



Title	廻転照射において於ける100KVより100MeV迄のエネルギー-変化と深部率との関係
Author(s)	東, 巖
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1961, 21(7), p. 733-740
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/19145">https://hdl.handle.net/11094/19145</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

# 廻転照射に於ける100KV より100MeV 迄の エネルギー変化と深部率との関係

エルランゲン大学 (独乙)  
東 巖

(昭和36年9月27日受付)

Die relative Tiefendosis bei Rotationsbestrahlung bei  
Strahlenenergien von 100 kV bis 100 MeV

von

Iwao Azuma

Röntgenabteilung der medizinischen Fakultät der Universität Keio, Tokio  
(Chefarzt: Dr. T. Katow)

z. Zt. Institut für medizinische und physikalische Strahlenkunde der  
Universität Erlangen-Nürnberg, Westdeutschland  
(Leiter: Prof. Dr. F. Wachsmann)

## Zusammenfassung

Es wird gezeigt, dass die mit konventionellen Strahlungen bei Rotationsbestrahlung erreichbaren relativen Tiefendosen bei der Anwendung breiter Felder nicht mehr befriedigen. Erst die ultraharten Strahlungen, deren wesentliche Eigenschaften, wie grössere relative Tiefendosis, Aufbaueffekt, Grösse und Richtungsverteilung der Streustrahlen näher besprochen und anhand eigener Messungen erläutert werden, versprechen bessere Verhältnisse. Mit Feldbreiten von 3,5 und 7 cm in wasserphantomen von 12,18,24 und 30 cm im Energiebereich von 100 kV bis 17 MeV unter einheitlichen Bedingungen durchgeführte Messungen zeigen, was die Erhöhung der Strahlenenergie bringt. Dabei zeigt sich u.a. dass bereits bei einer Erhöhung der Röhrenspannung von 200 auf 300 kV ein Gewinn an relativer Tiefendosis möglich ist, der dann aber besonders beim Übergang von Co-60 auf die ultraharten Strahlungen des Betatrons gross wird. Schliesslich werden für den Energiebereich 20 bis 100 MeV Berechnungen der relativen Tiefendosis angestellt, wobei sich ergibt, dass eine Erhöhung der Strahlenenergie über 20MeV vom praktischen Standpunkt aus nicht mehr sinnvoll ist.

我が国の廻転照射法治療は<sup>1)</sup>ヨーロッパに於けるそれと殆んど時を同じく開始された。以来欧州に於いてその著しい普及が見られた。一方米国に於ける高エネルギー放射線の発展は目覚ましく、

臨床面への応用も他より先んじた。こゝ数年来欧州に於いてもベータートロンを主に高エネルギー放射線発生装置が生産されに及び、その利用度も高くなりつゝある。又欧州に於いては運動照射法

の充分な母体があるだけに高エネルギー放射線プラス運動照射法と言う結びつきの完成もそれだけ早いものと思われる。著者はこゝに在来のレ線より高エネルギー線に至る廻転照射に於ける深部率を求め、合わせてその変化を及ぼす原因と考えられる事柄について測定したのでその結果を発表する。尙この測定は著者の留学先西ドイツ Erlangen 大学放射線医学研究所（主任 Prof. Dr. F. Wachsmann）でなされた。

### I. 在来のレ線廻転照射法によつて到達し得る深部量

中泉・宮川<sup>1)</sup>, Du Mesnil<sup>2)</sup>, Nielsen<sup>3)</sup> 或は Neumann・Wachsmann<sup>4)</sup> 以来知られて居る如く、管電圧 200KV 迄のレ線廻転照射法では比較的幅狭い照射野を用いた時には充分なる病巣線量を得る事が出来た。之に対し病巣の幅が広くなるにつれて、或は被照射体の径が大きくなるにつれて最早皮膚耐線量を維持して病巣に満足すべき線量を投入する事は出来ない。中泉・宮川<sup>1)</sup> は廻転照射の深部百分量率（本論文では単に深部率と記す）を定義づけた。すなわち被照射体が 360度廻転する間に表面（皮膚）が受ける線量と廻転軸（病巣）に到達する深部線量との関係で次式で表わされる。

$$\text{relative Tiefendosis} = \frac{\text{Drehachsendosis}}{\text{Oberflächendosis}} \times 100\%$$

