



Title	深部臓器への陽子線治療における精度向上の試み-骨盤領域腫瘍を中心として-
Author(s)	有本, 卓郎; 北川, 俊夫; 稲田, 哲雄 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1988, 48(4), p. 444-453
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17601
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

深部臓器への陽子線治療における精度向上の試み

—骨盤領域腫瘍を中心として—

筑波大学粒子線医科学センター

有本 卓郎 北川 俊夫 稲田 哲雄
丸橋 晃 早川 吉則 佐藤 勝

（昭和62年7月8日受付）

（昭和62年9月5日最終原稿受付）

Some Trials in PARMS for the Accurate Tumor Localization and Treatment Set-Ups in Fractionated Proton Therapy

Takuro Arimoto, Toshio Kitagawa, Tetsuo Inada, Noboru Maruhashi,
Yoshinori Hayakawa and Masaru Sato
Particle Radiation Medical Science Center, Tsukuba University

Research Code No. : 6.1, 601, 607, 609

Key Words : Proton on therapy, Treatment setup, Pelvic tumors

Twenty one patients with pelvic malignancies (Cervix uteri, urinary bladder, prostate and vagina) were treated by multi-fractionated, 250 MeV proton beam at the Particle Radiation Medical Science Center (PARMS), Tsukuba University from 1983 to 1986. To minimize daily treatment set-up error, and to secure the tumor localization accuracy within a few mm in each treatment, several techniques have been developed and performed routinely in PARMS: which includes; 1) adjusting the daily treatment field settings according to the daily location of internal target which is detected by metallic marks implanted in the tumor site; 2) emptying and refilling the bladder with equal amount of water in each treatment to standardize the effective internal body density (which directly influence the beam range in Proton therapy); 3) monitoring and adjusting the beam range daily by in-vivo microchamber (0.006 cc).

In addition to describing these techniques in detail, the range of potential tumor localization error in each tumor site was estimated with verification films taken in each treatment. The largest potential localization error in the bladder tumor was 30 mm, at most 20 mm in the cases of cervical carcinoma, and less than 15 mm in vagina and prostate carcinomas. Therefore, these cases required correction in each treatment. Potential disagreement of the beam range in the internal structures was estimated to be at least 5 mm by in vivo micro chamber method.

Treatment results were as follows: One year local control (by Kaplan-Meier's method) being $90.9 \pm 6.2\%$, and $77.9 \pm 40\%$ in two year. Except for one case of minor rectal injury, there observed no late radiation injury among 15 patients who have been at risk for more than 12 months.

はじめに

X線による原体照射，多門照射をはじめ，陽子線治療も含めて，改善された線量分布を用いて病

巣領域を集中的，選択的に治療しようとする試みが行われている。このような集中的，選択的治療において精度を増そうとすると，毎回治療毎の

Table 1 Process of the Proton Treatment in PARMS

Treatment Planning	
1. CAT examination and data acquisition for treatment planning.	
	*With the same posture and supporting devices as used in treatment.
	*With the metallic tumor marks implanted in advance.
	*With the bladder filled with 150(100)cc of water.
	*With a silicon rubber tampon inserted in vagina if used in treatment.
2. CAT data installation to the Computer in PARMS.	
3. Determination of beam direction, number of port, and the target volume by radiotherapist(s).	
4. Required shape of collimator and the "Bolus" are calculated and manufactured by technologist(s).	
Daily Treatment	
1. Patient set-up; bladder is filled with 150(100)cc water. Vaginal tampon and the Micro ionization-chamber are inserted.	
2. First verification film is taken to check the localization of internal target.	
3. Adjustment of field setting; quantity of water in the bladder is adjusted if required.	
4. Second verification film is taken to confirm the accurate set-ups.	
5. Start irradiation. The in vivo beam range is checked by micro ionization-chamber dosimetry.	

再現性、特に治療毎の体内病巣の位置変動が見逃しに出来ない問題となる。特に皮膚面マークの位置が変動し易く、また固定具の効果が脳、頭頸部領域ほどには期待出来ない体幹、骨盤部領域において、数 mm 精度の再現性を得ようとする場合には、重要な問題となる。陽子線治療においては、その他にビーム飛程上の体内物質の電子密度、その不均等度、及びこれらの日々の変動が直接治療精度に影響する。これらを解決するため、我々は病巣周囲に inactive gold seed を刺入して参考点とし、皮膚面マークに頼らずに毎回治療時の病巣位置を把握すること、また膀胱、膣などに一定量の充填物を注入して体内密度分布を標準化し、併せて in vivo 線量測定を行い深度方向の再現性を向上させるなどの工夫を行っている。これらの試みと、21例の骨盤領域腫瘍の治療結果につき報告する。

I. 陽子線治療の過程

Table 1 に治療計画用 CT データの採取から照射までの全過程を要約した。

治療計画に用いる患者の CT 情報は、筑波大附属病院で採取され、マグネットテープ経由で粒子線医学センター（以下 PARMS と略す）の電算機に入力される。治療計画の段階では、患者の体

