

第 2 編 X 線 源

第 1 章	解 説	津 田 元 久	1 頁
第 2 章	Modification of the Optical Transfer Functions of X-Ray Tube Focal Spots on Radio- graphic Images (1 1 - 2)	金 森 仁 志	2
第 3 章	拡大撮影用管球焦点のレスポンス関数 (X 線拡大撮影法の研究 第 3 8 報) (1 2 - 2)	奥 村 寛 綾 川 良 雄 佐 久 間 貞 行	3

第 2 編 X 線 源

第 1 章 解 説

X線源が像形成におよぼす効果はいわゆる焦点ボケと焦点外X線によるバックグラウンドの導入である。

もし、X線焦点が理想的な点であればボケは存在しないが、実際には諸条件の制約があって有限の広がりを持った焦点が作られているので焦点ボケが不可避的に入ってくることになる。

X線はX線管内のターゲット（普通はタングステン）に高電圧で加速された電子を衝突させて発生させる。このさい電子が持っているエネルギーのわずか1%以下がX線に変換されるに過ぎず、残りはすべて熱エネルギーになってしまう。したがってもし、X線焦点を幾何学的な点に近付けようとして電子をターゲット上の一点に集中したとすると熱のためにターゲットはとけてしまう。このような状態をさけるためにはどうしてもターゲット上の電子入射を有限の面積内に分布させなければならない。この結果X線焦点は有限の面積を持つことになり、これがボケを作るわけである。

焦点の幾何学的な寸法だけでなく、焦点内のX線強度分布したがって電子分布が像質に大きく影響する。

従来X線焦点については主としてその幾何学的寸法が問題にされ、ピンホール写真法によって測定を行ってきたが、X線露出によって測定寸法が変化し、露出を増すほど寸法が大きくなる。特に、近年0.5 mm以下の焦点が使用されるようになって来るとピンホール写真測定法は問題になり、極端な場合、写真寸法をピンホール直径による半影について補正すると焦点寸法が負の値を示すことすらある。

また、ピンホール写真測定法では焦点寸法だけが測定され、X線強度分布が問題にされていない。

経験的にはX線管の管軸方向と、管軸と直角方向で解像度が違うことが知られているが、これは強度分布の差によるものである。

レスポンス関数はこれらの問題を明快に解決するものであり、これを用いれば最終像の像質におよぼす焦点の影響を見通すこともできる。

近年は微小焦点を用いての拡大撮影を行なうことにより、ミクロな診断も行なわれるようになってきた。この方面はレスポンス関数の手法が有効に利用される場であろう。

焦点外X線の発生機構については比較的最近になって解明されたものであるが、X線焦点のピンホール写真が発見の端緒になったものである。

X線焦点へ突入する電子はターゲット面から2次電子を発生させる。この2次電子は再びターゲット面にもどるが、2次電子がターゲットにもどるときはターゲット全面にわたる。したがって回転陽極X線管のように陽極全体がタングステンで作られているとターゲット全体がX線源となってしまう（タングステンはX線発生効率が高い）。この2次電子によるX線を焦点外X線と呼んでいる。

焦点のピンホール写真撮影をたまたま露出過度にしたとき焦点のほかターゲット全体がうすく撮影されるのである。結局焦点外X線はターゲット全体を線源とするが、その強度はかなり弱いので像全体のバックグラウンドを形成することになる。

本編ではX線焦点のレスポンス関数についての報告が集められている。

(津田 記)

Modification of the Optical Transfer Functions of X-Ray Tube Focal Spots on Radiographic Images

Hitoshi KANAMORI

Department of Electrical Engineering,
Kyoto Technical University
Matsugasaki, Sakyo-ku,
Kyoto

(Received May 17, 1965)

In addition to recent work on the optical transfer functions (O.T.F.) of X-ray tube focal spots,¹⁾²⁾³⁾ more precise discussions are presented here.

