宿題報告

子宮頸癌の放射線治療における照射精度

名古屋大学医学部附属病院放射線部

渡 部 洋 一

**ACCURACY IN THE IRRADIATION TECHNIQUE APPLIED TO
CANCER OF THE UTERINE CERVIX**

YOUICHI WATANABE

Department of Radiology, Nagoya University Hospital

Summary

The accuracy of the irradiation technique used in radiotherapy for cancer of the uterine cervix was studied by in vitro and in vivo dosimetry. Radical radiation treatment for cancer of the uterine cervix was performed by external irradiation using a dose of 60 Gy of high-energy X-rays (10 MV) with the conformation hollow-out technique, and an additional 24 Gy of cobalt-60 γ -rays given by intracavitary irradiation with the high-dose-rate remote afterloading technique. As post-operative irradiation therapy, 40 Gy of high-energy X-rays (10 MV) was used irradiated with the two opposed portal technique. The accuracy of the irradiation procedure is considered to be influenced by the following 3 factors; physical factors (the accuracy of the dosimeter, clinical dosimetry, maintenance of therapeutic apparatus, etc.), radiotherapy planning (the dose-calculating accuracy of the computer, etc.) and the patients condition (patient positioning, weight loss, etc.).

In the case of the conformation hollow-out technique, the accuracy was influenced by $\pm 8.5\%$ for in vivo dosimetry, while that for the two opposed portal technique was $\pm 7.7\%$.

The accuracies of these methods by in vivo dosimetry were $\pm 7\%$ and $\pm 6\%$ respectively.

The above-obtained values for the accuracy were in relative agree. In the case of intra-cavitary irradiation, the irradiation accuracy shown by in vitro dosimetry for physical factors and radiotherapy planning was $\pm 4.4\%$, while that for intra-rectal in vivo dosimetry was from $\pm 20\%$ to -10% .

目 次

1. 緒 言	3.4 不整形照射野
2. 測定器および治療装置	3.5 健康組織の保護
2.1 線量計	4. 放射線治療計画
2.2 放射線治療装置	4.1 原体打抜照射法
3. Clinical Dosimetry	4.2 コンピュータによる等線量分布の計算精度
3.1 深部量百分率	4.3 CT 像の画像抽出精度
3.2 組織最大線量比	5. 患者による不精度
3.3 散乱最大線量比	5.1 患者の体重減少にともなう不精度
	5.2 患者ポジショニングの再現性
	5.3 骨盆腔内の密度

子宮頸癌の放射線治療における照射精度 (渡部)

6. 高線量率のリモートアフターローディング (RALS) における照射精度

6.1 線量測定による不精度

6.2 線源位置による不精度

7. In vivo dosimetry

8. まとめ

1. 結 言

放射線治療において非常に大切なことは、標的容積への照射精度である。これは標的容積への照射線量が低いと腫瘍が根治されず、その結果、再発を生じ放射線治療が失敗に終わってしまう。また、その反対に照射線量が高いと、腫瘍の治癒率が上昇するが、しかし病巣周囲で腫瘍より放射線感受性の高い健康組織においては放射線障害が生じやすく、これが放射線治療後、晩発性障害が生じ、放射線治療が失敗すると言ったケースとなる。照射線量と腫瘍の根治および健康組織への放射線障害の関係について Lanzl¹⁾ が報告していて、これを Fig. 1 に示す。

Fig. 1 Percentage of tumor control and tissue damage or skin damage dose, as a function of dose (Ref. 1).

Top: conditions favourable for radiotherapy.

Bottom: unfavourable conditions.

Fig. 1 において、横軸に病巣線量を、縦軸に腫瘍について治癒率を、健康組織については放射線障害の生じる割合を示している。Fig. 1 の上図は病巣線量にとまなう腫瘍の治癒率と皮膚組織の障害との関係を示している。そし

て病巣線量の増大にとまなう腫瘍の治癒率が次第に増大し、そして、皮膚障害も増大し結局は健康組織（皮膚）の障害により、腫瘍の治癒率が下がることになる。この場合は、健康組織が皮膚で放射線治療効果比が高く、したがって全体として腫瘍の治癒率が高い場合である。しかし一般に癌の放射線治療を行うとき、腫瘍の周囲には比較的放射線感受性の高い健康組織が存在し、そのために多くの線量を照射することができず、したがって高い治癒率が期待できない場合が多い。Fig. 1 の下図がこれに相当し、病巣線量の増大とともに腫瘍の治癒率が増大し始めるが、この治癒率が低い所で健康組織の障害が出はじめる。そしてさらに病巣線量の増大にとまなう、健康組織の障害が大きくなりすぎて、全体として腫瘍の治癒率が下がってくることを示している。

上記のことを臨床的に実証したのが、Stewart 等と Shukovsky の喉頭癌に対する治癒率の報告で、その結果を Fig. 2 に示している。Stewart 等²⁾ は T₃ の喉頭癌 67 例について 5250 rad から 5750 rad へと病巣線量を 10% 多く照射することにより、再発率を 70% から 30% に減少させ、喉頭癌の治療成績を向上させている (Fig. 2 左)。

Fig. 2 Probability of local control for laryngeal cancer.

Left: Data are taken from Stewart and Jackson (1968).

Right: Data from Shukovsky (1970) (Refs. 2, 3).

Shukovsky³⁾ は T₂ と T₃ の喉頭癌の患者に対し、病巣線量を 1900 ret から 1710 ret へと 10% 減少させることにより、治癒率が 70% から 10% へと下がり、治療成績を悪くしている (Fig. 2 右)。このように Stewart 等と Shukovsky

は病巣線量の増減にともない喉頭癌の治癒率が著しく上下することを報告すると同時に、10%の病巣線量の増減が腫瘍の治癒率に大きく影響を来すことを示した。その他、彼等の報告は病巣線量と腫瘍の治癒率に関する曲線の勾配が高いため、わずかな線量の誤差が腫瘍の治癒率に大きく影響することも示している。

次に、放射線治療時における健康組織への放射線障害について、Fletcher, Stewart, Jackson 等が報告している。Fletcher⁴⁾は M.D. Anderson 病院で、1959 年 2 月に R から rad へ線量単位をかえた。このとき、放射線治療のスケジュールから、R と同じ数値の rad で照射されたため照射線量が 7~10% 増大した。この結果、10% の患者について喉頭浮腫が観察されたことを報告している。Stewart 等²⁾は喉頭癌の患者に対し 5250 rad から 5750 rad へと 10% 照射線量を増大したことにより、6% の患者の健康組織に壊死が生じたと報告している (Fig. 3 左)。Phillips 等⁵⁾は肺、食道、胸腺腫瘍の患者に 1100 Ret から 1400 Ret へと病巣線量を増やすことにより、治療患者の 5~15% に背随炎を観察したことを報告している (Fig. 3 右)。このように臨床にもとづいたこれらの報告から、Herring 等⁶⁾は 10% の病巣線量の増減が、腫瘍の治癒と健康組織の放射線障害に大きく影響し、このことから病巣に対し $\pm 5\%$ までの照射不精度が必要とされることを報告している。同様に ICRU Report 24⁷⁾でも、不確定度で $\pm 5\%$ 以下にする必要があると報告されている。

放射線治療において、治療計画から治療終了時までの間に生じる不精度の因子は

- イ) 物理測定—線量計の校正
- ロ) Clinical Dosimetry—出力測定、線量分布測定
- ハ) 解剖学的情報—腫瘍の大きさ・位置、患者の外周、不均一物質
- ニ) 治療計画—線量計算、各種補正
- ホ) 患者の位置の再現性
- ヘ) 治療装置の機能
- ト) 人為的ミス

等が上げられる⁸⁾。これらの因子の中で、ハ)、ニ)、ホ)の項目において不精度が比較的大きく、イ)、ロ)の項目においては少ないと言われている。それだけに治療計画における線量計算や解剖学的情報の取込み、患者の位置の再現性について特に注意を払わねばならない。また、これらの不精度の各項目は、腔内照射法においても同様であると考えられる⁹⁾。

米国の放射線腫瘍研究会のレポートでは、上記に述べた各段階での不精度の項目をもっと大きく区分し、

- イ) 治療装置の物理学的パラメータ
- ロ) 治療計算に必要な物理的測定
- ハ) 治療計画の実行

に分けている。そして放射線治療時の全不精度を $\pm 5\%$ 以内にするために、イ)の治療装置のパラメータによる不精度を $\pm 2.5\%$ とすると、ロ)の物理測定とハ)の治療計画時の不精度はともに $\pm 3\%$ 以内の不精度が必要とされると報告している¹⁰⁾。

このように標的容積への照射不精度を $\pm 5\%$ 以下にするために、放射線治療における品質補償 (QA) に関するプログラムがあり、これに関して諸外国において数多く報告されている^{11), 12)}。また、本学会においても「治療装置のチェックリストに関する報告」が放射線治療技術委員会から¹³⁾、第 34 回総会シンポジウムにおいて「放射線治療装置の管理」が¹⁴⁾、第 40 回総会シンポジウムにて「外部照射における標的容積への照射精度」¹⁵⁾が報告されている。

Table 1 に放射線治療における QA プログラムの主な項目とその基準値を与えている^{16)~18)}。

Table 1 において、物理測定では Field 線量計の校正を上げ、その基準値を $\pm 2\%$ としている。Clinical dosimetry では深部線量の測定が $\pm 3\%$ 、中心軸外の線量の見積りが $\pm 2\%$ 、照射野係数を $\pm 2\%$ としている。解剖学的情報に関する項目では、CT からの情報取り込み精度、患者の実効密度、組織線量/水中線量が上げられるが、これらに関する基準値は定っていない。治療計画では線量計算式、コンピュータによる計算精度について基準値が定まっていなかったが、ウェッジフィルタやシャドウトレイ

Fig. 3 Probability of severe radiation damage.
Left: Data for larynx published by Stewart and Jackson (1968) (Ref. 2).
Right: Data for thoracic spinal cord published by Phillips and Buschke (1961) (Ref. 5).

子宮頸癌の放射線治療における照射精度 (渡部)

Table 1 Summary of quality assurance: test procedures and acceptance criteria (Refs. 16, 17, 18).

