

研究会記事

— 目 次 —

特別講演	電子計算機によるX線写真の情報処理 (胸部X線写真のパターン認識)	2
	名古屋大学工学部電気工学教室	
	鳥 脇 純一郎	
16-1	拡大撮影のレスポンス関数と感度	5
	キャノンカメラ 佐 柳 和 男	
	大日本塗料 土 井 邦 雄	
16-2	シンチカメラのレスポンス関数と感度	11
	愛知県がんセンター放射線部	
	服 部 浩 之	
	金 子 昌 生	
	佐々木 常 雄	
16-3	第II報 F-1 回折による鮮鋭度と粒状性の測定法	11
	富士フィルム 高 野 正 雄	
16-4	X線テレビ像におけるイメージ増強と垂直解像力	11
	東 大 放 竹 中 栄 一	
	芝 電 鈔 晃 一	
	芝電基礎研 木 下 幸次郎	
16-5	^{192}Ir r線撮影系における拡大撮影と識別能	11
	日本原子力研究所 前 田 頌	

第16回 放射線イメージ・インフォメーション研究会記事

日時 昭和43年2月24日(土) 10.00 ~ 17.00

場所 名古屋市昭和区鶴舞町65

名古屋大学医学部附属病院放射線科医局

電話 名古屋741局2111

出席者 今川房之助, 伊藤 博, 伊藤 潔, 内田 勝, 金森仁志, 木下幸次郎, 佐々木常雄,
佐柳和男, 瀬和居清二, 高橋信次, 高野正雄, 竹中栄一, 竹村尚三, 武士邦雄,
津田元久, 鏑 晃一, 土井邦雄, 野田峰男, 服部浩之, 林田重雄, 速水昭宗,
藤村郁夫, 星合, 前田 頌

経過

(1) 報告ならびにあいさつ 内 田

(2) 研 究 報 告

司 会 佐々木

電子計算機によるX線写真の情報処理
(胸部X線写真のパターン認識)

名古屋大学工学部電気工学教室

鳥 脇 純一郎

- 1 問題：X線写真の情報の電子計算機による処理を可能にするシステムを開発する。
計算機でかなり高度の判断，決定まで行なう→診断の自動化
- 2 胸部X線写真の病巣陰影識別実験の一例

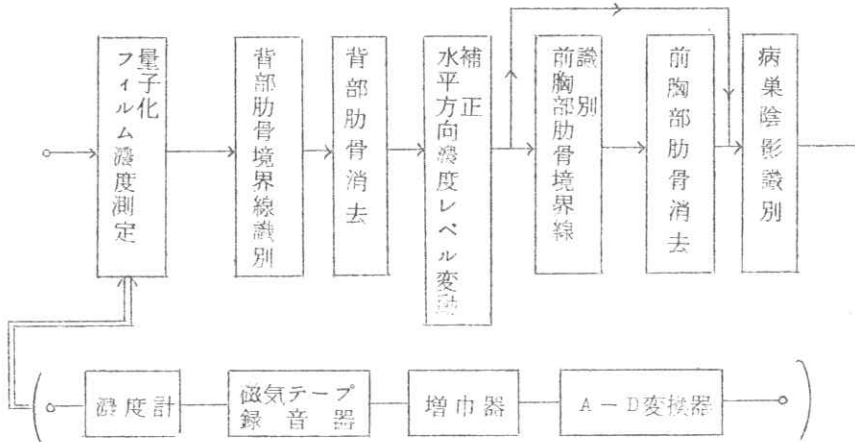


Fig. 1

3 X線写真処理システムの実現に関する主要な問題

(i) 写真の情報を数値で表現する方法

例 フィルム濃度，吸収（透過）X線量の測定，写真撮影，処理系の能力等

(ii) 対象とするパターンの性質

例 異常陰影の性質等

(iii) 図形の識別，処理の方法

例 種々の図形識別の方法，その能力の評価等

4 図形識別方法の一例 — 比較的滑らかな図形境界線の識別

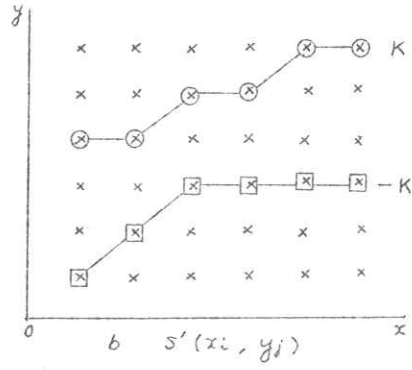
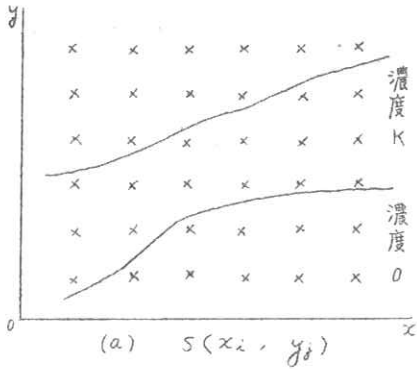
(i) モデル (Fig. 2 参照)

$$S'(x_i, y_j) = S(x_i, y_{j+1}) - S(x_i, y_j) \quad (1)$$

$$v(x_i, y_j) = S'(x_i, y_j) + n(x_i, y_j) \quad (2)$$

$S'(x_i, y_j)$: パターン $n(x_i, y_j)$: 平均値0, 分散 σ^2 のガウス雑音

$v(x_i, y_j)$: 観測パターン



$$S(x_i, y_j) = \begin{cases} K & \text{-- } (x_i, y_j) \text{ A} \\ 0 & \text{-- } (x_i, y_j) \text{ B} \end{cases} \quad (3)$$

$$S'(x_i, y_j) = \begin{cases} K & \text{-- } (x_i, y_j) \text{ B}, (x_i, y_{j+1}) \text{ A} \\ -K & \text{-- } (x_i, y_j) \text{ A}, (x_i, y_{j+1}) \text{ B} \\ 0 & \text{-- 其他} \end{cases} \quad (4)$$

