



Title	X線CTを利用した子宮頸癌 ⁶⁰ Co RALS腔内照射の線量分布自動最適化の臨床的研究
Author(s)	佐藤, 滋宏; 佐方, 周防
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1996, 56(5), p. 294-302
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18901
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

X線CTを利用した子宮頸癌⁶⁰Co RALS腔内照射の線量分布自動最適化の臨床的研究

佐藤 滋宏^{1), 2)} 佐方 周防³⁾

1)千葉県がんセンター放射線治療部 2)琉球大学医学部放射線医学教室
3)千葉県がんセンター物理室

A Clinical Study on Optimization of Dose Distribution in ⁶⁰Co RALS for Carcinoma of the Uterine Cervix Using X-ray CT Images.

Shigehiro Satoh^{1), 2)}, Suoh Sakata³⁾

From 1983 to 1992, 248 patients with carcinoma of the uterine cervix were treated with intracavitary radiation therapy using the ⁶⁰Co remotely controlled high dose rate afterloading system (RALS). Five-year survival rates were 92.8 ± 7% for Stage I, 72.4 ± 5% for Stage II and 52.1 ± 4% for Stage III. The relations among the sequelae in surrounding organs, local control rates and the calculated dose in the rectum, sigmoid colon, bladder and small intestine were evaluated using X-ray CT images. The patients were treated with intracavitary radiation of 6 Gy/fraction at point A. A total of 5 fractions were delivered once a week. The dose calculation was performed by, and dose distribution shown on, a system developed in our hospital with a personal computer. The average values of maximum dose at certain points of the walls of the rectum and sigmoid colon were similar to point A dose. The incidence of late sequelae increased significantly in the group receiving a maximum dose to the rectum and sigmoid colon higher than 8 space Gy/fraction. This report describes the program for automatic optimization of dose distribution by modifying the hot spot (higher than 8 space Gy/fraction) and the cold spot (lower than 6 space Gy/fraction).

Research Code No. : 609

Key words : ⁶⁰Co RALS, CT, Optimization, Cervical cancer

Received Oct. 4, 1995 ; revision accepted Jan. 23, 1996

- 1) Division of Radiation Therapy, Chiba Cancer Center Hospital
- 2) Department of Radiology, University of the Ryukyus School of Medicine
- 3) Physics Laboratory, Chiba Cancer Center Hospital

緒 言

子宮頸癌腔内照射は現在高線量率遠隔操作式腔内照射システム (Remote Afterloading System, RALS) が一般的となっている。この方式の利点は術者 (医師, 看護婦) の被曝がきわめて少ないことと, 照射時間が短いため通院治療が可能となり, 従来の¹³⁷Csや²²⁶Ra管の低線量率照射と異なり, 遮蔽病室に入院させ長時間線源を挿入して治療する必要がなく, 患者の苦痛も大幅に軽減されることにある。この遠隔操作方式は1964年Henschkeらの発表を経て¹⁾1965年若林, 入江らにより⁶⁰Coを線源として考案され²⁾実用化された。しかし, この装置も近年さらに短半減期の線源¹⁹²Irに変わろうとしている。遠隔操作式高線量率照射の意義を今まで求めてきた治療計画の最適化を中心に, 特にX線CTより線源と臓器の位置関係から障害線量関係を詳細に計算し, 至適線量分布形成を可能にする方法を考案した。

日本ではかつて田崎, 荒居, 尾立により考案された手動式のafterloading applicator (TAO式) を用いた低線量率腔内照射が普及し³⁾, 優れた治療成績が得られていたため⁴⁾RALSによる高線量率照射がどこまで障害を増すことなく同等の治療率を保てるかが問題であった。放医研, 癌研, 慶応大を中心にした臨床試験を経て, 荒居らによりほぼ今日のRALS標準治療方式が確立された⁵⁾。当初低線量率腔内照射とRALSの治療成績の比較のためRALSの空間的線量分布すなわち線源配置は低線量率照射のManchester system⁶⁾に相似させ, 等効果の線量時間的因子を導き出すのが重要な条件の一つであった⁷⁾。その流れはそのまま今日まで引き継がれている。しかし, Manchester systemの線量分布は低線量率腔内照射法で理想とされた方式であり, ¹³⁷Csや²²⁶Ra管は線源強度や有効長が限定されているため, その組合せによる線量分布の制御に制約があったことは否めない。

また線量の基準がA点における値と定められており, 子宮の大きさ, 腫瘍径, オボイド間隔の違いおよびcritical organの治療容積内の解剖学的条件によるtarget doseやtreatment doseの変化をA点が必ずしも代表していないことは明らかである。その点, RALSは点線源のoverriding systemのため線源の位置と照射時間を変化させることが可能で, 病巣の形

状に合致した線量分布の形成がよりしやすくなっている。また最近のX線CTやMRIなどの画像医学の進歩により、子宮腔内線源を取り囲む膀胱、直腸、結腸、回腸などの解剖学的位置関係が比較的容易に把握され、治療域の設定やcritical organの線量算出に、より個々の症例に適した治療が可能となっている。しかし既存の多くの治療計画装置では、従来のシミュレータ正側XPの線源データを基にした線量分布をCT画像に合わせる方法がとられているため、線源とCTの異なる撮像テーブルに起因する位置的および時間的ずれや拡大補正に関する誤差が、線量分布計算に微妙な食い違いを生じさせる可能性は否定できない。また、CT画像の各スライスでの関心点の線量を基にした各点の照射時間を自動的に補正するようなプログラミングは、一般的に現在は完成の域に達したものはない。そこでわれわれは以上の欠点を補うため、CT画像を利用し独自の線量計算と線量分布の自動最適化が可能なプログラムの開発を行った。ここでは、その根拠となる問題点と、プログラミングの方法について述べ、臨床応用結果から障害の軽減に有用性を認めたので報告する。

対象および方法

A. 対象症例

1983年～1992年まで、子宮頸癌のRALS腔内照射時にCT検査を施行し線量計算を行った248症例を対象とした。平均年齢は62±3歳でStage I 14例、Stage II 98例、Stage III 136例である。1983年～1985年に治療された82症例は、CTを利用した膀胱、直腸、S字状結腸および線源の位置計測から求めた線量計算において、障害が予想される場合でも照射条件を変えずに無修正で計算結果を記録するに留めた。1986年～1992年は166症例にRALS照射時に同様なCT検査を施行し、障害が予測された59例に線量の低減を行い、再発が懸念された29例に線量の増量を行った。これらを修正群とし

