

# 放射線像研究

VOL 7 . No. 3 . (通巻 52 号) 1977 年 9 月

## \* 目 次 \*

研究会記事・会告 .....	71 頁
特別講演資料	
パターン認識の現状と将来	
京大工学部    長尾 真 .....	77 頁
論 文	
53-1 診断領域における X 線管電圧に対する X 線出力曲線の数式表示	
長崎保健所    斉藤 誠	
中央鉄道病院    八代 裕 .....	83 頁
53-2 シンチレーション・カウンタ用光電子増倍管	
— 温度特性およびニアリティー —	
浜松テレビ    松本昌行・山下貴司・林 達郎 .....	89 頁
53-3 肝シンチ像の運動補正	
三井記念病院    入江忠志・雨沢正幸・井上善弘・木下幸次郎	96 頁
53-4 ファンビーム方式 CT 用 X 線検出器の特性 (その 2)	
日立メディコ    佐藤 茂・矢仲重信	
日立中研    早川孝之・戸村光一 .....	102 頁

## 第 53 回 研 究 会 記 事

第 53 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 52 年 9 月 10 日 (土) 10:30 ~

場 所 京都大学 楽友会館, 及び長尾研究室 (見学)

特別講師 京都大学工学部 長尾 真 氏

出席者 45 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

- ※ 画像処理システムとソフトウェア  
京大工学部 長尾 真 氏

### 研究発表

- ※ 1) 診断領域における X 線管電圧 - X 線出力曲線の数式表示  
長崎保険所 斉藤 誠  
中央鉄道病院 八代 裕
- ※ 2) 放射線用フォトマルチプライヤ  
浜松テレビ 林 達郎
- ※ 3) 肝シンチ像の運動補正  
三井記念病院 入江忠志・雨沢正幸・井上善弘・木下幸次郎
- ※ 4) ファンビーム方式 CT 用 X 線検出器の特性 (その 2)  
日立メディコ 佐藤 茂・矢仲重信  
日立中研 早川孝之・戸村光一

# 会 告

## — 第 5 4 回研究会について —

第 5 4 回研究会を下記のように開催いたします。

日 時 昭和 5 2 年 1 1 月 2 6 日 ( 土 )

場 所 東 京 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	T E L
早 川 吉 則	1 7 3	帝京大学医学部放射線科 東京都板橋区加賀 2 - 1 1 - 1	0 3 - 9 6 4 - 1 2 1 1
香 川 威	6 0 4	島津製作所医用機器事業部 京都市中京区西の京桑原町 1	0 7 5 - 9 2 1 - 6 0 8 4
中 江 保 夫	6 6 2	兵庫医科大学中央放射線部 西宮市武庫川町 1 - 1	0 7 9 8 - 4 5 - 6 2 5 8
管 原 謙 三		同 上	

## — 住 所 変 更 —

氏 名	〒	新勤務先および所在地	T E L
恒 岡 卓 二	8 6 1 - 1 1	熊本電波工業高等専門学校 熊本県菊池郡西合志町須屋	0 9 6 2 4 - 2 - 2 1 2 1
橋 本 俊 一	2 2 1	日立メディコ横浜営業所 横浜市神奈川区鶴屋町 3 - 3 1	
山 口 奉 頼	1 0 1	日立電子(株)営業技術部 東京都千代田区神田須田町 1 - 2 3 - 2 大木須田町ビル	
山 崎 武	5 2 0 - 2 1	滋賀医科大学放射線科 滋賀県大津市瀬田月輪町	

## 常任委員会議事録

日 時 昭和52年9月10日(土)

場 所 京都大学楽友会館

議 事 1. 次回は11月26日 東京大学

講師はNHK樋渡氏、見学は東大医学部全身用CTとして企画する。

2. 会費未納者の扱いについて

2年以上滞納者10名につきもう一度納入を促した上、納金のない場合は退会と見做すこととした。

3. 特別講演の講演者のうち非会員には当分の間雑誌を寄贈することとした。

## パターン認識の現状と将来

長 尾 真\*

### 1. はじめに

ここでいうところの「パターン認識」とは、種々の平面上、時間軸上などにおける図形・画像などを機械によって分析、分類し、特定の概念と結びつけることを指すものとしよう。パターン認識の研究を歴史的にふりかえると、古く19世紀のおわりに走馬灯に文字をきざんでおき、未知の文字との整合を光学的にとることを考えたという話があるが、現在われわれが研究し、実用化しつつある技術は、電子計算機の発達と結びついたものである。計算機が計算のみでなく、種々の情報処理ができるという可能性追求の一つとしてパターン認識がとり上げられたのは1950年代の初めのことである。まず研究されたのは文字、特に数字の読取りであり、1965年頃には数字、英語のアルファベットなどの活字については、非常に高い精度で読取れる実用装置があちこちで作られるようになった。その後、手書きの数字、アルファベットの読取りの研究、活字漢字の読取り、オンライン手書き（実時間的に特殊なタブレット上に書いていくものを筆順などの情報もとり入れて判別する方法）の読取りなどに発展して来て、実用化されたり、その一歩手前に来ているというのが現状である。

一方、一般の図形・画像の処理に関する研究は、文字に関するパターン認識の研究がほぼ一段落した時点から盛んに研究されるようになって来た。すなわち、1960～65年頃から本格的に研究がはじめられた。図形・画像はその内容に非常にバラエティがあり、目的も種々様々であり、難しい問題を含んでいるため、現在いくつかの分野で実用化に近づいているが、多くは研究段階にあるといえる。しかし、この分野の研究もすでに10年以上の歴史をもち、技術的に容易なところはほとんど研究され、非常に困難な問題ばかりが残されているという状況になって来た。技術的には可能でもコスト・パフォーマンスを考えた時、実用化するのが困難であるというものが多く残されたという、難しい時代にはいつつつあるというこ

とができるだろう。

本稿では文字認識に関する諸問題にはふれず、図形・画像の処理と認識に関する現状と諸問題について述べることにする。図形処理 (picture processing) と画像処理 (image processing) という二つの用語の定義はまだどこでもなされていず、非常にあいまいに使われているのが実情であるが、ここでは仮に次のように区別しておこう。画像処理 (image processing) は画像に種々の変換・処理をほどこして新しい画像を得るものであり、図形処理 (picture processing) とは、最後には何らかの意味で認識を行うために、特徴抽出などの、情報を減らしていく種々の処理を行う場合を言うものとしておく。このような立場に立つと図形・画像の処理と認識は次のような項目に細分される。

- (1) 画像伝送技術：画像の帯域圧縮 (image compression)、画像の符号化 (image coding)、画像の標本化 (image sampling & digitization) など。
- (2) 画像処理技術：雑音除去 (noise elimination)、画像の復元 (image restoration)、濃度補正 (radiometric correction)、幾何的補正 (geometric correction)、画像強調 (image enhancement)、フィルタリング (image filtering)、画像変換 (image transformation)、画像の再生 (image reconstruction) など。
- (3) 図形処理技術：線・縁の抽出 (line and edge detection)、幾何的特徴の抽出 (geometric feature extraction)、骨格線抽出 (skelton extraction)、画質の抽出 (texture feature extraction)、色情報 (color information) など。
- (4) 分類・認識の技術：統計的決定理論による分類 (statistical pattern recognition theory)、クラスタリング (clustering)、論理的判定 (logical decision)、構造の記述 (syntactic description) など。

### 2. 図形・画像処理における最近の傾向

1.に述べたように図形・画像処理の研究は、すでに10年以上の歴史をもち、その間に非常に多くの研究が行わ

\* 京都大学 工学部



を、

$$f_x(y) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dx$$

とする。  $f(x, y)$ ,  $f_x(y)$  のフーリエ変換をそれぞれ  $F(p, q)$ ,  $F_x(q)$  とすると、

$$F(p, q) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp\{-j2\pi(px + qy)\} dx dy$$

$$F_x(q) = \int_{-\infty}^{\infty} f_x(y) \exp\{-j2\pi qy\} dy$$

であり、さらにフーリエ変換の性質として、

$$F_x(q) = F(p=0, q)$$

なる関係がある。したがって、 $f(x, y)$  の  $y$  軸への撮影だけでなく、他の任意の方向への投影曲線についてフーリエ変換を行った結果は、その投影方向に対して直角で原点を通る直線上の  $F(p, q)$  の断面に一致する。したがって、あらゆる方向への投影曲線をフーリエ変換した結果から  $F(p, q)$  を構成し、これを逆フーリエ変換することによって  $f(x, y)$  を求めることができる。これを立体の軸に直角なスライスのスベテについて行えば立体の再現が可能となる。画像の再現の方法については他に種々の方法が考えられており、種々の方式の装置が作られるようになって来た。

特徴抽出の方法としては、非常に多くの方法がこれまでに研究されて来ている。最近の特徴抽出における進歩の一つは画質 (texture) の特徴抽出の方法である。画質の特徴のとらえ方としては、ある小領域の各点相互間の濃度の同時確率分布 (たとえば、これを  $p(i, j)$  と表現すると) から、平均情報量その他の量 (たとえば  $\sum \sum p(i, j) \log p(i, j)$ ,  $\sum \sum p(i, j)^2$  など) を計算し、これらを画質のパラメータとする方法で、Haralick の提案した方法はその代表的なものである。その他にある点から種々の方向への直線上の点の分布をランレングスで表現し、その分布状況から画質パラメータを求めるもの、小領域内の画像の 1 次微分、2 次微分のヒストグラムの形 ( $H(k)$ ) から種々のパラメータを導き出す方法 ( $\sum H(k)^2$ ,  $\sum k^2 H(k)$  など)、粒子状の画質の場合、その形、サイズ、平均濃度、分布などをパラメータとする方法、2 次元フーリエ変換したスペクトル画像から特徴を引き出す方法などいろいろな方法が試みられている。計算量が膨大でなく、さらに有効な画質のパラメータをみいだすための研究は今後まだまだ必要なことである。

