OUKA
Osaka University Knowledge Archive

Title	X線遮蔽に關する基礎的研究 第1報 直接線に關する研究
Author(s)	橋詰, 雅
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1954, 14(7), p. 435-439
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18101
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

X線遮蔽に關する基礎的研究

第1報　直接線に關する研究

信州大學醫學部放射線醫學教室(主任　金田弘教授)
橋　詰　雅

Fundamental Studies of X-ray Protection.
Report I. On the Studies of the Direct Beam.

Tadashi Hashizume
Radiological Department. Faculty of Medicine. Shinshu University.
(Director: Prof. H. Kaneda)

(昭和29年4月21日受付)

I　緒　言

放射線防禦の問題は古くから取り上げられているが，現在でも尙多くの問題を殘している．特に最近のレ線工學技術の進歩は治療裝置に於ては深部，表在とも往時の十數倍の線量を放射し，診斷面では高壓撮影が行われ，又放射性同位元素も大量に輸入せられつゝある現狀である．それにも拘らず，その防禦に對しては基礎的研究に見るべきものが極めて少ない．これは遮蔽の問題が非常に難しく，特に散亂線の把握は遮蔽物質の大きさ，厚さ，位置及びその測定法により非常に差異を生じ，ある研究室での測定値は必ずしも他の場所にては適用出來ない事が多い．その爲私がこの研究の一部を發表した時にも，その普遍性に疑問をもたれた方があつた．しかし各所の研究機關にて異つた測定値が出ても，その測定値はその時の條件測定法に依りそれぞれ意義があるのであつて，その相違する理由を究明し，相互に關係づける事によつてこそ，遮蔽に對する基礎的な問題の解決の緒口があると思う．この實驗に於ては最も問題となる測定法も，獨自の立場で私の許される範圍において出來るだけ適正と思われる方法にて行い，データの更正，補正も在來のデータを使用せず，全て新しく實測し計算したものを使用した．從つてある一部のものは先輩諸氏[1~7]のものと重複する點があると共に，測定値にも相異があるかもしれないが御諒承願いたい．尙この論文は曾て日本醫學放射線學會物理委員會にて報告したものを，まとめたものであつて，諸賢の御叱正を得ば幸甚である．

II　研究目標

第1報として，先づ直接線遮蔽に關するものを次の各項に就いて行つた實驗結果を報告する．

（1）線質の異るX線による鉛透過度の測定．
（2）透過X線の半價層（銅）の測定．
（3）透過X線の鉛による減弱度の測定．
（4）以上の實驗結果より直接線遮蔽に對する考察．

III　實驗用具

（1）發生裝置

島津製信愛 200KV－20mA 2台結線方式……グライナツヘル型
最近接距離……23cm
最大空中線量…… 350r/m (30cm)
線量安定度……±3％（180KV－20mA）
焦點……6×6㎜

（2）測定器

島津製キユストナー線量計

IV　電離槽の更正

電氣試驗所の更正表を使用した．半價層は 1.8 mm 銅までしか更正されていないので，それ以上のものは曲線から外した．

實驗誤差に比し線質依存性は殆んど問題にならない.

V 實驗方法

(1) X線管球は陽極を上にして垂直に立てた

(2) 管球焦點より20cmの所に濾過板を,又17cmの所にシヤツターをおいた.

(3) 管球より23cmの所より内徑 4.5cm, 長さ27cmの鉛圓筒をつけた.

(4) 圓筒の前面に鉛當量 1.5mm, 大きさ85×160cmの衝立を立て, 圓筒のあたる所に徑6cmの孔をあけた.

(5) 衝立の孔の直後に線量計の窓が來る様にした.

(6) 測定は前後3回とり3回の値がほゞ等しい時はその平均をとつた. 遍差が餘り大きい時は必要に應じて測定回數を増した.

(7) X線裝置の線量を安定させる爲に高壓を入れてから一定時間後に測定した.

VI 實驗結果

(1) 管球容器等を透過するX線の遮蔽に充分なる鉛當量を檢討する. 濾過板を使用せずして, 80KVより 200KVに至る線質を異にするX線の入射線量に對する鉛透過線量の比を求めた. これは第1表に示す如くになる.

第1表 入射線間に對する鉛透過線量の比 (濾過板なし)

KV \ Pb	無し	0.36	0.54	0.99	1.50	2.04	2.50	3.03
200	100	14.0	9.2	3.1	1.07	0.39	0.14	0.07
180	100	12.0	7.8	2.1	0.65	0.25	0.075	0.03
160	100	10.5	5.9	1.7	0.40	0.10	0.03	
140	100	8.8	5.0	0.98	0.21	0.05		
120	100	7.2	3.8	0.66	0.10			
100	100	4.9	1.8	0.21				
80	100	1.1	0.3					

(2) 次に濾過板を使用し, 各種治療條件のX線の入射線量に對する鉛透過線量の比を求め, これを第2表に示した.

