



Title	子宮頸癌全骨盤照射における二軸原体照射法の改良-Dose-Volume Histogram (DVH) を用いた固定照射法との比較-
Author(s)	加藤, 恵利子; 森田, 皓三
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1994, 54(9), p. 897-907
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/15165">https://hdl.handle.net/11094/15165</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

## 子宮頸癌全骨盤照射における二軸原体照射法の改良 —Dose-Volume Histogram (DVH) を用いた固定照射法との比較—

加藤恵利子 森田 皓三

愛知県がんセンター放射線治療部

### 2-Axial Conformational Irradiation for Whole-Pelvis Irradiation of Cervical Cancer : Improvement and Evaluation with DVH

Eriko Kato and Kozo Morita

Whole-pelvis irradiation with the two-axial conformation technique has been performed in cervical cancer since 1976. In 1990 this technique was improved by obtaining target areas from serial CT images instead of axial transverse tomograms. The aim of this study was to show the advantage of the new two-axial conformation technique compared with the old type of conformation technique, and also with conventional techniques using DVH of normal tissues.

The uniformity of dose within the high dose-region and fit to the target areas observed in the new type were better than those in the old type. This improved result was most remarkable in rectal DVH.

The new two-axial conformation technique was also compared with the two-opposed technique and box technique. With the new type, cumulative irradiated volume in rectum of more than 40 Gy

was reduced to 37% of that with the two-opposed technique. In bladder and intestine, the smallest volume irradiated to more than 40 Gy was observed using the new two-axial conformation technique.

With these results, we conclude that the new two-axial conformation technique for whole-pelvis irradiation is suitable to conform the high dose region with the target region in the pelvis, and at the same time to protect the surrounding normal tissues.

#### はじめに

当院では1977年より、原発巣および子宮の著しい腫大のない根治照射例と子宮頸癌術後照射例に対し、全骨盤照射をパターン化した二軸原体照射で行ってきた<sup>1)-4)</sup>。すでに森田らにより、その治療成績が満足できるものであるとともに、正常組織に対しても二軸原体照射導入以前のものに比べ、膀胱・直腸の晚期障害の低減を得たことを報告した<sup>4)</sup>。しかし当院のパターン化した二軸原体照射法における標的領域は、CT導入以前にリンパ造影および回転横断撮影によって得られた画像情報をもとにして作られたものであった<sup>5)</sup>。

1980年より治療計画にCT画像が一貫して用いられるようになり、リンパ造影ではその範囲が正確に描出され得なかった後腹膜・骨盤リンパ節領域が明瞭に描出されるようになったこと、1990年より治療装置の更新に伴って、病巣形状により適合した照射が可能なコリメータおよび治療装置全体の機械的精度の向上が得られたことより、従来のパターン化された照射方法を見直し、新たに

Research Code No. : 609

Key words : Cervical cancer, Radiotherapy,  
Conformation

Received Nov. 15, 1993; revision accepted Mar. 23, 1994

Department of Radiation Therapy, Aichi Cancer Center

標的領域 (target volume) を設定するとともに、それを高線量域に過不足なく含むような、二軸原体照射法による治療計画を新しく開発、パターン化した。

また全骨盤に対する二軸原体照射法における正常組織の線量低減を、他の照射方法と比較し、二軸原体照射法の利点を明らかにしようとした。

### 対象および方法

研究対象は、無作為に抽出した子宮頸癌全骨盤照射症例 45 例である。

従来の二軸原体照射法による全骨盤照射 (L 5 上縁から恥骨結合下縁とする) は、それぞれのリーフが回転中心において 3cm 幅となる、6 対の単焦点型多段リーフ (single focused multileaf) コリメータを有する X 線直線加速器 (NELAC 1006S, 6MV) にて、原発巣と骨盤内リンパ領域の分布に応じ頭足方向に 6 つの照射領域 (以下従来型) を設定した。さらに骨盤骨の構造および腫瘍端または外子宮口の位置により推定される標的領域に対して、容易に適切な照射領域が正側のシミュレータ写真から選択できるように、これを 10 のパターンに分類していた。この詳細については、すでに森田らにより報告されている<sup>1,6)</sup>。

今回新たに導入された X 線直線加速器 (NELAC 1020DP 特型, 6MV) のコリメータはそれぞれのリーフが回転中心において 2cm 幅で、11 対の複焦点型多段リーフ (double focused multileaf) を有している。そこでこの多段コリメータに適合するように、1cm 間隔の連続した CT 画像より、新たに対応する 10 の照射領域 (以下改良型) を作成し、従来法と同様に、正側の骨盤シミュレータ写真より容易に最適照射領域が推定できるように、これを 9 組にパターン化した。Table 1 に従来法、改良法を比較する。

45 例の全骨盤照射症例について、通常の治療計画方法にのっとり、全骨盤照射に適当と思われる新旧のパターンを、正側のシミュレータ写真および CT 画像からあらかじめ選択し、治療計画専用 CT を用いて 1cm 間隔に撮像した照射領域の

Table 1 The Method and device of "Conformation radiotherapy"

	Decision of target region	Conformal device
Old type 1976-1989	Axial transverse tomography	NELAC1006S, D (width of MLC 3cm)
New type 1990-	Lymphography Serial CT images	NELAC1020DP (width of MLC 2cm)

各断面について、従来型、改良型の二軸原体照射法による線量分布をおのおの作成した。両者の二軸原体照射法について、各断面の標的領域（子宮およびリンパ節領域からなる標的領域を 1~1.5cm 幅で囲む領域；パターン化した二軸原体照射法ではこれは照射領域とならないため、便宜上この領域を以下標的領域と称する）に対する 90% 線量域の包含率を 3 次元的に比較した。また照射領域に含まれる正常骨盤内臓器（直腸、膀胱およびこれ以外の腸管）についても、おのおのの容積線量を比較した。

