

臨床技術講座

移動型X線装置の放射線管理と防護

放射線防護分科会 加藤英幸(千葉大学医学部附属病院放射線部)

はじめに

近年、移動型X線装置による撮影件数は、装置の高性能化によって増加傾向にある。しかし、法律上X線撮影は、放射線管理区域であるX線診療室で実施するものと定められており、平成13年4月1日に放射線関係法令の改正が行われたが、「重症患者や手術中の患者でX線診療室に移動することが困難な場合に限り」病室でのX線撮影が、特例として認められる点は従前同様である。特例措置を実施するにあたり放射線従事者としてやるべきことは、病棟の看護婦などの医療従事者、撮影対象以外の患者や付き添い、および見舞客の安全を担保することである。そのためにも移動型X線装置についての線量測定は必須である。

われわれが把握する必要がある線量測定は、撮影する病室内の空間線量とその分布、X線装置からの漏洩線量であり、撮影対象である患者の被曝線量の把握も重要な要素である。今まで技術学会および放射線防護分科会等において移動型X線装置についての放射線防護について発表してきた。今回は、いままでのデータにさらに法改正において変更になった点等を盛り込み、X線診療室以外で使用する移動型X線装置における放射線防護について解説する。

1. 法令改正について

今回ICRP1990年勧告の取り入れ、およびIEC(国際電気標準会議)の定めた国際標準規格等に準拠させるための放射線関係法令の改正が行われた。ここでは移動型X線装置に関連する医療法施行規則の改正点を述べる。

今回の法令改正において、移動型X線装置に係る改正点を示す¹⁾。

a) ICRP Publication 33(以下、Publ. 33)の勧告およびIEC60601-1-3に従い、測定値が照射線量($\mu\text{C}/\text{kg}$)から吸収線量(空気中の空気カーマGy)に変更された。その結果、医療法施行規則第30条第1項1号「エックス線管の容器及び照射筒は、利用線錐以外のエックス線量が、エックス線管焦点から1メートルの距離において1時間につき25.8マイクロクーロン毎キログラム以

下になるようにしゃへいすること」が「エックス線管焦点から1メートルの距離において、1.0ミリグレイ毎時以下になるようにしゃへいすること」に変更された²⁾。

b) 同号に、今まで間接撮影用X線装置の障害防止の方法として講じられていた、X線管の余熱その他によって発生するおそれのあるX線、いわゆるコンデンサ式X線高電圧装置の充電状態において照射時以外にX線装置から漏れるX線(暗流X線)について、「接触可能装置表面から5センチメートルの距離において、20マイクログレイ毎時以下にしゃへいすること」が、第30条の第4項3号より表現が修正され移行された。これにより、コンデンサ式移動型X線撮影装置が、この規定によって規制されることになる。

c) 第30条第3項の「利用線錐の底面積がフィルムの取りわく面積を越えないような障害防止の方法を講じたものでなければならぬ」にさらに、X線管焦点皮膚間距離の規制が第3項の2号として、「移動型および携帯型エックス線装置においては、20センチメートル以上」と規制された(IEC60601-1-3による)。

d) 第30条第3項の3号に、「移動型及び携帯型エックス線装置および手術中に使用するエックス線装置にあっては、エックス線管焦点及び患者から2メートル以上離れた位置でエックス線照射の操作が可能な構造のものとする」が新たに設けられた(ICRP Publ. 33の勧告及びIEC60601-1-3に基づく)。

2. 空間線量測定について

2-1 個人モニタリング線量(個人線量当量)の導入について

いままでは、場所に係る線量評価としての1cm線量当量(周辺線量当量)等と、個人被曝の線量評価で用いる1cm線量当量(周辺線量当量)等の実測値(照射線量)からの換算係数が同一であった。しかし、ICRP1990年勧告の防護量の概念を導入したことによって、個人被曝の線量評価での1cm線量当量等に関して、従来の周辺線量当量および方向性線量当量が個人線量当量に変更された(Table 1, 2)。これに伴い、換算係数が周

Table 1 場に係る測定に用いる量(サーベイメータを用いた場合)と法律上の名称.

| 評価対象 | 測定に係る量(実用量) | 名称 |
|------------|-----------------------|------------|
| 実効線量 | 周辺線量当量 $H^*(10)$ | 1cm線量当量 |
| 眼の水晶体の等価線量 | 方向性線量当量 $H'(3, a)$ | 3mm線量当量 |
| 皮膚等の等価線量 | 方向性線量当量 $H'(0.07, a)$ | 0.07mm線量当量 |