Deformation of apparent focal spots on an image plane is illustrated in Fig. 1, where coordinates

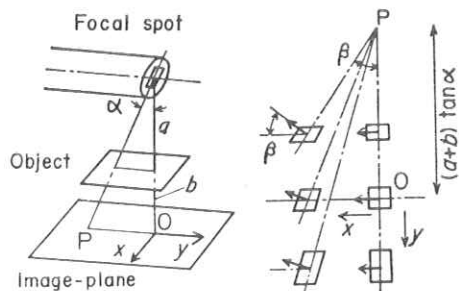


Fig. 1. Apparent focal spots on an image plane.

x and y show latitudinal (perpendicular to filament) and longitudinal (parallel to filament) positions, respectively. Therefore, on the image plane, the longitudinal O.T.F. of a spot must be modified by multiplying

$$r_{\parallel} = a/b[1 + y \cot \alpha(a+b)]$$

to the frequency.³⁾ In addition, a scanning direction of the latitudinal O.T.F. must be rotated with an angle β (see bold arrows in Fig. 1). Thus the multiplying coefficient of the latitudinal O.T.F. for frequency is

$$r_{\perp} = a/b \cos \beta.$$

For example, theoretical coefficients at various points within an object, with spatial relationships, are shown in Fig. 2; (a) shows r_{\parallel} (independent of x), while (b) shows r_{\perp} at the intersection of $y=0$. The point nearer the image plane and nearer the anode side indicates larger r_{\parallel} , so that it is imaged with more sharpness around this point.

Knife edges of 0.1 mm lead foil were placed at the points indicated by the circle symbol \bigcirc shown in Fig. 2, both in air and water phantom. Their radiographs were traced by a microphotometer with a 20 micron slit, and calibrated into beam

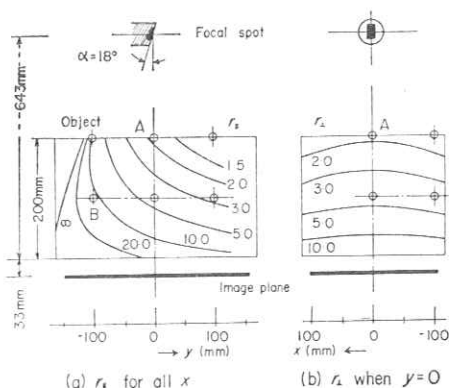


Fig. 2. Multiplying coefficients for frequencies.

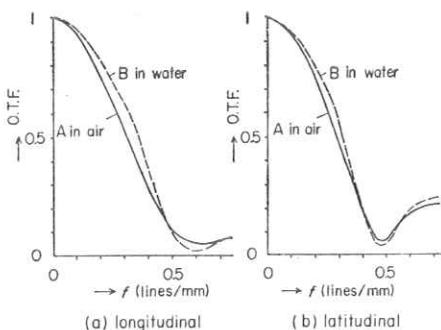


Fig. 3. O.T.F. curves which were inversely modified from experimental O.T.F. curves.

intensities by means of standard films developed with edge-image films. O.T.F.'s were derived by taking moduli of Fourier transforms of gradient curves of beam intensities.

Frequencies of the O.T.F. curves derived above were inversely modified, *i. e.*, they were divided by the respective values r_{\parallel} or r_{\perp} , and compared one another. Typical curves are shown in Fig. 3 with the solid lines. (a) and (b) indicate the longitudinal and latitudinal O.T.F. curves at the point A in air, which were inversely modified from the O.T.F. curves experimentally obtained. Other curves, both in air and water, coincide within maximum deviations of ± 0.05 in ordinates except the anode side B in a water phantom. In the exceptional case, edge effect due to scattered rays were observed and their O.T.F. curves are shown in Fig. 3 with the dotted lines.

