

AMCoR

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

北海道放射線技術雑誌 (1992.03) 52号:11~18.

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

平田良昭, 西部茂美, 菊池雄三

《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

平田 良昭* 西部 茂美* 菊池 雄三**

要旨 以前より我々の施設では子宮頸癌の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た新型のアプリケーションの開発に取り組んでいる。これはオボイドに高原子番号の遮蔽体を装着して放射線から正常組織を少しでも遮蔽するというものである。今回、装着する遮蔽体としてタングステンを想定し、遮蔽体の透過ガンマ線の減衰比を実測して再生係数と指数関数の積で近似した。これらを基本データとして膀胱、直腸に対する各線源からの線量の寄与やタングステンの厚みによる遮蔽効果を解析し検討した。更に遮蔽体を取り付けたオボイド利用による線量分布図をシミュレートして膀胱、直腸の線量の軽減を確認した。以上から(1)タングステン板の実測に基づく遮蔽効果の解析の結果、遮蔽体を装着したオボイドによる直腸、膀胱線量の軽減が推測された。(2)遮蔽体としてのタングステンの厚みは少なくとも4mmは必要であると考えられた。

北放技術誌 52:11-18, 1992

I. 結 言

近年、子宮頸癌の放射線治療成績が次第に向上してきている。生存者の増加に伴い、膀胱、直腸障害の少ないQOLの向上も主要な課題となってきた。子宮頸癌の腔内照射法は長い歴史を持ち根治的治療法として重要な役割を果たしている。この治療法の利点は子宮と腔壁が大線量に耐えられ、しかも隣接する膀胱、直腸等の正常組織への線量が急激に低下する事にある。しかし、この治療法は優れた局所制御率を得られる代わりに、おおよその成績はプラトーに達し、又一定の割合で障害の発生を生み出すことも事実である。近年point Aに代わってvolume doseへの対応が勧告され治療率の向上が試みられているが膀胱、直腸障害の軽減を図ることなくしてこの問題は解決できない。この解決法としていくつかの手段が考えられるが、(1)ガーゼの充填、クスコやスペーサー等により線源と周囲正常組織との距離を少しでも大きくとる、(2)線型計画法や2次計画法等数値計算法による線源配置、照射時間の最適化処理¹⁾²⁾(3)オボイドに高原子番号の遮蔽体を装着して放射線から正常組織を少しでも遮蔽するという事等³⁾⁴⁾があげられよう。(3)に関して国内ではあま

り行われていないようであるが以前より我々の施設では腔内照射法に関して膀胱、直腸線量の軽減を目的とした新型のアプリケーションの開発に取り組んでいる。開発にあたり、装着する遮蔽体としてタングステンを想定し、膀胱、直腸に対するオボイドからの線量の寄与やタングステンの厚みによる遮蔽効果について解析し検討したので報告する。

II. 方 法

II-1 使用機器

島津 RALSTRON-20 B
線量計 応用技研 AE-132 a EXPOSURE RATE METER
電離箱 C-110 (0.6ml)
角度計 SOAR DIGITAL LEVEL METER MODEL 1700
タングステン板 アンピロイ AN 1800 (タングステン含有率95%)厚さ3mm, 4mm, 5mm
データ処理用電算機 PC-9801 RA 5

II-2 解析方法

当施設における標準的な線源配置図をFig. 1に示す⁵⁾。図に示すように線源の数は見かけ上、タンダムが4個、オボイドが2個で線量投与比は番号順に1:1:2/3:2/3:1:1である。遮蔽体をオボイドに装着したときの概略図をFig. 2に示す。以上の条件にて患者体

* 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
(1991年12月17日 受理)

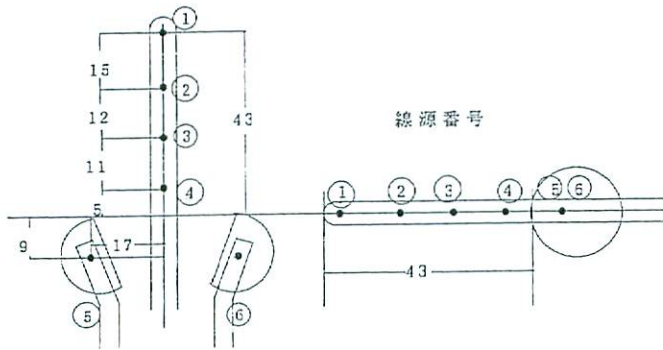


Fig. 1 当施設で行っている腔内照射の標準的線源配置図 (長さ: mm)

