

画像通信

No.2

昭和54年3月

社団法人 日本放射線技術学会
画像分科会

第 5 回 画像分科会について

学 会 長 橋 本 宏

分科会長 内 田 勝

下記により分科会を開催します。多数のご参加をお待ちしております。

日 時 : 昭和 54 年 4 月 5 日 (木)

場 所 : 科学技術館ホール (第 5 会場)

勉強会 : 午後 5 時 30 分 ~ 7 時
「 X 線写真の化学」(その 2)

田 中 俊 夫 (京都工織大短大)

午後 7 時 15 分 ~
「 画像について語ろう 」

自由討論です。 (シカゴ大 土井邦雄 教授がこら
れる予定です。)

第 6 回、画像分科会は研究発表会です。下記により開催の予定です。演題を
多数およせ下さい。

日 時 : 昭和 54 年 11 月 17 日 (土)

場 所 : 岡 山 市 内

なお、演題の広募は、10 月 15 日〆切です。

第4回 画像分科会研究発表抄録集

昭和53年11月11日

於 名古屋第一赤十字病院

濃度を中心とした反転X線フィルムの像質

大阪大学歯学部歯科放射線学教室

* 小寺吉衛*

岐阜大学工学部電気工学科

森秀夫, 安田健次, 内田勝

西濃運輸健康管理センター

横山三吉

*現所属: 広島大学歯学部歯科放射線学教室

医療用X線フィルムは反転現像することによってその黒化銀粒子が微細化し、フィルム銀粒子の粒状性がよくなることはすでによく知られている。そして、このとき画像の濃度は白黒逆転する。われわれの視覚にうたつえる印象には、この画像の濃度が大きく関係していることが考えられる。そこで、今回の実験では濃度の依存性を含めた評価を目的として、反転X線フィルムの画質評価を行なった。また、その変化が高空間周波数領域に及ぶことを考えて、増感紙を用いない系で実験を行なった。

したがって、画質の評価は特性曲線、 γ 値、鮮銳度としてModulation Transfer Function (MTF)と、MTFに γ 値をかけたContrast Transfer Function(CTF)、粒状性として濃度の分散値 σ_A^2 と系のS/N比の2乗の伝達特性であるDetective Quantum Efficiency (DQE)および出力S/N比の2乗であるNoise Equivalent Number of Quanta (NEQ)によって行なった。

使用したフィルムは医療用X線フィルム高感度 (Q S)。反転現像に用いた漂白液は重クロム酸カリウムを主薬とした漂白液(以下これによって得られた反転フィルムを反転フィルムAとする)と過マンガン酸カリウムを主薬とした漂白液(以下同様に反転フィルムBとする)の2種類である。X線装置の露出条件はF FD 175 cm, 管電圧70 kVp, 管電流100 mAである。

特性曲線はTime scale法による。screen-film系では露出量軸に平行な直線に対して対称であったが、non-screen系では非対称である。この特性曲線を7次のべき級数で近似し、 $\log E$ で微分して γ 値を求めた。その結果、反転することによってコ

ントラストは全体に低下するが、低露出量域では逆に少しそくなっていることがわかった。

MTFはslit法で測定した。slit幅は30 μm。得られたMTFはslit幅によって補正されている。ネガと反転フィルムのMTFを比較すると、空間周波数20 lines/mmまではほとんど同じ値であるが、それ以上の空間周波数では反転フィルムの方がわずかに低下している。しかしながら、CTFは反転フィルムの方が低露出量域でネガフィルムよりよくなっている。これは γ 値による。

分散値 σ_A^2 の濃度Dに対する関係は、フィルムの銀粒子の大きさが一定ならば $\sigma_A^2 - D$ 曲線の傾きが銀粒子の大きさによって決定された直線となる。すなわち、銀粒子が大きくなれば傾きも大きくなる。この結果、反転フィルムの銀粒子はネガフィルムの銀粒子より小さく、反転フィルムAとBではAの方が小さいことがわかった。また反転フィルムは濃度が高くなるにしたがって曲線の傾きが大きくなっている。その銀粒子の大きさは濃度が高くなるにしたがって大きくなっていると考えられる。これは、screen-film系での顕微鏡観察の結果と一致する。

DQEはネガ、反転フィルムとも露出量分布の中央部にピークを持っている。ネガフィルムの方がそのピーク値は大きいが、その半値幅は反転フィルムの方が大きい。反転フィルムAとBではAの方がごく低露出量域をのぞいて全体に大きな値をとっている。

NEQは中露出量域までネガ、反転フィルムともほとんど同じであるが、高露出量域で反転フィルムの方がすぐれた特性を持っている。これは、DQEが中露出量域でネガフィルムの方が反転フィルムよりすぐれても、入力時のS/N比がネガ、反転フィルムとも中露出量域まで非常に低く、出力側のS/N比がお

さえられるためと考えられる。また、反転フィルムが高露出量域でネガフィルムよりNEQがすぐれている理由として、第1にネガフィルムより濃度が低いこと、第2に分散値 σ_A^2 がネガフィルムより小さいことがあげられる。反転フィルムAとBではAの方がBよりもよい特性を示しているが、これも分散値 σ_A^2 によるものと考えられる。

以上、濃度の依存性を含めた評価を中心に反転X線フィルムの画質特性を調べた。これらの評価による画質特性は、濃度あるいは露出量の関数として表わすことができるが、ネガ、反転フィルムとも複雑な特性と

なり、一様に評価することはできない。すなわち、ネガと反転フィルムはそのとりうる領域によって、たがいに他よりよくなったり悪くなったりしている。したがって、実際の診断ではネガフィルムと反転フィルム同時に観察することが望ましい。このような場合、現行よりさらに診断領域を広げることが可能である。

終わりに、本研究を行なうにあたり、多くの有益な御助言をいただいた京都工芸繊維大学田中俊夫教授、さらにこの問題に関して有益な御討論をいただいた宮崎医科大学稻津博氏に深く感謝致します。

X線写真における粒状性の解析

岐阜大学工学部電気工学科

御前博澄 長谷川裕 林雅之 内田勝
西濃運輸健康管理センター 横山三吉

X線写真における粒状性の解析について報告する。X線写真の粒状性は、画質を決定する重要な因子の一つである。そして、粒状性の大部分が quantum mottle によるものであるとされている。しかし、X線写真を反転現像することによって明らかに film graininess が向上することがわかっている。したがって、quantum mottle のほかに film graininess もX線写真の粒状性に大きく寄与していると考えられる。よって、この問題の再検討を行なうとともに、粒状性の空間周波数特性を調べた。

実験で用いた増感紙—フィルムの組み合わせは、(1) タングステン酸カルシウム増感紙の低感度—標準感度フィルム。(2) 同増感紙の中感度—標準感度フィルムならびに(3)、希土類増感紙—オルソタイプフィルムである。ここに簡単のため、これらの増感紙—フィルム系を順に S・1, S・2, S・3 とする。

露出は、80 kVp で行ない、得られたフィルムの平均濃度は、 1.20 ± 0.04 であった。Wiener spectrum は、低空間周波数領域で大きく変化するから、零空間周波数だけでなく、空間周波数成分をも含んで評価するのが適切である。したがって、一定の空間周波数範囲内における Wiener spectrum の曲線下の面積で粒状性を評価した。

ミクロフォトメータの測定条件は、走査速度 $6 \mu\text{s}$ 、スリット面積 $8 \times 640 \mu\text{m}^2$ 、標本点 1500 点、標本間隔 $12.0 \mu\text{m}$ である。Wiener spectrum の数値計算には、標本点が少なくともスペクトルの安定度がすぐれている最大エントロピー法を用いた。ウィナースペクトルは、3 回測定してその平均値を求めた。ま

