The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	子宮頚癌の放射線治療に於ける全骨盤腔原体照射法と低線量率腔内照射法の併用による線量分布
Author(s)	小幡, 康範
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1981, 41(8), p. 770-776
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19612
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

子宮頚癌の放射線治療に於ける全骨盤腔原体照射法と低線量率腔内照射法の併用による線量分布

愛知県がんセンター病院放射線治療部（主任：森田皓三部長）
小　幡　康　範

（昭和55年11月20日受付）
（昭和56年1月9日最終原稿受付）

Dose distribution obtained by the whole pelvic conformation technique combined with intracavitary irradiation in the radiotherapy of carcinoma of the uterine cervix

Yasunori Obata
Department of Radiation Therapy, Aichi Cancer Center
(Director: Dr. K. Morita)

Research Code No.: *609*
Key Words: *Carcinoma of the uterine cervix, Conformation radiotherapy, Intracavitary radium irradiation, Dose distribution*

After the conformation radiotherapy to the whole pelvis of the patient with carcinoma of the uterine cervix in the stage I and II, the volume dose and the doses given to the bladder and the rectum are reduced in the case treated by the intracavitary radium irradiation as compared with the conformation radiotherapy constricted to the primary lesion.

Using the radiation therapy planning system (MODULEX), the calculation of dose distribution obtained by the intracavitary irradiation and the conformation technique is precise enough to be accepted clinically although the estimated dose is scarcely low in the low dose region.

The dose distribution shows no difference in the volume dose but the doses to the small intestine, bladder and rectum are reduced by the two axial pendulous conformation technique as compared with the standard conformation technique for the whole pelvic irradiation.

1. 研究目的

子宮頚癌の放射線治療として，愛知県がんセンターでは，1967年から1971年までは，主に全骨盤腔に原体照射法[1]により治療を行なった後，原発病巣に限局して更に原体照射法で治療を行なう外照射単独の治療により，他施設に比較し得る成績を得たが，晩期直腸障害はⅢ度2.4％と少し多かった[2]．そこで Stage Ⅰ．Ⅱ を中心とした症例に対して，原発病巣の治療には，高線量が与えられることと，周囲健常組織には低線量率となり治療効果比が良くなり，結果として晩期障害の減少を期待して，1972年から低線量率腔内照射法を用いている．更に1976年より，全骨盤腔に対して，二軸振子原体照射法[3]を用いている．これらの照射法の線量分布を容積線量や臓器線量の面から検討する．

2. 方法及び結果

① 使用放射線及び治療装置

治療に使用した放射線は，三菱製直線加速器 LAS-M 及び NEC 製直線加速器 NELAC-1006-A を用いて得られる 6MV X 線と ^{226}Ra 管による γ 線である．

原体照射機構は，6分割されたコリメーターの各セグメントが，各々左右独立のサーボモーターにより，信号発生器にセットされたカムの信号に従って，ガントリー回転中に開閉するものである[4,5]．

② 原発病巣に限局した原体照射と低線量率腔内照射

両照射法では，共にその前に行なわれる全骨盤腔原体照射には差がないため，それを除いて比較を行なった．

i. 原発病巣に限局した原体照射

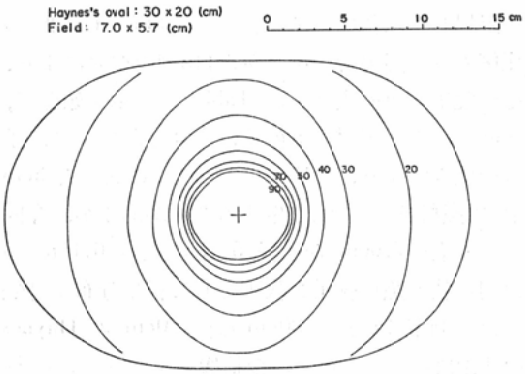
限局して原体照射を行なった Stage Ⅰ．Ⅱ の症例のうち照射野の明らかな115例の検討により，その照射線巣の大きさは Table 1 に示す如くで，Stage による照射線巣の差は大きくない．又，子宮の傾きにより，分割コリメーターによる各 3cm 幅の照射野にずれが生ずることがあるが，今回は，左右径7.0cm 前後径 5.7cm 長さ 6.1cm のだ円柱状の照射線巣を代表として線量分布を評価した．測定は，長径 30cm 短径 20cm の Haynes の長円形ポリスチレン板積層ファントームを用い，フジグラビアフィルムノーマル TAC-135 を使用するフィルム法により行なった (Fig. 1a)．線量較正には応用技研 AE 1311 型の電離箱を用いた．

