Osaka University Knowledge Archive

Title	Betatron 治療3ヶ年の経験（第一報)装置の使用状況と電子線治療実技の工夫
Author(s)	松田, 忠義; 沢田, 実
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1967, 27(9), p. 1194-1201
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18010
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

Betatron 治療3ケ年の経験（第一報）
装置の使用状況と電子線治療実技の工夫

豊橋市民病院放射線科
松田忠義 沢田 実

（昭和42年3月13日受付）

Three Years Experiences in Betatron Therapy (First Report)
Some devices for therapeutic technique

By

Tadayoshi Matsuda, and Minoru Sawada
Department of Radiology, Toyohashi City Hospital, Toyohashi

From July, 1963 to August 1966, 345 cases were treated by electron beam therapy and 68 cases by supervoltage X-rays emitted from the Siemens 18 Mev betatron. During this period 9 times of machine trouble were encountered so that treatment was interupted in 39 days in all. Of 619 radiation fields chosen for electron beam therapy, 62.9% were irradiated with 12 or 9 Mev beams, and 15.3% were with 18 Mev. Main technical devices were as follows:

1) A lamp source was attached to the radiation cone for intracavitary irradiation.

2) A suitable lead thickness to diminish electron beam intensity down to 10% was experimentally estimated in each energy level, which was practised for irregular-shaped field selection.

3) A wedge filter made of Mix-D was applied to irradiation through an irregular surface of the body. A size of this filter was decided based on axial transeverse radiograms.

4) A physical and technical considerations were given for pendelum irradiation of electron beam, which was applied to advanced breast cancer.

I 緒 言

最近の本邦に於ける超高圧放射線治療装置の開発とその普及は目ざましく，又此等の治療の研究も盛に行はれている[5)8)13)16)]．余等の病院ではSiemens 18MeV Betatronを本邦で最初に設置し，昭和38年7月末より此の装置での治療を開始した．昭和41年8月迄の満3年間の経験について装置の使用状況と，治療成績，皮膚と粘膜の変化の三報に分けて順に述べようと思う．

此の報告では装置の使用と故障の状況及び電子線治療方法で工夫した事柄を中心に述べる．

II 治療装置

治療装置は Siemens 18MeV Betatron である（第一図）．此の装置の機構と性能は，既に詳しく説明されているので[1)3)6)21)]，ベータートロンの治療と，余等の以後の研究の説明に必要な事柄の説明に止める．

A．治療装置と治療台の可動性：管球部分は700kgであるが，此の上下移動と廻転及び治療台の上下・廻転・廻旋・傾斜が手動ですべて容易にできる．此の事は電子線治療の特長を活かす上に役立つている．又管球は240度の範囲を廻転し，

Fig. 1 Siemens Reiniger Werke 18Mev Betatron

廻転半径は50cmから65cm迄可変される．

B．照射筒：電子線治療用照射筒はすべて厚さ1mm，長さ19cmの真鍮製であり，楕円形3個，円筒形8個，角錐型3個で，その照射口の広さは長径が3cmから12cm迄種々である．X線治療用照射筒は円筒型3個，角錐型7個である．その照射口の大きさは最小 1.5cmφ，最大 7.2× 7.2cm であり，実際の照射野の大いさは此等の照射筒を使用し，距離による拡りで選んでいる．

C．フオリーとフイルター：電子線を拡散させるフオリーは，2種類のニツケル板と，2種類の金板，5種類の鉛板の合計9板の金属板が電子線の照射窓の直前に，蛇腹式に組込まれており，電子線のエネルギーと照射野の大いさに応じたフオリーが選ばれる．

X線用フイルターは8cm×4cmの金属板の両面に半球形の鉛をはり合せたもので4種類ある．その両面の最も厚い処が 1.2cm， 1.6cm， 2.2cm， 2.7cmの厚さである．照射筒の大きさに応じてフイルターを選び，此をX線放射口の直下に刺込んで使用する．

