

X線撮影領域における線量測定

—撮影条件と臓器の被曝—

中 桐 義 忠¹⁾・後 藤 佐知子¹⁾・三 上 泰 隆²⁾・東 義 晴¹⁾・
渋谷 光 一¹⁾・稲 村 圭 司²⁾・田 原 誠 司²⁾・宇 野 弘 文²⁾・
高 田 義 明³⁾・丹 谷 延 義⁴⁾・山 田 俊 治¹⁾・
杉 田 勝 彦¹⁾・平 木 祥 夫²⁾

Dosimetry in Radiography

Yoshitada NAKAGIRI¹⁾, Sachiko GOTO¹⁾, Yasutaka MIKAMI²⁾, Yoshiharu AZUMA¹⁾,
Koichi SIBUYA¹⁾, Keiji INAMURA²⁾, Seiji TAHARA²⁾, Hirohumi UNO²⁾,
Yoshiaki TAKATA³⁾, Nobuyoshi TANDANI⁴⁾, Toshiharu YAMADA¹⁾,
Katsuhiko SUGITA¹⁾, and Yoshio HIRAKI²⁾

Utilization of radiation in medical treatment is increasing more and more ; consequently, It becomes more important to estimate exposure dose correctly.

Although there are many reports about exposure dose for patients, most of them merely describe the results of the measurements by parts of the body. Exposure dose differs with equipment, instruments, screen-film system, condition of radiography, and so on.

This paper describes the relation between skin dose and conditions of radiography, and also shows the result of measurement of "TPR" which needs to know the absorbed dose of each organ.

Key Words : 線量測定, 低エネルギー, 被曝

緒 言

近年, 放射線機器の開発普及に伴い, 医療における画像診断の役割が重要視され, 病巣の早期発見, 治療に多大な成果を上げている。現在, 総合画像診断機器の中には, MRI, エコーといったX線を使わない新しいモダリティの機器も普及しているが, なお, X線を使用したものが大半を占めており, 患者に対する医用X線被曝が益々増大し, 国民有意線量にも大きく寄与する状態となっている。ICRP (国際放射線防護委員会) 勧告によると^{1,2)}, 医療に放射線を利用するに当たって, 行為の正当化, すなわち効果と障害を両天秤にかけ, 障害に比べ効果が大きいことを大前提とし, また防護の最適化, すなわち合理的にできるかぎり被

曝線量を低く保つよう説いている。その中にあって, 使用者は被曝の実態を把握し, 効果を下げることなく, より被曝を少なくする方法あるいは機器の開発に努力し, 無駄な使用は避けるようにしなければならない。

過去において, 医用被曝の実態を知るため, 検査と被曝線量の関係について幾多の研究および報告がなされている^{3,4)}。これらの報告は1検査あるいは1曝射当たりの皮膚線量, 生殖腺線量等についての報告が多い。しかし, これらは使用する機器, 増感紙フィルムなど感光系の感度あるいは被写体などにより千差万別である。また, 臓器, 組織の放射線誘発癌を対象とした組織荷重係数が導入されたことから, これらの臓器, 組織の被曝線

- 1) 岡山大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科
- 2) 岡山大学医学部附属病院中央放射線部
- 3) 財団法人中国労働衛生協会
- 4) 財団法人倉敷成人病センター

量を明確にする必要が生じてきた。

そこで、われわれは今回、X線撮影条件と皮膚表面線量の関係および放射線治療領域で使用するTPR (Tissue Peak Ratio) を測定し、人体内各臓器の深さをCTまたはMRIなどで計ることで、照射野内に存在する各臓器、組織の被曝線量を計算する方法を検討した。このことにより、撮影部位に関係なく、撮影条件と皮膚表面および臓器の被曝線量を知ることができるようになった。

使用機材

- X線発生装置 東芝 KXO-15
(単相全波整流方式)
- 線量測定器 Ionex 2500/3
- Probe 0.03ml shallow 型
- X線 CT 装置 GE-9800
- Phantom Mix-DP

方法

1. 表面線量の測定

Fig. 1 に示すような幾何学的配置で、Probe

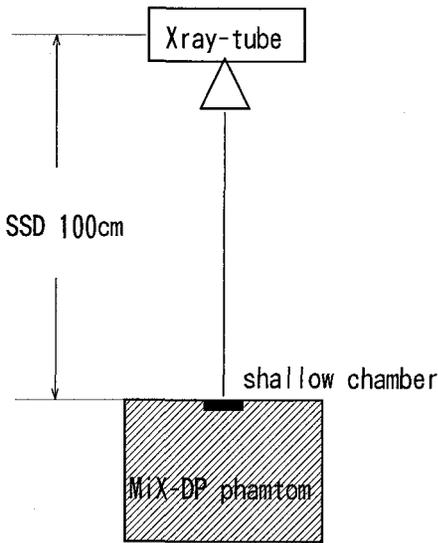


Fig. 1. 実験配置図

0.03ml shallow 型を用い、管電圧を60KV~140KVまで10KVごとに変化させて、Phantom表面での線量を測定した。管球-Probe間距離100cm, 管電流200mA(公称), 露出時間1sec, 照射野25×25cm²で一定とした。尚、測定値の単位はcGy, 吸収線量変換係数(cGy/R) 0.89, 大気補正係数, コバルト校正定数1.12を読み値に乗じて吸収線量とした。

