

■ REVIEW ARTICLE

原体照射法(conformation radiotherapy)とConformal radiotherapy(CRT)

森田 皓三

CONFORMATION RADIOTHERAPY AND CONFORMAL RADIOTHERAPY

Kozo MORITA

Abstract: In order to coincide the high dose region to the target volume, the 'Conformation Radiotherapy Technique' using the multileaf collimator and the device for 'hollow-out technique' was developed by Prof. S. Takahashi in 1960. This technique can be classified a type of 2D-dynamic conformal RT techniques. By the clinical application of this technique, the late complications of the lens, the intestine and the urinary bladder after radiotherapy for the maxillary cancer and the cervical cancer decreased. Since 1980's the exact position and shape of the tumor and the surrounding normal tissues can be easily obtained by the tremendous development of the CT/MRI imaging technique. As a result, various kinds of new conformal techniques such as the 3D-CRT, the dose intensity modulation, the tomotherapy have been developed since the beginning of 1990'. Several 'dose escalation study with 2D-/3D conformal RT' is now under way to improve the treatment results.

Key words: Conformation radiotherapy, Conformal radiotherapy

原体照射(conformation radiotherapy)と Conformal radiotherapy

放射線治療の基本は、病巣周囲正常組織の副作用を許容範囲内に抑えながら、病巣に放射線をできるかぎり大量に投与することによって、局所制御率の向上を図ることにある。密封小線源治療の利用が可能な部位では、この方法によって、最も確実にかつ安全に病巣に高線量が投与できる。古くから、舌癌・子宮頸癌などで、手術療法に匹敵する治療成績が挙げられていることは、すでに周知のことである。しかし、肺末梢部・肝など体深部の癌では、残念ながらこの手段を用いることは出来ず、身体外から放射線を照射する、いわゆる外照射によらねばならない。

外照射の領域では、すでに古くからドイツを中心として、固定多門照射或いは運動照射によって、病巣に一致した高線量域を作ろうとする種々の試

みが報告されている。日本でも1940年代に、中泉によって三次元照射も含めたいくつかの運動照射法が報告されている。このような種々の試みの中で、運動照射中に絞りを変化させることによって、病巣に一致した高線量域を作ろうとする試みは、1958年に梅垣¹⁾によって初めて報告された。次いで1960年には、高橋²⁾が彼自身の開発になる原体撮影法(Solidography)の治療への応用として、原体照射法(Conformation radiotherapy)を報告した(Fig. 1a)。海外でも、1960年代から1970年代にかけて、Wright, Proimos (1959)³⁾, Green (1965)⁴⁾, Levene (1978)⁵⁾らが原体照射に類似の運動照射法を報告しているが、いずれも治療術式が煩雑であること、患者の横断画像が得られなかったことから、高橋方式の原体照射法以外は臨床に用いられなかったか、用いられてもまとまった臨床成績を示すに至らなかった。

高橋方式の原体照射法は、実行のための前提条

件として、患者の横断画像を得るための臥位式の廻転横断撮影装置を必要としたこと、多分割絞り(MLC=multileaf collimator)と打ち抜き照射装置(device for the 'hollow-out' technique)を必要としたこと(Fig. 1b)などの理由によって、運動照射の一改良法という認識はあったものの、一般の治療施設では実行が困難な照射法という通念ができてしまったように思われる。そのために、1980年代にCT装置の普及によって患者の横断画像が容易に得られるようになり、加えて1990年代に入ってMLCが普及しても(Table 1)、一部の治療施設を除いては、高橋方式の原体照射法(Conformation RT named by S.Takahashi = a kind of coplanar dynamic conformal RT)は臨床に应用されないまま現在に至っている。

一方アメリカでは、1980年代前半から、治療計画の立案にCT画像が用いられるようになると共に、従来よりもはるかに高精度に病巣及び病巣周囲正常組織の位置と広がりなどが把握できるようになったので、従来の矩形(正方形)による照射野の代わりに、病巣の複雑な形に一致させた照射野を用いた多門固定照射がCRTと命名されて、好んで用いられるようになった。その際、タングステン或いは鉛ブロックをいくつも置いたり、照射野ごとにcustomized shielding-blockを作成するという煩雑さを避けて、1992年にCRTの実施に便利なMLCが作られた⁷⁾。すなわち、アメリカにおけるMLC開発の最初の目的は、病巣の形状に合わせた

複雑な形をした照射野(conformal field)による固定多門照射を、能率良く実施するためであったので、運動照射中に多分割絞りを動かそうという考え方は、少なくともその開発当初は持っていなかった。1990年代初めのアメリカからのCRTに関する報告の中には、照射野ごとにcustomized shielding-blockを作成して、CRTとして固定多門照射を実施している報告を散見する。

初めは固定多門照射時に、複雑な形をした照射野を作るために開発されたMLCであったが、開発後すぐに、dynamic wedge technique, beam intensity modulation, inverse treatment planningなどの新しい技術が次々と導入され、CRTの領域は最近拡大する一方である。それにも拘わらず残念ながら、日本ではこれら拡大したCRTの領域をすべて、高橋が命名した「原体照射法」と呼んでいるので、一部で種々の誤解或いは混乱が生じている。将来は、

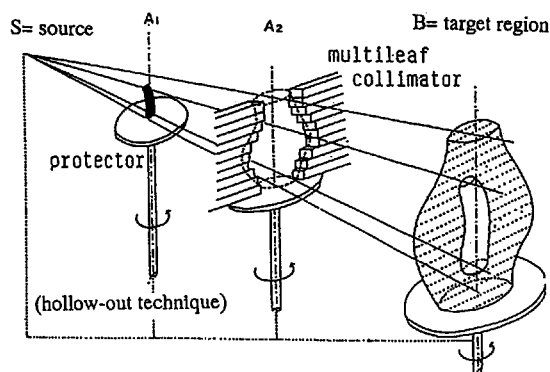


Fig. 1 a) Principle of 'Conformation Radiotherapy by S.Takahashi'