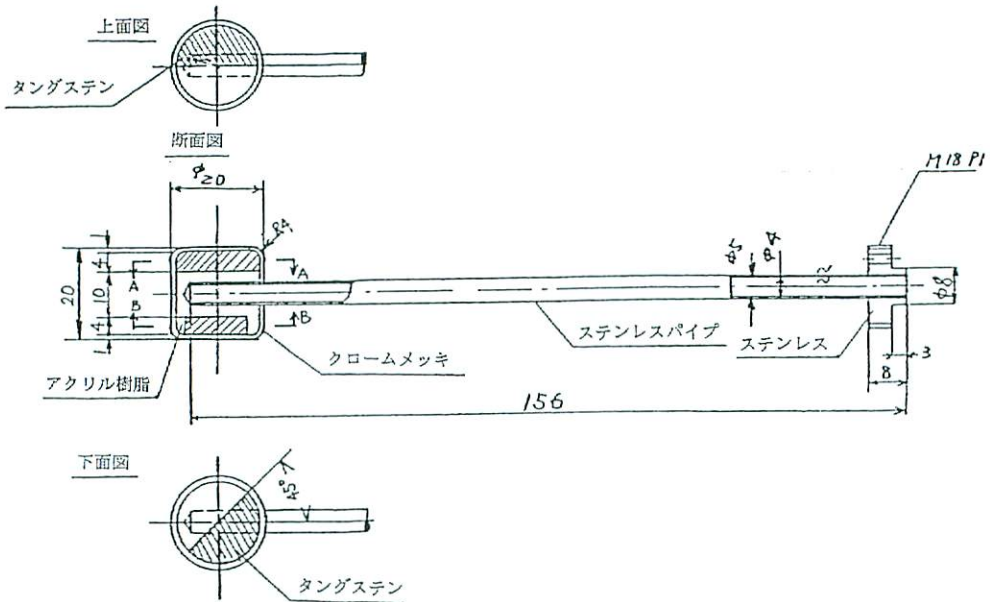


Fig. 2 遮蔽体を装着したオボイドアプリーケーターの概略図

内でのオボイド線源を含む axial 面で外子宮口を原点中心とした X-Y 座標を想定した。検討項目については(1)膀胱, 直腸の参照点⁹⁾における各線源からの線量寄与比, (2)遮蔽体を装着したときの線量減少率, (3) A 点線量に対する線量率比とした。

II-3 計算方法

計算にあたっては以下の方法にて行った⁷⁾。

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

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

$$CR = Di/Dt$$

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

$$l = L \cdot \sin(\theta)$$

$$AR = (1 - Dt'/Dt) \times 100(\%)$$

ここで Dt については各線源からの投与線量の総和, Di について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 は各線源の重みづけ, WAR は距離 d の 3 次式で表される water air ratio⁹⁾, d は各線源と計算点の距離であるので, その比 CR が各線源の線量寄与比になる。Dt' についてはオボイドにタングステンを装着したときの各線源からの投

与線量の総和で $i=1-4$ で 1, $i=5, 6$ で $A \cdot \exp(-u \cdot l)$ が計算される。タングステンの線減弱係数 u と再生係数 A 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際の線量比と $A \cdot (-U \cdot L)$ の対数を取り 1 次回帰を行って決定した。L, θ はそれぞれタングステン板の厚み及びガンマ線と交差する角度, l は光子のタングステン中の通過距離, 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低下率 AR を計算した。

