Osaka University Knowledge Archive

Title	コンピュータを応用した単分割原体照射法の研究
Author(s)	松田, 忠義; 稲邑, 清也
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1979, 39(10), p. 1088-1097
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18443
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

コンピュータを応用した単分割原体照射法の研究

都立駒込病院放射線科
松　田　忠　義
日本電気メディカルシステム技術部
稲　邑　清　也

（昭和54年3月22日受付）
（昭和54年7月23日最終原稿受付）

Computer-Controlled Conformation Radiotherapy

Tadayoshi Matsuda
Department of Radiology, Tokyo Metropolitan Komagome Hospital
Kiyonari Inamura
Medical Systems Engineering Department, Nippon Electric Co., Ltd.

Research Code No.: *601*
Key Words: *Computer, Automatic control, Conformation radiotherapy, Treatment planning, Beam focus*

A method of computer-controlled conformation radiotherapy was developed and 70 cases of its clinical applications were experienced. THERAC-III computer system is employed for entry of target shape of beam focus and for dose distribution planning. THERAC-C system is used to control collimator opening (lower jaw opening) automatically during rotation therapy by 4 MeV linear accelerator. Standard equipped lower jaw of the linear accelerator is controlled so as to conform elliptical and the allied beam focus by dynamic treatment. The lower jaw is mono-block or single split collimator.

The advantage of the computer-controlled method compared with conventional analogue-controlled method has been recognized by us: (i) easy operation, (ii) precision, (iii) flexibility for accepting larger extent of beam focus, (iv) on every time recording and archiving of conformation radiotherapy are comprehensive, (v) check of accuracy of the therapy can be easily performed by both numerical and curve shape display of callimator opening, and most important advantage is (vi) dose distribution planning and reconfirmation of dose delivery for each irradiation in every case.

Clinical cases we have extended so far are brain tumor, cervical carcinoma, prostatic carcinoma and esophagus carcinoma and so on. Extent of clinical indication has been found broader than our expectation in spite of its simple mono-block method. Further clinical applications are being expanded and the efficacy are expected to be better than other method of radiotherapy treatment.

緒　言

放射線治療専用のミニコンピュータ THERAC システムを応用し，リニアックセラレターで原体照射する方法を完成し，これまでに70例の治療を

行った．この報告は電算機を利用して原体照射する方法と精度などの基礎的な検討と臨床応用について述べる．今回完成した方法は4MeV リニアックの monoblock collimator (lower jaw) を左右に開閉する単分割原体照射法[1]であり，作製できる線巣は楕円体とその類似形である．

研究方法・研究結果

I THERAC システム制御による原体照射の方法

治療装置は日本電気の 4MeV リニアックである．回転照射中1対の lower jaw がコンピュータの制御で左右対称に開閉し upper jaw の開度は変らない (Fig. 1)．コンピュータは日本電気で開発した放射線治療計画用の THERAC-Ⅲと治療装置制御用の THERAC-C である．これらの

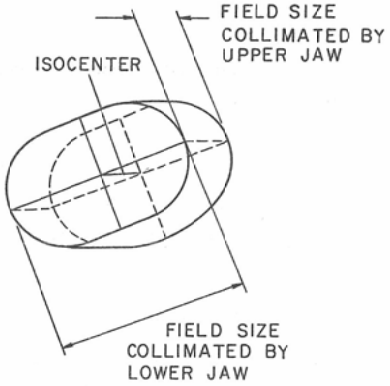


Fig. 1 An outline of target shape of beam focus. Opening of the lower jaw is controlled by computer during rotation therapy. Opening of the upper jaw is fixed at an arbitrarysize during an irradiation.

システムの構成と性能及び臨床応用については別の論文[2)3)]で説明してあり，ここでは省略する．

THERAC システム制御による原体照射は THERAC-Ⅲで原体照射の治療条件を作成し，これをもとに THERAC-C 自動制御システムで原体照射を実施する手順である．まず THERAC-Ⅲによる原体照射の資料作成を Fig. 2のフローチャートに従って説明する．

THERAC-Ⅲの図形入力装置で照射部位の横断

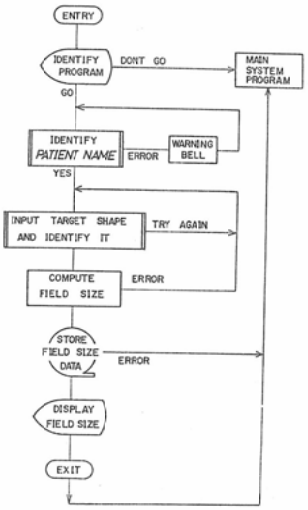
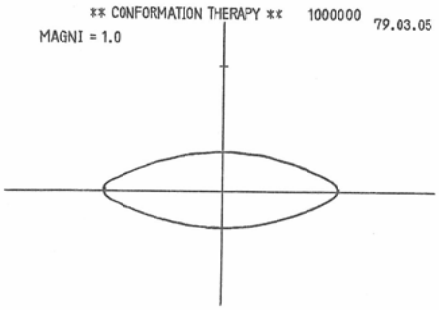


Fig. 2 Program of target shape input for the conformation therapy.