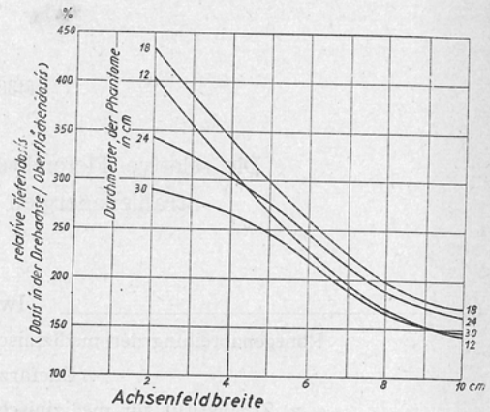
#### a) 照射幅の変化と深部率

照射幅を広げる事により深部率に如何なる影響を及ぼすかを見る為に、今こゝに半価層 2mm Cu で 2cm より 10cm に至る迄の照射幅（於廻転軸）について Johns Morrison Whitmor Umberg<sup>5)</sup> 及び幅 4cm 以下については著者自身の測定とを組合せ図 1 に示した。この図が示す如く照射幅の拡大は廻転深部率を著しく低下させる。例えば照射幅 5cm では 18cm $\phi$  ファントームの深部率が辛うじて 300% を維持するに過ぎない。従つて廻転照射の部分的照射法である振子運動照射法ではこれよりさらに深部率が低下する事は明白である。

#### b) 線質の変化と深部率

在来のレ線エネルギー範囲で線質の硬化により如何程の深部率が得られるか検討して見る。此の

Abb. 1: Relative Tiefendosis bei Rotationsbestrahlung bei verschieden breiten Herden und Körperdurchmessern von 12 bis 30 cm; Drehwinkel 360°, HWS der Strahlung 2,0 mm Cu, Fokus-Drehachsenabstand etwa 60 cm (zusammengestellt nach Johns, Whitmore, Watson und Umberg (5), für Feldbreiten unter 4 cm ergänzt durch eigene Messungen.



問題についての最初の測定者は我が国の中泉・宮川<sup>1)</sup> で 0.25mm より 0.89mm Cu HWS で行なわれた。其の結果はこの範囲では深部率の線質依存性は僅少であると数値をあげて報告された。このテーマについて続いて Nilzen<sup>3)</sup> Dresner<sup>6)</sup> Herve<sup>7)</sup> Kuttig<sup>8)</sup> Quimby・Cohen<sup>9)</sup> の報告があり此等の資料に基いて Wachsmann Barth<sup>10)</sup> は半価層 0.2から 5 mm Cu 範囲の線質の深部率を編成して居る。併しながら前記の報告は夫々条件を異にして得た結果である為、その編成には不備の点があると思われたのでこゝに、著者は著者が選定した一定した条件（後述）のもとで測定し図 9・10・11を得た。尙これは Wachsmann Barth<sup>11)</sup> の英語版運動照射法には著者の図表を以て訂正される予定である。著者が得た結果から見ても一般的に言える事は在来のレ線範囲では深部率の増加は期待する程著明では無い事である。

在来のレ線運動照射の深部率向上の手段として放射門を増す方法も講ぜられて来た。すなわち Wachsmann Buse<sup>12)</sup> の二門照射法、Wichmann<sup>13)</sup> の振子集光照射法等がそれである。併しこれ等は皮膚を広く利用する必要上その適応には自

ら制限があり、又斜方向より病巣に入射される場合も含まれるので皮膚病巣間距離が長くなり、従つて大型ファントムの廻転深部率が一般に劣ると言う結果から見ても深部率改善に特に大きな期待はもたれない。廻転深部率改善の為に残されたものはエネルギーをさらに上げて試みる事すなわち高エネルギー放射線に期待する事である。