	Parameter	Criterion
Physical dosimetry	Ion-chamber calibration	$\pm 2\%$
Clinical dosimetry	Depth dose	$\pm 3\%$
	Estimate of off-axis dose distribution	$\pm 2\%$
	Output factor	
Anatomical information	Patient contouring from CT image	
	Effective density of patient	
	Tissue dose/water dose	
Dose planning method	Calculation accuracy of computer	
	Dose calculation equation	
	Transmission of block	$\pm 5\%$
	Wedge transmission	$\pm 2\%$
	Blocking tray transmission	$\pm 2\%$
Patient position	Reproduction of patient position	
	Change of patient contouring	
Radiotherapy equipment	Monitoring system linearity	$\pm 2\%$
	Flatness and symmetry	$\pm 3\%$
	Energy constancy	
	Light field size and field size indicator	$\pm 3 \text{ mm}$
	Laser alignment	$\pm 2 \text{ mm}$
	Distance indicator	$\pm 3 \text{ mm}$

の補正係数が $\pm 2\%$ の基準値である。患者の位置の再現性については、基準値が定っていない。治療装置に関するものとして、線束平坦度が $\pm 3\%$ 、光照射野とX線束とのズレが 3 mm 、距離計が $\pm 3\%$ 、side localizerにおいて $\pm 2 \text{ mm}$ と基準値が定められている。Table 1に示されているように、放射線治療におけるQAプログラムは大別して、測定を中心とした物理的なQAプログラムと患者の解剖学的変化を中心とした臨床的なQAプログラムに分けられ¹⁹⁾、中でも患者の位置の再現性や解剖学的情報の取り込みについては後者のプログラムに入り、これらはまだ不精度の基準値が確立していないのが現状である。

私は、これからQAプログラムにもとづいて、子宮頸癌の放射線治療における照射精度を外照射法と腔内照射法について調べ、その結果をin vivo dosimetryの結果と対応させ、考察してみたいと考える。

2. 測定器および治療装置

2.1 線量計

放射線治療における照射精度を問題にすると、最も基本的な因子はField線量計の校正である。その他線量計のもっている諸特性、線量測定法等について十分に熟

知し、線量計を取り扱うことも大切なことである。

Field線量計はそのチェンバ壁に多くは空気等価物質が用いられ、このField線量計が兼ね備えねばならない諸特性について、NCRP Report No. 69²⁰⁾に詳しく報告されていて、その主なものは

- イ) 校正值の変化 ($\pm 1.0 \sim 1.5\%$ 以内)
- ロ) 線量依存性
- ハ) 電氣的リーク (照射量の 0.1% 以下)
- ニ) ステム効果
- ホ) 線量率依存性 (1.0% 以下)
- ヘ) マイクロウェーブの影響

である。

Field線量計は少なくとも2年ごとに校正されるべきで、その間における校正值の変動率は、Strontium-90の放射性同位元素の線源によるチェックでは $\pm 1\%$ 以下で、Cobalt-60 γ 線を用いた線量計相互間におけるチェックについては $\pm 1.5\%$ 以下を正常値とし、これ以上の変動がある場合には線量計を再校正する必要がある。線量計感度の直線性においては、チェンバと接続する電流計が不精度の大きな原因となる。このことからコンデンサ型の電離線量計においてはフルスケールの $1/2$ の所を、ケーブルで接続された電離線量計においては $3/4$ の所を最大線

量指示値とし電離量を測定する必要がある。電気的なりークは、線量計の校正時における照射時間の5倍の時間において0.5%以下、または、照射線量の0.1%以下におさえるべきである。STEM効果はチェンバのSTEM部分の空洞が照射されると、そこに発生する電離電流のため、照射線量に誤差が出る現象である。この効果について今日市販されている線量計ではほぼ解決されている。線量率効果は、ライナックやベータートロン装置から放射されるパルス放射線の測定時に特にそうであるが、チェンバ内で電離されたイオン対の再結合により線量値が低く評価される現象で、この問題についてはICRU Report 34²¹⁾に詳しく報告されている。FarmerやVictoreen 100 R chamberにおいて、放射線治療の条件の下でイオン再結合による効果は1%以下と言われていて、われわれの使用している線量計(Radocon II, 100 HA)では200 R/min, 330 ppsの条件の下で、Boagの理論式を用いて0.5%であった。ケーブルで電流計と接続されている線量計は、治療装置からのマイクロウェーブの影響を考慮する必要があり、この現象はコンデンサ型線量計と比較し確められる。

わが国における医療用放射線線量計の校正の体系は、国家一次標準線量計が電子技術総合研究所に設置され、Cobalt-60 γ 線を用いて照射線量(R)が絶対値で測定される。そして全国で12ヶ所にある医療用二次標準線量計と校正され、これが各施設におけるField線量計と校正される。

このように、一次標準線量計から各施設でのField線量計までの校正系、そして各施設でファントム中のある点における吸収線量測定時の不精度について、LoevingerとLoftusはあるモデルをつくり計算している^{22)~24)}。Table 2は彼等のこの計算結果を示す。このTableで第

3段階はField線量計の校正時における不精度を示し、モデルとしてCobalt-60 γ 線を使用、校正は線源より100 cmの所で、1 R/secの線量率の下で行われ、線量計としてフルスケールが100 Rのコンデンサ型電離線量計を用いている。第4段階は各施設において、outputの測定時における不精度を計算したもので、SSD 80 cmの所で100 R/minの線量率で、水中5 cmの深さで照射野10×10 cmの吸収線量を測定するとした。第5段階は、照射野10×10 cm, SSD 80 cm, 3.5分の治療時間で、組織と等価なファントムにおいて10 cmの深さで250 radを照射するとき、中心線束上で計算される不精度を示す。その他、0段階のsystem errorはW値の不精度が主で、第4段階でのsystem errorは主としてdisplacement effectによるものである。

このようにTable 2はField線量計の校正時と病院でのoutput測定時におけるrandom errorを0.7%以下にすれば、電離線量計を用いた組織等価ファントム内での照射線量の不精度は全体で2.5%以下になることを示している。当施設ではField線量計(Capintec, PR-06C)の校正時とoutput測定時における線量計のrandom errorが0.1%以下であったが、Loevinger等のデータをそのまま使用し、Field線量計の不精度を±2.5%とした。

2.2 放射線治療装置

2.2.1 放射線治療装置

放射線治療装置の機械的な機能に関するQAについて、今までに多くの著者が報告している^{11),12)}。これらの報告から、このQAに関する主な項目とその基準値は

- イ) 機械的なアイソセンタ(コリメータ, ガントリー, 寝台)
- ロ) X線束のアイソセンタ(コリメータ, ガントリー)

Table 2 Estimates of uncertainties at each step in the calibration chain (Refs. 22, 23, 24).

		Uncertainty limits (±%)		
		Random	Systematic	Total
0	Physical constants	—	1.1	1.1
1	Standard beam	0.1	0.5	0.5
2	Secondary instrument	0.2	0.3	0.4
3	Field instrument	0.7	0.7	1.0
4	Treatment beam	0.7	1.6	1.7
5	Tissue phantom	—	0.7	0.7
0-5	Cumulative uncertainty	1.0		2.5

子宮頸癌の放射線治療における照射精度 (渡部)

……直径で 4 mm 以下

ハ) 光照射野と放射線束の一致…… ± 2 mm

ニ) サイドロカイザー…… ± 2 mm

ホ) 距離計…… ± 3 %

が上げられる。われわれの使用している放射線治療装置 (Toshiba: LMR 15型) において、この機械的な機能に関する QA に関して、イ)の項目については ± 1 mm 以内で合っていて、その他の項目についてはすべてこの基準内であった。

2.2.2 X線束のエネルギー

医用加速器から放射されるX線束のエネルギー決定法について NACP や AAPM から報告されている^{27)~29)}。X線束のエネルギーは加速器の種類 (電子の加速方法) やターゲットの材質、イコライザーの形状や厚さにより異なり、これが深部線量に大きく影響する因子となる。われわれはX線束のエネルギーを決定するために NACP のデータ (Fig. 4)²⁸⁾ を採用した。測定時の幾何学的条件は照射野を 10×10 cm, SSD を100 cm, 水深10 cmと20 cmの位置に線量計 (Radocon, 100 IC) をセットし、両者の電離量の比は1.59であった。このことから当施設の加速器から放射されるX線束は、10 MV の nominal accelerating potential であることを確認した。

2.2.3 線束平坦度

線束平坦度の変動率は、SSD: 100 cm, 水深10 cm において測定したX線線量率が、最大照射野の80%の照射野幅において、isocenter の線量率を基準にしたX線強度の変動率として定義され、その基準値は ± 3 %以内とされている³⁰⁾。当施設の装置において、この平坦度変動率は

Fig. 4 Nominal accelerator potential (MV) as a function of the ionization ratio (J_{100}/J_{200}) (Ref. 28).

Fig. 5 に示されるように、gun-target 方向とこれに直角をなす right-left 方向においていずれも ± 2 %であった。

2.2.4 モニタ線量計^{31),32)}

モニタ線量計と Field 線量計の間において、線量特性、線量率特性において両者の値は良く相関されていた。

Fig. 6(上)は午前と午後におけるモニタ線量計の校正値を示すもので、全般的に午後の方が2 %程高い校正値となっている。このことから1日のうちで ± 2 %の校正値の変動があると考えられる。Fig. 6(下)は長期間にわたるモニタ線量計の校正値の変動を示す。その結果、長

Fig. 5 Uniformity of the beam (flatness).
The dose uniformity is ± 2.0 %.

期間にわたる校正値の変動において $\pm 2\%$ であることが考えられる。

Fig. 6 Variation of output dose.
Top: Variation during a day.
Bottom: Long-time variation.