Table 2 個人の外部被曝に係る測定に用いる量(個人線量計を用いた場合)と法律上の名称.

| 評価対象 | 測定に係る量(実用量) | 名称 |
|----------------|--------------------|------------|
| 実効線量 | 個人線量当量 $H_p(10)$ | 1cm線量当量 |
| 眼の水晶体の等価線量 | 個人線量当量 $H_p(3)$ | 3mm線量当量 |
| 皮膚等の等価線量 | 個人線量当量 $H_p(0.07)$ | 0.07mm線量当量 |
| 妊娠中の女子の腹部の等価線量 | 個人線量当量 $H_p(10)$ | 1cm線量当量 |

辺線量当量および方向性線量当量と個人線量当量に違いが生じ、そのため、同一照射線量(新法令では空気カーマ)であっても、外部モニタリング線量としての数値と、個人モニタリング線量としての数値に最大で1.1倍の違いが生じてしまうことになる。いわゆる、放射線源から同一の場において、サーベイメータで測定した実効線量(1cm線量当量)と個人線量計で測定した実効線量(1cm線量当量)に違いが生じるということである³⁻⁶⁾。

また、一般的な遮蔽計算の場合、電離箱線量計を用い照射線量から実効線量を換算する場合には、ICRP Publ.74に示されている、成人人体形状計算モデルによるジオメトリのAP方向(最大値)の線量換算係数を用いる。

では、実際に移動型X線装置での散乱線量を測定したデータをもとに説明する。

Fig. 1は、測定の幾何学的配置である。装置は、蓄電池エネルギー蓄積型インバータ装置で、撮影条件は90kV, 2.0mAs, 撮影距離は1.2mで行った。散乱線量測定位置として、ファントム中心から側方1.0mの距離で、電離容積1,800cm³の電離箱線量計を用いた。Fig. 2, 3に線量計の表示値から、実効線量(1cm線量当量)を算出する過程を示した。電離箱線量計の数値は照射線量であり、改正前の法令では、装置からの漏洩線量等に関して、照射線量(C/kg)が用いられていた。改正法令では空気カーマ(Gy)に変更された。

ここで、診断領域のX線においては、300keV以下の光子に対して制動放射線による損失エネルギーは0のため空気中におけるカーマと吸収線量は同等と見なしてよい。空気カーマ(Gy)までは、実測値から換算できる物理量といってよい。ICRP Publ.74に、空気

カーマから実用量である1cm線量当量への換算係数が提示されている。換算係数は、光子エネルギーによって定められているため、日常測定する場合は、散乱線エネルギーを未知として、換算係数の最大値を用いる。Table 3に示したように、場にかかわる周辺線量当量の換算係数は最大値で1.74(実効エネルギー60keV時)であり、個人線量当量の換算係数は最大値で1.903(実効エネルギー80keV時)である。おのずと、散乱線のエネルギーを未知として扱った場合には、1.09倍の差が生じることになる⁷⁾。しかし、実効エネルギーがおおよそ分かっている場合ではどうであろうか。今回の一次X線のエネルギーは、管電圧80kVで、30keVであった。そのため換算係数を30keVの数値を用いると、周辺線量当量 $H^*(10)$ の換算係数は1.10、個人線量当量 $H_p(10, 0^\circ)$ の換算係数は、1.112であり、差は1.01倍となる。また、新たな問題点として、実際一次X線のエネルギーより散乱線エネルギーが高くなると仮定して考えると、サーベイメータおよび個人線量計での測定において、実効エネルギー60keVおよび80keVの換算係数を用いることは、算出された被曝量自体が、すでになんかの安全係数を含んでいることになる。「被ばく線量の測定・評価マニュアル2000：原子力安全技術センター」のなかに、「実効線量の評価を目的としたものであれば、両者とも1cm線量当量という名称で記録できる。サーベイメータや個人線量計の測定値を用いている限りは、特に周辺線量当量(又は方向性線量当量)と個人線量当量の区別を意識する必要はない。」と示されている。また「1cm線量当量等の測定量を空気カーマ(照射線量)や粒子フルエンスから計算によって求める必要がある場合には、場のモニタリング量(周辺線量当量, 方向性線量当量)