ii. 低線量率腔内照射

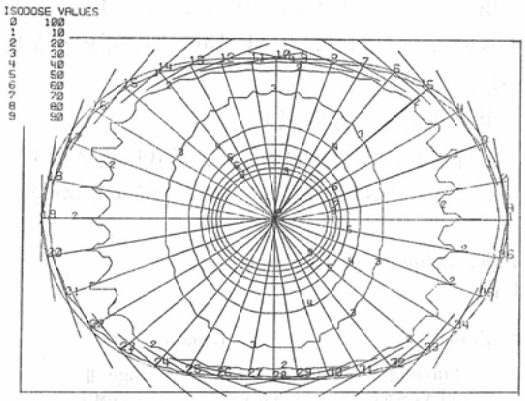
小線源として Ra 管を用い，TAO 式アフターローディング法[6]により低線量率腔内照射を施行

Table 1 Field size of constricted conformation radiotherapy for carcinoma of the uterine cervix in the stage Ⅰ and Ⅱ

Field size (cm)	Lateral width		A-P width		Length	
	Stage Ⅰ (24 cases)	Stage Ⅱ (91 cases)	Stage Ⅰ (24 cases)	Stage Ⅱ (91 cases)	Stage Ⅰ (24 cases)	Stage Ⅱ (91 cases)
4.0			1	1		
4.5				6		
5.0	1	7	11	23		
5.5	4	4	4	15		
6.0	6	17	7	21	24	88
6.5	5	12	1	4		
7.0	3	20		16		
7.5	1	6		3		
8.0	1	10		2		
8.5		7				
9.0		2				3
9.5		2				
10.0		3				
10.5						
11.0	2					
11.5	1					
12.0						
12.5		1				
Average (cm)	6.9	7.0	5.4	5.8	6.0	6.1
	7.0		5.7		6.1	



a. film dosimetry



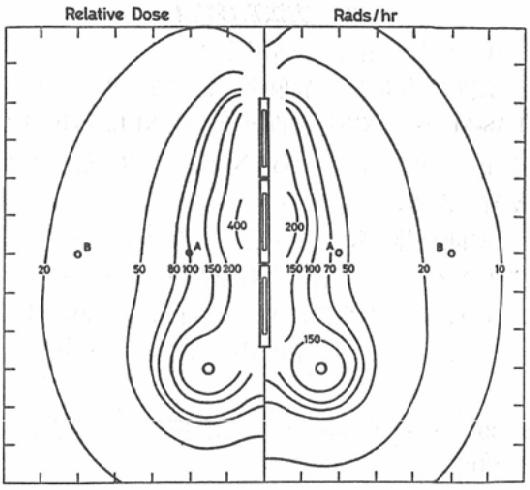
b. calculation with radiation therapy planning system (MODULEX)

Fig. 1 Dose distribution obtained by conformation technique

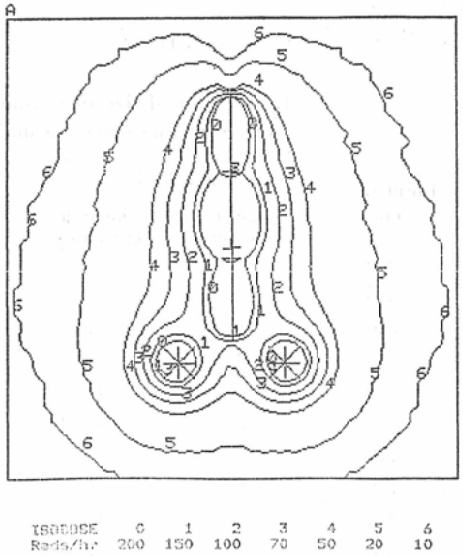
した．治療には，タンデムとして Ra 管 10mg＋20mg＋10mg，オボイドとして 10mg×2 の合計 60mg を使用することが多い．この場合の線量分布は，白金の吸収と WAR (Water Air Ratio) の計算に尾内ら[7]の近似式を採用した計算式に従ってコンピューターを用いて計算した (Fig. 2a)．Ra 管 10mg から 2cm・5cm の距離に於ける計算値と TLD による測定値はよく一致する．

