



Title	医療用リニアックによる電子線治療の技術開発とその適応
Author(s)	重松, 康; 速水, 昭宗; 森, 嘉信 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1970, 29(10), p. 1288-1293
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15922
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

特別掲載

医療用リニアックによる電子線治療の 技術開発とその適応

大阪大学医学部放射線医学教室 (主任: 立入弘教授)
重松 康 速水 昭宗 森 嘉信
日本電気株式会社
大谷 四郎 松岡 暁 阿部 駿介

(昭和44年12月1日受付)

Electron Therapy with 6 MeV Linear Accelerator

by

Yasushi Shigematsu, Akimune Hayami and Yoshinobu Mori

Department of Radiology, Osaka University Medical School

(Director: Prof. Hiromu Tachiiri)

Shiro Otani, Akira Matsuoka and Shunsuke Abe

Nippon Electric Company, Ltd.

Summary

There have been a number of unsolved problems in the design of the 6-8 MeV linear accelerator so for distributed, when electron beams are to be used in clinical practice.

This paper deals with the technical improvement in the electron therapy with 6 MeV linear accelerator. The discussions cover the dose rate reduction, monitoring system of dose and symmetry, output measurements, and efforts in homogenizing the dose distribution.

Indications for electron beam treatment of relatively low energy range are also discussed.

1. はじめに

医療面での超高圧放射線加速発生装置は、この数年間に国内においてもかなり広い普及を見ようになり、その機種も直線加速装置(リニアック)とベータトロンの集約された感がある。そして、リニアックの特徴は高出力と大照射野のX線が得られることにあり、一方ベータトロンは容易に高いエネルギーが得られ且つそのエネルギー変換の容易であることから、電子線照射にその主な利用法が見出されている。またベータトロンがリニアックよりも数年先立つて開発普及されてきた関係もあつて、ベータトロンによる電子線照射は15 MeV から40 MeV にわたる大小さまざまな機

種に応じて、国内でもかなり経験が重ねられてきたが、比較的表在性の腫瘍に最も大きい適応のあることが見い出されるようになった。

リニアック電子線の利用は、すでに1961年 Bagshaw¹⁾²⁾らの Mycosis fungoides に関する報告があるが、本邦でも、柄川³⁾、浜田⁴⁾らによつて、ここ数年間に乳癌の胸壁照射など、表在しない半表在の腫瘍に対して利用されている。特に乳癌の胸壁照射のように大照射野に均等な線量分布が要求される場合、リニアック電子線にはベータトロンにない利点があり、また口腔内の比較的表在性の腫瘍に対する照射には、高出力—短治療時間ということが実際的な立場からは非常に有利

な条件ともなり得る。そして、そのような適応範囲に割り切るならば4—8 MeV の利用エネルギーが至適のものである。しかしながら、従来の市販装置におけるリニアック電子線は、そのあまりにも高出力なこと、線量モニターシステムの不備などから、必ずしも臨床に應用されるに充分なものでなかつたことも事実で、更に、線量測定そのものにも現在かなり未解決な問題が残されている。

この報告は、そのような装置としての欠陥を解決するとともに、実際的な線量ならびに線量分布の制御、改善を目的としている。

2. 従来の装置の問題点とその解決法

個々について述べるに先立つて、従来の装置における問題点を列記しておく。

- 1) 出力が高すぎる
- 2) 線量モニターシステムの不備
- 3) 高エネルギーパルス状電子線の線量測定

なお、附随的なものとして

- 4) 線量分布

があげられよう。

以下、具体的にわれわれのとつた解決法について記す。

2—a. 線量率の低減について

NELAC-1006についての電子線線量率は、パルス繰返し数5 pps のとき 5,000rad/min. 500pps のとき 500,000rad/min. といわれている¹¹⁾。したがつて、これを治療に適した線量率で使用するために今まで、パルス繰返し数を下げ、平均加速電荷量を減らすことによつて線量率の低減をはかつていたが、パルス繰返し数を下げるとマグネトロンの動作に安定を欠き、また AFC(Automatic Frequency Control) 機能の低下を招く恐れがあり、これらはそのまま実際的な應用への障害となつていた。