## II. 高エネルギー放射線の特徴

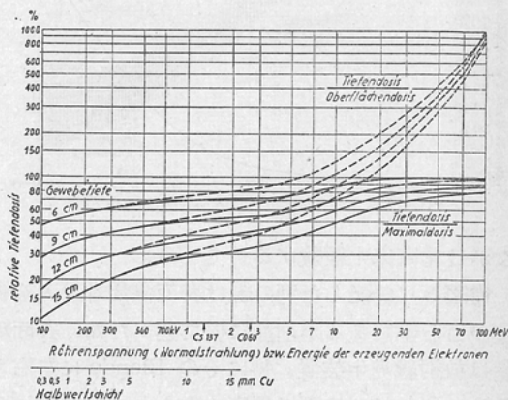
各国の工業規準調査会の放射線エネルギー分類乃至は管電圧による線質硬度の分類規定は略々同様であるが、今こゝに西ドイツの DIN<sup>14)</sup> の規定を見ると“3 MeV 以上のエネルギーの電子加速で生ずる放射線(γ線)を超硬質放射線 Ultra-harte Strahlen”と記されて居る。この規定に従うと Co<sup>60</sup> は超硬質放射線に入らない訳であるが一般に Co<sup>60</sup> は超硬質放射線と同一にして論じられて居るので本論文でも Co<sup>60</sup> 前後のエネルギー範囲を含めた超硬質放射線を高エネルギー放射線と記す事にする。

周知の如く高エネルギー放射線は固定照射でも運動照射でも在来のレ線に比べて多くの利点を持つて居る。本章に於ては廻転照射に特に影響を与えと思われる高エネルギー放射線の夫々の特質を以下の各節に従つて検討した。

### a) 固定照射深部率

放射線エネルギーの上昇は深部線量の増加を来たす事は周知の事実であるがこゝに 100KV より 100MeV に至る 6, 9, 12, 15cm の深部率を Wachsmann・Dimotsis<sup>15)</sup> の表より求め図 2 に示した。この図表によれば 100KV より管電圧を高めると深部率はゆるやかに上昇する。200KV より 300KV では特に深い部分の増加が目立つ。さらに放射線エネルギーを上げて行くと深部量と表面量の比は著しい上昇を示すに至る。この深部率の増加は線質が硬くなるにつれその透過能を増す事と build-up effect, (Aufbaueffekt 独, 以後増成効果と記す) が現れる為である。従つて超硬質放射線領域では深部線量が表面線量の10倍に達する所も現れる。併しながらこの表面線量は増成効果に左右され、増成効果は又放射線発生装置に

Abb. 2: Relative Tiefendosen in 6, 9, 12 und 15 cm Tiefe bezogen auf die Oberflächendosis (.....) bzw. die Maximaldosis (—) bei Bestrahlung mit unbewegten Strahlenkegeln von etwa 100 cm<sup>2</sup>, Fokusabstand 50 cm, zusammengestellt aus den Tabellen von Wachmann und Dimotsis (15).



より差がある為その深部率は一定しない。従つて図 2 に於ては増成効果が影響を及ぼして来る 300KV 以上の深部対表面の深部率を点線を用いて示し、この深部率より安定した深部対最大線量部の深部率を実線を用いて併記した。

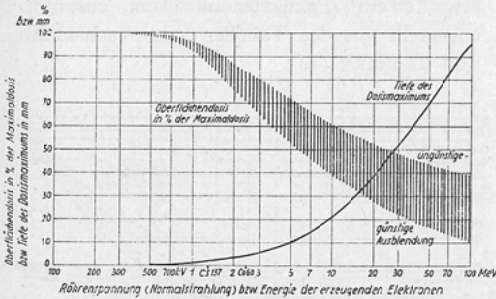
第 2 図及び其の後に用いる図表の横軸(対数目盛)は管電圧乃至はレントゲン阻止線を生成させる電子エネルギーの単位を用いた。又各管電圧に対する濾過板の選択は Wachsmann の提唱する“Normalstrahlung<sup>16)</sup>”によつた。又この方式によれば Cs<sup>137</sup> 及び Co<sup>60</sup> は夫々 0.66 及び 1.2 MeV の単色放射線と看做しその 2 倍のエネルギー 1.3 及び 2.4 MeV に相当する。

### b) 増成効果

高エネルギー放射線で生ずるコンプトン電子は飛散距離が大で併もその方向は主として前方であるので(図 4 参照)表面より深部に行くにつれ線量の増加を来す所謂増成効果を生ずる。そしてこの線量の増加の peak 線量最大部はエネルギーに依存する。図 3 に示した実線はエネルギーと線量最大部との関係を表した(読は mm)。高エネルギー放射線に於てこの増成効果は皮膚及びそれに続く皮下組織の線量負荷を著しく軽減して居る事は我



Abb. 3: Durch den Aufbaueffekt bedingte Entlastung der Oberfläche und Tiefenlage des Dosismaximums (zusammengestellt nach den Tabellen von Wachsmann und Dimotzsis (15)).



