

AMCoR

Asahikawa Medical College Repository <http://amcor.asahikawa-med.ac.jp/>

北海道放射線技術雑誌 (1993.07) 53号:49～55.

オポイドに装着した遮蔽体の正常組織に対する遮蔽効果について(第2報)

平田良昭, 西部茂美

《原 著》

オボイドに装着した遮蔽体の
 正常組織に対する遮蔽効果について 第2報
 Effectiveness of a new ovoid applicator with a tungsten
 screen to reduce bladder and rectum dosage

平 田 良 昭* 西 部 茂 美* 菊 池 雄 三**

Summary We have designed a new ovoid applicator for intracavitary radiation therapy for uterine cervix cancer using a tungsten screen to reduce bladder and rectal dosage. We calculated and analyzed the following three points in order to determine the effectiveness of this ovoid: 1) the variation of the dose at point A, 2) the ratio of the contribution from each source in tandem and ovoid, 3) the ratio of dose reduction with and without the tungsten screen to evaluate the new applicator.

We developed a computer program to produce a dose-volume histogram (DVH) and analyzed the relation between the dose and the volume in the rectum with and without the tungsten screen.

We reached the following conclusions:

- (1) The dosage rate at point A varied by approximately 6% through alternation of ovoid distance.
- (2) DVH analysis revealed that the rectal volume irradiated more than 60% of the dose at point A using the new ovoid applicator, about 14% lower than that of when the old one was employed.

Key words; Radiotherapy, ovoid applicator, uterine cervix cancer, tungsten screen, dosage
 北放技術誌 53: 49-55, 1993

I. 緒 言

当施設では長期にわたって子宮頸癌高線量率腔内照射用アプリーケーターとして膀胱、直腸障害の軽減を目的とし、高齢者に適用しうる、タングステンを装着したオボイドの開発を行ってきた。

体腔内治療用の線源として ^{226}Ra , ^{137}Cs を使用してオボイドに種々の遮蔽体を装着した時の線量分布図や線量減少比について慶応大学、MD アンダーソン病院等^{(1),(2),(3)} で報告されている。これらの放射性同位元素より放出されるガンマ線のエネルギーは比較的低いので遮蔽しやすい利点をもつが比放射能が低く国内では ^{60}Co の方が一般的である。

前回、標準的な線源配置において各線源からの線量寄与比を報告⁽⁴⁾ したが、実際の臨床ではオボイドの間

隔を広くとれない高齢者が多くオボイドの間隔により直腸、膀胱での線量寄与比の変動が有り得る。又、直腸、膀胱の放射線による障害発生の確率は照射される容積と線量に大きく依存することがすでに多くの文献^{(5),(6),(7)} にて報告されている。

今回、新たにオボイドの間隔によるA点線量率の変動、各線源の線量寄与比や減弱の程度を計算し、解析した。さらに線量容積ヒストグラムを作成するプログラムを独自に開発し、オボイドに遮蔽体を装着した時の直腸の照射される線量と容積の関係を分析したので報告する。

II. 方 法

II-1. 線源配置及び試作したアプリーケーターの概略
 当施設における標準的な線源配置図を Fig. 1 に示す。図に示すように線源の数は見かけ上、タンデムが4個、オボイドが2個で線源比率は番号順に 1:1:2/3:2/3:1:1:1 である。使用機器については第一報^{(4),(8)}

* 旭川医科大学医学部附属病院 放射線部
 ** 旭川医科大学医学部 放射線医学講座
 (1993年1月28日 受理)

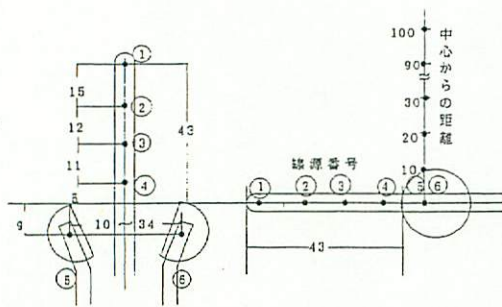


Fig. 1 当院における腔内治療の標準的線源配置及び線量計算点の説明図 (単位 mm)

と同じとする。試作したオボイドアプリケーターを Fig. 2 に示す。黒い斜線の部分が遮蔽体で材質はタングステンである。従来から当施設で使用しているヘンスケ型のオボイドの大きさとはほぼ同じである。これで外子宮口から子宮頸部に続く部分をはさむようにして、子宮内にタンデムを挿入して治療する。