References

- 1) S. Uchida: *Oyo Buturi*, **34** (1965) 97 (in Japanese).
- 2) H. Kanamori: *Japan. J. appl. Phys.*, **4** (1965) 227.
- 3) K. Doi: *Oyo Buturi*, **34** (1965) 190 (in Japanese), *Am. J. Roentgenology*, **94** (1965) 712.

拡大撮影用管球焦点のレスポンス関数 (X線拡大撮影法の研究 第38報)

愛知県がんセンター研究所放射線部 (部長: 北島隆)

奥村 寛

名古屋大学医学部放射線医学教室 (主任: 高橋信次教授)

綾川良雄 佐久間貞行

(昭和42年1月7日受付)

Modulation Transfer Function of the Very Small
Focal Spot of X-ray Tube for Macroradiography
(Studies on enlargement radiography 38 Report)

by

Yutaka Okumura

From the Laboratory of Experimental Radiology, Aichi Cancer

Center Research Institute, Nagoya

(Chief: Dr. T. Kitabatake)

Yoshio Ayakawa and Sadayuki Sakuma

From the Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine, Nagoya

(Director: Prof. S. Takahashi)

Modulation Transfer Function (MTF) of the very small focal spot of X-ray tube for macroradiography and that of intensifying screen-film system were discussed.

As the ratio of macroradiography becomes higher, MTF of the focal spot decreases, at the same time that of screen-film system increases. MTF of macroradiographic system is considered to be the composition of that of focal spot and that of screen-film system. From two MTFs obtained by macroradiography in different magnification ratio, 2 and 4 (Fig.1), MTF of the focal spot (Fig. 2) and that of screen-film system (Fig.3) were counted respectively. Line Spread Function (LSF) of the focal spot (Fig. 4) and that of screen-film system (Fig. 5) were also calculated from their MTFs by means of Fourier inverse theorem. Optimal magnification ratio of macroradiography of this system was thus obtained to be from 3.9 to 4.6. MTF and LSF of macroradiography (Fig. 6 and 7) in 3.9 times magnification were calculated.

1. 緒 論

最近、X線像の画質判定の定量化の一つとしてレスポンス関数という概念が導入され(Morgan)¹⁾管球焦点の大きさやフィルム、増感紙の質が生体からX線像への情報伝達の過程として、レスポ

ンス関数によって表現されるようになった(Morgan, Rossmann, 土井, 金森, 内田)²⁾⁻¹¹⁾.

本報告では、拡大撮影に用いられている通称50 μ の管球焦点のレスポンス関数及び線像強度分布関数について論じようと思う。

2. レスポンス関数

撮影装置は東芝製全波整流発生装置 (KXO-特型) 及び拡大撮影用自己バイアス回転陽極管球 (M5818 BX) である。フィルムはフジ Medical KX, 増感紙は極光 FS を用いた。管電圧は 110 KV でドイツ Funk 社製厚さ 50 μ の鉛テストプレート (No.5679 及び No.5863) で矩形波レスポンス関数を求め、Coltman¹²⁾ の式により正弦波レスポンス関数に変換した。Fig. 1 には、これによって得られた 2 倍拡大及び 4 倍拡大の撮影系のレスポンス関数を示した。この詳細は綾川¹³⁾ が別に述べる。

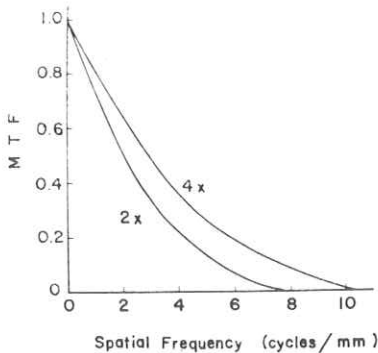


Fig. 1 Modulation Transfer Functions (MTF) of macroradiographic systems in 2 and 4 times magnification, conducted by means of the X-ray tube having very small focal spot.

