

# 放射線像研究

VOL. 3. No. 1 (通巻34号) 1973年3月

## \* 目 次 \*

研究会記事・会告..... 1頁

### 特別講演資料

1. 間接撮影胸部X線写真における異常陰影の識別  
名大工学部 鳥脇純一郎, 末永康仁, 福村晃夫 ..... 7
2. 欧州での放射線画像工学  
京都工繊大 金森仁志 ..... 23

### 論 文

- 35-1 Determination of the modulation Transfer  
Function of a Television Scanner System  
京都工繊大 金森仁志 ..... 27
- 35-2 Radiograph における Graininess と Sharpness の検討  
富士フィルム 高野正雄, 園田 実  
大日本塗料 三浦典夫, 四宮恵次 ..... 39
- 35-4 ロックイン法による微弱光の測定  
京都工繊大 金森仁志, 小島克之 ..... 43

## 第 3 5 回 研 究 会 記 事

第 3 5 回 R I I 研究会は下記のように開催されました。

日 時 昭和 4 8 年 3 月 1 0 日 ( 土 ) 1 0 : 3 0 ~

場 所 名古屋大学医学部附属病院放射線科図書室

特別講師 名大工学部 鳥 脇 純 一 郎 氏

京都工織大 金 森 仁 志 氏

出 席 者 ( 敬 称 略 )

伊藤 博, 遠藤俊夫, 大宮健児, 岡本紀久夫, 奥村 寛, 小原 健, 金森仁志,  
木嶋伸一, 木下幸次郎, 小早川 嘉, 佐々木常雄, 高野正雄, 高橋信次, 竹中栄一,  
津田元久, 鳥脇純一郎, 中西省三, 野辺地篤郎, 袴田祐治, 長谷川 伸, 山口奉頼,  
綾川良雄, 上前忠幸, 小島克之, 坂本 優, 西田隆之, 他数名

プログラム ( \* 印のものは本誌に論文が掲載されています )

特別講演

\* ( 1 ) 胸部間接撮影の自動診断について

名 大 工 鳥 脇 純 一 郎 氏

\* ( 2 ) ヨーロッパでの画像工学見聞談

京都工織大 金 森 仁 志 氏

研究発表

\* ( 1 ) テレビジョンスクリーナーの M T F の測定

京都工織大 金 森 仁 志

\* ( 2 ) Radiograph における Graininess と Sharpness の検討

富士フイルム 高 野 正 雄, 園 田 実

大日本塗料 三 浦 典 夫, 四 宮 恵 次

( 3 ) 拡大撮影における散乱線の M T F

名市大 放 佐久間 貞 行, 綾 川 良 雄, 藤 田 勝 三

愛知がんセンター放 奥 村 寛,

名 大 放 小 原 健, 石 垣 武 男

\* ( 4 ) ロックイン法による微弱光の測定

京都工織大 金 森 仁 志, 小 島 克 之

(5) 示性曲線の分散

東大医 城間正勝, 宮前達也  
芝電 木嶋伸一, 山口奉頼, 木下幸次郎

— 会 告 —

第36回研究会について

第36回研究会は下記のように開催いたします。

日時 昭和48年5月26日(土)

場所 東芝堀川町工場・技能高等訓練校

— 新 入 会 員 —

下記の方々を会員として迎えました。

氏名	▽	勤務先および所在地	Te l
神保昌夫	213	東芝玉川工場医用商品研究課 川崎市高津区久本30	044-83-1111
吉田実	329-44	日立栃木病院放射線科 栃木県下都賀郡大平町富田	
小早川嘉	144	キャノン株式会社光学部 東京都大田区下丸子3-30-2	03-758-2111
堤直葉	580	松原市高見の里2-5 高千代マンション2-6	
小堺和久	545	大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部 大阪市阿倍野区旭町1-5-7	06-692-1231
畑川政勝		全 上	
吉田梨影		全 上	
南博	210	東芝堀川町工場 川崎市幸区堀川町72	044-52-2111

— 住 所 変 更 —

氏 名	〒	新勤務先および所在地	Te l
伊 藤 弘 昭	4 5 4	岡山病院放射線科 名古屋市中央区栄町1-30-1	
(表示変更)			
松下通信工業	2 2 3	横浜市港北区綱島東4-3-1	
神 田 幸 助	1 6 6	構島病院放射線科 東京都杉並区浜田山4-1-3	
(社名変更) 昭和48年4月より変更			
(旧)芝浦電気株式会社	1 9 2	日立電子株式会社 東京都八王子市大和田1644	
(旧)日立レントゲン株式会社	2 7 7	株式会社 日立メディコ 千葉県柏市新十余二2-1	
木 下 幸次郎	1 9 2	日立電子株式会社八王子工場 東京都八王子市大和田1644	
山 口 奉 頼		全 上	
木 嶋 伸 一		全 上	
籠 田 実		全 上	
野 田 峰 男	2 7 7	株式会社 日立メディコ柏工場 千葉県柏市新十余二2-1	
矢 仲 重 信	2 7 7	全 上	
花 田 勝	5 5 7	株式会社 日立メディコ大阪工場 大阪市西城区長橋通5-19	
橋 本 俊 一	2 2 1	株式会社 日立メディコ横浜サービス課 横浜市神奈川区鶴屋町2-16 鶴屋町ビル内	

## 第 17 回 委員会 議事録

日 時 昭和48年3月10日(土) 16:30 ~

場 所 名古屋大学医学部放射線科図書室

出席者(敬称略)

金森仁志, 木下幸次郎, 佐々木常雄, 高野正雄, 竹中栄一, 津田元久, 長谷川 伸,  
山口奉頼

議 事 (1) 次回予定

5月下旬の土曜日京浜地区開催とした。

(2) 雑誌頒布について

雑誌寄稿者が別刷を希望する場合, 別刷として特製することは手数の都合上できないので, 希望により完成誌を有料頒布することとした。頒布価格は, そのページ数により異なるが1部につき100円程度の予定。

(3) 雑誌の発行月について

表紙の発行月は会の開催月とする。又各論文のタイトルの上に「放射線像研究  
Vol.3 No.1」を書き加えることとした。

(4) 会費値上げの件につき討論を行ない, 48年度は据置くこととした。

## 間接撮影胸部X線写真における異常陰影の識別\*

鳥 脇 純一郎, 末 永 康 仁, 福 村 晃 夫

名古屋大学工学部電気工学教室

## 1. ま え が き

電子計算機の能力の発展にともなって、近年画像処理の研究が盛んに行なわれるようになり、処理対象となる画像も384,000Kmの彼方から送信される直径3,468 Kmの月の写真から、数 $\mu$ の染色体の顕微鏡写真にいたるまで実に多種多様になって来ている。現在までに報告されている手法の中で、画質向上、画像強調、画像伝送のための帯域圧縮等については複雑な画像を対象としたものが多く見られるが、画像のパターン認識に関しては、複雑な画像を対象としたものはあまり多くないように思われる。それは前者においては抽出すべき対象の特徴を数学的に明確化することが比較的容易である場合が多い(しかも最終的なパターン認識の作業は人間が行うことを前提としている)のに対し、後者ではパターン認識と呼ばれる人間(生物)特有の処理機能を数学的に明確化することが非常に困難であることによると考えられる。しかし、ある種の対象に対してそれに適した数学モデルを適用することによって成功している例はかなり多く見られるようになり<sup>1)</sup>、今後のパターン認識の研究の発展のためにはこのような成果の蓄積が非常に重要であると思われる。

さて、我々のグループでは複雑な構造をもつ画像の一例として胸部X線写真を取り上げ、特に、胸部X線写真の自動診断システムの実現という実用的な目的から、間接撮影胸部X線写真について、種々の角度から検討を行って来た。<sup>2)~4)</sup> 本文では、その一部として、間接撮影胸部X線写真における肺野内異常陰影識別システムについて考察する。まず2では、現在我々のグループで開発中の胸部X線写真の総合自動診断システム(Automatic Interpretation System of Chest Roentgenograms - Version 2 - AISCR-V2)の構

\* 本稿は下記文献に若干の補足を加えたものである。また、本稿の内容は、昭和48年3月のR I I研究会で講演された。  
末永、鳥脇、福村：“間接撮影胸部X線写真における異常陰影の識別”，電子通信学会画像工学研資料 I T 72-25 (1972.10)

成について簡単に述べ、そのサブシステムの1つである肺野内異常陰影識別システムの役割および他のサブシステムとの関連を明らかにする。次に3では、上記の総合自動診断システムにおいてきわめて重要な役割を果たしているBridge Filterについて少し詳しく述べる。

4では、Bridge Filterによる特徴抽出方法を基盤とする肺野内異常陰影識別システムについて詳しく述べ、5では、16例の間接撮影胸部X線写真を対象とする肺野内異常陰影識別実験について述べる。最後に6でこれらの結果の考察を行い、現在の識別システムの問題点胸部X線写真の総合自動診断システム実現への展望について述べる。

## 2. 胸部X線写真の総合自動診断システム

本節では現在我々のグループで開発中である間接撮影胸部X線写真の総合自動診断システムの構成について述べ、そのサブシステムの1つである肺野内異常陰影識別システムの役割および他のサブシステムとの関係を明らかにする。

胸部X線写真の総合自動診断システムは、診断の種類という観点からみると、肺野内診断システムと、心陰影診断システムの2つの部分に大別される。しかし、処理の流れおよび機能の観点からみると、肺野内診断システムは、さらに肋骨像識別システムと、肺野内異常陰影識別システムの2つに分割される。また、これらの他に全体的な前処理を行なう部分が考えられるため、結局、総合自動診断システムはFig 1のように4つのサブシステムから構成されることになる。そして、図中の破線で示したように、上記4つのサブシステム間で種々の情報の交換が行われるため、3つのサブシステム(サブシステムI, II, III)の中で他とは独立に単独で処理機能を発揮できるものは1つもない。例えば、心陰影診断システムによって識別された心陰影、胸郭輪郭線の情報は肋骨像識別システムに引き渡されて肋骨像の識別に使用され、逆に肋骨像識別システムで識別された鎖骨、横隔膜の情報は心陰影識別システムに引き渡されて心臓異常の識別のために使用される。現在の段階では各サブシステムの間で繰り返し情報の交換を行うフィードバック方式はとられていないが、将来、より高度の識別を行う場合にはそのような方式が必要となろう。

さて、次節以下では主として肺野内異常陰影識別システム(サブシステム-III)について詳しく述べる。肺野内異常陰影の識別を行うためには、他のサブシステムからの情報を効果的に利用することが必要であり、識別システムの構成もかなり複雑なものになる。心陰影診断システム(サブシステム-I)については文献(4)、肋骨像識別システム(サブシステム-II)については文献(5)を参照されたい。

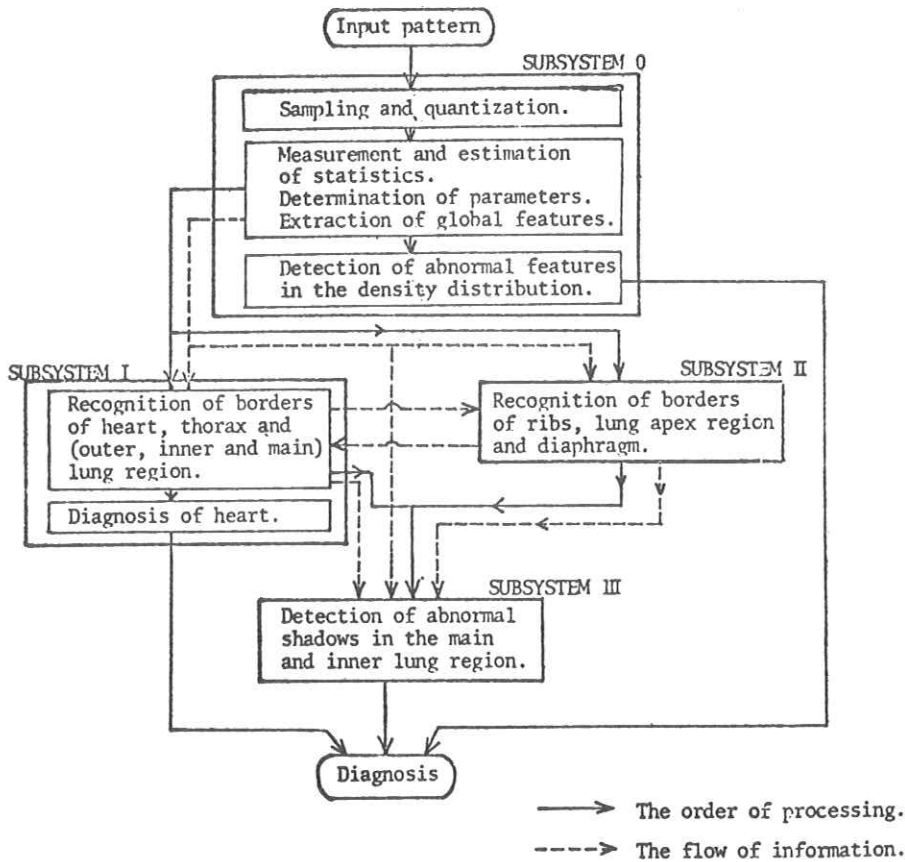


Fig 1. 間接撮影胸部 X線写真自動診断システム  
( AISCR - V2 ) のブロック図

### 3. Bridge Filter

異常陰影識別システムの構成について述べる前に、肺野内異常陰影識別システム (サブシステムⅢ) の中で異常陰影検出の強力な手段として使用され、かつ他のサブシステムにおいても重要な役割を果たしている Bridge Filter について述べる。

