



Title	術後乳癌に対する高エネルギー電子線拡張振子照射法
Author(s)	山中, 勝義
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1970, 30(8), p. 708-717
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/14967
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

術後乳癌に対する高エネルギー電子線拡散振子照射法

神戸大学医学部放射線医学教室(大学院) (指導: 楢林和之教授)

山中 勝 義

(昭和45年6月24日受付)

Radiation Therapy with High Energy Electrons Using Pendulous
Expanding for Postoperation Breast Cancer

At present, radiation therapy of postoperation breast cancer has been mostly done with tangential telecobalt irradiation. But, injuries of heart and lung were not completely avoided. The isodose distribution pattern of electron beams would be most suitable for the postoperation cancers. The penetration depth of radiation can be easily adjusted by changing the energy of electrons, as the dose decreases abruptly in the final range of electron beam track. So, unnecessary exposure to the underlying tissues is avoidable.

The fields under Betatron electrons are too small to cover the entire chest wall with postoperation breast cancer, even if the scattering foil would be used. Actually, the irradiation field should also include the regional axillary lymph nodes and the opposite parasternal nodes. To develop the most hopeful technique beyond the complicated multiportal irradiation, therefore, I have tried to expand the fields of electron beams by the magnet and to irradiate evenly the whole chest wall by special technique of pendulous-moving of the beams.

This procedure by joint use of the programming device for pendulous speed control ascertained the homogeneous irradiation through ovoid cross section of the whole chest wall and the intensified exposure, if required, to the selected part of the chest wall, for example, the parasternal region.

I was able to succeed in exposing the desired regions in the desired extents and avoiding almost perfectly injuries of heart and lung by applying the pendulous expansion of Betatron electrons. In fact, this technique had the superiority of the isodose distribution curve over the tangential telecobalt irradiation. And, the dose which ribs absorbed was so little that could be clinically negligible.

This procedure has been successfully applied to five patients with postoperation breast cancers. None was accompanied with severe complications such as leukopenia, radiation fibrosis of lung and changes of electrocardiogram.

I. 緒 言

今世紀初頭より確立された乳癌の根治手術法は、乳癌治療の正統法として現在におよんでいるが、一般には根治手術を施された患者の手術野に

10~30%の再発をみている(O'Brien¹⁾, Haagen-
sen²⁾, 山下³⁾, Rissanen⁴⁾). このことから McWh-
irter は1941年単純乳房切断術後強力後照射法を
提唱し、根治手術に匹敵する成績を収めた⁵⁾. 近

年放射線治療および装置の発達に伴い、従来のX線治療法は施行されず、最近では Cobalt-60 γ 線 或いは Linear Accelerator によるX線の如き超高圧放射線治療が主体になっている。その中で現在最も普及しているのが Cobalt-60 γ 線による乳癌術後胸壁切線 2 門照射法である。

しかしこの方法は腋窩に対する線量の均等性が得にくい上に、広く健側胸骨端から後腋窩部迄を照射しようとするれば肺、心臓などの胸廓内重要臓器に対する放射線被曝を十分に除き得ない欠点をもっている(北畠⁶⁾、渡辺、吉本、古賀⁷⁾、Fletcher⁸⁾。この欠点を避ける為に種々の変法が考案されてはいるが尚手枝の複雑な問題として残っている(Frischbier u. Kuttig⁹⁾。

一方 Betatron 装置から得られる高エネルギー電子線について考えると、電子線は飛程の短い物理的特性から近年浅在性腫瘍に対する効果が認められ、術後乳癌患者に対して胸壁を浅く均等に照射する目的には極めて利用価値の高い線源と考えられる(Chu et al^{10,11)}。

しかし現行の Betatron 電子線は実用上最大照射野は Scattering foil 法を用いる限り、10cm平方内外にとどまらざるを得ない。

これで胸壁を一門で照射することは不可能である。又 Scattering foil 法によつて照射野の拡大を図るなら、出力線量(Out put intensity)の低下をもたらし、一回の照射時間が極端に長くなり、臨床への応用は困難である(松沢他¹²⁾、服部他¹³⁾。又、胸壁を数個の照射野に分けて照射すると照射野相互の間隙の線量分布の均等化を得る為にはなほだ繁雑な照射技術を要する。これ等の問題は何れも Betatron 電子線による術後乳癌照射を困難にしている。

以上の諸問題を考へて高エネルギー電子線の特性を生かしながら胸壁の一門照射を可能にする為、著者等¹⁴⁾が開発した電子線々束を物理的に拡散させる方法を応用し、これにより照射野を広げて治療する新たな照射装置並びに照射技術が要求された。すなわち、著者は本学放射線科並びに兵庫県がんセンター放射線科の協同研究により開発

した新しい電子線拡散技術を基本にして、電子線による乳癌術後照射法の改良とその臨床的応用を試み、諸問題の探索、解決を図つたので報告する。

II. 実験装置及び実験材料

1. Betatron 装置

東芝製「医療用ベータトロンBMR-18」を用いた。本装置は 6 MeV から18 MeV 迄のエネルギーの電子線およびX線を任意に取り出す事が出来る。

装置は振子機構を有し、振子中心はドーナツ管中心より95cmの距離にあり、振子角度は量大 220° 迄、振子速度は 0.2r.p.m (rotation per minute) である。

