



Title	子宮頸癌の高線量率腔内照射法による治療スケジュールの一般化
Author(s)	芦澤, 昭; 福嶋, 藤平; 田所, 邦之
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1983, 43(9), p. 1131-1137
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20015
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

子宮頸癌の高線量率腔内照射法による 治療スケジュールの一般化

大分医科大学放射線医学教室

芦 澤 昭

長崎大学医学部放射線医学教室（主任：本保善一郎教授）

福 嶋 藤 平

東芝メディカル

田 所 邦 之

（昭和58年2月22日受付特別掲載）

（昭和58年6月22日最終原稿受付）

The Generalization of Treatment Schedules in High Dose Rate Intracavitary Therapy of Carcinoma of the Uterine Cervix

Akira Ashizawa

Department of Radiology, Medical College of Oita, Oita, Japan

Touhei Fukushima

Department of Radiology, Nagasaki University, School of Medicine, Nagasaki, Japan

(Director: Prof. Zenichiro Hombo)

Kuniyuki Tadokoro

Toshiba Medical Co. Ltd.

Research Code No.: 600

Key Words: Generalization, High dose rate intracavitary
radiation, Microcomputer, Cancer of the uterine
cervix

A remotely controlled afterloading system, for high dose rate intracavitary radiotherapy of carcinoma of the uterine cervix, was installed at Nagasaki University, School of Medicine in 1979 and simultaneously the isodose calculation system, which employed a microcomputer, was developed independently by us in 1980.

The microcomputer system is able to determine accurately the position of radioactive sources and calculate rapidly the dose of some selected points, optimum irradiation time and isodose distribution.

We believe that this system is very useful in high dose rate intracavitary radiotherapy and populates the treatment schedules in each patient in each time.

I. 緒 言

子宮頸癌の放射線療法は、従来外部照射法と低線量率腔内照射法の組み合わせにより、手術療法と同等の治療成績を収めている。近年になり治療従事者の被曝の低減、治療時間の短縮等の利点か

ら、遠隔操作式高線量率腔内照射法（以下、リモート・アフターロード法と略す）が普及しつつあるが、生物学的効果に関しての正論は未だになく、各施設において個別化治療スケジュールの模索が続けられているのが現状であろう。

このような目的を達成するために、1963年に真崎ら¹⁾が大型コンピュータを導入し、A点線量の計算や線量分布図を作製し、治療法に関する検討を開始した。この大型コンピュータは、大学の計算センタに設置されているものの共同利用のため、結果を入手するまでかなりの時間を要し、即時計算および即時補正を必要とするような個別化治療スケジュールに適してはいなかった。1970年代になり、各施設内に設置しうる治療計画専用装置として、ミニコンピュータが利用され始めたが、かなり高価なため、全施設に設置されるには至らなかった。1970年代後半になり、エレクトロニクスの発達により、容易に入手しうるマイクロコンピュータの出現で、個別化治療スケジュールが全施設で可能となる時代に近づいてきている。マイクロコンピュータの利用は真崎ら²⁾や柄川ら³⁾により1979年から行なわれている。

著者らも1979年にリモート・アフターローダ法による高線量率腔内照射装置が設置されたのを機に、マイクロコンピュータを導入し、1980年3月より、即時計算と即時補正をして、個別化治療スケジュールを開始した。1982年11月までに本装置を使用した21人の症例について、A点・B点・直腸・膀胱の線量について調べ、治療スケジュールの一般化について考察を試みた。なお治療成績と直腸・膀胱の晩期障害については、導入後まだ日が浅いので今回は対象から除外した。

II. 方 法

1. 治療装置と治療計画用コンピュータ

著者らが使用しているリモート・アフターローダは、東芝製コバルト60体腔治療装置RAL-303である。本装置はタンデム形およびオボイド形アプリケーションータを使用し、線源の位置設定は3チャンネルあり、そのうち1チャンネルは5段階まで任意に移動可能であり、かつ照射時間を任意に設定できる機構になっている。