D．エネルギーの可変：電子線のエネルギーは3.5MeV から18MeV 迄の範囲を連続して選択可能であるが，電子線治療には4MeV，6MeV，12MeV，15MeV，18MeV の線量を測定し，此を使用している．X線は18MeV のエネルギーで治療している．

E．電子線とX線の可変：電子線とX線の切替は容易である．種々の状態を設定し，電子線とX線の出力及びその安定性を調査した．その結果18MeV X線を数分間照射した直後でも電子線の出力には変りはないし，又電子線照射直後でもX線の出力は変りはない事を確めた[11]．

F．電子線とX線の出力：電子線とX線の出力を Siemens Universal Dose Meter E3R9—11167で測定した．

Fig. 2 Output of electron beam

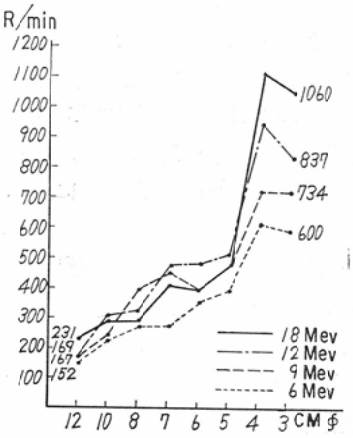


Table 1. Output of the betatron x-ray beam

Thickness of filter (cm)	Size of irradiated field (cm)	R/min.	F.H.D. (cm)
0	14	137	60
1.2	3.7 × 5.5	81	60
1.6	5.4 × 7.4	58	60
2.2	7.4 × 9.2	37	60
2.7	12.9 × 12.9	30	60

先ず電子線の最大出力は18MeV，フオリーなしで1200R/min である．次に6MeV，9MeV，12MeV，18MeV の各エネルギーの電子線で，3cmφ から12cmφ 迄の8種の照射筒で夫々線量を測定した．その結果を第2図の各曲線で示めした．その結果電子線の出力は照射野の大きい程，又エネルギーが小さい程減少する．例えば18Mev 3cmφ では1060R/min であり，5cmφ では 480R/min，12cmφ では231R/min である．次にX線

の最大出力はフイルターなしで，焦点から60cmの距離で 137R/minである．照射野に適当したフイルターを装用した線量は第1表の通りである．

G．電子線とX線の出力の安定性[11]：電子線とX線の出力の安定性を同一条件の照射に要する時間の変動で調べた．今昭和38年，照和39年，昭和40年の8月中に，エネルギー12MeV，照射野12×8cmで 216Rの電子線治療を行つた患者夫々1例宛選んだ．各症例につき30回の治療で照射時間の平均値と標準偏差を求めた．その結果は昭和38年が74.9秒± 3.4で最も変動が少く，昭和39年は69.4秒± 5.5であり，昭和40年が74.4秒±11.9でその変動が最も大きい，次に照射筒74mm×92mm焦点皮膚間距離60cmで 260RのX線治療を行つた．3症例の照射時間の平均値と標準偏差は，昭和38年が 6分13秒±19.6，昭和38年が 6分13秒±19.6，昭和39年は6分16秒±11.3，昭和40年が6分17秒±18.3秒で，何れも電子線に比べて変動が大きい．

以上の電子線とX線の出力の変動は実際に治療した症例から無差別に選んだものであり変動の巾が比較的小さい事が判つた．

III　装置の使用状況と故障状況

A．使用状況：満3年間に治療した患者の総数は 413例でその照射回数は総計 21891回である．その内訳は電子線治療は345例，18543回X線治療は68例，3348回であり，電子線とX線の使用頻度は 5.1である．此等の使用件数には装置の調整，基礎実験及びX線撮影等に使用したものは含まれていない．電子線治療を行つた 345例とX線治療を行つた68例の内容は次報で述べる．

