昭和 49 年 9 月

日本放射線技術学会雑誌

〔第30回総会シンポジウム〕

X 線検査時の患者被曝線量の軽減について

座 長	国立公衆衛生院	石 坂 正 綱
演 者	奈良県立医大付属病院	宇 山 茂 樹
	広島大学原爆放射能医学研究所	砂 屋 敷 忠
	信州大学付属病院	丸 山 静 雄

X 線検査時の患者被曝線量の軽減について

(画質面からの理論的考察)

奈良県立医科大学付属病院

宇 山 茂 樹

(共同研究者) 小 幡 保 博・前 田 孝 弘

THE REDUCTION FOR THE PATIENT DOSAGE IN X-RAY
EXAMINATIONS (THE THEORETICAL CONSIDERATIONS
OF THE IMAGE QUALITY)

By SHIGEKI UYAMA

Dept. of Radiology Nara Medical
University

Summary

We studied about the method of the reduction for the patient dosage, keeping the image quality at present, their contents are as follows.

- 1) The relationship between the resolution of the system and the efficient exposure to the Intensifying screens.
- 2) From the Quality Ratio of the system, find the suitable and reasonable combination of each element of the radiographic system.
- 3) Discussing the every kind of screen-film combination and try to find the best radiographic mottle in their combinations.
- 4) The variation of the image quality at the case of changing the thickness of Al-Filter.

1. はじめに

近年医療被曝の増大と共に、被検者の被曝軽減の問題が、国民遺伝有意線量の観点から重要視されるに及び、一つの社会問題としての性格をおびるに至ってきた。このような背景の中で、被曝軽減の技術的な問題についても、種々の角度から検討が加えられ、特に、防護具、撮影手技等の面で数多くのデータが提供されてきた。しかしながら被曝軽減を画質に結びつける、つまり画質とのバランスで論ずるといふ事になると、非常に多くの関与因子を考慮しなければならず、しかも両者が相反する性質のものであるだけに、これを統一的に捉えて評価するという事は、非常に困難であり、それに加えて最終的に写真読影、そして診断という非定量的な Process を通るため、より一層困難性を増し、今日まで、ほとんど解決されていない状態である。

こうした事から、被曝線量と診断情報とのバランスを考慮した低減策は、医師側の画質基準の提示がなされて始めて可能になるものと考えられる。

そこで筆者は、これ等の事柄を解決する前段階として、現在使用されている装置及び撮影条件での画質（像質）を求め必要にして十分な線量、つまり最も効率的な線量をこれに関係づけると共に、系の画質を低下させずに被曝軽減の可能な条件をも併せて求めることに着目し、以下のような理論的考察をもとに系の感度と画質の関係を明らかにした。

2. 系の感度と画質との関係

Fig. 1 は被曝線量軽減に直接関与する因子と、系の画質保持にのみ寄与する因子が、それぞれ系の感度と画質

Fig. 1 The relationship between the sensitivity and image quality of the radiographic system.

Fig. 2 The comparison of the P.S.F. of the systems which Intensifying Screens are different.

にどのような影響を及ぼしているかを示したものである。図の中央から左へは、画質への影響を示し、右へは感度との関係を表わす。これをみると、系の感度アップは、画質の保持上の制限から、最終的に装置容量上の制限を受けていることがわかる。

2.1 増感紙で感度アップを計った場合の系の画質

今、Fig. 2 に示したような J 個の感度の異なる系を考え、それぞれの被写体面にデルタ関数状の X 線入力があったとする。この時の像面における出力を $t_J(x, y)$ とすると、像のスペクトラムは $t_J(x, y)$ の Fourier 変換で与えられ次式で表わされる。

$$T_J(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} t_J(x, y) \cdot e^{-2\pi i (ux + vy)} dx dy \quad \dots\dots\dots(1)$$

ここで $t_J(x, y)$ は X 線管焦点の影響で等方的ではないが、簡単のため、等方的と仮定して 1 次元で表わすと、

$$\hat{T}_J(u) = \int_{-\infty}^{\infty} \hat{t}_J(x) \cdot e^{-2\pi i ux} dx \quad \dots\dots\dots(2)$$