治療計画用コンピュータはSORD社製マイクロコンピュータM223を使用した。本装置は内部記憶容量64KBであり、外部記憶容量350KBの超小型磁気ディスク装置を2台装備している。一方の超小型磁気ディスク装置を治療計画用システム

に使用し、他方は照射条件・患者情報および線量分布を保存するのに使用している。線量分布図は%表示とrad表示ができ、256×256のマトリクスでブラウン管に表示することができる。また、ソニーテクトロニクス社製X-Yプロッタ装置4662を使用して、線量分布図の実物大表示も可能である。さらに、このX-Yプロッタ装置の図形入力機能を使用して、線源位置をX線フィルムから直接入力することも可能である。

2. 照射方法

線源配列は、田崎ら⁴⁾の低線量率腔内照射法による線量分布に一致させるよう、リモートアフターローダの各線源の照射時間を決定した⁵⁾。1回のA点線量は600radで週1回照射、5回分割でA点の合計線量は3,000radとした。この時のA点におけるNSD⁶⁾は1,379retである。

3. 計算式

線量率の計算式は

$$\dot{D} = f \frac{\Gamma q}{r^2} e^{-\mu r} B$$

である。

ここにf:レントゲン-ラド変換係数で線源に⁶⁰Coを使用しているので0.957とした。

Γ:照射線量率定数で13.1Rcm²h⁻¹mCi⁻¹とした。

q:キューリー数(mCi)

r:線源から計算点までの距離(cm)

μ:全減弱係数で0.017⁷⁾とした。(cm⁻¹)

B:ビルドアップ係数で1.358とした。

ビルドアップ係数の値は、水等価物質MIX-DPおよびAndersonファントムを使用し、松下電器社製の熱蛍光線量計(検出器UD-505A, 素子UD-170L)による実測値と計算値との比較において決定した。この時の実測値と計算値との間の相関係数は水等価物質MIX-DP, Andersonファントム共に0.92であった。

4. 計算基準点と線量分布図

計算基準点は模擬線源を挿入したときのX線フィルムから簡単に読み取ることができ、コンピュータによる計算に適している外子宮口⁸⁾とした(Fig. 1)。また腔内照射において、よく使用さ

