

# 放射線像研究

VOL. 3. No. 4 (通巻37号) 1973年12月

## \* 目 次 \*

研究会記事・会告	130 頁
特別講演資料	
1. 場による図形の変形とその応用 電気通信大学 藤村貞夫	137 頁
2. 場による図形変形を用いた手書き文字の識別 久保田正、藤村貞夫、中路幸謙	142 頁
3. 蛍光X線法のIn Vivv 動態検査およびイメージングへの応用 理学電気 種村 孝	150 頁
論 文	
38-1 平面回折格子モノクロメーターのO. T. F. と像修整 京都工繊大 小島克之、金森仁志	167 頁
38-2 アサグロ手法による画像の輪郭抽出 電気通信大 金子淑也、長谷川伸	173 頁
38-3 X線管の管電圧、管電流とその波形による放射X線の強度変化 (IV) 京大原子炉実験所 佐藤孝司	177 頁
38-5 イメージ・インテンシファイアー間接撮影方式における撮影条件の検討 日立メディコ柏工場 佐藤 茂	184 頁

## 第38回研究会記事

第38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48年12月8日(土) 10:40~16:30

場 所 電気通信大学電子工学科会議室

特別講師 電気通信大学 藤村 貞夫 助教授  
理学電機 種村 孝氏

出席者(敬称略)

青柳泰司, 秋貞雅祥, 飯沼 武, 池田祐之, 伊藤 博, 上前忠幸, 遠藤真広,  
籠田 実, 金森仁志, 金子淑也, 神谷 清, 川添修身, 木嶋伸一, 木下幸次郎,  
久津谷謙, 小島克之, 斎藤一彦, 坂本 優, 佐藤孝司, 神保昌夫, 杉本 博,  
世古淳也, 瀬崎信彦, 滝沢正臣, 竹中栄一, 恒岡卓二, 中里勝雄, 西岡敏雄,  
袴田祐治, 長谷川伸, 平川宗市, 藤村貞夫, 南 博, 山口奉頼, 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) 場による図形の変形とその応用 電通大 藤村 貞雄 助教授
- \* 2) 蛍光X線法の In vivo 動態検査および Imagingへの応用  
理学電機 種村 孝氏

研究発表

- \* 1) 平面回折格子モノクロメータのO.T.F.と像修整  
京都工繊大 金森 仁志, 小島 克之
- \* 2) アナログ手法による画像輪郭抽出 電通大 長谷川 伸, 金子 淑也
- \* 3) X線管の管電圧, 管電流とその波形による放射X線の強度変化(III)  
コンデンサー放電波形 京大原子炉実験所 佐藤 孝司
- 4) X線管のVI特性について 東邦大医放 青柳 泰司
- \* 5) II間接撮影における撮影条件の検討 日立メディコ 佐藤 茂
- 6) ラインソースによるシンチカメラのレスポンス測定  
日立電子 木嶋 伸一, 籠田 実, 山口 奉頼  
埼玉医大 関 守雄, 幸 哲夫, 宮前 達也  
日立電子 木下幸次郎

# 会 告

## 第39回研究会について

第39回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和49年3月9日(土)  
場 所 名古屋大学

## 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
上 前 忠 幸	2 8 8	北里大学放射線部 神奈川県相模原市麻溝台1	
小 島 克 之	6 0 6	京都工芸繊維大学工芸学部電気工学科 京都市左京区松ヶ崎御所海道町	075-791-3211 ☎ 580
佐 藤 茂	2 7 7	日立メディコ 柏工場研究グループ 千葉県柏市新十余二2の1	0471-31-4151
塩 島 勝	4 6 4	愛知学院大学歯学部歯科放射線学教室 名古屋市千種区末盛通2-11	
杉 本 博	2 1 3	東芝玉川工場レントゲン部 川崎市高津区久本30	044-833-1111
中 里 勝 雄	1 6 2	東京都立放射線技師学校 東京都新宿区筑土八幡39	03-269-6344
平 川 敏 誠	7 7 0	徳島大学病院内診療放射線技師学校 徳島市蔵本2	0886-31-3111 ☎ 357
平 沢 美 治	1 6 2	東京都立放射線技師学校 東京都新宿区筑土八幡39	03-269-6344
八 木 浩 史	7 7 0	徳島大学病院内診療放射線技師学校 徳島市蔵本町2	0886-31-3111 ☎ 357

## 住 所 変 更 等

氏 名	〒	勤務先新住所	Tel
(住所表示変更)			
富士写真フイルム株式会社	250-01	神奈川県南足柄市中沼210	
(住所変更)			
小 沢 甲子夫	150	NHK厚生部 東京都渋谷区銀杏2-2-1	
林 一 成		同 上	
(電話局番変更)			
東芝放射線株式会社		川崎市全域	044-822-5161
伊 藤 健 一		東芝玉川工場	044-833-1111
斎 藤 雄 督		同 上	
神 保 昌 夫		同 上	
鶴 野 大八郎		同 上	
吉 田 熙 宣		同 上	
恒 岡 卓 二		東芝堀川町工場	044-522-2111
南 博		同 上	
鍵 田 政 雄		関東労災病院	044-411-3131
小 泉 勝 三		東京原子力産業研究所	044-966-8211
小 泉 祐一郎		キャノン玉川第二工場	044-833-2111
(改 姓)			
金 丸 国 雄(旧姓岩切)		宮崎病院	

## R I I 研究会会員名簿の訂正

(記載もれ)			
酒 井 光 明	213	伊藤放射線機器(株) 川崎市高津区宮崎263-4	044-888-3096
(電話番号訂正)			
野 田 峰 男		日立メディコ柏工場	0471-31-4151

## 会費の納入について

昭和48年度までの会費を未納の方は至急お納め下さい。

会 費 1年分 500円

納入先 振替 東京151980

放射線イメージ・インフォメーション研究会

現金書留 〒113 東京都文京区本郷7-3-1

東大医学部放射線医学教室

竹 中 栄 一

## 第19回委員会議事録

日 時 昭和48年12月8日(土) 16:30~

場 所 電気通信大学

出席者(敬称略)

飯沼 武, 金森仁志, 木下幸次郎, 滝沢正臣, 竹中栄一, 恒岡卓二, 長谷川伸

議 事

1. 次回は3月上旬名古屋で開催することとした。
2. 米国においてR I I研究会を開催することについては、シカゴ大学でも歓迎の意向がある。しかし1974年開催については時間的に無理があるので、1975年夏を目途とし、まず調査をすすめることとした。

## 場による図形の変形とその応用

電気通信大学 藤村 貞夫

ここで述べる方法の基になる考え方は、一口にして言えば、図形自身をして語らしめ、そのとき得られる結果を利用しようということである。勿論、図形自身はそのまゝでは何も語りはしないから、語らせるための工夫をしなければならない。そのために以下のような細工を施す。つまり、図形を白地に黒の点の集りて表わしておき、この黒の点に架空の荷電粒子を置いてやるのである。この粒子は相互間で力を及ぼし合い、その力に従って粒子が移動するものと考えれば、この移動により図形自身に変化するようになる。この変形の様子を調べ、また利用しようというのがここで目的である。

### §1 図形中の一点に働く力と変位

Fig. 1のように2つの粒子A, Bが存在するとき、一方の粒子に働く力が粒子相互間の距離Rの関数 $f(R)$ として与えられるとする。ここで、正が引力、負が斥力を表わすものとしておく。

a. 一次元の場合：x軸正の向きの引力

$$F(x) = \int i(\xi) f(R) \frac{\xi - x}{R} d\xi \quad (1)$$

ここで、 $R = |\xi - x|$ ,

$$i(\xi) = \begin{cases} 1 & \text{点 } \xi \text{ に粒子が存在するとき} \\ 0 & \text{" 存在しないとき} \end{cases}$$

b. 二次元の場合：位置ベクトル  $X = (x, y)$ ,  $\xi = (\xi, \eta)$  を用いて

$$F(X) = \int i(\xi) f(R) \frac{\xi - X}{R} d\xi \quad (2)$$

ここで、 $R = |\xi - X|$

$$i(\xi) = \begin{cases} 1 & \text{点 } \xi \text{ に粒子が存在するとき} \\ 0 & \text{" 存在しないとき} \end{cases}$$

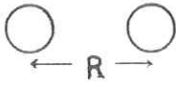


Fig. 1

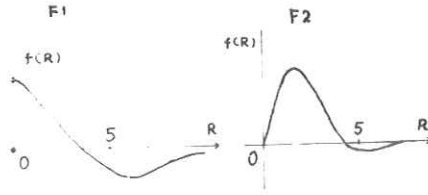


Fig. 2

$$d\xi = d\xi d\eta$$

今、粒子の変位が上で求められる力に比例して生ずるものとする、変位前後の  $i$  番目の粒子の位置をそれぞれ  $n, n+1$  のついた座標で示すものとして、(1)、(2)に対応して

$$x_i^{n+1} = x_i^n + kF(x_i^n) \quad (3)$$

$$X_i^{n+1} = X_i^n + kF(X_i^n) \quad (4)$$

と表わすことができる。ここで  $k$  は力-変位の変換係数である。

こうすることによって、図形は自然に変形することとなる。

ところで、この変形を考えるのに2つの場合がある。1つは(3)または(4)によって一度だけ変位した図形を考察の対象とする場合であり、もう1つは(3)または(4)を繰返し適用して最終的に変化のないところまで変形を進めたとき得られる図形を考察の対象とする場合である。

前者の場合には変形はさほど大きくはできず、それを利用することはまず考えられないが、人間の視覚系で見られる錯視現象に類似の変形が得られる(§2)点で興味がある。

一方、後者の場合には、図形中のある特徴的な場所に粒子が集中するような場(§3)や図形をいわば正視化するような場(§4)を作ることができ、特徴抽出、パターン識別などへの応用が考えられる。

なお、ここでは、関数形については、斥力の優勢な関数  $F1$  と引力の優勢な関数  $F2$  を用いており(Fig. 2)、図形の変形は電子計算機によるシミュレーションを行なっている。

## § 2 錯視図形への応用

関数 F1 を用いて図形を一度だけ変形させて得た結果の例を Figs. 3, 4 に示す。

Fig. 3 は Poggendorff の錯視図形で、元の図形 (・印) で平行線の外側の線分は A B を結ぶ直線上にあるにもかかわらず上方の線分と下方の線分が平行移動したように見えるというものである。

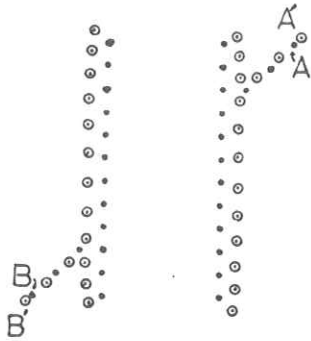


Fig. 3

これに対する変形後の図形が◎印で示したものであり、これから、変形後の上方と下方の線分は A' B' を結ぶ直線とは勾配が異なることがわかる。つまり、線分が平行移動した位置に存在することになるのである。

さらに、変形後の図形で、縦の 2 直線の間が中央でふくらんでいるが、これも我々の知覚に類似している。

Fig. 4 は Mueller-Lyer の錯視図形について (a)(c) に元の図形を (b)(d) に変形後の図形を変形量を量子化して示してある。これも変形前の中央部の線分については  $\overline{A_1 B_1} = \overline{A_2 B_2}$  であるが変形後には  $\overline{A'_1 B'_1} < \overline{A'_2 B'_2}$  となっており、錯視現象に類似している。また、この線分に交わる翼の部分をも長くすると両者の変形量の間の差が減少し、錯視量の減少に

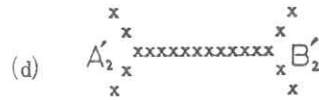
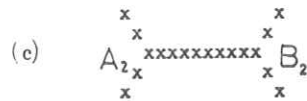
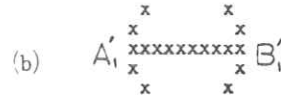
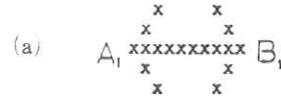


Fig. 4



対応することも判明した。

その他T字形図形や平行直線群についても錯視に類似の変形が得られている。

さらに、関数 F2 についても、変形の様子が上とは多少異なるけれども、類似の結果が得られている。

### § 3 特徴抽出への応用

(こゝでは関数 F2 について得られた結果を示す。)

上のような変形を繰返し実行する場合、逐次どのように変形が進行するかは、変形前の図形と  $f(R)$  の関数形とからおおよそ推定できる。個々についての詳細は省略するが、関数 F2 のような引力が優勢な関数については、ある場所に粒子が集まるとそこへの引力が強くなり益々集中が進行するという一種の正帰還を利用した変形になっていることを指摘しておこう。

得られた結果を Figs. 5, 6 に示す。

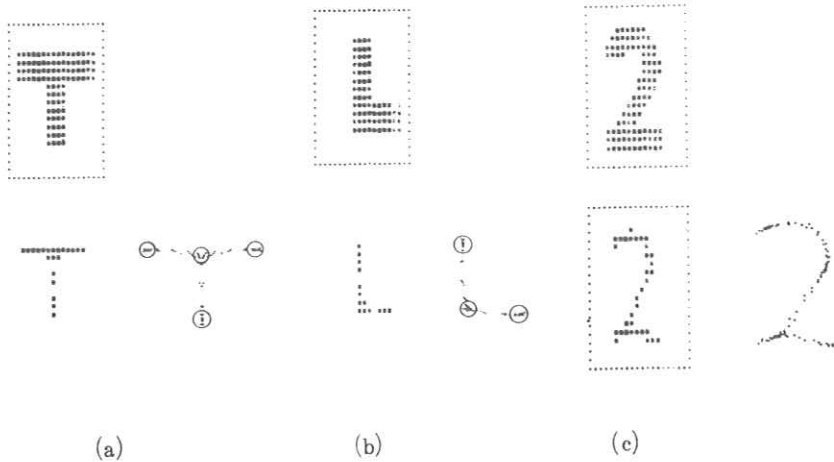


Fig. 5

Figs. 5 (a)(b)(c)の左上は元の図形、左下が F2 を 5 回適用して変形させたときの粒子の座標を量子化して示した図形、右下はこの量子化する前の粒子を示したものである。右下の図形から粒子が特定の部分に集合している様子がわかる。

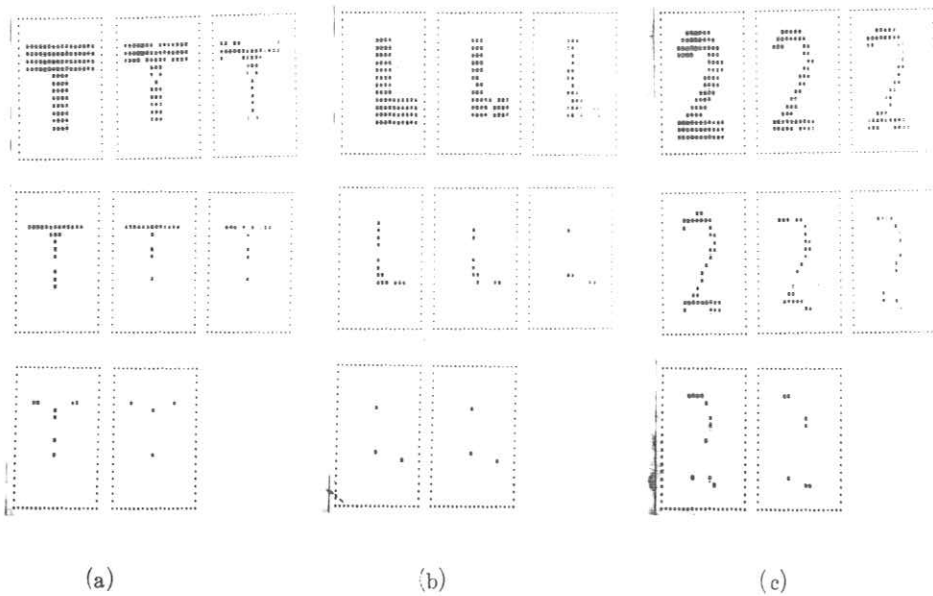


Fig. 6

これをさらに進めたものが Figs. 6 (a)(b)(c)で左上から右下にかけて F2 を 3 回適用する毎に変形がどのように進むかを示してある。

これから、粒子が図形の特徴的な部分（端点，交点など）に集中することがわかる。これを検出すれば、図形の特徴抽出ができる。

#### § 4 手書き文字識別への応用

別紙

## 場による図形変形を用いた 手書き文字の識別

久保田 正<sup>††</sup> 正員 藤村 貞夫<sup>†</sup>  
中路 幸謙<sup>†††</sup>

### Handwritten Character Recognition Using Transformation by Field

Tadashi KUBOTA<sup>††</sup>, Sadao FUJIMURA<sup>†</sup>,  
and Yukikane NAKAJI<sup>†††</sup>,

あらまし 本論文は、ある種の場合におかれたパターンの変形を利用して、パターン識別する方法を提案する。この変形により、同一クラスの文字はすべて一定の形に帰着させようというものである。すなわち、この手法においては、図形は架空の荷電粒子に類するもので構成され、粒子相互間の吸引、反発力(場)により、図形自身が変形してゆき、最終的にはもっとも安定な形に落ち着く。場としては、これ以外の場を設定しない場合と、標準パターンの場を設定する場合とを考えるが、いずれの場合も、この安定な形が同一クラスについて一定の形となる。したがって、識別はいくつかの定点のみに着目して行なえばよいことになり、きわめて簡単となる。文字の位置、大きさによる影響はあらかじめ文字正規化装置により除いており、上の手法を手書き数字、手書き英数字に適用した場合の識別率はいずれも90%以上であった。

#### 1. ま え が き

本論文においては、場による図形変形という新しい手法によって、手書き数字、手書きアルファベットの識別が可能であることを示す。この手法の概要をつぎに述べる。まず、文字をビジコンを通して位置大きさ正規化装置に入れる。これは平行移動と拡大縮小に関して全く不変な出力を与える。この出力は以後デジタル計算機で処理される。計算機の中では、まず太さ正規化を行なって線の太さを1にし、つぎにある種の作用を施す。図形はこの作用を受けて次第に変形し、その結果同一クラスの文字は1個または数個の一定の形に落ち着く。このように出力が文字の各クラスについて一定の形になるので、数個の定点のみに着目して識別を行なうことができ、きわめて簡単になる。

ここで述べる手法の眼目は場という概念を応用した点であるが、この場合は架空の荷電粒子で図形を構成し

たとき作られるものである。この粒子は距離の関数となるような場をもち、この粒子を図形の形状に分布させると、粒子相互の反発力、吸引力によって粒子が移動してゆき、それに伴って図形は変形して自然に一定の場所に落ち着く。このとき、図形はもっとも安定な状態を求めて自らを変形してゆくのであるが、これが同一クラスの文字については、一定の形に落ち着くわけである。

ここでは、粒子相互間の力のみによる変形<sup>(1)</sup>と、この力のほかに標準パターンに収束させるような場が存在する場合の変形とを考えるが、手書き数字の識別に関しては前者で十分であり、手書き英数字に関しては後者を用いてよい結果の得られることが判明した。

なお、図形との関連における場という考え方はゲシュタルト心理学において図形残効、錯視現象などを説明するために使われており<sup>(2),(3),(4)</sup>、生理学で網膜において測定された誘導の場<sup>(5)</sup>がこれに根拠を与えるものともみなされる。しかし、心理学の分野では諸現象を説明するために、いわば静的な場が考えられているのであり、ここで述べる、いわば動的な場の応用とは考え方が全く異なっていることを指摘しておきたい。

<sup>†</sup> 東京大学工学部計数工学科, 東京都  
<sup>††</sup> 現在 日立製作所, <sup>†††</sup> 現在 青山学院大学  
Faculty of Engineering, University of Tokyo, Tokyo, Japan  
113  
論文番号: 昭 47-199 [D-52]

## 2. 位置大きさ正規化装置

この装置は視野に文字が一つだけある場合に入力文字の平行移動や縦横それぞれ独立の伸縮に対して不変な出力を与える。ただし、回転移動に関しては考慮していない。

### 2.1 動作

まず第1回目の掃引で上下端  $y_1, y_2$ , 前後端  $x_1, x_2$  を検出し、これをデジタル的に記憶する(図1)。ビジコンによる文字の掃引は図1のように  $abcd$  の順に行なわれるから、文字の前端を求めるには、図1の視野の左端から文字までの最小距離を求めればよいし、後端については文字から右端までの最小距離を求めればよい。この距離はいずれも高周波数のパルスカウンタで数えることにより求めている。上下端も同様にして求められる。

第2回目以降の掃引では  $x_1, x_2, y_1, y_2$  の間をそれぞれ

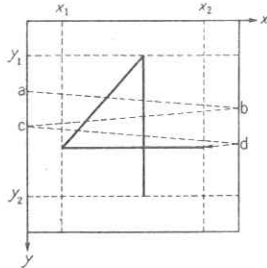


図1 入力パターンの走査  
Fig. 1—Scanning of an input pattern to detect  $x_1, x_2, y_1$  and  $y_2$ .