III. 結果

III-1 再生係数 A と線減弱係数 U について

タングステンに垂直にビームが入射する状態で透過ガンマ線の減衰の割合を実測したものを Fig. 3 に示す。縦軸に減衰比, 横軸にタングステンの厚みをとる。タングステンの厚みが大きくなるほど減衰比も大きくなるのが観察される。次にこれを横軸 Source Cham-

ber Distance に置き換えてみれば SCD に関わらずほぼ一定の値をとることがわかる (Fig. 4)。更に 5mm 厚のタングステンを入射角度を変えて, つまりタングステンを傾けた時の線量の変化を測定した (Fig. 5)。やはり SCD に関わらず減衰比はほぼ一定値となることが観察される。従ってタングステンによる透過ガンマ線の減衰比の計算には再生係数と指数関数の積の精度で充分と思われる。

III-2 各線源の寄与比

線源番号 1-6 の各線源の寄与比についてのグラフを Fig. 6~10 に示す。グラフの縦軸に線源の線量寄与比, 横軸に Y 軸上の原点中心からの距離を表している。各計算点における線源の寄与比は線源の幾何学的配置により異なり, 線源番号 5, 6 のオボイドでは計算点が中心より離れる程, 且つ遮蔽体の厚みが大きくなる程小さくなる。又, 何れのタングステン厚でも原点中心より 1.5-2.0cm でビルドアップが観察される (Fig.

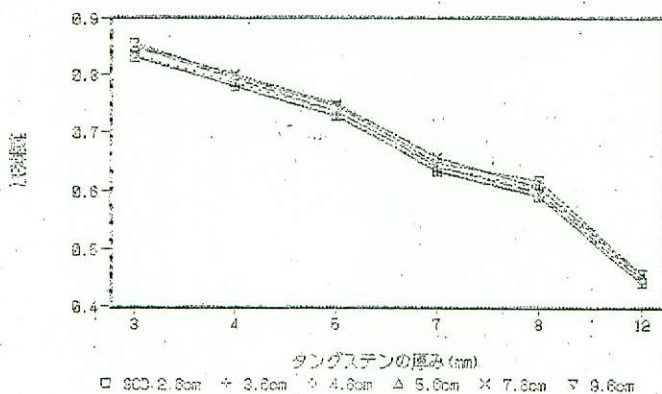


Fig. 3 タングステンの厚み, 測定位置による減衰比の変化 (入射角度: 0度)

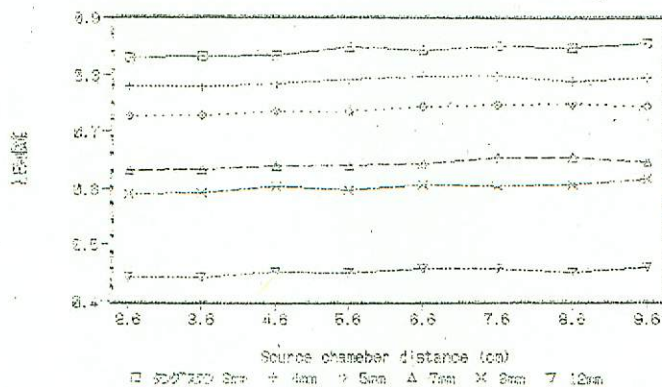


Fig. 4 タングステンの厚み, 測定位置による減衰比の変化 (入射角度: 0度)

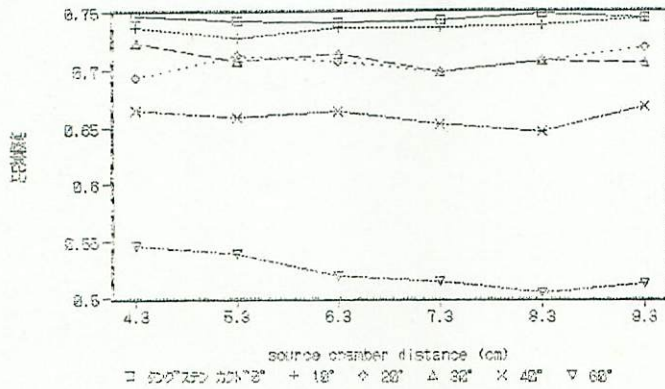


Fig. 5 タングステン厚 5 mm での入射角度を変化させた時の線量率の変化

6)。線源番号 1 のタンデム最先端の線源ではこの傾向は逆転し中心から離れる程、また遮蔽体の厚みがいほど線量の寄与比は大きくなる (Fig. 7)。線源番号 2, 3 についても同様である。更に、線源の位置が外子宮口に近づくにつれて線量寄与比の飽和が原点中心方向に近づくことが観察される (Fig. 8, 9)。外子宮口に一番近い線源番号 4 では中心からの距離が大きくなるほど、また遮蔽体の厚みが小さいほど線量寄与比は小さくなる (Fig. 10)。このように線源と計算点の位置関係や遮蔽体の厚みで各計算点での線量寄与比は種々に変化する。

