

X線の深部作用

Die Tiefenwirkung der Röntgenstrahlen

Dessauer F, Vierheller F. Strahlentherapie 12:655-90, 1921

I

X線深部治療が辿ってきた道を、その原点に遡ると、1904～5年の基礎的な研究 [1] で確立した原則は、現在にも通用するものである。過去との違いは、技術の進歩のおかげでより簡単にこれを実現できることである。実際のところ、この間に以下の様な選択肢が可能となった。

まず非常に高硬度の放射線の使用である。初期は水層 1cm 当りの減弱率 19% の放射線を長時間照射するのが最良とされたが、現在では水層 1cm 当りの減弱率約 13% の放射線を持続照射する方法が一般的である。これは、表面線量で計測される深部効果が、数倍も大きいことを意味している。吸収、散乱の法則を考えると、この改善度は 2 つの数字の表面での違いよりも実際にはずっと大きい。最近 [2] 我々の研究室では、組織層 1cm 当りの減弱率わずか約 10% の放射線の持続照射を計測したが、近い将来このような方法が可能となることは疑いのないところである。

この間のもうひとつの技術的成果は、放射線強度の増強である。このような高硬度の放射線を、許容範囲の治療時間で照射できるようになったことである。これに関してはまだ不十分な点があり、現状に比べてわずかな照射時間で済むように、将来大きな進歩が期待されるところである。

3 つ目の技術的進歩は、照射条件を一定に維持することができるようになったことである。X線管球、装置の発明により、制御下にある同一条件の下に、同質の放射線を照射できるようになり、スペクトル分析によりある程度一定の治療効果が得られるようになった。過去の線量計の多くは使われなくなり、生物学的効果、その線質、強度、吸収量との関係の解明への道のりはまだ遠い。しかし、最新の装置では一定の照射条件で生物学的効果を評価できるので、以前よりも良い照射条件を設定できるようになった。

しかし、深部治療に関する決定的な問題がなお残っている。いくつかの研究はあるが、なお未解決な問題である。すなわち、深部病巣に所望の効果を及ぼし、かつ正常組織を避けるために、体内のX線エネルギーの定量的分布を知ることが必要である。焦点皮膚距離、絞りの大きさ、照射野の大きさ、電圧がわかり、管球内の不要ガスを除去し、一定のフィルターを使用し、スペクトル分析で線質を知り、一定の装置で一定の管電流を同じように使用して、最終的に皮膚表面の線量

がある程度分かったとしても、放射線科医が本当に知らなければならないこと、すなわち皮膚に照射される放射線のどの程度が体内の深部に到達しているか、という点については依然不明のままである。これは、単に中心線束の減弱だけではなく、他の任意の位置の深部、辺縁部、さらに照射円錐から周囲に散乱するX線についても同様である。

この知識は、対象とする病変の細胞の放射線感受性が小さいほど、正確な照射にとって重要となる。生殖器官の高感受性細胞の場合、100% 過線量でも大きな障害がないので、大ざっぱな方法でも問題ない。しかし、治療対象が癌腫のような細胞の場合、その放射線感受性は(多少の差はあるが)多くの報告により正常臓器と大きく異ならないとされており、このような場合は著しく難しく、照射線量が不十分になるスキュラ*と、正常組織に大きな障害を与えるカリュブディス*の間をうまく舵取りすること、すなわち深部病変とリンパ節の全域に充分な線量を照射すると同時に、病変以外の深部や表面の正常組織には数%であっても障害を来たしうるレベルにならないようにすることは現状では不可能である。X線エネルギーが深部でどのように分布するのか、またそれがX線の組成、硬度、照射円錐の形状、組織の性状にいかに関係するのか全くわかっておらず、深部治療の最も重要かつ困難な問題に対する物理学的な基礎が未解明な状態である。

そこで我々は、2 年間かけてこの問題を解明した。この実験は、初期には Back 氏が、その後 Wanekros 氏が加わり、物理学的に最も問題のない計測方法を開発し、数千回にわたって計測したものである。これによって問題の一部が解明されたことから、部分的であるがその成果をここに公表する。しかしこの時点で、他の研究者からもそれぞれ深部線量が報告されていることを指摘しておく。例えば、Wintz 氏 [3] は水槽の後ろに電離箱をおいて計測し、中心線束の強度を報告している。Friedrich 氏 [4] が報告している一連のデータでは、強度分布に特徴的な規則性があることが示されている。

* 訳注：ギリシャ神話で、海峡の両側に、それぞれスキュラ (Scylla)、カリュブディス (Charibdis) という怪物が棲んでおり、船を巧みにその間に進めないといずれかの餌食になるという。進退窮まった状態をさす。

組織深部における線量分布の法則

a) X線の性質に由来する法則

周波数(硬度)が増加すると、X線吸収の指標である吸収係数は約3乗に比例して減少する。散乱係数はそれほど減少せず、ほとんど一定の場合もある。この結果、硬度が増加するにつれて散乱線の影響が吸収を上回り、ますます大きな線量分布を占めるようになる。実際の放射線は常に混合線であり、その各成分が異なる周波数、すなわち異なる吸収度、散乱度をもっていることを銘記しておく必要がある。従って、実験に当たっては、放射線の成分を可能な限り正確に知る必要がある。これは現在では、無ガス管球を使用し、同じ対陰極(タングステンあるいは白金)を使用し、管電圧を定め、適切なフィルターを使用し、これらの条件を一定に保ち、スペクトル分析でその成分を確認すれば可能である。我々の前述の計測でも常にこのように行なっており、これによって充分その性状を把握した、再現性のあるX線、混合X線を使うことができる。

b) 体組織の法則

いろいろな組織の特定の(波長によって決まる)硬度をもつX線の吸収は、原子番号(あるいは原子量)の4乗に比例して増加し[訳注:現在の知識では、原子番号の概ね3乗に比例する]、一方、散乱線は原子番号に単純に比例する。このため、非常に硬いX線では、特に組織の原子番号が小さい場合は、散乱線の影響が吸収効果を上回る。Friedrich[5]は、人体の組織の硬X線に対する物理学的な性質は、水のそれに非常に近いことを示している[6]。この結果、最初の定量的計測については単純化して、人体の線量分布が同条件、ほぼ等量の水と同じと見なした。その後の拡大研究では、この単純化を廃して、特に密閉空気空間の影響を考慮するが、当面ここではこのような影響は無視するものとする。

c) 空間配置の法則

線量分布は、皮膚から管球焦点までの距離、より正確に言えばこの距離に対する深度の比に依存する。ここでは、いわゆる距離の二乗則が適用される。しかしこの法則だけではなく、線量分布は、形状、特に照射円錐(放射線ピラミッド)[7]の大きさ、その体内での大きさによって決まる。

このように様々な依存関係があるため、任意の深度における放射線強度を予測することは容易ではない。しかし現在と異なり、軟らかいX線で、非常に小さな照射円錐を使っていた過去には、このような計算が可能であった。この場合は、吸収が散乱を上回るので計算可能であった。しかしこの方法では十分な線量が得られないことから、硬いX線と大きな照射円錐が必要となり、その場合は散乱が優位となって、簡単には計算できなくなる。

従って、数多くのいろいろな既知の条件で、線量分布を実際に確認する以外に方法はない。

III

以下のように、深部線量を測定した。

1. 5段階の異なる管電圧と、それに応じたフィルターを使用した。電圧は適切な装置で再現可能である。最大管電圧によって硬度の上限が、フィルターによって下限が決まる。中間範囲については、その都度スペクトル分析で確認した。第2項にも関連するが、適切な装置と管球によって、この線質条件を繰返し再現可能である。

2. タングステン、白金対陰極の無ガス管球を使用した。無ガス管球を使用したのは、無ガス状態でのみ一定条件を再現できるためである。タングステン、白金は、対陰極としては一般的な材質である。高電圧陰極で動作する混合X線では、対陰極固有のX線も大きな役割をはたす。原子番号74のタングステンの放射線は、電圧が同じでも原子番号78の白金にくらべて、特性線の位置が異なるため明らかに軟らかい。しかし、水

1. 照射円錐大(容積1)		2. 照射円錐中(容積1/4)		3. 照射円錐小(容積1/10)	
焦点-表面 間距離	表面の長方形 照射野	焦点-表面 間距離	表面の長方形 照射野	焦点-表面 間距離	表面の長方形 照射野
30 cm	18×24 cm ²	30 cm	9×12 cm ²	30 cm	5,7×7,6 cm ²
40 cm	19,3×25,7 cm ²	40 cm	9,7×12,9 cm ²	40 cm	6,1×8,1 cm ²
50 cm	20,1×26,8 cm ²	50 cm	10,1×13,4 cm ²	50 cm	6,3×8,5 cm ²
60 cm	20,7×27,6 cm ²	60 cm	10,4×13,8 cm ²	60 cm	6,5×8,7 cm ²
70 cm	21,1×28,2 cm ²	70 cm	10,6×14,1 cm ²	70 cm	6,7×8,9 cm ²

表1. 照射野の大きさ

の中での線量分布は、高電圧でもあまり変化しない。

3. 4つの異なる照射円錐の大きさのうち、3つは実際の照射にも適したものであるが、最も小さな4つ目はどちらかといえば物理学的意義を求めるものである。照射野は長方形とした。これは実際の深部治療では多くの場合、円形や正方形よりも有用なためである。表面における入射口の長方形の形状を表1に示す。表面から深部まで、全体の線量分布を計測した。すなわち単に中心線束だけでなく、照射領域全体、およびその辺縁を超えて明らかな散乱線が検出できる範囲を計測した。

4. 最後に、これらすべての計測を、異なる焦点—皮膚距離 (30, 40, 50, 60, 70cm) に対して行なった。この時、距離が変わっても照射容積は一定になるように入射口の大きさを変化させた。各焦点—皮膚距離に対する入射口の長方形の大きさを表1に示した。それぞれについて、以下の様に条件を変えて検討した。条件1(電圧)5種類、条件2(対陰極の材質)2種類、条件3(照射容積)3種類、条件4(焦点距離)5種類。全部で150種類となり、それぞれ非常に多くの計測が必要となった。ただし条件2、条件4については、単純な法則が適用できることがわかり、他の計測値から求めることができるので、ランダムに計測してチェックするだけとした。

IV

これらの計測法については、多くのバリエーションがある。詳細については物理学系の雑誌に記載があるが[8], ここでも簡単に説明しておく。計測は、まず電離箱、2番目にセレン、3番面に写真乳剤の変化で行なった。

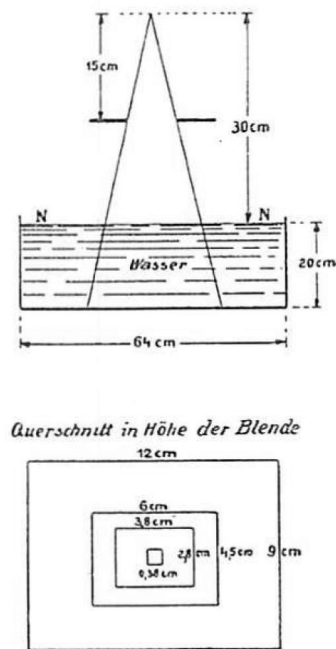


図1. 測定実験装置。下図は絞りの高さでの水平断面。

セレン計測法は、セルの不安定性、温度の影響、セルと計測室の連結の不確実性のため、定量計測には不十分であった。

電離箱計測も却下せざるをえなかった。電離箱を水中に置き、鉛で被覆した管内に電離箱の電極と検電計絶縁線で接続するが、長期間の測定では誤差を避けることができず、互いに近接したデータを数百回も計測すると物理的誤差が不可避である。電離箱では、固体で覆われた大気空間の存在を無視し得ない。空気の吸収係数、散乱係数は周囲と大きく異なるため周囲の線量分布に強く影響し、この空間の大きさを見捨てるできない。