たフィルム粒状性を示すX線写真を得るために、増感紙とフィルムの間隔を 15 mm になるようなカセットを作成した。

測定した Wiener spectrum から、X線写真的粒状性について以下の結果を得た。

目のレスポンス関数を考慮して、空間周波数 5.5 本/mm までの粒状性の割合は、S・1, S・2, いずれの場合も screen mottle 60%, film graininess 40%。S・3 では、screen mottle 70%, film graininess 30% となった。さらに拡大観察の場合を考えて、10 本/mm までは同じく S・1, S・2 とも screen mottle 50%, S・3 は screen mottle 60%, film graininess 40% となった。以上のように低空間周波数を考慮した場合、X線写真的粒状性には、quantum mottle のほかに film graininess も大きく寄与していることがわかった。

一般に、増感紙—フィルム系にはつきのような特徴がある。(1) 系の感度が上がれば、quantum mottle が多くなる。(2) 同様に系の感度が上昇する場合、MTF は悪くなる。これら二つの相互関係によって、増感紙—フィルム系の写真像の見やすさが決定される。

本実験では、S・1 と S・2 を比べた場合、S・2 の方が感度が高く、quantum mottle は増加するが、その増加の程度よりも系の MTF の低下の方が大きく、全体として粒状性が良くなり、写真像が見やすくなる。しかし、S・1 と S・3 を比べた場合、S・3 の方が高感度であるが、S・1 に比べ MTF は、あまり

悪くなっている。したがって、S・3においてMTFの低下よりもquantum mottleの増加の程度が大きくなり、粒状性が悪くなつて写真像が見にくくなる。

以上から、増感紙—フィルム系の感度が同じであれば、Rossmannの指摘するように、高感度増感紙—低感度フィルム系を用いる方が、粒状性は良くなるが、本実験のように感度が異なれば、高感度増感紙を用い

ても、粒状性は良くならない場合もあることを忘れてはならない。

本研究で明らかにしたように、X線写真的粒状性においてfilm graininessの占める割合が少くないことから、増感紙だけでなく、フィルムの改良によってもX線写真的画質が改善されると考えられる。したがって、これらの粒状性における改良は、今後、X線写真的医学的診断に大いに役立つと思われる。

反転フィルムの相反則不軌特性

岐阜工業高等専門学校電気工学科 藤田 広志
岐阜大学工学部電気工学科 安田 満・内田 勝
西濃運輸健康管理センター 横山 三吉

1.はじめに

数年前、内田らはX線フィルムの反転現像を行なうことによってフィルムの粒状性を向上させX線写真的画質を改善する方法について、その物理的特性を検討した^{1,2)}。このX線フィルムの反転現像による画質改良の手法は、現在臨床的に多く使用されているため、反転X線フィルムの諸特性のなかで相反則不軌について調べることは興味深い。通常のネガX線フィルム（増感紙—フィルム系）の相反則不軌特性については以前報告した³⁾。本研究では、残存法と呼ばれている反転現像法で処理されたX線フィルムの相反則不軌特性を検討した。

2. 実験方法

残存法による反転現像過程はつきのよう示される。X線曝射（増感紙—フィルム系）→第1現像→水洗→漂白→水洗→清浄・水洗〔第2露光〕→第2現像→水洗→定着→水洗→乾燥。この過程で相反則不軌が起りうるのは、X線曝射時（フィルム黒化の約98%は増感紙が発光する光による）と、第2露光時である。そこで、二つの段階に分けて実験を行なった。

まず、反転処理条件は一定でX線曝射時の相反則不軌が反転X線フィルムにどのような効果を及ぼすか検討した。医療用単相全波整流型X線装置を用いた（管電圧・管電流はそれぞれ55KVp・50mAで一定）。X線強度がFFD（0.4～5.68m）の2.15乗に近似的に逆比例する関係を利用して、FFDを変化させて相反則不軌曲線を求めた⁴⁾。増感紙はDDを使用し、フィルターは0.2mmCu+0.5mmAlを使用した。ネガの現像はQS-200自現機で3.5分（32±0.3°C），リバーサルの現像はタンクで処理した。

つぎに、第2露光時の相反不軌について検討するため、一定条件下でアルミ階段を被写体として曝射した

3枚のフィルムに、それぞれ露光量は一定な3種類の強度の第2露光を与えた。使用したタンゲステン電球は200W(6.8秒), 60W(30秒), 20W(81秒)で、露光量は約2100ルクス・秒である。相反不軌が存在しないときには、3枚のフィルムの特性曲線は一致する。

3. 結 果

Fig.1にAタイプフィルムのネガ（破線）とリバーサル（実線）の相反則不軌曲線を示す。Fig.2は同じくAタイプとQSタイプの相反則不軌曲線で、一定曝射量を与えたときの曝射時間（横軸）と濃度（縦軸）との関係を表わしている。

第二露光による結果は、特性曲線が3本に分かれため、相反不軌の効果が確認できる。しかし、各特性曲線間で最大の濃度差は約0.2にすぎない。

4. 考 察

Fig.1からわかるように、ネガとリバーサルの不軌曲線は同じ形をしている。すなわち、増感紙の光による相反不軌の効果は、ネガおよびリバーサルとも患者被曝線量に影響を及ぼす。Fig.2は、同じ曝射量でも時間の大小（X線強度の強弱）によって相反不軌効果のために得られる写真効果が異なることを示している。ネガは低照度（長時間）不軌による濃度の大きな減少を、リバーサルは濃度の大きな増大を表わしている。不軌曲線の形状はある濃度において横軸と平行に引いた直線にはば対称である。増感紙なしで曝射したときには、X線のフィルムへの直接作用であるからベンゼン・ロスコーの相反法則が成立するので、ネガとリバーサルの不軌曲線とも横軸に平行な直線になっている。

5. 結 論

反転X線フィルムの相反則不軌の存在を確かめた。リバーサルの不軌はネガの不軌と同様に写真効果に影

響を及ぼし、患者被曝線量の増大につながる。第2露光の不軌は、通常の電球を使用する限り問題にならない。

文 献

- 1) S. Uchida, H. Inatsu and Y. Kodera : "Spatial Frequency Characteristics of Reversal X-Ray Films", Japan. J. appl. Phys., Vol. 14, No. 11, 1827~1828, (1975)
- 2) 内田 勝, 稲津 博, 小寺吉衛 : "反転現像によるX線写真像の画質改良", 応用物理, 45, 417~423, (1976)
- 3) 藤田広志, 平野 豊, 内田 勝 : "放射線受光系における相反則不軌特性", 第2回画像分科会発表抄録(日放技学誌), 34, 156, (1978)
- 4) S. Uchida and H. Fujita : "Reciprocity Law Failure in Radiographic Image-Forming System", Japan. J. appl. Phys., Vol. 18, No. 3, (1979)

