

Title	200kVp X線および <sup>137</sup> Cs $\gamma$ 線による骨盤部運動照射の線量分布と骨の影響
Author(s)	山崎, 武; 重松, 康; 宮田, 和雄 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1963, 23(1), p. 48-73
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/15148">https://hdl.handle.net/11094/15148</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

## 200kVp X線および<sup>137</sup>Cs γ線による骨盤部運動照射の 線量分布と骨の影響

大阪大学医学部放射線医学教室 (主任 立入弘教授)

山崎 武, 重松 康, 宮田 和雄

真崎 規江, 金光 正志

大阪大学医学部附属診療エックス線技師学校

速水 昭宗

(昭和38年2月13日受付)

Experimental Studies on the Intrapelvic Dose Distribution and  
Absorption in Bone of 200 kVp X-ray and <sup>137</sup>Cs γ-ray

By

Takeshi Yamazaki, Yasushi Shigematsu, Kazuo Miyata,

Norie Mazaki and Masashi Kanemitsu

(Department of Radiology, Osaka University Medical School)

Akimune Hayami

School for X-ray Technicians, Osaka University Medical School

(Director: Prof. H. Tachiiri)

Studies were made of practical arc or rotation therapy performed on many cases of bladder tumor in reference to clinical and experimental data.

Subsequently to the experimental work reported by H. Tachiiri et al.; Urol. int., 12, 111-121 (1961), the present study was pursued with dose distribution of the intrapelvic area in terms of the presence or absence of the bone concerning rotation, arc and convergent arc "Konvergente Pendelung" irradiation techniques with conventional 200 kVp x-ray and <sup>137</sup>Cs γ-ray, for the bladder and parametrium. Small thimble chambers of Victoreen and Toshiba were used in these experiments. A dose-rate meter, an electronic recorder and automatic chamber driving machine were concurrently used, by which a momentary dose rate fluctuation during rotation of the source was recorded continuously, while the momentary dose rate was integrated by servo-mechanism. The phantoms used were a corpse and an acrylic-pelvic bone-water phantom of a standard male Japanese size. For the pelvic bone, a macerated dry pelvis was used as phantom-bone after having been soaked in water for many hours. Various experiments were carried out to solve the following problems, how the momentary dose rate or the integrated total dose may be influenced, how the maximum dose point or the shape of isodose surfaces may be subjected to changes by the pelvic bone, depending upon the irradiation techniques, e.g., field size, pendulum angle, and how much the reported data for dose estimation, such as tissue factor and others, may be reliable for a clinical practice.

On the basis of the results obtained from these experiments, considerations were

made of the absorption, scattering and screening of x( $\gamma$ )-ray centering in the presence of the pelvic bone. Discussions covered the method of calculating intrapelvic depth dose. Comparative discussions were made of various irradiation techniques for the bladder and parametrium with 200 kVp x-ray and  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray. Special care was taken to pursue on exposure dose to the skin or the femoral head, i.e., a critical point, as well as to a phenomenon in which maximum dose point takes a form of extremely constricted sand-glass or separates into two spots. What was dealt with covered experimental errors being liable to occur, the problem of reproducibility of experimental results and the concept of fresh bone, in addition to size and shape of the phantom for human body.

#### A. Experimental.

1. In the phantom experiments concerning the moving beam therapy for the pelvic region, much room was found for experimental errors to intervene.

2. A thorough examination should be required, covering the size and density of the phantom as well as pelvic bone specimens.

#### B. Stationary Beam Therapy.

1. The attenuation of depth dose related to the absorption and scattering in bone seemed to be smaller than anticipated even for 200 kVp x-ray (HVL 1.44 mm Cu).  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray showed an attenuation similar to that in water.

2. B+W/W ratio (the ratio of the depth dose with and without pelvic bone) for lateral irradiation, resulted in the largest attenuation for the standard Japanese, was 0.94 (B1) and 0.89 (Ut) for x-ray, and 0.99 and 1.00 for  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray, respectively, with an average field size ( $4\times 4\text{ cm}^2$ — $10\times 10\text{ cm}^2$ , and so forth).

3. In case of x-ray, the ratio was slightly smaller for the parametrium than the bladder.

4. From the measured value of B+W/W ratio, mentioned above, the correction factor—absorption and scattering in bone—for the table presented by Dr. Wheatley et al., was sought. And, from both this table and the bone/water total linear absorption coefficient ratio computed by many writers, the method of calculation of the depth dose for an optional point in the pelvic cavity, was introduced.

#### C. Momentary Dose Rate Recording.

1. Both in case of x-ray and  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray, the recorded curves may be accompanied by some ripples due to a complicated structure of the pelvic bone (partial difference in the density and thickness) for lateral irradiation.

2. Several ripples were observed similarly for both bladder and parametrium.

3. The magnitude of the ripples was less than 2-4%, the percentage being slightly larger in case of the bladder than the parametrium.

4. In case of  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray, the peak of the ripples was always above the level of the curve for the water phantom.

#### D. Tissue Factor (Ft).

1. The Ft value of one arc "einmalige Pendelung" at a position of the axis on a pendulum plane for the standard Japanese, was 0.94(B1) and 0.93(Ut) in case of x-ray, and 0.98 and 0.99 in case of  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray, respectively, when both the data on field size and pendulum angle were averaged.

2. Similarly, the Ft at a maximum dose point was 0.94(B1) and 0.93(Ut) in case of

x-ray, and 1.01 and 0.97 in case of  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray.

3. In case of x-ray, the difference between the calculated dose and the measured dose of moving beam therapy, even when the pelvic bone was removed, amounted to about 10%. Thus, together with the correction factor due to the absorption of a treatment table, the error in the method of calculation might exceed  $F_t$ .

4. The practical value of  $F_t$ , including the error in the method of calculation, may be 0.88 for both B1 and Ut according to Dr. Johns' table, and likewise 1.02 according to Dr. Plesch's table.

5. In case the dose is to be strictly corrected with  $F_t$ , there is a need of indicating an irradiation technique and the calculating point.

6. In case of x-ray as well as  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray,  $F_t=1.00$  may be considered to be permissible in clinical practice.

#### E. Isodose Surface.

1. In x-ray arc therapy for the pelvic region the maximum dose area might be divided into two separated spots, even with beam of HVL 1.44 mm Cu. Such division, however, was not so remarkable.

2. The division was avoided by a 2 belt convergent arc technique. So far as dose distribution is concerned, multi-belt convergent arc irradiation is superior to simple arc irradiation.

3. The division may be explained more or less quantitatively by a fact that the attenuation of exposure dose depends upon the absorption and scattering in bone at various points in the pelvic cavity.

4. In case of  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray an isodose surface, which is approximately identical with that of the water phantom for x-ray, may be obtained even when the pelvic bone is left unremoved.

5. When the multi-leaf (7 leaves) collimator system was employed, an isodose surface which corresponds to about 4 cm field width of x-ray, may be obtained with minimal field width even in case of  $^{137}\text{Cs}$  2 kc unit (Source diameter 32 mm). Therefore, so far as dose distribution is concerned,  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray is not inadequate for moving beam therapy for the pelvic region.

#### 内容目次

### I. 緒言

### II. Phantom 実験に関する諸問題

#### A. 線源

#### B. 検出器

1. 積算線量測定
2. 線量率直読
3. 線量率積算

#### C. Phantom

1. Acrylite-大腿骨-水 Phantom
2. 死体 Phantom

#### 3. Acrylite-骨盤-水 Phantom

#### 4. 骨盤標本について

#### D. Recorder と電離槽駆動装置

#### E. 実験の大要

#### E. Geometry

#### G. 実験方法

#### H. 実験結果の再現性

1. 線量率
2. 積算線量

### III. 瞬時線量率曲線とその分析

#### A. 実験 (F) : 固定照射

## B. 実験 (Pa)

1. 個々の瞬時線量率曲線
2. 平均値曲線
3. 照射野および照射術式との関係
4. 入射角度との関係

## C. 考察

1. 骨盤腔内部の深部量 (B+W/W比)
2. 骨の減弱 (全線吸収) 係数
3. 骨盤によるX線の散乱と Screening
4. 骨盤部深部量計算法
5. B+W曲線側方向の小凹凸
6.  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ 線の問題

## IV. 積算線量と等線量曲線

## A. 実験 (R) : 回転照射

## B. 実験 (Pa) および (Pb)

1. 軸位置における積算線量
2. 線量最大点における積算線量
3. 組織係数による線量補正について

## C. 実験 (Pc) : 等線量曲線

1. X線単純振子照射
  - a. 膀胱部
  - b. 旁子宮部
2. X線斜振子照射とその合成
  - a. 1門斜振子照射
  - b. 膀胱部合成斜振子照射
  - c. 旁子宮部合成斜振子照射
3. X線, 水 Phantom の場合
4.  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ 線の場合
5. 線量最大点の分割現象

## V. 結論

## I. 緒言

骨盤部遠隔照射の線量分布は骨内外の吸収と散乱が関係するため、治療のみならず、診断、障害等多方面につながる課題である。従つて本標題に関する文献も非常に多いが、部分的には諸家の見解にかなりの相違が見られ、また実験結果の不一致や未解決の問題もある。著者らは昭和34年以来、膀胱腫瘍を主とした骨盤内腫瘍の治療を目標に、遠隔照射について種々の Phantom 実験を行つてきた。昨年その一部<sup>36)</sup>を公表したが、今回これを総括し、以下の三部に分けて報告する。

## 1. Phantom 実験に関する諸問題. 2. 瞬時線

量率曲線とその分析. 3. 積算線量と等線量曲線.

## II. Phantom 実験に関する諸問題

現在の所、この種の研究ではほとんど唯一の検出器として用いられている小型指頭電離槽では、実験方法として次の3種類が考えられる。

1. 生体測定：透過線量による推定を除けば、この方法で実際に測定出来るのは限られた2~3の部位に止まる。

2. 死体実験：この場合は新鮮なものでも腸内ガスその他の変性や電離槽挿入のための変形が問題となる。腐敗も厄介である。また両者とも骨の無い場合と対照実験できないのが欠点である。

3. Phantom 実験：この場合は逆に新鮮骨の状態について不明瞭な点が多く、骨盤および Phantom の標準大の概念があいまいである。また軟部組織、内部臓器の立体的な Geometry が判然しない。個人差の検討もできない。

結局3者の併用は不可欠であろう。

次の問題は骨の影響であるが、最も端的に骨盤の影響を検出する方法は、骨盤—水—Phantom について骨の有無による相違を対照実験するのである。HVL 1.0~2.0mmCu程度のX線では、高圧撮影のような1次線を主とした状態は別として、治療の場合のように散乱線を主とした人体内では、たとえ側方面でもその差は非常に少いであろうし、更に運動照射を行えば骨による減弱の少いかまたはほとんど無い方向からの照射によつて平均される。 $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ 線 (以下 $^{137}\text{Cs}$ ) ではなおさらである。従つてこの僅かな差を正確にとらえるには測定誤差を無視できないし、結果の統計処理も必要となる。運動照射の実験では Error の入り込む余地がとくに多い。

## A. 線源

X線：Kohler 型振子照射装置、東芝KXC—18—5型、190kVp、20mA、Filter 0.7mmCu+0.5mmAl、HVL 1.44mmCu、出力38r/分 (60cm T S D)

$^{137}\text{Cs}$ ：2kc 回転照射装置、東芝RI—141型、出力45r/分 (40cm S S D)、線源直径32mm。

## B. 検出器

1. 積算線量測定: Victoreen Model 131 (X線), および Model 621 ( $^{137}\text{Cs}$ )
2. 線量率直読: 東芝 102型深部線量計プローブ(直型)とこれを改造し, 試作した, 防水, 可撓性の(鈎型)電離槽の2種. Air Volume 0.2  $\text{cm}^3$ . 図(1)参照.

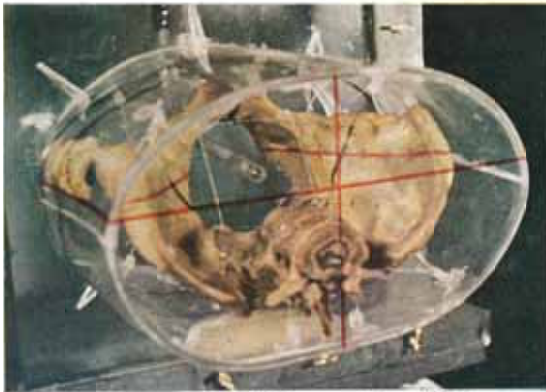


Fig. (1). Photograph of the acrylic-pelvic bone-water phantom.

3. 線量率積算: 瞬時線量率を積算するため, 東芝試作の Radocon 型積算回路を上記の線量率計に結合して用いた.

### C. Phantom

1. Acrylite—大腿骨—水 Phantom: 固定照射で骨による減弱を最も明瞭に知る目的で, 人体中最も厚い骨部として大腿骨末梢端(脛腓方向)をえらび, その乾燥標本を壁厚5mmのAcrylite水槽に一定時間浸した後 Phantomとして使用した.

2. 死体 Phantom: 日本人男子標準骨格をもった Formalin 固定死体の腰部(臍より5cm頭方, 大腿は約15cm含める)を切断して, Phantomとした. 内部臓器の断面(回転面)模式図は図(19)参照.

3. Acrylite—骨盤—水— Phantom: 厚さ5mmのAcrylite成型腰部モデルを標準大の日本人男子患者から作った. これを10例の膀胱腫瘍患者について, その実測の体輪郭と比較した. 図(2)参照. 側方最大径について Phantomは患者平均値よりも約6%大きい, 腹背, 斜方向を考慮すれば, 標準大としてのこの誤差は無視できよう.

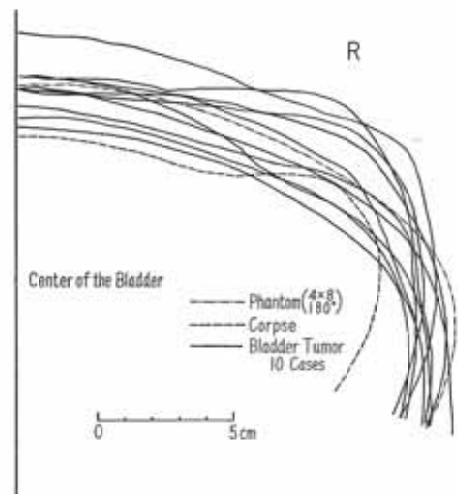


Fig. (2). 10 body contours to show the variation of cross sectional size of the human pelvic portion on the plane of bladder center.