2. TPRの測定

1. と同じ条件で、各電圧につき Mix-DP Phantom 内深さ15cmまで、1cmごとに Probe の深さを変えて線量測定し、基準点線量(表面)で正規化して TPR を求めた。

結果

1. 表面線量について

方法1. で示した条件における測定結果を Table 1 に示し、撮影電圧による線量の変化を Fig. 2 に示す。測定した60KV~140KVの範囲では、表面線量は電圧の上昇とともに、ほぼ直線的に増加した。各電圧とも管球皮膚表面間距離100cm, mAs値200であるから、この測定結果から任意の条件で撮影された場合の皮膚表面の線量は次式で計算できる。

$$D_0 = Dx \times 100^2 / (100 + d)^2 \times mAs / 200$$

但し、Dx; グラフから読み取った表面線量,
100+d; 撮影時の管球皮膚表面間距離,
mAs; 撮影時の mAs 値

2. TPR について

各電圧における TPR 値を Table 2 に示し、60KV, 100KV, 140KV の TPR 曲線を Fig. 3 に示す。多少測定のパラツキはあるが、当然のことながら電圧の上昇とともに、TPR 値は大きくなった。撮影では写真の濃度に関与するのは透過線量で、透過線量が同じ場合、ほぼ同じ濃度となると考えてよい。したがって、同一被写体では高電圧

Table 1. 皮膚表面線量

電 圧	60	70	80	90	100	110	120	130	140
皮膚表面線量	0.362	0.563	0.784	0.986	1.207	1.428	1.649	1.830	2.011

低エネルギー線量測定

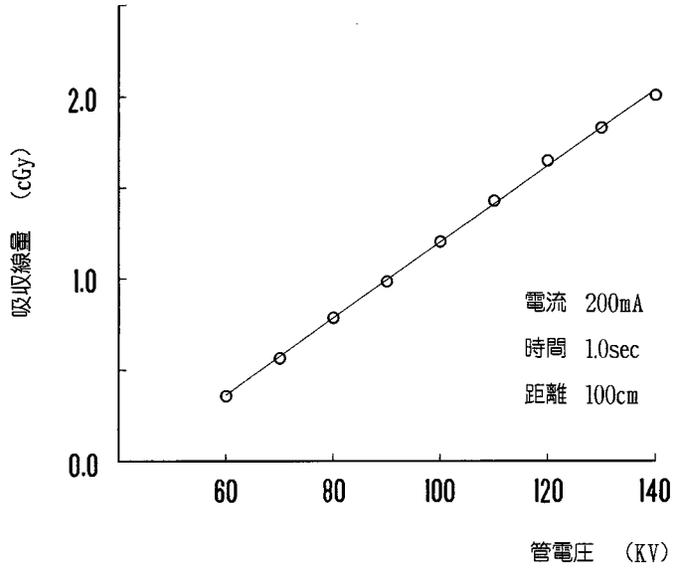


Fig. 2. 皮膚表面線量

Table 2. TPR

電圧 深さ	60	70	80	90	100	110	120	130	140
0	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
0.5	0.971	0.980	0.959	0.989	1.000	1.031	1.020	1.012	1.011
1.0	0.829	0.882	0.877	0.903	0.928	0.969	1.000	0.988	1.000
2.0	0.686	0.784	0.795	0.796	0.829	0.884	0.898	0.904	0.918
3.0	0.588	0.608	0.658	0.699	0.748	0.845	0.871	0.898	0.830
4.0	0.489	0.549	0.616	0.645	0.676	0.767	0.782	0.783	0.802
5.0	0.371	0.451	0.507	0.538	0.577	0.667	0.680	0.693	0.742
6.0	0.314	0.412	0.438	0.473	0.505	0.605	0.606	0.614	0.626
7.0	0.257	0.333	0.356	0.398	0.432	0.488	0.503	0.518	0.549
8.0	0.229	0.255	0.315	0.344	0.378	0.450	0.469	0.476	0.500
9.0	0.171	0.176	0.260	0.301	0.333	0.364	0.388	0.404	0.429
10.0	0.143	0.157	0.219	0.258	0.288	0.302	0.333	0.349	0.374
11.0	0.114	0.137	0.178	0.226	0.234	0.279	0.299	0.313	0.341
12.0	0.057	0.118	0.137	0.172	0.189	0.233	0.252	0.265	0.286
13.0	—	0.078	0.123	0.161	0.171	0.194	0.211	0.234	0.258
14.0	—	—	0.096	0.129	0.151	0.171	0.184	0.193	0.203
15.0	—	—	0.082	0.090	0.126	0.140	0.150	0.163	0.181