図形処理とパターン認識は要するに与えられた画像のもつ情報量を極端に減らして、最後にシンボルに対応させることであるが、情報はなるべく徐々に、しかも種々のパラメータをうまく調整しながら減らして行くのが良

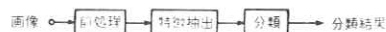
いと一般的に言える。また、多くの特徴抽出は線型の性質をもっているが、最近是非線型の処理で有効なものを探すという方向にむかっている。そういった観点からおもしろい方法は relaxation method と称されるもので、2 次元面上に存在する、ある特徴を周囲の状況からの影響のもとに強化したり抑制したりすることをくり返し手法で徐々にやっていくものである。たとえば、線の抽出、領域のスムーズ化、領域の決定などについて興味ある研究がなされている。

### 3. 認識の手法

パターン認識の手法としては、まず最初に研究されたものは、パターンを  $n$  次元特徴空間内の点で表現し、多数のパターンの統計的分布について、統計的決定理論にもとづいて、平均の誤判別を最小にするような決定をするもので、1960 年前後によく研究された。次に研究されたものはクラスタリングの手法で、同じくパターンを  $n$  次元特徴空間内の点で表現し、その空間内で多数のパターン点がどのような集り方をしているかを測定し、その集りの塊りを取りだす方法であり、非常に多くの方法が研究されて来ている。リモートセンシング画像のパターン認識の最近の研究でおもしろいものは特徴空間の軸に実空間上の  $X, Y$  座標を含めてクラスタリングするというもので、実空間で近くの点を近くに集めることが出来るところに特徴がある。クラスタリングの手法としては今後とも種々の研究が行われるだろう。

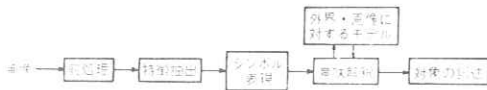
これらの手法に対して、パターンの内に存在する構造的特徴をとらえて認識しようという考え方から、構造的パターン認識 (syntactic pattern recognition) が研究されるようになった。構造の表現方法としては (文脈自由型) 句構造文法による方法、グラフ表現、関係表現などが研究された。しかしながら、認識対象のあらゆる変化形に対して適切な統一的表現法を、い出すことは非常にむつかしく、わずかに染色体の認識に用いた Ledley の例が成功したぐらいのものである。最近は句構造文法よりは関係表現、グラフ表現の方が多く用いられるようになっているが、限られた場面以外に対しては適用しにくいといえる。

パターン認識を系統的にながめてみると第 3 図のようになる。すなわち、入力パターンに対して、まず前処理 (雑音除去、位置・大きさの正規化などで、画像処理のある部分はここにはいる) をすることによって、



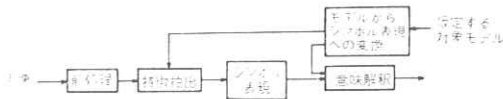
第 3 図 パターン認識の基本システム

次に行うべき特徴抽出をできるだけ確実に有効なものとする。そして、特徴抽出によって得られた特徴集合から分類を行うというのが最も簡単な考え方である。しかしながら、特にロボットにおける3次元世界の認識などにおいては、分類されたものが人間の視覚でみて理解している場面と異なるものであっては困るので、そこにある種の意味解釈をともなった認識を行う必要を生じる。たとえば、細長い帯状のものが画面の中に検出された時、それが道路であるのか、川であるのかなどを決定しようとする時は、道や川であるための(周囲)条件をさらにチェックする必要が生じるのである。このような場合の図形処理・パターン認識のシステムは第4図のように書くことができる。



第4図 意味解釈を伴ったパターン認識システム

一方、人間のパターン認識の機能の中にはしばしば予測して物を見ていくということがある。このような場合には、画像の中に存在する認識対象がAであると仮定すると、そのためにはa, b, ...といった特徴が存在するはずであるから、そういった特徴が存在するかをしらべるという立場である。このような場合には、第5図のようなシステムとなるだろう。このようなシステムをtop-down modelといい、これに対して第4図のような場合をbottom-up modelと言っている。top-down的な人間の判断行動は通常種々のレベルで試行錯誤を伴う。そしていろいろな評価基準にてらして、矛盾が生じる時は他の可能性をしらべるという手法をとっている。このような手法が複雑な対象に対するパターン認識に有効であることが筆者らにより実際にたしかめられ、feedback的手法と名づけられた。その後米国でも同様の手法が試み



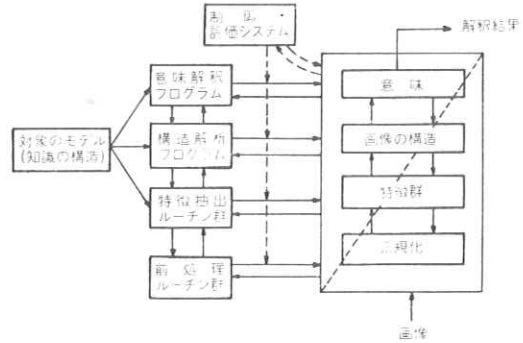
第5図 トップ・ダウン手法によるパターン認識システム



第6図 フィードバックを伴ったパターン認識システム

られ、Heterarchical approach と名づけられている。これを第6図に示す。

この考え方をさらに発展させると次のような考え方になる。すなわち、パターン認識の対象に関するあらゆるレベルの知識を内部にもち、与えられた入力画像の解析において、知識と画像との間で非常に柔軟な参照を行う。たとえば、入力画像で最も顕著な特徴をとり出し、その特徴に関係する内部知識を参照する。そしてその知識から認識対象部分を仮定し、その仮定を成立せしめるための他の特徴が画像中のしかるべき場所に存在するかどうかをチェックする。このようなプロセスを、解析しやすい部分から順番に試行錯誤的に実行していき、全体の解析を行うという立場である。このような観点からのシステムは第7図のように表すことができるだろう。すなわち、知識(データベース)と処理操作とを柔軟に結合して効率のよい解析を進めようとするものである。この種のパターン認識システムは現在のところまだ不完全にしかできていないが、これからの一つの方向であるということが出来る。ただこういったシステムを実現するためには非常に高度な計算機ソフトウェア技術を必要とし、これからのソフトウェア・エンジニアリングの進歩にまたねばならない。



第7図 データ中心のより柔軟な画像理解システム

#### 4. 応用分野

パターン認識の応用分野はますます広がって来ている。それらをすべて数えあげるとはとうていできない。限られた文字の認識からはじまって、ますます複雑な画像の処理と認識に広がり、現在は単に分類といったせまい概念でパターン認識をとらえることは不適当になって来た。ここに「パターン計測」という概念と分野が現れて来たのである。医学写真と地球表面のリモートセンシングデータの解析はその代表的なものである。いずれの場合においても、画像中にある対象の存在の有無を放射線像研究



言うだけでなく、その対象のもつ特性（たとえば面積、形状、病気の程度など）を明らかにすることが必要となるのである。医学分野においては心電図などの二次元波形、レントゲン写真などの2次元画像、コンピュータモグラフィのような3次元画像の処理と認識とが存在する。医学における画像・図形処理、パターン認識は今後ますます発展する最も有望な分野である。しかし、それだけに医者との親密な協力関係をうちたてることが一番大切な問題である。

リモートセンシングデータの処理は図形処理の立場からみると、非常に簡単なことしかやっていない初歩の段階にあるといえるだろう。これは対象があまりにも複雑すぎる（空間的、時間的に）、したがって対象に関するモデルを非常に作りにくいこと、さらにデータ量が膨大で複雑な処理はほとんど不可能であることなどが主な理由である。こういった問題を今後どのように解決していくかが最大の問題であると言えよう。

産業応用としては工業製品の検査が大きな問題で、熟練した検査者にしかわからない傷などは、現在のパターン認識の技術ではほとんどの場合難しく出来ない。こういった人間の高度の直観にもとづくパターン認識に対して、技術がどこまで肉迫できるかは今後の問題である。特に工業検査の多くは3次元世界の視覚の問題で、距離というめんどうな問題も伴っている。

制御システムにおける大規模ネットワークの制御の場合のように、観測すべき点の数が極端に増加した場合には、観測情報にもとづいて厳密な制御パラメータの値を算出することは不可能となってくる。こういった場合には観測情報をいくつかのパターンに分類し、そのパターンに対応する制御パラメータを出力するという考え方が実用的になって来る。すなわち、早く suboptimum に到達するような制御法である。こういった場合に対するパターン認識の応用は、これからの興味ある分野である。パターン認識はシステムのとるべき行動があってはじめてシステム的に完結するともいえるのである。

## 5. おわりに

パターン認識の技術は過去20年近くの研究によって長足の進歩をとげて来た。それらの技術は多岐にわたると共に、多くの場合については典型的な手法も確立されるようになって来た。パターン認識のうちでも文字認識はこういった範囲のもので、実用上の速度の関係からパターン認識に適した特殊ハードウェアが作られるようになって来ている。この傾向はマイクロプログラム方式の計算機技術が確立してますます顕著になってきた。文字読

取りだけでなく大量の画像データを高速に処理しなければならない一般の画像・図形処理の分野にもこの種の技術がとり入れられ、多数の処理装置を平面的にならべた array processor など画像・図形の処理に適したハードウェアの研究が盛んになって来ている。また画像の入出力のための精度の高い装置も種々のものが開発されている。そして画像情報処理のためのソフトウェアの研究も行われ、かなりすぐれた性能をもつ画像・図形処理のための特殊情報処理システムが作られるようになって来た。これは今後さらに発展していくであろう。

全般的にみて、パターン認識は過去20年近くの発展によってようやく各種の分野で応用されるようになり、一応の水準にまで到達したといえることができる。そして、前途に横たわる問題はすべて非常に解決困難なものばかりであるとも感じられ、これからどのように研究を進めていくかは大きな問題である。したがって、これからが本当の意味でしっかりとしたステップで着実な研究が必要とされるのである。

一方、パターン認識の研究の究極の目標は、やはり人間のパターン認識に関する知能活動に少しでも近づくことであって、そういった観点からの人工知能研究を進めていく必要があるだろう。