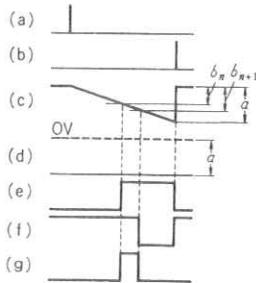


図2 可変幅分割

- (a) 前端指示パルス
- (b) 後端指示パルス
- (c) のこぎり歯状波
- (d) ホールド電圧
- (e)  $P_n$ : 比較回路
- (f)  $P_{n+1}$ : 比較回路出力
- (g)  $Q_n = P_n \cdot \overline{P_{n+1}}$

Fig. 2—Quantization of variable pattern width  $x_1, x_2$  (or height  $y_1, y_2$ ) into 13 segments.

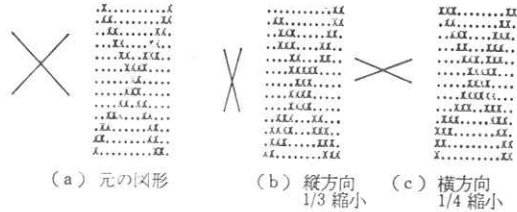


図3 正規化パターン

Fig. 3—Normalization of patterns. Original patterns are shown on the left side, and normalized outputs on the right.

れアナログ的に13等分する。図2にその方法を示す。上で検出された区間でのこぎり歯状波を発生させ(図(c))そのピーク電圧  $a$  をホールドしておく(図(d))。この電圧を13等分して得た電圧  $b_n, b_{n+1}$  とのこぎり歯状波とを差動増幅器飽和増幅器を用いて比較し、 $(a-b_n)$  に比例したパルス  $P_n$  を得る(図(e), (f))。区間の13等分の幅をもつパルスは  $P_n \cdot \overline{P_{n+1}}$  を実行する論理回路で得られる(図(g))。縦方向、横方向とも同様にして、文字の存在する部分が  $13 \times 13$  のメッシュに分けられることになる。各メッシュの白黒に応じて0か1の値が計算機に読み込まれる。

### 2.2 結果

図3に製作した装置を用いて行なった正規化の結果を示す。文字がビジコンの走査の範囲内にあればほとんど位置によらず、横方向は視野のほぼ4分の1まで、縦方向は視野のほぼ3分の1までは不変な出力を与える。横方向の限度はメッシュの粗さにより、縦方向の限度はビジコンの走査時間と計算機の読取り速度の関係によって定められる。なお、この装置は視野の中に文字が一つだけ存在するときしか適用できないこと、文字の幅が狭くなると出力の文字が太くなることなどの欠点があるが、普通のビジコンに接続して使用でき、比較的簡便により結果が得られる点に特徴がある。

## 3. 太さ正規化<sup>(6)</sup>

計算機に読み込まれたパターンは一般に線の幅がかなり広いので、 $3 \times 3$  のマスクを用いて太さ1のパターンに正規化している。以下で用いる入力図形というのは、この太さ正規化後の図形を意味する。

## 4. 図形の変形 I—粒子相互間の力だけが働く場合

このときの図形変形のアルゴリズムをフローチャー

トにしたものを図4に示す。作用1では、粒子は横方向にだけ自由に移動することができ、この移動によって図形がある安定な状態に達した後、作用2を施す。作用2は一種の正規化演算で最終図形を簡単化するためのものである。以下、フローチャートに沿って説明を加える。

#### 4.1 演算

(1) 作用1 入力は13×13のメッシュ上の2値(1または0)パターンとして表わされる。このパターンの1の値をもつ点の上に前述の粒子が1個ずつ置いてあると考え、その変形を求める。1個の粒子がほかの粒子に及ぼす力はメッシュ間隔を単位長さとして測定した両者間の距離 $r$ の関数 $f(r)$ として図6のように表わされるものとする。図形の形に置かれた粒子に1, 2, ...,  $m$ の番号をつけ、図5のように $x$ 軸、 $y$ 軸をとると、 $i$ 番目の点の座標 $(x_i, y_i)$ は1回の作用の後

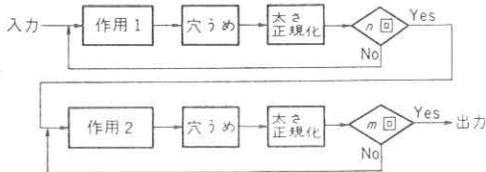


図4 フローチャート

Fig. 4—Flow chart of operations in a digital computer.

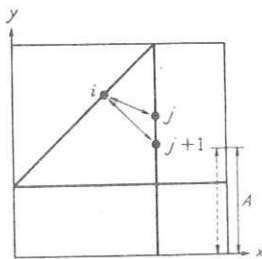


図5 相互作用

Fig. 5—Interactive forces.

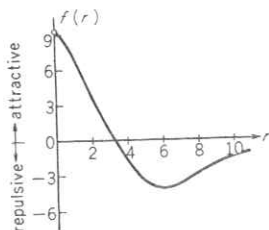


図6 力と距離の関係

Fig. 6—Relation between force  $f(r)$  and distance  $r$ .

$$x_i^{t+1} = x_i + \theta_k \left[ \sum_{j(\neq i)} f(|r_{ji}|) \frac{r_{ji} \cdot e_1}{|r_{ji}|} \right] \quad (1)$$

$$y_i^{t+1} = y_i \quad (i=1, 2, \dots, m) \quad (2)$$

となる。ただし、 $r_{ji}$ :  $j$ 番目の点から $i$ 番目の点へ向かうベクトル、 $e_1$ :  $x$ 方向単位ベクトル;  $\theta_k(x) = 1$  ( $x \geq k$ ),  $0$  ( $k > x > -k$ ),  $-1$  ( $x \leq -k$ ) ただし  $k > 0$ ; である。

つまり $i$ 番目の点は、ほかのすべての粒子からの力 $f(r)$ の $x$ 成分がある値 $k$ より大きければ $x$ 方向に $+1$ ,  $k$ と $-k$ の間ならば不動、 $-k$ より小さければ $-1$ だけ動かす。なお、ここでは $f(r)$ として

$$f(r) = \frac{A}{1+r^2/a^2} - \frac{B}{1+(r-c)^2/b^2} \quad (3)$$

$$(a^2=4, c=6, b^2=6, A=10, B=5)$$

$$f(r) > 0 \text{ 吸引力, } < 0 \text{ 反発力}$$

の形のものを使用した。(3)に含まれる定数の定め方については4.3(2)に述べる。

(2) 作用2 この作用は

$$x_i^{t+1} = x_i + \alpha(x_i) \quad (4)$$

$$y_i^{t+1} = y_i + \alpha(y_i) \quad (5)$$

ただし

$$\alpha(t) = \begin{cases} 1 & 4 \leq t \leq 6 \text{ or } 10 \leq t \leq 13 \\ 0 & t=7 \\ -1 & 1 \leq t \leq 3 \text{ or } 8 \leq t \leq 10 \end{cases} \quad (6)$$

で表わされる。この結果、図形は枠または中央線上にのみ存在することになる。

(3) 穴うめ もとの図形では連続であった部分が上述の作用を施した後は不連続になることがよく起こり、この不連続をなくすために「穴うめ」の必要が生ずる。ただし、ここでは、ある1点 $X$ に対して、それに隣接した8つの点のいずれかに黒点(1の値の点)がある場合、その黒点は点 $X$ と連続であるとする。穴うめは作用を施す前に記憶しておいた連続性が作用によって破れたとき行なう。

(4) 太さ正規化 穴うめによって線が太くなる部分が生ずるために行なう。3.で述べた太さ正規化と同じ方法であるが、あらかじめ用意するマスクはそれよりずっと少ないものでよい。

#### 4.2 識別と結果

上述の演算により種々の入力文字が変形される様子を図7に示す。横軸は作用回数を示す。図(a)は2と7に関する変形の過程を示している。9コラム目が作用1の最終図形、12コラム目が作用2の最終図形である。図(b), (c)には2, 7以外の数字に関して、原形を左端、作用1の最終図形を中央、作用2の最終図

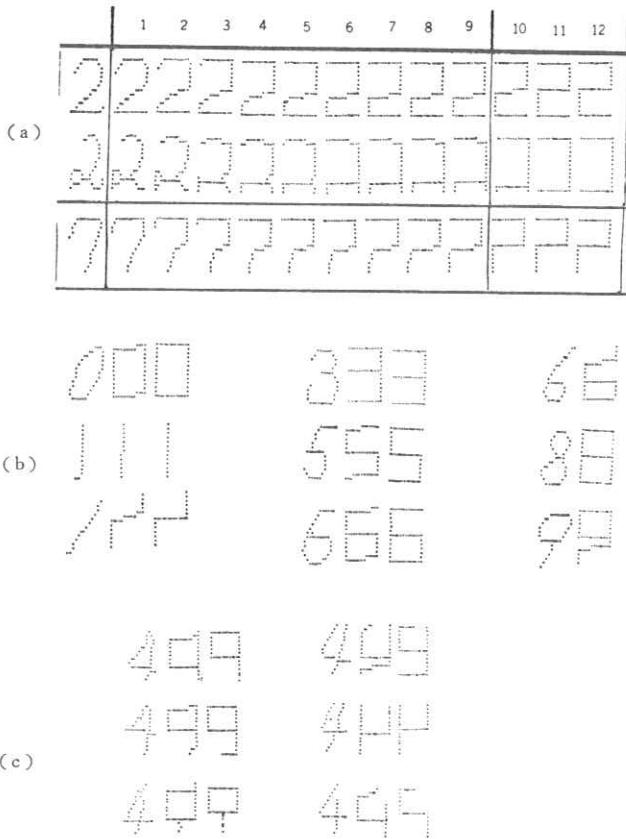
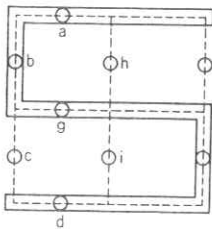


図7 図形の変形  
Fig. 7—Deformation processes of patterns.



$$F = abcdefg$$

図8 識別論理

Fig. 8—Detecting points for discrimination.

形を右端に示す。得られた最終図形を用いて識別を行なうには、図形が一定の、きわめて簡単な形になっていることから、いくつかの定点だけに着目し、その点が白か黒かの情報だけを用いればよい。たとえば、5を識別するには図8で  $a, \dots, g$  点の値から\*

$$F = a \cdot b \cdot c \cdot d \cdot e \cdot f \cdot g \quad (7)$$

を計算し、 $F=1$  なら入力文字は5であると判定することができる。最終図形が複数個あるものについては、それらをすべて考慮して識別を行なう。こうして識別した結果を表1に示す。対象とした手書き数字は10人の人にさまざまな大きさの数字を11個ずつ書いてもらったもの、110個であり、正答率97.2%であった。なお、2種の4は最終形がかなり違うため別の文字として扱った。0と8はもっとも安定に同じ形になり、識別率もよいが、2種の4は種々の形になり易く、識別が複雑となる。また、4と9は同形になり易いので、変形途中で図5のA部に水平方向の線分が接するか否かで（接すれば4、接しなければ9）判定している。表の中で1の識別率が

悪いのは1の上部のカギや下部の横線が強調され、7や2と、誤って判定したためである。

なお、上述の方法では、対象を英数字にまで拡張すると最終図形が同じになるものがいくつか現われ、識別が困難になる。

#### 4.3 考察

上述の方法の最大の特徴は図形の各部分は図形全体からの力を受けており、ある点の移動は全体との関連においてのみ論じることができる、という点にある。たとえば、図9(a)のA部と(b)のD部は場所も傾き

表1 結果

数字	0	1	2	3	4	4	5	6	7	8	9
正答数/データ数	10/10	7/10	10/10	10/10	10/10	10/10	10/10	10/10	10/10	10/10	10/10

\* 論理変数値を場所につけた名称で表わす。以後逆乱のおそれのない限り断らずに用いる。

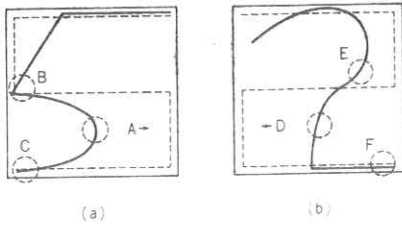


図9 作用の例  
Fig. 9—Example of contrastive forces.

もほとんど同じものであるが、図(a)のA部はB、C部より、図(b)のD部はE、F部より反発力を受け、それぞれ矢印のように移動する。つまり、周囲の状況が異なるため、移動する方向が異なり、最終的には全く異なる特徴として抽出されるわけである。すなわち、この方法は図形を構成する各要素(たとえば縦線、横線など)の絶対的位置の検出を行なうのではなく、むしろそれらの間の結合関係を一層強調した形で利用するものである。

以下、いくつかの問題点に関して実験的に検討した結果について述べる。

#### (1) 移動の方向

##### (i) 縦方向の移動のみを許した場合

図形の傾きの影響がきわめて大きく、有効な特徴抽出は期待できない。

##### (ii) 縦横両方向の移動を許した場合

0, 3, 5 以外は種々の形に変形され、特にループが広がって0と同じ形になる傾向があり、特徴抽出は困難になる。

#### (2) 場の関数形

場の関数形  $f(r)$  として吸引力と反発力の組み合わせが考えられるが、吸引力のみの場合には図形は1点に退化してしまうので、これを除いて考える。

##### (i) 反発力のみ

$$f(r) = -1/(1+r), -1/(1+r^2) \quad (8)$$

0, 8 などのようにつりあいのとりやすい文字は、この関数でも十分であるが、ほかの文字はばらばらになりやすい。これは近距離での力が特に大きいため、たまたま黒点が二つ横に並ぶと反発力が強く働いてお互いに離れて長い線分になる傾向があるためである。

##### (ii) 吸引力と反発力

$$f(r) = A/(1+r^2/a^2) - B/(1+(r-c)^2/b^2) \quad (9)$$

つまり距離の近いところで吸引、少し離れたところで反発力が働くようにする。この場合には、1点が少し線分からはずれても引き戻されるような力が働いた

め、(i) で述べたような欠点は除かれる。図7の変形に用いたのはこの形である。なお、式(3)の  $c$  の値はメッシュ数 13 の半分ほどにとってある。これは両側に図形要素があってもなお力が働くようにするためである。ほかの定数については、 $f(r)$  が符号の関係を保ってさえいれば、その大きさはあまり影響はなく、階段波形でもよい。

## 5. 標準パターンのある場合

上述の方法では、最終図形は枠か中央線だけで構成されており、きわめて簡単にはなるが、それだけ情報は失われ、複雑な図形の識別な困難となる。ここでは枠や中央線のかわりにポテンシャルの低い部分を設定し、より複雑な図形の情報抽出を考える。

### 5.1 演算

各クラスごとに1個または数個の標準パターンをあらかじめ設定し、その上に粒子をのせたときできる場(以下甲と呼ぶ)を考える。その場の上に、識別しようとする文字の形に粒子をおく。粒子は甲からの力と粒子相互間(以下乙とよぶ)の力によって移動し、文字は変形してゆく。つまり、文字は甲、乙による力の全体的なつりあいによって最終的には同一クラスのものほとんど同じ形に落ち着くというわけである。ここで甲の力は吸引力のみ、乙の力は図6で示されるものを用いる。このとき入力図形に施される作用は

$$x_i^{t+1} = x_i + \theta_k \left[ \sum_{j(\neq i)} f(|r_{ji}|) \frac{r_{ji} \cdot e_1}{|r_{ji}|} \cdot \frac{v_x^t}{t_x} + u_x^t(x_i, y_i) \right] \quad (10)$$

$$y_i^{t+1} = y_i + \theta_k \left[ \sum_{j(\neq i)} f(|r_{ji}|) \frac{r_{ji} \cdot e_2}{|r_{ji}|} \cdot \frac{v_y^t}{t_y} + u_y^t(x_i, y_i) \right] \quad (11)$$

で表わされる。ここで

$x_i, x_i^{t+1}$ :  $i$  番目の点の作用前後の  $x$  座標;  $y_i, y_i^{t+1}$ :  $i$  番目の点の作用前後の  $y$  座標;  $e_1, e_2$ :  $x, y$  方向単位ベクトル;  $u_x^t(x_i, y_i), u_y^t(x_i, y_i)$ :  $l$  番目の標準パターンから座標  $(x_i, y_i)$  の点に加わる力の  $x, y$  成分;

$$t_x = \max_i \left( \left| \sum_{j(\neq i)} f(|r_{ji}|) \frac{r_{ji} \cdot e_1}{|r_{ji}|} \right| \right)$$

$$t_y = \max_i \left( \left| \sum_{j(\neq i)} f(|r_{ji}|) \frac{r_{ji} \cdot e_2}{|r_{ji}|} \right| \right)$$

