

# 放射線像研究

VOL. 5. No. 2. (通巻43号) 1975年6月

## \* 目 次 \*

研究会記事・会告	35頁
特別講演資料	
血液型自動判定のための凝集識別装置	
信州大工学部.....工藤 道夫、米沢 義道	
信州大医学部.....野田金次郎	41頁
論文	
44-1 放射線像のハイブリッド処理	
信州大附属病院.....滝沢 正臣	47頁
44-2 X線用イメージインテンシファイアの雑音について	
島津製作所電子管工場.....津田 元久、橋詰 辰夫、早川 毅	5頁
44-3 画像微分機による特徴量の抽出	
電通大.....佐野 敏一、西沢 幸夫、久多良木健、長谷川 伸	59頁
44-7 反転X線フィルムの空間周波数特性	
岐阜大工学部.....内田 勝、小寺 吉衛	
県立宮崎病院.....稲津 博	62頁
44-8 EMI スキャナ	
東芝メディカル.....田中 義房	68頁

## 第 4 4 回 研 究 会 記 事

第 4 4 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 5 0 年 6 月 7 日 ( 土 ) ~ 8 日 ( 日 )

場 所 信州大学附属病院第 3 会議室

特別講師 信州大学工学部電子工学科 工藤道夫教授

出席者 ( 敬称略 )

今川房之助, 牛山喜久, 内田 勝, 大関修治, 加藤久豊, 金森仁志, 神田幸助, 木下幸次郎, 楠本芳二, 工藤道夫, 小寺吉衛, 小林敏雄, 斉藤一彦, 佐野敏一, 高木 博, 滝沢正臣, 竹中栄一, 田中嘉津夫, 田中義房, 中西省三, 袴田祐治, 橋本光二, 橋本俊一, 橋詰辰夫, 橋爪俊幸, 長谷川 伸, 畑川政勝, 速水昭宗, 福岡孝義, 松川収作, 松本義一, 森矢達人, 矢仲重信, 山口奉頼, 横山 俊, 吉田梨影, 吉本清一, 和田卓郎 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

\* 血液型自動測定のための凝集識別装置について

信州大工学部電子工学科 工藤道夫 教授

研究発表

\* 1 ) 放射線像のハイブリッド処理

信大医学部 滝沢 正臣

\* 2 ) X線用イメージインテンシファイアの雑音について

島津製作所 橋詰 辰夫

\* 3 ) 画像微分機による特徴量の抽出

電通大 佐野 敏一, 西沢 幸夫, 久多良木 健, 長谷川 伸

4 ) シンチ用ライフサイズカメラの歪

三井記念病院 喜多村 道男, 吉村 直, 田村 光子

日立電子 山口 奉頼

埼玉医大 関 守雄

5 ) シンチレーション法による焦点外 X 線の測定

日立メディコ 高木 博, 矢仲 重信, 馬場 勝彦

6 ) 高感度グリーン X 線写真システム ( I )

富士フィルム 園田 実, 高野 正雄, 福岡 孝義

\* 7 ) 反転 X 線フィルムの空間周波数特性 岐阜大 内田 勝, 小寺 吉衛

宮崎県立宮崎病院 稲津 博

\* 8 ) E M I スキャンナ

東芝メディカル 田中 義房

会 告  
第 4 5 回研究会について

第 4 5 回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和 5 0 年 9 月 1 3 日 ( 土 )

場 所 東京工芸繊維大学

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	TEL
岡 村 慎 一	1 0 3	長瀬産業(株)コダック製品部Xレイグループ 東京都中央区日本橋小舟町 2 - 3	03-662-6211
土 生 雅 英	5 5 0	大阪産業(株) 大阪市西区新町通 1 - 2 8 大阪産業ビル 6 階	
佐 藤 喜三郎	2 3 6	横浜市金沢区寺前町 3 1 0 第 2 光陽荘	
町 田 節 子	5 8 0	阪南中央病院 松原市南新町 3 - 2 8	
楠 本 芳 二	4 5 0	日立メデイコ(株)中部営業本部 名古屋市中村区広井町 3 - 9 8	052-571-9106
宮 原 諄 二	3 5 1	富士写真フィルム(株)中央研究所 埼玉県朝霞市溝沼 1 0 5	0484-61-5432
吉 本 政 弘	7 5 5	山口大学医学部附属病院 宇部市小串 1 1 4 4	
津 山 泰 子	5 7 7	近畿大医学部附属病院放射線科 東大阪市小若江 3 - 4 - 1	06-721-2332
山 本 義 憲		同 上	
藤 井 正 司	1 8 3	東芝府中工場計測機器設計部 府中市東芝町 1	0423-66-1111 ⑦ 3678
大 坊 元 二	9 6 3	東北歯科大学歯科放射線学教室 福島県郡山市富田	0249-32-8931 ⑦ 319
鈴 木 陽 典		同 上	
中 前 晴 雄	2 4 1	神奈川県立成人病センター放射線 1 科 横浜市旭区中尾町 5 4 の 2	

加藤 功 241 神奈川県立成人病センター放射線1科  
横浜市旭区中尾町54の2

伊勢俊秀 同上

稲富孝治 814 福岡大学病院放射線部  
福岡市西区七隈34

花井耕造 104 国立がんセンター放射線診断部  
東京都中央区築地5-1-1

### 住 所 変 更

氏 名	〒	新勤務先および所在地	TEL
加藤久豊	351	富士写真フィルム(株)中央研究所 埼玉県朝霞市溝沼105	0484-61-5432
田島聖正	815	国立病院九州がんセンター 福岡市南区野多目595	
堤直葉	343	越谷市立病院放射線科 埼玉県越谷市大字東小林95	0489-65-2221
福岡孝義	418	富士写真フィルム富士宮工場研究所 富士宮市大中里200	05442-7-1211



オプトエレクトロニクス  
光学機器 医療機器 放送機器

興和株式会社 電機光学部

お問合せは

東京支店 〒103 東京都中央区日本橋本町3-5  
調布工場 〒182 東京都調布市調布ヶ丘3丁目3番1

TEL東京(279)7335-7351  
TEL0424(83)4126(代)

## 総 会 議 事 録

6月7日研究会の休憩時間を利用して参加会員数約40名を得て総会が行なわれた。

### 1. 昭和49年度会計決算報告について

竹中委員より別表の通り報告があり承認された。尚放射線像の研究第2巻発行(43年)に伴なう赤字445,000円については印刷所よりの借入れ分の返済を終わり、委員個人の立替え分(180,000円)を残すのみとなった。

### 2. 第45回研究会について

9月上旬に京都または大阪で行なうこととした。

## 放射線イメージ・インフォメーション研究会 昭和49年度会計報告

昭和49.4.1～50.3.31

収 入		支 出	
費 目	金 額(円)	費 目	金 額(円)
前年度繰越金	4,128	交 通 費	59,800
賛助会費	520,000*	会 合 費	9,650
一般会費	144,500	印 刷 費	456,520
利 子	1,735	通 信 費	89,840
雑 収 入	119,500**	事 務 雑 費	2,215
		人 件 費	17,000
		謝 金	35,000
		特 別 支 出	30,000***
		次 期 繰 越 金	89,758
計	789,863	計	789,863

\*新入会1社「コーワ」      \*\*S社より寄附及び竹中・長谷川委員による講演会収入

\*\*\*「放射線像の研究」発行に伴なう赤字補填

## 血液型自動判定のための凝集識別装置

工藤道夫\*・米沢義道\*・野田金次郎\*\*

### 1. ま え が き

従来より、血液型判定は医学分野における重要な検査項目の一つである。この場合、可検血液の6個の反応による凝集あるいは非凝集状態を識別し、その結果を組み合わせて血液型を決定論的に判定している。これは日本における輸血用血液の判定基準<sup>1)</sup>に基づいたものである。近年、各所に血液センターが開設され、この判定作業がますます大量化しつつある現在、その自動化による作業の能率化は今後の大きな関心事と思われる。

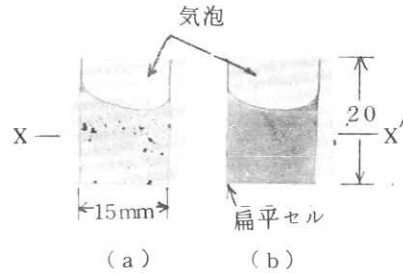
昨年来、われわれはこの自動化システムの設計に取り組んできたが、その中で特に重要な課題は、上記の凝集、非凝集の識別に関するものである。これに対し、われわれは高速、高分解能、S/N比良好でかつノイズに煩わされない識別システムの設計を行ない、その実用化の見通しを得た。

まず、可検血液を新しく開発した特殊セル内で処理した後、光学繊維の特性を利用した新しい走査法により、光学像の微細な明暗に対応した光電変換信号を検出した。この変換信号についての情報処理は、すなわち信号波形のパターン認識にはかならない。これに関する提案<sup>2)</sup>もすでに行なわれているが雑音対策等で不十分と思われる。ここでは、信号波形の特徴を抽出でき、かつ外部雑音に煩わされない効果も考慮し、3種のパラメータに着目し、それらを回路的に処理した。すなわち、これらパラメータと、それぞれに設定された閾値との比較、および必要な各種演算によって決定論的な識別を行ない、レセプタとしての機能<sup>3)</sup>を持たせた。

なお、可検血液を用いた一連の実測テストによっても、一応の識別動作が確かめられた。本論文は、以上の識別システムについて述べたものである。

### 2. 凝集、非凝集の識別法

血液型判定のための反応による凝集、非凝集の典型例を第1図に示した。容器は識別の自動化を容易、かつ効果的に行なうために新しく開発したガラス製の扁平トンネル型セル(20×15mm)である。この狭い隙間(0.4mm)に半分ほど注入された血球浮遊液と血清は、



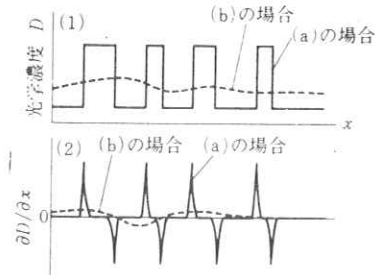
第1図 セル中の凝集および非凝集の写真  
Fig. 1 Photographs of the states in the cell, agglutination and non-agglutination

XX'軸を中心としたセルの回転に伴う内部の気泡の移動により、十分に攪拌される。

(a)は血球と、この血球に対する抗体を持つ血清との混合、(b)は血球とこの血球に対する抗体のない血清を混合したものである。(a)ではセル中の血球は反応により局部的に集まって凝集塊を形成し、その部分の光学濃度を極端に大きくしている。このためセルの他の部分の血球濃度が顕著に減少し液は澄んで光学濃度も小さい。(b)では血球濃度の極端な変化がない非凝集状態であり、したがって光学濃度変化も少しである。この二つの状態について部分的な光学濃度 $D$ をセル中のある線上について調べればモデル的に第2図(1)のような図が描ける。さらに光学濃度の位置的な微分 $\partial D/\partial x$ は同図(2)のようになる。このような光学的特性は、他の凝集、非凝集反応についても生起することであり、この2状態の特徴は次の2点で表わされる。

(A) 凝集塊の部分の光学濃度はその周囲より極度に大きい。

(B) 凝集塊周辺の光学濃度は位置的に極端に変化



第2図 光学濃度 $D$ および $\partial D/\partial x$ のモデル図  
Fig. 2 Figure model of optical density  $D$  and  $\partial D/\partial x$  respectively

\* 信州大学工学部電子工学科

\*\* 信州大学医学部法医学教室

しており、図のように  $\partial D/\partial x$  をとると、非凝集の場合に比べてはるかに大きな値となる。

したがって (A) と (B) の条件を満たす場所が凝集塊であると考えてよい。このような光学的特徴を把握して、2 状態の識別を自動的に行なうために、次のような構想を立てた。