## 参 考 文 献

- 1) M.E. Stevens: Automatic Character Recognition; A State-of-the-Art Report, NBS Report No. 7175-A, May (1961)
- 2) 日経エレクトロニクス 100号: パターン認識の現状と将来(昭.50-1)
- 3) 電子通信学会誌: 画像の伝送と処理特集号(昭.51-11)
- 4) H. Andrews: Computer Techniques in Image Processing, Academic Press (1970)
- 5) A. Rosenfeld & A. Kak: Digital Picture Processing; Academic Press (1976)
- 6) K. Fukunaga: Introduction to Statistical Pattern Recognition; Academic Press (1972)
- 7) K.S. Fu: Syntactic Methods in Pattern Recognition; Academic Press (1974)
- 8) 電子通信学会誌: 画像処理技術特集(昭.52-11)
- 9) 和達, 他: リモートセンシング; 朝倉書店(昭.51)
- 10) R. Bernstein: Digital Image Processing of Earth Observation Sensor Data; IBM. J.R.D. 20, 1 (1976)

- 11) R. Bernstein, et al.: Digital Image Processing; Photogrammetric Engineering and Remote Sensing, Vol. 41, No. 12, Dec. (1975)
- 12) M.M. Taylor: Principal Components Colour Display of ERTS Imagery; Proc. of the 3rd ERTS Satellites Symposium, Washington D.C., Vol. 1, pp. 1877~1897, Dec. (1973)
- 13) 渡辺：コンピュータを利用して人体の断層像を撮るX線撮影装置；日経エレクトロニクス，151号（昭.52-1）
- 14) R. Haralick, et al.: Textural Feature for Image Classification; IEEE Trans. SMC-3, 6 (1973)
- 15) J.S. Weszka, et al.: A Comparative Study of Texture Measures for Terrain Classification, IEEE Trans. SMC-6, 4 (1976)
- 16) R.A. Hummel, S.W. Zucker and A. Rosenfeld: Scene Labelling by Relaxation Operations, IEEE Trans. SMC (to be published)
- 17) E. Diday & J.C. Simon: Clustering Analysis, in Digital Pattern Recognition, K.S. Fu ed. Springer (1976)
- 18) R.S. Ledley: High Speed Automatic Analysis of Biomedical Pictures; Science, Vol. 146, Oct. (1964)
- 19) M. Nagao: Picture Recognition and Data Structure, in F. Nake & A. Rosenfeld ed. Graphic Languages, North-Holland (1972)

## 診断領域におけるX線管電圧に対するX線出力曲線の数式表示

長崎保健所 齊藤 誠

中央鉄道病院 八代 裕

### はじめに

X線撮影系において、空間周波数領域での解析は数多くされ、撮影系のもつ空間周波数伝達関数(MTF)の測定法も確立されているといえる。一方、撮影系の最終出力であるフィルムのコントラストは、撮影系のMTFにおける零空間周波数での絶対値と、被写体を透過したX線量によって決まってくる。これは、電子回路における増幅器、変調器などの振幅特性、バイアス特性に相当すると考えることができ、この特性の設計によっては、目的対象物の撮影に対して、撮影系の本来、もっている空間周波数特性を十分、生かせない場合も生じてくる。この振幅とバイアスは、X線管に加える電圧(以下、管電圧)、電流(管電流)と曝射時間によって変化する。このうち管電流、曝射時間はバイアスに、管電圧は両方の特性に関係する。従って、これら電気諸量と、X線出力の関係を明らかにすることは、撮影系解析に重要である。

佐藤は、この関係を、Kranersの理論式<sup>1)</sup>を用いて、発生X線のスペクトル分布から算出し、考慮している。<sup>2)3)</sup> われわれは、これとは異なり、増感紙、フィルム系の入力として、計測の直接的な対象と思われるX線出力量と管電圧の関係を、簡単な数式で表わすことを試みた。そうすることによって、管電圧によるX線出力の変化が、連続的に評価でき、バイアスの設計が容易になると予想される。一方、このことを、スペクトル分布から考える場合、目的コントラストから必要なスペクトルを見出すには、かなり困難が伴なうと思われる反面、コントラスト決定の要因である線質を、理論的に追求できる利点がある。したがって、問題となる管電圧付近での計算値を重点的に用い、このデータに、ここで述べる数式を用いて解析を進めていくことも考えられる。

### 1. 数式の推定

X線出力は、管電圧、管電流、曝射時間によって変化する。このうち、管電流、曝射時間は比例の関係にあるので、管電圧に対する変化だけを考えることにする。また、任意の波形については、波形解析を行えばよいので、ここでは直流印加条件での数式を推定する。

従来より、X線出力曲線に対する式は、管電圧  $v$  の関数として、X線出力  $y$ 、任意定数  $k$ 、 $n$  によって、

$$y = k v^n$$

の式が知られている。べき乗数を通称、 $n$  値と呼び、これを各種の条件で求めて、曲線の形状の目安としている。しかし、この式は図1、2の様を出力曲線の一部しか適用できず、ここで目的としている用途には不適であることは明らかである。そこで、ここでは、図1、2の曲線のデータに基づいて曲線を直線化する方法を用いて数式を推定する。このデータは佐藤が、Kramers の理論式を用いて、散乱線の無い、細い線束条件で計算したもので、実測値とその傾向が一致することが確かめられているので、X線発生側と測定系の精度が極端に高いものとして扱える。

図1、2の曲線を見ると、共に70 kV付近に、屈曲点があることがわかる。これは、X線管のタングステンターゲットの特性X線が、67.5 kVをこえると発生し、スペクトル分布の形状に

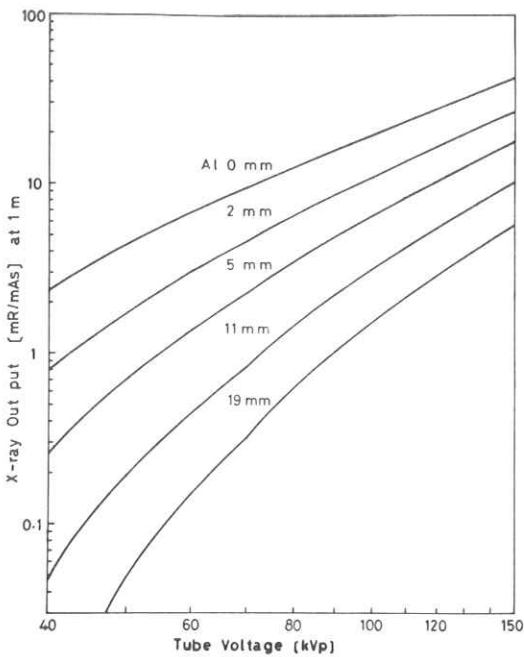


図1 X線出力曲線（照射線量）

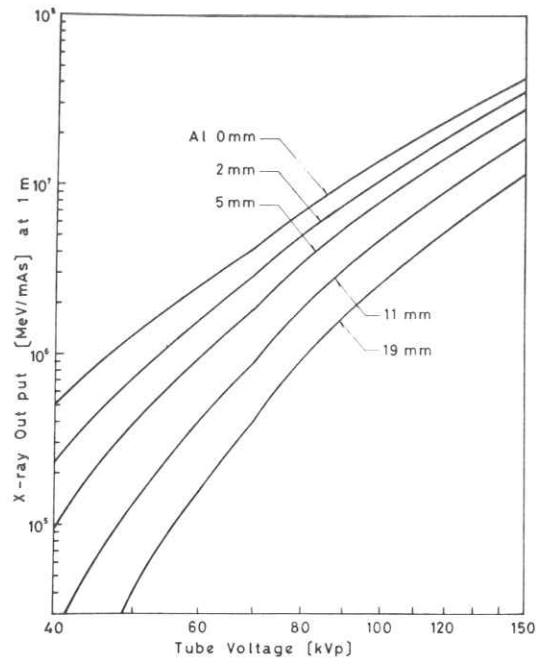


図2 X線出力曲線（エネルギーフルエンス）

変化ができるためである。これから用いる方法は、曲線の差分をとるので、この点では差分係数が定まらないので、この点を境にして、二つに分けて調べることとする。一般的にいて曲線の変化が大きい程、式の使用できる範囲が限られてくると予想されるので、なるべく被写体の厚い方で検討した。

まず、X線出力の各々の点において、差分を計算し、出力  $y$  と差分  $\Delta y / \Delta v$  の関係を描くと図3のようになる。式で表わすと、 $y, \Delta y / \Delta v$  を等比級数列にとったときの公比を各々  $q, q'$  として、

$$\frac{\Delta}{\Delta y} \left( \frac{\Delta y}{\Delta v} \right) = \frac{q-1}{(q'-1)y} \left( \frac{\Delta y}{\Delta v} \right) \quad (2)$$

となる。式(2)の差分を、微分におきかえて、 $y$  について積分すると、

$$y = a(v-c)^b \quad (3)$$

を得る。そこで、この式(3)をX線出力曲線の数式とする。なお、 $a, b, c$  は、新しく定めた任意定数である。

## 2. パラメータの算出

各々の被写体厚に対して、パラメータ  $a, b, c$  を求めて検討する場合、問題となるのは、誤差の評価であろう。そこで、ここで用いるデータが、精度の高いものであることを考えると、このデータに対して、これ以上の誤差にはならないという値ができれば、実際の使用のときの評価に便利である。この考え方は、最良近似と言われ、多項式についてはよく検討されている。しかし、式(3)について最良近似を求めるのは、非常に困難である。そこで、ここでは、最小二乗近似をし、パラメータ  $a, b, c$  の最小二乗値を求めて、用いたデータに対する最大誤差を精度とする。

パラメータ  $a, b, c$  は式(3)が非線型であるため、直接最小二乗値を求められない。したがって、まず、パラメータの第1近似値  $a_0, b_0, c_0$  を、次の式(4)で求め、最小二乗法を適用した<sup>4)</sup>

