昭和35年7月1日

子宮頸癌の⁶⁰Co 遠隔照射法,特に骨盤内線量 分布に関する研究

Studies on Tele ⁶⁰Co radiation in Carcinoma colli, particularly on the Dose Distribution within the pelvis

熊本大学医学部産科婦人科学教室(主任 加来道隆教授) 大学院学生 竹 畠 和 夫 Kazuo TAKEHATA

緒 言

子宮癌のレ線療法は, 1902年 Delphy, Seitz-Wintz により、ラジウム療法は1905年 Abbe により夫々始め られ、以後レ線療法は病巣部と周囲健常組織との感受性 を大ならしめんとする生物学的要因と、健常隣接臓器を 被護しつ、病巣部線量を大ならしめんとする物理学的要 因とを主眼にして照射法の工夫改善が試みられ, 全身一 時照射法、飽和照射法、分割照射法、篩照射法、さらに 廻転照射、振子照射及び集光照射等の移動照射法が考案 されると同時に, 又線質の方面からレ線質をラジウムの γ線に似させた超高圧及びγ線照射法が試みられるに至 つた. ラジウムの経皮照射により優れた治療効果のある 事は Krönig (1911), Lysholm (1915) 等が既に発表 しているが,大量のラジウムを必要とし,充分な照射装 置が得られないために普及しなかつた.戦後原子核物理 の進歩は目覚しく, アダリカの Clington やカナダの Chalk River の原子炉でラジオアイソトープが多量に 生産され、トレーサーとして生物学や診断学に応用せら れる許りでなく、 β線やγ線の放出体として広く治療に 応用せられて来た. 就中半減期が比較的に長く然も強エ ネルギーのγ線を放出する ⁶⁰Co や ¹³⁷Cs が, ラジウム に比して大量に且つ廉価で生産される様になり, 爾来ラ ジウムの代用として ⁶⁰Co 遠隔照射が注目されて来た. 我が国では中泉(1934),山川(1935)等がラジウムによ る遠隔照射を試みたが、ラジウムが高価 で多量に得ら れないために普及しなかつた. 戦後 "Co の輸入により 1952年以来50乃至 100curie 照射装置が考案され,最近 では 1,000curie 廻転照射装置も運転される様になり, 放射線療法の進歩には注目すべきものがある.かゝる 照射装置の進歩発展に伴い 充分な深部量が容易に得ら れる様になつたが,如何なる照射目標にどれだけの線量 を,時間的に空間的に配量するかを充分に検討する必要 があり、唯漫然と "Co 療法を行う事は放射線療法の成 果が見られぬのみならず,徒らに放射線障害を伴うので 実に危険と云わねばならぬ. 当教室では,昭和33年1月 より東芝製RI-103C型 "Co 遠隔照射装置を用い, 子宮頚癌 の治療を行つているが,治療成績の向上を計 り,副作用を減少せしめるため,本装置の性能及び各種 照射法に於ける線量分布をファントーム及び人体で測定 し,本装置による至適照射術式を検討した.

第1章 教室設置 ⁶⁰Co 照射装置とその性能 第1節 装 置

⁶⁰Co 遠隔照射装置は東芝製 R I - 103 C型¹¹ で, ⁶⁰Co 収容器(定格収容量 300curie,現在 250curie 収容), 照射紋り,収容器支持装置,電動押釦操作器及び治療台 より構成される. ⁶⁰Co 線源は電動で収容器内を上下に 移動し,移動範囲は定位置(Position S)から5 cmの 所(Position 1),10 cmの所(Position 2) 迄で照射絞 りの外部に5 cm,10 cmの照射筒を附けて使用する事によ り,線源表面間距離(SSD)は30,35及び40 cmに,ま た照射筒なして20 cm となし得る. ⁶⁰Co 収容器の上下移 動は92 cm,左右廻転は180°,前後廻転は180°及び絞り 廻転は90° である.線源の開閉はシャッター廻転式で, 停電の際は手動的に線源の開閉が出来る.

第2節 治療室と漏洩線, 散乱線2)3)

治療室は地下に位置し、厚さ70cmのコンクリートで囲 まれ、治療中の患者は操作室より両側含鉛ガラス内に水 を満した厚さ 100cmの、のぞき窓を通じて監視出来る. ⁶⁰Co は γ 線を絶えず放射しているので、それが少量で あつても治療室内の漏洩線と散乱線を測定し、危険度を 知る事が必要である。治療室内の漏洩線と散乱線を東芝 製電離槽型サーベイメータ(SBI-52101型)で測定 すると、線源より1mの距離で、offの時は 3.0mr/h, on の時は50mr/h、⁶⁰Co 収容器の患者側最大漏洩線は13

第1図 [∞]Co 治療室漏洩線量 第2図 [∞]Co 治療室漏洩線 RI-103C型 (off)



mr/h であり、操作室内は off 及び on いずれの場合 も本サーベイメータに感応せず,最低目盛 0.1mr/h 以 下であった. 全身最大許容量は1週300mr4)~6) とさ れ,1週6日実働として50mr/日,1日8時間居るとし て6.25mr/h であるので, 術者は安全に操作出来る(第 1, 2図).