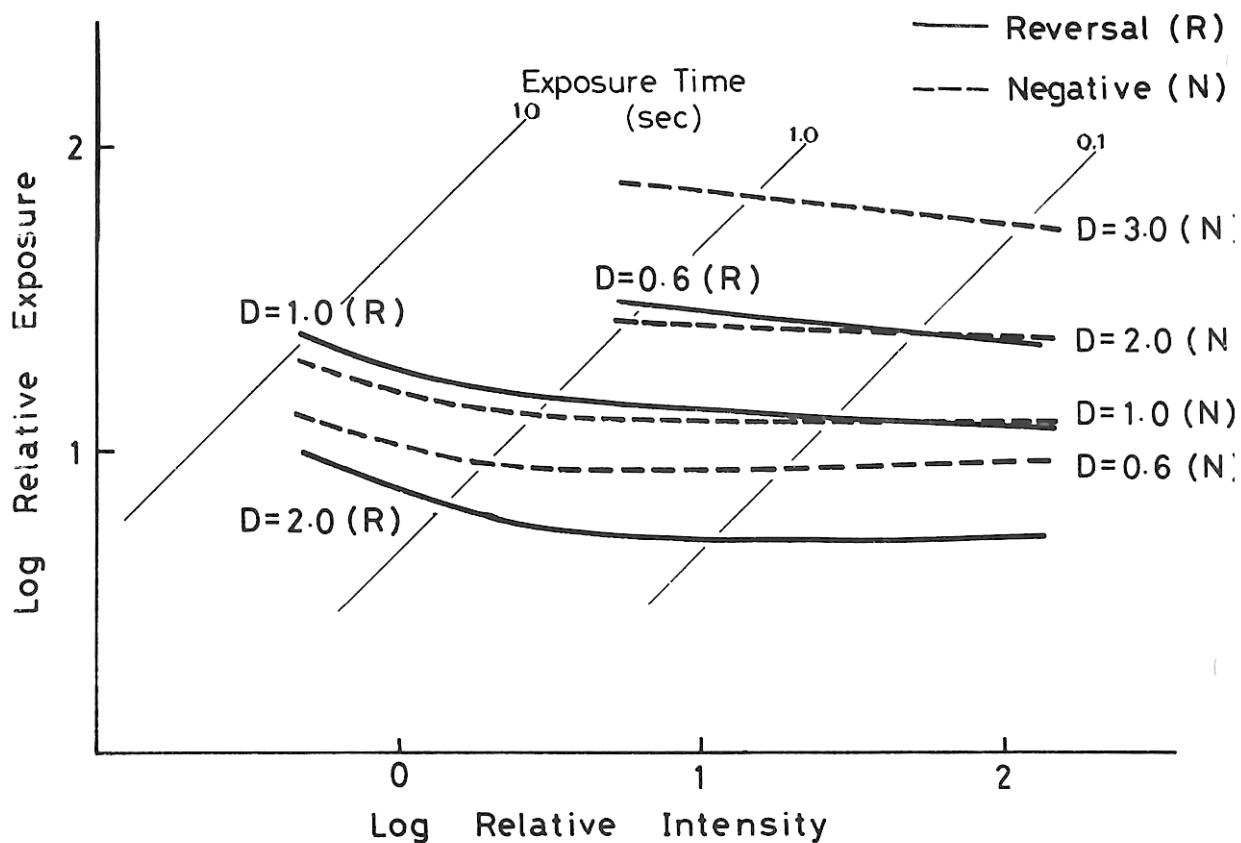


Fig. 1. Reciprocity law failure curves for A film

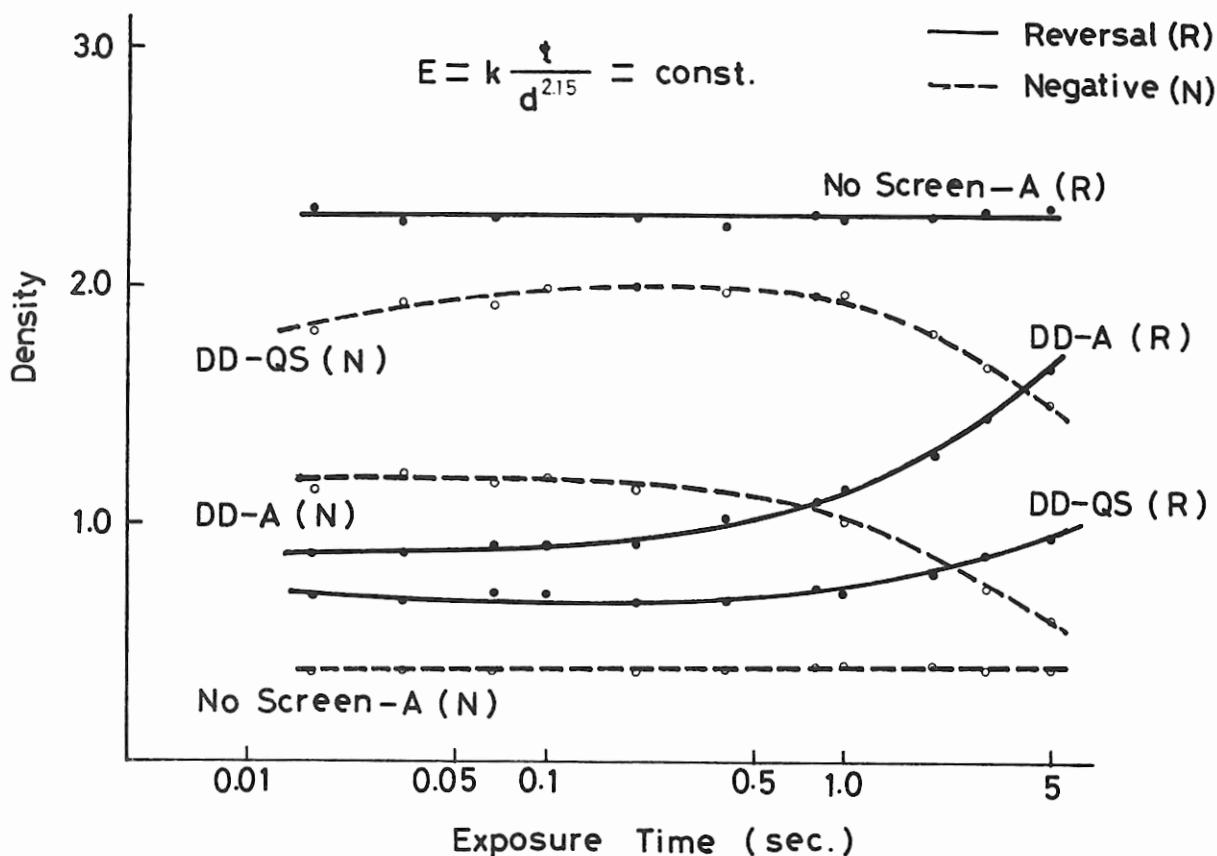


Fig. 2. Reciprocity law failure
curves for A and QS films

CT 画像のレスポンス関係 (エッジのレスポンスによる方法)

京都大学医学部附属病院放射線部

小室裕冉・向井孝夫

京都大学医学部放射線核医学科

中野善久・鳥塚莞爾

京都工芸繊維大学電気工学科

中森伸行・金森仁志

について検討した。更にスキャナーに設定された2つのスキャンモードに対し、MTFにより空間的解像度を比較した。すべての数学的処理は電子計算機を用いた。

この結果、つぎのような結論を得た。

- 1) 本スキャナーのMTFの遮断周波数は、160×160マトリックスで約3.3 Lines/cm, 320×320マトリックスで約6 Lines/cmであった。
- 2) LSFに重なった高周波成分のノイズは、MTF計算に影響をおよぼさない。従って、ノイズ干渉の大きい低コントラスト物質にも適用出来る。

一般に画像の空間的解像力評価には変調度伝達関数(MTF)が用いられる。CTスキャナーのMTFを測定するには、使用物質のコントラスト、画像ノイズ、サンプル数の限界等問題があり、現在、精密かつ正確なMTF測定として一般的に認められたものはない。

今回、組織等価物質としてプレキシグラスとMix-D_pを選び、水とのエッジレスポンスを利用してMTFを求めた。特に適切なサンプル数を得る目的で、水とファントームとの境界線(エッジ)を画素ラインから少し傾けてデータ数を増やし、この傾斜角度とエッジレスポンスとの関係、及びこれから算出したMTF

- 3) 使用物質のコントラストによるMTFの差は認められなかった。
4) 本法はファントームのスキャンのみで、短時間に
- MTF測定が可能である。
詳細については、放射線像研究8巻2号p.74
(1978)を参照されたい。

Reliability of the Modulation Transfer Function
of Radiographic Screen-Film Systems Measured by
the Slit Method.