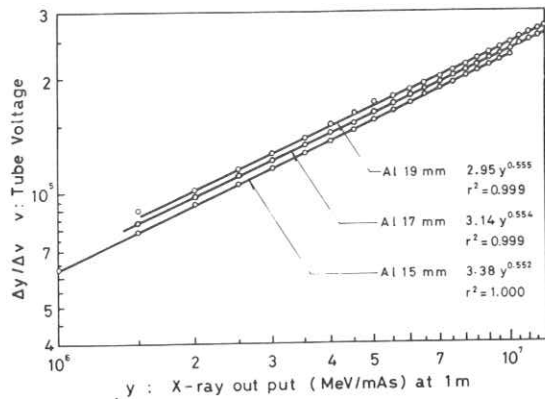


図3 X線出力曲線の差分曲線

$$\left. \begin{aligned}
 C_0 &= \frac{v_1 v_2 - v_3^2}{v_1 + v_2 - 2v_3} \\
 b_0 &= \frac{\log Y_2 - \log Y_1}{\log(v_2 - C_0) - \log(v_1 - C_0)} \\
 a_0 &= \frac{Y_1}{(v_1 - C_0)^{b_0}}
 \end{aligned} \right\} (4)$$

ここで、 $v, Y$  の値は、曲線の両端  $P_1(v_1, Y_1), P_2(v_2, Y_2)$  及び  $P_3(v_3, \sqrt{Y_1 Y_2})$  である。

### 3. 計算結果

実際の撮影系での発生装置、測定系などの総合精度を約 5% とすれば、この数式を近似式として用いるためには、理論値に対しては、少なくともこの値以下、統計的な処理の容易さを考えると、2% 程度の精度はほしい。屈曲点である 70 kV を境にして計算した結果、Al 1.9 mm において、70-150 kV の範囲での精度が、表 1、表 2 のように、エネルギーフルエンスの場合 2.3% となってしまった。そこで、使用する管電圧の範囲を変えて、80-150 kV にしたところ、極端に精度がよくなり、0.5% 以下になった。このときの、理論値に対する誤差の曲線を図 4、図 5 の下段に示す。図 4 は出力を照射線量、図 5 はエネルギーフルエンスとした場合である。図の上段は、40-70 kV のあてはめ、中段は、屈曲点の 70 kV から高電圧側へのあてはめが 2% 以下となる 110 kV までのあてはめの場合である。表 1、表 2 と、この図から、高電圧側へ適用したときの精度は、110 kV をこえると悪くなり、その後はたいして変わらないといえる。

表 1 あてはめ精度 (照射線量)

表 2 あてはめ精度 (エネルギーフルエンス)

Object	Accuracy, $\max \left  \left( \frac{\text{Approximate value}}{\text{Theoretical value}} - 1 \right) \times 100 \right  (\%)$				
	40-150 (kV)	40-80 (kV)	50-80 (kV)	40-70 (kV)	70-150 (kV)
Al (mm)					
0	1.14	0.81		0.06	0.04
1	1.33	1.11		0.13	0.58
4	2.24	1.88		0.36	1.14
9	3.63	2.97		0.90	1.40
19	5.57	4.52	3.23	1.95	2.22

Object	Accuracy, $\max \left  \left( \frac{\text{Approximate value}}{\text{Theoretical value}} - 1 \right) \times 100 \right  (\%)$				
	40-150 (kV)	40-80 (kV)	50-80 (kV)	40-70 (kV)	70-150 (kV)
Al (mm)					
0	4.02	2.73		0.28	0.68
1	4.38	3.01		0.39	0.88
4	5.08	3.71		0.85	1.22
9	7.00	4.50		1.19	1.55
19	11.00	5.20	3.94	1.29	2.38

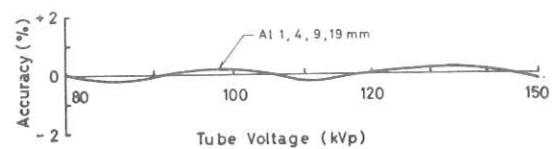
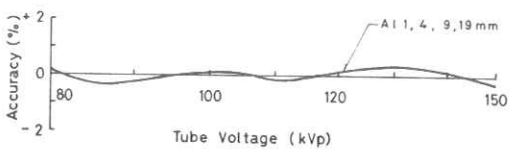
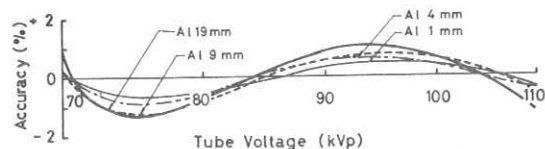
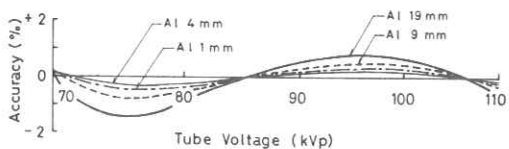
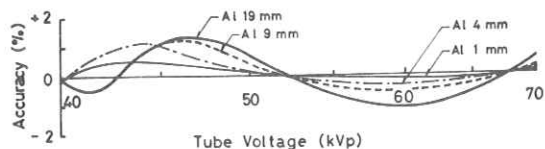
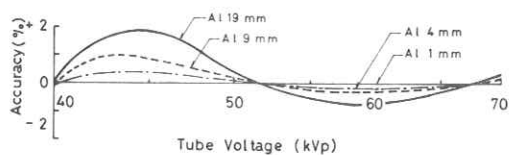


図4 誤差曲線 (照射線量)

図5 誤差曲線 (エネルギーフルエンス)

表3 単相全波整流におけるあてはめ精度

Object Al (mm)	Accuracy, max  (%)  40 to 150 kV	
	Energy Fluence	Exposure
0	3.06	0.80
1	3.02	0.99
4	3.88	1.16
9	5.88	2.21
19	10.13	4.76

また、表1、表2には、40-150 kVの曲線全体を近似したときの精度と、屈曲点を含んだときの、40-80 kV、50-80 kV各々について精度を示した。表1が照射線量、表2がエネルギーフルエンスの場合である。また、任意波形の例として、単相全波整流での値(理論値)に対して精度を計算したところ、表3のような結果を得た。

#### 4. 結 論

X線撮影系の最終出力である写真コントラストに関して、振幅、バイアス特性の概念を示した。そして、これらの設計上重要な、管電圧に対するX線出力曲線の数式を、スペクトル分布から計算した理論値を用いて推定した。

その結果、特性X線の生じる点を境に、2つに分けて検討したところ、Al19 mmまでは、エネルギーフルエンス、照射線量の場合共、2.4%以下でこの曲線を近似できた。このことから撮影系の出力精度が、3%以上であれば、十分、その誤差を評価できる。また、スペクトル分布からの理論計算値に対しても、補間近似式として使用できることが明らかとなった。

おわりに、本研究に対して、貴重な資料を提供していただきました 京大原子炉実験所 佐藤 孝司氏、終始御討論をしていただきました第一勧銀内幸町診療所 森矢 達人氏、佼成会病院 神田 幸助技師長に深く感謝いたします。

#### 参 考 文 献

- 1) H.A. Kramers : Phil Mag Vol.46, 836-871(1923)
- 2) 佐藤 : 日本技学誌, Vol, 29-5 393-402(1974)
- 3) 小倉, 矢野(監修)「基礎数学ハンドブック」森北出版(1964)
- 4) 三浦, 田尾(共訳)「数値計算法概論」サイエン社(昭47)



## シンチレーション・カウンタ用光電子増倍管

## — 温度特性およびリニアリティ —

浜松テレビ(株) 松本昌行  
山下貴司  
林達郎

放射線計測において、シンチレータと光電子増倍管(以下PMTと略す)の組合せは最も多用されている検出器の1つである。その理由は、高効率のシンチレータと、PMTの低雑音・高増倍率の2次電子増倍器が動作し、優れた検出効果を発揮するからである。しかし、これらが最良の動作をするためには両素子の特性が整合している必要があり、また、それを補佐する使用条件・周辺回路を必要とする。

この検出器の今一つの特徴は常温動作を可能にしていることであるが、これは同時に周囲温度の変化に対して安定でなくてはならないことを意味する。ここでは、シンチレーション・カウンタにおけるPMTの動作と周辺回路による温度特性・リニアリティ特性の補完法について述べる。

## 1. 温度特性

シンチレーション・カウンタに使用するシンチレータは光の収量が大きく、蛍光減衰時定数が短く、しかもPMTに適した波長の光を放出することが望ましい。r線用シンチレータとしては各種の無機結晶が用いられるが、ここでは、その代表としてNaI(Tl)について述べる。

r線入射によって生じるシンチレータの発光波形は、次式で近似される。

$$P(t) = \frac{P_0}{\tau_s} \exp\left(-\frac{t}{\tau_s}\right) \quad (1)$$

ここで  $\tau_s$  : 蛍光減衰時定数(室温で約250 ns)

$P_0$  : 1 event 当りの発光光子数

$\tau_s$ ,  $P_0$  は強い温度依存性を持ち、その実測値を Fig 1 に示す。

PMTの温度特性は使用する光電面の種類および入射光の波長により異なるが、シンチレーション・カウンタに多用されるバイアルカリ光電面の波長420 nm近辺(NaI(Tl)シンチレータのピーク波長)温度特性を Fig 2 に示す。平均して、 $-0.1 \sim -0.2 \% / ^\circ\text{C}$  程度の単調減少特性となる。