撮影系のレスポンス関数は、焦点、増感紙及びフィルムの三つのレスポンス関数の積で与えられる。増感紙とフィルムは重ねて用いられるので、ここでは増感紙-フィルム系として一つのレスポンス関数で扱った。焦点及び増感紙-フィルムのレスポンス関数を $F(\nu)$ 及び $S_f(\nu)$ とし、被写体及びその像のレスポンス関数を $O(\nu)$ 及び $I_0(\nu)$ とする。いま焦点被写体間を a , 被写体フィルム間を b とし、空間周波数 ν をフィルム上で取れば像のレスポンス関数は

$$I_0(\nu) = O\left(\frac{a+b}{a}\nu\right) \cdot F\left(\frac{b}{a}\nu\right) \cdot S_f(\nu) \quad (1)$$

なる。 ν を被写体面で取れば

$$I_0(\nu) = O(\nu) \cdot F\left(\frac{b}{a+b}\nu\right) \cdot S_f\left(\frac{a}{a+b}\nu\right) \quad (2)$$

となり、撮影系のレスポンス関数 $I(\nu)$ は

$$I(\nu) = F\left(\frac{b}{a+b}\nu\right) \cdot S_f\left(\frac{a}{a+b}\nu\right) \quad (3)$$

になる。

拡大条件の異なる a_1, b_1 及び a_2, b_2 での撮影系のレスポンス関数を $I_1(\nu)$ 及び $I_2(\nu)$ とすると

$$I_1(\nu) = F\left(\frac{b_1}{a_1+b_1}\nu\right) \cdot S_f\left(\frac{a_1}{a_1+b_1}\nu\right) \quad (4)$$

及び

$$I_2(\nu) = F\left(\frac{b_2}{a_2+b_2}\nu\right) \cdot S_f\left(\frac{a_2}{a_2+b_2}\nu\right) \quad (5)$$

になる。4)式及び5)式より S_f 及び F を消去すれば

$$\frac{I_1\left(\frac{a_2}{a_2+b_2}\nu\right)}{I_2\left(\frac{a_1}{a_1+b_1}\nu\right)} = \frac{F\left(\frac{b_1}{a_1+b_1} \cdot \frac{a_2}{a_2+b_2}\nu\right)}{F\left(\frac{b_2}{a_2+b_2} \cdot \frac{a_1}{a_1+b_1}\nu\right)} \quad (6)$$

及び

$$\frac{I_1\left(\frac{b_2}{a_2+b_2}\nu\right)}{I_2\left(\frac{b_1}{a_1+b_1}\nu\right)} = \frac{S_f\left(\frac{a_1}{a_1+b_1} \cdot \frac{b_2}{a_2+b_2}\nu\right)}{S_f\left(\frac{a_2}{a_2+b_2} \cdot \frac{b_1}{a_1+b_1}\nu\right)} \quad (7)$$

となり、 F 及び S_f の比が得られる。6)式及び7)式より外挿によって $F(0)$ 及び $S_f(0)$ を求め、正規化すれば焦点及び増感紙-フィルムのレスポンス関数が得られる。

Fig. 2 に上の計算より求めた焦点のレスポンス関数を示した。高周波になると急に低下していることがわかった。Fig. 3 に増感紙-フィルムのレスポンス関数を示した。点線は実験による 1 倍拡大

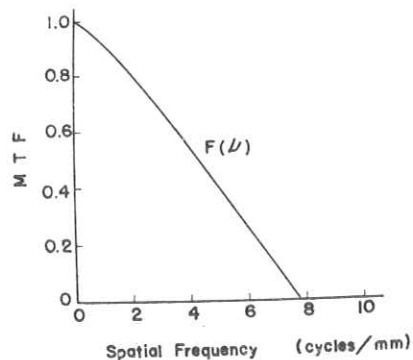


Fig. 2 MTF of the very small focal spot to the X-ray tube for macroradiography.