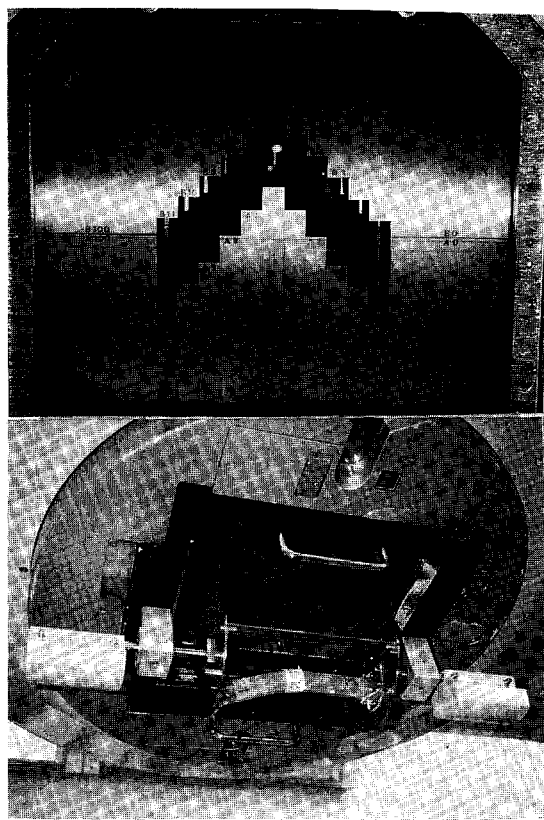


Fig. 1 b) Multileaf collimator and device for the 'hollow-out technique'

Table 1 Number of the linear accelerator and microtron with MLC in Japan (1996)

Width of Leaf	Company	No. of Device	No. of Leaf	Maximal Overcenter Travel
2 cm (68)	Mitsubishi	25	11	5.0cm
		14	15	7.5
	NEC	11	11	5.0
	Toshiba	14	11	5.0
	Hitachi(MCT)	4	11	5.0
1 cm (121)	Mitsubishi	21	31	7.5cm
		0	40	16.0
	Varian	31	26	16.0
		8	40	16.0
	Siemens(Toshiba)	27	29	10.0
	Philips			
	(Hitachi) MCT	25	30	7.5
	Lineac	9	40	12.5

(In Dec. 1993, 2cm=57 devices, 1cm=23 devices)

拡大した領域であるCRTには適当な訳語を当てて、「高橋方式の原体照射法」はCRTの中で、「多分割絞りと打ち抜き照射装置を用いた二次元運動照射法」に限定した方がよい。

現時点におけるCRTの分類^{a)}は以下に示す如くである。

1. 線源の照射位置が病巣に対して二次元的 (coplanar)

a) 不整形照射野による固定照射 (static CRT)

- ①多分割絞り (MLC=multileaf collimator) を用いる
- ②不整形の遮蔽ブロック (customized shielding (shadow) block) を用いる

b) 不整形照射野による運動照射 (dynamic CRT)

- ①多分割絞り (MLC=multileaf collimator) を用いる

高橋による原体照射法 (conformation radiotherapy) (1960)

- ②多分割絞りをを用いない

Wright/Proimosによるfield-shaping technique (1959)

Greenによるtracking technique (1965)

LeveneによるCCRT (computer-controlled radiotherapy) (1978)

c) 不整形照射野を用いない特殊な方法

MIMiC system by Peacock (1992)

Mackie等によるCTと組み合わせた Tomotherapy (1993)

2. 線源の照射位置が病巣に対して三次元的 (noncoplanar)

a) 不整形照射野による固定照射 (static CRT)

- ①多分割絞り (MLC=multileaf collimator) を用いる
- ②不整形の遮蔽ブロック (customized shielding (shadow) block) を用いる
- ③多分割絞りをを用いない

Adler等によるNeutron (1992)

b) 運動照射 (dynamic CRT)

- ①多分割絞り (MLC=multileaf collimator) を用いる
- ②多分割絞りをを用いない

高橋方式の原体照射法 (Conformation radiotherapy named by S. Takahashi) とその歴史的展開

原体撮影法の治療への展開として始められた、高橋による原体照射法 (Conformation RT) は、その原理をFig. 1に示すように、運動照射法の一改良型であって、多分割絞り (MLC=multileaf collimator) とともに、打ち抜き照射装置 (device for the 'hollow-out' technique) を用いることが特徴である。この頃に報告されたいくつかの類似の方法が、いずれも臨床に用いられることがなかったのに対して、この方法がすでに1961年頃から臨床に用いられたのは⁹⁾、治療計画立案用として臥位式の廻転横断撮影装置が稼働していたからであった。臨床応用が進むにつれて、その後も愛知県がんセンターを中心として、次のようないくつかの改良が加えられた。

a) Co-60治療装置で始められた原体照射法は、1967年にリーフ幅3 cmで6対のMLCをもつ6MeVリニアックの完成で、routine化した (北畠1967年)¹⁰⁾。現在はリーフ幅は1 cmで26対のMLCが使用されている。

b) 原体照射中の照射野の形の変化をcheckするために、蛍光板とimage intensifier及びTVカメラを用いた、照射野の形状の監視装置が工夫され、

リニアックに付けられた(植田 1971年). 蛍光板方式のために精度が悪かったが, のちに中川らによる超高圧X線CTの開発によって, 運動照射中でもreal timeで照射領域のcheckが可能となった(中川 1991年)¹¹⁾.