Fig. (3). Routine radiogram of the acrylic-pelvic bone-water phantom. D-V projection.



Fig. (4). Similar to Fig. (3). Cranio-caudal projection.

次に上記の死体から骨盤を取り出して乾燥標本を作り、これを化繊糸で壁から吊す。Phantomの頭尾方向の長さは約35cm, そのレ線像(背腹, 頭尾方向)を図(3), (4)に示す。色別の点と線を用いて座標系を周壁と骨盤に設けている。

4. 骨盤標本について

骨盤の寸法が標準大でなければ実験結果に普遍性がない。また単色, 1次線については生体/水 Phantom 透過線量比は骨の厚さのみに関係するから, 透過線量測定結果の解釈にも骨盤の大きさが重要な因子となる。上記の骨盤について実際に計測し, 諸家の報告になる日本人男子の平均値<sup>19)</sup>と<sup>21)</sup>と比較すると, 最大3%程度大きい, 計測や標本作製の誤差を考えれば標準大と見なして差支えないであろう。我々は膀胱腫瘍を対象として来たため, 男子を標準としたが, 骨盤計測値の男女差について, 上記宮本, 大沢氏らの統計によると, 形の相違を無視した諸径の平均値は, 女子が男子より1%大きい程度で, 男女差はほとんどない。しかし一般に女子の骨盤は薄く, 内腔が広いから, 骨層としては男子より薄いものと考えらるべきであろう。次の問題は骨盤の比重である。表(1)は諸家によつて示される骨の比重を一覧したもので, 水のそれとAlのそれとの間に広く分布している。また骨の実効原子番号(Spiers<sup>24)</sup>氏によると13.8~14.0)も水のそれから約15に及ぶとされる<sup>33)</sup>。骨の比重を規定する鉍物質の含量(灰分<sup>33)</sup>)は, 疾患によつては正常人と30~50%も相異しうる<sup>9)</sup>と云う。また正常人でも部位によつて著しく異り, 尺骨(Spongiosa)は大腿骨皮質(Compacta)の約1/4の含量に過ぎない<sup>33)</sup>とされる。更に Trübestein<sup>37)</sup>氏によると成人骨格の各部を平均した骨の灰分含量は脛骨の約1/2である。尺骨が脛骨より多量であるとは考え難いから, 骨格の各部を平均すれば大腿骨皮質のそれよりも遙かに少量となるであろう。骨盤各部の平均値についても同様である。そこで我々は晒したまゝの乾燥骨盤を水中に浸し, 一定時間毎にゼンマイ秤を用いて, 水中重量と水面上に吊し上げた直後, 20秒, 1, 2分後の空中重量を, 浸水後24時間まで継続して測定

Table (1). Density value of the bone reported by many writers.

Compacta		
Gray <sup>9)</sup> (1953)	low	1.90
Jacobson <sup>13)</sup> (1956)		1.85
Rauber <sup>29)</sup> (1955)	frisch	1.93
	(Wetzel)	1.88
	mazeriert	2.14
Spiegler u. Keane <sup>33)</sup> (1961)	Menschl.	1.9
	Ochs -präparat	2.1
Trübestein <sup>37)</sup> (1960)	Femur	1.47 ± 0.6%
Tubiana <sup>27)</sup> (1958)		1.85
Spongiosa		
Haas <sup>10)</sup> (1957)		1.24
Jacobson <sup>13)</sup> (1956)		1.15
Spiegler u. Keane <sup>33)</sup> (1961) -living		1.28
General		
Ellis & Jones <sup>27)</sup> (1957) vertebral body		
	bulk of this bone	1.1
	more anterior portion	1.4
Failla <sup>24)</sup> (1921)	Ribs & Spines	1.15
Gest <sup>27)</sup> (1959)	Mandible	1.65
	H-Wirb. (Atlas u. 7th)	1.45
	Wing of the iliac bone	1.3
Grashey <sup>7)</sup> (1953)	Knochen	1.9
Haas <sup>10)</sup> (1957)	fresh skull caps	1.53—1.92
		(1.65)
Joyet <sup>27)</sup> (1953)	Knochen	1.5
Krokowski <sup>14)</sup> (1959)	Knochen	1.5
Nahon <sup>25)</sup> (1957) average cortical & cancellous		1.5
Spiegler u. Keane <sup>33)</sup> (1961)		
	Menschl. Femur	1.19
	Mittel phalanx	1.15
	Finger -living-	1.2
	Menschl. Ulna	1.13—1.27
Spiegler u. Keane <sup>33)</sup> (1961)		
	Elfenbein -präparat-	1.74
Spiers <sup>34)</sup> (1946) Femur, as powder		1.85
	Femur, cut section	1.87
	Femur, animal as powder	1.95
Trübestein <sup>37)</sup> (1960) Osteoporotischer LW-körper mit Periost		1.144 ± 0.85%

をくり返した。これらの重量値の時間的経過を図(5)に示す。比重は乾燥重量と水中重量から算出される。浸水後5~6時間を経ると±1%以下のばらつきで定常値に達する。この時の骨盤の平均比重は1.41であつた。表(1)から見てもこの値は骨盤の比重として妥当であり, 上述の灰分含量からも考えられる値である。従つて乾燥骨の含

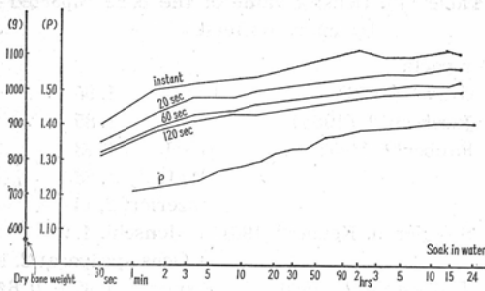


Fig. (5). Increase of the pelvic bone weight and density during soak in water.

気性の問題はこれで一応は解決され、組織等價物質を真空中で浸透させる技術に伴う諸問題も避けられるものと考えた。骨によるX線の減弱度についても、新鮮骨は mazeriert の骨より減弱が大きい<sup>40)</sup>と云う常識と逆に小さいとする考えもある。これは灰分の含量が関係するのであろう。今後の詳細な検討にまつべき問題ではあるが、少なくとも、骨盤のように Spongiosa を主とした部分の深部量を考える場合に、Compacta を主とした骨部の減弱に関する資料を利用することは誤っている。吾々の骨盤も左右で骨質の厚さが僅かに

異つており、旁子宮部の実験では厚い側について行つた。Phantom 内での骨盤の傾斜角度は約50°（上記宮本、大沢両氏の統計では平均64°）で、仰臥位よりも僅かに骨盤高位とした。これは電離槽挿入の都合と、仙骨を Bo 面（後述）に含め、Bo 面上では腹、側、背方とも骨部に囲まれるようにしたためである。これによつて骨盤の他の主要部分は体壁および相互間の相対的な位置関係をほとんど変えていない。（レ線像参照）。椎間板その他、骨片の結合には牛皮と合成樹脂接着剤を用い、ナイロンテグスで補強した。

D. Recorder と電離槽駆動装置

Recorderは大倉電気、電子管式帯型記録計で、線量率指示計器と並列に mV 計として使用し、線源の回転に伴う瞬時線量率の変動を記録する。またこの記録について面積測定を行えばRadocon型積算計と別個に積算線量が求められる。電離槽駆動装置は等線量曲線描画用の東芝試作品である。

E. 実験の概要

実験は次の3種に分けられる。

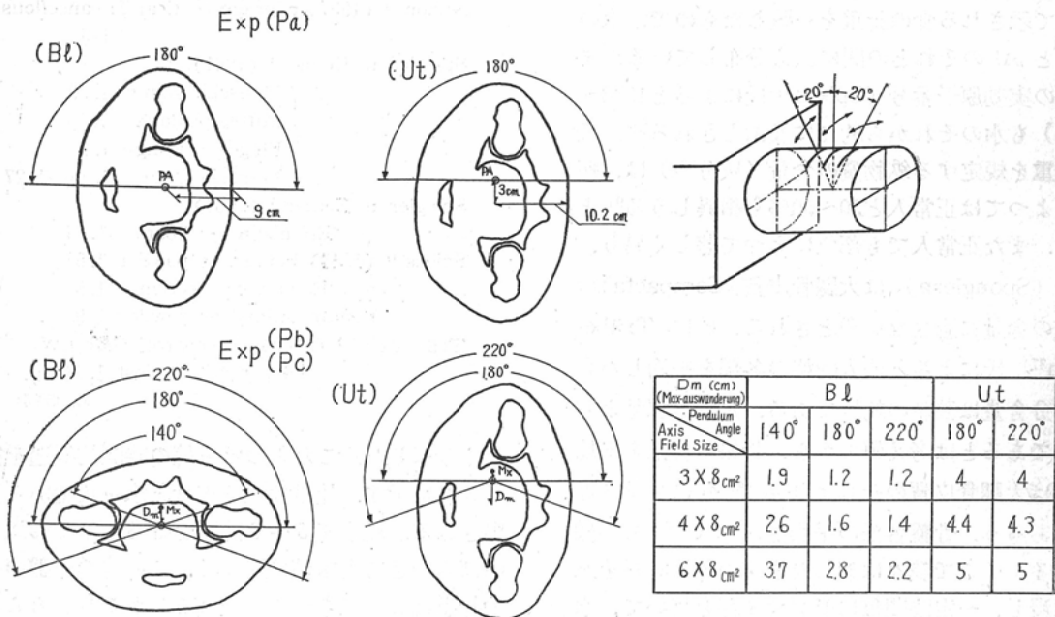


Fig. (6). Schematic view of the irradiation technique used in experiments. Table shows the distance between axis and maximum dose point.



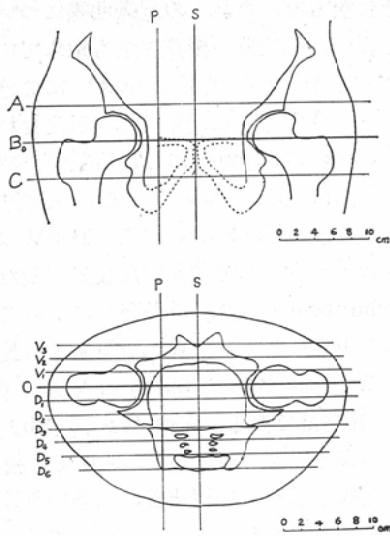


Fig. (7). Cross sectional view of the measuring points, lines and planes in 3 dimensions. Ventro-dorsal spacing is 1.5 cm, others are 2 cm, respectively.

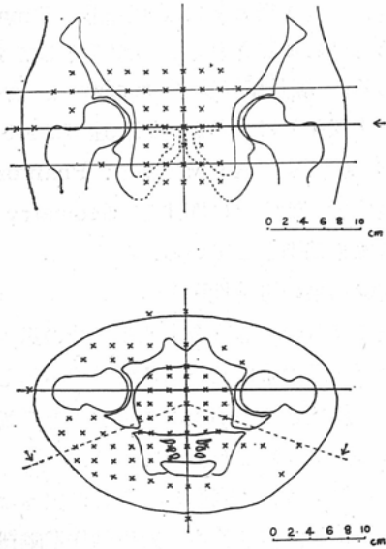


Fig. (8). Similar to Fig. (7).

実験 (F) : 102 (直型) 電離槽と Acrylite 一大腿骨—水 Phantom を用いた固定照射実験。

実験 (R) : Victoreen および 102 (直型) を死体 Phantom に併用した 360° 全回転 (X線では 330° 振り) 照射実験。

実験 (P) : 102 (鉤型) と Acrylite 一骨盤—水 Phantom を組み合わせた振り照射実験。

F. Geometry : 図 (6), (7), (8) 参照

実験 (F) : 線源—電離槽間距離 60cm (X線), 70cm ( $^{137}\text{Cs}$ ).

照射野 (以下 fs) :  $2 \times 2 \sim 10 \times 10\text{cm}^2$  5種

実験 (R) : 回転半径 60cm (X線), 70cm ( $^{137}\text{Cs}$ )

軸 fs  $3 \times 10, 4 \times 10, 6 \times 10\text{cm}^2$  (X線)

$4.5 \times 10, 6.4 \times 10\text{cm}^2$  ( $^{137}\text{Cs}$ )

回転面は Bo 面より 1cm 頭方,

実験 (P) : 振り半径 65cm (X線), 70cm ( $^{137}\text{Cs}$ )

軸 fs Pa)  $4 \times 4 \sim 10 \times 10\text{cm}^2$  6種

Pb)  $3 \times 8, 4 \times 8, 6 \times 8\text{cm}^2$

Pc)  $4 \times 8, 6 \times 8\text{cm}^2$ , (X線斜振子の場合は  $4 \times 6, 6 \times 6\text{cm}^2$ ).

$^{137}\text{Cs}$  の場合最小絞り位置 (40cm S S D で 3.2 cm) を 70cm S S D における 4cm と見なし, 他の絞り位置はすべて 40cm S S D の値から換算. 絞り方式は実験 (F), (R) は 2枚, (P) は 7枚方式である。

振り角 Pa)  $180^\circ$

Pb)  $140, 180, 220^\circ$  (膀胱部, 以下 Bl)

$180, 220^\circ$  (旁子宮部, 以下 Ut)

Pc)  $220^\circ$  (Bl),  $180^\circ$  (Ut). X線斜振子の傾斜角は  $\pm 20^\circ$ .