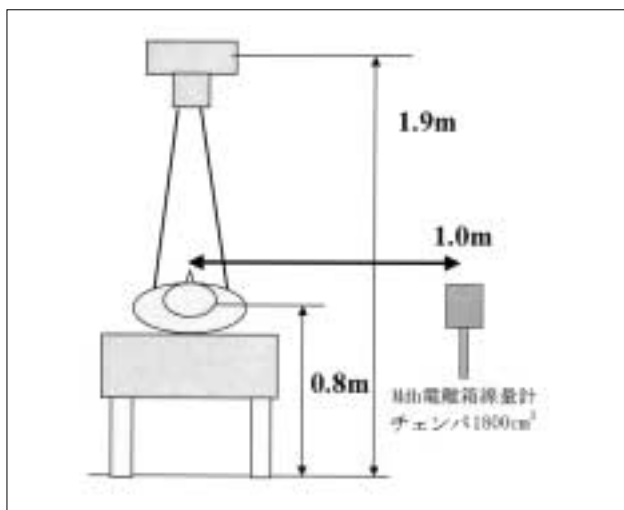


Fig. 1 側方散乱線量測定のための幾何学的配置図 .

| | |
|--|---|
| 0.66 (mR) | 電離箱線量計の表示値 |
| $\times 1/10 = 0.066$ (mR) | 1800cm ³ チェンバの真値への変換 |
| $\times 1.05 = 0.069$ (mR) | 線量計の校正定数 |
| $\times 2.58 \times 10^{-4} = 0.178 \times 10^{-4}$ (mC/kg) | 照射線量単位変換 (1R = 2.58×10^{-4} C/kg) |
| $\times 33.97 = 6.047 \times 10^{-4}$ (mGy) = 0.60 (μ Gy) | 照射線量を吸収線量へ変換 空気のW値 33.97 (J/C) 吸収線量 = 空気カーマ (診断領域のX線においては、 300keV以下の光子に対して制動放射線による損失エネルギーは0のため空気中におけるカーマと吸収線量は同等と見なしてよい。) |

Fig. 2 照射線量(R)から空気カーマKa(Gy)への変換 .

| | | |
|-------------------------------------|------------|---------------------------------------|
| サーベイメータと比較する場合 | | |
| 散乱線エネルギーを未知とした場合 換算係数の最大値(60keV) | H*(10) | $0.6 \times 1.74 = 1.04$ (μ Sv) |
| 散乱線エネルギーを30keVとした場合 | H*(10) | $0.6 \times 1.10 = 0.66$ (μ Sv) |
| 1cm線量当量 | | |
| 個人線量計と比較する場合 | | |
| 散乱線エネルギーを未知とした場合 換算係数の最大値(80keV) | Hp(10, 0°) | $0.6 \times 1.903 = 1.14$ (μ Sv) |
| 散乱線エネルギーを30keVとした場合 | Hp(10, 0°) | $0.6 \times 1.112 = 0.67$ (μ Sv) |
| 1cm線量当量 | | |
| 実効線量と比較する場合(遮蔽計算に用いる場合) | | |
| 散乱線エネルギーを未知とした場合 換算係数の最大値(80keV) | E(AP) | $0.6 \times 1.433 = 0.86$ (μ Sv) |
| 散乱線エネルギーを30keVとした場合 | E(AP) | $0.6 \times 0.416 = 0.25$ (μ Sv) |

Fig. 3 空気カーマKaから実効線量評価値への変換 .

Table 3 光子の自由空間中の空気カーマKaから実効線量評価値への換算係数.

| 光子エネルギー (keV) | 周辺線量線量当量H _γ (10) (Sv/Gy) | 個人線量当量H _p (10) (Sv/Gy) | 実効線量E(10) (Sv/Gy) |
|------------------|--|--------------------------------------|----------------------|
| 10 | 0.008 | 0.009 | 0.00653 |
| 15 | 0.26 | 0.264 | 0.0402 |
| 20 | 0.61 | 0.611 | 0.122 |
| 30 | 1.10 | 1.112 | 0.416 |
| 40 | 1.47 | 1.490 | 0.788 |
| 50 | 1.67 | 1.766 | 1.106 |
| 60 | 1.74 | 1.892 | 1.308 |
| 80 | 1.72 | 1.903 | 1.433 |
| 100 | 1.65 | 1.811 | 1.394 |

