

X線撮影における患者被曝線量測定

高橋規之, 坂元健太郎, 神尾總一郎
 伊藤道明*

1. はじめに

わが国における、患者の医療被曝は世界で最も多く、世界の平均より数倍、先進国と較べても2倍以上も高いレベルにある。その原因は、患者一人当たりのX線検査数が多い、または、一検査あたりのX線量(被曝)が多いということが考えられる。割合では、前者が大部分を占めている。また、最近の傾向として、新しい検査法、装置の出現により、ますます患者被曝線量は増加している。検査の有益を考えると、被曝は不可避であるが、不必要に高すぎる患者被曝を改善しなければならない。その役割は、我々、診療放射線技師にあると考える。最近国内において、統一した被曝線量測定方法を確立し、被曝線量を把握することにより、患者被曝のガイダンスレベルを制定する動きがでてきた。ガイダンスレベルとは、1994年IAEA(International Atomic Energy Agency)¹⁾が提示したもので、国内向けに変更される予定である。この中で、電離放射線に対する防護及び放射線源の安全に関する基本安全基準において、不必要に高すぎる医療被曝を制限するように提示している。しかし、被曝線量の測定方法の煩雑さや、国内における測定法がまだ確立されていない等の理由で、各施設の被曝線量を把握している施設は少ないのが現状である。

日常診療において、診断の質を損なうことなく患者被曝線量を低減することは、我々の使命である。そのためには、まず、各X線検査における患者被曝線量を把握しなければならない。そこで今回、当院での一般撮影患者被曝線量を把握するこ

とを目的に、被曝線量測定方法の検討をおこない、患者被曝線量を求めた。

被曝線量の単位については法令に基づいて使用されている線量当量(Sv)の他に、照射線量(C/kg(mR))、吸収線量(Gy)が用いられる。また、表面線量や容積線量、面積線量として測定される場合もあり、被曝線量を定義する上でどれを選択するか大きな問題である。今回、ガイダンスレベルに対応する線量を求めることが目的なため、ガイダンスレベルで提示している、患者皮膚面吸収線量(mGy)を用いる。

測定方法には、線量計を用いる方法と、計算式から簡易的に換算して求める方法がある。前者の方法として電離箱線量計を用い、空中照射線量から患者皮膚面吸収線量(mGy)を求めた(以下、線量計測定法²⁾)。計算式を使用する方法として、国内で比較的使用されているNDD表面線量簡易換算法^{3~5)}を用い、二つの方法について検討した。

2. 使用機器及び材料

- X線発生装置：島津 UD150B-10 (インバータ方式、固有濾過 2.5 mmAl)
- X線発生装置：島津 SHD-150G (定電圧方式、固有濾過 2.5 mmAl)
- X線発生装置：日立 DH-1510H (インバータ方式、固有濾過 2.8 mmAl)
- 電離箱線量計：mdh1015C (Radcal社製)
- チェンバー：10X5-6 (Radcal社製)
- 電離箱線量計：RAMTEC1000D型 (東洋メディック) (図1)
- チェンバー：EXRADIN type A4
- 半価層測定用アルミキット：純度 99.9% (アルミ厚 0.1~2.0 mmAl)

仙台市立病院中央放射線室
 *NTT東北病院

3. 方 法

3-1 線量計測定法について

まず、線量計の校正係数を求める。次に、エネルギー依存性、線量率依存性等を調べ、線量計の信頼性を確認する。求める患者皮膚面吸収線量 (mGy) は、次式より求められる。

$$\text{患者皮膚面吸収線量 (mGy)} = \text{照射線量 (mR)} \times \text{後方散乱係数} \times \text{空気吸収線量換算係数 (Gy/mR)} \times \text{校正係数} \dots \dots \dots (1)$$

本来、照射線量の単位は (C/kg) であるが、ここでは一般に使用されている (R), (mR) を用いた。照射線量は、線量計からの読み値を用いる。また、後方散乱係数を実測することはかなりの労力を要するため、過去測定されたデータを使用した。図2に使用した The British Journal of Radiology, supplement17, 1983⁶⁾ に掲載されたものを示す。このデータをもとに、半価層 (HVL) をパラメータとして患者皮膚面の照射野サイズより、後方散乱係数を求めた。また、半価層はアルミ板を用いて測定した。吸収線量換算係数 (Gy/(mR)) は、0.00870 とした (空気の W 値が 33.73 eV のとき)。今回は、線量計の大気補正、及び Souce Chamber Distance (以下 SCD と約す) 間での空気吸収補正は行わなかった。