$v_x^t = \max_i (|u_x^t(x_i, y_i)|)$ ;  $v_y^t = \max_i (|u_y^t(x_i, y_i)|)$  である。

つまり一点に関する力の  $x$  成分を求めるには、この点に働く力の  $x$  成分をすべて加えたものに正規化係数  $v_x'/l_x$  をかけて、それに標準パターンからの力の  $x$  成分を加えればよい。  $y$  方向に関しても同様である。ここで標準パターンから甲 ( $u_x'(x_i, y_i), u_y'(x_i, y_i)$  に対応する) を計算するときには  $Z$  を計算するときの  $f(r)$  に対応して

$$g(r) = 1/(1+r^2) \quad (12)$$

を用いている。これは吸引力のみであり、この力により入力図形は標準パターンに近づくように移動する。なお、正規化係数をかけて甲と乙の大きさを同じ程度にするのは、甲が乙に比べて大きすぎると異なるクラスに属する文字も同じ形になりやすく、甲が小さすぎると、 $x, y$  方向の移動がほとんど自由になり、4.3 で述べたように、識別が困難になるからである。甲、乙の作用によって同一クラスの標準パターンの場の上で作用をさせたものは標準パターンとほとんど一致し、異なるクラスの標準パターンの場の上で作用させたものはかなり違ったものになる。ここで、以下のことを注意しておこう。すなわち、標準パターン ( $P_r$ ) を入力として、自分自身の場の上で変形させると、その出力は入力とは少し異なる形をとる (以後、作用後標準パターン ( $P_{dr}$ ) とよぶ)。したがって、未知パターン ( $Q$ ) を識別するときは、ある標準パターンの上で変形させた出力 ( $Q_d$ ) と、作用後標準パターン ( $P_{dr}$ ) との一致を調べる必要がある。なお、穴うめ、太さ正規化は 4.1 と全く同じである。

## 5.2 識別と結果

未知入力図形の属すべきクラスを  $\alpha$ 、標準パターンのクラスを  $\beta$  とするとき、 $\alpha$  と  $\beta$  が等しいとき、未知図形の作用後パターン  $A_d$  は  $\beta$  の作用後標準パターン  $B_{dr}$  にほとんど完全に一致する。それゆえ、少数個の定点を設けてそこが黒か白かを調べるだけで識別することができる。一方、 $\alpha$  と  $\beta$  が異なる場合には、一般に入力図形  $A$  は  $\beta$  の図形  $B$  とはかなり違っているが、作用後の図形  $A_d$  が  $\beta$  の作用後標準パターン  $B_{dr}$  と一致する場合がある。しかし、逆が成立しない場合、すなわち、 $\beta$  に属する図形  $B$  の作用後パターン  $B_d$  が  $\alpha$  の作用後標準パターン  $A_{dr}$  に一致しない場合には「 $\alpha, \beta$  両方の標準パターンと一致したときは入力図形は  $\alpha$  に属する」という判定規程を設けておけば、 $\alpha, \beta$  の図形を識別することは可能である。図 10 にまとめて識別の方法を示す。まず標準パターン 0~9, A~Z の場を用意しておき、入力図形をおの

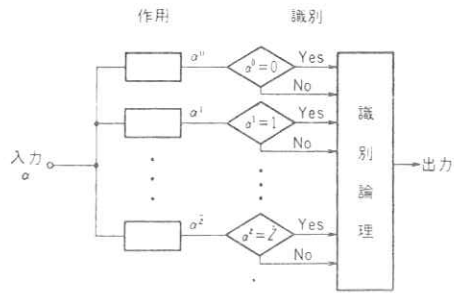


図 10 識別過程

Fig. 10—Discriminating process in the case where a field giving attractive force toward standard patterns is also taken into account.

おの標準パターンの上で作用をさせる。そのおの出力  $\alpha^j$  ( $\beta=0\sim 9, A\sim Z$ ) が  $\beta$  の作用後標準パターンに一致するかどうかを調べる。一つだけ一致するものがあれば、入力図形  $\alpha$  はその標準パターンと同じクラスに属するものとする。二つ以上の標準パターンと一致する場合には、上述の判定規程によって決定する。

5.1 で述べた作用により得られた結果を図 11 に示す。図 11 (a) は左上端が入力パターンで、ほかの図形はそれを図 (b) の対応する位置に示すような標準パターンの上で作用をさせた結果のパターンである。また図 (c) の左側が標準パターン、右側が作用後標準パターンである。この図から、入力図形が同じクラスの標準パターンの上ではその標準パターンと全く同じ形に変形されることがわかる。

ここで識別論理の例として  $A$  に対する論理式を示すと

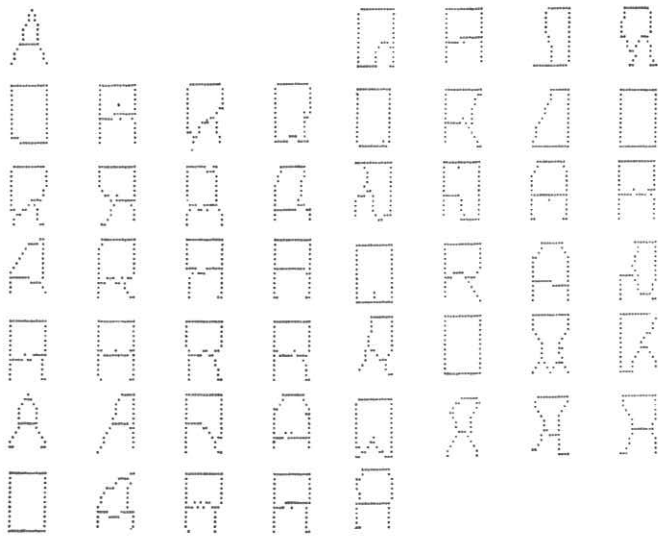
$$A = A_1 \cdot 4 \cdot 4 \quad (13)$$

となる。これは作用後パターンが  $A$  と判定され、かついずれの 4 でもない、という意味である。ここで

$$A_1 = abcdefgh \quad (14)$$

であり、 $a, \dots, h$  は図 12 に示した点での論理値である。なお、識別のための観測点は各標準パターンごとに 1 組定めてあるが、これは、あるクラス  $\alpha$  の場の上で、ほかの任意のクラス  $\beta$  の標準パターンを作用させた場合の最終パターンと、 $\alpha$  の作用後標準パターンとの相違が識別できるように選んである。このような識別論理を用いて行なった識別の結果を表 2 に示す。ただし、B, D, O (オウ), S, Z は 8, 0 (ゼロ), O (オウ), 5, 2 と区別する意味で  $\bar{B}, \bar{D}, \bar{O}, \bar{S}, \bar{Z}$  と表わしている。この表から明らかなように、1 クラスについ





(a)

G H I<sub>1</sub> I<sub>2</sub>  
 0 1 2<sub>1</sub> 2<sub>2</sub> J K L<sub>1</sub> L<sub>2</sub>  
 2<sub>3</sub> 3 4<sub>1</sub> 4<sub>1</sub> M N Ō P  
 4<sub>2</sub> 4<sub>2</sub> 5 6 O R Š T<sub>1</sub>  
 7 8 9<sub>1</sub> 9<sub>2</sub> T<sub>2</sub> U V<sub>1</sub> V<sub>2</sub>  
 A<sub>1</sub> A<sub>2</sub> A<sub>3</sub> B̄ W X Y<sub>1</sub> Y<sub>2</sub>  
 C D E F Z̄

(b)



(c)

図 11 結 果

Fig. 11—(a) Result in the case where the input pattern is A  
 (b) Layout of standard patterns  
 (c) Standard pattern and its deformed one by its own field.

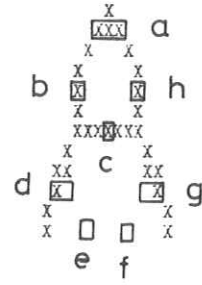


図 12 識別論理  
 Fig. 12—Detecting points for discrimination.

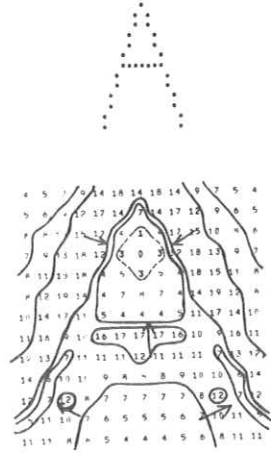


図 13 標準パターンの場

Fig. 13—Field produced by a standard pattern A.

表 2 結 果

文 字	0	1	2	3	4	4	5	6	7	8	9	A	B̄
正答数/データ数	10/10	7/10	10/10	9/10	10/10	9/10	10/10	8/10	10/10	9/10	9/10	10/10	9/10
文 字	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	Ō
正答数/データ数	10/10	10/10	10/10	8/10	7/10	9/10	9/10	9/10	8/10	9/10	7/10	9/10	10/10
文 字	P	Q	R	Š	T	U	V	W	X	Y	Z̄	計	
正答数/データ数	9/10	6/10	10/10	9/10	10/10	10/10	10/10	10/10	10/10	10/10	8/10	337/370	91.1%

て3個以上誤りがあるのはI, G, M, Qの四つである。これらの原因は、1はカギや横線が強調されると7や2と誤り判定され、Gは中央の横線が長すぎると6とみなされるためであり、一方Mの誤りは図形を量子化したときの誤差によるものであり、Qについては、下端のループが小さすぎると0と誤り、大きすぎると8と判定してしまうためである。

なお、参考のため、図13に標準パターンAに対する標準パターンの場合を示しておこう。図には等高線が示してあり、矢印の向きに力の働らくことがわかる。

### 5.3 考察

この方法の特徴は、各構成要素の絶対的位置と要素間の結合関係から定まる力を受けながら図形が安定な形に落ち着くように変形してゆくことを用いている点にある。ここで、要素の絶対的位置に関する情報が用いられることが4の方法とは異なっており、これは標準パターンの場合を設定したことにより、導入されたものである。なお、識別は4.と同様にいくつかの定点で白か黒かの情報を取り出すことによりきわめて簡単に行なえる点が特徴である。

ここでは以下に、この方法を用いる際に問題となる点、それに対する対策などを考察しておこう。

(1) 標準パターンの設定 入力図形が標準パターンと同じクラスに属する場合、入力図形の絶対位置が標準パターンから離れていても甲、乙からの力の向きが一致している場合には標準パターンに収束し、問題はないが、両方の力の向きが逆の場合には標準パターンに収束するような変形が見られず、別の標準パターンを設定しなければならなくなる。たとえば、図14の実線のAを入力図形とすると、M部は左向きの強い反発力のため点線で示したような標準パターンには一致しないので、実線と同じように右に傾いた標準パターンが別に必要となる。

(2) 細部の消滅 周囲に及ぼす力の大きさと

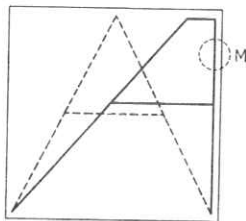


図14 補助標準パターン  
Fig. 14—Supplementary standard patterns.

う点で寄与の少ない細部の特徴は消滅してしまう。たとえば、5とSの間の相違点をなす左上部の角と丸みは周囲への影響力、周囲からの影響力という点ではほとんど差がなく、そのため変形後の図形も同じ形になってしまう。しかし、これは手書きによって変形した文字も変形を受けない文字と同じ形に帰着させるという要請をする以上やむを得ないことといえよう。

(3) 線の連続性 ここでの入力図形を構成する線はすべてかすれたり切れたりしていない、と仮定している。本来1本の線が切れているような場合には、前処理を施して切れ目がない線にしておく必要がある。

(4) 限界 たとえば、漢字などの複雑な図形に対しては、標準パターンの場合が入り込んでしまい、本手法による識別は困難となろう。また、識別すべきカテゴリの数についても、現在の36を大幅に増すことにはかなり困難が伴うものと思われる。

## 6. むすび

以上に述べたように場による図形変形という手法により、手書き数字、手書き英数字の識別を行ない、よい結果の得られることが判明した。しかし、この手法を実際問題に適用するにはデジタル計算機での演算に時間がかかりすぎるという問題があり、これは、並列演算、アナログ、デジタル併用演算などを行なう特殊計算機を作製して解決する必要がある。またこの手法において、標準パターンの場合を局在させることにより、さらに詳細な情報を抽出すること、あるいはこの手法を少し変更して図形の中の角、尖点、交点といった特徴を抽出することなども今後の課題として残された問題である。

謝辞 熱心なご討論をいただいた東京大学中路研究室の方々に感謝する。

## 文 献

- (1) 中路幸謙、ほか：“非線形変換による図形正規化の方法”，昭44信学全大，1，p. 97.
- (2) 横瀬善正：“視覚の心理学”，共立出版（1955）.
- (3) 野沢 晨：“図形残効の研究における場の理論”，心理学評論，9，p. 68（1965）.
- (4) W. ケーラー（相良訳）：“心理学における力学説”，岩波書店（1951）.
- (5) 本川弘一：“大脳生理学”，中山書店（1965）.
- (6) 坂井利之：“文字図形の認識機械”，p. 52，共立出版（1967）.

## 蛍光X線法の In Vivo 動態検査および イメージングへの応用

種 村 孝

理学電機株式会社

東京都昭島市松原町3-9-12

### 1. ま え が き

医学における In Vivo への R I 利用は、臓器のイメージング、動態検査など、きわめて活発に行なわれているが、同様の目的に蛍光X線を利用する試みが1960年代の後半にはじまり、70年代に入って、一方では医学界、他方では物理、電子工学界で注目され、数多くの研究が発表されている。

R I を用いるばあい、人体に R I を投与して R I の放射線を観測するに対し、蛍光X線法では  $\gamma$  線もしくは X 線で人体局部を照射し、光電効果にともないそこに存在する元素の放出する特性 X 線（蛍光 X 線と呼ぶ）を観測するのである。この場合測定元素は体外より投与したもの、またはもともと体内に存在するもの、いずれでも可能である。体外から投与するばあいは安全元素を用いる。

### 2. 装置の考察

蛍光X線法による動態検査また Imaging において、良い結果を得る条件は、測定目的の特性 X 線の強度およびそれとバックグラウンドとの比、換言すれば S/N 比である。これら二つの因子を決定する主要な装置は、一次線源と X 線検出器である。

一次線源には R I と X 線管球とがある。通常使用される R I 線源を表 1 に示す。R I 線源は、単色の X 線、 $\gamma$  線を放射し、軽量小型である長所を持つが、得られる光子フラックスが小さいという短所がある。X 線管球は、大きな光子フラックスを持つが、連続の Bremsstrahlung を放射する短所がある。これを改良して、二次 X 線用ターゲットを持ち一次 X 線でこれを照射し、単色の X 線を得る型の X 線管球も開発されている。

表1 RI線源

	放射線とエネルギー (keV)		半減期
$^{57}\text{Co}$	$\gamma$	122, 136	267日
$^{109}\text{Cd}$	AgKX,	22.1, 25.0	453日
	$\gamma$	88.0	
$^{125}\text{I}$	TeKX,	27.4, 31.1	60.2日
$^{153}\text{Gd}$	EuKX,	41.3, 47.3	236日
	$\gamma$	69.7, 97.4	
$^{241}\text{Am}$	$\gamma$	59.5	458年

検出器は、シンチレーション計数管 (SC), 比例計数管 (PC), 半導体放射線検出器 (SSD) がある。検出器の重要な性能であるエネルギー分解能は普通観測されるスペクトル線の FWHM (半価幅) で表わされる。図1に3種の検出器のエネルギー分解能を比較し

た。Si(Li) 半導体検出器の分解能が最も高く、以下 PC, SC と続く。Ge を用いた SSD の分解能も、Si とほぼ同じである。

蛍光X線の実験において、観測されるスペクトルは、目的の蛍光X線のはかに様

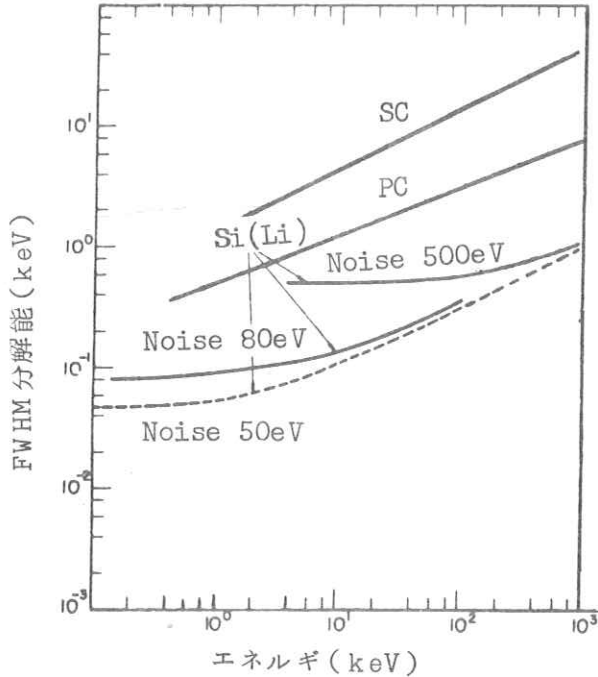


図1. Si(Li)半導体放射線検出器(SSD), 比例計数管(PC), シンチレーション計数管(SC)のエネルギー分解能, SSDの分解能は電氣的雑音により異なる。

様のX線を含む。図2は、Si(Li)検出器で観測したX線スペクトルで、蛍光X線のほか、一次X線の試料で散乱されたCoherentおよびCompton散乱線、検出器内でのCompton散乱にもとづく連続スペクトルがある。<sup>1) 2)</sup> 図3はXe比例計数管で観測したスペクトルで、試料であるXeのKX線のほか、一次線源<sup>241</sup>Am  $\gamma$ の散乱線、散乱線のXe検出器によるescape peakが見られる。試料で検出器との間に挿入した吸収体(または散乱体)Alの厚さが増大するに伴ない、目的の蛍光X線の強度の減少、散乱線とescapeとの強度の増大が認められる。<sup>3)</sup> 目的の特性X線以外の成分は、試料の含む他の元素の特性X線を加えて、バックグラウンドを構成する。その中から目的の特性X線を取り出すため、電子回路により波高分析を行なうが、観測するチャンネルに含まれるバックグラウンド計数は避けら

