に装着されているスキャタリングホイール0.3 mmPbと比較する形で描いているが、各材質とも

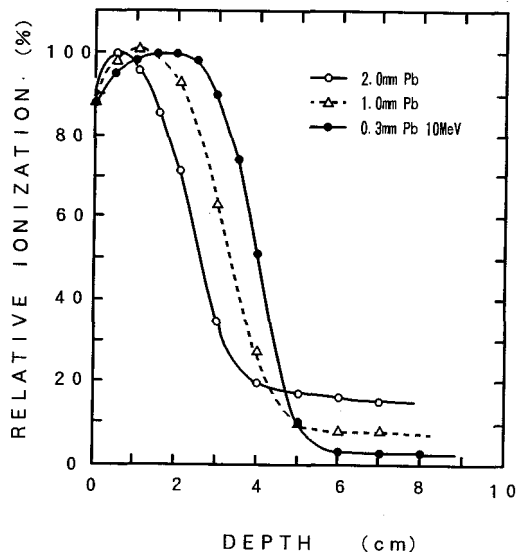


図4 スキャタラーに鉛を使用した場合の相対電離量

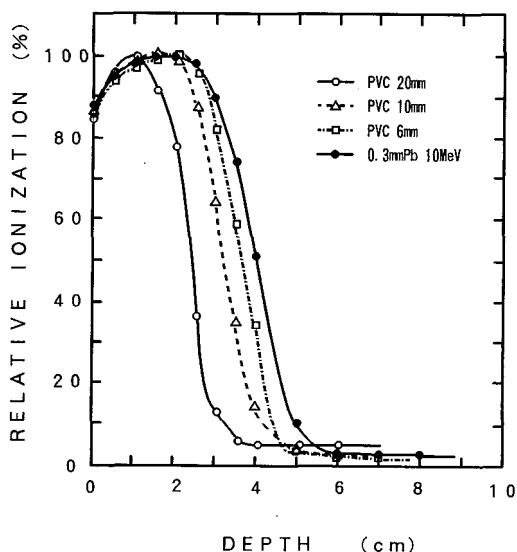


図5 スキャタラーに塩化ビニールを使用した場合の相対電離量

厚さが増すにしたがい線量半価深は浅くなり、エネルギーの低下が認められた。しかし、重金属の材質である銅、鉛では厚さが増すと、制動 X 線の割合、即ち X 線混入率が高くなり、その値は 20% 近くにも達した。これに対し、塩化ビニール、カーボン、アクリルなど低原子番号のものでは 5% 前後と低値を示した。図 9 に使用材質別のエネ

ルギーと X 線混入率の関係を示した。また、表 1 に、平均エネルギーを 5 MeV 前後に低減するために必要な厚さと X 線混入率および線量率を材質別にまとめた。線量率は装置に備え付けの 0.3 mmPb のスカタリングホイールに比し 30~60% に減少した。減少の度合は原子番号の大きい材質ほど大きい傾向にあった。