さらに、X線管球の励起状態の変動、すなわち制御装置、管電圧、管電流の変動も、計測誤差となる。金属被覆管も実験条件に影響する。被覆管は、強度を増強する方向にも減弱する方向にも作用し、特に低強度の場合、照射範囲の外側部、あるいは照射範囲外で影響が大きい。Friedrichが示した方法によってすべての問題点を除外できたとしても、なお水中に置く空気電離箱の無視できない問題、同一条件で何百回もの計測を全く同一条件で繰り返すという実際には不可能な問題がある。

そこで我々は、写真乳剤の変化に基づく計測方法を採用した。同一条件下であればすべてのフィルムが高硬度のフィルターされた、同じスペクトル成分の放射線を同時に受光するので、この方法では臭素、銀の選択的吸収は問題とならない。写真法については、異論も多い。温度の影響、現像液の濃度や組成、現像時間、写真乳剤の均一性、輝度と黒化度の関係などである。

このような問題点はすべてセットアップで解決する必要があり、以下のような方法で行なった。図1の

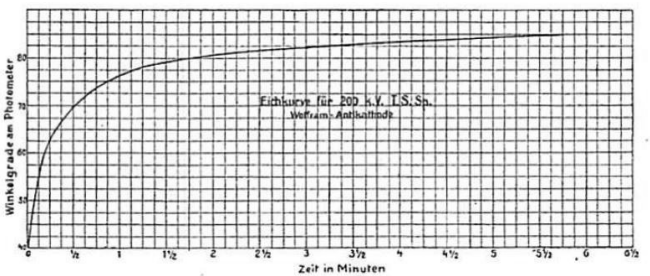


図2. フィルム黒化度の較正曲線。横軸：時間、縦軸：測光計の針の角度。200kV TSSp. タングステン対陰極。

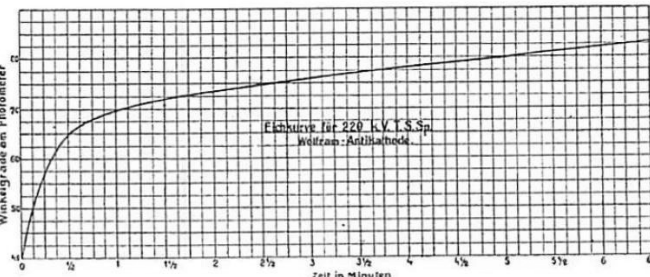


図3. 同上。220kV TSSp. タングステン対陰極。

ような長さ 64cm, 幅 43cm, 高さ 20cm のガラス容器に水を張って散乱線観測用とした。念のため、外部に常在する散乱線の影響を評価するために、厚い鉛で被覆したガラスの有無で比較を行なった。水深部との比較も行なった。深度は、人体の平均的な厚さとして 20cm を選択した [9]。中心線束における深部の強度を、水表面に対する相対的な強度として計測した。このために、木と紐で作った非金属支持台にフィルムを水中で固定したものを、照射円錐内外に置き、X線がフィルムに垂直に入射するようにした。ゼラチンは水や人体と同程度の低原子番号の組成なので、ゼラチン薄層は吸収、散乱に影響しない。乳剤薄層も、数枚のフィルムを重ねて露光してもそれぞれの黒化度に有意の差がないことからわかるように、吸収に影響しない。しかし計測物質は、事実上無視できる程度に薄い必要がある。またその材質は対象物質とほぼ同じである必要がある。温度、照射時間、現像時間などすべての外部要因を除外するために、実験は暗室でおこない、水に弱い現像液を加えて、良く混合、攪拌した。

このようにしてすべての計測フィルムを同じ X 線束で同時に照射、現像し、照射円錐全体をその都度評価した。ここでは、照射強度に依存した写真の黒化の特性を独立して評価しうる。医用計測の最終目標は、生物学的効果の評価であるが、どのような生物学的反応が起こるのかについては現在なにも分かっていない。吸収されたエネルギーのみが作用を及ぼすのか、同じような要因 (X線の硬度、二次陰極線に比例する成分など) が影響を及ぼすのか、といった問題も不明である。しかし何年も前に著者のひとりが示したように [10]、このような問題があっても計測は可能である。実際、放射線成分が既知で、その経路上で組成に変化がなければ、任意の位置の吸収線量は入射線量に比例する。

入射線量は (例えば照射時間によって) 完全に制御でき、それによってフィルムの黒化も変化する。フィルムの黒化は常に得られるものであり、従って、問題は得られた黒化を評価するだけである。ただし、この黒化の意味するところは確認する必要がある。これは、1枚の試験片を一定の条件下で照射し、2枚目を同じ条件で2倍の時間、3枚目を3倍の時間といったように照射することで可能である。放射線の質が同じである限り、黒化度は一定の範囲で時間に比例する。距離の二乗則についても同様の実験を繰り返すことができ、これによって一連の実験的な黒化スケールを作る事ができ、試験片の写真濃度を測れば表面の任意の位置における実効 X 線強度を求めることができる。図 2, 図 3 に、このような実験による校正曲線を示す。横軸に強度に比例する時間、縦軸に測光計の針の角度を示す。計測は、曲線のほぼ直線状の部分で行なった。さらに、フィルムの質の変動、表面が湿潤している場合としていない場合の散乱線の影響、現像液の影響、周囲隔壁

の影響なども考慮した。このような要因をすべて考慮した結果を以下に示す。

V

全般的な結果

全般的な結果 [11] は、主に物理学的な興味であり、従って著者の物理学雑誌の記事を参照されたい [12,13]。しかし以下の法則を図 4~8 に示す。

1. X線が硬く照射円錐が大きい場合、深部の中心点は散乱線のために垂直 X 線にくらべて数倍の線量となる。

2. 直接線の X 線強度は、深度に応じて既知の指数法則に従って減少するが、散乱線強度の深度による減少はずっと複雑である。相対的散乱線強度、すなわち焦点からの直接線に対する散乱線の比率は、

a) 線質が硬いほど増大する

b) 深部ほど増大する

c) 辺縁部ほど増大する

d) 照射容積 (照射円錐容積) が大きいほど増大する [14]。ただし、この増大は無制限ではなく最大値に漸近する。X線硬度が一定であれば、相対的散乱線強度の最大値は、中心線束近傍の表面から一定の深度の位置となる。この位置は、線質が硬いほど、照射円錐が大きいほど深くなる。

3. 直接照射領域の側方にも、散乱線のみで照射される領域がかなり存在する。

実験はすべて実際的には均一な放射線、すなわち水中での吸収が異なって成分が有意に変化することがないような放射線を用いた。しかしこのような事実上均一といわれる放射線も、物理学的にはより複雑なものである。我々は、スペクトル画像で、実際に均一といえるかどうかを確認した。

この目的には、Seeman スペクトル分析器を使用した。スペクトルの半分に、以下のフィルターを付加して均一性試験を行なった。180kV(TSSp)[15] 0.5mmCu+1mmAl, 200kV 0.8mmCu+1mmAl, 220kV 1.3mmCu+1mmAl。

まず図 8~12 に示すスペクトルは、180kV(TSSp) のものである。フィルターされた部分には、タングステン の 1 次 K 系列以上の波長分はほとんど含まれていない。制動スペクトルの短波長領域は、フィルターなしの部分をつくめて低すぎるようにみえる。これは実際とは異なり、乾板の最も感度が高い部分にある銀の吸収端により感度が低下しているためである。200kV による 2 番目の実験では、短波長端より後ろには、事実上 K 系列と制動スペクトルしかうつついていない。220kV でもほぼ同じで、制動スペクトルのみが短波長の後ろに認められる。以上 3 つの線質について、波長

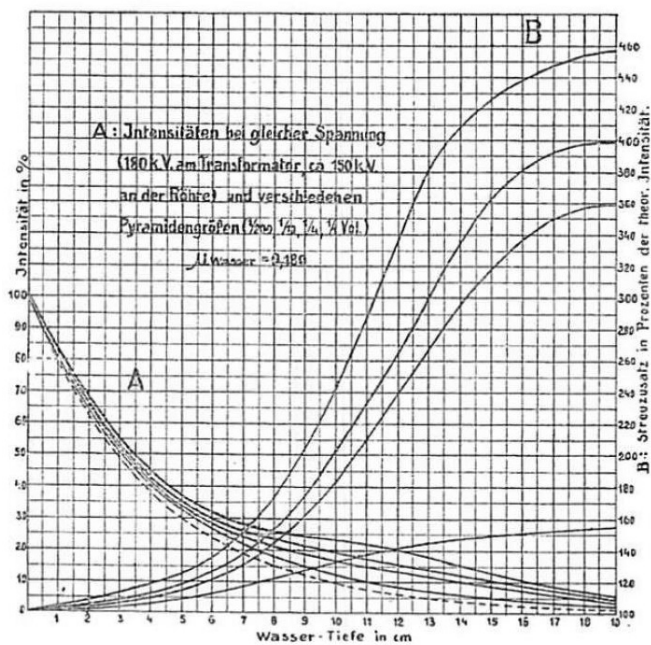


図4. 深部線量。変圧器電圧 180 k V, 管電圧約 150kV. 照射円錐容積 1/200, 1/20, 1/4, 1/1. $\mu_{\text{水}}=0.180$. 横軸:深度 (cm), 縦軸 (左): 線量 (%), 縦軸 (右): 理論線量に対する散乱線の比 (%), 以下同様.

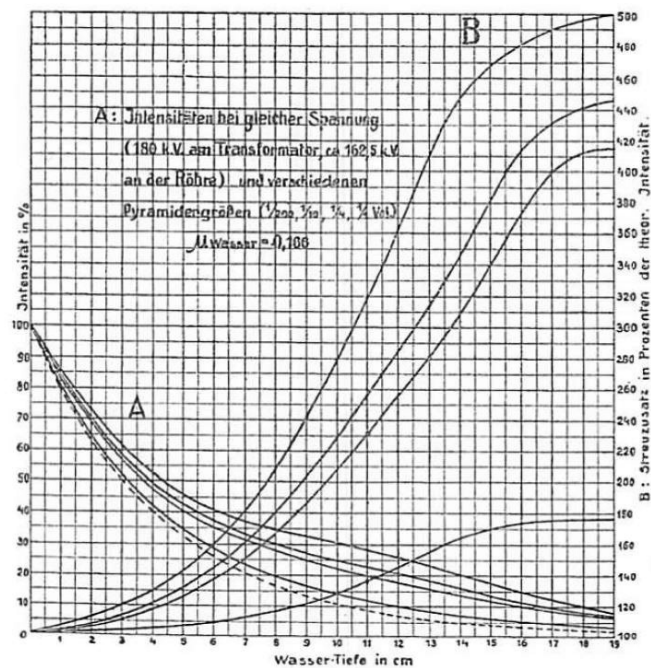


図5. 深部線量。変圧器電圧 180 k V, 管電圧約 162.5kV. 照射円錐容積 1/200, 1/20, 1/4, 1/1. $\mu_{\text{水}}=0.166$.

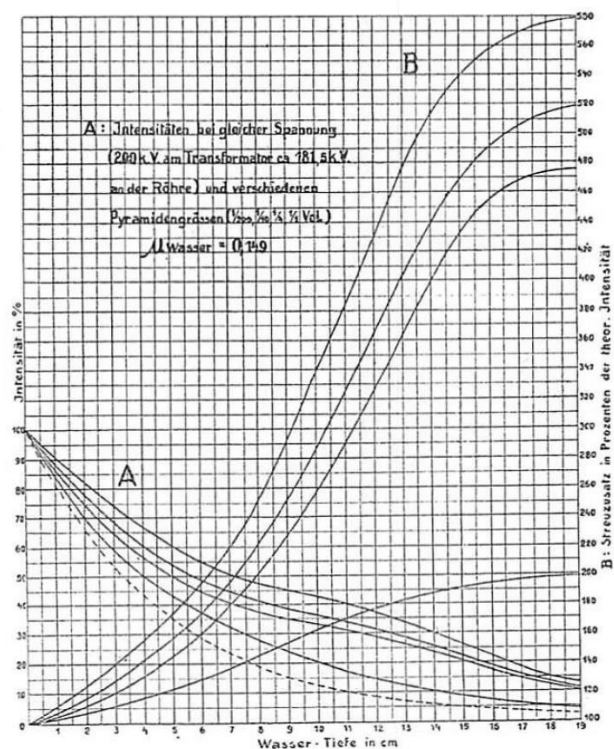


図6. 深部線量。変圧器電圧 200 k V, 管電圧約 181.5kV. 照射円錐容積 1/200, 1/20, 1/4, 1/1. $\mu_{\text{水}}=0.149$.