本装置は Siemens 製 Betatron と異なり、ドーナツ管電子線取り出し窓直下にマグネットを置き、これによる磁力制禦を利用し電子線々束方向を変えさせ、最終的には何れのエネルギーでも放射口より出る電子線の線束が治療用寝台に垂直になる様に制禦されている(牧野、楢林、木村、石田¹⁵⁾。

2. 電子線拡散装置

電子線は前記の如く線束が細いうえに、エネルギーが高くなるにつれて線束はその巾が狭くなる為、Scattering foil により照射野の拡大を図っている。これによる実用的最大照射野は著者が使用した Betatron では 8 cm平方である。より大きい照射野を得る為に Scattering foil を厚くすると著しい出力線量の低下と、更には二次線の増加を来し、実用的価値が乏しくなる。

この様に Betatron の照射野が狭い欠点を補う為、磁場の力により偏向する電子線の特性を利用して、電子線々束を2方向に振り分けることによつて照射野を広げる方法¹⁴⁾をわれわれは考案し、東芝放射線株式会社の牧野等と共同でこの装置を完成した。これを著者は利用した。

3. プロフィールモニター

拡散照射野内の線量分布を均等にし、且つそれが維持されていることを看視する目的で、5個の直径14mmの電離槽を一行に並べた、大きさ13cm平方、厚さ7mmの平行平板透過形線量計を具備して

ある。

4. 振り速度制御装置

得られた拡散電子線々束を人体の長軸に直角方向に振り運動させると、乳癌術後胸壁照射に必要な大きさの照射野を得ることが出来る。

人体の胸廓の横断面は類楕円形を呈している、正円形にはなっていない。その為振り速度を一定にすると楕円カーブに於ける被照射面では線量分布が不均等になる。従つてこれを均等化する為には、【振り運動速度を合目的に変える必要がある。又、或る特定部位に重点的に線量を增加させることも必要な場合がある。その際には目的部位の振り運動速度を遅くすることによつてこの目的を達することが出来る。これを振り速度制御装置と云い、振り速度は 15° づつ15分割され、各分割毎に振り速度が $0 \sim 0.2$ r.p.m.の範囲で各々独立して自由に変更出来る。

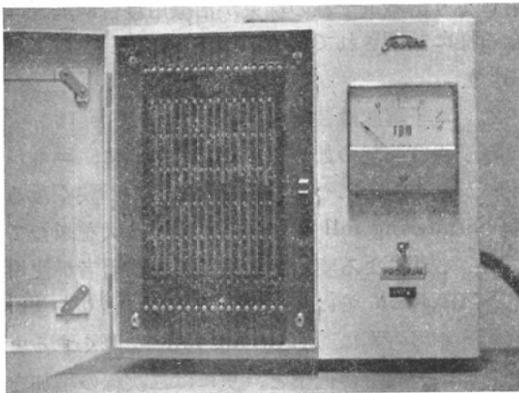


Fig. 1. Controller of Pendulous Speed Program consists of 15 Levers and Pendulous Speed Indicator

5. ファントーム

術後乳癌患者は患側胸壁のみならず、患側腋窩も十分に照射する必要があるので、患側上肢を拳上し、手掌で後頭部を支持する様な姿勢が望ましい。ほぼ平均的体格の術後乳癌患者一名を選出し、これに上記の姿勢をとらせ、その胸廓上部および中部の横断面を模した Mix-D 固体ファントーム 2種を作製し、各々を便宜上 A および B ファントームと名づけた。

この場合、前者は胸骨柄、後者は胸骨体中央部の高さ一致した胸廓横断面を模してある。但し、胸廓下部はその横断面の面積及び形態が中央部のそれとほぼ等しいので省略した。

ファントーム A は腋窩部に相当して、側面に陥凹を有し、長径約 29cm、短径約 20cm である。ファントーム B は胸骨部に相当してわづかに緩やかな陥凹を呈し、長径約 28cm、短径約 17cm の類楕円形を呈している。

A, B いずれも厚さ 10cm で、これを体軸方向に直角な面で 2 等分し、線量測定用フィルムを挿入する様にした。

又、肋骨による線吸収の程度を調べる為、厚さ約 5cm の Mix-D のブロックを作製した。これに厚さ 6mm、巾 10mm の人体乾燥肋骨 2 本を 1.5cm 間隔で平行に並べて埋没させた。肋骨はファントーム表面より 1.5cm の深さに置いた。これを便宜上ファントーム C と名づけた。

電子線エネルギーの変化による胸廓内深部線量分布の相違を調べる目的で厚さ 2cm の Mix-D 板を、水を加えて比重を 0.3 としたオガクズを充填したボール箱の上に置いた。オガクズと Mix-D 板とは密着する様にした。

