放射性同位元素装備機器 (Ⅶ)

照射装置 (3)

医療用

山下 久雄

慶応義塾大学医学部

東京都新宿区信濃町

まえがき

大量のラジウムを鉛のカノンに入れて照射する大量ラジウム療法, すなわち, telecurie therapy は1912年ごろから開発され, 大量の ^{60}Co が生産されるようになって, telecobalt 療法が実現したのは1951年以後のことである。 ^{137}Cs の応用とともに, telecobalt 療法は放射線治療の花形となり, 広く応用され, 多数の器種が出現したが, しだいに淘汰されて能率的な精巧な装置のみが残って今日に至っている。医療用照射装置の歴史と特長とを述べ, 今日の実状に論及しよう。

1. 沿革

大型の原子炉ができて, 高い比放射能の大量の ^{60}Co が生産されるようになって, 医療用の照射装置が設計にはいったのは文献によると1949年ごろからだといわれている。それが実際に治療に応用されだしたのは1951年8月ごろからで, カナダの Saskatchewan 大学および米国の ORINS とであった。日本では1951年ごろから設計に取りかかり, それが完成したのは1953年であった。それから数年間に米, 独, 日, 英, 仏, ソ連の各社で種々考案設計され, 多数の器種が出現した。また使用者の考えで特殊な装置を考案したものもある。そのおのおのについて述べるのは大変であるので, まず装置の構造のうえから統一的に要約すると図1のような数種に大別される。

図1 Co-60 大量照射装置線源開閉の種々の様式略図

つぎは放射線防護の問題で, それは線源の大きさにもよるが, 欧米の多くのものは測り得る表面で6.25 mR/時としているが, 日本では1 mの距離で8 mR/時を採用したが, それでは危険があるので, 最近ではすべて容器表面の漏えい線量できめられるようになった。医療用照射装置の特長は照射野の設定が正確にできることで, そのために, 機械的および光学的のしぼり装置 (collimator) が必要で, 半影の少ないことが望ましい。装置自体の精度も必要で, 非常に精密な装置が一般に使われるようになった。

米国およびカナダでは早くから kCi の装置が開発されたが, 欧州では Ra の telecurie 装置の改良から数10Ci のものがまず使用され, 日本では数100Ci のものが普及した。

最も非能率的なのは数百 Ci のもので, 数十 Ci のものも応用範囲が限られるので, 最近ではもっぱら kCi のものとなった。

2. ^{60}Co 線源

^{60}Co は半減期5.3年で1.17および1.33 MeV の γ 線

† Gage, Relay and Irradiation Facilities Using Radioisotopes (Ⅶ). Irradiation Facilities (3) For Medical Use. Hisao YAMASHITA: Department of Radiology, School of Medicine, Keio University, Shinano-machi, Shinjuku-ku, Tokyo.

と0.306~0.318MeVの β 線とを放射する。半減期が短くて、たえず、線源の減少を考慮しながら使用せねばならないが、その減衰率は約1か月1%、1年12%で、3年で $\frac{1}{2}$ 、5.3年で $\frac{1}{2}$ 、7年で $\frac{1}{2}$ となる割合で、3~7年で線源を交換する必要があることが大変面倒である。 β 線は弱いので、その除去はあまり問題にならない。 γ 線は1.17および1.33MeVで、2本が大変近似でエネルギーが高いために、生体内では約0.5cmのところまで電離が飽和に達し、射入口の皮膚の受ける線量は約70%程度であって、皮膚反応は少ない。人体内10~15cmの深さの病巣に達する透過率は20万ボルト程度のX線に比して約2倍であって、病巣に十分照射できる特長がある。

治療用装置の線源としては種々の型のものがあつたが、効率等の関係で、現在使用されているのはwafer型とpellet型(小球)とである。wafer型には直径1cmのものと2cmのものとがあつたが、今日では2cmのもののみで、その比放射能は50~70Ci/g程度で、厚さ1mmのものが128~161Ci程度であつて、表1~3のような大きさのカプセルが使用される、比放射能の高いのはpellet型で、直径1mmの小球をステンレス・スチールの容器に密封したものを使用する。それは表2に示すようなものが作製されており、線源の比放射能と線源の強さとの関係を整理すると表3のご

とくになる。なお、高さによる自己吸収は図2のごとくであるので、あまり高さの高いものは非能率的であり、最も大切なことは線源が大きくなると半影が大きくなって、細い線束による照射が不可能となる。さら