(1) 走査の必要性 光学的特徴 (A) は第 1 図からもわかるように、微小部分として散在している現象であり、また (B) はセル内の微小部分の光学濃度測定を移動しながら行なうことにより初めて得られる。これらのことから、微小面積でセル内の光学像を走査する必要がある。この方法で、場所的に変化する光学濃度は、時間的に変化する電気信号に変換される。

(2) 閾値の設定 電気信号は光学濃度に応じたものとなるようにすれば、光学濃度  $D$  は電圧  $E$  に対応し、 $\partial D/\partial x$  は  $\partial E/\partial x$  に対応する。この 2 種の信号についてそれぞれ適当な閾値を設ければ、(A)、(B) の信号がともにそれぞれの閾値を越えたとき、凝集塊ありと検出される。

(3) 雑音対策 上記の検出走査を反応セル全面について行ない、凝集塊ありの信号発生時の全時間を測定し、これがある閾値を越えるとき凝集とすれば確度の高い識別となる。たとえば、非凝集のセルを識別中にインパルス性の雑音が多少混入しても、発生時間が短いために誤った識別は行なわれない。

### 3. 光電変換装置

前節で述べたような機能を持つ光電変換装置としては、TV カメラ、ホトダイオードアレイ、および顕微鏡システムと移動ステージを組み合わせたものなどがある。しかし、これらは分解能、スピード等で難点がある。

われわれは、この目的のために、新たに光学繊維<sup>4)</sup>の振動<sup>5)</sup>を応用した新しい光電変換カメラを開発した。

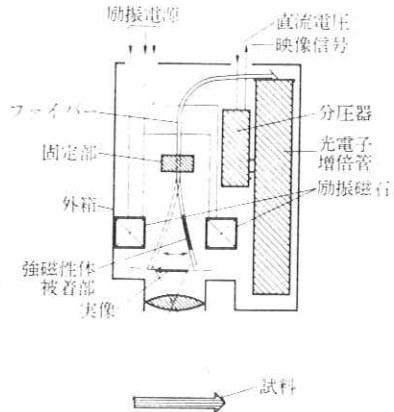
光学繊維は一般に良好な光導体であるが、さらに弾性的な特徴もすぐれていることが知られている。この二つの特徴を用い、光学繊維を片持梁として振動させ、その振動端でレンズ系によって結像させた実像を走査できる。したがって実像の明暗を固定端に導くことができさらにこれを光電変換することができる。

第 3 図は装置の原理図である。ガラス製の光学繊維はそれ自体では外部からこれを駆動することはできない。図はこれを電磁的に励振するために、繊維表面の一部に強磁性体 (パーマロイ) を被着させたものである。一对の駆動用電磁石には一定周波数の交流が交互に流れ、パーマロイ薄膜を介して繊維を交互に引きつける結果、励振が可能となる。

片持梁には一般的に各種の振動モードがあり、それぞれ固有振動数が定まる。その振動数を  $f_r$  とすれば、

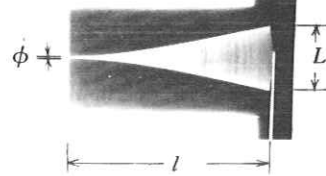
$$f_r = K \cdot K_n^2 \cdot l^{-2} \quad (1)$$

で与えられる。ここで  $K$  は梁の材質、寸法等により決



第 3 図 検出装置の原理図  
Fig. 3 The principal of fibre camera

まる定数、 $K_n$  は次数により決まる定数 ( $K_1=1.88$ ,  $K_2=4.69\dots$ ),  $l$  は片持梁の長さである。繊維の励振効率はこの固有振動数付近で大きく、各モード中では一次モード ( $n=1$ ) が特に大きい。第 4 図に各部の寸法および一次モードの振動状態を示す。



第 4 図 ファイバーの振動状態 (一次モード)  
Fig. 4 View of vibrating fibre (1st mode)

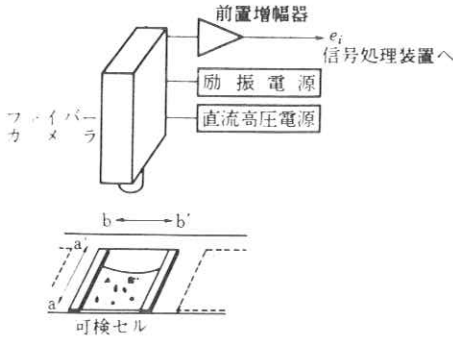
この装置の撮像端軌跡は、図から明らかなように曲線となるため、実像平面との差がぼけとなって現われ、分解能の局部的低下のおそれがある。このため振動端軌跡の平面からのずれを撮像レンズの焦点深度内に納めなければならない。この装置の分解能は第 4 図のように振動端の振幅  $L$  と繊維端の直径  $\phi$  で決まり、その定義は種々あるが  $L/\phi$  は一つのめやすとなる。また光学繊維の先端部は  $10\mu$  程度の径に加工することは容易である。たとえば、 $L$  を  $5\text{mm}$ 、 $\phi$  を  $10\mu$  とすれば、 $L/\phi=500$  となり、1 走査で 500 点が弁別できる。

第 5 図は光電変換装置のブロック図である。検出端からの光信号は繊維の固定端に導かれ光電子増倍管で光電変換される。これは増幅されて信号  $e_1$  となり信号処理装置に送られる。カメラの走査は図のように  $aa'$  線上の一次元であるから、カメラ自体を更に直角方向の  $bb'$  方向に移動させセル全面を走査している。

### 4. 信号処理装置

#### 4.1 ブロック図と回路動作

第 6 図は二つのチャンネル ch. I, ch. II を持つ信号



第5図 光电変換装置  
Fig. 5 Detecting unit

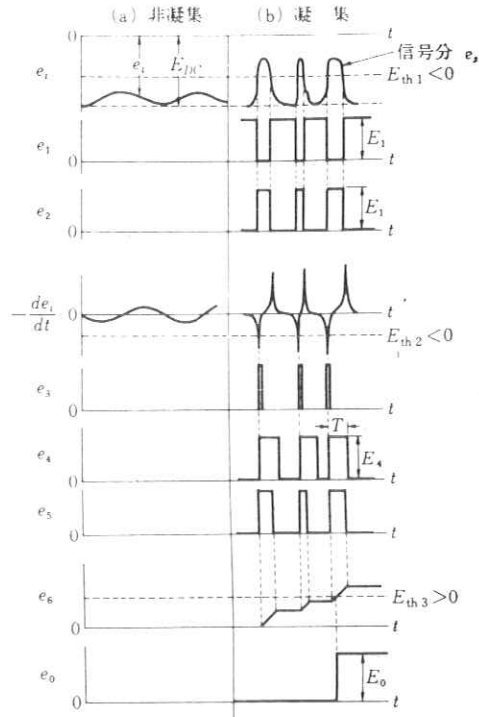
処理装置のブロック図、第7図は同装置の各部の電圧波形を示す。

$e_i$  は信号分  $e_s$  と光电変換における直流バイアス  $E_{DC}$  の重畳した形であり、 $|e_i| < |E_{th1}|$  の場合に限り比較器出力  $e_1$  は一定出力  $E_1$  から零電位にクランプされる。これは次の位相反転器によって同一振幅のパルス列  $e_2$  に変換される。以上、ch. I は、信号  $e_i$  のレベル情報を弁別するための処理過程である。

ch. II では、信号  $e_i$  はいったん微分された後、比較器2の閾値  $E_{th2}$  と比較される。ここでは、微分値レベルが  $|-de_i/dt| > |E_{th2}|$  の場合に限りインパルス出力  $e_3$  が比較器2より発生し、ゲートパルス発生回路をトリガする。この結果、一定振幅  $E_4$ 、一定時間  $T$  のゲートパルス  $e_4$  が得られる。この際、 $e_3$  の発生は時間的に全く不規則であるのでゲートパルス発生回路は、それらのランダム信号に対して常に応答できる特性を持たねばならない。以上、ch. II は信号  $e_i$  の時間的なレベル変動に着目し、その情報弁別のための処理過程となる。

ゲート回路では、ch. I、ch. II の出力パルス  $e_2$ 、 $e_4$  の論理積として、一定振幅  $E_1$  のパルス列  $e_3$  が取り出される。この場合、ゲートパルス  $e_4$  のパルス幅  $T$  を適当に設定すれば通常  $e_3$  はほとんど  $e_2$  と一致する。

このパルス  $e_3$  は、さらに積分され、その出力  $e_6$  は最後の比較器3の閾値  $E_{th3}$  と比較される。ここで  $e_6$



第7図 信号処理過程における信号波形  
Fig. 7 Signals at each step of processing unit

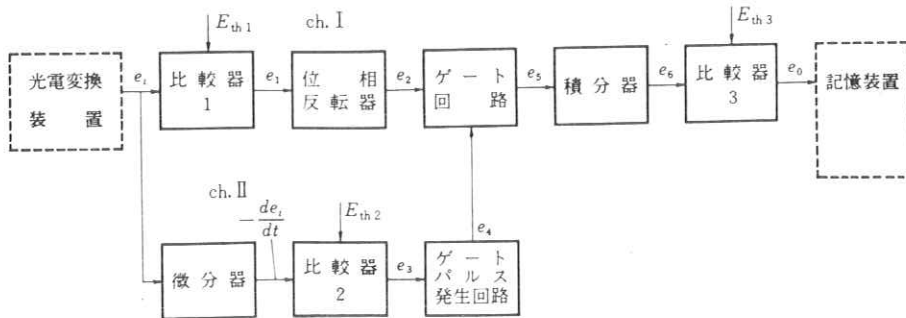
$> E_{th3}$  となれば、出力パルス  $e_0$  が発生する。

以上ここは信号  $e_2$  のパルス面積に着目してその情報弁別のための最終的な処理過程となる。

なお、信号波形の特に注意すべき例を第8図に示す。(a) は非凝集セルの検出信号にインパルス性雑音が重畳した場合、(b) は凝集がセル中で部分的に大きく起こり、そこから検出された信号の期間  $T_i$  が  $T$  より大きい場合である。

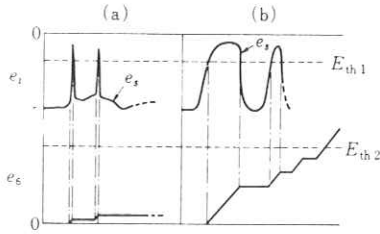
両者とも、出力  $e_0$  は発生するが、後節で述べるように、積分器の適当な設計により、この種の雑音に煩わされることなく、後者の場合だけ出力  $e_0$  を得ることができる。

なお、出力  $e_0$  は、順次に後段の記憶装置にメモリ



第6図 信号処理装置  
Fig. 6 Signal processing unit





(a) Non-agglutinative (b) Agglutinative  
第8図 信号の特殊例

Fig. 8 Special case of the signal

される。

#### 4.2 回路要素

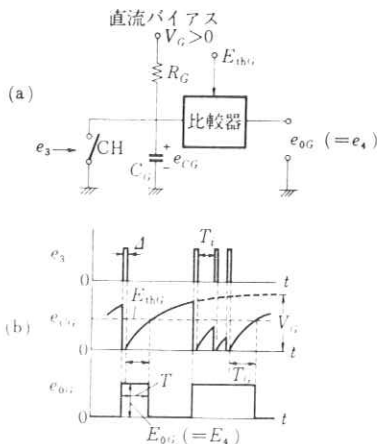
微分器は、高利得演算増幅器を利用した。周知の負帰還型不完全微分器であり、その周波数伝達関数  $G(j\omega)$  は、従来より次式で与えられる<sup>6)</sup>。

$$G(j\omega) = \frac{j\omega\tau_1}{(1+j\omega\tau_2)^2} \quad (\text{通常 } \tau_1 \gg \tau_2) \quad (2)$$

