OUKA
The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	コバルト60大量遠隔照射時の病巣線量について
Author(s)	小野山, 靖人
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1960, 20(4), p. 763-789
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16103
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

コバルト 60 大量遠隔照射時の病巣線量について

京都大学医学部放射線医学教室（主任　福田正教授）
助手　小野山靖人

（昭和35年3月16日受付）

第1章　緒　言

近時，悪性腫瘍の治療に高エネルギー放射線が広く使用され，しかも運動照射法によつて，与えうる病巣線量が増大する一方，従来治療の限界を決定する重要な因子であつた皮膚変化は，殆どその意義を失つた．病巣部及び周囲諸臓器の変化は，直接見ることができない場合が多いので，病巣線量をより正確に知る事がきわめて重要となつた．このためには，病巣部の位置を知る事が第一に必要であり，一般には病巣線量を直接測定できない場合が多いので，いかにして線量を計測するかが第二の問題である．勿論，治療効果を論ずるには，病巣部での吸収線量が第一義的であるが，これはレントゲン量による線量分布から計算可能である[1]．

病巣線量計算にあたつて従来使用されてきた深部百分率は，充分な散乱附加を得るだけの大きさをもつた，しかも普通は水と云う単一相ファントームについての値であり，これを有限の大きさでしかも肺，骨その他水と等価でない不均質相からなる人体にそのまゝ適用する事はできない．骨の吸収の差が比較的少ない Co^{60} の γ線においても[2)3)]，殊に胸部では肺と云う低密度物質の影響は無視できない．不均質物質内の線量については，Spiers[4)] が実効原子番号から計算した吸収係数によつて理論的研究の端緒をつけたが，その他種々の方法が発表されており，ほゞ次の三種に大別される．

1.　内部構造各々の厚さに対して吸収係数から理論的に計算する方法[4)]．

2.　死体又は不均質ファントームについての実験によつて補正項を求める方法[5)6)7)]．

3.　通過線量，射出口線量の測定により補正する方法[8)9)10)11)12)13)14)]．

この内1は人体内部構造を正確に知る必要があり生体について計算する事は容易でなく，2は平均的な補正項を得られるが，Nahon Naidorf[15)] によれば，同じ胸部でも通過線量の面からだけでもきわめて個人差が大きく，実験によつて得た補正項を一率に使用できない．従つて，通過線量測定が最も実用的であるが，従来発表されている方法の大部分は，これによつて吸収についての補正を行うのみで，不均質被照射体内での散乱線の態度をも考慮した研究は Burlin[14)] のそれがみられるにすぎない．そこで，この方法をより臨床的実際面に近い条件で追求し，吸収及び散乱を含めた不均質被照射体内での線量計算法について検討を加えた．

通過線量測定には，市販の線量計を特別な散乱線除去装置なしに使用したので，先づ測定法自体の適合性について基礎的実験を行つた．次に実験に主として使用した材料についての減弱曲線，深部百分率等を測定し，更に均質被照射体廻転照射時の線量計算法についても検討した．最後に，不均質被照射体内の線量変化についての基礎的実験から，これを計算によつて求める方法を考究し，これによつて吸収及び散乱についての補正をした計算結果を，胸部ファントーム及び人体胸部において検討した．

第2章　実験方法

個々の実験における方法及び材料については各項目において述べ，こゝでは全般に使用したものの概略を述べるにとどめる．

第1項　γ線照射装置

島津二重回転型コバルト60治療装置（RT2000）
線源廻転中心間距離75cm，対向板距離 145.5cm
線源：2cm φ，コバルト60. 503Curie（1958. 7）.

濾過板： 0.5mm Cd.

出力：距離75cm， 照射野10×10cmで， 17.0r/min.（1958. 9）.

第2項 放射線量測定器

Philips Universal Dosemeter 電離槽 Type 37486

Victoreen Radocon 電離槽 Type 606

電離槽はいづれもγ線用で，壁は Co^{60} のγ線に対し二次電子平衡の条件にあつた．

第3項 被照射体

Ⅰ）水

30×20×20cmの木製水槽の一面に厚さ1mmのアクリライト板とし，これに常水をみたした．

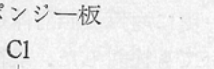
Ⅱ）メタアクリル酸メチル樹脂 （アクリライト）[16][17] $C_5H_8O_2$ 比重1.18～1.20

a）厚さ 0.1， 0.5， 1.0，2.0，3.0cm，大きさ30×30cmのアクリライト板

b）積層楕円柱ファストーム（第5図）

電離槽の形状に一致して，2枚のアクリライト板を切削し，これに電離槽を埋没しうるようにした．楕円柱ファントームでは，長径，短径及び45°方向に，電離槽を1cm宛移動せしめうるようにした．

Ⅲ）α Chloro-1,3 Butadiene（ネオプレン）単泡スポンジー板



—CH—C—CH—CH_2—比重0.33，厚さ 0.9cm.

Ⅳ）木蠟（比重0.98）

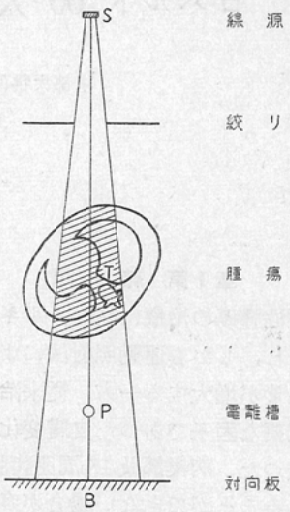
Ⅴ）子宮癌及び胸部悪性腫瘍患者

第3章 通過線量測定

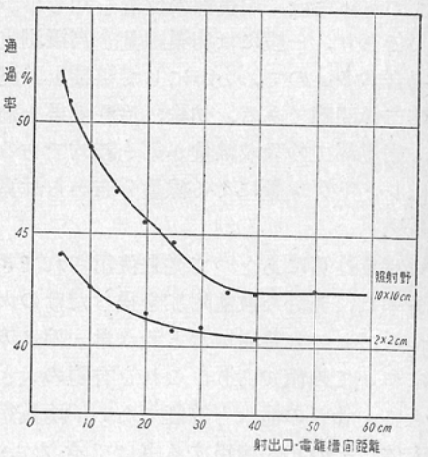
Co^{60} のγ線が患者を通過する際の減弱を知るために，患者に対して線源の反対側の一定点に電離槽をおいて通過線量を測定する場合，線量計の読みに影響を及ぼす諸因子について検討した．

第1図の如き構成で測定すると電離槽Pには，患者を通過した直接線の他，線束内にある患者の

第1図 通過線量測定



第2図 射出口，電離槽間距離と通過線量率

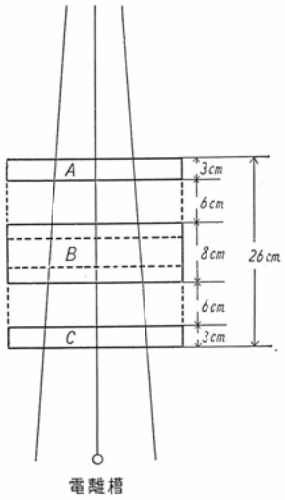


部分（斜線部）からの散乱線及び周囲からの散乱線が到達するので，主として次の諸因子が影響する．

i）患者の射出口と電離槽間距離
ii）照射野の大きさ
iii）内部における高密度物質の相対的位置
iv）対向板と電離槽の距離
v）患者の実効的厚さ

通過線量測定によつて求めたいのは v）であるので，i）～iv）が実際の測定にあたつてどの程度影響するかを検討した．

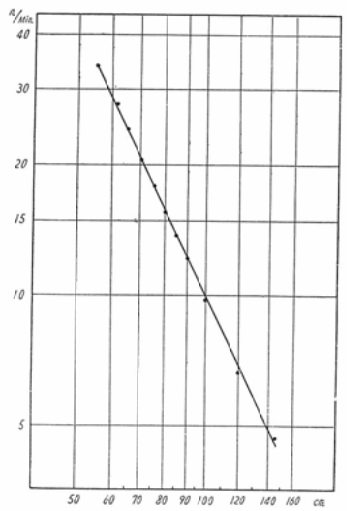
第3図　被照射体の非対称性



第1表　被照射体の非対称性と通過線量率

	通過線量率	
	射出口—電離槽間13cmの場合　%	射出口—電離槽間30cmの場合　%
BがAに密着した場合	41.0 (0.96)	37.7 (1.00)
Bが中央にある場合	42.6 (1.00)	37.7 (1.00)
BがCに密着した場合	44.3 (1.04)	38.6 (1.02)

第4図　線源からの距離と空中線量（照射野10×10cm）



第1項　実験方法及び結果

Ⅰ）射出口電離槽間距離及び照射野の大きさと通過線量率

（実験方法）厚さ12cmのアクリライトを線源から75cmの距離におき，2×2cm及び10×10cmの照射野で，射出口と電離槽間の距離を変えて通過線量を測定し，同じ点での空中線量をも測定して通過線量率を求めた．

（結果）通過線量率を射出口電離槽間距離に対してとると第2図の如くで，距離10cm以内では距離と共に急激な減少を示し，30～40cm以後は実際上殆ど変化がみられなかつた．照射野が大なる程通過線量率が高く，又射出口近傍における変化も急激であつた．

Ⅱ）被照射体内の散乱体非対稱性と通過線量

（実験方法）計14cmのアクリライトを，A3cm，B8cm，C3cmの三ブロックに分け，これを第3図の如く配置して空隙をつくり，Bがこの空隙の中央にある場合と上下いづれかに密着した場合の通過線量を，射出口電離槽問題13cm及び30cmで測定した．なお照射野は75cmで10×10cmであつた．

（結果）各々の場合の通過線量率は第1表の如くで，高密度物質がフアントーム内で出口に近く存在すると通過線量率が高くなり，これは射出口電離槽間が近い程著明であつた．

Ⅲ）対向板からの背後散乱

（実験方法）線源から種々なる距離で空中線量を測定し，これが距離逆自乗則に合致するか否かを検討した．照射野は10×10cmで，対向板から約2cmはなれた点まで測定した．

（結果）第4図の如く線源から50cm～145.5cmの間で距離逆自乗則によく一致したが，対向板のごく近くではやゝ高くなつた．

第2項　小括及び考案

Ⅰ）射出口電離槽間距離について

患者を通過してくる線束には，直接線以外に散乱線の混入があるため通過線量測定が複雑になる．Co^{60} のγ線は実用上ほゞ単色と考えられるが，照射装置から出る放射線は，線源，絞りその他からの散乱線を含み，Cormack[18] によれば線源からの散乱線が全体の16.6%もあり，内1回散乱によるものが80cmの距離においてなお，12.9%

あると云われる．又 Co^{60} γ 線の減弱は，主として Compton 効果によるもので，このエネルギー領域では小角散乱の differential cross section が大きく，かつそのエネルギーも高いので散乱線の混入を免かれる事は容易でない[19]．患者からの散乱線を除くために射出口電離槽間を70cm以上離したり[20]，特別の散乱線除去装置も使用されている[13)14)21)22)]．又廻転治療時の通過線量を連続的に記録する装置も考案されているが[13)23)]，こゝでは市販のγ線用電離槽をそのまゝ使用した．又RT 2000の構造及び出力からみて距離を余り大きくすることもできなかつた．しかし，測定時の照射野が一定で，距離が30～40cm以上離れていれば，通過線量率は殆ど変化せず，従つて多少距離が変化しても散乱線の混入状態には著変がないものと考えられる．

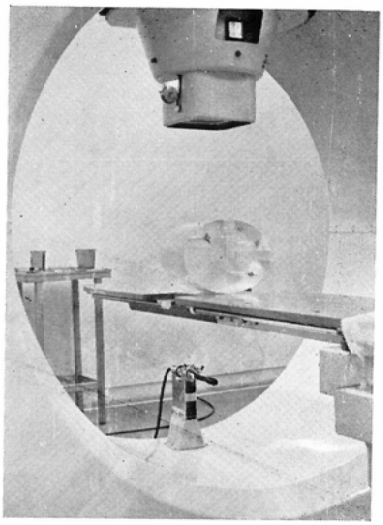
Ⅱ）不均質被照射体内の密度分布について

Jacobson Knauer[24)] は Press wood とコルクからなる胸部ファントームで，病巣線量と射出口線量との関係を実測し，低密度物質が射入部に近いか射出部に近いかによつて射出口線量が変化するところから，ファントーム内に非対称性があると通過線量は病巣線量の指標にならないと述べている．我々の実験においても，高密度物質が出口側に集つていると電離槽に達する散乱線量が多くなるため，通過線量率が高くなる傾向を示したが，この場合の低密度物質は空気であり又その配列も両極端であるので，人体胸部での測定では，30cm以上はなせば実際上内部の非対称性による誤差は無視し得るものと考えられる．