前者は肺を、後者は胸壁を想定しており、この 2 者を便宜上ファントーム D と名づけた。

6. 線量計その他

線量測定にはフィルム黒化法を用い、これには感度の低く且つフィルムベースの薄いものの中からサクラグラビアフィルム・ノーマル A14 を黒紙袋で包んで完全に遮光を施して使用した。

フィルム現像は PAKOROL X-R 自動現像器を用いた。

現像液の性状および現像温度の影響を防ぐ為、予め照射線量の判明している標準フィルムを、実験フィルムと同時に現像し、黒化度を測定し、線量に換算した上で補正に用いた。

標準線量計には Victreen Condenser R-Meter Probe No. 621 および Radocon Probe No. 606 を用いた。

フィルム黒化度測定には東芝製フィルム線量分

布解析装置 (Film Isodose Plotter)¹⁶⁾¹⁷⁾並びに東京光電製デンシトメーター (透過型) を用いた。

III. 実験方法及び成績

1. フィルム黒化度の信頼度

この詳細は著者等¹⁴⁾の発表にゆだねたいが、エネルギー 6 MeV および 8 MeV の場合は10mm厚の、10MeV 以上の場合には15mm厚のアクリライト板で電子線を build up させた。又、電子線の出力すなわち、線量の変動によるバラツキを避ける為、Condenser R-Meter を基準としてフィルム片に一定量の照射を行なつた。エネルギー依存性は10%以下である。

方向依存性は Mix-D 固定ファントーム内での、各角度共大差が無く、それぞれ1%内外の依存性とどまつた。

エネルギー 18MeV の黒化度と線量との関係については、50R程度迄黒化度は飽和しないものとして黒化度2程度迄使用出来る。又、Mix-Dブロックによる中心軸減衰曲線に関して Radocon Probe No. 606による値との比較は10%以内の誤差にとどまる。

2. 深部線量分布におよぼす肋骨の影響

ファントームCに対してエネルギー 6 MeV, Cone 先端とファントーム表面との距離5cmとし、ファントームを2等分して、この間にフィルムをはさみ、フィルム面に平行に照射して得られた等

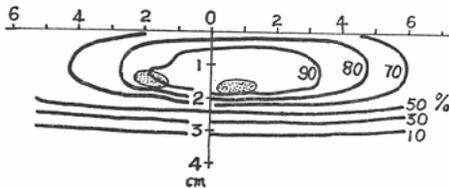


Fig. 2. Changes of Isodose Curves Caused by Ribs on Ches-Wall Irradiation (Energy 6MeV Phantom C)

線量分布曲線では、Fig. 2の如く、80%域の下界はファントーム表面より約2cmの深さにあり、90~70%域に於る肋骨による線吸収は10%程度である。肋間腔では深部線量分布に著変を認めない。

3. 術後乳癌に対する電子線拡散振子照射

i. 最適エネルギー

ファントームDを2等分しこれにフィルムを挿入してフィルム面に平行に電子線を照射して、中心軸減衰曲線を求めた。

この場合、ファントーム表面と Cone との距離を5cmとし、Cone は16cm×2cmとした。

Fig. 3の如く、80%域は10 MeV ではファントーム表面より3.7cm、8 MeV では2.4cm、6 MeV では1.8cmの深部にあり、術後胸壁に対する予防照射の目的には6又は8 MeV のエネルギーが適していると考えられる。

特に肥満した患者には10MeV のエネルギーも必要となる。

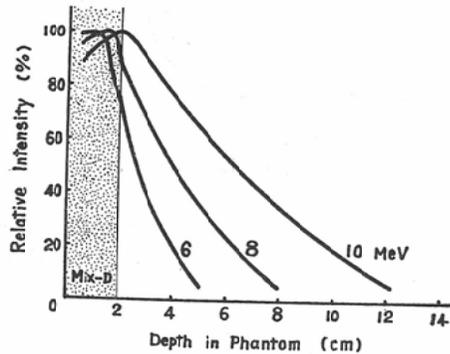


Fig. 3. Central Axis Depth Dose Curves(Phantom D)

ii. 等速度振子照射

厚さ1mmの真鍮を用い、長さ16cm、巾2cmのConeを作製し、振子中心とCone先端との距離を14cmとし、ファントームBを用いて、胸骨中央相当部より患側後腋窩線相当部迄、等速振子照射を行なつた。

この時の振子角度は160°となる。この場合、Cone先端とファントーム表面との距離が出来るだけ等しくなる様に振子中心を定めた(以後ファントームの各部位を人体と同様部位で位置づける事にした)。

Fig. 4の如く、6 MeV では得られた等線量分布曲線の90%域は胸骨中央部より6.2cm、後腋窩線より4.2cm離れており、80%域は各々に対し、

2.4cm離れていて、有効線量域の中が振り両端部に於て不足している。

しかし80%域はファントーム表面より2cm深部にある。8 MeVでの等線量分布曲線は Fig. 5の如く、90%域が島状に分離する以外、6 MeVのそれと類似している。80%域の深さはファントーム表面より3cmにある。

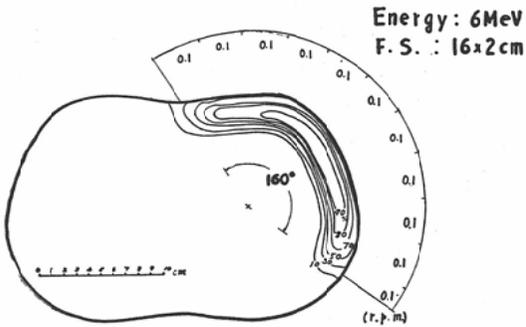


Fig. 4. Isodose Curves Obtained with Constant Speed Pendulous Irradiation.