II-2. 計算方法⁹⁾

$$Dt = \sum_{i=1}^6 Di \quad (1)$$

$$Di = Xi \times Wi \times WAR(d)$$

$$Dt' = \sum_{i=1}^6 Di \times A \times \exp(-u \cdot L)$$

$$AR = 1 - Dt'/Dt \quad (2)$$

$$CR = Di/Dt \quad (3)$$

ここで Dt については遮蔽体なしでの各線源からの投与線量の総和, Di は各線源からの線量率, Xi は計算点上での各線源による吸収線量率, Wi は線源比率, $WAR^{(10)}$ は距離 d の 3 次式で表される water air ratio, d は各線源と計算点の距離である。 Dt' については Fig. 2 に示すアプリケーターを使用した時の投与線量の総和である。計算点がタングステンに遮蔽される時に $A \times \exp(-u \cdot L)$ の部分は $i=5$ と 6 で計算され $i=1$ から 4 では 1 とする。タングステンの線減弱係数 $u: 0.879$ と再生係数 $A: 1.112$ については同一幾何学的条件にて遮蔽有り と遮蔽無し の時の実測による線量比と $A \cdot (-U \cdot L)$ の対数を取り 1 次回帰を行って決定した。 L は光子のタングステン中の通過距離を示す。これらの総線量の比 Dt'/Dt を 1 から減ずることにより線量減少比 AR を計算した。 CR は計算点での総線量における各線源からの線量寄与比を表す。

このアプリケーターを使用したときに、タングステンに遮蔽された部分の線量計算手順について Fig. 3 に示す。図左は 2 対のオボイド内タングステンを正面から見た axial 面, 図右がオボイド内タングステンを側面から見た sagittal 面とする。オボイド線源 (SN 05) 及び計算点の座標をそれぞれ (X_5, Y_5, Z_5) , (X, Y, Z) として計算領域を図のように遮蔽される部分 (AL, af) とされない部分に分割する。計算点の座標がどの領域に入るかによって、ガンマ線の通過する距離 (図中矩形内太線) をそれぞれ計算すればよい。例とし

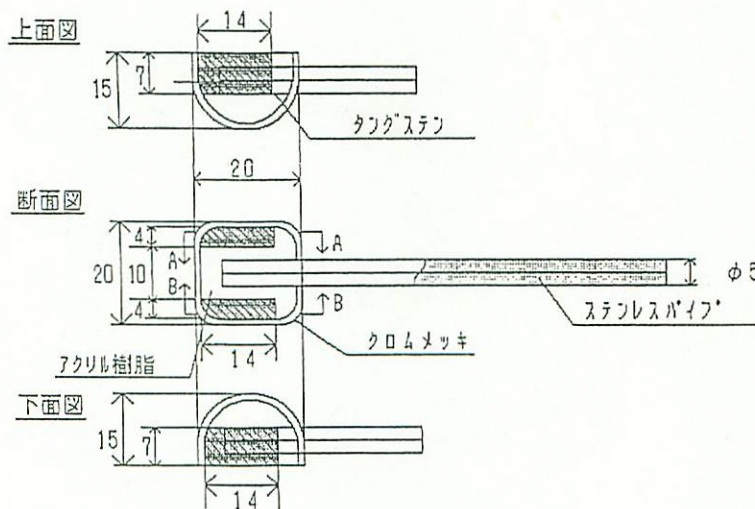


Fig. 2 試作した遮蔽体付アプリケーターの概略図 (単位 mm)

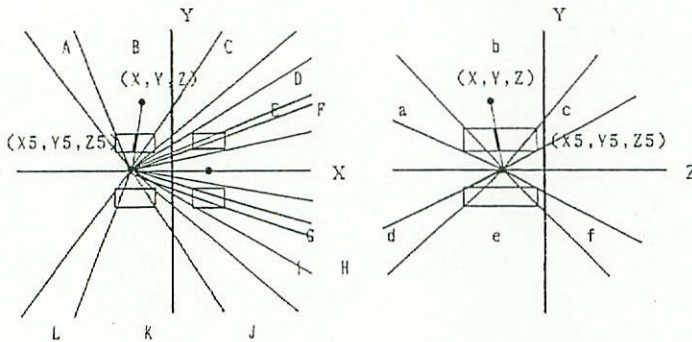


Fig.3 ガンマ線がタングステン内を通過する時の通過距離を計算するための説明図

て領域 (Bb) のガンマ線の通過する距離の計算について示す。

図左にて計算点 (X, Y, Z) が領域Bに含まれる条件, 即ち

$-3.6(X-X5) < Y < 1.8(X-X5)$ と $0.9 < Y$ を同時に満足する事を確認する。同じく図右にて (X, Y, Z) が領域 b に含まれる事を確認する。それぞれの通過距離を L1, L2 として実際の通過距離 L は