$v(x_i, y_j)$ が与えられたとき $S'(x_i, y_j)$ を識別することを考える

(ii) 識別方法

〔I〕 各標本点 (x_i, y_j) について、その点が曲線上 (状態 S_1) かそうでない (状態 S_0) かを、 (x_i, y_j) の近傍の標本点の状態から推定する。

統計的決定理論の適用 → 2次元的な加重平均と閾値操作に帰着。

〔II〕 〔I〕 で状態 S_1 と判定された点がある個数以上連続する領域を抽出 (領域 S)。

〔III〕 各領域 S 内で曲線上にある可能性がもつとも大きい点を抽出。

〔IV〕 パターン特有の性質を考慮して〔III〕の結果を修正。

5. パターン認識の問題において注意すべき点 (通常の通信の問題と比較して)

(i) 識別, 決定の主要部分を人間が行なう場合 } パターン (処理対象) 自体の性質は必ずしも重要な問題とはならない。
 パターン自体を人間が設計できる場合 }

識別, 決定の主要部分まで機械で行なう場合 → パターン (処理対象) の数学的記述を与えること, あるいはその特徴量を抽出することが重要な問題となる

(ii) 2次元図形の処理においては2次元的な情報を十分活用することが重要である。

(iii) 識別に必要な情報の量とパターンの物理的な強度 (電力, 濃度値) とは簡単な形の関係にはないが多い。

(iv) パターンの識別には特徴抽出と決定の2過程が含まれる, 両者は密接な関係があり, 一方のみが容易でも他方が困難であればシステムの有効さには限界がある。

6 文 献

- (1) 鳥脇他：胸部X線写真の濃度分布の性質と肋骨境界の自動識別，医用電子と生体工学，5，3，
PP 182-191(昭42-7)
- (2) 鳥脇他：電子計算機による胸部X線写真の病巣陰影識別にかんする基礎的実験，医用電子と生体工学
6，2，(昭43-4)
- (3) 鳥脇他：雑音をともなう2次元図形の境界の一識別法，
電子通信学会論文誌51-C，2，(昭43-2)
- (4) 鳥脇他：加法的ガウス雑音をともなう Random Mass Pattern の識別，
電子通信学会医用電子生体工学研究会資料 1967，11
- (5) パターン認識については，たとえば，
坂井利之：パターン認識の理論 (共立，1967)
: 文字・図形の認識機械 (共立，1967) 等

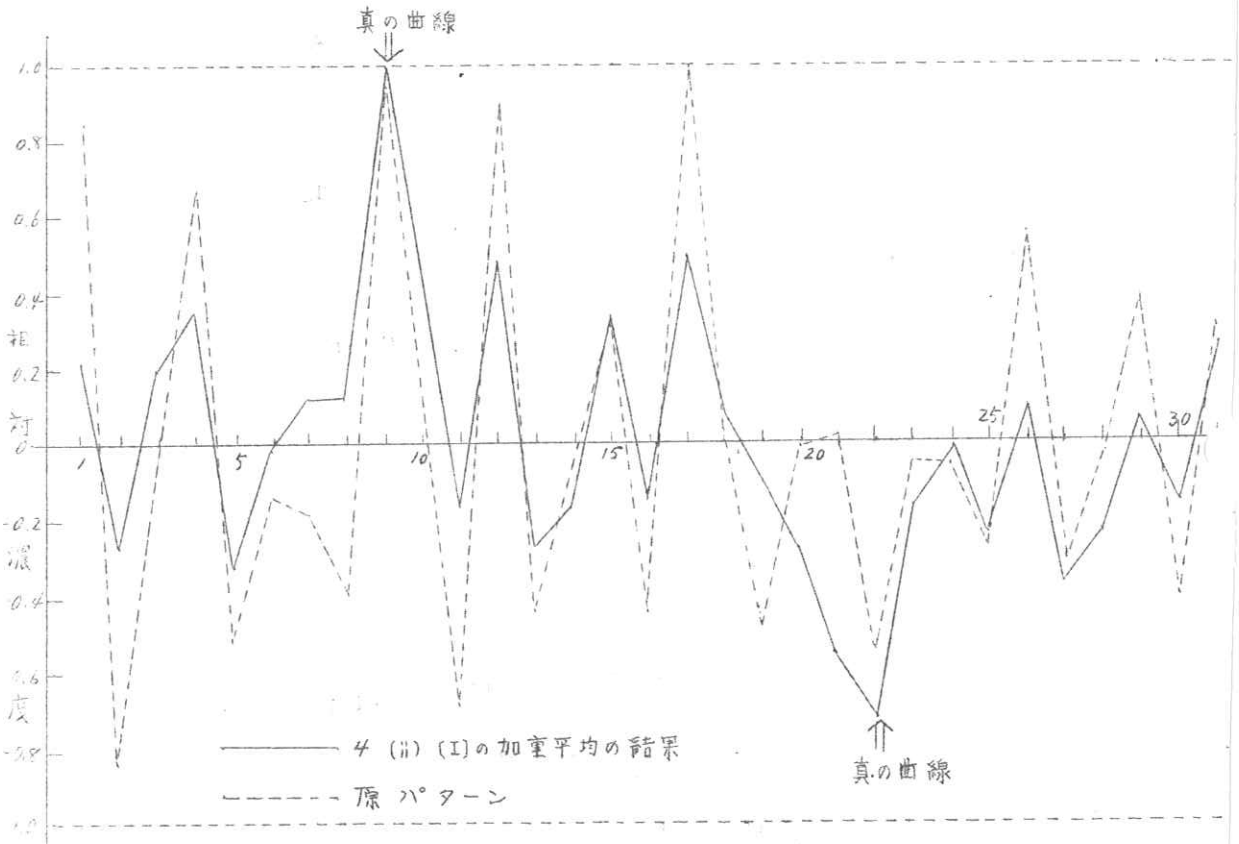


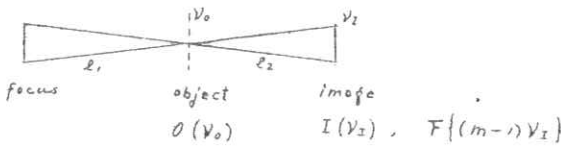
Fig. 3 濃度分布の一例
(simulation pattern)