Bridge Filter は初は肺野内に存在する type - II の病巣を検出するための有効な手段として考案されたものであるが、<sup>\*1</sup>その後、type - I の病巣の検出をはじめ、肋骨の存在位置推定等の手段としても効果的であることが確認されたため、現在では胸部 X線写真の総合自動診断システム AISCR - V2 の各所で種々の目的に使用されている。

間接撮影胸部 X線写真の濃度分布に関する基礎的な考察結果から、<sup>3)</sup>肺野部の濃度分布は、Fig 2. のように中央部が高い山のような状態になっており、type - II の病巣はその上のわ



ずかなくぼみのような状態で存在することが知られている。肺野内には背部肋骨，前胸部肋骨肺門部血管影等が存在し，かなり複雑な濃度分布状態を形成しているが，最も明確なパターンである背部肋骨が主として水平方向に存在していることを考慮すると，病巣の検出法として，次の判定法を用いることが考えられる（Fig 2 参照）。すなわち，水平方向に $K_1$ だけ離れた3点 $P_1, P_2, P_3$ を考え，各点付近での濃度レベルの推定値をそれぞれ $f_1, f_2, f_3$ とするとき，

$$f = \frac{1}{2} ( f_1 + f_3 ) - f_2 \quad (1)$$

という特徴量を求め， $f$ がある閾値 $T$ を超えたとき，点 $P_2$ は病巣上にあると判定する。この操作を画面全体にわたって行えば病巣の存在する領域が検出される。各点付近での濃度レベル推定法としては種々の方法が考えられるが，最も単純な方法として各点を中心とする $K_2 \times K_2$ の正方形領域内での濃度平均値を用いることにすればこの操作はFig. 3(a)の3つのlinear filterの出力の加重和，あるいはそれと等価な1個のLinear Filter (Fig. 3(b))として表現される。このfilterの出力 $f$ は2点 $P_1$ と $P_3$ における濃度レベルの間にかけられた仮想的なbridgeの中央点と点 $P_2$ の濃度レベルとの差に相当するため，これをBridge Filter (BRGF)と名付ける。このfilterは異常陰影，肺野境界線の検出に使用されるが，これを垂直方向あるいは他の任意の方向に回転して適用することにより背部肋骨あるいは前胸部肋骨の推定にも使用することができる (Fig. 3(c), (d)参照)。以後Fig.3(b)のfilterを水平方向Bridge Filter (H. BRGF)，Fig.3(c)のfilterを垂直方向Bridge Filter (V. BRGF)と呼ぶ。

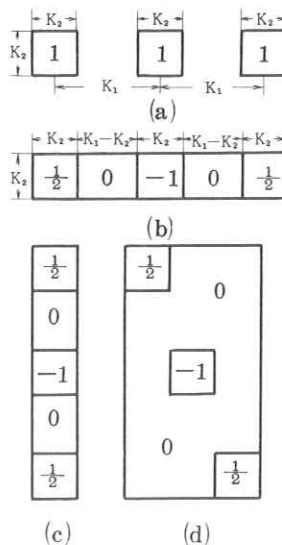
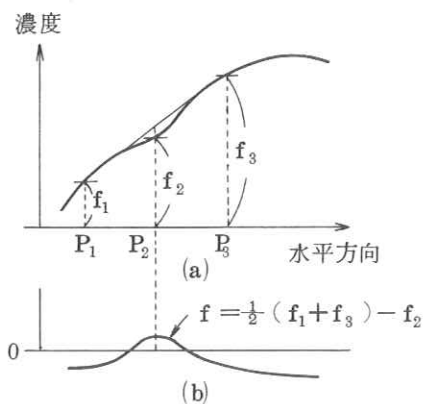
次にこのフィルタの特徴をまとめておこう。

#### 脚注 \*1

胸部X線写真の肺野内に存在する異常陰影（病巣）はその形状から次の2種類に大別される（ただし，明確な分類基準が存在するわけではない）。

- 、 { (1) type - I : 明確な edge をもち，その edge の形に図形としての情報が含まれているもの
- (2) type - II : 明確な edge をもたず，そのひろがり全体の中に図形としての情報が含まれているもの

type - I の病巣に対しては，各種の edge detector（例えばRange Filter<sup>6</sup>等）を用いて edge を抽出し，線図形としての処理を行うことが可能であるが，type - IIの病巣に対しては，線図形処理は困難であると思われる。



### Bridge Filter の特徴

- (1) linear filter の一種であり、きわめて高いパターン検出能力をもつ。
- (2) 本質的には2次差分型の filter であり、0次および1次の濃度レベル変動補正能力をもつ。
- (3) 図形の特定方向の concavity を検出する能力が特に高い。しかし、解像力はあまり高くない。
- (4)  $K_1, K_2$  の値をある程度大きくとっておけば、パターンの形状が変化しても、また  $K_1, K_2$  の値を少々変化させても、パターン検出能力はあまり低下しない。
- (5) ソフトウェア的にもハードウェア的にもきわめて実現が容易である。

Bridge Filter には、病巣がある程度以上のひろがりをもつ ( $K_2 \times K_2$  の正方形が入る) 場合には、病巣がどのような形状をしている場合でもほぼ確実に検出できるという大きな利点(上記の特徴(4))があり、このことは後に述べる実験例においても実証されている。次節以下で、Bridge Filter が肺野内異常陰影識別システムにおいてどのように用いられているかを示す。

### 4. 肺野内異常陰影識別システム

肺野内異常陰影識別システム (AISCR-V2 サブシステムIV) においては、Bridge Filter が有効な特徴抽出手段として種々の形で用いられている。本節では、Bridge Fil-

ter による特徴抽出方法と、肺野内異常陰影識別システムの構成について述べる。

#### 4.1 Bridge Filter による特徴抽出

Bridge Filter による胸部 X 線写真の特徴抽出方法は、その適用方法により、水平方向 Bridge Filtering, 垂直方向 Bridge Filtering, その他の任意の方向の Bridge Filtering の 3 通りに大別される。

##### 4.1.1 水平方向 Bridge Filtering (H. BRGF)

水平方向 Bridge Filter (Fig. 3(b)) を胸部 X 線写真に適用することにより抽出される陰影は、肺野内異常陰影だけではなく、同時に、肺門部血管影、肋骨交差部等の小領域、さらに、胸郭輪郭部、心陰影境界部等の大きな領域も抽出される。実例として、Fig. 4 の間接撮影胸部 X 線写真 (異常例) および Fig. 5 (正常例) に H. BRGF ( $K_1 = 12$ ,  $K_2 = 5$ ) を適用した例を Fig. 6, Fig. 7 に示す。異常例における病巣部 (Fig. 4 わく内) がたしかに H. BRGF により検出されていることがわかる (Fig. 6 わく内)。

なお、Bridge Filter の特徴(4) (前節) で述べたように、 $K_1$  の値を 12 よりもさらに大きくすると、H. BRGF の出力は傾向としては同じようなものが得られるが、細かい濃度変動はあまり抽出されなくなる。いかえると、 $K_1$  の値を大きくすると形が単純で連結した領域が得られる。本文のシステムでは、肺野内異常陰影の検出には  $K_1 = 12$  の H. BRGF を使用し、肺野境界の決定には  $K_1 = 16$  の H. BRGF を使用している。

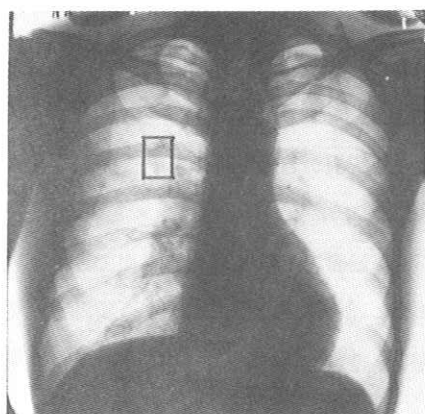


Fig. 4 試料写真の例 (DATA2, 肺がん)

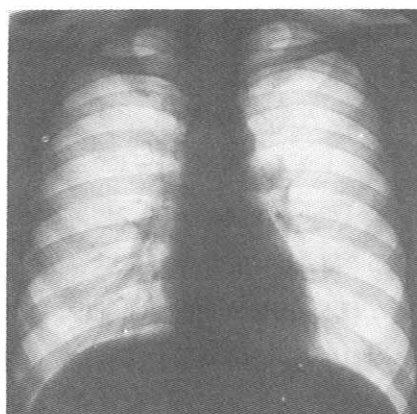


Fig. 5 試料写真の例 (DATA16, 正常)

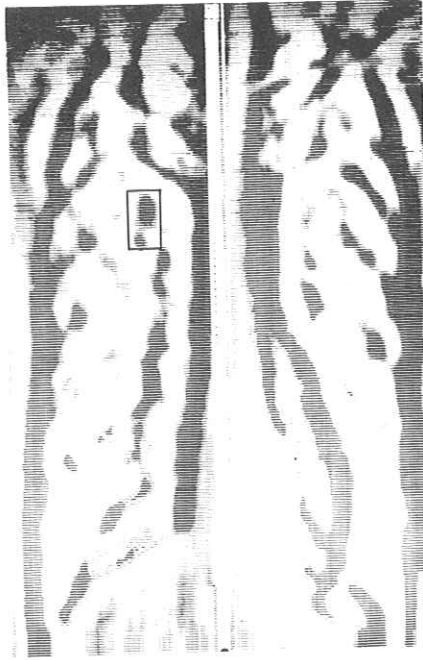


Fig.6 H.BRGF出力の一例〔異常陰影(わく内), DATA 2 (肺ガン)〕

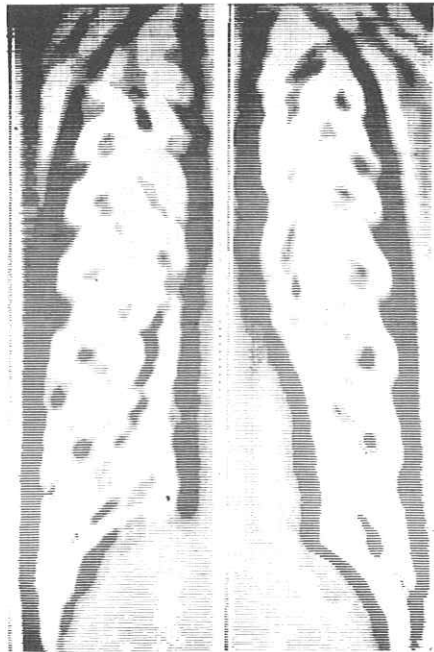


Fig.7 H.BRGF出力の一例〔DATA 16 (正常)〕

#### 4.1.2 垂直方向 Bridge Filtering ( V. BRGF )

垂直方向 Bridge Filter (Fig.3(c))は肋骨像識別システムにおいて、背部肋骨、横隔膜、鎖骨部の推定に用いられる。V. BRGF によって抽出された領域 ( Fig.8 参照 )は上から順に label がつけられ、種々の興味深い手順を経て、背部肋骨、横隔膜、鎖骨部、が決定される。この手順については文献(5)を参照。V. BRGFは肺野内異常陰影識別システムにおいては使用されていない。

#### 4.1.3 その他の任意の方向の Bridge Filtering

その他の任意の方向の Bridge Filtering としては、背部肋骨の接線方向に沿っての Bridge Filtering ( DR. BRGF ), および前胸部肋骨の接線方向に沿っての Bridge Filtering ( VR. BRGF )があり、これらはいずれも肺野内異常陰影識別システムにおいて使用される。<sup>\*1</sup>