軸位置 図 (6) 参照

振り面 Bo

測定点については, 図 (7), (8), (19) 参照. 旁子宮組織の位置<sup>2)</sup>あるいは骨盤内臓器の立体配置等に関しては, 膀胱部腫瘍 20例についてのレ線検査—図 (9) 参照—および治療の経験を基に, 諸家の実験を参考として, 膀胱, 子宮, および直腸の何れにも適用でき, しかも骨の吸収が最も大きい平面として BO 面をえらんだ. 第 2 の基準としての S, Vo, P 面も同様である. この問題について我々の小経験を述べるならば, 例えば膀胱位置と大きさの充満度に伴う変動は著しく, 排尿前後で膀胱中心が頭尾方向に 4cm 以上移動することもあり, この方向の最大径は 1cm~10cm も変化しうる. 形も変る. 膀胱容量自体に著しい個人差があり, 部分切除後のものは中心がかな

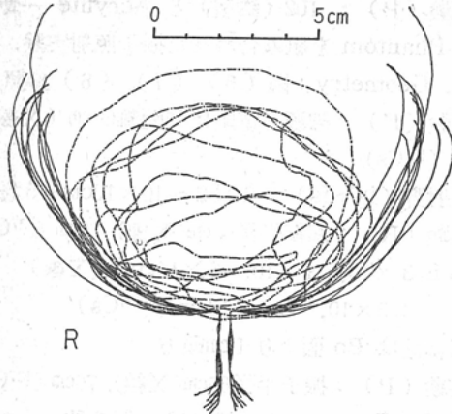


Fig. (9). Sketch of radiocystograms of 10 bladder tumor cases to show the variation of size, shape and location of the bladder and pelvic cavity.

り側方に偏し、膀胱が片側にもみ見られることもある。腸内ガスによる圧排現象も確かに見られる。しかしこれらによる膀胱中心部の背腹方向の転位は頭尾、左右方向ほど明瞭でない。照射設計時の膀胱断層像にもつとも近い状態で治療するのが望ましい。

#### G. 実験方法

実験(F)：骨および電離槽位置を変化させ、深部および射出線量を、大腿骨の有無について同じ日に比較測定した。1回測定値である。

実験(R)：死体 Phantom を治療台上に仰臥位とし、実際治療と同様に回転照射した。回転速度は 0.093 (X線), 0.092 ( $^{137}\text{Cs}$ ) RPMである。治療台の吸収を含み、1回測定値である。

実験(P)：Acrylite—骨壁—水 Phantom は主水槽の側壁に、体軸を水平に取りつけられる。従って治療台の吸収はない。

(Pa) 瞬時線量率の連続記録—X線では振子一往復、 $^{137}\text{Cs}$  では片道である。記録曲線について、Aは軸位置の空中線量率、B+Wはこの Phantom 内の軸位置線量率、Bは Phantom から水を抜いた時の値、そしてWは Phantom から骨を外して水だけにした場合の値である。B+W/W比は骨の有無による深部線量比を表わす。以上を一組の実験として、X線、 $^{137}\text{Cs}$  ともBを除き4

回実験を反復した。なおこの記録曲線について面積測定を行い、軸位置の積算線量も求めている。

(Pb) 線量最大点(以下 Dmax)における積算線量—6~9種の fs, 振子角の組み合わせについてそれぞれの Dmax における振子一往復時の積算線量(r. 以下同様)を上記の積算計で記録する。X線、 $^{137}\text{Cs}$  ともA, W, B+Wの3種類を一組の実験値として各5回反復測定した。なおこの Phantom (水のみの場合)について諸家の数表から実際に計算したWの計算値とも比較検討している。回転速度は 0.093 (X線), 0.100 ( $^{137}\text{Cs}$ ) RPMである。実験(Pa), (Pb)ではその内容が多く、3カ月にわたる継続実験となり、この間線量計その他諸装置に同条件を期待し得ないと判断し、これをコントロールする目的で対照としての組実験を4(5)回反復したものである。

(Pc) 等線量曲線—この場合は測定点が多数(1照射術式について約400点、総計約4800点)でもあり、また1術式毎に(1週間) Dmax にたいする%値に換算されるため原則として1回測定値である。線量積算は Recorder と面積測定(2回以上反復)によつた。回転速度は0.56 (X線), 0.46 ( $^{137}\text{Cs}$ ) RPMである。Phantom 内での骨盤位置、測定点に関する Geometry はすべて断層像を基準としている。

#### H. 実験結果の再現性<sup>(11)(12)(27)</sup>

この項でばらつきとは全実測値中での最大、最小値間の差を平均値にたいする%値で表わしたものであり、誤差とは平均値の中央誤差を平均値にたいする%値で表わしたものである。

1. 線量率：102(直型)線量計の誤差は最大目盛の±10%と公称される。鉤型試作電離槽について Recorder を用いて実測すると、 $^{137}\text{Cs}$  空中線量の測定(24回)において、線量率のばらつきは最大±10%程度であつた。次にこの線量率計と Victoreen との対照実験(X線)を行うと、10~50r/分の範囲で、その較正係数は $0.91 \pm 0.01$ となり、線量率に対する直線性も±1%の誤差で

Victoreen のそれとよく一致する。これを用いて実際の Phantom 測定を行えば、設定のずれ（照準、骨盤位置、測定点等）が加わり、 $^{137}\text{Cs}$  について98回の測定では最大±15%程度のばらつきとなった。実験（P）を通じて室（水）温は10~15（7~11）°C、気圧は998~1028mbar の程度であつた。

線量計の指向性や Stem leakage<sup>26)</sup>も考慮し、対照実験と常に同じ方向で使用した。測定器の交流電源電圧  $100 \pm 5 \text{ V}$ 、直流増巾器用電池も表示値の±10%以内で使用した。X線の場合は常に電源電圧、kVp、mA 計の指針を同位置に手動補正し乍ら実験した。このように補正しても、電源変動による空中線量率の変動は、 $180^\circ$  振子一往復の平均値曲線2種について、各4回の反復実験で2~5%のばらつきを起す。また長時間の連続実験では同じ電源電圧、kVp、mA でも同一のX線出力が得られるかどうか疑わしい。なお過渡特性を考慮して、Recorder のペンの動きもくり返し検定しておく必要がある。次に上述の反復記録曲線（4~8本）から平均値曲線を写し取る操作では、結果のばらつきは3種の記録、 $0 \sim 180^\circ$  の13角度方向について、2回の反復で最大4%以下であつた。Acrylite 壁による深部量の減少は、それが最大となる条件（軸 fs  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 、測定点の深さ 5.3cm）で  $1.8\%^{(22)(23)}$  ( $^{60}\text{Co}$ ) と計算された。なお 102（直型）線量計の線質依存性は30~2000keV で±10%とされている。最後にこれらを総合して、個々の4または8本のW、B+W曲線から写し取った平均値曲線の誤差を、角度別（ $0, 45, 90, 135, 180^\circ$ ）に検討した。X線では Bl: fs  $4 \times 8 \text{ cm}^2$ 、 $^{137}\text{Cs}$  では Ut: fs  $6 \times 12 \text{ cm}^2$  を例にとつた。その数値は  $0 \sim 180^\circ$  を平均して、W曲線では±3%（1~5%）、B+W曲線では±1%（1~3%）である。

## 2. 積算線量

線量率の積算値には時間軸因子も介入する。先ず線源の回転速度であるが、X線の場合はかなり正確で、 $180^\circ$  振子1往復に要する時間は任意の5回測定について  $642 \pm 1.5$ 秒で、誤差は±0.1%に過ぎない。 $^{137}\text{Cs}$  の連続変速機構は不安定で、

回転計の指示値の信頼度は高くない。記録紙の送り速度、線源の回転速度、設定のずれ（これが最大）等を総合して、記録曲線の時間軸方向の長さのばらつきは最大10%以下である。次に記録曲線について面積測定を行う場合、面積計と実際の操作を総合して、面積値のばらつきは4~6回の反復で最大2~3%、通常は1%以下である。次に Radocon型試作積算計については、交流電源電圧を  $100 \pm 2 \text{ V}$ 程度に安定化しても、積算値の誤差は30~50cpm の範囲で、任意の5回測定（2~3分間の録数）について平均±2%（1~2%）であつた。最後に以上を総合して、線量率積算値（A, W, B+W）の誤差を5回の実測値について検討した。すなわち A:  $3 \times 8 \text{ cm}^2$ ,  $6 \times 8 \text{ cm}^2$ ,  $140 \sim 220^\circ$ （X線）、W:  $6 \times 8 \text{ cm}^2$ ,  $140 \sim 220^\circ$ , Bl,（X線,  $^{137}\text{Cs}$ ）、B+W:  $4 \times 8 \text{ cm}^2$ ,  $180 \sim 220^\circ$ , Ut,（X線,  $^{137}\text{Cs}$ ）、の各平均値について誤差は、A: 平均1%（1~2%）、W, B+Wとも2%（1~3%）であつた。そして同じ fs ではAの誤差はW, B+Wの $\frac{1}{2}$ 以下である。

## III. 瞬時線量率曲線とその分析

### A. 実験（F）：固定照射

図（10）は  $^{137}\text{Cs}$  線源を用いて Phantom の骨部を撮影したものである。空気中では骨部と空

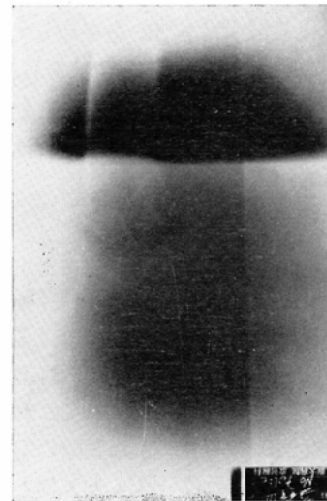


Fig. (10).  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray radiogram of the acrylicite-femur-water phantom. X-ray film. Without folie.

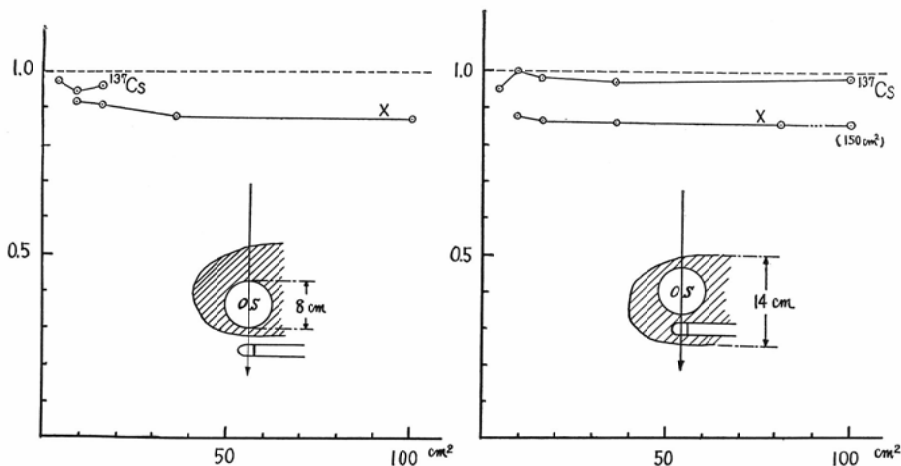


Fig. (11). Comparison between the absorption in bone of  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray and 200 kVp x-ray, The inset shows a schema of this measurement. B+W/W.

気の濃度差が明瞭であるが、水中に没した部分はほとんど同濃度である。次に電離槽測定を行うと図(11)のような結果が得られる。またこの図は Phantom 内部での骨位置、電離槽位置によって骨のための減弱度がわずかに異なることを示す。Spiers<sup>34)</sup>氏はX線について骨位置が浅いほど吸収が大きいと云うが、Haas<sup>10)</sup>氏らは 175~400 kVp の範囲では表面における 0.5~1 cm の骨層は単に吸収体として働き、深部では水の場合と線質に大差がないことを示している。図(11)から骨による減弱は各 fs を平均して、X線ではそれぞれ90%、87%、 $^{137}\text{Cs}$ ではそれぞれ98%、96%となる。概してこの値は fs と無関係であるが、X線では fs が大きい程減弱度は大きく出る傾向がある。

B. 実験 (Fa)

1. 個々の瞬時線量率曲線

図(12)、(13)は軸位置における瞬時線量率曲線のばらつきを示した2例である。X線の場合、B+WはWをわずかに下廻る。次にB+WはWに比し側方向で凹凸が多い。そしてこれは Bl の方が Ut より明瞭であり、またX線の電源変動を考慮すれば、この凹凸は  $^{137}\text{Cs}$  とX線とで大差はなく、見掛け上は  $^{137}\text{Cs}$  の方がX線より明瞭である。この凹凸は骨盤側方向の複雑な構造に対応する減弱度の変化と考えざるを得ない。以下谷を腹方か

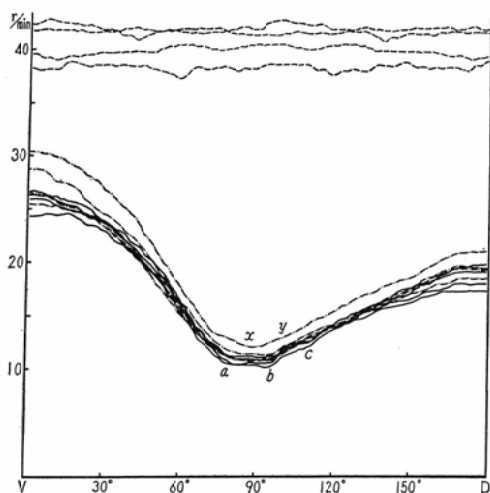


Fig. (12). Momentary dose rate curves at the center of bladder. 4 repeated recordings are superimposed each other to show the accuracy of recordings. X-ray. Axis field size:  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .  
.....A, -.-.-W, —B+W, -.-.-.-B

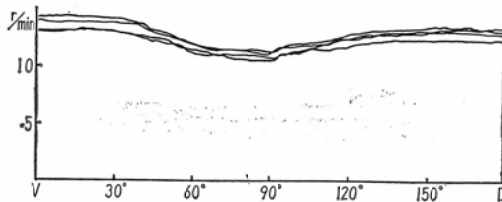


Fig. (13). Momentary dose rate curves in the parametrium. (See text)  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray. Axis field size:  $6 \times 8 \text{ cm}^2$ .

