

器・組織の平均吸収線量がモンテカルロ法により求められる。図13にPCXMCの入力画面を紹介する¹⁶⁾。

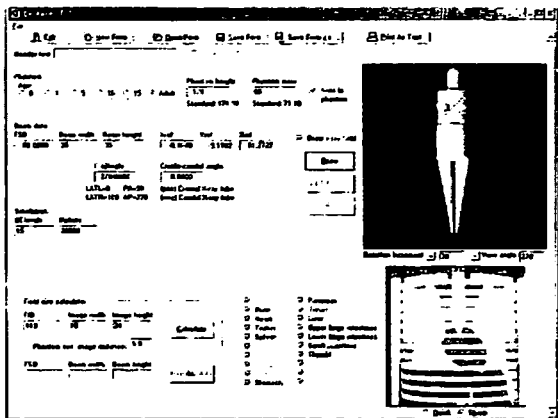


図.13 PCXMCの入力画面

この入力画面上で年齢、身長、体重、FSD、照射野の大きさを入力し、右上の人体擬似ファントム上で照射野の位置を決める。次の画面で撮影条件(管電圧、mAs値、管陽極角度、固有透過、付加透過値)を入力し、計算を開始する。適応モダリティは、単純撮影と透視である。なお、単相X線装置には対応しておらず、そのままの撮影条件を入力した場合には、実際の被ばく線量よりも高い評価となるので、なんらかの補正が必要となる。

PCXMCにて胸部および腹部撮影について計算を行った結果を表8に示す。

電離箱線量計、TLDおよびガラス線量計等の測定器を用いる方法は、機器が高額であり、測定に多くの時間や労力を要する。反面、NDD法、モンテカルロ法などはパソコン上で推定値を求めることができ、前者の方法よりも安価で簡便に求めることができる。ただし、NDD法やモンテカルロ法等の理論計算による方法は、X線装置の出力精度管理が適切に行われていることが必須の前提条件となることを忘れてはならない。

今後はNDD法、モンテカルロ法などの計算による線量推定法が主流となることが予想されるが、その精度は電離箱線量計、熱ルミネッセンス線量計、蛍光ガラス線量計などを用いた測定方法で確認しながら行っていかなければならないと考える。

PCXMCの入手方法

以下に示すSTUKのホームページのorder_formより購入の申し込みができる。

ソフトの代金は送料込みで480ユーロ。

(ただし、2006.4現在)

http://www.stuk.fi/sateilyn_kayttajille/ohjelmat/PCXMC/fi_FL/order_form/

表 8 (参考) PCXMCによる計算例

算定条件	胸部P-A	腹部正面	Organ	胸部P-A Dose(mGy)	腹部正面 Dose(mGy)
管電圧(kV)	120	75	Ovaries	0.001	0.450
mAs値	4	35	Testes	0.000	0.362
FSD(cm)	156	96	Active bone marrow	0.042	0.084
管球角度	12'	12'	Skeleton	0.079	0.126
照射野(cm)	35×35	35×43	Lungs	0.136	0.008
総透過(mmAl)	2.5	2.5	Lower large intestine	0.000	0.600
身長(cm)	170	170	Stomach	0.024	0.645
体重(kg)	65	65	Liver	0.046	0.343
			Thyroid	0.012	0.000
			Oesophagus	0.074	0.006
			Breasts	0.034	0.005
			Urinary bladder	0.000	1.281
			Skin	0.025	0.215
			Adrenals	0.145	0.038
			Brain	0.001	0.000
			Kidneys	0.016	0.134
			Pancreas	0.052	0.193
			Small intestine	0.002	0.720
			Upper large intestine	0.002	0.889
			Spleen	0.071	0.153
			Thymus	0.034	0.000
			Uterus	0.000	0.725
			Remainder(muscle)	0.027	0.273
			Gall bladder	0.001	0.737
			Heart	0.058	0.012
			Total Body	0.035	0.249
			Effective dose	0.038	0.360

乱数を用いて行う計算を一般に「モンテカルロ法」と呼ぶ。モンテカルロ法という名称は、1945年頃J.von NeuronとS.M.Ulanによって導入されたものである。南ヨーロッパのギャンブルの町、モナコ公国の首都モンテカルロにちなんでつけられた名前である。例えばルーレットを使った賭に参加しなくてはならなくなった場合に、どのような戦略で臨むのがより有利であるかは、どうすれば調べることができるだろうか？ この答えの一つは、ルーレットを繰り返し回して、考えた戦略ごとに目的達成率を調べることだろう。しかし、実際にルーレットを繰り返し回すのは大変である。そこで登場するのがコンピュータであり、プログラムにより自動的に試行を繰り返すことができる。モンテカルロ法の特徴の一つは、比較的単純な原理で計算ができるということである。一方、推計の精度を確保するには、乱数発生を試行数を必然的に増やす必要がある。このため、膨大な計算を必要としていたが、コンピュータの性能の向上とともに応用範囲は広がっている。

モンテカルロ法で物質内での放射線の動きを追跡する場合には、乱数を用いて光子や電子が相互作用を起こすまでの距離、散乱あるいは吸収等の反応の種類、反応後の粒子のエネルギーや方向を決定する。この作業を繰り返し、定めたエネルギー以下になるまで放射線粒子を輸送し、途中の相互作用を記録する。このような方法を利用して、遮蔽体の透過率が計算できる。

モンテカルロ法では任意の領域の相互作用量を計算できる。これを利用して、例え

ばがん組織への吸収線量評価や、X線画像の雑音評価などが可能である。さらに、最近では各患者のX線CT画像情報をオンラインでやり取りし、計算速度の速い並列コンピュータで治療計画に基づく線量分布をより精度高く計算するサービスの開発も進められている。人体中の線量分布のような複雑な体系内でのいろいろな相互作用が関与した計算を、モンテカルロ法では比較的容易に行うことができる。

W.R.Nelsonらによって作成された電子・陽電子と光子(γ 線、X線など)の物質中での相互作用をシミュレーションする計算コードにEGS4(Electron Gamma Shower Version)¹⁾があり、加速器科学、高エネルギー物理学、放射線計測・遮蔽学、保険物理学など幅広い分野で使われている。2000年に原子力安全技術センターから出版された「放射線施設の遮蔽計算実務マニュアル」にもこのシミュレーション結果が多用されている。遮蔽だけでなく患者体内の吸収線量分布や検出器の応答など、幅広い応用が試みられている。EGS4は電子、陽電子、光子の物質中での挙動を計算することのできるアナログモンテカルロプログラムであり、複雑な電磁カスケードを比較的簡単なユーザー設定をコード中に追加することによってシミュレートすることができる。このコードはMortranと呼ばれる言語で記述されている。実際にはMortran3というプログラムによってFortranに変換され、実行されるので、Fortranを使用できるシステムに限られる。

防護の最適化と線量低減方法

● X線単純撮影時の留意事項

1. 生殖可能年齢の女性のX線検査

特に妊娠初期(0~8週)の胎児(胎芽)の放射線感受性が高く、影響を受けやすい。しかし、妊娠初期は本人が妊娠したことに気づかない場合がある。ただし、検査部位が下腹部以外(頭部、胸部、四肢など)の場合には検査を受けても問題は無い。また、

通常の放射線検査では表9に示すように、胎児への影響のしきい線量を超えるような被曝を受けることはない。このしきい線量を超える可能性がある検査は骨盤部の血管撮影・IVRなど、ごく一部の検査のみである。

ICRPが1962年から推奨していた「10日規則」については、その後医療被曝の現状を調査し、1983年には事実上10日規則を撤回している。しかし、その後もこの考えは定着してしまったので、ICRPは1999年に放射線診断による胎児被曝が妊娠中絶を正当化

表9 胎児影響のしきい線量

(ICRP Publ.84)

影響	しきい線量
流産	100 mGy
形態異常	100~200 mGy
精神発達遅延	100 mGy<
発育遅延	100 mGy<

する理由にならないと明言した。(ICRP publ.84)現状においても妊娠中の医療被曝を原因とした不幸な妊娠中絶が後を絶たないことが問題となっている。医療関係者はこれらに対する教育・啓発が不十分であることを認識し、通常の放射線診断による胎児被曝を理由に妊娠中絶をすべきでないことを、啓蒙していかなければならない。

2. 小児のX線検査 子供の放射線感受性

一般的に子供は成人よりも放射線感受性が高いので、放射線診療は被曝線量を十分意識して行う必要がある。

胎児や小児は放射線誘発がんに対する感受性が高いといわれており、その主な理由として、

- ①小児の多くの臓器の細胞分裂速度が、成人に比べて速い。
- ②生存期間が成人よりも長いので、潜伏期間の長いがんが出現する可能性が大きい。
- ③遺伝的影響に関して、遺伝的に有意な期間が成人に比べて長い。などがあげられる。