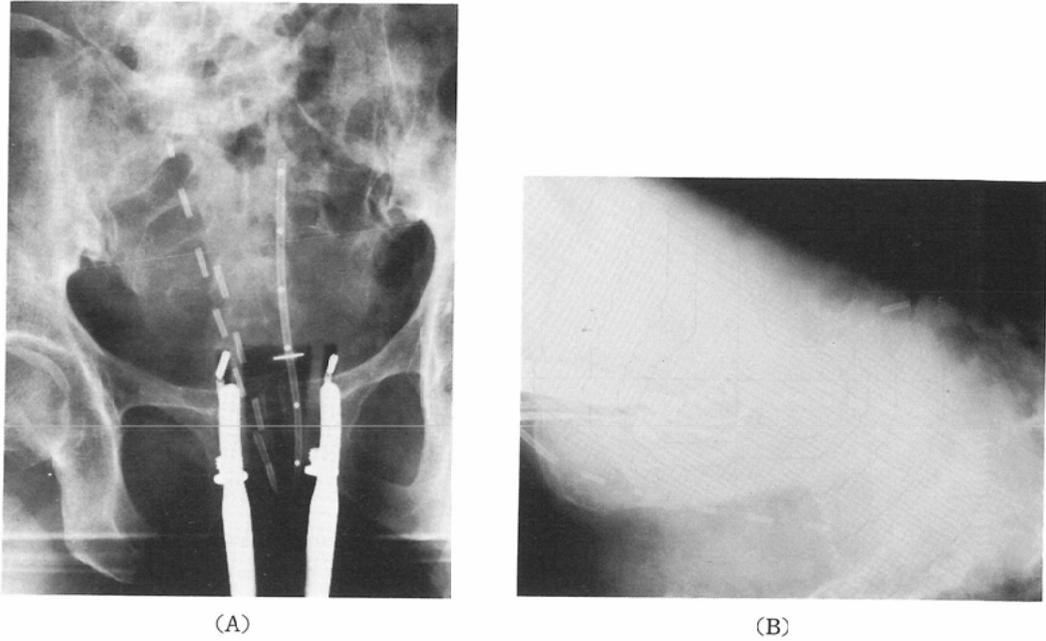


Fig. 1 The antero-posterior and lateral radiographs of an intracavitary implant of cervical applicators. (A) : A-P position (B) : lateral position

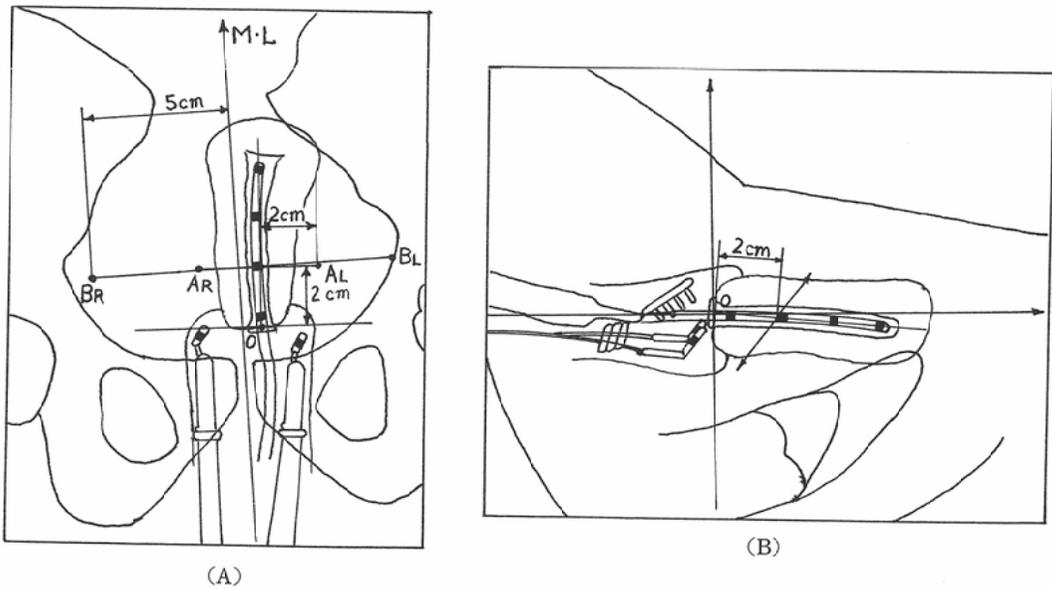
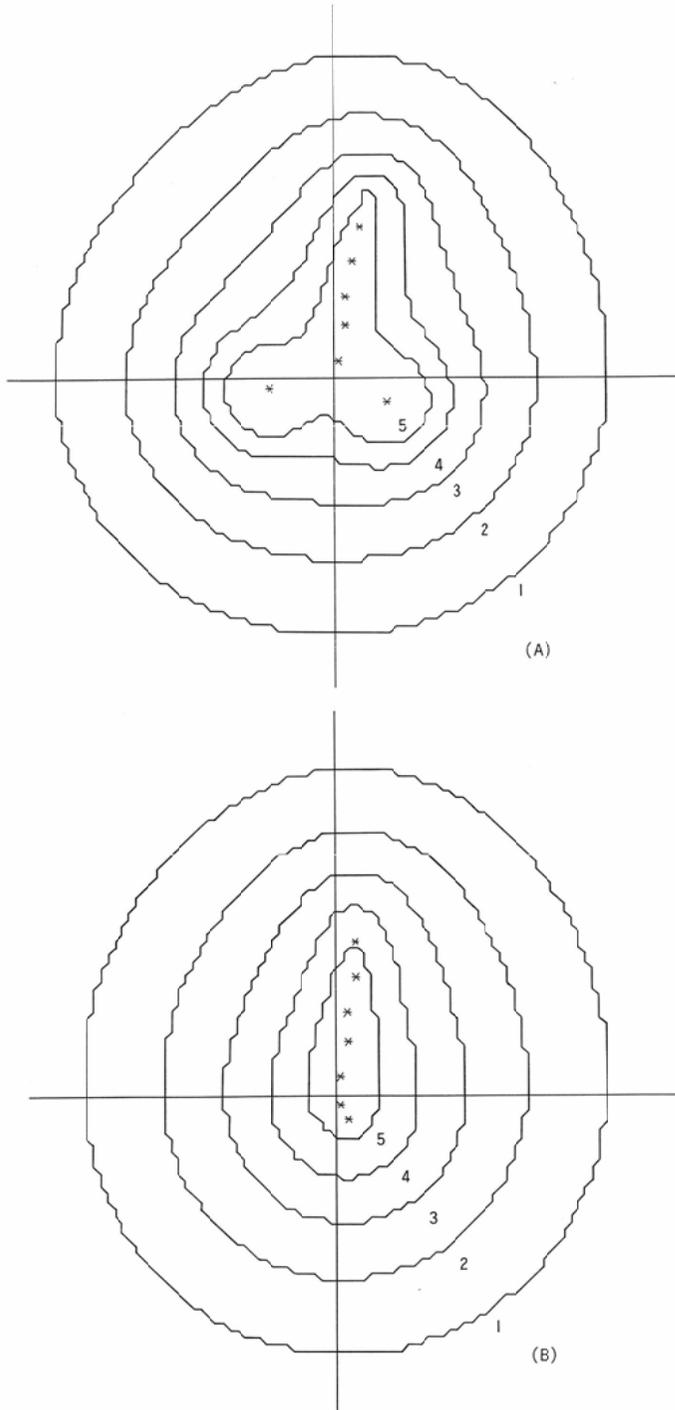