て無修正群を対照群とした。治療法は対外照射 Stage I 7例、Stage II 8例に全骨盤20Gy、中央遮蔽を追加し合計50Gy、他は全骨盤30Gy、中央遮蔽を追加し合計56-60Gy照射、RALS腔内照射はA点、週1回6Gy合計5回を施行した群を選んだ。障害とcritical organの腔内照射による被曝線量との関係、および腫瘍域線量と再発の関係は無修正群を対象に行い、その結果を1986年以降の修正のための至適線量分布最適化の条件設定に用い、さらにその結果を比較分析した。

装置ならびに方法

1. 使用装置、CT検査法

RALSは島津製RALSTRON-20B(線源⁶⁰Co)を使用し、CTはシミュレータに連結した東芝製TCT300Sを使用した。CTは原則としてRALS初回時に施行した。applicatorにはX線透過性のTAO式を用い、挿入後移送しRALS施行時と同じ体位でCTおよびシミュレータ撮影を施行した。CTスライス間隔は1cmとし、撮像範囲は腔入口部よりタンデム先端3cm上まで、おおよそ18スライス内外である。CTから線源データを得るため正側スカウトビュー撮像時にはapplicatorに模擬線源を挿入した。また撮像前に膀胱および直腸に、2%に希釈したガストログラフィンをそれぞれ30cc、100ccを注入した。線量計算および画像表示はNEC社製Personal Computer PC98(以下PCと略す)を用い、マシン語使用の便宜および計算速度向上のために高速演算素子を用いた。

2. 線源位置の取得

TCT300Sに付属する8"フロッピーディスクに保存してあるCTデータをPCへ読み込む。収録したCT値をPCの機能上16段階調に変換し、任意のLevel、Window値でPCのCRTに表示する。1画面に2スライスが左右に表示される。画像データの保存には1メガバイトフロッピーディスク1枚に、19スライスが保存可能である。本法はCRTのスカウトビューから直接線源データを得るので、実際は線源位置取得のためのシミュレータ撮影は必要ない。線源データはCRT上に表示した正側のスカウトビューからマウスで入力する。また拡大補正も体軸方向では問題なく左右方向のみを考慮すればよい。その補正はCT装置の焦点と回転中心およびディテクター距離からFig.1で示した式で求めることができる。シミュレータ単純正側XPから線源データを得る場合、正側2方向の拡大補正が必要で、しかも焦点と回転中心およびフィルム間距離をその都度入力する必要があるが、本法はそれが一定で、拡大も1方向のみなので、より簡略化される。

3. 線量計算式および線量分布表示

線量計算は放射線治療システム研究会線量計算委員会の「RALS線量計算基準」に従った。TAO式は金属を使用しないためアプリケーションの補正は必要がない。線源強度は照射線量の測定値(カプセル通過後の線量)とし、ペレットは点線源として計算した。線量分布計算

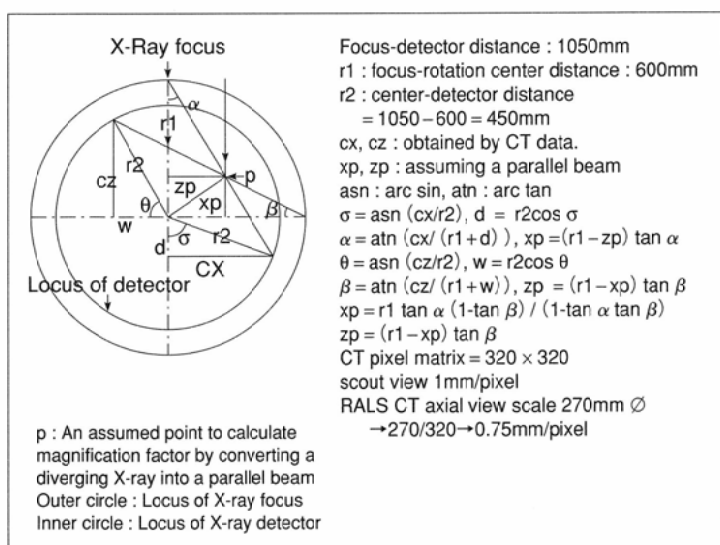


Fig.1 Diagram showing reconstruction of 3-dimensional positions derived from CT scout views

速度は一画面当たり約2秒である。線量分布はCRTのスクリーン上でも表示可能(Fig.2)で冠状面、矢状面の一断面だけでなく、子宮の傾きに依じた線量分布の投影も可能なので、外照射、特に中央遮蔽との関わりもわかりやすい。線量立体表示も可能なので容積線量曲線(Fig.3)も求められる。

4. 関心点の設定

治療領域に合った最適の線量分布を得るためには、今まで治療の基準点としてきたA点との関係を明らかにする必要がある。子宮の大きさ(または腫瘍径)の違いにより、同じA点線量でも治療域線量には大きな違いを生じる場合がある。子宮が小さくまた周囲の脂肪、結合組織が薄い場合、それを取り囲む直腸、S字状結腸や膀胱はA点以上の線量を受けることになる。またFig.4(A)症例のように子宮体部にもS字状結腸や小腸が近接している場合が多々見られ、Manchester方式よりその部位の線量を減じなければならないこともある。Fig.4(B)のように子宮が腫大した症例では思い切った線量の増加が必要な場合がある。PCのCRTに表示したCT横断画像上で、障害が予測される膀胱後壁および直腸前壁、S字状結腸壁の線源近位の何点かをマウスでな

ぞることで、即時にその点の線量が求められる(例Fig.5)。これらの計算点から各スライスごとの直腸、S字状結腸および膀胱線量の最も高い部位の位置データと線量が自動的に記録され、同様に触診上、または診断用造影CTや、一部MRIを参照として決めた各スライスごとの治療域境界の計算点の中で、最低線量を示す部位の位置データと線量がスライスごとに1点ずつ記録された。これらの計算線量は後に、障害と再発の関係分析に用いられた。その結果を基にして、同様に新たに個々記録した計算点は、線量分布最適化プログラムの関心点として利用された。

5. 自動最適化プログラム

至適線量分布を得るには、上記関心点の線量以外に、障害を起こす耐用線量および治療線量を求める必要がある。ここで障害を起こすcritical organの耐用線量をtissue tolerance dose(Dtt)、腫瘍治療線量をtumor control dose(Dtc)、関心点最高線量(critical organの線量)をDmax、関心点最低線量(治療域線量)をDminとし、自動最適化プログラムは以下のことを制限条件として逐次近似法で行った。