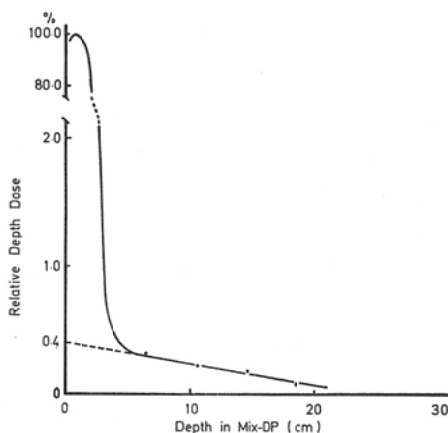
そこでこのNELAC-1006Dでは、パルス繰返し数をマグネトロンが安定に動作する 122pps, 243 pps, 364pps の3段階とし、使用にあつてはそのいずれかを選択できるようにした。その上で、線量低減法として、count down 方式と diffuser 方式の2方法を併用して目的を達している。

Count down 方式とは、加速管入射部偏向コイルに周期 189ms, パルス巾 180.8ms の偏向電流を流して、電子銃から加速管に入射する電子流を周期的に遮断し、實質的に放射される電子線パルス数を間引き減らすものである。

また、diffuser 方式は、銅ブロックに線源仮想焦点を原点として放射状に中心軸に対称に特定の分布で円形の穴がつけられた、ちょうどシンチスキャナーの focused collimator 状の篩のようなもの、これをビーム取出口に挿入し、その挿入損失を利用して線量率を低減するものである。

Diffuser の本来の目的は上記のように線量率を低減することと照射野内の分布を均一にすることにあるが、そのほかに、電子線中のX線汚染率が小さくなるという利点がある。電子線の分布を大照射野にわたつて均一化するために scattering foil を使用するとすれば、かなりの厚さを必要とし、これから放射される制動X線は無視できない値となるが、diffuser の厚さは、6 MeV X 線に対して半価層の約6倍の厚さとなつていたので、X線の汚染率を十分に低いものにすることができ、X線の汚染率を第1図に示す。

Fig. 1: X-ray contamination in the 5.5 MeV electron beam.



これら2種類の低減法の併用で、SSD 1 m の所におかれたファントム中の線量最大部で 5.5 MeV の場合、パルス繰返し数に応じて、それぞれ 440“R”/min., 880“R”/min., 1360“R”/min. の

3段階の出力を得ている。ただし、この“R”は、後述のごとく ^{60}Co で校正された線量計を用い、レントゲン目盛で読んだことを示すものとする。

2-b. モニターシステム

2-b-i. 出力線量の制御 (モニター)

Diffuser 直下に 50μ 厚さのAl箔電極、電極間隔 $1\text{mm}+1\text{mm}$ 、印加電圧 -500V の2層からなる平行平板電離槽を挿入し線量のモニターを行つている。この出力は操作室 control console に導かれて線量率、積算線量ともX線と共用のメーターで表示される。なお、過大線量率照射防止用インターロック回路として、任意に設定した線量率以上の線量率で照射されると動作する回路およびcount down 用偏向コイルにパルス電流が流れないときに動作する回路が、二重に組み込まれている。

2-b-ii. ビームシンメトリーモニター

第2図に示すように outer jaw の下方に (X線の場合には shadow tray を取付ける場所) 電子線用シンメトリーモニター電離槽を取付けることができる。この電離槽は電極材料に 25μ のMylar film に 0.4μ のAl蒸着をしたものを用い、電極間隔 4.8mm 、印加電圧は -500V であるが、直径は大きく、jawの全開時にも全線束を含むことのできるものである。なおこれは4つの4分円からなり、おのおのが加速軸方向のtarget側、gun側およびこれと直交方向の右、左側をうけていて、それぞれの出力はcontrol rackのX線と共用のシンメトリー表示のメーターに導かれる。ただし、メーターは1方向のシンメトリーしか表示できないので、入力切換によつて任意の軸方向のものを表示するようになっている。

2-c. 測定

2-c-i. 出力測定

電子線の出力測定についてはSCRAD¹⁸⁾ (The Sub-Committee on Radiation Dosimetry) が相互比較と併せて、 $5\sim 10\text{MeV}$ の場合には $25\text{cm}\times 25\text{cm}\times 5\text{cm}$ のPolystyrene phantomの表面から 1cm 深さの所に指頭型線量計を挿入し、その読みには ^{60}Co に対する校正係数を適用することを示しているが、ちょうど当施設では飛程測定の結果から

Fig. 2: Schematic cross-section of the electron system of the head.