3. CR・FPD

CR (computed radiography) はもとよりFPD (flat panel detector) の開発により、近年ではX線フィルタなどのアナログがデジタル技術に置き換わりつつある。デジタル化され、濃度・階調の調整、周波数処理やデジタル圧縮など様々な画像処理を行うことでより診断能力の高い画像を得ることが可能となった。

当初、低線量でも画像を得ることができるため被曝線量の低減が期待された。しかし言い換えれば線量超過でも画質を調整して出力するため、撮影条件が安易に決定されてしまう傾向があるのも事実である。

また、CRやFPDは入射X線に対する感度が経年的に劣化するため、撮影条件を決定する際は特に注意が必要である。X線発生装置自体をはじめCRやFPDの特性を十分に理解したうえで日常の機器管理

を行い、最適化に努めなくてはならない。

●線量低減方法

1. 管電圧

管電圧が高いほど物体に対するX線の透過能力は高くなる。従って(他の条件が同一の場合)管電圧が高いほど、入射表面での線量は低減する。しかし、管電圧が高いほど被写体コントラストや散乱線により、画像コントラストが低下する点を考慮しなければならぬ。そのため、グリッドや付加フィルタとの組み合わせも重要になってくる。

2. X線高電圧装置(管電圧波形)

X線高電圧装置の方式により管電圧波形が異なり、X線の線質やX線出力に影響を与える。単相2ピーク形装置では、三相12ピーク形装置やインバータ式装置と比較し、管電圧のリプルが大きく、軟X線部分を多く含むため、同一管電圧の撮影において、患者の被曝線量は多くなる。被曝低減には、X線高電圧装置は管電圧波形の立ち上がり、立ち下り時間が短く、管電圧リプル百分率が4%以下の定電圧波形の装置が望ましく、装置の精度や再現性が高いインバータ式装置が有用である。

3. 管電流と時間(管電流時間積)

理論上、管電流時間積(mAs)値が同様であれば、発生するX線量は等しくなるはずである。しかし、短時間撮影領域では発生するX線量に差を生じる場合がある。これは、管電圧波形の立ち上がりや立ち下りに起因する短時間特性が問題となるからである。小児撮影や胸部撮影のように短時間設定を選択する場合、特に考慮しなければならない。

4. ろ過フィルタ

X線管自身や放射窓によるろ過を「固有ろ過」といい、絞りや付加フィルタなどそれ以外のろ過を「付加ろ過」という。これら「固有ろ過」と「付加ろ過」を加えた総称が「総ろ過」である。X線管から発生するX線には、非常にエネルギーの低い光子からエネルギーの高い光子まで様々なエネルギーを持った光子が共存している(連続エネルギー)。しかしながら、実際に画像に寄与しない低エネルギー成分は、被検者の入射線量を増加させ被曝線量を増大するだけである。そこで、適切なろ過フィルタを選択し利用することで、診断に不必要な成分を除去し被曝線量を低減することが出来る。従来このフィルタには銅やアルミニウムが用いられてきた。近年では、K吸収端をもつ希土類元素を用いることで、低エネルギー成分だけでなく高エネルギー成分の除去すること

で、被曝線量を低減する報告もある¹⁹⁾。

5. 撮影距離

焦点-皮膚間距離を小さくすると、入射表面でのX線量は増大する。あわせて、フィルム(または受像面)から離れた物体の拡大が大きくなり歪みを生じる。医療法施行規則(第三十条 第2項および第3項)では、透視時および撮影時の最小の焦点-皮膚間距離を規定しているが、焦点-皮膚間距離を長くすることはより正確な画像情報を提供すると共に、被検者の被曝線量を低減させる上でも重要なことである。

6. 照射野の大きさ

診断上必要な情報を欠かすことなく、最小限の照射野を選択することは、われわれ診療放射線技師の責務である。これにより、X線が照射される皮膚面積を減らすと共に、X線によって被曝する組織体積を減らすことが可能となる。そのためにも、卓越した医学知識を採求することや体表指標に対する知識を習得することが不可欠である。また、光照射野と実照射野とのズレを定期的にチェックするなど機器管理も被曝線量を低減するためには重要な要素となってくる。

7. 臓器の遮へい

生殖可能な患者の場合、生殖腺が照射野内にあるか、もしくは照射野端から外側5cm内にある場合は、可能な限り生殖腺を遮へい(防護)すべきである。しかし、生殖腺が照射野に入らないような胸部単純撮影などは適切に管理された装置および撮影方法であれば、根本的には生殖腺防護は必要ないと考えられる。もし、生殖腺が照射野から5cm以上離れている場合、遮へいによるメリットは少ないと考えられる。胸部撮影における生殖腺防護は、賛否両論あるが、無駄な遮へいはいかえって患者に過度の不安を与えかねない。しかし、インターネットを通じて多くの情報を容易に得ることが出来るなかで、すでに不安を抱えてしまった妊婦などの被検者に対しては、無駄に思える遮へいでも安心感を与えるのも事実である。肝心なのは、どちらに対しても正しく対応できる知識を身につけ、施設として統一した姿勢を持つことである。

8. 散乱線

管電圧を高くすることで、患者の表面線量を低減できる反面、コントラストが低下しグリッドの使用が不可欠になることは先に述べた。しかし、グリッドの使用によって、グリッド自身が吸収体となるた

め、X線量(露光量)を増す必要があり、結果として被検者の被曝線量は増加する。グリッドの使用と管電圧は、いわばシーソーのように検査部位と診断目的に応じて折合いをつけることになる。一般に散乱線含有率が70%を超えると診断的情報量が低下するといわれ²⁰⁾、これは頸椎や肩関節時の撮影に相当する。つまりグリッドは、これらの部位より厚い被写体に対して用いるのが有用である。この場合、撮影距離や中心線を合わせるなど、グリッドの使用に応じた使い方に注意しなければならない。また、透視や乳幼児撮影時などグリッドを使う必要性の少ない場合もあり、グリッドの使用対象や目的を十分考慮することで被曝線量を減らすことが可能である。

一方、散乱線を低下させるもうひとつの手段としてエアギャップ(グレーデル)法がある。これは被検者とフィルム(あるいは受像面)を10~20cm離すことで、散乱線を除去しようというものである。グリッドを使用するのに対しX線量を増加させる必要がないので、画質の劣化を抑えつつ被曝線量を低減させることが可能である。しかし、画像の歪みやボケなどに注意を払わなければならない。

9. 増感紙-フィルム系

高感度の増感紙・フィルム系を使用することで、照射するX線量は少なくなり、結果として被検者の被曝線量を低減させることにつながる。しかし一般に、感度と画質とは反比例の関係を持ち、高感度の増感紙・フィルム系は画質の低減にもつながる。近年では、画質をある程度維持しつつ高い感度を持つ増感紙-フィルム系も普及しており、目的に応じた増感紙-フィルム系を選択することが必要である。

10. X線透過性の高い物質の使用

天板やカセットなどそれ自体も画像に必要なX線を吸収するため、これらの吸収を最小限にすることで、照射するX線量も減少する。炭素繊維物質(CFRP:carbon fiber reinforced plastic)などX線透過性の高い物質を使用することで患者の被曝線量を低減させることにもつながる。

11. 再撮影の低減

再度撮影するという事は、単純に考えても患者に2倍の線量を与えることになる。こうした再撮影を低減させるためには、施設でマニュアルを整備し、撮影の方法や手順などを十分に熟知した上で撮影に望まなければならない。同時に、研修会などを行い施設全体の技師の質を高めることが必要である。

しかし、いくら完全に対処したとしても再撮影は必要になってくるであろう。被検者の動きや解剖学的個体差など、多くの要因がある。したがって、再撮影が必要だと判断できる知識はもとより、患者本人の理解と協力が重要なのである。患者の被ばく低減は、技師のみが行うのではなく、患者も一緒になって行うものだという念頭をおくべきである。

撮影時において患者に協力が得られるようインフォームドコンセントを十分に行い、事前に撮影方法等を説明し理解してもらうことが必要である。

12. 品質管理

被ばくを低減させる要素はさまざまである。また、管電圧と散乱線、感度と画質など、それに伴うアメリカも生じる。我々はこれら多くの要素を考慮して、臨床上必要な情報を得るため条件を設定する。このためには、機器の性能や特徴を十分理解し、その品質が十分に保たれている必要がある。実際に照

射する管電圧や管電流などの撮影条件が設定値と異なっている場合は正確に被曝線量を検討することはできない。定期的に装置の品質管理を行い、正しく知る²⁾ことが、本ガイドラインを導入するに当たり最も重要なことである。

まとめ

日本放射線技師会が2000年に医療被ばくガイドラインを提示し、その後5カ年が経過したのを機に改定を行うための検討を行った。結果的には今回単純撮影に関するガイドライン値にはほぼ変更がないことが確認できた。今後、FPD等のデジタル画像化に一層拍車がかかることが予想され、ガイドライン値も変化すると考えられる。