Table 2. Machine troubles

Date	Note	Period of therapy interupted
15 June.1964	Donut change	14 days
30 Sept.1964	Scatterer changing mechanism	
20 Oct. 1964	Fan for cooling	
24 Dec. 1964	Breakdown of generator	1 day
24 Jan. 1965	Donut change	7 days
16 Feb. 1965	Damage of the core of the main magnet	6 days
21 Mar.1965	Pipe of cooling oil	2 days
20 Apr. 1965	Donut change	7 days
19 July.1966	Support system of donut	2 days
	TOTAL	39 days

B．故障状況：此の期間中に起つた装置の故障は大小9回である．故障の個所と，治療を休んだ日数を故障発生順に第2表に整理した．此にはフユーズの断線・真空管の取替え程度のものは含んでいない．管球は3回破損し，破損迄の通電時間は夫々 289時間， 118時間， 156時間であつた．第2回目の破損は装置の定期点検で管球取出中に起つた隅発事故である．管球破損の交換に，第1回は14日間を要したが，第2回目，第3回目は夫々7日間で済んだ．管球以外では管球電磁コイル鉄芯の亀裂が大きな故障であり，此の修理には6日間を要した．その他の5回の故障は1日乃至2日間で修理が出来た．装置の故障のため，治療を休止した総日数は39日間である．9回の故障の中7回が昭和39年7月から40年7月迄に集中しており，1年目と3年目には夫々1回の故障に過ぎなかつた事は注目される．

IV　電子線照射方法の工夫と実施

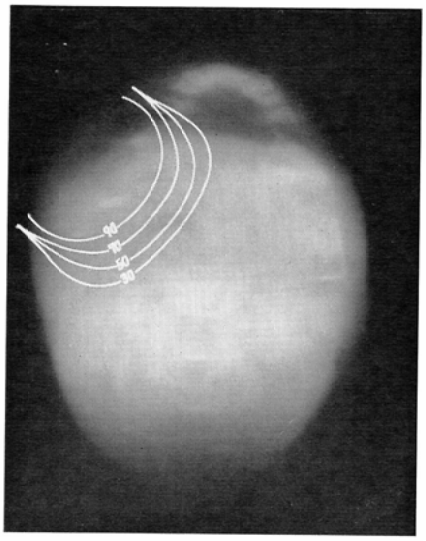
余等が実施した電子線照射方法の内容と，此の間に試みた改良等について述べる．

I．エネルギーと照射野の選定：電子線治療の計画立案にはエネルギーと照射野の選定が基本である[1)7)15)20)]．表在性の腫瘤の場合は，触診と視診で比較的容易であるが，体腔内に拡る病巣の場合は余等は病巣部の横断写真を基に[9)19)]，此に断層撮影，単純撮影，実測等を加味して線量分布図を一々作成し，エネルギーと照射野の大きさを選んだ．今此等の事柄を右下歯齦癌で下顎骨部に腫瘤を形成する症例について説明する．腫瘤の中央で撮影した横断写真で外方に膨隆する腫瘤と下顎骨の破壊の拡りと体表面から深さが具体的明瞭である．此等の所見を基にして，照射野7cmφエネルギー12MeV を選んだ．第3図はその線量分布図で歯齦部が90%の線量であり，歯齦と舌の中間に

Table 3 Frequency of electron beam energy employed

	Number of irradiated port	4 MeV	6 MeV	9 MeV	12MeV	15MeV	18MeV
Carcinoma of the breast	127	3	11	45	60	7	1
Tumour of the skin	79	16	15	28	15	3	2
Tumour of the oral cavity	85	18	10	25	23	1	8
Metastasis of lymph node	50		2	10	28	7	3
Carcinoma of the larynx	57		3	5	22	24	3
Thyroid cancer	27		1	9	13	2	2
Sarcoma	35		2	9	11	4	9
Cancer of the stomach	23						23
Malignant lymphoma	73		4	4	45	12	8
Parotis tumour	12			5	5	1	1
Others	51		1	2	11	2	35
Total	619	37	49	142	233	63	95

Fig. 3 Isodose curve for irradiation of right gingival cancer superimposed on a axial transverse radiogram. 7 cm in diameter in radiation field, 12 MeV in energy.