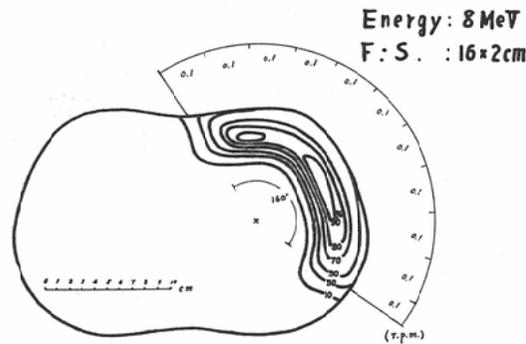


Fig. 5. Isodose Curves Obtained with Constant Speed Pendulous Irradiation.

iii. 振り速度制御の効果

前項と同じファントームを用いて、同じ範囲を振り速度制御プログラム装置により部分的に速度制御を行ないつつ照射した。この場合、特に振り両端附近の振り速度を遅くし、他の部分に於る振り速度 0.1r.p.m.に対し、胸骨部のそれは 0.078r.p.m.、後腋窩線附近のそれは 0.073ないし 0.085 r.p.m.である。但し手術創附近でも若干振り速度を制御し、0.098或は 0.095r.p.m.とした。これ

を部分的変速振り照射法と名づけた。

エネルギー 6 MeV では Fig. 6の如く、90%域は胸骨中央部より 2.2cm、患側後腋窩線より 1.5cm迄、又、80%域はそれぞれより 1.7cmおよび 1.3cm迄接近し、振り両端附近の線量分布の改善が認められる様になる。

エネルギー 8 MeVでも Fig. 7の如く、6 MeVでの等線量分布曲線と同様の傾向を示し、Fig. 5に比し、振り両端部の線量分布の改善が認められる。

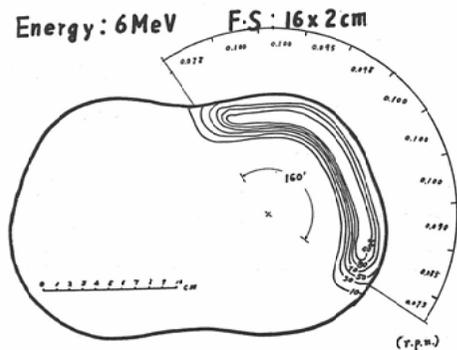


Fig. 6. Isodose Curves Obtained with Speed Controlled Pendulous Irradiation.

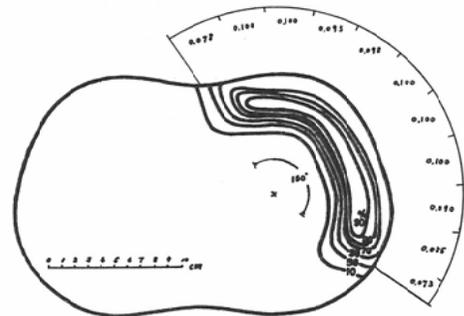


Fig. 7. Isodose Curves Obtained with Speed Controlled Pendulous Irradiation. Energy: 8MeV. F.S.: 16x2cm

iv. 胸廓の形状による深部線量分布の変化

胸廓上部形態は腋窩部の陥凹により胸廓中部のそれと異なる。エネルギーを 6 MeVとして、iii項と同一照射条件をファントーム Aに適応させて得られた等線量分布曲線では腋窩の陥凹に応じ

て 100%および90%域が島状に孤立して現れる。しかし、それ以外の等線量分布曲線の範囲および平坦度には著しい変化を認めない (Fig. 8)。

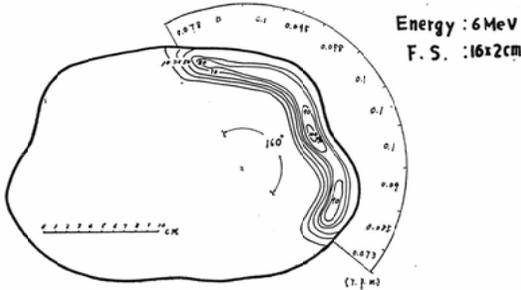


Fig. 8. Isodose Curves Obtained with Speed Controlled Pendulous Irradiation (Transverse Plane at the Level of the Manubrium sterni)

v. 胸骨部重点変速振子照射

特に内胸動脈周囲リンパ節に対して十分な線量を照射する必要が生じる場合がある。

ファントム B を用いて、胸骨健側端より更に 1.5cm 健側迄振り角度を拡げて 170° とし、胸骨附近の振り速度を特に緩やかにした。

振り速度の最も遅い胸骨部と、最も速い前腋窩線附近との速度比は約 1 : 4 となる。この様な照射法を胸骨部重点変速振子照射法と名づけた。

Fig. 9 の如く、6MeV では他の胸壁部分の線量を 50% とすると、胸骨背方附近で深さ 1 cm で約 4 cm 巾の 80% 域を得る。8 MeV ではこの深さは 1.5cm となる。巾は 6 MeV の場合と変わらない