岐阜大学工学部電気工学科
蔡 篤儀・阿部 宏・内田 勝
西濃運輸健康管理センター
横山三吉

In general, the method of evaluation is associated with accuracy and precision. Accuracy may be expressed by the order of error, while precision by the order of fluctuation. There exists several methods used for the quality evaluation of radiographic images. Formerly, the resolving power has been used for evaluation of image quality. However, it cannot be satisfactorily used to express the characteristics of radiographic system as a whole. To overcome this disadvantage, the modulation transfer function(MTF) is introduced by many workers. Under the same consideration, Wiener spectrum also becomes a parameter used for granularity evaluation. But these methods cannot still be perfectly used to evaluate image quality because they are all in connection with accuracy only. The evaluation becomes perfect by assessment resulting from both accuracy and precision. Hence it is also necessary to evaluate image on the basis of precision.

Our preceding paper in which we evaluated the performance of development processes by entropy method is a typical example of digital information. In the present study, an illustration of continuous information is presented. It is suggested that the reliability of MTFs of radiographic screen-film systems should be taken into account when the quality of radiographic images is assessed by means of MTF (by limit method).

Three screen-film systems consisting of Hi-Ortho X-ray film and slow screens, medium-speed screens, and fast (rare earth) screens are selected for this study. The exposure is made with 60 kVp and 10 mA, and the focus-film distance is taken as 150 cm. Twenty MTFs of each screen-film system are measured. The information amounts transmitted by the MTFs of three screen-film systems at spatial frequencies less than 10 cycles/mm are calculated.

Figure 1 shows the fluctuations of MTFs for slow, medium-speed and fast systems. And Fig. 2 shows the average of twenty MTFs of three screen-film systems used. The numerical results are summarized in Table 1. For simplicity, (A), (B), and (C) in the figures are used, the rankings of evaluation of MTF only are (B)=(C)< (A). Next, the rankings of evaluation of transmitted information only are (A)=(B)> (C). As mentioned above, either evaluation only is insufficient to give the characteristics of system. The evaluation becomes perfect by assessment resulting from both of accuracy and precision.

Fig. 1. Fluctuations of modulation transfer functions of three screen-film systems consisting of Hi-Ortho X-ray film and (A) slow screens, (B) medium-speed screens, and (C) fast (rare earth) screens.

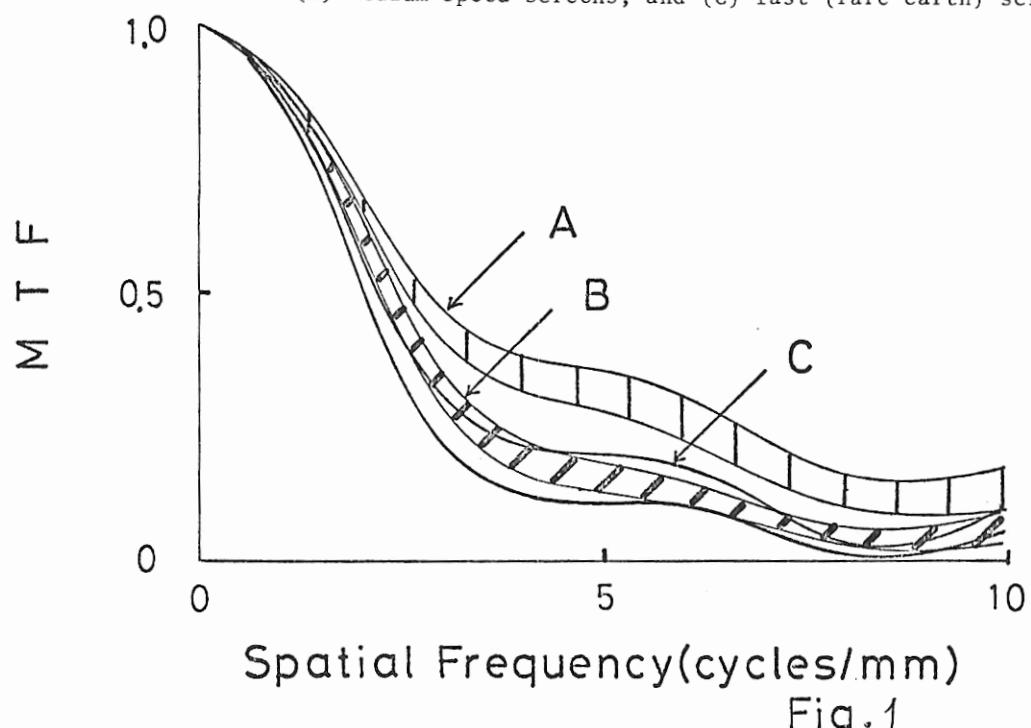


Fig. 1

Fig. 2. Average of twenty modulation transfer functions for three screen-film systems consisting of the same screens and film as shown in Fig. 1.

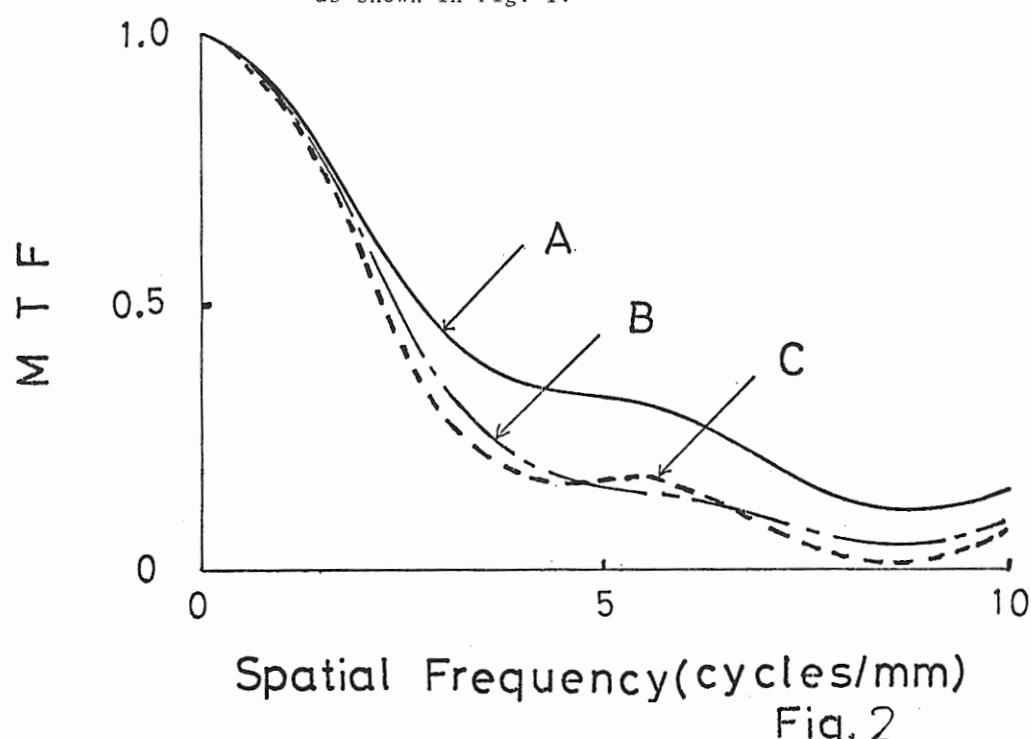


Fig. 2

Table I. Numerical results of transmitted information and relative reliability for the MTF of three screen-film systems.

