

Title	X線微細撮影法の至適術式に関する検討
Author(s)	山崎, 武; 今村, 斎; 速水, 昭宗
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1972, 31(12), p. 1255-1263
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18466
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

X線微細撮影法の至適術式に関する検討

大阪大学微生物病研究所附属病院放射線科

山崎 武 今村 齋

大阪大学医学部放射線医学教室 (主任: 立入 弘教授)

速 水 昭 宗

(昭和46年10月8日受付)

Selection of the optimum technique of in vivo microradiography
in daily clinical practice

By

Takeshi Yamazaki and Itsuki Imamura

Department of Radiology, Osaka University Research Institute for Microbial Diseases

Akimune Hayami

Department of Radiology, Osaka University Medical School

(Director: Prof. H. Tachiiri)

Research Code No: 501

Key Words: in vivo Microradiography, resolving power, phantom

Based on some phantom experiments as well as clinical experience as to the in vivo microradiography of the patients, correlations between the exposure dose to the patient and the resultant (effective) resolving power were examined.

A practical equation to calculate the higher resolving power was derived from Dr. Etō's formula^{5)~8)}.

Concerning two methods to delineate microscopic inner structure, i.e., high-voltage macroradiography and low-voltage microradiography, an optimum technique to minimize both of the resultant line resolution and the exposure time, was considered within a range of reasonable exposure dose to the patient. As a result, the following exposure technique minimizes both of the resultant line resolution and exposure time.

$$\frac{f}{2\alpha} = \frac{L-1}{1} \quad \frac{1}{y} = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{\alpha} + \frac{1}{f/2} \right)$$

f: effective focal spot size (μ) α : line resolution of a screen-film system (μ)

L: FFD (cm)

1: object-film distance (cm)

y: resultant line resolution (μ)

This exposure technique is defined as a standard radiography technique. Microradiography and macroradiography correspond to the both extreme methods of this standard technique, and minimize

the exposure time “t” as well as the resultant line resolution “y”, but maximize the exposure dose to the patient. Two-times magnification technique renders minimum exposure dose, but maximum exposure time “t” and worst line resolution “y”. Standard technique may also be applied to daily examination as one of the conventional macroscopic radiography.

I 緒言

- II 総合解像力算出のための実験式
- III 患者被曝線量と総合解像力の相関性
- IV 焦点, 感光材料, 拡大率の至適組み合わせ
- V 標準条件撮影法
- VI 至適拡大倍率の問題
- VII 総括

I. 緒 言

肉眼では見えない, 微細なレベルでのレ線診断を行なうための, 全く異なった2つの方式, すなわち直接拡大撮影法 (macroradiography²²⁾) と間接拡大撮影法 (microradiography) とを比較する場合, 次の点が問題になる. 臨床撮影では標本と異なり, 患者の被曝線量と, 厚い人体に対する曝射時間の長さが解像力を制限する. 従つて微小焦点, 高解像力微粒子感光材料, 高拡大率の3要素を自由に組み合わせることはできない. 最短時間の曝射で, そして妥当な患者被曝線量で, しかも最高の解像力を得るための至適術式は存在するか. もし存在するならば, その術式における焦点の大きさ, 感光材料, 焦点フィルム間距離 (FFD), 被写体フィルム間距離, 拡大率はどんな値をとるか. その時の総合解像力, 曝射時間および被曝線量はどうか. また直接拡大撮影法, 間接拡大撮影法両方式を統一する一般的な考察はできないか, 両者のいずれが優れているか. このような問題点について, 若干の基礎実験と臨床撮影を行ない, 考察を加えたので報告する.

II 総合解像力算出のための実験式

次式の如く, 江藤氏⁹⁾の計算式を若干修正すると, X線撮影に関するファントム実験データと略一致した.