ただし、 $\tau_1$ 、 $\tau_2$  は回路時定数

上式より、その絶対値  $|G(j\omega)|$  は、遮断角周波数  $\omega_c (=1/\tau_2)$  で最大値をとり、これを中心にして上下の周波数で  $-20 \text{ dB/dec}$  の割合で減衰する。記号  $e_1$  の角周波数  $\omega_1$  に対し、 $(\omega_1\tau_2)^2 \ll 1.0$  に設計すれば、十分な近似で微分特性  $|G(j\omega)| \doteq \omega_1\tau_1$  が得られる。一方、光電子増倍管に起因する高周波雑音を抑制するためには、遮断周波数は低い方が有利であり、両者より最適な  $f_c (= \omega_c/2\pi)$  が定められる。

ゲートパルス発生回路を第9図に示した。コンデンサ  $C_G$  の電荷を放電するためのチョップ CH は、ランダムなパルス信号  $e_3$  が入るごとに閉じられる。比較器の出力  $e_{0G}$  すなわち第7図の  $e_4$  は  $e_{CG} < E_{thG}$  なる限り一定振幅  $E_{0G}$  をとり、それ以外では零電位となる。 $T_G$  は次式で与えられ、 $e_4$  のパルス幅  $T$  とほ



(a) Circuit configuration (b) Wave shapes of the signals in process

第9図 ゲート信号発生器  
Fig. 9 Gate pulse generator

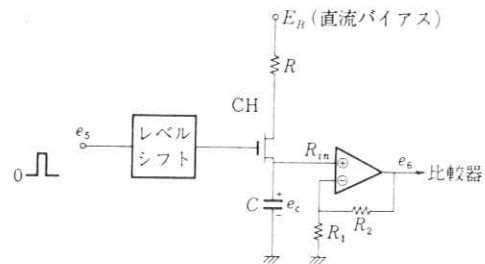
とんど一致する。

$$T_G = T - \Delta = C_G R_G \log_e \frac{V_G}{V_G - E_{thG}} \quad (3)$$

ただし、 $T \gg \Delta$  ( $e_3$  のパルス幅)

なお  $e_3$  のパルス間隔  $T_i$  が  $T_G$  より狭くなれば、その最後に入った  $e_3$  のパルス時点より時間  $T_G$  だけ遅れて  $e_4$  は零電位にクランプされる。

積分器は、第10図に示すチョップ型のものを用いた。同図で入力  $e_3$  が、レベルシフトされた後に FET チョップ CH に加われば導通となり、さもなければ常に遮断状態である。いま、時間軸上で凝集時の記号  $e_3$  の発生期間の総計を  $\sum_s T_s$  とおけば、この間にコンデンサ  $C$  の両端には電圧  $e_c$  が時定数  $CR$  の大きさで充電される。次段の増幅器は、入力抵抗  $R_{in}$  が無限大、増幅度は  $A_v (= R_1 + R_2/R_1)$  と近似する。積分器の感度に適当な余裕をとり、出力  $e_6$  が比較器の閾値  $E_{th3}$  の  $m$  倍より大きくなるためには、時定数  $CR$  を次式のように選べば良い。



第10図 チョップ型積分器  
Fig. 10 Chopper type integrator

$$CR \leq \frac{\sum_s T_s}{\log_e X^{-1}} \quad \lambda = 1 - m \frac{E_{th3}}{A_v \cdot E_B} \quad (4)$$

ただし、 $E_B$  (DC バイアス)  $> \frac{m}{A_v} \cdot E_{th3}$   $m \geq 1.0$

凝集がほとんど1個所に集中する特殊な場合は、第8図に示した幅の広い単一パルスがその部分の走査数だけ現われる。この場合、凝集個所の中心部付近の走査に相当する大部分の信号  $e_1$  のパルス幅  $T_i$  は、通常ゲートパルス幅  $T$  より広い。そこで、実効的な信号発生時間は  $T$  で制限される。これは  $\sum_s T_s$  が最小となる場合であり、これに対して式(4)を満足させなければならない。

一方、非凝集信号  $e_1$  の中に含まれるインパルス性雑音の発生期間の総計を  $\sum_n T_n$  とおくと、この雑音による出力  $e_6$  が、閾値を越えないための条件は次式で与えられる。

$$\sum_n T_n < \sum_s T_s \cdot \frac{\log_e Y^{-1}}{\log_e X^{-1}}, \quad Y = 1 - \frac{E_{th3}}{A_v \cdot E_B} \quad (5)$$

$X$ : 式(4)と同じ

したがって、積分器を高感度とするために  $m$  を大きくとれば、上式の右辺は小さくなり、それだけ雑音余裕は減少するので注意せねばならない。

### 5. 実 測 例

まず、光電変換のための撮像用振動ファイバーとしては、コーニング社製  $60\mu$  径のクラッド型を用いた。式(1)で  $K \approx 10^4$ ,  $l = 20\text{ mm}$  の場合、 $100\text{ Hz}$  において一次モードの振動を得た。

使用レンズは、 $f = 13\text{ mm}$  で、ファイバー先端の曲線軌跡による周辺ボケは検出できない程度に調整した。カメラ移動速度は、第5図における  $bb'$  方向に1セル当り1秒とした。ファイバーの走査幅は  $aa'$  方向に  $6\text{ mm}$  である。走査は往復共に行なわれるので、 $100\text{ Hz}$  では  $200\text{ 本/セル}$  となり、また一走査時間は  $5\text{ ms}$  となる。凝集のセルでは、第5図の  $aa'$  方向の一走査当りの実際的な凝集塊数が平均的に  $4 \sim 5$  程度である。したがって信号の周波数範囲としては基本周波数および高調波成分も含めて考えれば ( $1 \sim 10$ )  $\text{kHz}$  とみると実的にさしつかえない。光電変換用光電子増倍管は R 647 (浜松 TV) を用い、負荷出力抵抗は  $10\text{ k}\Omega$  とした。カメラからの信号は、 $20\text{ dB}$  以上の S/N 比で得られ、雑音は主として光電子増倍管に固有の高周波雑音である。

そこで、前記の周波数範囲と高周波雑音の抑圧との兼ね合いから、微分時定数は、 $\tau_1 = 160\ \mu\text{s}$ ,  $\tau_2 = 16.0\ \mu\text{s}$  ( $f_c \approx 10\text{ kHz}$ ) が適当である。この場合、基本周波数に対しては、 $(\omega_1 \tau_2)^2 = 10^{-2}$  ( $f_1 = 1\text{ kHz}$ ) となるゆえ、微分誤差は式(2)より約  $1\%$  で小さい。

つぎに、散在して発生するパルス信号  $e_1$  を効果的に検出するには、ゲートパルス幅  $T$  は広い方がよい。しかしあまり広すぎれば、検出された信号に引き続いて発生する  $|-de_1/dt|$  の小さな信号などまでも含めて検出するおそれがある。実験的に見て  $T = (0.5 \sim 1.0)\text{ ms}$  が適当と思われる。

積分器については、雑音余裕を十分にとり、かつ高感度とするためには、 $m = 2 \sim 5$  くらいが適当と思われる。たとえば計算例として  $\sum_n T_n \approx 20\text{ ms}$ ,  $E_{th3} = 2.0\text{ V}$ ,  $m = 3$ ,  $A_v E_B = 50$  の場合、式(4), (5)より  $CR \leq 160\text{ ms}$ , かつ  $\sum_n T_n < 0.3 \times \sum_n T_n$  が得られる。

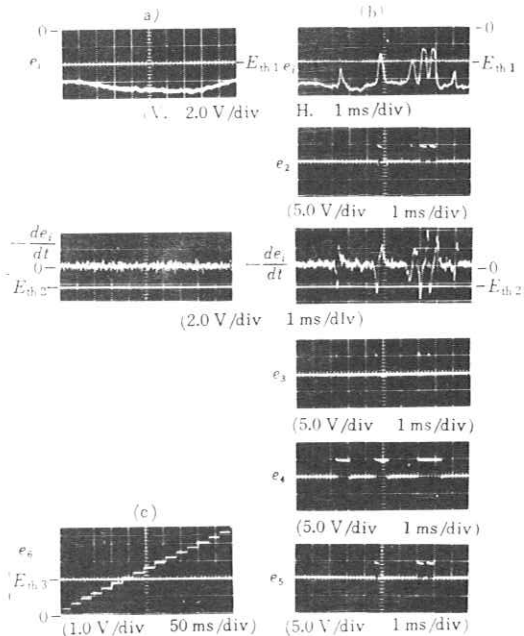
第11図は、凝集および非凝集のセルについて一走査線上の信号の処理過程を実測したものである。 $\tau_1$ ,  $\tau_2$  は前記の計算値、 $T \approx 0.8\text{ ms}$ ,  $E_1 \approx 4.5\text{ V}$ ,  $E_{th1} \approx -4.0\text{ V}$ ,  $E_{th2} \approx -2.2\text{ V}$  である。このような設定により ch. I, ch. II における凝集、非凝集状態の識別がそれぞれ確実に行なわれていることがわかる。非凝集の場合、信号の出ない場合は示していない。

つぎに、積分器出力  $e_3$  の実測例では、チョップ素子に FET, 3SK-14, 回路定数はほとんど計算値とした。便宜的に、一定間隔パルス列を入力としたが、こ

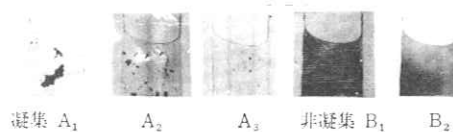
の出力波形により、積分動作が確かめられた。

以上の識別過程の結果、最終出力  $e_0$  は1あるいは0として次段のデコーダ、メモリ回路からなる血液型判定回路に導かれる。

なお、以上は典型的な凝集、非凝集についての実測例であるが、反応結果の特殊例として第12図に示すものが見だされている。これらはわれわれが300例以上のサンプル中より抽出した特殊例である。すなわち、 $A_1$  は凝集反応が特に強く、凝集塊が大きく、その数が少ない場合、 $A_2$  は実験的に最も多く発生する凝集の程度の典型例、 $A_3$  は凝集塊が特に小さくセル中に多数散在した状態である。 $B_1$  は非凝集であるがセル中にゆるやかな血球濃度差が発生しているもの、 $B_2$  は実験的に発生率の高い非凝集状態の典型例である。いずれの場合についても、本システムにより凝集、



第11図 信号処理過程における信号波形の実例  
Fig. 11 Photographs of wave shapes of the signals in processing unit



第12図 血液型反応の特殊例  
Fig. 12 Special case of the reactions

非凝集の正確な判定が得られている。

## 6. あとがき

まず、可検血液と反応液との混合を効果的に行なわせるために、新しく扁平トンネル型セルを開発した。これにより、凝集、非凝集の反応状態が光学的な平面像としてセル内に得られ、光電変換の際の走査が容易にできた。

つぎに、光電変換には磁氣的に加工を加えた光学繊維の共振特性を利用する走査型変換装置を開発した。これにより走査面においての分解能が約 1000/cm, S/N 比が約 20 db 以上の良好な光電変換信号が得られた。

信号の処理に際しては、信号レベル、レベルの時間的变化率、および信号の時間幅の3点に着目した。これにより外部雑音に煩わされることなく、可検血液の反応状態を確実に識別できるシステムを構成した。

最後に、実際の血液型反応についてこのシステムの識別の動作がいくつかの実測例の範囲で確かめられ、

実用化の見通しが十分に期待できる。

おわりに、これはわれわれが医療技術研究開発財団よりの研究費の援助を受け、昨年来より開発している血液型自動判定装置の識別システムについて論じたものであることを付記する。