但し

$$\hat{t}_J(x) = \int_{-\infty}^{\infty} t_J(x, y) dy$$

そこで(2)式を規格化すると

$$\hat{T}_J\#(u) = \int_{-\infty}^{\infty} \hat{t}_J(x) \cdot e^{-2\pi i ux} / \int_{-\infty}^{\infty} \hat{t}_J(x) dx \quad \dots\dots\dots(3)$$

ここで(3)式の上附記号へは 1 次元を表わし、# 記号は規格化スペクトラムを表わすものとする。

一方、この場合の系の感度が次式で表わされるものと仮定すると、

$$S_J = \eta \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} t_J(x, y) dx dy \quad \dots\dots\dots(4)$$

$J = 1, 2$ における感度比は次式のように書くことが出来る。

$$\Phi = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{t}_{J=2}(x, y) dx dy / \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{t}_{J=1}(x, y) dx dy \quad \dots\dots\dots(5)$$

但し $\Phi > 1$

ここで(5)式を1次元で表わし、(3)式に代入すると、これは規格化スペクトラムの零周波数の値を系の感度で置換した事になる。次にこれを評価尺度を単一化するため、周波数空間で積分し、それぞれの系の比をとると、

$$Q \cdot R = \int_0^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{t}_{J=2}(x) \cdot e^{-2\pi i u x} dx du / \Phi \cdot \int_0^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{t}_{J=1}(x) \cdot e^{-2\pi i u x} dx du \quad \dots\dots\dots(6)$$

これは系の感度因子を含む系の画質比を表わしているものといえる。ここでこれを像質比 Q.R と定義し、以後、感度を考慮した画質を比較する場合の評価尺度として用いることにする。

2.2 高電圧化により系の感度アップを計った場合の画質

Fig. 3 は高電圧化により系の感度アップを行う場合で、上は管電圧の違いによる増感紙の発光強度分布を示したものである。下は高圧、低圧における散乱線の MTF を示したもので感度に逆比例していることがわかる。そこで、これらの関係を数式化すると、系の感度は各々次のように書くことができる。

$$S_H = \zeta_2 \cdot \left\{ \int_{-\infty}^{\infty} \hat{t}_2(x) dx / \hat{R}_2(u) \right\} \quad \dots\dots\dots(7)$$

$$S_L = \zeta_1 \cdot \left\{ \int_{-\infty}^{\infty} \hat{t}_1(x) dx / \hat{R}_1(u) \right\} \quad \dots\dots\dots(8)$$

従ってスペクトラムは各々次式で表わされる。

$$\hat{T}_2(u) = \frac{\zeta_2}{S_H} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \hat{t}_2(x) \cdot e^{-2\pi i u x} dx \quad \dots\dots\dots(9)$$

Fig. 3 The L.S.F of Intensifying screens at the high voltage and the M.T.F of scattered radiation.

$$\hat{T}_1(u) = \frac{\zeta_1}{S_L} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \hat{t}_1(x) \cdot e^{-2\pi i u x} dx \quad \dots\dots\dots(10)$$

また Q.R は、

$$Q \cdot R = \frac{\left\{ \frac{\zeta_2}{S_H} \cdot \int_0^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{t}_2(x) \cdot e^{-2\pi i u x} dx du \right\}}{\left\{ \frac{\zeta_1}{S_L} \cdot \int_0^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{t}_1(x) \cdot e^{-2\pi i u x} dx du \right\}} \quad \dots\dots\dots(11)$$

ここで高圧撮影時に系の感度が上る条件を求めると、

$$\hat{R}_2(u) < \frac{\hat{R}_1(u) \cdot \zeta_2 \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \hat{t}_2(x) dx}{\zeta_1 \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \hat{t}_1(x) dx} \quad \dots\dots\dots(12)$$

従って(12)式を満足するような管電圧、Grid、増感紙の組合せを求め、かつ $Q.R \geq 1$ になる $\hat{t}_2(x)$ 即ち、系の画質に寄与する因子の組合せを求めると、画質を損うことなく被曝線量の低減が可能である。

2.3 高感度フィルムにより系の感度アップを計った場合の画質

一般に、増感紙—フィルム組合せ系におけるX線写真の鮮鋭度はフィルムの種類にほとんど関係せず、増感紙にのみ依存すると言われている¹⁾。従ってフィルムで高感度化を行った場合の画質については、系の感度と粒状性について記述すれば十分と考えられる。