(1) 制限条件の設定

- a) 各スライスごとにDmaxはDttを越えない。

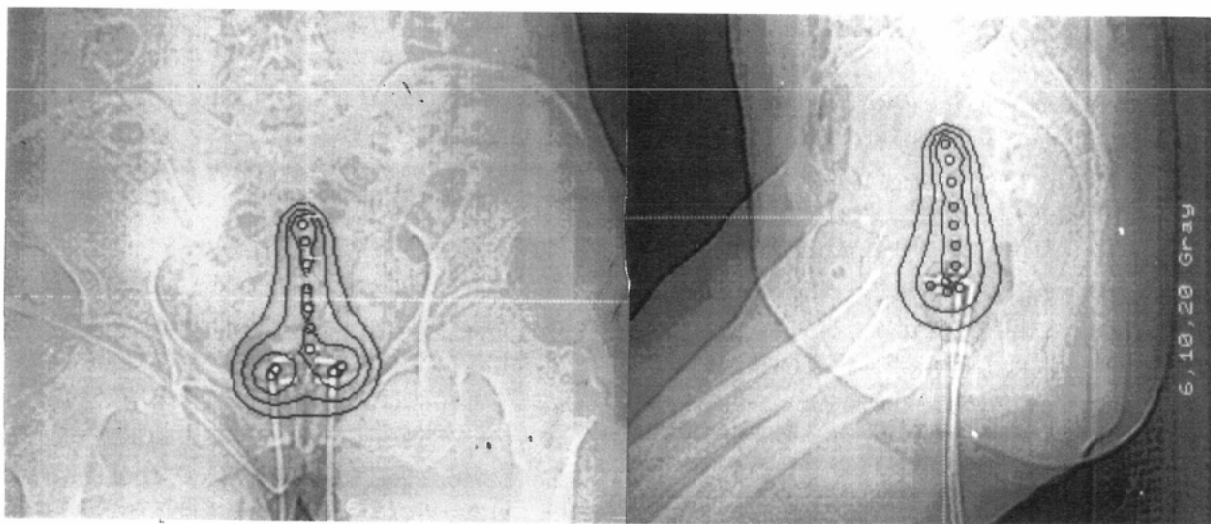


Fig.2 Representation of dose distribution on CT scout views using a personal computer