々が日常臨床経験する所である。

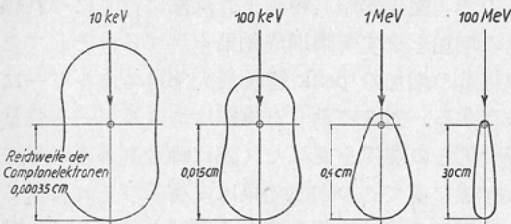
尙図3に併記した別の線は表面線量対最大部線量の百分率であるが前節に於て述べた如く表面線量は放射線発生装置、特にそのBlendeに左右される。従つてこの図で幅広く取られて居るのは、装置の優劣によつて生ずる範囲を示したものである。又この範囲の広がりにはエネルギーが大きくなるに従い大きくなる。

c) 散乱

(i) 散乱線の方向分布

線量分布に重要な影響を与えるものに発生する散乱線の量と質及びその方向分布とがある。又散乱線の方向分布はその放射線のエネルギーによつて決まる。第4図は Klein-仁科の式より数種のエネルギーについて計算して得たものでコンプトン電子及び光粒子の散乱分布及び散乱範囲を示す。作図に際しては前方向に乱散されるコンプトン電子の最大飛散距離を1としさらにその実数値

Abb. 4: Aus der Klein-Nishina-Formel berechnete Richtungsverteilung der gebildeten Photoelektronen und Quanten mit Angabe der Reichweite der Comptonelektronen.



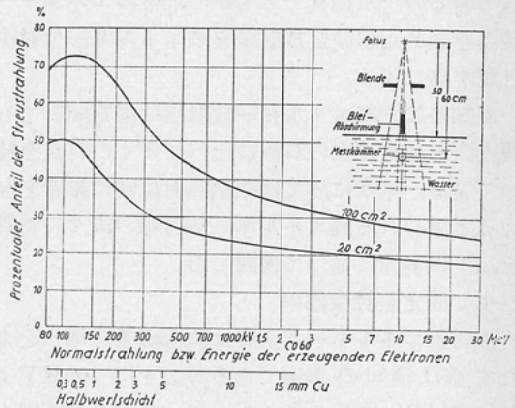
を付け加えた。この図によつてエネルギーが上昇すればする程発生されるコンプトン電子及び光粒子はその一次線が向つた方向に散乱されて行くのが認められる。

(ii) 深部に於ける散乱線の割合

深部に於ける散乱線の占める割合はどれ程であろうか、またエネルギーの上昇によつてそれはどのように変化するか。この問題について著者は次の様な測定を試みた。

すなわち Wasserphantom の水面下10cmに小型電離槽線量計(φ 7mm)を置き、水面上にこの線量計に一致する様な大きさの鉛を設置し線量計に到達する一次放射線を遮断した(第5図内スケ

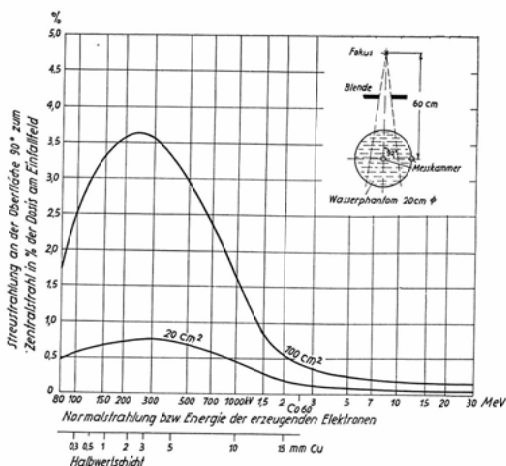
Abb. 5: Anteil der Streustrahlung an der Gesamtstrahlung in einem Wasserphantom gemessen in 10 cm Tiefe.