第3節 ⁶⁰Co 線源と線強度

⁶⁰Co 線源⁷) には 公称 100curie 2 個と 50curie 1 個 を使用しており、100curie は比放射能31乃至41curie/g で10mm \$×2 mm の円板2枚を50curie 線源には1枚を 夫々真鍮のカプセルに封入している.本装置に於ける線 強度⁸⁾ を Reed Curtis 社製シンチレーション型線量 計 Probitron 及び東芝深部線量計を用いて、治療状態 に於ける主線軸上で測定すると計算値に比して可なり低 値が得られた(第1表).之は公称 curie 数が少いのか, 或は線源の自然減衰や自己吸収100及び容器ととにカプ セルによる吸収のためかと考えられる。 **Co は 1.173 MeV と 1.332 MeV の2本のγ線を放出し、これから 計算すると1 curie の出力は、自己吸収、カプセル及び 2次電子濾過板等の吸収がなければ1mで1.28r/h であ 3.

第4節 ⁶⁰Co 線源の配列状態と照射野¹¹⁾ 本装置の各 [®]Co 線源の位置的関係を知るため,線源

第 1 表 線強度

早后 広任	実別	·					
此辭	Reed Curtis	東芝	計算値				
СМ	Roentgen Probitron	深部線量計					
25	45.0 ¹ /m	35.5 ½	85.3 Vm				
30	34.8	26.5	59.3.				
35	24.9	21.5	43.5				
40	18.7	17.0	33.3				
昭和33年/月現在							

CO⁶⁰ 250 Curie 線源 (オークリッチ研究所製) 日本放射性同位元素協会にて昭和32年9月27日測定結果

公	称	100	curie	線 源	 88	rhm

100 curie # -----91 50 curie " -----51 "

量RI-103C型(on)

表面間距離40及び 100cm, 照射絞り3×3でレ線フィル ムに感光させると、線源位置のズレによる照射野内部の 不均等が見られ、SSDが大きくなればなる程このズレ は大きくなり,治療上不都合である(第3,4図).かゝ る見地より線源には比放射能の強い小容積線源が望まれ る.

第5節 照射野と半影

照射野の中心位置は照射皮膚上に十字線を投影させて 指示し、照射野の幅は照射絞りと線源の位置で決定して



いる.本影及び半影が,照射絞りと線源の位置により, 如何なる影響を受けるかを理論的に検討するため,本影 (D) と半影(P)の作図によりD及びPを求めると, $D=S+\frac{1 (b-S)}{a}, P=\frac{Sl}{a}$ --S となる (第5図). 先ず SSDを40cmの一定値にし, Source Position を変えた 場合の半影の大きさ及び絞りと照射野との関係を求める と, Position S の半影 が 最も小さい (第6図). さらに Source Position を一定 (Position S) にし, SSD を変化させた場合の半影及び絞りと照射野との関係を求 めると,SSDが小さい程半影も小さくなる(第7図). 以上の結果から半影(P)は照射絞り(b)に関係せず, 半影を小さくするには、線源(8)に比放射能の大きい 小容積の物を選び、線源絞り間距離を絞りからの二次線 飛程外12)にして,出来るだけ近ずけるべきである.

半影及び線源位置のズレによる照射野のズレが大きく

第5図 本影と半影の作図



日産婦誌12卷8号

昭和55年7〕	H.	T	Ħ.
---------	----	---	----

第6図 SSDを一定にし Source Positionを変え た時の半影(SSD40cm)

第7図 Source Position を一定(S)にし SSD を変えた時の半影



なれば,照射野周囲が不必要に広く照射され,容積線量 の増大とともに,治療患者の副作用が多くなるのみなら ず,治療上基だ不都合である.当教室ではSSD40cmで 照射を行つており,この時の本影及び半影の関係を作図 による計算で求め,線源のズレによる照射野の幅をレ線 フィルムに感光させて実測すると,実測値は計算値に比 して大きな値を示す(第8図).之等半影除去について, 照射絞り及び照射筒の研究^{113)~15)}があるが,未だその 完全なものを見ない.





第2章 水ファントーム中の深部線量 第1節 深部量率

1) 実験方法 60 Co γ 線測定には,化学的測定法 161 ~ 201 ,生物学的測定法 8121 及び物理学的測定法等 14122 ~ 277 , が用いられており,夫々一長一短がある.著者は Reed Curtis 社製シンチレーション型線量計 Probitron を 使用して,各種照射野の線量を,SSDを変化させて主 線軸方向に於て測定したが,測定前には必ず10mgの標 準ラジウムで線量計を矯正した.ファントームは木板及 び Lucite 板で作つた $30 \times 30 \times 30$ cm³の水槽を使用し, 車でプローブを前後左右に移動出来る装置を取りつけ た.

2) 実験成績 深部線量は放射線のエネルギーの強 さ,線源表面間距離及び照射野の大きさに左右される. ⁶⁰Coγ線は平均1.25MeVのエネルギーを持ち,水フ ァントーム中で測定すると、3 MeVの超高圧発生装置 に相当し²³⁾²⁸⁾²⁹⁾,最大線量は皮下4乃至6 mmの深さに あると云われている¹²⁾²³⁾²⁴⁾³⁰⁾.前記水ファントームの深 さ5 mの点に、プローブの中心を位置させ、この点の線 量を 100%にした深部量率は、SSD40cm、深さ10cm、 $10 \times 10 \text{cm}^2$ で47.0%、 $5 \times 5 \text{cm}^2$ で42.7%の値を示し た(第2表).之をGrebe u. Wiebeのレ線深部量率表³⁸⁾ より、半価層 0.9 mmCu、FSD 40 cm、照射野10×10 cm² のレ線深部量率 29.0%と比較し、 60 Co γ 線の方が遥に 高率である.