ガイドラインについては全国レベルでの継続した調査・検討が必要であり、今後も5年毎の改定が必要であるとする。

参考文献

- 1) IAEA: International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. Safety Series No.115-I. (1994).
- 2) 医療被ばくガイドライン委員会: 患者さんのための「医療被ばくガイドライン (低減目標値)」日本放射線技師会雑誌, 47(10) 1694~1750, 2000.
- 3) 森 剛彦・他: 医療被曝のガイダンスレベルの設定に関する研究 鈴鹿医療科学技術大学紀要, 4, 109~129, 1997.
- 4) 鈴木昇一・他: わが国におけるX線撮影時の患者被曝線量解析一過去23年間の推移について-, 日本放射線技師会雑誌, 46, 382~393, 1999.
- 5) 根岸 徹・他: X線撮影部位における患者表面線量の調査研究 東京都立医療技術短期大学紀要, 11, 51~56, 1998.
- 6) 佐藤 斉・他: IAEAの国際放射線安全基準と日本のサーベイに基づくX線診断における患者防護のためのガイダンスレベルの設定に関する研究, 日本放射線技術学会雑誌, 53(1), 151, 1997.
- 7) 前越 久・他 医療被曝測定セミナーテキスト, 日本放射線技術学会中部部会・日本放射線技術学会計測分科会・編, 1998.
- 8) 加藤秀起: 微分後方散乱係数を用いた診断X線の後方散乱係数算出法, 日本放射線技術学会雑誌, 57-(12), 1505, 2001.
- 9) Seltzer, S.M., Hubbell, J.H.: 放射線医療技術学叢書 (11) 光子減弱係数データブック, 日本放射線技術学会, 1995.
- 10) 厚生労働省医薬局: 医療法施行規則の一部を改正する省令の施行について, 医薬発第188号, 平成13年3月12日.
- 11) 【蛍光ガラス線量計・小型素子システム DoseAceXe Dose Ace 説明資料】旭テクノグラス株式会社, サイテック事業部, 2004.
- 12) 小宮勲・他: 蛍光ガラス線量計による患者被ばく線量測定-特性評価と腹部IVR時の患者皮膚線量測定-, 日本放射線技術学会雑誌, 60(2), 274, 2004.
- 13) 【ルクセルパッチ技術資料】長瀬ランダウア株式会社 <http://www.nagase-landauer.co.jp/glijutu/siryu.html>
- 14) 和田大輔・他: 個人線量計ルクセルパッチを用いた線量測定~電離箱線量計と比較して~, 袋井市民病院研究誌, 11(1), 32~36, 2002.
- 15) 森 剛彦・他: X線診断領域における患者の表面入射線量簡易換算式 (NDD法), (社)茨城県放射線技師会, 日本放射線技術学会茨城支部被曝低減委員会, 1996.
- 16) PCXMC: PCXMC Ver.1.5 STUK-Radiation and Nuclear Safety Authority Finland
- 17) 山口一郎: X線検査時の患者の放射線曝露量等の推定におけるモンテカルロ法の利用, 日本放射線公衆安全学会雑誌, 2~9, 2004.
- 18) 安部真治・他: 循環器用インバータ式X線装置の高電圧波形の検討, 東京保健科学学会誌, 1, 131~134, 1998.
- 19) 中野 勇: 医療被曝低減班報告付加フィルタによる被曝低減, 日本放射線技術学会雑誌, 45(6), 789~791, 1989.
- 20) 大塚昭義: X線検査における患者被曝低減の技術的研究, 日本放射線技術学会雑誌, 39(5), 760~780, 1983.

放射線診療における線量低減目標値

「医療被ばくガイドライン 2006」(4)

本会は、「国民から見える職業へー医療被ばく管理は、私たちの責任でー」の平成 18 年度スローガンに基づき、放射線診療における線量低減目標値を会告で提示した。ICRP 勧告では、医療被ばくに対して特別の制限は設けないが、線量の低減にはかなりの余地が残されていることを指摘している。医療被ばくの低減には、医療における放射線使用の正当化、放射線防護の最適化、線量制限の基準化が必要である。医療における放射線防護の最適化および放射線使用線量が放射線技師に委ねられている現状を考えると「医療被ばく管理」は放射線技師の責任が大きい。

「医療被ばくガイドライン作成 WG」の執筆者に連載いただき、ガイドラインとして提示した数値の根拠と、線量低減目標値を達成するために、われわれに求められている具体的行動を期待する。なおご意見は、メールにて本会宛に。

<http://www.jart.jp/>

一般透視検査

聖マリアンナ医科大学病院 佐藤寛之
埼玉県立循環器・呼吸器病センター 諸澄邦彦

1. 透視検査の目標値設定に対する考え方

ICRP 勧告では、職業被ばくや公衆被ばくに定められている線量限度を、医療被ばくについては定めていない。患者あるいは被検者が、医療被ばくにもなう放射線の影響に比べてはるかに大きい利益を受けることがはっきりしているからである。とりわけ上部消化管検査、下部消化管検査あるいはPTCD等における透視系の検査手技は、医師あるいは放射線技師が、適応の判断を慎重に行い（行為の正当化）、できるだけ被ばく線量を少なくする（防護の最適化）努力が求められている¹⁾。

医療被ばくに対する防護の最適化とは、治療あるいは診断上の要求を満たしたうえで、患者あるいは被検者の被ばく線量をできるだけ少なくすることである。消化管検査等の透視を用いた検査において、表1に示すような放射線被ばくにもなう確定的影響の発生を防止し、確率的影響の発生を容認できるレベルに制限しなければならない。そのため、診断目的の透視検査と、PTCD等の透視を必要とするIVR手技について検討した。

表1 皮膚吸収線量と皮膚障害

線量 (Gy)	放射線障害
1.0～3.0	3週間後、脱毛・軽度の紅斑等
5.0～12.0	2週間後、充血・腫脹・紅斑・脱毛を起し、一部は乾性皮膚炎になる。
12～18	1週間後、水泡か湿性皮膚炎（ただれ形成）、潰瘍を起す。
20以上	3～5日後、進行性びらんとなり、潰瘍を起す。

2. 医療被ばくの低減目標値の提示とその設定根拠

ICRP Publ.73 (1996) は、ICRP1990年勧告を受けて、医学における放射線の防護と安全において、調査レベルの一つの形として患者の医療被ばくに対して診断参考レベルを用いることを勧告している。この診断参考レベルは、専門家の判断を補うもので

あり、医学の良否の境界線を設けるものではない。従って、これを規制目的または商業目的に用いるのは不適切としている³⁾。

またIAEAは、ICRP勧告をIAEAの安全基準として採用しており、1996年の「電離放射線の防護及び線源の安全のための国際基本安全基準」(International Basic Safety Standard for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, BSS)では、ICRP1990年勧告でいうところの調査レベルに代わる用語として、ガイダンスレベルを提案し、診断領域のX線被ばく線量を検査ごとに具体的に提示した。このIAEAのSafety Series No.115の中で、透視検査では、通常透視(25mGy/min)とハイレベル透視(100mGy/min)の2種類が入射表面線量率(Entrance surface dose rate mGy/min)で示されている⁴⁾。

さらにFDAの公衆衛生報告「透視中の重篤なX線誘発皮膚障害の防止手順の案内」では、透視下での診療手技について標準的な診療機器操作手順と臨床的な手順をマニュアル化し、最大透視時間などの記載が必要としている⁵⁾。通常透視によるX線の線量率は、皮膚吸収線量率で0.02Gy/min～0.05Gy/minであるが、1時間程度の透視でも皮膚障害が発生する可能性があり、これらの線量率は医療機関における実測値を基に導き出されるとしている。IVRなどで患者皮膚吸収線量1Gy以上になる場合には、適応の判断、診療手技、合併症への対応方法とあわせて被ばく線量の記載が必要とFDAは勧告している。

3. 上部消化管検査におけるガイドライン

わが国における医療被ばくが先進諸外国より多い理由の一つに、人間ドックや職場の健康診断等も含めて上部消化管X線検査の実施頻度の高いことがあげられる。上部消化管の腫瘍などを早期に発見し、早期治療を受けることの患者にとってのメリットは大きく、医療行為の正当化は疑いようもないが、同一の検査でも施設によって、患者あるいは被検者の被ばく線量が大きく異なることが多くの論文で指摘されている⁶⁾。

また、同一施設における検査であっても、術者に

よって患者の被ばく線量が異なる例も報告されている。表2は、人間ドックで同一の機器を使って2人の放射線技師が上部消化管X線検査を行った際の透視時間の違いを示したものである⁶⁾。被ばく線量は透視時間に比例するので、透視時間が長くなればなるほど被ばく線量も高くなる。

これら施設間の違いや術者による違いの原因としては、術者の消化管撮影の経験年数以外に、撮影管電圧、管電流、ホトタイマ、透視条件—自動輝度調整(ABC)等による撮影条件、透視条件の違いがあるが、防護の最適化の余地のあることが示唆される。患者の被ばく線量に施設間の違いがあることをまず認識し、われわれ放射線技師の努力によって、減らせるものについては積極的に減らしていく必要がある。