$$L = (L1 \times L1 + L2 \times L2) \times 0.5 \text{ で求められる。}$$

** はべき乗を示す

尚, Fig.2 断面図におけるタングステンの丸みによる厚みの変化及び, 支持体であるステンレスの厚み 1 mm の補正については省略している。

以上の計算方法により A 点及びオボイドを含む axial 面で外子宮口を原点とする X-Y 座標を想定した時の Y 軸上の各点について線量計算を行った。

III. 結果

III-1. オボイドの間隔による A 点線量率の変動

A 点線量率がオボイドの間隔により変動する様子を示す (Fig. 4)。A 点線量率はオボイドの間隔 1-3 cm で約 6% 変動し通常の間隔では広い方が大きくなる事が確認された。従って A 点の所定の線量を投与しようとすればオボイドの間隔により直腸の位置においても吸収線量の変動を生ずる。この様子を Fig. 5 に示す。Fig. 4, Fig. 5 とともにオボイド間隔 1 cm を基準にしてどの程度投与線量 (率) が変化するかを表している。結果として, 同一 A 点線量の場合, (1) 間隔が広いほど直腸に投与される線量は少なくなる, (2) 間隔が狭い時と広いときでは直腸における投与線量の差は 20% 程

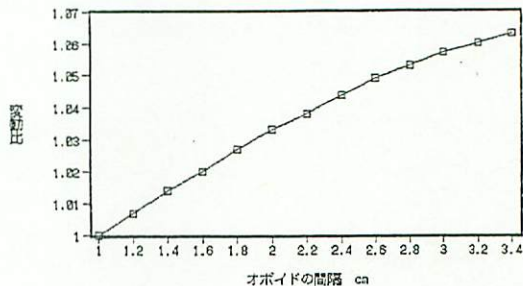


Fig. 4 オボイドの間隔による A 点線量率の変動比。Fig. 1 の線源配置でオボイドの間隔を 1 cm から 3.4 cm まで変化させて (1) 式により A 点における線量率を求め, 間隔 1 cm の線量率を基準にして縦軸に変動比, 横軸にオボイドの間隔を設定した。

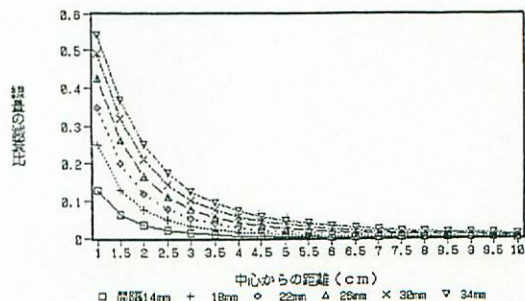


Fig. 5 オボイドの間隔を変化させた時の各計算点の線量の減衰比。Fig. 1 の線源配置でオボイドの間隔を 1 cm から 3.4 cm まで変化させて A 点に所定の線量を投与した時, 間隔 1 cm の時の各計算点での値を基準としてオボイドの間隔によりどの程度線量が減衰するか計算して縦軸に減衰比, 横軸に中心からの距離を設定し, オボイドの間隔毎に減衰比をプロットした。

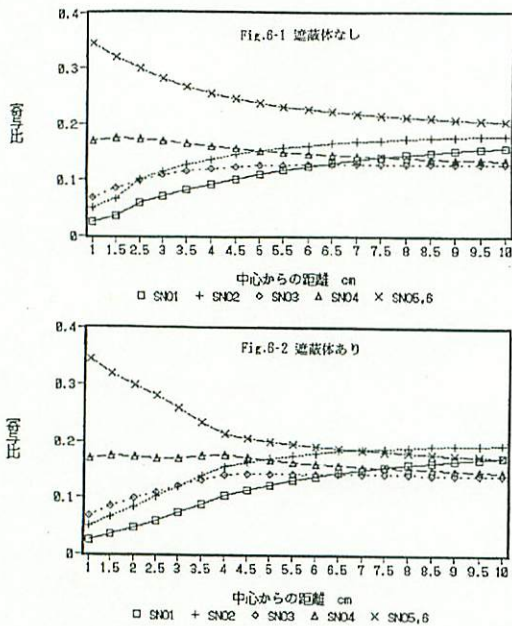


Fig. 6 遮蔽体なし (Fig. 6-1) と遮蔽体付 (Fig. 6-2) でのオボイドの間隔 22 mm に固定した時の各線源からの寄与比。Fig. 1 の線源配置でオボイドの間隔を 2.2 cm とし、遮蔽体ありのときとないときの各計算点での線量の総和をそれぞれ D_t とし、(3)式により各線源からの線量の寄与比を計算した。