舟 4 表 保部重率 SSD 40cm S-Positio:	n S	S-Position	40cm	SSD	深部量率	2 表	第
--------------------------------	-----	------------	------	-----	------	-----	---

N 68	1	<u> </u>				
州 深 野 さ	10×10 cm²	10 × 8 cm²	10×6 cm²	10×5 cm²	10×4 cm²	5×5 cm²
0.5	17.66 ^r /m	7.58「m	17.50 <i>5</i> m	17.30 ^r /m	17.00 ^r /m	16.785/m
(cm)	100(%)	00(%)	100(%)	100(%)	100(%)	100(%)
	93.7	97.0	96.9	96,7	96.5	96.3
2	90.2	90.0	89.7	89.1	88.7	88.3
3	84.2	83.7	83.1	82.4	81.6	80.7
4	78.0	77.5	76.6	75.5	74.9	74.1
5	72.0	71.3	70.3	69.5	68.4	67.6
6	66.3	65.7	64.7	63.7	62.6	61.7
7	61.1	60.5	59.4	58.4	57.3	56.2
8	56.2	55.5	54.5	53.4	52.4	51.4
9	51.7	51.0	49.8	48.9	47.9	47.0
10	47.0	46.8	45.7	44.9	43.8	42.7
	43.5	42.9	42.0	41.0	40.0	38.9
2	39.6	39.2	38.3	37.4	36.4	35.3
3	36.5	35.9	35.0	34.3	33.0	32.0
4	33.5	33.0	32.0	31.0	30.0	28.9
5	30.7	30.2	29.3	28.4	27.4	26.3
16	28.0	27.5	26.8	26.0	25.0	24.0
17	25.8	25.0	24.5	23.6	22.7	21.8
18	23.8	23.0	22.0	21.4	20.3	19.8
19	22.0	21.1	20.4	19.6	18.4	18.0
20	20.3	19.5	18.8	18.0	17.1	16.6

昭和34年4月20日現在

3) 照射野の大きさ及びSSDの変化による深部量率 の影響 照射野中心部線量の照射野の大きさによる変動 は,照射野の大きさに比して増大するが, レ線に比し てその増減は少く,SSD40cm,照射野10×10cm², 深さ10cmに於ける線量を100%にすると,照射野7×7 cm²で93.5%,4×4 cm²で81.4%を示す(第9図). 照射野10×10 cm²と5×5 cm²の深部量率をSSD30 乃至60cmに於て求めると,SSDを増す程,深部量率は良 好となる(第10図).SSD40cm,深さ10cmに於ける両照



射野間の深部量率の差は 4.7%であり、レ線(H.W.S.

1.0mmCu)の両照射野間の差10%に比較し、約半分の値を示した. 6°Co 深部量率の照射野による変動がレ線のそれに比して少いのは、6°Co γ 線がレ線に比較してエネルギーが高いため、側方及び後方散乱線が減少するからである. レ線(H.W.S. 1 mmCu)の背後散乱線は照射野25乃至400cm² で24乃至49%である³²⁾のに対し、6°Co γ 線では2乃至5%²³⁾³⁰⁾と云われている.

第2節 表面空間線量に対する水中線量

以上の深部量率は水中 0.5mmの点を100%に した値で あり,表面空間線量に対する線量率は、SSD40cm,照 射野10×10cm²,水中深さ10cm で49.8%を示し,前者 の2.3%増加となるが,両者を殆んど同一視しても,臨 床上は差支えないと思われる.本装置に於ける照射野10×10cm²で,SSDを変化させた場合の10cm水中絶体線 量とその部位に於ける深部量率を検討すると、SSDが 増加すれば,深部量率も増加するのは当然であるが,そ の増加率が軽度なのに反し,絶体線量は急激に減少し, 更に半影及び線量のズレによる照射野のズレも大きくな るので,本装置に於てはSSD30乃至50cmで治療を行う 事が好ましいと思われる(第11図).



第3節 水中横の線量分布

SSD40及び80cmで,水中深さ5,10及び15cmに於け る線錐横断面上の中心軸線量を求めると,SSD40cmに 於ては,中央部線量はほぼ均等であり,辺縁部は半影及 び線源のズレによる照射野のズレがあるが,線量のやゝ 急激な減少が見られる.併しSSDを80cmの長距離にす ると,線源位置のズレによる照射野のズレも著しくなる ため,照射中心部線量は不均等となり,辺縁部は緩漫に 減少する(第12図).かゝる点からも,唯単にSSDを長 第12図 水中線量率横の分布状態



くする事は考慮すべきであり,治療に先だち充分に検討 すべき事を痛感する.

第4節 等線量曲線

前記水ファントーム中で照射野中心部は1 cm間隔で, 辺縁部は 0.5cm間隔で線量を測定し,等量点を結んで等 量曲線を求めた. との等量曲線は 200KVp 級のレ線の それと比較し,線錐中心部が平坦で一様になる¹³⁾¹⁴⁾²³⁾²³⁾ ³¹⁾(第13図). ⁶⁰Co γ 線は背後及び側方散乱線が少いの で,照射線錐辺縁部の線量は,原理的に 著しく減少す るはずであるが,レ線に比して透過性が大であるため, 照射絞り,半影除去及び線源の大きさ等を考慮しなくて は,照射野外にも相当の漏洩が起る事になる.

第5節 深部量率の理論的考察

Mayneord³³⁾³⁴⁾ は S S D の変化による深部量率の変 化を検討し、小照射野に於ける深部量率を距離逆自乗の 法則により直接求 めた F factor より推定し、大照射 野に於 ける深部量率は F factor による推定値より幾 分小さく、1+F/2 factor による推定値より大きいと述 べている.