上部消化管X線検査における患者の入射表面線量の測定結果や実態調査については、表3に示すような報告がなされている⁷⁻¹¹⁾。

患者の被ばく線量に大きく影響する撮影枚数、透視時間について考えるならば、直接撮影では胃角部、胃庭部の圧迫撮影を行っていることと、バリウムの分割飲みによる食道観察を実施しているため、間接撮影に比較し撮影枚数は増え、透視時間は長くなる。

小山らが行った「X線透視系の被ばく線量調査班報告書」の、300人のデータから求めた入射表面線量の推定値(撮影線量:間接撮影 7枚、直接撮影 四ツ切7枚 12曝射の合計)を表4に、また加藤等が行った「消化管X線検査における被ばく線

量の施設間格差の評価法」の、223施設のアンケート調査から分析した装置方式別、撮影、透視、および1検査あたりの入射表面線量を表5に示す^{9,10)}。

上部消化管X線検査における各撮影体位別の撮影線量を直接撮影における平均値でみると、立位2.9mGy、腹臥位2.5mGy、背臥位2.0mGyであり、立位と腹臥位についてはバリウムの影響で背臥位に比べて高い数値となる。さらに装置別にみると、背臥位二重造影で直接撮影が2.0mGy、間接撮影が0.4mGy、DR撮影が0.8mGy、CR撮影が1.4mGyと報告している¹⁰⁾。

次に各撮影体位別の透視線量率を直接撮影でみると、立位16.8mGy/min、腹臥位15.6mGy/min、背臥位13.6mGy/minとなる。また装置別にみるならば、背臥位二重造影で直接撮影が13.6mGy/minであるのに対し、間接撮影が20.1mGy/min、DR撮影が10.3mGy/min、CR撮影が6.1mGy/minとなり、透視線量率については間接撮影で高線量の傾向を報告している¹⁰⁾。

患者の皮膚線量は、透視で15~20mGy/min、撮影で0.5~3mGy/枚程度と考えるならば、透視時間によって患者の皮膚線量は1桁以上違う可能性がある。上部消化管X線検査で受けた線量で、白血病をはじめとするがん、およびその他の放射線の影響の発生を心配する必要はないが、生涯の集積線量が増加しないように、他の検査と同様に1回1回の検査における被ばく線量を減らす努力が必要である⁶⁾。そのためには、照射野をできるだけ絞ることと、透視時間をできるだけ短くすることが大切である。そ

表2 人間ドックにおける上部消化管X線検査の際の撮影枚数および透視時間

	被検者の妊娠の可能性	調査対象数	撮影枚数(枚)			透視時間(秒)		
			平均	最大	最少	平均	最大	最少
術者A	無	19	9	11	8	111	191	65
術者A	有	21	7	7	7	82	194	50
術者B	無	15	9	10	8	63	108	44
術者B	有	9	7	7	7	41	52	25

表3 上部消化管X線検査における入射表面線量の値

発表者(年)	皮膚線量あるいは入射表面線量
自治医大・伊勢, 菊地(1984)	132mGy(1検査)
群馬大学・小山, 星野ほか(1995)	80.3mGy(直接) 18.2mGy(間接)
香川医大・笹川, 松村(1997)	102mGy(1検査)
千葉大学・加藤, 磯辺ほか(1999)	167.6mGy(直接) 49.7mGy(間接) 91.2mGy(DR) 99.3mGy(CR)
岩手医大・及川(1997)	158.0mGy(直接) 23.3mGy(間接)

表4 300人のデータから求めた入射表面線量(率)の推定値

		最少	最大	平均
間接	透視	8.7mGy/min.	33.9mGy/min.	16.2mGy/min.
	撮影	0.8mGy	7.3mGy	2.0mGy
	透視+撮影	10.0mGy	46.2mGy	18.2mGy
直接	透視	13.6mGy/min.	107.4mGy/min.	30.9mGy/min.
	撮影	12.7mGy	133.9mGy	49.3mGy
	透視+撮影	33.1mGy	225.4mGy	80.3mGy

表5 装置方式別、撮影、透視、および1検査あたりの入射表面線量

単位: mGy n=件数

		最小値	最大値	平均値	備考
直接 撮影	撮影総線量	3.6	316.6	61.2	n = 392
	透視総線量	7.0	990.9	106.4	n = 392
	総入射表面線量	10.6	1058.2	167.6	n = 392
間接 撮影	撮影総線量	1.6	5.8	3.3	n = 10
	透視総線量	9.3	101.9	46.4	n = 10
	総入射表面線量	10.9	106.8	49.7	n = 10
D R 撮影	撮影総線量	5.4	48.9	17.4	n = 20
	透視総線量	13.7	255.8	73.8	n = 20
	総入射表面線量	22.2	274.1	91.2	n = 20
C R 撮影	撮影総線量	16.6	62.3	42.2	n = 8
	透視総線量	40.7	93.8	57.3	n = 8
	総入射表面線量	62.3	141.5	99.3	n = 8

表6 上部消化管X線検査における被ばく低減のガイドライン

(入射表面線量)

撮影装置方式別	透視線量	撮影線量	1検査あたりの入射表面線量
直接撮影	70mGy	30mGy	100mGy
間接撮影	40mGy	10mGy	50mGy

れら防護の最適化を押し進めたうえで、透視時間を間接では2分、直接では5分、撮影枚数を10枚～15枚程度と考え、上部消化管X線検査における被ばく低減のガイドラインとして、表6の目標値を本会は提案する。

4. 注腸検査におけるガイドライン

注腸検査の場合は、直腸から小腸までの腹部の広い範囲が照射野に入り、有意な被ばくを受ける臓器・組織は、皮膚、赤色骨髄、生殖腺(卵巣、精巣)、骨表面、腎臓、膀胱、下部消化管、肝臓、脾臓などである。それぞれの臓器線量は、患者の体格、透視時間、照射野の大きさ、透視の際の管電圧・管電流、撮影枚数、撮影の際の照射野の大きさ、管電圧・管電流などにより異なる。注腸検査における患者の入射表面線量の測定結果や実態調査に

ついては、表7に示す報告がなされている^{9) 10) 11)}。

上部消化管X線検査と同様に、透視時の患者の皮膚線量を15～20mGy/min、撮影時の皮膚線量をおよそ1～3mGy/枚程度と考えるならば、透視時間、撮影枚数に応じて患者の入射表面線量は高くなる。

小山らが行った「X線透視系の被ばく線量調査班報告書」から、表8に示すように撮影枚数は16～20枚(53.8%)、透視時間は10分(64.4%)の実態が認められた⁹⁾。

注腸検査における装置方式別被ばく線量の調査報告はないが、アンケート調査から分析した加藤らの「消化管X線検査における被ばく線量の施設間格差の評価法」から装置方式別、撮影、透視、および1検査あたりの入射表面線量を検討した。

透視線量率については、背臥位二重造影で直接撮影が13.6 mGy/min、DR撮影が10.3 mGy/min、CR撮影が6.1 mGy/minとなり、撮影線量では、直

表7 注腸検査における入射表面線量の値

発表者(年)	皮膚線量あるいは入射表面線量
香川医大・笹川, 松村 (1997)	217mGy (撮影 15 枚, 透視 7 分)
橋詰 雅 (1981)	3.7mGy (撮影 1 枚)
鹿児島県放射線技師会 (1989)	20mGy (透視 1 分)

表8 注腸検査におけるルーチン検査の撮影枚数ならびに透視時間

撮影枚数	回答数	透視時間	回答数
~ 10 枚		~ 3 分	
~ 15 枚	33	~ 5 分	7
~ 20 枚	42	~ 10 分	47
~ 25 枚	2	~ 15 分	17
26 枚~	1	~ 20 分	2
平均	16.5 枚	平均	9 分 48 秒

表9 注腸検査における被ばく低減のガイドライン

(入射表面線量)

撮影装置	透視線量	撮影線量	総線量
直接撮影	150mGy	50mGy	200mGy
D R 撮影	100mGy	20mGy	120mGy
C R 撮影	60mGy	40mGy	100mGy

接撮影が 2.0 mGy, DR 撮影が 0.8 mGy, CR 撮影が 1.4 mGy と報告している¹⁰⁾。

1 回の注腸検査で確定的影響(不妊, 皮膚障害, 造血臓器の機能障害など)が現れることはないが, 防護の最適化を押し進めたいと, 注腸検査における被ばく低減の目標値として, 表9のガイドラインを本会は提案する。

5. 一般的な他の透視検査におけるガイドライン

長い間、「X線造影は診断のためにあり, 治療するものでない」とされてきた。しかし近年では, X線透視, 超音波, CT ガイド下で確定診断と治療がなされている。腎ろう造設術も超音波ガイド下で行われ, 経皮的腎ろう造設術が行われるようになり, 尿管閉塞部の内ろう化, 尿管拡張術, 結石の摘出術などに進展した。