さらに改良型二軸原体照射法について、対向二門法、直交四門照射法との正常組織の容積線量を比較検討した。なお中央遮蔽については、回転中心上で 4cm 幅とし、照射野下半部正中を遮蔽するものと仮定した。線量分布および容積線量の算出には、CNS 社製 MODULEX 治療計画装置を用いた。

### 結果

#### 1. 従来型の標的・照射領域設定の改良

照射領域のパターン化については、すでに森田らによる骨盤骨形状の検討から、従来型を 10 のパターンに分類することで、ほぼすべての症例を網羅することが示された<sup>6)</sup>。この従来型のパターンをもとに、改良型についてもパターン化を行った。Fig. 1 (A) に骨盤正側像における照射野形状を、使用頻度の高かった従来型のパターン No. 2、およびこれに対応する改良型 No. 2 を、骨盤各レベルに対応させて示す。従来型では 6 対の各

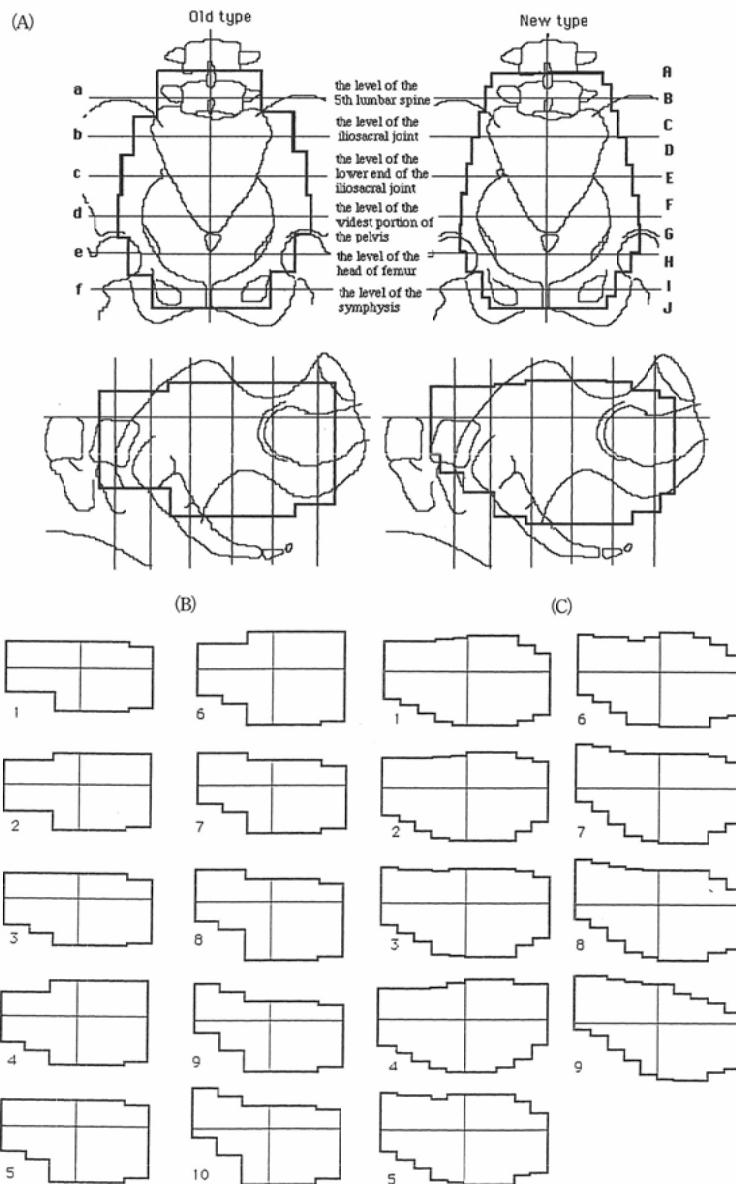


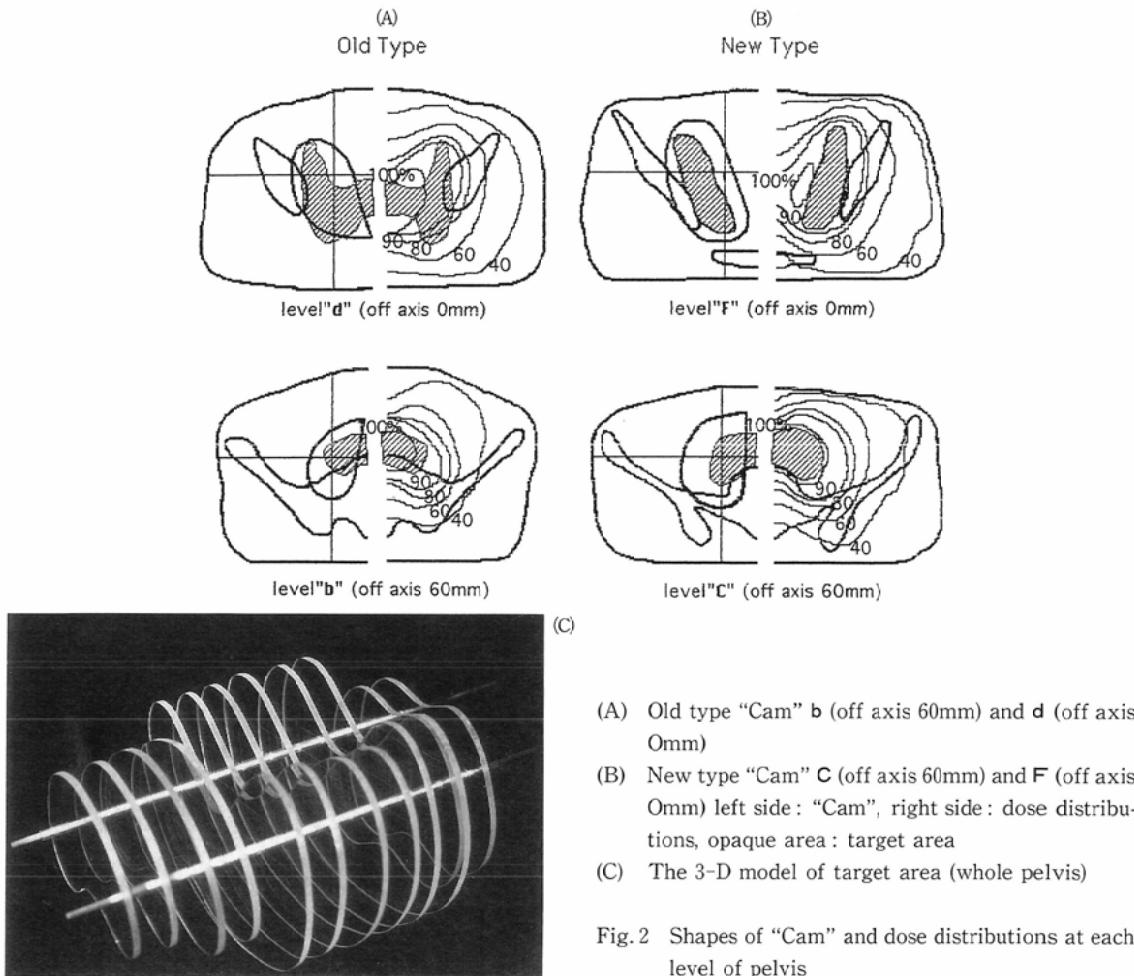
Fig. 1 The fields of 2-Axial Conformational Pelvic Irradiation Comparing Old and New types

- (A) Shapes of the Old and New fields at A-P and lateral positions ("Cam" type 2)
- (B) Shapes of the Old type patterns at lateral positions
- (C) Shapes of the New type patterns at lateral positions

「カム」形状を頭側より a から f と、改良型では通常 10 対を使用するため頭側から順に A から J として示すこととする。Fig. 1(B) に従来型 10 パターンの側面像を示す。このうち日常の症例で頻繁に使用したパターンは No. 2, 3, 5, 7 のタイプで、1977 年から 1987 年の 10 年間で No. 10 は

使われなかったため、新たに改良型では 9 つのパターンを作成した (Fig. 1(C))。

Fig. 2 (A) に、従来型および改良型の中心軸上 (「d」および「F」) および中心軸より 60 mm 頭側 (「b」および「C」) のリーフレベルにおける照射野形状 (各回転角度におけるリーフ