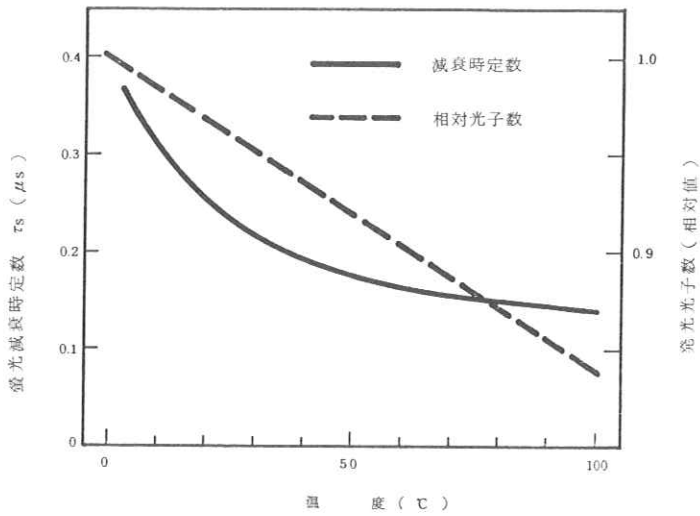


Fig 1. NaI(Tl) シンチレータの温度依存性

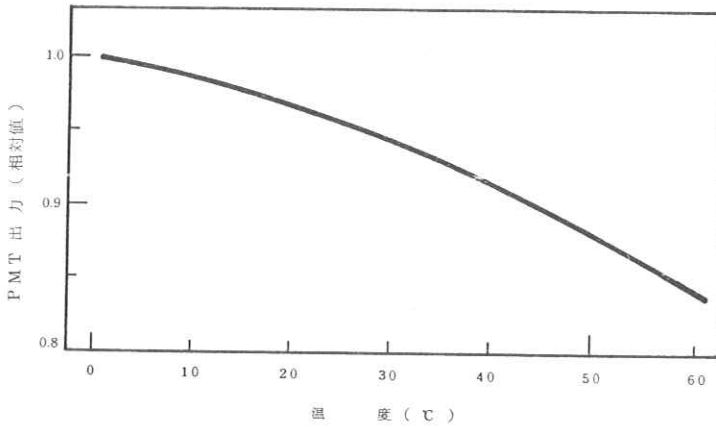


Fig 2. バイアルカリ PMT の温度特性

シンチレータも PMT も温度上昇とともに感度が低下するため、これらを合せて用いるシンチレーション計測では、両者の効果が重畳される。直流動作として用いる場合は、単純に両者の重ね合せでその温度特性を予測し得るが、パルス出力としては事情は異なる。

シンチレーション発光波形は、温度  $T$  を考慮して、(1)式は次の様に変換する。

$$P(t, T) = \frac{P_0(T)}{\tau_s(T)} \exp\left(-\frac{t}{\tau_s(T)}\right) \quad (2)$$

この光パルス波形がPMTに入射したとき、PMTの応答時間は $\tau_s$ に較べ十分に速いため、\*

(2)式の波形は、そのままPMT出力電流パルス波形となって取出される。

$$I(t, T) = \frac{\eta(T) \mu(T) e R_o(T)}{\tau_s(T)} \exp\left(-\frac{t}{\tau_s(T)}\right) \quad (3)$$

$$= \frac{Q_o(T)}{\tau_s(T)} \exp\left(-\frac{t}{\tau_s(T)}\right) \quad (4)$$

$\eta$  : PMT光電面の量子効率

$\mu$  : PMTの増倍率

$e$  : 電子の電荷 ( $1.6 \times 10^{-19}$  クーロム)

$Q_o$  : PMT出力における1 event 当りの電荷量

PMT出力に現れる電荷パルスは、シンチレーション・パルス波高を計測するため、Fig. 3に示す積分回路を使用して電圧波形に変換するが、その出力電圧波形 $V(t, T)$ は次式で示される。

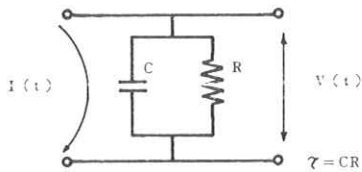


Fig.3

$$V(t, T) = \frac{Q_o(T)R}{\tau - \tau_s} \left[ \exp\left(-\frac{t}{\tau}\right) - \exp\left(-\frac{t}{\tau_s(T)}\right) \right] \quad (5)$$

この電圧パルスの波高値 $V_p$ をとって信号とすれば、

$$V_p(t) = \frac{Q_o(T)R}{\tau - \tau_s(T)} \left[ \exp\left\{-\frac{\tau_s(T) \ln(\tau/\tau_s(T))}{\tau - \tau_s(T)}\right\} - \exp\left\{-\frac{\tau \ln(\tau/\tau_s(T))}{\tau - \tau_s(T)}\right\} \right] \quad (6)$$

となる。Fig.1の測定値を式(6)に代入して得た計算結果と実測値をFig.4に示す。このとき、PMTの温度変化はないものとしている。

\* PMTの立上り、立下り時間は、数ns ~ 10ns程度

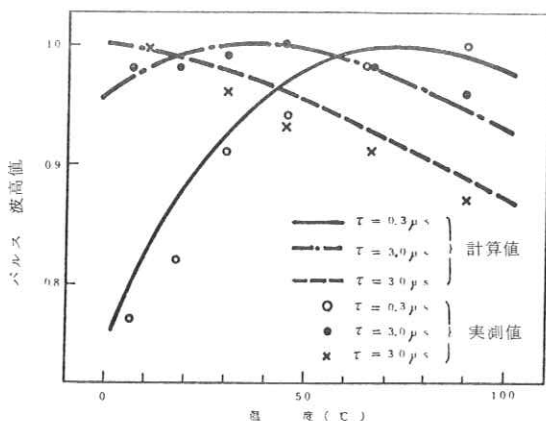


Fig.4 NaI(Tl)シンチレータの温度特性

$\tau = 3.0 \mu\text{s}$  で、室温付近での温度による変化を最も少くすることができる。PMTの温度変化を考慮するときは、Fig.2の測定値を使用すればよく、この場合の最適の $\tau$ は $1 \sim 3 \mu\text{s}$ の間にある。

## 2. リニアリティ

シンチレーション計測において、リニアリティは非常に重要な特性で、これを損じると入射 $\gamma$ 線のエネルギーに対し誤った情報を与える。一般に、光強度対パルス波高特性は、Fig.5に示すものである。そして、リニアリティのずれる原因は二つに大別され、図中A領域は、管内電流の増加に伴い、ダイノード電位を一定に保つだけの電流をブリーダ回路が供給できないために生ずる歪と、B領域の高電流パルスによる空間電荷の影響である。

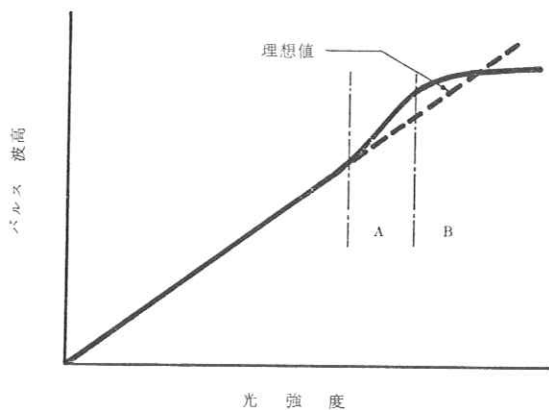


Fig.5

PMTの波高値のリニアリティ

空間電荷による制限は管の構造からくる本質的なもので、与えられたPMTについては、電極間電圧を増大させる以外に解消の方法はない。A領域に関しては、ブリーダ回路の定数で改善する方法がある。この場合の増倍率の変化はダイノードの後段において、ダイノード電流が増加して、これによりブリーダの電圧降下が増大することにより生じる。

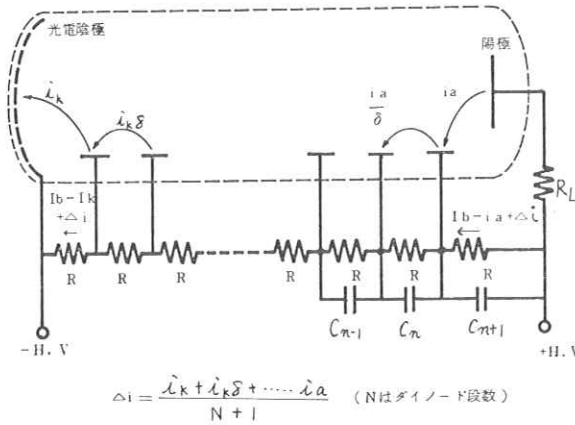


Fig.6 電圧分割回路とPMT

Fig.6において、第 $n$ 段ダイノードの二次電子放出比 $\delta_n$ は、 $(n-1)$ 番目と $n$ 番目のダイノード間の電圧 $E_n$ の関係として次式で示される。

$$\delta_n = A V_n^k \quad (7)$$

$A, k$ は、共に定数

故に、管内電流の影響は

$$\frac{\delta_n}{\delta_0} = 1 + \frac{K}{I_b} (\Delta I - i_{n-1}) \quad (8)$$

PMTの増倍率 $G$ は、 $G = \prod_{n=1}^N \delta_n$  から、相対的増倍率の変化 $\Delta G/G_0$ は

$$\frac{\Delta G}{G_0} = K \frac{i_n}{I_b} \left\{ \frac{N}{N+1} - \frac{i_0 + i_1 + \dots + i_{N-1}}{i_n (N+1)} \right\} \quad (9)$$

ここで  $G_0$  は、 $i_a$  が小さいときの増倍率で、この場合、各段の増倍率は、総て等しいと仮定するので、その二次電子放出比を  $\delta$  とすると、

$$\frac{\Delta G}{G_0} = K \frac{i_a}{I_b} \frac{N(1-\delta)+1}{(N+1)(1-\delta)} \quad i_n = i_a \quad (10)$$

Fig. 6 の  $CR$  による電圧減衰時定数  $\tau_s$  を導入すると、周期  $T_P$  の光パルスが入射したときの最終段ダイノード電圧変化  $\Delta V$  は、次式で示される。

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{I_a}{I_b} \frac{\tau_s}{CR - \tau_s} \left[ \frac{\exp(-t/CR)}{1 - \exp(-T/CR)} - \frac{\exp(-t/\tau_s)}{1 - \exp(-T/\tau_s)} \right] \quad (11)$$