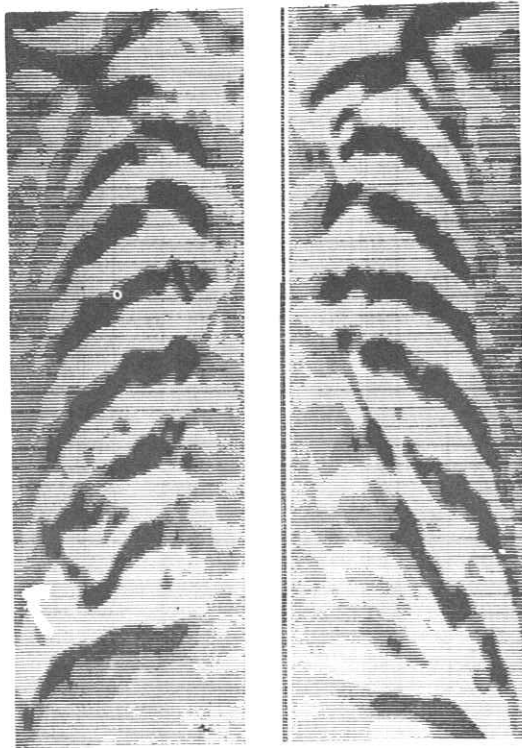


Fig.8 V. BRGF 出力の一例

脚注 \*1

背部肋骨および前胸部肋骨を2次関数近似することにより、接線の傾きを決定する。

## 4.2 肺野内異常陰影識別システムの構成

### 4.2.1 異常陰影識別システムの基本概念

最初に、肺野内に存在する異常陰影とは、正常な肋骨像および血管影以外のすべての陰影であると定義する。異常陰影識別システムの基本的考え方を Fig.9 のブロック図で示す。H. BRGF によって検出される小領域は、病巣だけでなく血管影、肋骨等を含むため、これを異常陰影候補領域 ( Suspicious Region - SR - ) と呼ぶ、まず Stage - I において、H. BRGF によって検出された異常陰影候補領域は、Stage - II において1つ1つ詳しく調査され、真の病巣であるか否かが判定される。Stage - II においてすべての異常候補領域が正常と判定された場合にのみ、その胸部 X 線写真の肺野内は正常であると診断され、異常候補領域が1つでも異常と判定されれば、その写真は異常と診断される。

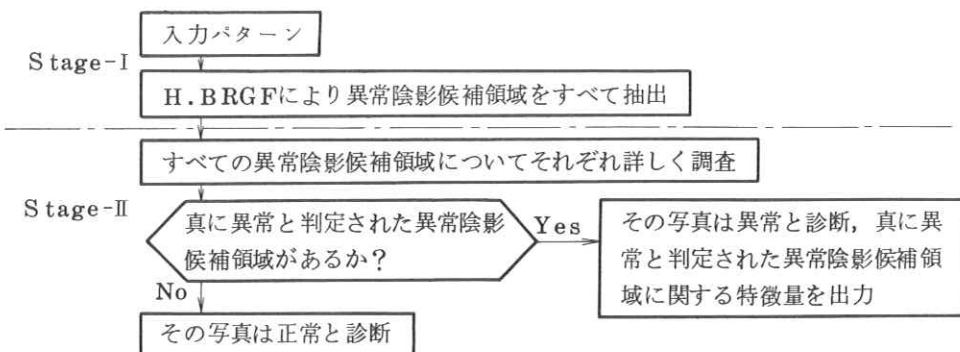


Fig.9 肺野内異常陰影識別システムの基本的構成

### 4.2.2 肺野領域境界の決定

本文の肺野内異常陰影識別システムでは肺尖部領域 ( LAR ) の処理は考慮していない。従って、まず肺尖部は除外する\*<sup>1</sup>。肺野の上下境界としては、肋骨像識別システム ( サブシステム - II ) において決定される横隔膜および肺尖部境界線 ( BD および BLA ) を使用し肺野の左右の境界は H. BRGF (  $K_1 = 16, K_2 = 5$  ) の出力を利用する ( Fig. 10 )。ここで得られる境界線を、ブリッジフィルタによる心陰影境界線 ( BHB )、および外側肺領域境界線 ( BOL ) と呼んでおく。BHB は、心陰影診断システム ( サブシステム I ) で決定される心陰影境界線とほぼ等しいが\*<sup>4</sup>、BOL は同じサブシステム I で決定される胸郭輪

#### 脚注 \*1

実際の胸部 X 線写真においては、肺尖部領域にも外側肺領域にも病巣は存在するが、現在の段階ではこれらの領域における病巣の検出法が確立されていないため処理対象から除外している。

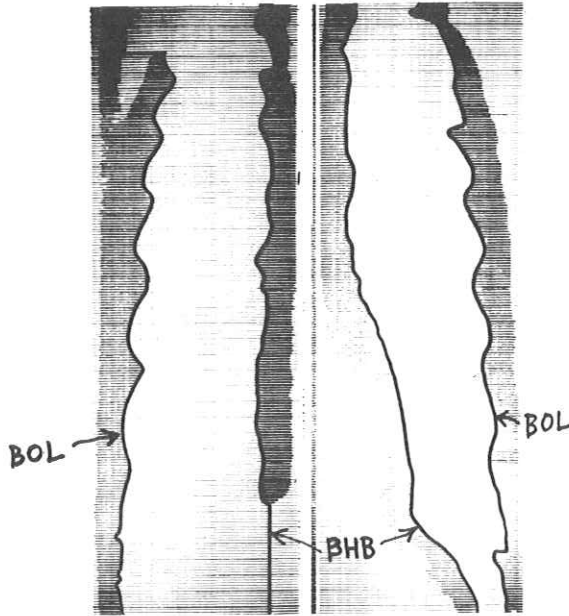


Fig.10 H.BRGFの出力から定められる境界線 (BHBとBOL)

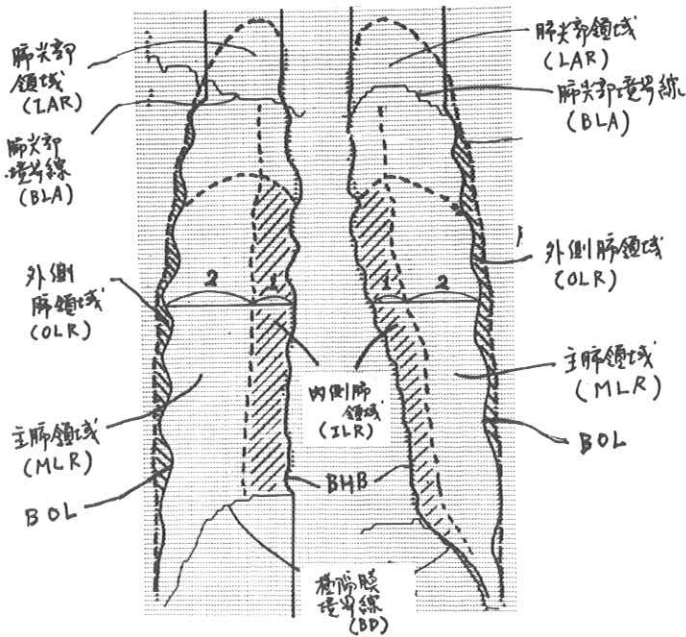


Fig.11 肺領域と境界線

脚注 \*2

以下の境界線および領域の名称は、本システムで用いるもので、医学用語ではない。その詳細はFig.2参照。

郭線 (BT) よりもかなり内側にくる (Fig.11)。このBTとBOLで挟まれた細い帯状領域 (外側肺領域—OLR—とよぶ) は、現在の異常陰影識別システムでは肺尖部領域と同様に処理の対象から除外している\*<sup>1</sup>以下に、H.BRGFの出力から肺野左右境界を決定する手順を示す。(1)~(3)なお、この手順は画面を左右に等分して片肺ずつ行う。

- (1) H.BRGF出力のうち、ある閾値Te以上の領域を抽出し、各連結領域 (connected component) 毎に異なったlabelをつける。
- (2) 各連結領域の面積を調べ、面積の大きいものから順に2つの領域を選ぶ。
- (3) これら2つの領域の内側の境界線を抽出して、上述の肺野の左右の境界線 (BHB, BOL) とする。

#### 4.2.3 内側肺領域および主肺領域の決定

上の手順で決定されたBHBとBOLの間を水平方向に2:1 (写真の中央に近い方が1、外側の方が2の割合になる) に比例配分してえられる線 (内側肺領域境界線—BIL—とよぶ) を定める。以下、BTとBOLの間を外側肺領域 (OLR)、BOLとBILの間を主肺領域 (MLR)、BILとBHBの間を内側肺領域 (ILR) とよぶ。(Fig.11)

#### 4.2.4 Stage - I (異常陰影候補領域の特徴抽出)

上記4.2.2のようにして決定された各肺野領域内にH.BRGF ( $K_1 = 12, K_2 = 5$ ) を適用し、閾値T以上の点を取り出すことによって得られる異常陰影候補領域 (Suspicious region - SR -) の各々について以下の特徴量を求める。

- (1) 領域の存在範囲 (第  $I_1$  行~第  $I_2$  行, 第  $J_1$  列~第  $J_2$  列の間に存在)
- (2) 領域の中心の座標 ( $I_0, J_0$ ) ( $I_0 = (I_1 + I_2) / 2, J_0 = (J_1 + J_2) / 2$ )
- (3) 領域の面積

これらの特徴量がStage - II に送られ、詳しい調査が行われる。

#### 4.2.5 Stage - II (異常陰影候補領域の判定)

前にも述べたように本文のシステムでは、肺野内に存在する正常な肋骨像、血管影以外の陰影はすべて異常陰影であると定義している。従ってStage - II における判定手順は、異常陰影候補領域を次の2つの類  $C_1, C_2$  に分類するように作られている。

- $C_1$  (正常): 正常な血管影, 背部肋骨, 前胸部肋骨, および, 背部肋骨と前胸部肋骨の交叉部
- $C_2$  (異常):  $C_1$  以外のもの

処理手順の流れをFig.12 に示す (図中の破線は心陰影診断システム (サブシステム—



I ) および肋骨像識別システム (サブシステム-II) からの情報が使用されるもようをあらわしている)。

Stage - IIにおける最初の判定は、その異常陰影候補領域が内側肺領域 ( I L R ) 内であるか否かの判定である。I L R 内であれば、領域の形の特徴量から正常な肺門部血管影とみなしうるかどうかを調べる。I L R 外であれば、肋骨像識別システムからの情報をもとにして、背部肋骨、前胸部肋骨、肋骨交差部のいずれかとみなしうるかどうかを判定する。判定基準は Fig.12 に示されている通りであるが、起こり得る各々の場合に対応して、各 S R を以下の4つの部分に分けて扱う。すなわち、

- (1) 背部肋骨外、かつ前胸部肋骨外の部分 ( S R - L )
  - ただちに真に異常と判定
- (2) 背部肋骨内、かつ前胸部肋骨外の部分 ( S R - D )
  - 背部肋骨の接線方向に沿っての Bridge Filtering ( D R . B R G F ) を適用し、領域が検出されれば異常、検出されなければ正常 ( 正常な背部肋骨像の一部である ) と判定する。
- (3) 背部肋骨外、かつ前胸部肋骨内の部分 ( S R - V )
  - 前胸部肋骨の接線方向に沿っての Bridge Filtering ( V R . B R G F ) を適用し、(2)と同様の判定を行う。
- (4) 背部肋骨内、かつ前胸部肋骨内の部分 ( S R - C )
  - 正常な肋骨交差部とみなしうるか否かを、肋骨交差部付近における2個の肋骨像の接線方向の B R G F の出力をもとにして判定する。

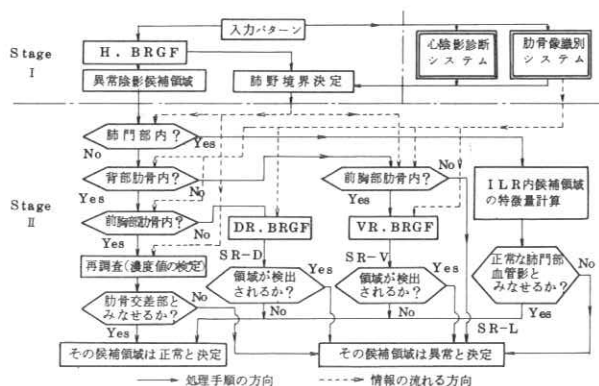


Fig. 12 胸部 X線写真の肺野内異常陰影識別システム

以上の操作をすべての異常陰影候補領域 (SR) について行い、1 つも異常と判定されなかった場合にのみ、その胸部 X 線写真の肺野内は正常であると診断する。

## 5. 実験例

実験は、日常の集団検診でとられたフィルムから選択した 16 例の間接撮影胸部 X 線写真 (70 mm × 70 mm) の濃度値を文献(3)と同様の方法で測定標準化し (標本点間隔 0.2 mm, 標本点数 256 × 256 点, 濃度値の量子化レベル 9 bit), それを汎用大型電子計算機で処理することによって行った。データは 1 語 (36 bit) に 4 標本点ずつ pack した形で補助大記憶 (集団ディスク) 上のデータファイルとして記憶してあるが, 主記憶上では 1 語 = 1 標本点として使用する。胸部 X 線写真の総合自動診断システムはすべて FORTRAN で書かれており, データと同じ大記憶上のプログラムファイルとして記憶されている。なお, 16 例のデータの所見等については Table 1 を参照。

DATA 2 (Fig. 4, 異常例) および DATA 16 (Fig. 5, 正常例) に対する識別結果を Fig. 13, Fig. 14 に示す。異常陰影識別システムの処理結果としては, 肺野内異常陰影の有無, および, 異常陰影が存在する場合にはその位置をはじめ各種特徴量が同時に出力される。

実験の結果, Stage I では, 肺尖部および外側肺領域に病巣が存在する一例 (DATA 13) を除くすべての試料で, 少なくとも 1 個の真の異常陰影が SR 中に含まれていることが確かめられた。また, Stage II では, 肋骨像が正しく識別されていれば, 正常な試料の SR はすべて正常と判定され, また, 異常陰影を含む試料 (DATA 13 を除く) では, 少なくとも 1 個の真の異常陰影は正しく異常であると判定されることが確かめられた。但し, 現在の AISCR-V12 の肋骨識別能力の不備のため, 肋骨像識別誤りに基づく判定が正常な試料中の一例で生じることが知られている。なお, 詳細な検討については今後順次報告する予定である。