表1 Wafer 型 ^{60}Co 大量線源の放射能と大きさ (1973)

直径 (mm)	枚 数	高さ (mm)	比放射能 (Ci/g)	56	70
20	7		7.5	900 Ci	1100 Ci
	20		20.5	2500	3200
	24		24	3000	3900
	32		32	4000	5100

図2 Co-60 線源利用率

表2 Pellet 型 ^{60}Co 大量線源容器と最大収納量(Ci) (1973)

比放射能 (Ci/g)		161~175			340			
有効直径(mm ϕ)		10	12.5	15	10	12.5	15	20
線源の有効高さ (mm)	8.5	620 Ci	960 Ci	1400 Ci	1200 Ci	1800 Ci	2700 Ci	— Ci
	18.5	1300	2100	3100	2700	4200	6100	10000
	28	2100	—	4700	4100	—	9200	16300

表3 現在使用されている ^{60}Co pellet 型治療線源の大きさと高さ(mm H) (1973)

比放射能 (Ci/g)		161~175			340		
有効直径 (mm ϕ)		10	12.5	15	10	12.5	15
線源の強さ (Ci)							
1000		14	9	6	6.8	4.4	3
2000		27	18	12	13.5	8.7	6
3000		—	—	18	20.5	13	9
4000		—	—	24	27	17.5	12
5000		—	—	—	—	—	15
6000		—	—	—	—	—	18

に装置の精度と相まって精度の高い装置には比放射能が高く、小さい線源を使用しないと、本当の偉力が発揮できなくなる。

3. ^{137}Cs 線源

^{137}Cs は半減期30年、 ^{137}Cs からは0.51MeV および1.17MeV の β 線を放射するのみであるが、その娘核種の $^{137\text{m}}\text{Ba}$ から0.66MeV の γ 線を放射し ^{137}Ba の安定元素となる。したがって、0.66MeV の γ 線が利用できる。

^{137}Cs は通常塩化物で $^{137}\text{CsCl}$ として原子炉における fission product 中から分離して精製される。このものは非常に潮解しやすいので、セラミックとして铸型に圧縮して入れるか、セシウム・ガラスに加工して、安定させる。いずれにしてもあまり高い比放射能は望めない。今日使用されている線源は大体表4のような大きさのもので、22Ci/g くらいの比放射能のものである。

^{137}Cs は1年で約2%の減衰で、 $\frac{2}{3}$ になるまで使用するとしても20年はそのまま使用できるわけである。

^{137}Cs 線源はどうしても直径2cmくらいのものを使用するので、半影が大きく、表面線量は90%以上になるので、射入部の皮膚の反応はかなりあり、透過率が ^{60}Co に比して非常に劣るので、どうしても比較的表面性の病巣に限定せねばならない。

したがって ^{137}Cs 照射装置は ^{60}Co 照射装置とは異なった設計によるものを使用する必要がある。もちろん放射線防護の点でも ^{60}Co とは非常に異なるわけで、その点では非常に有利である。

^{137}Cs ガラスで小球を作ることができ、その500mCiまたは1Ciのものが after-loading 用として適しており、その方面への応用も開発された。ステンレス・スチールのカプセルに密封した線源として、表4のようなものができ、それが実用に供せられるようになった。

4. 装置の構造

^{60}Co の強い γ 線を遮へいするために一般に鉛が使用されるが、容器の大きさを小さくするためにはタングステンやウランを利用したほうがよい。Chicago 大学ではウラン容器のものを作製している。Oak Ridge の Institute of Nuclear Science ではタングステンを主材として heavy metal (W 90%, Cu 5%, Ni 5%) で容器を作った。それらは非常に高価となるので、一般には鉛を主材としたものが多く、ただ、必要ならどこかにWやUを利用して、容器の小形化が図られている。

固定型(stationary type)と回転型(rotatory type)：大量遠隔照射装置には固定スタンド型と回転型装置とがある。原則的には、固定照射と回転照射とでは照射条件が非常に異なるので、両者は異なった設計によるほうが望ましいが、1台で両方を兼用しようとするためにいろいろの不合理的点が出てくる。

固定型の場合は種々の angle で照射したいために照射容器があらゆる方向に向くことが望ましく、小さい照射野ももちろん必要であるが、非常に広い照射野が要求されることがしばしばあり、照射野は広くなることが必要条件である。回転照射の場合には、回転の

表4 ^{137}Cs 大量照射用医療用線源(1973)