「被ばく線量の測定・評価マニュアル2000(原子力安全技術センター)」より抜粋

と個人モニタリング量(個人線量当量)を区別する必要がある。」とも示されている。放射線量を照射線量としてとらえておくことによって、換算係数を用いることで、すべての放射線量に対応できるため、単位をC/kg(またはR)で表示される照射線量計(電離箱線量計)の使用を推奨した⁸⁾が、医療現場で放射線防護等の量に関する評価を目的とする場合には、サーベイメータおよび個人線量計等で測定し、測定値をそのまま用いた方が現状ではよいのかもしれない。放射線防護学は、計測された数値をいかに解釈するかでもあるが、この件に関しては今後早い時期に整理されるべき問題と思う。それまでの対応としては、表示する数値(換算値)には、実測値を付けて表示することが、氾濫する放射線量に対しての対策と考える。

2-2 漏洩線量測定について

装置の漏洩線量測定および報告書の提示に関しては、装置納入時に、日本放射線機器工業会規格(JESRA X-74 1992)として「医療用エックス線装置承認基準に基づく標準試験方法」に準拠した方法にて各メーカーで行われており、医療施設の放射線管理者が行うことはないであろう。

しかし、装置上のトラブル等で患者に過剰な線量が照射される等の事故を避けるため、および装置の精度管理上から、可能であれば使用者としても測定することが望ましい。

2-3 空間線量分布の把握について

移動型X線装置に関して一般病室での撮影において病室からの漏洩線量の基準値はないが、公衆の特別な状況下における年線量限度5mSv/年を3カ月当たり直すと、1.3mSv/3カ月となり管理区域境界と同等

と考えることができる。しかし通常一般病室には一般公衆にあたる見舞客もいるため、事業所境界および事業所内の居住区域における線量限度の1mSv/年で考えたほうが無難である。病室における空間線量の測定義務は、現行法令および、新法令でも規定されていないが、医療法施行規則第30条の19、「患者の被ばく防止」には、3カ月につき1.3mSvになるような防護処置を行うようになっている。

放射線診療従事者の被曝管理、および、看護婦(士)、患者および付き添い者など、一般公衆の安全を担保するためにも、把握する必要がある。

Fig. 4は空間線量分布を測定した結果である。測定方法としては被写体として人体ファントムを使用し、X線照射野はファントムを置いたベッド上で35cm×35cmとし、測定点はファントムのX線入射中心から、おのおの45°方向について0.5m間隔で5.0mまで測定した。ファントムは床から0.8mの高さに置き、X線管焦点から床面までの高さは1.9mである。測定に用いた装置は、コンデンサエネルギー蓄積型インバータ式X線撮影装置(シーメンス社製モビレットプラス:最大出力133kV, 450mA)である。測定器は空気容積1,800cm³の電離箱線量計(ラドカル社製mdh線量計)を用いた。X線照射条件は、当装置における標準体型の撮影条件(90kV, 300mA, 4.7msec)で行った。

冒頭でも記したが、散乱線量を把握することは大切なことであり、医師、看護婦等へ放射線防護の啓蒙を行ううえでも、重要である。撮影するにあたって、一次X線は被写体である患者に直接曝射されるが、散乱線に関しては、吸収体や遮蔽物によってすべての方向で均一にはならない。

床から1.6mの高さでは、装置本体のX線管容器支持部が遮蔽体となり、 $0.5 \times 10^{-3} \text{mSv}[\text{Hp}(10)]$ (40keV)

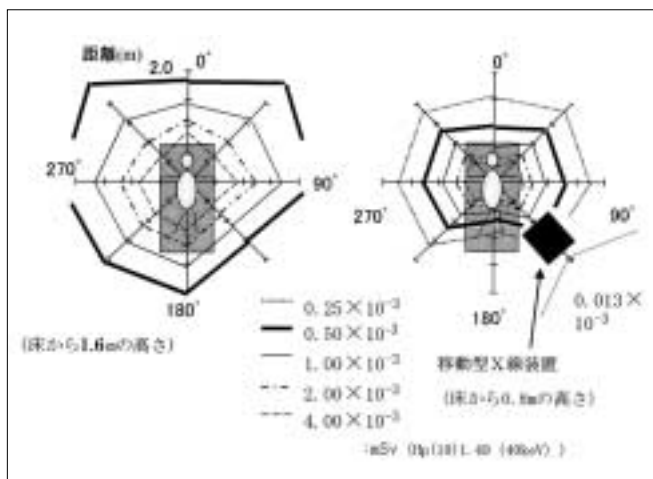


Fig. 4 胸部撮影時の空間線量分布 .