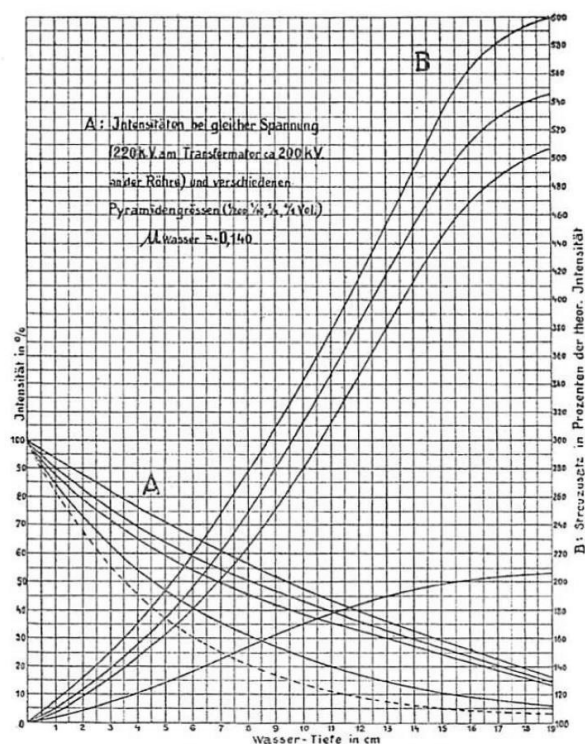


図7. 深部線量。変圧器電圧 220 k V, 管電圧約 200kV. 照射円錐容積 1/200, 1/20, 1/4, 1/1. $\mu_{\text{水}}=0.140$.

範囲は2倍の範囲で、実際には均一な放射線と考えてよい。フィルター後の放射線は、 $\lambda = 0.07 \text{ \AA}$ から $\lambda = 0.230 \text{ \AA}$ である。

Coolidge 管を一定の二次電圧とフィルターで使用するにより、事実上均一な同じ線質のX線を再現することが可能である。このことは、様々な試料のスペクトル分析で確認されている。もちろん、常に同じ装置を使用することが必要である。

我々は Veifa 社の変圧器 (トランスフォーマー) 使用し、さらに水冷の白金-イリジウム対陰極も試みた。図 11, 図 12 に、180kV(TSSp) における白金対陰極のフィルター無しのスペクトルを示す。それぞれ針スイッチ*を使用した場合としない場合で、使用しない場合の最大管電圧は 180kV である。フィルターを使用した場合の画像は、図 8~10 と同じで、唯一の違いは K 系列が短波長側にずれていることである。

VI

実験は、5つの異なる線質について、まず焦点-皮膚間距離 30cm とした。結果を表 2~21, 図 4~8 に示す。これらの図から、X線強度が深度に依存することがわかる。A, B の 2 群の曲線に分けて示した。下部の A 群は、次式によって全体の減衰則および距離の二乗則を適用すると、線量の深度への依存を示している。

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\mu d_x} \cdot \frac{r_0^2}{(r_0 + d_x)^2}$$

個々の曲線上の減弱係数 [16] は、Back が改良した Winawer 検電計によって計測したが、これは非常に入射口が小さく、空気中の散乱線を最小限にできるものである。それぞれの減衰係数には、管球および変圧器の電圧が記載されており、特定の吸収係数を持つ線質均質化フィルターも記載されている [17]

下部の曲線 A は、照射容積毎に深度に対する中心線束の強度分布を示す。容積比は 1/10: 1/4: 1/1 である (入射面積については表 1 参照)。

下部の曲線の直下にあるのは、最大照射容積 (1/1) のわずか 1/200 の容積に対する曲線で、この実験を行なった理由は、実際の臨床ではありえない小さな照射円錐により、線量分布の減衰曲線への漸近を知るためである。ここでも、散乱線の影響は、線量を減少させるよりも増加させる方向に作用している。その上の曲線は、すべて前述の実験条件による計測結果で、最大照射容積では深度 20cm で、計算値の 600% の線量が得られている (表 2)。

A 群の曲線は、中心線束しか含んでいない。線量分布

* 訳注: Nadelsschalter. 誘導コイルの閉回路期の逆起電力を防ぐための機械的整流装置。2本の針状電極を十字型に組合わせたものを回転することにより回路を高速に断続する。線質は硬くなる。

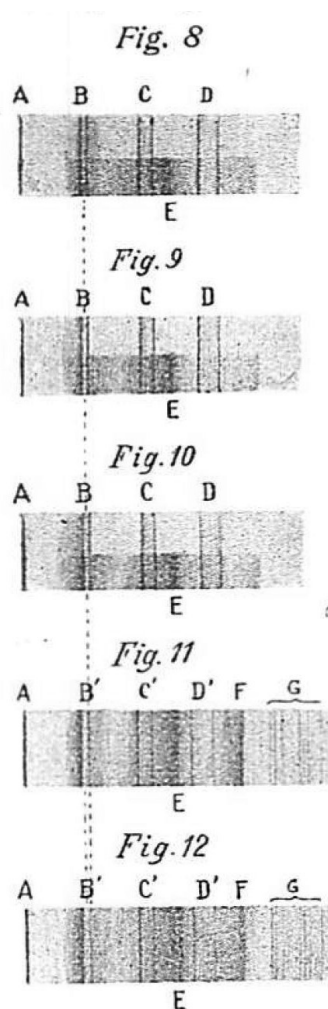


図 8~12. 5つの異なる線質のスペクトル分析。いずれも TSSp 180kV。図 8~10 は下半分にフィルター使用。図 11 はフィルターなし、針スイッチ使用、図 12 は同、針スイッチ使用せず
A: 0 点,
B: 1 次 K 系列, タングステン,
B': 1 次 K 系列, 白金
C: 2 次 K 系列, タングステン,
C': 2 次 K 系列, 白金
D: 3 次 K 系列, タングステン,
D': 3 次 K 系列, 白金
E: 銀バンド端
F: 臭素バンド端
[訳注: G は原文に記載なし]

は、照射円錐の辺縁部に強く影響される。実験では長方形の絞りを使用していることから、一定の深度で中心点の回りの散乱線は異なるので、線量の減衰は点対称ではなく、照射円錐の長軸方向の減衰は水平方向の減衰よりずっと小さい。この関係は深度によって異なる。水平方向の減衰は、表面で最も大きく、深度約 15cm で最小となる。図 13~16 は、また異なる線質について示したものである。Friedrich らが我々の写真法で行なった研究とは異なり、直接線領域から散乱線領域への連続的な移行がしばしば見られない。これは、Friedrich の実験では、電離箱によって個々の点を計測することができなかったためで、照射円錐の辺縁部で計測する場合、Friedrich は辺縁だけでなくその近傍の、一方から直接線と散乱線で、他方から散乱線で照射される部位も計測しているためである。この照射野の辺縁における線量の不連続は、深度が増すほど減少し、約 15cm では消失する。このような結果の食い違いから、照射野の異なる深度における中心線束に直交する各レベルを考えることができるが、図 17~20 に深度 10cm における、異なる線質、いくつかの照射円錐容積の線量を示す。

深度 10cm で直接線が照射される部位を A, B, C, D とし、その内部で計測された線量を記載した。同じ線量の点をつなぐと、軸対称な長円形が描ける。中央部は

ほぼ円形であるが、これは中心点の周囲はあらゆる方向から散乱線を受けるためである。しかし中心点から離れると、円錐の長軸方向の先にある点ほど水の体積が大きくなり、中心から横方向に離れるほど散乱線が増えるので、付加される散乱線の差異が大きくなる。円錐の辺縁では、直接線が到達しなくなるので線量が大きく変化する。散乱線のみ領域では、低線量の曲線がやはり対称性に認められる。中心線束の計算線量に対する散乱線成分の寄与を明らかにするために、図4～6の曲線B群に計算線量の比を示した。この曲線から、散乱線は深度が大きくなるにつれてはじめは緩徐に、その後は約5cmから急速に増大して約15cmで平衡値に漸近することがわかる。減衰係数が異なる場合の線量分布は、次のようになる。まず各図のA群のように、照射容積が増大すると総線量は明らかに増加する。さらにB群のように組織内の散乱線量も増加する。いずれの増加も上限がある。最後に図4～8をそれぞれ比べると、線質に明らかな相関がある。すなわち、減衰係数が減少すると散乱線量は増加する。

線質を同じに保って、焦点―表面を変える場合の線量分布を表18～21に示す。予想されるように、焦点―皮膚間距離が増大すると、各深度における強度は、他の条件(電圧、フィルター、照射容積)が一定であれば規則的に増加する。焦点―皮膚間距離の増大に伴う線量の変化は、距離二乗の法則で求めることは合理的である。様々な研究者が[18]、距離二乗の法則は予想に反して成り立たないとしているが、Opitz & Friedrichは、焦点―皮膚間距離が大きく照射円錐が小さい場合は距離二乗の法則が成立しないが、距離が大きく円錐も大きい場合成立するとしている。Opitz & Friedrichの、対陰極の焦点の大きさが重要であるという指摘は正しい。距離二乗の法則は、距離に対して線源の大きさが充分小さい場合のみ厳密に成立する。

さらに重要な違いは、彼らは焦点―皮膚間距離を大きくしても入射口の面積を変えておらず、従って照射容積が一定でないことである。この点は、Friedrichもその最近の論文[19]で明示している。入射口の面積を維持したまま焦点―皮膚間距離を増加させれば、照射容積は減少するので、中心部の散乱線が減少することは容易にわかる。我々の実験はこれとは異なり、距離が増加しても容積一定にするように設定している。すなわち焦点―皮膚間距離に応じて入射口の照射野を変えて、容積を一定にしている。入射口の大きさは表1に示した。散乱線の変化のみが結果に影響していることから、ここでも距離二乗の法則が作用していることがわかる。異なる焦点―皮膚間距離に応じて線量を計算する方法を、簡単に示す。その深度における線量を S_x とする。これには、一次線による照射と散乱線による照射の強度が含まれている。深度 X (cm)、焦点―皮膚間距離 r (cm)における線量 S_x は次の式で表される。

$$S_x = \frac{r_0^2}{(r_0 + x)^2} (A + B)$$

ここで A は位置 X に全体として減弱して到達する線量、 B は容積 V 、層の厚さ X 、側方向への距離 N で決まる項である。照射容積が一定であれば、 A は不変で、 B もほとんど変化しない。変化するのは距離二乗の法則による

$$\frac{r_0^2}{(r_0 + x)^2}$$

だけで焦点―皮膚間距離が Δr 増加すると、線量 S_x を示す点の位置も Δr だけ移動する。 ρ の変化は簡単に以下のように表される。

$$\rho = \frac{\frac{(r_0 + \Delta r)^2}{(r_0 + \Delta r + x)^2}}{\frac{r_0^2}{(r_0 + x)^2}}$$