α, f, l, L の複雑な函数である K については, $l \geq K \geq 0.77$ であるから近似的に $K = 1.0$ として扱う.

$$y = \frac{m \cdot f}{2} \cdot \frac{1}{L} + \frac{n \cdot \alpha}{L-1} \quad \dots\dots (1)$$

y : 被写体の総合解像力 (解像限界幅 μ).

f : 公称実効焦点サイズ μ .

定義をより明確にする要¹⁴⁾あるも, l 方向 (f_l), b 方向 (f_b) 別個に考え, mA 値は最大定格値とした.

m : 焦点の大きさの電圧による変化に対する補正係数¹⁹⁾²⁴⁾.

40 kV_P での値を 1.0 とし, $20 \sim 60 \text{ kV}_P$ の範囲で $m = 1.2 \sim 0.8$

l : 被写体フィルム間距離.

L : FFD

α : 感光材料単独の解像限界巾 μ .

n : 感光材料, 被写体に関する補正係数.

$$n = n_1 \times n_2 \times n_3$$

n_1 : チャート厚さの相違に対する補正. Au チャート 15μ 厚さを 1.0 とし, 厚さ $15 \mu \sim 45 \mu$ の範囲で $n_1 = 1.0 \sim 0.7$

n_2 : 線質 (電圧) の相違に対する補正. 40 kV_P での値を 1.0 とすると, $20 \sim 60 \text{ kV}_P$ の範囲で $n_2 = 0.9 \sim 1.1$

n_3 : ファントムからの散乱線による補正. 散乱線による解像力の劣化は, α 値の増大と見なし, ファントム厚さによる補正係数は, ファントムなしの場合を 1.0 とし, アクリライトの厚さ $0 \sim 10 \text{ cm}$ の範囲で $n_3 = 1.0 \sim 1.6$

III 患者被曝線量¹¹⁾と総合解像力の相関性

表 (1) は各種の医療用, 工業用 X線フィルムと各種増感紙を組み合わせ, その解像限界 $\alpha_{(m)}$ を実測し, また計算したものである. 拡大係数 MC は既報²⁰⁾の如く, ファントムの有無を問わず, 中圧撮影 $KX + FS$ の解像限界 (48μ) を基準とし, これと各種感光材料を用いた撮影の解像限界

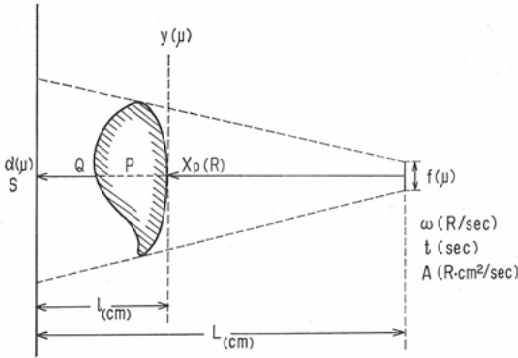


Fig. (1) Schematic diagram and nomenclature of a given radiography technique.

Assumptions: $D=1.0$
 Max. Output
 kVp: Constant FFD: Constant
 Grid (-)
 Target, Filtration, Phantom: Constant
 $\alpha^2 = kS$ (k : Constant)

過は一定とし、従つて患者の厚さによるX線の減弱率 Q も一定とする。X線管のターゲット寸法、材質も一定とし、単位距離における焦点の単位面積当りの最大出力X線強度を ω とする。 ω は f の函数¹⁾³⁾⁹⁾²⁵⁾であるが、ある範囲内では近似的には ω 一定とみなしうる。また格子は α に対する補正係数 n_4 として別に考えることとし、ここでは格子(-)とする。これらの仮定の下で、 y, t を最小にして、 X_p を妥当な範囲にとどめるためには、 f, α, l をどう選べばよいか。またその時の y, t, X_p はどんな値になるか。さらに ω が変わると、これらはどう変わるか。

$$A = \omega f^2 \text{ ①とおけば}$$

$$\frac{dX}{dt} = \frac{\omega f^2}{d^2} = \frac{A}{d^2}$$

ここで $\frac{dX}{dt}$ は、X線管焦点から d cm離れた所での照射線量率 ($R \cdot \text{sec}^{-1}$) である。従つて A の単位は ($R \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{sec}^{-1}$) であり、 ω の単位は ($R \cdot \text{sec}^{-1}$) となる。 ω はX線管の瞬間許容比負荷に対応する。