の位置が患者側へシフトしている．床から0.8mの高さでは，患者自身が遮蔽体となるため，頭側および尾側で線量の広がりが少なくなっている．また装置背面X線入射中心から2.0mの位置においては，装置が遮蔽体となるため，同位置の尾側では4.0m，側方では5.0m以上離れた位置の線量と同程度になる．

病室撮影において常に，患者を背臥位で撮影するとは限らない．座位での撮影，腰椎側面撮影等，特に整形領域の撮影においては，さまざまな装置配置と，X線入射方向で行われる．この場合，特に注意しなければならないことは，X線束方向の放射線防護である．

座位撮影においては，照射野をフィルムサイズに絞られていれば，ベッド後方の散乱線および直接線の影響は，患者側方への散乱線と同等とみてかまわない．しかし，ここで，気をつけなければならないのは照射野を十分に絞りきれず，後方へ抜けてしまう一次X線である．Fig. 5は，被写体の後方1.0mでの散乱線と被写体から漏れた一次X線での被曝線量を比較するため，被写体がある状態とない状態で測定を行った．当然，被写体がない場合，いわゆる一次X線を直接被曝してしまう場合は，側方2mの散乱線量と同等になるためには，被写体から10m以上離れなければならない．

以上のように，X線束の方向には十分に注意をはらって適切な放射線防護を行わなければならない．

Fig. 6は，X線のエネルギーの違いによる散乱線量を表したグラフである．通常撮影管電圧，いわゆるX線エネルギーが高くなると，散乱線も増加すると考えがちであるが，同一濃度を得るX線量として考えた場合，管電圧が上がる分，mAs値が低くなるため，今回の結果からポータブル撮影において，管電圧を上げることによって，散乱線を逆に減らすことができることが分かった．患者の被曝低減から考えても，高圧撮影

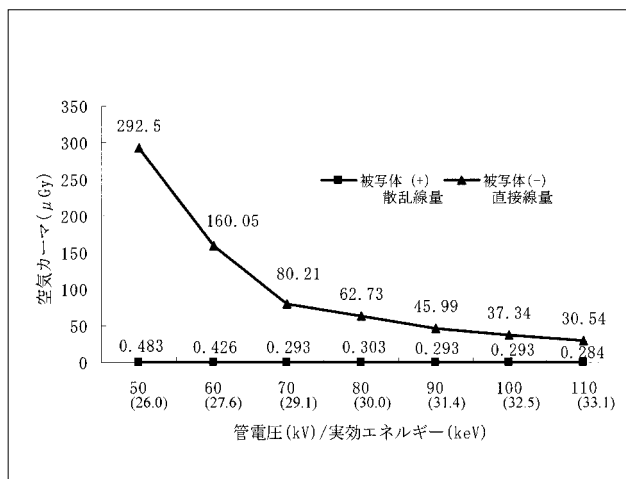


Fig. 5 管電圧(実効エネルギー)の違いによる後方1.0mでの散乱線量および直接線量 .

の有用性はある．

Fig. 7は，照射野サイズによる散乱線量の変化を表したグラフである．変化の割合としては数パーセントだが，極力照射野を狭めることで，散乱線を減少させることができる．

次に，Table 4およびFig. 8は，装置間での被曝線量の格差を表したものである⁹⁾．測定した装置は，自己整流型装置(アトムスコープ100P：最大出力100kV，30mA：ミカサ社製)，蓄電池エネルギー蓄積型インバータ装置(PX100CL：最大出力100kV，30mA：メイソンアコマ社製)，コンデンサエネルギー蓄積型インバータ装置(モビレットプラス：最大出力133kV，450mA：シーメンス社製)の3機種である．測定条件は，腰部ファントムを撮影し同一フィルム濃度になる撮影条件とした．また，入射表面線量も合わせて算出した(Fig. 9)．腹部撮影時の入射表面線量であるが，自己整流型の装置は，インバータ式装置の約4倍の線量となっている．装置の性能の差が，患者被曝はもとより，特に被検者からの距離が近い場合，放射線診療従事者等の被曝にも大きく影響する．