また、本論文をまとめるにあたり、ご検討いただいた放医研梅垣洋一郎部長に厚く感謝いたします。

## 文 献

- 1) 野田：血液型の新しい知識，南山堂（1973）
- 2) カート・シーグフリード・ライオン：凝集反応の自動式探知方法および装置，特許公報，昭 46-40237
- 3) 阪本，若林：医用電子・生体工学概論，p. 412/420，コロナ社（1967）
- 4) Kapany：Fiber Optics，Academic Press（1967）
- 5) 米沢，松井：オプティカルファイバーの励振とその応用，第4回画像工学コンファレンス論文集，No. 7-1，p. 101/104（1973）
- 6) 菊地，他：演算増幅器ハンドブック，p. 84/85，エレクトロニクスダイジェスト刊（1973）
- 7) 工藤，林部：遅延パルス間隔の自動補償回路について，電気四学会東海支部連大 26a-F-4（1973）

はじめに

放射線像(以下像という)の医学利用は、従来主として形態学的な面からの情報を得ようとする場合が多く、そのために、その情報を増加させるための努力は、画質改善すなわち記録材料の進歩となった。このような像の高精度化への努力は、一方では像を得るためのキャリアとしての放射線による、被曝の減少といった面からの制約もあり、新しい情報の抽出法についての検討が加えられるようになった。このような形態上の情報とは別に、電磁波としての放射線の持つ生体組織への吸収差の定量性に着目して、エレクトロニクスの手法により、生体の厚み、臓器の動き等を測定する試みがあり、X線映画フィルムや、X線TVシステム、或はX線スリットを用いた計測が行なわれつゝある。これらの方法は、コンピュータの機能の拡大、図形入力装置の開発によって、急速な進歩が期待されており具体的成果も報告されている。

放射線像の処理を行なう場合、特にX線写真は比較的分解能が高いため、すべてデジタル像に変換して解析を行なうことは、コンピュータの規模や、また図形入出力装置に関して一般的とはいえない。このようなことから、像のうち、アナログ的に演算処理可能なものは処理する。更に処理を必要とするものや、アナログ演算では困難な計測(例えば面積、輪かく線、濃度値等)、又は高次処理についてのみデジタル処理を行なう方法、すなわち像のハイブリッド処理が有利ではないかと考えられる。

このような考え方のもとに、ラジオアイソトープ像、X線TV像、CCTV像の処理を主目的としたハイブリッド型画像処理装置の開発と、その臨床的応用面の検討を進めている。

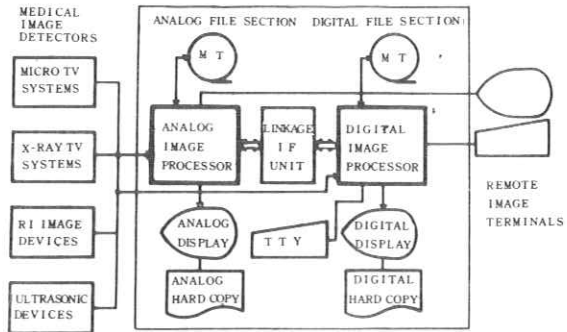


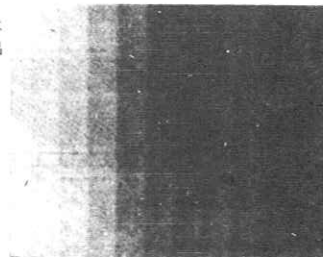
図1. ハイブリッド処理システムのブロック図

力可能である。但しカラー像は現在取扱っていない。I/Oを含めた装置の系統図を、図1に示した。システムは2つのブロックで構成されているが、その各々はインターフェースで結合されている。

1.1 アナログセクション

ここでは主として入出力のバッファリング及び、簡単な演算を可能としている。同時に複数の入出力が可能アナログバッファ(ビデオストレージメモリ) A,Bを備え、Aを用いて主としてラジオアイソトープイメージング機器(シンチスキャナ、シンチレーションカメラ)からの像を収録し、またビデオキーボードからのパラメータ入力を行なう。B.ではCCTV、X線TV系からの信号入出力、XYZ系像

図2. コンピュータによるグレースケールの出力例



1. システムについて

本装置で取扱う像は前述の他に超音波像があるが、CCTV系又はXYZ系の画像であればいずれも入

の取扱ができる。メモリにはPEP-400, M-639をそれぞれ用いている。この種のメモリを用いた場合、シェーディング特性、階調特性が問題となる。使用したメモリシェーディングは15~20%あり、このまゝでは処理に差支えるため、V・H共補正を行なっている。階調は双方共に10段階以上を識別できる(図2)。S/N比は35dB程度である。像検出器からの信号はcpuに直接入力するものを除いて、アナログメモリに記憶される。アナログ演算を必要とするものについては、図3に示す装置を用いて加算(積分)



図3. 放射線像処理制御装置

又は減算を行なう。加算については、マニュアルで、またソフトウェアにより任意回数の加算を行なうがS/N比改善、コントラストエンハンスメントができる。減算モードでは、1つの像のうち一方を黒から白に記録し、一方を白から黒に記録することができる。像の表示に関して、ラジオアイソトープ像ではカラー表示が診断に役に立つこともあるので、出力に多段レベルスライサを用いたdigital color表示が可能となっている。

メモリに記憶された像や、連続したX線TV像は、アナログ信号のまま、VTRにフェイルしなくてはならない。しかし通常の工業用VTRでは、静止像の検索が不可能なためこれを改造した。すなわちVTRのaudio-channelを利用し、テープ上に刻まれたアドレスをdigital的にサーチできるようにした。最

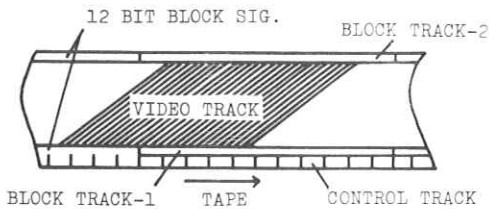


図4. VTRテープ上のアドレスブロックと画像フィールド

小単位は1フレームで、テープ上の記録フォーマットは図4の如くなっている。アドレスの附加によって0~9999頁まで任意の頁にランダムにアクセスを行なうことが可能となった。

## 1.2 デジタルセクション

このブロックでは、通常の小型処理装置と特別変わった部分は持たない。cpuは16kwの小型コンピュータ(T-16)で、サイクルタイムは0.66μsecと高速のものを用いている。I/OとしてはMT2台の他カセット装置を3台装備している。またセレクトチャネルを介した高速AD変換器(X-Y信号用1, 独立して1,計3台)、DA変換器3台が使用できる。CRTとしてはグラフィック・キャラクタ併用のものとアナログディスプレイがあり、目的に応じ各種の表示が行える。また、現在ビデオディスプレイとキーボードによるリモートターミナルも設置され、時分割的像処理を行なう検討も進められている。

## 2. ソフトウェアについて

T-16のシステムプログラムOS/φとbasic assemblerをサービスプログラムとして用いており、これに対して、アプリケーションプログラムとして、アナログ装置及び演算サポートプログラム、表示プログラム、解析プログラムがあるが、現在充分な量には達していない。またラジオアイソトープ像収録処理プログラムは最もよく用いられており、X線像処理プログラムは開発中である。更に立体像自動計測プログラムについても検討が行なわれている。

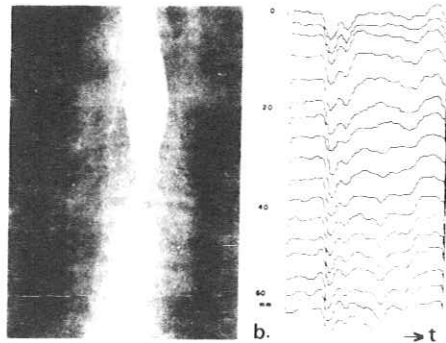


図5a. 食道造影像(食道癌)  
5b. 食道部位の多重曲線(X線テレビ画面上から計測)

### 3. 画像処理例について

#### 3.1 食道機能検査への応用 (図5 a, b)

X線TV像を入力として用い、食道疾患における造影剤通過機能の計測を行なった。on-line TV sampling 装置によって、食道各部における濃度の経時的变化を測定した、結果の1例を図5 b.に示した。一回に嚥下した30ccのバリウムの通過と、食道癌による狭窄部位への滞留が定量的に計測出来た。

#### 3.2 多重スキャン法による心左室辺縁像の computer kymogram (図6 a, b)

TV画面の濃度測定のためのウインドを固定せず、水平方向に高速でスキャンさせることによって、二次平面での像が得られるが、このスキャンを更に何回かくり返すことによって、動きを図形的に把握することができる。吸収量(濃度)に変化を生じたもののみ加算してゆくと、変化分を定量的に示す像が得られる(図6 b)。また逆にすれば動きのない部分を選択的に抽出できる可能性を有している。

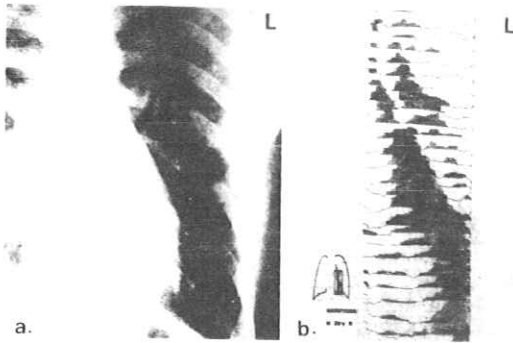


図6 a. 心X線像  
b. 心陰影のcomputer kymogram像

#### 3.3 臓器運動に関するフレーム合成 (図7)

X線造影像の経時的に変化する状態を1枚の像に



図7. 膀胱造影排尿時のフレーム合成(原像はカラー)

再現する為に、一定時点毎の像をアナログメモリ上に加算する。加算像をカラー軸に、造影剤のない時点での像を輝度軸に表示すると、図7に示した如く排尿によって収縮してゆく膀胱の変化がカラー表示される。

#### 3.4 ラジオアイソトープ像の on-line アナログ減算 (図8 a, b)

図8 a はクエン酸Ga-67による肝シンチグラム像で、on-lineでアナログメモリに記録されたものである。クエン酸Ga-67は、現在最も優れた腫瘍親和性をもつ

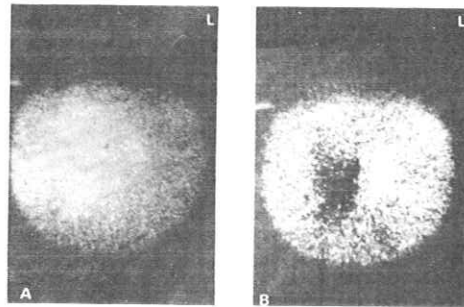


図8 a. クエン酸Ga-67による肝シンチ像  
b. 直接サブトラクション像

といわれるアイソトープであるが、肝へは腫瘍部位以外の部分へも集積する。この部分を差引き明瞭な腫瘍像を得るために、Au-198コロイドを更に注射して、この放射線によって、既にメモリ上に記録してある、Ga-67の像を消去してやることにより腫瘍像を得る。この場合フィルムによるものと違い、減算過程を直接モニタできるので最適像を得られる。図8 b は引算により得られた肝の腫瘍像である。

#### 3.5 アナログ・デジタル (又は異種放射線像) 複合表示 (図9)

ラジオアイソトープ像のコンピュータによる処理



図9. アナログ・デジタル複合表示の例(原像はカラー)

後の結果を観察する場合に、通常解剖学的情報が不足となる。これを解決するために、あらかじめ拡大率を補正したX線像をVTRにファイルしておき、データ処理が終了表示する段階でこの像をメモリに送る。X線像を輝度軸に、ラジオアイソトープ像をカラー軸に入れ複合表示を行えば、解剖学的情報が明確となり、診断しやすい写真が得られる。この方法を用いたシンチグラムを例を図9に示した。図は脾シンチグラム（抽出処理後）である。