ッチ参照)。この鉛は線質に応じ透過線量が 0.1% 以下になる高さを種々作製した。照射野は20cm²及び 100cm²を選び、鉛で一次線を遮断した場合すなわち散乱線量と鉛を除いた場合を夫々測定し、この間の百分率を求め第5図に示した。この結果によれば散乱線の割合の最高は照射野により差があるが(小照射野では 100KVで50%, 大照射野では 130KVで75%)超硬質放射線領域では明らかに減少し約20%<sup>1</sup>/<sub>3</sub>となる。

(iii) 線錐外、特に体表面に到達する散乱線量線錐外特に体表面に到達する散乱線は運動照射の深部率に直接的な意義を持つ。今こゝにこの種

Abb. 6: An die Körperoberfläche gestreute Strahlung gemessen in einem Phantom von 20 cm Durchmesser in einem Winkel von 90° zur Strahleneinfallrichtung.



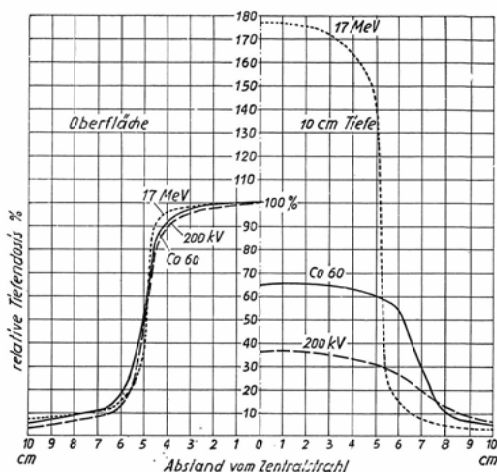
の散乱線量を以下に述べる方式で測定した。すなわち直径20cmの円型ファントムの中心に線量計を固定し又中心放射線線束と直角をなすファントム表面に線量計を配置した。20cm<sup>2</sup>及び100cm<sup>2</sup>の正方形照射野で照射した(第6図内スケッチ参照)。ファントム中心の線量計の読を100としファントム表面に到達した散乱線量の百分率を図6に示した。この種の測定で4MeV迄のエネルギーについて Martin Evans<sup>17)</sup>の報告があるが著者の測定では彼等のよりも低い百分率を得た。

d) 照射野辺縁に於ける線量分布状態

我々が日常放射線治療をする場合にはその放射線は病巣部だけに集中し病巣部近くの健康部は出来得る限り被曝線量を僅少に止めなければならない。その為には照射野辺縁に於て急峻な線量下降が望まれる。この照射野辺縁に於ける線量分布は i) 散乱線, ii) 半影, iii) Blende の断端を通過する線量等が之に作用する (Gscheidln・Malsch Schittenhelm<sup>18)</sup>)。

散乱線の割合については前述の如く高エネルギー放射線特に超硬質放射線に有利な結果を見た。併し半影については線源に同位元素を用いる

Abb. 7: Dosisabfall von der Feldmitte zum Feldrand bei 10×10 cm gross ausgeblendeten Feldern, FA 50cm, links: An der Oberfläche; rechts: in 10 cm Tiefe. Alle Werte bezogen auf die Dosis an der Oberfläche im Zentralstrahl.



Teletherapie 装置はその焦点の大きさより考えて明らかに在来のレ線管球による放射線より不利である事はまぬがれない。又 Blende 断端を透過する放射線も Teletherapie 装置に可能性が強い。第7図は 200KV, Co<sup>60</sup>, Betatron 17MeV による照射野 (10cm×10cm) の平面的線量分布曲線でファントム表面を左側に10cm深部を右側に示した。縦軸の読は表面に於ける各々の中心部線量を100とし百分率で示した。

III. 廻転照射の深部率測定

線質の変化による廻転深部率の比較は線質以外の条件を同一にして測定すべき事は言うまでもない。この目的で管電圧 100KVより 300KV迄の深部率を測定した事は先に第I章に於て述べた。著者はさらにこれと同じ条件のもとで Co<sup>60</sup> 及び Betatron による 6 MeV より17MeV に至る高エネルギー領域の廻転深部率を測定した。こゝに此等の測定に用いた条件を詳しく述べる。

a) 測定実施

(i) 線源及び照射方法

(イ) 100KVより300KV迄は Siemens Stabilipan の装置を用いた。管球焦点は 0.9mmを一

Tab. 1. Benützte Normalstrahlungen, deren Filterungen und Halbwertschichten.