内の状態は CT 撮影時の状態で固定され、以後変動しないものとして取り扱われる。治療医により照射方向、門数、治療領域が決定された後、陽子線の体内での線量分布を病巣の位置、形状に一致させるため、以下の各パラメータが電算機処理によって求められる。すなわち必要な陽子線の飛程（エネルギー）、病巣厚に応じた SOBP 幅、病巣の形状を陽子線の体内線量分布に反映させるためのコリメータ及び補償フィルターの三次元的な形状などである（これら治療計画の段階にも当然、誤差の要因となり得るのが含まれており、治療計画と実際の線量分布の対応を知るためのファントム実験などが繰り返されているが、すでに多数の報告^{1)~5)}がなされており、本論では触れない）。

Fig. 1 に実際の治療計画例の 1 つを示す。骨盤領域では、晩発障害として問題となる直腸を可能な限り線錘の外に置き、しかも隣接する腫瘍領域に充合な線量（80Gy 以上）を照射する方針で臨んでいる。治療計画で設けられるエラーマージンはせいぜい 5mm 程度であり、直腸方向では数 mm にすぎない。

少ないエラーマージンの中で、多数回の治療を精度よく行うためには、毎回の治療の段階における体内状態（病巣位置、飛程上の体内密度）の再

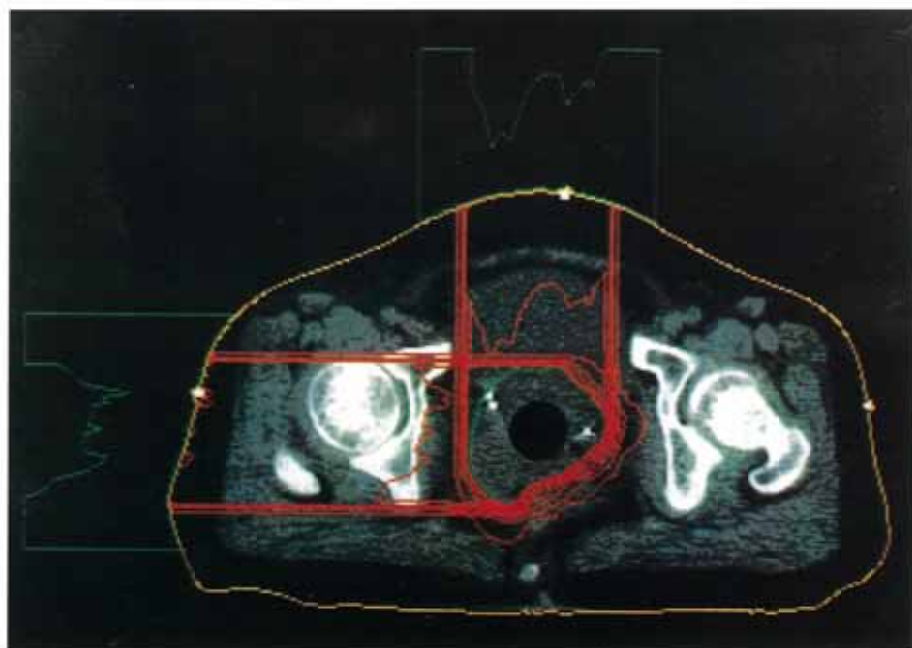


Fig. 1 An example of treatment planning for a patient of cervical carcinoma. Target area is delineated by a blue line. Required "bolus" shape and the resultant dose distribution are shown by green and red lines, respectively. Metallic tumor markers, and reference points on the skin (marked with polystyrene tubes) are also shown.

現性がとりわけ重要な問題となる。

II. PARMS における毎回治療精度の管理

PARMS で、現在行われている精度確保のための対策は以下の通りである。

1) 体位の再現

CT による治療計画時と、治療時の体位の再現、及び各回治療毎の体位の再現は骨盤領域腫瘍の場合、治療計画時に皮膚面に印した3点のマーキングにより行われている。

すなわち、照射野中央部を横断する面上の正面及び両側面に、レーザーポインターで皮膚マークが施され（治療計画時にはCT画像上にこれらが描出されるようにAngiography用の細いカテーテルが貼付される）、この3点が毎回治療毎に治療室内にある同じアラインメントを持つレーザービームポインターで参照される。また患者に用いる枕、腕の位置等はあらかじめ各人毎に決められる。

骨盤領域腫瘍では脳、頭頸部に対して用いてい

るような固定具は今のところ使用されていない。頭頸部などと異なり、皮下に豊富な脂肪層を持つ骨盤領域では固定具と皮膚面との位置関係を、骨の突起などにより安定させることが困難であること、臀部に固定具を装着した際の皮膚面マークのズレ、ゆがみが大きく出ることがその理由である。