2.2.5 出力測定

治療装置からの放射線の出力測定は clinical dosimetry において基本的に大切な事柄の一つで、この測定方法について IAEA, HPA, AAPM 等で数多くの報告がなされている^{35)~39)}。われわれの施設においても、これらの勧告にもとづき出力測定を行っている。

この出力測定時におけるファントムとして水が基本的に用いられるが、水をファントムとして用いると線量計に対する防水の問題、毛細管現象による線量計の位置の再現性の問題が生じ、このわずらわしさを避けるために水に代って固形ファントムの使用が勧められている。

このファントムは水または組織と同じ吸収と散乱を行う材質が良く、そのパラメータは電子密度、質量密度、

実効原子番号である^{40),41)}。Table 3 に組織に代る各種ファントムの電子密度、質量密度、実効原子番号を示している。筋肉と比べ水は電子密度、質量密度、実効原子番号とも完全に一致しているが、ポリスチレンは実効原子番号において低い。しかし、コンプトン散乱領域の光子線束では使用に支障がない。また、ポリスチレンは脂肪組織とよく一致していることがわかる。

われわれの施設では水に代る固形ファントムとしてポリスチレンを使用しているが、このときポリスチレンの質量密度が水と一致していないため、下式を使い線量を補正せねばならない。

$$D_{\text{water}} = D_{\text{poly}} \cdot (\bar{\mu}_{\text{em}}/\rho)_{\text{poly}}^{\text{water}} \quad (2.1)$$

ところで

D_{water} : 水中の吸収線量

D_{poly} : ポリスチレン中の吸収線量

$(\bar{\mu}_{\text{em}}/\rho)_{\text{poly}}^{\text{water}}$: ポリスチレンと水の質量エネルギー吸収係数の比

われわれは同一幾何学的条件 (SCD: 100 cm, 照射野: 10×10 cm) の下で、水とポリスチレンファントム中の線量を 5~20 cm の深さにおいて測定したところ、両者はほぼ同一の値であったので、 $(\bar{\mu}_{\text{em}}/\rho)_{\text{poly}}^{\text{water}} = 1$ とした。次に出力測定時の幾何学的配置を Fig. 7 に示す。われわれは ICRU 等^{7),27)~30)} の勧告にもとづき SCD: 100 cm, 照射野: 10×10 cm, 校正深: 5 cm の幾何学的条件において、線量率: 200 R/min, モニタ線量計指示値: 200 の条件で出力の測定を行っている。このとき、ポリスチレンまたは水ファントムの校正深における吸収線量 (D_A) は 2.2 式に示される。

$$D_A = R \cdot K_1 \cdot P_{\text{ion}} \cdot P_{\text{repl}} \cdot N \cdot F \quad (2.2)$$

ところで

K_1 : 気圧・温度の補正值

Table 3 Electron density, mass density, and effective atomic numbers for some tissues and tissue substitutes (Refs. 40, 41).

Tissue or substitute material	Electron density (electrons/g)	Mass density (g/cm ³)	Effective atomic number		
			Photoelectric	Compton	Pair production
Muscle	3.36×10^{23}	1.00~1.05	7.42		6.6
Water	3.36×10^{23}	1.00	7.42	7.53	6.6
Polystyrene	3.24×10^{23}	0.98~1.11	5.69	5.75	5.28
Subcutaneous fat	3.48×10^{23}	0.92	5.92		5.20
Bone (cortical)	3.00×10^{23}	1.85	13.8		10.0
Aluminium	2.90×10^{23}	2.7	13.0		13.0

子宮頸癌の放射線治療における照射精度 (渡部)

Fig. 7 Examples of measurement geometries.

A: Determination of absorbed dose at the calibration point (SCD).

B: Determination of output dose at the reference point (SCD).

C: Determination of output dose at the reference point (SSD).

 P_{ion} : イオン再結合の補正值 (1.005) P_{repl} : Replacement の補正值 (0.996) N : 線量計の Co-60 γ 線の校正定数 (0.936) F : 10 MV X線の rad 変換係数 (0.93) R : 線量計指示値Fig. 7 において, 基準深における吸収線量 (D_B) は,

$$D_B = D_A / \text{TMR} (10 \times 10, 5)$$

であることから, ポリスチレンファントム中, または水中の基準深におけるモニタ線量計指示値200当りの出力線量は下式の如く示される.

$$D_B = (0.911 \cdot R \cdot K_1) / 200 \quad (2.3)$$

さらに, SCD 法における出力線量値から SSD 法における出力線量値を計算にて求めることができれば便利で, Fig. 7 において, D_A と D_C の間に, $0.996 \cdot D_A = D_C$ が成り立つことから, われわれは下式を用いて求めている.

$$D_C = 0.867 \cdot R \cdot K_1 \quad (2.4)$$

このように出力測定において, SCD: 100 cm における校正深の測定値から, SCD: 100 cm および SSD: 100 cm における基準深の線量値を計算値と実測値と比較したところ, 両者の間で全く誤差の無いことが確認された.

2.2.6 Gantry の回転にともなう出力の変動

出力線量の測定はガントリーの角度が 0° で, すなわち垂直に X 線束が照射される状態で測定が行われている. しかし臨床にはいろいろなガントリー角度で照射が行われていて, このときの加速状態の微妙な変化が出力線量に変化を与えることが考えられ, ガントリーの回転角度における出力線量の変動を測定した. ガントリー角が 0° のときの出力線量値を基準にし, それぞれの回転角度と

Fig. 8 Variation of output dose for gantry rotation angle.

全回転照射における出力線量の変動率を求め, これを Fig. 8 に示す. その結果, ガントリー角が 0° と 180° の対向二門照射法にて $\pm 2\%$ 以内, 全回転照射法においても $\pm 2\%$ 以内の出力線量の変動であった.

3. Clinical Dosimetry

3.1 深部量百分率 (PDD)

10 MV の X 線束の深部線量に関するデータについて今までに数多く報告されている^{(42)~(49)}. この深部線量のデータは放射線治療において最も基礎となるデータの 1 つで, 同じ装置でも加速条件, ターゲットの材質やイコライザの形状や厚さが異なることから深部線量が異なってくるため, 基本的には各施設でその装置に対する深部線量データを作成しなければならない.

われわれは PDD を測定するにあたり, a) 線量率200

R/min, モニタ線量計指示値300で測定したときと, b) 線量率100 R/min で連続放射の下でコンピュータ制御にて連続的に測定した場合とで, 深部量百分率を比較した。その結果は Fig. 9 に示され, 両者の測定値の間に最大3%の相異があった。この両者の相異は装置の加速状態の安定性に起因するものと考えられる。その結果, われわれは実際の治療時に近い a) の条件の下で測定した深部量百分率を使用している。Table 4 にその深部量百分率を示している。この Table で, 照射野 0 における深部量百分率の値は Fig. 9 より外挿法にて求めたもので, 照射野 0 cm における深部量百分率の値は下式に示される。

$$PDD(0, d) = 100 \left(\frac{SDD + d_0}{SDD + d} \right) e^{-\mu(d-d_0)} \quad (3.1)$$

ここで d_0 : ビルドアップ深

μ : 線減弱係数

である。そして $\mu = 0.035 \text{ cm}^{-1}$ が得られている。

Fig. 9 Percentage depth dose with area for depth (10-MV X-rays).

3.2 組織最大線量比 (TMR)

組織最大線量比の値は, 深部量百分率から下式を用いて求められる^{50)~54)}。

$$TMR(A, d) = \frac{PDD(A_0, d, SSD + d_0)}{100} \left(\frac{SSD + d}{SSD + d_0} \right)^2 \cdot \frac{S(A_0)}{S(A)} \quad (3.2)$$

ここで A と A_0 の間に $A_0 = A \left(\frac{SSD + d_0}{SSD + d} \right)$ が成り立ち $S(A_0)/S(A)$ は主としてコリメータからの散乱による係数で高エネルギー X 線の場合, ほとんど 1

である。

Fig. 10 は組織最大線量比について, 実測値と深部量百分率 (Table 4) から 3.2 式を使用して得た値とを比較している。その結果, 両者の間に $\pm 1\%$ 以内の不精度で一致していた。Table 5 は実測による組織最大線量比を示す。

次に他の施設における 10 MV X 線束の組織最大線量比を比較した結果を Fig. 11 に示す。照射野: $10 \times 10 \text{ cm}$, 深さ 2.5~20 cm までを当施設のデータを基準にして比較を行った。その結果, 他の施設と比べて, $\pm 1\%$ 以内の不精度で一致していた。

3.3 散乱最大線量比 (SMR)

SMR はファントム中の任意の深さにおける線量から, 一次線量の成分を差引いた散乱線量と定義されていて, 下式に示される。

$$SMR(A, d) = TMR(A, d) - TMR(0, d)$$

Fig. 10 Comparison of measured versus calculated tissue-maximum ratios (10-MV X-rays).

Fig. 11 Comparison of tissue maximum ratios of $10 \times 10 \text{ cm}$ field at 100 cm SCD for 10-MV X-rays.

子宮頸癌の放射線治療における照射精度 (渡部)

Table 4 Percentage depth doses for rectangular fields (10 MV X-rays, 100 cm SDD).