この式は、中心線束について容易に適用でき、実験結果では中心線束の直近傍についても成り立つ。前式から求められる ρ に S_x を乗じたものを表22に示す。焦点―皮膚間距離 $r = 30\text{cm}$ を起点としている。 Δr は焦点―皮膚間距離の増分で、順に10, 20, 30, 40cmである。線量 S_x の深度は、5, 10, 15, 20cmとなる。もちろん中間値も必要なので、図21に図示した。これにより深度20cmまでの任意の点について変換係数を求めることができる。すなわち焦点―皮膚間距離30cmの線量にこれを掛ければよい。実際の臨床では、この入射円錐の大きさは必ずしも使用されない。しかし、この結果からそれぞれの場合の強度を容易に求めることができる。照射する容積が異なる場合、容積が増大すると散乱線が増加することがわかる。我々の照射円錐の大きさには、一定の比がある。すなわち、1/200 : 1/20 : 1/4 : 1/1。付加散乱線量は、単に計測される全線量と理論的な計算線量の差である。付加散乱線量を照射円錐容積の関数として座標系に導入する場合、図22～25のような法則性がある。例えば変更後の入射口の大きさが例えば $6 \times 8\text{cm}$ の場合、一定の焦点―皮膚間距離における容積に対して容易に計算できる。この値を、最大照射容積($\text{Vol} = 1/1$)の中に割り振った比が、図22～25の横軸である。この点を通して縦軸に平行な直線は、それぞれの深度の曲線と交わるが、この交点の縦軸目盛が、そのまま付加散乱線である。例を挙げる。表面における入射口が $6 \times 8\text{cm}^2$ とすると、焦点―皮膚間距離30cmの時、照射容積は $1,741.6\text{cm}^3$ となる。われわれの計測では最大容積は $15,680\text{cm}^3$ である。従って、問題の容積は最大容積の約1/9である。一般的な条件である管電圧180kV($\mu_{\text{水}} = 0.149$)に対して、この電圧に対応する曲線が得られる。図24で、縦軸に平行線を引けば、各曲線の交点によって、5つの異なる電圧に対する付加散乱線を知ることができる。

Tabelle 2.

$1/1$ Vol. TSSp.²⁾ = 220 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen: ca. 200 kV.

$\mu = 0,140$.

A ³⁾	B ²⁾	C ³⁾	D ²⁾
0	100	100	100
1	81,6	94	115
2	66,5	87,5	131
3	54,3	81,5	150
4	44,5	76,0	171
5	36,5	70,2	192
6	30,0	66,0	220
7	24,7	61,0	247
8	20,4	57,0	280
9	16,8	53,0	315
10	13,9	47,5	342
11	11,5	44,0	382
12	9,5	39,0	410
13	7,9	36,0	455
14	6,6	32,5	493
15	5,5	29,0	525
16	4,5	25,5	567
17	3,8	22,0	580
18	3,2	19,0	593
19	2,6	15,6	600

Tabelle 3.

$1/4$ Vol. TSSp. = 220 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen: ca. 200 kV.

$\mu = 0,140$.

A	B	C	D
0	100	100	100
1	81,6	90	110
2	66,5	82,5	124
3	54,3	75,0	138
4	44,5	69,5	156
5	36,5	63,5	174
6	30,0	59,0	196
7	24,7	55,0	222
8	20,4	51,0	250
9	16,8	47,0	280
10	13,9	43,5	312
11	11,5	39,8	347
12	9,5	36,3	382
13	7,9	33,0	416
14	6,6	29,7	450
15	5,5	26,6	483
16	4,5	23,0	510
17	3,8	20,1	528
18	3,2	17,3	540
19	2,6	14,2	546

Tabelle 4.

$1/10$ Vol. TSSp. = 220 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen: ca. 200 kV.

$\mu = 0,140$.

A	B	C	D
0	100	100	100
1	81,6	87,2	107
2	66,5	79,0	119
3	54,3	71,3	131
4	44,5	65,0	146
5	36,5	59,5	163
6	30,0	54,0	180
7	24,7	49,4	200
8	20,4	45,8	225
9	16,8	42,0	250
10	13,9	39,0	280
11	11,5	36,0	312
12	9,5	32,6	344
13	7,9	30,0	380
14	6,6	27,4	414
15	5,5	24,4	444
16	4,5	21,2	470
17	3,8	18,5	486
18	3,2	16,0	500
19	2,6	13,1	506

Tabelle 5.

$1/200$ Vol. TSSp. = 220 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen: ca. 200 kV.

$\mu = 0,140$.

A	B	C	D
0	100	100	100
1	81,6	85	104
2	66,5	72,5	109
3	54,3	62,5	115
4	44,5	54,3	122
5	36,5	47,0	129
6	30,0	40,8	136
7	24,7	35,6	144
8	20,4	31,6	155
9	16,8	27,5	164
10	13,9	23,9	172
11	11,5	20,6	179
12	9,5	17,6	185
13	7,9	15,0	190
14	6,6	12,8	194
15	5,5	10,9	198
16	4,5	9,1	201
17	3,8	7,8	204
18	3,2	6,6	205
19	2,6	5,4	206

表 2 ~ 5. TSSp 220kV, 管電圧約 200kV, $\mu_{\text{水}}=0.140$.

A: 深度 (cm), B: VI 項の式による計算値, C: 計測値, D: 計測値 / 計算値 (%).

表 2. 照射円錐容積 1/1, 表 3. 照射円錐容積 1/4, 表 4. 照射円錐容積 1/10, 表 5. 照射円錐容積 1/200

Tabelle 6.

$\frac{1}{1}$ Vol. TSSp. = 200 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen: ca. 181,5 kV.

$\mu = 0,149.$

A	B	C	D
0	100	-100	100
1	80,7	90,5	112
2	65,3	81,5	124
3	52,9	74,8	142
4	42,9	66,5	155
5	34,9	60,0	172
6	28,4	55,0	194
7	23,2	51,0	220
8	19,3	47,5	245
9	15,5	45,0	290
10	12,7	43,0	339
11	10,4	40,0	385
12	8,5	36,6	430
13	7,0	33,0	470
14	5,8	30,0	515
15	4,8	26,0	540
16	3,9	21,6	555
17	3,2	18,2	570
18	2,7	15,5	575
19	2,2	12,8	580

Tabelle 7.

$\frac{1}{4}$ Vol. TSSp. = 200 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen: ca. 181,5 kV.

$\mu = 0,149.$

A	B	C	D
0	100	100	100
1	80,7	86,2	107
2	65,3	76,0	116
3	52,9	68,8	130
4	42,9	61,5	143
5	34,9	54,8	157
6	28,4	50,0	176
7	23,2	46,0	198
8	19,3	43,2	224
9	15,5	39,3	254
10	12,7	36,5	288
11	10,4	33,5	322
12	8,5	30,9	364
13	7,0	28,2	402
14	5,8	25,5	440
15	4,8	22,5	470
16	3,9	19,1	490
17	3,2	16,2	504
18	2,7	13,9	514
19	2,2	11,4	520

Tabelle 8.

$\frac{1}{10}$ Vol. TSSp. = 200 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen: ca. 181,5 kV.
Filter: 0,8 Cu. + 1 Al.

$\mu = 0,149.$

A	B	C	D
0	100	100	100
1	80,7	84	104
2	65,3	73,4	112
3	52,9	63,5	120
4	42,9	57,0	133
5	34,9	50,2	144
6	28,4	45,4	160
7	23,2	41,8	180
8	19,3	39,3	204
9	15,5	35,1	226
10	12,7	33,0	260
11	10,4	30,2	290
12	8,5	27,8	326
13	7,0	25,5	364
14	5,8	23,2	400
15	4,8	20,8	432
16	3,9	17,8	450
17	3,2	14,9	466
18	2,7	12,8	474
19	2,2	10,6	480

Tabelle 9.

$\frac{1}{200}$ Vol. TSSp. = 200 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen: ca. 181,5 kV.
Filter: 0,8 Cu. + 1 Al.

$\mu = 0,149.$

A	B	C	D
0	100	100	100
1	80,7	82,2	102
2	65,3	69,2	106
3	52,9	58,6	111
4	42,9	50,2	117
5	34,9	43,0	123
6	28,4	36,4	128
7	23,2	31,6	136
8	19,3	28,0	145
9	15,5	23,8	154
10	12,7	20,8	164
11	10,4	17,6	170
12	8,5	15,0	176
13	7,0	12,8	183
14	5,8	10,8	186
15	4,8	9,2	192
16	3,9	7,7	197
17	3,2	6,3	197
18	2,7	5,2	193
19	2,2	4,3	196

表 6 ~ 9. TSSp 200kV, 管電圧約 181.5kV, $\mu_{\text{水}}=0.149$. 表 8, 9 はフィルター 0.8mmCu + 1mmAl 使用.

A: 深度 (cm), B: VI 項の式による計算値, C: 計測値, D: 計測値 / 計算値 (%).

表 6. 照射円錐容積 1/1, 表 7. 照射円錐容積 1/4, 表 8. 照射円錐容積 1/10, 表 9. 照射円錐容積 1/200

Tabelle 10.

$\frac{1}{1}$ Vol. TSSp. = 180 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen: ca. 162,5 kV.
Filter: 0,5 Cu. + 1 Al.

 $\mu = 0,166.$

A	B	C	D
0	100	100	100
1	79,3	85	107,4
2	63,1	73	116,0
3	50,3	61	121,2
4	40,1	52	130,0
5	32,1	45,4	140,2
6	25,7	40,8	159,0
7	20,6	37,5	182,4
8	16,5	34,5	209,0
9	13,3	32,3	243,0
10	10,7	30,0	280,0
11	8,7	27,9	321,0
12	7,0	25,3	362,0
13	5,6	22,5	410,0
14	4,6	20,7	448,0
15	3,7	17,3	469,0
16	3,0	14,5	482,0
17	2,4	11,8	490,0
18	2,0	9,9	495,0
19	1,6	8,0	500,0

Tabelle 11.

$\frac{1}{4}$ Vol. TSSp. = 180 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen: ca. 162,5 kV.
Filter: 0,5 Cu. + 1 Al.

 $\mu = 0,166.$

A	B	C	D
0	100	100	100
1	79,3	83	109
2	63,1	70	112
3	50,3	58	115
4	40,1	49	122
5	32,1	42	131
6	25,7	37,2	145
7	20,6	33,0	160
8	16,5	30,3	184
9	13,3	26,9	202
10	10,7	24,8	232
11	8,7	22,4	246
12	7,0	20,4	292
13	5,6	17,4	310
14	4,6	15,9	346
15	3,7	14,1	380
16	3,0	12,4	414
17	2,4	10,3	430
18	2,0	8,8	440
19	1,6	7,2	450

Tabelle 12.

$\frac{1}{10}$ Vol. TSSp. = 180 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen: ca. 162,5 kV.
Filter: 0,5 Cu + 1 Al.

 $\mu = 0,166.$

A	B	C	D
0	100	100	100
1	79,3	82	103
2	63,1	69	109
3	50,3	57	113
4	40,1	47,5	118
5	32,1	40,3	126
6	25,7	35,5	138
7	20,6	31,4	153
8	16,5	28,4	172
9	13,3	24,6	185
10	10,7	22,4	209
11	8,7	18,7	215
12	7,0	18,0	257
13	5,6	15,6	280
14	4,6	14,3	310
15	3,7	12,6	340
16	3,0	11,4	378
17	2,4	9,6	400
18	2,0	8,2	410
19	1,6	6,65	415

Tabelle 13.

$\frac{1}{200}$ Vol. TSSp. = 180 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen ca. 162,5 kV.
Filter: 0,5 Cu. + 1 Al.