胆道ドレナージは経皮経肝性胆道造影法から経皮経肝性胆道ドレナージ(PTCD)と変貌した。その他現在行われているドレナージとしては肝嚢胞エタノール注入法・脾嚢嚢胞ドレナージ, 心嚢液ドレナージ, 経皮的胃ろう造設術などがある。

これらの手技の全体を通していえることは, 個々の患者の適応にあった手技を用いればその侵襲性は少なく, 従来の手術的手法に比べてもその効果は高

いことである。最初の穿刺は超音波ガイド下に行われるが, その後のガイドワイヤー挿入やドレナージカテーテル挿入はX線透視下に行われる。これら非血管系のIVRの特殊性(緊急性, 選択性, 患者直接の利益)から患者の医療被ばくを一律に否定できないため, 被ばく線量の実態が不明のまま実施されていることが多い。その結果として, 総合的には治療成績の向上に貢献している反面, 透視時間の延長, 撮影回数増加にともなって, 患者の医療被ばくが問題になっていることを, われわれ放射線技師は再認識する必要がある。

一般的な透視検査においては, 最適な透視管電圧の管理, 付加フィルタの使用, I.I.の不必要な拡大をやめ, 照射野を絞る等の基本的な被ばく低減策を講じるべきである。それら防護の最適化を押し進めたいと, 一般的な透視検査における被ばく低減の目標値として表10のガイドラインを本会は提案する。

表10 一般的な透視検査における被ばく低減のガイドライン

(入射表面線量)

一般的透視検査	入射表面線量率
通常透視	25 mGy/ 分

6. 医療被ばくとガイドラインをどう考えるか

良質な放射線診療を提供するために、医療従事者は、放射線防護に対する正しい知識を身につける必要がある。医療被ばくの意識・認識は、病院の規模、施設の違い、職種、個人差により大きく異なり、日常診療では診断に必要な画像を得ることに関心が集まらざるを得ない。しかし、それだけでなく、良質な医療のために各放射線技師の内面にある放射線防護に対する意識を適切に実践に生かすことも課題である。

あまりに小さいリスクにこだわることに意味はない。しかし、医療利用における放射線の曝露量は比較的高いのが実情である。このため、家族や同僚のことも考え、多くの検査に従事する場合には、患者の線量を適正にすると、従事者の被ばくも低減されることに思いをはせるのがよいのではないだろうか。さらに診療放射線の線量やリスクに関する情報が適切に提供されていないこともあり、一般医、開業医の中には放射線防護についての認識が不十分であったり、逆に警戒し過ぎていることがあるとの指摘がある。

IAEA は基本安全基準 (BSS) において、より良い放射線診療を行うために不必要に高い医療被ばくをさけるためのガイダンスレベルとして、放射線検査ごとに具体的な数値を提示した⁴⁾。

また ICRP においては、被ばくする個人に直接的な利益が少なく、放射線検査が日常的に画一化された検査等に対しては、医療被ばくの上限となる値として、診断参考レベルが提示された⁵⁾。また、生命保険での健康診査など法的な根拠に基づく放射線検査、医学研究における志願者被ばく、患者の介護をする家族等の医療被ばくに対しては、制限値としての線量拘束値の導入を検討すべきとされている¹⁾。

本会は、健全な放射線診療を提供するために、第一に適正な放射線検査の適用に従い検査を実施すべきであると考え、このために、臨床医が、最新の医療水準に対応し、学会等のガイドラインに基づいた放射線診療を行うことを期待する。また、質の高い画像やデータが得られるような技術の追求だけでなく、安全性・快適性の向上が図られた機器や、可能な限り少ない線量で情報を得られるような高感度な診断情報システムが開発され、それを普及させることにも努力したい。

われわれ放射線技師は、国民や臨床医の信頼に応え、患者の線量にも必要な配慮をし、適切な放射線診療を提供することが求められている。このガイドラインは、そのための重要なツールである。

患者が安心して信頼性の高い放射線診療を受けるためには、常に質の評価が必要であり、放射線取扱者が十分な能力を有することを本会が認定する放射線管理士等の認定資格制度と、卒後教育に代表される知識や技術の教育訓練、及び放射線装置・機器管理と校正等の品質保証を確立する必要がある。

放射線利用 110 年の歴史が、今日の医療に果たしてきた役割は多大なものであり、今後 21 世紀に向けた新たな医療放射線利用を進展させるためには、放射線防護・安全管理が不可欠であり、医療被ばくの低減が重要かつ急務である。

7. 線量測定法

1) 透視検査の線量測定法

X線透視検査における被ばく線量を測定する方法には、

- ・電離箱線量計を用いて空中照射線量を測定し、入射皮膚面の吸収線量を求める。
- ・面積線量計を用いて入射皮膚面の吸収線量を求める。
- ・熱ルミネッセンス線量計 (Thermo Luminescence Dosimeter : TLD) を用いてランドファントムに挿入し、入射皮膚面の吸収線量および組織・臓器線量を求める。

などがあげられる。各被ばく線量測定器およびその測定方法について説明することにする。

(a) 電離箱線量計

電離箱線量計により撮影部位での空中照射線量を計測し、その値に後方散乱係数、吸収線量変換係数等乗じ、入射皮膚面の吸収線量を算出する¹⁰⁾。ただし、透視検査においては管電流・管電圧を自動制御にしている場合が多く、各条件の決定には注意が必要となる。

(b) 面積線量計

面積線量計は検出器が X 線装置の可動絞りの前面にされ、X 線管からの総 X 線量を測定する。測定値は照射面積と線量の積で表され、入射皮膚線量を求めるには式 (1) を用いる¹³⁾。

$$ESD = (DAP/LI\phi) (FID/FSD)^2 \cdot BSF \cdot (e_{in}/\rho)_{Tm} / (e_{in}/\rho)_{Ai} \dots (1)$$

ESD : 入射皮膚線量 (mGy)

DAP : 面積線量計の表示値 (mGy · cm²)

II. ϕ : II. 面での照射面積 (cm²)
 FID : 焦点～II. 間距離 (cm)
 FSD : 焦点～皮膚間距離 (cm)
 BSF : 後方散乱係数
 $(e_{en}/\rho)_{Tm} / (e_{en}/\rho)_{Air}$: 組織線量変換係数

(c) 熱ルミネッセンス線量計

(Thermo Luminescence Dosimeter : TLD)

ある種の固体に放射線を照射し、後に加熱すると熱ルミネッセンスを発する。この熱ルミネッセンスが放射線被ばく線量に比例することより線量を知ることができる。TLDはこの原理を用いて線量を計測している。TLDの詳細については一般撮影の章を参照のこと。

(d) OSL 線量計

(Optically Stimulation Luminescence)

ある種のイオン結晶に放射線が入射すると、結晶の中の原子が電離し電子が自由に移動できるようになる。通常、このような電子はすぐに元の原子と再結合するが、一部の電子は結晶の色中心（カラーセンター）とよばれる格子欠陥に捕獲され一時的に安定な状態で保持される。この結晶に光を当てると、捕獲された電子にエネルギーが与えられて色中心から抜け出し、電子の不足している原子と再結合する。この際、電子の持っていた余分なエネルギーを光として放出する。この発光量は、最初に被ばくした線量と刺激に使用した光の量に対して比例関係を持つため線量測定が可能となる。このような光刺激発光現象 (Optically Stimulation Luminescence) を利用した線量計を OSL 線量計という¹⁸⁾。現在、ルクセルパッチという名称で有料借用することが可能である。

2) 算定法

P.C プログラムによる算定法には実測データより考案された計算式をプログラム化したものやモンテカルロシミュレーションを用いるプログラム等がある。近年、話題になっているモンテカルロシミュレーションを用いたプログラムは一般撮影用、X線CT用というようにある一つのモダリティにしか適合しないといた欠点がある。また、算定に使用する X 線機器の保守管理が徹底されていなければいけないといった注意が必要となる。使用するプログラムの特徴を理解する必要があるといえる。P.C プログラムによる算定法の中で代表的なものを紹介する。

(a) NDD-M

NDD-M は数多くの実測データから導き出された Numerical Dose Determination (NDD 法) の改良型 (Modify) で、式 (2) にて簡単に入射皮膚線量を算出できる。詳しくは文献等を参照されたい¹⁷⁾。

$$D(\text{mGy}) = \text{NDD-M}(f) \times \text{mAs} \times (1/\text{FSD})^2 \quad \dots\dots (2)$$

NDD-M(f) : 管電圧と絞り過による係数

mAs : 管電流 (mA) × 撮影時間 (sec.)