$I_b = V_b / (N+1)R$ ,  $CR \gg \tau_s$  および  $T \gg \tau_s$  から

$$\frac{\Delta G}{G_0} = K \frac{I_a N(1-\delta)+1}{1-\delta} \cdot \frac{\tau_s}{C} \left[ \frac{\exp(-t/CR)}{1 - \exp(-T/CR)} - \exp(-t/\tau_s) \right] \quad (12)$$

この結果からプリーダ回路の  $C$  は大きく、 $R$  は小さくとれば、良いリアリティが得られることを示している。

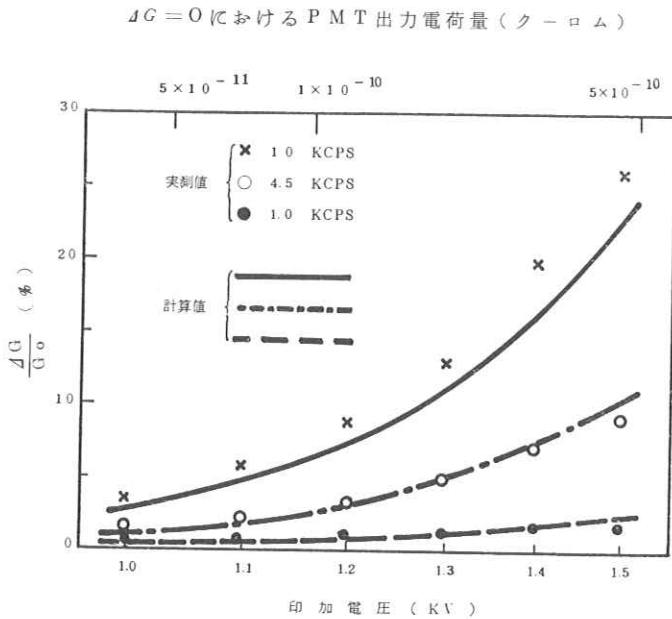


Fig. 7 ダイノード電圧の変化に対する増倍率の変化

Fig.7は、PMTにHTV-R878 ( $V=10$ )とNaI(Tl)シンチレータを組合せ、同位元素 $^{60}\text{Co}$ を線源としてシンチレーション・カウンティングしたときの $4G/G_0$ の印加電圧依存性を故意に $R=10\text{M}\Omega$ と高くとった例で $C=10^{-10}(\text{F})$ を使用して測定した実験値と式(2)の比較を示している。比較的よく合致しているものと判断される。

### 3. あとがき

PMTとシンチレータ組合せの検出器において、PMTおよびシンチレータのもつ固有の温度特性は、何れも温度上昇により効率低下の方向にあるが、シンチレータのもつ蛍光の減衰時定数の温度依存性をたくみに利用して計数回路の時定数を選択すれば、常温付近の温度依存性を最小にすることが出来ることが分った。但し、この時定数は現在市販されているADC用のパルス成形回路には時定数が小さすぎる欠点がある。

また、エネルギー・リニアリティについてPMTのプリーダ回路からくる非直線性の量的な解析と実験との比較を行った。従来プリーダ電流を多くとれば、リニアリティは維持されることは知られていたが、消費電力、発熱および高圧電源への仕様から必ずしも経済的な設計とは言えなかった。ここに示した方法は、許容される非直線を与えて得られる最もプリーダ電流の少い抵抗値を設計し得ることに意味がある。

# 肝シンチ像の運動補正

三井記念病院 RIセンター

入江忠志・雨沢正幸

井上善弘・木下幸次郎

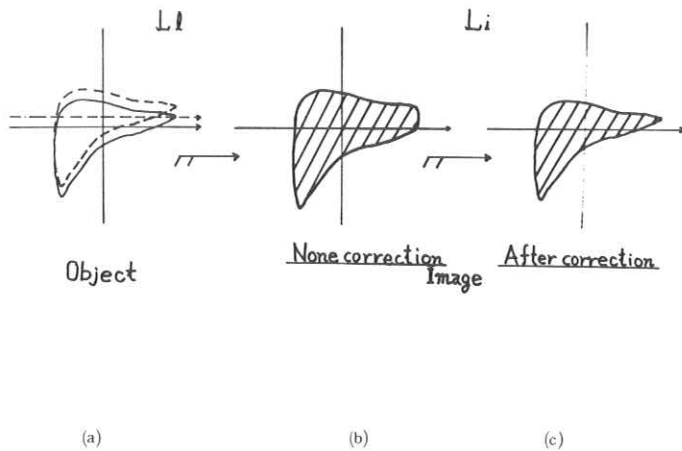
## 1. はじめに

呼吸による肝の運動は肝シンチ像の劣化をきたし、そのためA. Gottschalkを始めとし、多くの研究者<sup>1)~5)</sup>によって、各種の運動補正方式が報告されている。しかしその多くはシンチ・スキャナー或いは低分解能シンチ・カメラによる実験データの発表に止まっていた。最近<sup>99mTc</sup>の採用によりシンチ・カメラも高分解能化し、数mmの分解能を有するものも少なくない。我々はこの高分解能シンチ・カメラを用いて、基礎データを得たので報告する。

## 2. 補正方式の検討

運動補正方式は肝に固有の座標系  $L_1$  (第1図参照) が、像面の座標系  $L_i$  と相対運動をして

いるものを如何なる関係を用いて、相対運動を除去するかによってきまる。第1図(a)は呼吸によって肝臓が上方に動く場合であり、(b)は運動補正をせずに肝シンチ像を作成した場合、(c)は運動補正後の像である。運動補正の方法として第1表に示してある。



第 1 図



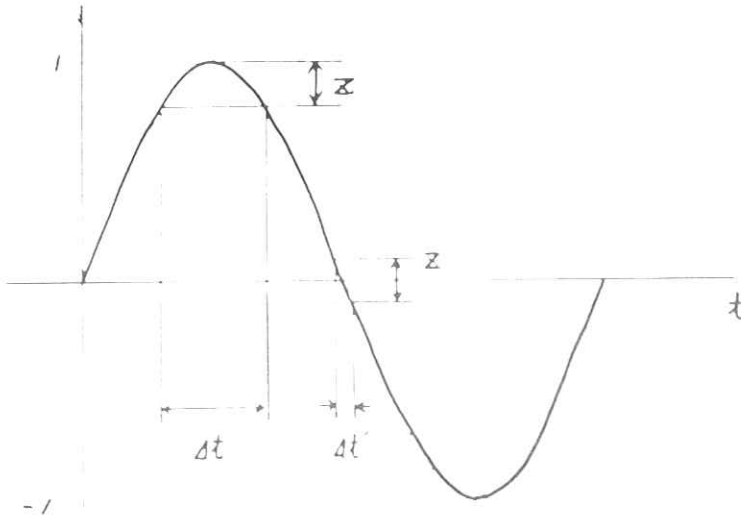
第 1 表

結合方式	利 点	欠 点	発 表 者
1) 全時間結合方式	拘束時間が短い	$L/L$ が時間の関数でない事、高精度、早い応答、時間の系が必要	入江 五朗 <sup>2)</sup>
2) 間欠結合方式	$L/L$ が時間の関数でもよい	拘束時間が比較的長い	WM. Smoak <sup>3)</sup> et.al
3) 運動制限方式	拘束時間は短い	重症者には使えない $L/L$ が変形する	大久保 他 <sup>4)</sup> 木村 他 <sup>5)</sup>
4) 部分修正方式	拘束時間は1)と2)の間、 任意の位相で結合できる	結合の初期値を正確に 定める必要がある	

第 1 表の結果から  $L$   
1 が時間の関数でも補  
正可能な間欠結合方式  
を試みることにした。

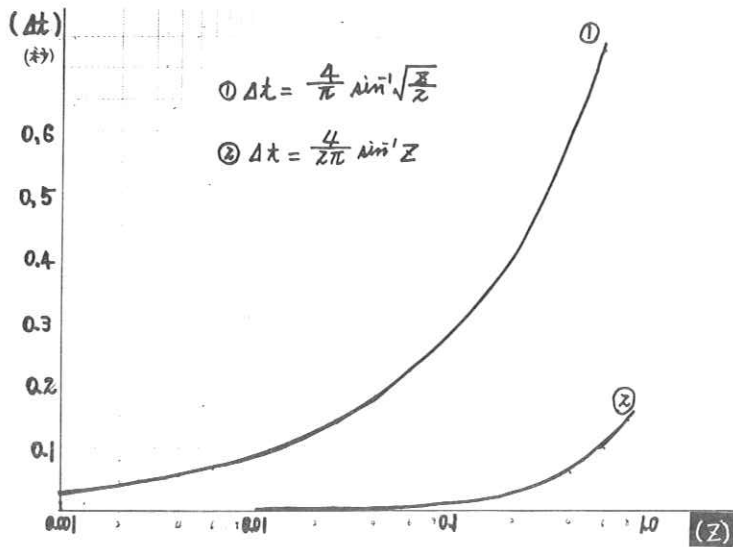
次に必要なことは、  
間欠結合の時間を定め  
ることである。これを  
求めるため、肝の運動  
が近似的には正弦波運  
動なので、これを時間  
の関数として表わすと  
図 2 のようになる。全

振幅を  $2$  としたときの結合時間  $\Delta t$  中で振幅の変動する幅を  $Z$  として図示してある。図 2 から結  
合時間幅は結合の位相によっては、撮影に有利なように取り得ると考えられるので、簡単な計



第 2 図

算の結果第 3 図を得た。  
図 3 は最適位相と最悪  
位相の  $\Delta t$  と  $Z$  の値を示  
してある。図 3 から全  
運動振幅の例えば、10  
% 以内に補正を出来る  
条件の下に最適位相と  
最悪位相での時間幅の  
比を求めると約 9 : 1  
にも及ぶことが明らか  
となった。