4 mmの鉛板を置き照射した．総量7000Rの照射で，粘膜の障害は頰及び歯齦の一部に止める事ができた．

余等が3年間に治療した845例の総照射門数619門について，適用した電子線のエネルギーは，第3表の通りである．12MeV と 9 MeV の使用頻度が最も多く両者で全体の62.9%を占める．元来電子線治療の適応が乳癌，皮膚及び口腔腫瘍，淋巴節転移等の表在性腫瘍が多い事から，此は当然の傾向である．4 MeV は37カ所6%に過ぎない．此は皮膚，舌，及び口腔粘膜等の良性腫瘍と2 cm以下の悪性腫瘍に適用された．一方，18MeV を適用した症例は95カ所15.3%で，比較的多い．95カ所の内訳は，胃癌の術前照射23例を含む腹部が49カ所で半数を占める．上顎癌，脳腫瘍，口腔内腫瘍の頭部が26カ所で此に次ぎ，肺と骨腫瘍が夫々6例づつである．

2．補償 Mix.D 板の適用：術後上顎癌や喉頭癌で体表面に凹凸があり，電子線の分布が不均等になる場合や，又乳癌の胸壁照射の際，場所ににより胸壁の厚さが違う場合 Mix. D 板で補償し電子線分布が均等になる様に配慮した．此の際適用する Mix. D 板の形状，厚さは廻転横断写真の所見を基本にした．今，此等の事柄を術後乳

Fig. 4 Axial transverse radiogram of operative Cancer of the breast.

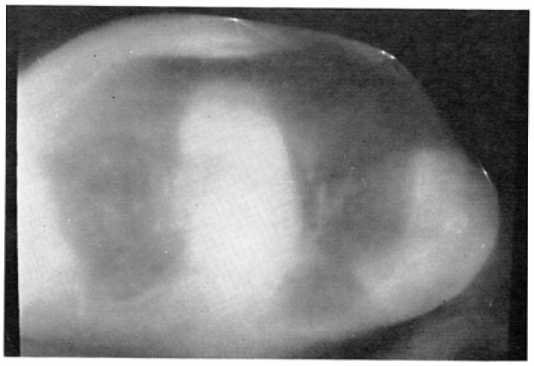
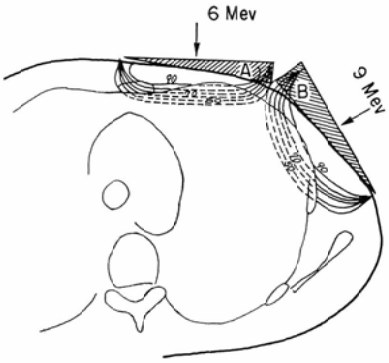


Fig. 5 Isodose curve for irradiation of breast cancer attached with two wedge filters



癌の胸壁照射を例に説明する．

左側第Ⅲ肋間腔で撮影した廻転横断写真（第4図）から，照射対象の範囲で胸壁の厚さが相異する．即ち胸骨部では2㎝，中央の薄い処では8㎜，中腋窩線では3㎝である事が横断写真から実測される．此等の横断写真の所見から内側の照射では全体が2㎝の厚さになる様に楔型のMix. D板Aを，又外側の照射野では全体が3㎝の厚さになる様に楔型の Mix. D 板Bを夫々補償板として使用する．その結果，目的の胸壁が均等に照射され，又肺野の極端に照射される個所を除かれる事が判る（第5図）．余等の乳癌の電子線照射は，此の様な配慮の下に行はれたものであり，個々の症例で補償する Mix. D 板の形状，大きさが異り画一的には選択出来ないものである．此の様な