System	$\Delta\omega=0.10 \text{ c/mm}$			$\Delta\omega=0.25 \text{ c/mm}$			$\Delta\omega=0.50 \text{ c/mm}$			$\Delta\omega=1.00 \text{ c/mm}$		
	No. of inputs=100	No. of inputs=40	No. of inputs=20	No. of inputs=10	No. of inputs=40	No. of inputs=20	No. of inputs=10	No. of inputs=40	No. of inputs=20	No. of inputs=10	No. of inputs=40	No. of inputs=20
	T.I. (bits) (%)	R.R. (bits) (%)	T.I. (bits) (%)	R.R. (bits) (%)	T.I. (bits) (%)	R.R. (bits) (%)	T.I. (bits) (%)	R.R. (bits) (%)	T.I. (bits) (%)	R.R. (bits) (%)	T.I. (bits) (%)	R.R. (bits) (%)
Slow screens with Hi-Ortho film (A)	3.93	59.3(100)	3.64	68.4(100)	3.30	76.4(100)	3.77	83.4(100)				
Medium-speed screens with Hi-Ortho film (B)	3.88	58.5(98.7)	3.60	67.7(98.9)	3.20	74.1(97.0)	2.68	80.7(96.7)				
Fast(rare earth) screens with Hi-Ortho film (C)	3.80	57.3(96.7)	3.52	66.2(96.7)	3.18	73.6(96.4)	2.67	80.4(96.4)				

T.I.: Transmitted Information

R.R.: Relative Reliability

拡大撮影における光画像とX線画像の対比

滋賀医大放 山崎 武・村田喜代史

〔目的と方法〕 物体表面の2次元X線画像を3次元的に読影する場合、表面の視覚像と裏面の視覚像とが交錯して現われる現象（裏面錯視）がある事は既に述べた。（第1回画像部会）stereo撮影を行い、2枚の画像を左右両眼で別々に読影すれば上記の現象は消失し、表面か裏面か何れかに視覚像は固定される。前者、即ち表面視覚像（orthoscopic image）はX線管焦点位置に眼をおいた時の視覚像であり、後者の裏面視覚像（pseudoscopic image）は被写体に関して焦点と対称位置に眼をおいた時の視覚像である。鏡像（mirror image）は奥行方向の逆転ではなく上下又は左右方向のみが逆転している像である。pseudoscopic imageは3次元画像工学において屢々現われるようで、錯視等の視覚の本質につながる興味ある現象である。この様にX線画像の読影について、先進領域である光学や画像工学が到達している諸知識と対比させながら考察を進めると、種々の現象が包括的に理解される。

今回はX線拡大撮影法とその画像観察について光画像とX線画像を対比させて若干の検討を行った。

〔結果〕 1) X線の直接拡大撮影法と間接拡大撮影法は光ではそれぞれカメラの接写と望遠撮影に対応する。2) X線管焦点の大きさはカメラの絞りに対応する。3) 2次元画像においてはX線でも光と同様に物体の大きさの判断と遠近の判断は一組のもので、両

者を分離して判断する事はできない。4) 単眼視の性質である linear perspectiveの法則（知覚の恒常性）から大きくずれる様に画像を拡大しまたは縮小すると、大小・遠近の判断を誤る事はX線も光も同様である linear perspectiveの法則からずれた大きさをもつ画像～視覚像を non-linear imageと表現すれば良いように思う。5) 画像自体についての大小・遠近の判断とその画像を構成する被写体についての大小・遠近の判断とが混同され易い。上記4)における誤判断はこの両者について起りうる。6) X線でも光でも、3次元的に読影するためには撮影の geometryと読影の geometryを一致させ、単眼で読影すべきものである。単眼2次元画像を両眼で読影すると、3次元の被写体と2次元の画像から2次元の被写体と錯覚し、大小・遠近の判断を誤る。7) 光における虚像視（老眼鏡やルーペ拡大観察時に見られる遠方のもの程大きく見える現象、non-linear imageに属するものと思うが）はX線蛍光板透視やunder tube型X-T V透視に対応する。8) 前報で一部述べた様に、光画像における透明視（Transparency）の視覚法則はこれを類似のX線画像に当てはめる事はできず、無意識に適用する心理傾向がある事に注意する必要がある。9) stereo視によって単眼の奥行感は2倍に、また多眼視では多数倍に増幅されると想像されるが、目下実験中である。

放射線画像に関する文献一覧（その2）

M.1にMTF、情報理論、ROC曲線に関するものを掲載しました。本号には粒状性に関するものをまとめてみました。

1. 田村 稔、久保田広：写真銀粒子の power spectrumについて。応用物理, 26(1957) 92.
2. 大上進吾：写真感光材料の粒状性。応用物理, 29

(1960) 169

3.

大頭 仁、久保田広：写真銀粒子の自己相関々数。応用物理, 26(1957) 96

4.

高野正雄：Ⅱ. X線写真の画質（蛍光増感紙と写真フィルム系）。日本放射線技術学会雑誌,(1975) 355

5. 土井邦雄, 大頭 仁: ラジオグラフィーにおける粒状性の解析. 應用物理, 35(1966)804
6. Hans J. Zweig: Autocorrelation and Granularity. Part II. Results on Flashed Black-and-White Emulsions. J. Opt. Soc. Am., 46(1956)812
7. M. De Belder and J. De Kerf: The Determination of the Wiener Spectrum of Photographic Emulsion Layers with Digital Methods. Photographic Science And Engineering (P.S.E), 11(1967)371
8. K. Rossmann: Modulation Transfer Function of Radiographic Systems Using Fluorescent Screens. J. Opt. Soc. Am., 52(1962)774
9. K. Rossmann: Recording of X-Ray Quantum Fluctuations in Radiographs. J. Opt. Soc. Am., 52(1962)1162
10. K. Rossmann: Spatial Fluctuations of X-Ray Quanta And The Recording of Radiographic Mottle. Am. J. Roentgenol., Rad. Therapy & Nuclear Med., 90(1963)863
11. H. Frieser: Noise Spectrum of Developed Photographic Layers Exposed by Light, X-Rays, and Electrons. Photographic Science And Engineering (P.S.E), 3(1959)164
12. H. M. C. Leare, H. R. Splettstosser, and H. E. Seemann: An Experimental Study of The Mottle Produced by X-Ray Intensifying Screens. Am. J. Roentgenol., Rad. Therapy & Nuclear Med., 88(1962)168
13. Robert F. Wagner and Kenneth E. Weaver: Prospects for X-Ray Exposure Reduction Using Rare Earth Intensifying Screens. Radiology, 118(1976)183
14. Kunio Doi, Harry K. Genant and Kurt Rossmann: Comparison of Image Quality Obtained with Optical and Radiographic Magnification Techniques in Fine-detail Skeletal Radiography: Effect of Object Thickness. Radiology, 118(1976)189
15. Kunio Doi and Herwig Imhof: Noise Reduction by Radiographic Magnification. Radiology, 122(1977)479
16. K. Doi, H. K. Genant and K. Rossmann: Effect of Film Graininess and Geometric Unsharpness on Image in Fine-detail Skeletal Radiography. Radiology, 10(1975)35

画像通信 「質問箱」

一本号より「質問箱」を設けました。画像・情報に関する質問をおよせください。

1. X線テレビジョンの画像評価はどのようにして行なうのですか。画面を画像として全般的に評価する方法をお教え下さい。 (浜松医大 安間)

<お 答 え>

通常下の特性については各々次の通り行います。

a) 鮮銳度…最近フィリップス社より鮮銳度 (Sharpness) という概念が提唱されてはおりますが。^[1] 私共は、MTFを測定して居ります。X-TVのMTF測定には次の(i)と(ii)があります。