面の輪廓とともに，作成したい線巣の形と大きさ，及び回転中心の位置などをグラフペンで入力する．長軸の傾きがあればそのまま入力することができる．これらの入力が終了すると，コンピュータは線巣図形の中心から周囲までの距離を1度ごとに計算する．この距離の計算は入力した図形をもとに，それぞれのガントリー角度に対する lower jaw 開度としての照射野を算出する．カセットテープに線巣図形が登録されると，この図形がガントリー角度2度ごとの照射野の直径として表示される．例えば Fig. 3は長径10cm，短径 3cm の楕円形の図形と2度ごとの照射野の値が表示されている．THERAC-Ⅲで原体照射のプログラム作成に約10分かかる．次に THERAC-C の制御による原体照射の手順を Fig. 4のフロートチャートに従って説明する．4MeV リニアックの自動制御のシステム THERAC-C のテープデッキに THERAC-Ⅲで作成したカセットテープを装填し，通常の操作で回転照射を開始する．回転照射を開始すると，コンピュータは lower jaw の開閉を自動的に制御する．即ちコンピュータは時々刻々に変化するガントリー角度を読みとり，ガントリー角度が次の瞬時には何度まで進むかを予測する．その予測値に対応して collimator の開閉に



** PATIENT NO. (1999999) **　G=GANTRY-ANGLE , F.S=FIELD-SIZE (CM)

G	*F.S*	*G*	*F.S*	*G*	*F.S*	*G*	*F.S*	*G*	*F.S*	*G*	*F.S*
0	10.0	60	5.4	120	5.3	180	10.0	240	5.4	300	5.3
2	10.0	62	5.1	122	5.6	182	10.0	242	5.1	302	5.6
4	10.0	64	4.8	124	5.9	184	10.0	244	4.8	304	5.9
6	10.0	66	4.6	126	6.1	186	10.0	246	4.6	306	6.1
8	9.9	68	4.3	128	6.4	188	9.9	248	4.3	308	6.4
10	9.9	70	4.1	130	6.7	190	9.9	250	4.1	310	6.7
12	9.8	72	3.9	132	6.9	192	9.8	252	3.9	312	6.9
14	9.7	74	3.7	134	7.1	194	9.7	254	3.7	314	7.1
16	9.7	76	3.6	136	7.4	196	9.7	256	3.6	316	7.4
18	9.6	78	3.4	138	7.6	198	9.6	258	3.4	318	7.6
20	9.5	80	3.3	140	7.8	200	9.5	260	3.3	320	7.8
22	9.3	82	3.2	142	8.0	202	9.3	262	3.2	322	8.0
24	9.2	84	3.2	144	8.2	204	9.2	264	3.2	324	8.2
26	9.1	86	3.1	146	8.4	206	9.1	266	3.1	326	8.4
28	8.9	88	3.1	148	8.6	208	8.9	268	3.1	328	8.6
30	8.8	90	3.1	150	8.7	210	8.8	270	3.1	330	8.7
32	8.6	92	3.1	152	8.9	212	8.6	272	3.1	332	8.9
34	8.4	94	3.2	154	9.0	214	8.4	274	3.2	334	9.0
36	8.2	96	3.2	156	9.2	216	8.2	276	3.2	336	9.2
38	8.0	98	3.3	158	9.3	218	8.0	278	3.3	338	9.3
40	7.8	100	3.4	160	9.4	220	7.8	280	3.4	340	9.4
42	7.6	102	3.5	162	9.5	222	7.6	282	3.5	342	9.5
44	7.4	104	3.6	164	9.6	224	7.4	284	3.6	344	9.6
46	7.1	106	3.7	166	9.7	226	7.1	286	3.7	346	9.7
48	6.9	108	3.9	168	9.8	228	6.9	288	3.9	348	9.8
50	6.7	110	4.1	170	9.9	230	6.7	290	4.1	350	9.9
52	6.4	112	4.3	172	9.9	232	6.4	292	4.3	352	9.9
54	6.2	114	4.6	174	10.0	234	6.2	294	4.6	354	10.0
56	5.9	116	4.8	176	10.0	236	5.9	296	4.8	356	10.0
58	5.6	118	5.0	178	10.0	238	5.6	298	5.0	358	10.0

END　　SET PROGRAM TAPE ON 80 AND LOAD SWITCH ON 1

Fig. 3　An example of CRT display of a target shape input to THERAC-III and its numericals on CRT. Longer axis and shorter axis of above elliptical target shape are 10cm and 3 cm respectively.