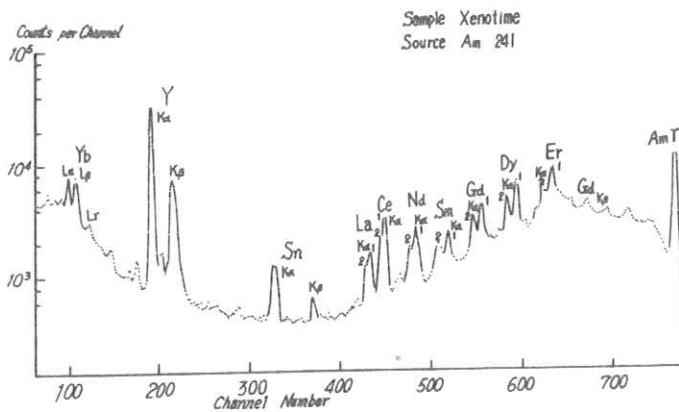
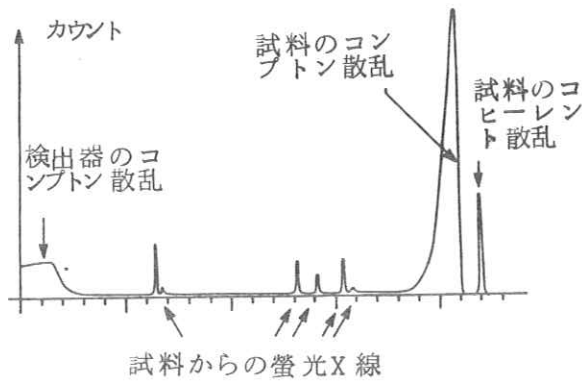


図2 Si(Li)検出器によるX線スペクトル, a) 概念図<sup>1)</sup>,  
b) 実測スペクトル線源<sup>241</sup>Am, 試料Xenotime 鈹<sup>2)</sup>

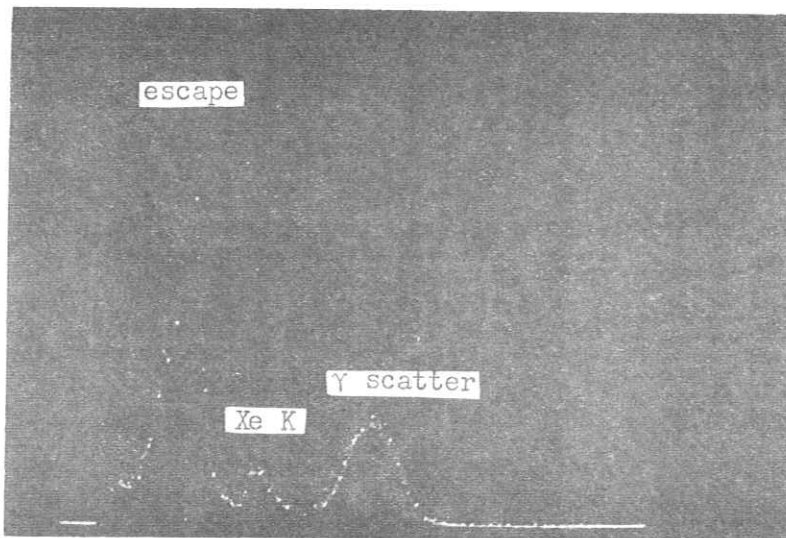
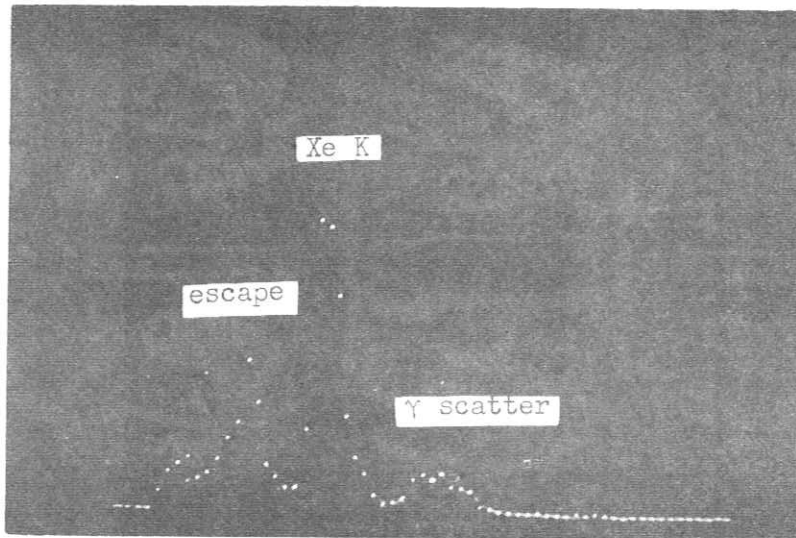


図3 Xe-CO<sub>2</sub> 比例計数管によるX線スペクトル，試料はXeガスで線源は<sup>241</sup>Am，試料とPCの間に吸収体として(a)Al 0.135 g/cm<sup>2</sup>，(b)Al 1.49 g/cm<sup>2</sup>を挿入<sup>3)</sup>

れない。エネルギー分解能の良い検出器がS/N比を高める第一の条件である。また適当なエネルギーの単色一次線源を選択し、散乱線が観測チャンネルに侵入しないようにする。連続X線を含む一次線源では、散乱線を選ばないことは出来ないため、S/N比の点で単色の一次線源に劣る。

動態の研究、あるいはスキューニングのばあい、観測時間の短いことがしばしば必要となる。そのばあい測定されるX線計数率は、一次線源の放射する光子フラックス、検出器の計数効率、検出器のサイズによる。測定の迅速性に応じた装置の選択を必要とする。

### 3. 蛍光スキューニング

蛍光スキューニングは、蛍光X線法によるIn Vivo研究の中もっともよく研究されており、とくに甲状腺の含む濃度の検出により甲状腺のイメージを得るのによく用いられている。甲状腺の含むI濃度は0.04%程度である。Iは原子番号の大きい( $Z=53$ )元素であるが、ラジオグラフィによる検査するには、低濃度にすぎない。これまで $^{125}\text{I}$ 、 $^{132}\text{I}$ をトレーサーとして甲状腺のイメージングが行われてきたが、蛍光スキューニングの方法がHofferらにより活発に研究され、すでに患者700人の実例がある。<sup>4-6)</sup>

図4は装置の略図で $^{241}\text{Am}$ の放射する $\gamma$ 線(59.5 keV)が甲状腺中のIから特性X線( $K\alpha$  28.5 keV,  $K\beta$  33.0 keV)を励起し、Si(Li)検出器がこれを観測する。 $^{241}\text{Am}$ 線源と検出器はコリメータされ、両者の交叉する小面積を観測するので、スキューニングにより二次元の映像が得られる。SSDは高分解能であるから、NaI(Tl)の使用に比べて映像

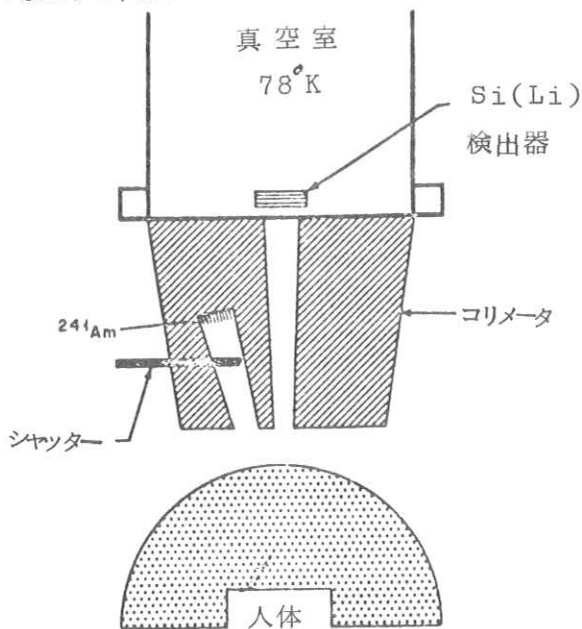


図4 蛍光スキューニング装置<sup>4)</sup>線源 $^{241}\text{Am}$

はより鮮明である。

$^{125}\text{I}$ ,  $^{131}\text{I}$  を用いるスキヤンニングに比べて、螢光スキヤンニングは次の長所がある。

- 1) RI を患者の体内に注入する必要がない。患者の吸収線量は RI トレーサー法の 5~25 rad. に対し、15 mrad<sup>6)</sup> にすぎない。また人体に内在する I を観測できる点で優れている。
- 2) 断層のイメージが得られる。入射ビームと検出器コリメータの交叉点が観測されるが、これを平行に移動して一平面上の I を検出し、断層または薄層のイメージを得、器官の精細な検査が可能である。
- 3) 甲状腺に内在する I の定量が可能である。甲状腺に内在する I の全量は甲状腺機能の重要なパラメーターで、診断に役立つ。定量における問題は、頸表面下甲状腺の位置および大きさにより IKX 線の減衰に差があることである。平均深さが 2cm 増すとレスポンスは  $\frac{1}{4}$  に減小する。減衰補正の方法は、Rollo<sup>7)</sup> および Kaufman<sup>8)</sup> によって提案されている。

#### 4. 透過スキヤンニング

透過スキヤンニングは X 線ビームの透過量により元素分布のイメージを得る方法である。Kraner らは<sup>9)</sup> X 線管球の放出する連続 X 線の透過によるスキヤンニングを研究した。特定元素たとえば I の分布を得るには、I の K 吸収端の高エネルギー側と低エネルギー側とにおいて透過 X 線を測定し、その比を記録する方法による。図 5 は装置の略図である。一次 X 線源は Mo ターゲットを持つ X 線管球で、検出器は厚さ 4mm の高純度 Ge 検出器である。X 線ビームは鉛コリメータにより、検出器表面で直径 4mm にコリメートされている。透過スキヤンニングは螢光スキヤンニングと異なり薄層イメージは得られないが、元素の全量に対応する像はより簡明に得られる。また通常のラジオグラフィーに比べてずっと良いコントラストが得られる。

Kraner らは透過スキヤンニングの応用例として、甲状腺の映像、I を含む造影剤の注射による胆汁枝、腎集合系の映像、Xe による肺の映像、Ba による肝臓の映像をあげている。また Xe の吸入による肺の換気など器官の動的検査にも役立てることが出来る。ラジオグラフィーに比べて少量の造影剤で足りることが、一つの特徴である。図 6 は、人体模型中の甲状腺ファントムを 2cm 厚の Thick Lobe における濃度量  $10\text{ mg/cm}^2$ ,  $5\text{ mg/cm}^2$ ,  $2\text{ mg/cm}^2$  として観測した透過スキヤンニング像で、所要時間は面積  $5 \times 5\text{ cm}^2$  に対し 5 分間であ



PICKER THYROID PHANTOM

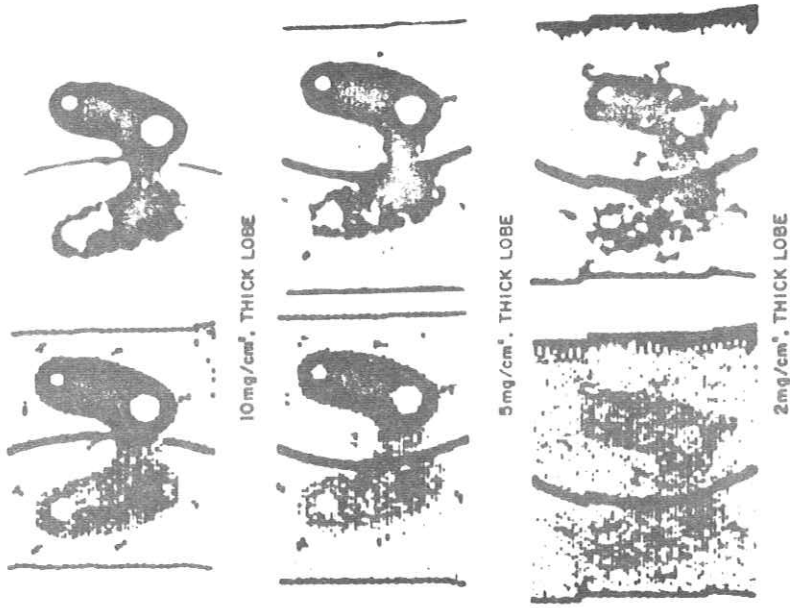


図6 甲状腺ファントムの透過スキヤニング像<sup>9)</sup>  
 濃度濃度による映像の比較

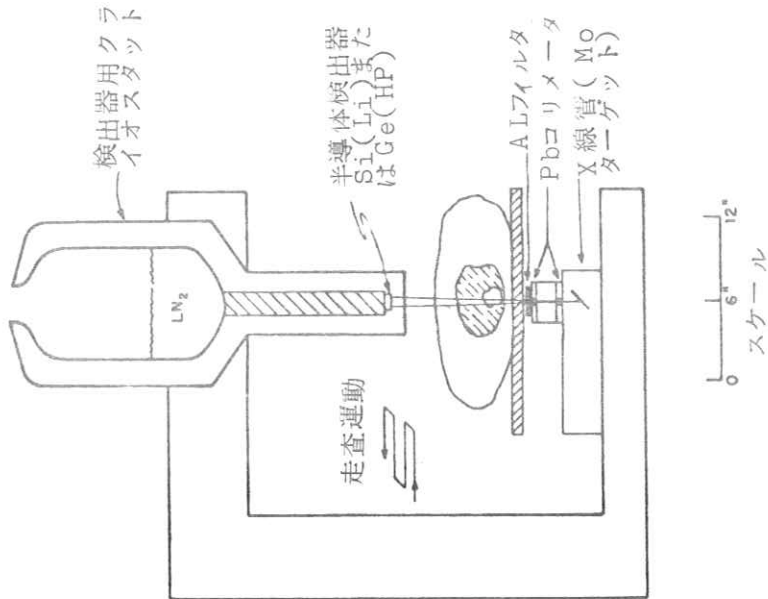


図5 透過スキヤニング装置<sup>9)</sup>  
 線源はMo対陰極X線管球

った。図6の左右の図は、原像と平滑化の簡便な方法として艶消しガラスを通して得た画像である。Xe 50%, O<sub>2</sub> 50%混合ガスを吸入したラビットの肺臓、造影剤 sodium diatrizoate を投与したラビットの腎と膀胱の映像も同じ論文に載っている。透過スキヤニングの感度は、原子番号が40から60の元素において高く、10cm厚の吸収体（水またはルサイト）中で、1 mg/cm<sup>2</sup>の感度を持つ。管球負荷は42 kVCP, 20~25 mAでスキヤニングの速度は resolution area (2~10 mm<sup>2</sup>) 当り1秒とした。透過スキヤニングの撮影時間は、10分以内、患者または験体の照射線量は、0.3~0.6 R/分である。

透過スキヤニングは、In Vivoの組織成分分析に応用でき、その実例にCameron, Sorenson らによる骨の鈣物質含量の測定<sup>10-12)</sup>、Preuss らによる軟組織の蛋白質と脂肪の定量<sup>13,14)</sup>がある。前者はSnのフィルターにより単色化した<sup>125</sup>I線源(27.4 keV)、100 mCiを用い骨の横方向にたとえば1.6 mm/秒の速度で、スキヤンし、0.4秒ごとに計数記録する。橈骨で15秒、踵骨で80秒程度で骨を横切る。Cameronらの目的は、実測データにもとづき、Bone Mineral Content = (鈣物質の質量/骨の単位長さ)を求めることである。正確さは屍体を用いた化学分析値と比較して、1.5% (標準偏差)であった。Preussらは、<sup>109</sup>Cd線源10 mCiを使用し、その放射する22 keVのX線と88 keVのγ線の透過を計数とする。筋肉を蛋白質、脂肪の二元系と見なし、ふたつのエネルギーの透過強度から、定量を行なう方法である。皮厚の測定値とこの方法による脂肪量との間に相関係数0.88が得られている。<sup>14)</sup>

## 5. In Vivoの動態検査

造影剤を注射、内服、吸入などによって人体内に投与し、造影剤の含む元素の蛍光X線を観測し、X線強度の経時的変化により、器官機能の動態を研究することができる。

Hofferら<sup>15)</sup>、Ter-Pogossianら<sup>16)</sup>、Kaufmanら<sup>8)</sup>は血液循環の動態研究を行なった。一次線源として、RIを用いるものとX線管球を用いるものがある。図7は、Hofferらが猿の脳中の血液循環の観測に用いた装置で、一次線源は<sup>241</sup>Amの環状線源3.3 Ci、検出器は面積200 mm<sup>2</sup>のSi(Li)検出器である。線源と検出器のコリメーションにより観測される容積は3 cm<sup>3</sup>である。波高分析器のウィンドーをIK $\alpha$ 線(28.5 keV)を中心に0.75 keV幅にとり、Renografin-76を1  $\mu$ Cないし2  $\mu$ Cを注射後、図7に示す局部からのIK $\alpha$  X線を0.2秒ごとに計数記録し、30秒続ける。Iの計数は6秒にビ

ークを持ち10秒  
でバックグラウンド  
計数となる経時曲  
線を描く。吸収線  
量は50 mrad.  
であった。<sup>15)</sup>

Ter-Pogossianは、<sup>16)</sup> 図  
8に示すごとく、  
一次線源としてX  
線管球を用い、一  
次X線と検出器と  
のコーリメータを観  
測部所で直交させ  
る。ビームの断面  
積は1 cm<sup>2</sup>である。

X線管球70 kV,  
3 mA, 面積25  
mm<sup>2</sup>, 3 mm厚のSi

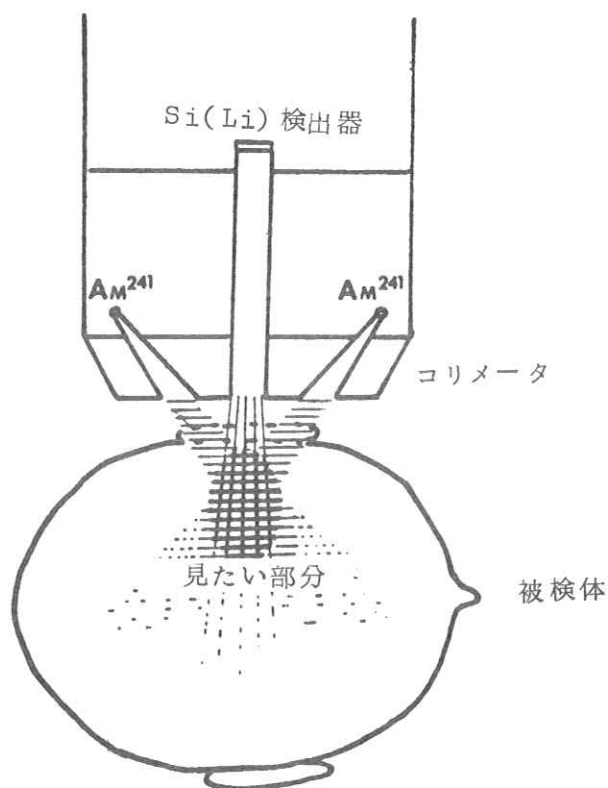


図7. 脳中の血液循環の動態検査装置<sup>15)</sup> 線源は<sup>241</sup>Am

(Li)検出器により予備実験を行ない、その結果、測定容積1 cm<sup>3</sup>, I濃度1%として、計数率10<sup>8</sup> cpsを得るには、X線管球70 kV, 50 mA, Si(Li)検出器の面積300 mm<sup>2</sup>を要すると計算した。X線管球と観測容積、検出器と観測容積との距離はそれぞれ2フィート, 1フィートであった。Kaufmanらは、<sup>8)</sup> X線管球から放射する断面積1 cm<sup>2</sup>のX線ビームと、断面積1 cm<sup>2</sup>にコーリメートしたSi(Li)検出器とをイヌの左心臓動脈で交叉させた。Iothalamate (Conray 50) 5 ccを注射し、I K<sub>α</sub>X線を0.2秒ごとにメモリー回路に記録した。図9は、こうして得られたIRX線計数率の時間的変化でCardiac Outputの曲線を示す。HofferらとKaufmanらは、脳室中のXeガス吸収の動態研究を行った。Hofferらは、<sup>15)</sup> 図7の装置を用いサルにXe 80%とO<sub>2</sub> 20%の混合ガスを6分間注入し、Xe K<sub>α</sub>X線(29.8 keV)を0.9 keVのウィンドウ幅で観測した。比較的緩慢な現象であるから、5秒計数値を記録し、30分間継続する。Xeの計数はXeを注