(i) MTFの合成法：XTVシステムを構成する各要素(X線管, 幾何的拡大, イメジ管, 光学レンズ系, 撮像管)の個別のMTFを測定し, 合成する方法で, 最も普通の方法です。現今, 各要素のMTF曲線は, 容易に入手できますのでシステムの拡大率に注意すれば, over allなMTFが求まります。^[2]

(ii) 矩形波チャート実測法：これは古くから Moseley^[3]によりX-TVシステム全体のMTFを測定する方法として有名な実測法です。代表的なXTVシステムの矩形波チャートを示す複合ビデオ信号は図1のようになりmodulationの巾により矩形波MTFを直読できます。この例では, 0.04~1SEC間50μR/SECのX線量をイメージ管に与え, TVカメラからの複号ビデオ信号(compound video signal)の波形をオシロスコープにディスプレイします。この(ii)の方法には量子ノイズの影響が顕著で, システム相互の比較のためには, イメジ管の入射X線の規格化を正確におこなわなければなりません。

b) コントラスト…矩形波チャート状の周波数成分については, 上の矩形波MTFから判りますが, さらに低周波分については, 次のようなチャートを用います。

(i) Burgerファントム…プラスチックの階段上の階調計の各段階に, 径の大きさと深さが一定の比率で順次変化する穴を堀ったもので, 人体の軟組織などコントラストのつきにくい被写体の最小識別コントラストを測定するのに用います。

(ii) J E D E Cチャート…2mm厚のアルミ・ディスクを10枚重ねてX線の総吸収を20mmとしたファントムで, 各々のディスクには1つの取りつけ孔の他に全て6mm径の孔で深さを各葉ごとに0.3から1.4mmまで堀ったものを互いに重なり合うことなく円周に配したもので, コントラストの変化は, ランタムに配するのを

特色とします。本来はイメージ管用のアメリカのテスト用規格^[4]ですが, X線TVシステムにもよく用いております。ただ見える見えないの判断は, 主観的で再現性はあまり良くないようです。

(iii) 鉛チャート…イメージ管の有効視野寸法の10%の鉛板(厚さ4mm以上)を像の中心に配して, 鉛の影部の明ルサ(IDARK)と鉛のない明所(IBRIGHT)との比(ID/IB)を, イメジ管のコントラスト評価に用いることが多く, “コントラスト比”としてカタログにも表記しております。X線TVの場合, TVカメラについては, TVテストチャートという規格化されたもの^[5]があり, そのチャートの中に10段階の階調計が印刷されております。実用的方法としては, 規格化入射X線に対するイメージ管のコントラスト比と, この階調計の値との合成により実際のX線TVのコントラストを評価しています。

c) 粒状性…一応, 入射X線が量子雑音レベルを越え一様照射になった条件下で, TVカメラのラインセレクトをおこない, その波形の自己相関関数を取って粒状性とします。自己相関関数をとる理由は, 物理的な粒状性(granularity)から心理的な粒状性(graininess)を導出する光学上の定法^[6]にならったものであり, 次の式で一次元走査の場合表示できます。^[6]

$$\phi(\tau) = \lim_{X \rightarrow \infty} \frac{1}{4X} \int_{-X}^X t(x)t(x+\tau) dx \quad (1)$$

ここに τ は粒状の大きさで, 走査軸 x 上 $[-\infty, \infty]$ の区間にわたって, 走査波形 $t(x)$ を積分すれば良いわけで, 実用上の計算に際しては,もちろん $\sigma \ll X$ に対して $[-X, X]$ の計算で充分です。

上の計算は, 物理的方法でも置き換えることができます。すなわち, TVモニタ像をカメラを用いてフィルムに撮影して, そのネガより焼付諸条件を同一にして全く同じポジ・フィルム2枚を作成し, その2枚を τ だけずらせて, 平均透過光量を測定すれば相対移動量と平均透過率の関係が自己相関関数になります。

d) 画像全体としての評価法
上に述べました解像度, コントラスト, 粒状性などの特性に加えて, 雑音の特性を同時に加えれば, 各特性の和として全体の総特性を評価できます。私共が実地を行っていますのは, 各特性ごとにA, B, C, D

及びEと5段階に特性値によって区分けして、総特性はその最悪値をもって総評価としています。たとえばあるX線TV系の評価が、(B, C, A, C)であれば、総評価はCとしています。また、画面の部分のみならず全体像の評価にも最悪部分の総評価を適用しています。この意味で中心のみならず周辺全体にわたり均一な評価を心がけております。

全体像の客観評価法としては、自己相関関数スペクトラムをとるか、空間周波数のウイナースペクトラム

を求める方法もあります。^[6]これは被写体の構造・特徴の抽出にむしろ画像処理上用いられる手段ですので、評価する場合は、被写体像を厳密に規格化すべきであります。

また、物理的要因のみならず心理的な主観評価を加味する評価法は、TV像の場合昔から多く実施されています。^{[7] [8]} X線TV像にも似たような臨床的観点からの独立したスケジュールで今後評価が進むと思われます。

(津田元久)

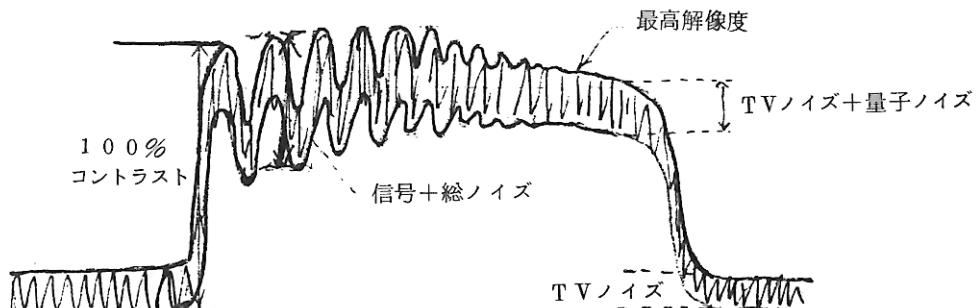


図1. 代表的なXTVの矩形波チャートを示す複合ビデオ信号

参考文献

- [1] VAN LEUNEN et al : A simple instrument for measuring image sharpness and noise characteristics of image intensifier : Adv. & & Physic 40B p577~584 ('76)
- [2] 津田：MTFについて 日放技誌33巻4号 ('77)
- [3] Mosely et al : Composite modulation transfer function of image in intensifier television systems : MOSELEY AND RUST DIAGNOSTIC RADIOLOGIC INSTRUMENTATION modulation transfer function Charles C Thomas, Springfield, Illinois USA ('65)
- [4] JEDEC SUGGESTED STANDARD M9 Test standard for image intensifier tubes, march 1969 Electronic industries association engineering dept., Washington DC.
- [5] たとえばDIAMOND POWER Lancaster, Ohio 43130 STOCK M503-0501 など
- [6] レンズ性能研究委員会編 : 「写真レンズとレスポンス箱数」 カメラ工業技術研究組合刊 第1章~第10章
- [7] 中山 : 「画像品質の評価法」: テレビジョンVOL 28, M10 p796~804 ('74)
- [8] 大谷, 三橋 : 「画像品質の評価と心理的要因」 : NHK技研月報VOL 18, M12 p462~469 ('75)

2. ゼロラジオグラフィの画像評価法をお教え下さい。(浜松医大 安間)