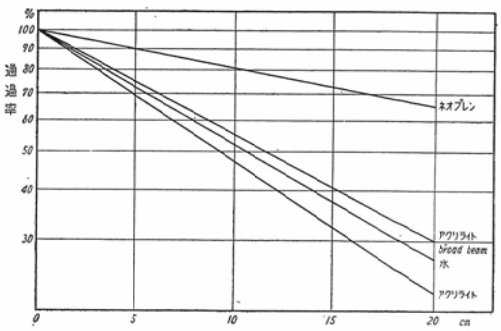
Ⅲ）対向板からの背後散乱について

Co^{60} 廻転治療装置には Counter Weight があり，これからの背後散乱が混入する．これに対して電離槽を背後からも或る程度離すか[9)]，Presswood に埋めはじめからこれを含めて測定するなどの方法もある[10)]．これについて，各距離における空中線量が，逆自乗則に適合するか否かの面から検討したが，対向板から数cm以内をのぞいてよく合致した．これについては，高橋[25)]も同様の結果を得ており，対向板から数cm以上はなれておれば，実用上背後散乱を考慮する必要はない．

第5図 照射装置，ファントーム及び線量計の配置



第6図 Co^{60} γ 線減弱曲線



第2表 全吸収係数

	アクリライト $\rho = 1.2$	ネオプレン単泡スポンジー $\rho = 0.33$	水 Johns 1952
線吸収係数 cm^{-1}	0.077	0.020	0.066
質量吸収係数 cm^2/g	0.064	0.061	0.066

第3項 結 論

通過線量測定に際し，市販の電離槽をそのまゝ使用しても，照射野が一定で，射出口から30～40cm離れておれば，定常性の値が得られる．従つてRT2000の対向板上，25cmに第5図のごとく電離

槽を固定して測定した．廻転照射時には，一定の角度毎に患者のある場合と治療台のみの場合に測定して，通過線量率を求めた．廻転中心は線源から75cmであるので，射出口電離槽間は30～40cmで，この10cmの変動は実際上通過線量率に影響しなかつた．

第4章　減弱曲線　吸収係数及び実効的厚さ

通過線量測定によつて得られる通過率から，人体の実効的厚みを求めるため，フアントームとして使用したアクリライト及びネオプレンの Co^{60} γ線に対する減弱を測定した．先ず narrow beam での測定で total absorption coefficient を求め，これを従来発表されている水の値と比較し，ついで実際に治療に使用する照射野での実効吸収係数を実験的に求めた．この値を使用して，アクリライト楕円柱フアントームでの通過線量からその大きさを計算し，実測値と比較して本法の精度を検討した．

第1項　実験方法及び結果

Ⅰ）減弱曲線及び吸収曲線

（実験方法）narrow beam の条件として，線源から70cmでの照射野を 1.9× 1.9cmとし，こゝから線源に向つてアクリライト及びネオプレン薄板を積層し，前章の実験結果により電離槽と吸収体射出口とを50cm離して通過線量を測定した．broad beamの条件としては，同じく70cmでの照射野を13.5×13.5cmとし，射出口電離槽間を15cmとした．

（結果）実験によつて得た減弱曲線は第6図の如くであつた．なお水の減弱曲線は，正確な測定が困難であつたので Johns[26] の値によつた．アクライト及びネオプレンの narrow beam の減弱曲線は，ほゞ原点を通る指数曲線となつた．アクリライトの第1半價層 9.0cm，ネオプレンの85%層 8.1cmから吸収係数を計算すると第2表の如くであつた．

アクリライトの broad beam の減弱曲線は，約半價層11cm位まで，指数曲線からはなれて上に凸となるが，それ以後ほゞ指数曲線に一致する．

Ⅱ）各照射野における実効吸収係数

第3表　実効吸収係数

照射野（75mでの）	実効吸収係数 cm^{-1}
12×12	0.065
10×10	0.067
8× 8	0.069
6× 6	0.071

第4表　通過線量率から計算した厚さと実測の厚さ

通過方向（時計廻り）	実測の厚さ cm	照射野 10×10cm 通過率 %	照射野 10×10cm 計算の厚さcm	照射野 6× 6cm 通過率 %	照射野 6× 6cm 計算の厚さcm
0°	22.0	23.0	21.5	21.0	22.0
30°	23.5	21.3	23.1	19.1	23.3
60°	27.5	15.6	27.7	14.3	27.4
90°	30.0	13.0	30.4	11.7	30.2
120°	27.5	15.4	27.9	14.3	27.4
150°	23.5	21.7	22.9	18.7	23.6

（実験方法）通過線量測定が，射出口電離槽間距離30cmで行われるので，これを同じ条件とし，又廻転照射時には，射入口照射野が大きさを変ずるので75cmにおける照射野を基準とした．更にアクリライトの約半價層10cmで積層した上面が線源から75cmになるようにして，半價層の前後で 0.5 cmごとに通過線量を測定して，実効吸収係数を求めた．

（結果）この条件での各照射野の実効吸収係数は，第3表の如くであつた．

Ⅲ）アクリライト楕円柱フアントームの厚さの測定

（実験方法）22×30cmアクリライト楕円柱フアントームの中心を廻転中心に一致させて治療台上におき，電離槽を対向板上25cmに固定し，75cmにおける照射野10×10cmと 6 × 6 cmで廻転照射を行つた．第5図．その間，30° 毎に通過線量を測定し，これに前項の実効吸収係数を適用して厚さを計算した．

（結果）第4表の如くで，実測値と計算値は実験誤差の範囲でよく一致した．

第2項　小括及び考案

Ⅰ）narrow beam の減弱曲線について

Co^{60} γ 線のエネルギー域における減弱は，主

として Compton 効果によるものであり，その内真の吸収 σ_a と散乱による減弱 σ_s がほゞ等價である．narrow beam で減弱を測定すると，散乱によつて線束外に失われ，電離槽に到達しなくなるための減弱が，相当の割合をしめる．

total linear absorption coefficient を求めるには，電離槽に達する散乱線を無視できる程度にするため，線束を細く，吸収体電離槽間を遠くした所謂 "good geometry" での測定が必要である．前章で述べた如く，高エネルギーになる程小角散乱が多いので，この条件を充たすことが困難となり，又RT2000では構造上距離を充分に大きくする事ができなかつた．しかし，通過線量率が一定となる50cmをとり，又吸収体の射出口と電離槽間の距離を一定としたので多少散乱線の混入があるとしてもその確率は一定となる．又吸収体による線質の変化が線量計の読みに影響を与える事も考えられるが，この場合電離槽に達し得る小角散乱線ではエネルギー減少が少ないこと，及び空気の真の吸収係数が 100～2000Kevの間で殆ど変化しないことからこの効果は無視できる．このようにして測定した narrow beam の減弱曲線は，いづれもほゞ指数曲線に一致し，このことからも測定がほゞ good geometry であつたと考えられる．

Compton 散乱は，専ら電子密度に支配されるが，アクリライトでは$3.9\times10^{23}/cm^3$，水では$3.34\times10^{23}/cm^3$ で[17]，その比 1.165は両者の線吸収係数の比と一致した．更に 1.2Mevあたりでの電子あたりの散乱の cross section $_e\sigma_t$ 20×10^{-26} $cm^2/electron$[19] から計算するとアクリライトの total linear absorption coefficient は，0.078 cm^{-1}となり実験値とよく一致する．

又 total mass absorption coefficient は，水 0.066，アクリライト 0.064，ネオプレン 0.061 と互に近似し，減弱に関するかぎりこの三者は密度の補正を行えば，等價である．実験に肺の代用として使用したネオプレン単泡スポンジーは，比重0.33，線吸収係数 0.020cm^{-1} で，Jacobson Knauer[2] が剔出肺で実測した値，0.32～45，0.020cm^{-}とよく一致し，肺代用として適当である．

Ⅱ）broad beam の減弱曲線について

broad beam の減弱曲線は，吸収体からの散乱線の混入のため一見線質が硬くなつたようになり，しかもその始めの部分は指数曲線からはずれて上に凸となる．これは，吸収体の厚さとともにこれからの散乱が増加するためである．他方吸収体内で減弱される率も高くなり，殊に射出口電離槽間距離が一定であるので，ある程度の厚さになると通過してくる線の中で散乱線のしめる割合が一定となり，それ以上では指数曲線となる．

Failla[27]はこれを散乱線に対するequillibrium thickness と呼んでおり，Evans[28] はコンクリートでこれを約1半價層まで認めている．アクリライトでも，これと同じく約1價層，約11～12cmまでが指数曲線からはなれており，アクリライト内での Co^{60} γ 線の散乱は，ほゞこの厚さで平衡状態に達するものと考えられる．

Ⅲ）実効吸収係数と通過線量による厚さの推定について

散乱線を除去して通過線量を測定すれば，吸収係数として単一の線吸収係数を使用でき，O′Connor は治療時と無関係に一定の小照射野で通過線量を測定しているが，前章の検討により治療時そのまゝの照射野で，かつ各照射野に適合した実効吸収係数を使用して厚さの推定を行つた．アクリライトファントームで実験結果からみて，この方法は実際上充分な精度を有しており，これを患者に適用すれば，アクリライトとしての実効的厚さを求めることができる．

実効的厚さから実効的輪廓を求めるには，実効半径が必要である．被照射体が均質であれば，実効的厚さを実半径に比例して分ければよいが，不均質でかつその分布が非対称である場合はこれを考慮する必要がある．廻転横断撮影等によつてある程度の補正はできるが[12]，実際上内部構造を正確に知る事は困難である．Pfalzner[20] によれば，実効的厚さ20cm以内では，非対称性が高度でも 360° 廻転照射であれば中心線量に及ぼす影響は3％以下であるので，不均質の場合にも実半径によつて案分比例することとした．

第3項 結 論

第5表　深部百分率

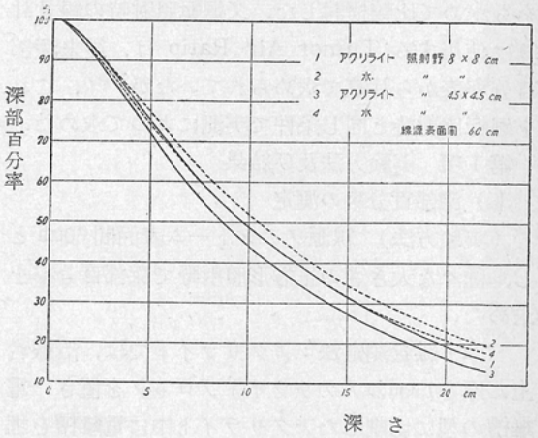
線源表面間　60cm

深さcm ＼ 照射野	アクリライト				水	
	10×10 cm %	8× 8 cm %	6.4× 6.4cm %	4.5× 4.5cm %	8× 8 cm %	4.5× 4.5cm %
.5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
1	98.5	98.3	98.0	97.4	98.3	98.1
2	94.4	93.5	92.6	91.6	93.5	92.5
3	88.6	87.7	86.6	85.3	88.0	86.3
4	82.6	81.0	80.0	78.4	82.6	80.1
5	77.2	75.0	73.8	71.7	76.8	74.0
6	70.8	68.9	67.5	65.4	71.3	68.4
7	65.3	63.5	61.8	59.5	66.0	63.0
8	60.3	58.4	56.7	54.2	61.0	58.0
9	55.4	53.5	51.8	49.3	56.3	53.3
10	51.2	49.2	47.4	45.1	52.3	49.0
11	47.1	45.4	43.5	41.0	48.4	45.2
12	43.4	41.6	39.8	37.2	44.5	41.4
13	40.0	38.2	36.4	33.9	41.0	38.1
14	36.8	35.1	33.4	30.9	37.8	35.0
15	33.5	32.0	30.2	27.9	34.7	32.2
16	30.6	29.1	27.4	25.2	32.0	29.6
17	28.0	26.5	24.9	22.8	29.5	27.2
18	25.6	24.2	22.7	20.7	27.2	25.1
19	23.4	22.0	20.6	18.8	25.1	23.1
20	21.5	20.1	18.8	17.0	23.1	21.4
21	19.7	18.2	17.1	15.4	21.4	19.6
22	18.0	16.7	15.6	13.9	19.7	18.1
23	16.5	15.2	14.2	12.6	17.7	16.7
24	15.1	13.9	12.9	11.5	16.8	15.4
25	13.8	12.7	11.7	10.4	15.6	14.2
26	12.7	11.6	10.7	9.5		
27	11.7	10.6	9.8	8.6		
28	10.7	9.7	8.9	7.8		
29	9.8	8.8	8.1	7.0		
30	9.0	8.1	7.4	6.4		

Co^{60} γ線の吸収係数からみると，アクリライト，ネオプレン単泡スポンジー及び水は，密度の差のみ補正すれば等價と考えられる．又Co^{60} γ線は，アクリライト約11～12cmで散亂線の平衡狀態が成立する．