なお, 処理時間は, 1 データにつき, 異常陰影識別システムが約 600 秒, 肋骨像識別システムが約 800 秒, 心陰影診断システムが約 200 秒, 合計 1,600 秒程度である。ただし, この中にはかなり大量の中間結果の印刷時間が含まれており, また重複部分もあるため, 実際の処理に要する時間はこれよりかなり少ないものと予想される。(使用計算機: 名古屋大学大型計算機センター, System I, FACOM 230-60)

試料名	肺野内	心臓
DATE 1	正常	正常
2	肺ガン	正常
3	肺結核	高血圧
4	サルコイドーシス	
5	正常	左心室肥大
6	肺結核	正常
7	肺結核	正常
8	肋膜炎	正常
9	肺結核	正常
10	肺ガン	正常
11	肺結核	正常
12	正常	左心室肥大
13	肺結核	正常
14	肺門部異常	正常
15	気管支拡張症	正常
16	正常	正常

Table 1. 実験に用いた試料写真

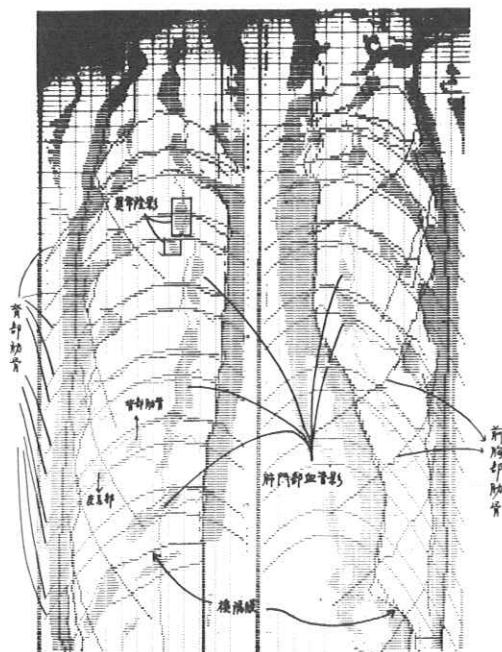


Fig. 13 識別結果の一例〔DATA 2 (肺ガン) 異常陰影(わく内)〕

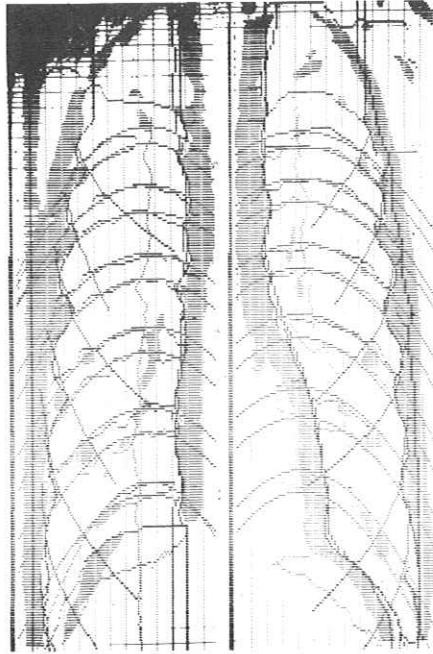


Fig. 14 識別結果の一例 ( DATA16 (正常) 異常陰影なし )

## 6. むすび

Bridge Filter を用いた間接撮影胸部 X線写真の肺野内異常陰影識別システムについて述べた。現在の肺野内異常陰影識別システムでは、主肺領域に存在する病巣はほぼ確実に識別が可能である。本文のシステム AISCR-V2 では、異常陰影の検出を Bridge Filter のみによって行っているが、肺尖部領域、内側および外側肺領域についてはそれぞれ専用の手順が必要となろう。また間接撮影胸部 X線写真の総合自動診断システムは、2で述べたように心陰影診断システム<sup>4)</sup>、肋骨像識別システム<sup>5)</sup>、および本文の肺野内異常陰影識別システムを有機的に結合することによって実現される。これらについては別の報告にゆずる。

謝辞 終りに、ご指導いただいた東北大学本多波雄教授、医学的見地からご指導いただく国立療養所東名古屋病院小池和雄博士、高木良雄博士、および熱心なご討論をいただいた研究室の皆様へ感謝いたします。(なお、本研究にはすべて名古屋大学大型計算機センターを利用した。また、本研究の一部は厚生省がん研究助成金によった。)

## 文 献

- (1) たとえば, R.P.Kruger, J.R. Townes, D.L.Hall, S.J.Dwyer, III and G.S. Lodwick: "Automated radiographic diagnosis via feature extraction and classification of cardiac size and shape descriptors, IEEE Trans. BME, BME 19-3, pp. 174-183 (1972. 5)
- (2) 鳥脇, 福村, 小池, 高木: "胸部X線写真自動診断システムのシミュレーション", 医用電子と生体工学, 8, 3, pp. 220-228 (1970. 6)
- (3) 末永, 鳥脇, 福村: "間接撮影胸部X線写真の濃度分布の諸性質について", 電子通信学会 医用電子・生体工学研資料 MBE 71-23 (1971. 10)
- (4) 鳥脇, 福村, 大野: "間接撮影胸部X線写真における心陰影の識別と特徴抽出", 電子通信学会画像工学研資料 IT72-37 (1973. 2)
- (5) 根来, 末永, 鳥脇, 福村: "間接撮影胸部X線写真における肋骨像の識別", 同上, IT 72-24 (1972. 10)

## 欧州での放射線画像工学

京都工芸繊維大学 金森 仁 志

筆者は1971年10月から1年間スイス・チューリッヒの国立理工科大学(ETH)に出張する機会を得た。この期間中に、関係ある学会に出席したり、他の大学を見学したりしたので、本研究会に関係ある事項を簡単に報告する。

### 1. イギリスでのR I I研究のシンポジウム

まず報告せねばならないのは、イギリスでおこなわれたシンポジウムのことである。主催者は、イギリスの写真学会(Royal Photographic Society)と物理学会(Institute of Physics)の非破壊検査部門で、主題は Information Theory Applied to Photographic and Radiographic Images である。この題目は、まさに、本R I I研究会の創立時の目的と一致している。世話人はR.A.R.D.E. の Dr. Halmshaw で、彼が講演者とテーマをきめてプログラムを企画し、参加者を募集した。最初は100人位の会場を予定していたのに参加者が200人近くなったので、あわてて会場を変更したそうである。会場は、伝統あるIEE(電気学会)ビルの Faraday Room で、英国の19世紀の物理学者の肖像画がずらりと並んでいる重々しい雰囲気の部屋であった。

プログラムは別表のようなものである。

筆者は、参加者募集の掲示を見て演題を申し込んで特別に加えてもらった。結局2時15分からの講演者が来なかったので、そこで講演することができた。題目は、Information Capacity of Radiographic Images であった。

講演内容は、医学の具体的な例はなく、情報量、レスポンス関数、ウィナースペクトル、フィルタリング等、本研究会で対象になっている基礎的なテーマが多かった。

情報量に関しては、周波数領域で取扱ったものではなく、したがって、ゼロ周波数でのウィナースペクトルの比率を求めたデータがなかったのは残念であった。

今回は、第1回の会合であり、200名もの参加者があり、会場および Tea Time での討論も活発におこなわれた。これが本R I I研究会のようなグループに発展し、本会と国際交流

ができるようになってほしいものである。講演の最後に、このことを希望することをのべ、本研究会の宣伝もつけ加えておいた。

## 2. 欧州の大学

筆者の訪問した大学の研究テーマのうち本研究会に関係あるものを列挙する。

〔スイス・ETH〕

筆者が籍を置いたのはW.F. Berg教授が所長をしている写真研究所で、放射線写真については、10年程前に、フロントとバックの増感紙間の光の反射のデータをとったものがある。その後、放射線写真に関する研究はおこなわれていない。

〔西ドイツ・ミュンヘン大学〕

Schober, Röhler 両教授の居られる医用光学研究所は、内田先生も少し滞在された所である。Röhler 教授は量子雑音、増感紙、フィルムの粒状性雑音の比のデータをとっているため、その成果が期待される。

〔ミュンヘン工科大学〕

Frieser 教授在職中は、フィルムのレスポンス関数と粒状性に関して精力的な研究がおこなわれていた。しかし、彼の後任のHaase 教授はハロゲン化銀の結晶の研究に変わってしまった。

〔イギリス・レディング大学〕

収差理論で有名なHopkins 教授の所で、径10cm、長さ40cm位の、フィルタリング用レンズが2個用意してあった。特に収差を少なくするように設計したそうである。低周波をカットして低露出のX線写真のコントラストを上げる実験をする予定だそうである。スタッフが居ないので、まだ実験がはじまっていない。

この大学で、写真情報量、粒状性に関して草分け的な仕事をしたFellgett 教授をも訪問した。しかし、今はサイバネティックスの仕事をして居られるので、像研究に関する情報は得られなかった。

〔スウェーデン・ストックホルム工科大学〕

3rd ICMP (前号)参加後に、この大学のIngelstam 教授(光学)に招かれて情報量に関する講演をおこなった。ここでもRII研究会の宣伝をしておいたが、医学部関係の聴講者が居なかったようであった。この研究室では、放射線像の研究は見られなかった。

〔全 般〕

欧州全般に、古い歴史と伝統を感じた。マイケルソン自身の手製の干渉計（パリ大）、ワイス教授が使っていた磁石（ETH）、J.J.トムソンの記念館（レディング）、等多くの科学者のメモリアルが残っている。伝統の上に立って、余裕をもって、楽しみながら、良い設備のもとで研究しているのはうらやましかった。

### 3. 国際交流について

今回の訪欧で痛感したが、本R I I研究会は、設立以来9年になり、基礎的な研究成果が数多く出ている。欧州の研究レベルに勝るとも劣らぬのではなかろうか。ただ残念なことは英文の報告が少ないことである。今後、国際交流をおこなうためにも、なるべく、英文の報告（題目、Abstractと図、表の説明だけでも）を出すことを考えるべきであると思った。

また、今後、外国へ行く方々は、本会に関する英文の白書（応用物理の別刷）と、研究会の情景や図書（放射線像研究）や雑誌の写真とスライドを用意しておかれるように、おすすめしたい。



## PROGRAMME

### TUESDAY MORNING

Chairman Mr R. J. Hercock

9.30 a.m. Information Loss in Medical Radiography

B. KRATY, *Ilford Ltd.*

Information losses at all stages of the medical X-ray system are reviewed with particular regard to the influence of the photographic material and intensifying screens. Following a discussion of exposure conditions, the degradation of the aerial image is analysed by the evaluation of the system modulation transfer functions. The introduction of noise at low spatial frequencies by the screens and processing is demonstrated. The results are combined to produce a single performance factor to enable objective comparisons between radiographic systems to be made.

10.15 a.m. The Application of Information Theory to Photography

A. E. SAUNDERS, *Kodak Ltd.*

Two methods of estimating the information capacity of photographic layers have been described. The first involves the division of the layer into "cells", each of which may take one of a set of distinguishable density levels, while the second involves the use of sine-waves. It has been claimed that the second method is superior, owing to the absence of "intersymbol interference" and the fact that both the Wiener spectrum of granularity and the spread function are explicitly contained in the formula for information capacity. The purpose of this contribution is to analyse these claims.

11.15 a.m. Modulation Transfer Function and Wiener Spectra Measurements of Films Exposed to X-rays

R. HALMSHAW, *R.A.R.D.E.*

Measurements on a range of different emulsions, using a very wide range of X-rays from about 50 kV to 5 MV, are described and related to experimental measurements of detail sensitivity on radiographs. A film quality index using these measurements is proposed. The quality indices obtained depend markedly on the range of frequency values considered in the integration, which in turn depends on the frequency limits of the MTF of the eye of the film reader, and the MTF of the object detail<sup>1</sup> being considered.

11.45 a.m. The Photographic Process as a Photon Counting Device

R. SHAW, *C.I.B.A. - Geigy Photochemical*

In the study of photography at low light levels it can be instructive to consider the photographic process simply as a photon counter. It is then straightforward, for example, to make the necessary space-time transforms between time-integrating photo-detectors of the photographic type and time-varying photo-detectors of the photo-electric type. In this way, it is possible to proceed to systems-optimisation without the confusions which may arise when using criteria based on photographic density. Practical examples are given to illustrate the relative merits of the noise-equivalent number of quanta, the detective-quantum-efficiency, and the photographic gamma-to-sigma ratio.

### TUESDAY AFTERNOON

2.15 p.m. Detail Perceptibility in Medical and Industrial Radiography

M. de BELDER, *Agfa-Gevaert N.V.*

This paper deals with recent advances in subjective evaluation methods for radiographic systems, and their correlation to the physical characteristics of the systems.