iii. 限局した原体照射と低線量率腔内照射の容積線量による比較

両照射法の線量分布から容積線量を概算すると，低線量率腔内照射の方はA点を基準とするため線量スペクトラムが広いが，容積線量は約5.70×10^4%・cm^3 で，原体照射の約 9.60×10^4%・cm^3 よりかなり小さい (Table 2)．



a. calculation with the same equation reported by Dr. Onai



b. calculation with MODULEX

Fig. 2 Dose distribution obtained by intracavitary irradiation

iv. 治療計画用コンピューターによる原体照射及び低線量率腔内照射の線量分布計算

現在我々の施設で使用している治療計画用コンピューター (MODULEX) を用いて，原体照射を36門の多門照射として近似的に計算した (Fig.

Table 2 Comparison of volume dose (%・cm³) between constricted conformation technique and intracavitary radium irradiation

%	Conformation (cm³)	Ra intracavit. (cm³)
0—10		
10—20	753.6	
20—30	865.2	
30—40	523.3	683.1
40—50	225.7	
50—60	128.8	
60—70	82.6	180.4
70—80	49.2	
80—90	29.7	37.6
90—100	167.9	
100—150		51.7
150—200		24.6
200—300		15.6
300—400		5.2
400—		3.0
Total (%・cm³)	9.60×10^4	5.70×10^4

1b). 同じ条件で測定した線量分布 (Fig. 1a) と比較すると，ファントーム表面近くで計算値の方が低値を示す傾向にあるが，全体の分布はよく一致する．

Ra 管による低線量率腔内照射の線量分布は精度良く計算できるが (Fig. 2a)，MODULEX の計算アルゴリズムもそれと略同様で[8]，その計算結果は Fig. 2b に示される如く，10rad/hr の低線量率の領域がやや低値となるほかは線量分布は良く一致する．

v. 原体照射及び低線量率腔内照射時の直腸・膀胱線量

実際に典型的な低線量率腔内照射を施行した症例について，限局した原体照射と腔内照射の直腸及び膀胱線量を，MODULEX を用いて計算した線量分布より求めた (Fig. 3)．腔内照射の場合，A点の高さの横断面 (Fig. 3a) で直腸の前面にA点と同じ線量の部が僅かに存在するが，膀胱の後面にはA点線量の約50%の線量が照射される．オボイドの高さの横断面 (Fig. 3b) では，直腸前面にA点線量の80%の線量の部が僅かにあり，膀胱後面は50-70%の線量となる．一方原体照射の場合は，腔内照射のA点の高さに相当する横断面 (Fig. 3c) で直腸前面には中心線量の90%の線量の部が僅かにあり，膀胱後面にも90%の部が少し認められる．オボイドの高さに相当する横断面 (Fig. 3d) では，直腸前面は中心線量の90%以上で，膀胱後面も80-90%となり，原体照射の場合は腔内照射より直腸・膀胱線量は大きい．

③ 全骨盤腔に対する通常の原体照射と二軸振子原体照射

i. 線量分布の比較

第5型の照射線巣で両照射法の線量分布を比較すると，二軸振子では容積線量が 5.40×10^5%・cm³ となり，一軸の 5.60×10^5%・cm³ より僅かに減少する．しかし分布としては小腸及び直腸・膀胱線量がかなり減少する．

ii. 全骨盤腔二軸振子原体照射と低線量率腔内照射の併用による線量分布

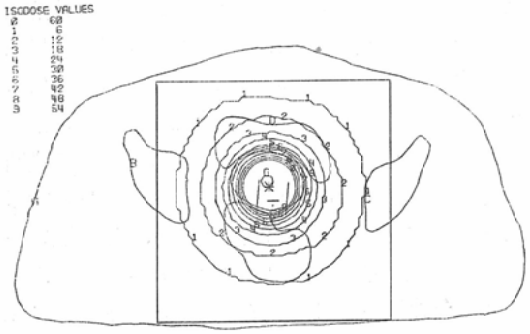
通常，我々の施設では Stage Ⅰ．Ⅱ を中心とする症例に対して，全骨盤腔に二軸振子原体照射で4000rad (40 Gy)，原発病巣に腔内照射法で1300 rad (13 Gy) を2回照射している．この場合の線量分布は，線量を単に合計すれば，A点の高さの横断面で Fig. 4 の如くとなり，線量を TDF で表現して合計すると Fig. 5 の如くとなる．