(3) 第3表は線質を異にするX線の鉛透過後の半價層を銅の厚さで示したものである.

第2表 入射線量に對する鉛透過線量の比 (濾過板使用)

KV \ Pb / フィルター	無し	0.36	0.54	1.0	1.5	2.04	2.50	3.03
200	Cu 0.9, Al 0.5	100	24.0	14.9	5.0	1.8	0.51	0.20	0.08
180	Cu 0.7, Al 0.5	100	19.0	12.5	3.3	0.9	0.27	0.12	0.045
160	Cu 0.5, Al 0.5	100	15.5	9.0	2.8	0.6	0.18	0.07	
140	Cu 0.3, Al 0.5	100	13.5	7.1	2.0	0.46	0.12		
120	Al 2.0	100	11.0	5.2	1.0	0.23			
100	Al 1.0	100	6.4	2.7	0.4				
80	Al 1.0	100	2.0	0.6					

第3表 鉛透過後のX線の線質(銅半價層)

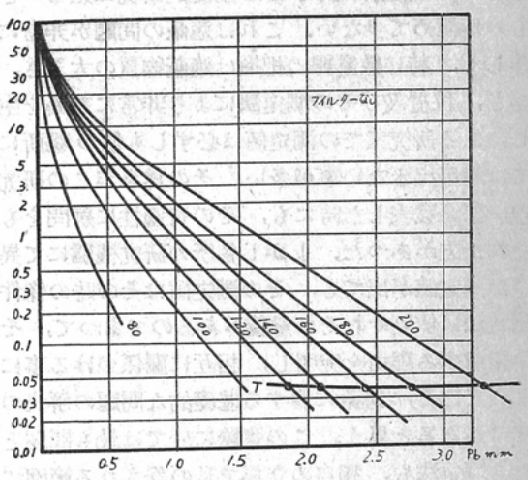
KV \ Pb	なし	0.3	1.0	2.0	3.0
200	0.48	2.02	2.8	3.95	5.1
180	0.42	1.45	1.9	2.95	3.92
160	0.31	1.05	1.3	1.65	
140	0.29	0.86	1.25	1.40	
120	0.19	0.78	1.4		
100	0.095	0.72			

KV \ Pb / フィルター	なし	0.3	1.0	2.0	3.0
200	0.9 0.5	1.35	2.31	3.2	4.5	5.3
180	0.7 0.5	1.14	1.54	2.2	3.1	
160	0.5 0.5	0.92	1.10	1.5	1.82	
140	0.3 0.5	0.59	0.92	1.28	1.45	
120	2.0	0.3	0.89	1.15		
100	1.0	0.19				

VII 考 察

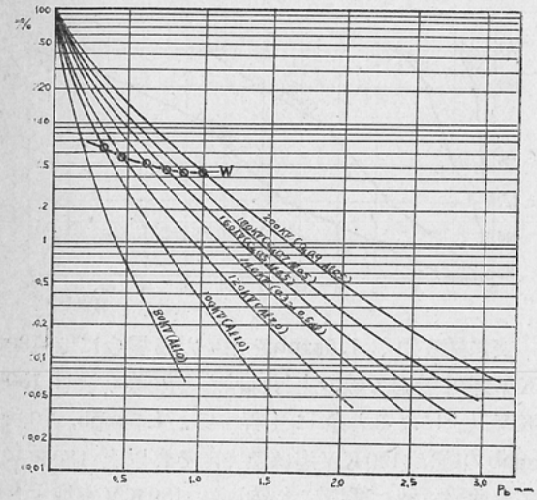
(1) 先づ治療室内に於いてX線の放射口を閉じ管球容器より透過するX線につき考察することにする. 尙透過X線の測定は1mの距離に於いて行つた. 實驗(1),(2)のデータを圖に示せば, 第1, 2圖の如くなる.