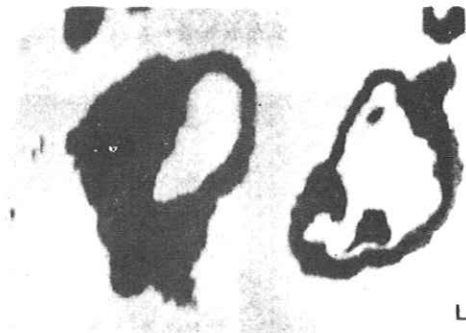


図10. functional image の例、腎シンチグラム  
( $^{99m}\text{Tc}$  EDTA 使用)

### 3.6 ラジオアイソトープ像の functional image 処理 (図10)

時間的に変化するラジオアイソトープ像は、通常平滑化、各種補正等を行なった後に、1枚1枚プレーバックするか、又はROI (Region of Interest) 処理を行うが、各フレーム内の計数率の変化、ラジオアイソトープのその部位への出現時間に着目し、これらの変化を像として表示すれば、多次元像を、疾患の特徴を示す1枚又は数枚の像として観察できる。図10に、最大計数を示す時間に着目した腎の functional image のアナログディスプレイ像を示した。

### 4. 本システムに関する問題点について

ハイブリッド方式による画像処理は、アナログ・デジタル双方の利点を結合させることによって、より実用性の高い像処理を行なうことが主目的である。しかしこのようなシステムとすることによって生ずる問題点もある。像の入出力として標準TV方式を用いた場合には、原像の分解能による情報損失がかなりあるものと考えられるので、応用面の限界を知る必要がある。これは特に直接撮影によるX線像を取扱う際問題となる。また階調の表現能力は、

アナログメモリでは充分とはいえないようである。しかしこれらの問題点は、現在研究が進んでいる高細精度TV方式との併用により補われる可能性がある。この場合、標準方式への変換は、現在比較的容易である。

現在使用しているランダムアクセス型VTRは、駆動系が、これまで用いられているものをそのまま、使っているため、立上り時間に問題があり、この点の改良が望ましい。またこのVTRは、X線TV用VTRであるために、分解能が低いのでこの改善も考える必要があろう。

アナログ記録、処理系の併用によって、デジタル処理系の負担は減少し、従って経済的負担が少なくなるため一般化しやすい。またアナログメモリによって、像の迅速な再生ができるため、マイクロフィルムを用いたものに比して有利であると考えられる。像の階調表示に関しては、従来のグラフィックディスプレイより優れた点が多い。このような諸点からハイブリッド処理システムは、病院内における画像のサブシステムとして利用できるものと考えられた。

### 5. 結 語

放射線像のハイブリッド処理に関して、システムの開発と処理を試みた。データ処理システムの内アナログ処理・表示系を持つことによって、システムの小型化、コストの低下を実現することができた。システムの臨床医学への応用を行なったが、そのいくつかに関して、ソフトウェアの負担を増すことなく、診断のための有為の情報を抽出できる可能性を有していると結論された。

### 謝 辞

講演の機会を与えていただいた第5回画像工学カンファレンス実行委員会坂田委員長に謝意を表すると同時に、本学中央放射線部長小林敏雄教授、鈴木副部長その他の諸兄、システム製作に当たっていただいたティアックK.K.岩沢室長、佐藤研究員、システム機器部天野氏他諸氏に謝意を表する。

### 文 献

- 1) New, P. F. J., and et al.: Computerized axial tomography with the EMI scanner, *Radiology*, 110: 109-123 (1974)
- 2) Wagner, H. N., and et al.: Practical applications of the computer in radionuclide imaging, *Med. Radioisotope Scintigraphy*, IAEA, 459-484. (1973)

## X線用イメージンシファイアの雑音について

島津製作所電子管工場      津田元久，橋詰辰夫，早川 毅

### はじめに

X線用イメージンシファイア（IIと略す）の雑音は入射X線量子（正確にはIIで吸収されたX線量子）の統計的ゆらぎではほぼ決定される。ここではIIの雑音が信号検出面積の大きさによってどのように変化するか、またIIのLSFによってどのように変るかを解明し、理論値と実験値を求め比較した。

その結果、信号検出面積（A）が小さくなるとS/N比がほぼ一定になることが理論的にも実験的にも分った。また検出面積が $10^5 \mu m^2$ を越えると $S/N \propto \sqrt{A}$ となることも分った。

また後半ではIIの出力像をフィルムに記録した場合に見られる粒状性がどのようにして生じるのか計算機を用いてシミュレーションを行った。この結果、II間接撮影写真のフィルムに生じる粒状の発生過程が推定できた。

### 1. IIの雑音と信号検出面積

IIの雑音に対する考え方と信号対雑音比（S/N）については先に報告した。<sup>1)</sup> 今回はその内容にもとづき、信号検出面積に対してS/Nがどのように変るかを理論的に検討し、さらに2種類のII（異ったLSFを有する）についてその実験的検証を行った。

#### 1-1 S/N対A（検出面積）の式の導出

簡単のため1次元で考えることにする。先の報告に準じた考え方で、検出幅を考慮すると信号S、雑音N、S/Nとして次の式が導出される。なおここでは暗雑音を無視する。

$$\left. \begin{aligned}
 S &= \langle n \rangle \langle m \rangle \int_{-\infty}^{\infty} f(x; A) dx \\
 N &= \left[ \langle n \rangle \int_{-\infty}^{\infty} |f(x; A)|^2 dx (\langle m \rangle^2 + \langle \Delta m^2 \rangle) \right]^{\frac{1}{2}} \\
 S/N &= \sqrt{\langle n \rangle} \int_{-\infty}^{\infty} f(x; A) dx / \left[ \int_{-\infty}^{\infty} |f(x; A)|^2 dx \left( 1 + \frac{\langle \Delta m^2 \rangle}{\langle m \rangle^2} \right) \right]^{\frac{1}{2}}
 \end{aligned} \right\} (1-1)$$



$$\text{ここで } f(x; A) = \int_x^{x+A} h(\xi) d\xi \quad (1-2)$$

- <n> : 入射 X 線 F L U X の平均 [ 個/mm ]
- <m> : I I の量子増倍の平均
- < $\Delta m^2$ > : I I の量子増倍の分散
- A : 検出巾 [ mm ]
- h(x) : I I の L I N E S P R E A D F U N C T I O N ( L S F )

上式を 2 次元に拡張し、時間的因子を加えることは困難ではない。信号蓄積時間を T とし、時間スプレッド関数を T S F とすれば、

$$S/N = \sqrt{\langle n \rangle} \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} P(x, y; A) dx dy \cdot \int_{-\infty}^{\infty} Q(t; T) dt}{\left[ \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |P(x, y; A)|^2 dx dy \cdot \int_{-\infty}^{\infty} |Q(t; T)|^2 dt \left( 1 + \frac{\langle \Delta m^2 \rangle}{\langle m \rangle^2} \right) \right]^{1/2}} \quad (1-3)$$

ここで

$$P(x, y; A) = \int_x^{x+\sqrt{A}} \int_y^{y+\sqrt{A}} P S F(\xi, \eta) d\xi d\eta \quad (1-4)$$

$$Q(t; T) = \int_t^{t+T} T S F(\tau) d\tau \quad (1-5)$$

<n> : 入射 X 線 F L U X の平均 [ 個/mm<sup>2</sup> sec ]

A : 検出面積 [ mm<sup>2</sup> ]

P S F(x, y) : I I の P O I N T S P R E A D F U N C T I O N ( P S F )

ただし入射 X 線は時間的空間的にランダムであるとしている。

以上の式より S/N vs A としては

$$F_s(A) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} P(x, y; A) dx dy}{\left[ \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |P(x, y; A)|^2 dx dy \right]^{1/2}} \quad (1-6)$$

なる (1-6) 式を考慮すればよい。

我々は近似的に P S F として P S F(x, y) = h(x) h(y) を採用し (1-6) 式で表わされる F<sub>s</sub>(A) を Fig. 1-1 の 2 種類の L S F について計算した (Fig. 1-2)。Fig. 1-2 に示すように新型 I I に関しては 600 μm<sup>2</sup> (約 25 μm □) 以下で S/N がほぼ一定、在来型 I I では 2000 μm<sup>2</sup> (約 45 μm □) 以下で S/N がほぼ一定である。また A ≥ 10<sup>5</sup> μm<sup>2</sup>

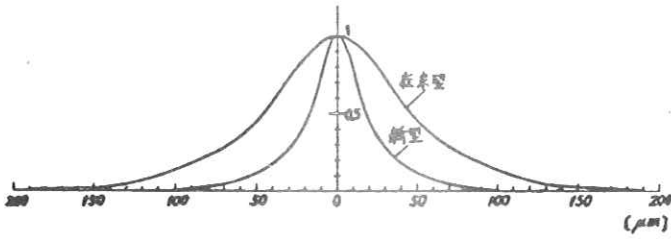


Fig. 1-1 新型IIと従来型IIのLSF.

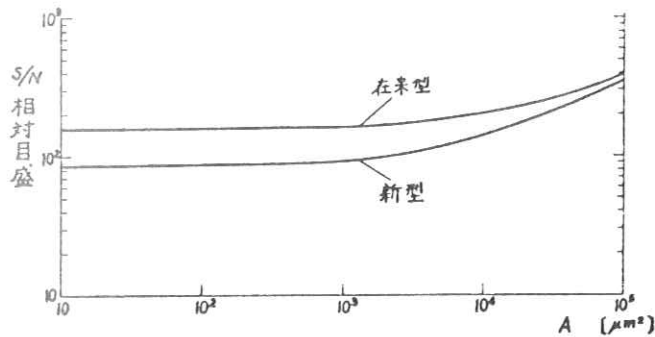


Fig. 1-2 新型I.I.と従来型I.I.のS/N vs A (計算値)

では近似的に  $S/N \propto \sqrt{A}$  になりたち A 小では  $F_s(A)$  一定となることは (1-6) 式からわかる。

### 1-2 S/N vs A の測定と結果

先の報告<sup>1)</sup>と同じ測定装置 (Fig. 1-3) を用いて検出面積を大体3桁に渡り変化させて実験を行った。その際、新型、従来型IIとも入射線量率は同一の  $70 \text{ kVp}$ 、 $40 \text{ mR/min}$  にそろえておく。Fig. 1-4 に実測値が示される如く A に対して新型、従来型両IIとも S/N は広範囲に渡って変化が少なく、Fig. 1-2 の理論曲線と良い一致を示している。実験は最小の  $A = 49 \mu\text{m}^2$  ( $7 \mu\text{m} \square$ ) から  $A = 22500 \mu\text{m}^2$  ( $150 \mu\text{m} \square$ )

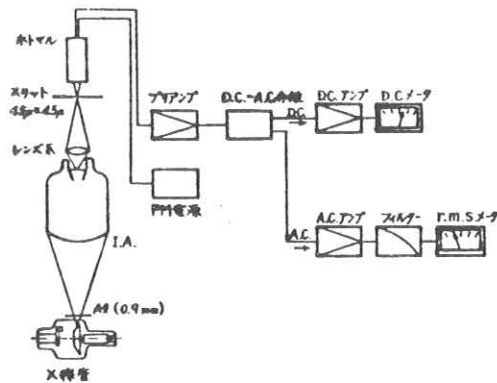


Fig. 1-3 S/N 測定装置

$S/N \propto A$  (at 40 rev/min, 3mm Al 相当  $\lambda$  使用)