Fig. 4 は撮影系における粒状原因の分離と、その各々の最終粒状への寄与を定性的に示したものである。図中の数式はこれらの関係を Wiener Spectrum で表わしたもので、これにより系の全粒状は実験的に求めることにより直ちに算出される。又、逆に全粒状を実験的に求め、最も Power の小さい各粒状の組合せの中から最も感度の高い組合せを求めれば、画質を損うことなく被曝線量の低減が可能である。

次に増感紙—フィルムの各種組合せにおける全粒状を実験的に求めた結果を Fig. 5, Fig. 6 に示す。ここで S.R は $FS + (RX)$ の組合せ感度を1とした場合の相対感度を表わす。

この中で、最も粒状性の大きい組合せは、Fig. 5, Fig. 6 とも、低感度増感紙に高感度フィルムを組合せた場合であり、フィルムの感度上昇と共に粒状性は増大していることがわかる。また、最も粒状性の小さい、即ち荒れの少ない組合せは、(B), (A) の高感度増感紙に低感度フィルムを組合せた場合であり、これは系の粒状性を改善するための新しい System²⁾ として既に高野等により報告されている。

また、撮影部位により、高鮮鋭度を必要としない場合で、被曝線量の点から特に高感度化が要求される時には、フィルムのみの高感度化ではなく、思い切って高感度フ

X線検査時の患者被曝線量の軽減について (宇山)

Wiener Spectrum in Radiography

$$P_{\text{Total}}(u) = k \cdot \left\{ \bar{n}^{-1} |S(u)|^2 + P_{\text{St}}(u) + P_{\text{Fi}}(u) \right\}$$

$P(u)$: Wiener Spectrum
 $S(u)$: M.T.F. of Screens

Fig. 4 Radiographic mottle and its Wiener spectrum.

イルム、高感度増感紙の組合せを用いる方がX線量子による影響が少なくかえって得策である場合もある。

以上の他、見掛け上の問題として高感度フィルムに特有な脚の切れの悪さからくる粒子荒れがある。これは特に低濃度部で目立つため、撮影条件の選定、現像処理等で注意が必要である。ただ、脚部の切れを良くする必要があるかどうかについては、脚部に埋れている Information を引き出すには多少のカブリは必要との報告³⁾ もあ

り、むずかしい問題である。

2.4 X線量子揺動の系の解像力及び像質比に及ぼす影響

ここでは、撮影系における像形成に關与するX線量子数と、系の解像力及び画質との關係を求める。

今、単位面積当り $\bar{n}$ 個のX線量子が t 秒間増感紙に入射するとする。この時の像のコントラストを C とすると像の大きさ d は次式で表わされる。

$$d = K \times 10^2 \cdot \{C \cdot (\bar{n}t)^{1/2}\}^{-1} \quad \dots\dots\dots (13)$$

ここで上式の $\bar{n} \cdot t$ を Johns⁴⁾

の単位 mR 当りのX線量子数を用いて mR 値に変換し、これを Ψ で表わすと、

$$C = K \cdot \{d(\Psi)^{1/2}\}^{-1} \quad \dots\dots\dots (14)$$

次に像の大きさ d を(15)式を用いて周期的波形に変換すると、(16)式となる。

$$d = (2 \times u_{sq})^{-1} \quad \dots\dots\dots (15)$$

$$C_{\text{Jmin}} = 2Ku_{sq} \cdot \Psi^{-1/2} \quad \dots\dots\dots (16)$$

ここで(16)式の第1次近似をとって正弦波レスポンス

Fig. 5

Fig. 6

Elements	Intensity (Imageplane)	Spectrum (Image plane)
Object	$\delta(x) = \begin{cases} \infty, & x=0 \\ 0, & x \neq 0 \end{cases}$	$\delta(u) = 1$
Focal geometry	$F(x) = \begin{cases} H, & -\frac{(m-1)d}{2} \leq x \leq \frac{(m-1)d}{2} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$	$F^\#(u) = \frac{\sin \pi(m-1)ud}{\pi(m-1)ud}$
Motion	$M(x) = \begin{cases} A, & -\frac{mb}{2} \leq x \leq \frac{mb}{2} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$	$M^\#(u) = \frac{\sin \pi mub}{\pi mub}$
Scattering		$\begin{cases} R(u) = I_D \cdot (I_D + I_S)^{-1} \\ R(0) = 1, \end{cases}$
Screen-Film	$S(x) = \frac{2k}{4\pi^2 x^2 + k^2}$	$S(u) = \exp(-ku)$