3. 考　案

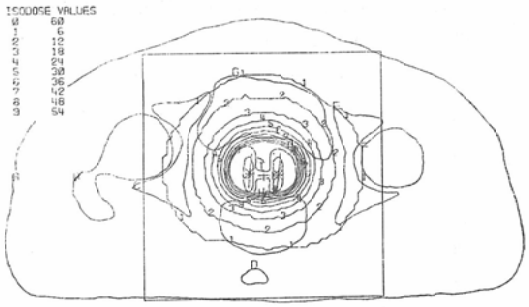
子宮頸癌に対して最初に行なわれる放射線治療は，実際の病巣の進展に拘らず，原発病巣及び所属リンパ節領域を余すことなく照射することである．この場合の照射すべき領域については既に検討され，10型の類型化された原体照射線巣に殆どの症例が当て嵌められることが確認されている[9]．

原体照射の線量分布測定の際に，長径 30cm 短径20cm の Haynes の長円形ファントーム[10]を用いた．一部では長径 30cm 短径 15cm の長円形或いは 30cmφ の円形ファントームの結果を比較したが殆ど差はなかった[11]．従って測定された線量分布は個々の症例に適用できると考えられる．

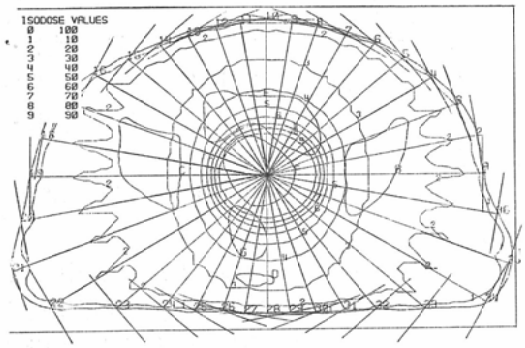
限局した原体照射と腔内照射を容積線量で比較



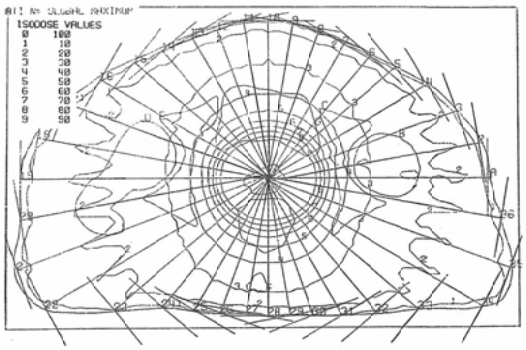
a. cross sectional plane at point A, treated by intracavitary irradiation



b. cross sectional plane at ovoid level, treated by intracavitary irradiation



c. the same plane as Fig. 3a, treated by conformation technique



d. the same plane as Fig. 3b, treated by conformation technique

Fig. 3　Dose distribution calculated with MODULEX in the case with carcinoma of the uterine cervix

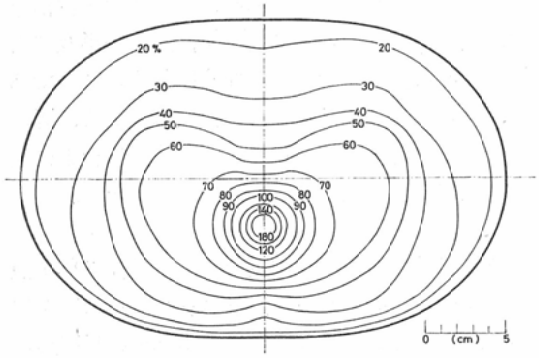


Fig. 4　Mathematically additional dose distribution obtained by two axial pendulous conformation technique (4000 rad) and intracavitary irradiation (2600 rad), normalized by dose of point A (6700 rad)