F factor= $\left(\frac{f_2+m}{f_1+m} \cdot \frac{f_1+d}{f_2+d}\right)^2$ f_1 =参照するSSD(深部量率既知のSSD) f_2 =求める任意のSSD d=深さ m=皮下最大線量の加わる深さ

求める深部量率=F×参照した既知の深部量率(K)



昭和35年7月1日

竹島

John 等²⁴⁾²⁵⁾は1000curie 装置で, 既知のSSD80cmの 深部量率より, SSD50乃至 100cm, 照射野 0乃至 400 cm² 迄の F factor を求め, 実測値と比較検討し, 照 射野 100cm² 迄は1%以上の誤差を生ずる事なく使用出 来ると述べている.

著者は SSD 50cm の実測値を基にして、SSD 30,
40,50,55 及び 60cm の F factor を計算で求め(第14
図)、5×5 cm² と10×10cm² の照射野に於ける深部量率の計算値と実測値を比較した.その結果,両者は殆んど一致し,計算の基としたSSDに近い程,誤差も少い(第3表).

第14図 F-factor (SSD 50cmに対して)



第3表 実測値と計算値との比較

照 就	50	60	55	40		30	
家堂	10×10 5×5	10×10	5×5	10×10	5×5	10×10	5×5
((Cm)	K(実測億)	実測組計算值	実對植計算個	実到值計算值	実測値計算値	実測創計算例	実測値計算值
0.5	100100 (%) (%)	100100 (%)(%)	100100 (%) (%)	100100	100 100	100 100	(36)(36)(36)
2	90.7 89.0	92.0 91.6	90.0 89.5	90.2 89.4	88.3 87.7	88.7 87.3	87.8 85.6
4	78.8 75.2	81.7 80.5	75.9 76.1	78.0 76.3	27.1 72.8	74.6 72.4	73.4 69.1
6	68.4 63.0	71.5 70.7	64.0 64.1	66.3 65.2	61.7 60.1	62.5 60.3	60.7 55.6
8	58.0 52.7	62.0 60.6	53.7 53.9	56.2 54.5	51.4 49.5	52.5 49.2	49.7 44.7
10	50.7 43.8	53.5 53.5	44.7 45.1	47.0 47.0	42.7 40.6	43.5 41.6	41.0 35.9
12	43:2 36.6	46.1 46.0	37.5 37.9	39.6 39.5	35.3 33.1	36.3 34.3	33.7 28.2
14	36.6 30.6	39.3 39.3	31.3 31.9	33.5 33.1	28.9 27.6	30.3 28.2	27.8 23.6
16	31.1 25.7	33.7 33.7	26.4 27.0	28.0 27.8	24.0 23.0	25.0 23.3	22.8 19.3
18	26.4 21.6	29.0 28.8	22.5 22.6	23.8 23.3	19.8 19.1	20.5 19.3	19.0 15.8
20	22.5 18.2	25.5 24.7	19.2 19.1	20.3 19.7	16.6 15.9	16.7 16.1	15.5 13.0

第3章 骨盤內線量分布

⁶⁰Co γ 線はレ線に比較して深部率が良好であり、し かも骨による線吸収が極めて少いので²⁴⁰³⁶⁰³⁷¹,病巣に向 つて直接照射する事が可能である.併しそれだけ健常組 織を障害する危険も多い.頚癌放射線療法に際し、小骨 盤内を全部均等に照射するには大照射野を用いた遠隔照 射のみでも、その目的は達せられるが、隣接する膀胱、 直腸等の健常臓器は癌浸潤のない限り出来るだけ被曝を 避け、且つ大腿骨頚部を過量照射しない様な、必要最小 の照射野を設け、病巣部に充分な癌腫量を与え得る照射 法を選択する必要がある³⁹¹. この目的で種々の照射法に 於ける骨盤内線量分布を測定した.

第1節 実験方法

1163---87

深部量測定 に 関しては 種々の 研究40)~48) が見られる が,一般的方法には i) 線錐中心軸の深部量率表より計 算する方法 ii) 各門の等量曲線より, 各交点の線量を 合計する方法 iii) 被照射部位内に多数の点を設け,等 線量曲線又は線量計を用いて、各門からの線量を測定且 つ合計し,等量点を結んで等量曲線を画く方法 (Point Plot Calculation) 等がある. 方法 i) は体表面から腫 瘍迄の深さに於ける各々の深部量率を合計して,深部線 量を決定する方法である. 之では線錐中心軸の合する点 だけの線量しか決定出来ず、最大線量が何処に加わるの か又如何なる部位迄照射されるのかが解らぬ. 方法 iii) 49)50)は前者に比較して複雑であるが、測定部位の数を多 くする事により,正確に線量分布状態を把握出来る.も し測定個所を少くする場合には、各主要臓器の解剖学的 位置を下腹部断面図に記入し, 測定位置を適当に選択す べきである. 著者は Point Plot Calculation により, 短径18cm,長径28cmの人体下腹部断面図上に1cm間隔の 点を設け、之等の各点が各照射野から受ける線量の総和 を合計記入し、等量点を結んで、骨盤内線量分布を求め た. Tod & Meredith によるA及びB点51)~53)は中心よ り2及び5cmの点とした.