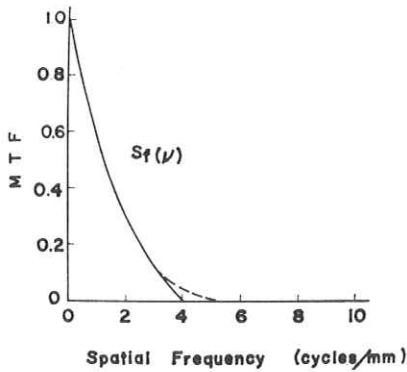


Fig. 3 MTF of the intensifying screen-film system. Solid curve shows calculated MTF and dotted curve shows MTF obtained experimentally. (Two curves are coincided except low region of MTF.)

大の撮影系のレスポンス関数で高周波領域をのぞき両者は一致した。

3. 線像強度分布

上で得られたレスポンス関数を次式によつてフーリエ逆変換を行なえば線像強度分布が得られる。

$$f(x) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} F(\nu) \exp(2\pi i \nu x) d\nu}{\int_{-\infty}^{\infty} F(\nu) d\nu} \quad (8)$$

焦点の形はピンホール像からほぼ左右対称であることが確かめられ、また増感紙とフィルムは左右対称とみなすことができるので、cosin 変換だけを考え次式により区分積分をした。

$$f(x) = \frac{\sum_{n=0}^{\infty} F(n\Delta\nu) \cos(2\pi x n\Delta\nu) \Delta\nu}{\sum_{n=0}^{\infty} F(n\Delta\nu) \Delta\nu} \quad (9)$$

この計算はデジタル型電子計算機 NEAC2203 で行なつた。

Fig. 4 に焦点の線像強度分布を示した。半値巾は 115 μ であつた。また Fig. 5 に増感紙—フィルムの線強度分布を示した。半値巾は 282 μ であつた。

4. 至適拡大率

焦点のレスポンス関数と増感紙—フィルムのレスポンス関数が得られれば、拡大撮影の場合の至適拡大率が求められる (佐柳)¹⁴⁾。

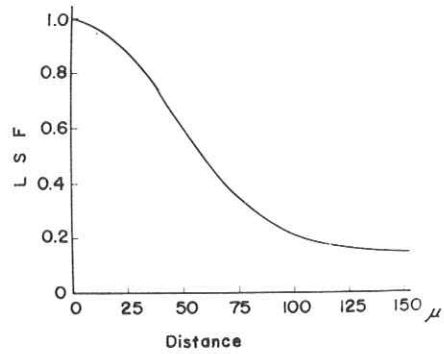


Fig. 4 Line Spread Function (LSF) of the focal spot of the X-ray tube.

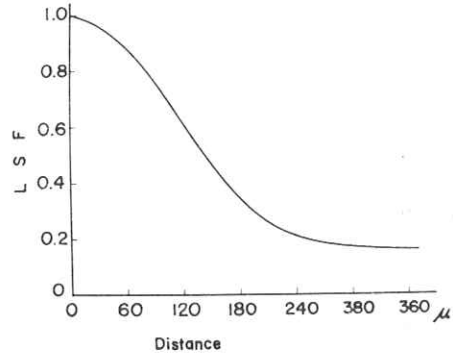


Fig. 5 LSF of the intensifying screen-film.

拡大率が大きい場合、 a に比して b が大きくなり、 $\frac{b}{a+b}$ は大きくなり焦点のレスポンス関数 $F\left(\frac{b}{a+b}\nu\right)$ は低下し、また $\frac{a}{a+b}$ は小さくなるので増感紙—フィルムのレスポンス関数 $S_f\left(\frac{a}{a+b}\nu\right)$ は増大する。前者は焦点によるボケが大きくなることを意味し、後者は増感紙やフィルムの鮮鋭度の影響が小さくなることを意味する。また拡大率が小さい場合には逆のことが言える。