FIELD DEPTH	0 × 0	2 × 2	4 × 4	6 × 6	8 × 8	10 × 10	12 × 12	15 × 15	20 × 20	25 × 25	30 × 30
2.5	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
3.0	97.6	98.2	99.0	99.0	99.0	99.0	99.0	99.0	99.1	99.1	99.1
3.5	95.0	96.2	97.0	97.3	97.4	97.5	97.6	97.6	97.7	97.7	97.7
4.0	92.4	94.1	95.0	95.5	95.8	96.0	96.0	96.1	96.2	96.3	96.3
4.5	89.9	91.9	93.0	93.5	93.7	93.9	94.0	94.1	94.2	94.5	94.5
5.0	87.4	89.6	90.7	91.4	91.6	91.8	92.0	92.0	92.0	92.4	92.4
5.5	85.0	87.4	88.6	89.2	89.6	89.8	90.0	90.0	90.1	90.4	90.4
6.0	82.8	85.2	86.4	87.2	87.7	87.9	88.0	88.1	88.2	88.5	88.5
6.5	80.6	82.9	84.3	85.1	85.8	86.0	86.0	86.2	86.3	86.6	86.6
7.0	78.5	80.6	82.2	83.2	83.9	84.2	84.2	84.4	84.5	84.7	84.9
7.5	76.5	78.4	80.2	81.3	82.0	82.4	82.4	82.6	82.8	83.0	83.2
8.0	74.5	76.5	78.3	79.4	80.2	80.6	80.7	80.9	81.2	81.3	81.5
8.5	72.5	74.6	76.4	77.5	78.4	78.8	79.0	79.3	79.6	79.7	79.9
9.0	70.6	72.7	74.5	75.6	76.6	77.1	77.3	77.7	78.1	78.2	78.3
9.5	68.7	70.8	72.7	73.8	74.8	75.4	75.7	76.1	76.6	76.7	76.8
10.0	66.8	69.1	70.9	72.1	73.1	73.7	74.1	74.6	75.1	75.2	75.3
10.5	65.0	67.4	69.1	70.4	71.3	72.0	72.5	73.1	73.6	73.6	73.8
11.0	63.3	65.7	67.3	68.7	69.7	70.4	70.9	71.7	72.2	72.2	72.3
11.5	61.7	64.0	65.6	67.0	68.1	68.8	69.4	70.2	70.8	70.8	70.8
12.0	60.0	62.3	64.0	65.4	66.6	67.2	67.9	68.8	69.3	69.4	69.4
12.5	58.4	60.6	62.4	63.7	65.1	65.6	66.5	67.3	67.9	68.0	68.0
13.0	56.9	59.0	60.8	62.1	63.6	64.1	65.1	65.9	66.5	66.6	66.7
13.5	55.4	57.4	59.2	60.6	62.0	62.7	63.7	64.5	65.1	65.2	65.4
14.0	53.9	55.9	57.8	59.1	60.5	61.3	62.3	63.1	63.8	63.9	64.1
14.5	52.5	54.4	56.4	57.6	59.0	59.9	60.9	61.8	62.5	62.7	62.8
15.0	51.1	52.9	54.8	56.2	57.5	58.6	59.5	60.5	61.2	61.4	61.6
15.5	49.8	51.4	53.5	54.8	56.2	57.3	58.1	59.2	60.0	60.2	60.3
16.0	48.5	50.1	52.2	53.5	54.9	56.0	56.8	58.0	58.8	58.9	59.0
16.5	47.2	48.9	50.9	52.2	53.6	54.7	55.6	56.8	57.6	57.7	57.9
17.0	46.0	47.7	49.6	51.0	52.3	53.4	54.4	55.5	56.5	56.5	56.8
17.5	44.8	46.5	48.4	49.8	51.1	52.2	53.2	54.2	55.3	55.3	55.6
18.0	43.6	45.3	47.2	48.7	49.9	51.0	52.1	53.0	54.2	54.2	54.5
18.5	42.5	44.1	46.0	47.5	48.8	49.8	50.9	51.8	53.0	53.1	53.4
19.0	41.4	42.9	44.9	46.3	47.7	48.6	49.7	50.7	51.9	52.0	52.4
19.5	40.3	41.8	43.8	45.1	46.6	47.5	48.6	49.6	50.7	50.9	51.4
20.0	39.2	40.7	42.7	44.1	45.5	46.4	47.5	48.4	49.5	49.9	50.4

(3.3)

野の関係は下式に示される。

ここで A は一般的には正方形の照射野であるが、Clarkson 法にて変形照射野における TMR を計算するときは円形照射野で表わすと便利で、そのために A の代りに半径 r で表わすことが多い。そして円と正方形照射

$$r = \frac{4}{\sqrt{\pi}} A \quad (3.4)$$

3.4式で r は半径、A は正方形照射野で A/P で示される。

Table 5 Tissue-maximum ratios for rectangular fields (10 MV X-rays).

FIELD DEPTH	0 × 0	4 × 4	6 × 6	8 × 8	10 × 10	12 × 12	15 × 15	20 × 20	25 × 25	30 × 30
2.5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
3.0	0.986	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
3.5	0.969	0.983	0.985	0.988	0.990	0.990	0.992	0.992	0.992	0.993
4.0	0.953	0.968	0.972	0.976	0.979	0.980	0.983	0.983	0.984	0.985
4.5	0.936	0.953	0.959	0.964	0.967	0.970	0.973	0.974	0.975	0.976
5.0	0.920	0.940	0.946	0.952	0.956	0.959	0.963	0.965	0.966	0.967
5.5	0.904	0.925	0.932	0.940	0.945	0.948	0.952	0.956	0.956	0.958
6.0	0.888	0.912	0.918	0.928	0.934	0.938	0.942	0.944	0.946	0.948
6.5	0.872	0.899	0.906	0.916	0.923	0.927	0.932	0.934	0.936	0.938
7.0	0.856	0.885	0.894	0.904	0.911	0.916	0.921	0.924	0.926	0.928
7.5	0.842	0.872	0.882	0.892	0.900	0.905	0.910	0.914	0.916	0.917
8.0	0.827	0.860	0.870	0.880	0.889	0.894	0.900	0.904	0.906	0.907
8.5	0.812	0.847	0.858	0.869	0.877	0.883	0.890	0.894	0.895	0.896
9.0	0.798	0.835	0.846	0.858	0.865	0.872	0.879	0.884	0.885	0.886
9.5	0.784	0.822	0.834	0.846	0.854	0.860	0.869	0.874	0.874	0.876
10.0	0.770	0.810	0.822	0.834	0.843	0.849	0.858	0.864	0.864	0.866
10.5	0.756	0.797	0.810	0.822	0.831	0.838	0.848	0.853	0.854	0.856
11.0	0.742	0.784	0.798	0.810	0.820	0.827	0.837	0.843	0.844	0.846
11.5	0.728	0.772	0.786	0.789	0.809	0.816	0.826	0.833	0.834	0.837
12.0	0.716	0.760	0.774	0.786	0.798	0.805	0.816	0.823	0.824	0.828
12.5	0.704	0.747	0.762	0.774	0.787	0.794	0.805	0.812	0.815	0.818
13.0	0.691	0.735	0.749	0.762	0.776	0.783	0.795	0.802	0.805	0.809
13.5	0.679	0.722	0.737	0.750	0.764	0.772	0.784	0.792	0.796	0.800
14.0	0.667	0.710	0.725	0.738	0.753	0.762	0.774	0.783	0.787	0.790
14.5	0.655	0.697	0.713	0.727	0.742	0.752	0.763	0.773	0.778	0.781
15.0	0.643	0.685	0.701	0.716	0.731	0.741	0.753	0.764	0.768	0.772
15.5	0.632	0.673	0.690	0.704	0.720	0.731	0.743	0.754	0.759	0.763
16.0	0.621	0.661	0.678	0.693	0.709	0.720	0.733	0.745	0.750	0.754
16.5	0.610	0.650	0.667	0.683	0.699	0.710	0.723	0.736	0.740	0.745
17.0	0.599	0.638	0.656	0.672	0.688	0.699	0.713	0.726	0.731	0.736
17.5	0.589	0.628	0.646	0.662	0.677	0.688	0.704	0.717	0.722	0.728
18.0	0.578	0.617	0.635	0.652	0.667	0.678	0.694	0.708	0.713	0.719
18.5	0.568	0.607	0.625	0.642	0.656	0.667	0.684	0.699	0.705	0.710
19.0	0.558	0.597	0.615	0.632	0.646	0.656	0.675	0.690	0.696	0.702
19.5	0.548	0.588	0.606	0.622	0.636	0.646	0.666	0.680	0.688	0.693
20.0	0.537	0.579	0.598	0.614	0.628	0.638	0.650	0.671	0.680	0.686

われわれはSMRについて実測により得たものをTable 6に示す。そしてTable 5のTMR値から3.3と3.4式を用いて計算で得たSMR値と比べると、最大誤差がSMR値で0.001であり、計算から得た値でも非常によく一致していた。

3.4 不整形照射野

不整形照射野における照射野係数や深部線量の計算を行う方法について、A/P法^{55),56)}、Clarkson法⁵⁷⁾、Day法⁵⁸⁾が報告されている。Wrade^{59),60)}はCobalt-60 γ 線、10 MV X線を用いてA/P法、Clarkson法にて1～3%

子宮頸癌の放射線治療における照射精度 (渡部)

Table 6 Scatter maximum dose ratios for circular fields.

DEPTH (cm)	Field radius (cm)							
	2	4	6	8	10	12	14	16
2.5	0	0	0	0	0	0	0	0
3.0	0.014	0.014	0.014	0.014	0.014	0.014	0.014	0.014
4.0	0.012	0.022	0.027	0.030	0.031	0.031	0.031	0.031
5.0	0.017	0.030	0.037	0.042	0.044	0.044	0.044	0.044
6.0	0.021	0.038	0.048	0.053	0.056	0.056	0.058	0.058
7.0	0.025	0.044	0.056	0.064	0.067	0.068	0.070	0.070
8.0	0.029	0.050	0.063	0.072	0.076	0.077	0.079	0.079
9.0	0.033	0.055	0.070	0.079	0.085	0.086	0.087	0.087
10.0	0.035	0.059	0.075	0.085	0.090	0.092	0.094	0.095
11.0	0.038	0.063	0.080	0.093	0.100	0.101	0.102	0.103
12.0	0.039	0.065	0.079	0.097	0.105	0.106	0.108	0.110
13.0	0.037	0.066	0.087	0.101	0.109	0.112	0.114	0.116
14.0	0.037	0.066	0.088	0.104	0.113	0.117	0.119	0.121
15.0	0.035	0.066	0.091	0.106	0.117	0.121	0.125	0.128
16.0	0.034	0.065	0.091	0.108	0.120	0.126	0.129	0.132
17.0	0.033	0.066	0.093	0.110	0.122	0.129	0.133	0.136
18.0	0.034	0.065	0.092	0.111	0.125	0.132	0.135	0.139
19.0	0.034	0.067	0.091	0.109	0.124	0.134	0.138	0.142
20.0	0.037	0.069	0.093	0.110	0.124	0.136	0.142	0.147

以内の不精度で, Brown⁶¹⁾ は Cobalt-60 γ 線, 4, 8 MV X線を用いて Day 法にて 1% 以内の不精度で実測値と一致していることを報告している。

われわれはまず矩形照射野の TMR 値について, A/P 法による不精度を求めた。

Fig. 12 において, 実線は正方形照射野の TMR 値を A/P 法で示したもので, 矩形照射野の TMR の実測値 (Δ 印), Clarkson 法による計算値 ($\circ$ 印) も図示されている。

その結果, 矩形照射野で A/P 法による不精度は 4×10 cm の照射野で最大 1.5% であった。さらに A/P 法より Clarkson 法の方がより計算精度が良いこともこの図からわかる。

次に Fig. 13 に示されるように, いろいろな型の不整形照射野について, Clarkson 法による計算値と実測値とを比較した。この図において, 不整形照射野の中心線束上の PDD の実測値を基準に表示している。その結果, 5 ~ 15 cm の深さにおいて最大 1.5% の不精度であった。以上のことから不整形照射野における深部量計算は, 1.5% 以内の不精度であることがわかる。

Fig. 12 Comparison of measured versus calculated tissue-maximum ratios for rectangular fields.