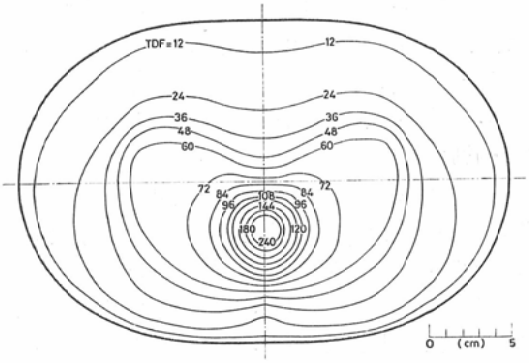


Fig. 5　Isoeffect curves in terms of TDF for the case shown by Fig. 4

する際，一般に容積線量は rad・cm³ で表現され，障害等と関連して扱う場合はその絶対量が問題となる．しかし線量分布の比較だけに用いるのならば，線量は%で表わせば十分であり，%・cm³ を相対的な容積線量として扱うことができると考えられる[12,13]．この時，腔内照射の線量分布は，基準となるA点の線量を100%として正規化した．

腔内照射は物理的な線量分布が良好であると同時に，正常組織に比べて腫瘍の線量率効果が小さい事より，生物学的にも治療可能比が高く，原発病巣に対する治療に於いて主流を占めると考えられる[14]．

原体照射の線量分布計算は Clarkson 法[15]を応用すればできると考えられるが，現在の所，まだその計算プログラムは実用化されていない．我々の使用している治療計画用コンピューターの機能の範囲では，各照射の方向で照射野の幅が異なる多門照射として計算するのが最も原体照射に近似させ得る方法である．しかしこのため，計算された線量分布では低線量の曲線が波状となる（Fig. 1b）．更にこの近似法の場合，各門の照射野は幅方向も長さ方向も線束軸より対称的に開いた矩形としているが，実際の原体照射では各門の照射野は対称的でなく不整形である．そこでより近似が良好になると思われる原体照射の線量分布計算を，現用の治療計画用コンピューター（MODULEX）で行なうプログラムを開発中である．

実際の症例に対して，限局した原体照射と低線量率腔内照射時の直腸及び膀胱線量は MODULEX で計算できる．この時，計算に必要な体輪郭や内部構造は，治療と同じ体位で，或いは腔内照射用アプリケーターを挿入した状態で撮影した CT 像よりコンピューターに入力している[16]．原体照射の治療計画に対して，特に CT の有用性が強調できる．そして，各症例毎に直腸及び膀胱の線量とその部位を把握し，晩期障害と関連づける分析が今後必要であると考えられる．

限局した原体照射と低線量率腔内照射の線量分布の比較の際，その前に行なわれる全骨盤腔原体照射を除いて検討したが，遠隔成績や晩期障害を評価する時には，全骨盤腔原体照射の線量も加算して検討する必要がある．二軸振子原体照射と腔内照射の単純な加算による線量分布を Fig. 4 に示したが，分割や線量率の効果を考慮して線量を TDF[17,18] に換算すれば外照射と腔内照射を統一的に扱うことが可能である（Fig. 5）．しかしながら，照射容積が異なる治療の加算には，volume factor を考慮する必要がある．この大きさについては，既に報告されているが[19,20]，今後更にその算出の基礎となる data を集積してその値を確定する努力が必要と考えられる．

我々の施設では，1972年以降は子宮頚癌の Stage Ⅰ．Ⅱを中心とする症例の原発病巣に対する治療として，できる限り低線量率腔内照射を施行している．しかし，局所コントロール率は Stage Ⅰ 89.8%，Stage Ⅱ 92.1%と向上したものの，晩期直腸障害は改善しなかった[21]．そのため，1976年以降は腔内照射の線量を，局所コントロール率を低下させないように注意深くやや減ずると共に，全骨盤腔照射に二軸振子原体照射法を導入して，小腸及び膀胱或いは直腸の被曝線量をできる限り減少させている．この結果については症例を重ねて報告する予定である．

4. 結　論

Ⅰ期及びⅡ期の子宮頚癌に対して，全骨盤腔に原体照射を施行した後，原発病巣に更に限局した原体照射を施行した場合と低線量率腔内照射を施行した場合の線量分布を比較検討したところ，容積線量及び直腸・膀胱線量からみて，腔内照射の方が良好であった．

治療計画用コンピューター（MODULEX）を用いて，腔内照射及び近似的な原体照射の線量分布を計算したところ，低線量ので領域やや低値を示すものの，得られた線量分布は実用上問題ない程度に正確であった．