Fig. 6 Block diagram of a lampf source for intracavitary irradiation
B: electric battery W: Window L_1L_2: lampf
M_1M_2: Mirror C: Cone

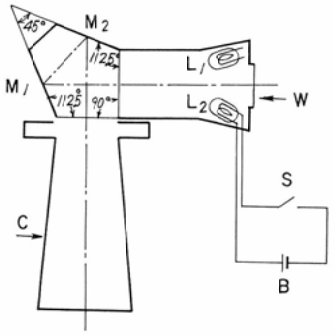
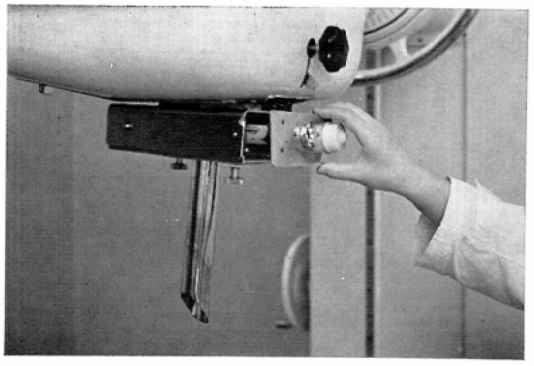


Fig. 7 Actual picture of a lamp source for intracavitary irradiation



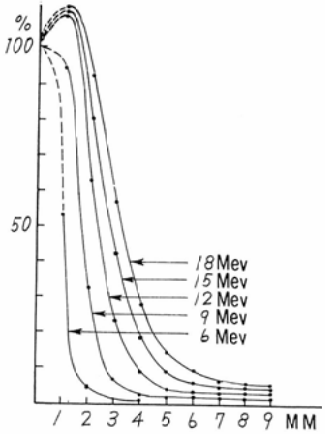
配慮は喉頭癌，上顎癌，口腔腫瘍の電子線治療でも実施した．

3．腔内照射監視鏡：Simens 18MeV Betatron の装置には腔内照射の際，照射部位を監視する方法が講ぜられていない．それで，此の不備を補い腔内照射を確実にするために監視用装置を製作した．その構造は2枚の鏡 M_1 M_2 を五角プリズムの角度で固定する（第6図）．ランプL_1 L_2 からの光が此の鏡で直角に反射し照射筒Cの先端の状況をのぞき窓Wから確認する事が出来る．腔内照射の実施に際しては，照射筒を挿入後，照射筒のとり枠に此の監視鏡をさし込み，ボタンを押して病巣部をのぞくのである（第7図）．余等は此迄に口腔内腫瘍56例，腟腔内腫瘍5例について腔内照射を実施したが，此の監視鏡の応用により，20回乃至40回に及ぶ腔内照射を容易に且つ確実に行う事ができた．

4．電子線の遮蔽鉛板：此の装置には14個の照射筒が付属する．然し実際の電子線治療には此等の照射筒以外の形状と大きさで照射したり，又一部分を遮蔽する必要が生じる．それで各エネルギーの電子線を遮蔽する鉛板の厚さを求めた．即ち1㎜から9㎜迄1㎜毎の鉛板の直下で，各エネルギーの電子線の線量を測定し，空中線量の Relativ Dose で表した測定は Simens Fingerhut Kammer である．その結果第8図の各曲線が得られた．

此等の曲線から各エネルギーの電子線で10％以下に減弱する鉛板の厚さを求める事が出来た．即

Fig. 8 Intensity curve of electron beam in lead. The abscissa represents the thickness of lead plate, and the longitudinal axis a relative dose to the air dose.