- c) 放射線治療計画装置として, 1974年にModulex/CMSが導入された. 治療計画の立案も, 廻転横断撮影画像に代わってCT画像が用いられるようになった(小幡 1980年)¹²⁾. このCT画像を用いて, 簡易計算法によって原体照射法の治療計画も立てられるようになった(高橋 1981年)¹³⁾. さらに1993年には, MRI画像も治療計画の立案に共用できるように改良された(内山 1993)¹⁴⁾. 現在はFocusを用いて, 連続したCT画像を用いた三次元治療計画が立てられるようになっている.
- d) 高橋方式の原体照射装置は, 固定多門照射にも用いることが容易で, 固定多門照射方式には, 運動照射に見られないいくつかの利点があることを報告した(森田 1985年)¹⁵⁾.
- e) MLCの制御が従来のカム方式からcomputer制御となり, 各リーフが正中を越えて反対側まで移動できるようになった(松田 1981年)¹⁶⁾. これはのちに, 小幡による偏心性多分割絞り原体照射の開発(小幡 1986)¹⁷⁾につながる重要な改良であった.
- f) 原体照射法の適応拡大を狙って, 治療中に治療寝台もcomputerで制御できるようにした(内山 1988年)¹⁸⁾.
- g) 治療計画用CT画像の取得から, 治療計画立案装置を経て, 治療装置までをcomputerで一括制御する, 全装置のシステム化が完成した(ACCROS= Aichi Cancer Center Radiation Oncology System)(内山 1990年)^{19), 20)}. 原体照射の精度を向上させるために, simulatorとtherapy-oriented CTとの撮影寝台を共通にしたり, 治療室内にも, 治療寝台を用いて治療部位の確認ができるように, 簡易型のsimulatorを設置した(Fig. 2). ACCROSの完成によって, 初めて高橋方式による二次元的な原体照射法が, 高精度で実施できるようになった. 現在の研究の方向は, 今後この方法を, どのようにして三

次元的に展開するかに置かれている.

Conformal RTの狙い

病巣に放射線を集中させる狙いは, 病巣周囲正常組織の放射線障害の減少と, 投与線量の増加による局所制御率の改善にある. 後者に比べて, 前者の方が臨床的に証明しやすい. その理由は, これまでに得られた放射線生物学的な知見から, 正常組織の投与線量・障害率曲線の勾配はかなり急峻で, 僅かな被曝線量の減少によって, 障害を大幅に減少させることができる. それに対して腫瘍を構成している細胞の放射線感受性は, 種々の理

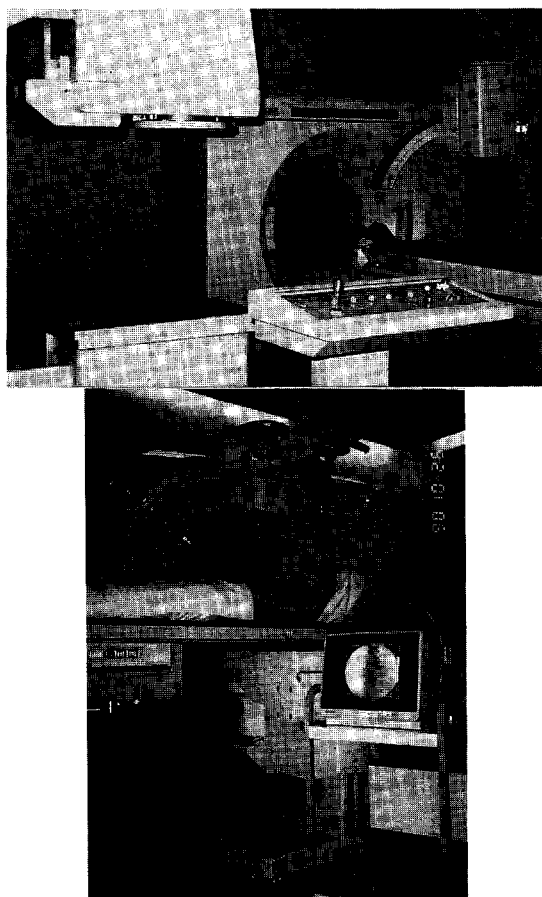


Fig. 2 a) Simulator and therapy-oriented CT-device in ACCROS. The couch of the simulator is also used to that of the CT-device
b) Linear accelerator with MLC and X-ray simulator in the treatment room in ACCROS

由でheterogeneousであるために、投与線量・局所制御率曲線の勾配は一般に緩やかで、中等度の投与線量の増加では、統計的に有意な成績の向上は望めないからである^{21), 22)}。

原体照射の狙いのひとつである病巣周囲正常組織の障害の減少は、我々の臨床経験からも比較的容易に得ることができた。例えば、上顎癌に対する放射線治療に際しては、従来から回転横断画像を用いて、患側眼の保護のために打ち抜き照射法を用いていたが、CT画像が治療計画に用いられた1980年からは、眼窩内への病巣の進展状況が遙かに高精度で把握されるようになり、遮蔽が可能な症例に対して、確実に患側眼の保護を行った結果、患側眼の障害を大幅に減少させることが出来た (Table 2)²³⁾。