必要なモーター駆動信号を計算し，これをリニアックに出力する．この作業はガントリー角度が360度になるまで繰返される．回転照射中のcollimatorの開閉の状況はCRTの画面に刻々表示される．collimatorの開度が一定の誤差を越すと照射が中止されるように設計されている．現在設定値に対する誤差許容範囲を±6mmにしている．回転照射が終了すると設定した線巣図形と実際に開閉したcollimator開度の値がCRTの画面に表示され，更にハードコピーに記録される．例えばFig. 5は長径10cm，短径3cmの楕円形とその上にcollimatorの開閉の軌跡が表示されており，また設定値と実際に開閉したcollimatorの開度の数値が3度ごとに記録されている．今，この結果を設定値よりも開きが小さいものを（−），大きく開いたものを（＋）として整理すると，−3mm 1，−2mm 11（9％）．−1mm 29（24％），±0 44（36％），＋1mm 28（23％），＋2mm 4（3％），＋3mm 2，＋3mm 2，＋4mm 1であり，collimatorの実際の開きと設定値の差が±1mmに止まったものが83％であった．これは毎回の原体照射の都度，記録保管される．この記録は原体照射の確実な実施と再現性の確認に重要である．

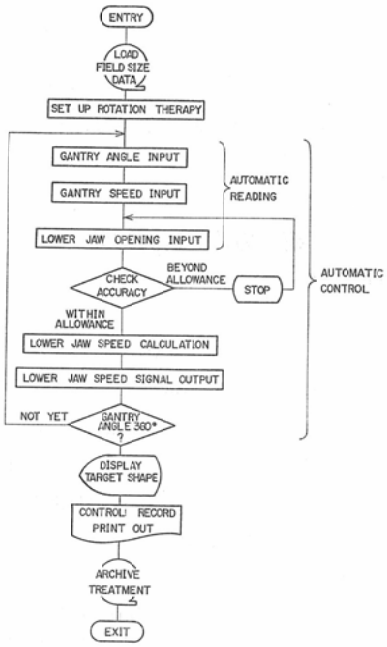
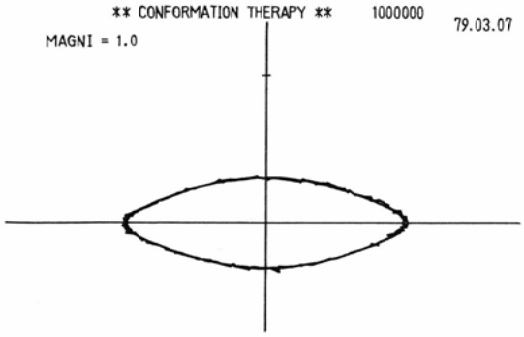


Fig. 4　Program of automatic control for conformation radiotherapy.

Ⅱ．THERACシステム制御による原体照射の精度

種々の大きさの楕円形とその類似形をTHERACシステムで原体照射する場合，設定した形と大きさがどれだけ正確に作成できるかについて検討した．

実験第1：長径が一律に10cmで，短径が10cm，8cm，6cm，4cm，2cmの5通りの楕円形をTHERAC-Ⅲで計画し，THERAC-Cの自動制御で原体照射した．長径30cm，短径20cmのMix



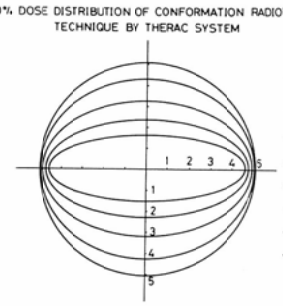
** CONFORMATION THERAPY ** 1000000 79.03.05

GAN	L.J PLAN	L.J RESULT	GAN	L.J PLAN	L.J RESULT	GAN	L.J PLAN	L.J RESULT	GAN	L.J PLAN	L.J RESULT
000	10.0	10.0	090	03.1	03.2	180	10.0	10.0	270	03.1	03.2
003	10.0	10.0	093	03.1	03.1	183	10.0	09.8	273	03.1	03.1
006	10.0	10.0	096	03.2	03.1	186	10.0	09.9	276	03.2	03.2
009	09.9	09.8	099	03.3	03.2	189	09.9	10.0	279	03.3	03.2
012	09.8	09.8	102	03.4	03.5	192	09.8	09.8	282	03.4	03.3
015	09.7	09.6	105	03.6	03.5	195	09.7	09.8	285	03.6	03.7
018	09.5	09.5	108	03.9	03.9	198	09.5	09.6	288	03.9	03.9
021	09.4	09.3	111	04.2	04.3	201	09.4	09.3	291	04.2	04.2
024	09.2	09.1	114	04.5	04.5	204	09.2	09.1	294	04.5	04.6
027	09.0	09.0	117	04.9	04.8	207	09.0	09.1	297	04.9	04.9
030	08.8	08.8	120	05.3	05.3	210	08.8	08.9	300	05.3	05.1
033	08.5	08.5	123	05.8	05.7	213	08.5	08.7	303	05.8	05.6
036	08.2	08.3	126	06.2	05.9	216	08.2	08.3	306	06.2	06.0
039	07.9	08.0	129	06.5	06.5	219	07.9	07.9	309	06.5	06.5
042	07.6	07.6	132	06.9	06.8	222	07.6	07.5	312	06.9	07.0
045	07.3	07.1	135	07.3	07.4	225	07.3	07.2	315	07.3	07.3
048	06.9	06.9	138	07.6	07.5	228	06.9	07.2	318	07.6	07.6
051	06.5	06.6	141	07.9	07.9	231	06.5	06.7	321	07.9	08.0
054	06.2	06.4	144	08.2	08.0	234	06.2	06.3	324	08.2	08.1
057	05.8	05.8	147	08.5	08.4	237	05.8	05.7	327	08.5	08.5
060	05.4	05.3	150	08.7	08.7	240	05.4	05.2	330	08.7	08.8
063	05.0	04.8	153	09.0	09.0	243	05.0	04.8	333	09.0	08.9
066	04.6	04.6	156	09.2	09.1	246	04.6	04.7	336	09.2	09.2
069	04.2	04.3	159	09.4	09.5	249	04.2	04.6	339	09.4	09.3
072	03.9	04.2	162	09.5	09.5	252	03.9	04.1	342	09.5	09.5
075	03.7	03.7	165	09.7	09.6	255	03.7	03.7	345	09.7	09.6
078	03.4	03.5	163	09.8	09.8	258	03.4	03.5	348	09.8	09.8
081	03.3	03.3	171	09.9	09.8	261	03.3	03.3	351	09.9	09.9
084	03.2	03.3	174	10.0	09.8	264	03.2	03.2	354	10.0	09.8
087	03.1	03.2	177	10.0	09.9	267	03.1	03.2	357	10.0	10.0