3-1-1 線量計の校正

当院所有の線量計 RAMTEC1000D (図1) は、チェンバー-EXRADIN の組み合わせにおいて校正していないため、トレーサビリティがとれ

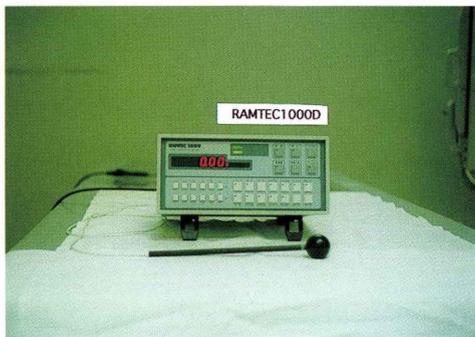


図1. 電離箱線量計とチェンバー

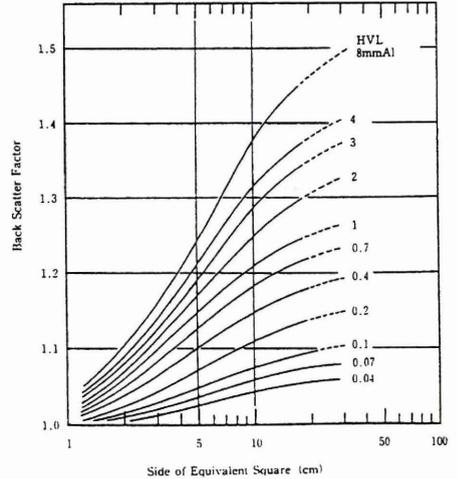


図2. 後方散乱係数変換

ていなかった。そこで、国家標準にトレーサビリティをもつ NTT 東北病院所有の mdh1015C を使用して、コンパチビリティをとった。図3に示す測定配置で同時曝射法⁷⁾により、RAMTEC1000D の校正係数を、管電圧 80 kV の一点について求めた。

3-1-2 線量計の性能評価

線量計の特性を測定することで、RAMTEC1000D が被曝線量測定に使用可能であることを確認した。測定方法は図3と同様に、同時曝射法でおこなった。性能評価として、管電圧 (エネルギー) 依存性、線量率依存性、線量依存性について検討した。SCD は、120 cm とした。管電圧依存性の測定条件は、管電圧を 40 kV から 140 kV まで、140 kV は、フィルターを付加した。線量率依存性は、80 kV 400 mA 一定とし、撮影時間

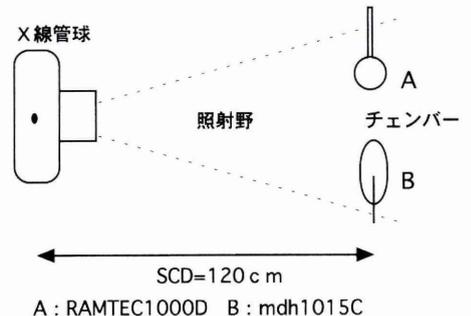


図3. 同時曝射法配置図

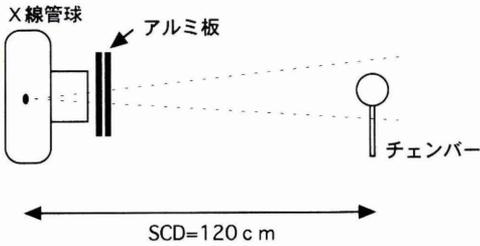


図4. 半価層測定配置図

を5 msec から倍ごとに630 msec まで測定した。また、線量率依存性は、80 kV 100 msec とし、管電流を10 mA から、400 mA まで測定した。

3-1-3 半価層の測定

X線発生装置は島津UD150B-10を使用した。図4に測定配置を示す。アルミ板は、可動絞り全面に配置する。また、照射野は、チェンバーの大きさまで絞る。一般に、半価層測定は測定点が多いため労力を要するが、今回、Greening⁹⁾の実験式を用いることにより2点のアルミ厚を測定し、簡便に半価層を求めた。Greeningの実験式を示す。