各照射野に適合した実効吸収係数を使用すれば，市販の電離槽をそのまゝ使用して測定した通過線量から，充分な精度でアクリライトフアントームの厚さを推定することができる．

第7図　水及びアクリライトの深部量曲線



第6表　アクリライト内 Tumor Air Ratio

距離　75cm

深さ cm ＼ 照射野	4× 4 cm %	6× 6 cm %	8× 8 cm %	10×10 cm %	12×12 cm %
1.5	101.2	102.5	103.0	103.4	104.1
2	99.2	100.5	101.4	102.0	102.7
3	95.0	96.8	97.8	98.3	99.8
4	90.3	92.5	93.7	94.5	96.1
5	85.0	87.9	89.4	90.5	92.0
6	80.5	83.1	85.0	86.5	88.0
7	75.2	77.8	80.2	81.9	84.0
8	70.0	72.5	75.5	77.5	80.0
9	65.2	68.0	70.9	73.1	75.6
10	60.7	63.6	66.7	68.9	71.8
11	56.7	59.6	62.9	65.1	68.0
12	53.4	55.8	59.3	61.5	64.5
13	49.9	52.3	55.7	58.0	61.3
14	46.5	49.1	52.3	54.7	58.2
15	43.3	45.8	49.0	51.4	54.8
16	40.3	42.8	45.9	48.3	51.5
17	37.6	40.0	43.0	45.3	48.4
18	34.8	37.2	40.1	42.3	45.4
19	32.3	34.6	37.5	39.5	42.6
20	30.1	32.2	35.1	36.9	40.0
21	28.1	30.0	32.7	34.5	37.5
22	26.1	28.0	30.5	32.5	35.0

第5章　水及びアクリライト内深部百分率測定

線量分布その他の実験において，主としてアクリライトをフアントームとして使用したので，Co^{60} γ線のアクリライトにおける深部百分率を実測して，その特性を考究した．更に従来，人体フ

アントームとして使用されてきた水の深部百分率をも求めて比較検討した．又廻転照射時の線量計算に使用する Tumor Air Ratio は，従来深部百分率表から計算で求められていたが[29)30)]，これを廻転照射時と同じ条件で実測によつて求めた．

第1項 実験方法及び結果

Ⅰ）深部百分率の測定

（実験方法） 線源フアントーム表面間 60cm とし，種々な大きさの正方形照射野で深部百分率を求めた．

a）線量測定法：アクリライトでは，治療台上に厚さ15cmのアクリライトブロックを置き，電離槽の型に切削したアクリライト中に電離槽を埋没した．ついでその上に，アクリライト板を積層しつゝ治療台を下降せしめて，線源フアントーム間を60cmに保つた．水では，木製水槽内で電離槽を1cm宛移動して測定した．

b）百分率計算法：Co^{60} γ 線では通常二次電子平衡の得られる水で 0.5cmの深さを 100%として，深部百分率をあらわす．従つて Dixon[31)] の方法により，アクリライトでは線源電離槽中心間60cmで半分埋没した状態の線量に，0.5cmに対する距離逆自乗則の補正を施した値を 100% とし，水では同じく61cmでの線量を補正して 100% として，深部百分率を計算した．

（結果）距離60cmにおける水及びアクリライトの，各照射野における深部百分率は，第5表の如くであつた．8×8cm，4.5×4.5cmの深部量曲線は，第7図の如くで，表面近くでは，実線のアクリライト，破線の水の間に殆ど差を認めないが，深部になるにつれて，アクリライトの方が低い値となつて両曲線が離れ，かつ照射野の小さい方が差が大きい．

Ⅱ）アクリライト内 Tumor Air Ratio

（実験方法）γ線用電離槽を，線源から75cmの回転中心において空中線量を測定し，この位置に固定したまゝその下に15cmのアクリライトブロックをおいて電離槽を埋没した．ついで，線源側にアクリライト板を積層して線量を測定し，75cmの空中線量を 100%として，各深さにおける百分率，即ち Tumor Air Ratio を計算した．

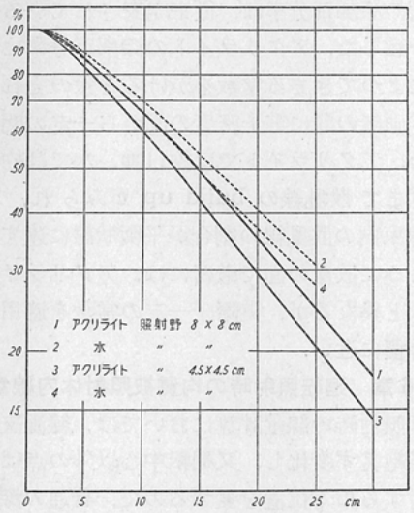
（結果）各照射野における Tumor Air Ratio は第6表の如くであつた．

第2項 小括及び考案

Ⅰ）深部百分率の測定

Co^{60} γ 線のような高エネルギー光量子が物質に作用した場合，二次電子の大部分は前方に向うため，これら電子の平均飛程に相当する深さではじめて線量の最大値に達する．深部百分率は，最大線量に対する深部線量の比であるから，この値を正確に求める必要があり，このためには外挿電離槽を使用しなければならない．この際 Co^{60} γ照射装置からは，γ線以外に電子線の混入があり，絞り面に近接するとγ線の特性が失われる．Johns[26)] によれば，絞り面から15cm以上はなれると，build up ratio は Lucite の 0.4～0.6cm で最大に達するといわれ，通常 0.5cmにおける線量を 100%としている．実験に使用した電離槽は，Co^{60} γ線に対して充分の厚さの壁を有していたが，直径が大きく，表面近くにおける細かい線量の変化を測定出来なかつた．そこでDixon[31)] の方法により近似的に，アクリライトの場合，電離槽中心をフアントーム表面に一致せしめた場合の線量に，0.5cmに対する距離逆自乗則の補正のみを加えた値を 0.5cmの深さにおける線量と考えたが，実際には後述の如く表面近くでは，散乱線の build up があるので 0.5cmの真の線量は，計算値よりも大きい．又水の場合は，深さ1cmの線量に距離の補正を加えて 0.5cmの深さでの線量を求めたが，この場合は逆に真の値は計算値より低い．従つて計算による 0.5cmの線量を 100%とした深部百分率は，アクリライトではやゝ高く，水ではやゝ低くなるはずである．しかし，10×10cmの照射野で電離槽中心まで60cm，即ちフアントーム表面に一致せしめた場合の線量を 100%とすると，深さ1cmの点では96.9%となり，同じ1cmの間での距離逆自乗則による減弱は96.8%である．即ち表面から1cmの間の線量の変化は，距離逆自乗則による変化と殆ど差をみとめず，実際上この近似法による誤差は無視しうる．

第8図　距離自乗則補正深部量曲線



このようにして得た水の深部百分率を，従来発表されている値と比較すると，Dixon[31] の正方形照射野での値ときわめてよく一致し，Johns[26] の円形照射野のそれと比較すると約2％高いが，実際上よく一致している．

Ⅱ）アクリライト内の深部百分率

水及びアクリライトの深部量曲線において，同じ百分率になる深さの比をとると，5cm以上の深さでは，同じ照射野であればほゞ一定となり，8×8cmでは 1.077± 0.004，4.5× 4.5cmでは 1.112±0.007である．即ち5cmより深い点では，アクリライトの深部線量に常数をかければ水の百分率に一致し，その常数は照射野が大きい程小さい．これは，照射野の増大につれておこる散乱附加の飽和する照射野が，水とアクリライトで違つているためと考えられる．

他方，アクリライトと水の線吸収係数の比は，両者の電子密度の比 1.165に等しかつたが，散乱附加のある深部百分率では比がこの値より小さい．これは，1cmあたりの減弱はアクリライトの方が大きいが，アクリライトの方が電子密度が大きいため散乱附加が多く，従つて吸収係数の比よりも差が小さくなると考えられる[17]．

Ⅲ）距離逆自乗則の補正を施した深部量曲線

実測によつて得たアクリライト及び水の深部百分率を，距離60.5cmを基準として，距離逆自乗則による減弱について補正し，その対数を深さに対してと第8図の如く，はじめ上に凸な曲線をえがくが，ある深さ以後ほとんど直線になる．この直線を逆に延長して 100%を切る深さを a，直線部の勾配を $\bar{\mu}$ とすると，直線部は，深さx に対して

$$e^{-\bar{\mu}(x-a)}$$

なる指数函数であらわされる[32]．即ち，ある深さ以後の深部百分率においては，距離による減弱と，吸収散乱による減弱を各々獨立に考えることができ，後者がこの部分では深さに無関係に一定で，$\bar{\mu}$ なる実効吸収係数であらわされる．$\bar{\mu}$ は，真の吸収係数と散乱による減弱係数とからなるが，散乱線の一部が線束内に残るので，後者は totol linear absorption coefficientの中の σ_s より小さい $\bar{\sigma}_s$ となる．Marnelli Quimby[33] によれば，真の吸収係数は1.50～0.07MeV の間でほゞ一定であるので $\bar{\sigma}_s$ も深さにかゝわらず一定となる．従つて，線束内における直接線に対する散乱線の割合が一定であると考えられる．

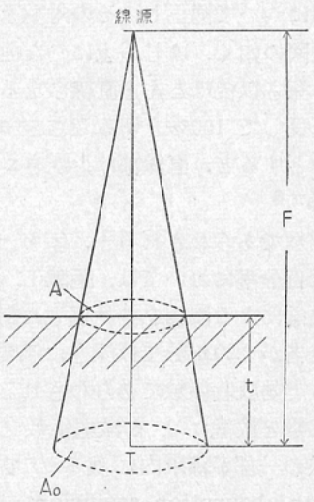
表面近くでは，散乱線の割合が深さに従つて次第に増加して行くために直線からはずれる．散乱線の build up は，はじめ急速に後ゆるやかに完成され，我々の実験ではアクリライトで約14cm，水で約10cmの深さで成立した．Johns[26] の水の深部百分率では 6 cmから直線となり，Dixon[31] のそれは11cmからと実験条件によつてこの深さは一定でない．他方アクリライトの broad beam の減弱曲線が約12cmまで指数函数からはずれたことからも，アクリライトで約14cmと云う値は，妥当であると考えられる．

なお，直線部の勾配から得た実効吸収係数 $\bar{\mu}$ は，第7表の如くで，射出口電離槽間30cmの場合

第7表　深部量曲線からえた実効吸収係数

照射野 cm	実効吸収係数 $\bar{\mu}$	
	アクリライト cm^{-1}	水 cm^{-1}
10×10	0.064	
8× 8	0.067	0.051
6.4× 6.4	0.069	
4.5× 4.5	0.074	0.057

第9図 Tumor-Air Ratio



の値より小さい.

Ⅳ) Tumor Air Ratio について

Tumor Air Ratio は，第9図のTにおける線量と，フアントームのないときの同じ点での空中線量の比として定義される．Johns[30] はこれを，深部線量表から計算によつて求めており，Tでの深部百分率をP%，フアントームの表面下0.5cmの点がうける線量と，同じ点での空中線量の比をBとすると，

$$\left(\frac{F}{F-t+0.5}\right)^2 \cdot B \cdot \frac{P}{100}$$

で与えられる．この際Pは，線源表面間距離F−t及び射入口面積Aの函数であり，この二つの因子はtによつて変化する．したがつて厳密には，種々な距離及び照射野についての深部百分率を知る必要があり，実際には，近似的に平均の距離について計算せざるを得ない[29]．これに反し，実験によつて得た Tumor Air Ratio は，はじめから廻転照射を目的として測定しており，tの増加にともなうAの減少をも含んでいるので，最も妥当なものである．

第3項 結 論

実験に使用できた線量計で，最も妥当と思われる方法で，水及びアクリライトの線源表面間60cmにおける深部百分率，線源廻転中心間75cmにおけるアクリライトの Tumor Air Ratio を測定した．水の深部百分率は，従来発表されている値とよく一致した．アクリライトの深部百分率に，照射野によつてきまる常数をかけると水のそれに一致し，両者の間に電子密度の面から一定の関係を認めた．アクリライトでは約14cm，水では約10cmの深さまで散乱線の build up がみられ，それ以後線束内の散乱線の割合が平衡状態に達する．このように散乱の面で厳密には，アクリライトは多少水と異なるが，実際上一定の常数を適用すれば，等價に近い．

第6章 廻転照射時の均質被照射体内線量

廻転照射時の線量計算においては，線源皮膚間距離が絶えず変化し，又廻転中心以外の点は，線束に対する相対位置を変ずるので，普通の深部線量表をその適用する事はできない．これについては Du Mensil[34] が，個々の点が線束内にある時間の差 Belichtungszeitunterschied の概念を導入して以来，種々なる計算法が発表されており，そのいづれも廻転横断面における幾つかの半径についての深部線量を平均することによつて，近似的に計算している．

その中，廻転中心の線量計算法は三大別され，いずれも実測値とかなりよく一致する．

a) 一定距離での深部線量表又は等量曲線を使用する方法[32)35)36)].