ら a, b, c, 山を同様 x, y と名づける。

2. 平均値曲線：図 (14), (15), (16), (17) 参照

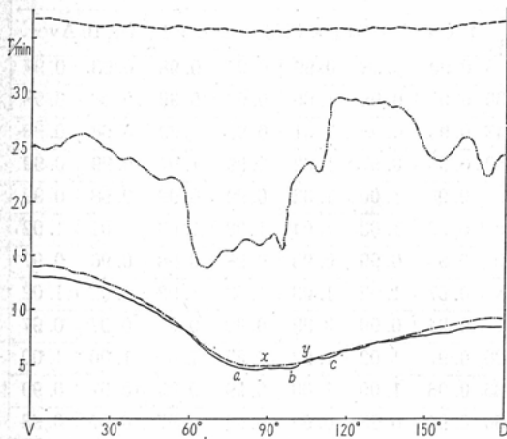


Fig. (14). Averaged one of above mentioned 4 momentary dose rate curves at the center of bladder. X-ray. Axis field size:  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ .

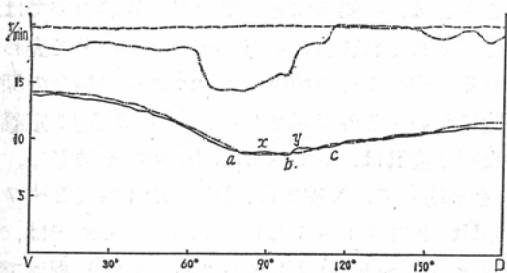


Fig. (15). Similar to Fig. (14).  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray. Axis field size:  $4 \times 8 \text{ cm}^2$ .

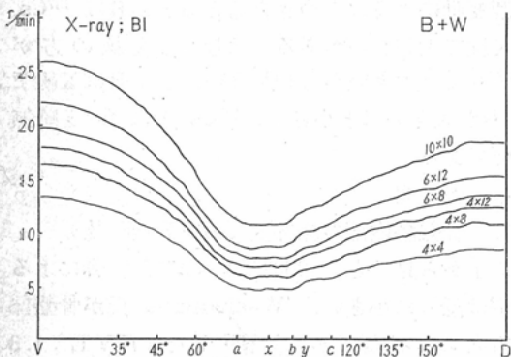


Fig. (16). Averaged momentary dose rate curves of "B+W" (See text) at the center of bladder to show the variation with field size. X-ray.

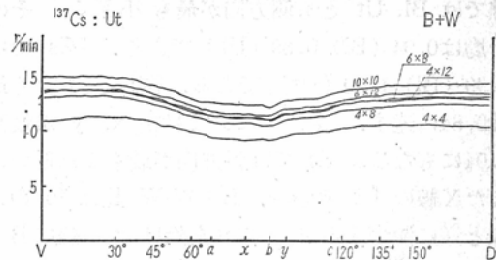


Fig. (17). Averaged momentary dose rate curves of "B+W" in the parametrium to show the variation with field size.  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray.

時間軸方向のばらつきを補正するために、4～8本の重ね合わせは曲線全体の形とこの凹凸によつた。図(14), (15)はA, B, WおよびB+Wを併示した2例である。上記の凹凸はBで見ると明瞭であるが、これを水中に没すると周囲からの散乱線におおわれ、わずかな凹凸を残すのみとなる。Utでは谷cは不明瞭である。a～b間が骨による減弱の最も大きい部分である。D-V方向でのB曲線の小凹凸はB+Wでは全然認められない。X線ではB+W曲線はW曲線より常に低レベルであり、 $^{137}\text{Cs}$ の場合はfs  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ を除けば、両者は略一致し、山x, yは常にW曲線のレベルを超えている。またB曲線から骨のみによる減弱を概算すると、骨整側方向では、X線は50%、 $^{137}\text{Cs}$ は80%程度の透過量となる。

### 3. 照射野および照射術式との関係

図(16), (17)にその一部を示したが、X線は $^{137}\text{Cs}$ に比して、W, B+Wともfsの増大とともに深部量(絶対量)の増大が著明である。深さの相違(入射角度の変化)による深部量差も $^{137}\text{Cs}$ ではX線ほど大きくない。またB+W/W比を考えると、この値はX線の場合、側方向で1より小さいが、 $^{137}\text{Cs}$ では略1に等しい。またX線ではこの値はUtの方がBlより小さく、腹背方向でも1を下回るようである。

### 4. 入射角度との関係

次にこれら平均値曲線のすべてについて、垂直腹方(0°), 30, 45, 60°斜腹方, 側方ではa, x, b, y, c, そして120, 135, 150°斜背方, 垂直背方(180°)の13角度方向のB+W/W比を計算し、その一部を表(2), (3), (4)に示す。X

線では Bl, Ut とも側方向が最も小さく, その平均は0.94 (Bl), 0.89 (Ut) であり,  $^{137}\text{Cs}$  では0.99 (Bl), 1.00 (Ut) である. 谷bが最も深く最低0.84に達す. 逆に  $^{137}\text{Cs}$  では山 x, y が最高1.04にもなる. Bl では斜方向が最も1に近い. またX線の Ut の場合, B+W/W 比は fs の増大と逆に減少するが, これを除けば一般にB+

Table (2). B+W/W Ratios (See text) of stationary beam irradiation for bladder. X-ray. Figures of the extreme left column mean the angle of incidence.

X-ray ; Bl							
fs cm <sup>2</sup>	4 × 4	4 × 8	4 × 12	6 × 8	6 × 12	10 × 10	Aver.
0	0.94	0.91	0.91	0.91	0.92	0.92	0.92
30	0.94	0.93	0.94	0.94	0.93	0.95	0.94
45	0.96	0.94	0.95	0.97	0.95	0.96	0.95
60	0.97	0.95	0.97	0.98	0.96	0.97	0.97
a	0.91	0.88	0.91	0.94	0.88	0.91	0.91
x	0.96	0.92	0.93	0.95	0.91	0.95	0.94
b	0.93	0.91	0.91	0.94	0.90	0.94	0.92
y	1.03	0.97	0.98	0.98	0.98	0.98	0.99
c	0.94	0.94	0.95	0.95	0.94	0.95	0.95
120	1.00	0.98	0.99	1.00	0.96	0.98	0.98
135	0.98	1.00	0.99	0.98	0.97	0.97	0.98
150	0.95	0.96	0.94	0.97	0.94	0.96	0.95
180	0.91	0.91	0.93	0.94	0.93	0.94	0.93

Table (3). Similar to Table (2), but for parametrium. X-ray.

X-ray; Ut							
fs cm <sup>2</sup>	4 × 4	4 × 8	4 × 12	6 × 8	6 × 12	10 × 10	Aver.
0	0.95	0.94	0.94	0.94	0.93	0.93	0.94
30	0.95	0.95	0.95	0.95	0.93	0.93	0.94
45	0.92	0.92	0.91	0.92	0.88	0.89	0.91
60	0.90	0.88	0.87	0.91	0.84	0.86	0.88
a	0.91	0.88	0.89	0.89	0.85	0.86	0.88
x	0.91	0.88	0.91	0.90	0.86	0.88	0.89
b	0.88	0.87	0.88	0.90	0.84	0.87	0.87
y	0.93	0.91	0.91	0.92	0.89	0.89	0.91
c	0.88	0.90	0.89	0.88	0.87	0.90	0.89
120	0.96	0.92	0.93	0.91	0.88	0.92	0.92
135	0.99	0.97	0.93	0.97	0.92	0.95	0.96
150	1.01	0.99	0.94	0.96	0.92	0.95	0.96
180	1.00	0.99	0.92	0.96	0.93	0.96	0.96

Table (4). Similar to Table (2).  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray.

$^{137}\text{Cs}; \text{Bl}$							
fs cm <sup>2</sup>	4 × 4	4 × 8	4 × 12	6 × 8	6 × 12	10 × 10	Aver.
0	0.90	0.98	0.99	0.97	0.98	0.98	0.97
30	0.93	0.98	1.00	0.99	0.99	0.98	0.98
45	0.93	0.98	1.01	0.99	0.99	0.98	0.98
60	0.96	0.97	1.02	0.99	1.01	0.99	0.99
a	0.95	1.00	1.02	0.99	0.99	0.98	0.99
x	0.99	1.03	1.04	1.02	1.03	1.01	1.02
b	0.93	0.99	0.98	0.98	0.98	0.96	0.97
y	0.97	1.03	1.03	1.03	1.02	1.02	1.02
c	0.94	0.99	0.99	0.98	0.97	0.97	0.97
120	0.97	1.02	1.02	0.99	1.01	1.00	1.00
135	0.96	1.00	1.00	0.99	0.99	0.97	0.99
150	0.94	0.98	0.99	0.99	0.97	0.97	0.98
180	0.91	0.96	0.99	0.96	0.95	0.97	0.96

W/W 比は fs と無関係である. 次に B+W 曲線側方向の凹凸について図計算して見る. 凹凸の大きさとは, 相隣る山と谷での B+W 値の差ではなく, それぞれにおける B+W/W 比の差で表わされる. 従つてその値は水 Phantom の場合の深部量にたいする%で示される. このように定義した凹凸度 R は, x-a, x-b, y-b, y-c を通じて, fs を平均して, X線では, Bl 平均 4% (2~7%), Ut 2% (1~4%) であり,  $^{137}\text{Cs}$  では, Bl 4% (3~5%), Ut 3% (2~5%) 程度であつた. そして R は Bl が Ut よりかなり大きく,  $^{137}\text{Cs}$  が X線よりやや大きい. X線の場合, 上述の電源変動によるばらつきを考えると, R は  $^{137}\text{Cs}$  と X線で大差ないかあるいはむしろ X線の方が  $^{137}\text{Cs}$  より大きいかも知れない. また R は X線では fs が大きいほど小さく,  $^{137}\text{Cs}$  では fs と略無関係である.

### C. 考察

#### 1. 骨盤腔内部の深部量 (B+W/W 比)

以上から見ると, 200kVp X線でも骨による減弱は意外に小さい. Wachsmann 氏が骨盤腔側方向の射出線量から計算<sup>41)</sup>した (HVL 1.3 mmCu, 20例の患者) 平均の B+W/W 比は0.64で, かなり小さい値である. そこで骨に基く深部量の変化を, 表(5)の諸家の実測値から検討し

Table (5). B+W/W Ratios for various parts of human body, reported by many writers.

	$\rho$	Thickness of bone (cm.)	Depth of bone (cm.)	HVL (mm Cu)	fs (cm <sup>2</sup> )	B+W/W	Depth of chamber (cm.)
Cederlund <sup>3)</sup>	—	0.5	0	0.88	30	0.91	2—10
Cohen <sup>4)</sup>	—	skull	0	1.06—1.7	20—100	0.93—0.86	4—11
Dutreix <sup>27)</sup>	1.7	4	0	2	100	0.67	
Haas <sup>10)</sup>	1.65 1.65	0.5—1.0 0.5—1.0	0 0	1.12 2.12	48 48	0.91—0.85 0.94—0.89	0.5—20
宮川 <sup>20)</sup>	—	femur $\phi$ 2.5	2	0.9	—	0.35—1.0	4.5—7.5
Schumacher <sup>30)</sup>	Corpse (5 cases)	Pelvis lat. ant.	—	1.1 1.1	32 32	0.84 (W Calc.) 1.12 (W Calc.)	
Spiers <sup>27)</sup>	1.7	3	6	1.5	100	0.73	
Vogel <sup>39)</sup>	—	Pelvis lat.	—	1.1	40	0.92	
Wachsmann <sup>41)</sup>	Human body	Pelvis (lat. ant.)	—	0.8—1.2	—	0.65 (0.75—0.8) 0.9	
Jones <sup>27)</sup>	1.65	0.9	0	2	100	0.90	

て見よう。この場合、骨を表面近くにおいた時は表面線量が水のみの場合より少く、%深部率は見掛け上大きく出るとする考え方と、逆に不変であるとする2つの意見に注意する必要がある。我々の実験結果を骨盤比重から見れば、表中の Schumacher<sup>30)</sup> 氏, Vogel 氏<sup>39)</sup>らに近い値である。Maurer<sup>16)</sup> 氏は骨盤部側方向で95~97%も吸収されるため、側方向を Pb 板でおくつても内部の線量分布に大差がないと云う。また表から、一般に Compacta にたいしては10%/cm<sup>27)</sup> 程度の相対減弱が示されているが、骨層の厚い部分は主として spongiosa であり、後述の Jacobson 氏の実験<sup>13)</sup> を見ても、その減弱係数は水に近い。従つて Spiers<sup>27)</sup> 氏, Dutreix<sup>27)</sup> 氏のように Compacta を 3~4 cm もの厚さで実験するのは理解できない。また最近 Breit<sup>2)</sup> 氏は死体の傍子宮部単純振子照射 (220°) において、側方で骨盤を通過した部分と、これを外れた部分とで瞬時線量率曲線が変らないことから Schumacher 氏の結果を支持しているが、これを骨盤にたいする傍子宮部の位置関係に帰因させているのは問題である。我々の Bo 面は骨盤部で最も骨部に富んだ平面と考えられ、又 Fowler 氏<sup>6)</sup> も Dmax における 360° 全回転の積算線量 (HVL, 2.5mmCu) について Bo 面より頭方 1 cm と 3 cm とで平均 2% の相違を示すに過ぎない。また Schumacher 氏の報告も水

Phantom についての計算値である点に問題<sup>17)</sup>が残る。以上の問題は骨による X 線の減弱と散乱状態を検討し、深部量を 1 次線と散乱線の和として扱えば理解しやすい。

2. 骨の減弱係数

次に諸家の報告になる骨/水 (筋) 減弱係数比 f ( $\mu b/\mu w$ ) を表 (6) に示す。我々の骨盤比重 1.41 に補正した値も併示している。後者では諸家の数値がかなり良く一致する。200kVp X 線では 1.2~2.7 (1.5~2.1: 補正), Ra, <sup>60</sup>Co, <sup>137</sup>Cs $\gamma$  線では 1.1~1.9 (1.2~1.5: 補正) で

Table (6). Bone/Water (Muscle) total linear absorption coefficient ratio reported by many writers.