Röhrenspannung kV	Filterung		HWS mm Cu
	Gesamt mm Cu	zusätzlich mm Cu	
100	0.36	0.26	0.3
120	0.47	0.41	0.5
150	0.83	0.77	0.7
200	1.56	1.5	1.7
250	2.21	2.15	1.8
300	2.76	2.7	3.4

辺とする略々正方形, 管電流は20mA. 管球のもつ固有濾過は2 mm Alに相当するのでNormalstrahlung に付加すべき濾過板と管電圧及び半価層の関係は Tab. 1 の如く用いた.

(ロ) Co<sup>60</sup> の線源として Siemens-Gamma-tron I型を用いた. これには2000c の Co<sup>60</sup> を内蔵し, 大きさは長径28mm短径16mmの略々楕円形の線源である. この線源設置に際しては長径が常にファントー廻転軸に並行する如く固定した.

(ハ) Siemens-Betatron を用いて6, 9, 12, 15, 17MeV の測定を行った. 又照射野に於ける線量平均化の為に照射野の大きさに夫々適応する線量平均化フィルターを使った.

焦点廻転軸間距離は60cmと定めた. 廻転軸に於ける照射野の幅を3, 6, 7 cmとし高さをその夫々の2倍にした. 又この廻転軸照射野を得る為のBlendeの開きは Wacksmann<sup>11)</sup>の式より得た.

すなわち

$$b = B \frac{a}{FA} + f \frac{FA-a}{FA}$$

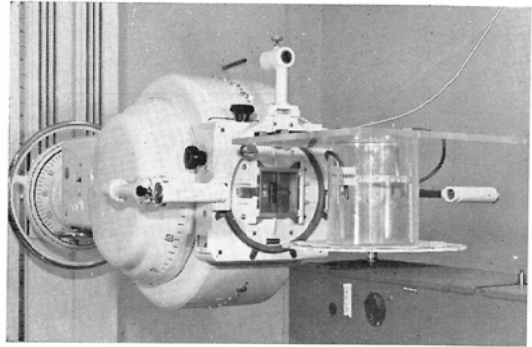
こゝに b: 求める Blende の大きさ, B: 照射幅, FA: 焦点廻転軸間距離, f: 焦点の大きさ. この式によつて求めた照射野をさらに線量計及びフィルムによつて測定した. これについては別途発表する.

#### (ii) ファントーム

壁の厚さ 0.5cm, 高さ20cmの円形 Plexiglas-Wasser-Phantom (直径12, 18, 24, 30cm) を用い, これを一廻転2分の電気モータにのせ廻転させた (図8は測定状況を示す).

#### (iii) 線量計

Abb. 8: Versuchsanordnung zum Messer der relativen Tiefen-Dosis bei Rotationsbestrahlung.