Fig. 5 A record of the conformatiou radiotherapy according to the target shape shown in Fig. 3. Real opening of the lower jaw is displayed on CRT as a trajectory superimposed on the target shape display. Numerical display shows real opening of the lower jaw compared with that of the target shape.

D 楕円体ファントームにコダック RPV2 フィルムをはさみ原体照射した．5通りの条件で照射した90%線量域の輪廓とそれぞれの長径と短径を計測し Fig. 6に表示した．この実験から THERAC システム制御の原体照射で作成される90%線量域の線巣を設定条件と比較し，次の事柄が要約される．1) 長径方向で若干短く，短径方向で若干長くなる．2) 長径と短径の比が5：1の扁平楕円形まで歪みが殆どなく作成することができる．

実験第2：長径10cm で短径が6cm と2cm の



Ellipse field (planned) major axis : minor axis		90% dose distribution major axis : minor axis	
10cm	10cm	10.2cm	10.6cm
10	8	9.9	8.5
10	6	9.7	6.4
10	4	9.4	4.6
10	2	9.1	3.1

Fig. 6 90%dose distributions of the conformation radiotherapy by THERAC-C system. Film dosimetry was employed for 5 cases of shorter axes: 10, 8, 6, 4 and 2 cm, with the same longer axis of 10cm.

Ellipse field (planned)	90% dose distribution	
major axis : minor axis	center of phantom	center of quadrant
10cm : 6cm	9.4cm : 5.9cm	9.4cm : 6.4cm
10 : 2	8.7 : 2.7	8.6 : 2.6

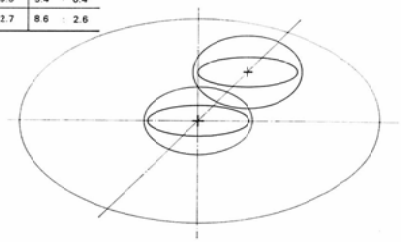


Fig. 7 90% isodose curves by film dosimetry of the conformation radiotherapy controlled by THERAC-C system. Isocenter was place at the center of phantom and right upper (center of quadrant) of the same phantom.

2つの楕円形を上述の Mix D 楕円体ファントームの中心と，右上方四分円の中心にそれぞれ設定し，THERAC システムの制御で原体照射した．90%線量域の輪廓と長径と短径を計測し，Fig. 7 に表示した．この実験結果から線巣図形をファントームのどこの位置に設定しても略々同じ結果が得られることがわかった．

実験第3：上述の第1と第2の実験はいずれも作図で求めた正規の楕円形についての実験結果である．長径と短径の比が違う種々のトラック形について THERAC システムの制御で原体照射し，設定条件と実際の線量との関係にていて検討した．その結果トラック形の場合も楕円形と同様の結果が得られることがわかった．

Ⅲ．原体制御の理論的解析

原体制御の性能はどれだけ扁平な図形を線巣として忠実に作成できるかで表わされる．理想的にはできるだけ大きくて扁平な図形を正確に制御できることである．コンピュータをふくめたリニアックの制御系の時間的おくれにより現実的には限界がある．扁平で大きい図形ほど制御速度の早いことが要求される．種々の解析の結果，制御の速度はコンピュータのレスポンスタイムよりもcollimator (lower jaw) の瞬時最大速度に依存することがわかった．理論的解析の結果，長径と短径の差が32cm 以内の楕円形であれば充分制御できることがわかり，実験的にもこれを証明した．

Ⅳ．コンピュータシステムの故障

THERAC システムの制御による原体照射で2カ年間に70例の治療を行った．その照射回数はおおよそ1400回である．この期間中のコンピュータシステムの故障は原体照射を完全に休止したのが2日間であり，応急の修理で回復した小さい故障が1か月2回程度であった．

Ⅴ．THERAC システム制御による原体照射の臨床応用

THERAC システム制御による原体照射の基礎資料の整備と並行して患者の治療を行った．これまでに70例についておおよそ1400回行った治療経験をもとに，計画の立て方と実施方法，更にこの治療法の特長などについて述べる．