第2節 垂直照射(照射目標をB点)

1) 10×6 cm² の前面野 2 門及 び 後面野 2 門, 計4 門照射法 各門を1 巡すると, B 点に1 門照射量の 100 %, A 点に80%, 子宮腟部, 膀胱及び直腸に約60%が照 射される(第15図). B 点に3500r を照射するには1 回照 射量 450r で, 4 門 8 巡照射が必要である. 照射皮膚の 被曝量を少くし深部量を増すには, 更に照射門を設ける べきである.

2) 10×4 cm² の前面野 2 門, 後面野 2 門及 び 10× 10 cm² の側面野 2 門, 計 6 門照射法 1) の 4 門照射法 に 10×10 cm² の 側面野 2 門を追加すると(第16図), 最大線量は中心より 5 乃至 6 cm 側方,即5 骨盤壁に加わ り, B 点に 1 門照射量の 170%, A 点に 128%,中心部 に 67%が照射される(第17図).1 回照射量 450r で 6 門 5 巡すると, B 点に 3825r, A 点に 2900r,中心部に 1527 r が照射される.

3) 10×6 cm² の前面野2門,後面野2門及び10×
10cm² の側面野2門,計6門照射法 最大線量は正中線より4乃至7 cm側方の部位にあり,B点に1門照射量の174%が照射され,2)照射法とほぼ同量が加わる.A
点及び中心部は各々152及び132%が照射され,中心部には2)照射法の約2倍量2960rが照射される(第18図).

子宮頸癌の ⁶⁰Co 遠隔照射法特に骨盤内線量分布



前面野及び後面野をさらに大きくし、10×7 cm²にする と、A点、B点及び陸部はほぼ均等に照射され、各照射 野を全部10×10cm²にすると、最大線量は陸部、膀胱及 び直腸に加わり、B点線量の 120%が照射される.

第3節 集中照射

1) 10×6 cm² の前面野2門(10°傾斜)及び後面 野2門(10°),計4門照射法 中心部に最大線量が加わ り,その値はB点線量の170%,A点線量は154%であ る.A及びB点はほぼ均等に照射され,1門照射量の 100乃至110%が加わる(第19図).

2) 10×6 cm² の前面野 2 門(5° 傾斜),後面野 2 門(5°)及び 10×10 cm² の 側面野 2 門, 計 6 門照射 法 最大線量は中心部に位置するが,骨盤内はほぼ均等 に照射され, B点に1 門照射量の 169%, A点に 159 %,中心部に 180%が照射される(第20図).1 回照射量 450r で 6 門 5 巡照射すると, B点に3900r, A点に3650 r,中心部に4050r が照射される.

3) 10×6 cm² の前面野2門(10°傾斜),後面野2

門(10°)及び10×10cm²の側面野2門,計6門照射法 最大線量は中心部に位置し,1門照射量の210%が 照射される.中心部より遠ざかるに従つて漸次線量は減少し,A点に1門照射量の184%,B点に170%が加わる(第21図).1回照射量450rで6門5巡照射すると, 中心部に4725r,A点に4040r,B点に3825rが照射される.

4) 10×6 cm² の前面野2門(20° 傾斜),後面野2
門(20°)及び10×10 cm² の側面野2門,計6門照射法
B点の線量は5°及び10° 傾斜の場合とほぼ同量で
1門照射量の176%が照射される。中心部線量は傾斜角を増すに従って増加し、6門垂直照射の場合の1.7倍が照射される(第22図).1回照射量450rで6門5巡照射すると、中心部に5400r,A点に5210r,B点に3960rが照射される。

5) 10×6 cm² の前面野 2 門(30° 傾斜),後面野 2 門(30°)及び 10×10 cm² の側面野 2 門, 計 6 門照射 法.最大線量を受ける中心部の範囲が 4) 照射法より広





く、中心部及びA点線量はほぼ同量で1 門照射量の 240 %が照射される. 1 側のB点は6 門全部より照射される ので、前者のいずれの照射法より多くの線量 が 加 わる (第23図).1 回照射量 450r で6 門5 巡照射すると、中 心部及びA点に5400r、B点に4275r が照射される.

6) 10×6 cm² の前面野2門(30°傾斜・A点目標),
後面野2門(30°.A点目標)及び10×10 cm² の側面野2
門,計6門照射法.5)の線量分布状態を左右に広げた
様な等量曲線を示し、B点線量は1門照射量の190%
で、5)照射法と同量であるが中心部線量は220%で、や
>減少する(第24図).

7) 10×6 cm²の前面野2門(垂直),後面野2門(垂直),10×6 cm²の前斜方野2門(45°傾斜・B点目標), 後斜方野2門(45°・B点目標),計8門照射法.最大線量は骨盤壁周辺にあり,B点に1門照射量の200%が照射される.正中線部分は前記集中照射の場合と反対に,最小線量が加わり,1門照射量の135%が照射される(第25図).1回照射量450rで8門5巡照射すると,正中線上に3038r,A及びB点に4500rが照射される.

8) $10 \times 4 \text{ cm}^2$ の前面野 2 門(垂直), 臀野 2 門(頭 方へ40° 傾斜)及び仙骨野 2 門(足方へ10° 傾斜),計 6 門 照射法. B点を含む縦断面上に等量曲線を求めると,最 大線量は B点よりやゝ背方に位置し, B点に 130%が照 射される(第26図).1回照射量 450r で 6 門 6 巡照射す ると, B点に3600r, A点に2400r, 腟部,膀胱及び直腸 に1100r が照射される.以上の照射法中,この照射法の 正中線量は, B点線量に比して最も少い.さらに各照射 野を10×6 cm² にし, 1回照射量 450r で 6 門 6 巡照射 すると, B点に 3900r, A点に3360r, 正中線に照射野 10 ×4 cm² の場合の約 2 倍量, 2400r が照射される.