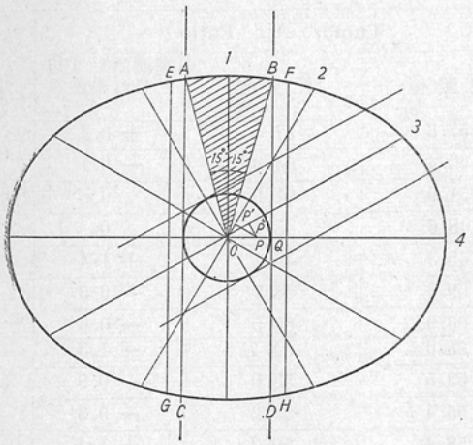
b) Tumor Air Ratioを使用する方法[29)30)37)].

c) 通過線量から求める方法[8)9)10)13)]

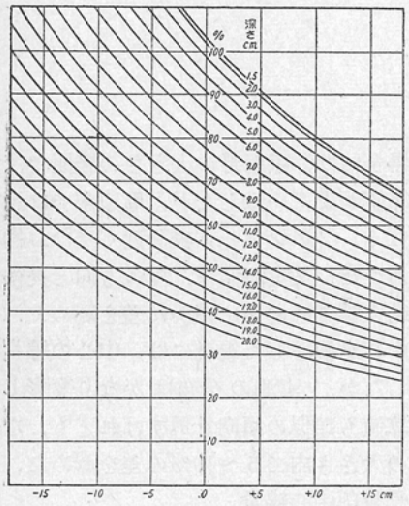
これに反し，廻転中心以外の点については，その点が線束中心線上にあるのは一廻転の間に2回だけであり，かつ側方散乱や半影の影響があるために，簡便で正確な計算法がない．多くは等量曲線を使用して計算しており，Quimby[29] はTumor Air Ratio に距離補正項を加えて計算しているが，この方法も周辺部では実測値とあまり一致しない．

これらの方法の中，Co^{60} では等量曲線がかなり flat であるので，Quimby[29] に準ずる計算法を使用し，これとアクリライトフアントーム及び比較的均質に近いと考えられる人体骨盤部における

第10図 Tumor Air Ratio 計算法



第11図 アクライト Tumor Air Ratio 75cm の照射野10×10cm



実測線量を比較して，この計算法の適合性を検討した．又人体骨盤部で，通過線量測定を行ない，骨盤部のγ線吸收をも考究した．

第1項　実験方法及び結果

Ⅰ）アクリライトファントーム内線量分布

（実験方法）34×24cm，30×22cm，20×15.5cmの楕円柱ファントームの軸を廻転平面に垂直にし，楕円の長径が水平になるようにおいて，楕円の中心及び長径上中心から5cm，8cmの点を廻転中心とした．廻転中心における照射野4×4cm乃至12×12cmの正方形照射野で，毎分1廻転の360°廻転照射を行つて，積算線量を実測した．他方廻転中心の空中線量をも同じ条件で1分間の積算線量として実測し，これによつて Tumor Air Ratio を求めた．又30×22cmのファントームでは，長径及短径方向1cmおきに線量分布を実測した．

（線量計算法）

a）廻転中心Oの線量：ファントームの横断面，第10図上で，Oを中心として30°毎に12分測測し，その各々の中心線である12の半径に対し，使用した照射野での Tumor Air Ratio を，第6表から求めて平均した．

b）中心以外であるが常に主線束内にあるPの線量：線錐が，廻転中心の照射野の大きさの平行線束ABCDであると假定し，この中では等量曲線が中心軸に対して垂直かつ平滑であると考える．フイルム黒化法による実験からも，照射野内での線量の変動はほとんど認められなかつた．従つて1の方向からの照射でPの受ける線量はOに等しく，2の方向ではPからこれに垂線を下したP′の線量に等しいと考えられる．このようにして12の扇形の中心軸上で，Pが中心よりどれだけ前後するかを測定し，その方向からの中心の Tumor Air Ratio に距離逆自乘則による補正を加えて，Pの線量を求めた．この目的で Tumor Air Ratio を，距離自乘則について補正した第11図を作つた．

c）主線束外の点Qの線量：フイルム黒化度法によつて測定するとRT2000では，8×8cmの照射野で中心部の線量を 100%として，主線束外1cmで60%，1.5cmで35%の線量があり，これは半影及び散亂によるものと考えられる．従つて主線束外に 1.5cm巾のEFGHを考え，Qがこの中にあるときは，主線束内の場合の50%の線量を受けるものと假定した．中心に対する前後の距離の補正は，b）と同様に行い，12の扇形の各々の中で，30°の中どれだけの角度線束内にはいるかによつて，案分比例によつて計算した．

（結果）

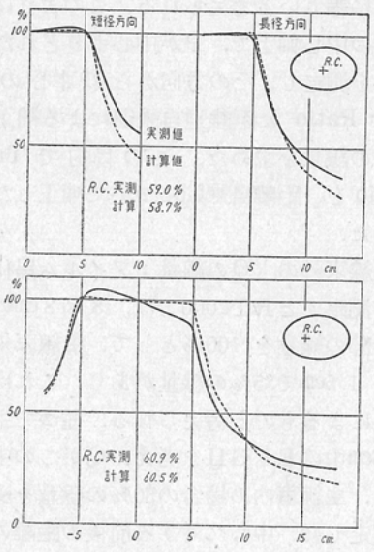
a）廻転中心の線量の実測値と計算値は，第8

第8表　アクリライト楕円柱ファントーム内 Tumor Air Ratio 実測値と計算値

ファントーム番号	照射野	廻転中心位置	Tumor Air Ratio		
			実測値 %	計算値 %	実測値を100とした誤差率 %
1	12×12	ファントーム中心	57.3	57.5	＋0.2
1	10×10	〃	54.4	54.3	－0.1
1	8×8	〃	51.9	51.9	0
1	6×6	〃	48.6	48.6	0
1	4×4	〃	45.3	46.1	＋1.4
2	10×10	〃	59.0	58.7	－0.5
2	10×10	長径上5cm偏心	60.9	60.5	－0.6
2	10×10	長径上8cm偏心	65.0	64.1	－1.3
2	6×6	ファントーム中心	53.5	53.0	－0.9
2	6×6	長径上5cm偏心	55.4	55.2	－0.3
2	6×6	長径上8cm偏心	58.4	59.2	＋1.4
3	8×8	ファントーム中心	71.3	71.9	＋0.8
3	4×4	〃	64.4	66.0	＋2.4

ファントーム　1　34×24cm　楕円柱
2　30×22cm
3　20×15.5cm

第12図　アクリライト楕円柱ファントーム内線量分布　照射野10×10cm



表の如くで，両者は測定誤差の範囲でよく一致した．

b）廻転中心を100%とした線量分布は，第12図の如くであつた．ファントーム中心を廻転中心とした場合には，照射野の大きさの範囲では実測値と計算値がよく一致したが，周辺部では計算値の方が低く，ファントーム表面近くでは，約10%の差があつた．又実測値で，短径方向と長径方向では，最大線量部の巾に僅かに差を認めた．

廻転中心が偏心した場合には，中心の線量はよく一致したが，実測の分布はかなり変形しており，計算値も類似の傾向を示すけれども，なお，照射野の大きさ内で5～10%の差を認めた．

Ⅱ）骨盤部中心線量

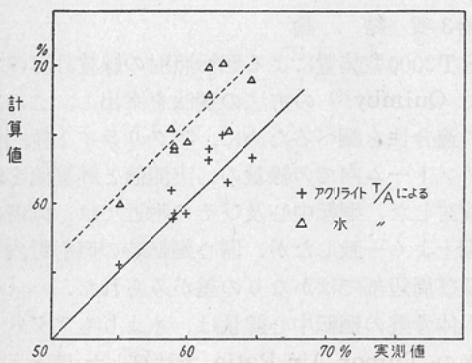
（実験方法）子宮腟部癌患者10例において，腫瘍部に金属球を入れて治療時の姿勢で二方法からのレ線撮影を行つて，横断面上における位置を確認し，これを廻転中心として照射し，この部に電離槽を入れて線量を実測した．線量計算は，ファントームと同様にして行い，アクリライトで実測した Tumor Air Ratio と水の深部率から計算で求めた Tumor Air Ratio を使用して行つた．

（結果）廻転中心での実測及び計算による Tumor Air Ratio は第9表及び第13図の如くであ

第9表　子宮癌患者での　TumorAir Ratio. 実測値と計算値

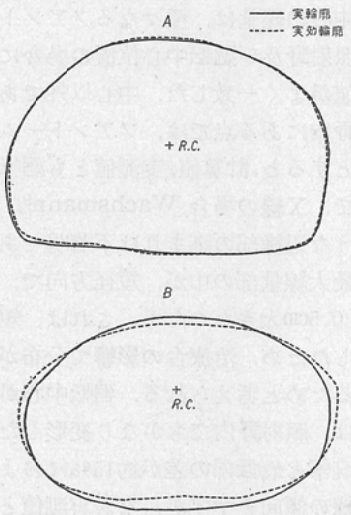
症　例	照射野	実測 Tumor Air Ratio %	アクリライトでの計算		水での計算	
			Tumor Air Ratio %	実測を 100 とした誤差率 %	Tumor Air Ratio %	実測を 100 とした誤差率 %
1	9× 9	61.5	64.0	＋ 4.1	69.9	＋13.7
2	9× 9	61.6	63.2	＋ 2.6	67.8	＋10.0
3	9× 9	60.0	59.3	－ 1.2	64.5	＋ 7.5
4	9× 9	64.7	63.3	－ 2.2	69.0	＋ 6.7
5	10×10	59.0	59.0	0	64.0	＋ 8.5
6	10×10	62.5	65.0	＋ 4.0	70.2	＋12.3
7	10×10	59.1	59.2	＋ 0.2	64.0	＋ 8.3
8	8× 8	55.2	55.5	＋ 0.5	60.0	＋ 8.7
9	9× 9	58.9	61.0	＋ 3.6	65.5	＋11.2
10	10×10	63.0	61.5	－ 2.4	65.3	＋ 3.7

第13図　子宮癌患者での　Tumor Air Ratio. 実測値と計算値



つた．普通の体格の日本人で，子宮腟部を廻転中心とすると，Tumor Air Rrtio は約60%であつた．アクリライトの Tumor Air Ratio を使用すると，5%以下の誤差で実測値とよく一致するが，水での Tumor Air Ratio を使用すると，

第14図　人体骨盤部の実輪廓と実効輪廓



実測値に対し5～10%大きくでる．

Ⅲ）骨盤部通過線量

第10表　人体骨盤部での通過線量率から計算した実効的厚さ

通過方向時計通り	患　者　A				患　者　B			
	通過率 %	実測厚さ cm	計算値 cm	誤　差　率 %	通過率 %	実測厚さ cm	計算値 cm	誤　差　率 %
0°	25.0	20.0	20.7	＋ 3.5	35.0	18.0	15.8	－12.2
30	23.9	22.5	21.5	－ 4.4	29.0	20.0	18.6	－ 7.0
60	14.3	29.5	29.2	－ 1.0	19.1	25.0	24.8	－ 0.8
90	13.6	30.0	29.9	－ 0.3	13.7	28.0	29.8	＋ 6.5
120	14.8	28.5	28.6	＋ 0.4	19.5	25.0	24.6	－ 1.6
150	22.3	22.5	22.5	0	28.7	20.0	18.8	－ 6.1

（実験方法）第3章の方法により，患者2名について30°毎に通過線量を測定し，これに同じ照射野でのアクリライトの実効吸収係数を適用して，アクリライトとしての実効的厚さを求めた．更にこれを廻転中心からの実測半径に案分比例して実効半径を計算し，実効的輪廓を画いた．

（結果）計算によつて求めた実効的厚さは第10表の如くで，第14図はこれによつて画いた実効的輪廓である．患者Aでは，両者がよく一致するが，Bでは実効的輪廓が前後にやゝ扁平となつた．実効的半径によつて，後述の補正を行つたTumor Air Ratioは，実測半径による計算値と殆ど差をみとめなかつた．