度は有り得る、(3)中心付近ではオボイドの間隔による線量の差は大きいものの離れるに従ってこの影響は小さくなる事が確認された。

III-2. 遮蔽体を装着した時と装着しない時の各線源からの線量寄与比

オボイドに遮蔽体を装着した時と装着しないときの各線源の線量寄与比について Fig. 6-1, Fig. 6-2 に示す。図では子宮頸癌の腔内治療をうける患者が高齢であることを想定してオボイドの間隔があまり広がらず 2.2 cm しか取れない場合の各線源からの直腸位置における線量寄与比を示している。共に線量寄与比の一番大きい線源が SNO 5, 6 のオボイドからであることが観察される。又、中心付近の線量寄与比は SNO 5 (6), 4, 3, 2, 1 の順になっており線量投与比 (重み) よりも距離の逆 2 乗則の方が効いていることが推測される。ここではオボイド間隔を 2.2 cm に設定しているがこれより狭くても広くてもこの傾向は変わらない。中心付近ではこの領域が遮蔽体に遮蔽されないために遮蔽体の有無に関わらず線量の寄与比に差が無い。しかし距離が離れるに従って遮蔽体がある場合は、

オボイド (SNO 5, 6) の寄与比は若干減少するのに対してタンデム (SNO 1, 2, 3, 4) では逆になることが観察される。

III-3. オボイドの間隔毎の遮蔽体の有無による線量減少比

オボイドの間隔を変化させて遮蔽体の有無による各計算点での線量減少比を Fig. 7 に示す。中心に近いところで線量の減少比が 0 になっていたり、急激に減少比が増加するビルドアップが観察されるのは、この付近で計算点が遮蔽体に完全にカバーされていない為に線量の差を生じないことによる。直腸前壁と原点の距離を 2-3 cm としてこの付近で期待される線量減少比は約 12% と思われる。

III-4. CT を利用した腔内治療計画

CT を用いた腔内治療計画の手順を簡単に述べる。はじめに CT にてアプリーケーターが挿入される子宮頸部付近の axial 面を撮影する (Fig. 8)。その際、アプリーケーターの代わりにメルクマールになるような、例え

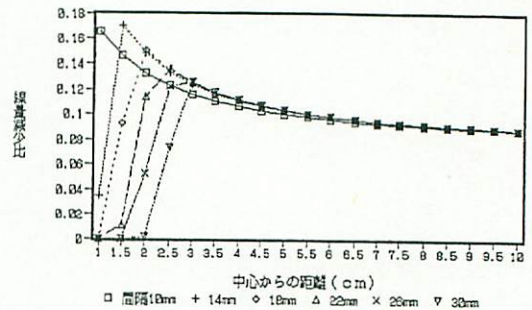


Fig. 7 オボイドの間隔毎の遮蔽体の有無による線量減少比。Fig. 1 の線源配置で遮蔽体のない時の線量を D_t 、ある時の線量を D_t' とし、オボイドの間隔を変化させ(2)式により線量の減少比を計算した。