〈お 答 え〉

方形波入力に対してフィルム・レントゲン像は、その出力はゆるやかな微分になるのに対してX線ゼロラ

ジオグラフィーの場合は、エッヂエンハンスメントをうけた山と谷のある波形になります。図1に両者を比較して示します。山と谷の発生するのは、ゼログラフィーにおいて記録紙上の電荷の境界に、カーボンの付着が集中するためです。図2に説明図を示します。

この山と谷の効果を次に考察します。近似的に図3(a)のような対称波形を考え、原波形(a)を三つの波形の和に分けます。各波形を次の式で表わします。

$f_1(x), f_2(x)$ については同図を参照して下さい。

$$(イ): \begin{cases} D(x) = 1 & |x| \leq \frac{d}{2} \\ = 0 & |x| \geq \frac{d}{2} \end{cases}$$

$$(ロ): D(x) = f_1(x + \frac{d_1}{2}) + f_1(x - \frac{d_1}{2}) \quad (1)$$

$$(ハ): D(x) = -\{f_2(x + \frac{d_2}{2}) + f_2(x - \frac{d_2}{2})\}$$

(1)の各フーリエ積分を計算しますと各々次のようになります。^[6]

$$(イ): R(\omega) = 2 \frac{\sin(\frac{d}{2}\omega)}{\omega}$$

$$(ロ): R(\omega) = 2 \cos(\frac{d_1}{2}\omega) F_1(\omega), F_1(\omega) \text{ は } f_1(x) \text{ の } (2) \text{ フーリエ積分}$$

$$(ハ): R(\omega) = -2 \cos(\frac{d_2}{2}\omega) \cdot F_2(\omega), F_2(\omega) \text{ は } f_2(x) \text{ の } (2) \text{ フーリエ積分}$$

これらの波形を空間周波数軸にグラフで示せば、同3図の各波形になります。この山と谷の部のみつまり(ロ)といふ空間周波数応答の和をとれば、同図(b)のごとく特定の周波数域で急峻なピークを持つバンドパスフィルターになり、エッヂエンハンスメント効果は(b)によるものであることがわかります。さらに、全体のMTFは(c)に示すように特定の周波数域で $\omega = 0$ のコントラストより持ち上っており、対応する寸法範囲が強調されます。

上の説明で、ゼログラフィーの特色は $f_1(x)$ と $f_2(x)$ という山と谷に負うところが大であることが判明しましたが、山と谷の発生説明図(図2)でも明らかのように再現性はとぼしい様子で、バラツキも大きくなると予測されます。したがって、上のMTFを画像評価に用いるときには、再現性に乏しいことを十分に配慮することが必要でしょう。具体的には、ゼログラフィー自体の統計的性格を加味することが必要と考えられます。これら問題についての先賢のご意見を賜りたく存じます。

(津田元久)