単位距離における t 秒間のX線出力 At は

$$At = \omega f^2 t$$

従つて

$$X_p = \frac{At}{(L-l)^2} = \frac{\omega f^2 t}{(L-l)^2} \dots\dots (2)$$

次に Engström, Lindström, Cosslett, Nixon 氏ら³⁾⁴⁾に従つて、感光材料の α と S との間に近似的に次の関係式をおく。

$$\alpha^2 = kS \text{ (kは定数, } k > 0, \text{ 単位は } R \cdot \mu^2)$$

この関係はハロゲン化銀乳剤のみならず、増感紙を用いた臨床写真にも近似的に成り立つ²³⁾²³⁾²⁹⁾ことが分つた。表 (3)参照。

Table (3) Correlations between the relative speed $S(\sqrt{S})$ and α (relative value) of the medical or industrial x-ray films and screens.
 Normalized to Y+BS.
 Low-voltage—Medium-voltage Radiography.

	S	\sqrt{S}	α^{Au30} (relative)
Sakura R No-Scr.	2.4	1.6	2.2
MR No-Scr.	6.1	2.5	3.0
MR+BS	16	4.0	4.8
MR+(FS/MS)	36	6.0	6.7
Sakura Y No-Scr.	13	3.6	calc. 4.4
● Y+BS	100	10	10
Y+FS	calc. 200	14	15
KX+MS	calc. 320	18	16
AX+MS	calc. 576	24	19
KX+HS	calc. 480	22	23
AX+HS	calc. 864	29	27
KX+SS	calc. 800	28	27
AX+SS	calc. 1440	38	28

フィルムの黒化度 D は

$$D = S \cdot \frac{At}{L^2} \cdot Q = \frac{\alpha^2 \omega f^2 Q t}{k L^2}$$

($\frac{AtQ}{L^2}$ はフィルム入射線量)

$D = 1.0$ であるから

$$\alpha = \frac{L\sqrt{k}}{f\sqrt{\omega t} \cdot \sqrt{Q}} \dots\dots (3)$$

式を簡単にするため、 $\sqrt{\frac{k}{Q}} = B$ とおくと

$$\alpha = \frac{BL}{f\sqrt{\omega t}} \dots\dots (4)$$

次に (1)式の m, n を近似的にそれぞれ 1.0 と

おくと、(1)式は

$$y = \frac{f \cdot l}{2L} + \frac{\alpha}{L-1} \dots\dots (5)$$

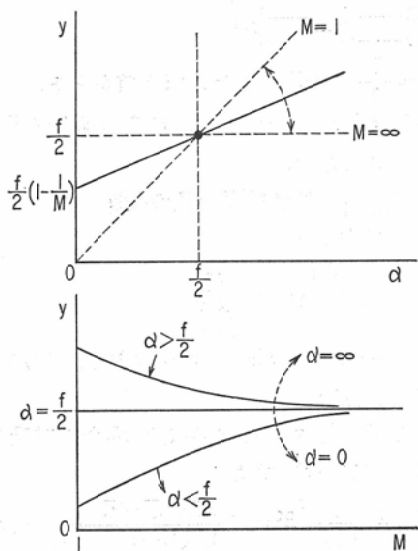


Fig. (2) Top: Correlation between resultant line resolution y and line resolution of a screen-film system α .