同様にして、子宮頸癌全骨盤照射の際、二軸振子による原体照射法と前後対向二門法との比較では、腸管に対する急性障害と直腸に対する晩期障害発生率は有意に減少し、DVHの結果を臨床的にも証明できた (Table 3)^{26), 27)}。しかしこの場合には、すでに従来の放射線治療においても、病巣周囲正常組織の障害とくに晩期障害を10%以下に抑えるように治療が実行されているので、かなりの数の症例を対象にしないと、従来に比べて、有意に良好な成績を得ることは困難であった。

CRTの導入によって、病巣への線量集中性が良くなった結果、病巣への線量投与を増やす (dose escalation) ことによって、局所制御率の向上を図ろうとすることが、この治療法のもう一つの狙いである。アメリカでは1990年頃から、多分割絞りと三次元治療計画の開発と共に、病巣周囲正常組織の障害とくに晩期障害を、これまでの治療と同程度に保ちながら、局所制御率の向上を目指した、いわゆるdose escalation studyがいくつか計画された。例えば、Hanksら²⁸⁾は3D-static CRTを用いて、前立腺癌に対してdose escalation studyを実施し、総投与線量を段階的に80 Gyまで増量した。PSA値が10 ngm/ml以下の症例では、dose escalationにもかかわらず、3年実測局所制御率の向上は見られなかったが、PSA値が10 ngm/ml以上の症例では、線量を増加させることによって、3年実測局所制御率が39%から71%に大きく向上した。症例を

Table 2 Visual complications in carcinoma of the paranasal sinuses after radiotherapy

Period	1971-79	1980-87
Treatment method	Convent. RT	Dynamic CRT
Number of cases	106	47
No. of 5-yr. survivors (%)	36 (34%)	23 (49%)
Visual complications:		
a) No late injury	4 (11%)	16 (70%) (p<0.001)
b) Loss of vision (cataract)	25 (70%)	7 (30%) (p<0.005)
c) Removal of eyeball due to panophthalmopathy	7 (19%)	0 (0%) (p<0.025)
# The investigation was performed	in 1985	in 1993.

Table 3 Comparison of treatment results between conventional technique and two-axial dynamic conformal technique for carcinoma of the uterine cervix in stage I-II

Method of treatment (#1)	(1981-89)	Conventional G. (Aichi Hospital)	Dynamic conformal G. (Aichi Cancer Center)
Number of cases	IB	24	70
	II	70	144
Median age (yrs. Old)		65.8	66.7
Median dose at point A (external dose) IB+IIA		67.0Gy (42.6Gy)	66.6Gy (42.0Gy)
	IIB	67.8Gy (43.3Gy)	68.5Gy (43.6Gy)
5-yr. Surv. Rate	IB	90.0%	88.8%
	II	68.2%	70.7%
Early complications(#2)		11 (11.7%)	11 (5.1%)(p=0.069)
Late complications in 5-yrs after radiotherapy			
(A) Rectum/Sigma	Gr.2	6 (6.4%)	14 (6.5%)
	Gr.3	3 (3.2%)	0 (0.0%)(p=0.028)
(B) Bladder	Gr.2	2 (2.1%)	1 (0.5%)(p=0.106)

#1= Treatment was performed by the same medical staffs at two hospitals.

#2= Interruption of treatment more than one week due to severe diarrhea or nausea/vomiting

PSA値によって層別化することによって、各群の症例数が50例前後でも有意差が得られている。またこの場合、投与線量を70 Gyから75-80 Gyまで増量 (dose escalation) したところ、前立腺のすぐ後方に位置している直腸障害が急増したために、直腸方向へのPTV (planning target volume) の取り方を少なくして直腸障害を減少させることができた。投与線量増加によって従来よりも有意に良好な成績を得るためには、その前提として、層別化などによる適応症例の選択・症例数の確保・病巣周囲正常組織の種類によるPTVの決め方など、多くの配慮が必要であることを示しているものといえよう。今後は3D-CRTの導入によって、病巣への線量集中性が向上することは明らかで、それによる成績向上が期待できそうである。

最適の治療計画の選択

(Optimization of the treatment planning)

病巣周囲正常組織の障害とくに晩期障害を許容範囲内に抑えながら、病巣にできるかぎり大量の放射線を投与するために、種々の治療計画の中から、その患者に最も適当な治療計画を選択することが³⁾、放射線治療医に課せられている。通常、次のような基準に基づいて治療計画の選択が行われている²⁹⁾。

- 最大線量点がTarget volume内にあり、かつTarget volume内の線量の均等性は、その領域内の平均線量の±5%以内であること。
- 最大線量点の線量を100%としたときの90%線量域が、Target volumeのすべてを含み、かつTarget volume外の90%領域の体積が最小であること。
- ‘Serial organ’への投与線量がその組織の耐容線量以下であること。‘parallel organ’では、耐容線量以上を受ける領域の容積が、その臓器に重大な障害を惹起するほど大きくないこと。
- 全容積線量が、患者の一般状態に重篤な影響を与えるほど大きくないこと。
- 治療計画が技術的にできる限り簡明で、容易に実行が可能であること。

CRTの治療計画が従来の治療計画よりも優れていることも、このような選択の基準に照らして実証されなければならない。

最適の治療計画を選択するための手段として、放射線物理学の観点からは、最初に小西によって小線源治療の領域に導入されたDVH (dose volume histogram) が、治療計画の分析に用いられるようになってきた。しかしDVHだけでは、いくつかの治療計画の中から最適の治療計画を選択するには不十分で、さらにDVHを生物学的に展開したNTCP (normal tissue complication probability) 概念の適用が要求されよう。