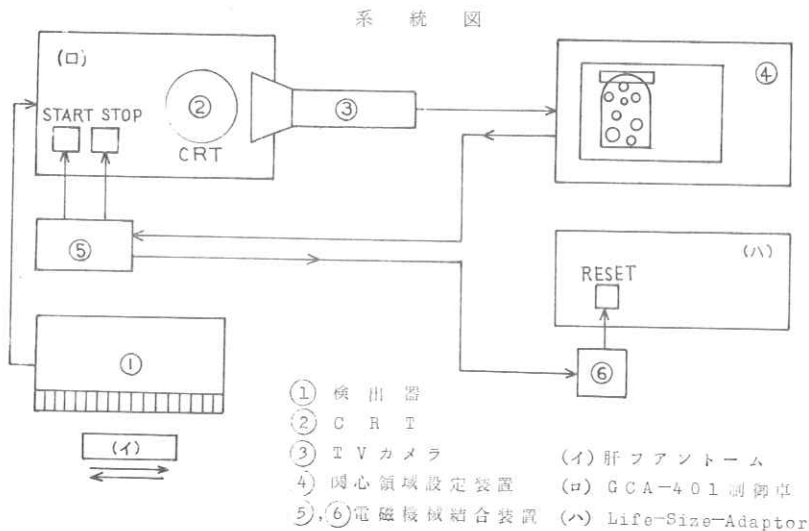


第 3 図

以上の結果より位相は最適位相を選んで実験することにした。

### 3. 実験装置

シンチ・カメラは東芝製 G C A - 4 0 1 で、間欠結合は制御卓上の C R T を T V ・カメラで撮影し、シンチ像の関心領域設定装置を用いて、肝の運動の位相決定信号を得、制御卓の撮影開



第 4 図

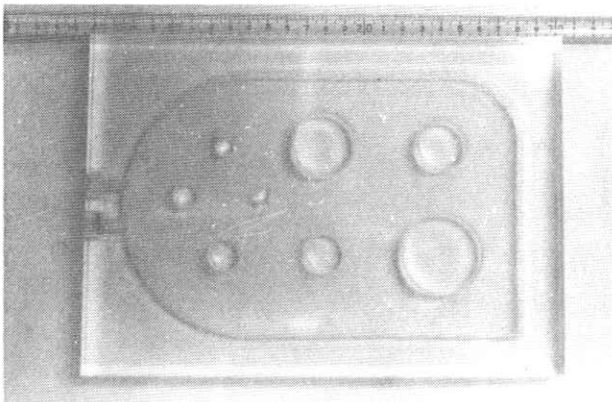
始 ( S T A R T ) 及び停止 ( S T O P ) ボタンを電磁機械結合装置で操作させると共に、Life-Size-Adaptor の制御ボタンも同様の方式で制御した。(第4図) 系統図の番号は信号により動作する順序を示してある。検出器①で肝ファントムを検出し、信号を制御卓へ

送る。C R T ②上にシンチ像を P E R S I S T の状態で写し出す。

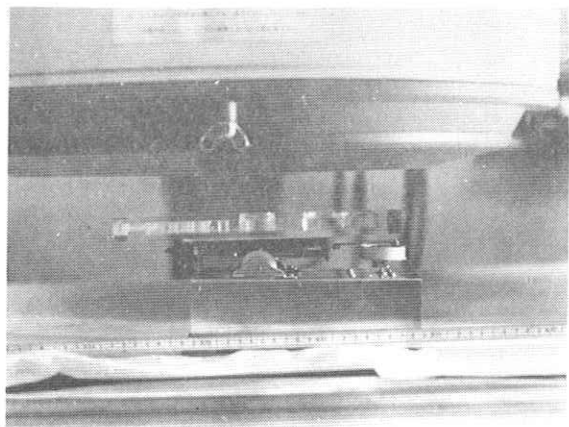
TV・カメラ③でCRTのイメージ像を撮影する。関心領域設定装置④を用いて、TV・カメラで撮影した像に任意のZ値幅の関心領域を設ける。制御卓上の電磁機械結合装置⑤を関心領域内にシンチ像が入った時スタートし、出た時ストップするようにセットする。制御卓のカウンターがストップした後、Life-Size-AdaptorのHALTのスイッチが入るので、それを解除するため電磁機械結合装置⑥でRESETのボタンを制御する。

ファントームはIAEA規格のスライス肝ファントームで大きさがタテ24 cm、ヨコ17 cmの亚克力製のもので、欠損部の穴の大きさは大きい順に40 mm、32 mm、25 mm、20 mm、16 mm、12 mm、10 mm、8 mmである。(第5図)。

ファントームの運動は出力3 W、15 rpmの同期電動機を用いて、振幅約25 mmの正弦波運動を行わせた。(第6図)



第 5 図



第 6 図

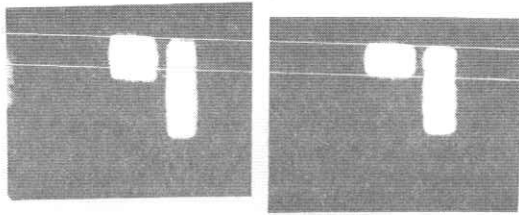
4. 実験の結果

まず、口紙を逆L字形に切り、 $^{99m}\text{Tc}$ をこれに浸漬して運動振幅約2.5mmで動かして撮影したところ、図7(a)は補正しない像、図7(b)は補正後の像である。図7(a)ではシンチ像が流れているのがよくわかり、図7(b)ではほぼ原形に近いことが、つまり運動補正が充分可能であること

とが確認された。

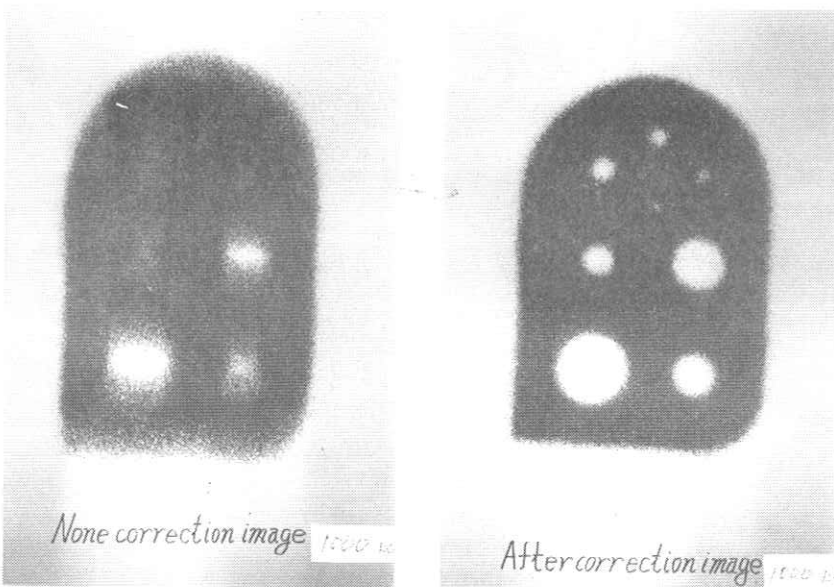
そこで前記アクリルファントームを用いて $^{99m}\text{Tc}$  2mCiで撮影し、運動振幅約2.5mmのとき、図8(b)より直径8mmの孔まで識別可能であることがわかった。この結果は前述の最適位相時における修正幅の結果と一致する。

尚、図8(a)は補正しないときのイメージ像である。



None correction image After correction image

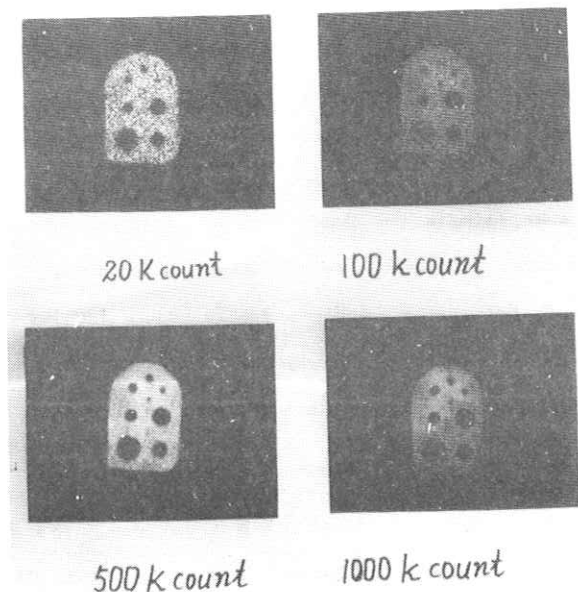
(a) 第7図 (b)



(a) 第8図 (b)

さらにファントームを運動させた状態で、カウント数をそれぞれ20 K, 100 K, 500 K, 1000 Kcount について撮影した。(第9図)その場合の像の解像力は次のようになった。まず、20 Kcount では12 mm, 100 Kcount では10 mm, 500 Kcount 以上では8mmも識別可能であった。これから、500 Kcount

以下の像では点像の点密度が不足なので解像力は低下している。しかし500 Kcount 以上では点密度が十分と思われ8mmを得た。この結果は我々の実験に用いた  $\Delta t$  が0.5秒だから図3からZは0.3である。運動振幅は約25 mmなので補正残は  $(25 \times 0.3) \div 2$  で3.75 mmを得る。実験データは8 mmだから、図3の結果は実験で証明された。



第9図

## 5. 結 論

肝シンチ像の運動補正方式中、間欠結合方式では肝の運動の位相に最適結合位相の存在を明らかにし、高分解能シンチ・カメラを用いてその結果を確かめ、少くとも運動振幅25mmでは、 $\Delta t$  を0.3秒にすればシンチ・カメラの最高分解能の近くまでは修正可能であることを確かめた。最後に、当RIセンター各位の協力に感謝する。

## 6. 文 献

- 1) A. Gottschalk et al Vol.7 : 243~251, '66
- 2) 入江五郎：臨放 Vol.18 : 141~147, '73
- 3) Smoak W, M et al J, Nucl, Med, Vol.10, 6, '69
- 4) 大久保 他：第25回日本放射線技術学会, '69
- 5) 木村 他：核医学, Vol.12, 3 pp 235~242 '75

## ファンビーム方式CT用X線検出器の特性 (その2)

### Consideration for X-ray Detectors in The Fan Beam CT Scanner

佐藤 茂<sup>\*</sup>      矢仲 重信<sup>\*\*</sup>      早川 孝之<sup>\*\*</sup>      戸村 光一<sup>\*\*</sup>  
S.Sato              S.Yanaka              T.Hayakawa              T.Tomura

<sup>\*</sup>(株)日立メディコ 柏工場

<sup>\*\*</sup>(株)日立製作所 中央研究所

<sup>\*</sup>Kashiwa Works, Hitachi Medical Co.