(3)式の a, b を変えて拡大撮影系のレスポンス関数を計算することにより、至適拡大率を求めた。3.9から4.6までの間の拡大率でほぼ同じレスポンス関数が得られ最もよかつた。Fig. 6 に 3.9倍拡大の焦点、増感紙—フィルム及び撮影系のレスポンス関数、 $F\left(\frac{\nu}{1.3}\right)$ 、 $S_f\left(\frac{\nu}{3.9}\right)$ 及び $I(\nu)$ を示した。また Fig. 7 にその撮影系の線像強度分布を示した。拡大率が 3.9以下ではレスポンス関数

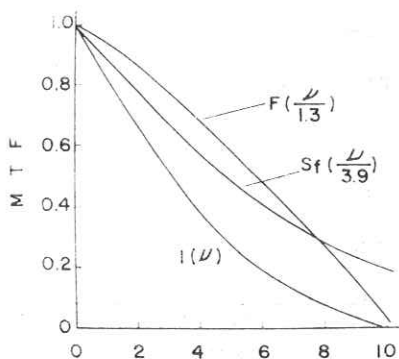


Fig. 6 Calculated MTF of macroradiographic system in 3.9 times magnification. $F(\nu/1.3)$: MTF of the focal spot, $Sf(\nu/3.9)$: MTF of the screen-film, $I(\nu)$: MTF of the macroradiographic system.

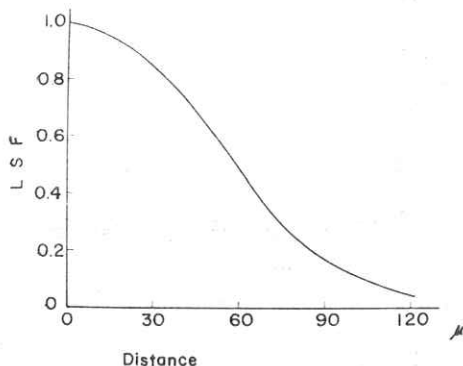


Fig. 7 Calculated LSF of macroradiographic system in 3.9 times magnification.

は全周波領域で低下し、4.6以上では低周波領域は増大を示すが、高周波領域で低下した。

5. 考 按

通常の診断用X線管球焦点のレスポンス関数は多く求められているが、拡大撮影用管球焦点のレスポンス関数はまだ求められていない。そこで私共は焦点のレスポンス関数と至適拡大撮影系のレスポンス関数を求めた。また、それらの線像強度分布も求めた。レスポンス関数と線像強度分布は、一方が空間周波数で表わされ、他が長さで表わされているだけでの違いであつて、この二つは同じものを示している。数学的処理を行なう場合には前者がすぐれているが、焦点の大きさやボケの大きさを判断するときには後者がすぐれてい

る。

さて、焦点のレスポンス関数を直接スリット像又はピンホール像から求める場合には、スリットの中あるいはピンホールの大きさを正確に測定し、その影響を計算によつて除くか、無視出来る大きさ（焦点の大きさの10分の1程度）のスリットかピンホールが必要である。しかし100 μ あるいはそれ以下の微小焦点では数 μ のスリットあるいはピンホールを用意せねばならず、それを製作することは不可能に近い。10 μ 程度のスリットを得ても absorption unsharpness (Rossmann)⁴⁾を無視できないので、レスポンス関数を正確に求めるのは困難である。しかし、今回述べた如く二つの異なる拡大率の撮影系のレスポンス関数から焦点のレスポンス関数を求めれば上の困難は解決する。土井⁵⁾はスリットと蛍光板とを密着させて得た蛍光板のレスポンス関数と、両者を離れた拡大撮影系のレスポンス関数から焦点のレスポンス関数を求めており、それも確かに一法である。私共は考え方を変え、任意の二つの拡大撮影系のレスポンス関数から焦点を求める方法を試みたのである。増感紙とテストプレートとを密着させて得た1倍拡大のレスポンス関数 (Fig. 2の点線) が上で求めた増感紙—フィルムのレスポンス関数 (Fig. 2の実線) と高周波領域の一部を除いて一致する点からみてこの方法は正しいものと考えられる。高周波領域の違いはフィルムの雑音によるものと思われる。