開口形状、現在はすべてコンピュータ制御により開閉しているが、以前はこれをカムによって制御していたため<sup>1),3)</sup>、便宜上ここでは以下「カム」と称する)と二軸振子原体照射による線量分布を示す。斜線で示された部分は代表的な標的領域、各断面の左半分に「カム」型を、右半分に線量分布を示す。また(B)に標的領域を3次元的に組み合わせたモデルを示す。線量分布は、体軸方向での照射野中心のレベルにおける、二軸原体照射の回転中心線量を100%として換算した場合の分布である。

従来型では、回転横断撮影に加えて、リンパ造影および血管造影などの所見から、3次元的に標的領域を設定した。この詳細はすでに平松が報告している<sup>3)</sup>。この報告では、傍子宮結合織のうち

Fig. 2 Shapes of "Cam" and dose distributions at each level of pelvis

後方に当たる仙骨子宮靭帯への浸潤頻度が少ないとして、後方の標的領域は直腸前壁を目安として決定した。また外腸骨リンパ節領域はリンパ造影所見により決定したが、内腸骨リンパ節領域の決定にはリンパ造影所見が得られないでの、内陰部動脈の走行を参考としていた。

CT画像では適切な描出条件により、後腹膜脂肪織(および靭帯)、血管、神経の存在領域が描出可能である。改良型ではこれをもとに標的領域および照射領域を決定した。子宮頸部のレベルでの標的領域は、子宮頸部を中心として傍子宮結合織、外腸骨リンパ節領域、閉鎖節領域、基靭帶節領域により「糸車」状の標的領域を形成し、この後縁(基靭帶後縁およびこの部位の基靭帶リンパ節領域深部)に座骨神経の走行を見る。従来型で

は標的領域後縁の決定には子宮頸部のレベルで座骨神経に伴走する内陰部動脈を参考としており、前縁の決定に用いたリンパ造影所見とともに、標的領域設定の手段は適切であった。しかし各種診

断手段を合わせて標的領域を推定せざるを得なかったため、同部に設定された「カム」形状は CT 画像上に示される標的領域の形状と比べ、基部帶後外側縁およびこの近傍のリンパ節領域に線量低

Table 2 (A) Dose Distribution of Old Type 2-Axial Conformational Pelvic Irradiation at Each Level of Leaves