 $\mu = 0,166.$

A	B	C	D
0	100	100	100
1	79,3	80	101
2	63,1	64	101,5
3	50,3	51,3	102,0
4	40,1	41,7	104,0
5	32,1	34,2	106,5
6	25,7	28,0	109
7	20,6	23,3	113
8	16,5	19,2	116,5
9	13,3	16,4	123
10	10,7	13,8	129
11	8,7	11,8	136
12	7,0	10,1	144
13	5,6	8,8	157
14	4,6	7,6	165
15	3,7	6,3	170
16	3,0	5,2	173,5
17	2,4	4,7	174
18	2,0	3,5	175
19	1,6	2,8	175

表 10 ~ 13. TSSp 180kV, 管電圧約 162.5kV, $\mu_{\text{水}}=0.166$. フィルター 0.5mmCu + 1mmAl

A: 深度 (cm), B: VI 項の式による計算値, C: 計測値, D: 計測値 / 計算値 (%).

表 10. 照射円錐容積 1/1, 表 11. 照射円錐容積 1/4, 表 12. 照射円錐容積 1/10, 表 13. 照射円錐容積 1/200

Tabelle 14.

$\frac{1}{1}$ Vol. TSSp. = 180 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen: ca. 150 kV.
Filter: 0,5 Cu + 1 Al.

 $\mu = 0,180.$

A	B	C	D
0	100	100	100
1	78,3	82,5	105
2	61,4	68,0	111
3	78,2	55,0	114
4	37,9	45,0	119
5	29,9	37,0	124
6	23,6	32,0	136
7	18,7	28,0	150
8	14,8	26,0	176
9	11,8	24,0	204
10	9,3	23,0	247
11	7,4	21,5	290
12	5,9	20,0	339
13	4,7	17,9	380
14	3,8	15,6	410
15	3,0	12,8	426
16	2,4	10,5	439
17	1,9	8,6	448
18	1,5	6,8	454
19	1,2	5,5	458

Tabelle 15.

$\frac{1}{4}$ Vol. TSSp. = 180 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen: ca. 150 kV.
Filter: 0,5 Cu. + 1 Al.

 $\mu = 0,180.$

A	B	C	D
0	100	100	100
1	78,3	81,5	104
2	61,4	65,0	106
3	78,2	53,3	110
4	37,9	43,0	114
5	29,9	35,5	119
6	23,6	30,3	128
7	18,7	26,5	142
8	14,8	22,0	148
9	11,8	20,6	174
10	9,3	20,0	215
11	7,4	17,0	230
12	5,9	15,5	263
13	4,7	13,5	287
14	3,8	11,9	313
15	3,0	11,0	366
16	2,4	9,2	380
17	1,9	7,3	381
18	1,5	5,9	394
19	1,2	4,8	396

Tabelle 16.

$\frac{1}{10}$ Vol TSSp. = 180 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen: ca. 150 kV.
Filter: 0,5 Cu. + 1 Al.

 $\mu = 0,180.$

A	B	C	D
0	100	100	100
1	78,3	81	103
2	61,4	64,5	105
3	48,2	53,0	110
4	37,9	42,7	113
5	29,9	35,0	117
6	23,6	29,6	126
7	18,7	25,3	135
8	14,8	21,3	144
9	11,8	18,9	160
10	9,3	17,2	185
11	7,4	15,6	210
12	5,9	14,2	240
13	4,7	12,6	268
14	3,8	11,2	295
15	3,0	9,6	320
16	2,4	8,0	334
17	1,9	6,7	352
18	1,5	5,4	358
19	1,2	4,3	359

Tabelle 17.

$\frac{1}{200}$ Vol. TSSp. = 180 kV. Spannung
an den Röhrenklemmen: ca. 150 kV.
Filter: 0,5 Cu. + 1 Al.

 $\mu = 0,180.$

A	B	C	D
0	100	100	100
1	78,3	79,5	101
2	61,4	62,6	102
3	48,2	50,1	104
4	37,9	40,1	106
5	29,9	32,3	108
6	23,6	26,5	112
7	18,7	22,1	118
8	14,8	18,1	122
9	11,8	15,1	128
10	9,3	12,2	132
11	7,4	9,9	134
12	5,9	8,3	140
13	4,7	6,95	148
14	3,8	5,6	148
15	3,0	4,5	150
16	2,4	3,7	153
17	1,9	2,9	154
18	1,5	2,3	156
19	1,2	1,9	158

表 14~17. TSSp 180kV, 管電圧約 150kV, $\mu_{\text{水}}=0.180$. フィルター 0.5mmCu + 1mmAl

A: 深度 (cm), B: VI 項の式による計算値, C: 計測値, D: 計測値 / 計算値 (%).

表 14. 照射円錐容積 1/1, 表 15. 照射円錐容積 1/4, 表 16. 照射円錐容積 1/10, 表 17. 照射円錐容積 1/200

Tabelle 18.

Abhängigkeit der Intensität im Zentralstrahl von dem Fokus-Oberflächenabstand bei 220 kV TSSp. und einem Abschwächungskoeffizienten $\mu = 0,140$, $1/1$ Vol. (vgl. Tab. 2 und Abb. 21)
Wasser

Fokus-Oberflächenabstand	30 cm	40 cm	50 cm	60 cm	70 cm
	%	%	%	%	%
0 cm Tiefe	100	100	100	100	100
5 cm Tiefe	70,2	75,1	78,6	81,5	83,0
10 cm Tiefe	47,5	54,2	59,0	62,3	64,6
15 cm Tiefe	29,0	34,8	39,2	41,5	45,0

Tabelle 19.

Abhängigkeit der Intensität im Zentralstrahl von dem Fokus-Oberflächenabstand bei 200 kV TSSp. und einem Abschwächungskoeffizienten $\mu = 0,149$, $1/1$ Vol. (vgl. Tab. 6 und Abb. 21).
Wasser

Fokus-Oberflächenabstand	30 cm	40 cm	50 cm	60 cm	70 cm
	%	%	%	%	%
0 cm Tiefe	100	100	100	100	100
5 cm Tiefe	60,0	64,3	67,2	69,7	71,0
10 cm Tiefe	43,0	49,0	53,3	56,5	58,5
15 cm Tiefe	26,0	31,2	35,1	37,2	40,3

Tabelle 20.

Abhängigkeit der Intensität im Zentralstrahl von dem Fokus-Oberflächenabstand bei 180 kV TSSp. und einem Abschwächungskoeffizienten $\mu = 0,166$, $1/1$ Vol. (vgl. Tab. 10 und Abb. 21).
Wasser

Fokus-Oberflächenabstand	30 cm	40 cm	50 cm	60 cm	70 cm
	%	%	%	%	%
0 cm Tiefe	100	100	100	100	100
5 cm Tiefe	45,4	48,6	50,8	52,7	53,7
10 cm Tiefe	30,0	34,2	37,2	39,3	40,7
15 cm Tiefe	17,3	20,8	23,4	24,8	26,8

Tabelle 21.

Abhängigkeit der Intensität im Zentralstrahl von dem Fokus-Oberflächenabstand bei 150 kV Klemmenspannung an der Röhre und einem Abschwächungskoeffizienten $\mu = 0,180$, $1/1$ Vol. (vgl. Tab. 14 und Abb. 21).
Wasser

Fokus-Oberflächenabstand	30 cm	40 cm	50 cm	60 cm	70 cm
	%	%	%	%	%
0 cm Tiefe	100	100	100	100	100
5 cm Tiefe	37,0	39,5	41,4	42,9	43,6
10 cm Tiefe	23,0	26,2	28,5	30,1	31,3
15 cm Tiefe	12,8	15,3	17,2	18,3	19,8

表 18～21 中心線束の線量と焦点—皮膚間距離の關係 (行: 深度 0～15cm, 列: 焦点—皮膚間距離 30～70cm)

表 18. TSSp 220kV, $\mu_{\text{水}}=0.140$, 照射円錐容積 1/1 (表 2, 図 21 参照)

表 19. TSSp 200kV, $\mu_{\text{水}}=0.149$, 照射円錐容積 1/1 (表 6, 図 21 参照)

表 20. TSSp 180kV, $\mu_{\text{水}}=0.166$, 照射円錐容積 1/1 (表 10, 図 21 参照)

表 21. TSSp 150kV, $\mu_{\text{水}}=0.180$, 照射円錐容積 1/1 (表 14, 図 21 参照)

Tabelle 22.
(Zur Bezeichnung der Umrechnungsfaktoren ρ .)

$r + \Delta r$ in cm	$(r + \Delta r)^2$	$r + \Delta r + x$ in cm	$(r + \Delta r + x)^2$	$\frac{(r + \Delta r)^2}{(r + \Delta r + x)^2} = a$	$(r + x)^2$	$\frac{r^2}{(r + x)^2} = b$	$\rho = \frac{a}{b}$
40	1600	40	1600	1	900	1	1
		45	2025	0,781	1225	0,735	1,07
		50	2500	0,640	1600	0,562	1,14
		55	3025	0,525	2025	0,438	1,20
		60	3600	0,445	2500	0,35	1,27
50	2500	50	2500	1	900	1	1
		55	3025	0,82	1225	0,735	1,12
		60	3600	0,695	1600	0,562	1,24
		65	4225	0,592	2025	0,438	1,35
		70	4900	0,51	2500	0,35	1,45
60	3600	60	3600	1	900	1	1
		65	4225	0,85	1225	0,735	1,16
		70	4900	0,735	1600	0,562	1,31
		75	5625	0,64	2025	0,438	1,46
		80	6400	0,563	2500	0,35	1,61
70	4900	70	4900	1	900	1	1
		75	5625	0,87	1225	0,735	1,18
		80	6400	0,765	1600	0,562	1,36
		85	7225	0,68	2025	0,438	1,55
		90	8100	0,605	2500	0,35	1,73

表 22. 焦点—皮膚間距離の変化に対する換算係数 ρ

VII

以上の表，曲線から以下の関係を定量的に導いた。

1. 深度の線量への影響（図 4～7）
2. 照射容積の影響（図 4～7，22～25）
3. 線質の影響（図 4～7）
4. 焦点—皮膚間距離の影響（表 18～21）
5. 側方偏位の影響（図 17～20，13～16）
6. 照射容積外の線量（同上）

さらに，すべての照射円錐，焦点—皮膚間距離の条件についても得られたデータから線量分布を求めた。グラフの医学的利用に話を進める前に，対陰極の材質についての議論が必要である。比較実験によると，我々の条件下で白金対陰極管はタングステン対陰極管より約 10% 強度が大きい。それに対して深部における分布は，タングステン対陰極管と同程度であった。

総括

異なる大きさの照射円錐，5つの異なる線質について，線量分布を求めた。直接線量，総線量に対する散乱線量の比が得られた。

この結果，任意の照射円錐，線質について，付加散乱線の大きさを知ることが可能となった。散乱線を含む線量は，減衰法則から（実際に近い比較的軟らかい線質，小さな照射円錐の条件下に）計算される線量をはるかに上回るものであった。照射域辺縁での線量の低下は非常に大きく，照射野内の計測値から外部の線量を推測することは誤りである。これは臨床ではしばしば行なわれていたが，やめるべきである。以上の結果から，技術的問題（医学的問題はまた別問題で，医学側で解決されるべきものである）は新たな様相を呈するものである。任意の病巣からの放射線は，技術的には概ね以下のようなものである。

医師による患者の診察で，病変の性状のみならず病巣の深部への拡がり，幅，高さに関してできる限り正確な知識が得られる。標準的な記録法は，例えばトレーシングペーパーに，体表におけるその空間的範囲を記録する方法である。これによって，病変は物理的な方法でアプローチできる幾何学的な構造となり，これに対して，均一照射理論に基づいて，医学的な方法で放射線エネルギーを照射する。図 26～（および図 17～）は，所定の線質について，深部の任意の位置での線量を与える。この図を複写することにより [20]，表面線