佐柳⁴⁾は焦点及び増感紙—フィルム—眼のレスポンス関数を正規分布に近似できるとして至適拡大率を計算しているが、この実験では正規分布で近似できなかつた。従つて至適拡大率は一つに定まらずある巾をもつた。増感紙の粒子が細かくなり増感紙のレスポンス関数が増大すれば、増感紙—フィルムのレスポンス関数が増大するため、より小さい拡大率でよりよい撮影系のレスポンス関数が得られるはずである。しかし実際には増感紙の粒状性が急激に改善されることは期待されず、実験に用いられた撮影系が実用されている。その意味で今回の結果は実用的なものであると考えら

れる。

6. 結 論

拡大撮影用管球焦点及び増感紙—フィルムのレスポンス関数を2倍及び4倍の異なる拡大撮影系のレスポンス関数より求めた。さらにそれらの関数をフーリエ逆変換を行なうことにより線強度分布を求めた。二つのレスポンス関数から得られる拡大撮影用管球の至適拡大率は3.9から4.6であった。拡大率3.9の焦点、増感紙—フィルム及び撮影系のレスポンス関数を求め、その撮影系の線像強度分布を求めた。

(御討議下さった大日本塗料株式会社研究部土井邦雄氏及び御協力下さった名古屋大学総合計算室の諸氏に深く感謝の意を表す。)

(本研究の要旨は昭和41年7月24日第31回日本医学(射線学会中部地方会で報告した。)

文 献

- 1) Morgan, R.H.: The frequency response function; Variable means of expressing the informational recording capability of diagnostic X-ray. *Am. J. Roentgenol.* 88: 175—186, 1962.
- 2) Morgan, R.J., L.M. Bates, U.V. Gopalarao and A. Marinaro.: The frequency response characteristic of X-ray films and screens. *Am. J. Roentgenol.* 92: 426—440, 1964.
- 3) Rossmann, K.: Modulation transfer function of radiographic system using fluorescent scre-

ens. *J. Opt. Soc. Am.* 52: 774—777, 1962.

- 4) Rossmann, K.: Image-forming quality of radiographic screen-film system; The line spread-function. *Am. J. Roentgenol.* 90: 178—183, 1963.
- 5) Rossmann, K.: Measurement of the modulation transfer function of radiographic systems containing fluorescent screens. *Phys. Med. Biol.* 9: 551—557, 1964.
- 6) Rossmann, K. and G. Lubberts: Some characteristics of the line spread-function and modulation transfer function of medical radiographic films and screen-film systems. *Radiology* 86: 235—241, 1966.
- 7) 土井邦雄: X線撮影系のレスポンス関数 (I) X線用蛍光板. *応用物理*, 33: 721—726, 1964.
- 8) 土井邦雄: X線撮影系のレスポンス関数 (II) X線管焦点. *応用物理*, 34: 190—196, 1965.
- 9) Doi, K.: Optical transfer functions of the focal spot of X-ray tubes. *Am. J. Roentgenol.* 94: 712—718, 1965.
- 10) 金森仁志, 田中義宗: X線管焦点のレスポンス関数. *日医放会誌*, 24: 45—49, 1964.
- 11) 内田勝: X線管焦点のX線強度分布のフーリエ解析. *応用物理*, 34: 97—107, 1965.
- 12) Coltman, J.W.: Specification of image properties by response to a sine wave input. *J. Opt. Soc. Am.* 44: 55—58, 1954.
- 13) 綾川良雄, 佐久間貞行, 奥村寛: レスポンス関数よりみた拡大撮影の至適拡大率. *日医放会誌* 印刷中.
- 14) 佐柳和男: X線直接拡大率の最適拡大率. *応用物理*, 26: 134—135, 1957.