Fig. 2 Definition of point A and B in the Manchester system. (A) : A-P position. (B) : lateral position.



PATIENT NAME
 PATIENT NO 428-01
 PLANNING DATE 30-04-80
 BEGINNING DATE 30-04-80
 FINISHING DATE
 PARALLEL VALUE 0 0 0
 ROTATION VALUE 0 0 0
 CALCULATION AREA 128 128
 A-POINT LEFT 25 12 -4 406
 A-POINT RIGHT -13 25 -4 409
 B-POINT LEFT 50 18 -4 117
 B-POINT RIGHT -50 18 -4 124

SCALE TABLE NO=18

1: 50 2: 100
 3: 200 4: 400
 5: 600 6: 600
 7: 1 8: 1
 9: 1 10: 1

SOURCE POSITION

TOP			END		
12	56	-6	6	37	-5
6	37	-5	3	18	-3
3	18	-3	0	0	0
-20	-3	3	-19	-5	-16
15	-5	1	16	-9	-18

PATIENT NAME
 PATIENT NO 428-01
 PLANNING DATE 30-04-80
 BEGINNING DATE 30-04-80
 FINISHING DATE
 PARALLEL VALUE 0 0 0
 ROTATION VALUE 0 90 0
 CALCULATION AREA 128 128
 A-POINT LEFT 25 12 -4 406
 A-POINT RIGHT -13 25 -4 409
 B-POINT LEFT 50 18 -4 117
 B-POINT RIGHT -50 18 -4 124

SCALE TABLE NO=18

1: 50 2: 100
 3: 200 4: 400
 5: 600 6: 600
 7: 1 8: 1
 9: 1 10: 1

SOURCE POSITION

TOP			END		
12	56	-6	6	37	-5
6	37	-5	3	18	-3
3	18	-3	0	0	0
-20	-3	3	-19	-5	-16
15	-5	2	16	-9	-18

Fig. 3 Calculated dose distribution of intracavitary radiation for carcinoma of the uterine cervix. (A) : Coronal section. (B) : Sagittal section. *: Position of simulated sources.