Bottom: Correlation between y and magnification M . Effective focal spot size f , α and M are combined together independently upon.

$$\therefore y = \frac{f}{2} \left(1 - \frac{1}{M} \right) + \frac{\alpha}{M} \quad \dots\dots (6)$$

IV-A. f, α, l を自由に選ぶ場合

図 (2)は α, M をパラメータとした時の y と M, y と α 間の相関関係を示す。

$$\left(\begin{array}{c} 1 \leftarrow M \rightarrow \infty \\ \alpha \leftarrow y \rightarrow \frac{f}{2} \end{array} \right)$$

$\alpha > \frac{f}{2}$ の時は, M が大きいほど y は小さく, α

$< \frac{f}{2}$ の時は, M が 1 に近いほど y は小さい。

$\alpha = \frac{f}{2}$ の時は, y は M と無関係に一定で, $y =$

$$\alpha = \frac{f}{2}$$

IV-B. α, f, t 間に (4) 式の関係が指定される場合

(4), (5) 式より

$$y = \frac{f\alpha}{2L} + \frac{B(L-1)}{f\sqrt{\omega}\sqrt{t}} \quad \dots\dots (7)$$

または

$$y = \frac{Bl}{2\alpha\sqrt{\omega}\sqrt{t}} + \alpha - \frac{\alpha l}{L} \quad \dots\dots (8)$$

また (7), (8) 式より

$$\sqrt{t} = \frac{B(L-1)}{f \left(y - \frac{f\alpha}{2L} \right) \sqrt{\omega}} \quad \dots\dots (9)$$

または

$$\sqrt{t} = \frac{Bl}{2\alpha \left(y - \alpha + \frac{\alpha l}{L} \right) \sqrt{\omega}} \quad \dots\dots (10)$$

IV-B-1 曝射時間 t を一定とし, f, α, l が可変の場合の, 総合解像力 y の極小値

(7), (8) 式を解析すると, 次の同じ結論が得られる。

(a) l = 一定で, f, α が可変の場合。

次式を満足する 1 組の f_0, α_0, l_0, L 値によつて, y の 1 組の極小値 y_0 が与えられる。

$$\frac{f_0}{2\alpha_0} = \frac{L-l_0}{l_0} \quad \dots\dots (11)$$

$$\left(\begin{array}{c} \frac{y_0}{f_0} = \frac{l_0}{L} \\ \frac{y_0}{2\alpha_0} = \frac{L-l_0}{L} \end{array} \right) \quad \dots\dots (11-b)$$

$$\frac{1}{y_0} = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{\alpha_0} + \frac{1}{f_0} \right) \quad \dots\dots (11-c)$$

$$y_0 = \sqrt{\frac{2Bl_0(L-l_0)}{L\sqrt{\omega}\sqrt{t}}} \quad \dots\dots (12)$$

極小値 y_0 の近くでは, y は α, f の多少の変動によつてもほとんど影響されず一定である。また指定値 l_0 の大小による y_0 の相違については,

$$\left(\begin{array}{c} O \leftarrow l_0 \rightarrow L \\ O \leftarrow y_0 \rightarrow O \end{array} \right)$$

$$l_0 = \frac{L}{2} \text{ で } y_0 = \alpha_0 = \frac{f_0}{2} = \sqrt{\frac{\alpha_0 f_0}{2}}$$

2倍法 (Times-two method)³⁾ では y_0 は 1 組の極大値をとる。図 (3), (4) にこれらの関係を示す。

(b) α, f = 一定で l のみ可変の場合。

上記 (IV) - (A) に相当し, y の極小値は存在しない。

IV-B-2. y を一定とし, f, α, l が可変の場合の t の極小値

(9), (10) 式から次の結論が得られる。

(a) l = 一定で, f, α 可変の場合。

上記 [IV-B-1-(a)] の極小値 y_0 を与える 1 組の f_0, α_0, l_0, L によつて, \sqrt{t} の極小値 $\sqrt{t_0}$ が与えられる。