製 造 所	線源の強さ (Ci)	直 径		高 さ		比放射能 (Ci/g)
		有効直径 (mm)	容器外径 (mm)	有効の高さ (mm)	容器外径 (mm)	
米 国 Oak Ridge Nat. Lab. & Union Carbide Nucl. Co.	1000	31.83	52(36)	20	39(30)	22
	1500	31.83	52(36)	30	49(40)	
	2000	31.83	52(36)	40	59(50)	
仏 国 C.E.A.	800	20	24	35	45	
	1500	25	29	40	50	
	2000	30	34	40	50	
	5000	40	44	40	60	

() 内容器, ステンレス・スチール

表5 固定型 ^{60}Co 大量照射装置の比較

項 目	Canada 原子力公社		Siemens 社 Gammatron-R	東芝 RCS-16-2
	Elderado-8	Elderado-6		
自重	3450kg 234R/min (80cm)	3450kg 206R/min(60cm)	3200kg	3385kg
最大収容量	9000Rhm	4500Rhm	4500Rhm	1600 Ci
漏洩線量	10mRhm (平均 2 mRhm)	10mRhm (平均 2 mRhm)	10mRhm (平均 2 mRhm)	8 mRhm
シャッター方式	直線移動	直線移動	直線移動	シャッター回転
絞り方式	多段ビボット式	多段ビボット式	ブロック コリメーター	スライド式一段
絞り先端距離	45~65cm 可変	27.6 又は 45cm	26.6cm	35cm
絞り回転	左右 90°	左右 90°	45°	90°
線源・照射距離(SSD)	60~100cm	40~80cm		50cm
照射野の大きさ	80cm 33×33cm 100cm 41×41cm	60cm 25×25cm 80cm 33×33cm	60cm 20×20cm 75cm 25×25cm	50cm 3×3cm ~15×15cm (特型20×30cm)
照射野標準	光学的	光学的	光学的	光学的
ポインター	機械的 フロントポインター バックポインター	機械的 フロントポインター バックポインター	機械的	機械的距離計
上下動	床上78.18~197.48cm (129.36cm)	床上78.18~197.48cm (129.36cm)	83~118cm	60~160cm
頭部回転	350°	350°	±175°	左右 90°
前後動	0	0	0	前方180°, 後方15°
寝台, 床上, 上下動	60~93.75cm	60~93.75 (35cm)		64~86
天板左右動	±7.5cm	±7.5cm		0
天板前後動	75cm	75cm		左右レール 1000 前後レール 1250
回転	±130°	(270°) 350°	±360°	360°

isocenter (回転中心) を正確に出すために、容器の方向があまり動くと正確を期し難くなるので、ある程度の制限が必要である。また回転照射の場合はそんなに広く照射する必要はないので、照射野はある程度に限定して差し支えない。回転照射が楽にできるためには小型の容器であることが望ましい。したがって、両装置を保有して使いわけることが、いちばん望ましいのであるが、回転装置で固定照射を行なうことも可能なので、兼用に使用される場合が多いのである。実際問題としては固定照射の症例が非常に多く、回転照射を必要とする症例は10%あるかないかであるので、そういうことを考慮して機種を選ぶ必要があり、複数の装置を持つなら両者を持つことも当然考慮すべき重大問題である。

カナダ、米国、英国、独国、仏国、ソ連、日本などで、多数の会社が、各々独自のものを製作しているが、世界的にみて、最も多数使用されているのが、

Canada 原子力公社の Elderado および Theratron で、それにつぐのが Siemens 社の Gammatron である。その最新式装置の性能を示すと表5, 6のごとくである。

Canada の Ottawa にある Chalk River の原子炉は Co-60 の生産に熱心で、最近では最も比放射能の高い pellet を生産している。Elderado 装置は歴史的にも早くできたことで有名で、多数の使用者を有するために、多くの実用者の意見をきいて、改良に改良を重ねて、大量生産したために、優秀な装置が安価に製造され、他の追従をゆるさない。装置自体が比較的 simple で、精度の高いことも大きな特長である。付属装置も至れり尽せりで、最近では minicomputer による遠隔操作も可能となった。Siemens 社の Gammatron も世界的に広く使用されており、これも minicomputer による自動制御が実用的になっている。