	HVL (mmCu)	$\rho$	$\mu b/\mu w$	Density correction	fs (cm)
Balz et al <sup>1)</sup>	1.44	fresh bone	1.5	1.5	$\phi$ 1
Jacobson <sup>13)</sup>	1.44	1.85 1.15	2.7 1.2	2.1 1.5	$\phi$ 2
Krokowski <sup>14)</sup>	1.44	1.5	1.7	1.6	$\phi$ 1
Spiers <sup>24)</sup>	1.44	1.85	2.1	1.6	2 $\times$ 3
Tubiana <sup>15)</sup>	1.5	1.85	2.3	1.8 Aver. 1.7	
Failla <sup>13)</sup>	Ra $\gamma$	1.15	1.1	1.3	5 $\times$ 5
Jacobson <sup>13)</sup>	<sup>60</sup> Co $\gamma$	1.85 1.15	1.6 1.2	1.2 1.5	$\phi$ 2
Spiers <sup>24)</sup>	<sup>137</sup> Cs, $\gamma$ (0.20Å)	1.85	1.7	1.3	2 $\times$ 3
Tubiana <sup>15)</sup>	<sup>60</sup> Co $\gamma$	1.85	1.9	1.4 Aver. 1.3	

ある。γ線ではX線より値は小さいが1とは見なし得ない。

3. 骨盤によるX線の散乱と Screening

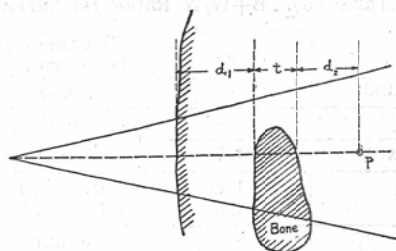
図(18)によつて点Pの照射線量を考える。B+Wは骨を水中に沈めた場合。Wは骨を除いた水のみの場合の線量とすれば、両線量の比、

$$\frac{B+W}{W} = \frac{Pr_b + Sc_b}{Pr_w + Sc_w} = \frac{Pr_b + (S_b + S_v + S_w)}{Pr_w + (S'_b + S'_v + S_w)}$$

..... (1)

ここでPrは1次線量, Scは散乱線量を表わし, 後者は更にS<sub>b</sub>骨部からの散乱, S<sub>v</sub>骨にScreenされる水の部分からの散乱, S<sub>w</sub>骨にScreenされない水の部分からの散乱線量,に分けられる。S'<sub>b</sub>, S'<sub>v</sub>,はそれぞれ骨を水に置換した場合の値である。Sc<sub>b</sub>はS<sub>b</sub>, S<sub>v</sub>, S<sub>w</sub>の割合によつてSc<sub>w</sub>とかなり相違するのであろう。骨の深さd<sub>1</sub>については一応無視できる<sup>27)</sup>として, 骨の大きさが一定であれば, これを左右する因子の主なもの, fsとd<sub>2</sub>である。fsが十分大きく骨がその一部を占める状態ではSc<sub>b</sub>≒Sc<sub>w</sub>と考える。S<sub>b</sub>, S<sub>v</sub>の関係は複雑で, Spiers<sup>34)</sup>氏, Meredith<sup>18)</sup>氏らの理論的取り扱いもあるが, 骨と水の線Compton散乱係数σ<sub>s</sub>比, Compton光子散乱の角度分布の相違, 骨による自己吸収等が関係し, 簡単な取り扱いは困難である。一般にS<sub>b</sub>とS<sub>v</sub>とは互に相反して影響し合い, S<sub>b</sub>-S'<sub>b</sub> > S<sub>v</sub>-S'<sub>v</sub>でSc<sub>b</sub>/Sc<sub>w</sub>比は > 1となる。従つてB+W/W比もこれらの大小によつてfs, d<sub>2</sub>とともに複雑な変化をするのであろう。

次にB+W/W比のfs, d<sub>2</sub>に対する関係を諸家の報告から検討して見よう。d<sub>2</sub>については, (1) d<sub>2</sub>と無関係に一定<sup>10)</sup>, (2) d<sub>2</sub>の増大とともに増大して1に近づく<sup>20)</sup>, (3) 逆にますます減少して行く<sup>4)</sup>, などで一定した結果が得られていない。我々の実験ではBl(d<sub>2</sub>大)はUt(d<sub>2</sub>小)より1に近い。fsについては, その増大とともに増大して1に近づくが大差ない<sup>27)</sup>, あるいはHVLによつて一定しない<sup>4)</sup>, などの記載がある。我々の実験ではfsの増大とともにやや減少する



$$B+W = Pr_w (d_1 + d_2 + ft) + K Sc_w (d_1 + d_2 + t)$$

$$f = \frac{\mu_b}{\mu_w}$$

$$K = 1.2 - f^5/500$$

Fig. (18). Diagram to illustrate both the method of depth dose calculation and correction factor for the scattering of bone in the pelvic cavity.

傾向が見られた。

4. 骨盤部深部量計算法

次に以上の実験結果を満足する実験式について考える。1次線量(単色とみなす)Prについては, Pr<sub>b</sub>=Pr<sub>w</sub>(d<sub>1</sub>+d<sub>2</sub>+ft)で表わされる。Sc<sub>b</sub>は(1)式により係数Kを用いてK・Sc<sub>w</sub>で表わされる。従つて

$$\frac{B+W}{W} = \frac{Pr_w (d_1 + d_2 + ft) + K \cdot Sc_w (d_1 + d_2 + t)}{Pr_w (d_1 + d_2 + t) + Sc_w (d_1 + d_2 + t)} \dots \dots \dots (2)$$

d<sub>1</sub>, d<sub>2</sub>, tは横断層像から得られる。表(7)の平均値f=1.7と, Wheatley氏らの数表<sup>42)</sup>を用いてB+W/W比の実測値からKが計算される。軸照射野をfs(16~100cm<sup>2</sup>)とすれば

$$K = 1.2 - fs/500 \dots \dots \dots (3)$$

が得られ, (2)式から

$$B+W = Pr_w (d_1 + d_2 + 1.7 t) + \{ 1.2 - fs/500 \} Sc_w (d_1 + d_2 + t) \dots \dots \dots (4)$$

となり, これは骨盤腔内の任意の点における深部線量を表わす。Kはfsの増大とともに減少して1に近づき, 我々の実験の範囲ではd<sub>2</sub>と無関係であった。次に(4)式を用いた計算をSpiers<sup>27)</sup>氏, Haas<sup>10)</sup>氏らの実験結果に適用してみると, 前者(10cm深部)では+8%, 後者(2~6cm深部)では+2~6%の誤差が見られたが, かなり良く一致する。我々の実験値についての逆算では誤差は最大±2%程度であった。



Table (7). Values of the tissue factor at the position of axis for both bladder and parametrium.

fs (cm <sup>2</sup> )	Ft (At the position of the axis)									
	X-ray					<sup>137</sup> Cs				
	Bl			Ut		Bl			Ut	
	140°	180°	220°	180°	220°	140°	180°	220°	180°	220°
4 × 4	0.94	0.94	0.95	0.95	0.95	0.93	0.94	0.94	0.97	0.96
4 × 8	0.92	0.93	0.92	0.93	0.94	0.97	0.98	0.98	1.00	1.00
4 × 12	0.94	0.93	0.93	0.93	0.93	0.99	1.00	1.00	1.00	1.00
6 × 8	0.94	0.94	0.95	0.93	0.94	0.98	0.98	0.98	1.00	1.00
6 × 12	0.93	0.93	0.93	0.90	0.90	0.99	1.00	1.00	0.98	0.98
10 × 10	0.95	0.94	0.95	0.91	0.92	0.98	0.98	0.98	1.00	1.00
Aver.	0.94	0.94	0.94	0.93	0.93	0.97	0.98	0.98	0.99	0.99

5. B+W曲線側方向の小凹凸

上述の通り、この小凹凸は骨的部分的な厚薄、密度差等に基くと考えられる。次にⅢ-B-4項の結果を(1)式によつて検討してみよう。谷の線量を Prb<sub>1</sub>+Scb<sub>1</sub>、山の線量を Prb<sub>2</sub>+Scb<sub>2</sub>、そしてそれぞれにおける水のみの場合の線量 W<sub>1</sub>=Prw<sub>1</sub>+Scw<sub>1</sub>、W<sub>2</sub>=Prw<sub>2</sub>+Scw<sub>2</sub>とすれば、上述の凹凸度Rは

$$R = \frac{Prb_2 + Scb_2}{Prw_2 + Scw_2} - \frac{Prb_1 + Scb_1}{Prw_1 + Scw_1} \dots (5)$$

互に相隣る W<sub>1</sub>≐W<sub>2</sub>、また Scb<sub>2</sub>≐Scb<sub>1</sub> 考えられるから、(5)式より W<sub>1</sub>≐W<sub>2</sub>≐W=Prw+Scw として

$$R = \frac{Prb_2 - Prb_1}{Prw + Scw} \dots (6)$$

X線では、Wは fs が大きい程大きいから、Rも fs が大きい程小さい。<sup>137</sup>Cs ではW値は fs によつて余り変化しないからRも fs と略無関係となる。また Bl は Ut よりW値は小さいからR値も Blの方がUtより大きいことになる。側方向(x方向)でのW値(絶対量)はX線と<sup>137</sup>Csとでは、fsを平均すると10%程度の相違に過ぎない。従つてR値がX線と<sup>137</sup>Csで異なるのは主として Prb<sub>2</sub>-Prb<sub>1</sub>の相違に因る。

6. <sup>137</sup>Cs γ線の問題

次に山の値、(B+W)<sub>2</sub>とその角度方向でのW値、W<sub>2</sub>との差は

$$W_2 - (B+W)_2 = (Prw_2 - Prb_2) - (Scb_1 - Scw_2)$$

となり、1次項と散乱項の大小によつて、この値は正又は負となる。次に(1)式を用いて<sup>137</sup>CsとX線両者のB+W/W比を比較してみる。<sup>137</sup>Csの場合に、R I γ線のf=1.3(諸家平均表(7))を適用すれば、Prb/Prw比は1よりもかなり小さい。Scbについては、側方散乱の減少のためSwの占める比率は少く、fsを大きくしてもSwの占める割合が増加してScb→Scwとなる現象は見られないであろう。骨による散乱線のScreeningは減少し、SvはS'vに近いであろう。Sb/S'b比は自己吸収の減少を考えればX線より大きく、従つてScb/Scw比もX線より大きくなるであろう。<sup>137</sup>Csの場合、B+W/W比が略1に等しいのは、主としてこれによると思われる。一般に深部量(絶対量)はfsを充分小さくすれば、Prに比しScは無視できるから、X線、<sup>137</sup>Csを問わず B+W/W→Prb/Prwとなるべきではあるが、X線では多量の側方散乱のため、どれ程絞つてもPhantom内ではこのような1次線のみ状態にならない。<sup>137</sup>Csではこれが少いため、B+W/W比がPrb/Prw比に近い状態が現われるものと考えられる。上述の実験で<sup>137</sup>Csの場合、最小のfs(4×4cm<sup>2</sup>)でのみB+W/W比が1よりかなり小さい事実はこれで説明できる。また<sup>137</sup>Csの場合、側方向における山x、yが一般にW曲線のレベルを超えることも、以上から容易に理解できる。

## IV. 積算線量と等線量曲線

## A. 実験 (R) : 回転照射

図 (19) 中の挿図は死体 Phantom の横断面図である。S は恥骨結合内面を示す。図は膀胱側壁部 (旁子宮部) を中心とした全回転時の線量分布を示す。膀胱中心部のそれについては既報<sup>36)</sup>、図 (4) 参照。前者においては X 線では直腸、膀胱および前腹壁にそれぞれ平均 34, 36, 54% が照射されるが、<sup>137</sup>Cs ではそれぞれ 45, 75, 72% となる。後者においては X 線では直腸、前腹壁および

旁子宮部にそれぞれ 49, 38, 38%, <sup>137</sup>Cs では 56, 45, 71% となる。2 枚絞り方式の <sup>137</sup>Cs 装置でも、線量率を無視して十分に絞れば、X 線の 4~6 cm 巾程度に相当する線量分布は期待できる。次に治療台の吸収に対する補正係数を軸位置における瞬時線量率曲線から、面積測定によって計算すると、膀胱~直腸部について、固定照射の場合 0.20 (X 線), 0.90 (<sup>137</sup>Cs), 全回転では 0.88 (X 線), 0.95 (<sup>137</sup>Cs) 程度であった。もちろんこの値は治療台の構造と、回転面の位置によつて異なる。

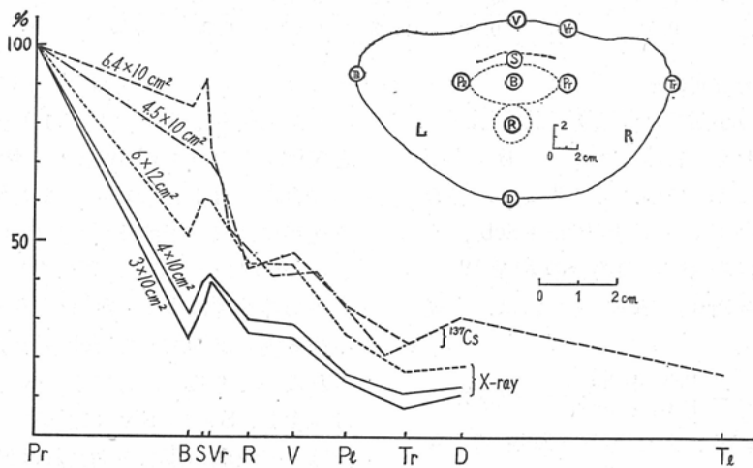


Fig. (19). Radial dose decrease from rotation (x-ray: 330° arc) center to periphery in the pelvic cavity of a corpse. The inset shows the cross sectional diagram 1 cm cephalad from the Tuberculum pubis of the corpse.