拡大撮影のレスポンス関数と感度

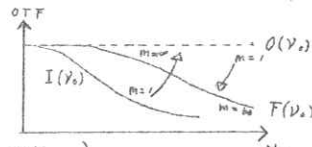
キヤノンカメラ 佐柳和男
大日本塗料 土井邦雄

§ 1 緒言

§ 2 最適倍率の理論



object の拡大 $m = \frac{l_1 + l_2}{l_1}$ (21)
focus の拡大 $m-1 = \frac{l_2}{l_1}$



$$T(\nu_1) = I(\nu_1) \cdot F\{(m-1)\nu_1\} \cdot O(m\nu_1) \quad (1)$$

$m\nu_1 \Rightarrow \nu_0$ とおくと

$$T_0(\nu_0) = I\left(\frac{\nu_0}{m}\right) \cdot F\left\{\frac{m-1}{m}\nu_0\right\} \cdot O(\nu_0) \quad (2)$$

(2) の m の変化による各 OTF の変化を右図に示す。

§ 2.1 Gaussian - Gaussian 近似

$$I_1(\nu) = e^{-2\pi^2\sigma_r^2\nu^2}, \quad F(\nu) = e^{-2\pi^2\sigma_f^2\nu^2} \quad \text{とおく, これを(2)に代入すると} \quad (3)$$

$$T_{01}(\nu) = \exp\left[-2\pi^2\left\{\left(\frac{\sigma_r}{m}\right)^2 + \left(1 - \frac{1}{m}\right)^2\sigma_f^2\right\}\nu^2\right] \cdot O(\nu) \quad (4)$$

次に

$$Q_1 = +2\pi^2\left\{\left(\frac{\sigma_r}{m}\right)^2 + \left(1 - \frac{1}{m}\right)^2\sigma_f^2\right\}\nu^2 \quad (5)$$

を極小にする m は, $\partial Q_1 / \partial m = 0$ から

$$m = 1 + \left(\frac{\sigma_r}{\sigma_f}\right)^2 \quad (6)$$

となる。(6) を (4) に代入すると,

$$T_{\text{opt}}(\nu) = \exp\left[-2\pi^2\sigma_0^2\nu^2\right] \cdot O(\nu) \quad (7)$$

$$\frac{1}{\sigma_0^2} = \frac{1}{\sigma_r^2} + \frac{1}{\sigma_f^2} \quad (8)$$

を得る。

§ 2.2 Gaussian - Exponential 近似

$$I_2(\nu) = e^{-A\nu}, \quad F(\nu) = e^{-2\pi^2\sigma_f^2\nu^2} \quad \text{とおくと,}$$

$$T_{o_2}(\nu) = \exp\left[-\frac{A}{m}\nu - \pi^2\left(1 - \frac{1}{m}\right)^2\sigma_f^2\nu^2\right] \cdot O(\nu) \quad (9)$$

次に

$$Q_2 = \frac{A}{m}\nu + 2\pi^2\left(1 - \frac{1}{m}\right)^2\sigma_f^2\nu^2 \quad (10)$$

を極小にする m は、 $\partial Q_2 / \partial m = 0$ から

$$\frac{\nu}{m^2} \left(m - \frac{4\pi^2\sigma_f^2\nu}{4\pi^2\sigma_f^2\nu - A} \right) = 0 \quad (11)$$

ここで、

$$\nu_d = A / 4\pi^2\sigma_f^2 \text{ とおくと (11) は}$$

$$m = \infty \quad \text{or} \quad m = \frac{\nu}{\nu - \nu_c} \quad (12)$$

となる。

これは Optimum が ν に依存することを示している。

次に (12) を (9) に代入し、 $\nu = \nu_0$ ($\nu_0 > \nu_c$) で Optimum にすると、

$$T_{opt}(\nu) = \exp\left[-\left(1 - \frac{\nu_c}{\nu_0}\right)A\nu - \left(\frac{\nu_c}{\nu_0}\right)^2 2\pi^2\sigma_f^2\nu^2\right] \cdot O(\nu) \quad \nu_0 > \nu_c \quad (13)$$

となり、 $\nu = \nu_0$ では、

$$T_{opt}(\nu_0) = \exp\left[-A\left(\nu_0 - \frac{\nu_c}{2}\right)\right] \cdot O(\nu_0) \quad \nu_0 > \frac{\nu_c}{2} \quad (14)$$

となる。 $\nu < \nu_c$ では、 $m \rightarrow \infty$ とし

$$T_{opt}(\nu) = \exp\left[-2\pi^2\sigma_f^2\nu^2\right] \cdot O(\nu) \quad \nu_0 > \nu_0 \quad (15)$$

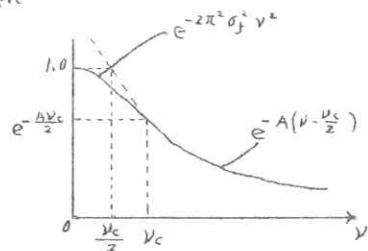
を得る。

$\nu = \nu_0 = \nu_c$ においては、(14) と (15) は、共に

$$T_{opt}(\nu_c) = \exp\left[-\frac{A\nu_c}{2}\right] \cdot O(\nu_c) \quad (16)$$