m: Degree of Magnification of Object
#: Normalized Function

Fig. 7 Approximation of Intensity and Spectrum of Blur in every Element

まり MTF で表わすと(17)式になる。

$$C_{Jmin} = 2Ku \cdot T^{-1/2} \quad \dots\dots\dots(17)$$

従って Q_J は次式で表わされることになる。

$$Q_J = S_J^{-1} \cdot \int_0^{u_J} T_J(u) du - \int_0^{u_J} C_{Jmin}(u) du \quad \dots\dots\dots(18)$$

ここで $Q_R \geq 1$ の条件を求めると、系の X 線量子数を考慮した Q_R を求めることができる。また、系で決まる $T(u)$ と $C_{Jmin}(u)$ の交点が空間周波数軸と交わる点を求めることにより最も効率的な線量と系の画質の関係を明らかにすることができる。

2.5 系の総合 MTF を求めるのに使用した近似式

Fig. 7 は実際に系の画質を比較するために用いた入力及び系の伝達特性の近似関数を示したものである。表の左側は系の Elements, 中央は線像強度分布, 右はそのスペクトラムである。入力にはデルタ関数即ち White Spectrum を Focal geometry 及び Motion には、矩形強度分布のスペクトラムであるサンプリング関数を、Scattering には直接線含有率, Screen-Film 系には Exponential をそれぞれ近似関数として用いた。ここで、m は、Magnification Ratio を、d 及び b は、矩形分布の幅を示し、# 記号は Normalized function を表わす。ここで直接線含有率はフィルム法により種々の条件下で実験で求めたものである。

3. 人体各部における像質と Efficient Exposure

ここでは、これまでの理論的考察をもとに特に被曝軽減の対象として重要な人体各部の像質と 2.4 で述べた効率的な線量との関係について検討を加える。

3.1 胃 部

3.1.1 曝射時間で条件調整を行う場合

これは Phototimer 等を使用して時間制御を行う場合で、一般に胃部正面像の曝射時間は、使用条件にもよるが、大体 0.05 ~ 0.15sec の範囲である。ここでは、Motion 5mm/sec, 増感紙に FS, 曝射時間 0.15sec, FFD 100cm, MFD 15cm, Focus $2 \times 2 \text{mm}^2$ と仮定して系の総合 MTF と Efficient Exposure を求めた。この結果を Fig. 8 に示す。

この場合、解像限界は 1.1 本/ミリで 1.2mR が最も効率のよい増感紙への入射線量であることがわかる。つま

Fig. 8

Fig. 9

X線検査時の患者被曝線量の軽減について (宇山)

Fig. 10

りこの値より入射線量が減少すれば系の解像力は低下し、大きくなれば無駄な被曝を与えることになる。

Fig. 9 は増感紙に MS, 曝射時間 0.1sec で行った場合で、解像限界は 1.5本/ミリ で 2mR が最も効率のよい Exposure であることを示している。

Fig. 10 は、増感紙に HS, 0.05sec で撮影を行った場合のもので、解像限界は 2.2本/ミリ, Efficient Exposure は 4.8mR である。図中の点線は、前述の FS, MS と同一黒化度を示す Exposure であり、この場合には Quantum Fluctuation の影響が系の画質に現われてくることになる。

Tab. 1 は、前述の Quantum Fluctuation を考慮した場合の相対的な影響を、MS, HS について調べたものである。MS は 1%, HS は 4% 画質の低下が認められる。この事は、HS 級増感紙を使用し、主開閉器に Magnet contactor を使用している装置では、曝射時間の短縮がこれ以上望めないことから、感度アップを目的とした高感度フィルムの併用は、画質保持上問題があることを示している。

Table 1. $\langle Q.R \rangle$ and the Influence on $Q.R$ of Quantum Fluctuation at the Case of estimating the Motion of Object to be 5mm/sec

Intensifying Screens	$\langle Q.R \rangle$	$\frac{Q.R - \langle Q.R \rangle}{Q.R}$
FS	1.00	0%
MS	1.30	1
HS	1.60	4