$$\sqrt{t_0} = \frac{2 B I_0 (L - I_0)}{y_0^2 L \sqrt{\omega}} \dots\dots (13)$$

また指定値 I_0 の大小による $\sqrt{t_0}$ の相違については

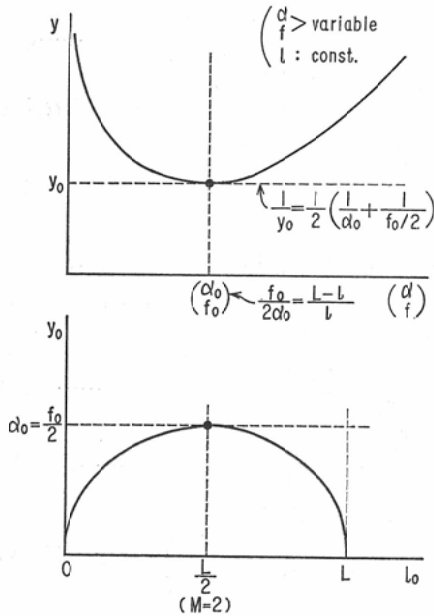


Fig. (3) Top: Correlation between y and α or f . Bottom: Variation of y_0 (minimum value of y) plotted against the object film distance I_0 , in case of the standard radiography technique. Different from the case of Fig. (2), α should be selected here, inversely proportionate to f , according to the equation (4). (See text)

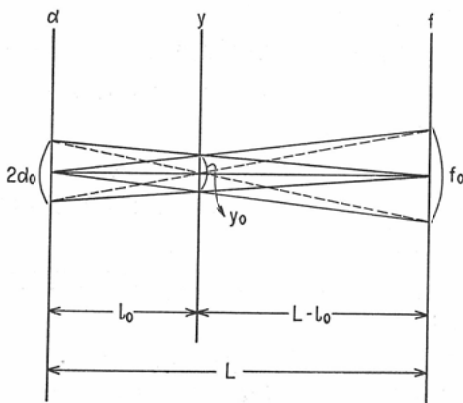


Fig. (4) Geometrical representation of the standard radiography technique.

$$\frac{y_0}{f_0} = \frac{l_0}{L} \quad \frac{y_0}{2\alpha_0} = \frac{L - I_0}{L} \quad \frac{f_0}{2\alpha_0} = \frac{L - I_0}{I_0}$$

$$\left(\begin{array}{c} \leftarrow I_0 \rightarrow L \\ \leftarrow \sqrt{t_0} \rightarrow 0 \end{array} \right)$$

$I_0 = \frac{L}{2}$ で $\sqrt{t_0}$ は 1 ケの極大値をとる。

(b) $\alpha, f = \text{一定}$ で, l のみ可変の場合 \sqrt{t} の極小値は存在しない。

IV-B-3. 患者被曝線量の問題

(2), (4)式より

$$X_P = \frac{\omega f^2 t}{(L-1)^2} = \frac{B^2}{\left(\frac{\alpha}{M}\right)^2}$$

従つて, 一般には X_P は α が大きく, M が 1 に近いほど小さい。

上記の極小値 y_0, t_0 を与える場合の被曝線量 X_{P0} は, (11-b) 式より

$$X_{P0} = \left(\frac{2}{y_0}\right)^2 B^2 = \frac{2 B L \sqrt{\omega} \sqrt{t_0}}{I_0 (L - I_0)} \dots\dots (14)$$

(14) 式で $t_0 = \text{一定}$ の場合

$$\left(\begin{array}{c} 0 \leftarrow I_0 \rightarrow L \\ \infty \leftarrow X_{P0} \rightarrow 0 \end{array} \right)$$

$I_0 = \frac{L}{2}$ の時 X_{P0} は 1 コの極小値

$$\frac{8 B \sqrt{\omega} \sqrt{t_0}}{L} \text{ となる}$$

また $y_0 = \text{一定}$ の場合は, X_{P0} は t_0 と無関係に一定である。従つて逆に被曝線量 X_{P0} が一定の場合

Table (4) Variation of the values of $f_0, \alpha_0, y_0, X_{P0}$ (exposure dose to the patient), $\sqrt{t_0}$ (exposure time t_0), altering magnification M_0 from 1 to ∞ , of the standard radiography technique.