中止になり、代りに金森が講演した。

2.45 p.m. Some Aspects of the Relationship Between Grain Size and Granularity

H. COLMAN, H. F. MALLINDER, *Ilford Ltd.*

Measurements of the relationship between granularity and density for a range of uniform mono-sized photographic emulsions, developed to give compact uniform grains, are compared. These results, which confirm the linear relationship proposed by Siedentopf, are used to derive an effective grain size. Differences between the geometric size of the grains and their effective size are considered. The effect of granularity on the information capacity of emulsions with different crystal size is considered.

3.45 p.m. Optical Spatial Filtering of Radiographs

R. J. NEVILLE, M. J. FITZGERALD, *Kodak Ltd.*

The frequency content of a photographic image can be considerably modified using a suitable optical system. The Fraunhofer diffraction pattern (the Fourier transform) of a transparency is produced using parallel light from a laser. This spatial frequency spectrum can be differentially filtered to produce a re-constructed image of arbitrary frequency content. The radiographic image is a convolution of the X-ray source with the object under examination. The filtering operation lessens the degrading effect of penumbra by means of a de-convolution using a filter that is representative of the Fourier transform of the X-ray source. Manufacture of the spatial filter is described and results showing enhancement of detail in radiographs by reduction of penumbra are presented.

Determination of the Modulation Transfer Function of a  
Television Scanner System

H. Kanamori  
Kyoto Technical University

This work was done at the Swiss Federal Institute of  
Abstract Technology.

Modulation transfer functions (MTFs) of the Quantimet 720 Television Scanner System have been determined by means of radial test objects and the threshold level selector, which is part of the system. There are noticeable differences between the values along and across the scan lines and also between on-axis and off-axis positions.

Working of the Quantimet 720 System

The Quantimet 720 Scanner System operates as follows: An optical image is focused on a vidicon surface. The image is scanned by the vidicon combined with a television system. The number of scan lines is 720. Each scan line is divided into 890 separately resolvable picture points. The system samples each of these separately. The system contains threshold level selectors. By means of these selectors, a bi-level image consisting of either dark or light areas can be obtained. The system contains an automatic shading corrector, which corrects the shading arising from non-uniform illumination and from variations in electro-optical response over the vidicon surface.

In the present experiments, a photographic image placed on an illuminator was focused by a lens on the vidicon surface, as shown in Fig.10. The purpose of the experiments to be described below was to establish a method by which the modulation transfer function (MTF) of the system can be determined both on- and off-axis.

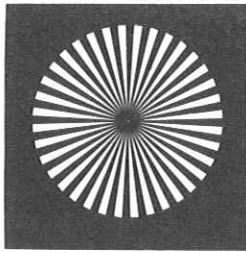


Fig. 1 The radial test object used.  
The diameter is 5 cm, the number of segment pairs 36.

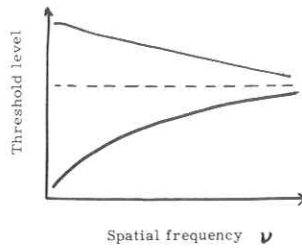
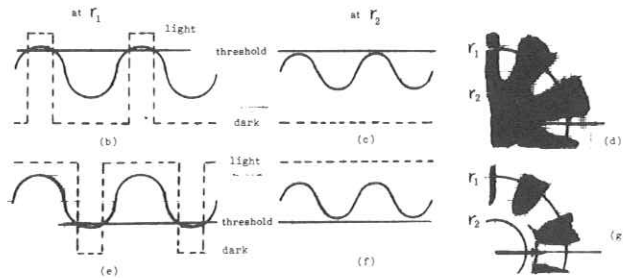


Fig. 3 Relation between spatial frequency and threshold level.

Fig. 2 Determination of frequency response amplitudes by a radial test object and the threshold level setting:  
(a) original blurred image  
(b) (c) (e) (f) Relations of brightness of the original images (solid lines) and modified bi-level images (dotted lines).  
(d) (g) modified bi-level images



## Principle of the Determination of MTF

Radial test objects as shown in Fig. 1 were used for this experiment. If the number of segment pairs is  $n$ , the position on the circle of radius  $r$  from the center corresponds to a spatial frequency of

$$f \text{ [mm}^{-1}\text{]} = \frac{n}{2\pi r \text{ [mm]}}$$

When the test object is imaged by the optical and by the scanner system, sharp edges of the object are blurred and contrasts between the light- to dark-peaks decreased as shown in Fig. 2 (a). The MTF can be obtained by measuring the contrasts for various spatial frequencies.

As the Quantimet 720 system contains threshold level selectors, the contrasts can be easily measured. The principle of the measurement is explained in Fig. 2.

Along a circle of radius  $r_1$ , the intensity of the blurred image will appear as a wavy curve as in Fig. 2 (b). If we set the threshold level to the upper part of the wave, we obtain a modified bi-level image consisting of either dark or light regions like the dotted line in (b). This line corresponds to the dark and light parts along the circle of radius  $r_1$  in (d). At the radius  $r_2$ , i. e. at a higher spatial frequency, the contrast is lower as in (c). Therefore by the same threshold level setting as for (b), the whole image becomes dark as in (c). Consequently the original image (a) is modified to (d), as can be observed on the monitor.

On the modified image (d), the point at the tip of the arrow, which is on the envelope of the top of the light segments, just corresponds to the threshold value. Therefore, by measuring the radius at such points for various threshold level settings, we can obtain the relation between spatial frequency and light peak values like the upper curve of Fig. 3.

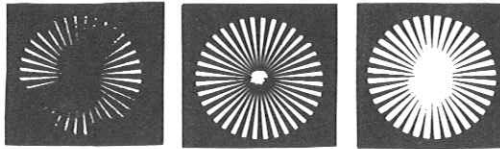


Fig. 4

Fig. 5

Fig. 6

Fig. 4 Bi-level images of radial test objects when the threshold level is set at a light position.

Fig. 5 Bi-level images of radial test objects when the threshold level is set slightly lower than the level corresponding to the medium intensity.

Fig. 6 Bi-level image of radial test objects when the threshold level is set at a dark position.

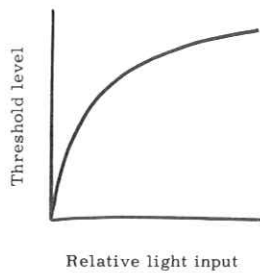


Fig. 7

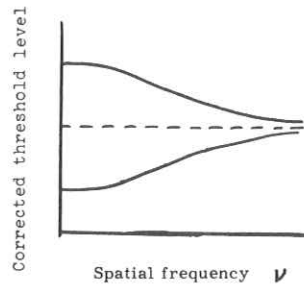


Fig. 8

Fig. 7 Characteristics of the system: threshold level vs. rel. intensity on illuminator.

Fig. 8 Relation between spatial frequency and "corrected threshold level". The two curves should be symmetrical with respect to the center line. Each of them can be used to derive the MTF.

If we set the threshold level to a lower value, such as in Fig. 2 (e) and (f), the modified image will appear like (g). From such modified images we can obtain the dark peak values, from which the lower curve in Fig. 3 is obtained.

Figs. 4, 5 and 6 show typical examples of modified bi-level images. If the threshold level is set to a sufficiently high value, the whole image will be dark. By decreasing the level, the light part invades the modified image as in Fig. 4. Radii at the envelope of the light segments should be measured along the direction in which the MTF is to be obtained. By this method, any unisotropy is readily observed. In Fig. 4 we can see that MTF along the vertical direction is poorer than that along the horizontal direction. By further decreasing the threshold level setting, the light parts increase in area. As at the center the intensity of the original image has a medium value, the segments not being resolved, dark turns into light when the threshold level setting corresponds to this intensity.

Fig. 5 shows a modified bi-level image, when the level setting is slightly lower than that corresponding to the medium intensity, the center being light. By further decreasing the level setting the light area increases in size as in Fig. 6. In the end the modified image becomes uniformly light. Thus we can obtain the relation between spatial frequency and peak values expressed as threshold level settings as in Fig. 3.

The next task is to relate the threshold level settings to intensities in the object. The relation between the input light intensity, or the intensity in the object, and the scale of the threshold level selector is not linear, as indicated in Fig. 7: the system has a curved characteristic, which has to be determined. In this way we can obtain "corrected threshold levels" which are linearly related to intensity, and if we replot Fig. 3 as corrected levels against spatial frequency, the two curves should ideally become symmetrical with respect to the center line as in Fig. 8. In this figure, vertical values measured from the center line then represent the MTF of the scanner system.

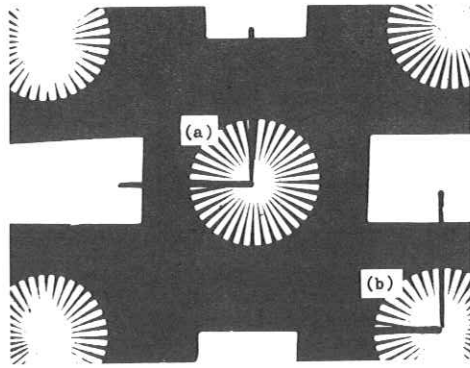


Fig. 9 Original images of radial test objects. Measurements were made at an on-axis (a) and an off-axis-position (b).

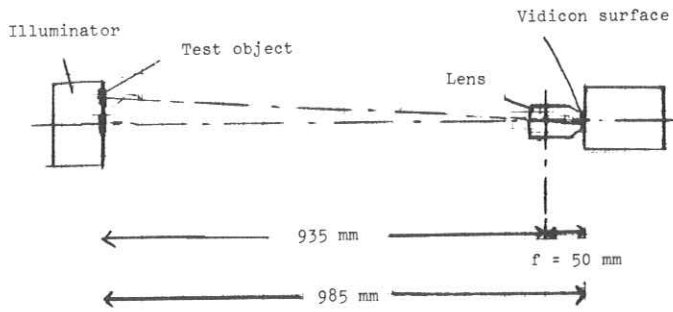


Fig. 10 Geometrical relation of the optical part of the experimental arrangements.

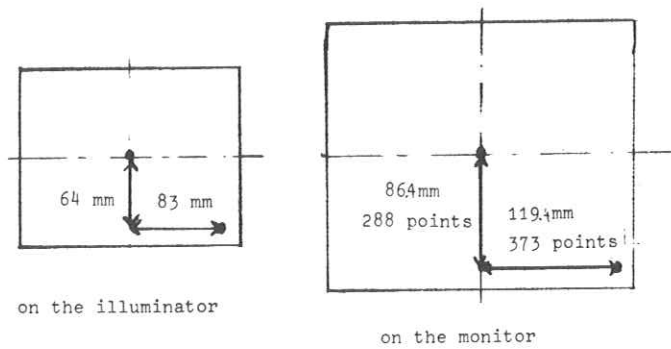


Fig. 11 Relation between the on-axis and off-axis positions.

## Experimental results

MTFs were measured on the monitor at an on-axis and an off-axis position. The test objects used were in positions (a) and (b) in Fig. 9. To measure the radii, four scales were placed on the monitor along the scanning (x) and across the scanning (y) directions from the center of the two test objects. The positions of the scales are shown with solid lines in Fig. 9. In order to reduce the amount of scattered light, the test objects on the illuminator were covered by black paper, except for right-angled slits of width 5 mm along the scales. If the slit width was less than 5 mm the black edges appeared a little blurred. For the same reason, the inner right angle was rounded off because sharp corners caused a kind of trail.

The lens used was a Macro-Switar by Kern, F/1.9 and focal length 50 mm. For the present measurements an aperture F/4 was used. The density of the dark segments of the radial test object was 0.5; its radius 25 mm. The number of segment pairs was 36. Therefore,

$$f [\text{mm}^{-1}] = \frac{5.73}{r [\text{mm}]},$$

The geometrical relation of the illuminator with the test objects, the lens and the vidicon camera is shown in Fig. 10. Distances between the on-axis and the off-axis positions both on the illuminator and on the monitor are shown in Fig. 11. In the right-hand figure, the number of picture points of the scanner is also shown.

From Fig. 10 and 11, it follows that:

(1) Magnifications of the monitor image to the object on the illuminator are 1.44 and 1.35 for the x- and y-directions: 100 picture points on the monitor cover 3.2 and 3.0 cm in the x- and y-directions respectively. This error represents a (harmless) electronic fault of the monitor.



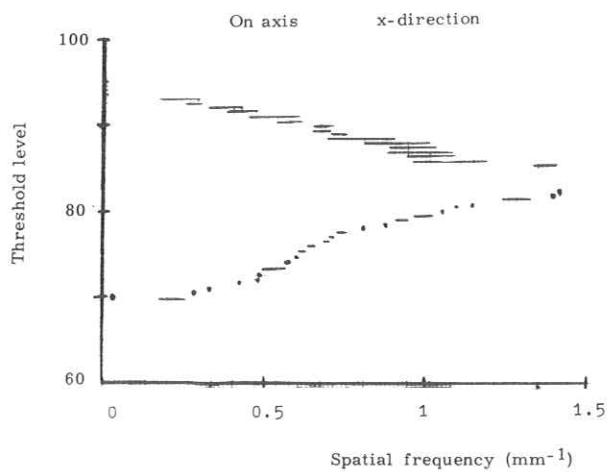


Fig. 12 Experimental results of the relation between spatial frequency and threshold level, for the x-(scan)direction at the on-axis position.