Ⅴ—1：計画の立て方と実施方法

THERAC システム制御による原体照射の計画の立て方と実施方法について代表的な2例を供覧して説明する．

症例1．左頭頂後頭葉の星細胞腫，20歳，女性

昭和53年2月，痙攣を伴わない一過性の意識消失があった．後遺症もなく正常業務をつづけた．昭和54年3月頃より時々立ちくらみと歩行障害を訴え，某病院脳外科に入院し，精密検査のあと減圧開頭術をうけた．腫瘤の一部を摘出し，組織標本で Astrocytoma と断診され，放射線治療の依頼で当科を受診した．OM-line が垂直の頭位で CT-scan を行った．撮影装置は GE 社の CT/T (X2) であり，スライス幅は10mm である．65% アンギオグラフィン100ml を注入後 OM-line の70mm 上方で撮影した CT では左側の頭頂後頭葉

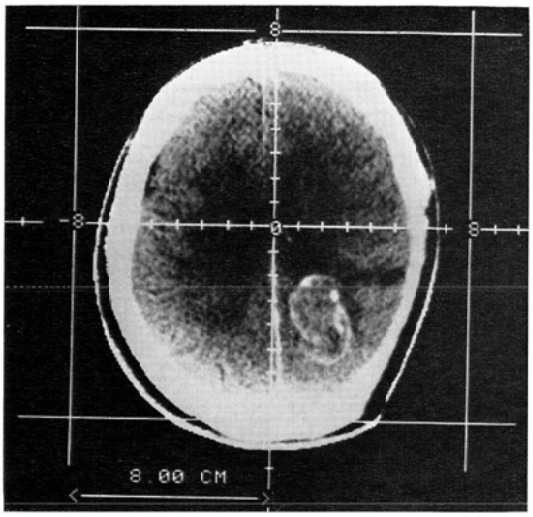


Fig. 8　Enhanced CT of a patient with braintumors. Portion and shape of tumor image contrast can be found out clearly.

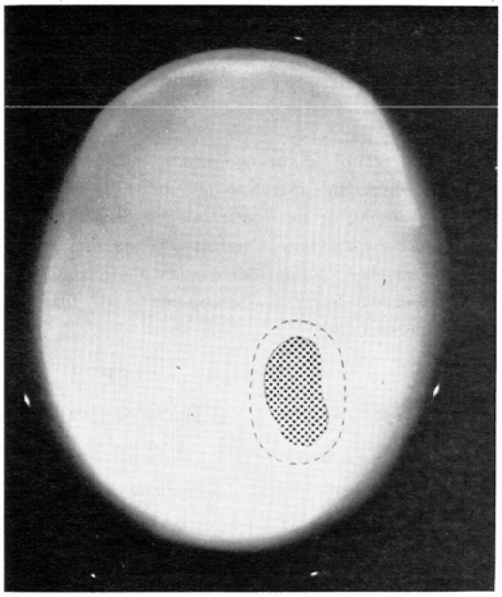


Fig. 9　A conventional axial transverse tomogram of the same case with that of Fig. 8. Tumor positions in CT image were photographically cogied on this picture by an optical means and target shapes of beam focus were planned as shown by dotted lines.

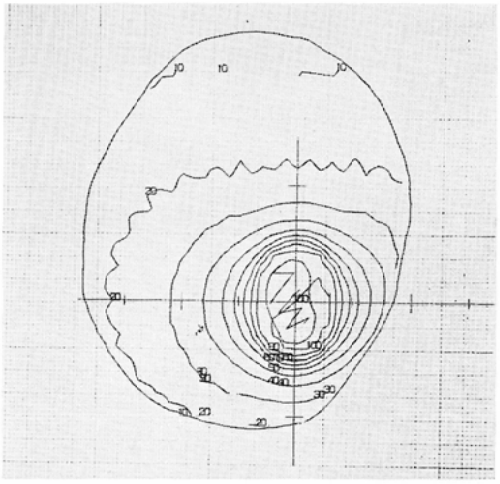


Fig. 10 Dose distribution of the conformation radiotherapy of the case shown in Fig. 8 and Fig. 9. THERAC-III treatment planning system was employed.

に著明に enhance された3cm×4cm の楕円形の mass lesion が認められる (Fig. 8). 原体照射の治療装置に連絡している回転横断撮影装置で撮影した横断写真に CT の像を光学的に引き伸ばし, mass lesion の輪廓をうつしとった (Fig. 9). この所見をもとに長径4.8cm 短径3.2cm のトラック形の照射野を選んだ. 横断写真の所見と照射条件を THERAC-Ⅲに入力し, 原体照射の線量分布図を作成した (Fig. 10). 斜線で記入された病巣輪廓が90%線量域に完全にふくまれ, 周囲の健常組織の照射線量も少ないことがわかる.

症例2. 食道癌手術後再発, 71歳, 男性

昭和52年12月20日, 食道癌の根治切除と胃管を胸骨後挙上し頚部食道吻合を行った. 昭和53年7月頃から嗄声出現し, 更に9月に入って血痰が持続した. 気管支鏡で気管分岐部の左側に腫瘤を認め biospy で再発が確認された. 気管分岐部の回転横断写真 (Fig. 11) で左主気管支の変形と狭少 (↓印) 及び後方に腫瘤陰影 (▲印) を認める. 回転横断写真の所見をもとに長径6cm 短径4cmのトラック形の照射野を選び, 更に直径2cmの鉄で脊髄を打抜く[4]計画を立てた. 横断写真の所見と原体照射の条件を THERAC-Ⅲに入力し作成した線量分布図 (Fig. 12) では目標の範囲が90%線量域にふくまれ, 肺野は30%から10%の線量域, 斜線で示した脊髄は30%以下の線量域である.