III-3 遮蔽体の有無による線量の減少率

各計算点において遮蔽体がある時とない時の線量減少率 AR は中心付近では急激に減少するが、中心からの距離が 3.5~4cm からなだらかになる形状をなす。又タングステンの厚みは大きい程線量の減少率は大きくなる (Fig. 11)。

III-4 A点線量率に対する各計算点の線量率比

A点線量率に対する各計算点の線量率比は中心からの距離が離れるに従って初めは急激に減少するが次第に減少の割合は小さくなる。又、遮蔽体の厚みが大きい程小さくなり、原点中心と計算点の距離が大きくなるとタングステンの厚みはこの線量率比にあまり影響を及ぼさなくなる。通常、この座標系で膀胱後壁、直腸前壁と原点中心との距離は 2.0~3.0cm と考えられ、この位置において A点線量の 60% に抑えようとするればタングステンの厚みは少なくとも 4mm は必要と思われる (Fig. 12)。

オボイドをふくむ axial 面における遮蔽体の無いときとタングステン厚 4mm のときの線量分布図を Fig. 13 と Fig. 14 に示す。Fig. 14 で Y 軸と等線量曲線の交点付近にタングステンによる線量減少が生じていることが観察される。

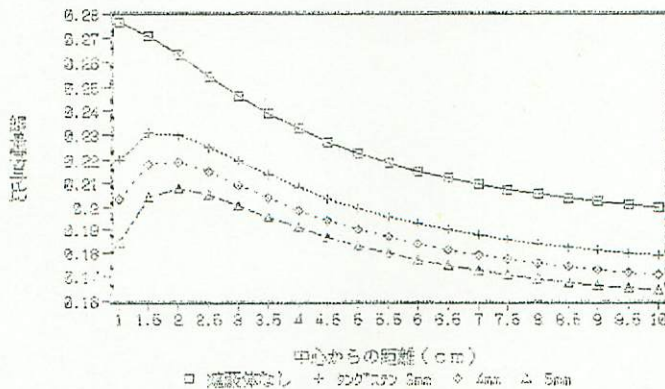


Fig. 6 各計算点でのオボイド線源の線量寄与比

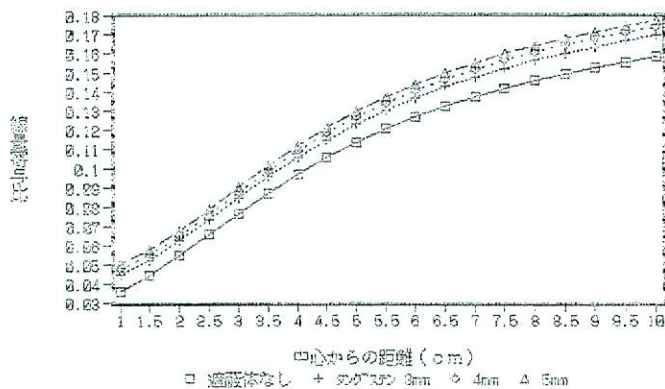


Fig. 7 線源番号 1 から各計算点への線量寄与比

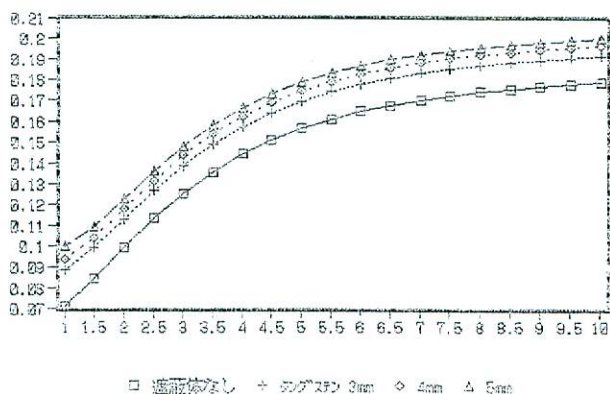


Fig. 8 線源番号 2 から各計算点への線量寄与比

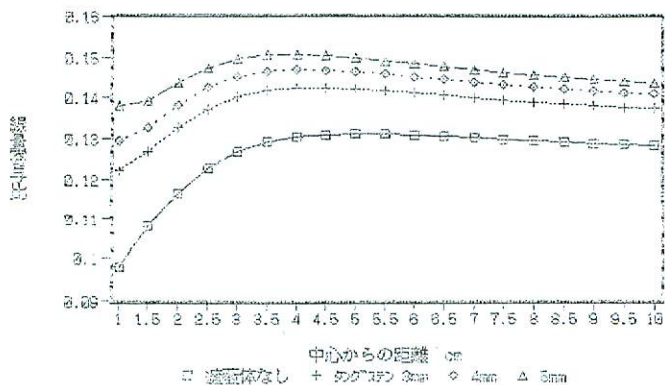


Fig. 9 線源番号 3 から各計算点への線量寄与比

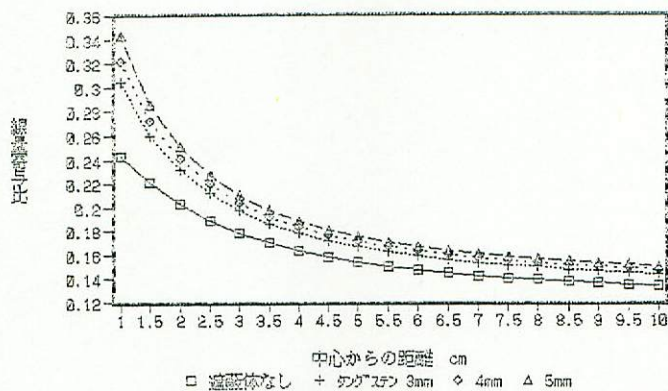


Fig. 10 線源番号4から各計算点への線量寄与比

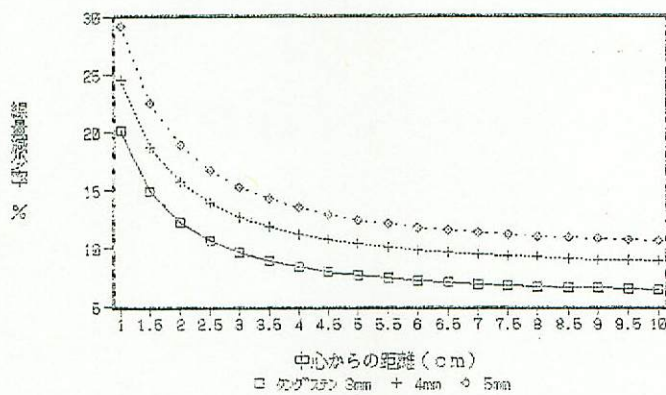


Fig. 11 遮蔽体がない時とある時の線量を比較した場合の線量減少率 (%)