2-4 患者被曝線量評価について

放射線診療従事者等においては，線量限度が定められているが，放射線検査で患者が受ける被曝，いわゆる医療被曝には医療行為の妨げとなることを理由に線量限度は定められていない．しかし，近年法規制ではなくガイダンスレベル(同一検査における線量格差を少なくするための目標値)としてIAEA等から勧告されている¹⁰⁾．

X線診療室での胸部撮影に関して，IAEAのガイダンスレベルは0.4mGyという数値が提示されている．しかし，病室撮影にこの数値をそのまま用いることは

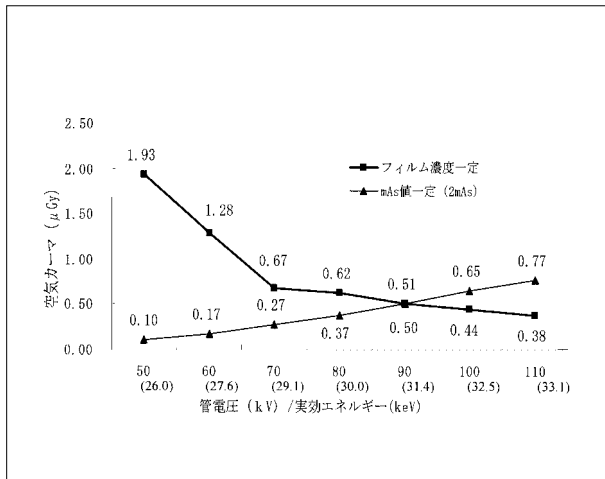


Fig. 6 管電圧 (実効エネルギー)の違いによる側方1.0mにおける散乱線量比較.

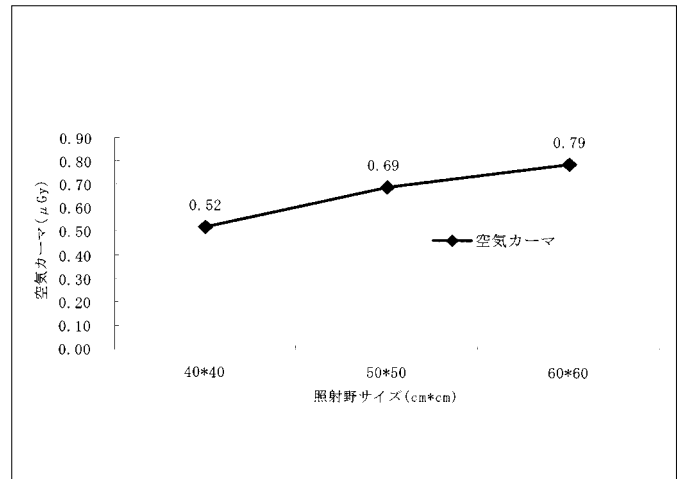


Fig. 7 照射野サイズの違いによる側方1.0mでの散乱線量比較.

Table 4 各移動型X線装置における空間線量(側方散乱線量) 各測定点での照射線量(C/kg)を自由空間中でのカーマ(Gy)に換算した. 線量計の読み値 R ×校正定数 (0.98) ×2.58×10⁻⁴×W値 (33.97) W値 (33.97)について:「医療法施行規則の一部を改正する省令の施行について」厚生労働省医薬局長通知にて示されているため, 33.97を用いた.

| 被写体中心からの距離 (m) | 0.50 | 1.00 | 1.50 | 2.00 |
|----------------|--------------|-------------|--------------|---------------|
| コンデンサエネルギー蓄積型 | 4.08 (0.12) | 0.68 (0.02) | 0.20 (0.006) | 0.01 (0.0003) |
| 蓄電池エネルギー蓄積型 | 6.11 (0.18) | 1.36 (0.04) | 0.37 (0.011) | 0.03 (0.0010) |
| 自己整流型 | 12.57 (0.37) | 3.74 (0.11) | 1.02 (0.030) | 0.60 (0.0178) |

側方散乱線量 μGy (μC/kg)

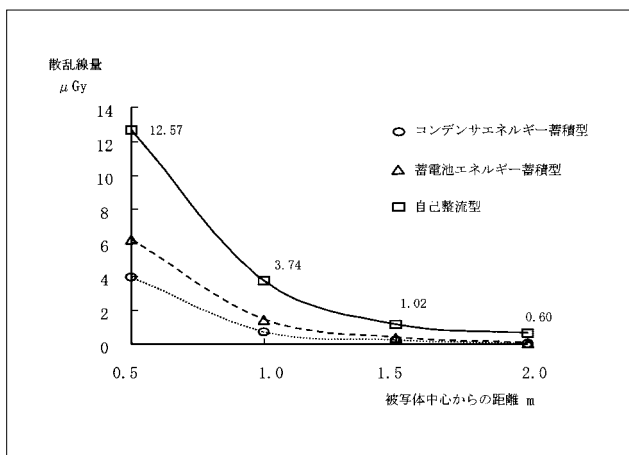


Fig. 8 装置間の空間線量比較 (側方散乱線量).