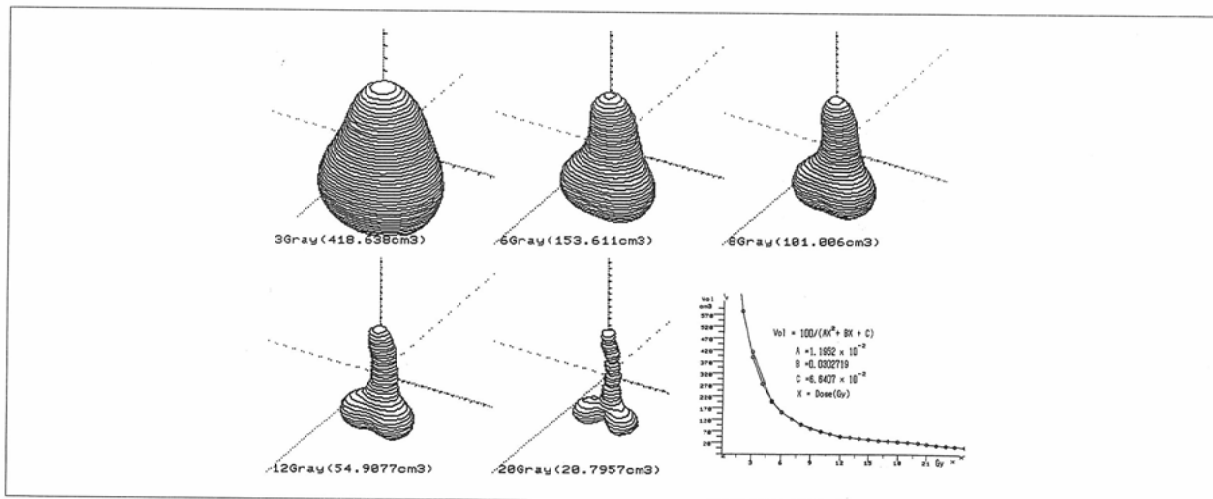


Fig.3 Dose-Volume Histogram

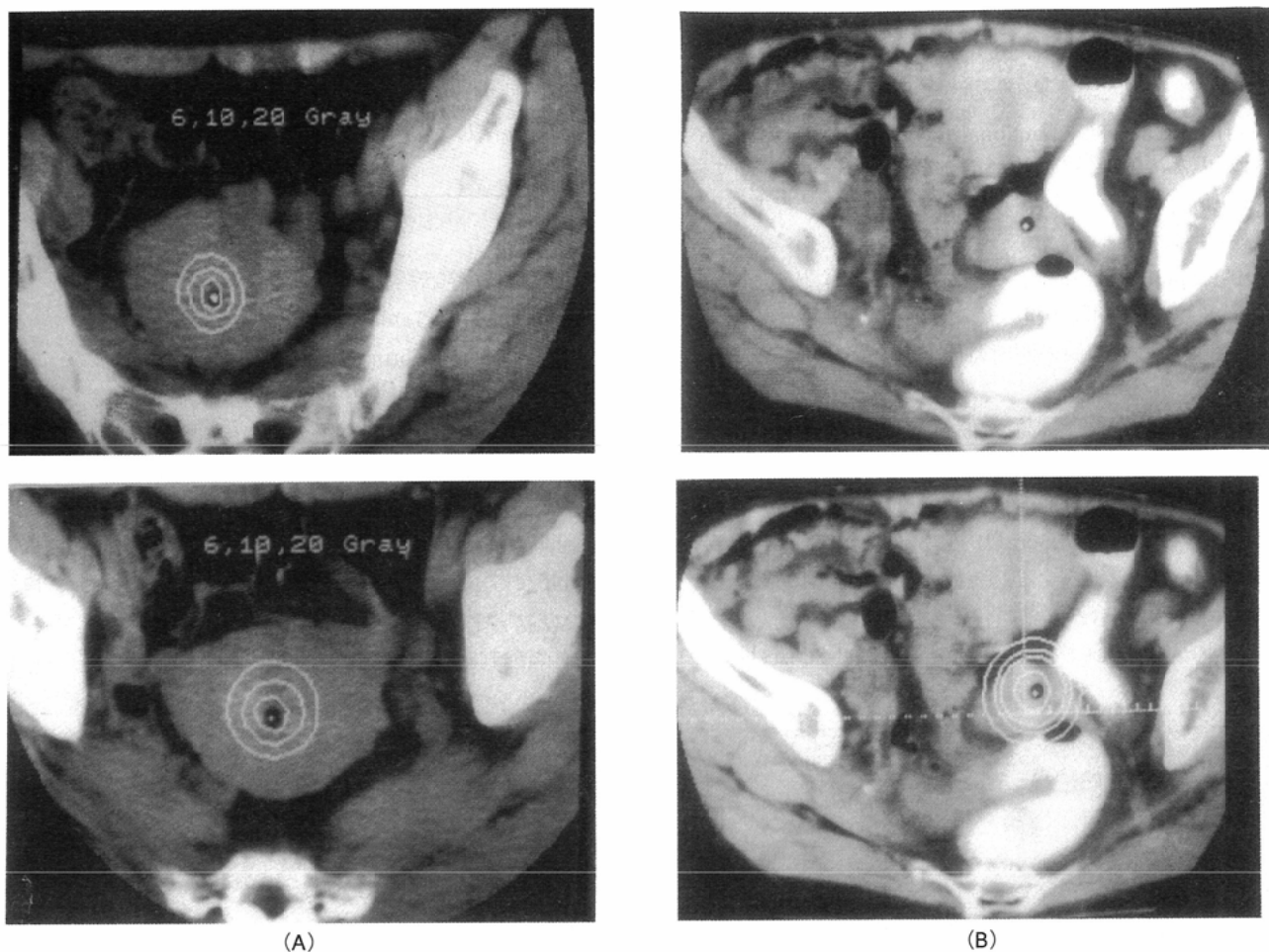


Fig.4 The isodose curves indicate the lines of 6, 8, 10 and 20Gy, respectively.

(A)An example of the uterine corpus which is so small that the dose level at certain points of the walls of the sigmoid colon is higher than 8-9Gy/fraction of RALS.

The isodose curves indicate the lines of 6, 8, 10, and 20 Gy.

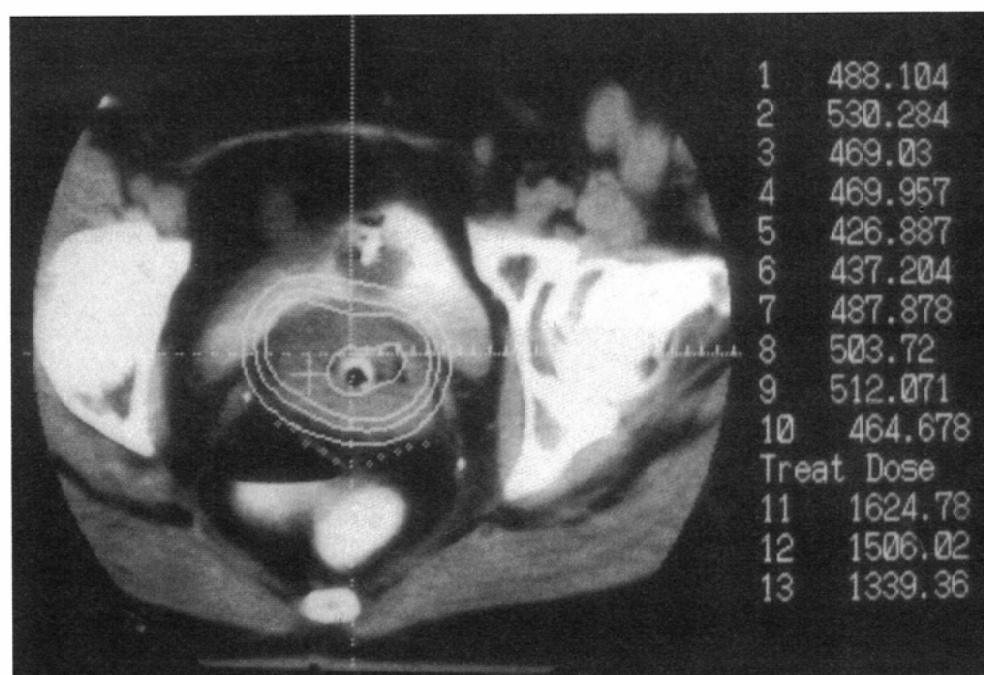
(B)An example in which the uterine corpus is so enlarged by the tumor that the dose level at the margin of the tumor is lower than 6Gy/fraction.

The isodose curves indicate 6, 10 and 20Gy.

Fig.5 Calculation points and reference points.

The isodose curves indicate 6, 8, 10 and 20Gy. The values shown on the right side indicate the calculation dose (cGy).

The calculation points in the rectum or sigmoid colon are shown as white points. The calculation points in the bladder are on the posterior mucosal surface of the bladder and points in the malignant lesion are on the margin of the cervix. The location data of each point of the maximum dose in the bladder and rectum or sigmoid colon and that of the minimum dose in the malignant lesion at each CT slice are recorded as reference points automatically and used for the optimization program.



b)同様にDminはDtc以上とする。

c)上記a)とb)が成立しない場合はa)を優先させる。

(この後に述べる臨床結果の分析からRAIS A点に6Gy/fraction照射時に $D_{tt} = 8\text{Gy/fraction}$, $D_{tc} = 6\text{Gy/fraction}$ とした。)

(2)計算のための条件設定

a)あらかじめA点に目的の線量を照射するため標準照射条件を設定しておく。

(定型的にapplicatorが挿入された場合のオボイド間隔、タンデム線源数、線源間隔の組合せごとに、A点に目的の線量を照射するための各線源の照射時間があらかじめ計算されている。)

b)A点、直腸などへの影響が最も大きいので計算はオボイド側から始める。

c)補正が必要な場合、補正関心点に最も近い線源の照射時間を変える。線源が1.3cm以内に2個以上ある場合は自動的に同じ条件で変化させる。装置の制約上、目的とする線源がオボイドの場合、2点同時に変化させる。

(オボイド1側の線源移動が2点に固定され同じ照射時間の

ため。)