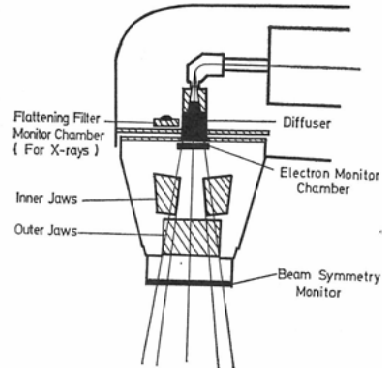
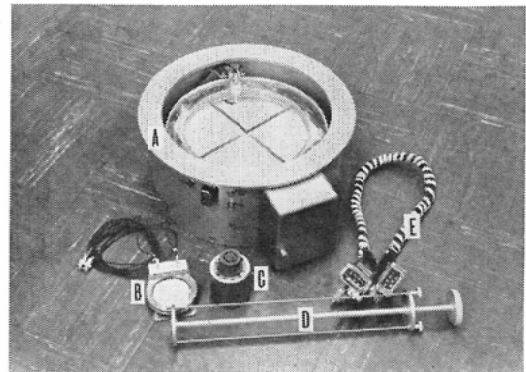


Fig. 3: Some parts of the electron system

- A) symmetry chamber
- B) monitor chamber
- C) diffuser
- E) guide of diffuser
- D) cable



5.5MeV の場合には約 1cm 深さに最大電離の場所があり、SCRADの方法をそのまま取入れることにして、前述の大きさのMix DP¹⁰⁾ブロックの 1cm 深さの所に 2MV 用のbuild-up capをつけたIONEX 0.6cc 電離槽を挿入し、その出力を基準とした。またこの値を基準として、出力線量モニターの線量計を校正した。

そこで、X線と電子線が同じ尺度で使用しうるかシャロー型平行平板電離槽、化学線量計およびThermoluminescence Dosimeter (TLD)⁵⁾⁹⁾で検討を加えた。電離槽の基材はアクリル樹脂で、入射面は 50μ Al箔、電極間隔 1mm 、印加電圧は -500V 。増巾器はIC(Integrated circuit)化され

積算電荷をよみとるものである。化学線量計は標準製法の鉄線量計⁶⁾で、照射容器には内径12mmのPolyethylene tubeを用いた。この容器は十分に使い込まれたものであるが、この容器のままに保存することはしない。

Tab. 1: Comparison of electron doses measured with different dosimetry systems.

Dosimeter	E/X ratio
IONEX (0.6 ml)	1.00
Shallow Chamber	1.21
0.8 N Fricke	1.22
TLD CaSO ₄ : Tm	1.24
LiF	1.23
	1.23

結果を第1表に示す。これを見ると IONEX 0.6cc電離槽では 5.5 MeV 電子線の場合再結合を起していることが推察される。これはパルス間隔とイオン対集収時間からみて、1パルス毎に同じ割合の再結合が生じているとみられ、1パルス毎の加速電荷量が一定であつて電離槽内に生ずる電荷量に変化のない場合には、収集係数 f はパルスの繰返し数にはよらないと考えられる。この f については Boag³⁾ によつて詳しく解析され、ICRU⁸⁾ により計算に必要な数値が示されているが、実際の適用にあつては問題を残しているので、ここでは第1表の結果のみではあるが、IONEX の読みに ⁶⁰Co での校正常数と E/X 比 1.23 を掛けたものを電子線の出力として使用している。

なお、この E/X 比の大きいことは、われわれの count down と diffuser による線量率低減法と従来一般に行なわれていたパルス繰返し数を下げ、またパルス毎の加速電荷量をへらすという線量率低減法との相違によるものであろう。

2-c-ii. 飛程測定

アクリル板中の外挿飛程を前出のシャロー型平行平板電離槽を使用して測定した結果を第4図に示す。これから

$$R = 0.51 E - 0.21$$

により、R (cm) の実測値から E (MeV) を求

めた。なお、アクリル板の密度は 1.18 (g/cm³) である。また現在常用の 5.5 MeV に関して、鉄線量計と TLD との比較測定の結果を第5図に示す。なお、この鉄線量計の測定は、高さ 1mm の Polystyren 製の薄い容器を積層して行なつた。

Fig. 4: Central axis depth dose curves of the electrons of 4.8 MeV, 5.5 MeV and 7.6 MeV.