で一致する。

(14) と (15) を、右図に示す。



§ 3 感 度

感度は、被写体の単位面積あたりの被曝量の逆数に比例すると仮定する。拡大しない時の感度を

S_0 、 m 倍拡大の感度を S_m とすると、

$$S_m = \frac{S_0}{m^2} \quad (17)$$

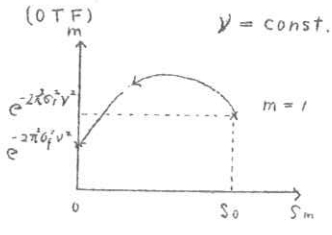
である。

§ 3. 1 Gaussian - Gaussian 近似

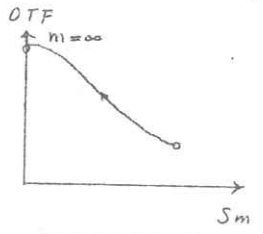
m について、(17) を § 2. 1 の (4) の OTF に代入し、 $O(\nu) = 1$ とおくと、

$$(OTF)_m = \exp\left[-2\pi^2\left\{\sigma^2\frac{S_m}{S_0} + \left(1 - \sqrt{\frac{S_m}{S_0}}\right)^2\sigma_f^2\right\}\nu^2\right] \quad (18)$$

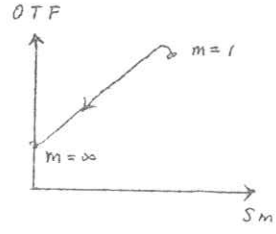
となる。



$\nu = \text{const.}$



マクロラジオグラフィー (MED)

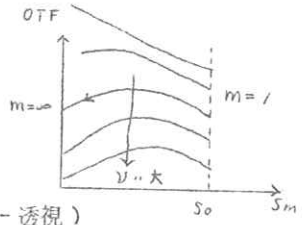


マイクロラジオグラフィー (NDI)

§ 3.2 Gaussian - Exponential 近似

(17) を(9)に代入すると $O(\nu) = 1$ として、

$$(OTF)_m = \exp \left[-\sqrt{\frac{S_m}{S_0}} A \nu - 2\pi^2 \left(1 - \sqrt{\frac{S_m}{S_0}} \right)^2 \sigma_f^2 \nu^2 \right] \quad (19)$$



§ 4 実 例

§ 4.1 Gaussian - Gaussian 近似 (I. I - - - 透視)

焦点 σ_f , 公称焦点 n , $n = 3 \sigma_f$ とおく

(i) I. I $\sigma_r \sim 0.70 \text{ mm}$

$n(\text{mm})(\sigma_f)$	2(0.67)	1(0.33)	0.5(0.17)	0.2(0.067)	0.1(0.033)	0.05(0.017)
m	2.1	5.4	18	110	440	2200

(ii) I. V $\nu_R \sim 0.77 \text{ L/mm}$ $\sigma_r \sim 13 \text{ mm}$

$n(\text{mm})(\sigma_f)$	2(0.67)	1(0.33)	0.5(0.17)	0.2(0.067)
m	4.8	16	62	380

§ 4.2 Gaussian - Exponential 近似 (直接撮影)

(i) m が変化すると, OTF curve は, どう変化するか?

FS	$A = 0.4 \text{ mm}$	} (9), (19) 式別紙図参照
$0.2 \times 0.2 \text{ mm}^2$	$n = 0.2 \text{ mm}$ $m = 1, 1.4, 2, 3.2, \infty$	

(ii) 見たい被写体 ν が決った時, n と A の組み合わせで, $OTF - S_m$ はどう変化するか?

FS	$S_0 = 1$	$A = 0.4 \text{ mm}$	$n = 0.05, 0.1, 0.15, 0.2, 0.25, 0.3$	} (19) 式 別紙図 参照
MS	$S_0 = 2$	$A = 0.6 \text{ mm}$	$0.4, 0.8 \text{ (mm)}$	
HS	$S_0 = 3$	$A = 0.8 \text{ mm}$		

(iii) n と A を決めたら、最適の拡大によって、被写体はどこまで見えるか？

解像力 ν_R ($0.01 = T_{opt}(\nu_R)$) (14), (15) 式

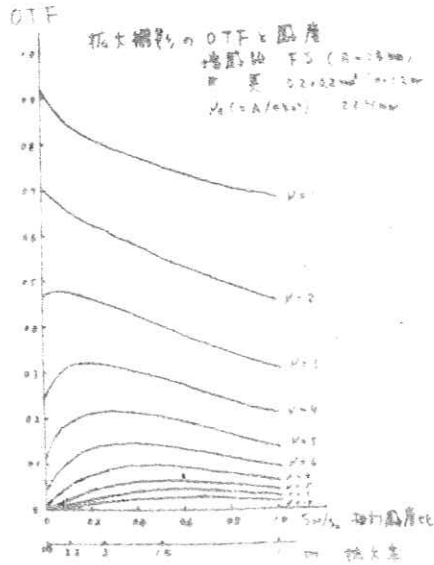
$$e^{-\frac{1}{2}A\nu_c} < 0.01 \text{ の時 } \quad 0.01 = e^{-2.2n^2\nu_R^2} \quad \therefore n \doteq 145/\nu_R \quad (20)$$