第1圖 濾過板無しの鉛透過X線量



今診療用X線裝置取締規則第2條に規定された利用線錐以外のX線遮蔽鉛當量をこの表に書き入れると, 治療の場合はT曲線となる. この曲線に示す如く電壓の高い程透過線量はやゝ少くなつているが, これは電壓が高い程透過率が高くなると

第2圖　實用濾過板を使用した鉛透過線量



共に，單位時間の放射線量が多くなるから，電壓の上昇に從つて鉛當量を更らに增加したものと思われる．私はこの點を考慮して單位時間の各電壓の線量に取締規則に準據した鉛板を用いた時の透過率を掛けて，これを透過線量として求めて見た．第4表がこれである．

第4表　各電壓に於ける實放射線量に對する規定鉛透過後のX線量

KV	120	140	160	180	200
線量	114	166	210	265	344
透過率	0.04	0.039	0.038	0.037	0.036
透過線量	0.45	0.65	0.80	0.99	1.24

表に示す如く 200KVと 120KVの間の透過線量を比較すると，相當の差がある．從つて，この結果より管球容器に取締規則に準據した厚さの鉛板を張つたと假定すれば治療室内に於ける透過線量は電壓が高くなると急激に多くなり，放射線防禦の見地より取締規則に規定された鉛當量そのものに再考の餘地があると思われる．

（2）實驗1よりX線發生裝置が毎分1r の線量を1m の距離で放射する場合に，管球容器に種々の厚さの鉛を用いたる時に於ける1mの距離に於ける線量を 50mr/day の許容線量により許容時間として表わすと第5表の如くなる．

卽ち，180KVで管球容器が3㎜の鉛當量を持つている時には1m の距離にて 250分以下が許容

第5表　管球より1mの距離に於ける許容時間

KV \ Pb	0.3	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	t mm (1 mA)
200	21s	30s	97s	4.7m	12.8m	26m	71m	1.72
180	25s	38s	2.6m	7.8m	24m	108m	250m	1.32
160	29s	51s	3.3m	12.5m	50m	166m		1.05
140	34s	64s	5.1m	24m	125m			0.83
120	42s	1.3m	7.6m	45m				0.60
100	1m	2.8m	24m					0.42
80	5m	16m						0.21

される事になる．（放射口を閉じて直接線を放射せぬ場合）但しこれは最も條件の惡い場所であつて，實際には更らに油の吸收とX線に對する鉛の角度等から線量は相當差異がある．最右欄にグライナツヘル型のX線發生裝置の1m，1分，1mAの線量を參考に記入した．これから各裝置の許容時間が容易に計算される．例えば，180KVにて5mA で治療している裝置に3㎜の鉛が張つてあれば次式の如く

$$\frac{\text{許容時間}}{\text{Vm}\times\text{mA}}=\frac{250}{1.32\times5}\fallingdotseq48(\text{分})$$

許容時間は48分と算出される．

（3）大電流裝置に對して容器の鉛當量の增加が必要であるか否かの檢討は第2報において詳細に報告するが，治療患者から發生する散亂線の量は1m で照射線量の約 0.1%である．これは管球容器を通して出る側方線量の少なくとも10倍であつて，この兩者の比は電壓によつてのみ定まるものである．從つて，線量には關係しないから患者自身も照射部と非照射部の線量比には變化がない．又操作室に於ける遮蔽も透過線全體としては考慮を要するが，管球容器自體の鉛當量の增加は大電流になつた爲に特に增加する必要は認められない．

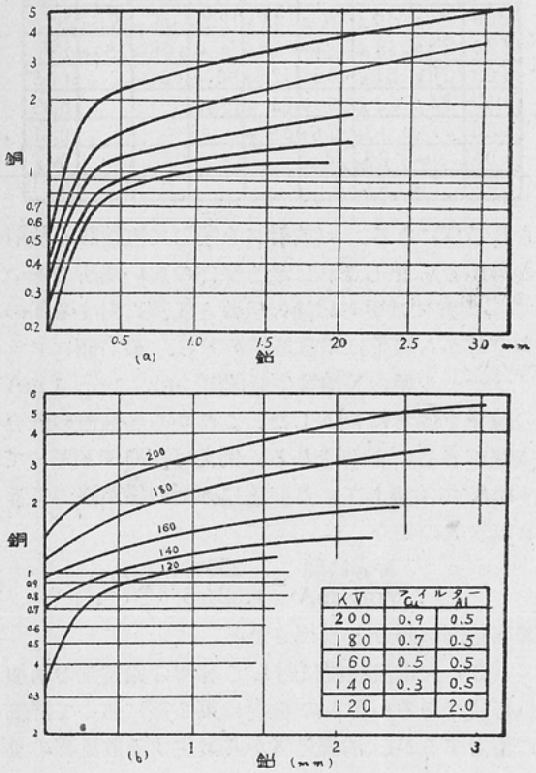
（4）實驗3の第3表を圖に示すと第3圖の如くなる．これは鉛透過後の線質の變化を示すものである．これによつて管球容器から出る線質や操作室に入る散亂線の線質を知る事が出來る．