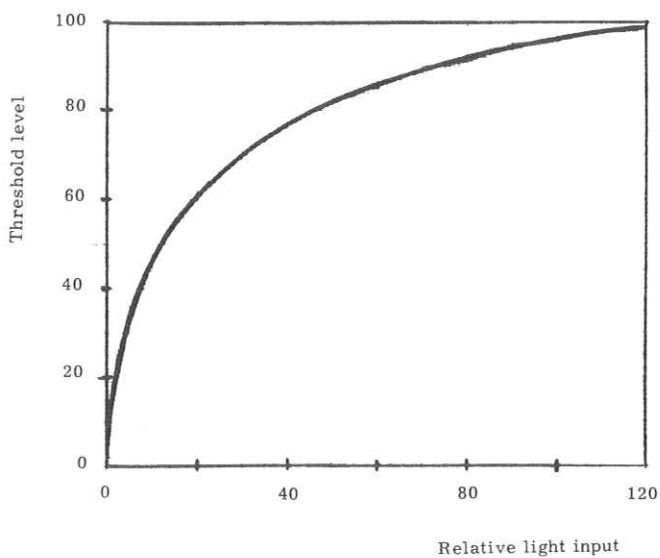


Fig. 13 Experimental characteristics of the system: threshold level vs. rel.intensity on illuminator.

(2) A spatial frequency of one  $\text{mm}^{-1}$  on the monitor corresponds to frequencies of 26.9 (x-direction) and 25.2  $\text{mm}^{-1}$  (y-direction) on the vidicon surface, because the reduction between vidicon and illuminator is

$$\frac{50}{935} = \frac{1}{18.7} \quad \cdot$$

(3) The angles between off-axis beam and axis were ( $\tan^{-1} 119.4/935 =$ )  $7^{\circ}15'$  and ( $\tan^{-1} 86.4/935 =$ )  $5^{\circ}17'$  for the x- and y-directions.

(4) The radius of the test object being 25 mm, the minimum frequency in the object plane is  $0.23 \text{ mm}^{-1}$  and that on the monitor surface is 0.16 and  $0.17 \text{ mm}^{-1}$  in the x- and y-directions.

The threshold levels for zero frequency were determined outside the star proper of the test object; the density of the region surrounding the star was the same as that of the dark segments. There were no corresponding light areas; therefore for zero frequency, measurements were made only for the dark levels (lower curve of Figs. 3 and 12); the level settings for zero frequency were always identical with those at the minimum frequency measurable by the test object. Therefore it was assumed that the values of the threshold level at zero frequency was also identical with that at the minimum frequency for the upper curves in Figs. 3 and 12, i. e. for the light levels.

It should be noted that the shading corrector was used throughout these measurements.

The relation between spatial frequency and light- and dark-peak level values for the x-direction and the on-axis position are shown in Fig. 12. For the dark side or lower curve, the radii were easily determined with little uncertainty. For the light side or upper curve, however, flicker occurred; therefore the radii, and hence the values of spatial frequency could not be determined with certainty.

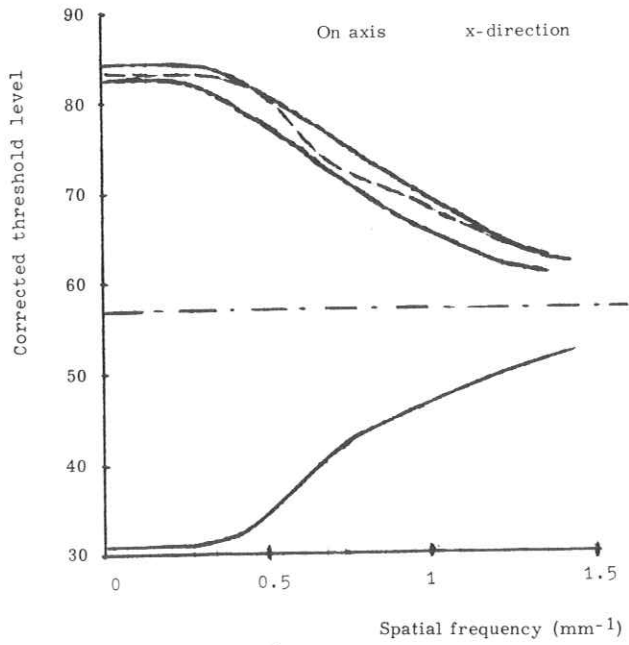


Fig. 14 Relation between spatial frequency and "corrected threshold level".

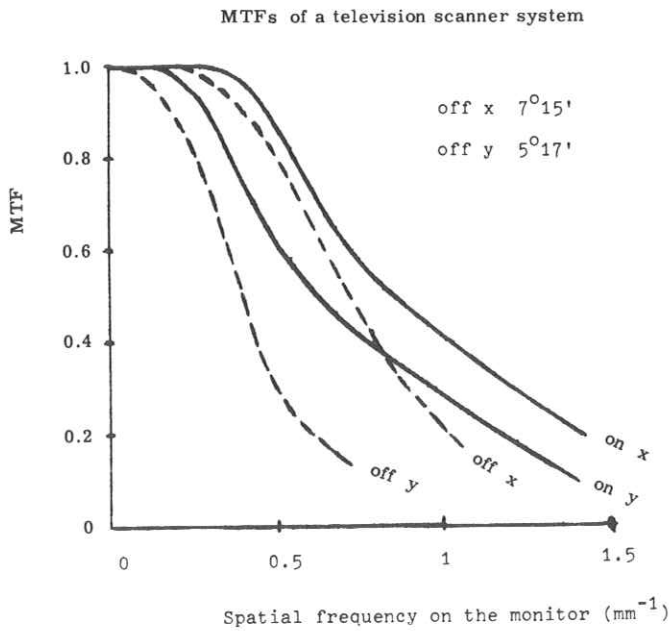


Fig. 15 MTFs on the monitor surface:  
x: direction of scanning; y: across direction of scanning;  
on: on-axis; off: off-axis positions

Fig. 13 shows the characteristic of the system, i. e. the relation between the threshold level and the relative light input. The relation was determined by means of a step wedge comprising a range of densities. To reduce the effect of scattered light, the wedge was covered by black paper except for a circular hole of diameter 2 cm, the width of the steps. The hole was fixed at the same two positions where the test objects had been placed, i. e. at (a) and (b) in Fig. 9. The step wedge was shifted step by step over the hole. The measurements were made under the same conditions as Fig. 12 was obtained, i. e. the threshold level settings were determined at which the steps of the wedge were "detected" to approximately 50%. The relations obtained at the two points coincided within experimental error, as the shading corrector was operated.

The curve in Fig. 13 obtained in the above manner shows that for the light positions, a small error in threshold setting represents a large error in light input; hence uncertainties occur more readily at the light side than at the dark.

After "correcting" the level of Fig. 12 by the data in Fig. 13, Fig. 14 was obtained. On the light side, there were uncertainties lying between the two solid lines. The mirror image of the lower dark-side curve with respect to the center line, is shown by a dotted line, lying within the uncertainty region of the upper curves. For the other three cases studied this also applied. Therefore the dark-side (lower) curves were utilized to derive the MTF curves in Figs. 15 and 16.

The MTF curves for the two positions and two directions, along and across the scan lines on the monitor, are shown in Fig. 15, the equivalent curves for the vidicon surface in Fig. 16.

## Discussion and conclusion

As can be seen from the MTF curves in Figs. 15 and 16, the performance of the system at an off-axis position is noticeably poorer than for the on-axis position. This is due to the angular characteristics of the lens and/or vidicon surface which should be separated by further experiment. Secondly, the performance of the system is worse across the scan lines than along, especially so for the off-axis position.

The method described here provides a simple procedure of determining MTFs of television scanner systems equipped with threshold level settings by means of which a sharp discrimination of a continuous-tone into a bi-level image is obtained, such as the Imanco Quantimet.

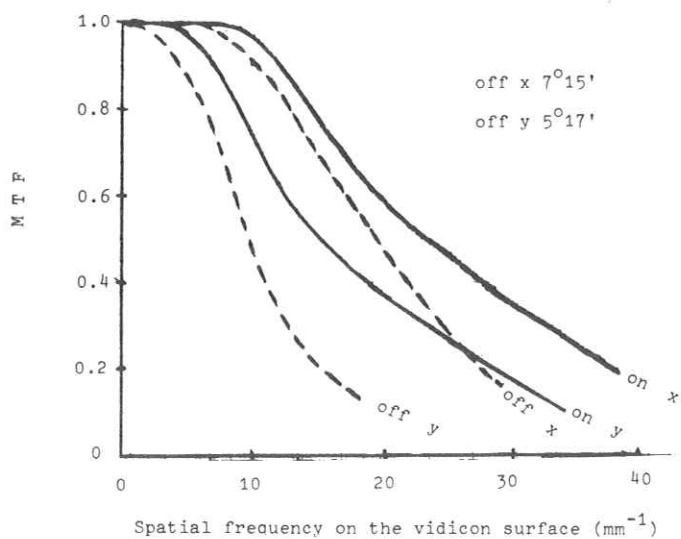


Fig. 16 MTFs on the vidicon surface; legend as in Fig. 15.

## Radiograph における Graininess と Sharpness の検討

富士フィルム足柄研究所 高野正雄, 園田 実  
大日本塗料技術部 三浦典夫, 四宮恵次

### 1. 目的

最近、放射線被曝線量の問題が一般に取りあげられるようになってきたのは、その低減が重要な課題であることを示している。診断のためのX線写真撮影系で、患者の放射線被曝線量を低減するためには、撮影系の感度を上昇させる以外に方法はない。しかし、単に現在ある蛍光増感紙や写真フィルムの感度をあげるだけでは、撮影されたX線写真の画質が悪化し、診断能力を低下させてしまう。そこで、診断に必要な画質を保持させながら、蛍光増感紙あるいは写真フィルム等の感度を上昇させる必要がある。この目的を達成するためには現在のX線写真系における感度と画質の基礎的な関係を知る必要がある。そこで、今回は現在最も多く使用されているCaWO<sub>4</sub>系の感度の異なる蛍光増感紙12種類と、同一の $\gamma$ 特性で感度の異なる写真フィルム4種とを組合わせて、等感度の組合わせグループあるいはそのグループの感度を上昇させたとき等の①. 感度と鮮鋭度の関係、②. 感度と粒状性の関係、の検討を行い、その特性を明確にすることを試みた。

### 2. 実験試料

#### 2-1 写真フィルム

Fig 1. に示したように、同形のH&D曲線で感度が1.6~2倍ずつ異なる試料を使用した。基礎実験のため、ブルーのPETベースに片面だけ乳剤を塗布したフィルムを用いた。各試料のCTF(Contrast Transfer Function)は $U=50 \text{ lines/mm}$ で50% (ほぼ同一)であった。またRMS(Root Mean Square)粒状性はF-1が最も大きく、感度が約1/2低下するにしたがい約5%ずつ低下するような特性を持っている。

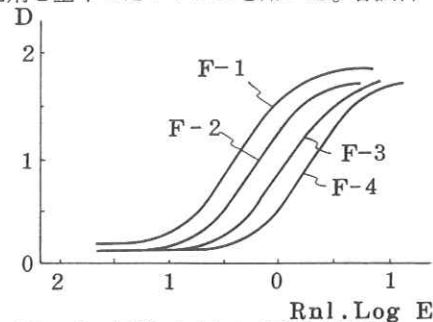


Fig 1. 写真フィルムのH&D曲線

## 2-2 蛍光増感紙

CaWO<sub>4</sub>系の蛍光体を用い、粒子サイズ(4.4 μ~12.0 μ)と単位面積当りの蛍光体塗布量(10~150 mg/cm<sup>2</sup>)を変化させることにより12種類の感度の異なる試料を作成した。各蛍光増感紙の相対感度(写真測光法で求めた)とU=2.1 lines/mmにおけるCTFをTable-1に示した。

試料グループ と 番 号	A				B				C			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
相 対 感 度	37	90	123	168	234	264	289	319	319	378	440	480
C T F (2.1)	0.73	0.63	0.65	0.59	0.47	0.45	0.43	0.43	0.35	0.32	0.32	0.31

Table-1. 蛍光増感紙の相対感度とCTF (U=2.1 lines/mm)

## 3. 実験方法

Fig.2. に示した配置で実験を行った。感度測定の場合はCassette の前面に80cm厚の水槽をおいて実験した。CTFは同位置にPb製のFunk 矩形波チャートをおき、また粒状性の場合にはAl wedge をおいてX線照射を行った。

各試料は、同一の現像条件すなわちRendol 20°C, 5分, タンク現像器で処理した。処理後マイクロホトメーターで測定し、データーを電子計算機IBM-1130にかけてCTF, RMSを求めた。