例えば、食道癌に対する根治的な放射線治療の際には、病巣に70 Gyが投与されるとして、Table 4 のようないくつかの治療計画が立案される。「病巣への線量集中度」及び「脊髄への被曝線量」から判断すると、最初から高橋方式の運動型原体照射法を用いるPlan Dが最も良い。また、「病巣周囲

Table 4 Optimization of treatment plans for the esophageal cancer

No. of treatment-plan	(A)	(B)	(C)	(D)
Methods	First 40Gy for T+N (large field)	Static Conformal RT (2-opp. A-P portals)	Dynamic CRT* (large field)	Dynamic CRT* (large field)
Irradiat. of	Additional 30Gy reduced field	Static CRT 2-obl.	Dynamic CRT* 3-port.	Dynamic CRT* (reduced field)
90%region/target region	4.17	3.56	2.38	1.33
Maximal dose to the spinal cord	40Gy	43Gy	44Gy	26Gy
Volume of lung irradiated more than 60% (42Gy)				
/Volume of right lung	19%	26%	10%	4%
/Volume of left lung	29%	29%	14%	6%
Volume of lung irradiated more than 30% (21Gy)				
/Volume of right lung	23%	34%	24%	39%
/Volume of left lung	31%	36%	31%	45%

* Conformation RT with 'hollow-out' technique by S.Takahashi

の正常組織である肺組織への被曝線量」をDVHで分析すると、病巣線量の60% (42 Gy) 以上の高線量域に含まれる肺組織の体積は、初めから原体照射を用いたplan Dが最も少ない。ところが病巣線量の30% (21 Gy) 以上の被曝を受ける肺組織の体積を比較してみると、Plan CとPlan Aの方が有利で、病巣への集中度も考慮すればPlan Cが最適ということになる。というのは、DVH概念をさらに生物学的に展開したNTCP概念によれば^{30), 31)}、肺組織は典型的なパラレル型臓器 (parallel organ) で、小領域の被曝ではかなりの高線量に耐えられるが、大きな体積が照射されると耐容線量が大きく減少するからである。食道癌の進行例を照射する際には、しばしば照射野が胸部食道全域に及ぶので、はじめから固定多門のCRT或いは運動型の原体照射を選択すると、肺組織の障害が、おもわぬ小線量で発生することに注意が必要である。

これとは逆に、脊髄・腸管のようなシリーズ型臓器 (serial organ) では、容積効果は殆んどなく、かなり狭い領域でも許容線量以上が照射されれば、その組織全体の機能が消失する。すでに前項の前立腺癌の例で示したように²⁸⁾、CRTの際にも、シリーズ型臓器に近接している場合には、その方向のPTVが大きすぎないようにするなどの配慮が

必要であろう。Burmanら³⁰⁾は、これまでの臨床成績及び基礎の生物学的な知見から、いくつかの正常組織のNTCPを呈示しているが、NTCPには、投与線量・被曝容積ばかりでなく、線量分割の方法・患者の全身的な状況など種々の条件が影響するので、今後臨床経験の中から、個々の正常組織のNTCPを決定して行く努力が要求されている。

1990年代の新しいCRTの発展

a) 三次元治療計画 (3D treatment planning) と 三次元原体照射法 (3D-CRT)

1980年頃から急速に普及し始めたCT装置は、1980年代の後半には、放射線治療計画の立案用として、精度の高い三次元画像を供給できるようになり、放射線治療の領域にも大きな変革をもたらした。1984年にアメリカではPhoton Treatment Planning Collaborative Working Groupが作られ、CT画像を用いた治療計画とくに3D-RT treatment planningに関する諸問題の検討が始まり、その結果は1991年にまとめて報告されている³²⁾。

三次元治療計画の開発の成果は、必然的に3D-CRT研究への関心を高めることとなった³³⁾。1993年頃からアメリカでは、前立腺・肝・肺癌などを対象として、固定多門の3D-CRTによる臨床試行が開始され、その成果は1994年のThe 29th San Francisco Cancer Symposiumでまとめて報告されている³⁴⁾。日本では脳に対する定位放射線照射(SRS/SRT)に刺激されて、肺などの躯幹臓器にも三次元治療が試みられ始めたが、照射野の形は円形或いは矩形／正方形で、CRTと呼ぶには至っていない。

現在アメリカのNCIは、dose escalationによる放射線治療成績向上の切り札として、陽子線治療と光子線による3D-CRTとを並列させ、この両研究を推進することによって、どちらが将来の放射線治療の要となるかを判断しようとしている。そのためには、荷電粒子線治療に用いられている、呼吸同期照射法或いは患者の固定法などの治療精度向上の為の種々の手段が、光子線による3D-CRTにも導入されて、二つの治療法が全く同一の条件下で比較される必要がある。今後の光子線治療施設の努力に期待したい。

b) micro MLCによる定位放射線照射への non-coplanar-CRT技術の参入

三次元照射という観点からは、non-coplanar-CRTは定位放射線照射に遅れを取った。定位放射線照射を用いて球状の高線量域で照射した場合、治療体積が5-10 cc程度までの病巣では、病巣の形態が複雑な形をしていても、病巣周囲正常組織に照射される高線量域の体積は小さく、密封小線源治療の場合のように、大きな障害を残すことはない。しかし、病巣の体積が大きくなり、かつ複雑な形となって来るにつれて、高線量域に入る病巣周囲正常組織の体積が無視できなくなる。このような場合のために、数年前からmicro MLCが開発された。病巣への線量集中性が良くなるほど、病巣に投与出来る1回線量の増加が可能であり、定位放射線照射における今後の線量配分の最適化に有用な武器となろう。

c) Dose intensity modulation(IM)と Inverse treatment planning (ITP)