	≥90% dose area in target(%)	minimal target dose(%)	maximal extra- target dose(%)	110%area(cm <sup>2</sup> )
A	64.9 (99.6-39.2)	77.4 (88.4-69.6)	102.3 (110.5-93.7)	0 (0-0.4)
B	96.9 (100.0-79.6)	90 (93.8-66.9)	116.5 (124.0-102.8)	7.7 (2.1-12.1)
C	96.9 (100.0-86.8)	88.9 (95.5-74.6)	112.7 (116.2-111.6)	4 (1.6-8.3)
D	92.1 (100.0-76.8)	76.9 (90.0-69.6)	116.8 (119.2-95.9)	7.5 (5.8-14.0)
E	94.2 (99.0-79.5)	82.9 (92.3-67.6)	119.8 (123.0-94.6)	13.1 (9.2-16.8)
F	98.8 (100.0-72.2)	89.3 (94.3-82.6)	100.7 (102.6-98.7)	0

Table 2 (B) Dose Distribution of New Type 2-Axial Conformational Pelvic Irradiation at Each Level of Leaves

	≥90% dose area in target(%)	minimal target dose(%)	maximal extra- target dose(%)	105%area(cm <sup>2</sup> )
A	100 (100.0-93.1)	82.5 (86.8-77.3)	94.3 (98.4-85.1)	0
B	100 (100.0-93.1)	94 (96.1-91.4)	104.1 (105.5-94.9)	4.6 (1.4-7.2)
C	100 (100.0-96.5)	94.5 (96.1-88.8)	106.9 (110.2-98.4)	4.9 (1.6-6.9)
D	99.3 (100.0-96.4)	92 (96.2-79.7)	105.3 (107.6-100.0)	8.4 (4.6-11.7)
E	97.7 (100.0-92.1)	90.6 (93.8-82.8)	102.1 (103.2-99.6)	0
F	97.6 (100.0-89.2)	90.7 (92.3-86.3)	101.5 (103.2-100.5)	0
G	96.2 (100.0-75.8)	86.7 (89.1-70.8)	98.9 (100.8-96.6)	0
H	96.4 (100.0-80.2)	87.5 (92.7-70.0)	102.4 (105.5-97.3)	5.2 (0-7.9)
I	98.7 (100.0-83.7)	91.7 (97.4-88.9)	102.7 (103.2-97.3)	4.7 (3.1-6.7)
J	100 (100.0-97.5)	94.5 (99.7-90.0)	101 (102.7-98.4)	0 (0-3.5)

下があったものと思われた。

Table 2 は従来型、改良型についての照射野内線量の分布を示したものである。従来型では骨盤闊部および臼蓋部において、CT 画像から設定された標的領域の、90%線量域に包含される率は 92.1% および 94.2% と、前述の理由により若干低下した。改良型では基靭帯および基靭帯節の分布に適合した線量分布が得られている。

## 2. 線量分布の不均等性の改良

二軸原体照射法においては、各軸の振子照射による線量分布の影響を受け、中心軸外に 100% 以上の高線量域の形成を見ることがあることを失念してはならない。従来型では、軸位での左右の「カム」は正中側で鋭角的に近接しており (Fig. 2 (A)), 「カム」の近接部に近い正中部に高線量域が出現した。Table 2 (A) に示すごとく標的外最高線量は従来型では骨盤闊部「d」「e」レベルに出現しており、中央値 116.8% および 119.8% となった。この出現はスポット状であり、根治照射例では高線量域は子宮頸部に相当するためこの線量域は臨床上問題にならないと考えられたが、症例によっては基靭帯後縁への腫瘍進展を十分に照射することにより直腸線量が増加することは否めない。従来型の「d」「e」では標的内外を合わせて 110% 線量域が  $7.5\text{cm}^2$  および  $13.1\text{cm}^2$  (中央値) 出現した。

改良型では、従来型に比べ左右の「カム」に近接点をなくし、軸間距離 70mm における高線量域内の線量勾配を均一にするべく「カム」を設定した。この結果、二軸の内側に従来型で出現した高線量域が緩和または解消され、Table 2 (B) に示すごとく標的外最高線量は従来型に比べ大きく改善し、仙腸関節レベル「C」「D」を除いてほぼ 105% 以下におさまっている。また標的内外を合わせて、105% 線量域の面積は従来型に出現した 110% 線量域の面積と同等か、またはそれ以下で、十分に許容範囲と考える。

改良型では仙腸関節部「C」「D」が頭側および尾側照射領域の変曲を連結する部位であるため、「D」カム形状は標的領域に比べ大きくなつた。

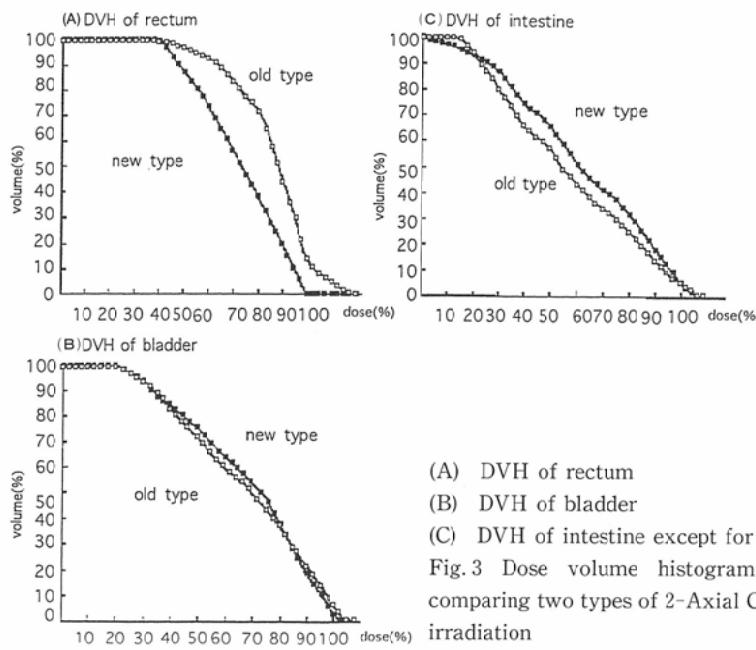
このために全照射領域における global maximum dose は、「C」「D」の仙骨前面に出現し、中央値は 105~107% となつた。検討した 45 症例のなかでは、スポット状に出現した 110.2% が最高線量で、105% 線量域の面積は、「D」で中央値  $8.4\text{cm}^2$  であった。この高線量域の多くは仙骨前リンパ節領域に重なる。