V—2：治療症例の内訳

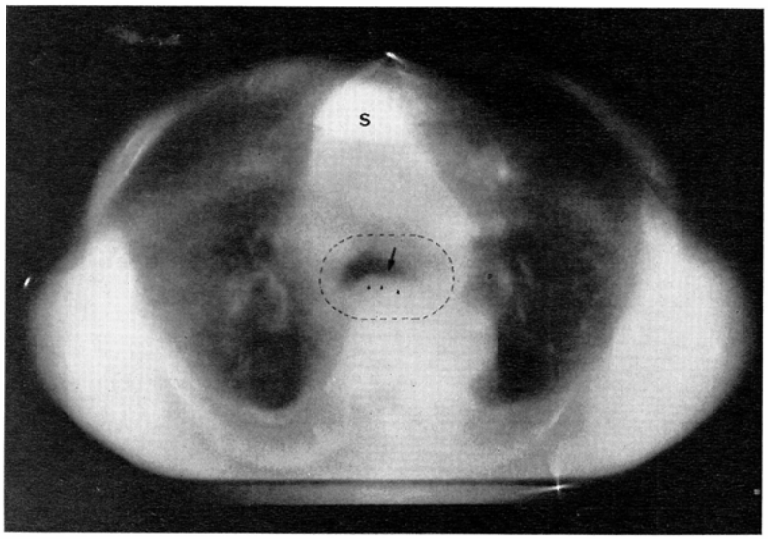


Fig. 11 A conventional axial transverse tomogram of a patient with recurrences of esophagus carcinoma after a surgical operation. Target shape of beam focus was planned by diagnosis employing this picture.

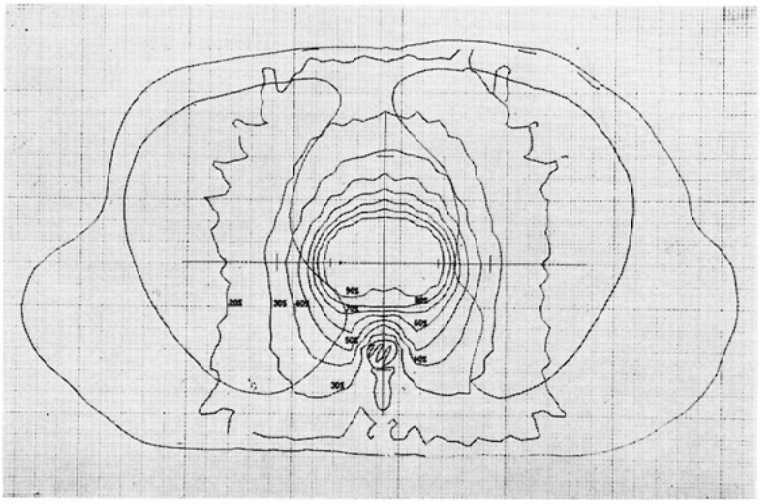


Fig. 12　Dose distribution of the case shown in Fig. 11 which was calculated by THERAC-III treatment planning system.

昭和52年6月から昭和54年5月までの2年間にTHERAC システム制御の原体照射で治療した症例は70例である．症例の内訳は脳腫瘍19例，子宮癌17例，前立腺癌12例，食道癌6例，肺癌4例，副鼻腔癌，膀胱癌，直腸癌各3例，卵巣癌，眼窩腫瘍，膵癌各1例である（Table 1）．新鮮症例47例，再発病例23例であり，再発症例の内訳は放射線治療後の再発13例と手術後の再発10例である．1回線量200rad 週間1000rad を基準に実施し，疾患ごとの総線量を整理した（Table 2）．6000rad 以下の照射に止った25例は放射線治療後の再発と脳腫瘍の新鮮例であり，いずれも原体照射だけで実施した．6000rad 以上照射した症例は前立腺癌や直腸癌は原体照射のみで実施したものもあるが，原体照射と固定照射の組合せを基本にしている．これは固定照射で病巣の縮小を図った上でboost therapy として原体照射を実施したものと，肺癌や食道癌などで，原体照射だけでは肺の照射線量が多くなることをさけたものである．THERAC システム制御の原体照射で治療した症例の治療成績と後障害は治療症例を増加し，充分な期間観察して評価するつもりである．

Table 1　Number of clinical experiences of conformotion rapiotherapy

	Conformation Radiotherapy only	Conformation plus fixed irradiation	Total
Brain tumor	18	1	19
Cervical cancer	5	12	17
Prostatic cancer	12		12
Esophagus cancer	4	2	6
Lung cancer	2	2	4
Urinary bladder cancer		3	3
Maxillary cancer	3		3
Others	5	1	6
Total	49 cases	21 cases	70 cases

V-3：小括

THERAC システム制御の原体照射で患者を実際に治療する場合の問題と特徴について次の事柄が要約される．　1）計画の立て方：線巣の大きさと形及び回転中心の位置と長軸の傾きなどの選択は simulator と直結して撮影した回転横断写真を基準にしている．撮影体位が治療台で正確に再現できるように種々の工夫が配慮されているからである．同時に撮影した CT の所見を写真光学的に横断写真にうつしとり，治療計画に役立たせている．この具体的な方法については稿を改めて報告する．2）線量分布図の作成：THERAC-Ⅲ