$$I_x/I_0 = \exp(-\mu_0 x - B(\sqrt{(x+d)} - \sqrt{d})) \quad (2)$$

I_x/I_0 : フィルター厚 x (cm) における X 線透過率

μ_0 : 測定管電圧 (kV) で発生する X 線の最大エネルギーに対するフィルタ材料の線吸収係数⁹⁾

x : 付加フィルタ厚

$$B = \sqrt{((y_2 - y_1) / (x_2 / y_2 - x_1 / y_1))}$$

$$d = B^2 C^2 / 4$$

$$C = x_1 / y_1 - y_1 / B^2$$

y_1, y_2 は減弱曲線上の2点のフィルタ厚 x_1, x_2 に相当する透過率 (I_{x1}/I_0), (I_{x2}/I_0) から次式で得られる値。

$$y = -\log_e(I_x/I_0 \exp(\mu_0 \cdot x))$$

3-1-4 後方散乱係数の求め方

3-1-3 より求めた半価層をパラメータとし、測定する患者皮膚面における照射野サイズを計算より求め、図2の照射野のデータより後方散乱係数を求めた。

3-1-5 患者皮膚面吸収線量の測定

まず、当院中央放射線室6番撮影室の胸部単純撮影における患者皮膚面吸収線量を求めた。測定配置を図5、図6に示す。X線発生装置は、島津SHD150-G。撮影条件は、一般成人胸厚20 cmに相当する、管電圧115 kV、管電流160 mA、撮影時間16 msecとした。フィルム/スクリーンは、富士メディカルUR-1/HG-M、グリットは12:1、フィルターとして、0.1 mmCu+3 mmAlを付加している。患者皮膚面照射線量を求めるため、管球焦点から180 cmのところにチェンバーを置いた。2回の曝射の平均より照射線量 (mR) を求めた。この値に、求めた後方散乱係数、吸収線量換算係数、校正係数を乗ずることで、患者皮膚面吸収線量を求めた。

同様に、腹部立位撮影、膝関節撮影について皮膚面吸収線量を求めた。撮影条件は、腹部撮影で、80 kV、320 mA、80 msec、膝関節撮影では、

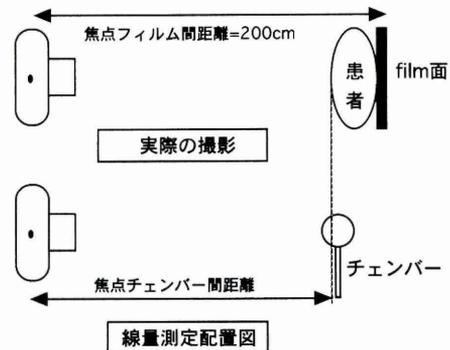


図5. 胸部撮影被曝線量測定配置図



図6. 患者皮膚面吸収線量測定配置

57 kV, 100 mA, 32 msec とした。フィルム/スクリーンは、HR-S/HR-6 である。撮影距離はそれぞれ 120 cm, 100 cm とした。

3-2 NDD 表面線量簡易換算法 (以下, NDD 法) について

NDD 法は、1986 年に茨城県放射線技師会が発表したもので、患者皮膚面吸収線量を推定するために、線量を左右する因子(管電圧, mAs, 濾過, 装置, SSD) について一定の値で正規化し、係数化して導いたものである。数多くの実験データを基に X 線撮影条件から、次式より患者皮膚面吸収線量を求めることができる。

$$\text{患者皮膚面吸収線量(mGy)} \\ = \text{NDD-M}(f) \times \text{mAs} \times (1/\text{SSD})^2 \quad \dots (3)$$

NDD-M(f) : 管電圧と総濾過による係数
(インバータ)

mAs : 管電流×撮影時間

SSD : 焦点皮膚間距離 (m)

撮影管電圧とフィルターの材質、厚さに対応する NDD-M(f) をデータブックより求め、mAs, SSD を乗ずることで、患者皮膚面吸収線量が求められる。

3-2-1 NDD 法により、患者皮膚面吸収線量を推定

胸部撮影、腹部立位撮影、膝関節撮影について、線量計測定法と同じ撮影条件で、皮膚面吸収線量を推定した。

3-3 線量計測定法と NDD 法の比較

3-3-1 管電圧依存性の比較

線量計測定法と NDD 法によりそれぞれ、管電圧 40 kV から、20 kV ごとに 140 kV までと、140 kV+付加フィルター-0.3 mmCu+1.0 mmAl における照射線量 (mR) を求め、エネルギー特性について比較した。照射野サイズは、4 切とした。