FSD : X 線管焦点～入射表面間距離 (m)

(b) PCXMC

PCXMC (A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examination) は、フィンランドの放射線・核安全センターが提供しているアプリケーションソフトウェアである。人型数値ファントムを用い、モンテカルロ法により組織・臓器の吸収線量を算出する。一般撮影・X透視・血管撮影領域等で使用可能である。算出の操作方法等は文献等を参照してもらいたい^{18)~20)}。

3) ガイドライン値を求める測定方法

医療被ばくガイドラインの値は入射表面線量を採用している。医療被ばくガイドラインとの比較を行うには入射表面線量を求める必要がある。入射表面線量の測定法は一般撮影領域での用いられる方法と同様であるが、いくつかの注意点を考慮する必要がある。

- ①各体位において、撮影条件、FSD 等が大きく変わる。
- ②X線の入射は一方向ではなくさまざまな方向からある。
- ③頻繁に照射野サイズが変わる。
- ④撮影条件は自動露出機能を用いている。

以上のようなさまざまな問題点はあるが、簡便に入射表面線量を求める方法を紹介する。X線透視の場合、透視による被ばく線量が大半を占めるため“透視の部分”を中心とした測定方法にしてある。また、おおよその最大入射表面線量の求め方であるので注意していただきたい。

(a) OSL 線量計による計測

入射表面線量を求めるには電離箱線量計による算出が一般的であるが、線量計は高価であり、入射表面線量に換算する際に多少の労力を必要とする。OSL 線量計を用いることにより、おおよその最大入射表面線量を求めることができる。X線透視の場合、透

視と撮影を別々に考慮し合算する必要がある。撮影に関しては各撮影の撮影体位および撮影条件にて入射表面線量を計測し、透視においては最も透視時間の長い方向での透視線量率を求め、合算する。

(b) 課題

実際の透視検査において受診者は、体の全周囲からX線を照射されることになる。前述の方法では、TLD素子による測定値より過大評価になるといえる。TLDを添付したランドファントムで行った擬似検査の入射表面線量は22.3mGy、OSL線量計で計測した値は25.8mGyとなった。

4) 組織・臓器線量を求める測定方法

X線透視は一般撮影等の検査と違い一回の検査においてさまざまな方向からX線が照射される。また透視、撮影の各条件は自動露出にしているためランドファントムにTLD素子を挿入してX線を照射する必要がある。また、体表面に固定すれば、入射表面線量も計測できる。

(a) TLDによる計測

TLD素子をランドファントム内の各目的臓器付近に挿入し測定すると、各組織・臓器における吸収線量を算出できる。X線透視における線量測定はランドファントムを動かしてX線を照射しなければならないのでファントムの固定に注意が必要とされる。以下にTLDとランドファントムを用いた線量測定方法の詳細について述べる。なお、実際の検査における吸収線量に近い値を求めるため、ランドファントムを寝台に水平にした方法を紹介する。

①ランドファントムにおける各組織・臓器位置を決定する。

ランドファントムには各断面に複数のTLD素子を挿入できる穴（ホールグリット）があり、吸収線量を求める組織・臓器の位置を決定する。ホールグリットと実際の組織・臓器の位置には多少の誤差があり、正確な組織・臓器の吸収線量を求めるには新たにホールグリットを空ける必要がある。

②TLDを挿入し、ランドファントムを固定する

X線透視検査における吸収線量を求めるには、ランドファントムのさまざまな方向からX線を照射する必要がある。ファントムの移動にともなうズレを防ぐため布等で固定することが望ましい。専用の取り付け器具もあるが器具によるX線の吸収を考える必要がある。

③ファントムを撮影する。

実際の検査ルーチンにしたがって複数の作業員でランドファントムを動かしながら透視・撮影することが理想であるが、作業員の労力、被ばく等を考えると現実的とはいえない。撮影・透視における吸収線量をそれぞれ個別に測定する必要がある。撮影の場合、計測する線量が少ないため各撮影体位においてそれぞれ5～10回連続して撮影する。透視の場合、ランドファントム周囲を8方向に区域分けし、区域ごとの透視線量率を計測する。

④TLDを測定し、吸収線量に換算する。

TLDにより得られる数値は一般的に照射線量に校正された値である。吸収線量に換算するため、吸収線量変換係数やTLDの補正係数等を乗ずる必要がある。変換方法については“一般撮影”のTLDを参照のこと。撮影による吸収線量は③で求められた値を撮影回数で除した値を採用する。透視に関しては区域ごとの透視線量率および透視時間（表11）より透視による組織・臓器線量を求める（表12）。

(b) PCXMCの有用性と課題

疑似検査における各組織・臓器線量の実際評価とプログラム（モンテカルロシミュレーション）による算定評価について評価を行った。今回、被ばく線量の比較を行った臓器は胃・肝臓・脾臓・膀胱・下行結腸・子宮・腎臓の7部位とした。なお、実際において、胃部の測定箇所は4点、肝臓は2点とし、それぞれの平均を実際値とした。

TLDによる実際値およびPCXMCによる算定値を表13に示す。差異の大きかった臓器に注目してみると、PCXMCの数学ファントム上での位置に問題があると考えられる（図1）。実際値との差異が大きかった臓器について原因を考えると以下のことがいえる。

下行結腸……実際における測定位置はTLDの都合上、左腎下極レベルに一箇所としている。実際の臓器範囲と数学ファントムとの誤差が過少評価の原因になったと考えられる。

膀胱………実際位置が数学ファントムより下方に位置したため、過少評価になったと考えられる。

今回、実際と算定を比較したが、一部の臓器（広範囲にまたがる）を除いては、その差異は少ないといえる。数～十数mGyという極めて小線量の被ばくにおける算定評価は有効であり、おおよその被ば

表 11 各方向における透視時間 (秒)

	透視時間
AP	121
RAO	38
RL	16
RPO	16
PA	49
LPO	16
LR	24
LAO	26
全透視時間	306 秒

表 12 透視による各区域の組織・臓器線量 (mGy)

臓器 \ 区間	AP	RAO	RL	RPO	PA	LPO	LR	LAO
胃	4.34	0.90	0.06	0.09	0.46	0.28	1.53	2.08
肝臓	2.85	1.99	1.19	0.50	0.52	0.12	0.10	0.51
腎臓	0.79	0.30	0.44	1.05	2.86	1.06	0.71	0.20
膵臓	2.62	0.67	0.14	0.24	0.83	0.46	0.81	0.80
下行結腸	0.14	0.04	0.01	0.01	0.04	0.02	0.06	0.05
脾臓	0.92	0.22	0.03	0.21	0.86	1.23	2.28	0.51
子宮	0.10	0.05	0.01	0.01	0.03	0.01	0.03	0.02

表 13 吸収線量実測値, 算定値

臓器	実測値 (mGy)	算定値 (mGy)
胃	11.67	12.42
肝臓	12.21	8.95
腎臓	11.49	8.67
膵臓	12.21	8.05
下行結腸	7.72	4.49
脾臓	13.19	7.50
子宮	0.47	0.37

- Brain
- Heart
- Testes
- Spleen
- Kidneys
- Bladder
- Stomach
- Pancreas
- Uterus
- Liver
- Upper large intestines
- Lower large intestines
- Small intestines
- Thyroid

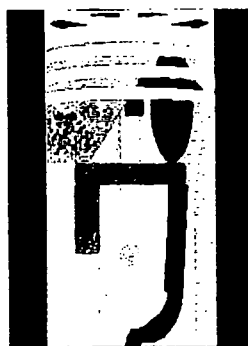


図 1 PCXMC の数学ファントム

く線量を求める場合には問題ないと考えられる。

プログラムによる算定評価は数学ファントムの体形、実際の臓器位置との違い等の問題は多少あるが、プログラムの特徴を理解して使用すれば、ある程度有効な被ばく測定法の一つといえる。今後、ソ

フトの改良が期待される。

8. 被ばく線量低減方法

1) 不必要な透視を減らす

透視時間と被ばく線量は比例関係にあるといえる。本稿3項目(表2)でも述べたように、同一の撮影ルーチンであっても術者の技術力により透視時間が異なり被ばく線量が大きく異なる。術者のトレーニングを行い、不必要な透視を減らすことが基本といえる。

2) パルス透視を多用する

近年のX線TV装置は、パルス透視ができる装置が増加している。連続透視では透視線量率4.43mGy/sec.、15P/Sでは0.61mGy/sec.と秒間パルス数が少ないほど被ばく線量は減少する。診断に影響のない範囲でパルス透視を多用すべきといえる。

3) 不必要な視野の拡大に注意する

有効視野を拡大すると透視線量率、撮影時の入射表面線量の増加が認められる(図2)。不必要な視野の拡大は注意すべきである。撮影・透視条件を自動輝度調整機能使用時に有効視野を12インチから9インチにすると透視線量率が1.89mGy/sec.、撮影時の入射表面線量が0.03mGy増加することが認められた。

4) 定期的にモニタの輝度、I.I.の輝度調整を行う

X線受像器のI.I.およびモニタは機器の性能上輝度低下を生じる。輝度の低下は出力するX線量の増加すなわち被ばく線量の増加につながり、定期的な輝度調整が必要とされる。

5) 適切な絞りを実行する

X線検査を行ううえで、不必要な照射野を絞るという行為は被ばく線量を低減するためには必要不可欠な行為といえる。日常から適切な絞りをを行う習慣を身につけるべきといえる。