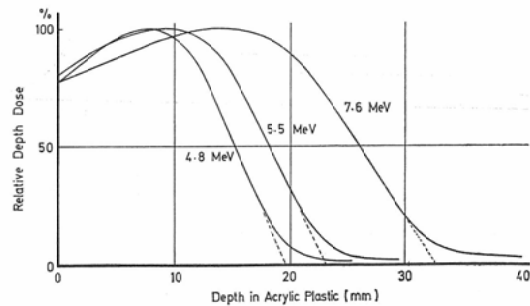
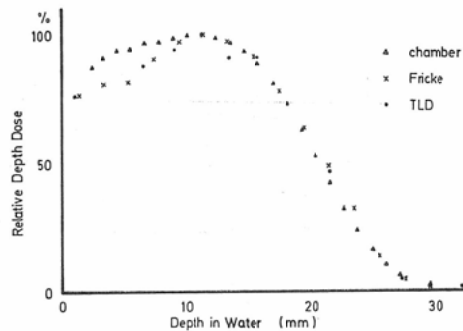


Fig. 5: Central axis depth dose curves of 5.5 MeV electrons measured with a shallow chamber (Δ), Fricke dosimeter (×) and thermoluminescence dosimeter (●). (In cases of chamber method and TLD method, depth in water is calculated by multiplying ρ_{eff} by the depth measured in acrylic plastic and polystyrene.)

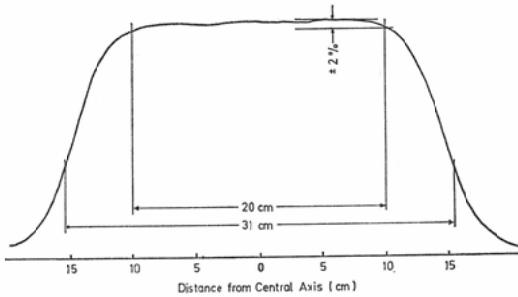


3. 線量分布

放射線治療の効果を左右する因子として、腫瘍の拡がりに対する診断の精度と共に線量分布があげられよう。

第6図にアイソセンター面 (SSD 100cm) において、X線用 jaw の最大開度 (X線の場合 27×31cm) で作られる空気中の線量均一度を示す。これにより、diffuser が分布の均一化に有効であることがわかる。

Fig. 6: Electron dose distribution in air using a diffuser, at 1 meter SSD, along the long axis of the maximum field size of 27 × 31 (cm).



次に treatment cone の形状の相違による、線束に平行面の線量分布の相違を第7図に示す。線量分布はフィルム法¹²⁾により作成した。

(a)に較べて(b)の分布がすぐれているが、これ

はコーンからの散乱線の影響の相違によるものであると考えられ、出力の係数も違っている。(b)のエンドプレートは2mmの鉛板製であるが、これで任意の形の照射野を必要に応じて作り得ることになる。

第8図は腔内照射用コーンの線分布の例であり、第9図は第7図(b)の形のコーンによる胸壁の運動照射による線量分布である。

コーンの装着はbayonet mountにより簡単に、しかも手軽に先端部の交換をすることができ、実用性の向上をはかっている。コーンの材質は真鍮である。

なお、腔内照射用コーンには光学系が装着でき、患部を直視可能にしてあることはいうまでもない。

Fig. 7: Electron dose distributions with different types of treatment cone:

- a) a beam-parallel cone of 10 cm square
- b) an axis-parallel cone of 10 cm square
- c) an axis-parallel cone of 10 cm diameter

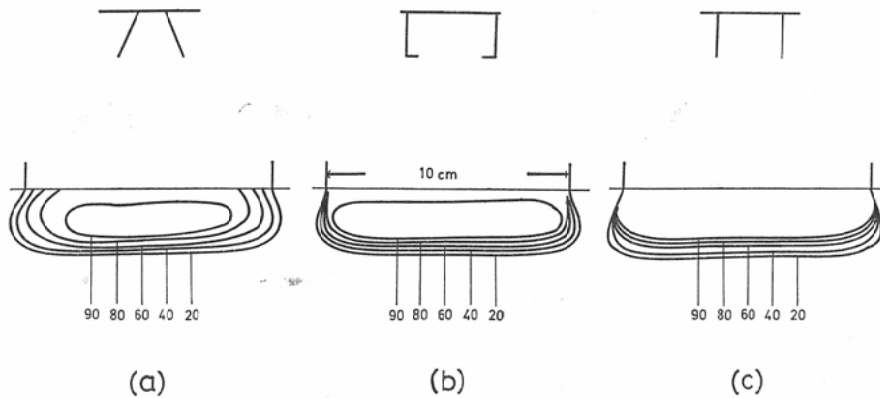


Fig. 8: Electron dose distributions using small cones for intracavity treatment of various angles of incidence.