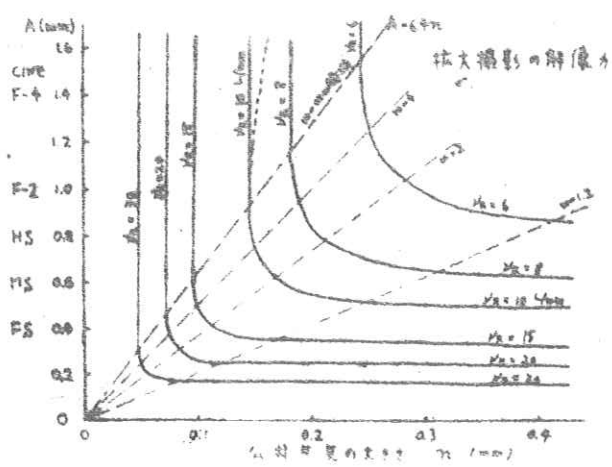
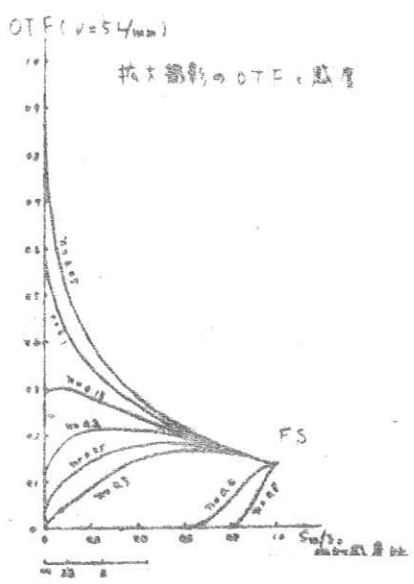
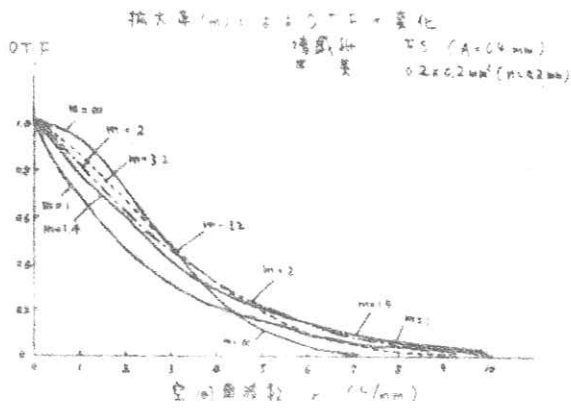
$$e^{-\frac{1}{2}A\nu_c} > 0.01 \text{ の時 } \quad 0.01 = e^{-A(\nu_R - \frac{A}{8.8n^2})} \quad \therefore n \doteq \frac{A}{\sqrt{8.8} \sqrt{A\nu_R - 4.6}} \quad (21)$$

(21) 式で、 ν_R を与える n と A の optimum の m は、(12) 式で与えられるから、

$$\nu_R = m\nu_c / m - 1 \text{ を (21) に代入すると } \quad A \doteq 2\sqrt{\frac{m-1}{m+1}} n \text{ となる。} \quad (22)$$

§ 5 結 論





竹 中：最後の図で右側のものは、拡大によって、図中の解像力値が得られないと言うことだろうか？

土 井：そうではなくて、右側になる方が拡大率が低くなることを意味しており、その最適拡大率からずれると解像力は下がる。

金 森：識別限界コントラストを定める時のOTF曲線の高周波の値は、外捜によって求めたのだろうか？

土 井：比較的低周波の部分の実測値を指数関数近似したので高周波部分は、これの延長として外捜したことになる。

金 森： ΔD の値が0.01程度なので、この値は大きなパターンの測定結果からは、大体うなずける所だが、微細構造の時はもっと大きな値になると思う。

識別限界附近の値は、情報量の計算で非常に重要である。

佐々木：拡大撮影の場合のHSとFSの使いわけと利害得失について、具体的に説明してほしい。

土 井：HSを用いて拡大撮影した時、拡大率が大きくなって、被写体単位面積あたりの被曝量が、拡大しないでFSを用いた時と同じになれば、OTFはFSを用いて拡大しない方が良くなるということです。

つまり、高感度の増感紙を用いて拡大撮影する時、HSは1.23倍までは有利だが、それ以上はMSを用いる方がよく、MSの場合には1.41倍までは意義があるが、それ以上の倍率で使用するならば、FSを用いてそれ以下の倍率を用いた方が同じ被曝で鮮鋭度は向上する。

研究資料 16-2

シンチカメラのレスポンス関数と感度

愛知県がんセンター放射線部

服 部 之
金 子 昌 生
佐々木 常 雄

研究資料 16-3

第II報 F-回析による鮮鋭度と粒状性の測定法

富士フィルム 高野 正 雄

研究資料 16-4

X線テレビ像におけるイメージ増強と垂直解像力

東 大 放 竹 中 栄 一
芝 電 鋳 晃 一
芝電基礎研 木 下 幸次郎

研究資料 16-5

^{192}Ir r線撮影系における拡大撮影と識別能

日本原子力研究所 前 田 頌

はしがき

フィルム上の微小欠陥像（被写体の）の識別能を決定する要因をあげると、主なものとして、 a コントラスト、 b 濃度分布の形状（特に欠陥部境界の）、 c 濃度変化の積分量（signalの全量）、 d 粒状性（noise）等が考えられる。拡大撮影の場合についてこれらを変化させる原因を列挙すると、

- 1 線源のボケが大きくなる
- 2 像が拡大されることによってボケの影響が相対的に小さくなる
- 3 被写体からの散乱線が減少することによってコントラストの減小を防ぐ
- 4 像が拡大されることによって識別しやすくなる（signalの増大）