第2項 小括及び考案

Ⅰ）アクリライトファントーム内線量について

廻転中心の線量は，種々なるファントームの大きさ，照射野及び廻転中心位置の場合に，計算値と実測値がよく一致した．中心以外であるが，常に照射野内にある点では，ファントーム中心を廻転中心とすると，計算値，実測値とも廻転中心とほゞ同率で，X線の場合 Wachsmann[9] が認めているような辺縁部の高まりは不著明であつた．実測値の最大線量部の巾が，短径方向で，長径方向より約 0.5cm大きかつたが，これは，短径方向を垂直としたため，治療台の影響で分布が多少上方にずれるためと考えられる．廻転中心が偏心した場合には，照射野内でもかなり変形した分布を示し，最高部と最低部の差が約15%におよび，計算値も同様の傾向を示すが，なお実測値との間に5～10%の差を有するので注意を要する．

周辺部の分布は，計算値が実測値を下廻るが，これは中心の Tumor Air Ratio に距離逆自乗の補正のみ行つた値を適用したことと，線束外散乱及び半影の補正が充分でないためと考えられる．しかし，廻転照射ではごく表面に近い部分の線量の重要性が，固定照射の場合に比し低いので，計算値が実際より少く出ることを考慮に入れておけば，治療の実際には支障がない．

Ⅱ）骨盤部中心線量及び通過線量

子宮腟部を中心とした廻転照射時の中心線量をアクリライト及び水の Tumor Air Ratio を用いて計算し，これを実測値と比較した．X線の場合，骨盤での深部線量は水での約80%といわれているが[9]，骨の存在の影響が少ないと考えられる Co^{60} γ 線においても，水の深部百分率で計算すると実測値より5～10%高くなり，アクリライトのそれを使用すると5%以下の誤差でよく一致した．

このように深部線量の面で，骨盤部とアクリライトの間に類似性がみられたので，減弱の面を通過線量測定によつて検討した．アクリライトとしての実効的厚さから，骨の非対称性を一応無視して求めた実効的輪廓は，1例では骨盤の実断面ときわめてよく一致し，1例では前後にやゝ扁平となつたが，これから求めた Tumor Air Ratioはいずれもよく一致した．

第3項 結 論

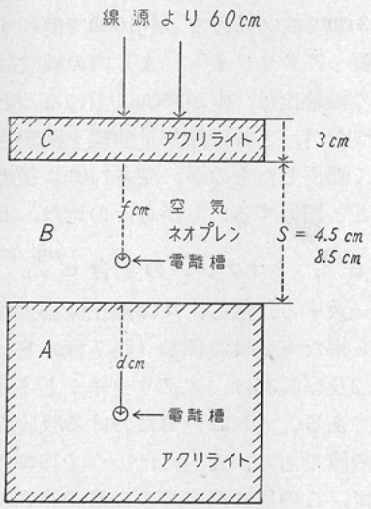
RT2000型装置による廻転照射の線量計算のために Quimby[29] の方法の変法を案出し，この方法の適合性を調べるために，アクリライト楕円柱ファントーム内での線量の，実測値と計算値を比較検討した．廻転中心及びその附近では，両者が実際上よく一致したが，偏心廻転時の照射野内の点及び周辺部ではかなりの差がみられた．

人体骨盤の廻転中心線量は，水よりもアクリライトの Tumor Air Ratio で計算した値とよく一致したので，通過線量測定による厚さ測定の精度を調べるために，これを行つたところ，アクリライトに換算した実効的輪廓は骨盤の実際の輪廓に近似した．これによつて，通過線量測定が，人体でも充分の精度で行われていることがわかると同時に，人体骨盤の全体として吸収散乱がアクリライトと近似していることが立証された．

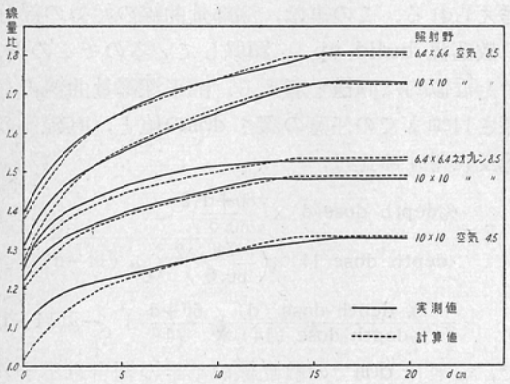
第7章 不均質被照射体内線量についての基礎的研究

水と等価でない不均質被照射体内の線量を計算するために，通過線量測定その他の方法で，吸収の減少を補正する方法が，従来幾つか発表されているが[8)9)10)11)12)13)]，線束が不均質物質を通過する時には，吸収の面ばかりでなく，散乱線の状態

第15図　モデル実験の構成



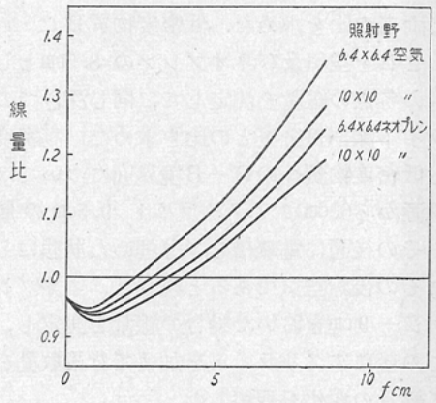
第16図　低密度物質通過後の高密度物質内における線量比



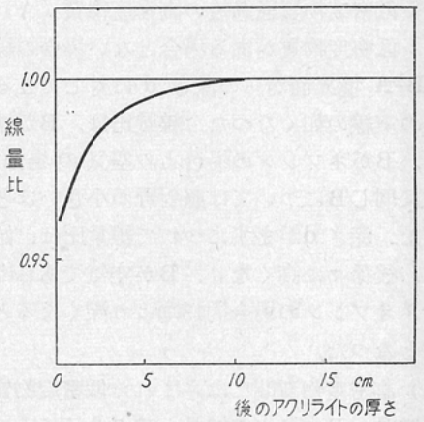
にも大きな変化がおこるので，吸収についてのみ補正したのでは不充分である[24)38)]．散乱線についての補正は，Spiers[4)]が純理論的に行つており，又 Burlin[14)]が水中に空隙をおいたファントームでの実験からこれを行つている．治療の実際にあたつては，通過線量測定による補正がもつとも実用的であり，これに散乱線の補正を加えるための基礎的実験として，アクリライト及びネオプレン単泡スポンジーによつて胸部モデルを作り，その中での線量を測定し，深部量曲線の特性からの計算値と比較検討した．

第1項　実験方法及び結果

第17図　高密度物質にはさまれた低密度物質内の線量



第18図　高密度物質から低密度物質への境界面の線量



（実験方法）第15図の如く治療台上にアクリライト板を積層したAをおき，その上Bに低密物質として空隙をおくか又は，肺実質に相当するネオプレンスポンジーを積み更にその上にアクリライト板3cmのCをおいた．Cは胸壁，Bは肺，Aは肺通過後の腫瘍乃至縦隔洞に相当する．これを通過線量の面からみると，既述の如くBが空気であるときは実効的厚さはAとCのアクリライトの厚さの和となり，Bがネオプレンであればこれに更に，Bの厚さにネオプレンとアクリライトの比重の比を乗じたものを加えた厚さとなる．Cの表面までを線源から60cmとし，表面における照射野10×10cm及び 6.4× 6.4cmで照射した．A内での線量は，Bが空気の 8.5cm及び 4.5cmの場合とネオプレン 8.5cmの場合に各深さで実測し，ついでB

を同じ厚さのアクリライトで埋めて同じ点で測定して両者の比を求めた．低密度物質Bについては，これを空気及びネオプレンの 8.5cmとし，その中の各点の線量を測定して，同じ深さでのアクリライト深部百分率との比を求めた．高密度物質から低密度物質へのC－B境界面については，別に線源から60cmにアクリライト 9.5cmの層をおき，その後面に電離槽を半分埋めた状態にした．更にその後が空気であると場合と，ネオプレンスポンジー9cmをおいた場合の線量を測定し，ついでこの後にアクリライトを加えて背後散乱をもたせて線量の変化を観察した．

（結果）

Ⅰ）低密度物質通過後の高密度物質（A）内の線量：低密度物質がある場合とない場合の線量比を，B-A 境界面からの深さ dに対してとると第16図の実線の如くなつた．線量比は，Bが厚い程高く，Bがネプレンの場合より空気の場合が高く，又同じBについては照射野が小さいほど高くなつた．深さ dがますにつれて線量比は，始め急激に，後徐々に高くなり，Bが空気であれば約15cm，ネオプレンの場合約13cmより深くなるとほゞ一定となつた．

Ⅱ）高密度物質間にはさまれた低密度物質（B）内の線量：B内各点の線量とアクリライトの同じ深さの深部線量の比を，C-B境界からの深さ fに対してとると第17図の如くなつた．B内での線量比は，一旦 1.0以下に低下する．即ち空隙のある場合の方が線量が少くなり，ついで比は急激に高くなつて行き，Bが空気の場合，照射野 6.4×6.4cmでは 2.2cm，10×10cmでは 2.8cm，ネオプレンの場合はそれぞれ，3.4cm，3.8cmの深さで1.0となり，更に深さにつれて増加して B-A 境界面での値に近ずく．

Ⅲ）高密度物質への境界面の線量：C-B 境界面の線量を，充分な背後散乱をもたせた状態での線を 100%とし，後方に加えるアクリライトの厚さに対してとると，第18図の如くなつた．照射10×10cm及び 6.4× 6.4cmで，ネオプレンの有無にかゝわらず境界面での値は，96%となつた．後方にアクリライトが加わるにつれて，始め急激に増加し，3cmで約99%となり約10cmで飽和する．

第2項 アクリライト（A）内の線量計算法

A内の線量比は，d が15cm以上になるとほゞ一定となつたが，これは深部量曲線を距離逆自乗則について補正したものが，深さ14cm以後直線となつたことと類似する．しかもその比は，Bが空気の場合 $e^{\bar{\mu}s}$，ネオプレンの場合 $e^{\bar{\mu}s\left(1-\frac{0.33}{1.2}\right)}$ とほゞ一致する．但し，$\bar{\mu}$ は補正深部量曲線の直線部から得た実効吸収係数（第7表），SはBの厚さ，1.2及び0.33は，アクリライトとネオプレンの比重である．これは，Bにおける吸収の減少に相当する値である．A内にはいつて15cmの深さではじめて，この値に達するのはBの存在によつて乱された散乱線の状態が，再び build up されて平衡状態になるには約15cmの深さを要するためと考えられる．この事は，深部量曲線の始めの部分の散乱線 bulid up と類似しているのでこの両，者を近似的に同様と考える．補正深部量曲線の，深さ14cmまでの任意の深さ dcmの値と，直線部の延長に対する比は，

$$F=\frac{\%\text{depth dose}(d)\times\left(\frac{60+d}{60.5}\right)^2}{\text{depth dose}(14)\times\left(\frac{74}{60.5}\right)^2\times e^{\bar{\mu}(14-d)}}$$

$$=\frac{\%\text{ depth dose }(d)}{\%\text{depth dose }(14)}\left(\frac{60+d}{74}\right)^2 e^{-\bar{\mu}(14-d)}$$

で，これは dcmでの散乱線の不足の割合を示すので，Bが空気である場合のA内 dcmでの $e^{\bar{\mu}s}$ に対する補正項となり得る．

Bの物質の密度をρとすると，Co^{60} γ 線では吸収が主として密度によつてきまるので，補正項は次の F′ となる[14]．

$$F'=1-X \qquad X=(1-F)\left(1-\frac{\rho}{1.2}\right)$$

但し 1.2は，アクリライトの密度である．

この式によつてFを計算し，第11表で実験値と比較した．なお d＝0のFは，外挿法によつて求めた．Bが 8.5cmの場合の実験値とは，1～2%の誤差で一致したが，Bが小さい場合には実験値がやゝ大きい．$e^{\bar{\mu}s}$ 及び $e^{\bar{\mu}s\left(1-\frac{0.33}{1.2}\right)}$ に，

第11表　散乱線の Build-up 補正項

	空　気　8.5cm				空気 4.5cm		ネオプレン 8.5cm			
照射野	10×10 cm		6.4× 6.4cm		10×10 cm		10×10 cm		6.4× 6.4 cm	
d　cm	実測値	計算値	実測値	計算値	実測値	計算値	実測値	計算値	実測値	計算値
0	.757	.738	.775	.768	.830	.738	.824	.810	.820	.832
0.5		.765		.791		.765		.830		.849
1	.811	.791	.824	.813	.873	.791	.873	.849	.883	.865
2	.841	.835	.856	.852	.895	.835	.900	.881	.911	.893
3	.861	.864	.878	.880	.908	.864	.914	.902	.928	.913
4	.878	.885	.898	.901	.917	.885	.926	.917	.941	.928
5	.894	.901	.916	.915	.927	.901	.940	.928	.955	.938
6	.907	.915	.932	.928	.937	.915	.951	.938	.966	.948
7	.919	.928	.943	.939	.946	.928	.960	.948	.975	.956
8	.931	.941	.952	.949	.955	.941	.970	.957	.981	.963
9	.942	.952	.958	.958	.962	.952	.979	.965	.986	.970
10	.954	.962	.965	.967	.969	.962	.986	.972	.991	.976
11	.964	.972	.971	.976	.976	.972	.995	.980	.994	.983
12	.972	.981	.977	.985	.982	.981	1.000	.986	.996	.989
13	.980	.990	.983	.993	.987	.990	1.000	.993	1.000	.995
14	.988	1.000	.989	1.000	.995	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
15	.995		.996		.998		1.000		1.000	