18Mev 6 mm, 15MeV 5 mm, 12MeV 6 mmの鉛板で夫々9％に減弱し，9 MeV では 2 mm鉛板で 7％に，又 6 MeV では 2 mmの鉛板で 4％に夫々減弱する．既製の照射筒以外の大きさと形の照射野で治療したり，一部分を遮蔽して照射する場合には此の様にして求めた厚さの鉛板を使用する．

5．電子線とγ線の併用照射：電子線治療症例345例の中 266例は電子線のみの照射である．他の76例は同一部位を電子線に他種放射線照射を併用した．此には電子線照射で縮少又は残存した皮膚癌，舌癌等への追加照射でラジウム針を使用したのが11例である．他の68例は電子線とベータートロンX線を併用照射したもので，その目的から3つに大別される．即ちその一つは皮膚線量の軽減を目的にしたもので26例ある．此の際，電子線とX線を交互に照射し，総線量が2：1を基本にした．次は線量分布の改善を目的とするもので，此には喉頭癌19例と口腔癌5例がある．喉頭癌の場合，前頸部からの電子線照射と両側頸部からの18MeV X 線照射を組合せる事により，18MeV X 線のみの照射よりも目的の範囲に理想的な線量分布が得られる．もう一つの腹部腫瘍，上顎癌，肺癌等の深在性腫瘍で18MeV 電子線では線量不足が懸念されるのを補促したものが19例である．

Fig. 9 Photogram taken by pendelum irradiation of electron beam. Film placed within a breast-shaped heterogeneous phantom. Electron energy: 9 MeV Pendel angle: 100° Cone: 3×10cm

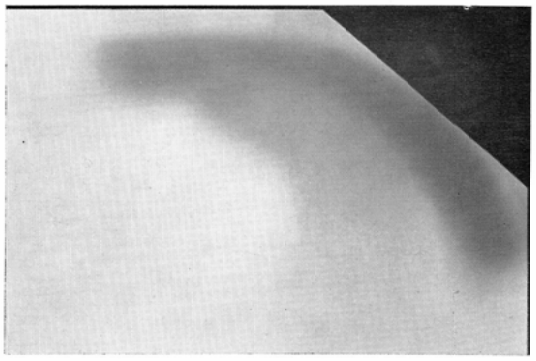
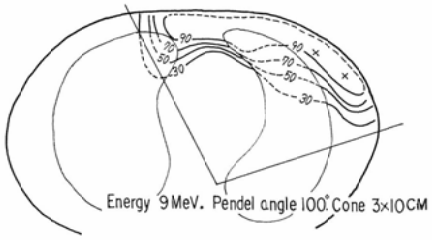


Fig. 10 Dose distribution for pendelum irradiation of the breast-shaped phantom



6．電子線振子照射法：皮下の結節と浸潤が広汎である再発乳癌に対し電子線振子照射法を実施した．実際の治療に先立ち，基礎実験で検討した．即ち軟部組織を Mix D，肺組織をコルクで代用した胸部ファントームを使用し，フイルム黒化法と線量計の実測で線量分布を求めた．第9図は巾3 cm，長さ10cmの照射筒で，9 Mev の電子線を 100度振子照射した場合のフイルムであり，第10図は此に線量測定を加えて求めた線量分布図である．此の際線量分布曲線は最大線量に対する百分率で表わした．電子線振子照射法の線量分布は種々の影響で変化し，実験方法とその結果は別に報告する事にし，此処ではその結果を要約する．1）此迄に3個の照射筒を製作し検討した結果，照射口 2.2× 2.2cmで長さ 3.5cmのものを選び此を使用している．2）廻転中心は横断面上で照射範囲が円周となる円の中心に選ぶ．3）線量

分布の90%領域は振子範囲よりも左右に10度内外狭い．それで実際の照射の場合は目標の範囲よりも広く廻転する必要がある．照射口の巾が狭い程，此のズレはせまい．4)　6 MeV, 9 MeV, 12MeV, で線量分布を求めた結果，エネルギーが大きい程，90%領域は前後の巾が広い．5)　フイルム黒化法では表面から2～3 mmの範囲は濃度が低下し，その線量を正確にする事が出来ない．実際の治療の場合は4 mm程度の Bolus を使用する．6)　90%領域に線量計を挿入し，モニター用線量計との関係を調べた結果，両者の読みは全く相関し，モニター用線量計で照射線量を規制出来る事が判つた．