れるA点およびB点の位置の定義はmanchester法⁹⁾と同じであり(Fig. 2), これより描いた線量分布がFig. 3である。

5. 即時計算と即時補正

即時計算と即時補正をして, 個別化治療スケジュールを行なう手順は, 下記のごとくである。

i) 患者ヘタンデムとオボイドアプリケータを装着する。

ii) 模擬線源を挿入し, 直交2方向X線撮影をする。

iii) X線フィルムの拡大率と原点座標を入力する。

iv) 線源位置の座標をX線フィルムから読み取り入力する。iii)とiv)はX-Yプロッタの図形入力機能を使用して入力することも可能である。

v) 標準の治療条件によってA点の線量計算を行なう。

vi) 目標とするA点線量とv)で計算されたA点線量から照射時間を決定し, A点の線量を即時に再計算する。

vii) 計算されたA点線量と目標とするA点線量との差が±5%以内であることを確認する。

±5%より差が大きい時には, 照射時間を変化

させて, vi)とvii)を繰り返す。

viii) 左右のA点線量の差が±10%以内であることを確認する。差が±10%より大きい時には, オボイド線源の左右の照射時間を変化させてvi)~viii)を繰り返す。

ix) 直腸, 膀胱などの任意の位置の線量計算を行なう。

x) 線量分布図を作成し, 照射条件, 線源位置の座標等の情報と共に保存する。

この一連の手順を, 対象とする患者の照射期間において繰り返し実施する。もし目標とする総線量に過不足を生じる恐れのある時には, 最終の5回目に, その過不足分の線量を補正し照射する。

直交2方向撮影からA点線量計算までは10分以内である。即時再計算は2~3分で行なうことができる。

III. 結果

1. 直腸と膀胱線量について

患者14人について, 直腸(1患者の照射1回あたり2~4点の計215点), 膀胱(1患者の照射1回あたり3~5点の計251点)の線量のコンピュータによる計算値と熱蛍光線量計による実測値との比較検討を行なった。

Table 1 Comparison between calculated dose and predefined at point A and B

No.	Stage	Age	Practical total dose at point A						Practical total dose at point B			
			LA (rad)	(LA-PA)/PA (%)	RA (rad)	(RA-PA)/PA (%)	AA (rad)	(AA-PA)/PA (%)	LB (rad)	LB/AA (%)	RB (rad)	RB/AA (%)
1	IIb	55	2875	-4.2	3132	4.4	3003.5	0.1	1017	33.9	881	29.3
2	IIb	69	2956	-1.5	3130	4.3	3043.0	1.4	881	29.0	754	24.8
3	IIa	73	2986	-0.5	2935	-2.2	2960.5	-1.3	764	25.8	726	24.5
4	Ib	34	3182	6.1	2821	-6.0	3001.5	0.1	759	25.3	642	21.4
5	Ib	61	2823	-5.9	3175	5.8	2999.0	-0.0	860	28.7	696	23.2
6	Ib	46	3478	15.9	2522	-15.9	3000.0	0.0	960	32.0	814	27.1
7	III	69	3152	5.1	2848	-5.1	3000.0	0.0	819	27.3	800	26.7
8	III	40	3058	2.3	2934	-2.5	3001.0	0.0	763	25.4	843	28.1
9	IIb	69	3269	9.1	2739	-8.7	3004.0	0.1	829	27.6	754	25.1
10	IIa	71	2963	-1.2	3038	1.3	3005.5	0.2	1031	34.4	961	32.0
11	IIa	70	2951	-1.6	3056	1.9	3003.5	0.1	866	28.8	954	31.8
12	IIb	48	2895	-3.5	3134	4.5	3014.5	0.5	781	26.0	892	29.6
13	IIb	67	3034	1.1	2960	-1.3	2997.0	-0.1	835	27.9	1132	37.8
14	IIa	70	3011	0.4	2998	-0.1	3004.5	0.2	927	30.9	812	27.0
15	IIIa	70	3122	4.1	2878	-4.1	3000.0	0.0	921	30.7	942	31.4
16	IIIb	61	2703	-9.9	3297	9.9	3000.0	0.0	737	24.6	888	29.6
17	IIIb	65	3017	0.6	2984	-0.5	3000.5	0.0	976	32.5	1039	34.6
18	IIIb	76	3013	0.4	2934	-2.2	2973.5	-0.2	790	26.6	776	26.1
19	IIIb	66	3011	0.4	2987	-0.4	2999.0	-0.0	817	27.2	766	25.5
20	IIa	67	2682	-10.6	3315	10.5	2998.5	-0.1	887	29.6	841	28.0
21	IIIb	69	2906	-3.1	3095	3.2	3000.5	0.0	807	26.9	875	29.2
Ave.		62.7	3004.6	0.2	2995.8	0.1	3000.2	0.0	854.4	28.6	847.0	28.2
SD			174.9	5.8	178.1	5.9	41.5	1.4	84.7	9.9	113.8	13.4