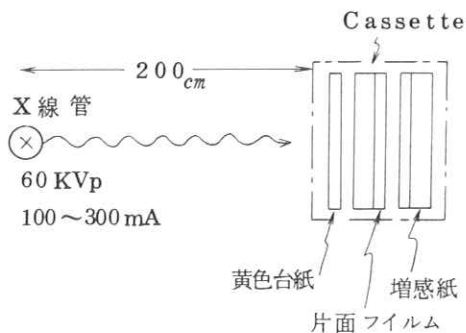


Fig.2 実験条件

## 4. 実験結果

Fig.3 に蛍光増感紙またはフィルムの感度に対するCTFの関係を示した。曲線(I)と(II)を比較すると、明らかにX線写真の鮮鋭度は増感紙に依存することがわかる。破線(△印)、一点鎖線(□印)は増感紙—フィルムの組合わせ感度が等しいグループのCTFであるが、ほぼ曲線(I)と同一の結果を示した。

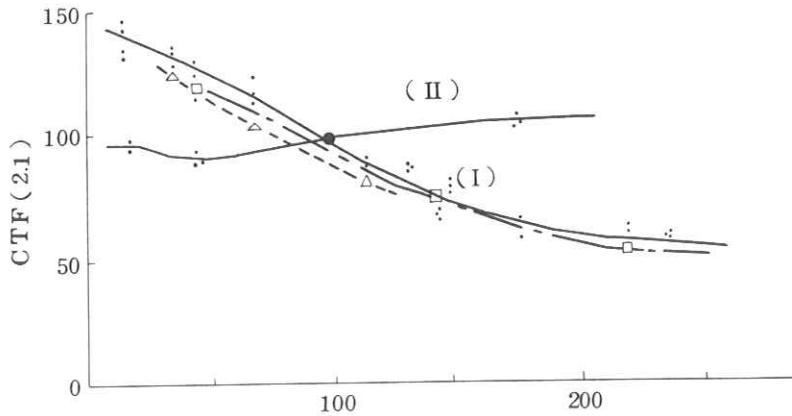


Fig. 3 蛍光増感紙, 写真フィルムの感度に対するCTF(2.1)

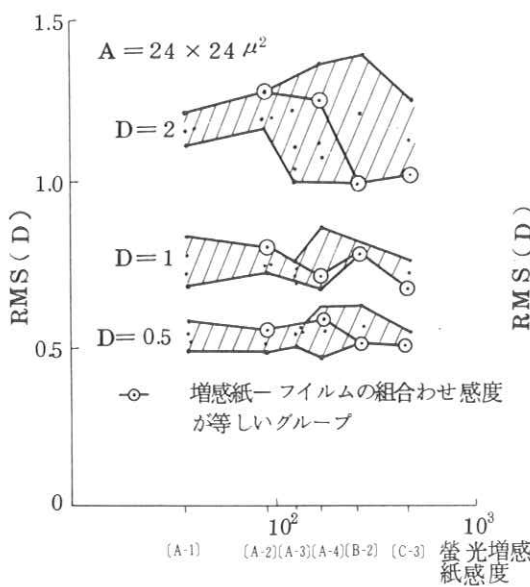


Fig. 4 蛍光増感紙感度に対するRMS粒状性

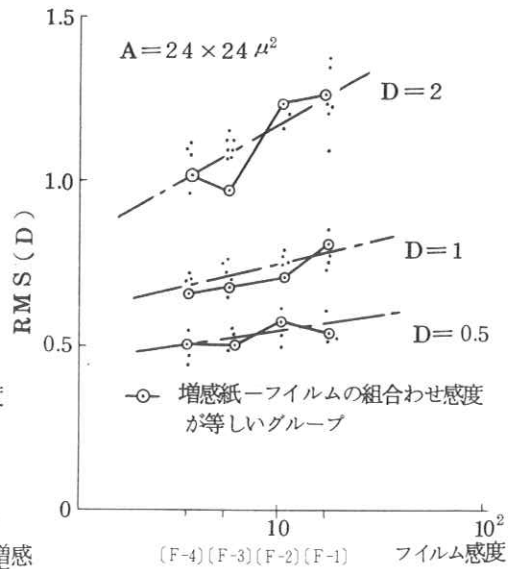


Fig. 5 写真フィルム感度に対するRMS粒状性



Fig. 4, 5 には同様に増感紙, フィルムの感度に対する RMS 粒状性の関係を示した。CTFの結果とは異なり, 増感紙の感度に対してほぼ一定の関係を示し, フィルムの感度に対しては感度の上昇と共に粒状性が比例的に増大する。また, 図中の折線は等感度の組合わせであるが同様な結果を示している。一方, 一定試料照明の条件のもとで一対比較法による粒状の測定を行ったが, Fig. 4, 5 の粒状性とほぼ同一の結果が得られた。

## 5. 考察及びまとめ

鮮鋭度に関する結果は予想通りであるが, 粒状性の結果は予想と逆であった。この原因としては次のような理由が考えられる。

X線写真の粒状性は近似的にあらわすことができる (FはWiener spectrum<sup>1)</sup>)。

$$F_{\text{total}} = K (F_x - \text{ray} \times R_{\text{screen}}^2 + F_{\text{screen}} + F_s \times F_x + F_{\text{film}})$$

K: constant,  $R_{\text{screen}}$ . 増感紙のOTF

Fig. 3 で明らかなように, 増感紙は感度上昇と共にCTFが大きく低下する。そのため, 感度の上昇と共に粒状性は粗くなるが, その反面上式の第1項が大きく低下するため, 全体としては粗くならないのではないかと考えられる。特に組合わせ感度を上昇させた場合でも, フィルムの感度上昇より蛍光増感紙の感度を上昇させた方が粒状性の悪化が小さいのは, X-ray quantum の影響の大きい系であるので<sup>2)</sup>より一層第1項の低下が影響すると思われる。以上の結果からX線写真の画質として, 蛍光増感紙の鮮鋭度とX-ray quantum, フィルムの粒状性をどのようにバランスさせるかなど, まだ研究の余地が残されていることが判明した。

1) 高野: TV学会誌, 23, 13 (1968)

2) 土井: 光学ニュース, No. 99, 2 (1968)

## ロックイン法による微弱光の測定

京都工芸繊維大学

金森仁志, 小島克之

### 1. ま え が き

けい光板, 増感紙等の分光特性の測定(フォトメータ等)において微弱光の測定に関する技術が重要旨され, 多くの研究がなされてきた。

微弱光測定法には, ロックイン法・雑音電圧法および光電子パルス計数法の3つの方法がある<sup>1)</sup>。ロックイン法は光電子増倍管(P.M.)への入射光に特定の周波数を持たせ, 雑音に埋れた信号を狭帯域増幅器の一種であるロックイン増幅器で選択増幅する方法である。雑音電圧法はP.M.への入射光が微弱な場合には, P.M.のショット雑音が入射光に比例する性質を利用して, ショット雑音を広帯域パルス増幅器で増幅する方法である。光電子パルス計数法は, 1個の光子を1つの電子集団に対応させて, パルスの処理して測定する方法である。

筆者等は, ロックイン増幅器を試作し, ロックイン法で微弱光の測定を行なったので報告する。また, P.M.への入射光の絶対値の測定についても工夫したので, これについても報告する。

### 2. 放射束の絶対値の測定

P.M.の分光放射束感度を求めるには, 入射する放射束の絶対値が分っている必要があるので, その測定法について述べる。

図1に示すように, 光源(タングステンよう素電球)・集光用レンズ・分光器(島津ボッシュロム強力モノクロメータ33-86-25)および光電照度測定装置(東芝LV-1-A形)を配置した。光電照度測定装置の受光面は後で述べるP.M.で微弱光を測定する場合の受光面の位置においた。まず, 分光器で分光した単色光の照度を光電照度測定装置で照合した。この場合単色光は受光面全体には照射しないので補正係数

$$\alpha = \frac{E / E'}{S / S'} \quad (1)$$

ここで、 $S$ ：受光面全体の面積

$S'$ ：受光部の光の当る面積（分光器より出た光が当る面積）

$E$ ：面積 $S$ に光の当たっているときの照度

$E'$ ：面積 $S'$ に光の当たっているときの照度

を用いて測定した照度を補正した。 $E'$ の測定を行なう場合には、 $E$ の測定を行なうときと同じ照度の光を照射し、受光面の $S'$ の部分を残して他の部分にマスクをかけ、光が当たらないようにした。測定値は

$$S = 16.62 \text{ cm}^2$$

$$S' = 0.74 \text{ cm}^2$$

$$E = 2.0001 \text{ lx}$$

$$E' = 2.141 \text{ lx}$$

であり、

$$\alpha = 0.147$$

となった。補正した照度より光速 $F$ を求めるには次式を用いた。

$$F = E' \alpha \frac{S}{S'} S = \alpha S E' \quad (2)$$

求めた光束を図2に示す。鳥津ボシュロム強力モノクロメータとタングステンよう素電球を組合せた場合の相対的な分光放射束感度は、図3に示した通りである（メーカ側の測定値）。これで先に測定した光束を除いて、光電照度測定装置の相対的な分光放射束感度を求め、図4に示すように標準比視感度曲線と同一の面積になるように書いた。分光放射束感度と標準比視感度曲線との交点AおよびBにおける放射束の絶対値 $P$ を次式

$$P = \frac{F}{68.05 V \lambda} \quad (3)$$

ただし、 $V \lambda$ ：標準比視感度

より求めた。この2点の放射束の絶対値を結んだ傾きは、図3に示した既知の相対的な分光放射束特性の傾きと一致したので、ほかの波長における値も比例により求めた。これが分光器から出る放射束の絶対値であり、図4に太線で示す。

P.M.の分光放射束感度を求める場合には図4の太線を用い、分光光束感度を求める場合には、図4の放射束から式(3)により求めた光束（図5）を用いた。

### 3. ロックイン法

#### 3.1 電気的特性<sup>2)</sup>

試作したロックイン増幅器の電気的特性について概略を述べる。図6はロックイン増幅器内部のブロック・ダイアグラムである。960 Hz の方形波の入力信号は並列T形フィルタを用いた960 Hz の選択増幅器で増幅され、さらに電力増幅器で増幅されて同期整流器に入る。方形波の同期信号は波形整形器すなわち960 Hz のメカニカルフィルタを通して正弦波とした後、移相器で入力信号と同じ位相に調整し、シュミット回路でもう一度方形波になおしたのち電力増幅器で増幅され、同期整流器に入る。この同期整流器で入力信号は同期信号と同位相の分だけが同期整流され、直流出力として取り出される。なお信号の大きい場合には、ブリッジ整流器を用い、同期信号を用いずに、出力を取り出すことができる。

図7はロックイン増幅器の直線性を示す。交流の出力は同期整流器の入力の位置で測定したものである。また直流の出力は同期整流したあとの出力である。交流出力はロックイン増幅器への入力量が $20\ \mu\text{V}$ 以下では雑音に加わって直線性が失われる。しかし、同期整流したあとの直流出力では雑音が除かれて直線となる。すなわち $3\ \mu\text{V}$ から $10\ \text{mV}$ 程度の入力に対しては同期整流すれば直線性が得られることが分る。

図8はP.M.用のカソードホロワ増幅器・前置増幅器およびロックイン増幅器を組合せたときの増幅率を、ロックイン増幅器自体の減衰器をパラメータとして、示したものである。交流出力と直流出力の測定箇所は、図6に示したロックイン増幅器のみの直線性の測定の場合と同様である。入力はカソードホロワ増幅器の入力である。減衰率が $1/100$ 、 $1/200$ 、 $1/1,000$ では直流出力も交流出力もほぼ直線となる。 $1/10$ と $1/20$ では交流出力に雑音に加わって直線になっていないが、同期整流することにより雑音が除かれて、入力に比例した出力が得られる。 $1/2$ では交流出力は雑音で飽和してしまい、入力信号の電圧変化にตอบสนองしない。直流出力は $2\ \text{V}$ 程度まで直線性を保っている。

#### 3.2 光学的特性

図9は光学的特性を測定するためのロックイン増幅器とその他の機器を組合せたブロック・ダイアグラムである。測定する微弱光はチョッパで960 Hz の方形波に切断した。同期信号も同じチョッパの別の穴で960 Hz の方形波に切断し、フォトトランジスタで受光し、ロックイン増幅器に入れた。測定光の強度は灰色フィルタで変化した。

図10は測定した分光放射束感度である。P.M.は浜松テレビのHTV-R136とHT

V-R118である。P.M.に印加した陽極供給電圧は830V, 680Vおよび530Vである。縦軸は入射放射束1Wに対する等価出力電圧である。すなわち、ロックイン増幅器の出力電圧に、ロックイン増幅器自体の減衰率と灰色フィルタの透過率の逆数を乗じ、これを図4に示した分光器からの絶対放射束を灰色フィルタの分光特性で補正した放射束で除した。図11は放射束より求めた光束(図5)を同様に補正し、光束感度になおしたものである。

時定数1秒で測定する場合にはロックイン増幅器の出力を0.1Vまで測定できるので、HTV-R136, HTV-R118の両方とも最大感度の波長520~530nm付近で $2 \times 10^{-13}$ W( $7 \times 10^{-11}$ lm)程度の入射光の測定が可能である。時定数を200秒程度とすれば1mV程度まで検出できるので $2 \times 10^{-15}$ W( $7 \times 10^{-18}$ lm)程度の入射光の測定が可能である。

#### 4. あ と が き

以上の結果のように、光電子増倍管(P.M.)を冷却せずに、最大感度の波長520~530nm付近で $2 \times 10^{-13}$ W( $7 \times 10^{-11}$ lm)程度の放射束の測定が可能であった。液体窒素等でP.M.を冷却し、雑音を減少することにより、さらに微弱な放射束の測定が可能になり、またP.M.への陽極供給電圧を高くすることによっても、より微弱な放射束の測定が可能になるものと思われる。なお、雑音の周波数分析を行ない、入力信号の最適の周波数を求める必要がある。

#### 文 献

- (1) R.R.Alfano and N.Ockman : J.Opt. Soc. Amer. 58(1968)90.
- (2) 金森, 津田川 他 : 昭和44年電気関係学会関西支部連合大会論文集(1969) G215.
- (3) 金森 他 : 昭和45年電気四学会連合大会論文集(1970) 1007.