2) 体内 Target 位置の把握と照射部位の補正

骨盤領域腫瘍で対象となる子宮、膀胱などの臓器は周辺臓器の状態（腸内容など）、あるいは膀胱内尿量などにより位置、形状を変化させるが、これらの移動幅を定量的に計測した報告は乏しい。またその変動は多種の因子によって影響され一般化、法則化は困難と思われた。

このため、我々は全例に Target 領域周辺に X 線で検出可能なマーカーを刺入し、毎回その位置を検出する方針を取った。このような体内マーカーの備えるべき条件としては、

- ① X 線で検出可能であること。
- ② CT 撮影の際、アーティファクトが可能な限

り小さく、CT 画像を用いて行われる飛程計算、線量分布計算に影響が小さい物質であること。

③ 医療法規上、許された物質であること、などである。

マーカーの材質(原子番号)、大きさ、X 線管電圧、CT 管電圧、スライス厚などを検討した結果、銅以上の原子番号(29)を持つ材質で、 $1 \times 3 \text{ mm}$ の大きさであれば X 線による確認フィルムで十分に認識出来ること、また CT 画像上のアーティファクトも小さいことが判明した。現在は医療法規上の理由から、Au grain の dummy source($1 \times 3 \text{ mm}$) を使用している。

体内マーカーは、治療計画用の CT の撮影前にあらかじめ、経内視鏡的(膀胱、直腸、前立腺など)、あるいは経腔、経直腸的(子宮、腔)に病巣及び周辺に刺入される。

毎回治療時に、治療セットアップが完了した段階で verification film が撮られ(この際にも X 線の撮影中心と皮膚マークの照合がレーザーポインタで行われる)、この時の Target 位置を示す体内マーカーと、照射野との位置関係を把握し、必要ならば補正される(Fig. 2)。補正のための根拠となる“原図”は治療計画時に撮影した CT のスカウトビュー上に、医師が入力した Target area の投射図を重ねて描出したものを用いている。

3) 深度方向の再現性・体内密度分布の標準化

Target の位置変動のみでなく、ビームパス上にある体内密度のランダムな変動(膀胱内容量、腸管陷入の有無、腸管内容など)も陽子線治療の精度(飛程及び線量分布)に影響を与える。この変動を毎治療毎に把握し、補正するには理論的には治療の度毎に CT を行い、これに応じてボラスの形状を変更することが理想と考えられるが、現時点では治療台と連動した CT 装置の備えはなく、また、たとえ備えられていたとしても、その情報に基づいて毎回ボラス形状を変更する「可変型ボラス」は未だ技術的に開発要素が大きい。

PARMS では現在のところ、標準化出来る体内臓器の密度、及びその大きさをなるべく標準化させて再現性を高めるという方法をとっている。すなわち、膀胱内に毎治療毎に100または150ml の生

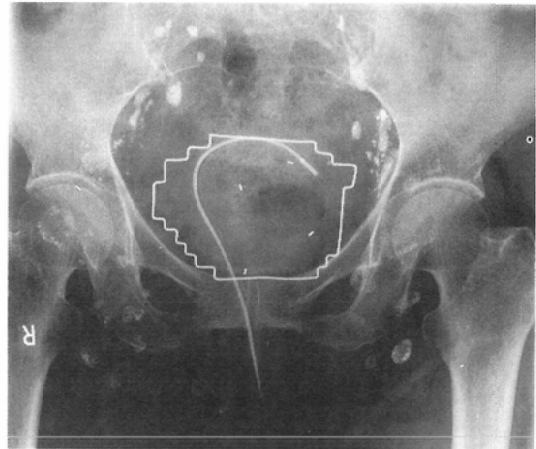


Fig. 2 An example of a verification film. Field setting is adjusted based on the location of metallic tumor markers. The micro ionization chamber is also inserted.

理食塩水を注入すること、また腔内に規定の大きさのシリコンゴム円柱を挿入する、等の処置を行っている。膀胱内を空置状態とせず、あえて毎回注水を行う理由は、一つには、直接的には制御不能な小腸の陥入を、膀胱を膨らませることにより、治療領域からある程度排除出来ること、及び注水により病巣までの実効密度を大きくすることで、そうしない場合よりも皮膚面線量(プラトー部の線量)を減少させることが出来ることの2点に依る⁹⁾。

これら治療時における注水充填等の処置は、治療計画時の CT の段階から治療期間中を通して行われる。

4) In vivo dosimetry

前述した2)の方法で、照射野と病巣の相対位置を把握し、また3)のようにビームパス上の実効密度を可能な限り標準化したとしても、最終的に体内で陽子線がどこまで到達しているかについての確認法の問題は残る。

PARMS では陽子線ビームが体内組織と相互反応して生ずる positron emitter (O^{16} , C^{14} など)の検出により、実際の irradiated volume、飛程を把握する方法を検討しているが、未だ開発段階である⁶⁾。