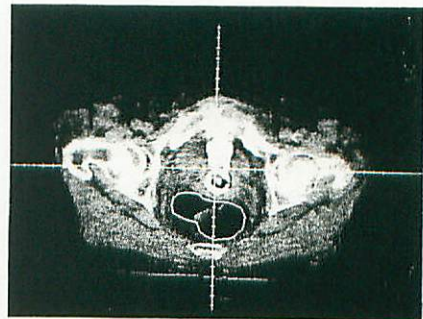


Fig. 8 CT 画像から直腸の Dose Volume Histogram を求める手順

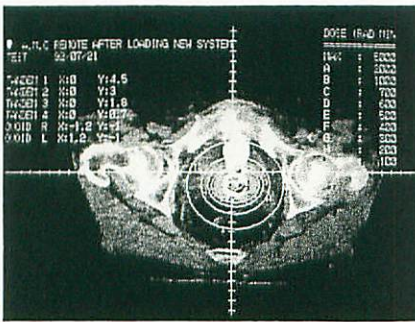


Fig. 9 遮蔽体が無いときの線量分布図

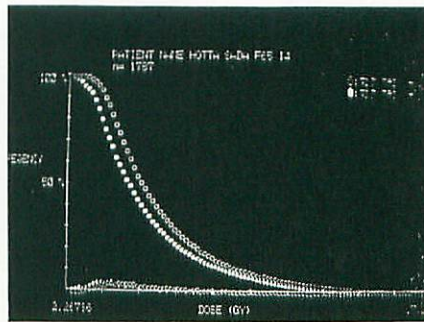


Fig. 11 CT画像からえられた治療患者のDose Volume Histogram

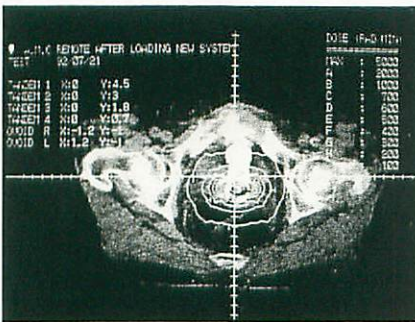


Fig. 10 遮蔽体があるとき(タングステン4mm)の線量分布図

患者No	最大線量(cGy)	直腸容積 (mm ³)	A点60%容積		減少率%
			9 +	9 -	
1	34.5	92.5	2.98	2.65	11.8
2	18.7	30.3	---	---	---
3	13.4	27.0	---	---	---
4	47.8	57.4	5.55	4.65	16.1
5	44.1	135.9	3.96	3.28	17.3
6	18.5	57.3	---	---	---
7	30.6	73.2	3.82	3.35	12.3
8	55.3	98.0	14.63	12.92	16.7
平均減少率					14.3%

Table 1 各患者についての計算結果

ば棒状のものやリング状のものを予め挿入しておく。図中座標軸中心のすぐ下にそれらを認める。次に各スライス面において関心領域を決定する。この場合の直腸は白線で囲った部分である。そして関心領域の外子宮口を原点とした直交座標系と線源座標の位置関係を把握し、関心領域内の吸収線量を2×2mmメッシュで計算する。各スライス毎にこの操作を繰り返し最後に統計処理を施して治療計画を終える。ここで遮蔽体がある時と無いときの線量分布図をFig. 9, Fig. 10に示す。遮蔽体による直腸、膀胱の線量の低下が確認される。

III-5. 腔内治療時の直腸線量のDOSE VOLUME HISTOGRAM

得られた直腸線量のDOSE VOLUME HISTOGRAMをFig. 11に示す。X軸左端の数字は最小線量値、右端の数字は最大線量値を示す。2本ずつ対のグラフで下は微分値、上は積分値、○がタングステン無し、●がタングステン有りの表示である。微分値による表示では両者に差が観察されないものの、積分値による表示ではタングステンの有無による直腸、膀胱の

線量の低下から両者の差が確認される。又、両者とも低線量域から高線量域まで広く薄く分布しているので積分表示の形状は単調減少である。従って高線量域が低く20Gy以下になると単調減少からS状の形状に変化するが、それ以上になると見かけ上差は無くなる。CTを用いて腔内治療計画をretrospectiveに行った患者のA点線量の60%以上の線量容積について計算した結果を表に示す(Table 1)。ここで何故A点線量の60%を指定したかは、この線量付近が放射線障害をおこす目安になると考えた事による。遮蔽体を装着した場合には装着しない場合よりも約14%の直腸容積の減少が推測された。

IV. 考 察

直腸線量のDose Volume Histogramを計算した結果、最小線量は各患者間で差はあまり認められないものの、最大線量については16.5Gyから47.8Gyとかなり差を認めた。これは個々の直腸の解剖学的位置やCRT上からの関心領域の入力のバラツキ等により距離の逆2乗が線量の変動を引き起こしていると考えられる。CTを利用した腔内治療計画はまだ症例が少な

く、Table 1 の数値と臨床結果がどのように関連づけられるかは、今後の経過観察が必要であろう。

当施設の線源配置と線源の重みの腔内治療のもとで ICRU REPORT⁽¹¹⁾ による直腸付近でのオボイドからの線量寄与比が一番大きいことを確認した。このことは直腸の線量低下をめざすには、オボイドに遮蔽体を装着することも一方法であると判断する。しかし患者臓器の解剖学的位置の個人差を考慮すると、より詳細な分析の必要性も考えられる。国内では個々の治療に応じて既に数理計画法により幾つかのパターンを設定して線源配置、照射時間を求める最適化処理^{(12),(13),(14)}が行われている。当施設でも更に治療比を向上させるために、これらの方法を取り入れていく考えである。