電子線振子照射を実施する場合，廻転中心，廻転範囲及びエネルギーの選定等はすべて照射部位の横断写真の所見を基本にする．

考　　按

Betatron 治療については既に広汎多岐に亘つて検討される[1)~3)6)~8)15)16)20)~22)]．3年間の Simens 18MeV Betatron 治療経験から，先ず本装置が使い易いと考えられる主な点は，装置が手動で自由に動かし易い事，出力が充分で特に腔内照射が容易である事，電子線とX線の切替えが容易であり此のために出力の低下や不安定になる事はない[1)3)6)11)]等であつた．

次に本装置で問題と考えられるのは電子線の最高エネルギーと装置の故障である．即ち余等の治療経験では12MeV と 9 MeV の使用頻度が最も多く全体の63%を占めているが，又18MeV の使用も比較的に多く全体の15.3%に使用した．18MeV 電子線の対象となつたものは上顎洞，舌根部，上腹部等の腫瘍の中，体格が少さく表在性のものに限られた．此等の比較的深在性腫瘍を電子線治療の対象にする場合は，18MeVよりも更に大きいエネルギーが必要である．

Betatron 治療で憂慮される一つは装置の故障であり，余等は満3年間に9回の故障を経験し，此のため治療を休止したのは39日間である．故障の中では3回の管球破損が最も大きな事故であつた．此はX線治療装置，^{60}CO 遠隔照射装置に比べると，やはり故障は多いが，此の程度は加速粒子装置としては止むを得ないかも知れない．

次に余等が此の期間中に，合理的且つ正確に電子線治療を行うために工夫した事柄について検討してみる．その一つは腔内照射の際の監視鏡の試作である．Siemens Betatron には此が完備していない[1)3)]．余等が考案した監視鏡は簡単に応用出来，20回乃至30回に及ぶ腔内照射には必要であり，余等は此を治療前のSet upに利用する他に治療終了後に再び確実に照射が行はれたかどうかを確認する事にしている．もう一つは必要にして充分な照射野にするために，既存の照射筒以外に鉛板で遮蔽する工夫を行つた事である．勿論此は従来のX線治療では屢実施される所である．一方電子線にγ線を併用する事の有用性も屢報告されている所であり[21)]，余等はベータートロン治療開始の当初から此を実施している．余等の電子線治療実施の上で特長と考えられるのは，横断写真を充分に活用している点であろう[9)17)18)]．即ち電子線治療計画に当り，照射の深さと広さを適正に選択する事は基本的に重要であり，此の選択に廻転横断撮影の有用な事は言を俟たない所であろう．特に照射範囲の厚さが不均等な胸壁や体表面が凹凸のある顔面や頚部等で補償板で均等にしようとする場合，補償板の形状，厚さを適正にしたり[2)13)]又電子線振子照射法を計画[1)5)19)]するのにその廻転中心と廻転範囲を選ぶのに，横断写真の所見なしでは正確には決めかねるのではないだろうか．廻転横断撮影の際，内部の横断面と共に体表面の輪廓を正確に現出させる目的で可変フイルターを応用する方法を考案し此を完成したのも[10)]，実は正確な電子線治療計画を立てるのに必要な事だとの考えから出発した研究であつた．

結　　論

昭和38年7月から昭和41年8月迄に Siemens18 MeV Betatron で電子線治療 345例，X線治療68例を実施した．

此の期間中装置が9回故障しそのため39日治療を休んだ．管球の破損は3回である．

電子線治療総門数 619カ所の中，12MeV と 9 MeV の電子線照射が最も多く両者で全体の62.9%を占め，18MeV 電子線照射が 15.3%で此に次ぐ．