## B. 実験 (Pa) および (Pb)

## 1. 軸位置における積算線量

上記の平均値曲線 B+W, W について面積測定を行い、これから 140~220° 振り照射時の平均の B+W/W 比 (以下 Ft) を計算したものが表 (7) である。X 線では平均 0.94 (Bl), 0.93 (Ut), <sup>137</sup>Cs ではそれぞれ 0.98, 0.99 となる。X 線では Ut が Bl よりやや小さい。この範囲では振り角の相違で Ft は変らぬ。また X 線, Ut の場合 fs が大きい程 Ft は小さいが、その他は一般に fs と無関係である。<sup>137</sup>Cs では 4 x 4 cm<sup>2</sup> の場合を除き、Ft=1.00 として誤差は最大 3% 以下である。X 線で Ft が 0.93~0.94 となることは、上記一Ⅲ一から予想されるところであるが、表

(5) の Wachsmann 氏の数値は Ft 値としても使用されており、これとはかなりの差がある。

## 2. 線量最大点における積算線量

次に Dmax における空中線量実測値 A, 水 Phantom 実測値 W, 同計算値 (1) W<sub>1</sub> Johns<sup>35)</sup> 氏の数表による。同計算値 (2) W<sub>2</sub> Plesch<sup>31)</sup> 氏の数表による、および骨盤-水 Phantom 実測値 B+W, から B+W/W=Ft, W<sub>1</sub>/W, W<sub>2</sub>/W 比を計算し表 (8), (9) に示す。いずれも反復 5 回の平均値である。Ft 値について、± の数値はその中央誤差を示す。表から Ft は、X 線では平均 0.94 (Bl), 0.93 (Ut), <sup>137</sup>Cs ではそれぞれ 1.01, 0.97 となり、軸位置のそれとよく一致する。<sup>137</sup>Cs では Ft=1.00 としても誤差は最大 ± 5% 以下で

Table (8). Integrated total doses at the maximum dose point and values of tissue factor for bladder.

Irradiation Technique		Bl								
		3 × 8 cm <sup>2</sup>			4 × 8 cm <sup>2</sup>			6 × 8 cm <sup>2</sup>		
Axis Field Size		140°	180°	220°	140°	180°	220°	140°	180°	220°
Pendulum Angle		140°	180°	220°	140°	180°	220°	140°	180°	220°
A	X-Ray	169.8	215.9	267.1	176.6	227.7	278.1	180.2	230.4	284.0
	<sup>137</sup> Cs	/	/	/	73.8	82.5	92.2	83.6	91.8	96.1
W	X-Ray	61.7	66.8	68.0	84.8	90.4	94.5	119.0	126.3	130.8
	<sup>137</sup> Cs	/	/	/	73.8	82.5	92.2	83.6	91.8	96.1
B+W	X-Ray	58.2	61.8	64.0	77.0	84.6	90.2	110.0	117.6	123.8
	<sup>137</sup> Cs	/	/	/	75.3	81.7	92.5	82.0	91.5	99.4
W <sub>1</sub>	X-Ray	73.2	73.4	80.7	95.6	89.0	96.8	129.4	127.0	126.7
W <sub>2</sub>	X-Ray	62.4	65.2	60.4	79.8	78.8	96.8	104.8	108.9	108.2
W <sub>1</sub> /W	X-Ray	1.19	1.10	1.19	1.13	0.98	1.02	1.09	1.00	0.97
W <sub>2</sub> /W	X-Ray	1.01	0.98	0.89	0.94	0.87	1.02	0.88	0.86	0.83
B+W/W (Ft)	X-Ray	0.95 ±0.02	0.93 ±0.02	0.94 ±0.01	0.91 ±0.02	0.94 ±0.02	0.96 ±0.02	0.93 ±0.02	0.93 ±0.01	0.95 ±0.00
	<sup>137</sup> Cs	/	/	/	1.02 ±0.03	0.99 ±0.02	1.01 ±0.04	0.98 ±0.02	1.00 ±0.03	1.04 ±0.03

Table (9). Similar to Table (8), but for parametrium.

Irradiation Technique		Ut					
		3 × 8 cm <sup>2</sup>		4 × 8 cm <sup>2</sup>		6 × 8 cm <sup>2</sup>	
Axis Field Size		180°	220°	180°	220°	180°	220°
Pendulum Angle		180°	220°	180°	220°	180°	220°
A	X-Ray	215.9	267.1	227.7	278.1	230.4	284.0
	<sup>137</sup> Cs	/	/	81.4	99.3	86.7	104.1
W	X-Ray	64.4	74.2	78.2	94.8	108.5	127.8
	<sup>137</sup> Cs	/	/	81.4	99.3	86.7	104.1
B+W	X-Ray	59.4	69.7	73.9	88.4	96.0	115.7
	<sup>137</sup> Cs	/	/	77.7	93.8	84.3	100.1
W <sub>1</sub>	X-Ray	65.6	81.8	91.8	109.2	102.1	125.8
W <sub>2</sub>	X-Ray	58.5	75.3	70.1	91.8	85.0	110.4
W <sub>1</sub> /W	X-Ray	1.02	1.10	1.17	1.15	0.94	0.98
W <sub>2</sub> /W	X-Ray	0.91	1.01	0.90	0.97	0.78	0.87
B+W/W (Ft)	X-Ray	0.93 ±0.04	0.95 ±0.04	0.95 ±0.02	0.93 ±0.01	0.89 ±0.01	0.91 ±0.02
	<sup>137</sup> Cs	/	/	0.96 ±0.02	0.95 ±0.02	0.98 ±0.03	0.96 ±0.02

ある。Ft はX線, <sup>137</sup>Cs とともに Ut が Bl よりやや小さい。またX線の Ut の場合, fs が大きい程 Ft は小さいが, その他では fs および振り角と Ft は無関係に見える。次に W<sub>1</sub>/W, W<sub>2</sub>/W 比から計算法 (1), (2) の誤差を検すれば, その誤差は (1) では6~19%, (2) では2~22%に及ぶ。W<sub>1</sub>/W 比は Bl では平均1.07, Ut では1.06となり, W<sub>2</sub>/W 比はそれぞれ0.92, 0.91である。一般に前者は過大に, 後者は過小に評価する傾向

がある。両者とも2~3の照射条件における例外を除けば, 10%以下の誤差で計算値は実測値と一致する。また前者は後者よりも実測に近い値を与える。そしてその誤差は前者では fs 巾が大きい程小さく, 後者では逆の傾向が見られる。また前者では振り角が小さい程 (Bl) 過大に評価<sup>35)</sup>される。以上から見ると, 計算法の誤差は Ft と同程度かあるいはそれ以上に及ぶ。Wachsmann氏の Ft 値<sup>41)</sup> (Bl; 0.80, Ut; 0.75, HVL, 0.8~

1.2mmCu) と計算法(2)を併せて計算<sup>31)</sup>すれば、実測値に対しBlでは平均して21%, Utでは27%も小さく評価される。計算法(1)ではそれぞれ9%, 14%の過小評価となる。従つて我々の用いている計算法(1)から正しい線量を評価するための見掛けのFtを逆算して見ると、Blでは平均0.88, Utでも0.88となる。計算法(2)に対しては、見掛けのFtはそれぞれ1.02, 1.02となり、計算法(1), (2)ともBlとUtで一致する。最後にX線のA値について、fsが3×8cm<sup>2</sup>から6×8cm<sup>2</sup>に増大すると、焦点外X線によると思われるがA値は6%程度増大する点も注意される。

### 3. 組織係数による線量補正について

SiemensのPendelgerät 附表<sup>31)</sup>によると、上記のWachsmann氏のFt値は0.65(0.85~0.9) 1.0となつており、かなり1に近い。またSchumacher<sup>30)</sup>氏によれば、側方220°振子(HVL 1.1mmCu)において、20例の死体の軸位置での実測値と水(およびパラフィン) Phantomの計算値を比較して、Ftは平均1.00(0.95)で0.88~1.09(0.87~1.05)の範囲にわたると云う。Fowler<sup>56)</sup>氏は360°全回転(HVL 2.4mmCu)について、Dmax位置でFtは平均0.93(0.92~0.94)と云う。O'Conner<sup>28)</sup>氏は200kVp(HVL 1.5mmCu) X線の透過線量から病巣線量を計算する場合の不均等因子は、散乱補正因子を1.00と見なして骨盤部(腹背方)で0.85とした。Vogel<sup>39)</sup>氏は背方180°振子(HVL 1.1mmCu)についてFtは1と見なしうると述べている。梅垣<sup>38)</sup>氏も2例の患者についてFt=1.0の実測値を得ている。以上から見ると骨盤部のFtはかなり1に近いと考えるべきである。平均の病巣深度を求める場合の誤差、計算数表およびこれを適用する場合の誤差、更に生体における腸内ガス等を考慮すれば、治療の実際ではFt=1.00として扱つて大過はないと思われる。また上に述べた通り、FtはBlとUtで異なり、fsとも幾分関係する。そして後述するように骨のため、等線量曲線もかなり変形する。従つて厳密にFt値を決める必要がある場合は、照射術式、測定点等を具

体的に指定しなければならない。

### C. 実験(Pc) : 等線量曲線

X線および<sup>60</sup>Co γ線を用いた振子~回転照射時の等線量曲線についてはNielsen<sup>41)</sup>氏、Spechter<sup>32)</sup>氏らを始めとして多数の実験が報告されて居る。X線では一般に側方向での骨による減弱とその吸収による障害を考慮して、振子集中照射や頭尾2門の合成斜振子照射が推奨され、最近ではリンパ流を考慮<sup>3)</sup>など、多種多様の合成振子照射が報告されている。また1門の単純振子ではDmaxが2~3点に分割し、規則的なDmax点の軸位置からのずれ<sup>41)</sup>の計算と異なる点に注意されて居る。欧大陸ではX線はHVL 0.7mmCuの線質が多く用いられ<sup>6)</sup>、我国で普通のHVL 1.5mmCu程度の線質についての報告は少い。そこで我々は以上の実験結果を基礎として更に等線量曲線の検討を行った。

#### 1. X線単純振子照射

##### a. 膀胱部

図(20), (21), (22)はBl, 220°単純振子照射について、fs 4cm巾と6cm巾とを比較したものである。4cm巾ではDmaxが背腹方向に2分割されるが、6cm巾の場合これは不明瞭である。第2のDmaxは恥骨結合附近に生ずる。第1のDmaxは計算値よりやや背方に偏する。fsの長さ方向は両者同程度の分布になる。各部分の線量については、前腹壁では4cm巾50~60%, 6cm巾では70~80%である。大腿骨頭は4cm巾の場合50%をかなり下廻るが、6cm巾では60%前後となる。

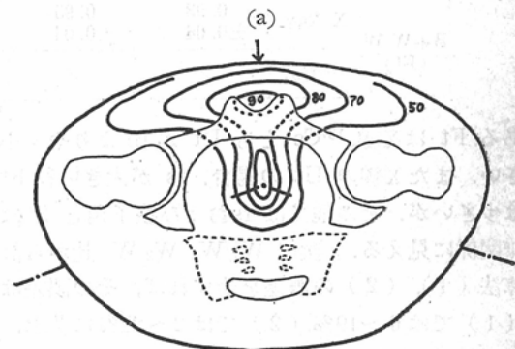


Fig. (20). X-ray simple arc isodose contours for bladder. (a). Axis field size: 4×8 cm<sup>2</sup>. (b). Axis field size: 6×8 cm<sup>2</sup>. Plane; B<sub>0</sub>.

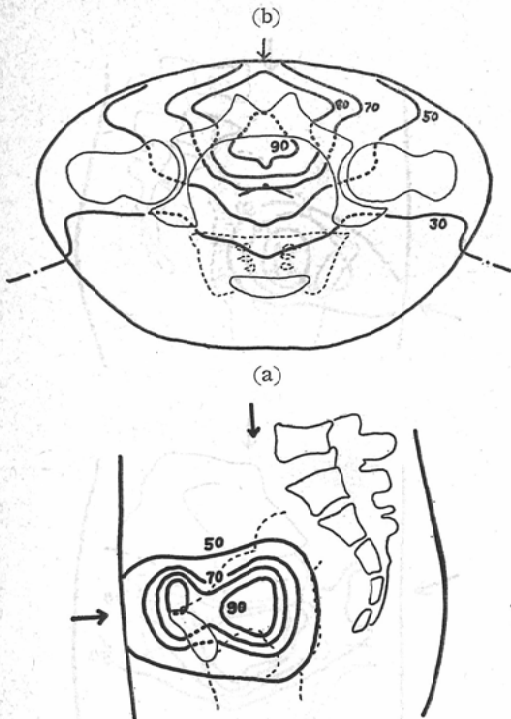


Fig. (21). Similar to Fig. (20). Plane; S

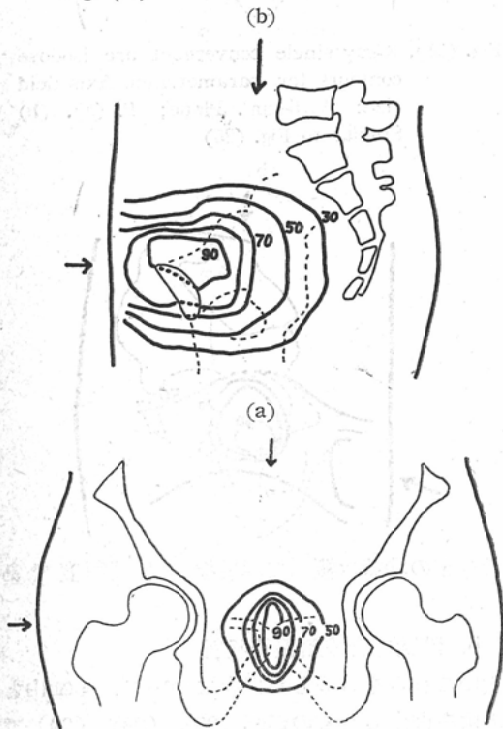
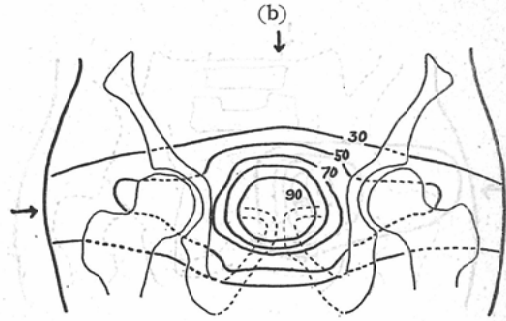


Fig. (22). Similar to Fig. (20). Plane; O



b. 旁子宮部

図(23), (24)はUt, 側方180°単純振子の4cm巾の場合を示す. Spechter氏の報告に見られるDmaxの分割は見出し得ないが, これは線質の相違によると思われる. 大腿骨頭は60~70%, 背壁の一部は80%以上, 正中面上の最大線量は40%に及ぶ.