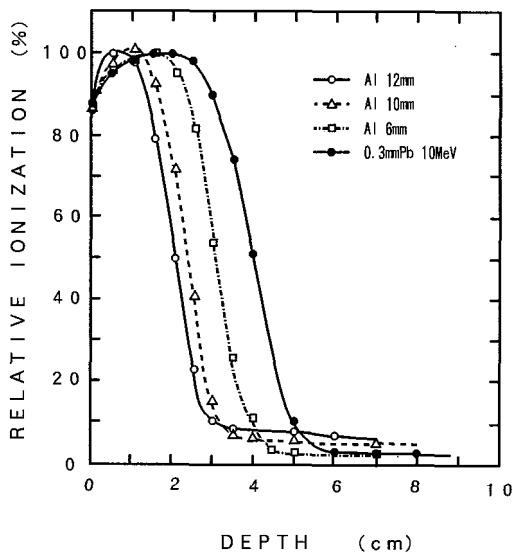


図 6 スカッターにアルミニウムを使用した場合の相対電離量

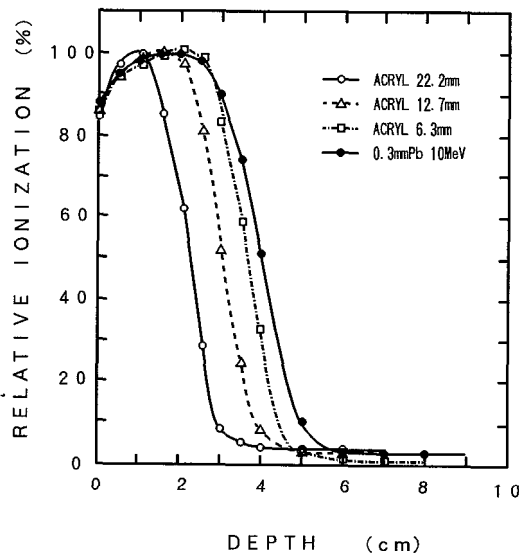


図 8 スカッターにカーボンを使用した場合の相対電離量

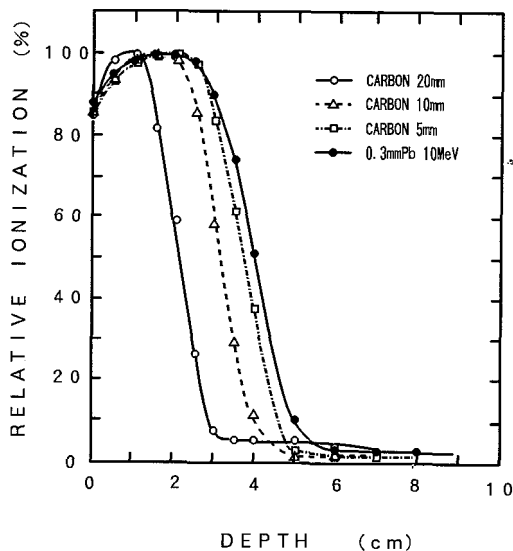


図 7 スカッターにアクリルを使用した場合の相対電離量

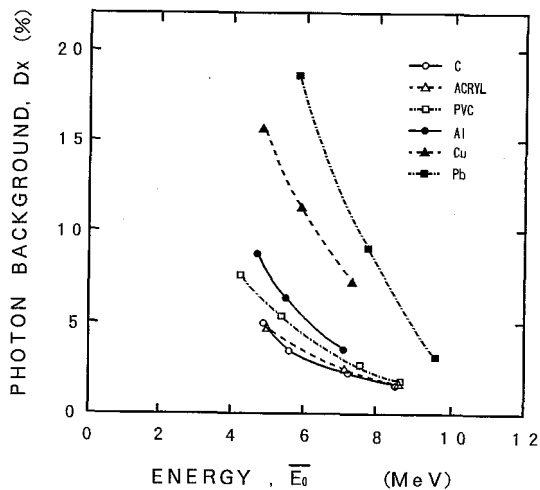


図 9 材質別の平均エネルギーと X 線混入率の関係

表1 材質別、厚さと平均エネルギー、X線混入率、相対線量率

Scattering foil	Thickness (mm)	EO (MeV)	DX (%)	Output (%)
Pb	0.3	9.46	3.2	100
Pb	2.0	5.80	18.6	34
ACRYL	22.2	5.01	4.6	66
C	20.1	4.89	5.0	62
PVC	20.0	5.36	5.4	57
Al	12.0	4.70	8.7	43
Cu	3.6	4.92	15.7	33