Focus: $2 \times 2 \text{mm}^2$
F.F.D: 100cm
M.F.D: 15cm

Fig. 11

Fig. 11. は、X線テレビのアンダーチューブ及び普通透視を想定した場合の系の MTF を示したものである。図中の $G(u)$, $S(u)$, $M(u)$ はそれぞれ X 線管焦点、増感紙、被写体の動きの MTF を、 $T(u)$ は系の総合 MTF を表わす。また下附記号の 1.5, 2 はそれぞれ X 線管焦点の大きさを、F, H は増感紙 FS, HS を表わす。

Tab. 2 は、Fig. 11 の各々の組合せにおける $Q.R$ を示したもので、焦点が小さい間は増感紙による影響が大きく、焦点が大きくなるにしたがって焦点の影響が支配的になっていることが解る。このように被写体の動きが MTF を支配するような系では、高感度型増感紙の使用が望ましく、特に、FS-1.5mm Focus よりは HS-2mm Focus の組合せを、また、MS-2mm Focus よりは HS-2mm Focus の方が画質は低下せずに被曝線量の点で得策である。

3.1.2 管電圧で条件調整を行う場合

これは露出量を管電圧で制御する場合で、特に消化管等のように動きの大きい部位を時間制御のみで露出量を被写体厚の全域に亘ってカバーすることが困難な時には

Table 2. $Q.R$ at the Case of varying the Intensifying Screens and Focal Spot Size

Screens	Focus	$Q.R$	
		$1.5 \times 1.5 \text{mm}^2$	$2 \times 2 \text{mm}^2$
FS		1.00	0.85
MS		1.18	0.96
HS		1.44	1.08

Motion: 5mm/sec
F.F.D: 60cm
M.F.D: 15cm

Fig. 12

よい方法であるが、線質が変化するという事実と、散乱線附加が異なってくるため、動きが異なるのみの時間制御の場合とまた違った意味での画質の変化が起る。

Fig. 12 は、管電圧 85kVp, 95kVp における系の MTF を示したもので、実線は被写体の動きを考慮した場合、点線は静止状態、つまり $M(u)=1$ を表わす、この場合、線質によるコントラスト変化は、零周波数において規格化し、散乱線附加つまり散乱カブリのみを考慮した。

Tab. 3, Tab. 4 は、この Q.R を求めたもので、同一画質を示す管電圧は MS-95kVp に対して HS-85kVp, MS 115kVp に対して HS-100kVp である。また Tab. 4 では、MS, HS 間で 25% の画質低下が認められる。

Table 3. Q.R at the case of regulating exposure with Tube Voltage

Tube voltage Screens	85kVp	95kVp	105kVp	115kVp
MS	1.00	0.98	0.95	0.90
HS	0.98	0.92	0.88	0.82

Focus: $2 \times 2 \text{mm}^2$

Grid: 8:1

Field: $26 \times 31 \text{cm}^2$

Table 4. Q.R at the case of regulating exposure with Tube voltage

Tube voltage Screens	85kVp	95kVp	105kVp	115kVp
MS	—	1.00	—	—
HS	0.75	—	—	—

$M(u)=1$

3.2 腰部

3.2.1 腰椎正面像

腰椎撮影は前述の消化器系の場合と同様、その位置が性腺に最も近く、照射線量も高性腺線量グループに属するため可能な限り高感度記録系の採用が望ましいことは言うまでもない。

画質とのバランスについては、これまでに竹中によって測定された視覚的遮断空間周波数の概念⁵⁾を導入するのが最も合理的であるとの観点から、これをもとに系の適否を検討する。

Tab. 5 は竹中によって測定された腰椎正面像の視覚的遮断空間周波数を示したものである。椎体の contour のみで十分であれば、0.18 本/ミリあればよく、骨梁構造で 0.5~0.7 本/ミリ 横突起と重なった部分の骨梁構造で 1.0~1.7 本/ミリである。従って腰椎正面像の場合、必要とする空間周波数は、2.0 本/ミリあれば十分と考えられる。

Table 5. The Cut-Off Frequency for the Threshold Visibility at each Portion of the Lumbar Vertebrae