Table 2 Irradiated tumor dose

	3000 rad	4000 rad	5000 rad	6000 rad	7000 rad	8000 rad	9000 rad
Brain tumor	(3) 3	(1) 1	7	4			
Cervical cancer		(1)	(3) 1		5	5	2
Prostatic cancer				12			
Esophagus cancer	(1)		(2)	(1)		1	1
Lung cancer				(1) 2		1	
Urinary bladder cancer					2		1
Maxillary cancer			1	1	1		
Others			1	2	3		
Total	(4) 3	(2) 1	(5)10	(2)21	11	7	4
Conformation radiotherapy only	7	3	15	21	3		
Conformation plus fixed irradiation				2	8	7	4

( ): case of recurrence after radiotherapy

で楕円形とトラック形の線巣図形と更に打抜き照射の線量分布図を計算し，作成するプログラムを完成した．通常の回転照射に与えられた線巣図形に対応した変形照射の因子を加味して線量分布図を作成する．症例によつては照射条件を幾通りか変えて線量分布図を計算し，その中から最適治療条件を選択している．原体照射の場合，個々の症例の線量分布図を明らかにすることは重要である．3) 監視と記録：原体照射中の collimator の開度の状況が CRT の画面に刻々描写され，又治療終了後には collimator の実際の開度が計画値と対比して表示される．これは治療内容の確認と再現性の確保に重要である．4) 適応と特徴：今回完成した方法では照射野は楕円形とトラック形に限られるが，適応疾患は案外に多い．コンピュータの制御なしの原体照射法に比較し，計画の立て方と実施方法が簡便であり，更に CT で横断面の病巣の状態が具体的明瞭になってからこの照射法の適応は多くなつている．個々の症例の線量分布図が明瞭になり，原体照射の目的が効果的に果たせるようになつてきている．

考　案

回転照射中 collimator を開閉したり，又は dose rate を変えて特定の大きさと形の範囲に放射線を集中させる方法は梅垣[5]，Trumpf[6]，高橋[7)8]，Proimos[9)10]，Mantel[11] 等が独自の方法で研究開発してきた．これらの研究の中で，高橋が考案提唱した原体照射法は多分割の collimator を有機的に開閉し，複雑な形の線巣を作成し最も多彩な内容を持つている[8]．原体照射の基礎的な事柄と臨床応用の諸問題が殆ど解明されている[8)12)13]．

コンピュータの制御で collimator と治療台を可変し，Dynamic therapy または Conformation therapy を実施する方法は梅垣[14]，Bjärngard[15]，Neblett[16] 等が考案し，それぞれの機構を報告している．私共はミニコンピュータ THERAC システムの制御で原体照射する方法を完成し[17]，臨床応用の実例とともにSixth International Conference, Goettigen 1977で発表[18]し，諸家に先んじた成果が確認された．最近 Levene[19] 等は Bjärngard[15] の方法を更に改良し，retroperitoneal lymphnode への応用を中心に報告した．さて THERAC システム制御の原体照射について基礎実験と70例についての治療経験を検討し，この方法の特徴は次の事柄が要約される．1) 計画から実施までの操作が極めて簡単である．2) 計画した照射野の大きさに忠実な線巣を作成することができる．3) 従来の方法では作成困難な扁平な楕円形とトラック形の線巣が正確に作成できる．4) 生体の横断面における任意の位置と傾きでも実施することができる．5) 実施した原体照射の内容が毎回記録される．これは原体照射の正確な実施に重要であ

り，コンピュータ利用の特徴の1つである．6) 原体照射の線量分布図がコンピュータで作成され，症例ごとの最適治療条件の選択ができる．今回完成した方法はコンピュータの制御で monoblock の collimator (lower jaw) を開閉する仕組みであり，作成できる線巣は楕円形とその類似形に限られる．しかしこれに種々の打抜き体を加味すると適応はかなり広く，他の照射法では治療効果の期待が困難な成果をあげている．CT の研究開発によって生体の横断面の解剖的所見と病巣の状態を具体的明瞭にすることが可能になってきている．放射線治療における CT の応用は Chernak[20], Jelden[21], Munzenrider[22], McCullough[23] 等数多くの研究が報告されている．いずれも CT の所見をもとに空間的線量分布の改善を目標にしている．しかし現況では CT の所見をもとにした原体照射の計画には欠陥は免れず，治療体位で撮影した回転横断写真に CT の所見をうつしとり，これを基準にするのが最も正確な方法であると考えている．これらの事柄については稿を改めて吟味する．私共はミニコンピュータの自動制御でリニアック治療を実施している．コンピュータの自動制御による放射線治療の究極の目的は Wood[24], Rosenbloom[25] 等が示唆するように，希望する形と大きさの範囲に放射線を集める Conformation therapy や Dynamic therapy への応用であると考える．私共は今回の研究の経験と成果をもとに，コンピュータ制御による多分割原体照射装置の開発をすすめている．