V. 結 論

(1) オボイド線源の間隔 1-3 cm で A 点線量率に約 6% の変動を計算により確認し、それによって直腸位置でも約 20% もの変動が有り得ることが推測された。
(2) CT 画像を利用した腔内治療計画システムを開発し、照射される直腸の Dose Volume Histogram を作成した。
(3) 設計した遮蔽体付オボイドを装着したときと装着しないときの直腸で、A 点の 60% 以上照射される容積は本システムを用いた評価では約 14% 減少することが推測された。

尚、本研究は厚生省がん研究による助成（増田班）の援助を受けた。又、本研究に協力して頂いた当放射線部技師諸兄に感謝致します。

文 献

- (1) 北川五十雄, 尾川浩一他: RALS におけるアプリケーションの形状に関する研究, 日本医学放射線学会物理部会誌, 12, 11-20, (1992)
- (2) Luis delclos, md et al.: can the fletcher gamma ray colpostat system be extrapolated to other systems?, cancer, 41: 970-979, (1978)
- (3) Judith stitt hass, md et al.: dosimetric comparison of the flecher family of gynecologic colpostats 1950-1980, Int.J.Radiation Oncology Biol. Phys., 11, 1317-1321, (1985)
- (4) 平田良昭, 西部茂美, 菊池雄三: オボイドに装着した遮蔽体の正常組織に対する遮蔽効果について, 北放技術誌, 52, 11-18, (1992)
- (5) Emami, M. D., J. Lyman, Ph.D., A. Brown, M. D., et al.: Tolerance of normal tissue to the therapeutic irradiation. Int.J.Radiation Oncology Biol. Phys., 21, 109-122
- (6) C. Burman, Ph.D., G. J. Kutcher, Ph.D., B. Emani, M.D., et al: Fitting of normal tissue tolerance data to an analytic function. Int.J.Radiation Oncology Biol. Phys., 21, 123-135
- (7) G. J. Kutcher, Ph.D., C. Burman, Ph.D., L. Brewster, M.S., et al: Histogram reduction method for calculation complication probabilities for three-dimensional treatment planning evaluations. Int.J.Radiation Oncology Biol. Phys., 21, 137-146
- (8) 菊池雄三: 49-54, 厚生省がん研究助成金による新しい密封小線源治療マニュアル 1989年7月
- (9) 佐方周防, 川島勝弘: 1-13 JARP モノグラフ No 1 RALS の線量計算基準—子宮頸癌を中心として—
- (10) Meisberger, et al.: The effective attenuation in water of the gamma rays of gold-198, iridium-192, radium-226 and cobalt-60. Radiology. 90: 953, (1968)
- (11) International Commission of Radiation Units and Measurements: Dose and Volume specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. ICRU Report 38, ICRU. Bethesda D.C. (1985)
- (12) 田伏勝義他: 至適腔内照射条件の 2 次計画法による計算, 日本医学放射線学会雑誌, 40: 967-976: (1980)
- (13) 田伏勝義他: 子宮頸癌腔内照射における至適線量分布と照射条件の自動化, 日本医学放射線学会雑誌, 42: 669-681: (1982)
- (14) 山本皓二他: 子宮頸癌腔内照射治療における Co-60 線減の至適時間配分について, 日本医学放射線学会雑誌, 40: 845-855: (1980)

要 旨

子宮頸癌の体腔内放射線治療において膀胱、直腸障害の軽減を目的としてタングステンを装着した新型のオボイドアプリケーターを試作した。このアプリケーターに期待される効果を調査研究するためにオボイドの間隔を変化させて(1)A点や直腸での線量率の変動、(2)膀胱、直腸位置での各線源の線量寄与比、(3)遮蔽体装着による線量減弱の程度を計算した。更に線量容積ヒストグラムを作成するプログラムを開発し、オボイドに遮蔽体を装着した時の直腸の照射される線量と容積の関係を分析した。結果としてオボイド線源の間隔1-3 cmの変化により生ずるA点線量率の変動は約6%であった。又、試作した遮蔽体付オボイドを装着したときと装着しないときの直腸のDose Volume Histogramを作成し、A点線量の60%以上照射される直腸容積は約14%減少することが推測された。

旭川医科大学医学部病院 放射線部

平田良昭 他