第4節 小 括

[∞]Co 遠隔照射 で 充分な深部量を与える事が可能にな つたが,照射法を誤まると膀胱や直腸等を障害する危険 も増大したので,腔内近接照射を併用する場合には,最 も理想的な線量分布が得られる様な遠隔照射術式を選ぶ べきである. 頚癌治療に際し, 教室では, 原発巣は先ず ⁶℃o 小線源 で 腔内近接照射し, 所属リンパ節及び旁組 織には [®]Co 遠隔照射を行う方針を取つているので, 遠 隔照射では正中線部分を出来るだけ照射しない様な術式 が望まれる⁵³⁾⁵⁴⁾. 腔内近接照射は Manchester 法の変 法に従い, 原則として子宮腔内に, 20mc+20mc+10 mc, 腟内に, (20mc+10mc) × 2, 又は腔内 20mc+ 10mc, 腔内20mc×2 になる様に 線源を配置し, 7 乃至 14日間隔で2乃至3回に分ち,照射を行つている(教室 足達が近く発表の予定).前記遠隔照射術式中,B点に 充分な線量が照射され、しかも正中線部分が最も被曝さ れない術式は、10×4 cm²の照射野で、前面野臀野び仙 骨野を用いた6門照射法である事が解った. 之に腔内近 接照射 ⁶⁰Co 4000mch を併用した場合の線量は、A点 に7000r, B 点に5000r が照射される(第27図). 従来レ 線治療に使用されていた。10×10cm²の大照射野を用い て,前面野,後面野及び側面野,計6門で ⁶⁰Co 遠隔注 射を行い, B点に 3500r を照射すると, 正中線に 4200r が加わる. さらに腔内近接照射を併用すれば, 膀胱, 直 腸等の粘膜は勿論の事、大腿骨頚部骨折の危険も充分に 考えられる.



第27図 腔内近接照射併用時の骨盤内線量分布

第4章 骨盤リンパ節の被曝量

第1節 下腹部ファントーム及び測定法 60° に傾斜した靭帯骨盤及び大腿骨をパラフインに包

日産婦誌12卷8号

埋し,断面28×18cmの類楕円形人体下腹部模型を作成し, 骨盤腔のパラフィンを除去して水を満し,下腹部ファン トームとした.今村⁵¹¹ は腹式広汎性子宮全剔術 を受け た患者の所属リンパ節剔出部及び基靭帯断端に, Dura Clip を装置し,立体撮影法によるレ線像から,仙腸関 節下端或は恥骨上縁を原点とする之等の位置を求めた. 著者はこの測定結果に従い,所属リンパ節,基靭帯断 端,A及びB点の位置をファントーム内に印し,測定 部位とした.測定法は第4表の照射野(以下この条件 にて照射す)を用い10×4,10×6,10×8及び10×10 cm² で,SSD 40cm,Source Position S で照射し, 前記線量計でプローブ固定装置を用いて,各点の線量を 実測した.

第4表 照射野中心の位置

前面野	「恥骨結合上縁い頭す5cm 重1:例方5cmの点
後面野	汕尾陶節より頭方20m更に倒方50mの点
侧面野	前腸骨棘より背方 6 cmの点
仙骨野	仙尾風節約頭方60m更に側方50mの点、
脊野	御尾国節+5足方6cm更に例方5cmの点

第2節 実験成績

A. 1 門照射

照射野の大きさに比例して,各リンパ節への絶対量は 増加するが,B点線量に対する割合は照射野の大きさに 関係しない.

1. 前面野照射 深鼠蹊節に最も多くの線量が加わり,10×4 cm²の照射野でB点線量の164%,次いで外腸節に116%が照射される.下腹節及び閉鎖節はB点線量に近く,閉鎖孔中心(82%),基靭帯断端(76%)及び 動脈分岐点(72%)等は,いずれもB点線量より少い.

2. 仙骨野照射 深鼠蹊節と外腸節はB点線量より少 く、10×4 cm² の照射野で夫々、B点線量の74%,94 %が照射される.他はB点より多くの線量を受け、B点 線量比は閉鎖孔中心 156%,基靭帯断端 124%,下腹節 120%,閉鎖節 110%及び動脈分岐点 110%である.

3. 臀野照射 基靭帯断端及び閉鎖孔中心はB点線量 より多く,10×4 cm² の照射野で 112 %及び 113 %が 照射される.他はB点線量より少く,閉鎖節92%,下腹 節82%,外腸節78%で,動脈分岐点は38%と著しく減少 する.

4. 後面野照射 仙骨野照射とほぼ同様で,閉鎖孔中 心及び 基靭帯断端に,10×4 cm² の照射野で, B 点線 量の 149%及び 125%が照射される.下腹節及び閉鎖節 は B 点線量とほぼ同値を示す.他は B 点線量より少く, 動脈分岐点92%,外腸節85%及び深鼠蹊節75%である。

5. 側面野照射 10×10cm²の照射野に於ける照射 側と反対側の各リンパ節被曝量は,他照射部位のそれに 比して,B点線量に近い値を示し,反対側は殆んど差異 を認めない.

B. 多門照射

1. 前面野2門,仙骨野2門及び臀野2門,計6門照 射法 各リンパ節が6門より受ける線量を合計し,B点 線量と比較すると,10×4 cm²の小照射野を用いても, 各リンパ節は充分に照射され,B点線量に近い値を示す (第5表).