過大評価につながる¹¹⁾. 病室撮影, および在宅での撮影はおもに撮影体位が臥位であり, 距離はおのずと1.0mくらいであるのに対し, ガイダンスレベル等, 調査データの胸部に関しては, 立位撮影のデータであり, 距離に関しては2.0mが主である. 一般撮影装置において距離1.0m(臥位撮影を想定)と2.0m(立位撮影を想定)での入射表面線量の違いであるが, (システム等は同じで距離だけ変更し同一濃度を得る条件での入射表面線量)1.0mでは0.17mGy, 2.0mでは0.07mGyというデータがある. このデータより, 立位撮影と臥位撮影の間に単純に考えると2.43倍という違いがある. この点が, 単にIAEAのガイダンスレベルと比較してしまっはいけない点である. この数値を加味して考えた場合, 胸部臥位撮影(撮影距離1.0m)のIAEAのガイダンスレベルは0.97mGyと見なすことができる.

今回の測定結果から, 自己整流装置の被曝線量の増加傾向が指摘できたが, 参考値(ガイダンスレベル等)は担保していることになる. しかし, 同一検査による

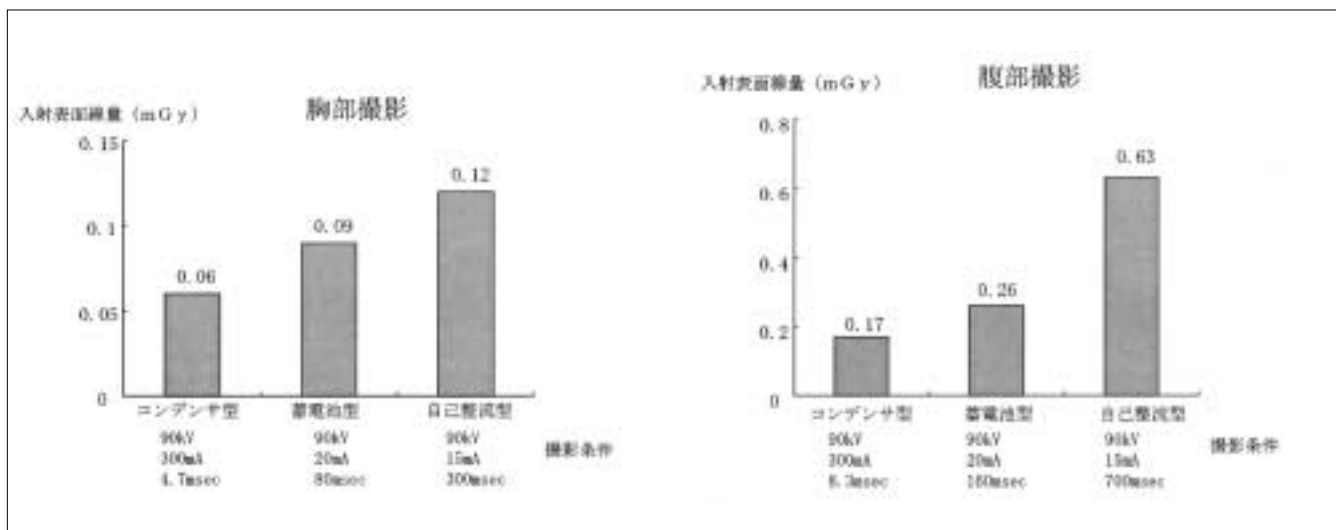


Fig. 9 各移動型X線装置における入射表面線量 .
a : 胸部撮影, b : 腹部撮影

a | b

被曝線量の装置間格差が問題視されていることを踏まえて考えると、速やかな更新または、受光系の高感度化を図ることが望ましい。

ガイダンスレベルはあくまでも目安の線量値であるため、ガイダンスレベルにとらわれず、被曝低減に心掛けなければならない。

最後に

病室撮影を行ううえで、よく見受けられる光景として、看護婦がいち早く病室からいなくなってしまうことが挙げられる。放射線防護上、病室でのX線撮影においては、X線撮影中である旨の表示や、他の患者および付き添い、そして操作者はX線管および患者から2.0m以上離れる等の適切な防護処置を講じて行わなければならない、となっているが、医療従事者のなかでも「放射線=危険」というイメージを強く持っている方が多く、さらにその方々の多くは、発生する放射線の量の認識がないために、“距離、遮蔽、時間”の三原則を放射線の量に関係なく実施してしまっている。病棟撮影では同室の患者は撮影時、外に出る必要があるのか、看護婦はどのくらい離ればよいのか、技師は防護衣を着用して撮影する必要があるのか、これらの問題は、低線量放射線の影響について科学的に解明されなければすべてが解消されない。しかし、放射線量を数値でとらえ、線量限度等と比較し提示することで放射線被曝に対する過敏対応は解消される。Fig. 10は著者が放射線防護の説明によく用いる図である。2.0mの距離では、胸部撮影1回に対して被曝線量が0.00027mSvであり、公衆の線量限度である1.0mSvに