3-3-2 X 線撮影検査における比較

3-1, 3-2 より求めた線量計測定法と NDD 法の胸部撮影、腹部撮影、膝関節撮影における皮膚面吸収線量を比較した。

3-4 七施設における被曝線量の比較

施設間の被曝線量のばらつきが報告されてお

り、当院の被曝線量を客観的に見るために仙台市内七つの施設の被曝線量を比較した。胸部立位撮影について、NDD 法により皮膚面吸収線量(被曝線量)を比較した。この中の一施設では、FCR(デジタル撮影)を使用している。

4. 結 果

4-1 線量計の校正及び性能評価

使用した X 線発生装置は島津 UD150B-10 は、CV が 0.12% と非常に安定しているため、X 線出力の誤差は無いと思われた。求めた管電圧依存性、線量率依存性、線量依存性の結果を、図 7, 図 8, 図 9 に示す。3つの特性において、かなり良好な結果が得られた。よって、RAMTEC1000D は、一般撮影系の線量測定に適していることがわかった。また、80 kV における RAMTEC1000D の校正

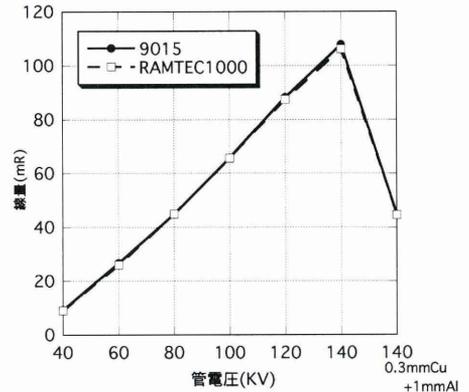


図 7. 管電圧依存性

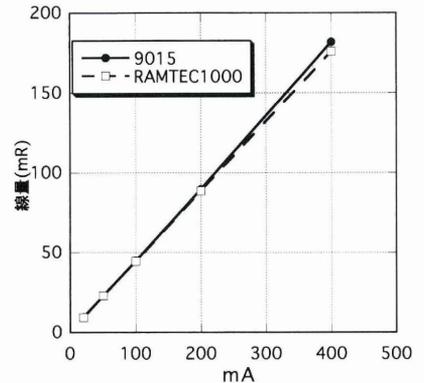


図 8. 線量率依存性

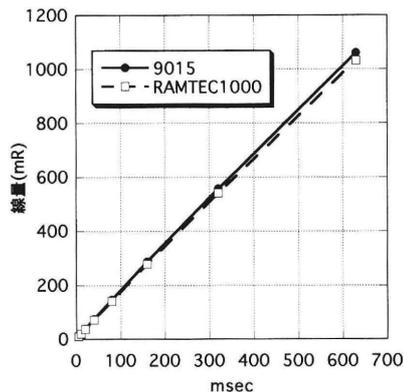


図9. 線量依存性

係数は、図7の管電圧依存性の結果より、80KVの線量46.45 (mR), 49.90 (mR) より、 $46.45 \times 0.97 / 49.90 = 0.90294$ となった。(0.97は、mdh9015の校正係数)。

4-2 半価層測定

求めた半価層を図10に示す。greeningの実験式を用いたことで、簡単に半価層を求めることができた。

4-3 後方散乱係数

半価層(管電圧)をパラメータとして求めた後方散乱係数を図11に示す。管電圧が上昇するほど、また、照射野が大きくなるほど後方散乱係数が増加しているのがわかる。例えば、管電圧100kV, 照射野サイズ大角で1.39となっており、後方散乱は皮膚面吸収線量測定において、決して無視

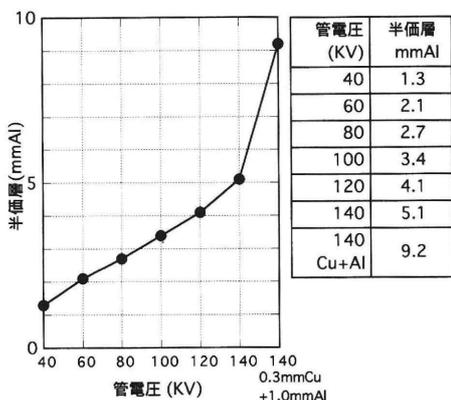
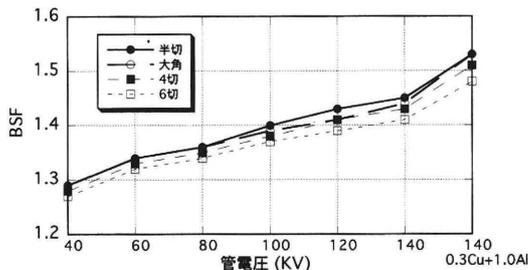