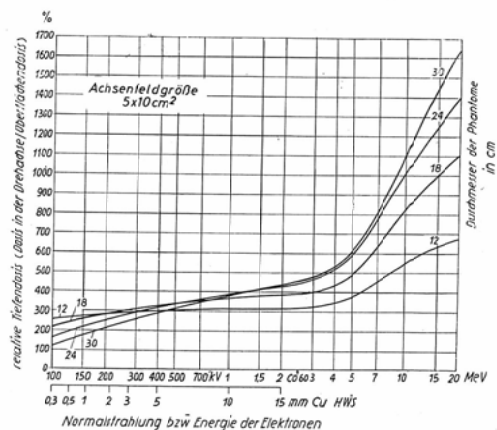


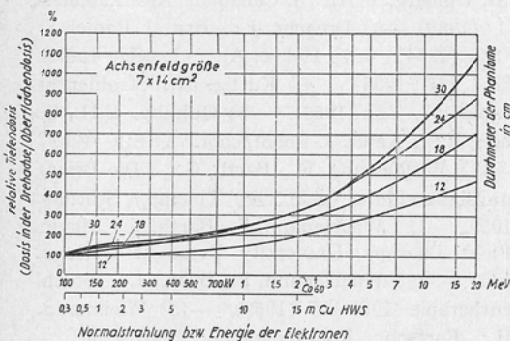
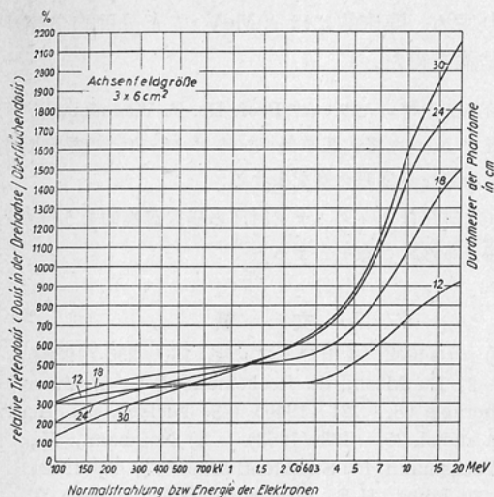
この実験には "Simplex Dosimeter, (Physikalisch-Technische Werkstaetten) の Normalkammer を使用した. この Normalkammer では 100KVより17MeV迄の範囲でのエネルギー依存性は無視し得る. この電離槽は直径8 mm, 0.3ccの容量で, 壁の厚みは非常に薄く0.5mmであるので高エネルギー放射線測定に際して増成効果なしの表面線量を測定し得ると見なしても差支えない<sup>14)</sup>.

#### b) 測定結果とその解釈

測定結果の廻転深部率は第9, 10, 11図に示した. これによれば在来のレ線範囲の廻転照射法で

Abb. 9-11: Relative Tiefendosen bei Achsfeldbreiten von 3, 5 und 7 mm gemessen in Wasserphantomen von 12, 18, 24 bzw. 30cm Durchmesser in Abhängigkeit von der Strahlenergie.





得られる深部率は管電圧の上昇と共に増加の傾向を持つが特に大型ファントム例えば30cm, 24cm φ に著しい。200KVより300KVでは深部率の上昇により廻転照射法の適応と考えられる範囲は増加して居る。300KVよりCo<sup>60</sup>に至る迄の深部率はあまり動が見られない。特に小型ファントムでは殆ど停止の状態である。可成り大きな半影を持つCo<sup>60</sup>の所はもしこれに相当する点状線源で測定すれば幾分かの深部率上昇はあり得る。

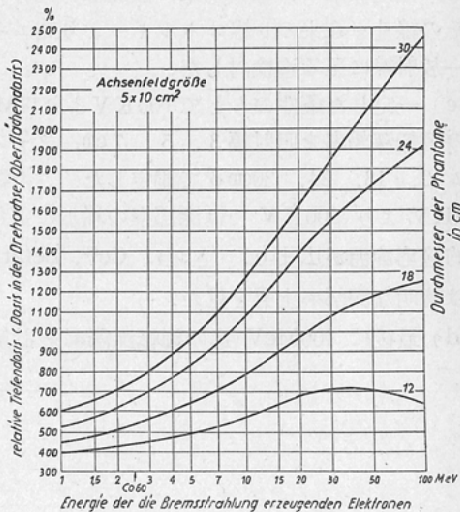
これよりさらにエネルギーを高めると深部率の上昇は甚だ急傾斜を示して行く、そして特に興味深い事はファントムの径が大になるにつれ、その深部率は上昇し、30cm φ を最高に以下24, 18, 12cm φ と続いて居る事である。この結果は在来のレ線に於ける深部率と逆でその趣を全く異にして居る。すなわち大型ファントムで広い幅の照射

野でも深部率は高く、皮膚に何等の障害を見る事なく、併も高い病巣線量を与える事が出来るわけである。超硬質放射線の有利な点或は又Co<sup>60</sup>に対してのBetatronの有利さもこれ等の図表から明らかに読み取る事が出来る。すなわち12cm φ ファントムに照射幅7cmと言う廻転照射とつて不利な条件ですら15-20MeVでは皮膚線量の4.5倍を病巣に照射出来るわけである。これは皮膚耐線量を6週間4000rとしこの耐線量一杯で治療した場合病巣には15,000rから20,000rを投入出来る事を意味し、又逆に病巣線量を6,000rから7,000rを与える場合の皮膚の負荷は1,500rですむ。

IV. 20MeVより100MeV迄の廻転深部率

著者が用いた設備では20MeV以上の廻転深部率を測定する事は不可能であるが、深部線量曲線<sup>15)</sup>を用い計算によつて廻転深部率を作製してみた(図12)。そして実測による17MeVと比較し

Abb. 12: Für Strahlenenergien von 20 bis 100 MeV errechnete relative Tiefendosen bei einer Achsenfeldbreite von 5 cm.