以上を補正計算が必要なくなるまで順次繰り返す。おおむね数秒から1分以内に終了する。修正前と修正後の例をFig.6, Fig.7に示す。

結 果

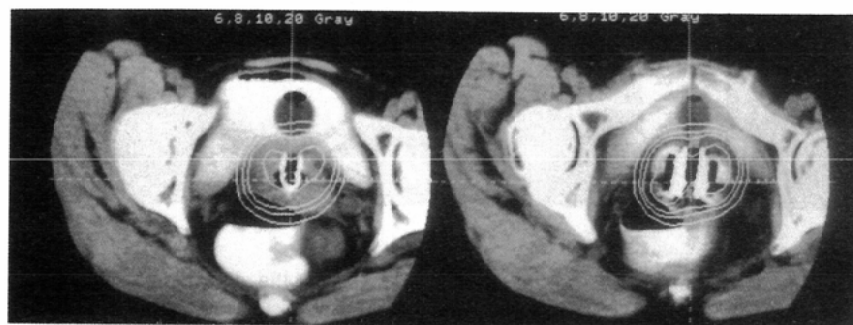
A. 直腸、S字状結腸線量と障害の関係

1. 障害の頻度 (Table 1)

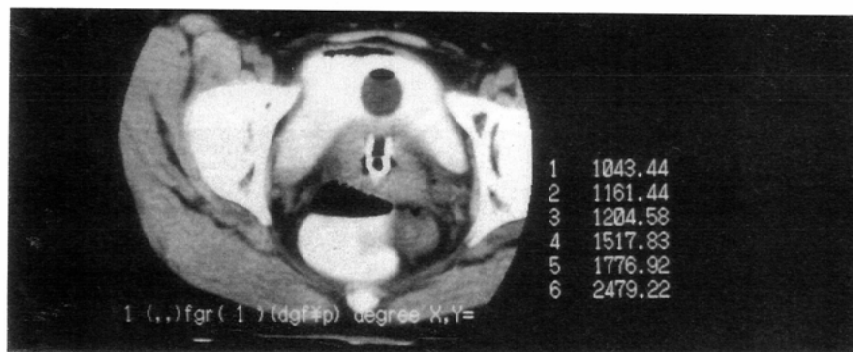
障害の程度はKottmeierの分類⁸⁾を用いた。

2. 直腸、S字状結腸平均線量と障害の関係

個々の症例の各CTスライスごとの直腸またはS字状結腸線量のヒストグラムをFig.8(A)に示す。横軸は線量を、縦軸は度数を、また横に走る1本が一症例を示す。全症例の平均と正規分布が付け加えてある。障害程度分類別平均線量をTable 2に示す。表示の線量は腔内照射1回当たりの直腸、S字状結腸平均線量である。Kottmeier grade 1以上を障害(+)とした。直腸、S字状結腸線量は $5.9 \pm 1.7\text{Gy}$ ではA点線量



(A)



(B)

Fig.6 Doses and dose distribution before optimization

(A) The isodose curves indicate 6, 8, 10 and 20Gy. The maximum dose to the rectum was higher than 10Gy delivered by RAIS.

(B) The values shown on the right side indicate the calculation doses (cGy). The white points in the figure show the calculation points of the anterior walls of the rectum.

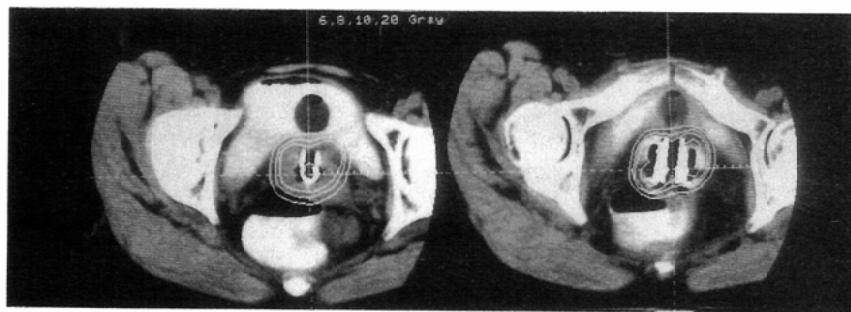


Fig.7 The dose distribution after optimization
The maximum dose to the rectum was decreased to about 8Gy.

に近い。障害(-)群の平均線量は $5.5 \pm 1.4\text{Gy}$ で障害(+)群の平均線量との間には危険率5%で有意の差があるが、grade 1との間には有意の差はない。障害(-)群とgrade 2以上の群では1%で有意の差がある。しかし、障害を予測するには、平均線量より最高線量での比較の方がより实际的である。

3. 直腸、S字状結腸最高線量と障害の関係

障害分類別最高線量平均をTable 3に、そのヒストグラムをFig.8-Bに示す。障害(-)群とgrade 2以上の群では最高線量でも危険率1%で有意の差がある。また計算点のpoint数では10Gy以上の点が1~2点で障害頻度の増加が認められた。

4. 障害発生確率密度関数(Fig.9)

最高線量の平均は障害(-)群で8.0Gyであった。障害発生確率と最高線量の平均より確率密度関数を求めると、障害発生確率50%値は9.6Gyであった。障害発生を4%以下にするには最高線量を8Gy以下にすることが必要であり、線量分布最適化プログラムの耐容最高線量を8Gy/fractionに設定した。

B. 膀胱線量と障害との関係

晩期膀胱放射線潰瘍にて一次的な出血を見た症例は14例、輸血を要した症例が2例、尿路変更を要した症例が1例

あった。症状(-)群の平均線量は $7.3 \pm 2.5\text{Gy}$ で、症状(+)の群は $8.3 \pm 6.3\text{Gy}$ であった。最高線量はそれぞれ $9.8 \pm 2.5\text{Gy}$ 、および $14.3 \pm 6.6\text{Gy}$ で障害のある群が高い線量を示す傾向は明らかにあるが、統計的に障害の例数が少ないために有意の差は認められなかった。しかし線量分布最適化の係数として膀胱最高線量の許容を8Gy/fractionとした。

C. 局所再発について

1983年~1992年の対象群248例中25例に局所再発があり、子宮頸部に20例、子宮体部に5例を認めた。CT画像よりの線量計算では治療域境界域線量が5.6Gy以下が58例あった。29例は無修正で経過を見、29例に線量の増加を行った。無修正群に4例、修正群に4例の局所再発があり、両者の間には有意の差はなかった。再発した25例中、線量不足と思われるのは4例のみで、他は線量分布上問題は認められなかった。むしろ、組織亜型の違いや低酸素細胞の存在など腫瘍側の要因が推測される。組織亜型で見ると対象はLarge cell non-keratinizing typeが圧倒的に多いが、再発の頻度は対象としては少ないAdenocarcinoma, Adenosquamous cell typeの方が高い。子宮頸、体部の局所再発のみ見れば Stage

Table 1 Late complication of rectum and sigmoid colon in non-optimized group (1983-1985)

Total cases	82
No complication	53 (64.6%)
Kottmeier Grade 1	17 (20.7%)
Kottmeier Grade 2	8 (9.8%)
Kottmeier Grade 3	4 (4.9%)

Table 2 RALS 6 Gy/fraction at point A

Average dose to rectum and colon No.=number of calculation points Ds=dose, SD=standard deviation			
	No.	Ds (Gy)	SD
Total cases	1151	5.9	1.7
No complication	598	5.5	1.4
Grade 1	323	5.9	1.4
Grade 1+2+3	553	6.3	1.5
Grade 2+3	230	7.2	1.2

Fig.8 (A) Histogram of dose to the rectum and sigmoid colon of each case. The total number of cases is 82. The total calculation points were 1151. The average dose to the rectum and sigmoid colon in each was almost the same as the dose at point A.