日本でははじめ数百 Ci のものが普及したが、それ

表6 回転型 ^{60}Co 大量照射装置

項 目	Canada 原子力公社		Siemens 社	
	Theratron-80	Theratron-60	Gammatron 180	Gammatron 65
自重	6577kg	5988kg	5000kg	5000kg
最大収容量	234R/min(80cm)	206R/min(60cm)	9000Rhm	4500Rhm
漏洩線源	10mRhm (平均 2 mRhm)	10mRhm (平均 2 mRhm)	10mRhm (平均 2 mRhm)	10mRhm
スタンド方式	カウンターバランス	カウンターバランス	カウンターバランス	カウンターバランス
シャッター方式	直線移動	直線移動	線源回転	線源回転
絞り方式	多段ピボット式	多段ピボット式	多段ピボット式	多段ピボット式
絞り先端距離	45~65cm (可変)	27.6又は 45cm	46cm	30cm
線源回転中心距離	SSD 80cm (60-100)	SSD 60cm (55-80)	80cm	65cm
精度			$\pm 1.5\text{mm}$	$\pm 1.5\text{mm}$ (半影しほりをつける)
照射野の大きさ	80cm 33×33cm 100cm 41×41cm	60cm 25×25cm 80cm 33×33cm	80cm 40×40cm	34×34cm (32.5×32.5)
照射野標準	光学的	光学的	光学的	光学的
ポインター	フロント・バック	フロント・バック	フロント・バック	フロント・バック
回転中心床上高さ	114.3cm	114.3cm	120cm	120cm
回転速度	0.1~1.0rpm	0.1~1.0 rpm	0.1~1.0rpm	0.1×1 rpm
寝台上下動	81.84~115.57cm	80.58~114.21cm	83~118cm	83~118cm
左右動	$\pm 7.5\text{cm}$	$\pm 7.5\text{cm}$	レール 25~155cm	レール 25~155cm
天板前後動	75cm	75cm	レール 83~118cm	レール 83~118cm
装置回転	$\pm 360^\circ$	$\pm 360^\circ$	315°	315°
アイソセンター回転	$\pm 135^\circ$	$\pm 135^\circ$	—	—
傾斜	—	—	$\pm 15^\circ$	$\pm 15^\circ$

図3 Theratron および Elderado の線源容器略図 (Canada 原子力公社)

図4 Gammatron 線源容器略図 (Siemens 社)

表7 回転型 ^{60}Co 大量照射装置の比較

項 目	東 芝		島 津		日 立
	RCR-120-C1	RCR-120-B1	RTGS-2A	RTGS-2DM	
自 重	6500kg	5000kg	6500kg	8500kg	5800kg
最 大 収 容 量	15,000Ci	12,000Ci	12,000Ci	12,000Ci	12,000Ci
ス タ ン ド 方 式	カウンターバランス式	カウンターバランス式	リングスタンド式	リングスタンド式	カウンターバランス式
漏 洩 線 量	8 mR/h at 1m	8 mR/h at 1m	8 mR/h at 1m	8 mR/h at 1m	8 mRhm
シャッター方式	ターンテーブル	ターンテーブル	直線移動	直線移動	直線移動
絞 り 方 式	多段ピボット式	多段ガイドレール式	多段ピボット式	多段球面式	多段球面絞り
絞 り 先 端 距 離	42.5cm	29cm	32cm	44.5cm	34cm
絞 り 回 転	$\pm 105^\circ$	$\pm 90^\circ$	$\pm 50^\circ$	$\pm 90^\circ$	$\pm 90^\circ$
線源回転中心距離	80cm	65cm	65cm	80cm	75cm
照 射 野	5×5～35×35cm	5×5～28×28cm	1.25×1.25～22×22cm	4×4～25×25cm	5×5～28×28cm
照 射 野 標 準	光学的	光学的	光学的	光学的	光学的
ポ イ ン タ ー	機械的 フロント・バック	機械的 フロント・バック	機械的 フロント	機械的 フロント	フロント・バック
アイソセンター 回転中心の床上高さ	115cm	115cm	105cm	105cm	115cm
回 転 速 度	0.1～1.0rpm	0.1～0.1rpm	0.1～1.0rpm	0.1～1.0rpm	0.1～1.0rpm
寝 台、上 下 動	75～115cm	75～115cm	75～110cm	80～110cm	85～120cm
寝 台 左 右 動	$\pm 15\text{cm}$	$\pm 15\text{cm}$	$\pm 10\text{cm}$	$\pm 10\text{cm}$	$\pm 10\text{cm}$
天 板 前 後 動	80cm	80cm	80cm	80cm	75cm
回 転 角 度	$\pm 180^\circ$	$\pm 180^\circ$	$\pm 180^\circ$	$\pm 180^\circ$	$\pm 120^\circ$
アイソセントリック 回転	$\pm 90^\circ$	$\pm 90^\circ$	$\pm 110^\circ$	$\pm 110^\circ$	$\pm 95^\circ$