F項を適用して線量比を計算すると，第16図の点線の如くで，実際上，実験値とよく一致した．

第3項　小括及び考案

I）低密度物質通過後のアクリライト内線量：胸部を照射すると，線束は胸壁と肺実質をへて腫瘍部に達するので，この部分における線量が，実際上最も重要である．通過線量測定その他による従来の補正法は[8)9)10)11)13)20)21)23)]，いづれも密度の異なる物質境界面における散乱線の変化に注意をはらつていない．従つて実効的な深さに対して深部百分率又は Tumor Air Ratio を適用するか，又は胸部全体を均質と考えての胸廓の減弱係数から，深部量曲線を補正して計算している[11)]．これについては Burlin[14)] が，空気層通過後の水中6cmの深さまで散乱線の影響がみられることを実験的に求めている．アクリライト胸部モデルの実験によると，Bが空気の場合約15cmで線量比が $e^{\bar{\mu}s}$ となり，ネオプレンの場合は約12～3cmで $e^{\bar{\mu}s}\left(1-\frac{0.33}{1.2}\right)$ となつてその後一定の値となつた．他方アクリライトの broad beam の減弱曲線が約12cmまで指数曲線からはなれること，及び距離逆自乗則の補正を施した深部量曲線が約14cm以後直線となることから，この深さまで線量比が高くなつて行くのは散乱線の build up によるものと考えられる．肺の代用のスポンジーの場合の実測値からみて，もし散乱線の影響を無視すると，肺通過後の境界では約20%，2cmはいつた点でも約10%の過大評価をすることになり，この影響は無視できない．従つてこの部分での補正項を一般的に計算によつて求めるため，近似的に線束がはじめてアクリライトにはいるとき，即ち普通の深部量曲線と同じ経過をとるものと考えて計算した．この際胸壁に相当するアクリライトC，及び肺に相当するBによる線質の変化と線源からの距離の差による照射野の大きさの変化を無視したが，Bが空気で 4.5cmの場合のごく浅い部分をのぞいて，計算値は実験値とよく一致した．いづれも浅い部分では，計算値が実測値よりやゝ低いのは，実際には前方からの散乱線が一部混入する

ためと考えられる．

Ⅱ）高密度物質にはさまれた低密度物質（B）内の線量：高密度物質から低密度物質に移行した場合，線量比が一旦 1.0以下になるのは，吸収の減少による線量増加よりも散乱線の減少の方が大きいためである[23)28)]．ついで吸収の減少の影響のの方がつよくなるので，線量比は次第に上昇して両者が平衡に達し比が 1.0となる．この点の深さが，照射野が大きい程深いのは，散乱線の影響は照射野が大きいほど大きいためと考えられる．この曲線の終末点は，さきのB—A境界面における値，即ちA内での散乱線 build up後の値に 0cmのFを乗じたものとなる．又B内各点での比は，C-B 境界面からの距離を fcm とすると，このための吸収減少平衡後の比 $e^{\mu f}$ 又は $e^{\mu f}\left(1-\frac{0.33}{1.2}\right)$ に 0cmのFを乗じたものに近似するが，f が小さいときには計算値がかなり低くなる．これは，Sが小さい場合の B—A境界面の比の計算値が，実測値より低くなるのと同様の理由によるものと考えられる．

Ⅲ）高密度物質—低密度物質 C—B境界面の線量：C—B 境界面の線量は，背後散乱の欠除乃至減少のため，均質ファントーム内での深部線量より約4％低くなつた．照射野10×10cm及び 6.4×6.4cmで殆どその値に差を認めなかつた．Co^{60} γ線で，無限大照射野における背後散乱は，理論的に5～6％と云われるので[31)]，この値は妥当なものと考えられる．背後散乱の不足分は，後に加えるアクリライトの厚さとともに急激に小さくなり，3cmで約1％以内になるので，実際上この影響は無視できる．

第4項 結 論

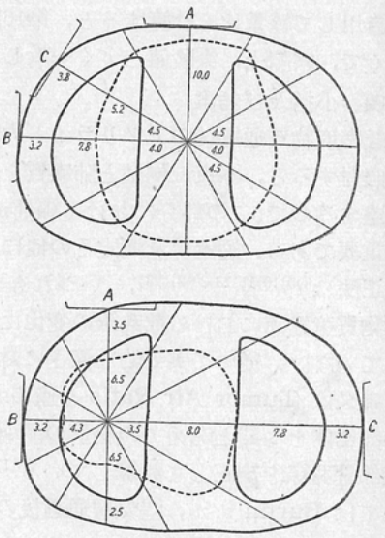
通過線量測定から知り得る吸収の減少によつて，不均質被照射体内の線量を計算する基礎として，アクリライトC，空気又はネオプレンB及びアクリライトAからなる胸部モデル内の各点における線量を測定した．A内での線量は，約15cmの深さで吸収の差に相当する値に達するが，より浅い部分では散乱線の影響でこの値よりも低い．これに対する補正項を，深部量曲線の特性から計算によつて求め，ほゞ満足すべき結果を得た．B内の浅い部分では，吸収の減少よりも散乱の減少の方が大きいが，深さとともに吸収減少の影響が大きくなる．これについても，計算によつてある程度補正可能である．C—B 境界面での背後散乱減少の影響は，Co^{60} γ線では実際上無視できる．

以上により，目的とする腫瘍部の肺通過後の深さと，通過線量率を知れば，散乱及び吸収についての補正をおこなつた腫瘍線量を，計算によつて求める事ができる．

第8章 胸部ファントーム及び人体胸部における線量

前章の基礎的実験の結果を治療に応用するために，先ず胸部ファントームを作成し，これについて通過線量測定によつて実効的輪廓を求めて吸収に対する補正を行い，更に散乱線についても補正して計算し，これとファントーム内での実測線量を比較検討した．又胸部廻転治療患者についてもこの方法を適用した深部線量を計算した．

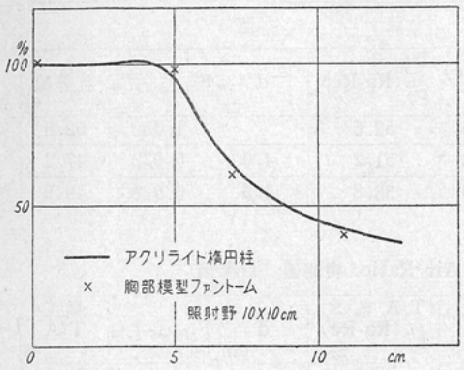
第19図 胸部ファントームの横断面と実効的輪廓



実1項 胸部ファントームにおける実験

（実験方法）比重0.98の木蠟によつて，第19図の如き横断面を有し，高さ30cmのファントームを作り，中心部の木蠟内に電離槽を入れる穴をあけ，肺に相当する部分には，ネオプレン単泡スポ

第20図　胸部ファントーム内線量分布



ンジを充塡した．

ファントーム中心及び長径上 7.5cm偏心した肺中心部を廻転中心とし，中心における照射野10×10cmで通過線量を測定し，既述の方法により実効的輪廓を求めた．

固定照射の場合は，線源ファントーム表面間60cmとし，8×8cmの照射野で第19図のA，B，C三門について線量を測定し，深部百分率を求めた．

廻転照射の場合は照射野を 75cm で 10×10cm とし，上記の二点を廻転中心とした 360° 廻転照射を行つて Tumor Air Ratio を実測した．なおファントーム中心を廻転中心とした場合には，長径方向における線量分布をも測定した．

（結果）ファントームのアクリライトとしての実効半径 Re は，第13，15表の如くなり，これを第19図の横断図上に点線で示した．

固定及び廻転照射時の深部線量率は，第12乃至15表の如くであつた．

ファントーム中心を回転中心としたときの線量分布は第20図の点の如くであり，同時に実線で示したのは30×22cmアクリライトファントームで実測した，同じ照射野での線量分布である．

第2項　胸部ファントーム内線量計算法

通過線量測定によつて得た，ファントームの実効的輪廓によつて，肺の存在による吸収減少を補正し，これに散乱線についての補正を加えて線量を計算した．計算において次の記号を使用する．

Ra	実測半径又は深さ
Re	実効半径又は深さ
$D_{Ra\ Acry.}$	Ra でのアクリライト深部線量率
$T/A_{\ Ra\ Acry.}$	Raでのアクリライト Tumor Air Ratio
d	肺通過後の深さ
$F_{sp.\ Acry.\ d}$	ネオプレンスポンジーとアクリライト境界面から dcmの深さでの散乱線 build up の補正項(計算値)
$\bar{\mu}$	第7表のアクリライトの実効吸収係数（距離自乗補正深部量曲線による).

Ⅰ）胸部中心の線量

a）固定照射

（計算方法）実測に深さ Ra に対する深部百分率に，吸収減少に対する補正項 $e^{\bar{\mu}(Ra-Re)}$ を乗ずる．ネオプレンスポンジー通過後の深さは対する補正としては，ファントームでの木蠟の厚さ d を，近似的にアクリライトの深さと等しいと考え，同じ照射野 8×8 cmにおけるネオプレンアクリライト境界面から dcm での補正項 $F_{sp.\ Acry.\ d}$ を使用した．測定点での線量は，次式で与えられる．

$$D_{Ra.\ Acry.} \times e^{\bar{\mu}(Ra-Re)} \times F_{sp.\ Acry.\ d}$$

（結果）第12表の如く，実測値と計算値は1％以内の差でよく一致した．

b）廻転照射

（計算方法）均質ファントームでの Tumor Air Ratio 計算と同じく，30° 毎の12半径の Ra に対する $T/A_{\ Ra.\ Acry.}$ に吸収についての補正を加えた．この際の散乱線の補正項は，ファントームを通過する間の線錐のひろがりを無視して，回転中心での照射野10×10cmに対し，前章での距離60cmの固定照射における照射野10×10cmの補正項を使用して次式によつて計算し，これを平均して線量を求めた．

$$T/A_{\ Ra.\ Acry.} \times e^{\bar{\mu}(Ra-Re)} \times F_{sp.\ Acry.\ d}$$

（結果）第13表の如くで，廻転中心での実測値

第12表 胸部中心の固定照射時の深部線量・実測値と計算値

照射野	実測値		計算値						
	Ra cm	深部率 %	$D_{Ra.\ Acry.}$ %	Re cm	$e^{\bar{\mu}(Ra-Re)}$	$D_{Ra}\times e^{\bar{\mu}(Ra-Re)}$ %	d cm	$F_{sp.\ Acry.\ d}$	計算値 %
A	10.0	53.5	49.2	9.0	1.069	52.6		1.000	52.6
B	15.0	48.5	32.0	8.0	1.598	51.2	4.0	0.922	47.2
C	13.5	49.8	36.7	7.8	1.465	53.8	4.5	0.928	49.9

第13表 胸部中心の回転照射時の Tumor Air Ratio. 実測値と計算値

照射方向	Ra cm	T/A_{Ra} %	通過率 %	Re cm	$e^{\bar{\mu}(Ra-Re)}$	$T/A_{Ra}\times e^{\bar{\mu}(Ra-Re)}$ %	d cm	$F_{sp.\ Acry.\ d}$	補正 T/A %
0°	10.0	68.9	29.9	9.0	1.066	73.5			73.5
30	11.0	65.1	25.7	9.5	1.101	71.7			71.7
60	13.5	56.3	31.2	7.8	1.441	81.2	4.5	0.923	75.0
90	15.0	51.4	31.8	8.0	1.565	80.5	4.0	0.917	73.8
120	15.0	51.4	31.2	8.6	1.508	77.5	4.5	0.923	71.5
150	11.5	63.3	27.1	9.2	1.160	73.4			73.4
180	10.0	68.9	29.9	9.0	1.066	73.5			73.5
210	11.0	65.1	25.7	9.5	1.101	71.7			71.7
240	15.0	51.4	31.2	8.6	1.508	77.5	4.5	0.923	71.5
270	15.0	51.4	31.8	8.0	1.565	80.5	4.0	0.917	73.8
300	13.5	56.3	31.2	7.8	1.441	81.2	4.5	0.923	75.0
330	11.5	63.3	27.9	9.2	1.160	73.4			73.4
平均	12.7	59.4		8.7		76.5		0.961	73.2