3.5 健康組織の保護

健康組織の保護に, シャドウトレイの上におかれた鉛ブロックで放射線の遮蔽を行っている。この鉛ブロックの厚さは一般的に第 4 ~ 第 5 半価層が必要とされ, この厚さは一次線の透過率で 3 ~ 6% である。われわれの施設では 5 cm 厚の鉛ブロックを使用していて, したがって 10 MV X線では 8% の透過率となっている。次に $20 \times$

Diagram of a 20cm x 20cm square with a grid of points and values. The top edge is divided into two 7.5cm segments. The right edge is divided into four segments: 7.5cm, 5cm, 5cm, and 7.5cm. The square is divided into four quadrants by a vertical dashed line and a horizontal dashed line. The values at the points are: Top-left (101.1, 99.7), Top-right (99.4, 100), Bottom-left (99.4, 102.1, 100.3), Bottom-right (100.9, 99.2, 99.7). The center point is 100. The bottom-right quadrant is labeled "shadow tray" and "lead block".

このように、線束の平坦度、総量計、深部線量等の治療装置の機械的因子、clinical dosimetry からなる物理的因子の不精度は **Table 7** に示され、総計で $\pm 4.9\%$ となった。

Dosimeter	$\pm 2.5\%$
Beam flatness	$\pm 2.0\%$
Monitor dosimeter (daily variation)	$\pm 2.0\%$
(gantry angle)	$\pm 2.5\%$
Depth dose	$\pm 1.0\%$
Irregular field	$\pm 1.5\%$
Cumulative uncertainty	$\pm 4.9\%$

4.1 原体打拔照射法

子宮頸癌の放射線治療法は「子宮頸癌の放射線治療基準」^[61]にも述べられているように、基本的には外照射法と腔内照射法とが併用される。当大学における子宮頸癌の放射線治療方法は、根治療法として外照射法と腔内照射法とが併用され、外照射法では10 MV X線を用いた原体打抜照射法にて、全病巣量60 Gyを3分割の照射法にて行っている。腔内照射法においてはコバルト60密封小線源を用いた高線量率リモートアフタローダ(RALS)により、A点線量にて20～25 Gyを3分割の照射法にて行っている。一方、術後照射は外照射法のみで、10 MV X線による対向二門照射法にて、全病巣量40 Gyを2分割の照射法にて行っている。

原体照射法および回転打抜照射法について今までに数多くの報告がされている^{62)~70)}。また、原体照射法における照射範囲について平松⁷¹⁾、森田⁷²⁾の報告があり、子宮頸癌の外照射法による照射範囲は子宮頸部の一次リンパ節と傍系リンパ節を含めた範囲で、上限は腸骨リンパ節を含めた第4腰椎の上縁、下限は内腸骨リンパ節を含めた閉鎖孔の中央、左右最大骨盤縁より外側2 cmとされている(Fig. 15)。従来の原体照射法では、側方向において外腸骨リンパ節を十分に含めて照射できなかった。これは外腸骨リンパ節を充合に含めると、体積線量が大きくなることに原因があった。この問題解決のため原体照射法に打抜照射法を併用し、今までの照射範囲よりも外腸骨リンパ節を十分に含めた照射野をとり、そして膀胱部、直腸部、腰椎、仙骨等が打抜体により保護される照

Fig. 15 Frontal and lateral view of treatment field and lymph-node chain.

射範囲とした。そして照射野と打抜体の関係について Fig. 16 に示される。その結果、同じ照射野の大きさでの対向二門照射法と比べ原体照射法が体積線量で13.3%減ずることができ、さらに膀胱および直腸線量を減らすことができた。

次にこの原体打抜照射法による載断面上の等線量分布図を示す。Fig. 17(上)は恥骨上縁上の、Fig. 17(中)は最大骨盤上縁上の、Fig. 17(下)第5腰椎上縁上における等線量分布図で、これらの分布図からも打抜体の効果をおわかりいただけると思う。

Fig. 17(上)～(下)を示された横断面上の等線量曲線において100%となるところは、ICRU Report 29⁷⁴⁾にも述べられているように、回転中心軸上である。さらにこの回転中心軸上における線量値は、線束の平坦度および原体カムの大きさにより大きく変動し、Fig. 18 にこの変

Fig. 16 Treatment field and lead block position for conformation hollow-out technique.
Top: A-P position
Bottom: lateral position

動値を正中面上の中心点を基準にしてプロットされている。その結果は5%の線量変動値を示した。そしてこの中心軸上の変動値を少なくするために1mm厚の鉛板を射出口に補償フィルタとして取り付けることにより、3%の線量変動に減らすことができた。一方、このGT方向における中心軸上の平坦度は、2.2章において述べられたように±2%であることから、原体打抜照射法による中心軸上の線量変動は2.2%になる。

4.2 コンピュータによる等線量分布の精度

次にコンピュータによる線量計算の精度を求めた。これに関して今までに多くの発表^{75)~79)}がなされており、また、本学会第38回シンポジウム^{80)~82)}においても報告されている。当大学はコンピュータ治療計画装置にModulux (CMS社製)を使用している。このコンピュータの計算精度について実測値と比較した。実測値は電離チェンバ (100 IC, Radocon), フィルム (XV-II, Kodac), 等線量自動記録装置 (5 mmφSi, Fujitex) を

Fig. 17 Isodose curve for conformation hollow out-irradiation.

Base cut: level of obturator foramen.
Mid-cut: center of field length.
Apex cut: level of fifth lumbar vertebra.

用いて測定を行った。

まず SSD: 100 cm, 照射野 10×10 cm の一門照射法における等線量分布図について、計算値と実測値を比較しその結果を Fig. 19 に示している。そして等線量曲線の曲線部分で最も誤差が大きく、最大 3% (3 mm) の誤差であった。Fig. 20 に対向二門照射法における等線量曲線

Fig. 18 Dose distribution on central axis.
Top: without compensating filter.
Bottom: with compensating filter.

SSD: 100 cm
Field size: 10×10 cm

Fig. 19 Isodose curve for experimental and calculated data.

を示す。ここではファントムの中心軸上の線量変化を測定した。その結果、最大 3% (3 mm) の誤差であった。Fig. 21 は原体打抜照射法における等線量曲線で、ここで

は打抜体附近で最も誤差が大きく4%の誤差であった。

Fig. 20 Comparison between depth doses obtained from computer and ionization chamber measurements for opposed field.

Fig. 21 Comparison between isodose curves obtained from computer and ionization chamber measurements.

4.3 CT像の画像抽出精度

CT画像の歪をしらべるため、アクリル板に20 mm 間隔に直径3 mmの穴をあけたファントムをCTスキャンした(Fig. 22)。その結果、拡大鏡にてCT像を実大像に引き伸ばしても像の歪が全く無かった。このことからCT画像の患者の解剖学的情報が、等線量曲線と重ねられることがわかった。また、さらにコンピュータ治療計画装置からの出力像においても同様なことが確かめられ、像の歪は全く無かった。

Fig. 22 Distortion test of CT image.

次に10 cm ϕ , 20 cm ϕ , 20 $\times$ 30 cmの楕円型ファントムをスキャンし、その外周のデータ入力誤差を測定したが、いずれも最大で1 mm以内(0.3%)の誤差であった。

以上のことから、放射線治療計画における不精度の要因として、照射量計算、コンピュータの線量計算精度、CT画像の再構成による誤差等を考えて来たが、その結果はTable 8にまとめられ、原体打抜照射法において $\pm 4.6\%$ 、対向二門照射法で $\pm 3\%$ の不精度となった。

Table 8 Uncertainties in radiation therapy planning.

	Conformation hollow-out	Opposed fields
Difference of dose on the isocenter	$\pm 2.2\%$	—
Calculation accuracy by computer	$\pm 4.0\%$	$\pm 3.0\%$
Tracing of CT image	$\pm 0.3\%$	$\pm 0.3\%$
Cumulative uncertainty	$\pm 4.6\%$	$\pm 3.0\%$

5. 患者による不精度

5.1 患者の体重減少にともなう不精度

腹部に放射線治療を受ける患者のほとんどは、照射野の大きさにも大きく依存するが、予定病巣量(40~60 Gy)の照射が終るまでに、急性放射線障害を生ずる⁸³⁾。この障害の多くは放射線宿酔をとともなう食欲不振や吐気、そして下痢である。これらの症状が照射期間内に続くと、患者の体重減少にともない照射野と皮膚マークの間にズレが生じ、患者のポジショニングの再現性が悪くなり、また、病巣に多くの線量が照射されることになる。われ

われは放射線治療期間中に急性放射線障害を生じて、放射線治療を最後まで休まなかった症例について、体重減少がもたらすいろいろな照射不精度について検討した。

5.1.1 病巣線量と体重減少

病巣線量と体重減少の関係を Fig. 23 に示す。図において、40 Gy は術後照射に対して行う対向二門照射法、60 Gy は根治治療に対して行う原体打抜照射法である。その結果、病巣線量の増加にともない体重が減少する傾向にあり、40 Gy の病巣線量で1 kg の体重が、60 Gy で2～3 kg の体重減少が観察された。

Fig. 23 Mean weight change during irradiation.

5.1.2 病巣線量と腹厚の減少

病巣線量にともなう腹厚の変化を Fig. 24 に示す。これも病巣線量の増大とともに腹厚が減少する傾向が観察され、病巣線量40 Gy で0.5～1.0 cm, 60 Gy で0.5～1.5 cm の腹厚減少であった。

5.1.3 体重減少にともなう病巣線量への変化

放射線治療中に急性放射線障害により、患者の体重減少・腹厚の減少が明確になった。しかしわれわれの施設では治療計画時の腹厚で計算を行い、何ら補正を加えず最後まで照射を行っているため、照射中の急性放射線障害による腹厚の減少にともない、病巣線量が多く照射されることになる。われわれは予定病巣量照射終了後に腹部のCTを撮り、治療計画時のCT像と比較し、計算にて病巣量の誤差を求め、これを Fig. 25 に示す。

その結果、40 Gy の照射後において、1 % の線量増加が、60 Gy の照射後において1.5 % の線量増加であること

Fig. 24 Mean abdominal thickness change during pelvic irradiation.