電子線治療の実技に工夫した主なものは次の如く要約される．1)腔内照射の監視鏡を試作し応用した．2)各エネルギーの電子線を10%以下に吸収する鉛板の厚さを求め，既存の照射筒以外の大きさ，形状の照射野は，此の結果に基いた鉛板で遮蔽して照射した． 3)被照射部位の厚さが違つたり，又体表面が凹凸して電子線の均等照射が出来ない場合には該部の横断写真に基き補償板を作成し此を応用した．4)広汎な再発乳癌に対して電子線振子照射を実施した．此の照射法の基本的な問題を検討した．

Simens Betatron を本邦で最初に設置し，又此に先立ち欧米に於ける超高圧放射線治療の勉学をさせて下さつた当院長森泰樹博士に厚く感謝します．（松田）

文　献

1) Becker. J.: Die Supervolttherapie. Georg Theme Verlage, Sttutgart, 1961.
2) Chu, F.: Elektron beam therapie in the management of carcinoma of the breast. Radiol. 75, 559—567, 1960.
3) Gund, K.: Die physikalischen eigenschaften der Strahlen bändel der 15 Mev elektron Schleuder der Siemes-Reiniger-Werke. Strahlentherapie, 92, 4, 506—530, 1953.
4) Heinzler, F.: Untersucnungen mit ionisationskammer zur bestimung der isodosen bei der pendel bestrahlung mit ultra harten Rontgen Strahlen einer 15 Mev elektronen Schleu der Betatron. Strahleutherapie, 112, 3, 9601—9616, 1960.
5) Ishida, T.: Dose distribution of betatron electron beam by pendulous technique. Symposium on High-Energy Electron, 1964.
6) Janker, R.: Die Bestrahlung mit dem Betatron. Ärzt Wochenschrift, 13, 32, 692—702, 1958.
7) 北川俊夫：ベータートロン電子線治療（2），臨放，7，8，457～466，昭37.
8) 牧野純夫他：医療用ベータートロンの諸特性 東芝レビュー，21，10，1029～1034，昭41.
9) 松田忠義他：廻転照射法に於いて病巣への放射線の的中に対する廻転横断撮影の役割，日医放誌，18，11，1584～1591，昭34.
10) 松田忠義他：可変フィルターを応用した廻転横断撮影法，日医放誌，26，3，273～283，昭41.
11) 松田忠義他：Betatron X線撮影法，日医放誌，27，5，600～610，昭42.
12) 野田博治：高エネルギー電子線X線の遮蔽について，日医放誌，24，4，387～394，昭39.
13) 楢林和之他：医療用ベータートロン BMR—18 による悪性腫瘍の電子線治療，東芝放射線資料，52，1～14，昭39.
14) Noel, H.: The advantages of employing mixed high energy X-ray and electron besms in radiation therapy. Brit. J. Rad., 33, 261—264, 1960.
15) Schittenhelm, S.: Physikalischer Vergleich der therapie mit energiereichen electron and ultraharten Röntgenstrahlen. Strchlentherapie, 112, 3, 39—49, 1960.
16) 桜井孝：ベータートロンによる超高圧放射線治療の経験，日医放誌，25，6，469～494，昭40.
17) Takahaschi, S.: Axial transverse laminagraphy appleid to rotational therapy. Radiology, 74, 1, 61—64, 1960.
18) Takahaschi, S.: Conformation radiotherapy rotation techniques as applied to radiography and radiotherapy of cancer. Acta Radiol. Suppl. 242, 1965.
19) Wacksmann, F.: Moving field radiation therapy. The university of chicago press, Chicago, 1962.
20) Wright, K.: Physical aspects of megavolt electron therapy. Radiology, 67, 533—561, 1956.
21) Walter, E.: Die physikalischen und technischen grundlagen der Supervolt therapie. Rontg. Blätter, 15, 5, 129—138, 1962.
22) Zapping, A.: Symposium on high-energy electrons. Springer-Verlag, Heiderberg, 1965.