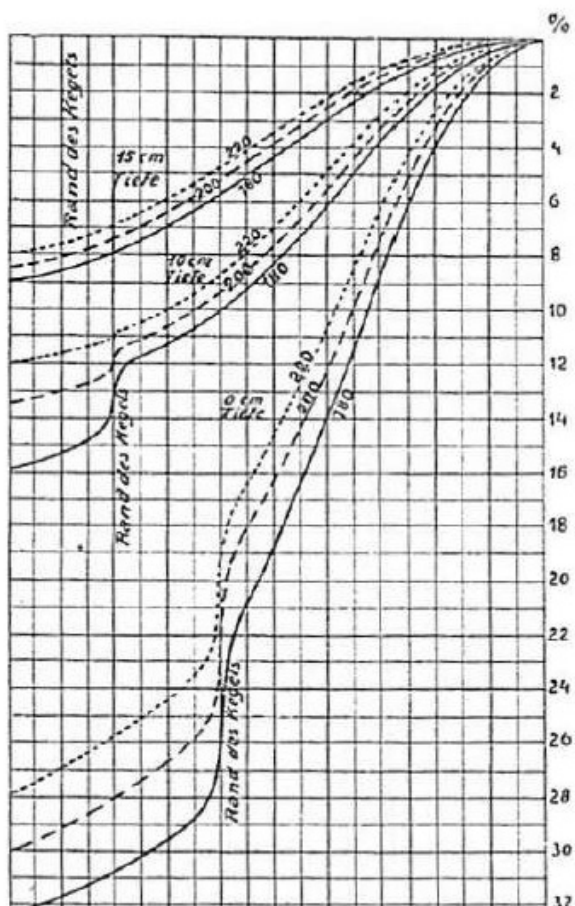


図 13. 照射円錐の中心部から（長辺に沿う）辺縁方向への距離による線量の低下。照射円錐容積 1/1。上から深度 15cm, 10cm, 0cm。点線 220kV, 破線 200kV, 実線 180kV。〔訳注：各曲線の傾きが急峻になっている部分 "Rand des Kegels" は照射円錐の境界部〕

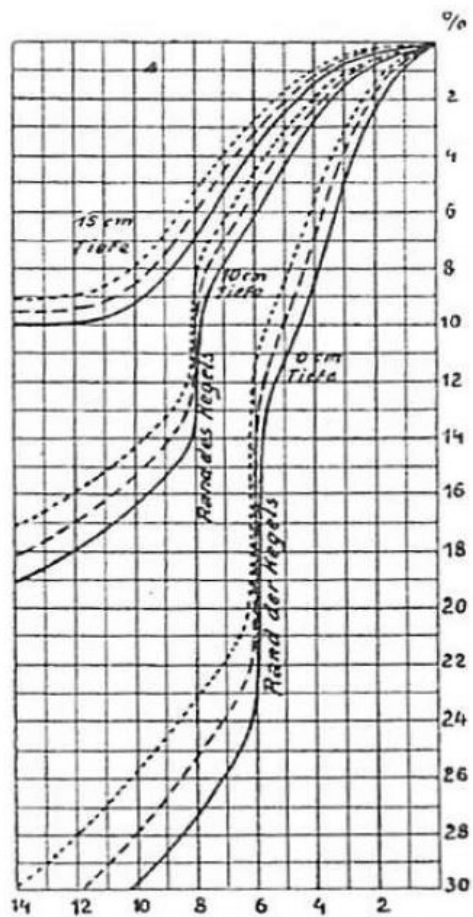


図 14. 同前。照射円錐容積 1/4。

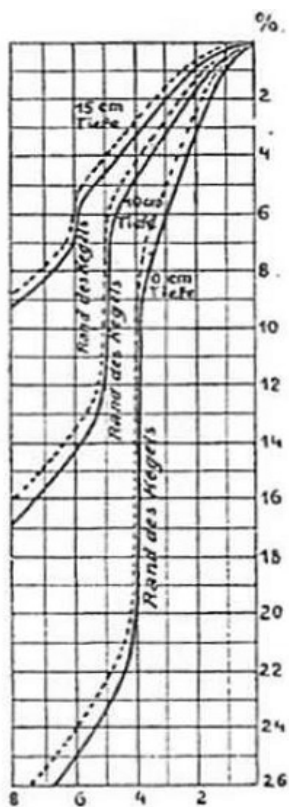


図 15. 同前。照射円錐容積 1/10。

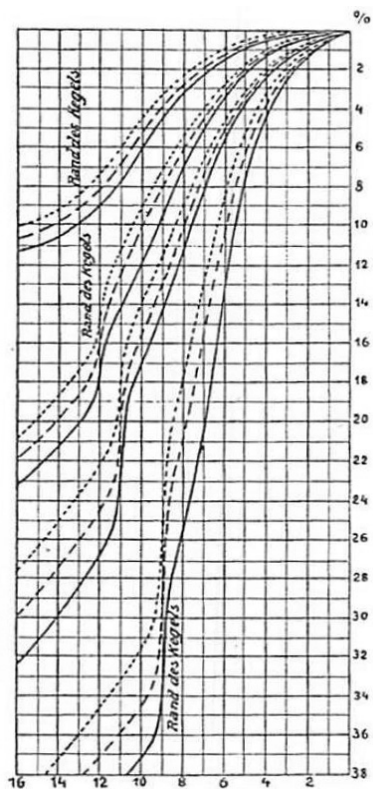


図 16. 照射円錐の中心部から（短辺に沿う）辺縁方向への距離による線量の低下。照射円錐容積 1/1。〔訳注：深度、電圧については原文に記載がない〕

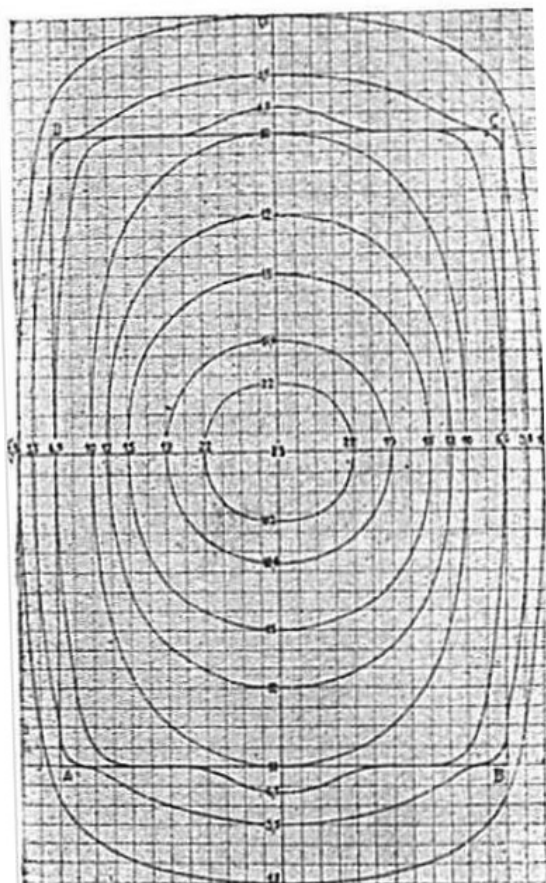


図 17. 深度 10cm における横断面の線量分布. 大照射円錐, 焦点-皮膚間距離 30cm, 入射口 18×24 cm, 管電圧 150kV, $\mu_{\text{水}} = 0.180$, フィルター 0.5mmCu+1.0mmAl. タングステンあるいは白金対陰極.

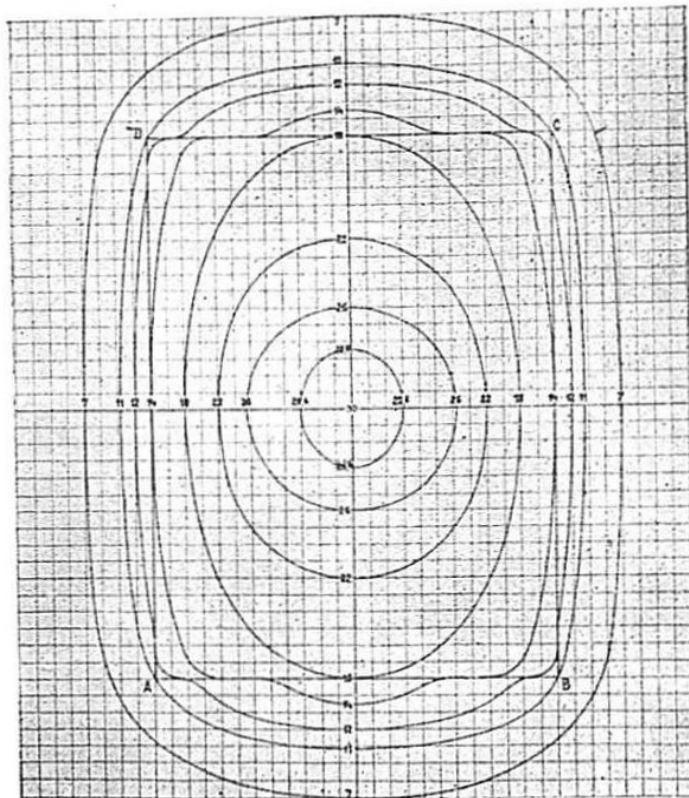


図 18. TSSp 180kV, 管電圧 162.5kV, $\mu_{\text{水}} = 0.166$, その他同前.

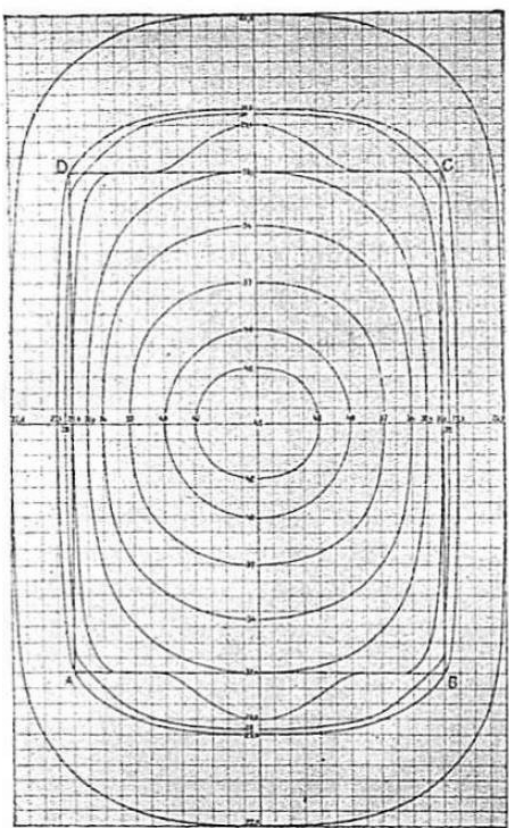


図 19. TSSp 200kV, 管電圧 151.5kV, $\mu_{\text{水}} = 0.149$, フィルター 0.8mmCu+1.0mmAl. その他同前.

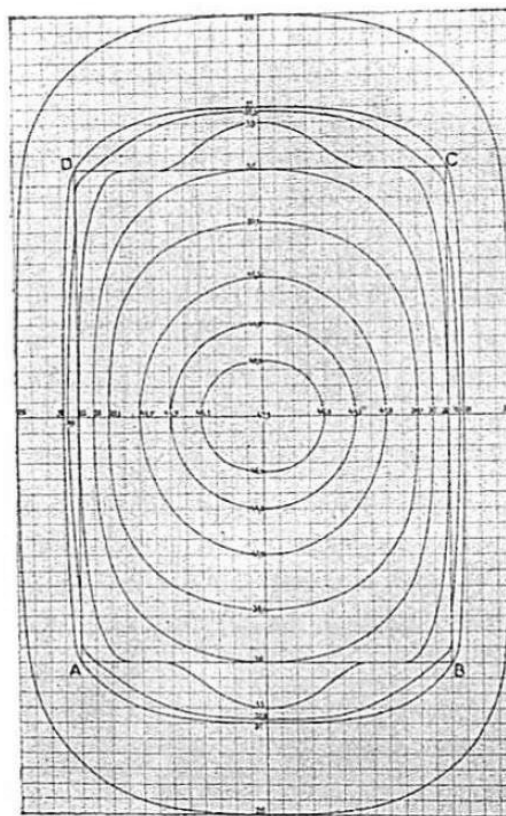


図 20. TSSp 220kV, 管電圧 200kV, $\mu_{\text{水}} = 0.140$, フィルター 1.3mmCu+1.0mmAl. その他同前.