Fig. 25 Tumor dose change with weight loss during pelvic irradiation.

がわかった。

このように急性放射線障害による体重減少が、40～60 Gy の病巣線量に対し1～3 kg 生じ、そのことにより病巣線量において1～1.5 % の誤差が生ずることになる。これらのことから、急性放射線障害の程度により、放射線治療の途中に治療計画の見直しをする必要があると考えられる。

5.2 患者ポジショニングの再現性

放射線治療患者のポジショニングの再現性について工藤⁸⁵⁾、井澤⁸⁶⁾らが報告している。われわれはこの問題について病巣量10 Gy ごとに撮影したライナックグラムか

子宮頸癌の放射線治療における照射精度 (渡部)

ら測定を行った。患者のポジショニングのズレについて、骨盤を構成している骨と線束の端までの距離を測定し、初回の写真との変位差を測定した。その結果は対向二門

Fig. 26 Mean difference of patient positioning during pelvic irradiation for opposed fields.

Fig. 27 Mean difference of patient positioning during pelvic irradiation for the conformation follow-out technique.

照射法 (40 Gy) について Fig. 26 に、原体打抜照射法 (60 Gy) について Fig. 27 に示され、両照射法とも 3～5 mm の変動であった。

次にこれらポジショニングの変動が線量的にどれぐらいの不精度をもたらすかを求めた。対向二門照射法では、標的容積の辺縁は光照射野 (線束の端) より 5 mm 内側にあると考え、照射野の位置的変動にともなう病巣線量の変化を求めている。また、原体打抜照射法では 90% 線量領域の変化として求め、その結果を Table 9 に示す。この表から両照射法とも最大 5% 以内の線量誤差であった。

Table 9 Accuracy of irradiation area with difference of patient positioning.

Conformation Hollow-out Therapy

	Difference of Patient Positioning (cm)	Difference of Dose (%)
X	0.25 ± 0.09	(R) +2.5～-3.0
	0.21 ± 0.09	(L) +1.5～-2.0
Y	0.31 ± 0.09	(H) +3.0～-5.0
	0.33 ± 0.12	(F) +1.5～-3.5
Z	0.32 ± 0.14	(A) +3.5～-2.0
	0.33 ± 0.13	(P) +3.0～-4.0

Parallel Opposed Field Therapy

X	0.24 ± 0.12	(R) +1.0～-2.0
	0.21 ± 0.08	(L) +1.0～-2.0
Y	0.34 ± 0.13	(H) +2.0～-5.0
	0.28 ± 0.11	(F) +3.0～-3.0

5.3 骨盤腔内の密度

X線 CT は放射線治療計画に有効となる腫瘍のひろがりやその位置的關係、そして周囲の健康組織との位置的關係、さらに患者の外周の情報を与え、さらに CT 値から不均一組織の密度を知り、この線量計算にも役立っている^{87)～89)}。

骨盤腔内は腸内ガスや脂肪層が多く、このことにより骨盤腔内の組織の平均密度が水よりも低いことが考えられ、われわれは骨盤腔内の密度を Prasad 等⁹⁰⁾ が報告している X線 CT 値と物体の電子密度との関係から求めた。その結果は Fig. 28 にヒストグラムにして示されている。この図から平均値として脂肪層の密度は 0.92、筋層が 1.07、骨盤腔について 0.98 の平均密度値が得られた。このことから骨盤腔内の線量計算には水の f factor を用い

て良く、そのときの不精度を0.6%とした。

患者を因子とした線量誤差を Table 10 にまとめている。この因子は照射期間中における体重減少によるもの、患者のポジショニングの再現性、患者の組織の密度が上げられ、総計で $\pm 5.1 \sim \pm 5.2\%$ の不精度となった。

Fig. 28 Effective density of pelvis, muscle and fat.

Table 10 Uncertainty in patient irradiation.

	Conformation hollow-out	Two opposed fields
Weight loss	$\pm 1.5\%$	$\pm 1.0\%$
Patient positioning	$\pm 5.0\%$	$\pm 5.0\%$
Effective density	—	$\pm 0.6\%$
Cumulative uncertainty	$\pm 5.2\%$	$\pm 5.1\%$

6. 高線量率リモートアフターローディング (RALS) における照射精度

子宮頸癌の放射線治療において、腔内照射法と外照射法との併用は放射線治療基準の中にも述べられているように、この治療法の基本となっている。この腔内照射法を行うために用いられる密封小線源治療のアフターローディング法の基本的概念は、放射線治療の始まった当初にも導入されていて、そのときはラジウム線源を使用している。そしてこの腔内照射法は1960年代にコバルト小線源が使用され始めてから見直された。

このアフターローディング法は

- 医療従事者の放射線被曝からの防護
- 放射線治療技術（特に線量分布）の改善

にその長所があり、この方式は線源に低放射能と高放射能を用いたものと2種類に区分される。この子宮頸癌の放射線治療に用いられているのは後者の方で、Brachytron⁹¹⁾について、Hilaris⁹¹⁾が、Cathetron⁹²⁾についてO'Connell⁹²⁾が、Ralstron⁹³⁾について若林⁹³⁾の報告があり、本学会の第36回総会シンポジウム⁹⁴⁾でもとり上げられている。

RALSの放射線治療時における線量誤差の源は主として、

- 患者の解剖学的情報と線源位置を撮影したX線写真
- コンピュータによる再構成
- 物理的な線量測定

に分けられている⁹⁵⁾。われわれはこれらの因子が及ぼす線量誤差を求めた。

6.1 線量測定による不精度

線量計の具備する条件については2.1章で詳しく述べられていて、ここでは重複をさけるが、このRALSの線量測定に使用する線量計は国家一次標準線量計または医療用二次標準線量計で、Cobalt-60 γ 線により校正された値を持つ必要がある。さらに線量測定における不精度についてLoevingerとLoftas²²⁻²⁴⁾のデータ (Table 5) を用いた。その結果、Table 5において0～3段階までの不精度を加算し、そのときの誤差を1.6%として見積った。

6.1.2 照射線量率の測定

密封小線源の放射能を求めるために、線源より100 cm離れた所での空中における照射線量率を測定する必要がある。われわれは線源より10～120 cmの距離において指頭型電離チェンバにて照射線量の測定を行い、実測値と

子宮頸癌の放射線治療における照射精度 (渡部)

計算値との比較を行った。その結果は、Fig. 29 に示され、最大で1.4%の不精度が観察された。

6.1.3 Water-air ratio の測定

線源から測定点までの組織による線量の減弱および散乱線量について water-air ratio で計算される。この water-air ratio について Meisberger 等⁹⁶⁻¹⁰⁰⁾ の報告がある。われわれは線源より 2~10 cm の距離にて water-air ratio を測定し、Meredith⁹⁹⁾ のデータと比較した (Fig. 30)。その結果は、われわれの実測値は少し低めに測定されている。われわれは water-air ratio の値を $\mu = 0.02$ としてコンピュータに入力し、計算値と実測値と比較したところ、線源より 10 cm の間で最大3.7%の不精度を観察した。

6.1.4 実測値とコンピュータによる計算値

水中において、線源より 10 cm の距離における線量値を指頭型電離チェンバ(100^{IC}, Radocon), TLD (MgB₄O₇: Tb) で得た値とコンピュータ (Modulex, CMS) による計算値を求め Table 1 に示している。TLD は長さ 5 mm, 直径 2 mm の大きさで、一測定点はいずれも 10 回測定の平均値で得られている。その結果、指頭型線量計により得られた値を基準にして TLD は線源に近いところで誤差が大きくなっている。またコンピュータによる不精度は最大2.9%となった。

6.2 線源位置の不精度

Fig. 31 に示されるように、模擬線源を正側の二方向より X 線写真にて撮影後、フィルム上の線源位置をコンピュータへ入力し、コンピュータの再構成後、出力させた線源位置の誤差とそのときの線量誤差を計算にて求め、その結果を示す。

線源の位置誤差は X と Y 軸上ではほとんど無く、Z 軸方向に線源を中心軸からずれて存在するとき、その拡大

Fig. 29 Exposure in air vs. distance from point source of cobalt-60.

Fig. 30 Ratio of exposure in water to exposure in air vs. distance from point sources of cobalt-60.

Table 11 Inaccuracy of measured and calculated dose against distance from a cobalt-60 source. Measured data obtained with ionization chamber are normalized.

Gy/1.6 min.

Distance (cm)	Ionization chamber	Manual calculation	TLD	Computed calculation
2.0	1.321	1.277(3.3)	1.117(11.0)	1.30 (1.5)
4.0	0.319	0.312(2.2)	0.302(5.3)	0.325(1.9)
6.0	0.139	0.135(2.9)	0.134(3.6)	0.143(2.9)
8.0	0.076	0.072(5.2)	0.070(7.8)	0.074(2.6)
10.0	0.046	0.044(4.3)	0.047(2.1)	0.047(2.3)

()...uncertainty(%)

率の影響により誤差が大きくなる。そして中心点(0)より $-x$, $-z$ 方向にそれぞれ最大5 cm線源がずれたとき、 $\pm 3.2\%$ の線量誤差が出る事が計算された。

以上の如く、Ralsの線量誤差は主として物理的な線量測定とX線写真からのデータ入力の際に生じる。そして1個の線源からなるその不精度はTable 11にまとめられ、総計として $\pm 4.4\%$ となった。

Source position	Max. position error	Max. dose error (A point)
$-x, -z$ (3.0cm, 3.0cm)	± 0.6 mm	$\pm 1.8\%$
$-x, -z$ (5.0cm, 5.0cm)	± 1.7 mm	$\pm 3.2\%$

Fig. 31 Source position and A-point dose error against position of source from isocenter using the orthogonal localization technique.

Table 12 Inaccuracy of A point dose in intracavitary gynecological radiotherapy.