更に，低線量率腔内照射に先だつ全骨盤腔に対する通常の原体照射と二軸振子原体照射の線量分布を比較すると，容積線量には殆ど差が認められなかったが，二軸振子原体照射の方が小腸や膀胱

及び直腸の被曝線量を減少できることが分かった．

（この論文をまとめるにあたって校閲を受けた名古屋大学医学部放射線医学教室，佐久間貞行教授に謝意を表する．

又，実験に協力していただいた愛知県がんセンター病院放射線治療部青山賢一氏，室加守氏，高橋一広氏に厚く感謝する．）

文　献

1) Takahashi, S.: Conformation Radiotherapy. Acta Radiol. Suppl. 242, Stockholm, 1965
2) 寛　正兄：原体照射による子宮頸癌の放射線治療—特に外部照射単独による治療について—．日本医放会誌，35 (1)：16—27，1975
3) Morita, K., Kimura, C., Takahashi, K. and Ueda, T.: Verbesserung der Dosisverteilung bei der Konformationsbestrahlung des Kollumkarzinoms. Strahlentherapie, 147: 487—497, 1974
4) 北畠　隆，奥村　寛，植田俊男，木村千明，高橋信次，山本千秋，中野伸平，大谷四郎：日本電気 6MeV 医療用直線加速器（超高圧照射法の研究．第3報），日本医放会誌，26 (10)：1267—1276，1967
5) 北畠　隆，母里知之，奥村　寛，高橋信次，中野伸平，大谷四郎：リニアアクセラレーターによる原体照射法（超高圧照射法の研究．第7報），日本医放会誌，26 (11)：1448—1454，1967
6) 田崎英生，荒居竜雄，尾立新一郎：子宮頸癌腔内照射用支持器について．臨放，10 (10)：768—775，1965
7) Onai, Y. and Tomaru, T.: Calculation of dose distributions in radiation therapy by a digital computer. II. Computation of dose distribution in radium therapy. Nippon Acta Radiol., 28(12): 1629—1636, 1969.
8) Batho, H.F. and Young, M.E.J.: Tissue absorption corrections for linear radium sources. Brit. J. Radiol., 37: 689—692, 1964.
9) 森田皓三，寛　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の関係．日本医放会誌，35 (9)：780—787，1975
10) Haynes, R.H. and Froese, G.: Idealized body contours in rotation dosimetry. Acta Radiol., 48: 209—226, 1957
11) Tsien, K.C., Cunningham, J.R., Wright, D.J., Jones, D.E.A. and Pfalzner, P.M.: Atlas of radiation dose distribution vol. III moving-field isodose charts. pp. 22—29, IAEA, Vienna, 1967
12) 小幡康範，田中良明：子宮頸癌に対する skip 回転照射による ^{60}Co 原体照射法の改善．日本医放会誌，37 (6)：549—553，1977
13) 小西圭介：照射容積からみた照射法の比較．日本医放会誌，39 (11)：1213—1220，1979
14) 重松　康：密封小線源治療—腔内・組織内照射法の実際—．篠原出版，東京，1980
15) Clarkson, J.R.: A note on depth doses in fields of irregular shape. Brit. J. Radiol., 14: 265—268, 1941
16) 小幡康範，森田皓三，渡辺道子：CT を応用した原体照射法の治療計画．日本医放会誌，40 (11)：1076—1082，1980
17) Orton, C.G. and Ellis, F.: A simplification in the use of the NSD concept in practical radiotherapy. Brit. J. Radiol., 46: 529—537, 1973
18) Orton, C.G.: Time-dose factors (TDFs) in brachytherapy. Brit. J. Radiol., 47: 603—607, 1974
19) Umegaki, Y., Urano, M. and Nakano, M.: Optimum dose fractionation schemes in radiotherapy of human cancer in "Fraction size in radiobiology and radiotherapy". pp. 188—199, Igakushoin, Tokyo, 1973
20) 中野政雄，梅垣洋一郎，佐方周防：低線量率照射法について．癌の臨床，25 (12)：1253—1260，1979
21) 小幡康範：原体照射法を用いた全骨盤腔照射と低線量率腔内照射との併用による子宮頸癌の放射線治療．日本医放会誌，40 (6)：565—579，1980