(B) Histogram of maximum dose to the rectum and sigmoid colon. The higher the maximum dose, the greater the degree of complication.

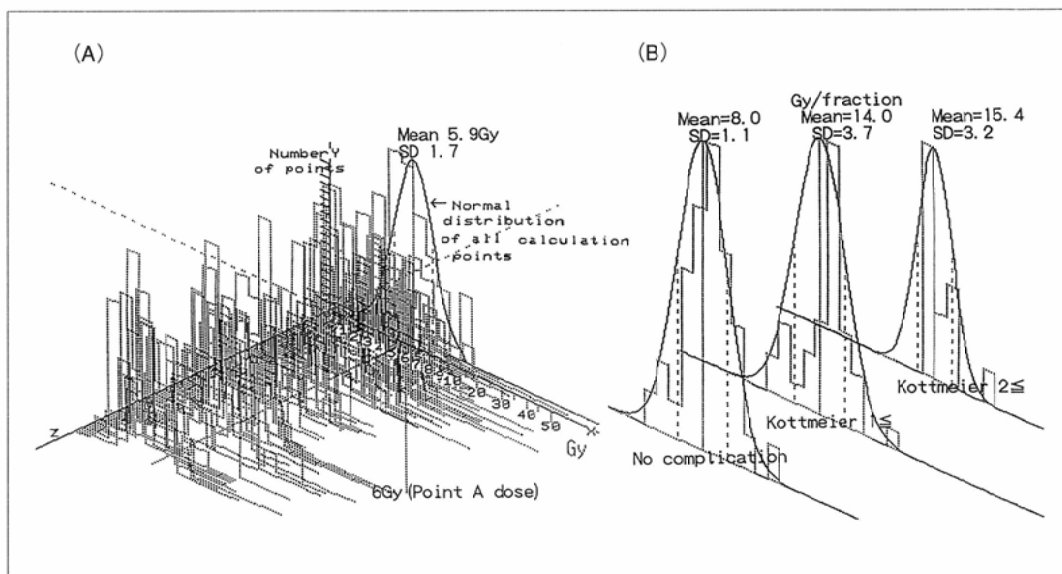


Table 3 RALS 6 Gy/fraction at point A

Maximum dose to rectum and colon No.=number of patients Ds=dose, SD=standard deviation			
	No.	Ds (Gy)	SD
Total cases	82	10.3	6.4
No complication	53	8.0	1.1
Grade 1	17	11.9	3.2
Grade 1+2+3	29	14.0	3.7
Grade 2+3	12	15.4	3.2

Table 4 Comparison of recurrence rates

A. Histological types

Lnk=Large cell non-keratinizing Lk=Large cell keratinizing Squ=Squamous cell. type unknown Ad.Ads=Adeno.Adenosquamous cell type Sm=Small cell type		
Histology	No. of cases	Local recurrence
Lnk	159	8 (5.0%)
Lk	52	10 (19.2%)
Squ	13	3 (23.1%)
Ad.Ads	17	4 (23.5%)
Sm	7	0 (0%)
Total	248	25 (10.0%)

B. Stages

Stage I	14	0 (0%)
Stage II	98	12 (13.4%)
Stage III	136	13 (9.6%)

Table 5 Comparison of late complications between non-optimized and optimized groups

RALS ; 6 Gy/fraction at point A		
Maximum dose in rectum or colon ; ≥ 8 Gy/fraction		
non-opt. opt.	non-optimized group optimized group	
	non-opt.	opt.
≥ Kottmeier 1	23/31 (74.2%)	30/59 (50.8%)
Kottmeier 2	13/31 (41.9%)	5/59 (8.5%)
Kottmeier 3	4/31 (12.9%)	4/59 (6.8%)

Table 6 Comparison of late complication and local recurrence rates between dose-unchanged and dose-increased groups in lower dose cases

58 cases (Tumor dose < 5.6 Gy/fraction)		
A : 29 cases (dose-unchanged group) B : 29 cases (dose-increased group)		
	A	B
Kottmeier 2	3/29 (10.3%)	4/29 (13.8%)
Kottmeier 3	2/29 (6.9%)	5/29 (17.2%)
recurrence	4/29 (13.8%)	4/29 (13.8%)

Class mark	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	15	20	25	Gy
Total No.	0	0	1	1	2	11	9	14	10	19	6	3	2	
Compl. No.	0	0	0	0	0	0	0	3	5	12	5	2	2	

Class mark : Maximum dose to the rectum or sigmoid colon

Compl. : Complications

P (d) : Probability of complications

A=2.26296 B=.389572 D50=9.61146

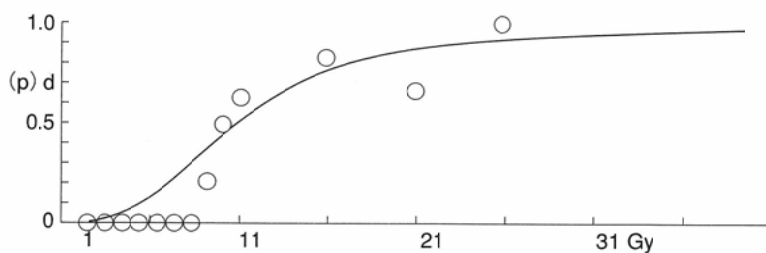
 $P(d) = 1 / (1 + \exp(-(\log(d) - A) / B))$ 

Fig.9 Logistic curve for the incidence of complication.

The average maximum dose to the rectum and sigmoid colon was 10Gy per fraction in the group experiencing complications. At 8Gy the incidence of complication probably could be reduced to 5% or less.