Ave.: Average, SD: Standard deviation, LA: Calculated dose at left point A, PA: Predefined dose at point A (=3,000 rad), RA: Calculated dose at right point A, AA: Calculated average dose at left and right point A, LB: Calculated dose at left point B, RB: Calculated dose at right point B.

i) 直腸における215点の測定点を対象とした時の相関係数は0.90であった。

ii) 膀胱における251点の測定点を対象とした時の相関係数は0.96であった。

iii) 直腸と膀胱の両者を加算した466点の測定点を対象とした時の相関係数は0.92であった。

いずれの場合も良好な相関を示したので、今後とも資料の参考に十分供しうる計算値であると思われる。

2. A点とB点線量について

1980年3月から1982年11月の間にリモート・アフターローダ法により、放射線治療を施行した21人の症例を対象として、A点およびB点の線量について調査し、次のような結果を得た。

i) 目標合計線量3,000radに対して、左A点の実際の合計線量は3,005radであり、標準偏差(以下、SDと略す)は5.8%であった。また、右A点についての実際の合計線量は2,996radであり、SDは5.9%であった(Table 1)。

ii) 目標とした1回線量600radに対して、左A点の実際の1回線量の平均は601radであり、SDは13.9%であった。また、右A点についての実際の1回線量の平均は599radであり、SDは13.0%であった。

iii) 左B点における合計線量は854radであり、SDは9.9%でA点に対する線量比は28.6%であった。また、右B点における合計線量は847radであり、SDは13.4%でA点に対する線量比は28.2%であった(Table 1)。

iv) 左B点における1回線量の平均は171radであり、SDは21.9%でA点に対する線量比は28.5%であった。また、右B点における1回線量の平均は169radであり、SDは17.3%でA点に対する線量比は28.2%であった。

IV. 考察およびまとめ

リモート・アフターローダ法による高線量率腔内照射による放射線治療法は、装置開発後の治療経験が短かく、各施設によって異なっているのが現状である。さらにミニコンピュータによる治療計画装置は高価であり、一般化されていない。このためコンピュータの設置されていない施設で

は、他の施設において標準化され治療スケジュールを参考にする以外に、既発表^{10)~12)}のような個別化最適治療スケジュールを立てられないのが現状であろう。

著者らの施設においても例外ではなく、このような状態に苦慮していた。1980年にマイクロコンピュータを導入したのを機に、著者らは個別化最適スケジュールに応用可能であるかどうかの有効性を検討した。線量計算式およびA点線量計算には何ら問題はないとの結論を得たが、線量分布図作製に関しては、計算時間に多少問題があった。しかしながら、近年のエレクトロニクスの発達速度を考慮すれば、近い将来この問題は必ず解決されると思われる。