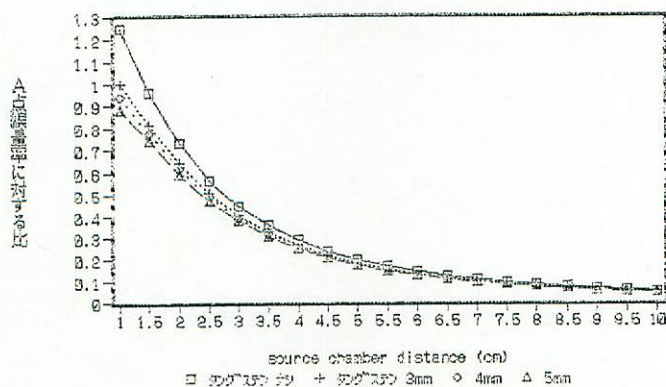


Fig. 12 A点線量率に対する各計算点での線量率比

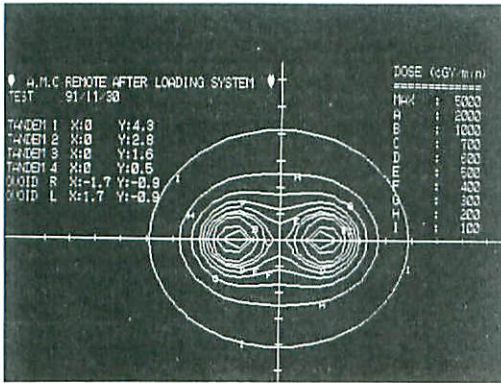


Fig. 13 遮蔽体が無いときの線量分布図

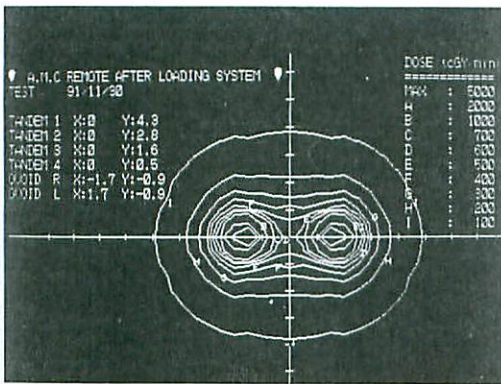


Fig. 14 遮蔽体があるとき(タングステン厚4mm)の線量分布図

IV. 考 察

遮蔽体を装着したアプリケーターとして Fletcher-Suit 型, Fletcher-Delclos 型のものが開発され米国を中心に広く用いられている。我々の施設でも Fig. 2 に示すようなアプリケーターの開発を試みたが欧米人と日本人の体格の違いにより一般的な治療には利用できなかった。従って近年、膣の狭小を伴う高齢者のしめる割合の増加もあり、日本人に適合した小型でしかも遮蔽体の装着できるアプリケーター開発の必要性が生じてきた。開発にあたり現在使用しているアプリケーターへの装着も考え、遮蔽体の厚み、装着部位の検討が必要である。

実際に利用されるタングステン強度を保つ為に数パーセントの金属を混ぜて合金にしていること、またガンマ線の減弱に関してビルドアップ係数が不明な

為、文献のみの計算で正確に把握することは困難である。本研究はタングステン合金の板を厚さ毎、ガンマ線の入射角度毎、各計算点毎に実測した基本データに基づいた計算上での解析である。遮蔽の状態は Fig. 3 ~ 5 に示すように SCD に関わらずタングステンの厚みに応じてほぼ一定値になるが、この事は線減弱係数と再生係数を実測により決定できれば変数として SCD を含むことなく十分な精度で遮蔽された臓器の線量計算が可能であることを意味する。従ってこれらの基本データを腔内照射計画システムに組み込み膀胱や直腸の容積線量ヒストグラムから放射線障害を予測して治療の最適化に役立てる事が望ましいといえる。

V. 結 語

- (1) 基本データを基にした解析の結果、遮蔽体を装着したオボイドによる直腸、膀胱線量の軽減が推測された。
- (2) 遮蔽体としてのタングステンの厚みは少なくとも 4mm は必要であると考えられた。

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高橋技師長はじめ放射線技師諸兄に感謝致します。

文 献

- 1) 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)
- 2) 山本皓二, 他: 子宮頸癌腔内照射治療における ⁶⁰Co 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)
- 3) Luis Delclos, et al.: Can the fletcher gamma ray colpostat system be extrapolated to other systems?, Cancer, 41 : 970-979, (1978)
- 4) Judith Stitt Hass, et al.: dosimetric comparison of the flecher family of gyne cologic colpostats 1950-1980, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 11, 1317-1321, (1985)
- 5) 菊池雄三: 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, 49-54, (1989)
- 6) 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)
- 7) 佐方周防, 川島勝弘: JARP モノグラフ No. 1 RALS の線量計算基本—子宮頸癌を中心として—1—13 (1987)
- 8) Meisherger, 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)