1) The contour of the Vertebral Body	0.18 Lines/mm
2) The Pedicle	0.7-1.7 Lines/mm
3) The superior Articular Process	0.25-0.5 Lines/mm
4) Trabecular Structure of the Vertebral Body	0.5-0.7 Lines/mm
5) The Trabecular Structure of the Vertebral Body, overlapped by the Transverse Process	1.0-1.7 Lines/mm

(by Takenaka)

Fig. 13

X線検査時の患者被曝線量の軽減について (宇山)

Fig. 13 は、腰椎正面像の MTF を示したもので、焦点サイズと増感紙の種類を変化させて組合せた場合である。図中の点線は、前述の視覚的遮断周波数を2.0/本ミリとしてサンプリング関数で求めたものである。ここで、実線と点線のスペクトル形が異なるのは、系を支配する要素により、そのスペクトルが変化するX線撮影系とスペクトルが変化しない光学的ボケ像作製系の違いによるものである。図から明らかなことは、低周波領域のコントラスト変化を無視すれば、現在一般に行われている腰椎正面像撮影は、診断上不必要な微細構造まで示現しすぎであるといえる。

Tab. 6 はその Q.R. を示したもので HS-1mm Focus, HS-2mm Focus の組合せが視覚的遮断空間周波数で求めた Q.R. 値とほぼ等しく、FS との組合せは、焦点の大きさ (2mm 以下であれば) に関係なく示現しすぎていることが解る。

Table 6. Q.R. at the A-P Image of the Lumbar Vertebrae

Screens	Focus	1×1mm ²	2×2mm ²
FS		1.00	0.80
HS		0.52*	0.50

F.F.D: 100cm

M.F.D: 7cm

* Same Value with the Area under the M.T.F. curve of defocus Image at the Case of taking Threshold visibility into Consideration

3.2.2 腰椎側面像

一般に腰椎側面撮影は、装置出力との関係もあって、FFD 100cm を採用している所が多く、MFD (被写体-フィルム間距離) もブッキーを使用するか、リスホルムで密着撮影を行うかによって差はあるが大体 10~20cm である。従って画質は Focal geometry の影響を大きく受けることになる。

Fig. 14 は、腰椎側面像を焦点サイズ、増感紙の種類を変化させて撮影した場合の MTF を示す。また、この場合の Q.R. を Tab. 7 に示す。この表から、これまで FS-2mm Focus を使用して診断情報を得ているところでは、HS-1mm Focus を採用すれば画質の低下はなく被曝線量は約 1/3 に低減できることになる。また、被写体の厚い部位では線量の点から高感度増感紙を使用するのが合理的である⁹⁾との報告もあるが、線量だけではなく、画質を低下させないことが前提である以上、焦点サイズとの組合せを十分考慮することも必要である。

Fig. 14

Table 7. Q.R. at the Lateral Image of the Lumbar Vertebrae

Screens	Focus	1×1mm ²	2×2mm ²
FS		1.00	0.60
HS		0.67	0.49

F.F.D: 100cm

M.F.D: 15cm

3.3 胸部

胸部撮影は日常の Routine work の中でも最も頻度の高いもので、線量的には消化管、腰椎等に比べて多くはないが、Bone Marrow Dose に対する寄与は大きい⁷⁾。

ここでは、現在一般に撮られている撮影条件での画質と Efficient Exposure との関係について記述し、現在の画質で十分な診断情報を得ているか、否かについて検討を加える。

Fig. 15 は、胸部撮影に FS, MS を使用した場合の系の MTF を示したもので、図から、Efficient Exposure は

Fig. 15

それぞれ 26mR, 及び 17.5mR である。胸部の場合, 実際に増感紙への入力となる Exposure は 1~2mR⁸⁾ 前後であり, いくら多くてもせいぜい数 mR までと考えられる。従って系の解像力はかなり Quantum Fluctuation によって低下していることがわかる。この結果は非常に重要で, 系の高感度化の限界を示しているものといえる。従って前述の Quantum Fluctuation の影響をなくし, より解像力を上げようとするれば逆にもっと系の感度を落し, X線量子数を増す必要がある。この場合, 系の MTF から考えてフィルムで感度を落すのが合理的である。

Tab. 8 は, Fig. 15 の Q.R を示したもので, MS は FS

Table 8. The relationship between Intensifying Screens and Focal spot size in chest Radiography