考 察

以上の結果から、材質の厚みが増すにつれて、エネルギーは低減され、5 MeV程度にするための厚みは原子番号の高いほど薄くなった。電子線と物質との相互作用には、軌道電子との相互作用による電離、励起作用と、原子核近傍で減速されてエネルギーを失い、そのエネルギーをX線として放出する制動放射がある。制動放射の起こる確率は物質を構成する元素の原子番号の2乗に比例する⁹⁾。このことは電子線と物質の相互作用は、原子番号が大きいほどその確率が増えることを意味し、単一スペクトルで加速されてきた一次線がスク্যাタリングホイルを構成する物質との相互作用のため、連続スペクトルとなり、実効エネルギーが低下するものと考えられる。

一方、制動放射によるX線の混入率は特に全身照射¹⁾⁶⁾、回転照射⁷⁾で問題となる。全身照射については緒言で述べたが、回転照射は元来回転中心に線量を集中させる照射方法で、電子線の場合、透過力が弱い関係でその円周上に選択的に照射できるが、透過力の強いX線の量が多い場合は回転中心に高線量域(hot spot)が生じ、副作用の原因となる。したがって、今回検討した材質の中でX線混入率の高い鉛、銅はエネルギー低減を目的としたスク্যাタリングホイルの材質には使用すべきでなく、アクリル、カーボンといった低原子番号の材質が適当と考えられた。

また、表1に示すように、スク্যাタリングホイルの厚みが増し、電子線が吸収されることから線量率(Output)が減少するが、高エネルギー発生装置では通常の使用線量率(200~300cGy/min)

の3~4倍の出力性能を持っているので、スク্যাタリングホイルで吸収される分だけ、出力を増大することで解決でき、治療に支障はなかった。

結 語

全身性皮膚悪性疾患に対する電子線照射におけるエネルギー低減と骨髄線量に関与する制動X線の混入率について、スク্যাタリングホイルの材質と厚みを変えて検討した結果、材質としてアクリル、塩化ビニール、カーボンなど低原子番号のものを使用することで、臨床に適したエネルギー低減が可能であることを確認した。

(尚、この論文の論旨は社団法人日本放射線技術学会第32回中国四国部会において発表した)

文 献

- 1) 中桐義忠, 稲村圭司, 三宅英昭, 田原誠司, 三村誠一, 江草具視, 三上泰隆, 山田俊治, 杉田勝彦, 平木祥夫: 電子線全身照射法の検討. 岡山大学医療技術短期大学部紀要, 1: 1-6, 1990
- 2) 中桐義忠, 山田俊治, 杉田勝彦, 三上泰隆, 大川義弘, 稲村圭司, 小栗宣博, 永谷伊佐雄, 則安俊昭, 岡崎良夫, 井上信浩, 戸上 泉, 平木祥夫: 電子線治療時におけるエネルギー低減方法に関する検討. 岡山医学会雑誌, 102(1-2): 217-225, 1990
- 3) 川島勝弘, 星野一雄: 放射線治療における高エネルギーX線および電子線の吸収線量の標準測定法. 日本医学放射線学会物理部会編通商産業研究社, 東京, 111-113, 1986
- 4) Faiz M. Khan, karen P. Doppka, Kanneth R. Hogstrom, Geraid J. Kutcher, Ravinder Nath, Satish C. Prasad, James A. Purcty, Martin Rozenfeld, and Barry L. Wamer: Clitikal electronbeam dosimetry: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No25. Medical Physics Vol.18 No1

- 1990
- 5) 岡島俊三：医学放射線物理学・南山堂，東京，80-81，1980
- 6) 寺嶋広美・山下 茂・石野洋一・末永義則・菌状息肉症に対する電子線全身皮膚照射。日本医学放射線学会誌，48（8），1005-1012，1988
- 7) 松島紀志夫・小栗宣博・若狭弘之・中桐義忠・三上泰隆・平木祥夫・木本 真・橋本啓二・青野 要・藤本巨・小玉 肇：電子線振子照射法の検討。岡山医学会雑誌，96（11・12），1063-1071，1984

(1992年9月21日受理)