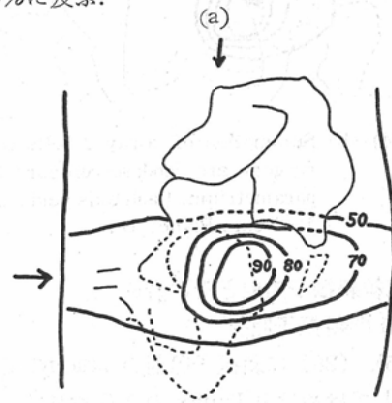
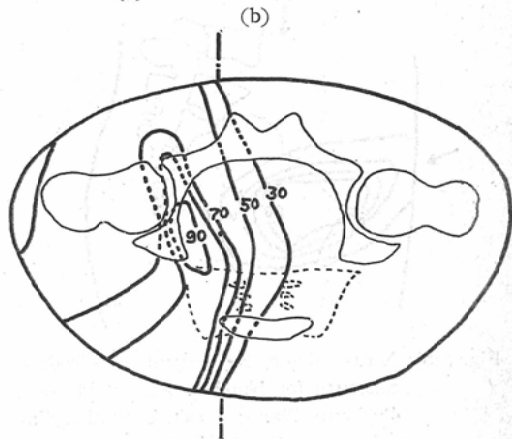


Fig. (23). X-ray simple arc isodose contours for parametrium, Axis field size:  $4 \times 8 \text{cm}^2$ . (a). Plane; P. (b). Plane; B<sub>1</sub>.



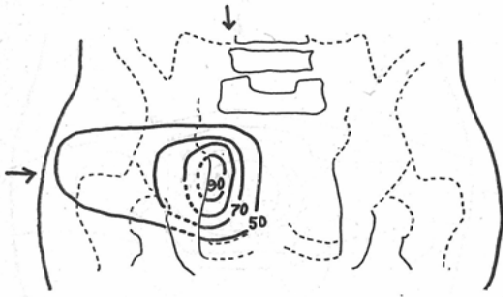


Fig. (24)-(a) Similar to Fig. (23). Plane; D<sub>2</sub>.

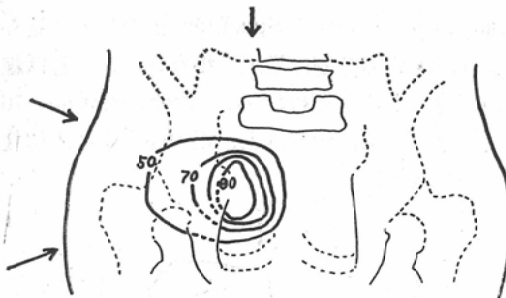


Fig. (24)-(b) Summation of x-ray 2 belts convergent arc isodose contours for parametrium. Each axis field size: 4×6 cm<sup>2</sup>. Plane; D<sub>2</sub>.

2. X線斜振り照射とその合成

a. 1門斜振り照射

図(25), (26)に斜振り照射の4cm巾の場合を示す。BlではやはりDmaxの2分割が見られるがその程度は軽い。Utではこれは見られない。

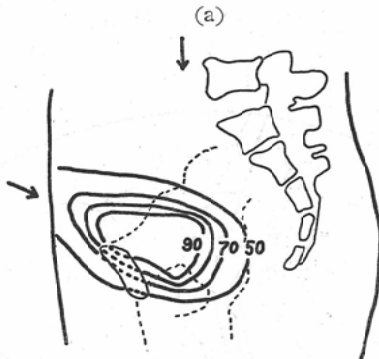


Fig. (25). X-ray single convergent arc isodose contours for bladder. Axis field size: 4×6 cm<sup>2</sup>. Plane; S. (a). Cranial inclination. (b). Caudal inclination.

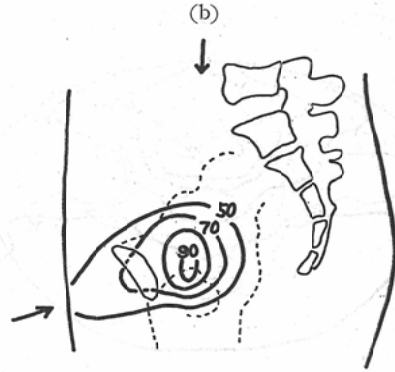
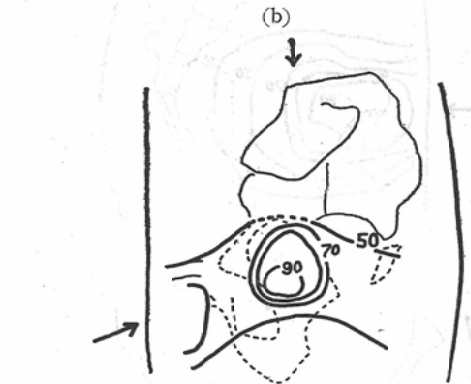
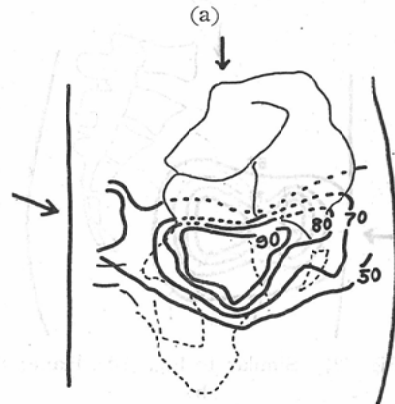


Fig. (26). X-ray single convergent arc isodose contours for parametrium. Axis field size: 4×6 cm<sup>2</sup>. Plane; P. (a), (b) Similar to Fig. (25)



線量分布の状態は概して単純振りと同程度である。

b. 膀胱部合成斜振り照射

次にこれらを合成した場合について、4cm巾と6cm巾を併示したものが図(27), (28), (29)である。これを同じfs巾の単純振りと比較すれ

ば、4 cm巾の場合は腹壁に近い第2の Dmax は消失し、軸よりも腹方にある部分の線量負荷はかなり軽減され、前腹壁で30%程度になる。また側方で曲線の形が変わり、第1の Dmax 付近ではむしろやや広がり、大腿骨頭の負荷もやゝ増大する。頭尾方向の分布は大差なく、fsの長さが8 cmと6 cmで略同程度であることを示す。6 cm巾の場合も軸より腹方の部分で線量負荷は軽減され、

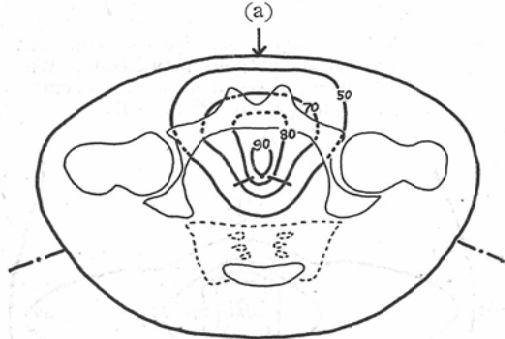


Fig. (27). Summation of x-ray 2 belts convergent arc isodose contours for bladder. Each axis field size: (a)  $4 \times 6$  cm<sup>2</sup>. (b)  $6 \times 6$  cm<sup>2</sup>. Plane; B<sub>0</sub>.

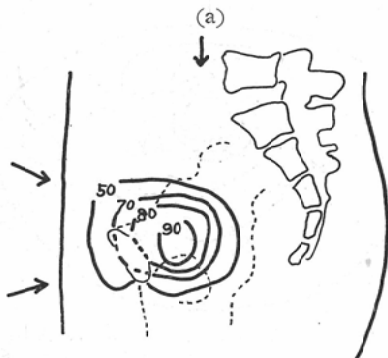
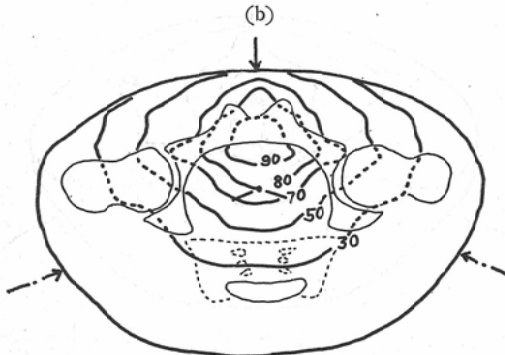


Fig. (28). Similar to Fig. (27). Plane; S.

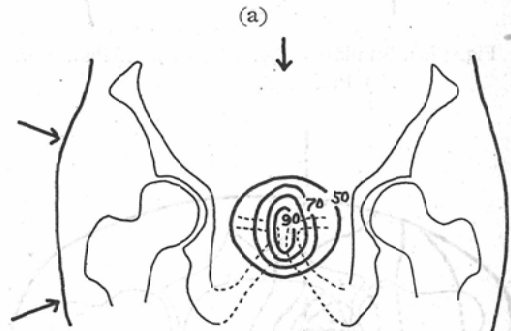
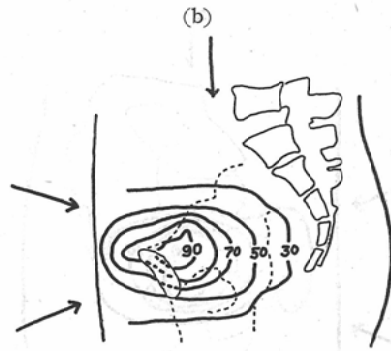
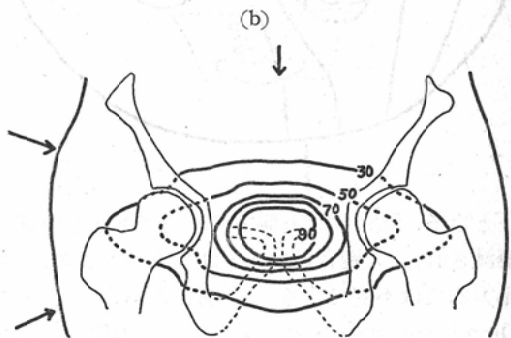


Fig. (29). Similar to Fig. (27). Plane; O.



前腹壁では50~60%となる。側方向ではやや縮少し、大腿骨頭の負荷は軽減される傾向がある。頭尾方向では大差がない。以上から BI について合成と単純を比較すると、線量分布の点で合成が優れていることは明らかで、大腿骨頭の負荷を考慮すれば6 cm巾の方が4 cm巾よりも合成効果は大きく恥骨結合部の負荷からは4 cm巾の方が有効である。

c. 旁子宮部合成斜振り照射

次に Ut (4 cm巾)の場合の合成を(図24), (30)に示す。この場合は単純振子に比し、先ず軸より背方の部分で負荷が減少し、背壁では50~60%以

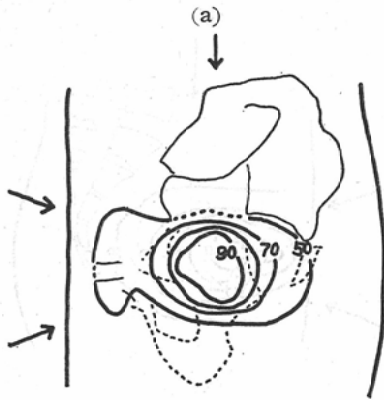


Fig. (30). Similar to Fig. (24)-(b). (a) Plane; P.  
(b) Plane; B<sub>0</sub>.

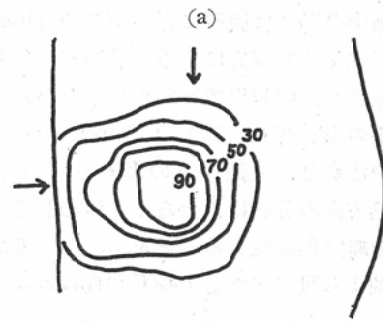
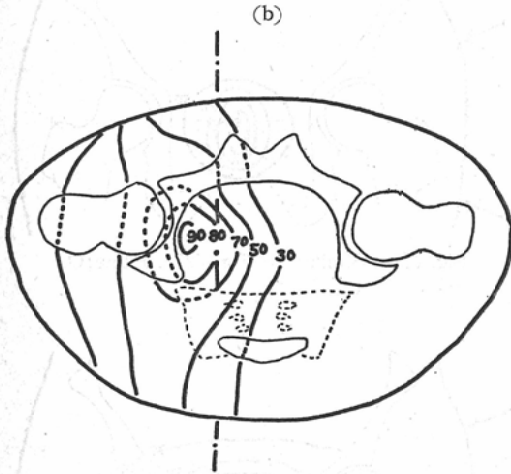


Fig. (31). X-ray simple arc isodose contours for bladder without pelvic bone. (Water alone) Axis field size: 4×8cm<sup>2</sup>. (a) Plane; S. (b) Plane; O.

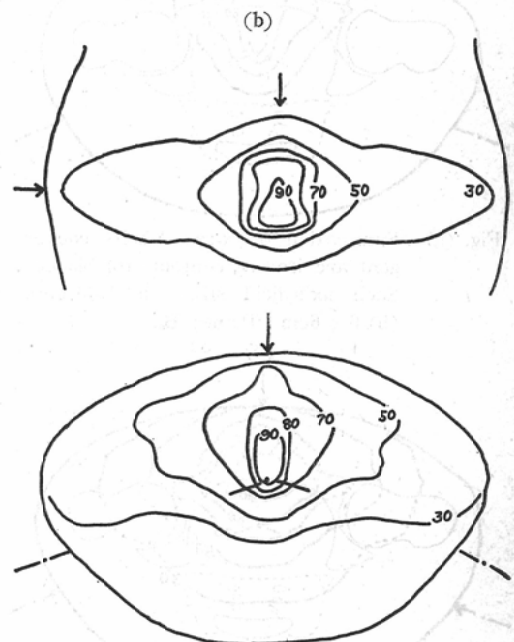


Fig. (32)-(a). Similar to Fig. (31). Plane; B<sub>0</sub>.