5 像が拡大されることにより欠陥部境界の濃度分布がゆるやかに識別しにくくなる

6 粒状性の影響が相対的に減小する

本報告は^{19, 2} I_Fラジオグラフィにおける拡大撮影の場合、前述のような $a \sim d$ がどう変化し、識別能に影響を与えるかを調べた。

結果および結論

図2および図3は図1の撮影配置における拡大率と識別能との関係を示したものであり、厚い被写体（散乱化が大きな場合）を用いると拡大撮影の効果があらわれてくる。このことは蛍光増感紙を用いた場合とくに著しい。図2(a)の場合について、各拡大率における識別しうる最小の直径の針金断面のフィルム上における濃度分布 $g(x)$ を計算によって示したのが図4である。ここで

$$g(x) = \frac{1}{2.3} \gamma \mu C A \int_{-\infty}^{\infty} F(M\nu) R_1 \{ (M-1)\nu \} R_3(\nu) \exp(2\pi i \nu x) d\nu \quad (1)$$

γ : フィルム・ガンマ

μ : γ 線の被写体(F_e)中の吸収係数

$$C: \text{正規化定数}, C = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f(x/M) dx}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(M\nu) R_1 \{ (M-1)\nu \} R_3(\nu) \exp(2\pi i \nu x) d\nu dx}$$

A : 全透過線量に対する直接線量の割合

$F(M\nu)$: 針金断面, $f(x) = 2\sqrt{r^2 - (x/M)^2}$ のフーリエ変換すなわち

$$F(M\nu) = \frac{2 J_1(2\pi i M\nu)}{2\pi i M\nu}$$

$R_1(M-1)\nu$: 線源のレスポンス関数

$R_3(\nu)$: フィルム-鉛増感紙のレスポンス関数

M : 被写体の拡大率

ここで線源およびフィルム-増感紙のレスポンス関数は図5に示した実測値を、また直接線含有比 A は図6に示した値を用いた。なおフィルム・ガンマ γ および γ 線吸収係数 μ もすべて実測値である。

(1)式の積分記号内において欠陥部が小さく、拡大率 M が大きい場合 $F(M\nu)$ および $R_3(\nu)$ は $R_1\{(M-1)\nu\}$ に対して無視できる。すなわち、

$$F(M\nu) R_1 \{ (M-1)\nu \} R_3(\nu) \approx R_1 \{ (M-1)\nu \} \quad (2)$$

したがって

$$C \approx \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f(x/M) dx}{\int_{-\infty}^{\infty} h \{ x/(M-1) \} dx} \quad (3)$$

となり

$$g(x) \approx \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f(x/M) dx}{\int_{-\infty}^{\infty} h \{ x/(M-1) \} dx} h \{ x/(M-1) \} \quad (4)$$

なお $h(x)$ は線源のボケの線像強度分布であり、

$$R_1(\nu) = \int_{-\infty}^{\infty} h(x) \exp(-2\pi i \nu x) dx \quad (5)$$

ここで M が大きい場合すなわち $M \approx M-1$ の場合

$$\frac{\int_{-\infty}^{\infty} f(x/M) dx}{\int_{-\infty}^{\infty} h\{x/(M-1)\} dx} = C_0 \text{ (定数)} \quad (6)$$

結局

$$g(x) \approx C_0 h\{x/(M-1)\} \quad (7)$$

となる。すなわち小さな欠陥部の場合、拡大撮影において拡大率があるていど以上大きな範囲では、像の分布は、コントラストは一定で、その撮影系のボケの線像強度分布を横に拡大率 M にしたがって大きくした分布となる。

図4によると拡大率を大きくとってもコントラストはそれほど低下しない。図7はこのようなコントラストと拡大率との関係を定性的に示したものである。

結論として、¹⁹²Ir γ線ラジオグラフィの拡大撮影において、

- 1 コントラストにそれほど大きな低下はない
- 2 被写体が厚い場合（散乱線が多い）コントラストが増大する場合がある
- 3 濃度変化分の全量（signalの全量）は拡大率の増大にしたがって直線的に増加する。このことは将来機構が欠陥を識別するような場合を考えると有利な特徴である。