実測値 12.1r/16.3r 74.2% 実輪廓による計算値 59.4%
吸収補正計算値 76.2% 散乱補正計算値 73.2%

第14表 肺中心部固定照射時の深部線量・実測値と計算値

照射野	実測値		計算値					
	Ra cm	深部量 %	$D_{Ra.Acry.}$ %	Re cm	$e^{\bar{\mu}(Ra-Re)}$	$D_{Ra}\times e^{\bar{\mu}(Ra-Re)}$ %	$F_{sp.\ Acry.\ o}$	計算値 %
A	10.0	59.5	49.2	4.85	1.461	72.5	0.821	59.5
B	7.5	67.3	61.0	3.8	1.281	78.7	0.821	64.6
C	22.5	29.8	15.9	11.3	2.117	35.8	0.821	29.4

74.2%に対し計算値73.2%であつた．なお Raの平均値$\bar{Ra}$に対する Tumor Air Ratio に，Reの平均 $\bar{Re}$ を使用して $e^{\bar{\mu}(\bar{Ra}-\bar{Re})}$ の補正を加え，これに平均の Fsp. Acry. d を乗ずると73.5%となつた．

Ⅱ）肺中心部の線量

a）固定照射

（計算方法）前章の結果からスポンジー内での線量は，散乱線 build up 後の平衡値にdが0のときの補正項を乗じたものに近似するので，次式によつて計算した．

$$D_{Ra.\ Acry.}\times e^{\bar{\mu}(Ra-Re)}\times F._{sp.\ Acry.\ o}$$

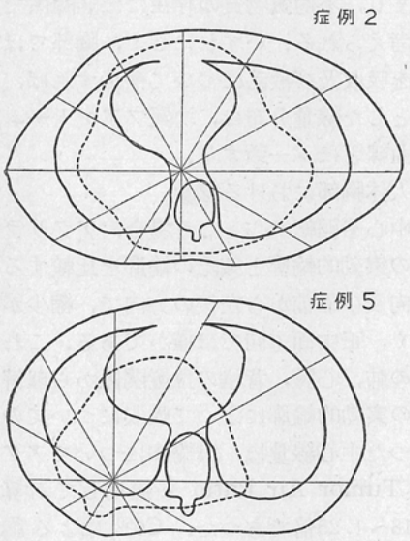
（結果）第14表の如くで，実測値とほゞ一致した．

第15表　肺中心部回転照射時の Tumor-Air Ratio.

照射方向	Ra cm	T/A Ra %	通過率 %	Re cm	$e^{\bar{\mu}(Ra-Re)}$	T/A Ra × $e^{\bar{\mu}(Ra-Re)}$ %	$F_{sp.\ Acry}$
0°	10.0	68.9	52.0	4.85	1.391	95.9	0.810
30	12.5	59.8	46.3	6.15	1.509	90.3	〃
60	19.0	39.5	33.8	10.6	1.712	67.6	〃
90	22.5	31.5	34.3	11.3	2.050	64.5	〃
120	19.0	39.5	31.3	11.8	1.589	62.7	〃
150	10.0	68.9	46.2	5.9	1.301	89.6	〃
180	9.0	73.1	52.0	4.35	1.349	98.5	〃
210	9.5	71.0	46.3	4.65	1.365	97.0	〃
240	8.5	75.3	33.8	4.7	1.276	96.0	〃
270	7.5	79.7	34.3	3.8	1.270	101.1	〃
300	8.3	80.6	31.3	4.6	1.189	95.9	〃
330	8.5	75.3	46.2	5.0	1.251	94.2	〃
平均	11.9	63.5		6.5		87.9	

実測値 12.0r/16.3r　73.5%　　実輪廓による計算値　63.5%
吸収補正計算値　87.9%　　散乱補正計算値　71.2%

第21図　人体胸部実輪廓と実効輪廓



b) 廻転照射

（計算方法）胸部中心の場合と同様に，12の半径について $T/A_{Ra.\ Acry.} \times e^{\bar{\mu}(Ra-Re)}$ を計算し，この平均値に，$F_{sp.\ Acry.\ o}$ を乗じた．この場合も，60cmでの照射野10×10cmでの補正項を使用した．

（結果）第15表の如くで，実測値73.5%に対し，計算値71.2%であつた．なお，$\bar{Ra}$ と $\bar{Re}$ を使用すると71.0%となつた．

第3項　人体胸部廻転照射時の線量

（計算方法）胸腔内悪性腫瘍で，胸部廻転照射中の患者について通過線量測定により実効的輪廓を決定し，ファントームの場合と同様に計算して中心の Tumor Air Ratio を求めた．この際のF補正項は，自在曲尺によつて画いた照射野中心

第16表　胸部廻転照射患者の病巣線量

症例	疾病部位	照射野 cm	T/A Ra. Acry. の平均 %	T/A Ra × $e^{\bar{\mu}(Ra-Re)}$ の平均 %	吸収補正線量比	平均のF	散乱補正 T/A %	散乱補正線量比
1	食道癌　第四肋間	8× 6	63.6	76.7	1.208	0.936	71.8	1.127
2	食道癌　第四肋間	12× 5	58.6	73.0	1.245	0.950	69.3	1.182
3	食道癌　第二肋間	10× 6	63.6	79.3	1.247	0.943	74.8	1.175
4	縦隔腫瘍　第一肋間	9× 8	63.1	74.5	1.180	0.939	69.9	1.106
5	肺癌　第四肋間	5× 5	62.5	80.6	1.290	0.893	72.2	1.151

の高さにおける横断図に，横断解剖図[39]を参照して内部構造を記入してdを求め，これによつてFを計算し，その平均値を使用した．

（結果）通過線量による実効的輪廓を2例について示すと第21図の如くであつた．患者5例についての計算値は第16表の如くであつた．

第4項 小括及び考案

Ⅰ）胸部ファントームについて

胸部ファントーム製作に際しては，原型を横断解剖図[39]にとり，肺以外の軟部組織として水とほゞ同価と考えられる比重0.98の木蠟を使用し，肺としては，吸収係数及び比重の面から肺に近いと考えられるネオプレン単泡スポンジーを使用した．工作上の点から縦隔洞部は，一様に巾8cmとして製作した．又 Co^{60} γ 線の線質からみて，骨の吸収の影響は少ないと考え，特に骨を入れることはしなかつた．ファントーム中心を廻転中心として測定した通過線量による吸収の補正項は平均1.29であり，他方人体胸部でほゞその中心を廻転心とした4例の平均1.22であり，ファントームの値の方がやゝ大きかつたが，試作したファントームは実際上，吸収の面からもほゞ人体胸部と等価と考えられる．

Ⅱ）ファントーム内線量

線量計算に際しては，次の如き近似法を使用している．

a）実効的厚さから実効半径を求める場合，中心に対する構造の非対稱性を無視し，実半径に案分比例した．

b）肺通過後の深さ dについては，木蠟とアクリライトを同じと考えた．

c）廻転照射の場合，廻転中心の照射野をそのまゝ線源ファントーム間60cmでの照射野と考えて線束の拡がりを無視し，かつ固定照射の場合の補正項をそのまゝ使用した．

これら近似法を使用したにもかゝわらず，実測値との差は，ファントーム中心で1%，肺中心の場合でも2%以内と実際上よく一致した．

線束が厚い肺を横切る方向の固定照射の場合，吸収についての補正のみでは計算値が著しく実測値を上廻り，散乱線についての補正項がきわめて大きい．又肺中心部を中心とした廻転照射においても，散乱線の補正をしないと過大評価になる．

縦隔洞中心についての廻転照射では，肺を通過する方向とそうでない方向からの影響が互に打消しあうために，散乱線補正項は約−4%で，実際上吸収の補正のみで実測値と大差を認めなかつた．

廻転照射の場合，平均実半径 $\bar{R}a$，平均実効半径 $\bar{R}e$ によつて吸収の補正を行ない，これに平均のF項を使用して計算しても，上記計算法によつた場合と，実際上差を認めなかつた．

他方，ファントーム内線量分布は，同大のアクリライト均質ファントーム内とほゞ一致した．Burlin[14]も同様の結果を得ており，廻転照射においては各方向から照射されるので，その影響が打消されるのか，又は分布はもつぱら照射野の大きさできまり，不均質物質の存在には無関係であるためと考えられる．いずれにせよ，胸部では，中心線量を吸収及び散乱について補正すれば，これを100とした線量分布は，均質ファントーム内での分布曲線とほゞ一致する．

Ⅲ）人体胸部における線量

胸部中心を廻転中心とした場合，アクリライトとしての実効的輪廓と実際の輪廓を比較すると，前額方向及び右前から左後の方向で，縮少がもつとも強く，正中面方向では僅かである．これは横断面での肺，心臓，背椎の位置関係から理解される．この実効的輪廓によつて吸収についての補正のみ行つた中心線量は，実輪廓についてアクリライトの Tumor Air Ratio を適用して計算した値の1.18～1.25倍であつた．Co^{60} による胸部廻転照射の場合従来発表されている吸収補正項は，水の Tumor Air Ratio に対して+14～+33%[13)20)23)]であるので我々の値よりやゝ高くなつているが，これは人種による体格の差と考えられる．

散乱線の補正項を得るには，内部構造の配置を正確に知ることが必要で，これには廻転横断撮影が望ましいが[12)40)]，こゝでは近似的に横断解剖図の各臓器の位置大きさを案分比例して適用した．

この値は，胸部中心に対しては0.94～95となり，Burlin[14]の0.94とほゞ一致した．従つて散乱線補正を加えた線量は実輪廓での計算値の1.10～1.18となつた．食道内等に使用できる電離槽がなかつたので，これらの補正値を直接人体で確認することはできなかつたが，フアントームにおける実測値から考えて，妥当な値と考えられる．

肺内にある孤在性小腫瘍の場合は，吸収についての補正のみ行う従来の方法では著しく過大評価となり，症例5において得た散乱線補正値約—10%の値は，フアントームにおける実験からみて妥当な値と考えられる

第5項　結　　論

木蠟及びネオプレン単泡スポンジーによつて，吸収の面からも人体胸部と等価の胸部フアントームを試作し，固定及び廻転照射時の深部線量を実測した．同じ点の線量を，通過線量測定による実効的輪廓に，基礎的実験によつてえた吸収，散乱についての補正法を適用して計算した．実測値と計算値はきわめてよく一致し，不均質被照射体におけるこの線量計算法の適合性を確認した．この方法により，胸部廻転治療患者における深部線量を計算した結果，胸部中心を廻転中心とすると，均質アクリライトとして計算した値より約15%多くなつた．散乱線 build up についての補正は，胸部中心については，約—5%で，比較的重要性が低いが，肺中心の小腫瘍を中心とすると，約—10%で臨床上無視できない．不均質被照射体においても，線量分布は，均質の場合と殆ど差をみとめない．

第9章　総括並に結論

Co^{60}遠隔照射時の病巣線量，殊に胸部の如き不均質部の線量を，市販の線量計を使用する通過線量測定によつて計算する方法について，理論的及び実験的研究を行ない，かつ実験に主として使用したメタアクリル酸メチル樹脂（アクリライト）のCo^{60}領域における人体フアントームとしての適合性について検討を加えたが，その結果は次の如く要約される．

Ⅰ）アクリライトと従来人体フアントームとして使用された水を比較すると，線吸収収係数は両者の電子密度の比に一致し，アクリライトが水の1.17倍であつた．同じ深部線量になる深さの比は，約 1.1でありこの値は照射野の大きさにより多少変化する．又深部量曲線を比較すると，散乱線の build up に要する深さが，水で約10cm，アクリライトで約14cmであり，散乱の状態には両者の間に差があると考えられるが，実際上，アクリライトの厚さに 1.1を乗じたものが水の厚さに相当するものとして使用できる．人体骨盤部全体として吸収散乱は，水よりもアクリライトに近く，骨盤部フアントームとしては，アクリライトをそのまゝ使用できる．

Ⅱ）廻転照射時の均質被照射体内中心線量を，Tumor Air Ratio 法により計算し，中心以外の点については，距離逆自乗則と，RT2000照射装置に適合した半影とについての補正を加えて計算した．これを実測値と比較すると，廻転中心及びその近傍ではよく一致するが，表面近くでは計算値が低くなる．しかしこの差は10%程度であり，一応考慮に入れておけば，実際の治療には支障がない．

Ⅲ）市販の γ線用電離槽を，特別な散乱線除去装置なしに使用して通過線量を測定する場合，これに影響する諸因子について検討し，フアントームについて廻転照射中に測定を行つてその精度を確認した．電離槽を被照射体の射出口から30～40cm離し，かつその照射野に適合した実効吸収係数を使用すれば，実際上充分な精度で実効的厚さを推定できる．