（5）鉛透過後の線量の減弱は第1，2表から算出される．これを圖に示せば第4圖の如くなる．

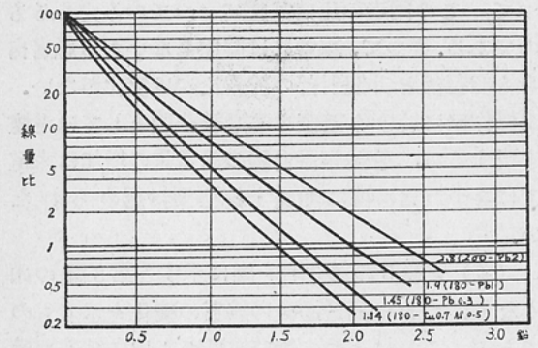
これは管球容器から出た直接線が遮蔽された壁を透過して操作室に入る線量を示している．

（6）利用線錐（直接線）の方向が壁等に向つ

第3圖 鉛當過後のX線の線質(銅半價層)



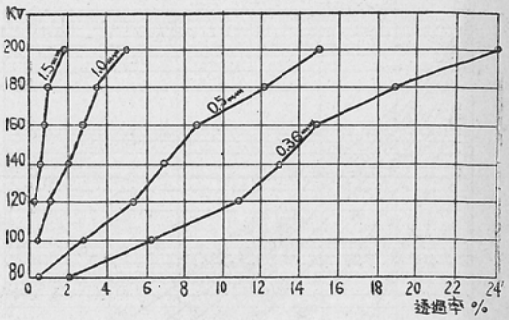
第4圖 鉛透過後の線量の減弱



ている場合，その壁が取締規則に從つた鉛當量しか入つていない時は，第2圖のW曲線に示す如く5%となり，線量がその場所に毎分 0.5r 出ていれば 0.025r/m の多きに達し非常に危險である．從つて管球の使用方向は特に注意せねばならぬ．

(7) 實驗2の第2表より，電壓による透過量の變化を鉛の厚さ別に示すと第5圖の如くなる．

第5圖 電壓による鉛透過X線の變化



表に見る如く 1.0㎜pb を用いたる場合には，180 KV迄は透過X線の上昇は殆んど直線を示し，180 KV以上になると急に上昇する．1.5㎜pb，0.3 ㎜pbの時は 120KV迄は急で，それ以上 180KV迄は曲線は稍々緩慢に上昇し，180KVを越すと急激に上昇することが判る．即ち 180KV以上の電壓になると，そのX線の遮蔽に必要なる鉛當量が急激に增加する．又 Grebe-Mitzge の表よりみて電壓の上昇に比して，深部線量の增加は 180KV以上になると，それ程增加しない事が知られている．從つて遮蔽の面よりみても，又電壓と深部線量の割合から考えても，深部治療裝置は，その遮蔽と絶緣に製作上の困難を伴う 200KV以上の高壓X線治療裝置よりも，180KV前後の裝置が却つて能率的であり，合理的であると思われる．

VIII 結 語

本研究は學會及び專門委員會に於いて種々の規準を作る參考に供する爲に行つたものであつて，結論はそれ等關係者に出していたゞくべきものと思い愚論を避け，實驗結果のみを2，3記載するに止める．

(1) 管球容器の鉛がある程度厚くなれば透過線量の減弱は指數曲線を示す．鉛透過後のX線の半價層も次第に厚くなる．例えば鉛3mm透過後の 200KVのX線の半價層は銅5㎜程度である．

(2) 大電流裝置では管球容器からの透過線量が多いから，高壓が入つている時は，放射口を閉鎖して直接線を照射していなくとも治療室への入室，特に患者の位置決定には注意せねばならぬ．

(3) 二次電壓の增加に對しては管球容器の鉛當量は增加せねばならぬが，二次電流の增加に對

してはその必要は認めない。

（4）私の實驗結果より觀れば昭和12年の内務省令第32號の診療用X線裝置取締規則に記されてある利用線錐以外の遮蔽規準には再檢討の必要がある。

（5）深部治療では遮蔽及び絶緣の困難さから考えて，深部量が電壓に比して，それ程增加しない。200KV以上の治療裝置よりも，180KV前後の大線量治療裝置が，遮蔽の面より考えても能率的であり合理的と思われる。

文　献

1) Glooker u. Reuss: Fort. Röntgenstr. 40 1929. 503.—2) Glocker: Fort. Röntgenstr. 41 1930. 967. —3) Hermann u. Jaeger: Strahlenther. 41 1931. 426. —4) Ott Glasra: Physical Foundations of Radiology (1952). —5) N.B.S. Hand-Book No. 41 and No50 (1952). —6) Glocker, Rentz Fort. Rönt. 501 40 (1929). —7) Scott Planning Guide for Radiologic installations (1953).