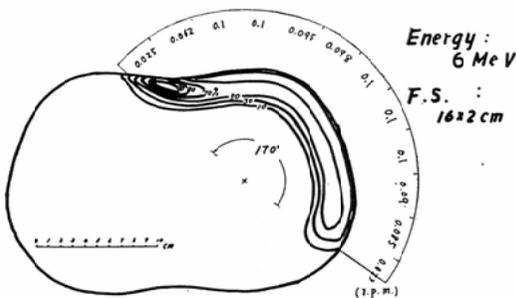


Fig. 9. Isodose Curves Obtained with Speed Controlled Pendulous Irradiation Especially Increased Exposure to the Parasternal Region

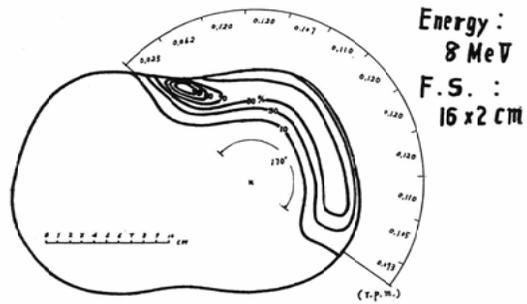


Fig. 10. Isodose Curves Obtained with Speed Controlled Pendulous Irradiation Especially Increased Exposure to the Parasternal Region.

(Fig. 10).

vi. Cobalt 60 γ線切線照射法との深部等線量分布曲線の比較

ファントム B に対して Cobalt 60 γ線にて照射野 16cm x 7 cm, S S D 75cm で切線対向 2 門照射を行なった。電子線拡散照射法では健側傍胸骨リンパ節から後腋窩リンパ節の部位迄を含む照射野をとつたので、この時にも同じく一門の照射野の下端が患側後腋窩線を含む様にし、各々の線束方向は 180° をなす様に設定してみた。

その結果は Fig. 11 の如く、胸壁部分の線量分布は均等となるが、有効線量域の巾が広く且つ深いので、肺および心臓への放射線侵襲は大で、特に患側肺の大部分が有効線量域で被われる。

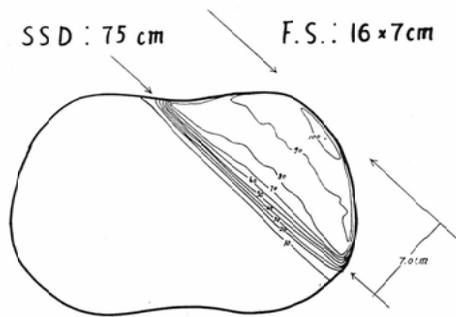


Fig. 11. Isodose Curves Obtained with Tangential Irradiation (⁶⁰Co γ-Ray)

IV. 臨床的応用

1. 照射の実技

胸廓の個体差に適応し得る様、形態の異なる3種の胸廓ファントムを作製し、これに基き、数種の振子速度制御プログラムを用意し、患者個々の体格に応じて、その中から一つのプログラムを選択する様にした。

Cone は16cm×2cm或いは14cm×2cmのものを、Cone 先端と胸骨中央部および後腋窩線の皮膚面との距離を出来るだけ等しくする体位をとらせた。患者の不用意な体動或いは呼吸性移動により振子運動中のCone と皮膚とが接触する可能性のある為、余り近づけるのは危険であった。

患側上肢挙上不完全な患者或いは体格によつては、後腋窩線部への照射の為に治療台上で背中を浮かせる必要のある患者には、ギプスを作製して背面、側頸部、肩および上腕を保持し、常に同じ姿勢を保たせ、且つ腋窩を充分に開く様にした。但し照射範囲内のギプスは開窓するのは勿論である。

次にプロフィールモニターにより拡散照射野内線量分布の均等性を維持することに努めた。

振子角度は症例により差があるが、おおよそ130°で胸壁をくまなくカバー出来た。

本法により治療を行なつた症例は5例である。Fig. 12に照射状態の一例を示す。



Fig. 12. Figure of Irradiation with Expanding and Pendulous Electron Beams.