II と Stage III では有意の差はない。(Table 4)

D. 無修正群と修正群の比較

直腸, S字状結腸の計算最高線量が RALS 1 回当たり 8Gy を越える症例が, 無修正群 82 症例中 31 例に, 修正群 166 症例中 59 例に認められた。その障害発生率を Table 5 に示す。危険率 10% で grade 2 以上群で有意差があり, 修正群に明らかに障害発生率の減少傾向が見られる。59 例中腺癌 1 例の再発があったが, 修正が原因とは断定し難い。Fig. 10 に示すように, 修正群と無修正群の 5 年生存率に差は認めない。腫瘍領域の決定には MRI 検査が有効⁹⁾といわれる。本研究は主に造影 CT 画像を, 一部に MRI を参照した。子宮内腔の変形, 子宮の腫大や造影 CT 腫瘍濃染から治療領域とした境界の線量が, 5.6Gy/fraction 以下の症例が 58 例あり, 29 例が 6Gy 以上に修正された。無修正群 29 例中 4 例, 修正群 29 例中 4 例に局所残存再発があり, 線量不足の修正が有効との結論は得られなかった。むしろ障害の増加が見られ, (Table 6) 線量を増加した症例には, さらに腫瘍径の変化に応じた照射条件の見直しが必要である。しかし, 障害例の多くは critical organ に治療初めから高線量域が存在したため, 本修正法は障害の軽減には有効であった。

考 察

子宮頸癌の放射線治療術式は確立されたものとして考えられてきた。しかし今まで A 点線量を中心に論じられること

が多く, その治療, 障害を左右する因子として膀胱, 直腸, S字状結腸, 腫瘍線量など総合的な要因から分析した報告は少ない。本論文で X 線 CT をもとにこれらの被曝線量を詳細に明らかにし, コンピュータによる線量分布計算により, 迅速かつ自動的に各症例の解剖学的条件に適合するような自動計算システムを開発した。子宮頸癌腔内照射の線量分布最適化の方法は, 実際の線源配置での計算線量分布を A 点線量を基準とした Manchester system の線量分布に近似させる方向で補正するのが一般的であるが, その場合, 求める等線量曲線上に設定した何点かの抽出点を基に, 最小 2 乗法¹⁰⁾, 線画法¹¹⁾ 2 次計画法¹²⁾, 傾斜法などがあり, 種々の報告¹³⁾⁻¹⁵⁾がある。しかし, A 点線量は治療域内の直腸, S字状結腸, 膀胱や target volume 内の線量を必ずしも代表しているわけではない。これらを考慮するとすれば, CT 等の画像の線源位置を基に治療域境界や critical organ の線源近位点を抽出点とし治療線量, 正常組織耐容線量を制限条件として最適化を求めるのが最も妥当である。直腸線量の実測値と障害関係の報告^{16), 17)}があり, 障害要因分析の一つとして有用ではあるが, 最適化の係数として使用するには直腸線量計の密着度の不安定さや, S字状結腸の高位の測定が困難なことや直腸, S字状結腸の最高線量の位置が不明なのが問題となる。直腸測定線量は, ほぼ A 点線量の約 70%¹⁸⁾といわれる。しかし, CT から求めた線源と直腸前壁最短距離の平均は $21.5 \pm 5.2\text{mm}$ で直腸計算線量平均は 5.5Gy で測定値より高めに出るのは線量計の密着の問題がないことと最大線

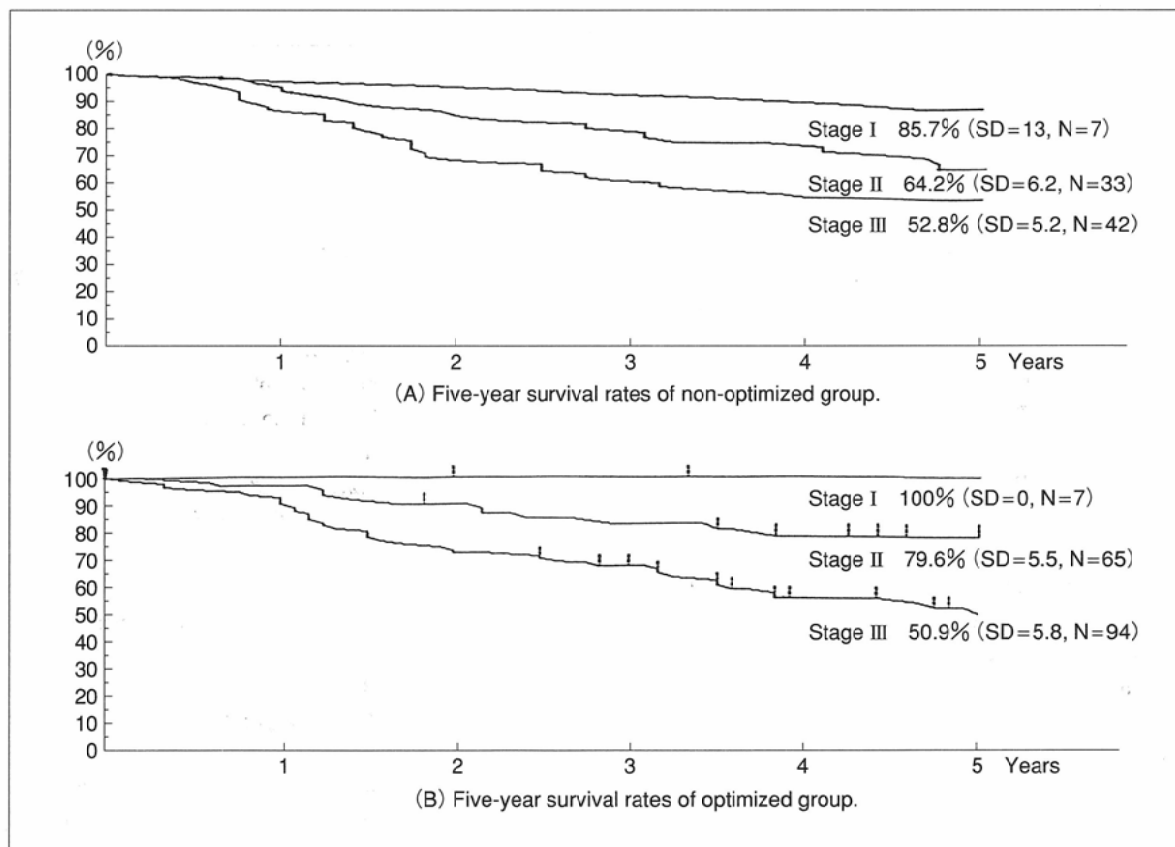


Fig. 10 Five-year survival rates of the groups of non-optimized and optimized dose distribution. Statistically, the difference of survival rates of two groups was not significant.