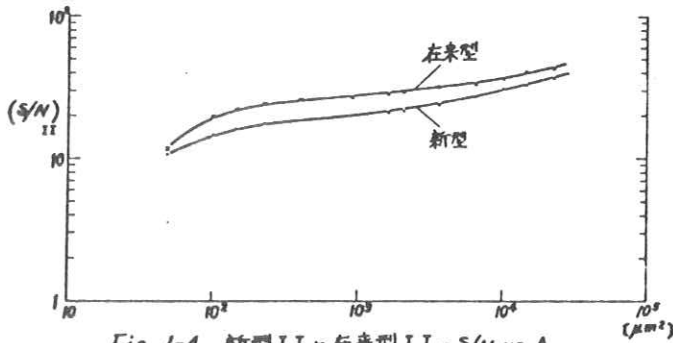


Fig. 1-4 新型I.I.と在来型I.I.のS/N vs A

までを適当に割って行った。S/Nがほぼ一定の領域では信号Sに相当する直流分はほぼAに比例し、雑音Nに相当するRMSも大体Aに比例して変っているという結果になった。また使用したI.I.の暗雑音は無視できる程小さかった。使用した測定装置の特性を確認するためにI.I.の出力蛍光面の分光曲線とはほぼ同一特性のフィルタを安定化したランプで照射し、その面についてS/N vs Aを測定したところほぼ  $S/N \propto \sqrt{A}$  の結果が得られている。また  $A \leq 10^2$  ではS/Nが急激に下っている。これには出力蛍光面の粒状の影響があるとも考えられるがはっきりした原因はわからない。

S/N vs A 曲線においてプラトー領域が Fig. 1-4 に示されるように存在するという事は次のことを示唆していると考えられる。すなわちI.I.をTV系に接続した場合、画素(検出面積に相当)を小さくしても少なくともI.I.によるS/Nの劣化は起らないということ。またI.I.そのものの評価の一尺度であるS/Nの測定においてLSFとの兼ね合いから検出面積を標準化し得るのではないかということである。<sup>2)</sup>

## 2. I.I. 間接写真で記録される量子雑音

I.I.を通してX線写真(I.I.間接写真)を撮影すると、X線量子に起因した粒状パターンが見られる。<sup>3)</sup> その例を Fig. 2-1 に示す。

この粒状1個の拡がり(I.I.管のPSF (point spread function) より大きい。X線量子1個に対応してこのような粒状が生じるのであれば、X線量子数を逐次下げて行っても数が減るだけで同じ濃度の粒状が観察されるはずである。ところが現実には線量を下げて行くと写真フィルムの濃度はそれにつれ下がり、遂には何も記録されなくなる。

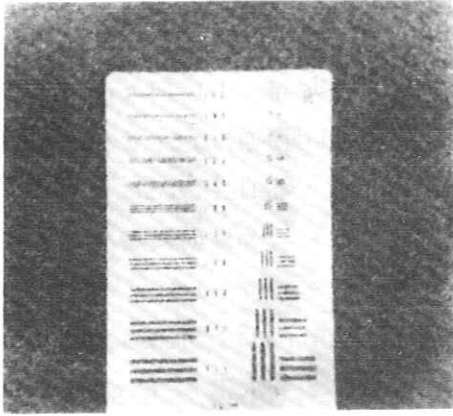


Fig. 2-1 新 型

このことから推定すると、複数個の PSF が重ね合わされてはじめて写真フィルムを黒化させていると言える。すなわち黒化に要する最低のレベル、スレシヨールドレベルが存在すると考えられる。PSF の集合のうちこのレベルを越えた部分がフィルムの上で粒状雑音として観測される。

このような推定を確かめるために、計算機でシミュレーションを試みた。現実のフィルムは 2 次元のパターンであるが、我々は 1 次元でシミュレーションを行なった。

シミュレーションの方法を簡単に説明する。

- 1) 2000 点の座標を取る。
- 2) 0 ~ 2000 の間で一様な乱数を 1 個選ぶ。
- 3) その乱数に一致した座標を中心にして I I の L S F ( line spread function ) を拡がらせる。
- 4) 同様に 2 個目の乱数を選び、初めの L S F に加えさせる。これを  $100 \times 2^k$  回繰返す。  
k ; 0 ~ 5
- 5) 各 k について座標上の総和を求め、その平均値、標準偏差をも計算する。

これを図で示すと Fig. 2-2 のようになる。なお、4) で I I の増倍過程を一様としたが、現実には変化する。この変化を Gauss 分布と見て L S F の高さに Gauss 乱数をかけて重ね合わせを行なうのが現実に近い。プログラムはその両方を求められるようにした。

求めた結果を Fig. 2-3 と Fig. 2-4 に示す。前者は増倍過程が一様な場合で後者はそれが Gauss 形の場合を示す。

この結果から L S F より遙かに拡がりの大きなうねりが生じることがよくわかる。このことから現実のフィルムでも PSF より大きな粒状を生じることが理解される。

また、量子の数が多くなると  $S/N$  比 ( 平均値 / 標準偏差 ) が良くなっている。

増倍過程が一様な場合よりも増倍率が変化する場合の方が  $S/N$  比が低下しているのも良く分る ( 表 2-1 参照 )。さらに、その低下する割合はシミュレーションと理論値とで良く一致している。シミュレーションは、2 種類の L S F について行なった。1 つは新たに開発した解像力の良い

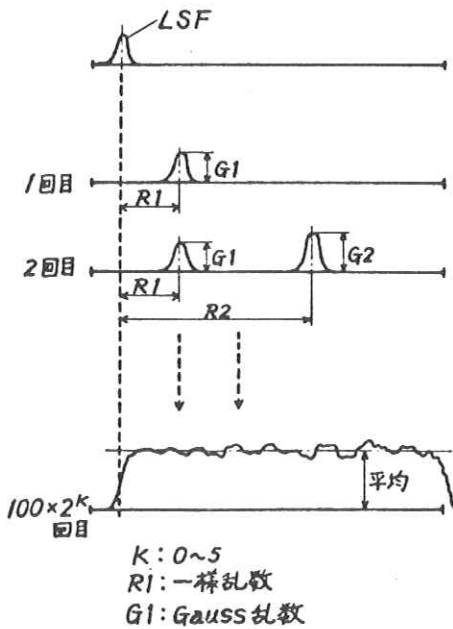


Fig. 2-2 シミュレーションの説明図

II管であり、他の1つは在来品のものである。各LSFを Fig. 1-1 に示した。

解像力の悪いII, すなわちLSFの拡がりの広い方が現われる粒状の寸法が大きくなり、S/N比は良くなるはずである。シミュレーションの結果も推定通り、S/N比が変っている(表2-1参照)。

在来形IIによる間接写真の1部の例を Fig. 2-5 に示す。Fig. 2-1 の解像力の良いIIによるものに比べて粒状の大きさが変化しているのが良く分る。ただしここで注意すべきことは、フィルムに同じ濃度を与えるX線量は在来品の方が多いので両フィルムを比較して新しいIIのS/Nが悪いと言うのは妥当ではない。

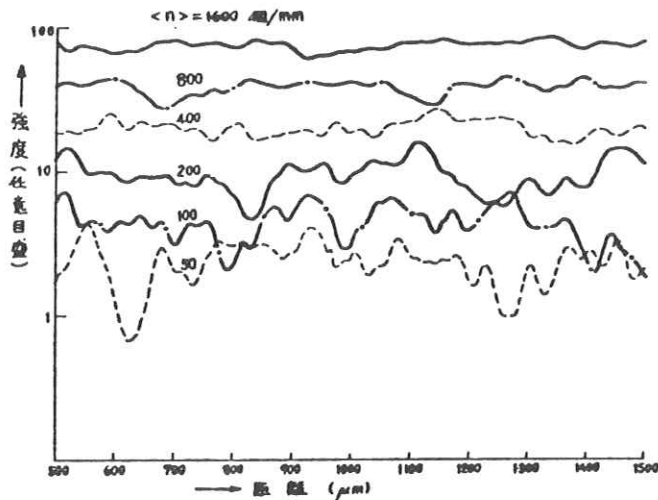


Fig. 2-3 シミュレーションの結果(一様増倍) 新型IISLFによる

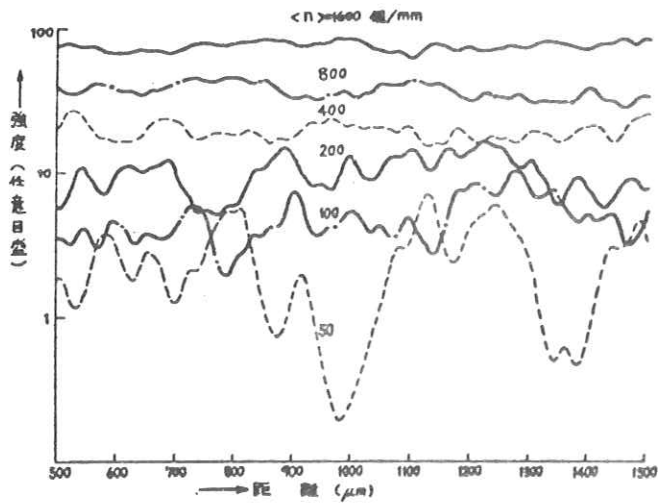


Fig. 2-4 シミュレーションの結果(Gauss 増倍) 新型 ILSFC による

$\langle n \rangle$ 個/mm	$S/N$ $N(1,0)$		$S/N$ $N(1,0.5^2)$	
	在来型	新型	在来型	新型
50	4.23 (2.78)	2.56 (2.11)	2.21 (2.49)	1.47 (1.89)
100	5.28 (3.93)	3.02 (2.94)	3.59 (3.52)	2.59 (2.64)
200	5.30 (5.56)	3.51 (4.14)	3.88 (4.97)	3.11 (3.72)
400	10.18 (7.87)	6.55 (5.87)	12.95 (7.03)	6.28 (5.24)
800	13.22 (11.14)	8.24 (8.31)	9.68 (9.94)	6.91 (7.42)
1600	18.99 (15.80)	12.96 (11.75)	17.83 (14.05)	11.44 (10.52)

表 2-1 シミュレーションによる  $S/N$  の変化 (一例)

( ) 理論値

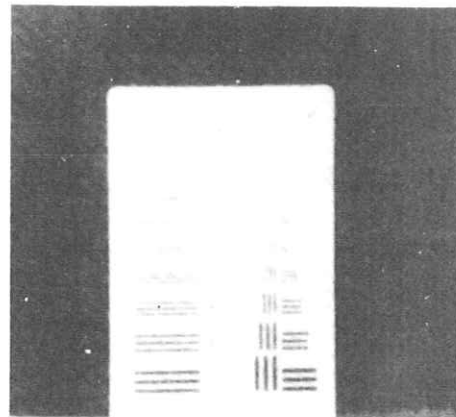


Fig. 2-5 在来型

このシミュレーションは1次元で行なったので現実の線量との対応が付け難い欠点がある。  
2次元でのシミュレーションを行なえばその点は解決する。今回は計算機の容量の関係で2次元  
では行なえなかった。

ここで行なった方法はテレビジョンの撮像管などにも適用できると思われる。

## 文 献

- (1) 津田元久他 : X線用イメージングプリファイアの雑音と評価  
テレビ電子装置研究会資料 第188号 1974.
- (2) Leunen ; The measurment of sharpness and noise  
characteristics of X-ray Image  
Intensifiers  
Philips社 社内報告書
- (3) 高野正雄 : X線写真の画質  
第31回日本放射線技術学会総会, p 440~441. 1975.