図5 日本における遠隔照射治療装置使用台数の年度推移（科学技術庁原子力局編「放射線利用統計」1972年版より）

は非常に非能率的なことがわかって、最近はおもっぱら kCi のものに改善された。日本における最近の装置の台数をみても、それが実によくわかる（図5参照）。

日本の代表的な東芝、島津、日立各社の最近の装置の性能を要約すると、表7のごとくである。いずれも実用上にはかなりよくなったが、精度の点で、欧米のものに劣るものがあり、小さい病巣をねらうことができないことがあるので、注意を要する。

5. 装置の精度と付属装置

装置を選ぶのには、精度の高いものを選ぶ必要があり、isocenter などで検査して、 $\pm 2\text{ mm}$ 以内にすべてのものはいることが望ましい。

光学的標準で設定するように多くの装置ができてい

図6 多段しほりの最初の装置 (Johns)

図8 変型しほり (Siemens 社)

図7 最新型の多段しほりと半影除去器略図 (Canada 原子力公社)

るが、それを確認し、補正するための機械的の標準が必要で、ときどき補正せねばならない。それにはフロントポインターの精度の高いものを持つことが重要である。

本装置を正確に運転するためには、simulator が必要ですべての症例で、simulator 装置によって、正確な照射計画をたてることが望ましい。そして、線量測

定なども正確に行なうために minicomputer がさかんに利用されるようになった。

付属装置として重要なのは、wedge filter と shelter filter の応用で、そのために、これら filter の台 (tray) がなくてはならない。

絞り装置も優秀なものが必要で、多段式のもの、変形照射野のできる前後左右の多段ブロック式とがすぐれている。その代表的なものの略図を示すと図6, 7, 8のごとくである。

after-loading 装置

腔内照射用の小線源はこれを取り扱う術者への被曝線量が多く、after-loading 法によって被曝線量を減ずる研究がさかんであるが、Ci order の線源を使用して、別室で操作する remote control のものが出現して、非常に安全になってきた。その代表的な装置をつぎに紹介しよう。

1) Henschke 装置

米国の Dr. Henschke が考案したものが最初のものである。線源が弱く、長時間照射のために、あまり

表 8 ^{137}Cs および ^{60}Co after-loading 用線源

製 造	線源の強さ	容器の名称	直 径		長 さ		壁 厚 (mm)
			有効直径 (mm)	外径 (mm)	有効長 (mm)	外長 (mm)	
英 国 RCC	^{137}Cs 10mCi	CDC K1			2		0.45 stainless steel
	30mCi	CDC K2			2		
	100mCi	CDC K3	2	3.2	2	8	
	200mCi	CDC K4			4		
	low activity						
	^{137}Cs 10 μCi	CDC L1			2		0.45 stainless steel
	30 μCi	CDC L2	2	3.2	2	8	
	100 μCi	CDC L3			2		
	200 μCi	CDC L4			4		
	^{60}Co 0.6Ci	CKC K1					0.45 stainless steel
	0.9Ci	CKC K2					
	1.2Ci	CKC K3					
	2.4Ci	CKC K4	1.5	3.2	5	8	
	6 Ci	CKC K5					
	low activity						
	^{60}Co 0.6mCi	CKC L1					0.45 stainless steel
	1.2mCi	CKC L3	1.5	3.2	5	8	
	2.4mCi	CKC L4					
	6 mCi	CKC L5					
仏 国 CEA	^{137}Cs 500mCi	Cs 106	6	7.5	7	12	2 stainless steel
	1 Ci						
	2 Ci	Cs 206	6	8.5	7	17	
	5 Ci						
日 本 (線源 英国) RI 協会	^{137}Cs 1Ci (500mCi $\times$ 2) 3Ci(3Ci $\times$ 1)		3	4.8	6	11	2 stainless steel
			6.5	8.5	6.5	12	
(線源カナダ) RI 協会	^{60}Co 1 Ci		1	2	1	5	1 stainless steel

普及性はない。

2) Pierquin 式装置

仏国の Dr. Pierquin の考案になるもので, Henschke 法に類似のもので, 今日でも仏国その他で, 現在なお広く利用されている。線源は小さいが, Cs-137 を使用した点に特長がある。