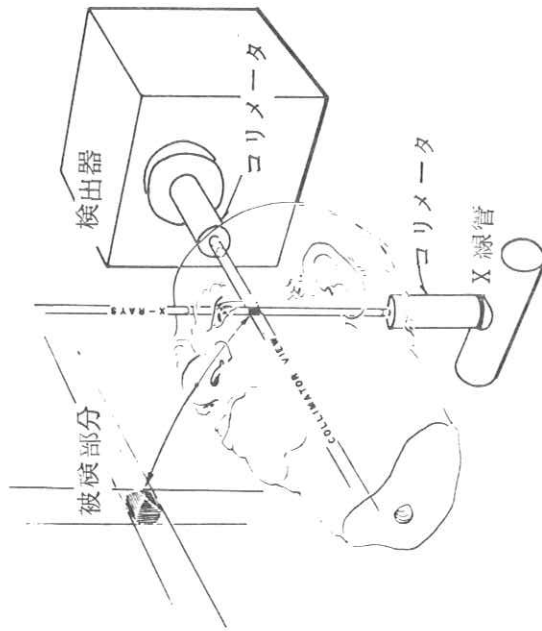


図8 血液循環の動態観測装置<sup>10)</sup> 線源はX線管球

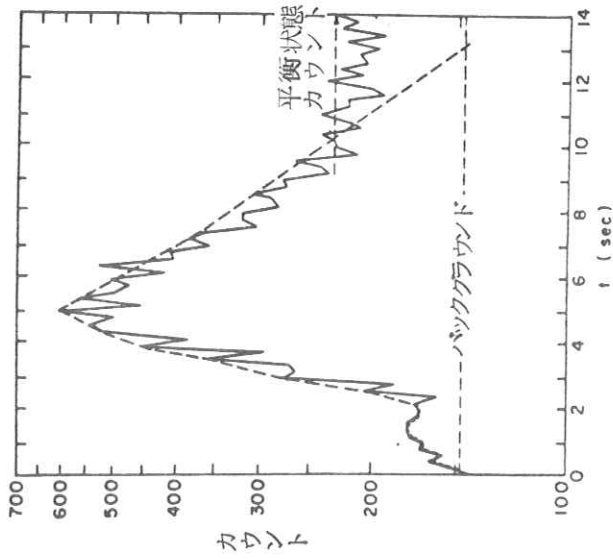


図9 左心臓動脈におけるConray 60注射後のI<sup>125</sup>X線  
計数率<sup>8)</sup> 0.2秒計数を記録。バックグラウンドは注射前  
の計数率による。

入する6分間増加し、その後減少する。吸収線量は3 rad以内であった。Kaufmanらは、<sup>8)</sup>  
<sup>241</sup>Am線源2.5 Ci、2個を用いて、Xeガスの脳室内での吸収を研究した。サルについて  
 予備実験を行なった後、6人の患者を検査した。図10にその結果を示す。Xe計数の減少  
 は時間の指数関数に近い。2時間の連続測定において、コリメーター表面での照射線量は  
 300 mrであり、<sup>138</sup>Xeトレーサーによる測定のばあいに比較してずっと小さい。

Kaufmanらはまた造影剤Chorografinを用いて肝臓内の沃度濃度の経時的变化を  
 追跡できることを指摘した。一次線源は<sup>241</sup>Amを用いる。200秒ごとに計数して15分  
 間記録した後、500秒ごとの計数を4時間記録する。肝臓は人体の比較的深部にある器官  
 であるから、Iの定量にはIK $\alpha$ 線の減衰補正が必要である。Kaufmanらは、Compt-  
 on散乱線とIK $\beta$ 線の計数を用いる減衰補正の方法を提出し、ほぼ5.7cm厚の組織に相当  
 する5cm厚ルーサイトを吸収体として、I濃度0.049 mg/ccから6.47 mg/ccの間の試料  
 測定を行なった。減衰補正後の実験値濃度の正確さを検証し、単一測定につき平均誤差10  
 %を得た。イヌを使ったIn Vivoの実験によれば、肝臓のI濃度は、注射直後に0.4 mg/cc  
 で、3時間後に0.1 mg/ccに低下するから、<sup>241</sup>Am線源による検査は10%程度の誤差で  
 可能であることが知られる。

## 6. 蛍光X線カメラ

蛍光X線法において  
 も、二次元の位置情報  
 を持つ検出器を用いて  
 ガンマカメラに対応す  
 る映像を得ることがで  
 きる。二次元イメージ  
 ングを得る装置として、  
 広く用いられている  
 Anger型シンチカメ  
 ラ、Bender型オー  
 トフルオロスコープは、  
 シンチレーション計数  
 管を応用しているが、

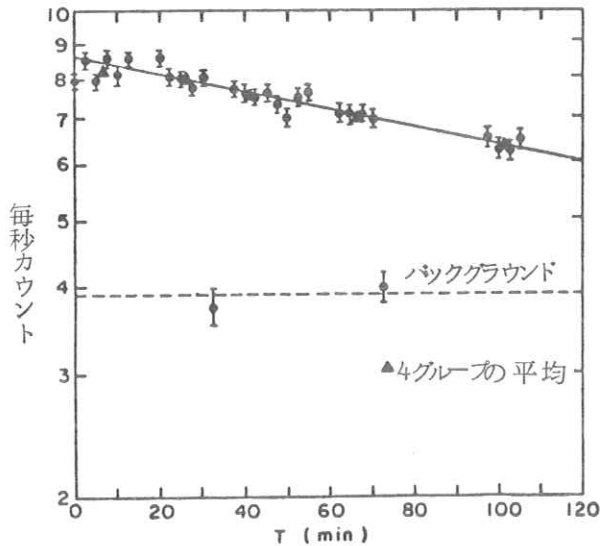


図10 蛍光X線法による脳室中Xeの減衰グラフ<sup>8)</sup>  
 線源は<sup>241</sup>Am

最近、位置検出用比例計数管あるいは半導体検出器の開発が進められてきた。それらは、エネルギー分解能が高く良い映像を得ることができ、空間的、時間的分解能も優れている。

SSDあるいはPCを用いて、放射線の空間分布を測定するには多数の小型検出器を一次元、二次元に並べて同時に映像を得る方法もあるが、単一の検出器を用いて位置を検出する二つの方式がある。一次元の位置検出PCを例に、これを説明する。第一の方式はPCの陽極の両端を前置増幅器につなぎ、垂直方向から放射線を入射させるとき、心線の両端に集まる電荷 $Q_1, Q_2$ が入射粒子の位置 $x$ と両端との距離、すなわち $x$ と $L-x$ に比例するという関係にもとづく。ここで $L$ は陽極線の長さである。故に電荷 $Q_1, Q_2$ を増幅してその比 $Q_1/(Q_1+Q_2)$ をとれば、 $x/L$ が得られ粒子の $x$ 座標が知られる。Semmlerはこの方法でX線回折像を測定し、位置分解能 $0.4 \sim 0.5 \text{ mm}$ を得た。<sup>17)</sup> 第二の方式は、PCの陽極線の一端を、検出器の特性インピーダンスに近い値のインピーダンスに、他端を増幅器につなぐとき、入力電圧の立ち上がり時間が、放射線の入射位置 $x$ の関数となることを利用する。波形を両極性パルスに成形しゼロ交叉の時間を測定する。Borkowskiはこの方式によって位置分解能 $0.5 \text{ mm}$ を得た。<sup>18)</sup>

Borkowski, Kopp は第二の方式により、二次元の映像を得る光子カメラを作製した。<sup>19)</sup> 図11はその全体を示した略図である。図12は、比例計数管と信号処理回路の図である。マルチワイヤの陽極の上下に、線の方向を互に直交してX方向、Y方向にとった陰極を配置する。二つの陰極はいずれも一次元の位置検出比例計数管であり、立ち上がり時間からX、Y情報を得る。線の間隔は $2 \text{ mm}$ で、カメラの位置分解能は $1 \text{ mm}$ であった。ここに示した光子カメラの主な性能をあげれば、

PCの有感面積	$200 \times 200 \text{ mm}^2$
ガスの深さ	$75 \text{ mm}$
ガス	Ar, Kr, Xe + 10% CH <sub>4</sub>
気圧	$750 \sim 1500 \text{ mmHg}$
空間分解能	$1 \text{ mm}$
検出効率	30 keVの光子に対し、65%(Kr-CH <sub>4</sub> , 圧1500 mmHgのばあい)
計数率容量	20,000 cps

このカメラで撮影した実例として、図13に手のX線透過像を示す。線源は<sup>109</sup>Cdを用い、オッシロスコープ上の像を写真撮影したもの、吸収線量はわずかに $\mu \text{ rad}$ であった。

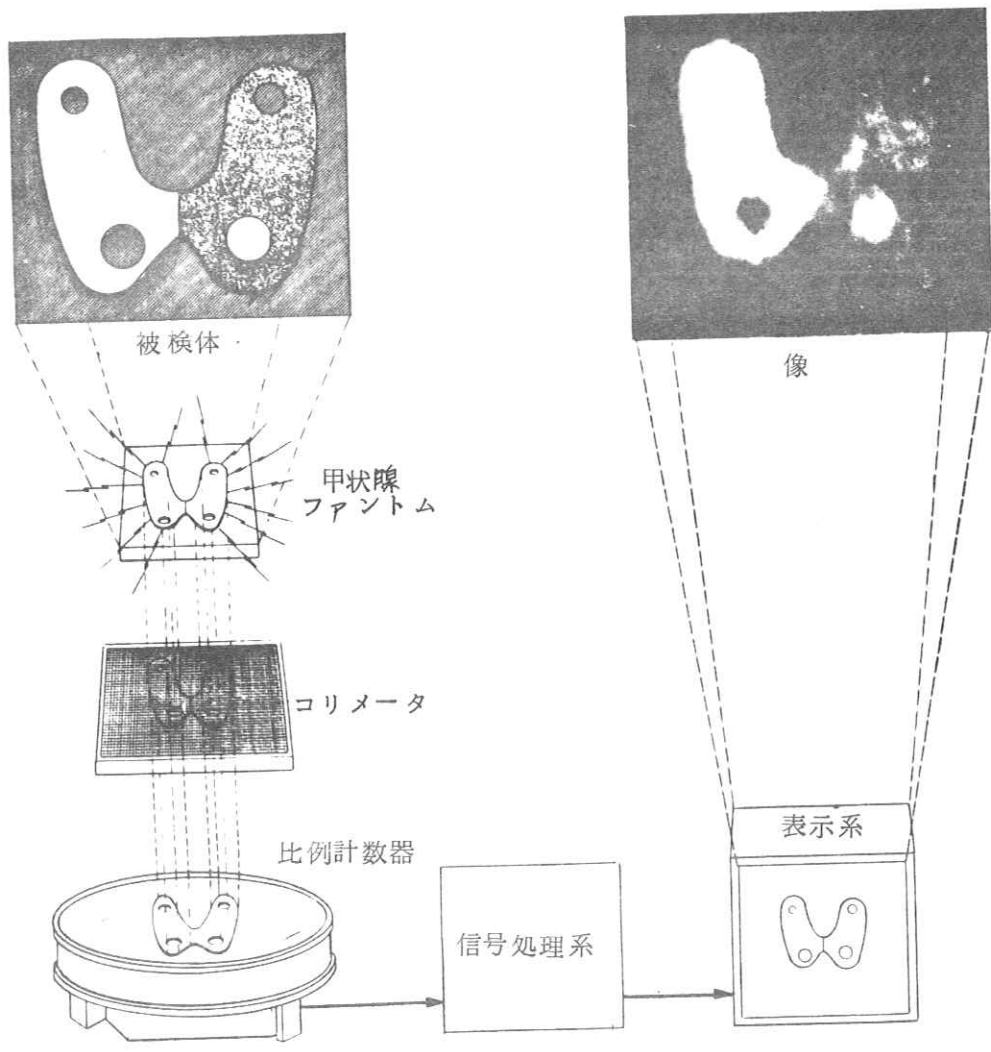


図11 二次元位置検出比例計数管を用いた光子カメラ。 $^{125}\text{I}$  溶液を含む甲状腺ファントムのイメージング<sup>19)</sup>

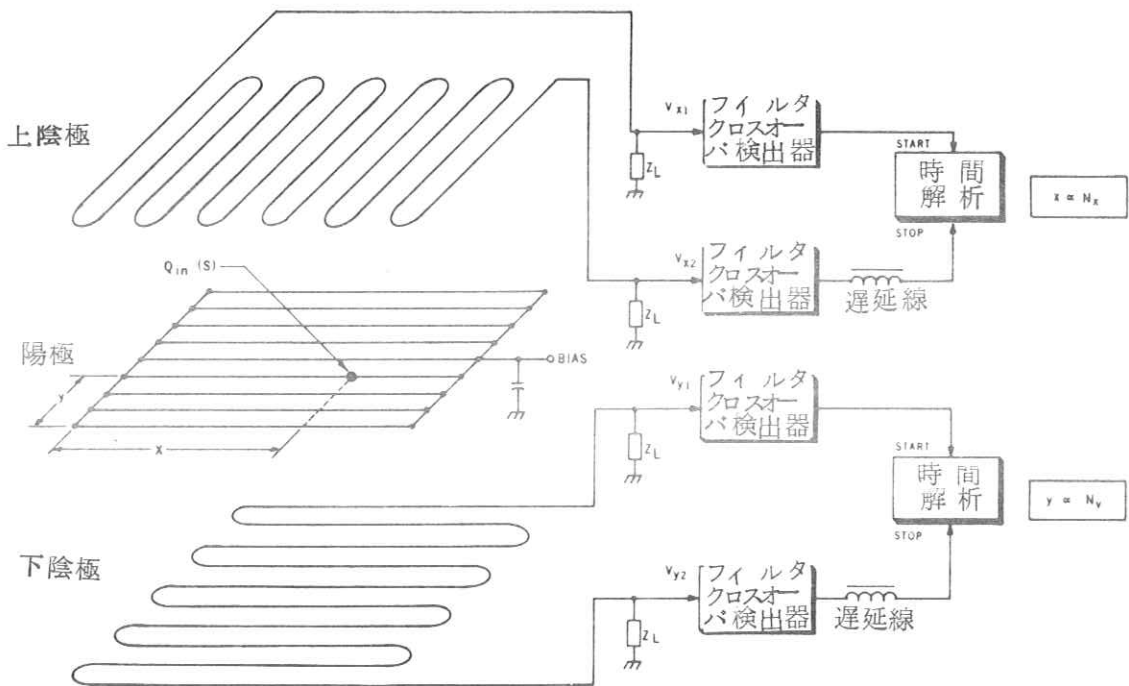


図12 二次元位置検出比例計数管と信号処理回路系<sup>19)</sup>

Kaufmanらは、二次元の位置検出用マルチワイヤPCを用いて、甲状腺の薄層イメージを得る蛍光X線カメラを報告している。<sup>20)</sup> 図14に装置の概略図を示す。図14(a)に見るように、2個のRI線源を水平面上、患者の左右約20cmの距離に配置し、多孔平行型コリメータと組み合わせた検出器を垂直上方に配置する。一次線源は<sup>241</sup>Amの線状線源9Ci(自己吸収により実効値

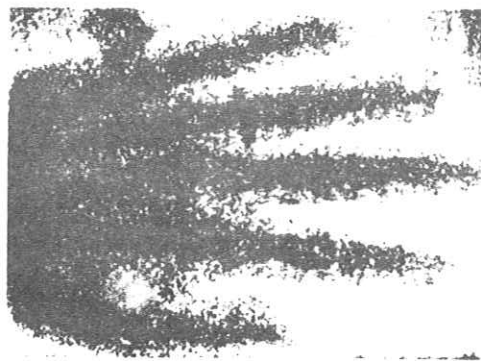


図13 光子カメラによる手の透過X線像<sup>19)</sup>



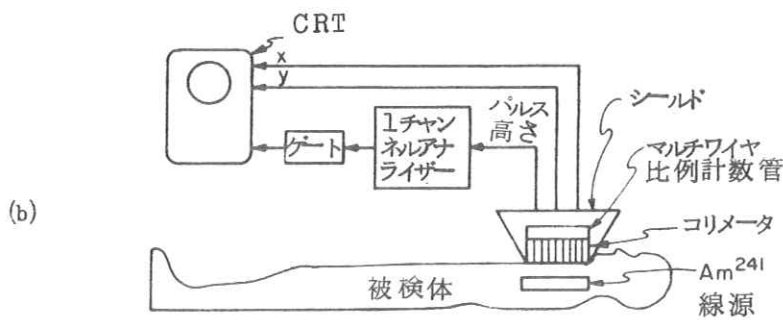
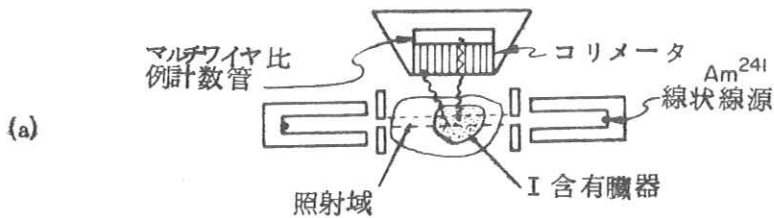