## 画像微分機による特徴量の抽出

電気通信大学 佐野敏一, 西沢幸男, 久多良木 健\*, 長谷川 伸

特殊な走査のフライングスポット装置を用いた画像微分機について、微分特性の解析、及び微分機を用いて画像の輪郭の長さ、白黒部分の面積、輪郭の方向などの画像の特徴量の測定を行った結果について述べる。

### 1 画像微分機と特性

トロコイド微分機のブロックダイアグラムを図1に示す。動作原理は図2に示す如く、輝点が画像上で通常のラスタ走査（主偏向）と高周波微小円偏向（副偏向）とを重畳したトロコイド走査し、画面上に輝度勾配がある部分では、その絶対値に比例した副偏向周波数成分が出力に含まれることに基く<sup>1)</sup>

微分の周波数特性は、 $G(\omega_x, \omega_y)$  を空間周波数特性とすれば、次の様になる。

$$\begin{aligned}
 F \left[ \frac{\partial g(x, y)}{\partial x} \right] &= \iint \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{g(x + \Delta x, y) - g(x, y)}{\Delta x} \exp[-2\pi i(\omega_x x + \omega_y y)] dx dy \\
 &= \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \left\{ \frac{[\exp(2\pi i \Delta x \omega_x) - 1] G(\omega_x, \omega_y)}{\Delta x} \right\} = 2\pi i \omega_x G(\omega_x, \omega_y)
 \end{aligned}$$

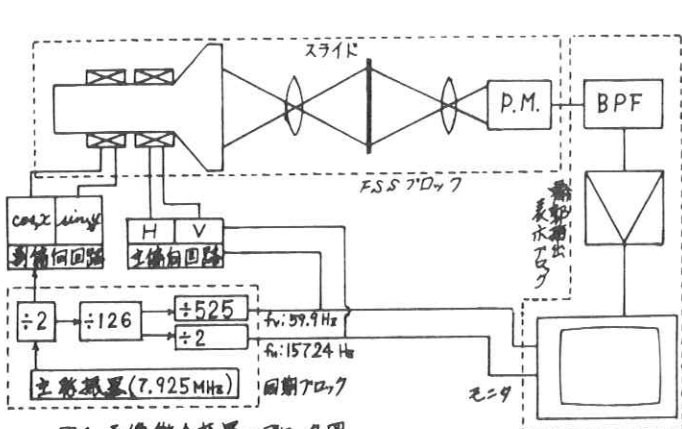


図1 画像微分装置のブロック図

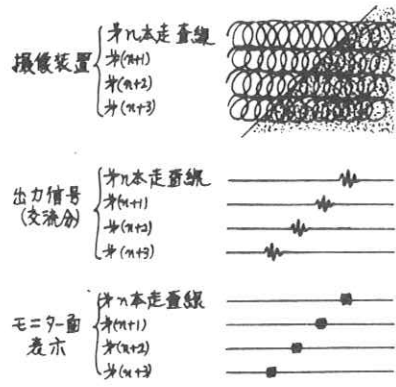


図2 微分原理



上式より、微分特性は周波数に比例しなければならない。これに基づいて、本装置の微分特性を調べ、その解析を行った。

微分特性を測定するには、入力として正弦波チャートを用いる必要があるが、製作上困難であるため、ここでは方形波チャートを入力として測定を行った。又、ステップ関数を入力とした時の微分出力を、計算機を用いてフーリエ変換を行った。この値にそれぞれの周波数を掛けた値が系の正弦波レスポンスを示す事になる。この正弦波レスポンスから Coltman の方法<sup>2)</sup>を用いて方形波レスポンスを計算し、測定結果と比較してみた。

結果として得られた方形波レスポンス、正弦波レスポンスを図3、図4に示す。

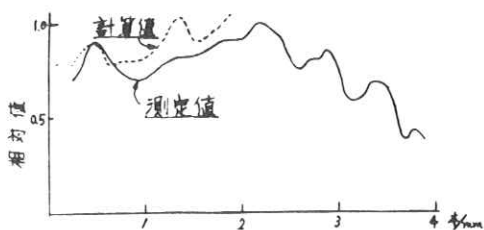


図3 方形波レスポンス

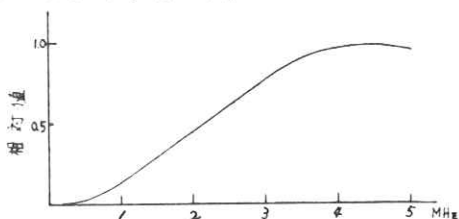


図4 正弦波レスポンス

図4の正弦波レスポンスから、本装置では1 MHz 付近から 3 MHz 付近まで直線的に変化していることがわかる。この周波数特性に効いてくる要素として主に考えられるのは、撮像管の残光特性 ( $e^{-10t}$ )、スポットの大きさ (Gauss 分布)、副偏向の半径、フィルター特性である。又、正弦波レスポンスから計算によって求めた方形波レスポンスは、測定結果と同様に波をうっている事がわかった。

なお、微分機の副偏向は 4 MHz であり、位相はロックされている。

## 2. 輪郭の長さの測定

あるパターンの輪郭の長さを定量的に測るためには、本装置で図形を微分し、その微分信号をデジタル量に変換する事によって、4 MHz のパルス列となる。これをパルスカウンタで数えればよい。種々の直径の円を入力像としたとき、原面の円周の実測値と本測定機によるパルスカウンタの関係を図5に示す。

## 3. 面積の測定

図1の副偏向回路を止め通常のラスタ走査として得られる映像信号に 4 MHz の切込みをつ

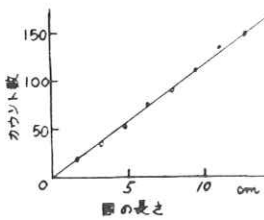
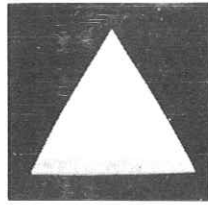
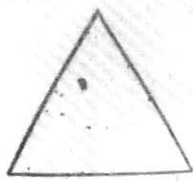


図5 周の長さの測定

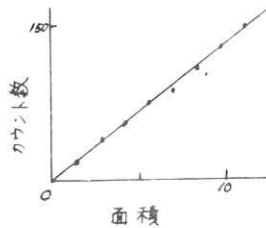
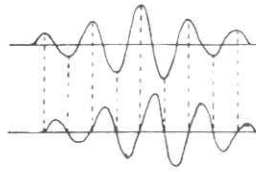
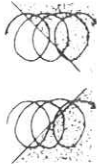


図6 面積の測定

位相差の  
現れ方



微分出力

図7 位相差検出原理

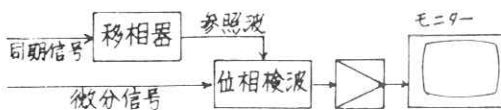


図8 ブロック図

写真3  
微分画像

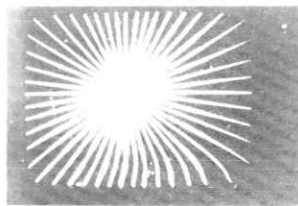
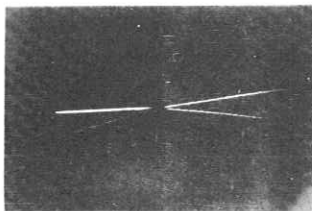


写真4  
位相検波後  
の出力画像



け、出力パルス数を数えて画像中の白部の面積（反転も可）を測れる様にした。種々の大きさの円を入力としたときの円面積の実測値とパルスカウントの関係を図6に示す。三角形、四角形等の図形でも同じ結果が得られた。三角形に対する輪郭の長さ、面積測定のための出力像を写真1,2に示す。

#### 4. 位相検波による特徴抽出

本微分機の特徴として、図7に示すように、輪郭部分の傾斜によってその部分の微分信号に位相差が生ずることがわかっている。このことから微分信号を位相検波することにより、ある傾きをもつ直線のみを抽出できる。

この回路のブロック図7,図8に、モニター画像を写真4に示す。

#### 5. まとめ

本方式の微分機では、画像の輪郭抽出、輪郭の出力差による着色、ボケ修正、輪郭の長さと面積の測定、位相差による特徴抽出をリアルタイムで行うことができ、パターン認識など多くの応用が期待できる。

#### 文 献

- 1) 金子, 猪熊, 長谷川; 1974年 テレビ学会全国大会 11-9
- 2) John, W. Coltman; J.O.S.A. 44 468 (1954)

## 反転X線フィルムの空間周波数特性

内田 勝\*・稲津 博\*\*・小寺吉衛\*

\* 岐阜大学工学部電気工学科

\*\* 宮崎県立宮崎病院放射線科

放射線画像系において、現在より感度のよい増感紙とX線フィルムを作ることは、鮮鋭度と radiographic mottle<sup>1-3)</sup> の見地から問題があるといわれている。しかしながら、一方医学的な見地からは、より微細な細部をもつ画質——とくに癌の早期診断に対して——が望まれている。しかし、現在のものより低い感度の系は患者被曝線量の観点から望ましくない。したがって、われわれは感度において上限と下限をもつ制限された範囲内で、より微細な細部をもつ画質を期待して、反転X線フィルムの空間周波数特性を調べた。

X線フィルムの感光乳剤は種々の大きさをもつハロゲン化銀粒子からなりたっており、通常のフィルムにくらべて銀粒子サイズの分散<sup>4)</sup> が大きい。したがって、反転現象において、ハロゲン化銀粒子の漂白は高感度の大きな粒子から低感度の小さな粒子の順にされると考えられるから、画像は第二露光によって生じた微小のハロゲン化銀粒子の黒化によって形成されることが期待される。増感紙は高感度用(HS)と中感度用(LTII)、フィルムは医療用X線フィルム高感度用(QS)と標準感度用(Q)を使用した。露出はX線管に0.5mmのAlフィルターを附加して60kVp、10mAの条件で行なった。反転現象における漂白液は主体が重クロム酸塩であるAgfaの反転溶液である。

Fig. 1に示すように同一濃度のフィルムにおいて、反転銀粒子(Fig. 1(d), (e), (f))の大きさはそれぞれネガの銀粒子(Fig. 1(a), (b), (c))より小さい。また、同じ露出を与えると、低濃度の反転フィルム(Fig. 1(i))は期待されたように高濃度のネガフィルム(Fig. 1(c))より細かい粒子であった。そして、高濃度の反転フィルム(Fig. 1(g))でのモトルは低濃度のネガフィルム(Fig. 1(a))より細かい粒子の集まりであることを示した。

Fig. 2において、Time Scale法によって測定したネガおよび反転X線フィルムの特性曲線は、その交点をとり露出量軸に平行な直線に関してほぼ対称である。したがって、同一露出量

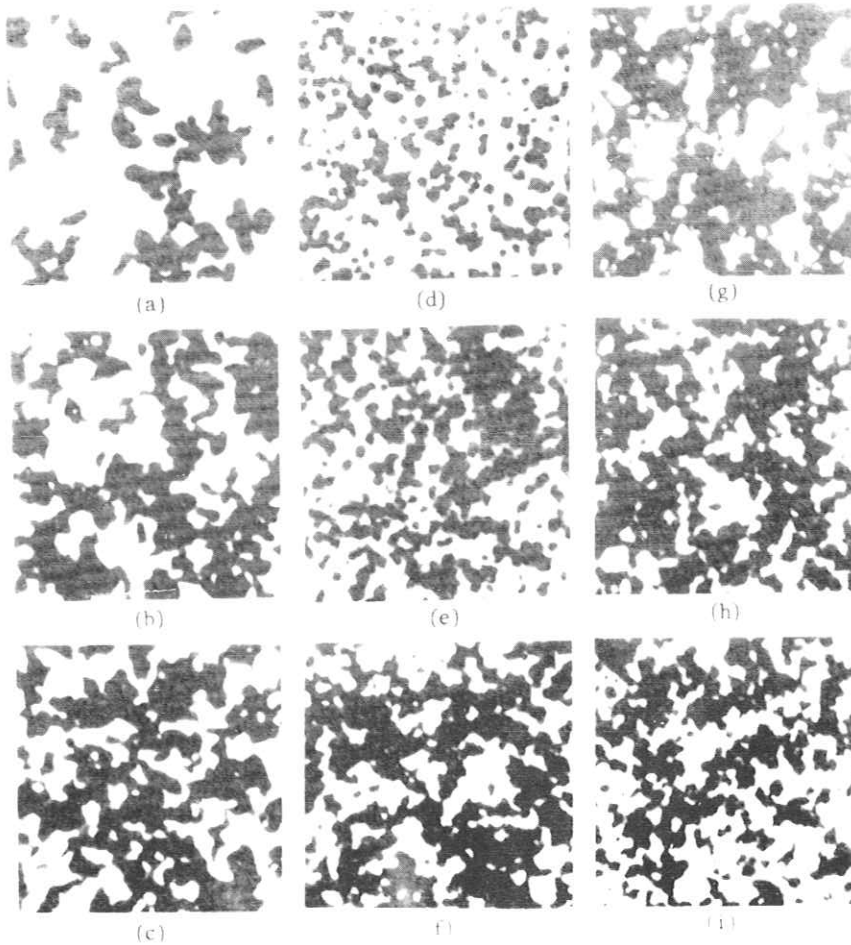


Fig. 1 Microphotographs of blackened silver grains of respective densities of negative and reversal films by the combination, LTI-QS.