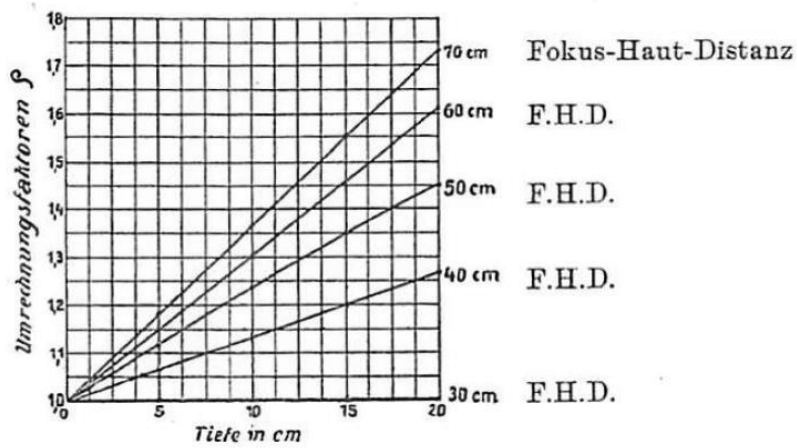


図 21. 焦点—皮膚間距離 30cm に対する換算係数 ρ . 横軸: 深度 (cm), 縦軸: 換算係数 ρ . F.H.D.: 焦点—皮膚間距離

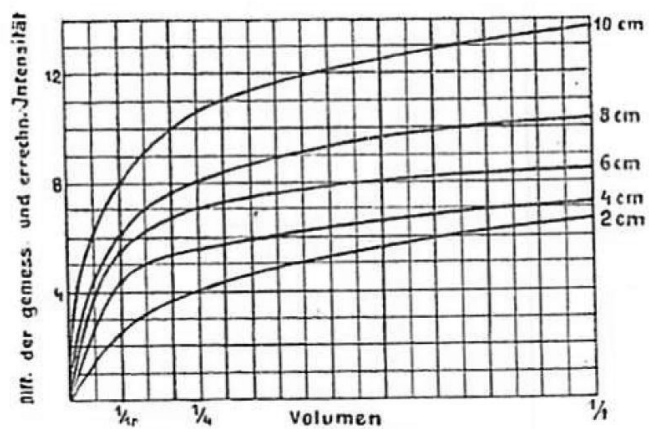


図 22. 散乱線の増大と照射円錐容積の関係. 管電圧約 150kV, $\mu_{\text{水}} = 0.180$. 横軸: 照射円錐容積. 縦軸: 計測値と計算値の差. 各曲線は深度 (2 ~ 10cm) に対応.

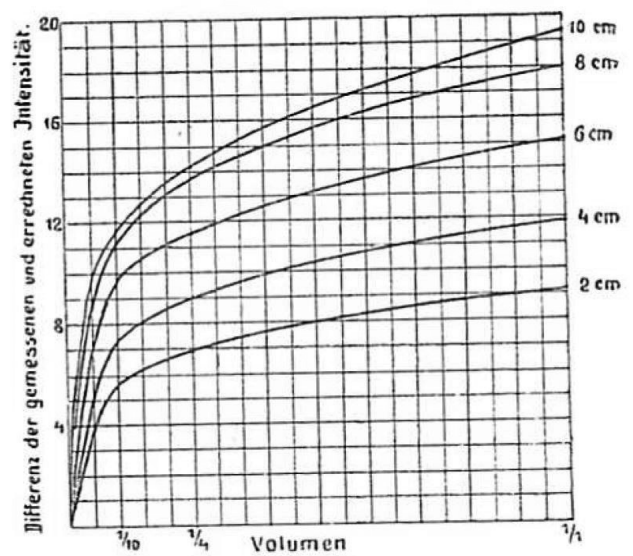


図 23. 同前. 管電圧約 162.5kV, $\mu_{\text{水}} = 0.166$

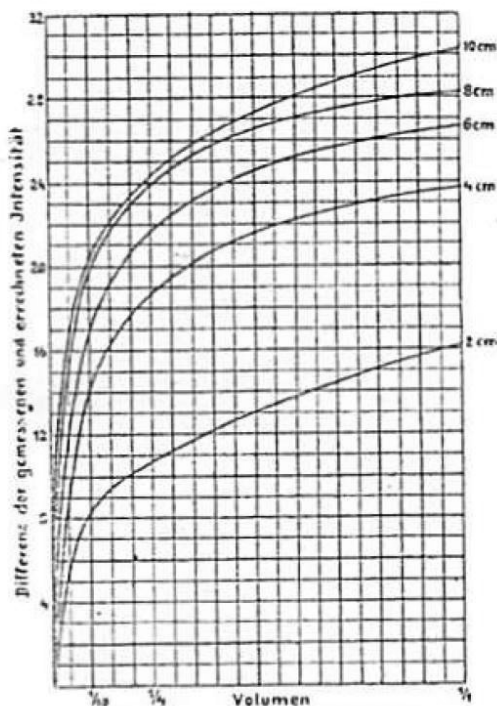


図 24. 同前. 管電圧約 181.5kV, $\mu_{\text{水}} = 0.149$

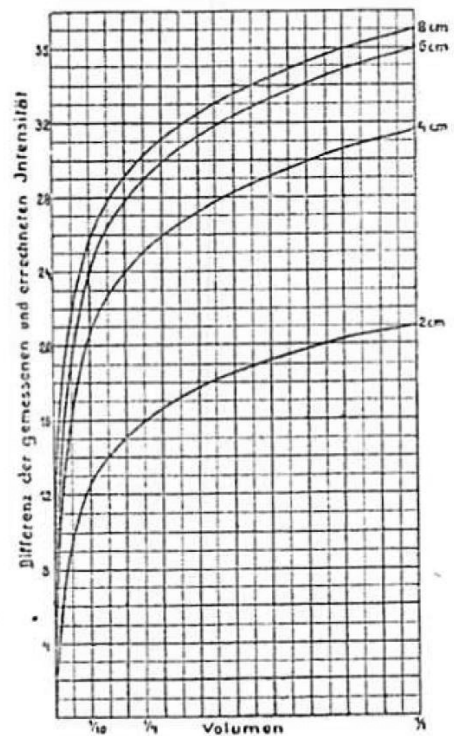


図 25. 同前. 管電圧約 200kV, $\mu_{\text{水}} = 0.140$

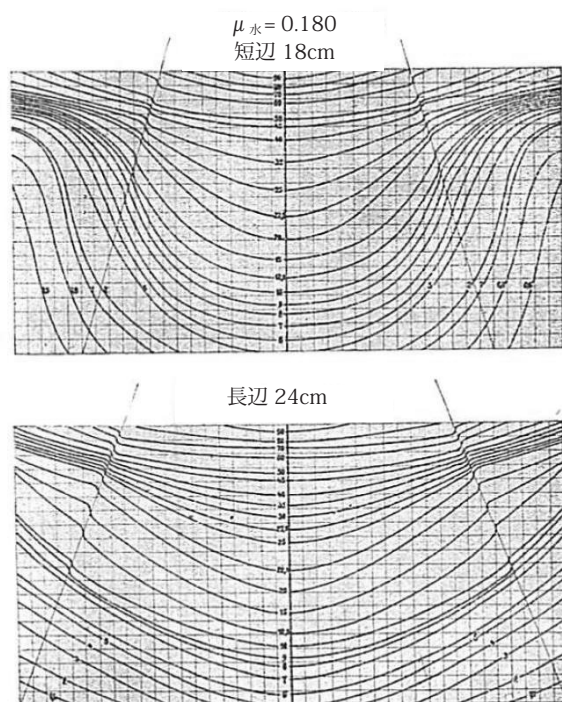


図 26. 以下の条件における線量分布. Coolidge 管, タングステンあるいは白金対陰極, 管球クランプ電圧 (針スイッチ使用) 150kV, 負荷 $\sim 2.5\text{MA}$, フィルター: $0.5\text{mmCu}+1.0\text{mmAl}$, 焦点-皮膚間距離 30cm, 皮膚面での入射口 $18 \times 24\text{cm}$. 放電方式: 高圧変圧装置, 針スイッチ (Intensiv-Reform-Apparat 社の装置で計測).

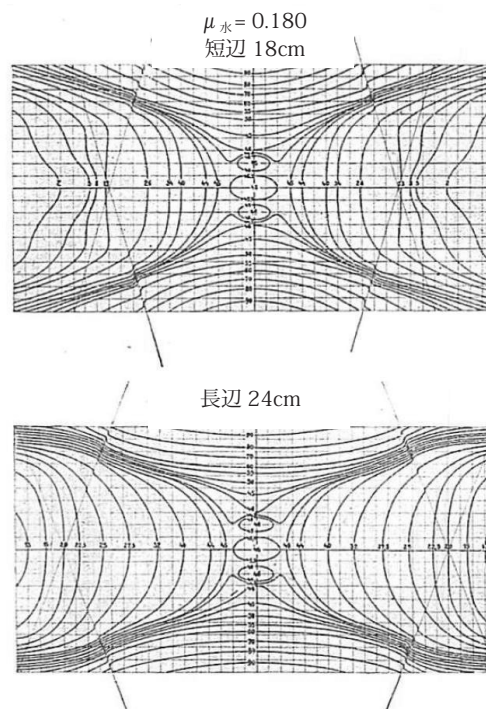


図 27. 2つの同大の照射円錐を前後から組合わせたもの. 条件は同前.

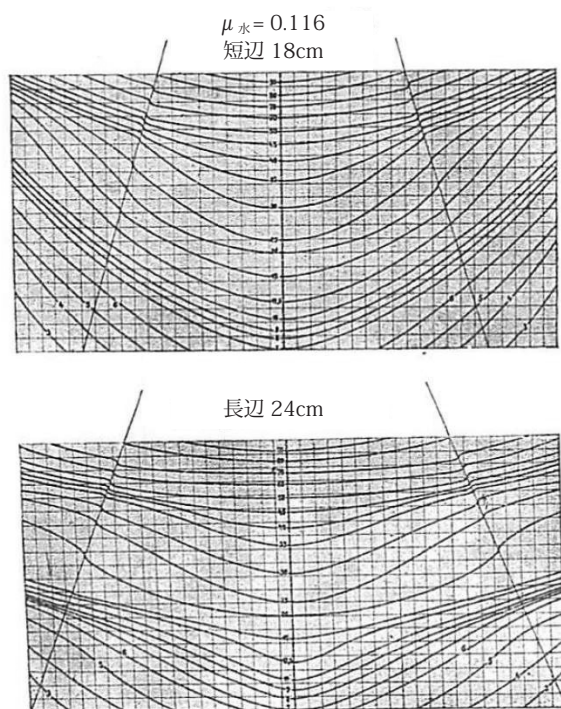


図 28. 以下の条件における線量分布. Coolidge 管, タングステンあるいは白金対陰極, 変圧器約 180kV, 管球クランプ電圧 (針スイッチ使用) 162.5kV, 負荷 $\sim 2.0\text{MA}$, フィルター: $0.5\text{mmCu}+1.0\text{mmAl}$, 焦点-皮膚間距離 30cm, 皮膚面での入射口 $18 \times 24\text{cm}$. 放電方式: 高圧変圧装置, 針スイッチ (Intensiv-Reform-Apparat 社の装置で計測)

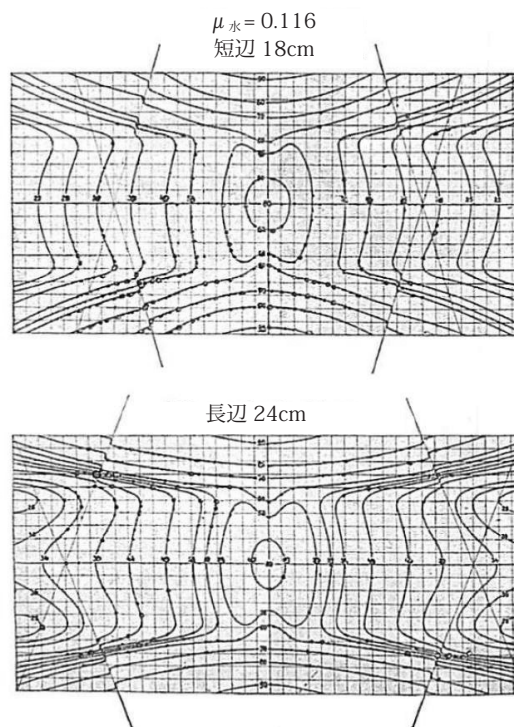


図 29. 2つの同大の照射円錐を前後から組合わせたもの. 条件は同前.