<sup>\*\*</sup>Central Research Lab., Hitachi Ltd

The X-ray detectors for computed tomography, using a fan shaped beam of radiation, are considered in detail. The pressured xenon chamber is superior to the scintillation means, because of stability, facility of arrangement. But serious problems are to reduce the influence of K fluorescent radiation of xenon and to make equal in physical characteristics.

We have got high quality images in body scanner with xenon detector having 256 elements.

#### 1. 検出器に要求される性能

CT用検出器として一般的に要求される性能は、(1)40~100 keVのX線エネルギーに対する高い検出効率、(2)10<sup>3</sup>程度のダイナミックレンジと直線性、(3)安定性、(4)立ち上り、残像特性が早い等であるが、ファンビーム用多素子検出器としてはこの他に、(5)空間的配置の容易性、(6)素子間の特性のバラツキ、(7)線像強度分布関数 (8)外部磁界からの影響の有無などが重要である。

#### 2. 検出器構成の比較

検出器構成としては、(1)シンチレータと光電子増倍管または半導体光検出器との組合せ (2)イオンチャンバー(xenon封入) (3)半導体検出器等が考えられる。ただし(3)項については、まだ常温で使用できるものが見当たらないので、(1)、(2)項についてファンビーム用としての比較を行うと表-1の通りである。安定性、配置の容易性及び現状の技術水準を考えると xenon 封入のイオンチャンバー方式が最も実用性がある。

#### 3. Xe 検出器の入出力特性

Xe 検出器素子についてX線入力及び電極印加電圧を変化させた場合の出力特性を図-1に示す。電極電圧の変化に対して再結合領域、飽和領域を経て比例領域への移行が見られる。感度を考えると比例領域での使用が好ましいが、安定性を重視して飽和領域を採用した。したがって平板電極構造の採用が可能になった。

表-1 多素子検出器の特性比較

構 成 検 出 器	シンチレータと光電子増倍管		イオンチャンバー
	NaI(Tl)	Bi <sub>4</sub> Ge <sub>3</sub> O <sub>12</sub>	xenon
検 出 効 率	>90%	<10%	≒60%
最大出力電流*	10 <sup>-5</sup> A	同 左	10 <sup>-6</sup> A
過 渡 特 性	10 <sup>-7</sup> S	同 左	10 <sup>-4</sup> S
アフターグロー	10 <sup>-3</sup>	10 <sup>-5</sup>	≒0
直 線 性*	10 <sup>4</sup>	同 左	同 左
素子間特性のバラッキ*	要 検 討	同 左	同 左
線像強度分布関数	良 好	同 左	要 検 討
安 定 性*	要 検 討	要 検 討	良 好
多素子化の難易*	難	同 左	容 易

\* 項目はシンチレータと光電子増倍管構成において主として光電子増倍管の特性に依存している。

#### 4. 線像強度分布関数(LSF)の影響と改善

Xe検出器では、X線吸収過程での蛍光X線の放射によりLSFに拡がりが発生する。実測結果を図-2(a)に示す。強度は3素子目で1%であるが、被写体の周囲には空気があり、特に小さな被写体を撮影する場合にはこの値は無視できない。LSFの再生画像に対する影響のシミュレーション結果を図-3に示した。LSFの拡がり3素子目で1%の強度を有する場合、一様なアクリル円板ファントムを撮影しても再生像には空気と接する辺縁部でシェーディングが発生し、CT値が真の値に一致するのに15画素程度要することが判る。この結果は実測結果とほぼ一致した。

この悪影響を除くため、素子間に吸収体を設け改良を加えた場合のLSFの実測結果を図-2(b)に示した。約1桁の改善を図ることができた。その画質に対する効果は図-3のシミュレーションに示す通りである。

#### 5. 結 言

以上の検討を元に256素子のXe検出器を完成し良好な画像を得ることができた。

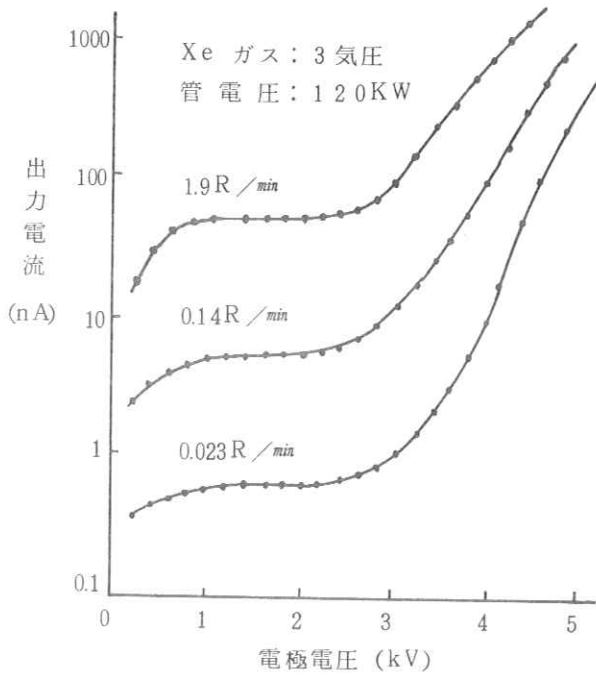


図 1. Xe 検出器の入出力特性

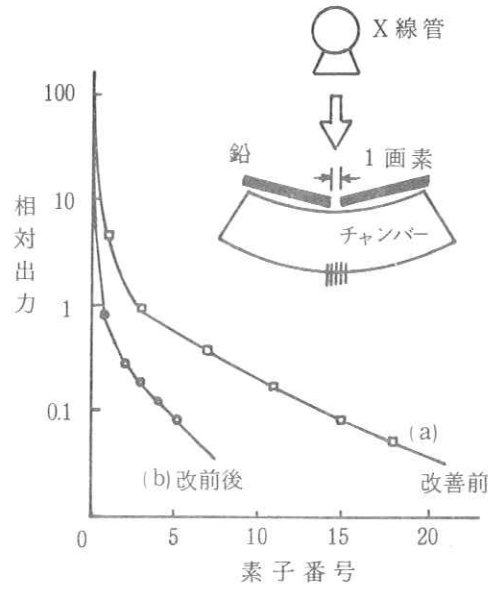


図 2. L S F の実測結果

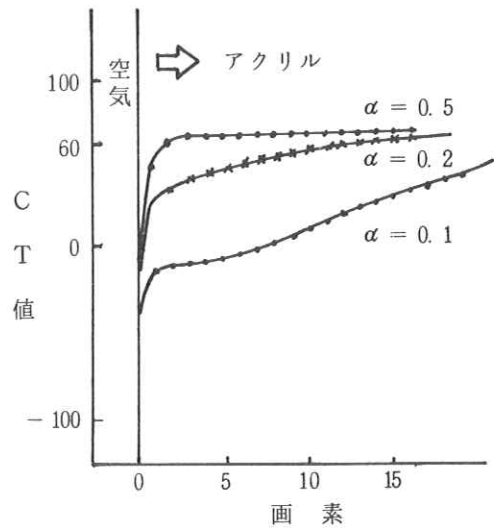
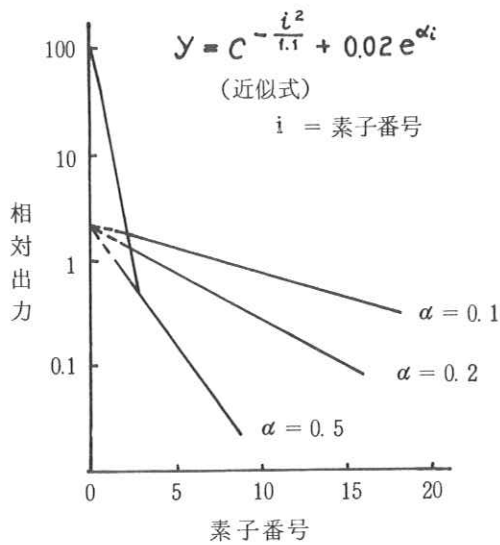


図 3. L S F の影響に対するシュミレーション



# R. I. I. 研究会

会長 高橋 信次  
 顧問 立入 弘  
 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 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

R I I 研究会誌第7巻3号をおとどけします。

今回は画像処理ではつとに名高い京大の長尾先生にお願いし、計算機画像処理のハード・ソフト両面にわたるむづかしい内容をやさしく解説して頂き、その後設備を見せて頂きました。先生の御研究の重点はMEではありませんが、内外漢の我々にも興味深く、質問続出で、十分にとった筈の見学時間がたりませんでした。長尾先生および公開実験に従事された研究室の方々に御礼申し上げます。又全体の企画運営をして頂いた金森先生と同研究室の方にも感謝します。

午後の研究発表には今回はお申込が特に少く、大部分の講演は演題が切後に幹事から無理に発表をお願いしたものです。発表者には御迷惑かとも思いますが、その様な事情だけになまなましい話題が多く会は活発に運ばれました。もともと本会はインフォーマルな相談会として出発し、実験上の困った点などを気軽に相談し合う会でした。ふだん演題に疎速な方の御発表を期待しております。

(S. H.)

## 放射線像研究

発行日 昭和五十二年九月

編者集 長谷川 伸

〒182 調布市調布ケ丘一―五―一

電気通信大学電子工学科内

電話 ○四二四―八三一―二六一  
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 ○三一八―一五―五四―一  
内線 八六七六

印刷所

東京都文京区湯島二―一―七

株式会社 コスモス

電話 ○三一八三一―〇九五五