## 3. 新しく設定した標的領域に対する、改良型「カム」による 90% 以上の高線量域の合致性

標的領域が 90% 領域域内に含まれる割合は、従来型では特に第 5 腰椎レベル (‘a’) で低く、照射野辺縁より 7mm 内側において中央値 64.9% であった。これは従来型のコリメータが単焦点リーフであったための半影のほかに、同レベルでの標的領域の各方向からの幅が小さいために、これを照射する「カム」、すなわち各方向からのリーフ開口幅が小さく、よって照射野の頭側辺縁での線量が低下することにもよる。改良型ではこれをふまえ、従来型よりも頭側辺縁での各方向での「カム」形状を大きく設定した。よって標的領域は 90% 線量域に十分含まれている。

仙腸関節のレベル (改良型「C」「D」) では、総腸骨リンパ節領域から骨盤側壁に沿って外腸骨、閉鎖、基靭帯リンパ節領域に移行し、リンパ節領域の展開がこより頭側では正中方向に統合し、尾側では左右および背腹に分かれ。標的領域の分布が大きく変化する接合部位となるため、「D」の「カム」形状は標的領域を包含するとともに、これより頭側、尾側方向の照射領域を連結する形となっている。このため標的領域は 90% 線量域によく含まれるが、前述のごとく仙骨前面に同レベルで高線量域の出現を見る。

改良型「G」のレベルは外腸骨動脈最下端または大腿動脈の移行部に当たる。照射領域すなわち「カム」を、外腸骨動脈前方に十分な余裕をもって設定することは皮膚および皮下の線量増加につながり、治療後の外陰・下肢の浮腫を招くと思われる。またリンパ節の多くは通常静脈の内側に位置し<sup>7)</sup>、動脈の前外側に十分な余裕をもつ照射領域を取る必要はないと判断した。「G」およ



(A) DVH of rectum  
 (B) DVH of bladder  
 (C) DVH of intestine except for rectum

Fig. 3 Dose volume histogram of normal tissues comparing two types of 2-Axial Conformational Pelvic irradiation

びその尾側の「H」においては、標的領域に対する90%線量域の割合が中央値96.2%および96.4%であるのは、前述の理由により、外腸骨動脈前方の標的領域に対し照射野の余裕を制限したことによる。

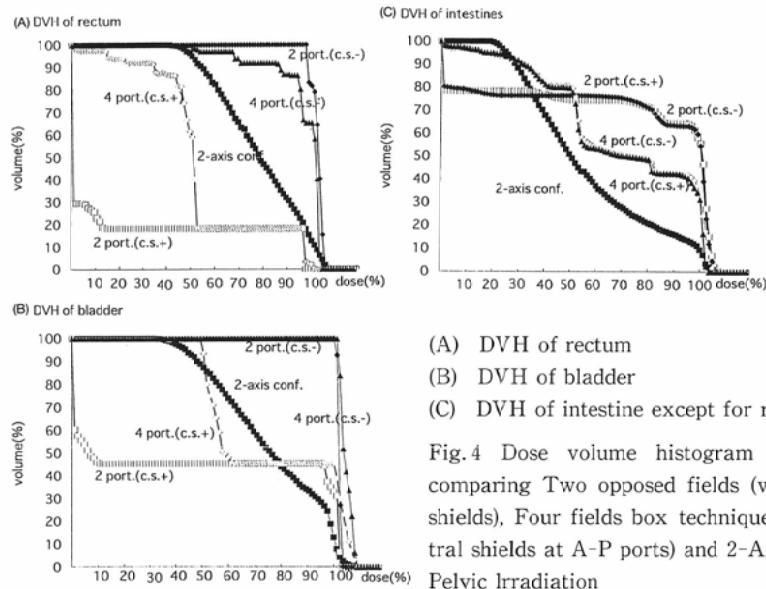
#### 4. DVH を用いた、二軸原体照射の従来型と改良型の正常組織に対する影響の比較

Fig. 3に従来型、改良型について、回転中心に45Gy照射した場合の膀胱、直腸およびL5上縁以下のレベルでの小・結腸についてのDVHの比較を示す。膀胱、小腸など腹側臓器については、従来型・改良型とも腹側でのカムの形状に大きな差がないことから、DVHはほぼ同等で、膀胱では容積の1/2が約40Gy照射され、小・結腸では1/2が約30Gy照射される。両者のDVHが最も異なる臓器は直腸で、40Gy以上の線量が照射されるのは改良型では38%であるのに対し、従来型では74%が照射されていた。また改良型では110%照射領域が存在しないのに対し従来型では中央値13%の容積に出現しており、改良型による利点は明らかである。