図 1 4  $^{241}\text{Am}$  線源とマルチワイヤ比例計数管を用いた  
薄層イメージングカメラ<sup>20)</sup>

2.4 Ci) を用いる。線源の放射する  $\gamma$  線はコリメートされ、水平面を照射する。検出器はマルチワイヤ陽極と 2 個のマルチワイヤ陰極をそなえ、後者は陽極の上下に、平行な陰極導線が互に直交するよう配置する。陰極の各線は遅延線に連絡されており、遅延線の時間パルス信号により、X、Y 座標が得られる。導線の間隔は約 1 mm、空間分解能 2 mm (FWHM) が得られる。コリメータの空間分解能はコリメータの表面で 3 mm、コリメータ表面から 2.5 cm の位置で 5 mm である。

図 1 5 は沃度の含量  $5 \times 10^{-4} \text{ g/cm}^3$  の標準的な甲状腺の水平面 AA', BB' を観測したとき、得らるべき IKX 線の計数率の計算による予想値を示す。吸収線量は局部について 1.3 rad/分 である。予想計数率から見て、数分間で良い映像が得られると考えられる。論

文発表前に 9 Ci の線源を入手できず、500 mCi、面積 1 cm<sup>2</sup> の線源を用いて予備実験を行ない、ガラスびんに I 濃度 0.1 ~ 3.1 mg/cc の溶液をいれ、その面積 1 cm<sup>2</sup> を観測し、オシロスコープ上の像を撮影した写真がある。

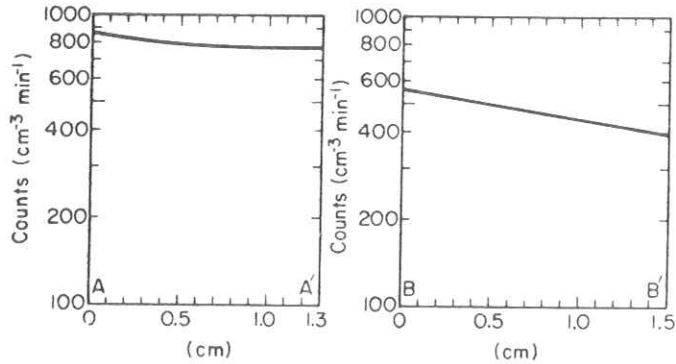
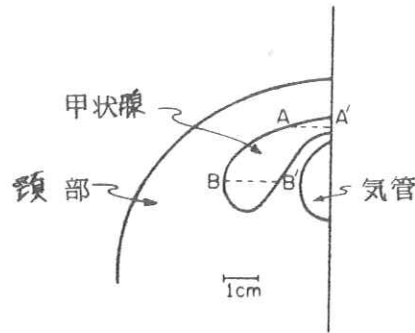


図 15 沃度の含量  $5 \times 10^{-4}$  g/cm<sup>3</sup> の標準的な甲状腺を水平面 AA', BB' にそって観測したときの IKX 線計数率計算値。<sup>20)</sup> <sup>241</sup>Am (実効放射能) 2.5 Ci を備えた薄層イメージングカメラによる。

## 結 び

以上、蛍光 X 線法の In Vivo への利用の実例を紹介した。これはまだ新しい技術であり、すでに実

用化の段階にあるものから、予備研究のものまで様々である。この方法は、RI による方法に比べて、患者の吸収線量が著しく小さい、体内に内在する物質を観測できる、薄層、小容積の集中的観測が容易に行なわれるなど、幾つかの特長を持っており、今後の発展が期待される。

## 文 献

- 1) J.M. Jaklevic ほか : IEEE Tr. Nucl. Sci. NS-18, No. 1, 147 (1971)
- 2) 種村 孝, 吹田 洋 : 第 10 回日本アイソトープ会議論文集, 350 (1971) (日本原子力産業会議)

- 3) 種村 孝 : 未発表
- 4) P.B.Hoffer : *Isotopes & Rad. Technol.*, 6 , No.3, 292(1969)
- 5) P.B.Hoffer et al. : *IEEE Tr. Nucl. Sci.*, NS-19, No.1, 51(1972)
- 6) P.B.Hoffer et al. : *ibid.*, NS-20, No.1, 375, (1973)
- 7) F.D.Rollo : *J.Nucl. Med.*, 12, 8 (1971)
- 8) L.Kaufman et al. : *IEEE Tr. Nucl. Sci.*, NS-20, No.1, 402(1973)
- 9) H.W.Kraner et al. : *ibid.*, NS-20, No.1, 389(1973)
- 10) J.R.Cameron and J.Sorenson : *Science*, 142, 230(1963)
- 11) J.Sorenson et al. : *J. Bone Jt. Surg.*, 49A, 481 (1967)
- 12) P.B.Mazess' et al. : *Inter. J. Appl. Rad. & Isotopes*., 23, 471 (1972)
- 13) L.E.Preuss et al. : *Advances in X-Ray Analysised. L.S.Birks* (Plenum Press, New York, 1971) Vol.16, 111
- 14) W.G.Schmonsees and L.E.Preuss : *Applications of Low Energy X- and Gamma-Rays*, ed. C.A.Ziegler, (Gordon and Breach, New York and London, 1971) 281.
- 15) P.B.Hoffer et al. : *J. Nucl. Med.*, 10, 651 (1969)
- 16) M.M.Ter-Pogossian : *Applications of Low Energy X- and Gamm-Rays.* ed. C.A.Ziegler (Gordon and Breach, New York and London, 1971) 241
- 17) R.A.Semmler : IITRI-V6112-4 (IIT Research Institute, Chicago, 1971)
- 18) C.J.Borkowski and M.K.Kopp : *Rev. Sci. Instr.*, 39, 1515 (1968)
- 19) C.J.Borkowski and M.K.Kopp : *IEEE Tr. Nucl. Sci.*, NS-19, No.3, 161 (1972)
- 20) L.Kaufman et al. : *ibid.*, NS-19, No.1, 46 (1972)

平面回折格子モノクロメーターのO.T.F. と像修整  
Optical Transfer Function of a Plane Diffraction  
Grating Monochromator and Correction of Spectral Images

小島克之・金森仁志

K. KOZIMA and H. KANAMORI

京都工芸繊維大学

Kyoto Technical University

## 1. まえがき

モノクロメーターでスペクトルを観測する場合に、モノクロメーターの光学系でぼけを生じて、正確なスペクトルを観測できないことがある。分光光学系にO.T.F.を適用して、スペクトルを修整することは、Lohmann<sup>1)</sup>が提唱し、その後、片山・高橋<sup>2,3)</sup>および後藤・両角<sup>4,5)</sup>がおう面回折格子のO.T.F.を求めている。我々は非常に簡単な光学系で構成されているモノクロメーターのO.T.F.を、理論的および実験的に求めて、スペクトル(NaD線)の修整を行なった。

NaD線は $5890\text{ \AA}$ と $5896\text{ \AA}$ の2本のスペクトルが2:1の強度比で接近して発光しているものである。

## 2. モノクロメーターの構造とO.T.F

スペクトルの観測に用いたモノクロメーターの構造をFig. 1に示す。入口スリットから入った光は、平面回折格子(1350本/mm)で分光され、おう面鏡で集光され、円柱レンズで収差が補正されて、出口スリットの位置にスペクトルを表わす像を結ぶ。

このモノクロメーターのO.T.F.を理論と実験より求めた。

### 2.1 理論的に求めたO.T.F.

理論的にO.T.F.を求めるのに、ray trace法<sup>2,6~8)</sup>を用いた。ここでは、回折格子の縦と横をそれぞれ $30 \times 30$ 等分し、900個の点について、入口スリットから入った光線を1本ずつ追跡し、出口スリットの位置での光点分布を求めた。今回は、

修整しようとするスペクトルとして Na D線を選んだので, Na D線の強い方の  $5890 \text{ \AA}$  の単色光について, ray trace 法で計算した。その結果, 光点分布が Fig. 2 のようになった。光学系によるぼけがなければ, 単色光は 1 本の線になるべきであるが, 光学系のぼけによって, 左の方に尾を引き, 弓形に曲っている。この光学系は単色光源として設計されているので, このように分解能が悪いが, O.T.F. によるスペクトルの修整を試みるため, 今回はこの光学系を取扱った。Fig. 2 の光点分布より O.T.F. を求めるには, まず, 光点分布の真中の部分をスリットで水平に走査し, 線像分布関数を求めた。スリットの幅は  $0.005 \text{ mm}$  とし, スリット幅による影響をできるだけ少なくした。また, スリットの長さは, 光点分布の弓形の曲がり影響しない範囲をとり,  $0.35 \text{ mm}$  とした。以上のようにして得た線像分布関数を Fig. 3 に示す。この線像分布関数を  $0.01 \text{ mm}$  ( $0.6 \text{ \AA}$  に相当) の間隔でサンプリングして, フーリエ変換し, 波長  $5890 \text{ \AA}$  に対するモノクロメーターの O.T.F. を求めた。それを Fig. 4 に示す。上に振幅, 下に位相を示した。なお, Fig. 3 のスリット上の座標と波長との関係は, 主光線について, 計算で求めた。

## 2.2 実験的に求めた O.T.F.

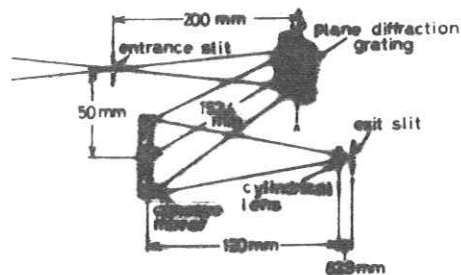


Fig. 1 モノクロメーターの構造

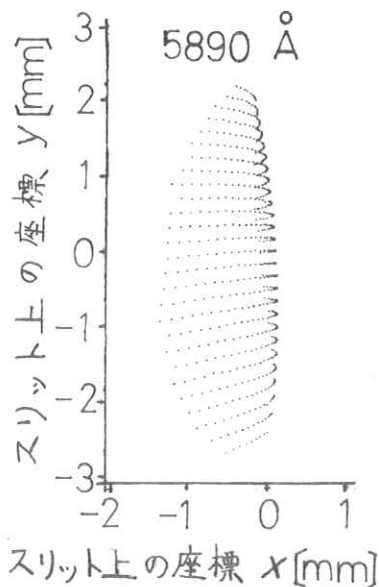


Fig. 2 光点分布 ( $5890 \text{ \AA}$ )

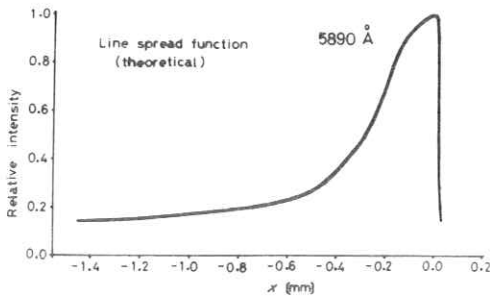


Fig. 3 理論的に求めた  $5890 \text{ \AA}$  の線像分布関数

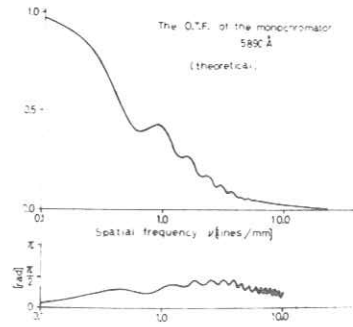


Fig. 4 理論的に求めた  $5890 \text{ \AA}$  の O.T.F.

自然幅やドップラー幅はこの光学系のぼけに比べて無視できるので、単一の線スペクトルの出口スリットでの像をフーリエ変換すれば、実験的に O.T.F. を求めることができる。Na D 線に近い波長として Ne の  $5852 \text{ \AA}$  を選んだ。そのスペクトル写真が Fig. 5 である。光学系によってぼけて、Fig. 2 と同じように左のほうに尾を引き、弓形に曲がっている。この真中の部分を、理論的に O.T.F. を求めた場合と同じ寸法（幅  $0.005 \text{ mm}$ ，長さ  $0.35 \text{ mm}$ ）のスリットで、マイクロデンシトメーターを用いて水平に走査し、さらに写真の濃度を入射光量に直して線像分布関数（Fig. 6）を求めた。この線像分布関数を、理論的に O.T.F. を求めたときと同様に、 $0.01 \text{ mm}$ （ $0.6 \text{ \AA}$  に相当）の間隔でサンプリングして、フーリエ変換し、 $5852 \text{ \AA}$  の場合のモノクロメーターの O.T.F. を実験的に求めたのが Fig. 7 である。上が振幅、下が位相である。

### 3. スペクトルの修整

Fig. 8 は出口スリットの位置にフィルムを置いて撮影した、Na D 線のスペクトル写真である。これをフーリエ変換するために、線像分布関数を求めたときと同一の大きさのスリットで、マイクロデンシトメーターを用いて、真中の部分を水平に走査した。そして、写真の濃度を入射光量に直した。その曲線が Fig. 9 である。Na D 線の間隔は  $5.97 \text{ \AA}$  であるが、この図ではピーク間隔がそれよりも狭く、 $5.07 \text{ \AA}$  になっている。また、Na D 線

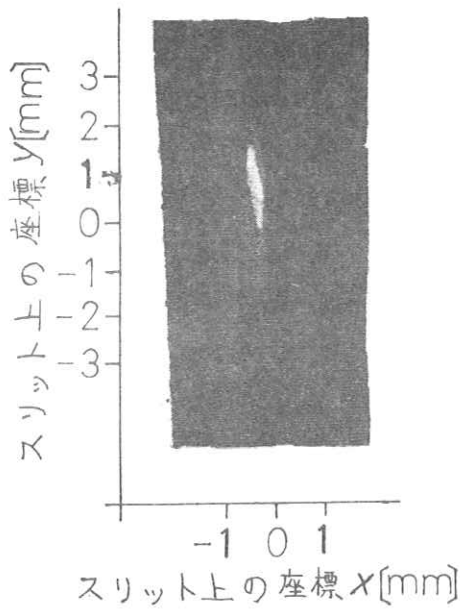


Fig. 5 Ne 5852 Å スペクトル写真

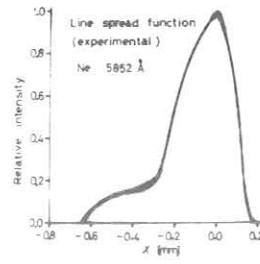


Fig. 6 実験的に求めた線像分布関数 (Ne 5852 Å)

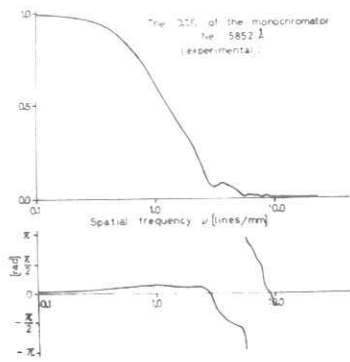


Fig. 7 実験的に求めた O.T.F. (Ne 5852 Å)

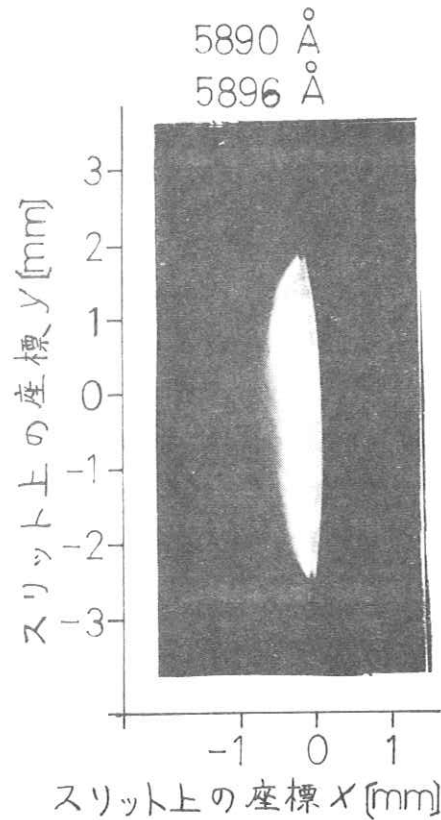


Fig. 8 Na D 線 スペクトル写真

5890 Åと5896 Åの強度比は2:1であるが、この観測結果では逆になっている。この曲線をO.T.F.を求めるときと同様に0.01 mm (0.6 Åに相当)の間隔でサンプリングしてフーリエ変換し、振幅と位相を考慮して、これを2.で述べたモノクロメーターのO.T.F.で割り、フーリエ逆変換して、O.T.F.