		M(u)=1
Screens	Focus	2×2mm ²
FS		1.00
MS		0.73

F.F.D: 200cm

M.F.D: 15cm

Table 9. The Relationship between the Intensifying Screens and Focal Spot Size at the Case of estimating the Motin of Object to be 22.5mm/sec. and regulating Exposure with the Time

		2×2mm ²
Screens	Focus	
FS		1.00 (0.05sec)
MS		1.51 (0.025sec)

F.F.D: 200cm

M.F.D: 15cm

に比べ 27% の画質の低下が認められる。ただ心臓検査のみを目的とした胸部撮影では, Tab. 9 に示すように, 動きの影響が支配的であるため MS の使用は逆に画質が向上してくることになる。

Tab. 10 は, 防護委員会から提出された胸部撮影条件と被曝線量に関する資料の 1 部である。これをもとに被曝線量と画質の関係を求め, 無駄な被曝を最小限に押えるための方策について検討を加える。

Fig. 16 は, Tab. 10 の条件下で焦点サイズを 2×2mm² と仮定して計算で求めた MTF である。A, B は被曝線量の低い Rank のもの, C, D は比較的高いと考えられるものであり, D.R は A の値を 1 とした場合の比を表わし, Q.R はそれぞれの画質比を示したものである。これらから画質は被曝線量に比例して向上しているが, C, D のように FFD と Grid の選択が不適当なため, 被曝線量の割には画質の向上が見られない場合もある。これらの

Fig. 16

Table 10.

Ranking	Dose	Case	kVp	mAs	F.F.D	Thickness	Screen	Grid
1	18	24	53	16	200	16.4	FS	—
2	21	2	59	34	200	18	FS • MS	—
A (3)	22	18	62	16	200	19	FS	—
4	24	1	60	25	180	20	FS	—
B (5)	25	9	103	5.6	180	19.5	MS	8:1
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
19	64	8	68	18	150	18	FS	6:1
20	66	13	92	17	170	18	DD	10:1
21	67	15	120	ph	180	20	FS	12:1
C (22)	87	16	74	33	180	18.4	FS	8:1
D (23)	122	7	73	30	150	20	FS	16:1

X線検査時の患者被曝線量の軽減について (宇山)

ことから、効率のよい撮影を行うには、使用管電圧、Grid、増感紙、FFDの選択、組合せが特に重要であると結論できる。

4. フィルターと画質

フィルターを変化させた場合の被曝線量については、フィルター効果として既によく知られている。最近、ICRPは、よりフィルター効果を高めるため、管電圧とフィルターの組合せについて新たな勧告を行った。

一方、画質への影響については、これまでに多くの報告⁹⁾¹⁰⁾が見られるが、肉眼観察による主観的評価が主で定量的なものはない。

ここでは、系を Fig. 17 のようにモデル化して画質の変化を調べた。また定量的評価は、以下の手法を用いて行った。

今、系の入力を $i(x)$ 、線像強度分布を $r(x)$ とすると、出力 $O(x')$ は (19) 式の convolution integral で与えられる。

$$O(x') = \int_{-\infty}^{\infty} i(x) \cdot r(x'-x) dx \quad \dots\dots\dots (19)$$

ここで被写体として、Fig. 18 のカセットに密着した銅板エッジを用いているので、これを $i(x)$ とすると、(19) 式はインディシャルレスポンスを求める (20) 式になる。

$$O(x') = \int_{-\infty}^{\infty} r(\xi) d\xi \quad \dots\dots\dots (20)$$

次に (20) 式の微分をとり、Fourier 変換後、周波数空間で積分すると、

$$Q = \int_0^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} r(x) \cdot e^{-2\pi i u x} dx du \quad \dots\dots\dots (21)$$

この Q は系の情報量に比例すると考えられるので、この値を評価尺度として用いる。

Fig. 17 の系では次の2つの画質の変化が考えられる。1つは、高コントラスト被写体、例えば、造影血管等の

Fig. 17

Fig. 18

Fig. 19

場合の増感紙への入射X線の線質に起因する鮮鋭度変化であり、他の1つは、低コントラスト被写体、即ち骨部等のコントラスト変化及び前述の鮮鋭度変化がある。ここでは、前者の高コントラスト被写体の場合について検討を加える。