Dosimeter	$\pm 1.6\%$
Dose calculation	$\pm 3.0\%$
Air dose dosimetry	$\pm 1.4\%$
Water-air-ratio dosimetry	$\pm 2.0\%$
Computed calculation	$\pm 3.2\%$
Cumulative uncertainty	$\pm 4.4\%$

7. In vivo Dosimetry

In vivo dosimetry を外照射法, 腔内照射法について行った。外照射法においては原体打抜照射法と対向二門照射法について、指頭型電離チェンバ(100HA, Radocon

II)を腔へ挿入し、照射後の線量計指示値から病巣線量を求めた。このとき、線量計の温度を 37°C として線量計指示値に対し補正を行った。その結果はFig. 32に示され、この図において一測定点は一患者について3~4回の測定を行いこれの平均値としている。この図から、病巣量 $1.8\sim 2.0$ Gyの照射に対し、原体照射法において最大 $\pm 7\%$ 、対向二門照射法において最大 6% の不精度であった。

Fig. 32 Difference between measured and calculated vaginal dose during external gynecological treatment.

Top: conformation hollow-out technique

Bottom: parallel opposed field technique

次に腔内照射法における in vivo dosimetry を行った。半導体線量計(ICD-5, Shimadzu)を直腸へ挿入し、照射後の線量計指示値から得られた吸収線量値と、シュミレータX線写真とコンピュータによる等線量分布図と重ね合せて得た直腸線量値とを対応させた。データは一人の患者について初回の治療時の測定値である。その結果はFig. 33に示され、 $+20\%\sim -10\%$ の不精度であった。

8. まとめ

私は当大学における子宮頸癌の放射線治療時における照射精度を外照射法, 腔内照射法について求め、その結果を in vivo dosimetry と比較した。

外照射法における照射精度については、線量測定、治

子宮頸癌の放射線治療における照射精度 (渡部)

Fig. 33 Difference between measured and computed rectal dose during intracavitary gynecological treatment.

療装置の機能、放射線治療計画等物理的因子に関するものについて今までに数多く報告されている。そして照射精度に大きく寄与すると言われている「患者に関する因子」についてあまり報告されていないのが現状である。今回、私は外照射法においてこれら物理的因子に患者に関する因子を加えて照射精度を求めた。そしてその結果は Table 13 に示され、原体打抜照射法では総計±8.5%、対向二門照射法では総計±7.7%の不精度が計算にて求められた。一方、外照射法における in vivo dosimetry の結果は、原体打抜照射法で±7%、対向二門照射法で±6%の不精度であった。これは計算値と in vivo dosimetry の結果がほぼ合っていると言える。しかしこれらの結果が、一般に基準とされている照射不精度 (±5%) を超えている点について、

- 1) 放射線治療装置の出力の不安定さ
- 2) コンピュータの計算精度
- 3) 患者のポジショニングの再現性

に主な原因があると考えられ、今後さらに照射精度を向上させるように努力してゆかねばならないと考えている。

Table 13 Uncertainties of irradiation in external and intracavitary gynecological radiotherapy.

External irradiation

	Conformation hollow out	Two opposed fields
Physical factor	±4.9%	±4.9%
Treatment planning	±4.6%	±3.0%
Patient error	±5.2%	±5.1%
Cumulative uncertainty	±8.5%	±7.7%

Intracavitary irradiation (RALS)

Dosimeter	±1.6%
Dose calculation	±3.0%
Computed calculation	±3.2%
Cumulative uncertainty	±4.4%

一方、腔内照射法では1個の線源に対する計算上の照射不精度は±4.4%であった。しかし治療時にはタンデム1個とオボイドに2個の線源を使用していて、それぞれの線源に±4.4%の不精度があるとする、総計7.6%の不精度となる。これに対し in vivo dosimetry では+20%~-10%と計算値と大きく差が出ている。この点については今後の研究課題としてゆきたい。

稿を終るにあたり、本報告に御指導・御校閲いただきました当大学放射線部部長佐久間教授、松浦技師長に深く感謝するとともに、資料作成にいろいろと御協力いただきました小山修司君にお礼を申し上げます。

また、この発表の機会をあたえていただきました山田企画委員長、下野学会長を始め本学会の役員の方々に重ねてお礼を申し上げます。

文 献

- 1) Lanzi LH: Why is a high accuracy needed in dosimetry, IAEA technical report series No. 182, (Intercomparison procedures in the dosimetry of photon radiation), 81-88, (1978).
- 2) Stewart JG, and Jackson AW: The steepness of the dose response curve both for tumor cure and normal tissue injury, Laryngoscope 85, 1107, (1985).
- 3) Shukovsky LJ: Dose, time, volume relationships in squamous cell carcinoma of the supraglottic

- larynx, American Journal of Roentgenology, Radiation Therapy and Nuclear Medicine, 108, 27-29, (1970).
- 4) Fletcher GH: Textbook of Radiotherapy (2nd edition), Lea and Febiger, 130-133, (1973).
 - 5) Phillips TE and Buschke F: Radiation tolerance of the thoracic spinal cord, American Journal of Roentgenology, Radiation Therapy and Nuclear Medicine, 105, 659-664, (1969).
 - 6) Herring DF and Compton DMJ: The degree precision required in the radiation dose delivered in cancer radiotherapy, Computers in Radiotherapy (Brit. J. Radiol. Special Report No. 5, British Institute of Radiology, London), 51-58, (1971).
 - 7) ICRU Report 24: Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures, 45-50, (1976).
 - 8) WHO, Technical Report Series 644: Optimization of Radiotherapy, Geneva, 29-40, (1980).
 - 9) Goldson AL: Guidelines for Comprehensive Quality Assurance in Brachytherapy, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 10, 111-114, (1984).
 - 10) Stewart JR, et al.: Computed tomography in radiation therapy, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 4, 313-324, (1978).
 - 11) First International Symposium on Quality Assurance in Radiation therapy: Clinical and Physical Aspects, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 10, (1984).
 - 12) AAPM Symposium Proceedings No. 3, Proceedings of a Symposium on Quality Assurance of Radiotherapy Equipment, AAPM, (1982).
 - 13) 放射線治療技術委員会報告—放射線治療装置のチェックリスト, 日放技学誌, 37, 836-849, (1981).
 - 14) 第34回総会シンポジウム—放射線治療装置の管理, 日放技学誌, 34, 587-633, (1979).
 - 15) 第40回総会シンポジウム—外部照射における target volume への照射精度, 日放技学誌, 40, 907-944, (1984).
 - 16) Svensson GK: Quality Assurance in Radiation Therapy, AAPM Symposium Proceeding No. 3, 224-267, (1982).
 - 17) Ahuja SD: Physical and technological aspects of quality assurance in radiation oncology, Radiologic technology, 51, 759-774, (1980).
 - 18) Laughlin JS: Development of Quality Assurance in Radiation Therapy in North America, In. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 10, 9-13, (1984).
 - 19) Shalek RJ: Criteria for Quality Assurance Programs in Radiation Therapy and Legal Duty, AAPM Symposium Proceeding No. 3, 7-19, (1982).
 - 20) NCRP Report No. 69: Dosimetry of X-ray and Gamma-ray Beams for Radiation Therapy in the Energy Range 10 KeV to 50 MeV, 26-42, (1981).
 - 21) ICRU Report 34: The Dosimetry of Pulsed Radiation (1982).
 - 22) ICRU Report 24: Determination of Absorbed dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures, 46-48, (1976).
 - 23) Bleehen NM, et al.: Radiation Therapy Planning, Marcel Dekker, 17-20, (1983).
 - 24) NCRP Report No. 69: Dosimetry of X-ray and Gamma-ray Beams for Radiation Therapy in the Energy Range 10 KeV to 50 MeV, 26-42, (1981).
 - 25) Purdy JA: Quality Assurance of Electron Linear Accelerators, AAPM Symposium Proceeding No. 3, 86-105, (1982).
 - 26) Svensson GK: Quality Assurance in Radiation Therapy, AAPM Medicalmonograph No. 9, 224-265, (1983).
 - 27) 日本医学放射線学会物理部会: 放射線治療における Co-60 ガンマ線および高エネルギー X 線の吸収線量の標準測定法, 通商産業研究社, 東京, (1972).
 - 28) NACP: Procedures in External Radiation Therapy Dosimetry with Electron and Photon Beams with Maximum Energies Between 1 and 50 MeV, Acta Radiologica Oncology, 19, (1980).
 - 29) AAPM, Task Group 21: A protocol for the determination of absorbed dose from high energy photon and electron beams, Med. Phys., 10, 741-771, (1983).
 - 30) AAPM: Code of practice for x-ray therapy linear accelerators, Med. Phys., 2, 110-121, (1975).
 - 31) Naylor GP et al.: The stability of the x-ray

子宮頸癌の放射線治療における照射精度 (渡部)