図10. 半価層測定結果



管電圧KV	半切	大角	4切	6切
40	1.29	1.29	1.28	1.27
60	1.34	1.34	1.33	1.32
80	1.36	1.36	1.35	1.34
100	1.40	1.39	1.38	1.37
120	1.43	1.41	1.41	1.39
140	1.45	1.44	1.43	1.41
140Cu+Al	1.53	1.53	1.51	1.48

図11. 後方散乱係数

できないことがわかった。

4-4 線量計測定法とNDD法の比較

4-4-1 管電圧依存性

図12は、線量計測定法とNDD法の、管電圧依存性を表している。すべての領域で線量計測定法が高い値を示している。これは、NDD法では後方散乱を加味していないためと思われる。管電圧が高いほど、両者の差は開いている。しかし、フィルターを付加することで差は少なくなった。

4-4-2 患者皮膚面空気吸収線量

図13は、当院における各撮影法による患者皮膚面吸収線量の測定結果である。胸部撮影, 膝関節撮影で両測定法はよく一致した。しかし、胸部撮影で付加フィルターをはずした場合と腹部撮影で

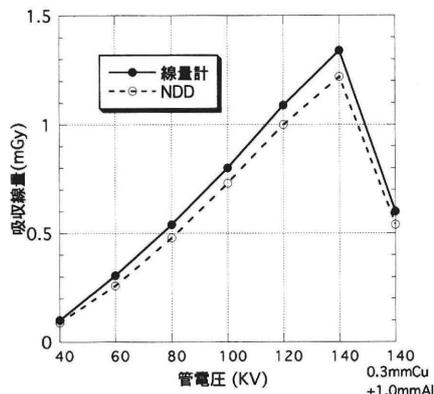


図12. 患者皮膚面空気吸収線量 (線量計測定法とNDD法の比較)

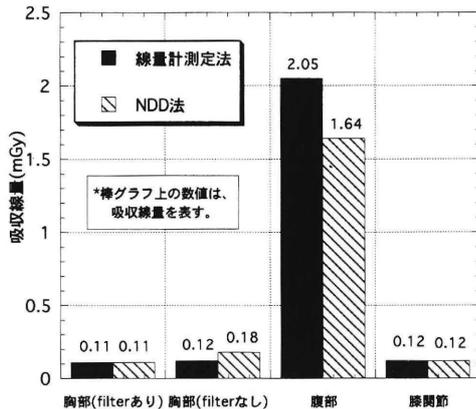


図 13. 皮膚面吸収線量比較

差があった。線量計測定法を基準にすると、NDD法ではそれぞれ 150%、80% のずれである。NDD法は、計算式だけから線量を求めているため、実際の装置の出力(管電圧、管電流、撮影時間等)がずれていた場合、正確な線量を求めることができない。これらの理由により、両者に開きが出たと思われる。NDD法を使用する場合、装置の出力精度を確認する必要がある、注意が必要である。

4-5 七施設における被曝線量の比較

NDD法により推定した胸部撮影における七施設の被曝線量を図 14 に示す。撮影管電圧は、110 KV~133 KV で、フィルターを付加している施設は 4 施設であった。当院の被曝線量は、E である。ほぼ平均的な被曝線量になっている。G 施設では、デジタルシステムである FCR¹⁰⁾ を使用して

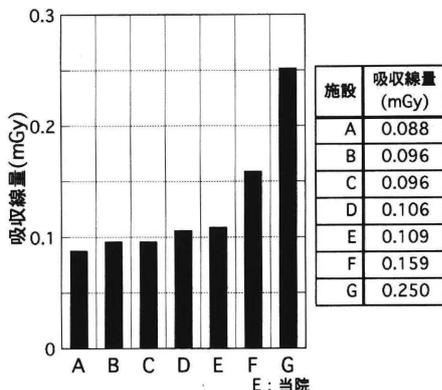


図 14. 七施設間の胸部撮影被曝線量比較

り、他の施設の 2 倍以上の被曝線量となった。本来 FCR は、被曝低減がメリットであるといわれてきたが、この結果から、コンベンショナルなシステムと比較して FCR の被曝線量が有意に高いことがわかった。この原因は、FCR のシステム感度が低いために線量をあげて撮影しているためと思われる。最近の全国調査からも、今回と同様な結果が得られている。