多分割絞り (MLC) が開発されると、まもなく個々のリーフを、固定照射中に移動させるdynamic wedge technique³⁵⁾が報告され、さらに、照射中或いは照射を一時中断させて、一部のリーフを動かして照射野の形を変えることによって、照射野内の線量分布を変化させようとするDose intensity modulation technique (IM) が考案された。海外でこのような治療計画が報告された背景のひとつに、MLCを用いた単純な固定多門照射では、凹形をした高線量域を作ることができないことが挙げられよう。高橋方式の原体照射法では、それが運動照射法の一改良型である利点のために、打ち抜き照射法の併用^{36), 37)}、多軸振子照射法の併用³⁸⁾ (Fig. 3) 或いは、小幡によって報告された偏心性多分割絞り原体照射法³⁹⁾などによって、凹形をした高線量域を作ることが比較的容易であるが、多分割絞りのみによる固定多門照射では、何らかの工夫が必要である。

1987年にLindら³⁹⁾は、この問題をphoton scanning beamを用いることで解決しようとしたが、実用化には至らなかった。ついで、1991年にWebb^{40), 41)}が、多門照射の際に、MLCをdynamic wedgeとして用

いて、照射野内の線量分布を変化させることでこの問題を解決しようとした。これがIM-techniqueである。IM-techniqueの実施に際しては、通常の治療計画の立案のように、照射方向或いは照射野の形などを先に決めるのではなく、逆に、先ず病巣に一致させる高線量域の位置と三次元的な形状を決めてから、それを作り上げるための照射野の数・照射方向・照射野の大きさと形・照射野内のIMの詳細などを決めて行くような治療計画の立て方の方が容易であることがわかってきた。この方法はInverse treatment planning technique (ITP)と呼ばれている。海外の報告を見ると、最近の放射線物理学者の興味は、IM-techniqueとITP-techniqueに向けられているように思われる。IM-techniqueは、線源が移動しながら照射する、いわゆるdynamic CRTの際にも試みられ始めており⁴²⁾、computer techniqueを駆使して、複雑な形の高線量域を得るための、種々の治療計画の立案技術は、今後さらに進歩して行くであろう。

しかしIMの問題点として、現在臨床側から指摘されていることは、(a) 治療計画の立案にかなりの時間が必要であること、(b) 凹形の高線量域を作る際など、ときには高線量域内の線量均等性がある程度犠牲にしたり、一部でPTVの設定法を考慮したりする必要があること、(c) 実際の照射に際して治療時間が長すぎて、患者或いは病巣の固定に問題のあること、(d) 病巣に高線量域が的中していることを確かめるためのverificationに問題を

残していることなどがあり、今後の研究によって、その臨床的な有用性が試されることとなろう。

d) 新しいConformal RT

MLCを用いたIM-techniqueとそのためのITP技術から、さらに進んで、病巣に高線量域を一致させようとするいくつかの独特なシステム技術が報告されている。

①NOMOS Corporationによって開発されたPeacock system⁴³⁾:

1992年にNOMOS Corporationは、Peacock Plan (inverse treatment planning system) とMIMiC (treatment delivery system) とを組み合わせたPeacock systemを発表した。1×1 cmの隙間が2列に20個並んで、gantryが患者の回りを270度回転する際に、その隙間が開いたり閉まったりすることによって、放射線のscanning techniqueに似た線量投与が行われる。それが終わると、couchが2 cm移動して、同じことを繰り返す。この連続で複雑な形の高線量域を作ろうとする方法である。

②1993年にMackie等によって報告されたTomotherapy⁴⁴⁾:

ヘリカル式CT装置とMIMiC-systemに類似の治療装置とを同一の治療寝台で結合させ、CT画像で得られた病巣の形に対応した高線量域を作り上げようとするもので、gantryは螺旋状に回転し、治療寝台は治療中ゆっくりと直線的に移動する。

③Neurotron by Accuray⁴⁵⁾:

1992年にAdler, JR.等によって報告された。ロボットのような腕に小型のリニアックが装備されていて、あらかじめCT画像によって病巣の位置と形状が決定されていると、その計画に従って、spot状にビームが照射され、spot beamの積み重ねで、高度のConformal RTが実施されることとなる。

これらの新しい技術は、いずれも現在臨床試行に移りつつあるもので、今後の展開が楽しみである。

このように、CRTの治療術式は次々と拡大して行くので、それと共に、CRTの定義もさらに拡大させる必要があり、Vijayakumarなどは⁴⁶⁾、CRTの

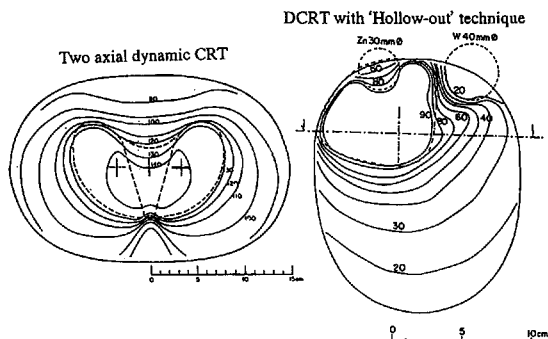


Fig. 3 Formation of concave high-dose region by dynamic 'Conformation RT (S.Takahashi's technique)'

定義として、「外照射によって、病巣の形に一致した高線量域を作ろうとするすべての手段をCRTと呼ぼう」と提案しており、今後CRTの定義及び分類はなおしばらくはかなり流動的である。このように考えれば、CRTの和訳として、「原体照射法」を用いることは適切ではなく、原体照射法 (conformation RT) は、高橋方式の2D-dynamic CRTのみを指すこととして、CRTは中国流に「適形照射法」などの和訳にする方が適当であろう。