- beam from an 8 MV linear accelerator designed for radiotherapy, *Br. J. Radiol.*, **43**, 414-419, (1970).
- 32) Dixon RL and Ekstrand KE: Performance evaluation of a new quality control dose monitor for radiation therapy, *Med. Phys.*, **10**, 695-697, (1983).
 - 33) Boothe KA and Thyfault PJ: Developing Quality Assurance Programs in Radiation Therapy for Technologists, *Radiologic Technology*, **47**, 372-381, (1976).
 - 34) Almedia CE and Cecatti ER: Teletherapeutic equipment and simulators, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, **10**, 99-103, (1984).
 - 35) ICRU Report 10d: Clinical Dosimetry, (1963).
 - 36) HPA: A Code of Practice for the Dosimetry of 2 to 8 MV X-ray and Caesium-137 and Cobalt-60 Gamma-ray Beams, *Phy. Med. Biol.*, **9**, 457-463, (1964).
 - 37) HPA: A Code of Practice for the Dosimetry of 2 to 35 MV X-ray and Caesium-137 and Cobalt-60 Gamma-ray Beams, *Phy. Med. Biol.*, **14**, 1-8, (1969).
 - 38) IAEA Technical Reports Series No. 110: Manual of Dosimetry in Radiotherapy, (1970).
 - 39) SCRD of AAPM: Protocol for the Dosimetry of X- and Gamma-Ray Beams with Maximum Energies Between 0.6 and 50 MeV, *Phys. Med. Biol.*, **16**, 379-396, (1971).
 - 40) HPA (Scientific Report Series 20): Phantom Materials for Photon and Electron, HPA Radiotherapy Topic Group, (1977).
 - 41) White DR: Tissue Substitutes in Experimental Radiation Physics, *Med. Phys.*, **5**, 467-479, (1978).
 - 42) Wu Andrew, et al.: Dosimetry measurements and analyses of 10MV x-rays for Clinac 18, *Medical Physics*, **4**, 71-73, (1977).
 - 43) Keller B et al.: 10MV Photon Beam Characteristics; Central Axis Depth Doses, Tissue-Maximum Ratios, Scatter-Maximum Ratios, Beam Flatness, Backscatter, and Output Factors, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, **1**, 69-75, (1975).
 - 44) J. Van Dyk: Practical Dosimetric considerations of a 10MV photon beam, *Med. Phys.*, **4**, 145-153, (1977).
 - 45) Khan FM, et al.: Depth Dose and Scatter Analysis of 10 MV X Rays, *102*, 165-169, (1972).
 - 46) Houdek PV, et al.: Electron and X-ray beam characteristics of the Linac LMR-13, *Radiology*, **110**, 203-207, (1974).
 - 47) Houdek PV: Dosimetry of small radiation fields for 10 MV X-Rays, *Med. Phys.*, **10**, 333-336, (1983).
 - 48) Saylor WL and Anes TE: Dosage Calculations in Radiation Therapy, Urban & Schwarzenberg, (1979).
 - 49) 柄川順, 入船寅二: 癌, 放射線療法, 篠原出版 K. K, p286, (1978).
 - 50) Holt JG, et al.: The Extension of the Concept of Tissue-Air Ratios (TAR) to High-Energy X-Ray Beams, *Radiology*, **96**, 437-446, (1970).
 - 51) Dawson DJ: Tissue-maximum ratios for high-energy x rays, *Med. Phys.*, **4**, 423-430, (1977).
 - 52) Khan FM, et al.: Revision of tissue-maximum ratio and scatter-maximum ratio concepts for cobalt 60 and higher energy X-ray beams, *Med. Phys.*, **7**, 230-237, (1980).
 - 53) Cunningham JR: Scatter-Air Ratios, *Phys. Med. Biol.*, **17**, 42-51, (1972).
 - 54) Ahuja AS, et al.: Output Factors and Scatter Ratios for Radiotherapy Units, *Phys. Med. Biol.*, **23**, 968-971, (1978).
 - 55) Sterling TD, et al.: Automation of radiation treatment planning, *Brit. J. Radiol.*, **37**, 544-550, (1964).
 - 56) Patomaki LK: The equivalent field principle and its use in beam therapy dose calculations, *Br. J. Radiol.*, **41**, 381-383, (1968).
 - 57) Clarkson JR: A note on depth doses in fields of irregular shape, *Brit. J. Radiol.*, **14**, 265-268, (1941).
 - 58) Day MJ: A note on the calculation of dose in X-ray fields, *Brit. J. Radiol.*, **23**, 368-369, (1950).
 - 59) Wrede DE: An intercomparison between two methods of obtaining percentage depth does for irregular shaped fields and comparison of each method with experimental data for Cobalt and 10 MV X rays. *Brit. J. Radiol.*, **52**, 398-404, (1979).
 - 60) Wrede DE: Central Axis Tissue-Air Ratios as a

- Function of Area/Perimeter at Depth and their Applicability to Irregularly Shaped Fields, *Phy. Med. Biol.*, **17**, 548-554, (1972).
- 61) Brown LH: Day's integration of scatter dose with an analytical expression, *Med. Phys.*, **8**, 184-189, (1981).
- 62) 荒井竜雄, 他: 子宮頸癌の放射線治療基準, 癌の臨床, **30**, 496-500, (1984).
- 63) 高橋信次, 他: ^{60}Co 回転照射における新しい工夫, 臨床放射線, **5**, 653- , (1960).
- 64) 高橋信次, 他: 子宮癌の原体照射, 日医放会誌, **20**, 2746-2753, (1961).
- 65) 岡島俊三: 原体照射法の技術的研究, 日医放会誌, **22**, 731-738, (1962).
- 66) 北畠隆, 他: リニアアクセラレータによる原体照射法, 日医放会誌, **26**, 1448-1454, (1967).
- 67) 植田俊夫: 原体照射法の技術と応用, 日放技学誌, **32**, 217-248, (1976).
- 68) Davy TJ, et al.: Conformation therapy using the tracking cobalt unit, *Brit. J. of Radiol.*, **48**, 122-130, (1975).
- 69) 高橋信次, 他: 打抜き照射法, 日医放会誌, **21**, 126-131, (1961).
- 70) 森田皓三, 他: 打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).
- 71) 松田忠義, 他: 背髄の打抜き照射法の研究, 日医放会誌, **35**, 769-779, (1975).
- 72) 平松啓: 子宮頸癌放射線治療における照射範囲, 日医放会誌, **27**, 1430-1441, (1967).
- 73) 森田皓三, 他: 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巢の形との関係, 日医放会誌, **35**, 780-787, (1975).
- 74) ICRU Report 29: Dose Specification for Reporting External Beam Therapy with Photons and Electrons (1978).
- 75) Bukovitz AG: Computer Calculations of Dose for Irregularly Shaped Fields for Cobalt-60 and 6 MV Photons, *Radiology*, **113**, 181-185, (1974).
- 76) Milan J: The storage and manipulation of radiation dose data in a small digital computer, *Brit. J. Radiol.*, **47**, 115-121, (1974).
- 77) Kornelsen RO, et al.: Empirical equations for the representation of depth dose data for computerized treatment planning, *Brit. J. Radiol.*, **48**, 739-748, (1975).
- 78) Dale RG: Implementation of the Philips treatment planning system for use in radiation teletherapy, *Brit. J. Radiol.*, **51**, 613-621, (1978).
- 79) Haywood JK, et al.: A less empirical method of representing megavoltage beams for use in rapid radiotherapy dose calculations, *Brit. J. Radiol.*, **52**, 709-718, (1979).
- 80) 泉隆: Therac-IIIの線量と線量分布の精度, 日放技学誌, **38**, 455-463, (1982).
- 81) 近藤康雄, 他: 放射線治療計画におけるコンピュータ処理とその精度について, 日放技学誌, **38**, 464-471, (1982).
- 82) 伊藤慎弥: 治療計画用電算機による線量分布の精度, 日放技学誌, **38**, 472-479, (1982).
- 83) Stryker JA and Velkley DE: Weight loss during pelvic irradiation: Cobalt vs 10 MV, *Strahlentherapie*, **156**, 754-758, (1980).
- 84) Phelps ME: Correlation of effective atomic number and electron density with attenuation coefficients measured with polychromatic X-rays, *Radiology*, **117**, 585-588, (1975).
- 85) 工藤牧夫, 他: 放射線治療における照射位置の再現性に関する検討, 日放技学誌, **33**, 250-255, (1977).
- 86) 井澤一雄, 他: X線外部照射における照射位置の再現性について, 日放技学誌, **41**, 271-278, (1985).
- 87) Dutreix A: The use of CT data for inhomogeneity corrections in radiotherapy dose calculation, In: *Computerised Axial Tomography in Oncology*, Chap. 16, edited by J.E. Husband and P.A. Hobday, Churchill Livingstone. (1981).
- 88) Goltein M: Applications of Computed Tomography in Radiotherapy Treatment Planning, In: *Progress in Medical Radiation Physics*, Volume 1, Chap. 4, edited by C.G. Orton, Plenum press, (1982).
- 89) Cunningham JR: Tissue Heterogeneity Characterization and Corrections, In: *Advances in Radiation Therapy Treatment Planning*, edited by A.E. Wright and A.L. Boyer, AAPM Medical Physics Monograph No. 9, (1983).
- 90) Prasad SC, et al.: Dosimetric Evaluation of a Computed Tomography Treatment System, Ra-

子宮頸癌の放射線治療における照射精度 (渡部)

- diology, **130**, 777-781, (1979).
- 91) Hilaris BS: Normal and Neoplastic Tissue Effects of High Intensity Intracavitary Irradiation: Cancer of the Corpus Uteri, *Radiology*, **110**, 459-462, (1974).
 - 92) O'Connell D: The treatment of Uterine carcinoma using the Cathetron: Part 1 Technique, *Brit. J. Radiol.*, **40**, 882-887, (1967).
 - 93) Wakabayashi M: High Dose Rate Intracavitary Radiotherapy Using the RALSTRON: Part 1, Treatment of carcinoma of the Uterine Cervix, *Nippon Acta Radiol.*, **31**, 340-378, (1971).
 - 94) Symposium of 36th annual meeting: Some Technical Problems Concerned with High Dose Rate Intracavitary Therapy, *Jap. Radiol. Technol.*, **36**, 759-813, (1980).
 - 95) Adams GD: Errors in Brachytherapy, *Advances in Radiationtherapy treatment planning*, In: *Advances in Radiation Therapy Treatment Planning*, edited by A.E. Wright and A.L. Boyer, AAPM Medical Physics Monograph No. 9, (1983).
 - 96) Liversage WE: The treatment of uterine carcinoma using the Cathetron. Part 2-Physical measurement, *Brit. J. Radiol.*, **40**, 887-894, (1967).
 - 97) Santhamma AV and Das KR: Dosimetry of cathetron applicators in intracavitary therapy, *Brit. J. Radiol.*, **51**, 507-514, (1978).
 - 98) Meisberger LL, et al.: The Effective Attenuation in Water of the Gamma Rays of Gold-198, Iridium-192, Cesium-137, Radium-226, and Cobalt-60. *Radiology*, **90**, 953-957, (1968).
 - 99) Meredith WJ, et al.: The attenuation and scattering in a phantom of gamma rays from some radionuclides used in mould and interstitial gamma-ray therapy, *Brit. J. Radiol.*, **39**, 280-286, (1966).
 - 100) Wootton P, et al.: Investigation of the effective absorption of Radium and Cobalt-60 gamma radiation in water and its clinical significance. *Am. J. Roentgenol. & Rad. Therapy*, **71**, 683-690, (1954).