2. 胸壁照射の計画と鎖骨上および下窩の処理
胸壁均等照射は毎日 200 rad とし、週間線量 1,200 rad, 総線量 6,000 rad を目標とした。本法に於ては、Cobalt 60切線照射の場合と同様、

腋窩部より頭側は上肢により照射が不可能である。従つて鎖骨上および下窩に電子線拡散法或いは Cobalt 60γ線による1門固定照射を行なつた。

3. 出力線量, 照射時間

16cm×2cmのConeを用いると、振子速度を0.1r.p.m., 振子角度を100°とした場合、一往復で照射出来る線量は現在のところ15Rである。200R照射するには約74分を必要とした。

4. 皮膚変化, 血液および肺の変化

6,000R照射による皮膚変化はCobalt 60γ線切線照射法に較べるとやや強いが、水泡或いはびらん形成を認めず、発赤等の皮膚障害は治療終了約4週間後にはほぼ完全に治癒し、わずかに色素沈着を残すのみとなつた。

Fig. 13の如く、照射野内皮膚発赤の分布は均等で、照射野辺縁部と中心部との発赤の程度もほぼ等しく、実験的に得られた線量の均等性が臨床でも確認された。但しFig. 13の症例では腋窩部には本法を適用していないが胸部の皮膚変化の1例として掲げる。

白血球減少の程度は極めて軽微で、5例の照射例中、照射期間内或いは照射終了直後に白血球数



Fig. 13. Skin after 6000R Irradiation with Expanding and Pendulous Electron Beams.

が 4,000/mm³ 以下になつたものは無かつた。

又、照射後1および3ヶ月の胸部レントゲン像に放射線肺炎の像も認めなかつた。

V. 総括、考按

1. 電子線(6~10 MeV)の深部等線量分布の測定には ionization chamber 法、ガラス線量計法その他の方法があるが、ionization chamber は大きさの点で制限があり、小面積部分の測定或いはファントム内部の連続的線量測定は不可能であり、ガラス線量計は手技が繁雑で操作過程での誤差を生じ易く、又、再生の点で何回も実験を行なう場合は不都合である(荒居¹⁸⁾)。これに反し、運動照射に際しての深部放射線量の連続的測定の目的にはフィルム黒化法が手技が簡単でしかも測定の結果を保存し、再検査が可能であり、更に電子線の出力線量の変動に対する安定性等の点で優れていた(Breitling, G. und W. Seeger¹⁹⁾, Hettlinger, G. and H. Svensson²⁰⁾, D. Fehrenz, F. Zunter²¹⁾, 北島, 奥村²²⁾ 恒本他²³⁾, 吉本²⁴⁾)。

著者の実験ではエネルギー 6 MeV から10 MeV の範囲に於てはエネルギー、線量および方向依存性は各々10%以内にとどまり充分実用に耐え得る。

又、Cobalt 60 γ 線々量測定に関する著者の実験では、照射野16cm平方で Mix-Dファントム内16cm深部での ionization chamber による実測値に対するフィルムによる測定値の百分率が113%で、それより浅いところでの誤差はより少い。

W. Mauderli 他²⁵⁾は照射野64cm²、焦点ファントム表面間距離50cm、Kodak industrial Type M Film を用いての中心軸減衰曲線を発表しているが、これによると Masonite ファントム内5cm深部での ionization chamber の実測値に対するフィルムによる測定値の百分率は約104%、15cm深部では約115%であり、いずれも実用に充分耐え得ることを示している。

2. 深部線量分布におよぼす肋骨の影響は著者の実験では、エネルギー 6 MeV では臨床は無視し得るものであつた。服部等²⁶⁾はより高いエネルギーで実験し、その結果、電子線治療上骨による

線吸収は軟組織によるそれとほとんど等しいとみなした。

3. 電子線の照射野の拡大化²⁷⁾は Pencilbeam Scanning 法²⁸⁾の如き特殊な運動照射法でも求め得るが、乳癌術後胸壁に対する理想的な電子線照射法は未だに完成されていない。著者の、電子線々束を偏向マグネットを用い、これを左右に振り分ける方法で拡散させ、更に振子照射を加えて広範な照射野の実用化を意図して術後乳癌に電子線治療を行なう方法はまだ報告をみない。しかし、マグネットによる荷電粒子線の磁力制御を利用して電子線々束方向の偏向から電子線治療の臨床適用範囲を拡げようとする試みは magnetische Elektronenoptik 或いは Elektronenfokussierung²⁹⁾ として報告されている。その他、植田³⁰⁾等の実験の報告もあるが、大照射を得る為のものではなく、元来著者の目的とは異つたものである。

乳癌術後胸壁に対する電子線振子照射は本邦では北島、松田他³¹⁾が実験的に等線量分布の均等性および肺、心臓への放射線侵襲の軽減などの利点を述べており、外国では Schubert 他³²⁾, Schmidt-Hermes³³⁾ 等は9 MeV で胸壁に均等な等線量分布が得られるとしている。

4. 著者の行なつた Cobalt 60 γ 線胸壁対向2門切線照射は最も手技の簡便な方法で、日常繁用されているものであるが、Frischbier および Kuttig の如く Tangentiale Pendelbestrahlung³⁴⁾を行なえば、胸壁により優れた線量分布が得られ、更に Keilfilter を適当に用いれば、胸骨部にも必要な線量を得ることが可能となる。しかも心臓、肺への放射線侵襲の程度も大巾に軽減され、Cobalt 60 γ 線による最も理想的な乳癌術後照射法の1つと云える。しかし術後乳癌に対して電子線と γ 線の何れが優れているか、或はどの様な照射法が最適であるかと云うことはここでは論じない。