現在行っている方法は TLD による病巣部と辺縁領域での *in vivo* dosimetry, 及びマイクロチャンパーの挿入によるプロトン飛程の測定である。前者は腔内に挿入したシリコンゴム, 膀胱内のカテーテル, 直腸内のカテーテルに TLD を装置して, 体内の数点で陽子線の体内分布を測定, 確認しようとするものである。

後者は Target 領域辺縁部(例えば子宮頸部, 膀胱腫瘍の場合の直腸部)に 0.006cc のマイクロチャンパー(応用技研製)を挿入し, 陽子線のエネルギー(飛程)をオイルパス厚によりわずかつつ変化させて, 体内での陽子線の fall-off 部分の位置を検出するものである。つまり体内でチャンパーを移動させる代りにビームの飛程を変化させながら, 固定点にあるマイクロチャンパーで測定を行い, 逆に体内でのビーム飛程及び形状を求めようとするものである。

両者とも方法は比較的簡便で, 患者の苦痛もほとんどなく実施できるが, TLD では素子間の測定値にバラツキが大きいこと, またマイクロチャンパー法では, TLD よりさらに限られた点でしか測定出来ず, またデータの採取にやや時間がかかるのが難点である。

III. 測定結果

1) 体内 Target の毎回治療毎の位置変動

前章 2) に記した方法により, 患者体内の Target 領域周辺にはマーキングが施されているので, 毎回治療毎に X 線撮影(または透視)により, Target (体内マーカー) と照射野との位置関係を確認することが出来る。まず, 皮膚面マーカーにより一応のセットアップ状態にした上で初回 X 線撮影を行う。この際, 同一患者については毎回 X 線撮影の拡大率を変えないよう注意が払われる。

このようにして撮影された毎治療日における初回撮影フィルムから, 体内のマーカー及び皮膚面のマーカーの位置を検出し, 各回治療毎にプロットすることで, これらのポイントの全治療過程における変動幅を知ることが出来る。

Fig. 3 の 1~3 は各種の骨盤領域腫瘍における体内マーカーと皮膚面マーカーの, 骨盤骨の一定点(正面撮影では恥骨結合の先端部, 側面撮影では仙

骨先端部など)に対する位置変動を代表例で示したものである。尚, 測定は体内マーカーが複数個あるときは, 各点の中心位置で, また皮膚面マーカーは照射野の中心位置で代表させた。

腔腫瘍 2 例, 子宮頸癌 6 例, 膀胱 4 例, 直腸 1 例計 13 例での測定の結果から以下のことが判明した。骨の一定点を基準とした時, 仰臥位, 膀胱に定量注水(100 または 150ml) した条件で,

① 体内マーカーの位置変動は, 膀胱壁以外の部(腔, 子宮頸部)では, 比較的小さく, 治療期間を通じて各方向最大(4mm)であった。

② 膀胱壁に刺入したマーカーの変動は内容量の変化(100 または 150ml 注入から撮影までの時間などによると思われる)に伴う位置変動が加わり, 各方面に最大 10mm, また変動の方向は体軸と平行方向でより大きかった。

③ 皮膚面マーカーの位置変動幅は, 体内マーカーに比べて大きく, 腹背方向(Vertical Beam)照射

Fig. 3-a : Vaginal Tumor (A-P Port)

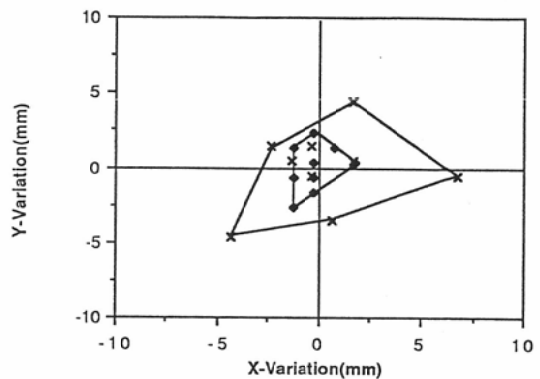


Fig. 3-b : Cervical Tumor (A-P Port)

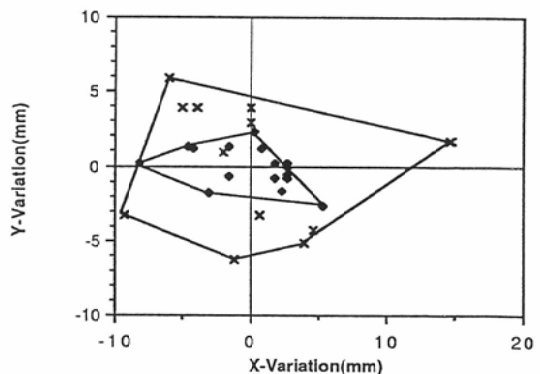


Fig. 3-c : Bladder Tumor (R-L Port)