Fig. 18, Fig. 19, Fig. 20 に、増感紙に HS を用い、管電圧 60kVp, 90kVp, 120kVp における系の MTF をフィルター厚をパラメーターにして示した。Fig. 21, Fig. 22, Fig. 23 は、増感紙に FS を用いた場合のものである。

Tab. 11, Tab. 12 に、②式を用いて求めたQの値を、

フィルター厚 0 ミリ（固有濾過のみ）を基準にして相対値で示した。この表から、FS 使用の場合、フィルター厚増加による画質の変化は殆んど認められない。従って出力の許す範囲で厚いフィルターの使用が、被曝線量の点で有利と言えよう。HS 使用の場合、フィルター厚の増加は画質の低下をとまうから注意が必要である。

5. おわりに

以上、系の感度アップを増感紙、フィルム、高電圧化によって行った場合の画質、特に系の解像力、像質比、

Fig. 20

Fig. 22

Fig. 21

Fig. 23

X線検査時の患者被曝線量の軽減について (宇山)

Table 11. (FS)

Al-Filter(mm) Tube Voltage(kVp)	0	2	4
60	1	0.96	0.98
90	1	1.06	1.03
120	1	0.93	1.00

Table 12. (HS)

Al-Filter(mm) Tube Voltage(kVp)	0	2	4
60	1	0.99	0.90
90	1	0.84	0.89
120	1	0.87	0.94

粒状性と共に最も効率的な線量との関係についても記述し、最後にフィルターとの関係についても検討を加えた。

これらは、直ちに直接被曝線量の低減に有用であるが、あくまで現在の画質を Keep することを前提にした結果であり、討論である。従って今後、医師側から人体各部位についての画質基準の提示が行われれば、それをもとにした新たな撮影条件の選択を再度検討する必要があることは論を待たない。

ただ1つの方向として、筆者等の試みた必要な画質に対しての必要にして十分な線量の関係づけ、これは今後の問題点として十分検討を加えていく必要がある。

稿を終るに当たり、この非常に重要な時期に本シンポジュームの機会を与えて頂いた阿部学会長に深謝申し上げると共に、資料の測定に御協力頂いた富士フィルム高野研究員並びに実験、図表の作製等に終始協力を惜しまなかった技局員各位に心から感謝申し上げる次第であります。

文 献

- 1) 高野 他: Radiograph における Graininess と Sharpness の検討, 第29回日放技総会抄録集, 1973.
- 2) 高野 他: 新しい film と Screen の組合せによる高画質化, 第30回日放技総会抄録集, 1974.
- 3) 林: X線写真像示現の限界, 日放技学会誌, S 36.
- 4) Johns, H. E.: The Physics of Radiology, 1964.
- 5) 竹中 他: 被写体のスペクトル, 放射線像の研究, 第2巻, S 44.
- 6) 平城 他: 増感紙・蛍光板と放射線診断, 極光 X-RAY No. 22.
- 7) ICRP Pub. 16 X線診断における患者の防護, S 46.
- 8) 曾谷: 胸部X線診断の際の被検者被曝量, 日医放学誌, 第19巻, 第7号.
- 9) 伊場 他: X線撮影における増感紙及び濾過板の選択による被曝線量の減少, 日医放学誌, S 35.
- 10) 宮下: X線検査時の患者被曝線量の軽減について, 日放技学誌, 第29巻, 第3号, S 48.
- 11) R. H. Morgan: Physical Foundations of Radiology (Edited by O. Glasser), 1963.
- 12) R. H. Morgan: Quantum Fluctuation and visual Perception, Diagnostic Radiologic Instrumentation
- 13) T. Holm: Some Aspect of Radiographic Information, Radiology, 83, 1964.
- 14) 久保田: 応用光学, 岩波全書, 1959.
- 15) 宇山 他: 被写体通過後線質による増感紙のレスポンス関数, 放射線像の研究1, 1967.
- 16) 高野: X線写真の粒状性, X線写真の像構造と電圧の影響.
- 17) 土井: Radiography におけるX線量子の統計的ゆらぎ, 放射像の研究2, 1969.
- 18) 館野: X線写真・その診断目的と画質と被曝線量, 日医放物部会特別講演, 1973.