M_0	1 (Micro)	4/3	2 ($\times 2$)	4	∞ (Macro)
$\frac{f_0}{2\alpha_0}$	∞	3	1	1/3	0
y_0	$2\alpha_0$ \updownarrow 0 (Min)	$3/2 \alpha_0$ \updownarrow $1/4 f_0$	α_0 \updownarrow $f_0/2$ (Max)	$1/2 \alpha_0$ \updownarrow $3/4 f_0$	f_0 \updownarrow 0 (Min)
X_{P0}	∞		$\frac{4 B^2}{y_0^2}$ (Min)		∞
$\sqrt{t_0}$	0		$\frac{B L}{2\sqrt{\omega} y_0^2}$ (Max)		0
f_0	∞				0
α_0	0				∞

Table (5) Values of α_0 and y_0 (in parenthesis), calculated from f_0 and M_0 . Screen-film systems are decided from both f_0 and M_0 for the standard radiography technique.

$$50\mu < f_0 < 500\mu \quad 2\mu < \alpha_0 < 200\mu$$

$$1.01 < M_0 < 8$$

$M_0 \setminus f_0$	50 μ	100 μ	300 μ	500 μ
1.01				2.5(5.0)
1.02			3(5.9)	5(9.8)
1.04		2(3.8)	6(12)	10(19)
1.1	2.5(4.5)	5(9.1)	15(27)	25(45)
1.2	5(8.3)	10(17)	30(50)	50(83)
1.4	10(14)	20(29)	60(86)	100(143)
2	25(25)	50(50)	150(150)	
3	50(33)	100(67)		
4	75(38)	150(75)		
8	175(44)			

合は、 $l_0 = \frac{L}{2}$ で曝射時間 t_0 は1ケの極大値をとる。

V 標準条件撮影法

IVの項で考えた、 y, t の極小値を与える f_0, α_0, l_0, L の1組を標準撮影条件と定義する。

表(4)に各種拡大率Mでの標準条件撮影法の $y_0, \sqrt{l_0}, f_0, \alpha_0, X_{P_0}$ 間の相互関係を示す。表(5)は $\alpha_0 = 2 \sim 200\mu, f_0 = 50 \sim 500\mu$ の範囲の、標準条件での y_0 とMを示す。このM値は、肉眼の視認限界と y_0 との比率とは全く無関係である。

表(2)の低圧撮影曝射データについて、標準条件の考えを適用すると、表(6)となる。 f_0 に関しては、現X線管(U-33YN)の f_1/f_b 比が2.0と大きいため、b方向のみ考えたが、現在製作中の新X線管(U-35YN)では $f_1/f_b = 1.3$ となる設計である。また表(6)のFFD Lcm は表(2)に比しかなり大きい、新X線管では最大定格mA値が250~300mA/(0.5mmf)²と、かなり増すので大体標準条件に一致させ得ると思う。表(6)の $y_0, \frac{\alpha_0 + y_0}{2}$ はそれぞれ、被写体のFilmから最も離れた点および中央点の解像限界値を示す。これを諸氏の²⁰⁾²¹⁾²²⁾²³⁾²⁷⁾微小焦点(50~100 μ)X線管による直接拡大撮影の解像限界値29~40 μ と比べると、手、足、乳房、膝など厚みの薄い部位では低圧撮影が優れ、厚い胸部では低圧撮影(MR+MS, FS)がやや劣る。然しMR+BSが可能な場合は低圧撮影が優れ、またMR+FS, MSでも100 μ 焦点による直接拡大に比べれば優れている。

標準条件の考え方は微細描写に限らず、一般撮影法にも適用される。例えば胸部撮影において、 $L = 200\text{cm}, l_0 = 20\text{cm}, \alpha_0 = 67\mu$ (Au30, ファントム(+), KX+FS)とすると、 $f_0 = 1206\mu, y_0 = 121\mu$ となり、現在の2mm焦点では大き過ぎる。また胃の仰臥位二重造影(X-TV, Over-tube)で、 $L = 120\text{cm}, l_0 = 18\text{cm}$ (天板フィルム

Table (6) Reversely calculated FFD (L), y_0 and $\frac{\alpha_0 + y_0}{2}$ (line resolution in the midplane) from l_0 (width), α_0 of the low-voltage radiography in Table (2).