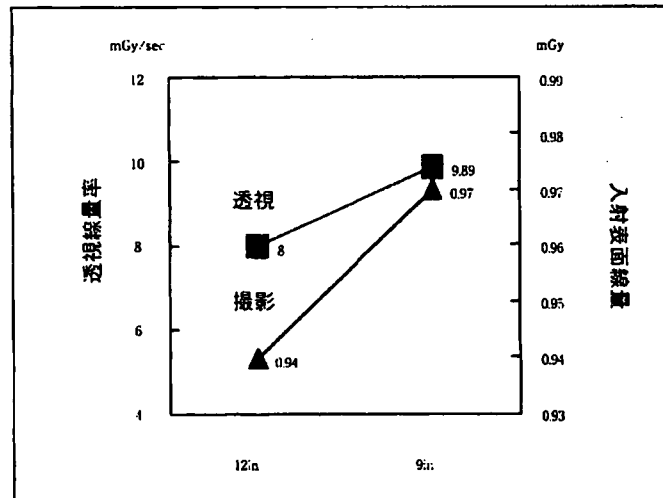


図2 視野の変化による線量率、入射表面線量の変化

9. 参考文献

- 1) ICRP Publication60: 国際放射線防護委員会の1990年勧告, 日本アイソトープ協会, 1991.
- 2) 辻本 忠・他: 放射線防護の基礎第3版, 日刊工業新聞社, 2001.
- 3) ICRP Publication73: Radiological Protection and Safety in Medicine, 日本アイソトープ協会, 1997.
- 4) IAEA: International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series No.115-1, 1994.
- 5) FDA: Important Information for Physicians and Healthcare Professionals. Recording Information in the Patient's Medical Record That Identifies the Potential for Serious X-ray-Induced Skin Injuries Following Fluoroscopically Guided Procedures (15), 1995.
- 6) 齊藤史郎・他: 第24回日本保健物理学会研究

- 発表会要旨集, 1989.
- 7) 伊勢孝雄・他：X線検査時における患者の実効線量当量（第2報），第40回日本放射線技術学会総会予稿集, 438, 1984.
 - 8) 小山一郎・他：X線透視系の被ばく線量調査，群馬県放射線技師会学術研修部資料, 1995.
 - 9) 笹川泰弘・他：患者被ばく線量レポートの作成（第一報）医療被ばくに関するアンケートおよび被ばく線量の測定について，日本放射線技師会雑誌, 44, 1563～1574, 1997.
 - 10) 加藤英幸・他：消化管検査における被ばく線量の施設間格差の評価法，日放技学誌, 55（7）, 655～664, 1999.
 - 11) 及川昭弘：医療放射線被ばくとその障害を考える，医療放射線防護研究会10年の歩み, 137～142, 1995.
 - 12) 橋詰 雅：医療被ばくQ&A, メディカルインテックス, 27, 1981.
 - 13) 鹿児島県放射線技師会・編：あなたの健康と放射線（第3版）, 17, 26, 1989.
 - 14) 前越 久・他：医療被ばく測定セミナーテキスト, 日本放射線技術学会 中部部会・計測分科会 1998
 - 15) 坂本 肇・他：面積線量計による患者被ばく管理の検討, 日本放射線技術学会, 1999.
 - 16) 小林育夫：Luxelパッチについて, 長瀬ランダウア.
 - 17) 森 武彦：X線診断領域における患者の表面入射線量簡易換算式—NDD法—, 第3回放射線管理士講習会テキスト, 日本放射線技師会 2000.
 - 18) 笹沼和智：日本放射線公衆安全学会 第2回講習会テキスト, 日本放射線公衆安全学会 2005.
 - 19) 佐藤 努・他：日本放射線公衆安全学会 第2回講習会テキスト別冊, 日本放射線公衆安全学会, 2005.
 - 20) STUK-Radiation and Nuclear Safety Authority: PCXMC v1.5 USER' S GUIDE 2005.
 - 21) <http://www.stuk.fi/pcxmc/introduction.html>

放射線診療における線量低減目標値 「医療被ばくガイドライン2006」(5)

本会は、「国民から見える職業へ医療被ばく管理は、私たちの責任で」の平成18年度スローガンに基づき、放射線診療における線量低減目標値を会告で表示した。ICRP勧告では、医療被ばくに対して特別の制限は設けないが、線量の低減にはかなりの余地が残されていることを指摘している。医療被ばくの低減には、医療における放射線使用の正当化、放射線防護の最適化、線量制限の基準化が必要である。医療における放射線防護の最適化および放射線使用線量が放射線技師に委ねられている現状を考えると「医療被ばく管理」は放射線技師の責任が大きい。

「医療被ばくガイドライン作成WG」の執筆者に連載いただき、ガイドラインとして提示した数値の根拠と、線量低減目標値を達成するために、われわれに求められている具体的行動を期待する。なおご意見は、メールにて本会宛に、

<http://www.jart.jp/>

マンモグラフィ

日本医科大学多摩永山病院 笹沼 和智
(社)山梨勤労者医療協会 甲府共立病院 佐藤 洋一

マンモグラフィの医療被ばくガイドライン (低減目標値)

1. 目標設定に関する考え方

放射線防護の基本となる線量の概念、線量限度の数値等については国際放射線防護委員会 (ICRP) がその時代の考え方、新しい知識をもとに勧告を行い、それらが国内法に取り入れられている。しかし、勧告の中にある医療放射線の線量限度は、放射線防護体系の正当化と最適化が守られることを前提として線量限度を提示していない。ICRP1990年勧告では、X線診断における線量低減にはかなりの余地が残されていることが指摘され、類似のX線検査から受ける被ばく線量の範囲は2桁程度の幅があるとしている。

医療被ばく低減のための目標値設定にあたり、現在考えうる最高の技術を用いて実現できる被ばく線量を指標とするのではなく、現在行われている最適化にもう一步の努力や改善を加えることで、大半の施設が達成できる被ばく線量を目安とし、全体の被ばく低減を行うことを目的としてマンモグラフィの「医療被ばくガイドライン (低減目標値)」を設定する。

1) わが国の乳がん検診体制と

マンモグラフィ撮影実施施設の基準と現状

(a) わが国の乳がん検診体制

平成12年3月[老健第65号]「がん予防重点健康教育及びがん検診のための指針」で、平成11年の久道班「各種がん検診の有効性評価」研究結果から、「乳がん検診は視触診のみでは不十分であり、早期にマンモグラフィの導入を考慮すべきである」との報告から「マンモグラフィ導入による乳がん検診の指針」¹⁾が示され、昭和62年に視触診単独による検診を導入してから初めて、大幅な変更が加えられた。また、平成16年4月「がん検診に関する検討会」の中間報告をふまえ、[老老発0427001号]「がん予防重点健康教育及びがん検診のための指針」の一部改正について、「乳がんについてはマンモグラフィ (乳房エックス線検査) を原則として実施することとし、年齢による乳腺密度やマンモグラフィによる検診体制の整備状況を考慮して、当分の間は視触診も併せて実施すること」と各自治体に通達された。

(b) マンモグラフィ撮影実施施設の乳房X線撮影装置基準と現状

① 乳房X線撮影装置基準

乳房X線撮影装置が日本医学放射線学会の定める仕様基準を満たし、線量 (3 mGy以下) および画質基準を満たすこと、なお、仕様基準を満たさない施設も暫定的に認めるが、この場合であっても、線量および画質基準を満足すること、日本医学放射線学会の定める仕様規準 (マンモグラフィガイドライン1999) を表1に示す。

*) 平成16年4月から「暫定的に認める」を削除し、乳房X線撮影装置は仕様基準を満たすことが、実施施設の条件となった。

② 現状

2002年12月の調査台数によると全国で3,209台の装置が設置されており、その内1,483台 (46%) が仕様基準を満たしている。²⁾

2005年8月現在、乳房用X線装置の稼働状況について、稼働総数3537台³⁾

S/F 69%

DR 31%

2) 各団体の提示するマンモグラフィ撮影の ガイダンスレベル

(a) 国際原子力機関 (IAEA) によるガイダンスレベル

ICRP1990年、勧告を受けるかたちで国際原子力機関を中心とした6機関が合同で「電離放射線の防護および線源の安全のための国際基本安全基準」⁴⁾を改訂し、不必要に高すぎる医療被ばくを低減する目的として刊行された。

マンモグラフィにおいては、標準的な成人患者 (50%脂肪、50%乳腺)、Mo (ターゲット) / Mo (フィルタ)、フィルム/スクリーンシステム、頭尾方向 (CC) で4.5cmに圧迫された乳房に対しガイダンスレベルとしてグリッドあり、なしについて平均乳腺線量が示されている。

グリッドあり 3 mGy

グリッドなし 1 mGy

3 m Gy (グリッドあり) は1994、1999年版ACR (米国放射線専門医会) のマンモグラフィ精度管理

マニュアルの基準値に採用されている。

(b) マンモグラフィ検診精度管理中央委員会⁵⁾
平均乳房厚42mmで脂肪50%・乳腺50%比率の代表的な乳房に対する1回照射当たりの平均乳腺線量は、3

mGy以下とする(2 mGy以下が望ましい)。

(日本医学放射線学会の定める基準を満たした乳房X線撮影装置を使用して、画質基準を満たすことが前提であり、グリッド使用が基準のためグリッドあり・なしについての記載はない)。