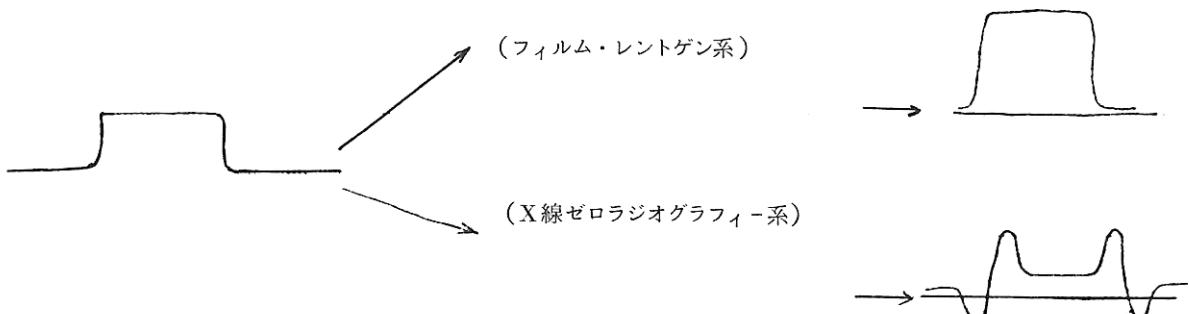


図1 フィルム・レントゲン系とX線ゼロラジオグラフィー系の出力の比較

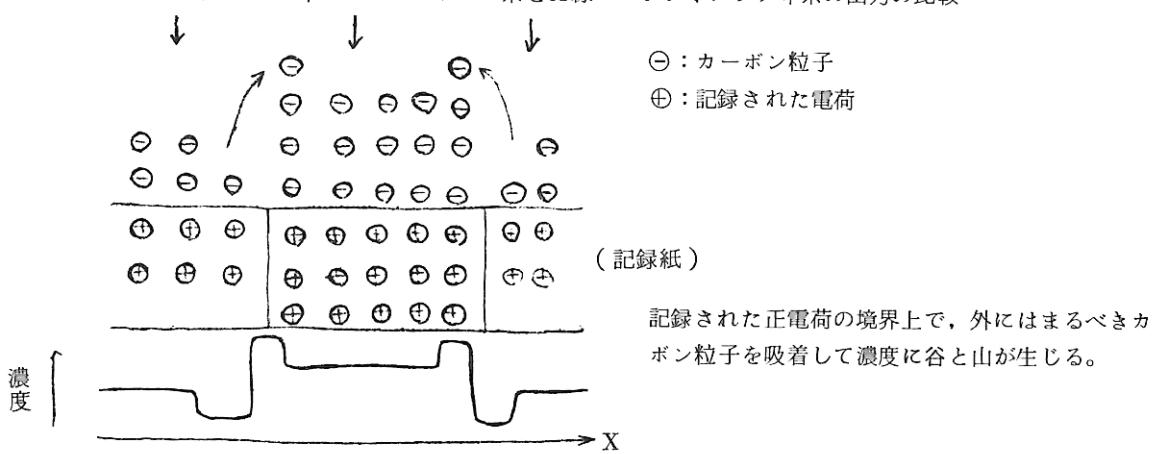


図2. ゼログラフィーでエッヂエンハンスメントの生ずる原理図

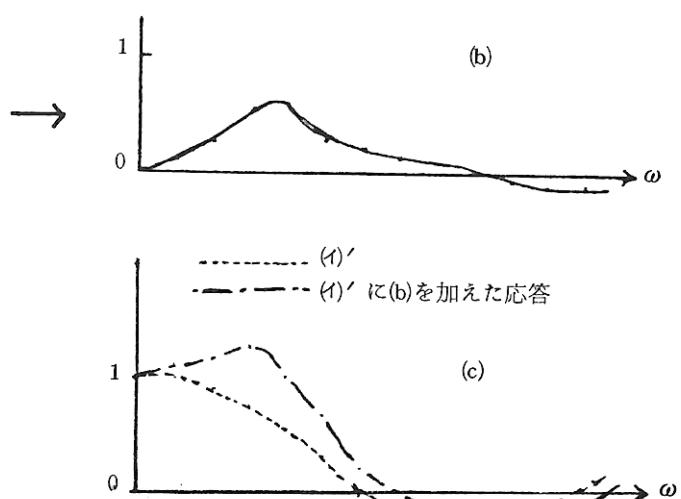
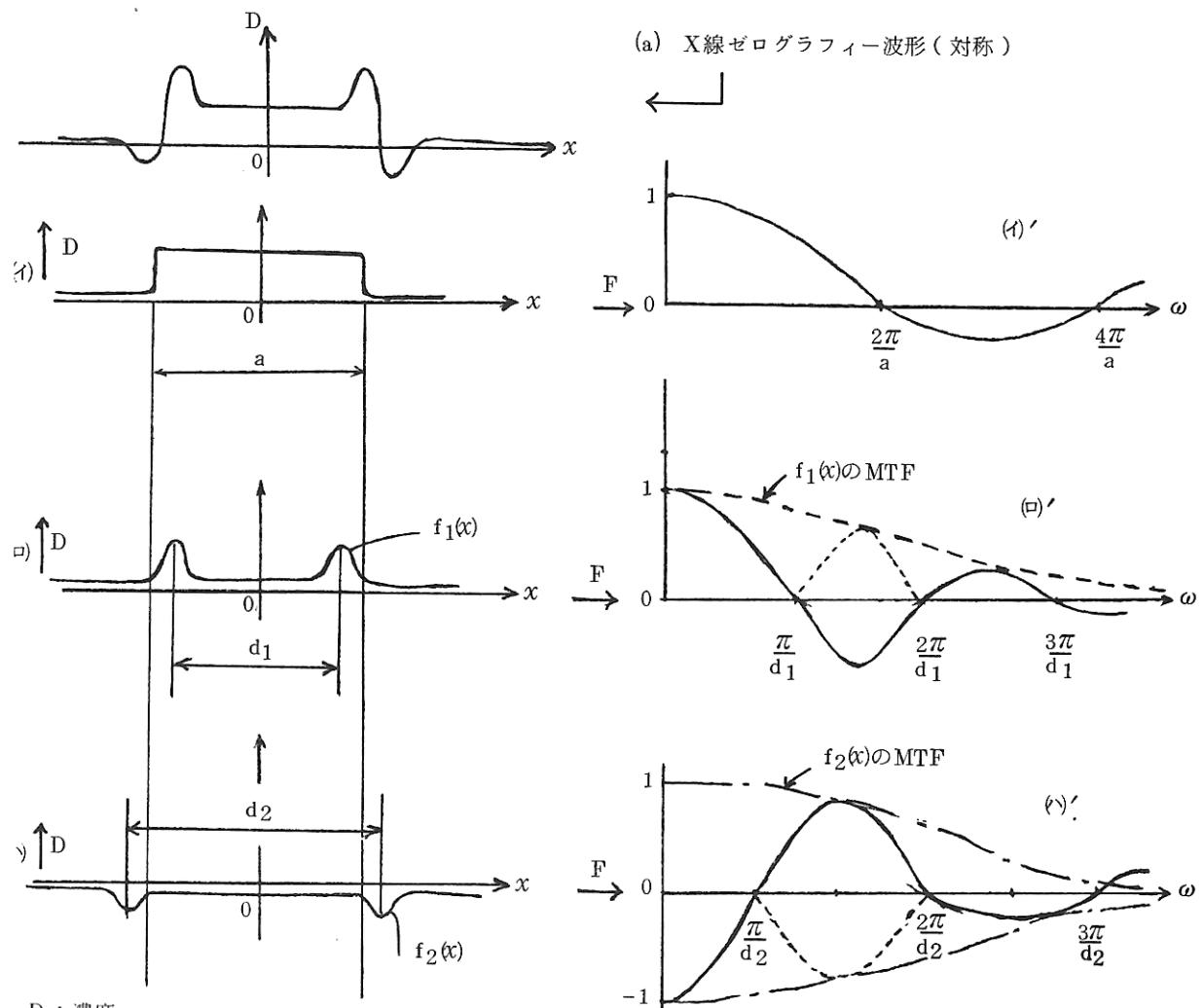


図3. X線ゼログラフィーのMTF

参考文献

- [1] JOHN N WOLF : Xeroradiography, image content and comparison with film roentgenograph
Radiology VOL. 117, No. 3 ('73)
- [2] Ingelstam et al : 参考文献(3)の単行本中 P 200~221
- [6] 問1の [6]

~~~~~ ○ ~~~~~

以上、二件ともども難問ですが、私共の現場で実際におこなった実験を中心に述べあわせて、他にも考えられる評価法につきご紹介しました。

津田元久（島津製作所医用事業本部  
医用技術部）分科会常任委員

3. 矩形波チャート像から得られる矩形波濃度分布は同一周波数において、その最大値と最小値が揃っていないが、この場合、各値の平均したあとでX線弱度分布に変換するのか、強度分布にそのまま変換したあとで、平均するのか、お教え下さい

（愛媛大学病院 吉本）

＜お 答 え＞

結論からいえば、強度分布に変換した後で細線群のデコボコを平均するのが良いと思います。理由は次の通りです。

4. 矩形波レスポンス関数  $S(\omega)$  から正弦波レスポンス関数  $H(\omega)$  へ補正するとき、Coltman の補正式を用いますが、このとき、空間周波数が 0 のところ、 $S(0)$  を 1.0 に正规化して  $H(0)$  にするには、グラフから外挿して求めるのでしょうか。（愛媛大学病院 吉本）

＜お 答 え＞

周知のように Coltman の補正式は、

$$H(\omega) = \frac{\pi}{4} \left\{ S(\omega) + \frac{1}{3} S(3\omega) - \frac{1}{5} S(5\omega) + \frac{1}{7} S(7\omega) \dots \right\}$$

で示されます。ここで、 $\omega = 0$  としますと、

$$\begin{aligned} H(0) &= \frac{\pi}{4} \left\{ S(0) + \frac{1}{3} S(0) - \frac{1}{5} S(0) + \frac{1}{7} S(0) \dots \right\} \\ &= \frac{\pi}{4} \left\{ 1 + \frac{1}{3} - \frac{1}{5} + \frac{1}{7} - \dots \right\} \end{aligned}$$

となります。

たとえば、濃度が 1.0 と 2.0 があるとき、その平均は 1.5 です。そして、濃度 1.0 の透過度は 0.1, 2.0 の透過度は 0.01, その透過度の平均は 0.055 となります。ところが、濃度 1.5 の透過度は 0.032 ですから、その差が 0.023 もあります。したがって、強度分布は変換したあとで、平均した方がいいわけです。

（委員会 係）

この { } 内の級数展開は発散するため、計算時には第 4 項位まで計算し、以下の項は省略するのが普通ですから、前式は、

$$\begin{aligned} H(0) &= \frac{\pi}{4} \left\{ 1 + \frac{1}{3} - \frac{1}{5} + \frac{1}{7} \right\} \\ &\div \frac{\pi}{4} \times 1.276 \end{aligned}$$

となります。

つまり、{ } 内は第 4 項まで各周波数ごとに計算しておけば、近似的に 1.0 にすることが出来ます。

（委員会 係）

### あとがき

画像通信第2号をおとどけします。53年度は島根、群馬、岩手の各支部から勉強会の講師派遣の依頼がありました。島根には山下がまいりましたが、50名余の多数の参加者があり、熱心な勉強ぶりでした。群馬には、津田元久先生に行っていただきました。100名余の多数の参加があり、予定時間を上まわる熱心さでした。また、岩手へは、内田分科会々長がうかがいましたが、2日間にわたり夜学をふくめて多数の参加者と共に熱心に勉強し研修をしました。いずれの支部からも、後日、丁重なる礼状をいただき厚く感謝されました。

た。企画した私どもとしてはこんな嬉しいことはありません。これからも必要に応じて出かけます。よろしくお願いします。

さて、4月の東京学会では、会期を学会総会の前夜に開催します（会告参照）当夜は、シカゴ大学の画像の権威であります、よくご承知の土井邦雄教授がとくに参加される予定です。そして、内田先生と画像を語っていたゞく予定にしております。どうか多数おいで下さるようお待ちしております。

それでは、東京でお会いしましょう。（Y）

昭和54年3月1日発行

(社)日本放射線技術学会 画像分科会

分科会長 内田 勝

〒 604 京都市中京区西ノ京北壱井町88

二条プラザ 204号室