第5表 各リンパ節被曝量

測 定部 位 式	B 点	下腹節	閉鎖節	閉鎖孔中心	外腹節	深鼡蹊節	動脈分岐点	基靱帯断端
/0×4 cm²前面野(2竹)) /0×4 cm²仙骨野(2竹)}6竹 /0×4 cm²骨"野(2竹))	100 (%)	98.1	99.4	120.0	95.0	102.5	71:3	107.5
/0×4 cm²前面野(2穴)) /0×4 cm²後面野(2穴))6穴 /0×10 cm²傾面野(2穴))	100 (%)	109.2	98.7	109.7	101.6	110.3	84.2	97.6

2. 前面野2門,後面野2門及び側面野2門,計6門 照射法 1の照射法と同様に,各リンパ節被曝量はB点 線量とほぼ一致するので,B点線量を骨盤リンパ節被曝 量と見做してよいと思われる(第5表).

第5章 A点, B点及び腟部線量

第1節 1門照射

前記ファントーム中に於ける,正中線,A点及びB点線量を,各照射野毎に求めると, 腟部線量は照射野の増大するに従つて著しく増量し,10×4 cm²の照射野でB 点線量の10乃至12%,10×10cm²で75乃至100%が照射 される.

第2節 多門照射

 前面野2門,臀野2門及び仙骨野2門,計6門照 射 B点線量を100%とした場合の腟部及びA点線量を 求めると, 腟部線量は照射野の大きさにより著しく変動 し,照射野10×10cm² でB点の170%,10×4 cm² で 21.3%が照射される。A点線量は照射野の大きさによる 変動が少く,照射野10×10cm²で,B点線量の125%, 10×4 cm² で90%が照射される(第28図)。

2) 前面野2門,後面野2門及び側面野2門,計6門 照射 腟部線量の照射野の大きさによる変動は1)の照射 法に比して少く,照射野10×10cm² でB点線量の149 %,10×4 cm² で56.2%が照射される. A点線量は前 者とほぼ同量で,照射野10×10cm² でB点線量の121



%,10×4 cm² で95%が照射される(第29図). A, B 点及び腟部を均等に照射するには,前面野及び後面野の 照射野を10×7 cm² にすればよい.

3) 前面野2門及び後面野2門,計4門照射.前記1) 照射法と同様な線量分布を示し, 腟部は照射野10×10 cm² でB点線量の 179%, 10×4 cm² で22%が照射さ れる (第30図).

第3節 人体子宫腟部線量

人体子宮腟部線量を30例の頚癌患者について,前記線 量計プローブを挿入して実測した.照射野及びその中心 位置を第4表の如く定め,10×4,10×6,10×8及び 10×10cm²の4種類照射野で,0°,5°及び10内方傾 斜を用い,計36種の照射状態について,SSD 40cm, Source Position S で経皮照射した.各門とも照射野 の大きさ及び照射角を増す程,腟部線量は増加し,照射 野10×4cm²で垂直照射しても,表面空中量の5乃至10 %,平均6%が照射される.前面野及び後面野で集中照 射した場合,その増加率は小照射野程大きく,大照射野 程少い.大照射野10×10cm²に於ける腟部線量は,前面



第31図 人体子宫腟部線量 (SSD=40 S-Position S) 野,後面野,仙骨野,臀野及び側面野の順に減少する (第31図).

第4節 小 括

以上三つの照射法に於ける腟部線量は,照射野の大き さにより著しく変動し,10×4及び10×6 cm²の照射野 を用いると,腟部はB点線量より少く,10×8及び10× 10cm²の照射野を用いると,B点線量より多くなる.

第6章 総括及び結論

子宮頚癌の放射線療法の眼目は、隣接する膀胱、直腸 等の健常臓器を被護しつゝ原発巣、子宮旁組織及び転移 を予想される所属リンパ節等に対して、癌細胞を死滅さ せるに充分な線量を与える事 である. ⁶⁰Coγ線は深部 量率が良好で、しかも骨による吸収が少なく、充分な深 部量を与える事が可能であるが、それだけ膀胱、直腸等 の健常器管を障害する危険も多い. 著者は骨盤内線量を 充分に把握するため、本装置の性能を検討し、靭帯骨盤 包埋パラフィンファントーム及び水ファントームを使用 して,深部量率,等量曲線, 腟部, A点及びB点線量, 骨盤内リンパ節被曝量等を測定した.装置は東芝製RI - 103C型で 公称 250curie を収容している. 本装置 の線強度を東芝製深部線量計及び Reed Curtis 社製シ ンチレーション型線量計 Probitron で治療状態に於て 測定すると,計算値に比して低値を示した.次に本装置 での線源配列状態と照射野との関係をレ線フィルムに感 光させて検討すると、線源のズレによる照射野のズレが 見られた。又照射絞りと本影及び半影との関係を計算で 求め,線源のズレによる照射野の幅をレ線フィルムに感 光させて実測した.水ファントーム中で深さ5㎜の点を 100%にし、5×5乃至10×10cm²の各照射野につい て,深部量率を測定し,SSD40cm,深さ10cmでは総て 42.7%以上であった. 又之等各照射野での等線量曲線を 求めた.本装置に於ける10cm水中絶体量と,その深部率 及び半影の検討により、本装置による照射では85D30