による影響を除いた像を求め、スペクトルを修整した。

理論的に求めた5890 ÅでのO.T.F.で修整した結果をFig. 10に、Neの5852 Åを用いて実験的に求めたO.T.F.で修整した結果をFig. 11に示す。どちらも、D線の2本の波長間隔が約6 Åに修整されている。また5890 Åと5896 Åの強度比がほぼ2:1となっており、従来のNa D線の観測結果と一致している。

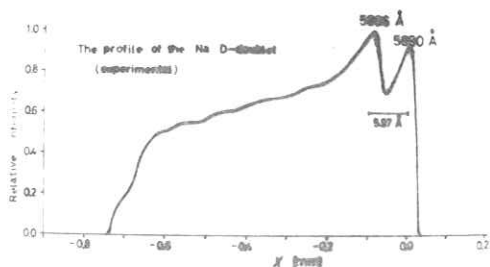


Fig. 9 Na D線のスペクトル写真(Fig. 8)を走査した曲線

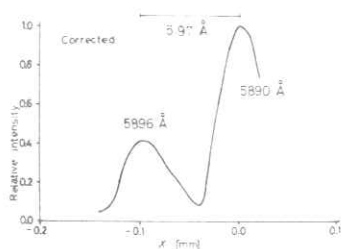


Fig. 10 理論的に求めたO.T.F.で修整したNa D線

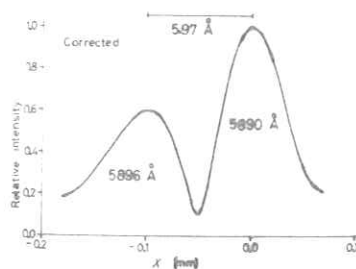


Fig. 11 実験的に求めたO.T.F.で修整したNa D線

#### 4. あとがき

Na D線についての一例であるが、理論的および実験的に求めたモノクロメーターのO.T.F.を用いて、スペクトルを修整し、従来のより精密な観測結果とほぼ一致したスペクトルを得ることができた。



なお、本研究の計算には京都大学大型計算機センターの計算機を使用した。

また、計算機を使って光点分布を求めるプログラムは夏原真佐男氏（現・松下電子）が作成されたものである。

## 文 献

- 1) A.Lohmann: *Optica Acta* 6, 175 (1959)
- 2) T.Katayama and A.Takahashi: *Memoirs of the Defense Academy* 7, 1055 (1967)
- 3) T.Katayama and A.Takahashi: *Japan. J. Appl. Phys.* 9, 1509(1970)
- 4) K.Goto and S.Morozumi: *Appl. Optics* 10, 764 (1971)
- 5) 両角修四郎, 後藤克也 : *応用物理* 42, 498 (1973)
- 6) W.Lukosz: *Optica Acta* 5, 299 (1958)
- 7) K.Miyamoto: *J. Opt. Soc. Amer.* 49, 35 (1959)
- 8) H.Yoshinaga, B.Okazaki and S.Tatsuoka: *J. Opt. Soc. Amer.* 50, 437 (1960)

## アナログ手法による画像の輪郭抽出

電気通信大学 金子 淑 也  
長谷川 伸

### 1. ま え が き

画像の処理や認識にさいして多くの場合まず画像の輪郭の抽出が行なわれる。このさい一般には電子計算機に微分のプログラムを用いて行なわれるが、精度を上げようとして画素数、画素の量子化レベル数を増すと計算機の記憶容量と処理時間が問題となる。そこで筆者らはフライングスポット装置に特殊な走査方法を組み合わせ、画像の微分や輪郭抽出をリアルタイムで行なうアナログ装置を試作した。

### 2. 原 理

フィルム送像や計算機への画像情報読みこみに使われるフライングスポットスキャナー (Flying Spot Scanner, 以下 FSS と略称) の電子ビームに通常のテレビジョンと同様のラスタ走査 (以下主偏向という) と、周波数が高く、且つ半径の小さい円偏向 (以下副偏向という) を重畳すると、スライドの画面上を輝点が図 1 のようにトロコイドを描きながら走査する。

この走査による輪郭抽出の原理を図 2 に示す。同図 a) のように輝点がスライド上の濃度差のある部分を通過すると、透過光は輝点の動きに応じて同図 b) のように変調され、光電子増倍管 (PM) の出力信号には副偏向周波数 ( $f_{sd}$ ) の交流分が含まれる。従って PM 出力から  $f_{sd}$  成分のみをフ

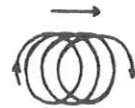
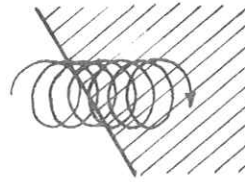


図 1 トロコイド走査

ィルタで抽出すれば輪郭部分でのみ出力が得られる。そこでモニター受像機を主偏向のみで偏向しておいて上記のフィルタ出力を接続すれば、モニターには輪郭画像が見られる。

スライド画が濃度勾配を持つ通常のアナログ画像である場合にはフィルタ出力の交流成分の最大振幅は原画面上で輝点が 1 つの微小円を描く間の濃度差の最大値に比例するため、濃度

Gradient の絶対値に比例する。従ってモニターにはいわゆる微分画像が描かれる。尚通常のテレビ系でカメラとモニターの間に微分回路を挿入した場合は走査線方向についての微分が行なわれ、上記の方法で得られる微分画とは全く異なる。



a) 輝点の動き

### 3. 実際の装置

試作した装置のブロック図を図3に示す。FSSのブラウン管には通常の偏向コイルを装着して標準方式の偏向を行ない(飛越し走査は省略)、さらに副偏向コイル2組を追加し、これに位相が $90^\circ$ 異なる約4MHzの正弦波電流を流してトロコイド走査を行なっている。従って微分器としての水平方向の画素数は  $4 \times 10^6 \div 15750 \div 250$  である。

原画の視野は約  $22 \times 30 \text{ mm}$  である。

白黒平行縞パターンのスライドを入力し、増幅器の出力側で測定したFSSとしての解像度特性の測定結果を図4に示す。また微分器としての解像度(1本の線を2本に分解できる限界)は、白黒平行縞パターンのスライドを入力し、その微分画像をモニターで見ると視判定により約  $20 \text{ lp/cm}$  が得られた。次に透過率に段差のあるパターンのスライドを入力し、段差を変えたときの微分出力電圧の測定結果を図5に示す。

### 4. 結果

写真1に異なる大きさの円の入力図形(a)とその微分出力図形(b)を示す。微分は等方的に行なわれている。微分可能な円の最小直径は  $0.2 \text{ mm}$  であった。写真2は文字入力とその微分出



b) スライド透過光の変調

図2 輪郭抽出の原理

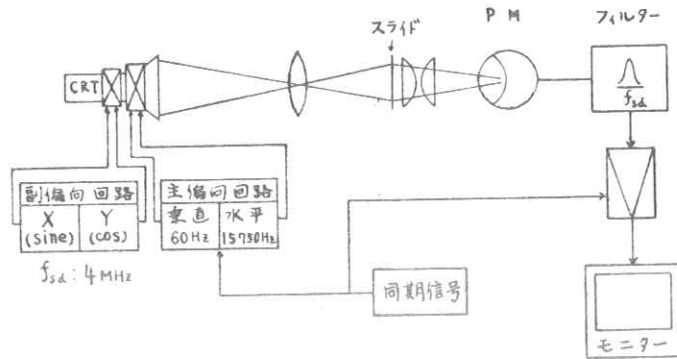


図3 微分器のブロックダイアグラム

力を示す。

今後は更に濃度勾配に対する微分特性の検討，解像度特性の向上などについて検討を進める予定である。この装置の試作については則包直樹君の助力がきわめて大きかった。ここに記して感謝する。

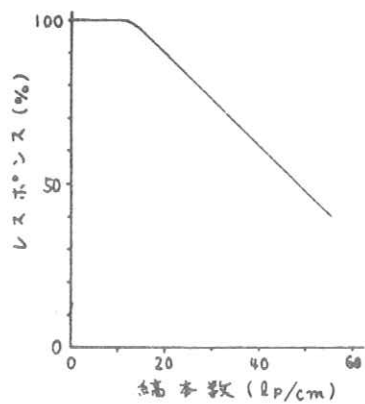


図4 周波数特性

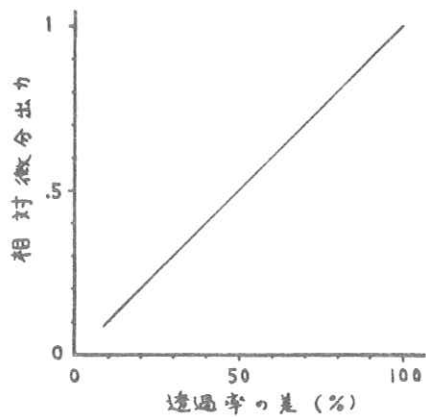
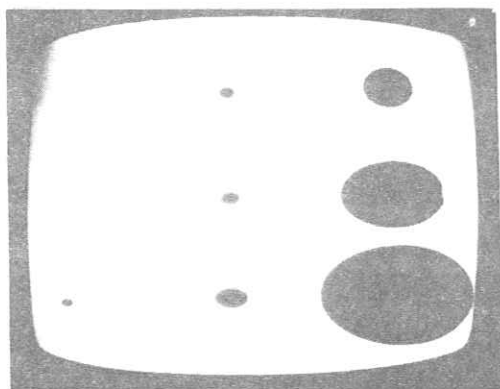
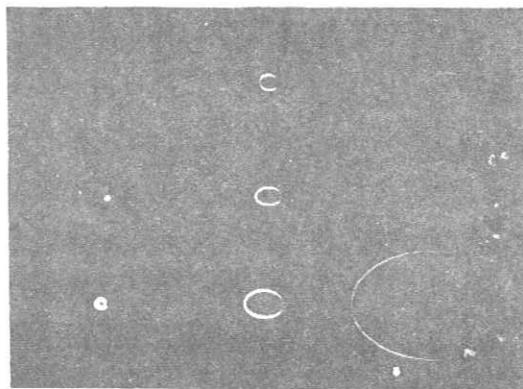


図5 微分特性

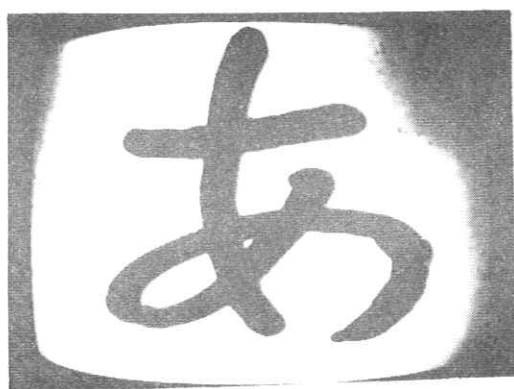


(a)

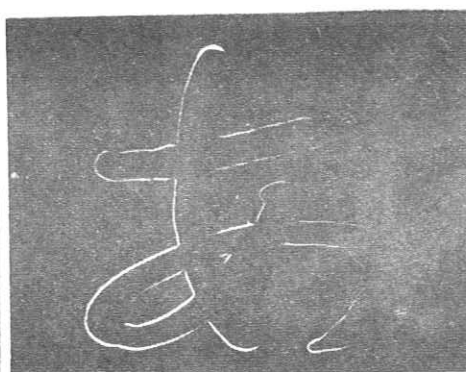


(b)

写真1



(a)



(b)

写真 2

# X線管の管電圧，管電流とその波形による 放射X線の強度変化(Ⅲ) コンデンサー放電波形

京大原子炉実験所 佐藤 孝 司

X線診療に用いられているX線発生器を大別すると，変圧器式とコンデンサー式に分けられる。この中でもコンデンサー式は，高圧コンデンサーに一旦充電した直流電気をX線管に放電して，撮影に必要なX線を放射させるので，商用電源容量に関係なく短時間のX線撮影ができ，しかも撮影条件も簡易化されるので我が国において広く実用化されている。

しかし，コンデンサー式の放射X線の特性はコンデンサー放電によるX線管電圧降下のため時間的にX線強度，X線質が変化し解析が複雑のため，変圧器式ほどよく知られていない。ここで，標準X線管にコンデンサー放電波形の管電圧を加えた場合について放射X線の特性を前回同様<sup>1,2)</sup> Kramars, Hettinger の理論，実験値をもとに数値解析を行ない変圧器式との比較検討を行なう。

## 1. コンデンサーの放電と放電電気量

いま静電容量  $C \mu F$  のコンデンサーを電圧  $V_0$  kV に充電したのち，X線管球（内部抵抗  $R$ ）を通して放電させると放電電圧  $V$  は

$$V = V_0 e^{-\frac{t}{CR}} \dots\dots\dots(1)$$

によって降下していく。実際には，X線管の内部抵抗が管電圧の関数で変化するので電圧降下は指数関数でなく直線に近づくことは即ち知られている。

また，診療用のコンデンサー装置はコンデンサーに充電した電気を全放電する場合と，波尾切断機構により放電の途中で停止させる場合があるが，いずれも放電電気量 (mAs) と放電電圧  $V_D$  の関係は

$$V_D = V_0 - mAs/C \dots\dots\dots(2)$$

となり、mAs に比例した電圧降下が起こり、放電の方法（管電流値、時間）には関係なくなる。

## 2. コンデンサー放電波形による放射X線の特性変化

X線管に管電圧E kVの直流を印加した場合、X線管のターゲットから発生するX線の強度スペクトルはKramersの理論によれば

$$\psi(E) = 1.45 \times 10^{-4} Z (E_0 - E) \quad \text{erg/cm}^2 \cdot \text{mA} \cdot \text{keV}^{-2} \cdot \text{m} \quad \dots\dots(3)$$

であり、コンデンサー放電波形で放電電流量Q mAs、管電圧がV<sub>1</sub>からV<sub>2</sub>まで変化した場合には(3)式は、

$$\psi(E) = 1.45 \times 10^{-4} Z \int_{E_0=V_1}^{V_2} (E_0 - E) dE \quad \text{erg/cm}^2 \cdot Q \cdot \text{keV}^{-2} \cdot \text{m} \quad \dots\dots(4)$$

となりX線の発生強度スペクトルが定まる。

このX線スペクトルに対してX線管の壁材、フィルターのX線吸収と70 kV以上の管電圧についてHettingerの特性X線附加を補正すると実際のX線管から放射するX線スペクトルが得られる。第1表にコンデンサー容量1.0 μFにおける各充電電圧と放電電流量による放射X線の強度、照射線量、スペクトルの平均エネルギーの計算結果を示す。また、第1図にX線から放射するX線の照射線量特性をコンデンサー容量0.5, 1.0, 2.0 μF<sup>8)</sup>について図示する。X線強度についてもほとんど類似の関係が得られた。

これらの表、図から、コンデンサー放電波形をX線管電圧として加えた場合の放射X線の強度（線量）は、各充電電圧のもとで放電量の少ない場合、放電電流量にはと比例して増加するが、放電が進むと徐々にX線強度は飽和し増加しなくなる。これはコンデンサーの放電とともにX線管の管電圧が低下し、発生X線の強度、エネルギー共に弱まるためで、管電圧が20 kV程度まで低下すればX線管からのX線の放射は停止し（不感電圧）、その後は不要の電気消費のみが起こる。

一方、コンデンサー容量に対しては、放電電流量が同一でも容量の大きい方が電圧降下が少なく放射X線の強度飽和点はのびる。

### a. X線スペクトルと平均エネルギー

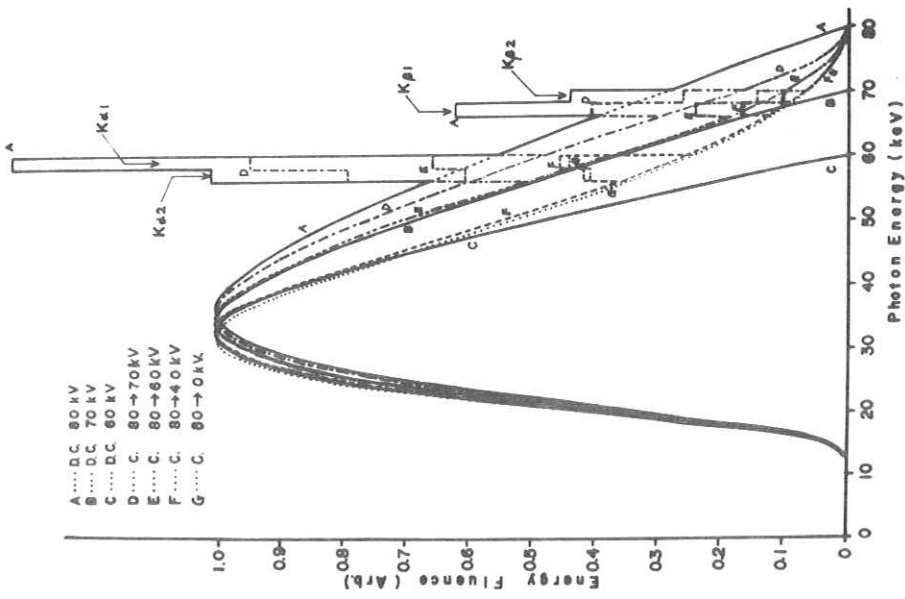
コンデンサー放電波形をX線管に加えた場合、放電とともに管電圧が低下し、このため放射X線の強度スペクトルは同一充電電圧でもmAs量により変化する。

第1表 種々の充電電圧と放電電気量による放射X線の強度、照射線量、平均エネルギーの変化  
(コンデンサー容量1.0  $\mu$ F, 附加フィルターA1 1.0 mm)

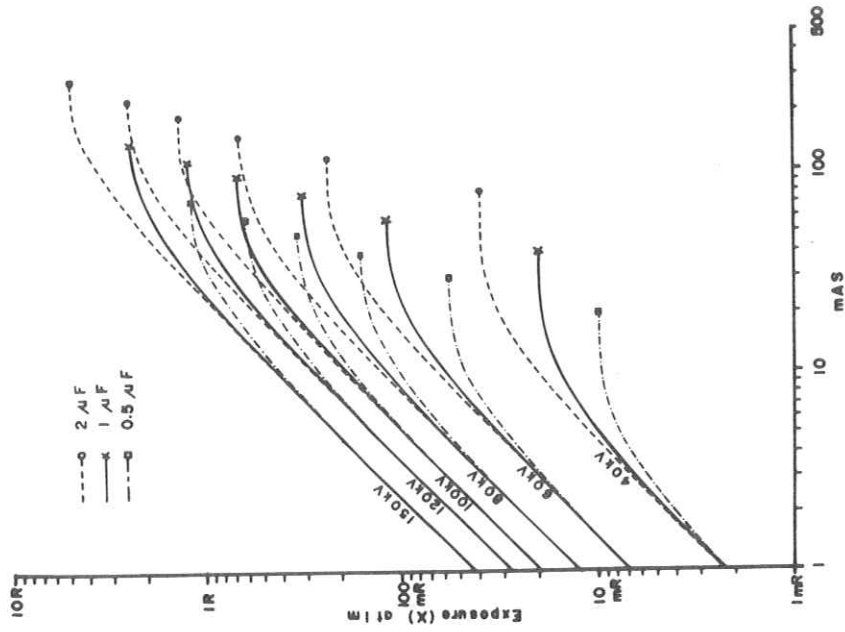
mAs	60 kV			80 kV			100 kV			120 kV			150 kV		
	$\Psi$	X	$\bar{E}$	$\Psi$	X	$\bar{E}$	$\Psi$	X	$\bar{E}$	$\Psi$	X	$\bar{E}$	$\Psi$	X	$\bar{E}$
1	$2.48 \times 10^6$	674	331	$6.85 \times 10^6$	125	397	$1.38 \times 10^7$	194	454	$2.32 \times 10^7$	275	502	$4.19 \times 10^7$	417	561
2	$4.82 \times 10^6$	132	329	$1.34 \times 10^7$	247	397	$2.72 \times 10^7$	385	454	$4.59 \times 10^7$	545	501	$8.32 \times 10^7$	829	561
4	$9.09 \times 10^6$	255	326	$2.56 \times 10^7$	481	393	$5.30 \times 10^7$	727	451	$8.98 \times 10^7$	107	497	$1.64 \times 10^8$	163	559
6	$1.28 \times 10^7$	367	323	$3.67 \times 10^7$	701	389	$7.73 \times 10^7$	112	446	$1.32 \times 10^8$	158	494	$2.42 \times 10^8$	243	557
8	$1.61 \times 10^7$	471	320	$4.69 \times 10^7$	910	386	$1.00 \times 10^8$	146	445	$1.72 \times 10^8$	209	493	$3.18 \times 10^8$	320	556
10	$1.89 \times 10^7$	565	318	$5.60 \times 10^7$	110	381	$1.21 \times 10^8$	179	444	$2.11 \times 10^8$	258	492	$3.92 \times 10^8$	396	554
12	$2.14 \times 10^7$	649	315	$6.41 \times 10^7$	129	378	$1.42 \times 10^8$	209	442	$2.48 \times 10^8$	303	491	$4.62 \times 10^8$	470	552
14	$2.34 \times 10^7$	726	313	$7.14 \times 10^7$	146	375	$1.66 \times 10^8$	242	441	$2.84 \times 10^8$	349	490	$5.31 \times 10^8$	541	551
16	$2.51 \times 10^7$	793	311	$7.82 \times 10^7$	163	373	$1.82 \times 10^8$	270	439	$3.15 \times 10^8$	393	488	$5.96 \times 10^8$	611	548
18	$2.65 \times 10^7$	853	308	$8.42 \times 10^7$	178	370	$1.96 \times 10^8$	298	437	$3.49 \times 10^8$	436	486	$6.61 \times 10^8$	680	545
20	$2.77 \times 10^7$	905	307	$8.97 \times 10^7$	192	368	$2.11 \times 10^8$	323	435	$3.79 \times 10^8$	476	483	$7.23 \times 10^8$	746	541
25	$2.96 \times 10^7$	100	303	$1.00 \times 10^8$	223	363	$2.45 \times 10^8$	384	431	$4.49 \times 10^8$	571	479	$8.69 \times 10^8$	904	540
30	$3.04 \times 10^7$	106	300	$1.09 \times 10^8$	248	360	$2.70 \times 10^8$	436	424	$5.09 \times 10^8$	659	474	$1.00 \times 10^9$	1050	536
40	$3.08 \times 10^7$	110	298	$1.18 \times 10^8$	283	354	$3.03 \times 10^8$	517	414	$6.05 \times 10^8$	808	464	$1.22 \times 10^9$	1320	527
50	$3.08 \times 10^7$	110	298	$1.21 \times 10^8$	299	351	$3.22 \times 10^8$	574	406	$6.69 \times 10^8$	922	458	$1.42 \times 10^9$	1540	525
75	—	—	—	$1.21 \times 10^8$	302	349	$3.34 \times 10^8$	626	400	$7.27 \times 10^8$	080	446	$1.72 \times 10^9$	1950	510
100	—	—	—	—	—	—	$3.34 \times 10^8$	627	399	$7.33 \times 10^8$	1120	442	$1.83 \times 10^9$	2160	502
Fu11	$3.08 \times 10^7$	110	298	$1.21 \times 10^8$	302	349	$3.34 \times 10^8$	627	399	$7.33 \times 10^8$	1120	442	$1.84 \times 10^9$	2219	499