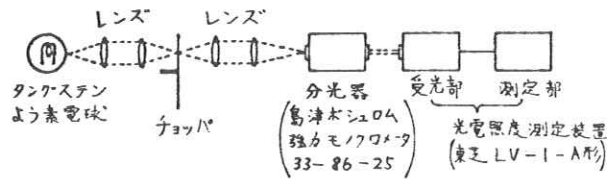


図1. 放射束絶対値測定ブロック・ダイアグラム

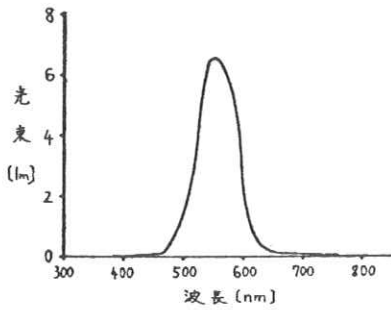


図2. 光電照度測定装置で測定した光束

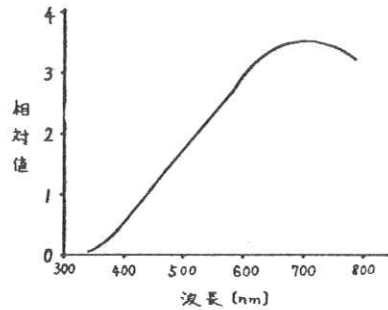


図3. 島津ホシロム強力モノクロメータとタンクステンよう素電球を組合せたときの相対的な分光放射束感度 (島津ホシロム強力モノクロメータ取扱説明書より)

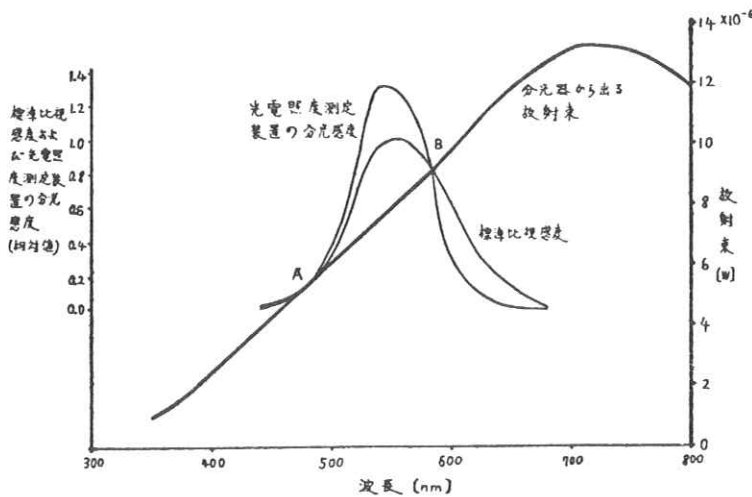


図4. 分光器から出る放射束の絶対値を求める方法

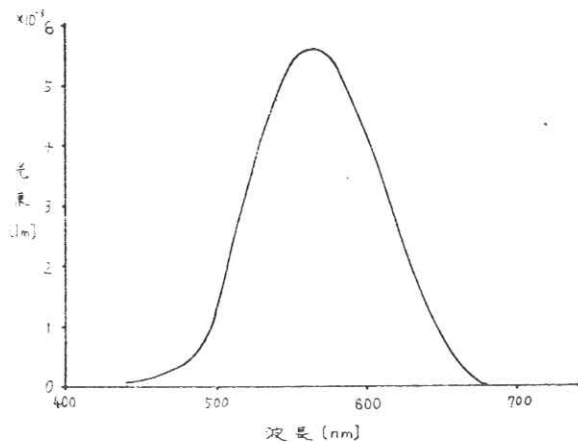


図5. 図4の放射束より求めた光束

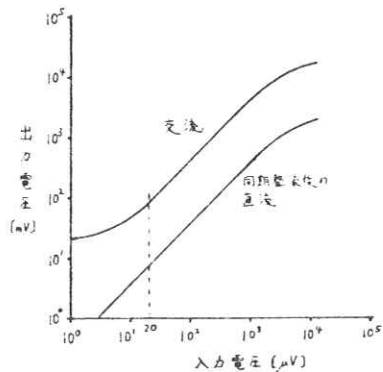


図7. ロックイン増幅器の直線性

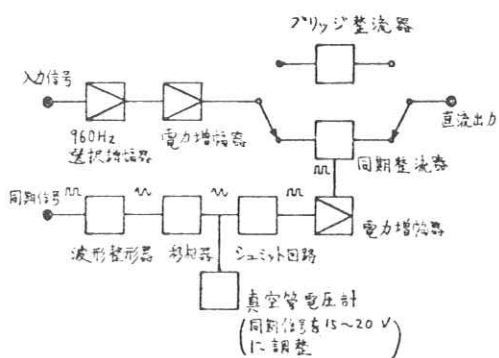


図6. ロックイン増幅器内部ブロック・ダイアグラム

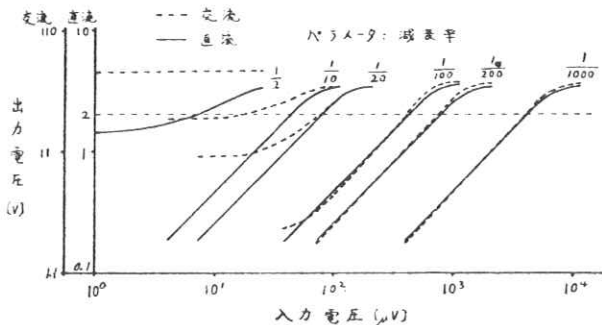


図8. カソードホロウ増幅器、前置増幅器およびロックイン増幅器を組合せた場合の直線性

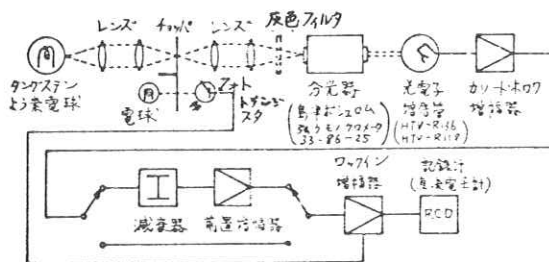


図9. ロックイン法ブロック・ダイヤグラム

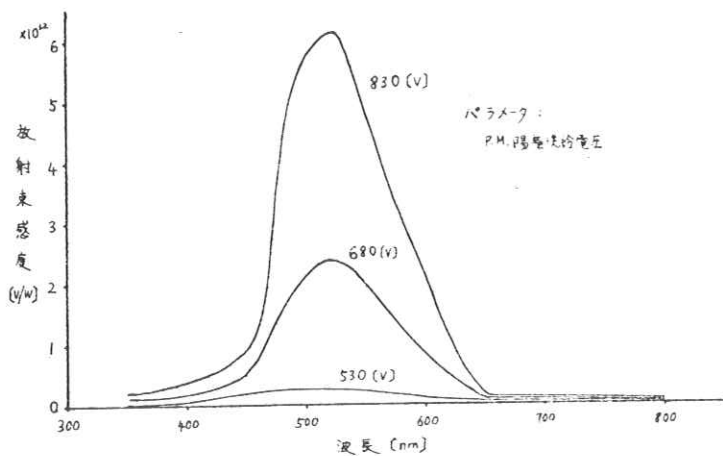


図10. ロックイン法による分光放射束感度  
(a) HTV-R136

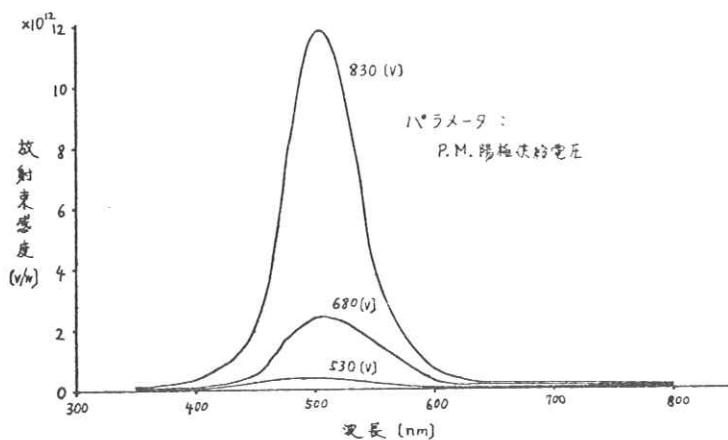


図10. ロックイン法による分光放射束感度  
(b) HTV-R118



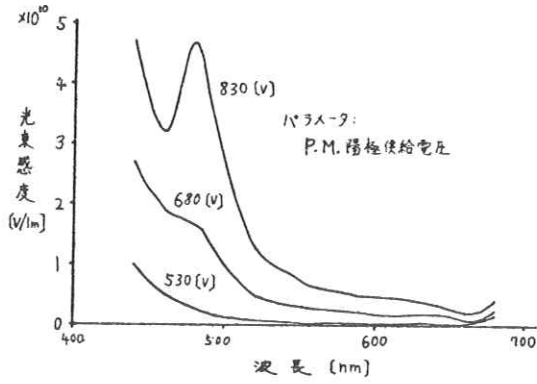


図 1 1. ロックイン法による分光光束感度  
(a) HTV-R136

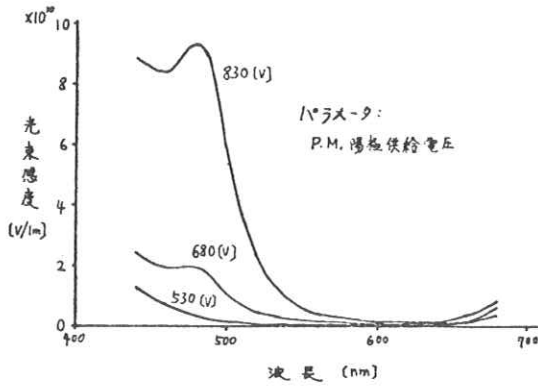


図 1 1. ロックイン法による分光光束感度  
(b) HTV-R118

# R . I . I . 研 究 会

会 長 高 橋 信 次，  
 顧 問 足 立 忠，立 入 弘，宮 川 正  
 常任委員 佐々木 常 雄，竹 中 栄 一，津 田 元 久，長谷川 伸，  
 委 員 飯 沼 武，一 岡 芳 樹，内 田 勝，梅 垣 洋一郎，  
 金 森 仁 志，木 下 幸次郎，久 保 栄太郎，（代理 松川収作）  
 佐 柳 和 男，佐々木 常 雄，竹 中 栄 一，高 野 正 雄，  
 滝 沢 正 臣，津 田 元 久，恒 岡 卓 二，長谷川 伸，  
 松 田 一，三 浦 典 夫，矢 仲 重 信，

## 編 集 後 記

長雨の候となりました。御健勝で日々御精励の事とお慶び申し上げます。例により発刊がおくれましたが、1973年第1号をおとどけます。

第35回研究会は色ページにあるように名古屋大学放射線科を会場に借用し、工学部の鳥脇先生をわずらわして胸部X線写真の自動診断に関する特別講演をお願いしました。同先生の長年の研究成果であり、質問も多く、今後の放射線研究のあり方を示すものとして興味深く聞きました。また前回にひき続いて金森先生の海外事情の御紹介があり、R I Iの研究レベルは世界一流、大いに外国語で論文書いて発表せよとのことで一同意を強くした次第です。会員を代表して御礼申し上げます。

第37回は9月上旬京都で行なう予定です。毎回雑誌発行のおくれが気になりますが、演題をお寄せ下さる方できるだけ早く原稿を下さるようお願いいたします。（S . H .）

印刷所	▽ 113	発行所	▽ 182	編 集 責 任 者	発行日	放 射 線 像 研 究
東京都中央区宝町三三 タナカ印刷株式会社 電話 〇三一五六七―二五五一	東京都文京区本郷七―三―一 東京大学医学部放射線 医学教室内	R I I 研 究 会	調布市調布ヶ丘一―五―一 電気通信大学電子工学科内 電話 〇四二四―八三―二一六一 内線 四二〇	長 谷 川 伸	昭和四十八年三月	