撮影条件：電流200mA 時間 1 sec 距離100cm

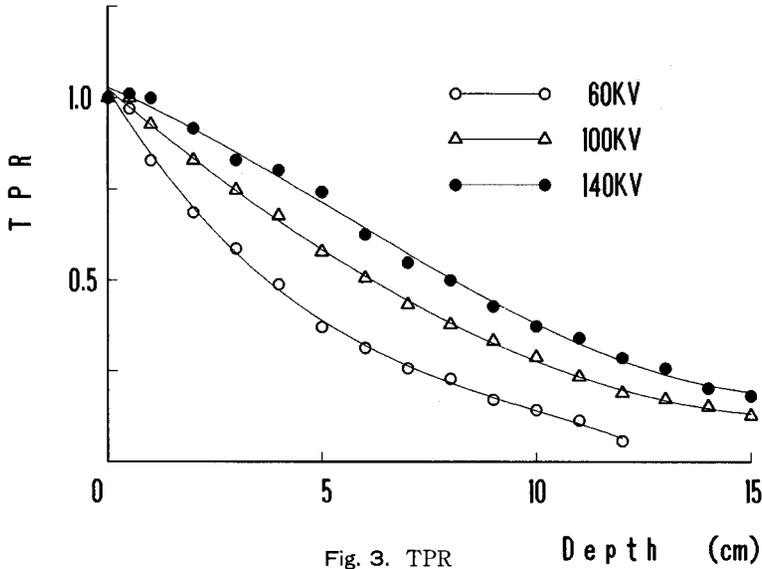


Fig. 3. TPR

で撮影するほど入射線量は少なくてよい。この値から任意の深さ d にある臓器の吸収線量は次式で求められる。

$$D(d) = D_0 \times \text{TPR}$$

考 察

医療における患者の放射線被曝については、その限度は定められていない。これは放射線の利用によって、受ける患者の利益がはっきりしているからである。しかし、だからといって、放射線照射によって人体が受ける何らかの障害（損失）がある以上、むやみにそれを濫用することは許されるべきではない。使用者は医療行為の正当化について厳しく正確な判断を下す同時に、利用に当たっては、細心の注意を払って被曝の低減に努めなければならない。

医療における放射線利用の歴史は古く、X線の発見と同時に放射線障害の歴史が始まったといっても過言ではない。これは放射線の危険性に対する無知から、無防備な被曝の結果であって、その後、放射線生物学領域においては、動物を使つての幾多の研究がなされ、また、人体に対する影響は広島、長崎の2発の原爆、第5福龍丸の事件、近くはチェルノブイリ原発事故などによる被曝線量の推測から、障害と線量の関係が随分解明されている。

ICRP1977年勧告において、放射線の確率的影

響を表わす線量として実効線量当量なる概念が制定されたが、これは人体組織の吸収線量に放射線荷重係数を掛けて求められる等価線量に組織荷重係数を掛けた値である⁵⁾。この概念が遺伝的影響だけでなく、放射線誘発癌の指標としていることから、放射線診療において、皮膚表面の被曝線量のみならず、照射野内に含まれる各臓器の線量を知ることは重要なことであると考えられる。

一方、臨床で使用する低エネルギーX線の線量測定は量が微量であることもあって、測定値の誤差が大きく、未だ標準測定法も制定されていない。その上、医療被曝においては、同じ検査部位であっても、その方法、使用する装置、患者の体型などにより随分違った結果となる。今回、これらの要因にかかわらず、X線撮影条件と表面線量および臓器の被曝線量の関係について測定し、すべての撮影条件における皮膚線量および臓器の被曝線量が計算できることを確認した。これは微量な放射線被曝で着目される確率的影響を考慮し、放射線量の低減、防護を考える上で大変有用なことと考える。ただし、今回の実験はあくまで一つのX線装置で行なったものであり、装置によって同じ撮影条件であっても出力の違いがある。当該装置の表面線量については基準の表面線量を測定し、補正する必要がある。また低エネルギーの標準測定法が確立していないことから、測定した線量が絶対正しいという保証はない。測定法の早急な標

準化が待たれるところであり、今後更に、誤差の少ない測定結果が得られるよう、研究を続けて行きたい。

参 考 文 献

- 1) 仲尾次政剛：医療被曝と放射線防護，財団法人結核予防会，東京，37-38，1992.
- 2) 日本医学放射線学会・日本アイソトープ協会編：放射線診断における被曝の管理，社団法人日本アイソトープ協会，東京，63-67，40-56，1980.
- 3) 日本放射線技師会編：X線検査の被検者防護指針，日本放射線技師会雑誌特集号，78-79，1974.
- 4) ICRP Publication 34：X線診断における患者の防護，社団法人日本アイソトープ協会，東京，6-10，1986.
- 5) 草間朋子，太田勝正：医療従事者のためのICRP勧告，財団法人結核予防会，東京，20-21，1992.