著者は物理的特性から電子線の有利性を考慮した。

5. Handley³⁵⁾³⁶⁾によれば、早期乳癌で根治手術を行なつた300例中、傍胸骨リンパ節のみに転

移を認めたものは19例(6%)であつたが、腋窩および傍胸骨リンパ節転移を認めたものは78例(26%)にのぼるといふ。諸家の報告⁸⁷⁾⁸⁸⁾⁸⁹⁾もこれとほぼ一致している。従つて胸壁および腋窩への照射に加えて、胸骨部への照射もゆるがせに出来ない問題であり、著者は胸壁に対する電子線拡散振子照射法のほかに、胸骨部重点変速振子照射法を考えた。

解剖学的には、体表面から胸骨裏面迄の深さは1.5cmから3.5cmであり、著者の実験によるエネルギー8 MeVでの胸骨部重点変速振子照射法での80%域の深さは1.5cmでやや浅く、10或いは12 MeVのエネルギーの方が好ましい。しかし、1門で同時に胸壁に浅く照射する目的には10或いは12 MeVは不適當で、6~8 MeVで胸壁を振子照射しつつ、胸骨部に於てエネルギーを高くする方法の実現化がより現実に近いと思われる。

VI. 結 論

高エネルギー電子線の物理的特性である身体内での飛程の短いことを利用して、術後乳癌の電子線治療技術の開発を試みた。その結果は、

1) 現行のBetatron装置から得られる電子線をそのまま術後乳癌に応用するには照射野が狭く、治療技術が複雑化して実地臨床に利用しにくい。

著者等の開発した電子線拡散照射法を用いることで照射野を拡大し、更に振子運動を加えることによりBetatron電子線で術後乳癌をほぼ理想的に照射し得る技術を開発した。

2) 振子速度を或る範囲内で自由に変える様に振子速度制御プログラム装置を製作して、より合目的な胸骨部重点変速振子照射法も可能となり、照射野内の好む部位の線量をあげることも出来た。

3) 本法による肋骨の電子線吸収は臨床上無視し得る程度であり、

4) Cobalt 60 γ 線切線照射法と等線量分布曲線から比較してみると、肺、心への被曝の程度から本法に優位性があつた。

5) 临床上5例の術後乳癌に本法を以つて照射した結果では全身的副作用が著しく軽く、実地臨

床上にも完全に利用し得ることを実証し得た。

(本研究の要旨は昭和44年4月10日、第28回日本医学放射線学会総会で発表した。)

本論文は植林和之教授に御校閲を賜つた。又、木村修治助教授並びに兵庫県がんセンター放射線科石田哲哉博士には直接御指導をいただいた。実験に関しては松宮昭理学士の献身的な御協力と御助言を受け、東芝放射線技術部からは牧野純夫氏をはじめ、多くの方々の御協力を受けた。

本研究には厚生省がん研究助成金の援助を受けた。ここに記して深甚の謝意を捧げる。

文 献

- 1) O'Brien, F.W. et al.: Surgery and radiation in cancer of the female breast. *Radiology*, 63, 192—200, 1954.
- 2) Haagensen, C.D.: Diseases of the breast. Saunders Co., 1956.
- 3) 山下久雄他: 乳癌の手術後照射について. 癌の臨床, 1, 129—132, 1955.
- 4) Rissanen, P.M.: Cancer of the Breast in Women A Retrospective Clinical Study of 2416 cases. *Strahlentherapie*, 137, 393—406, 1967.
- 5) McWhirter, R.: The value of symple mastectomy and radiotherapy in the treatment of cancer of the breast. *Brit. J. Radiol.*, 21, 599—610, 1948. Die Stellung der Strahlentherapie in der Behandlung des Brustkrebses. *Strahlentherapie*, 102, 456—465, 1957.
- 6) 北畠隆他: ⁶⁰Co 遠隔照射による乳癌の治療. 日医放会誌, 21, 794—800, 1961.
- 7) 渡辺克司, 吉本清一, 古賀充: 乳癌の術後照射, 特に⁶⁰Co切線照射について. 日医放会誌, 22, 855, 1963.
- 8) Fletscher, C.H.: Clinical Stationary field therapy with a Cobalt 60. Unit. *Amer. J. Roentgenol.*, 75, 91, 1956.
- 9) Frischbier, H.J.U. Kuttig, H.: Die Telekobalttherapie des Mammakarzinoms. *Strahlentherapie*, 120, 512—524, 1963.
- 10) Chu, F.C.H., Scheer, A.C. and Gaspar Landero, J.: Electron-Beam Therapy in the Management of Carcinoma of the Breast. *Radiology*, 75, 559—567, 1960.
- 11) Chu, F.C.H., Laughlin, J.S. et al.: Electron-Beam Therapy of Cancer of the Breast. *Radiology*, 89, 216—223, 1967.
- 12) 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, 日医放会誌, 26, 221—227,