参考文献

佐柳和男 応用物理, 26(1957)134

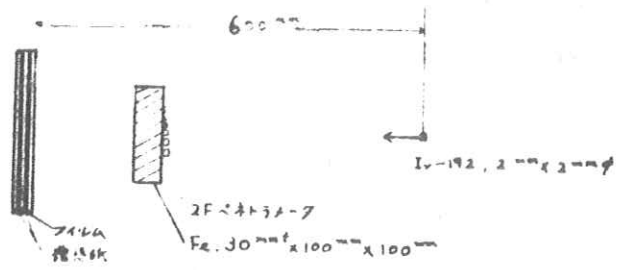


図1 拡大撮影配置図

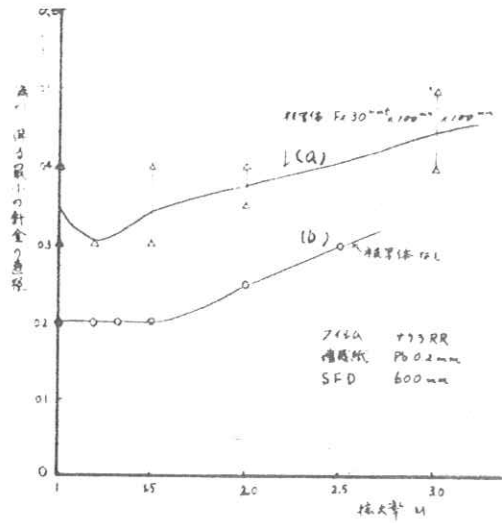


図2 拡大撮影における増感率の変化

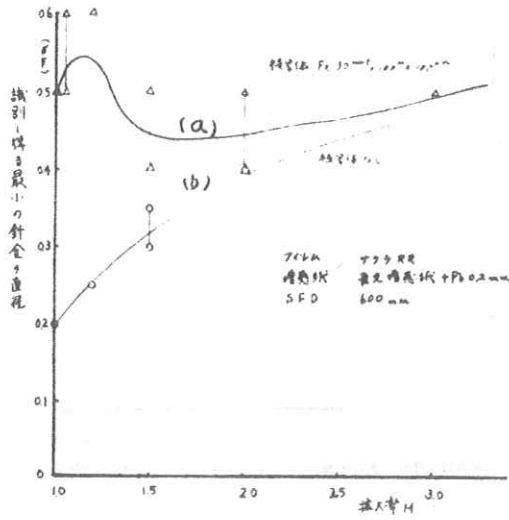
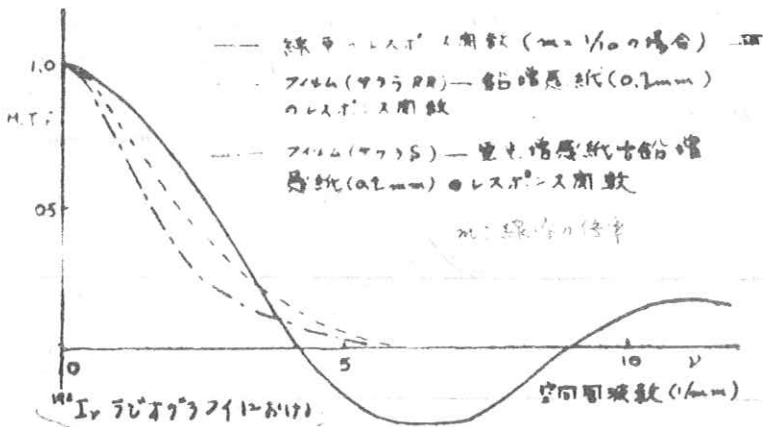


図3 拡大撮影における拡大率と検出度の関係



④ 線画およびフィルム-増感紙のレスポンス関数

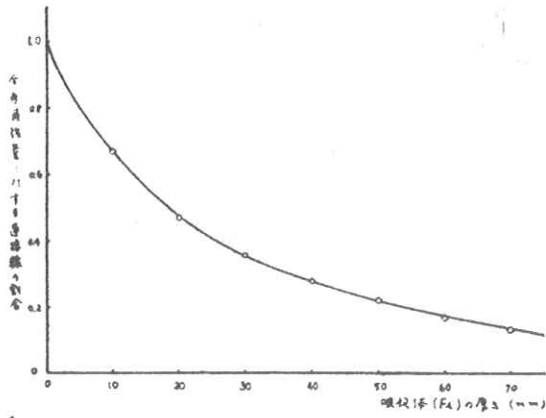


図6 膜厚の厚さと直接走査顕微鏡の相対誤差との関係 (Ir-192 線源)