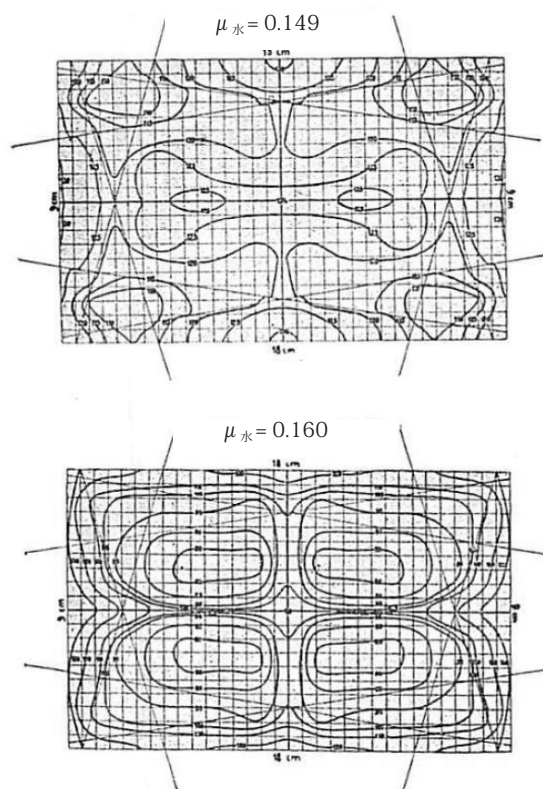


図 30(上), 31(下). 4つの照射円錐の組合せ. 前後から2つの大きな円錐, 左右から2つの小さな円錐を組合せたもの. 入射口 18 × 24cm, 9 × 24cm.

量のどの程度の割合が病変に達するかを読み取ることができる. 他の照射円錐を組合せることにより線量を増加することができ, 病巣の各部位に十分な線量が照射されるように試みる必要がある. 多くの場合, 減衰係数 0.166 の線質のみで十分である. この場合, 4つの照射野で深度 10cm の表面線量の約 100% となる. しかし, 実際にはそれほど簡単ではなく, これらの結果に基づいてさらに正確な照射法を開発することが今後の研究の目的である.

線量分布図は, 過去約 10 年にわたって多くの研究者が使用しており, これ自体は本質的に重要なものではなく, それよりも正確な線量分布を知ることが重要である. これなくしては, どんな図も無意味である. その知識があつてこそ, 実際に図を選択して実地にこれを適用することができる. 我々にとって, 最も良い事例は, 医学側の協力要請に応じて, 照射円錐を描き, 病巣線量とその周囲の線量を描いた例である.

最も難しい例は, 深部に広く照射する必要がある子宮癌だけでなく, 舌癌, 顎骨癌などの小さな病変である. このような場合は, 以前から使用されている特別な補助器具必要となるが, その定量的な使用が重要となるのはこれからである. これは例えば頸部, 下顎を, 同程度の吸収, 散乱をもつ他の部位から遮蔽, 被覆するもので, 水, パラフィン, ワックスなどが適当である. 図 32 にその効果を示す. 体表を, 例えば 3cm のパラ

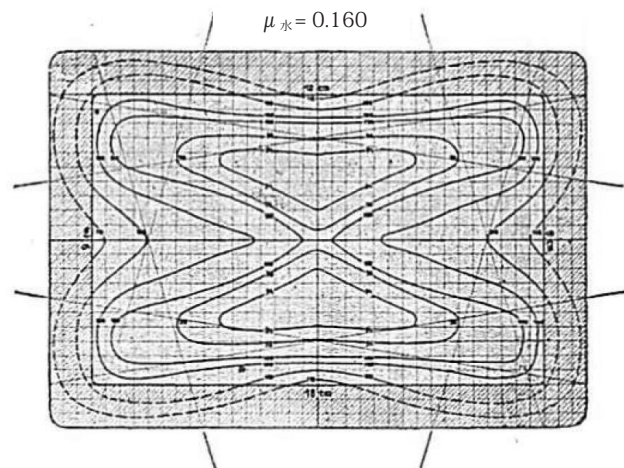


図 32. 4つの照射円錐の組合せ. 前後から2つの大きな円錐, 左右から2つの小さな円錐を組合せたもの. パラフィン帯を使用. 入射口 18 × 24cm, 9 × 24cm.

フィン層で覆う. これに前述の図に示した法則を適用すると, 例えば3つの円錐のうち最も小さいものが 18 万ボルトの場合, 病変部の線量分布は, パラフィンがない場合と全く異なったものとなる. すなわち, 体表ではなく, 表面の被覆の最初の 1cm で最も強い線量の減少が見られる. 線量分布を知って照射条件を定量的に変化すること, すなわち照射野を均一化することは, このような補助器具の重要性を増すものである. このような器具は, ミュンヘンの Chaul, ウィーンの von Vieser が最初にシステムチックに使用し始めたものであるが, これが将来的に線量分布をさらに改良することが期待される.

Warnekros, Dessauer が別の場所で何度か詳述しているように, 過去, そして現在も, 多くの深部放射線治療症例において, 病巣全体に十分な線量が届き, どこにも過剰線量が照射されていないという, 照射の物理学的条件が満たされていないことは確実である. しかしここに新たな, そして大きな課題が生まれた. 個々の深部治療例ごとに, 新たな知識に基づいて医学的, 物理学的に考慮する必要が生じたのである. 新たな知識と方法をもとに, 乳癌, 腹部癌, その他の症例に応じた特殊な照射法を開発することができる. このような方法は, 深部治療の初期において, いわゆる均一照射理論として確立された条件を満たすものである. これは, かつては非常に硬い均質な放射線を利用するものであった [21]. このような放射線は成分が限られており, 減衰係数もそれほどではないことから, 比重の軽い生体内では成分が大きく変化することはない. これは現在も, 実行可能である. しかし, 第2の条件, 病巣全体にできる限り多くの線量を照射し, かつ健常部の過剰線量は避けるという量的均一性については, 線量分布の知識を以て少しずつ実現に向かっている状態である.

【脚注】

1. Perthes: Versuche einer Bestimmung der Durchlässigkeit usw. F. d. Röntg. 1904 H. 1. — Dessauer, Beiträge zur Bestrahlung tiefliegender Prozesse. Med. Kl. 1905, Nr. 21. — Derselbe, Eine neue Anwendung der Röntgenstrahlen. Verhandl. d. Deutschen physik. Gesellschaft, 9. Jahrg., .Nr. 3. — Derselbe, Die physik. u. techn. Grundlagen der Tiefenbestrahlung. Strahlentherapie 1, 1912, H. 3. — Dorn, Zur Tiefenbestrahlung mit Röntgenstrahlen. M. med. W. 1909, Nr. 14. — Veit, Zusatz zur Arbeit Prof. Dr. Dorns, über: Zur Tiefenbestrahlung mit Röntgenstrahlen. Dessauer u. Krüger, Nachbehandlung operierter Karzinome mit homogener Bestrahlung. Berl. W. 1908, Nr. 11. — Dessauer, Eine neue Anwendung der Röntgenstrahlen. M. med. W. 1908, H. 24/32, Vgl. auch die verschiedenen Auflagen von Wetterer, Handbuch der Röntgentherapie und zahlreiche andere Arbeiten.
2. Dessauer u. Back, Über Röntgenstrahlerregungen mit sehr hohen Spannungen. Verhandl. d. Deutschen phys. Gesellschaft 21, 1910, 1 u. 10.
3. Seitz u. Wintz, Unsere Methoden der Röntgen-Tiefentherapie und ihre Erfolge. 1920.
4. Friedrich: Krönig Friedrich, physik. u. Biolog. Grundlagen der Strahlentherapie 1919. — Friedrich u. Körner, Exp. Untersuchungen über den Einfluß des Röhrenabstandes und der Feldgröße mit dem Dosenquotienten. Strahlentherapie 3, 1920: vgl. S.5.
5. Friedrich, Krönig und Friedrich, l. c. Friedrich und Opitz, die Freiburger Strahlenbehandlung des Uteruskrebses, M. med. W. 1910, Nr. 1.
6. 近年, Pankow, Borell らは, 新鮮屍体を使用して, 我々が水で行なった実験が人体にも適用できることを示した. Winz, von Hohlfelder は, 水による実験結果は人体適用できず, 辺縁部のX線強度を過大評価するとした. しかしここに示した水の正確な深部線量測定に基づけば, 少なくとも人体における線量分布を概算できる. この結果を否定すると, 人体での線量分布についてはほとんど何もわからないに等しく, 完全な暗闇に置かれることになる.
7. Strahlenpyramid(放射線ピラミッド)という言葉は文献的には確立したものではないので, Strahlenkegel(照射円錐)をここでは使用する. これは表 1 によって決定するピラミッド型を意味するものである.
8. Friedrich und Glasser, Über die Dosenverhältnisse bei inkorporaler Radium- und Mesothoritherapie. Strahlentherapie, XI, 1, 1920.

9. 線量曲線の先の方を確認するために深度 30cm, 40cm でも計測したが, このような深部の線量は, 深度 20cm と比較して 2-3% の誤差しかなかった.

10. 前掲の論文に加えて特に以下を参照されたい. Dessauer, Zur Frage der Homogenbestrahlung, Diskussion mit Frank- Schultz, D. med. W. Nr. 40, 1903

Christen との討論: F. d. Röntg., Bd. XXI, in der Strahlentherapie und a. a. O. Homogenität und Absorption

深部X線治療における計測法の基礎: A. f. Gyn., Bd. 111, Heft 2

高硬度のX線に関する研究とその深部治療への応用: M. med. W. Nr. 37, 1913

熱陰極管とその深部治療における意義: M. med. W. Nr. 30, 1917

Dessauer und Warnekros, Wendepunkt in der Technik der Tiefentherapie. (Strahlentherapie, Bd. XI.)

11. エネルギー分布の距離依存性に関する実験は, 研究室の Dr.Mukai, Dr. Karp の協力で行なった.

12. Dessauer und Vierheller, l.c.

13. Dessauer und Vierheller, l.c. S.138

14. 照射容積は, 頂部を切断したピラミッド型である.

15. TSSp =Transformatorscheitelspannung. 変圧器(トランスフォーマー)のピーク電圧.

16. この係数は, われわれの発表(Zt. F. Phys. 1921, H. 1)以降, さらに特別な注意をはらって再測定したものである. このため%値がやや異なっている.

17. 管球電圧の記載は正確である. 変圧器の電圧の記載は, 針スイッチおよび高圧線の静電容量による変動があるため概略値である.

18. Opitz und Friedrich, l.c. - Seitz und Wintz, l.c.

19. Friedrich und Körner, l.c.

20. 施設の秘書に連絡いただければ, 異なる線質, 照射容積, 焦点-皮膚間距離に対する線量分布を, 費用を立替えて送付する.

21. 別記引用箇所