- 1966.
- 13) 服部浩之, 松田忠義, 北畠隆: Betatron 電子線の表面近傍での線量分布, 照射筒 scattering foil の及ぼす影響, 日医放会誌, 28, 994—1001, 1968.
 - 14) 木村修治, 石田哲哉, 近藤健爾, 山中勝義, 松宮昭, 牧野純夫: 電子線拡散照射法, 日医放会誌投稿予定.
 - 15) 橋本和之, 木村修治, 石田哲哉, 松宮昭他: 医療用ベータトロンBMR—18による悪性腫瘍の電子線治療, 東芝レビュー 19, 778—791, 1964.
 - 16) 栗原重泰他: フィルムアイソドーズプロッタ, 東芝レビュー, 24, 1—6, 1969.
 - 17) 重松康, 牧野純夫他: フィルム法による線量分布自動解析装置, 日医放会誌, 28, 125—133, 1968.
 - 18) 荒居竜雄: 硝子細桿線量計による線量測定, 日医放会誌, 23, 755—772, 1963.
 - 19) Breiting, G. u. Seeger, W.: Zur Filmsimetrie schneller Elektronen. Strahlentherapie, 122, 483—429, 1963.
 - 20) Hettinger, G. and Svensson, H.: Photographic film for determination of isodose curves from betatron electron radiation. Acta Radiol. Ther. Phys. Biol., 6, 74—80, 1967.
 - 21) Fehlens, D., Zunter, F.: Zur Filmsimetrie in der Strahlentherapie. Strahlentherapie, 135, 301—306, 1968.
 - 22) 北畠隆, 奥村寛: フィルム法による電子線の線量測定, 日医放会誌, 28, 1134—1136, 1968.
 - 23) 恒元博, 楠本五郎, 栗原重泰他: フィルムによる⁶⁰Co γ線の等線量曲線の測定, 日医放会誌, 26, 876—881, 1966.
 - 24) 吉本清一: 高エネルギー放射線治療における線量分布及び病巣線量容積線量比についての実験的考察, 日医放会誌, 25, 1077—1099, 1965.
 - 25) Mauderli, W., Gould, D.M., Lane, J.W.: Film Dosimetry of Cobalt 60 Radiation. Amer. J. Roentgenol., 83, 520—524, 1960.
 - 26) 服部浩之, 北川俊夫, 北畠隆: 高エネルギー電子線治療における骨の影響, 日医放会誌, 27, 1457—1462, 1968.
 - 27) Trump, J.G., Wright, K.A., Evans, W.W. et al.: High energy electrons for treatment of extensive superficial malignant lesions. Amer. J. Roentgenol., 69, 623—629, 1953.
 - 28) Carpender, J.W.J., Skaggs, L.S. et al.: Radiation therapy with high energy electrons using Pencil Beam Scanning. Amer. J. Roentgenol., 90, 221—230, 1963.
 - 29) Scheer, K.E.: Elektronenfokussierung zur konvergierenden Elektronentherapie. J. Becker, G. Schubert: Die Supervolttherapie s. 67, Georg Thieme Verlag, 1961.
 - 30) 植田俊男, 奥村寛, 北川俊夫, 北畠隆: 偏向磁石電圧変換による電子線等量曲線の変化, 第25回日本医学放射線学会総会, 1966.
 - 31) 北畠隆, 松田忠義, 池田洋, 沢田実: 乳癌の電子線照射法 (非出版), 厚生省癌研究, 1968.
 - 32) Schubert, G., Schmermund, H.S., Oberheuser, F.: Die Betatrontherapie gynäkologischer Karzinome. Strahlentherapie, 112, 4—16, 1960.
 - 33) Schmidt-Hermes, H.J.: Pendelbestrahlung der Thoraxwand nach Ablatio mammae wegen eines Karzinoms mit dem Siemens-42-MeV-Betatron. Strahlentherapie, 137, 407—411, 1967.
 - 34) Frischbier, H.J. u. Kuttig, H.: Die Telekobalttherapie des Mammakarzinoms. Strahlentherapie, 120, 512—524, 1963.
 - 35) Handley, R.S. and Thackeray, A.C.: Invasion of internal mammary lymph nodes in cancer of the breast. Brit. J. Cancer, 1, 15, 1947.
 - 36) Handley, R.S.: Prognosis according to involvement of internal mammary lymph nodes. Acta Unio internat. contra cancerum, 15, 1030—1031, 1959.
 - 37) Adair, F.: Cancer of the breast. Surg. Clin. North Am., 33, 313—327, 1953.
 - 38) Wyatt, J.P. et al.: Involvement of internal mammary lymph nodes in carcinoma of the breast: Studies of the extended radical mastectomy. Amer. J. Patholog., 31, 143—152, 1955.
 - 39) 梶谷鑑, 久野敬二郎, 菊池稔, 田村竜男: 乳癌における内胸動脈沿線リンパ系廓清の意義, 癌の臨床, 2, 204—209, 1956.