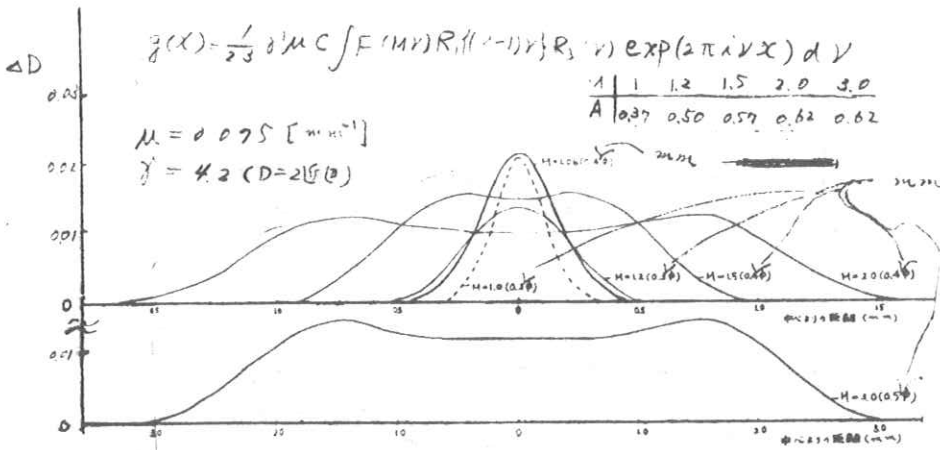


図4 拡大撮影のための顕微鏡の最もよい対面断面のフィルム上の撮像条件

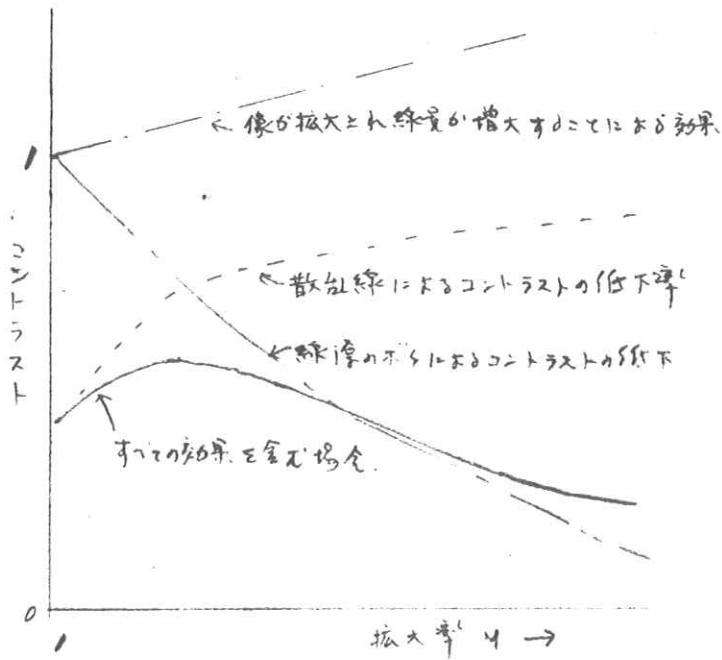


図19² I_v 透過率ファイルにおける拡大率とコントラストの関係

(3) あいさつ 内田

次回は5月下旬、大阪大学で開催の予定です。ただ今から、有志をまじえた委員会を開きます。

委員会報告

出席者

高橋、佐々木、竹中、佐柳、土井、木下、野田、金森、内田

審議内容

1 会長、常任委員、委員の改選

研究会規約にしたがって3月中に改選を行なう。

2 研究会今後の方針

1年4回の研究会のうち1回を委員会にあて十分な討議の上決定する。

したがって、次回阪大における研究会を名大における委員会とする。

R I I 研究会非公式懇談会記事

日時 昭和43年3月16日(土) 午後2時～5時

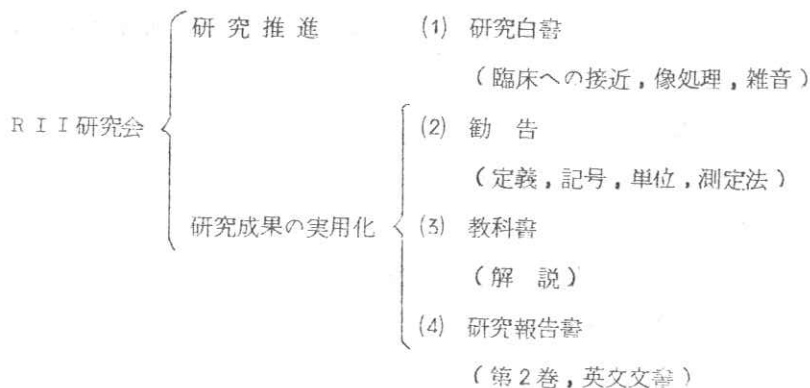
場所 大日本塗料(株) 茅ヶ崎工場 会議室

出席者 竹中(東大)、佐柳(キャノン)、高野(富士)、野田(日立)、鳥生(大日塗)、
土井(大日塗)

本懇談会は、第15回研究会(名古屋)で提案され決まった次回委員会のための予備的会合として、東京周辺の有志が任意に集まって開かれたものである。

当然のこと乍ら、この記録は、次回研究会を何ら拘束するものではないが、研究会の活動に対して一つの礎石を与えることができることを期待し、今後の討議の参考となれば幸である。

- 1 研究の推進および成果の実用化については、医学への寄与を目ざすならば、不完全な段階でもその時点で役に立つものをまとめるということが提案された。それに関する文書の作成および考え方として、ICRUの勧告、ASAの規定、光学工業研究組合のcircularおよび日本学術会議の光学研究白書等が参考にされた。
- 2 研究会の活動として、以下の分類が試みられ、それぞれの文書の作成の可能性と内容が検討された。



3 前項の4つの文書に関する対象とする読者, 発表手段, 文書の量および作成担当者のそれぞれについて原案として, 次の表の程度のもものが提案された。

	対象	発表手段	文書の量	担当者
(1) 研究白書	研究者	独自の出版 雑誌(医放, 放技 RI, NDI, その他)	4頁程度	小委員会
(2) 勧告	radiologist (医, 技, 研)	独自の出版	10~20頁	小委員会
(3) 教科書	X線技師	自己出版, 販売		小委員会
(4) 研究報告	(放射線像の研究第1巻に従う)			

4 勧告にもりこむ内容と, そのまとめ方について大略であるが, 次の順序をとることが提案されたが, その内容の詳細は, 多くの議論があったので, 次回委員会の討議の一つの大きな問題点となることを想定し, そのまゝ残された。

A. 総論, O I Fの定義, 記号, 従来のものとの対応

- B. システムの評価とその測定法
- B1 直接撮影
 - B2 間接撮影
 - B3 I. I. -TV
 - B4 シンチグラム

C. 附 録

- C1 X線管焦点
測定法とデータ, 公称寸法
- C2 フィルム
- C3 増感紙
- C4 螢光板
- C5 被写体

5 研究白書にもりこむ内容とまとめ方について、以下の点が提案され討議された。将来計画の内容は討議されなかった。

(仮名称) 放射線像の研究白書

(内容) (Ⅰ) 放射線像とは何か -- 像, 画質

(Ⅱ) 研究の現状 - - - R I I 研究会

勧告, 教科書, 報告

(Ⅲ) 将来の見通し - - 抜けている問題点

○医学との関係

○被写体

○像処理 (自動読取, 自動診断)

○雑音 (量子雑音)

○観察条件

○フーリエ解析のその他の応用

(Ⅳ) 将来計画

以 上

審 記 土 井

編集後記

今回も熱心な研究発表および討議が行なわれ、ことに会長の医学からみた質疑応答にはいつものことながら教えられるところ多く有難かつた。われわれがもつとも飢えているのは医学において何が欲つせられているのか、医学者はわれわれ理工学者に何を求めているのかという問題点である。

放射線像の研究第1巻をご覧戴けばわかるように、それらの研究は殆んど理工学者の眼からみた問題点であるように思える。

医学者は理工学者に問題点を提示し、理工学者がそれらについて研究した結果を医学者は臨床面に適用する。この分類が成り立ってはじめて本研究会も創立の意味があるというものである。

現状のように、理工学者がおのおのの専門分野で勝手に問題点を提起し、その研究結果の発表のし放しではその専門分野ですぐれた意味をもつていても医学への貢献に関しては、風が吹けば桶屋がもうかる式の寄与はあつても、本質的直接的の寄与をするものではないと思われる。ただし以上は編集子の一私見である。

さて、それならば具体的にどうすればよいかと聞き直おられると編集子も両手を挙げざるを得ない。

こころあたりを十分討議しようというのが次回試みる委員会である。刊目してご期待願いたい。

S. U.

研究会記事	第十六回
発行日	昭和43年4月20日
編集責任者	内田勝
発行所	R I I 研究会 大阪府豊中市待兼山町一ノ一 大阪大学医療技術短期大学部内 電話 池田六一八三八一
印刷所	大阪府箕面市瀬川八八一 渡辺龍史堂 箕面二一九九〇三