た所その誤差は10%以内であつた。在来のレ線の散乱が可成の割合が側方に向うのに比べ高エネルギー放射線の側方散乱が著しく少ない事がこの誤差の減少をもたらしたものと考える。従つて20MeVよりさらにエネルギーを増して行けばそれ



だけ誤差は減少すると断定し、この深部率は20 MeV 以上では有効とみなした。第12図に示した廻転深部率は廻転軸照射幅5 cmとし他の条件はすべて第Ⅲ章で用いた条件に適應する数表を用いた。この図表を見ると大型ファントームでは深部率はさらに上昇を示し、30cmφで20MeVは1,600% 100MeVは2,400%となっている。しかし一方小型ファントーム12cmφはこの間に下降して行くのが見られる。

結論として言える事は照射幅5 cm, 20MeVの廻転照射では小型ファントームで病巣に皮膚線量の7倍、大型で16倍を与える事が出来るが、さらにエネルギーを増加すれば大型ファントームの深部率は上昇するが小型は下降する。従つてこれ等の事実を考えて臨床的には20MeV迄の発生装置で充分目的を達し得ると考える。

#### V. 総括

a) 在来のレ線による廻転照射法では照射幅が広くなると皮膚耐線量を維持して十分な病巣線量を与える事は出来ない。

b) 固定深部率、増成効果、散乱線方向分布及びその線量を在来のレ線エネルギーより高エネルギー放射線に至る迄検討した。

c) 一定した条件のもとで100KVより17MeV迄の廻転深部率を照射幅3, 5, 7 cm, ファントーム12, 18, 24, 30cmφで測定した。この結果200KVより300KVでは深部率の増加により臨床的適應範囲が広まり、さらにCo<sup>60</sup>, Betatronでは著明な深部率上昇を見た。

d) 最後に100MeV迄の廻転深部率を計算に

より求め、臨床的には20MeVで充分目的を達する結論を得た。

始終御指導いただいた Prof. Dr. F. Wachsmann, 御助言下さった慶大医学部レントゲン科主任加藤俊男博士に深甚なる感謝の意を表する。

(本研究はワックスマン財団の研究費援助をうけた。深甚なる感謝の意を表する)

#### 文 献

- 1) 中泉正徳, 宮川正: 日レ誌, 16, 235 (1938).
- 2) Du Mesnil de Rochemond, R.: Strahlentherapie 68, 221 (1940).
- 3) Nielsen, H.: Acta radiol. 25, 183 (1953).
- 4) Neumann, W., Wachsmann, F.: Strahlentherapie 71, 438(1942).
- 5) Johns, H.E., Whitmore, G.F., Watson, T. A., Umberg, F.H.: J. Canadian Ass. Radiol. 4, 1 (1953).
- 6) Dresner, J.: Brit. J. Radiol. 27, 340 (1954).
- 7) Herve, A.: J. belge radiol. 38, 167 (1955).
- 8) Kuttig, H., Strahlentherapie 101, 241 (1956).
- 9) Quimby, E.H., Cohen, B.S.: Amer. J. Roentgenol. 78, 819 (1957).
- 10) Wachsmann, F., Barth, G.: Die Bewegungsbestrahlung (改訂2版) Thieme, Stuttgart 1959.
- 11) Wachsmann, F., Barth, G.: Moving Field Therapy, University Press of Chicago, 1951.
- 12) Wachsmann, F., Buse, H.: Strahlentherapie 109, 257 (1959).
- 13) Wichmann, H.: Fortschr. Röntgenstr. 83, 583 (1955).
- 14) DIN Normblatt 6809 Ausgabe Mai 1958, Beuth Vertrieb, Berlin.
- 15) Wachsmann, F., Dimotsis, A.: Kurven und Tabellen für die Strahlentherapie, Hirzel, Stuttgart 1957.
- 16) Wachsmann, F.: Strahlentherapie 83, 31(1950).
- 17) Martin, J.H., Evans, A.: Brit. J. Radiol. 32, 7 (1959).
- 18) Gscheidlen, W., Malsch, T., Schittenhelm, R.: Strahlentherapie 111, 621 (1960).