A点線量の左右差は大きい時には32%におよんだが、21人の症例の平均は8.7%であった。このA点線量の左右差を極力小さくするには手計算では繁雑すぎるため、最適照射条件をコンピュータによって自動的に算出させる必要性を痛感した。

今後の問題として、

i) 左右の腔線源および子宮腔内線源共に照射時間を変化させて、左右A点線量の差を極力小さくする。

ii) 照射時間の計算をマイクロコンピュータを使用して自動化する。

iii) 自動化する上で、ホットスポットおよびコールドスポットが生ずるのを回避する方法を考慮する。

iv) 治療成績を検討する。

v) 急性障害および晩期障害について検討する。

vi) 線量分布図の作製時間を短縮する。等が考えられるが、これらの問題が解決されれば、治療スケジュールの一般化に大きく前進するものと確信する。

稿を終えるにあたり、ご指導をいただいた長崎大学放射線科本保善一郎教授に深謝し、併せて資料の整理にご尽力賜った同放射線部松島繁知技師並びに東芝メディカル下釜司、福島好彦各氏に感謝致します。

文 献

- 1) 真崎規江：電子計算機を用いて放射線治療を合理化する一方法。日本医放会誌, 23 : 197—204, 1963.
- 2) 真崎規江, 柄川 順, 赤沼篤夫：線量計算におけるマイクロコンピュータの利用。密封小線源治療—腔内・組線内照射法の実際—重松康編。癌の臨床別集, pp. 447—455, 篠原出版, 東京.
- 3) 柄川 順, 川田祥裕, 内田雄二, 早川吉則, 水越章善, 松田幸広, 赤沼篤夫：マイクロコンピュータによる子宮頸癌の高線量率腔内照射治療計画。映像情報 MEDICAL, 11 : 17—22, 1979
- 4) 田崎英生, 尾立新一郎, 荒居竜雄, 池田知恵子, 伊藤律子：子宮頸癌の放射線療法—その根治的照射方針の検討—。癌の臨床別冊, 癌・放射線療法, pp. 174—179, 1969, 篠原出版, 東京
- 5) 佐方周防, 佐藤滋宏, 中野政雄, 飯田孔陽, 油井信春, 秋山芳久：子宮頸癌の高線量率腔内照射法の線量分布および治療スケジュールに関する一考察。日本医放会誌, 39 : 727—736, 1979
- 6) Ellis, F. : The relationship of biological effect to time-dose fractionation factors in radiotherapy. Current Topics in Radiation Research, Vol. 4 : 357—397, 1968
- 7) Ponnunni, K.I., et al. : An Experimental Determination of the Absorption and Build up Factor in Water for Radium, Cobalt 60 and Cesium 137 Gamma Rays, Am. J. Roentgenol., 96 : 60—69, 1966.
- 8) 町田孝子：電子計算機による子宮頸癌腔内照射の線量分布の計算とその評価。日本医放会誌, 30 : 33—45, 1970.
- 9) Tod, M.C. and Meredith, W.J. : Treatment of cancer of the cervix uterine—A revised “Manchester Method”. Brit. J. Radiol., 26 : 252—257, 1953.
- 10) 山本皓二, 河村 正, 棚田修二, 石根正博, 八木完, 伊東久雄, 片岡正明, 浜本 研, 高橋正治：子宮頸癌腔内照射治療における⁶⁰Co線源の至適時間配分に関して。日本医放会誌, 40 : 845—855, 1980.
- 11) 田伏勝義, 伊藤 進, 砂倉瑞良, 中村 譲, 飯沼武, 荒居竜雄, 永井輝夫：至適腔内照射条件の2次計画法による計算。日本医放会誌, 40 : 967—976, 1980
- 12) 田伏勝義, 伊藤 進, 砂倉瑞良, 中村 譲, 飯沼武, 荒居竜雄, 永井輝夫：子宮頸癌腔内照射における至適線量分布と照射条件計算の自動化。日本医放会誌, 42 : 669—682, 1982