$\Psi$  : MeV/cm<sup>2</sup> · at 1 m. X : mR. at 1 m.  $\bar{E}$  : keV (70 kV以上で特性X線を含む)





第2図 充電電圧80kVの各種放電と、直流80, 70, 60kVにおける放射X線のスペクトルの比較 (附加フィルターAl 1.0 mm)



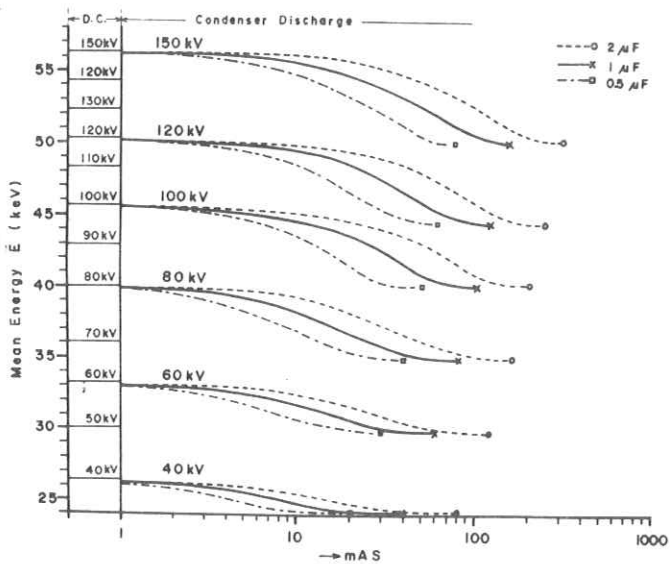
第1図 各充電電圧とmAsによる照射線量の変化 (附加フィルターAl 1.0 mm)

この一例として第2図にコンデンサー充電電圧80 kVで放電終了電圧を70, 60, 40, 0 kVとした場合のX線管球(附加フィルターA1 1.0 mm)から放射するX線の強度スペクトルの変化(DEF G曲線)と, 80, 70, 60 kVの直流を加えた場合(ABC曲線)の比較を示す。

これらの曲線はいずれも制動X線の最大強度を1に規格化して示している。即ち, コンデンサーの放電電荷量がごく少ない場合は放電終了電圧が高く, 充電電圧と同じ電圧の直流を加えた場合に放射するX線のスペクトルに等しくなるが, 放電量を増加するとX線のスペクトルは低エネルギー側にシフトし, 曲線Eでは管電圧直流70 kVに, Gでは60 kVに近づく。しかし高エネルギー側は充電電圧に等しい80 keVまで延び, 最大管電圧の特徴が現われている。

また, 特性X線の発生量も管電圧の低下とともに減少し, 管電圧が70 kVを切ると特性X線の発生は停止する, このため全体のX線強度に対して特性X線のしめる割合は放電量の増加により減少する。

これらX線スペクトルの変化はX線の平均エネルギーに現われ, 第3図に示すように同



第3図 各充電電圧と mA S による放射X線の平均エネルギーの変化  
(附加フィルターA1 1.0 mm)

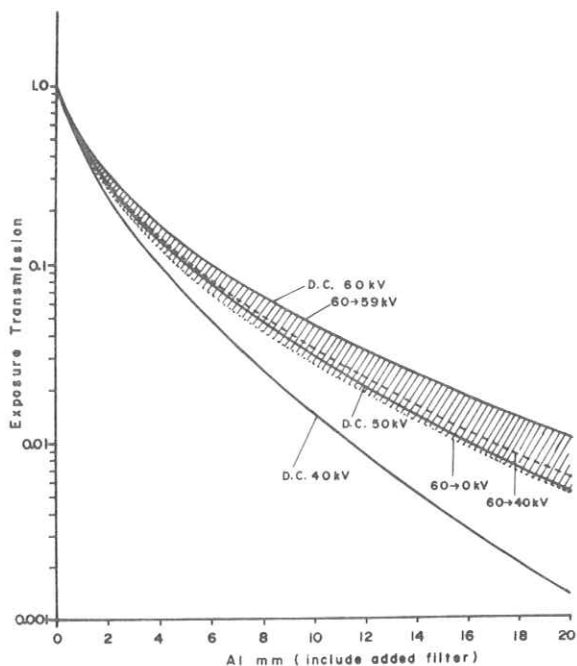
一充電電圧でも mAs 量により大きく変る。

## b. 放射 X 線のアルミ透過度

コンデンサー放電波形では放電量により X 線管球から放射する X 線の線質が変り X 線写真のコントラスト変化を生ずる。

第 4 図に一例として、コンデンサー充電電圧 60 kV のアルミ X 線透過率の変化(斜線部)と、直流 60, 50, 40 kV の X 線透過率を比較して示す。これより、コンデンサーの放電量を増加すれば直流 60 kV から 50 kV の X 線透過率に減少することがわかる。この値は金森<sup>4)</sup>の実測値とよく一致している。

図の曲線全体の傾きは X 線写真全体の濃度差に、各部の傾きは写真の部分的なコントラストに関するるので、コンデンサー放電波形の管電圧では、直流波形とは全体として異った X 線写真が得られる。すなわち、mAs の少ない場合は、直流波形の写真となり mAs が増加すれば全波整流の写真に似ることとなる。



第 4 図 充電電圧 60 kV の各種放電と直流 60, 50, 40 kV における放射 X 線のアルミ透過度の比較

### 3. むすび

コンデンサー式X線装置からの放射X線特性はコンデンサー容量, 充電電圧, 放電電気量の函数として変化する。

特に放電電気量によるX線質の変化は一般に知られているより大きく, 150 kV 充電で放射X線の平均エネルギーは56.1 keVから49.9 keVまで変化する。この値は直流管電圧で150 kVから120 kVの変化に相当し, 放射X線の線質を充電電圧のみで判断するのは間違いである。

またコンデンサー式X線装置で得られるX線写真は放電電気量の少ない場合を除き, 直流印加で得られるものと広範囲のコントラストは異なるが, 狭い範囲については直流管電圧を変えることにより近づけることが可能である。

### 文 献

- 1) 佐藤孝司 放射線像研究 2-4 (1973)
- 2) 佐藤孝司 放射線像研究 3-2 (1973)
- 3) JIS Z 4604 (1972)
- 4) H. Kanamori 日. 医. 放会誌 24-50 (1964)

# イメージインテンシファイヤー間接撮影方式 における撮影条件の検討

(株)日立メディコ 柏工場 佐藤 茂

## 1. 緒言

X線イメージインテンシファイヤー(以下I.I.と略す)を用いた間接撮影方式は、ミラーカメラ間接方式、直接撮影方式に比較し被ばくX線量のはるかに少ない。

しかし従来のI.I.は解像度、粒状性の点で劣ること、視野が狭い等の欠点があった。ところが最近I.I. 入力けい光面に量子検出効率の高いCsIを用いたり、製造上の改良を加えることで、高解像度化高感度化が実現した。

今回は高解像度I.I.(以下H.I.I.と略す)を用いた間接撮影の消化管、特に胃の撮影条件を検討した。

## 2. H.I.I.の性能

H.I.I.と在来形I.I.との性能公称値を表1に示す。H.

I.I.の特長は

- 1) 入力けい光面にCsIを使用したことによる高感度、高解像度化及びX線量子雑音の低減化
- 2) 出力けい光面改良による光学的コントラスト向上
- 3) 電子光学系の改良による歪の減少、高解像度化等がある。

図1にMTF特性を示す。

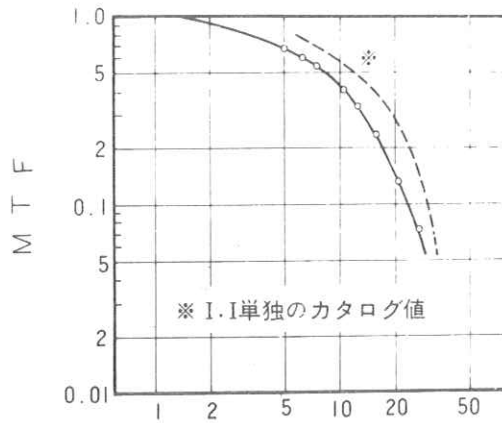


図1. 70%カメラと組合わせた時のMTF特性

70mmカメラと組合せたときMTFの劣化を生じるのはタンデムレンズ系によるものである。<sup>1)</sup>

### 3. ファントームによる撮影条件の検討

画質と被ばくX線量を考慮した上での最適な撮影条件を求めるため以下の実験を行なった。

タンデムレンズに含まれる光学的絞りを、露出倍数1~9倍(6種類)に変化させたとき、適正露出となる撮影1枚あたりの皮膚線量を測定した。被写体はマーゲンファントームを使用した。結果を図2に示す。

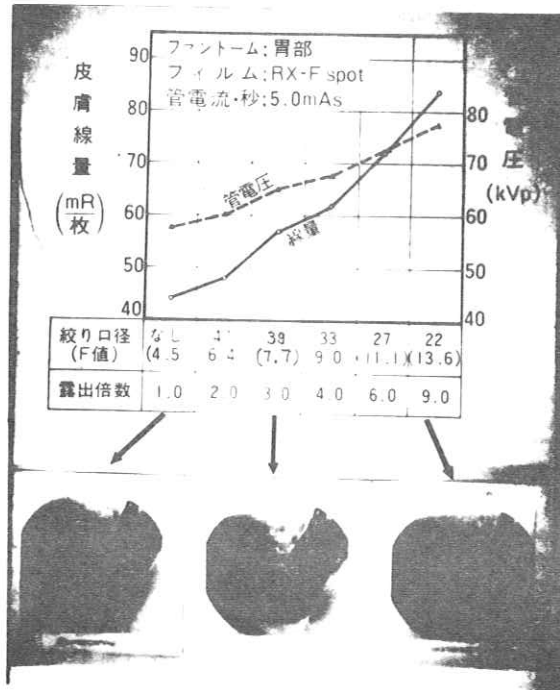
実際の臨床条件に近づけるため、線量は管電圧でコントロールし、管電流×秒は5mAs一定とした。

露出倍数にして9倍が皮膚線量では2倍程度の増加に収まるのは、X線の線質が変化したこと

表1. 高解像度形I.I (TH9428)の性能公称値

項目	I.I管	高解像度形	在来形
	入力面寸法(mmφ)		220
入力蛍光体		CsI	ZnSCd
出力面寸法(mmφ)		20	20
変換係数(cd m <sup>2</sup> mR s)		80~90	45~70
解像度(lp/cm)	中央	31~35	17~20
	周辺	26~30	13~16
歪 (%)		≤10	10
コントラスト損失(%)		10	20
残像 (%)		≥10	10

図2. 光学的絞りと皮膚線量



よる。

現像処理した6種のフィルムを用い、線量と主観的粒状性の関係を、視覚実験を行ない順位相関を求めた。結果を表2に示す。順位相関係数  $r = 0.92$  と高い相関値となったので、この結果から最適条件を決定するには至らなかった。

次にH.I.I.入射線量とフィルム黒化度の関係を光学的絞りをパラメータとして求める実験を行なった。結果を図3に示す。

ICRPの1969年勧告<sup>2)</sup>によれば、I.I.間接+70mmフィルム方式の場合、

I.I.入射線量

50~200  $\mu\text{R}$

解像度 12~20 lp/cm  
となっている。

これに従えば光学的絞りは、F9.0(露出倍数4)までに、止めるべきである。

#### 4. 臨床撮影条件

臨床では、3.ファントムによる撮影条件の検討結果より、余裕を持って光学的絞りを

表 2. 粒状性視覚評価結果

条件 評価	(22φ) 77.5kVp	(27)	(33)	(39)	(47)	(なし) 57.5
1位	11	1				
2	1	11				
3			7	2	3	
4			3	8	1	
5			2	2	7	1
6					1	11

1. マーゲンファントーム D=1.34~1.57
2. 被検者数 技術系 12名
3. シャーカステン of 光束発散度8000rlx

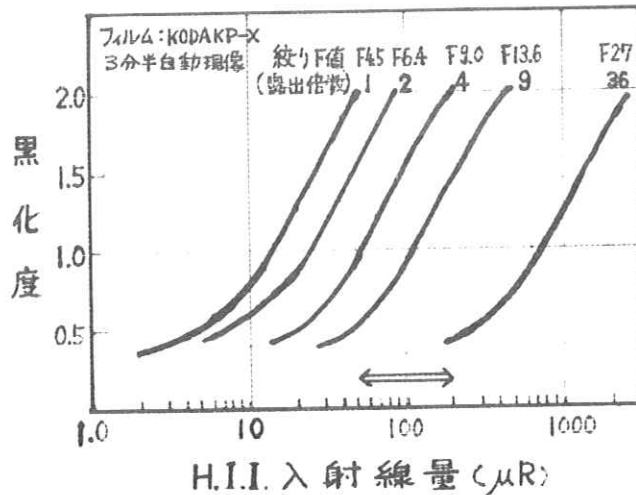


図 3. H.I.I.入射線量とフィルム黒化度。

F 7.7 (露出倍数3)とした。

被検者の腹厚と撮影管電圧の関係を各体位について図4に示す。

### 5. 他方式との皮膚線量比較

以上H. I. I. 間接撮影条件を検討したが、これと直接方式、ミラーカメラ間接方式とを、撮影1枚に要する皮膚線量で比較した。結果を表3に示す。表3より、H. I. I. 間接方式は、直接方式の $\frac{1}{13}$ 、ミラーカメラ間接方式の $\frac{1}{27}$ の皮膚線量であり、被ばくX線量が非常に少ない。

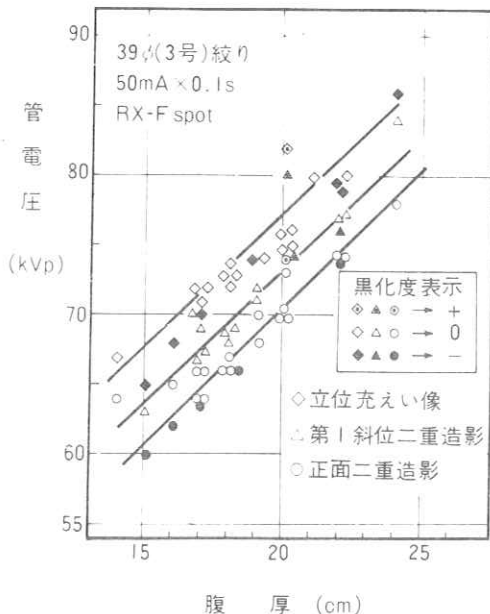


図4. 臨床撮影条件

### 6. あとがき

周知のようにフィルム面に現われる粒状性は、X線量、フィルムの種類、フィルムの黒化度により大きく影響される。

今後、この点を定量的に追求し、その上で撮影最適条件を検討したい。

表3. 各種撮影法と皮膚線量の比較

項目		直接撮影	I. I 間 接	ミラーカメラ間接
装置構成	透視撮影台	TRD-VA (UNDER TUBE)	同 左	TU-MA4-2 (OVER TUBE)
	格子比	8 : 1	同 左	5 : 1 × 2
	増感紙	MS	—	—
	フィルム	FUJI RX	FUJI RX-F spot	FUJI FX
撮影時の視野		10" × 12"	9" φ	300 × 300
D = 1.2 at 20cm H <sub>2</sub> O		96 kVp 200mA × 0.1s	75 kVp 50mA × 0.1s	120 kVp 200mA × 0.24s
皮膚線量/枚		1020mR	78mR	2140mR

※ 1. I. I. 間接時は絞り(39φ)使用

2. 線量測定は IONEX



## 参 考 文 献

- 1) 小早川 : I I 間接撮影用光学系の性能向上; 映像情報 (昭48.9)
- 2) 日本アイソトープ協会 : X線診断における患者の防護; ICRP Publication 16  
(昭46.10)

# 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

天然現象の寒さと油不足とでいつになく寒い冬を迎えましたが、皆様いかゞおすごですか。12月研究会の論文集おとどけ申し上げます。

今回は東京の西のはずれ、調布市の電気通信大で開催し、幸い約40名の御参加を頂きました。特に関西からお出での方には遠路御苦勞様でございました。特別講演には、本学の藤村助教授、理学電機の種村博士にお願いして別掲のようなお話を頂きました。両先生とも多数のスライドをもとにわかり易く話しを進められ質疑も活発でした。

御講演有難うございました。研究発表も6件の講演があり、充実した一日をすごしました。

研究会後の委員会では米国で開催する件などが話し合われました。又最近の物価の動き、会計面の今後などが話し合われました。御意見などお聞かせ下さい。(S.H)

追伸 先般配布いたしました名簿に酒井光明様(伊藤放射線機器)脱落いたしておりました。事務上の手違いでご迷惑をおかけしました。おわびします。(色ページ記載)

## 放 射 線 像 研 究

発行日 昭和四十八年二月

編 集 責任者 長谷川 伸

〒 182

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―

内線 四二〇

発行所 R I I 研究会

発行者 竹 中 栄 一

〒 113

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

電話 〇三一八―五―五四―一

内線 八六七六

印刷所

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