Numbers of the left column of L, $\alpha_0, y_0, \frac{\alpha_0 + y_0}{2}$: without phantom, right column: with phantom.

	kVp	f_0 μ	l_0 cm	L cm		α_0 (Au30) μ		y_0 μ		$\frac{\alpha_0 + y_0}{2}$ μ	
Wrist, M No-Scr.	50	460	3	133	114	5.3	6.2	10.4	12.1	7.9	9.2
Ankle, MR+1/2BS	50	460	7	160	114	10.5	15	20	28	15.3	22
Breast, M RNo-Scr.	40	510	6	197	155	8	10.3	15.5	20	11.8	15.2
Breast, MR+1/2BS	40	510	6	159	124	10	13	19	25	14.5	19
Knee, MR+BS	60	410	10	156	99	14	23	26	41	20	32
Chest, MR+BS	60	410	20	312	225	14	20	26	36	20	28
Chest, MR+ (FS MS)	60	410	20	225	166	20	28	36	49	28	39

間 5.5cm, 天板胃角間12.5cm), $\alpha_0 = 90 \mu$ (Acrylite
ファントム16cm, KX+MS, 95 kV_P, 6:1 格
子, Au 30) とすると, $f_0 = 1020 \mu$, $y_0 = 153 \mu$ と
なり, 現在の 1.5mm 焦点では大き過ぎる.

VI 至適拡大倍率の問題

標準条件では, $\alpha_0 \ll \frac{f_0}{2}$ の時 $M \doteq 1$ (microradiography), $\alpha_0 \gg \frac{f_0}{2}$ の時 $M \doteq \infty$ (macroradiography) となり, 従つて $M=1$ または ∞ の何れが良いかが次の問題となる. 現在, 臨床では microradiography は低圧, macroradiography は高圧が用いられるが, 散乱線の除去により, 高圧の microradiography, 低圧の macroradiography も検討されるべきで, またこれらといわゆる 2 倍法との折衷方式としての 4 倍法, $\frac{4}{3}$ 倍法も考えられる. 至適倍率については, Nemet & Cox¹⁵⁾, Ferrant u. San Nicoló¹⁰⁾, 佐柳¹⁷⁾¹⁸⁾ の諸氏による計算式があるが, Ferrant 氏の式 (4)¹⁰⁾ において, $F = 2\alpha$ とおくと ($F = 1.5 \sim 6\alpha$ ⁸⁾ とされる), 上記 (11) 式は Ferrant 氏のそれと一致し, そして幾何学的不鋭 $U_g = F = 2\alpha$ となる. また低圧撮影では Fresnel フリンジも問題になるが, 500 μ 焦点の場合, Cosslett & Nixon 両氏³⁾ の近似計算に従えば, 半影の $\frac{1}{5} \sim \frac{1}{7}$ で問題にならない.

VII 総 括

微細描写に関するファントム実験と患者撮影の経験とから, 患者被曝線量と総合解像力との相関性を検討し, また江藤氏の式⁹⁾ から, 微細構造に関する総合解像力算出のための実験式を求めた. さらに微細描写の 2 つの方法, すなわち直接拡大撮影法と間接拡大撮影法とについて, 総合解像力, 曝射時間, 患者被曝線量の 3 者を指標として, これらの極小値 (至適術式) の存否を検討した結果, 総合解像限界巾 y , 実効焦点サイズ f , 感光材料自体の解像限界巾 α , $F F D L$, 被写体フィルム間距離 l , これらの間に, $f/2\alpha = L-l/l$, $\frac{1}{y} = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{\alpha} + 1/\frac{f}{2} \right)$ の関係が成立する時に y は 1 ケの極小値をとり, 曝射時間 t も同じく極小となる. この状態を標準条件撮影法と定義した. 直接拡大撮影法, 間接拡大撮影法は標準条件にお

いて拡大率 M を 1 および ∞ に近づけた場合に相当し, y, t は最も小さいが, 患者被曝量は最も大きい. 2 倍拡大法はその逆で, 被曝量は最も少ないが, y, t は最も大きい. 肉眼的な日常の臨床撮影の標準条件についても若干の考察を行なつた.