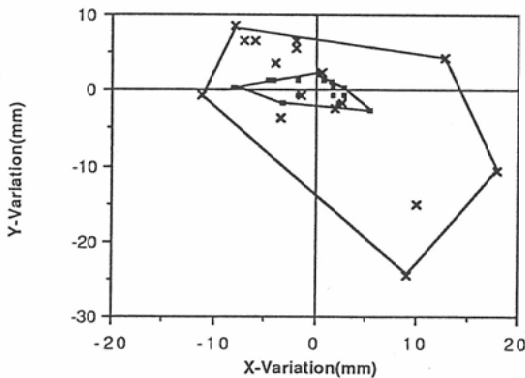


Fig. 3 Fluctuation of the site of tumor markers and the field center (marked on the skin) were plotted from serial verification films taken in each treatment. a) A case of the vaginal wall tumor treated by single antero-posterior port. b) A case of the cervical carcinoma also treated by antero-posteriorly. c) A case of the bladder tumor treated by lateral (R-L) port. Points of the largest deviation from the center of fluctuation are tied each other to show the maximum range of fluctuation. ● indicates the site of tumor marker, and x indicates the site of skin marker in each treatment.

の際には、各方向最大10mm、側面照射の際には、さらに大きく、特に体軸平行方向では最大20mmの位置変動が認められた。

以上の結果は、全て患者は固定具を用いない自然な仰臥位で、かつ毎回膀胱内に100または150mlの定量の水を注水するという条件下で得られたものである。

これらから明らかなことは、

① 少なくとも骨盤領域において、腫瘍領域に限局した照射を数mm精度で繰り返し行うためには皮膚面につけた印はあてにならないこと（体内病巣のずれ4~10mmに皮膚面のずれ10~20mmが加わり、最悪の場合14~30mmの誤差を生ずる）。

② 膀胱内に定量の水を注入する等の処置を行っても、体内のTarget位置には数ミリ程度のランダムな位置変動—しかもこれらは必ずしも外的にcontrol/補正が出来ない—を回避出来ない

こと。

③ さらに膀胱壁の病変を部分的に治療しようとする時には、唯一体的に制御可能な膀胱内容量について、相当厳密な調節が必要であること、などである。

実際の照射においては、初回フィルムで照射野と体内マーク及び骨格との位置関係を把握した上で、前述のスカウトビューと対照し、膀胱容量の調節、または骨との位置関係に留意しながら、照射野の移動を行い、2回目のフィルムで相互の位置ずれが2・3mm以内に収まったことを確認した上で照射を開始している。尚、セットアップから位置決め、X線撮影、位置の補正、確認の過程に要する時間は平均約15分、実照射時間は約3分である。

2) 深度方向の再現性

陽子線の体内飛程、線量分布の再現性、最終的な確認事項として、照射時に体内で、TLD及びmicrochamberによる測定を行うことは前章で述べた。

Fig. 4は連続して10回以上のTLDによるin vivo Dosimetryを行った3名の子宮頸癌患者について、外子宮口部および直腸前壁部の2点について、期待線量（治療計画時の各点の腫瘍線量に対する%）と測定された線量との関係を示したのである。

TLD素子(BeO)を各点につき3コ以上5コ以下の数で用いた。TLDによる測定では、体内同一点での測定であるにもかかわらず、素子間の測定値（図中の各点は、各位置における平均測定値であるが、同一点で他に比べ、30%以上の誤差のある測定値は除外した）にかなり大きなバラツキが観測された。

Fig. 5は0.006ccマイクロチャンバーの直腸への挿入状態を示す。Fig. 5はこの状態でオイルバス（エネルギーのfine degrader）を治療計画時の設定値から5mmほどに増減してプロトンの飛程を変化させ、各点で20cGyづつ照射してマイクロチャンバーの読み値（Target Doseを100とした%）を記録したものである。この測定を日を変えて繰り返すことにより、ビームの深度方向での再現性、計画からのずれを知ることが出来る。

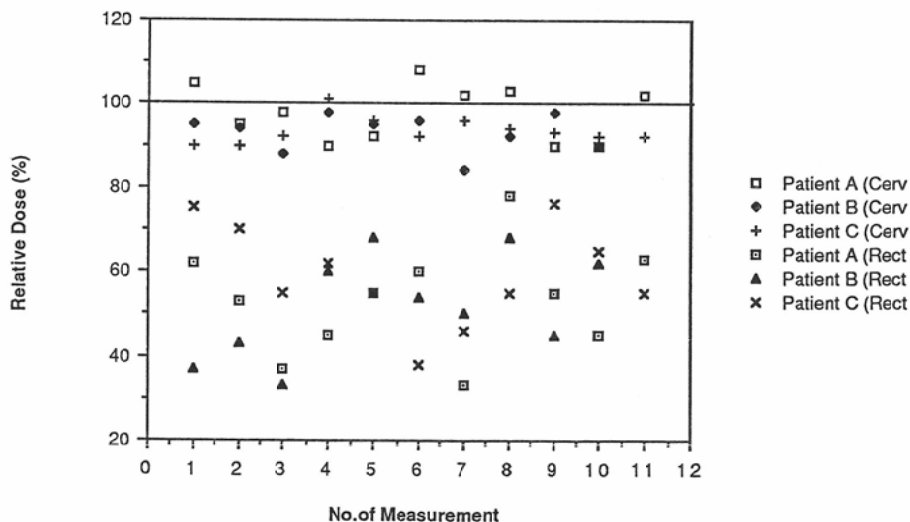


Fig. 4 Result of in vivo dosimetry by TLD (BeO) in three patients of the cervical carcinoma. Three to five TLD pellets were attached to the tip of catheter inserted in the rectum and a vaginal tampon (silicon rubber) in each treatment time. TLD dosimetry was repeated more than ten times in a fractionated treatment course to check the reproducibility of the beam range.