Ⅳ）アクリライト及びネオプレンスポンジーからなる胸部モデル内各点の線量を実測し，同じ深さのアクリライト深部線量との比を求めると，スポンジー通通後約13cmまでは，比が次第に高くなり，それ以後吸収の減少に相当する値 $e^{\overline{\mu}(R_{act.}-R_{eff.})}$ となる．この事実と，broad beam の減弱曲線が約12cmまで，又深部量曲線を距離逆自乗則による減弱に対して補正したものの対数が約14cmまで，指数曲線からはなれて，いずれも上方に凸の曲線になるところから，13cmまでの比の増

加は散乱線の build up によるものと考えられる．従つて，13cmまでの深さの点については，通過線量測定によつて吸収の減少を補正するだけでは，眞の線量を求めることができず，散乱線についての補正を必要とする．これについて，距離逆自乗の補正を施した深部量曲線から，散乱線の不足に対する補正項を計算によつて求めた．

V）木蠟及びネオプレンスポンジで，人体胸部とほゞ等価のファントームを試作し，これに通過線量測定による吸収の補正及び前項による散乱の補正を行つて線量を計算し，実測線量と比較すると，両者はきわめてよく一致した．これによつて通過線量測定法及びこの計算法の信頼性が確認されたので，この方法で，胸部廻転治療患者の病巣線量を計算した．散乱に対する補正項は，縦隔洞内又は肺門部等中心性の腫瘍に対しては，約—5%，肺内の孤在性小腫瘍に対しては，約—10%となつた．最終的補正線量は，実際の輪廓について計算した値の，平均1.15倍となり，これは臨床的に有意義なる線量差である．

終りにあたつて，終始御懇篤な御指導，御校閲を賜わつた，恩師福田正教授に深甚なる謝意を表します．

又本研究の実施にあたつて，絶えず御指導，御助言を与えられました，森川進助教授，レントゲン技術専修学校主事木村幾生博士ならびに兵庫県立尼崎病院々長沼博士，及び実験において多大の御助力をいたゞいた，教室員川勝昇氏，兵庫県立尼崎病院，中松守光氏他レントゲン科の諸氏に深く感謝いたします．

（なお，本論文の要旨は，第18回日本医学放射線学会総会において発表した）．

文　献

1) Report of the International Commission on Radiological Units and Measurements, N.B.S. Handbook 62, 1956. —2) L.E. Jacobson, I. Knauer: Absorption in Different Tissue of Co^{60} γ Radiation and Roentgen Rays with H.V.L. from 1 mm Al to 5 mm Cu, Radiology Vol. 66, 70, 1956. —3) C.B. Braestrup: Physical and Clinical Advantage and Limitation of Co^{60} Teletherapy, Am. J. Roentgenol. Vol. 81, 13, 1959. —4) F.W. Spiers: Effective Atomic Number and Energy Absorption in Tissues, Brit, J. Radiol. Vol. 19, 52, 1946, —5) E.H. Quimby. M.M. Copeland, R.C. Woods: The Distribution of Roentgen Rays within the Human Body, Am. J. Roentgenol. Vol. 32, 534, 1934. —6) J.R. Nahon, J.B. Hawkes: Energy Distribution in the Thorax During Multiple Field and Rotational Therapy, Am. J. Roentgenol. Vol. 72, 819, 1954. —7) E.H. Quimby, B. Cohen: Effects of Radiation Quality, Target Axis Distance and Field Size on Dose Distribution in Rotation Therapy, Am. J. Roentgenol. Vol. 78, 819, 1957. —8) F. Wachsmann: Neue Gesichtpunkte für Ermittlung der Dosis bei der Bestrahlung tief liegender Herde, Strahlenther. Band. 87, 254, 1952. —9) F. Wachsmann, G. Barth: Die Bewegungs-bestrahlung, Georg Thieme Verlag Stuttgart 1953. —10) R. Robins, J. Meszaros: The Calculation of Rotation Therapy Tumor Doses at 250KV by means of the Transmitted Dose Rate, Radiology Vol. 63, 381, 1954. —11) R.O. Kornelsen: Tumor Dose in the Chest, Brit J. Radiol. Vol, 27, 289, 1954. —12) J.E. O'Connor: A Transit Dose Technique for the Determination of Doses in Inhomogeneous Bodies, Brit. J. Radiol. Vol. 29, 663, 1956. —13) S.O. Foedruck, H.E. Johns: Transmission Dose Measurement for Co^{60} Radiation with Special Reference to Rotation Therapy, Brit. J. Radiol. Vol. 30, 190, 1957. —14) T.E. Burlin: The Evaluation of the Dose to the Thorax in Rotational Co^{60} Therapy, Brit. J. Radiol. Vol. 30, 543, 1957. —15) J.R. Nahon, C.P. Naidorf: Comparative Study of X Ray Transmission in Thorax and Abdomen in Living Subjects, Radiology Vol. 58, 241, 1952. —16) 三菱レイヨン株式会社，アクリライト —17) 森川，川勝，小野山他，メタアクリル酸メチル樹脂の人体ファントームとしての適用性について，日本放射線技術学会雑誌 Vol. 14, 193, 1959. —18) D.V. Cormack: Spectral Distribution of Scattered Radiation from a Kilocurie Co^{60} Unit, Brit. J. Radiol. Vol. 31, 497, 1958. —19) G.J. Hine, G. L. Brownell: Radiation Dosimetry, Academic Press Inc. New York, 1956. —20) P.M. Pfalzner: Rotation Therapy with A Co^{60} Unit II. Transit Dose Measurements as A Means of Correcting Tumor Dose for Non Waterequivalent Absorbing Media, Acta Radiologica Vol. 45, 62, 1956. —21) H. E. Johns: Physical Aspects of Rotation Therapy, Am. J. Roentgenol. Vol. 79, 373, 1958. —22) H. E. Johns, J.R. Cunningham: A Precision Cobalt Unit for Fixed and Rotation Therapy, Am. J.

Roentgenol. Vol. 81, 4, 1959. —23) C.B. Braestrup, G. Hertsch, R.T. Mooney: Transit Dose System for Co^{60} Rotating Teletherapy Equipment, Am. J. Roentgenol. Vol. 79, 400, 1958. —24) L.E. Jacobson, I.S. Knauer: Correction Factors for Tumor Dose in the Chest Cavity Due to Diminished Absorption and Scatter in the Lung Tissue, Radiology Vol 67. 863, 1956. —25) 高橋，岡島 Co^{60} 遠隔放射法の研究（第1報）Co^{60} 集光放射装置について，日本医学放射線学会雑誌 Vol. 18, 1143, 1958. —26) H.E. Johns, E.R. Epp, D.V. Cormack, S.O. Foedruck: Depth Dose Data and Diaphragma Design for the Saskatchewan 1000 Curie Cobalt Unit, Brit. J. Radiol. Vol. 25, 302, 1952. —27) G. Failla: Protection Against High Energy Rays, Am. J. Roentgenol. Vol. 54, 553, 1945. —28) W.W. Evans, R.C. Grank, K.A. Wright, T.G. Trump: Absorption of 2 MeV Constant Potential Roentgen Rays by Lead and Concrete, Radiology Vol. 58, 560, 1952. —29) M. M. Kligerman, E.G. Rosen, E.H. Quimby: Rotation Therapy Technics Applicable to Standard Deep X Ray Machine, Radiology, Vol. 62, 183, 1954. —30) H.E. Johns, M.T. Morrison, G.F. Whitemore: Dosage, Calculations for Rotation Therapy with Special Reference to Co^{60}, Am. J. Roentgenol. Vol. 75, 1105, 1956. —31) W. R. Dixon, C. Garrett, A. Morrison: Radiation Measurements with the Eldorado Cobalt Teletherapy Unit, Brit. J. Radiol. Vol. 25, 314, 1952. —32) D.E.A. Jones, G. Gregory, I. Birchall: Dosage Distribution in Rotational Co^{60} Therapy, Brit. J. Radiol. Vol. 29, 196, 1956. —33) L.D. Marnelli, E.H. Quimby, G.J. Hine: Dosage Determination with Radioactive Isotopes, Am. J. Roentgenol. Vol. 59, 260, 1948. —34) R. du Mensil: Die Dosierungs-grundlagen der Rotationsbestrahlung, Strahlenther. Band 60, 648, 1937. —35) V. Castro, C. Soifer, E.H. Quimby: Calculation of Dosage in Vertical Rotation Therapy Using Standard Isodose Charts, Am. J. Roentgenol. Vol. 73, 8 15, 1955. —36) G. Gregory: Dosage Distribution in Rotational Cobalt 60 Therapy, Brit. J. Radiol. Vol. 30, 538, 1957. —37) C.B. Braestrup, R.T. Mooney: Physical Aspects of Rotating Telecobalt Equipment, Radiology Vol. 64, 17, 1955. —38) J.D. Richmond: Physical Factors in Lung Therapy, Am. J. Roentgenol. Vol. 79, 484, 1958. —39) 西，岡，他，臨床人体横断解剖図説，日本医書出版株式会社1949. —40) 松田，渡辺廻転集光照射法に於いて病巣への放射線的中に対する廻転横断写真の役割．日本医学放射線学会雑誌 Vol. 1, 18, 1584, 1958.

The Tumor Dose Evaluation in the Telecobolt Therapy

By

Yasuto Onoyama

Department of Radiology, Faculty of Medicine, University of Kyoto

(Director: Prof. Masashi Fukuda)

The methods of calculating tumor dose on Co^{60} teletherapy, especially that in the inhomogenous media as chest, by transit dose measurement with ordinary dosemeter were studied experimentally and theoretically. And the examinations were added on the applicability of polymethyl metacrylite (Acrylite) as a body phantom in the region of Co^{60} γ ray. The conclusions were summarized as following.

i) In comparison with water which has been used as a body phantom, the total linear absorption co-efficient of γ ray in Acrylite was 1.17 times greater than that in water in proportion to their electron densities. The ratio of depths giving the same depth doses in both materials was about 1.1, which was lower than the ratio of the linear absorption co-efficient and dependent upon the field size to some degree. Analysing the depth dose curves in both materials, the depth for build-up of the scatter were

about 10 cm in water and about 14 cm depth in Acrylite. While the states of the scatter were somewhat different in the both materials, Acrylite was practically available to the phantom in the consideration that the thickness of Acrylite multiplied by 1.1 was equivalent to that of water. Absorption and scatter in the human pelvis as whole was closer to Acrylite than water, and Acrylite was able to be used as the pelvic phantom as it was.

ii) The dosage at the rotation center in the homogenous media was calculated by the tumor air ratio method, and at other points, by the corrected tumor air ratio for the inverse square law attenuation and penumbra factor suitable for R.T. 2000 therapy unit. And then at the rotation center and the neighboring points, calculated value had a good agreement with measured one, but near the surface of the phantom, the former was 10% in maximum smaller than the latter. But there was no difficulty in the practical use of this method in consideration of this difference in the surface.

iii) In the case of measuring the transit dose by the ordinary γ ray chamber without the special equipments eliminating the scatter, the fundamental examinations on the factors influencing on the reading of the dosemeter were added, and the accuracy was confirmed by the transit dose measurement on the phantom in the rotation therapy. By the use of the chamber apart 30~40 cm. from the exsit and the effective absorption co-efficient suitable for the field size, the effective thickness of the body was able to be estimated with practically sufficient accuracy.

iv) The depth doses in each point of the chest phantom made of Acrylite and Neoprene spongy were measured, and the dose ratios were calculated by comparing with the depth dose at the corresponding points in the homogenous Acrylite phantom. These ratios increased gradually after the passage of the less dense material and beyond 13 cm depth arrived at the constant value $e^{\bar{\mu}(\mathrm{Ract-Reff})}$, equivalent to to the decreased absorption in the less dense material. The attenuation curve measured in the condition of the broad beam and the logarithm of the corrected depth dose curve for the inverse square law attenuation deviated from the exponential curve as upwards convex curve 12 cm and 14 cm depth respectively. From these three facts the increase in ratio to 13 cm depth was considered as a result of build-up of the scatter. It is necessary for obtaining the true dose at points to 13 cm depth, not only to correct the decreased absorption by the transit dose measurement but to consider the scatter state. For this purpose the correction factor corresponding to the deficiency of the scatter was calculated in the consideration on the corrected depth dose curve for the inverse square law.

v) The phantom nearly equivalent to the human chest was made of vegetable wax (S.G. 0.98) and Neoprene Spongy, and under the correction of absorption and scatter from the transit dose measurement, measured dose value had a good agreement with calculated one. According to this, as the reliability of the transit dose measuring ethod and this calculation method was determined, the dosage to intra-thoracic tumor

on rotation therapy was calculated by this method. The scatter correction factor was about -5% on the central tumors as in mediastinum or hilum, and was about -10% on the solitary small ones in lung. The conclusive correction dose was 1.15 times, in average, of the calculated value on the actual body contour; namely, this is clinically significant dose difference.