終わりに

1960年に高橋によって開発された原体照射法 (conformation RT) は、CT画像の治療への応用とともに、1990年代の初めから、CRTとして領域を大きく拡大した。陽子線或いは重イオン線による外部照射もCRTの範疇に入るものであり、いまやCRTは決して従来のような特殊な照射法ではなく、今後根治を狙う症例に対しては、routineに種々のCRTが用いられるようになることは明らかである。

高い治療精度で光子線によるCRTが実施されるためには、呼吸同期照射法・患者の固定法或いは照射部位確認法 (verification) などの照射技術を、荷電重粒子線の場合と同程度にまで高めるように努力する必要がある。それが果たされた後に初めて、光子線によるCRTと荷電重粒子線によるCRTとが、cost-benefitの観点を含めて比較され、光子線によるCRTの有用性と、荷電重粒子線によるCRTの適応領域が明らかにされるであろう。

文 献

- 1) 梅垣洋一郎, 有水 昇, 伊場昭三, 他: 運動照射法の基礎的研究. 日医放会誌 **18**: 777, 1958.
- 2) 高橋信次: Co-60廻転照射における新しい工夫. 臨床放射線 **5**: 653-658, 1960
- 3) Takahashi, S: Conformation radiotherapy-Rotation technique as applied to radiography and radiotherapy of cancer. *Acta radiol Suppl* **242**: 1-143, 1965.
- 4) Wright, KA, Proimos, BS, Trump, JG, *et al*: Field shaping and selective protection in megavolt radiation therapy. *Radiology* **72**: 101-102, 1959.
- 5) Green, A: Tracking cobalt project. *Nature* **207**: 1311, 1965.
- 6) Levene, MB, Kijewsky, PK, Chin, LM, *et al*: Computer-controlled radiation therapy. *Radiology* **129**: 769-775, 1978.
- 7) Galvin, JM, Smith, AR, Moeller, RD, *et al*: Evaluation of multileaf collimator design for a photon beam. *Int. J Radiat Oncol Biol Phys* **23**: 789-801, 1992.
- 8) 森田皓三: 原体照射法とその発展. 癌の臨床 **40**: 33-46, 1994.
- 9) 高橋信次, 北畠 隆, 森田皓三, 他: 子宮癌の原体照射. 日医放会誌 **20**: 2746-2753, 1961.
- 10) 北畠 隆, 母里知之, 奥村 寛, 他: リニアアクセラレーターによる原体照射法. 日医放会誌 **26**: 1448-1454, 1967.
- 11) 中川恵一, 青木幸昌, 赤沼篤夫: 直線加速器の超高压X線を用いたCT撮影装置の開発. 日放腫会誌 **3**: 265-276, 1991.
- 12) 小幡康範, 森田皓三, 渡辺道子: CTを利用した原体照射法の治療計画. 日医放会誌 **40**: 1076-1082, 1980.
- 13) 高橋一広: 治療計画用電算機による原体照射線量分布の計算, 第1報 打ち抜き照射の線量分布計算. 日放技会誌 **37**: 294-300, 1981.
- 14) 内山幸男: 放射線治療システムの総合画像利用. 日放技会誌 **49**: 723-730, 1993.
- 15) 森田皓三, 高橋一広, 渡辺道子, 他: 原体照射装置を用いた固定多門照射について. 臨床放射線 **30**: 323-326, 1985.
- 16) 松田忠義, 稲邑清也: コンピューター制御による多分割原体照射法の研究. 日医放会誌 **41**: 965-974, 1981.
- 17) 小幡康範, 佐久間貞行: 偏心性多分割絞りによる原体照射法の研究, 第1報 装置と線量分布計算. 日医放会誌 **46**: 1057-1062, 1986.
- 18) 内山幸男, 木村千明, 森田皓三: コンピューター制御による高精度放射線治療装置の開発—特に寝台移動に伴うダイナミック照射—. 癌の臨床 別冊16. 最新放射線治療 CTの応用と体系化. 赤沼篤夫・尾内能夫編. 1988, 232-242.
- 19) 内山幸男, 森田皓三, 木村千明, 他: 放射線治療システムの構築. 愛知県がんセンター放射線治療システムACCROS. 新医療. 1990年7月, pp 76-81.
- 20) 内山幸男, 木村千明, 植田俊男, 他: CTからコンピュータ制御による原体照射装置つきリニヤアクセラレーターの総合治療計画システム. 放治システム研究 Suppl. **3**: 217-220, 1986.
- 21) Peters, LJ, Withers, HR, Thames, HD, *et al*: Tumor radioresistance in clinical radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **8**: 1-1-108, 1981.
- 22) Thames, HD: Can modest escalations of dose be detected as increased tumor control? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **22**: 241-246, 1991.
- 23) 森田皓三: 放射線治療成績を向上させるためには、臨床的にいかに考えるか. 癌の臨床 **36**: 2377-2385, 1990.