#### 5. DVH を用いた改良型の二軸原体照射法と固定照射法との正常組織に対する影響の比較

原体照射法による正常臓器に対する線量低減を明らかにするために、固定照射法による全骨盤照射との比較を、正常組織のDVHを用いて行った。なお固定照射の全骨盤照射野は、前後方向のそれについては、子宮頸癌取扱い規約の記載に準じ<sup>3)</sup>たが、中央遮蔽については内・総腸骨リンパ節領域の線量低下を防ぐために、照射野下半分のみの遮蔽とした。直交4門照射法における側方照射野については、リンパ節領域に1~1.5cmの安全域を設けたcustomized blockを設定し、症例によっては側方照射に楔フィルタを加えた。

Fig. 4は前後対向二門照射法（中央遮蔽なし、または照射野下半分を回転軸上で4cm幅に中央遮蔽）、4門照射法（中央遮蔽なし、または前後方向で中央遮蔽）、改良型二軸原体照射法の5つの方法による、全骨盤照射の膀胱、直腸および骨盤内小・結腸（直腸を除く腹腔内組織）に対するDVHを示したものである。線量は回転中心に45Gy照射したときのものとした。Table 3は各照射法によるintegrated volume doseの値を、全骨盤対向二門照射法での値を1として比較した



(A) DVH of rectum  
 (B) DVH of bladder  
 (C) DVH of intestine except for rectum

Fig. 4 Dose volume histogram of normal tissues comparing Two opposed fields (with/without central shields), Four fields box technique (with/without central shields at A-P ports) and 2-Axial Conformational Pelvic Irradiation

ものである。Fig. 4 に示すごとく、直腸、膀胱ともに、二軸原体照射法では 20Gy までは 100% 照射されているのに対し、中央遮蔽による対向二門照射法では膀胱 47%，直腸はその位置および膨らみにより値にばらつきがあるものの、中央値は低値であった。しかし二軸原体照射法での容積は 20Gy 以上では減じ、40Gy 以上では膀胱については、二軸原体照射法による容積が最も低くなる (Fig. 4 (B) およびTable 3)。直腸では、回転中心線量に対し 40Gy 以上での integrated volume dose は、二軸原体照射法では全骨盤対向二門法における容積線量の 37% であった。

小・結腸では 20Gy までは二軸原体照射法の容積は 80% 以上となり、対向二門法に比べ高値であるが、20Gy 以上でこれは逆転する。小・結腸については照射野の下 1/2 のみの遮蔽では遮蔽による効果は得られず、回転中心に 45Gy 照射時、各固定照射法では 40Gy 以上の線量が L5 以下のレベルの小・結腸容積の 50~60% 以上に照射されることを示すのに対し、二軸原体照射法では 20% 未満となる (Fig. 4 (C))。

Table 3 Integrated Volume Dose Compared with 2 Port. Rectum

	$\geq 40\text{Gy}$	$\geq 30\text{Gy}$	$\geq 20\text{Gy}$
2 port.(WP)	1	1	1
2 port.(CS)	0.16	0.18	0.31
4 port.(WP)	0.81	0.87	0.92
4 port.(CS)	0.16	0.18	0.31
Conformation	0.37	0.60	0.81

Bladder

	$\geq 40\text{Gy}$	$\geq 30\text{Gy}$	$\geq 20\text{Gy}$
2 port.(WP)	1	1	1
2 port.(CS)	0.45	0.45	0.45
4 port.(WP)	1.10	1.06	1.03
4 port.(CS)	0.48	0.50	0.59
Conformation	0.32	0.45	0.59

Intestines

	$\geq 40\text{Gy}$	$\geq 30\text{Gy}$	$\geq 20\text{Gy}$
2 port.(WP)	1	1	1
2 port.(CS)	0.96	0.96	0.97
4 port.(WP)	0.71	0.66	0.91
4 port.(CS)	0.65	0.65	0.72
Conformation	0.25	0.32	0.49

## 考 察

### 1. 二軸原体照射法の従来法と改良法との比較

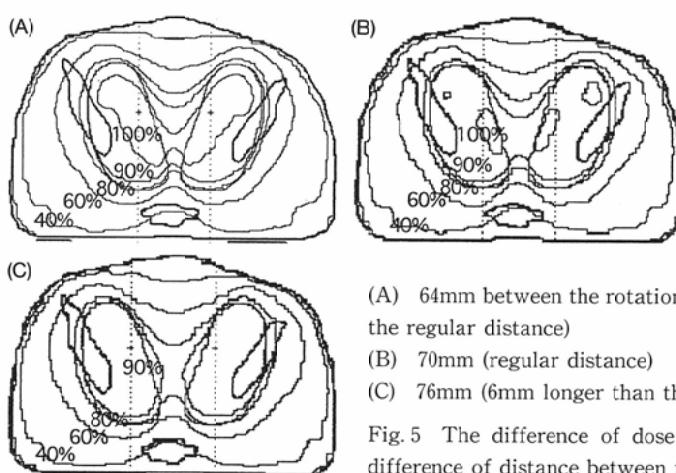
#### (1) 標的領域の設定と線量分布について

回転横断撮影と、リンパ造影および血管撮影から設定された従来の骨盤二軸原体照射法を再検討して、これを改善する目的は 2 つあった。1 つは回転横断撮影画像よりもはるかに情報量の多い CT 画像を用いて、従来よりも明瞭に描出される標的領域を、高線量域内に正しく包含することであり、もう 1 つは従来の方法よりもさらに、標的領域内の線量均等性を良くすることであった。検討の結果では、従来法においても、今回 CT 画像にて新しく設定された標的領域とほとんど同様の標的領域が設定されていた。しかし標的領域内の線量均等性に関しては、照射野の頭側辺縁近くでは照射野中央部（骨盤闊部）と比較して標的領域がかなり小さくなり、領域内の線量低下を招いていた。また従来法では、カムの形状から中央部に高線量域の出現を認め、かつ基靭帯後外側およびこの周囲のリンパ節領域が 90% 線量域からはずれる可能性があった。改良法では上記の点が解消されており、基靭帯リンパ節を十分に照射野に含めながら、二軸間に発生していた 110% 程度の高線量域を消失させることができている (Fig. 2, Table 2, 3)。