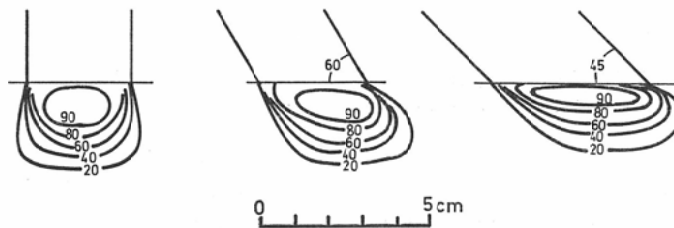
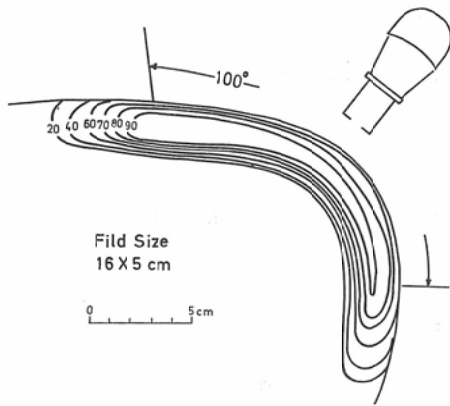


Fig. 9: An example of electron dose distribution by arc therapy.



ただ、現在(1969, 4)コーン装着時にはシンメトリーモニター用電離槽が、その取付け位置の関係からはずすことが必要で、まずシンメトリーを調整後コーンをつけなければならなくなり、治療中のシンメトリーは監視できない欠点を持っている。これによる実用上の欠点は、実際に得られた線量分布からみて問題はないと判断されるが、長時間にわたる場合にはやはり問題となる可能性があり、組込位置と、その精度とに今後の課題を残すが、組込まれていることが望ましい。

4. むすび

リニアックの本来の利用目的がX線におかれていたことは、すでに頭初にのべたことである。そして私どものところでは1日に約40~50例の患者にX線治療が利用されている。現在阪大放射線科では日々の治療件数が約60~70であり、そのうちリニアックで35~45、3,000Ci ^{60}Co 装置で約20~25その他軟線装置に若干例があるが、リニアックの実際の運営はX線が午前9時より午後2時ごろまで、そのあとの時間に月、木曜日に電子線、

火、金曜日に高圧酸素X線治療があげられている。そして現在までに利用対象とされた疾患としては、悪性腫瘍では、菌状息肉腫、再発乳癌(胸壁)、口腔内癌(舌癌I期、頬粘膜癌など)、肩甲骨、肋骨の転移癌、皮膚転移癌などがあり、また血管腫、ケロイドなどの良性疾患数例も治療対象とされた。利用頻度からすれば全症例の5%程度ではあるが、それらはX線、 γ 線で解決されない本来の適応症と言えるであろう。勿論20 MeVを越えるベータートロン電子線はそれなりにまた異なつた適応範囲をもつ。しかしそれらはX線、 γ 線に於ける照射法の工夫によつて解決されることが多いのを考える時に、6~8 MeV程度のリニアック電子線は、それが完全に機能を発揮すれば、きわめて有用なものであると云える。

文 献

- 1) Bagshow, M.A. et al.: Calif. Med., 95 (1961), 295.
- 2) Bagshow, M.A. et al.: Front. Radiation Ther. Onc., Vol. 2, P-163, Karger, Basel/New York, 1968.
- 3) Boag, J.W.: Radiation Dosimetry, 2nd ed., Vol. 2, P-23, Academic Press, 1966.
- 4) 柄川順: Personal Communication
- 5) Fowler, J.H. et al: Radiation Dosimetry, 2nd ed., Vol. 2, P-269, Academic Press, 1966.
- 6) Fricke, H. et al.: Radiation Dosimetry, 2nd ed., Vol. 2 P-168.
- 7) 浜田政彦: Personal Communication
- 8) ICRU Report, NBS Hand Book 85, P-12, 1964.
- 9) 北村三郎 他: National Technical Report, 14 (1968), 397.
- 10) 尾内能夫 他: 日医放会誌, 19 (1959), 1012.
- 11) 大内淳義 他: NEC, 77 (1966), 10.
- 12) 重松康 他: 日医放会誌投稿予定.
- 13) The Sub-Committee on Radiation Dosimetry: Phy. Med. Biol., 11 (1966), 505.