量の位置が特定できるため当然と思われる。膀胱までの距離は $19.3 \pm 4.7\text{mm}$ で最高線量平均は $7.5 \pm 2.0\text{Gy}$ であった。確率密度関数(Fig.9)から直腸、S字状結腸の耐容線量を 8Gy/fraction とし、治療線量をA点と同じ 6Gy として自動補正を行った。8Gy以下に補正した群は、生存率の低下なく障害発生頻度は軽減されることが確認された。子宮頸癌は治療して当然という風潮のある現在、障害を軽減するための自動的線量分布改善方式を開発し臨床的に応用し有用性を確認し得たことは本研究の意義であったと思う。しかし、反省として、腔内照射の線量分布よりtarget volume内の病巣内の線量不足を補うべく線量を増加させても局所制御率は向上せず、かえって障害の増加を認める結果となった。この理由は類上皮癌の中でも一部放射線抵抗性で治療に導くことの困難な種類の腫瘍があると推定され、RALS施行時の経時的組織診と放射線感受性から見た組織亜型分類の提唱が報告¹⁹⁾されている。この問題はさらなる研究が必要と思われる。また各症例ごとにCT検査を施行し、線量分布以前の問題としてタンデムが腹腔内に抜けていたり、正しく子宮頸管に挿入位置されていなかった症例が8/248例あった。実際の障害はなかったがCT検査を同時に施行していなかったら気づかず障害が必発であったと思われ留意すべき点とした。またCTの欠点として、子宮後屈が高度の例には体軸横断のCT画像で直腸、S字状結腸の断面と子宮の境界が正しく認識されないことがあり、高線量の部位があっても見逃されることがあり、本研究には入っていないが、MRI 特に矢状面断

層を用いて隣接および周辺臓器のいくつかの参考点を選んで被曝線量を計算する研究が必要で、またその報告²⁰⁾もある。この面でのさらなる進展が期待される。われわれも次なる研究の段階とし計画している。また⁶⁰Co線源によるRALSより、¹⁹²Ir線源を用いたRALSへと時代が移行しているが、線量補正の原則は変わらずわれわれの開発したシステムは¹⁹²Ir線源の時代にも生かされると思っている。

ま と め

悪性腫瘍の放射線治療法は医用画像を利用した高精度化が進歩している。われわれの開発したX線CT像を利用したシステムは子宮頸癌の高線量率腔内照射における病巣内線量と周囲臓器の被曝線量を計算し、不適切な場合短時間内に電算機を用いた計算により補正を行い、治療成績を低下させることなく障害を減少し得る。以上の事実を臨床データ解析より確認した。

稿を終えるに当たり、ご指導とご校閲をいただいた琉球大学医学部放射線医学教室 中野政雄教授に深甚の謝意を表します。また当院放射線治療部のスタッフ、婦人科の皆様にご協力いただき厚くお礼申し上げます。なお本稿の一部は日本放射線腫瘍学会1994年夏季大会(1994.7.7沖縄)および第83回琉球医学会例会(1994.7.19)で発表した。

文 献

- Henschke UK, Hilaris BS, Mahan GD: Remote afterloading with intracavitary applicators. *Radiology* 83: 344-345, 1964
- 若林 勝, 入江五朗, 菅原 正, 他: 遠隔操作式Afterloading装置の試作. *臨床放射線* 11: 678-684, 1966
- 田崎瑛世, 荒居竜雄, 尾立新一郎: 子宮頸癌腔内照射用支持器について. *臨床放射線* 10: 768-775, 1965
- 田崎瑛世: 子宮頸癌の放射線療法. *産婦人科治療* 19: 311-320, 1969
- 荒居竜雄, 赤沼篤夫, 佐藤滋宏, 他: 子宮頸癌の放射線治療基準. *癌の臨床* 30: 496-500, 1984
- Tod MC, Meredith WJ: Treatment of cancer of the cervix uteri; A revised "Manchester Method". *Brit J Radiol* 26: 252-257, 1953
- 佐方周防, 佐藤滋宏, 中野政雄, 他: 子宮頸癌の高線量率腔内照射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
- Kottmeier HL, Gray MJ: Rectal and bladder injuries in relation to radiation dosage in carcinoma of the cervix. A 5-year follow-up. *Am J Obstet Gynec* 82: 74-82, 1961
- Nina A, Mayr E, Turgut T: Cervical cancer; Application of MR imaging in radiation therapy. *Radiology* 189: 603-613, 1993
- 近藤次郎: 最適化法. 243-248, コロナ社, 1988, 東京
- Jayaraman S: Shaping of isodose curve in intracavitary irradiation using the afterloading method. *Radiology* 120: 435-437, 1976
- McMillan CJr: Mathematical programming (前田功雄訳: 2次計画法 数理計画入門 1: 167-174, 1972, 東京図書, 東京)
- Busch M: Analytic optimization method for afterloading technique. 1984 Proc. 8th ICCR: 399, IEEE Computer Society, Los Angeles, 1984
- 田伏勝義, 伊藤 進, 佐倉瑞良, 他: 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
- Anderson LL, Mohan R, Hilaris BS, et al: Brachytherapy optimization at Memorial Hospital. 1984 Proc. 8th ICCR: 390. IEEE Computer Society, Los Angeles, 1984
- 井上武宏, 井上俊彦, 堀 進一, 他: 5点線量計を用いた膀胱, 直腸線量実測によるラルストロン治療の線量評価. *臨床放射線* 25: 1405-1409, 1980
- Million RR, Mauderli W, Bruno FP: Modification of technic for bladder and rectal measurements in carcinoma of the cervix. *Radiology* 86: 921-925, 1966
- 手島昭樹, 茶谷正史, 井上俊彦, 他: 子宮頸癌の遠隔操作式高線量率腔内照射; II. 直腸障害発生因子について. *日本医放会誌* 47: 1566-1571, 1987
- 関本一義, 中野政雄, 佐藤滋宏, 他: 子宮頸癌類表皮癌の病理学的研究. *癌の臨床* 24: 203-214, 1978
- 中野隆史, 荒居竜雄, 森田新六, 他: 子宮頸癌放射線治療におけるMRIの臨床評価. *日本医放会誌* 47: 1181-1188, 1987