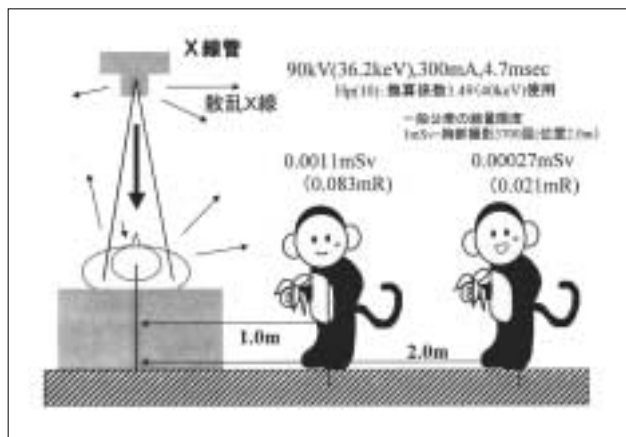


Fig. 10 被検者からの距離による被曝線量比較 .

達するには3,700回かかることを示している。この数字を放射線診療従事者、そして医療従事者一人一人がどのようにとらえるかにかかっている。不必要な防護をなくし、適切な防護を行うことが、今後の放射線医療を円滑に運用するうえで重要なことである。

謝 辞

本稿を仕上げるにあたり、ご指導ご助言をいただきました藤田保健衛生大学衛生学部 鈴木昇一先生に深く感謝申し上げます。

なお、INNERVISION2001年2月号「1.ポータブルX線装置の動向 漏洩線量の測定と被曝管理」から、多くのデータを引用した。

参考文献

- 1)医療放射線防護連絡協議会：医療領域の放射線管理マニュアル(2001)。
- 2)エックス線装置等の基準の見直し等について：放射線審議会第39回アイソトープ部会配付資料
- 3)加藤英幸：放射線診療従事者の被曝管理について．日放技放射線防護分科会誌，12，(2001)。
- 4)第2章 外部被ばく管理とその方法．被ばく線量の測定・評価マニュアル2000，p. 7，原子力安全技術センター，東京，(2000)。
- 5)第8章 放射線管理．医用放射線計測学，p. 163，医療科学社，東京，(2000)。
- 6)加藤 朗：放射線モニタリングの線量(法令改正によるモニタリング線量の変更)- その4 - ，千代田テクノルフイルムバジニュース，277(1)，(2000)。
- 7)鈴木昇一：放射線診療施設・管理区域の対応．日放技放射線防護分科会誌，10，(2000)。
- 8)加藤英幸：ポータブルX線装置の動向 漏洩線量の測定と被曝管理，INNERVISION，2月号，4，(2001)。
- 9)加藤英幸，奥村健一郎，越智茂博，他：コンパクトサイズ移動型X線発生装置PX-100CLの性能について．日放技関東部会誌，(1997)。
- 10)菊地 透：医療被曝のガイダンスレベル、「医療被曝あなたの施設は.....」胸部・腹部撮影における入射表面線量 - 広域の実態調査から - ．(社)日本放射線技術学会旧関東・東京部会「放射線管理研究会」小冊子，pp. 21-23，(1996)。
- 11)加藤英幸：病室・在宅医療での考え方．日放技放射線防護分科会誌，7，(1998)