#### (2) DVH を用いた従来法と改良法の比較

従来法と改良法の比較では、膀胱および小・結腸、腹側臓器の DVH に両者に大きな差異はない (Fig. 3)。両者とも二軸原体照射法の利点である、腹側の線量域のへこみはよく得られている。さらに直腸の DVH において、改良法で高線量域の低減が得られていることがよく分かる。これは外照射に腔内照射を合わせた治療計画時にも、従来法と比べ障害に対する大きな利点となる。

二軸原体照射では軸間距離を正確に設定することが重要である。二軸間の距離は従来法、改良法とも 70mm に設定したが、この距離に誤差があった場合は予定線量が得られないだけでなく、時に正常組織に対し思わぬ高線量の照射を来すこととなる。Fig. 5 に示すごとく、軸間距離が正しく 70mm に設定されれば (B), 標的領域は 90% 線量域によく包含され、かつ 100% 以上の高線量域の出現はごくわずかである。軸間距離が不正確である場合、100% 以上の線量域が拡大したり ((A) 軸間距離が 70mm から 64mm に近接した場合の線量分布), または 90% 線量域が縮小し標的領域をよく包含しなくなる ((C) 軸間距離が 70mm から 76mm になった場合の線量分布)。照射軸設定のための治療寝台の移動が手動で、皮膚面の印により行われている場合には皮膚面上の照射位置のずれ、医療者側の視線のずれなどによる誤差が問題であった。しかし現在では治療寝台の位置設定が機械的制御となり、正確に軸間距離を設定で



(A) 64mm between the rotation axes (6mm closer than the regular distance)  
 (B) 70mm (regular distance)  
 (C) 76mm (6mm longer than the regular distance)

Fig. 5 The difference of dose distributions with the difference of distance between the rotation axes

きるようになり、軸間距離の問題は解消している。さらに現在我々の施設では照射室内に透視装置を設置したことにより、体内輪郭における正中を容易に確認でき、皮膚面上の印による位置確認が困難な症例であっても精度の高い治療が日常治療の場で行い得ている (Fig. 6).

## 2. DVH を用いた二軸原体照射法と固定照射法の比較

臨床の場で子宮頸癌に対する骨盤照射に最もよく使われているのは、前後対向二門法による照射であろう。この場合中央遮蔽を入れなければ、骨盤内正常組織の 80% 以上が高線量照射域となる。二軸原体照射法と最もよく比較されるべきは、中央遮蔽を入れた骨盤照射であろう。両者の比較では、直腸線量については中央遮蔽による効果はあきらかであるが、膀胱については中央遮蔽の効果は二軸原体照射法のそれに及ばない。小・結腸については、中央遮蔽をどのように入れるかで容積

線量は大きく異なるが、仮に総腸骨節および内腸骨リンパ節が十分に照射領域内に含まれるように、照射野下半部のみの遮蔽とすれば、小・結腸に対する中央遮蔽の効果は得られていない。二軸原体照射法に匹敵する容積線量を示すのは照射野下半部のみの中央遮蔽を伴った四門照射法であり、側方照射の場合に、症例の個々に応じて楔フィルタなどを加えれば、小・結腸の DVH は二軸原体照射法のそれと等しくなるが、臨床使用上の煩雑さが大きく増すこととなる。

子宮頸癌に対する放射線治療は、根治治療患者では多くの場合高年齢であるか、または患者側に手術に耐えられないであろう何らかの内科的問題を有しております、これらの因子が特に消化管障害の危険因子となることは、すでに諸家の報告するところである<sup>9),10)</sup>。特に晚期障害としての小腸の狭窄・潰瘍などの小腸障害は、ほかの膀胱直腸障害に比べ、一般には発症頻度は少ないが、発症時には障害死につながる率が膀胱、直腸に比べ高い<sup>11)</sup>。消化管の障害発症には Emami, Burman らが試算するごとく<sup>12),13)</sup> 線量とともに照射容積が密接に関連しており、消化管線量を減らしながら、同時に骨盤標的領域に一致した線量分布を作るには、本報告のような二軸原体照射のほかに、打ち抜き体の使用<sup>14)</sup>や楔フィルタ、customized blockなどを併用した四門照射、近年ではさらに陽子線を組み合わせた照射の報告などがあげられよう<sup>15),16)</sup>。しかし二軸原体照射法のパターン化により、高線量域の各レベルにおける分布が、治療計画装置上の CT 画像または直接 CT フィルム上に「カム」型を投射することで容易に推定でき、短時間のうちに最適のパターンを選択できる。よって正常組織の線量低減の目的を十分充たす線量分布が得られること、および日常治療に容易に用いられ得ることなどから、治療装置が多段コリメータを有していれば、本報告のようなパターン化により簡便化した二軸原体照射法は、日常診療に用いることのできる優れた方法と考える。