3) 英国の Remote controlled after-loading 装置

英国の A.E.I. 社が製作したもので, remote control の after-loading 装置として世界的にいちばん早く普及した。

4) Canada 原子力公社の after-loading 装置

英国のものと類似の装置を Canada 原子力公社も開発した。同じような性能を有する装置と考えられる。

5) 島津製の Ralstron 装置

若林教授により考案された装置で, 日本でいちばん早く製作された。十分実用に適した装置であり, Co-60 の 1Ci 線源を利用して, かなりよい成績が多方面で得られている。

6) 東芝製 remote controlled after-loading 装置

山下の考案により東芝が製作したもので, 他の装置より, 安全性に富みあらゆる患者に応用できるように製作した。線源としては 1Ci の Co-60 も 500mCi または 1Ci の ^{137}Cs 線源もともに使用でき, 点線源として腔内に種々の幾何学的配置で, 装填しうることの特長がある。しかも安全な remote control であるので, 術者への被曝線量が非常に少ない。

図9 東芝製 After-loading 装置線源略図

^{137}Cs 線源として 6.5mm ϕ で 3 Ci, 3 mm ϕ で 500mCi のものが入手できるので、それを不酸化鉄の容器に密封したものをさらに図9に示すような外容器に入れ、それを flexible wire に接続して、貯蔵庫内に入れる。

治療用のポリエチレン管をあらかじめ消毒しておき、それを患部に挿入、固定し、導入管と接続する。ポリエチレン管には電氣的の interlock 用の接点があり、それによって線源が正確に装填されるかどうか分かるようになっている。

文 献

- 1) Becker, J. u. Scheer, K.E.: Betatron u. Telekobalttherapie, Springer Verlag, Berlin (1958)
- 2) Braestrup, C.B. & Mooney, R.T.: *Radiol.*, **64**, 17~28(1955)
- 3) Braestrup, C.B. & Mooney, R.T.: *Radiol.*, **65**, 884~91 (1956)
- 4) Brucer, M.: *Am. J. Roent.*, **75**, 49~55 (1956)
- 5) Dixon: *Brit. J. Radiol.*, **25**, 314~18 (1952)
- 6) Evans: *J. Facult. Radiol.*, **5**, 248~60 (1954)
- 7) Friedman, M., et al.: *Roentgen, Rad. & Riddles, USAEC, Oak Ridge* (1956)
- 8) Green, D.T. & Errington, R.F.: *Brit. J. Radiol.*, **25**, 309~18 (1952)
- 9) Henschke, U. K., et al.: *Radiol.*, **88**, 344 (1964)
- 10) Henschke, U. K., et al.: *Am. J. Roent.*, **96**, 45 (1966)
- 11) Johns, H.E., et al.: *Brit. J. Radiol.*, **25**, 296~308 (1952)
- 12) Johns, H.E., et al.: *J. Facult. Radiol.*, **5**, 239~47 (1954)
- 13) Johns, H.E., et al.: *Radiol.*, **64**, 113~14 (1955)
- 14) Lanzl, L.H.: *Am. J. Roent.*, **74**, 898~916 (1955)
- 15) Livessage, W.E., et al.: *Brit. J. Radiol.*, **40**, 887 (1967)
- 16) O'Connell, D.K., et al.: *Lancet*, **2**, 570 (1965)
- 17) O'Connell, D.K., et al.: *Brit. J. Radiol.*, **40**, 887~97 (1967)
- 18) Spiers, F.W. & Marrison, M.T.: *Brit. J. Roent.*, **28**, 325 (1965)
- 19) Unnerus, C.E. & Kivinetty, K.: *Strahlentherapie*, **131**, 560~67 (1966)
- 20) 若林勝：臨床放射線, **11**, 678 (1966)
- 21) Wakabayashi, M.: High dose rate intracavitary radiotherapy using Ralstron, *Hokkaido Univ. School Med. Pub.*, Sapporo (1971)
- 22) Walstam, R.: *Phys. Med. Biol.*, **7**, 225 (1962)
- 23) Walstam, R.: *Acta Radiol. Suppl.*, **236**, (1965)
- 24) Watson, T.A., et al.: *Radiol.*, **62**, 165~76 (1954)
- 25) Watson, T. A.: *Am. J. Roent.*, **75**, 525~29 (1956)
- 26) 山下久雄：放射性コバルト療法, 金原出版, 東京 (1957)
- 27) Yamashita, H. & Makino, S.: *Austrol. Radiol.*, **14**, 421~26 (1972)