5. 考 察

今回、電離箱線量計と簡易換算式を用いた NDD 法により、当院における一般撮影系の患者被曝線量を求めることができた。まず線量計の校正を行ったが、本来、線量計は国際標準につながるトレーサビリティをとるため、電子技術総合研究所の特定標準器より、校正を受けなければならない。しかし、校正にかかる日数が長く、又費用もかかる。そこで、他院所有のトレーサビリティをもつ線量計を使用し、コンパチビリティをとることで、結果的にトレーサビリティを持つことができた。RAMTEC1000D(東洋メディック)とチェンバー10X5-6(Radcal社)は、管電圧(エネルギー)特性、線量率特性、線量特性にたいへん優れており、高い精度で線量測定が行えた。

NDD法は、線量を測定することなく、簡易換算式により被曝線量を推定できる方法で、多施設で線量を比較する場合などによく用いられている。今回の計算では、線量計測定法と比較して近い値が得られた。しかし、実際の装置で、管電圧、管電流、撮影時間がずれていたり、またこれらの波形がみだれていた場合、推定線量は実際の線量からはずれてしまう。よって、NDD法を使用する場合は、十分に管理を行っていない装置には使用できない。

今回、電離箱線量計測定法において、データブック等過去のデータを用いることで、簡便に患者皮膚面空気吸収線量を求めることができた。従来、線量測定は、非常に煩雑な方法(後方散乱を求める専用ファントムの使用、半価層測定等)により求めるイメージがあり、一般病院で測定されること

は、ほとんどなかった。今回の方法は、照射線量を求めるだけで、その他、後方散乱係数などはデータブックからのデータを使用しているため、簡単に線量を求めることができた。その中でも半価層測定は、非常に測定回数が多くネックになっていたが、Greeningの実験式を用いることで、簡単に半価層を求めることができた。また、はじめにも述べたが、患者被曝の問題において、ガイダンスレベルを制定する動きがあり、それは患者皮膚面空気吸収線量を用いている。この値は今回の測定方法で求めることができるため、本法が有効であると思われた。

当院一般撮影における胸部撮影、腹部撮影、膝関節撮影の被曝線量を把握することができた。胸部撮影では0.11 (mGy)で、日本におけるガイダンスレベルは、0.3 (mGy)になる予定である。腹部撮影では2.05 (mGy)で、ガイダンスレベルは3 (mGy)である。いずれもガイダンスレベル以下になったが、今後、画質を維持しながら少しでも被曝線量を減らす方向に向かわなければならない。

七施設で胸部撮影被曝線量を比較したが、スクリーンフィルムシステムを使用している施設ではほぼ同様の線量値になったが、FCRを使用している施設では、2倍以上の線量であった。これは全国的な傾向であり、今後、当院にCRを導入した場合、検討しなければならない課題である。

6. ま と め

今回、当院における一般撮影系の患者被曝線量を求めることができた。測定法には、電離箱線量計を用いる方法が適していると思われた。今後、す

べての撮影に対する線量を測定し、被曝線量を把握することで医療被曝の低減をおこなっていきたい。また、線量を管理することで医療被曝の品質を向上し、患者が安心して受けられる質の高い放射線診療を行わなければならない。

文 献

- 1) IAEA Safety Series No.1154, international Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Saety of Radiation Sources, IAEA. Vienna, 1994
- 2) 前越 久: 外部被曝-計る, 放射線防護分科会会誌 5: 9-10, 1997
- 3) 森 剛彦 他: X線診断領域の表面線量測定の簡易換算法 (1), 日本放射線技師会雑誌 33(1): 13-28, 1986
- 4) 森 剛彦 他: X線診断領域の表面線量測定の簡易換算法 (2), 日本放射線技師会雑誌 33(3): 15-25, 1986
- 5) 森 剛彦 他: X線診断領域の表面線量測定の簡易換算法 (3), 日本放射線技師会雑誌 33(4): 23-49, 1986
- 6) The British Journal of Radiology: Supplement 17 Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy, 4, London, 1983
- 7) 山田勝彦: 放射線計測学. 専門技術学系 13, 日本放射線技術学会編
- 8) The derivation of approximate X-ray spectral distributions and an analysis of X-ray quality speciation. The British Journal of Radiology 36: 363-371, 1963
- 9) 光子減弱係数データブック, 日本放射線技術学会: 43, 1995
- 10) 中村泰彦 他: デジタル画像の撮影線量の実態調査班研究報告, 日本放射線技術学会雑誌: 633-638, 1995