結　論

1．ミニコンピュータTHERACシステムの制御で原体照射する方法を完成した．即ちTHERAC-Ⅲで線巣図形を入力して作成したテープを使用し，THERAC-C の自動制御で collimator を開閉する仕組みである．今回完成した方法は4MeV リニアックの monoblock collimator (lower jaw) を開閉させる単分割原体照射法である．2．コンピュータ制御による原体照射の特徴は操作が簡単であり，計画に忠実な線巣が作られる．従来の方法よりも作成できる線巣の幅が広い．3．原体照射のつど，治療内容が記録保管されることと，個々の症例の線量分布図がコンピュータで作成されることは原体照射の正確な実施に重要である．4．これまでに実施した症例は脳腫瘍，子宮癌，前立腺癌，食道癌など70例であり，その適応は広い．5．他の照射法では期待の困難な治療効果をあげている．

（この研究内容は第36回，第37回日医放総会で発表した．本研究は厚生省がん研究助成金〔54—34松田班〕の援助によった．感謝の意を表す．）

文　献

1) 松田忠義，大沼　熟，高橋信次，森田皓三：単分割原体絞り照射法の研究．日本医放会誌 35：92—100，1975
2) 松田忠義，高橋貞夫，西村哲夫，船橋勝美，黒沢芳博：放射線治療におけるミニコンピューターの利用の開発．昭和51年臨床研究紀要，245—252，1977．
3) Inamura, K. and Matsuda, T.: Development and evaluation of an integrated computer system for radiotherapy departments. Proceeding of the Sixth International Conference on the Use of Computer in Radiotherapy, 638—646, 1978
4) 松田忠義：脊髄の打抜き照射法の研究．日本医放会誌 35：769—779，1975．
5) 梅垣洋一郎：可変絞りによる運動照射法について．第16回日本医放会総会，1957．
6) Trumpf, J.G., Wright, K.A., Smedal, M.I. and Selzman, F.A.: Synchronous field shaping and protection in 2 million-volt rotational therapy. Radiology 76: 275—277, 1961
7) 高橋信次：^{60}Co 廻転照射に於ける新しい工夫．臨放 5：653—658，1960．
8) Takahashi, S.: Conformation radiotherapy rotation techniques as applied to radiography and radiotherapy of cancer. Acta Radiol. Suppl: 242, 1965
9) Proimos, B.S.: Synchronous field shaping in rotational megavolt therapy. Radiology 74: 753—757, 1960
10) Proimos, B.S.: Beam-shaping oriented by gravity in rotational therapy. Radiology 87: 928—937, 1966
11) Mantel, J., Perry, H. and Weinkam, J.J.: Automatic variation of field size and dose rate in rotation therapy. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2: 697—704, 1977
12) 北川俊夫，母里知之，奥村　寛，植田俊男，高橋信次，中野伸　：原体照射法における任意

の形の線巣の作成．日本医放会誌 29：162—169，1969

13) 森田皓三：高エネルギーX線治療—特に原体照射法を中心として—．臨放 17：754—762，1972

14) Umegaki, Y.: The automation of radiotherapy. Computers in radiotherapy. Special Report No. 5, 147—153, Britis h Institute of Radiology, 1971

15) Bjärngard, B. and Kijewski, P.: The potenties of computer control to improve dose distribution in radiation therapy. Proceeding of the Fifth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy 110—124, 1976

16) Neblett, D.K., Shaeflein, J.W., Haymond, H.R., George, III.F.W., Ahten, E.R. and Mackinney, J.G.: Dynamic treatment. Proceedings of the Fifth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, 145—153, 1976

17) 松田忠義，西村哲夫，船橋勝夫，杉山　卓：電算機制御による原体照射法の研究．昭和52年臨床研究紀要，278—285，1978

18) Matsuda, T. and Inamura, K.: Computer-aided conformation radiotherapy. Proceeding of the Sixth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, 657—666, 1978

19) Levene, M.B., Kijewski, P.K., Chin, L.M., Bjärngard, B.E. and Hellman, S.: Computer controlled radiation therapy. Radiology 129: 769—775, 1978

20) Chernak, E.S., Rodriguez-Antunez, A., Jelden, G.L., Dhaliwal, R.S. and Lavik, P.S.: The use of computer tomography for radiation therapy treatmen t planning. Radiology 117: 613—614, 1975

21) Jelden, G.L., Chernak, E.S., Rodriguez-Antunez, A., Haaga, J.R., Lavik, P.S. and Dhaliwal, R.S.: Further progress in CT scanning and computerized radiation therapy treatment planning. Am. J. Roentgenol. 127: 179—185, 1976

22) Munzenrider, J.E., Pilepich, M., Rene-Ferrero, J.B., Tchakarova, I. and Carter, B.L.: Use of body scanner in radiotherapy treatment planning. Cancer 40: 170—179, 1977

23) McCullough, E.C.: Potentials of computed tomography in radiation therapy treatment planning. Radiology 129: 765—768, 1978

24) Wood, R.G.: Computers in radiotherapy-physical aspects. Butterworths, London, 1974

25) Rosenbloom, M.E.: Treatment monitoring, verification, recording and automated set-up. Proceeding of the Sixth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy. 300—311, 1978