乃至50cmが望ましい。

頚癌治療に際し,当教室では原発巣をまず腔内近接照 射し、子宮旁組織や所属リンパ節を °Co で遠隔照射す る方針を取り, 照射量は Garcia⁵⁵⁾, Nolan^{56) 57)}, Paterson⁵⁸⁾²²⁾等の文献を参考にして、当分の間6週間にA点 へ6500乃至8000r, B 点へ3500乃至5000r を一応の目標に している。従つて "Co による遠隔照射術式は子宮旁組 織やリンパ節に充分量を照射し、しかも正中線被曝量の 最も少いものが望まれる. そこでファントーム及び人 体で各種照射野下 に 於けるリンパ節被曝量及び 腟部, A, B点線量を測定した所,リンパ節は照射野10×4 cm² で充分に照射出来,その線量はB点線量と略と一致 する. 腟部線量は多門垂直照射では, 照射野の大きさで著 しく変動し、10×10cm² 乃至10×8 cm² で B 点線量より 多く, 10×7 cm² で骨盤内は略と均等に照射され, 10× 4 cm²の時が最少で各門とも垂直照射で表面空中量の約 6%が照射される. 10×4 cm²の前面野, 臀野及び仙 骨野計6門照射は [∞]Co 遠隔照射の目的をよく達成し うる事を知り、この術式を用いて1回照射量 450r で Source Position S で治療を行つている. また子宮の 左右転位例には,照射野の大きさを適当に加減すべきで ある8)39).

稿を終るに当り,御懇篤な御指導と御校閲を賜つた恩 師加来教授に深謝すると共に,遠隔照射装置を御寄贈し て戴いた上野一男氏並びに御教示,御鞭撻を戴いた今村 博士に謝意を表する。

尚本論文の要旨は第18回日本癌学会総会の席上で発表した。

主要文献

 東芝 X線資料:22:1,1957.-2)藤田:Radioisotopes,3:49,1954.-3)山田他:綜合医学,
 12:646,1955.-4)原子力ハンドブック:原子炉 篇,下巻.-5)吉川:ラジオアイソトープの医学 的応用,1953.-6)藤森:ラジオアイソトープの医学 的応用,1953.-6)藤森:ラジオアイソトープ.-7)山下:放射性コバルト60療法.-8)岩井:子宮 頸癌の放射線療法,第10回日産婦総会.-9)塚 本:Radioisotopes,7:107,1958.-10)John: Brit.J.Rad.,25:246,1955.-11)浜田:Radioisotopes,5:25,1959.-12)Rchardson: Radiol., 63:1954. -13) Fedoruk: Radiol., 60:348,1954. -14) Fletcher: Am. J. Roent., 75: 117, 1956. -15) 尾関: 日放誌, 18:896, 1958. -16) 尾内: 癌研究の進歩. --17) Quimby: Am. J. Roent., 54: 688, 1954。-18) 江藤:日放誌, 2:249, 1941。-19) Laughlin: Radiol., 64:646, 1954, -20) Gol*dblith*: Nucleonics, 12:32, 1954。—21) 山下: Radioisotopes, 4:39, 1955. -22) Delario: Roentgen radium and radioisotopes therapy, 1953. -23) Dixton: Brit. J. Red., 25:34, 1952. -24) 宫川:日放誌,14:519,1954。-25) Watson: Radiol., 62:165, 1954. -26) Green: Brit. J. Rad., 25:309, 1952. -27) Spiers: Brit. J. Rad., 28: 2, 1955. - 28) Braestrup: Radiol., 70:516, 1958. –29) Jsien: Radiol., 70: 486, 1958. –30) Burkell: Brit. J. Rad., 27: 171, 1954. -31) 入 江:最新医学,10:2081,1955。-32) Glasser: Physical. foundation of Radiology, 518, 1954. -33) Mayneord: Brit. J. Rad., 14:225, 1941. -34) Mayneord: Brit. J. Rad., 13: 235, 1940. -35) John: Brit. J. Rad., 25:302, 1952. - 36) Jacobson: Radiol., 66:70, 1956. -37) Laughlin: Radiol., 63:646, 1954. - 38) Grebe u. Wiebe: Tabellen zu Dosierung der Roentgenstrahlen, 1950. - 39) 加来: 産婦の世界, 11:8, 1959. -40) Winternitz: Brit. J. Rad., 21:27, 1948. -41) Lindsay: Radiol., 58:850, 1952. -42) Combs: Radiol., 57:169, 1951. -43) Quimby: Ra diol., 58:881, 1952. - 44) Howarth: Brit. J. Rad., 23, 385, 1950. - 45) Quimby: Radiol., 66:667, 1956. - 46) Mayneord: Brit. J. Rad., 12:262, 1939. -47) Wilson: Brit. J. Rad., 13: 345, 1940. -48) Flander: Brit. J. Rad., 16: 314, 1943. - 49) Paterson: The Treatment of Malignant Disease by Radium and X-Ray. -50) Bloor: Am. J. Roent., 72:961, 1954。-51) 今 村:日産婦誌, 9:1507, 1957。-52) Jod: Acta Radiol., 28: 564, 1947. -53) Fletcher: Radiol., 54:832, 1950. -54) Sandler: Brit. J. Rad., 16: 331, 1943. -55) Garcia: Am, J. Roent., 73: 35, 1955, -56) Nolan: Am. J. Obst. & Gynec., 72: 789, 1956. -57) Nolan: Am. J. Roent., 81:111, 1959. - 58) Paterson: Brit. J. Rad., 25:505, 1952.

(No. 1220 昭35 · 2 · 5 受付)