本論文の要旨は昭和46年4月, 第30回日本医学放射線学会総会および昭和46年6月, 文部省総合研究班会議 (名古屋) において発表した.

恩師立入弘教授の御指導, 御高閣に厚く御礼を申し上げるとともに, 実験に協力された微研病院放射線科, 寺田, 竹本両技官, 赤松, 東儀両技師に深謝して稿を了える.

文 献

- 1) Aderhold, K. und Seifert, L.: Röfo, 81—2 (1954), 181—194.
- 2) Castaing, R. et al.: X-Ray Optics and Microanalysis, Hermann, Paris (1966).
- 3) Cosslett, V.E. and Nixon, W.C.: X-Ray Microscopy, Cambridge Univ. Press, London (1960).
- 4) Engström, A., Cosslett, V.E. and Pattee, H.H.: X-Ray Microscopy and X-Ray Microanalysis, Elsevier Publ. Co., Amsterdam (1960).
- 5) 江藤秀雄: 日医放誌, 12; 8 (1952), 50~53.
- 6) 江藤秀雄: 日医放誌, 12; 9 (1952), 34~36.
- 7) 江藤秀雄: 日医放誌, 13; 1 (1953), 45~50.
- 8) 江藤秀雄: 日医放誌, 14 (1954), 455~459.
- 9) Fenner, E.: Röfo, 80 (1954), 649—652.
- 10) Ferrant, W. und San Nicoló, M.R.: Röfo, 81 (1954), 194—205.
- 11) Fletcher, D.E. and Rowley, K.A.: Brit. J. Rad., 24 (1951), 598—604.
- 12) Gilardoni, A. and Schwarz, G.S.: Radiology, 59 (1952), 866—878.
- 13) 星野 孝, 須賀昭一: 顕微X線法, 第1版, 医学書院, 東京 (1970).
- 14) ICRU Report: Measurement of Focal Spot Sizes, (Revision), (1962).
- 15) Nemet, A. and Cox, W.F.: Brit. J. Rad., 29 (1956), 335—337.
- 16) Pattee, H.H., Cosslett, V.E. and Engström, A.: X-Ray Optics and X-Ray Microanalysis, Acad. Press, N.Y., (1963).
- 17) 佐柳和男: 応用物理, 26 (1957), 134~135.
- 18) 佐柳和男, 土井邦雄: 放射線像の研究, R I I 研究会編, 第2巻 (1969), 287~293.
- 19) Seemann, H.E.: Physical and Photographic Principles of Medical Radiography, J. Wiley Inc., N.Y. (1968).

- 20) 篠崎達世, 小見山喜八郎: 総合研究会議資料 (1969), 44—12—6.
- 21) 高橋信次他: 総合研究会議資料, (1969), 44—12—6.
- 22) 高橋信次他: 臨床放射線, 16 (1971), 1—6.
- 23) 滝沢達見, 平城実: 極光 X-Ray, No23, (1971), 17—60.
- 24) 寺田央他: 第27回日放技総会 (1971).
- 25) Ter-Pogossian, M.M.: 放射線診断の物理, 宮川正, 柄川順, 竹中栄一監共訳, 朝倉書店, 東京 (1970).
- 26) 渡辺 令: 臨床放射線, 16 (1971), 11—16.
- 27) 渡辺 令: 総合研究会議資料, (1971), 46—6—19.
- 28) 山崎 武他: 日医放誌, 27 (1967), 453—470.
- 29) 山崎 武他: 日医放誌, 30 (1970), 642—651.