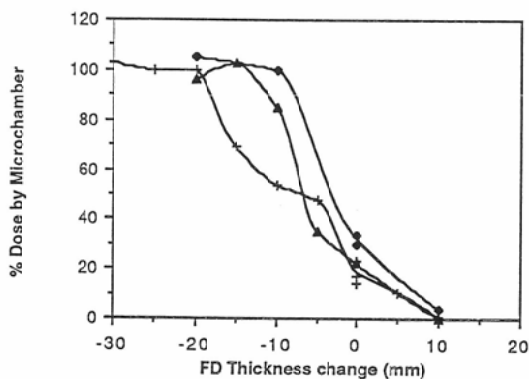


Fig. 5 An example of in vivo microchamber dosimetry. Instead of scanning the microchamber to delineate the internal dose distribution, the range of proton beam is fluctuated by altering the oli-bath (Fine Degradar: FD; which is incorporated in the beam couse and remotely controllable) thickness. Actual internal beam range could be known by this method. Observed internal beam fall-off blurred probably due to multiple scattering along the beam path. The patient was a case of the cervical carcinoma, and the microchamber was inserted in the rectum.

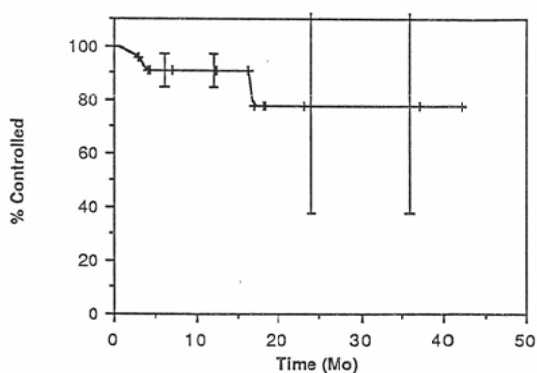


Fig. 6 Local control rate of all 21 cases of pelvic malignancy by Kaplan-Meier's method. Estimated one year local control rate was $90.4 \pm 6.2\%$.

Fig. 5では同一患者でマイクロチャンバー位置をなるべく一定にした上で、3日間連続して測定した際の結果を示す。少なくとも5mm程度の飛程のゆるぎがあることが示唆される。

IV. 治療結果

毎回治療毎の陽子線の体内分布が、完全な形では把握されない現状では、治療結果そのものも、

Table 2

Site of Tumor	TNM	Prior RT	Proton Dose (Gy/fr/d)	FLU (Mo)	Present Status
1 Cervix Uteri	200	32.4/18/25	38.5/11/19	41	Alive NED
2 Cervix Uteri	200	—	82/25/42	23	Alive NED
3 Cervix Uteri	300	—	74.5/17/27	22	Alive but with Local Failure (17mo)
4 Cervix Uteri	200	—	75/17/27	22	Alive with Minor Injury
5 Cervix Uteri	200	30.6/17/30	48.5/19/43	16	Alive NED
6 Cervix Uteri	300	30.6/17/34	61.2/21/47	16	Alive NED
7 Cervix Uteri	300	25.2/14/22	58/18/31	12	Alive NED
8 Cervix Uteri	300	25.2/14/21	61/18/31	12	Alive NED
9 Cervix Uteri	200	—	84/28/64	7	Alive NED
10 Cervix Uteri	300	28.8/16/23	61/18/31	6	Alive NED
11 Cervix Uteri	200	—	86.5/25/50	4	Alive NED
12 Vagina	200	30.6/18/27	37.5/17/23	18	Alive NED
13 Vagina	200	—	90/28/53	4	Alive NED
14 Bladder	100	—	71.5/20/35	18	Alive after sulvage surgery (6mo)
15 Bladder	300	—	79/18/42	15	Dead with Generalised Mets (15mo)
16 Bladder	300	—	87/26/55	12	Alive NED
17 Bladder	300	27/15/28	91.5/29/56	4	Alive NED
18 Prostate	300	—	62.3/21/36	23	Alive NED
19 Prostate	300	—	72.5/20/35	18	Alive NED
20 Prostate	300	—	85.5/24/46	12	Alive NED
21 Rectum	300	—	90/28/64	6	Alive NED