二軸原体照射法による全骨盤照射では、小腸線量の低減が容易に得られることはすでに指摘のあるところであり<sup>6),14)</sup>、さらに正常組織の障害に

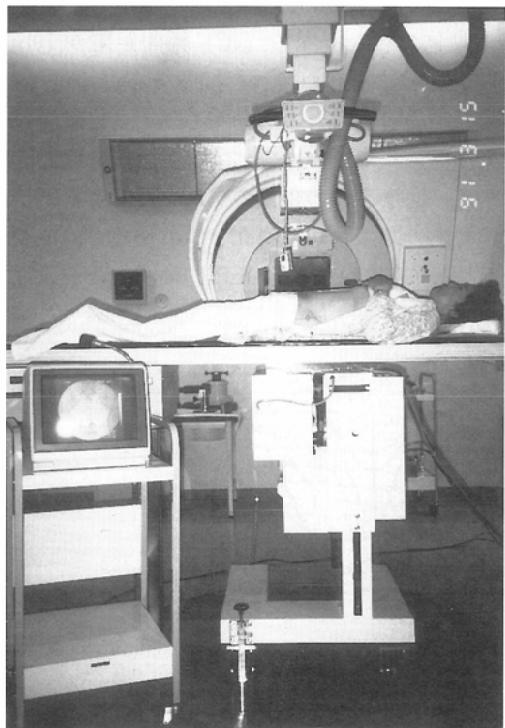


Fig. 6 The custom-made fluoroscopic device to check the internal axis of the patient set up on the couch before treatment.

は、容積効果のほかに 1 回照射線量の影響も指摘されており<sup>9),17),18)</sup>、原体照射によって低線量域で照射される腸管では、総照射線量による DVH の評価のうえに、1 回照射線量の障害に対する臨床上の影響も合わせて検討するべきと考える。

### ま と め

1. 当院で従来より行われていた全骨盤腔二軸原体照射法に改良を加え、その改良点を DVH により明らかにした。また改良型二軸原体照射について、固定照射法との正常臓器に対する DVH の比較を行った。

2. 改良型二軸原体照射法により、基靭帯後外側縁およびこの領域の基靭帯節の分布にそった標的領域の線量分布が改善された。

3. 改良型二軸原体照射法により、従来法に比べ直腸の DVH に改善を見た。

4. 二軸原体照射法は特に小・結腸への線量低減に優れて、パターン化により日常的に行い得る精度の高い治療である。

なお、本報告の要旨は国際放射線腫瘍学会総会（1993、京都）および第 51 回日本医学放射線学会総会（1992、横浜）において発表した。

### 文 献

- 1) Morita K, Kimura C, Takahashi K et al: Verbesserung der Dosisverteilung bei der Konformationsbestrahlung des Kollumkarzinoms. Strahlenther, 147: 487-497, 1974
- 2) 森田皓三: 子宮頸癌に対する原体照射法の発展、臨放, 19: 417-418, 1974
- 3) 木村千明、植田俊男、高橋一広: 原体照射機構による二軸振子照射の線量分布と線量評価、日放技学誌, 33: 463-468, 1977
- 4) Morita K, Fuwa N, Kato E et al: Results of Conformation Radiotherapy for Carcinoma of the Uterine Cervix. Endochriotherapy/Hyperthermia Oncology, 4: 137-148, 1988
- 5) 平松啓: 子宮頸癌放射線治療における照射範囲、日放会誌, 27: 1430-1440, 1968
- 6) 森田皓三、筧正兄: 子宮頸癌に対する全骨盤腔内原体照射の際患者の体型と照射線巣の形と関係、日放会誌, 35: 780-787, 1975
- 7) Slantz Jr. CA, Herter FP: The large intestine (In) Hargensen CD, Feind CR, Herter FP et al ed: The LYMPHATICS IN CANCER, 489-568, 1972, SANDERS, Philadelphia
- 8) 日本産婦人科学会、日本病理学会、日本医学放射線学会編: 子宮頸癌取扱い規約。1987, 金原出版、東京
- 9) Lanciano RM, Martz K, Montana GS, Hanks GE: Influence of Age, Prior Abdominal Surgery, Fraction size, and Dose on Complications After Radiation Therapy of Squamous Cell Cancer of the Uterine Cervix. Cancer, 69: 2124-2130, 1992
- 10) Potish RA, Dusenberry KE: Enteric Morbidity of Postoperative Pelvic External Beam and Brachytherapy for Uterine Cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 18: 1005-1010, 1990
- 11) 荒居竜雄、森田新六、村上優子他: 子宮頸癌放射線治療による障害とその治療、臨放, 26: 847-853, 1981
- 12) Emami B, Lyman J, Brown A et al: Tolerance of Normal Tissue to Therapeutic Irradiation. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 21: 109-122, 1991
- 13) Burman C, Kutcher GJ, Emami B, Goitein M: Fitting of Normal Tissue Tolerance Data to an Analytic Function Int J Radiat Oncol Biol Phys, 21: 123-135, 1991
- 14) 植田俊男: 原体照射法の技術と応用、日放技学誌, 32: 217-248, 1976
- 15) Slater JD, Slanter JM, Wahlen S: The Potential for Proton Beam Therapy in Locally Advanced Carcinoma of the Cervix. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 22: 343-347, 1991
- 16) Smit BM: Prospects for Proton Therapy in Carcinoma of the Cervix. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 22: 249-353, 1991
- 17) Lyman JT: Normal Tissue Complication Probabilities: Variable dose per Fraction Int J Radiat Oncol Biol Phys, 22: 247-250, 1991
- 18) Schueren E, Landuyt W, Scalliet P: Repair of Sublethal Damage: Key Factor in Normal Tissue Tolerance to Fractionated and Low Dose Rate Irradiation. Frnt Radiat Ther Oncol, 23: 60-74, 1989