表1 日本医学放射線学会の定める仕様基準(マンモグラフィガイドライン1999)

①インバータ式X線高電圧装置を備えること ②自動露出制御(AEC)を備えること ③移動グリッドを備えること ④管電圧の精度・再現性 ・表示精度: ±5%以内(25~32 kV) ・再現性: 変動係数0.02以下 ⑤光照射野とX線照射野のずれ 左右・前後のずれ: SIDの2% ⑥焦点サイズ 公称0.3 mmのとき、0.45 × 0.65 mm以内 ⑦圧迫板透過後の線質(半価層、HVL) モリブデン(Mo)ターゲット/モリブデン(Mo)フィルタのとき(測定管電圧/100)+0.03 ≤ HVL(mmAl) < 測定管電圧/100+0.12 ⑧乳房圧迫の表示 ・厚さの表示精度: ±5 mm以内 ・圧迫圧の表示精度: ±20 N以内 ⑨AECの精度 スクリーン/フィルムの場合: 施設が定めた基準値±0.15以内 (ファントム厚20、40、60 mmおよびこれらの厚さに対して100 mAs以下のX線照射が行える管電圧の選択範囲とする) 再現性: 変動係数0.05以下
上記(a)仕様基準を満たさない場合は、線量(3mGy以下)及び画質基準を満たすこと ①1方向あたり3mGyの線量(平均乳腺線量)を超えてはならない ②ファントム画像(RMI156型またはそれと同等品)のファントム内蔵試料の検出が次を満足すること 線維組織: 得点が4点以上 石灰化: 得点が3点以上 腫瘍: 得点が3点以上

(c) 医療被ばくガイドライン(低減目標値)

日本放射線技師会2000⁶⁾

マンモグラフィにおける低減目標値として平均乳腺組織吸収線量と入射表面線量を定めている。入射表面線量については、皮膚線量が平均乳腺組織吸収線量の4~5倍の値となるため、マンモグラフィの被ばく低減のための努力目標として、入射表面線量について定められている。

グリッドあり	平均乳腺線量	2 mGy
	入射表面線量	10mGy

3) マンモグラフィ撮影における線量の表し方の推移⁶⁾

(a) 1970年代 表面線量 (skin exposure)

表面線量での評価は、皮膚への入射点での空中(後方散乱を含まない)線量(空気カーマ)であり、乳腺の放射線誘発がんのリスク評価のための曝露指標としては過剰評価となる。

(b) 1980年代 中央線量 (mid-linedosage)

中央線量での評価は、乳房厚約6 cm、50%脂肪50%乳腺組織の中央における吸収された線量で、乳腺の平均線量に比べると過小評価となる。

(c) 現在 平均乳腺線量(average glandular dose)

平均乳腺線量での評価は、脂肪組織と乳腺組織の

複合体である乳房の放射線感受性の高い乳腺線量を評価することから、現在、最も妥当な評価法とされている。

4) 医療被ばくガイドライン(低減目標値)

日本放射線技師会2000より変更部分

(a) 入射表面線量と平均乳腺線量

2000年10月に設定されたガイドライン⁷⁾では、他モダリティとのかね合いもあり、グリッド使用における入射表面線量と平均乳腺組織吸収線量という二つの線量評価指標で示されている。しかし、前述のようにマンモグラフィにおける線量評価として平均乳腺線量による評価が普及しており、入射表面線量によるガイドライン値を提示する意味も薄れている。今回、本改訂において、平均乳腺線量をガイドライン値として提示とする。

(b) グリッドありの表示

撮影システムに関してもグリッド使用が標準となっており、ガイドライン値としてグリッド(+)の表記は削除する。したがって、今回のガイドライン値の設定に関しては、グリッド使用におけるものとする。

注) グリッドなしで撮影する特殊な場合(ステレオ生検やマンモトーム等)は、IAEAのガイダンスレベル(グリッドなし1 mGy)以下で撮影することが望ましい。

2. マンモグラフィにおける医療被ばくガイドライン2006(低減目標値)と設定根拠

1) 調査対象文献

主な調査対象文献とその抜粋を表2に示す。前回の医療被ばくガイドライン(低減目標値)が2000年10月に発表されていることから、主に2000年から2005年の6年間に発表された文献を調査対象とした。浅田ら⁹⁾の報告は、全国無作為抽出で選出した施設に対するアンケート調査より、マンモグラフィ撮影条件は、実測値をもとにした簡便法を用いて空中照射線量の推定を行い、各線質ごとに代表的な乳房(平均圧迫乳房厚42mm 脂肪50%・乳腺50%比率)のfファクタを用いて平均乳腺線量を求めている。アンケート調査による撮影条件から平均乳腺線量を推定する方法ではあるが、調査対象施設数の多い全国

調査であること、また同一手法による複数回にわたる調査結果の報告であることから、マンモグラフィにおける平均乳腺線量の全国的な推移と傾向を把握できる文献といえる。

寺田⁷⁾武下ら⁹⁾東田ら¹⁰⁾鈴木ら¹¹⁾田中ら¹²⁾の報告は、蛍光ガラス線量計素子等により測定した入射表面の空中照射線量と半価層から、代表的な乳房(平均圧迫乳房厚42mm 脂肪50%・乳腺50%比率)の平均乳腺線量を求め、線量評価と画質評価を行っている。調査地域が限定されているものも含まれるが、線量計素子等による実測値より平均乳腺線量を求めているため、より正確な線量調査結果といえる。また、これらの報告の調査対象施設はマンモグラフィに比較的熱心に取り組んでいる施設が多く含まれ、精度管理プログラムの施行状況は、全国水準よりも進んでいる標本集団といえる。

表2 調査対象文献

報告者/文献タイトル	施設数	平均乳腺線量	コメント
東田ら ⁹⁾ (2001) 乳がん検診のための線量・画質調査報告	全国101施設	平均値 1.48mGy (2.0mGy以下 90%) (1.6mGy以下 75%)	平均乳腺線量は2mGy以下に低減できると期待される
武下ら ⁹⁾ (2002) デジタルマンモグラフィ画質・線量調査に関する報告	FCR使用施設 九州・近畿地区 90施設	平均値 1.42mGy (2.0mGy以下 80%)	
寺田 ⁷⁾ (2002) マンモグラフィ ガイドラインレベルと被ばくの現状	全国31施設	平均値 1.5mGy (2001.12 マンモグラフィ検診施設 画質評価)	国内のガイドラインレベルとして 2mGyを目途
浅田ら ⁹⁾ (2003) 2001年調査におけるマンモグラフィの平均乳 腺線量の推定	全国375施設	平均値 1.47mGy (75%線量 F/S 1.41mGy DR 2.05mGy)	線量目標値を1.5mGyにすることを 提案する
鈴木ら ¹¹⁾ (2003) 乳がん検診における画質と被曝線量に関する 施設評価検討報告	全国124施設	2mGy以下 89% 3mGy以下 97%	
田中ら ¹²⁾ (2003) 福岡県におけるマンモグラフィの実態調査	福岡県60施設	平均値 1.33mGy	線量は2mGy以下に低減できる
文献 東田ら ⁹⁾ 寺田 ⁷⁾ 浅田ら ⁹⁾ の加重平均		加重値 1.47mGy	

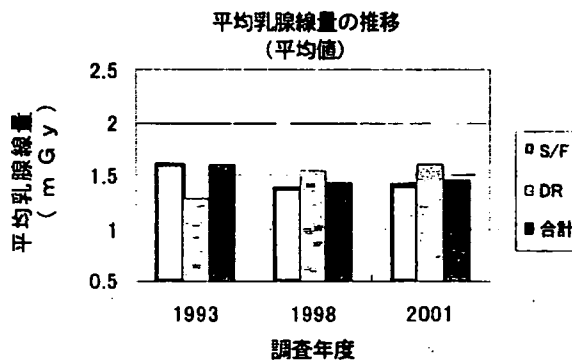


図1 平均乳腺線量の推移 (平均値)

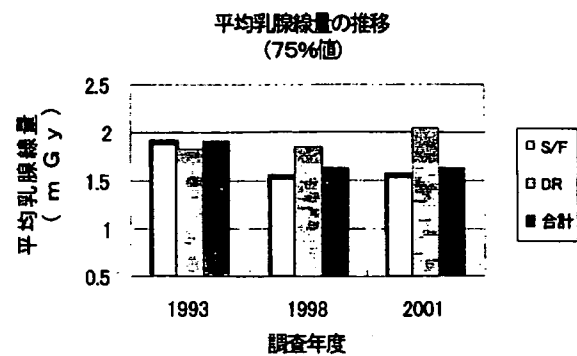


図2 平均乳腺線量の推移 (平均値)