治療の全過程における精度を示す一つの指標として扱うことも重要な視点と思われる。

Table 2 は1987年8月までに治療を終了した21例の骨盤領域腫瘍患者について、腫瘍部位、stage、治療線量、観察期間、局所制御、放射線治療による障害の有無について示したものである。

マシンタイムの制限から、うち8例では原発巣を含む photon 治療と併用されている。局所への総線量は大半の例で70Gy を越え12/21例で80Gy 以上である。

全例での Kaplan-Meier 法による12カ月局所制御率は $90.9 \pm 6.2\%$ である (Fig. 6)。また骨盤領域腫瘍に関する限り、今のところ局所再発が照射野辺縁部のみから起こった例は認めていない。晩期障害としては、観察期間1年以上の15例のうち1例に、軽度の直腸障害を認めた。

この1例は、TLD による in vivo dosimetry の

結果、治療計画時の陽子線飛程を1cm 延長して、74.5Gy/7f/27day のプロトン単独治療を行ったもので、治療後5カ月目より直腸部の線状潰瘍と排便時出血を認めたものである。外来的治療のみで現在は治癒している。

考 案

プロトン治療では、ビームの物理的特性上の利点と、三次元的な体内位置情報を提供する CT、MRI 等の技術との組み合わせにより、体内のあらゆる部位に非常に集中度、選択性の高い線量分布を任意に形成することが、(原理的には)可能である⁷⁾。

Harvard 大学における、眼球内メラノーマ、頭蓋底部コルドーマなどに対する160MeV プロトンによる治療結果が示すように、少なくとも体内での位置変動の少ない部位の腫瘍については、非常に優秀な成績が報告されてい⁸⁾¹⁰⁾。

筑波大学粒子線医科学センターにおいては、1985年より本格的な深部臓器腫瘍の臨床トライアルが開始され、現在までに63例が根治目的の治療を終了している。PARMSでのトライアルの特徴の一つは、Harvardなどのそれと異なり、一貫して肺、食道、子宮、膀胱等、より頻度の高い疾患に対してプロトンの効果を試みている点にあるが、これらの部位にプロトロンを適用する際に共通の問題となるのは、体内での臓器位置の変動である。

従来、体幹、骨盤領域の深部臓器癌に対するphoton治療では、目的領域周辺に10~20mmのerror marginが設けられるのが一般的であった。このerror marginには、主病巣周辺のmicroscopic extensionへの配慮の他に、毎回治療における再現性の誤差、体内病巣の位置変動などがおりこまれていると考えられる¹¹⁾¹³⁾。

しかしながら、プロトン治療において従来通りのerror marginをそのまま適用することは、プロトンビーム本来の特性に伴う利点を大幅に減殺する可能性があり、到底許容されない。(例えば、骨盤領域でTargetの周辺各方向に20mmのerror marginを設定すれば、直腸はほとんどの場合、全域近くがTargetと同程度の線量を受けることになる)

従つて、多分割治療を前提とし、位置変動を伴う内容病巣を主な標的としようとする場合、残る選択はmicroscopic extensionに対する考慮以外のerror marginを設定しないという事以外にはない。言い換えれば、microscopic extension以外の因子については考慮を払わないで済ませられるまでに、体内での臓器移動、密度変化に伴う再現性の誤差を小さくする必要があるということである。

PARMSにおける前述したいくつかの方法(体内病巣位置の検出、補正、体内密度の標準化、体内ビーム飛程の検出、補正)はこの方向に沿って行われてきた。

個別の方法それぞれについて言えば、とりわけ目新しいものではなく、むしろ原始的とさえ言えるものが含まれているが、照射毎の実際の体内線量

分布を人体の三次元的なマップの上で再現する(しかも迅速に)方法が未だない以上、当面はこれらを組み合わせて頻回に実施する以外に方法はないと思われる。

ただし、いくつかの過程では個別に自動化、簡易化を図ることが可能と思われる。例えば、体内マークの位置検出、照射野位置の補正、注入量の補正等は、X線画像処理・解析装置と各装置をオンラインで結び、検出した結果をフィードバックすることで可能と思われるし、またX線被曝を軽減してリアルタイムで病巣変動を把握するという意味では、フライングスポット法¹⁴⁾の応用などが考えられる。今後、開発、検討を続ける必要があると思われる。

次に、体内マーカーの設置により測定された体内病巣領域の毎回治療毎の位置変動について述べる。

毎回治療毎の体内病巣位置と皮膚面マークとのずれの重要性については、尾内¹⁵⁾、奥村ら¹⁶⁾により、すでに指摘されている。尾内は、ずれの大きさは骨盤部で最大1cm、さらに皮膚面のずれ方は寝方によっても異なり、1cmの狂いを生ずると指摘している。

また π -mesonの治療計画において、Tsujiiら¹⁷⁾は、体全体をキャストで固定しても、寝方、体位(背臥位、仰臥位)などにより、病巣位置が体内で大きく変動し、精度を向上させる上で、無視出来ない問題であると指摘している。