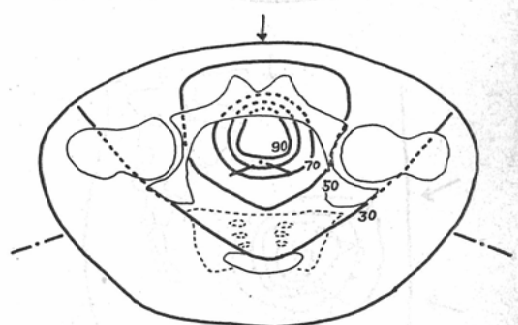


Fig. (32)-(b). <sup>137</sup>Cs  $\gamma$ -ray simple arc isodose contours for bladder. Axis field size: 4×8 cm<sup>2</sup>. Plane; B<sub>0</sub>.

下となる。次に軸より側方の部分でも線量負荷は軽減され、大腿骨頭は10~20%軽減される。頭尾方向では不変である。なおこの場合、合成のDmax点が単純のそれよりも1~2cm腹方に偏っている。

### 3. X線, 水 Phantom の場合

次に骨を外した水みの場合を図(32), (31)に示す。骨の無い他は図(20), (21), (22)の場合と全く同じ照射条件である。骨を外すとDmaxの2分割が起らない。そしてDmaxの位置は計算値とよく一致する。前腹壁の負荷は30~40%となり、図(34)に見るように合成斜振子や<sup>137</sup>Csの場合に近い等線量曲線となる。曲線の形は側方で骨のある場合と非常に異り、大腿骨頭相当位置では骨のある場合より大きく50%をやや上まわる。



4.  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$  線の場合

次に再び骨盤を取り付け、同じ fs, 振り角で Bl. について  $^{137}\text{Cs}$  による単純振り照射実験を試みた。図 (32), (33) にその線量分布を示す。前腹壁の負荷は30~40%, 大腿骨頭のそれは50%以下である。fs の長さ方向で曲線はやゝ広がるが、これは半影のためと思われる。これを除けば  $^{137}\text{Cs}$  の線量分布は上記の X 線で水 Phantom の場合に非常に近い。これは骨盤の影響が皆無に近いことを意味している。

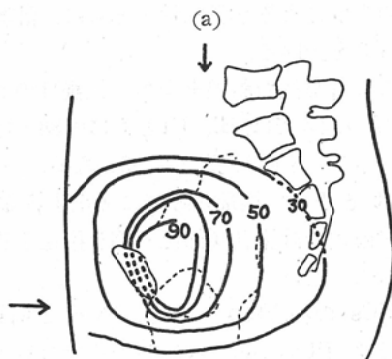
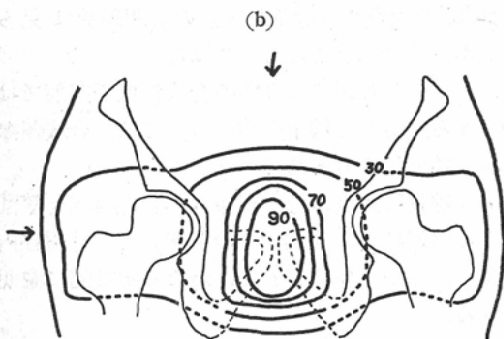


Fig. (33). Similar to Fig. (32)-(b). (a) Plane: S. (b) Plane: O.



5. 線量最大点の分割現象

次に Dmax の分割現象について、近似的に計算して見よう。上記の線量分布, Spechter<sup>32)</sup> 氏, あるいは Nielsen<sup>41)</sup> 氏らによると, 第2, 第3の Dmax は表面に近く, その両側を厚い骨層で囲まれた軟部組織内に生ずるのが常である。骨あるいは水からの側方散乱の状態を考慮してこの現象を厳密に数値計算することは困難であるが, 以下, Bl の fs 4 cm 巾の場合について, 振り面の正中線上での線量分布を近似的に計算して見

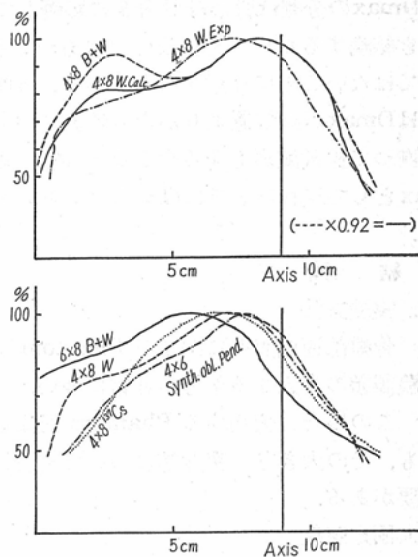


Fig. (34). Radial dose curves on the sagittal plane with varied arc therapy for bladder, including comparison between experimental and theoretical.

よう。図 (34) 参照。この線上の各点における 1 振り時の積算線量は、軸からの距離によって骨の影響が異なる。上に述べた通り (IV-B-1) 軸位置では骨を含む場合は水のみ場合の0.92倍の線量となる。従つて常に線束内に含まれる部分 (軸位置から  $\pm 2$  cm 巾の部分) では、近似的に水のみ場合の0.92倍の線量と考えることができる。その他の諸点, 特に前腹壁に近い部分は大体線束内に含まれる時間だけ照射され, これは主として腹背方向である。従つてこれらの点に対しては近似的にこの係数を 1.00 と見なしうるであろう。そして軸から遠い点ほどこの近似計算の妥当性は高まる。以上のように係数補正を行つて, 骨の影響を除外した曲線が図上の実線であつて, Dmax の 2 分割は不明瞭となり, 水 Phantom の場合に近い。水 Phantom の等線量曲線について逆算しても類似の結果が得られる。 $^{137}\text{Cs}$  や合成斜振子の場合 Dmax は分割せず, 逆に軟 X 線ほどこの分割現象が明瞭なことも容易に理解できる。また Dmax が分割した場合に第1の Dmax がやや背方に偏するのにもこれに関係するのであろう。fs 6 cm 巾の場合 Dmax の分割は見られないが、一

般にDmaxの分割は骨が線量分布に影響していることを結論するための充分条件ではあつても必要条件ではないことに注意すべきである。6cm巾の場合はDmaxが軸位置よりかなり離れており、腹方へ向つて線量減衰もゆるやかなため、第2のDmaxとして現れるまでには至らないものと思われる。

## V. 結 論

### A. 実験方法

1. 骨盤部運動照射に関する Phantom 実験では実験誤差の介入する部分が非常に多い。

2. この場合、使用する Phantom および骨盤標本も、その大きさ、密度等について充分検討する必要がある。

### B. 固定照射

1. 骨盤の吸収と散乱による深部量の減弱は200kVp X線 (HVL1.44mmCu) でも案外少く、<sup>137</sup>Cs  $\gamma$  線では皆無に近い。

2. 骨による減弱の最も大きい側方照射でのB+W/W比(骨盤を含む場合と含まない場合の深部量比)は、標準日本人について、照射野を平均(4×4cm<sup>2</sup>~10×10cm<sup>2</sup>以下同様)して、X線では0.94 (BI), 0.89 (Ut), <sup>137</sup>Cs ではそれぞれ0.99, 1.00である。

3. この比はX線の場合、旁子宮部の方が膀胱部よりやや小さい。

4. 以上のB+W/W比の実測値から、Wheatley 氏らの数表にたいする補正係数—骨盤による吸収と散乱—を求め、この数表と諸家の骨/水減弱係数比とから、骨盤腔内の任意の点にたいする深部量計算法を導いた。

### C. 瞬時線量率曲線

1. その連続記録において、X線でも<sup>137</sup>Csでも側方向で、骨盤の複雑な構造(部分的な密度差、厚薄)による曲線の小凹凸が現われる。

2. 膀胱部、旁子宮部ともこの凹凸は5~6を数えうる。

3. 凹凸の大きさは2~4%程度で、膀胱部の方が旁子宮部よりやや大きい。

4. <sup>137</sup>Cs では凸部が常に水の場合のレベルを越える。

### D. 組織係数 (Ft)

1. 軸位置における1振り平均のFtは標準日本人について、照射野を平均して、X線では0.94 (BI), 0.93 (Ut), <sup>137</sup>Cs ではそれぞれ、0.98および0.99である。

2. 同じく線量最大点のそれは、X線では0.94 (BI), 0.93 (Ut), <sup>137</sup>Csでは1.01および0.97である。

3. X線では、骨盤を含まなくとも、運動照射の計算値線量と実測値との差は10%後前となり、治療台の吸収による補正係数とともに、計算法の誤差はFtを上回る。

4. この計算法の誤差を含めた見掛けのFtはJohns 氏の数表ではBI, Utともに0.88となり、Plesch 氏の数表では同じく1.02となる。

5. Ftを用いて線量を厳密に補正する場合には、照射術式や計算点(部位)等を指定する必要がある。

6. <sup>137</sup>Cs の場合はもちろん、X線でも臨床の実際上ではFt=1.00とみなしうるのであろう。

### E. 等線量曲線

1. 骨盤部X線振り照射において、HVL1.44mmCuの線質でも線量最大点の分割現象は見られるが、それは著明なものではない。

2. この分割現象は2門の合成斜振り照射では消失する。そして線量分布については、合成斜振りが単純振りより優れている。

3. 線量最大点の分割現象は、骨の吸収と散乱による照射線量の変化(骨の影響)が、骨盤腔内の各点において異なることで、かなり定量的に説明できる。

4. <sup>137</sup>Cs  $\gamma$  線の場合は、骨盤を含んでいてもX線の水 Phantom の場合と略等しい等線量曲線が得られる。

5. <sup>137</sup>Cs 装置でも現在の多段(7枚)絞り方式によれば、最小絞りでX線の4cm巾程度に相当する線量分布がられる。従つて線量分布に関する限り、<sup>137</sup>Cs  $\gamma$  線は骨盤部運動照射に不相当ではない。

本論文の要旨は第19回(1960年7月)、第20回(1961年4月)、第21回(1962年4月)日本医学放射線学会誌

会, 第1回同中四国一関西一九州合同部会(1961年10月), および第48回(1960年4月), 第49回(1961年5月)日本泌尿器科学会総会において口演した。

本研究は研究費の一部を文部省科学研究費によつて賄つた。ここに謝意を表わす。

稿を終えるに当り, 立入弘教授ならびに吉井義一講師の御指導, 御高聞に厚く御礼を申し上げるとともに, 技術面における東芝玉川工場技術部の御協力に深い感謝の意を表わす。

#### 参考文献

- 1) Balz, G. et al.: Strahlenther., 97, 382, 1955. —2) Breit, A. u. H.L. Keller: Strahlenther., 110, 83, 1959. —3) Cederlund, J. et al.: Acta Rad., 41, 473, 1954. —4) Cohen, M.: Brit. J. Rad., 28, 669, 1955. —5) Fowler, J.F. & F.T. Farmer: Brit. J. Rad., 30, 653, 1957. —6) Fowler, J.F.: Brit. J. Rad., 31, 290, 1958. —7) Grashey, R. u. R. Birkner: Atlas typ. R6. v. norm. Menschen., p. 58, 1953. —8) Gray, H.: Anatomy of the human body, p. 66, 1953. —9) Györgyi, G. u. L. Bozóky: Fortschr. Röntg., 94, 667, 1961. —10) Haas, L.L. & G. H. Sandberg: Brit. J. Rad., 30, 19, 1957. —11) Hine, G.J. & G.L. Brownell: Radiation Dosimetry, p. 191, p. 506, 1956. —12) 伊藤岳郎: アイソトープ測定技術 p. 132, 1960. —13) Jacobson, L.E. & I. Knauer: Radiology, 66, 70, 1956. —14) Krokowski, E.: Fortschr. Röntg., 91, 76, 1956. —15) Kuttig, H. u. H.J. Frischberger:

- Strahlenther., 112, 251, 1960. —16) Maurer, H.-J.: Strahlenther., 97, 133, 1955. —17) Maurer, H.-J.: Strahlenther., 101, 552, 1956. —18) Meredith, W.J.: Brit. J. Rad., 24, 369, 1951. —19) 二村領次郎: 近世解剖学, 上巻, p. 103, 1940. —20) 宮川正他: 日医放誌, 14, 516, 1954. —21) 森於菟: 解剖学(1), p. 181, 1958. —22) 森川進他: 日放技誌, 14, 193, 1959. —23) 森川進他: 日放技誌, 16: 1, 19, 1960. —24) Nahon, J.R.: Radiology, 64, 392, 1955. —25) Nahon, J.R.: Radiology, 69, 255, 1957. —26) 中村実他: 日放技誌, 18: 1, 12, 1962. —27) NBS Handbook, 78, p. 10, p. 21, 1958. —28) O'Conner, J.E.: Brit. J. Rad., 29, 663, 1956. —29) Rauber-Kopsch: Lehrbuch u. Atlas d. Anat. d. Mensch. Bd., 1, p. 106, 1955. —30) Schumacher, W. u. G. Baerwolf: Strahlenther., 99, 63, 1956. —31) Siemens, Pendelgerät 附表: —32) Spechter, H.J.: Strahlenther., 102, 229. u. 629, 1957. —33) Spiegler, G. u. B.E. Keane: Fortschr. Röntg., 94, 662, 1961. —34) Spiers, F.W.: Brit. J. Rad., 19, 52, 1946. —35) 立入弘他: 東芝レビュー, 14, 1046, 1959. —36) Tachiri, H. et al.: Urol. Int., 12, 111, 1961. —37) Trübstein, H.: Strahlenther., 111, 122, 1960. —38) 梅垣洋一郎: 日医放誌, 14, 193, 1959. —39) Vogel, G.: Strahlenther., 87, 195, 1952. —40) Wachsmann, F.: Strahlenther., 87, 253, 1952. —41) Wachsmann, F. u. G. Barth: Die Bewegungsbestrahlung, 2 Aufl., p. 64, 1959. —42) Wheatley, B.M.: Brit. J. Rad., 28, 566, 1955.