- 24) 森田皓三, 内山幸男, 堀内淳一, 他: 放射線治療後の視力障害について. 癌の臨床 **33**: 1167-1174, 1987.
- 25) Morita K, Kawabe, Y: Late effects on the eye of conformation radiotherapy for carcinoma of the paranasal sinuses and nasal cavity. *Radiology* **130**: 227-232, 1979.
- 26) Morita, K, Fuwa, N, Kato, E, *et al*: results of conformation radiotherapy for carcinoma of the uterine cervix. external radiotherapy alone vs. Combined intracavitary and external radiotherapy. *Endocuriether./Hyperatheramia Oncology* **4**: 137-148, 1988.
- 27) 加藤恵利子, 森田皓三: 二軸原体照射法によるI, II期子宮頸部扁平上皮癌の治療成績. 日医放会誌 **55**: 240-246, 1995.
- 28) Hanks, GE, Schultheiss, TE, Hanlon, AL, *et al*: Optimization of conformal radiation treatment of prostate cancer: Report of a dose escalation study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **37**: 543-550, 1997.
- 29) 森田皓三: 生物学からみた基準化と最適化. 組織耐容線量からみた放射線治療のあり方. 癌の臨床 **31**: 1512-1519, 1985.
- 30) 森田皓三: TCP(Tumor control probability)とDVH(Dose volume histogram)／NTCP(Normal tissue complication probability) —外照射における治療計画の最適化(Optimization of the treatment probability)のために—. 医療標準線量 **2**: 41-48, 1997.
- 31) Burman, C, Kutcher, GJ, Emami, B, *et al*: Fitting of normal tissue tolerance data to an analytic function. *Int J Radiat Biol Phys* **21**: 123-135, 1991.
- 32) Three-dimensional photon treatment planning. (eds.: Smith, AR, Purdy, JA). Pergamon Press (New York). 1991, pp 1-271.
- 33) Ling, CC, Burman, C, Chui, CS, *et al*: Perspectives of multi-dimensional conformal radiation treatment. *Radioth Oncol* **29**: 129-139, 1993.
- 34) 3-D Conformal Radiotherapy. A new era in the irradiation of cancer. Front. Radiat. Ther. Oncol. Vol. 29 (eds.: Meyer, JL, Purdy, JA). Basel, Karger. 1996, pp 1-271.
- 35) Kallman, P, Lind, B, Eklof, A, *et al*: Shaping of arbitrary dose distributions by dynamic multileaf collimation. *Phys Med Biol* **33**: 1291-1300, 1988.
- 36) 高橋信次, 飯田博美: 打ち抜き照射法, 凹体照射法. 日医放会誌 **21**: 126-131, 1961.
- 37) 森田皓三, 池田 洋: 打ち抜き照射法における放射線吸収体の材質. 日医放会誌 **30**: 356-361, 1970.
- 38) Morita, K, Kimura, C, Takahashi, K, *et al*: Verbesserung der Dosisverteilung bei der Konformationsbestrahlung des Kollumkarzinoms. *Strahlenther* **147**: 487-497, 1974.
- 39) Lind, BK, Brahme, A: Optimization of radiation therapy dose distribution using scanned electron and photon beams with multisegment collimators: In The use of Computers in Radiation Therapy. (eds. Bruinvis, IAD, *et al*.). Amsterdam, North Holland. 1987.
- 40) Webb, S: Optimization by simulated annealing of three-dimensional conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator. *Phys Med Biol* **36**: 1201-1226, 1991.
- 41) Convey, DJ, Rosenbloom, ME.: The generation of intensity-modulated fields for conformal radiotherapy by dynamic collimation. *Phys Med Biol* **37**: 1359-1374, 1992.
- 42) Chui, C, LoSasso, T, Spirou, S: Dose calculation for photon beams with intensity modulation generated by dynamic jaw or multileaf collimations. *Med Phys* **21**: 1237-1244, 1994.
- 43) Carol, MP, Tagrgovnik, H, Smith, D, *et al*: 3-D planning and delivery system for optimized conformal therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **24** (suppl. 1): 158, 1992.
- 44) Mackie, TR, Holmes, T, Swerdloff, S, *et al*: Tomotherapy: A new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys* **20**: 1709-1719, 1993.
- 45) Adler, JR, Depp, JG: Image-image correlation: A promising technique for frameless stereotaxis. Proc. Ann. Meet. Am Neurol. Soc. (San Francisco), 1992.
- 46) Vijayakumar, S, Chen, GTY: Implementation of three dimensional conformal radiation therapy: Prospects, opportunities, and challenges. *Int J Radiat Oncol. Biol Phys* **33**: 979-983, 1995.

付記: 2D/3D conformal RTとcoplanar/non-coplanar conformal RT

現在米国では, 2D-/3D-という言葉は, 治療計画が従来のように二次元的なデータのみで計画されたか, 或いは新しい三次元的なデータを駆使して計画されたかに用いられており, 照射方法として, 線源の照射位置が病巣に対して二次元的(一般に用いられる方法)の場合には, 2D-という言葉ではなくcoplanarを, 病巣に対して三次元的の場合には3D-ではなくnon-coplanarを用いているようである. 治療計画が三次元的なデータを用いて計画されたCRTであれば, 照射方法が二次元的でも3D- (coplanar) CRTと呼ばれている.

要旨：1960年に高橋によって開発された原体照射法は、多分割絞りと打ち抜き照射装置とを用いて、病巣に可及的一致した高線量域を作ることが出来る、運動照射の一改良型と位置づけられる。上顎癌或いは子宮頸癌などに日常的に用いられて、水晶体・腸管・膀胱などの晩期障害の軽減に有用であることが確かめられた。1980年代に、CT/MRI画像を利用して、患者の体内の病巣及び周囲正常組織の広がり^が、従来よりも遙かに高精度で把握できるようになると共に、病巣に一致した高線量域を作ろうという考え方は、Conformal RTとして広く一般化されるに至った。現在はさらに、放射線治療成績の改善のために、dose intensity modulation, tomotherapy或いは三次元照射など、種々のconformal技術が開発され、前立腺、肝、肺などの悪性腫瘍に対して、いくつかのdose escalation studyが試みられている。