今回のPARMSでの金属マーカーによる測定結果は、尾内、Tsujiiらの指摘を裏がきしている。

同時に我々の報告では、各骨盤内臓器のそれぞれが治療毎に、どの程度位置変動するかについて定量化した。照射方向により(皮膚面のマークの変動幅が、正側で異なるため)、精度に差が出ることも判明した。

さらに陽子線治療の特徴である深度方向のfall offについては、多分割治療での再現性を検討した報告は見当らず、X線画像などによる直接的把握が困難なことと併せて、今後の課題と思われる。

マイクロチャンパーの挿入とビーム飛程を変動させることにより行った我々の結果では、治療の

度毎に飛程の変動と共に飛程末端の形状が異なるなど、対策を要する問題が含まれている。

使用するボーラス形状や、ビーム内に含まれる骨の形状による飛程、線量分布への影響などが、より深く知られる必要があると思われる。

最後に治療結果について述べる。未だ症例数が少なく、また観察期間も充分ではなく、photonによる治療との比較が出来る段階ではないので、経験した事実を記するにとどめる。

① 急性期障害としての消化器症状は、80Gy以上の照射例でもほとんど認められない。

② 現在のところ、骨盤領域では再発例は明らかに照射野内からの再発と思われるもののみで、辺縁部の再発は認めていない。

今後必要最小限のerror marginを把握するという意味で、再発形式などに注意を払いながら、観察及び症例を重ねる必要があると思われる。

稿を終えるにあたり、常にPARMSでの臨床トライアルに協力をいただいている筑波大泌尿器、婦人科グループの先生方に感謝致し、またマイクロチャンパーについてその開発を担当し¹⁹⁾、かつ測定にも協力下さった筑波大放射線部、森 剛彦氏に感謝致します。

文 献

- 1) 稲田哲雄, 早川吉則, 丸橋 晃, 他: 深部臓器癌に対する陽子線治療計画法, 日医放会誌, 45: 1047—1055, 1985
- 2) Alpen EL, Saunders W, Chatterjee, et al: A comparison of water equivalent thickness measurements: CT method vs. heavy ion beam technique. BJR 58: 543—548, 1985
- 3) Wingate CL, Archambeau JO, Koehler AM, Bennet GW: Proton penetration and control in nonhomogeneous phantoms. Medical Physics 4(3): 198—202, 1977
- 4) Goitein M: Compensation for inhomogeneities in charged particle radiotherapy using computed tomography. Int J Radiation Oncology Biol Phys 4: 499—508, 1978
- 5) Goitein M: The measurement of tissue heterogeneity to guide charged particle radiotherapy. Int J Radiation Oncology Bio Phys 3: 27

- 33, 1977
- 6) Bennet GW, Archambeau JO: Visualization and transport of positron emission from proton activation in vivo. Science 200: 1151—1152, 1978
- 7) Koehler AM, Preston WM: Protons in radiation therapy. Radiology 104: 191—195, 1972
- 8) Suit HD, Goitein M, Munzenrider J, et al: Definitive radiation therapy for chordoma and chondrosarcoma of skull and cervical spine. J Neurosurgery 563: 377—385, 1982
- 9) Suit HD, Philid Goitein M, et al: Evaluation of the clinical applicability of proton beams in definitive fractionated radiation therapy. Int J Radiation Oncology Biol Phys 8: 2199—2205, 1982
- 10) Austin-Seymour M, Munzenrider JE, et al: Progress in low-LET heavy particles therapy: Intracranial and paracranial tumors and uveal melanomas. Radiation Research 104: S219—S226, 1985
- 11) Goitein M, Bussel J: Immobilization error: Some theoretical considerations. Radiology 117: 407—412, 1975
- 12) Ragan DP: Tomography: Its relevance and relative errors. Int J Radiation Oncology Biol Phys 3: 57—61, 1977
- 13) Marks JE, Haus AG, et al: The value of frequent treatment verification films in reducing localization error in the irradiation of complex fields. Cancer 37: 2755—2761, 1976
- 14) Kiritani S, Ito K, Fujimura O: Tongue pellet tracking by a computer-controlled X-ray microbeam system. Accoust Soc Am 57(6): 1516—1519, 1975
- 15) 尾内能夫: 放射線抵抗性癌の対策; 空間的線量分布の観点から, 癌の臨床, 26: 1472—1479, 1980
- 16) 奥村 寛: 個人別線量分布の具体化と精度, 日医放会誌, 39: 1207—1212, 1979
- 17) Tujii H, Bagshaw MA, Smith AR, et al: Localization of structures for pion radiotherapy by computerized tomography and orthodiagnostic projection. Int J Radiation Oncology Biol Phys 6: 319—325, 1980
- 18) 森 剛彦, 金沢智比古, 小鴨義尚: 微小容量 (0.0057cc) 指頭型電離箱線量計の試作と, その物理的特性: 第43回日本放射線技術学会総会抄録集