- (a): Negative, Density 0.50
- (b): Negative, Density 1.00
- (c): Negative, Density 1.50
- (d): Reversal, Density 0.52
- (e): Reversal, Density 1.00
- (f): Reversal, Density 1.50
- (g): Reversal of (a), Density 2.05
- (h): Reversal of (b), Density 1.50
- (i): Reversal of (c), Density 1.04

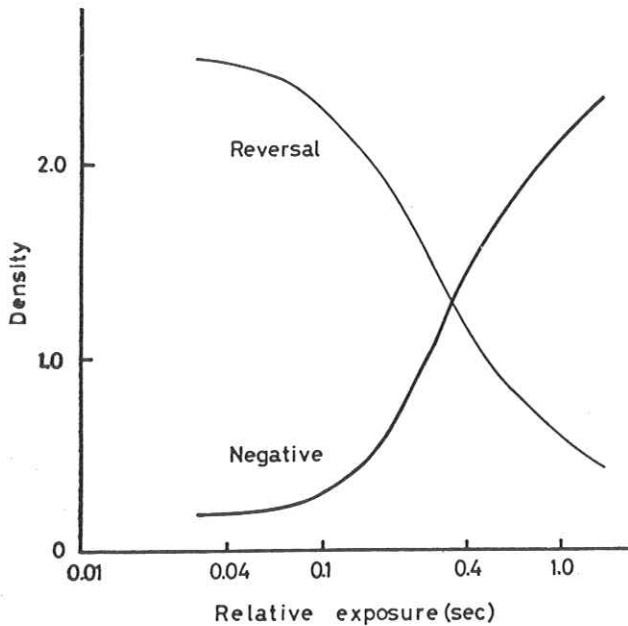


Fig. 2 The characteristic curves of negative X-ray film and reversal one.

においてネガおよび反転フィルムのコントラストはほとんど同じであると考えられる。

MTF (Modulation Transfer Function) はチャート法によって測定し、Coltman の方程式によって正弦波 MTF に補正した。測定値はほとんど増感紙だけに依存し、X線フィルムおよび現像法による差異はほとんど生じない。その結果、Fig 3 は増感紙だけに依存する2本の曲線として表わすことができる。

Wiener spectrum はマイクロデンシトメータによって得られたフィルムの濃度分布をA-D変換し、その自己相関関数をフーリエ変換することによって求められた。マイクロデンシトメータの測定条件はつぎのとおりである。走査速度  $50\mu/s$ 、スリット面積  $25 \times 25 \mu^2$ 、標本点3000点、標本間隔  $1.8 \mu$ 。自己相関関数は3回測定の実験値である。

Fig. 4 はネガおよび反転フィルムともに濃度の高い方が粒状性が大きく、また反転フィルムは

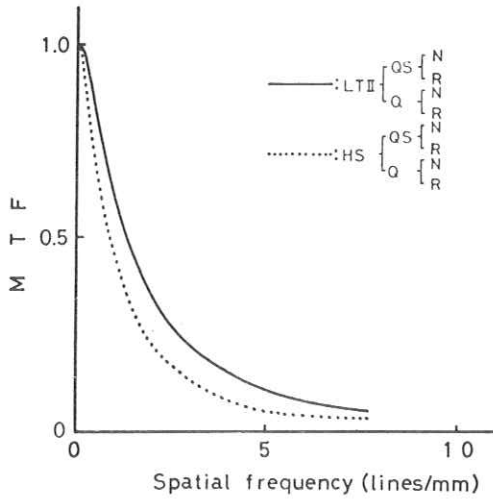


Fig. 3 Comparison of MTFs by all the combinations of the sorts of films, developments and HS, LTI. N: Negative, R: Reversal

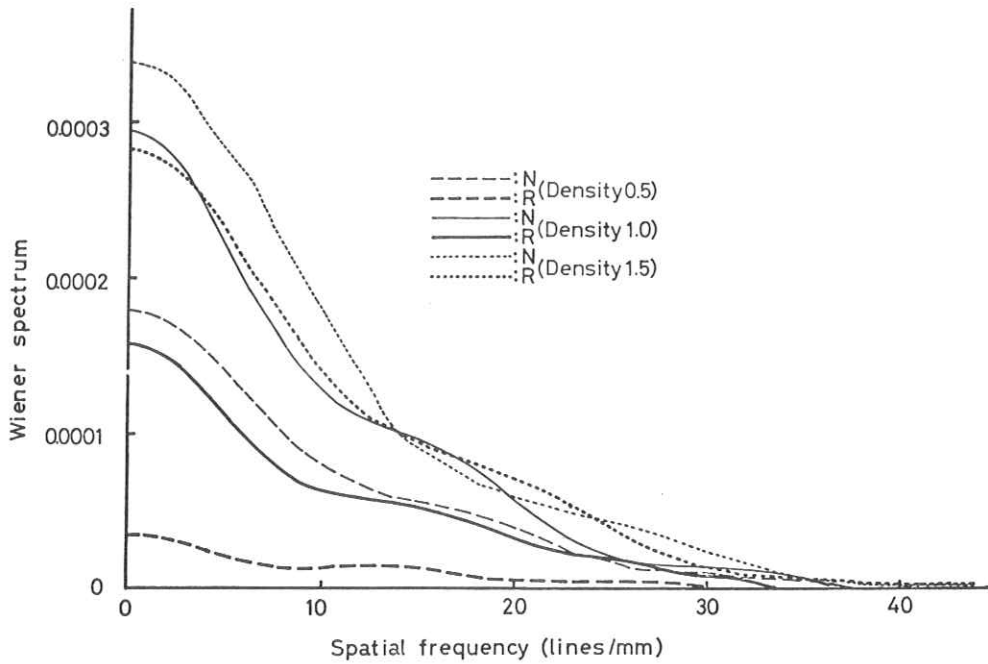


Fig. 4 Wiener spectra of negative (N) and reversal (R) films of respective densities 0.5, 1.0 and 1.5 by the combination of LTI-QS.

同一濃度においてネガフィルムより粒状性が小さいことを示している。ネガおよび反転フィルムの粒状性の違いはフィルムの濃度が低くなるにしたがい大きくなった。

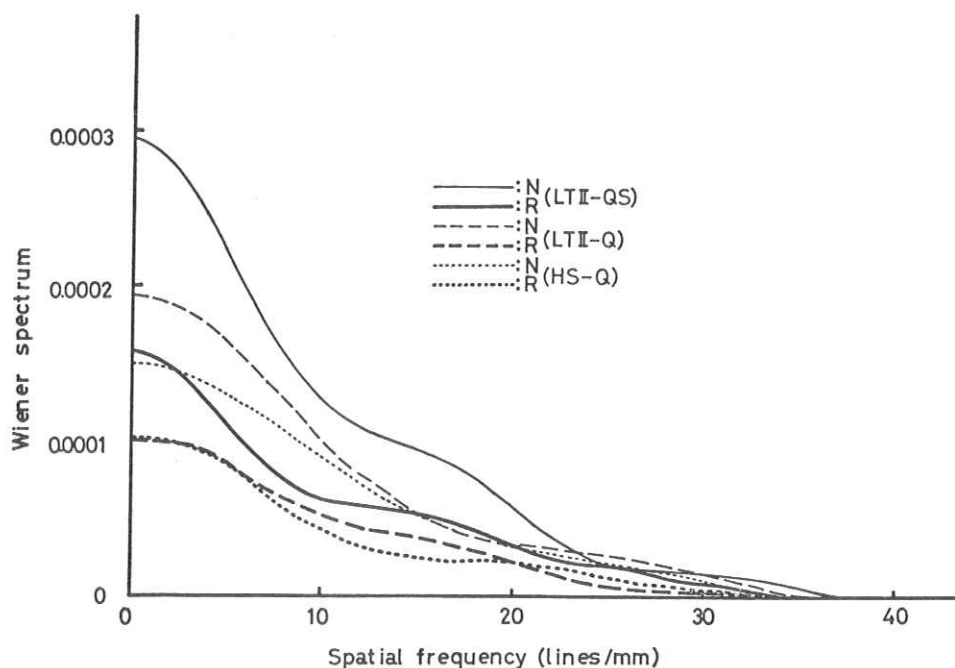


Fig. 5 Wiener spectra of negative (N) and reversal (R) films of density 1.0 by the respective combinations of LTI-QS, LTI-Q and HS-Q.

Fig. 5 はフィルムの種類を変えないで増感紙の種類を変えてもその粒状性はほとんど変化しないこと、および、増感紙の種類を変えないでフィルムの種類を変えたとき粒状性が大きな変化を示すことを表わしている。ネガおよび反転のフィルムともに同様な傾向をもっているが、反転の方がその変化は小さい。

また、感度特性がほとんど等しいことで選ばれた二つの増感紙-フィルム系、LTI-QSおよびHS-Qにおいて、LTI-QSの粒状性はHS-Qより大きかった。この結果は Rossmann の論文と一致している。<sup>3)</sup>

反転現像は同一濃度でネガ現像より有利である。そして、高露出量において反転現像が、低露出

量においてネガ現像が他より有利である。したがって、それらの間に境界露出条件が存在すると考えられる。

Fig. 4, 5の結果は臨床放射線写真における視覚の観察と一致している。特に高濃度のネガフィルムにおいて発見できなかった新しい情報を低濃度の反転フィルムからしばしば得ている。これらの事実は radiographic mottle はほとんど quantum mottle<sup>5)</sup> からなり, film graininess<sup>5)</sup> の割合は約10%以内であるというモトルの割合の現在の説<sup>6)</sup> に疑いをさしはさむものである。

## 文 献

- 1) R.E. Sturm and R.H. Morgan : Am. J. Roentgenology, 62 (1949) 617.
- 2) H.M. Cleare, H.R. Splettstosser and H.E. Seeman : Am. J. Roentgenology, 88 (1962) 168.
- 3) K. Rossmann : Diagnostic Radiologic Instrumentation, Modulation Transfer Function (C.C. Thomas, Springfield, Illinois, 1965) p. 350.
- 4) C.E.K. Mees and T.H. James : The Theory of the Photographic Process (Macmillan, New York, 1966) 3rd ed., p. 39.
- 5) K. Rossmann : Am. J. Roentgenology, 90 (1963) 863.
- 6) 土井邦雄, 大頭 仁 : 応用物理, 35 (1966) 804.



## 「 E M I スキャナ 」

東芝メディカル(株) 田中義房

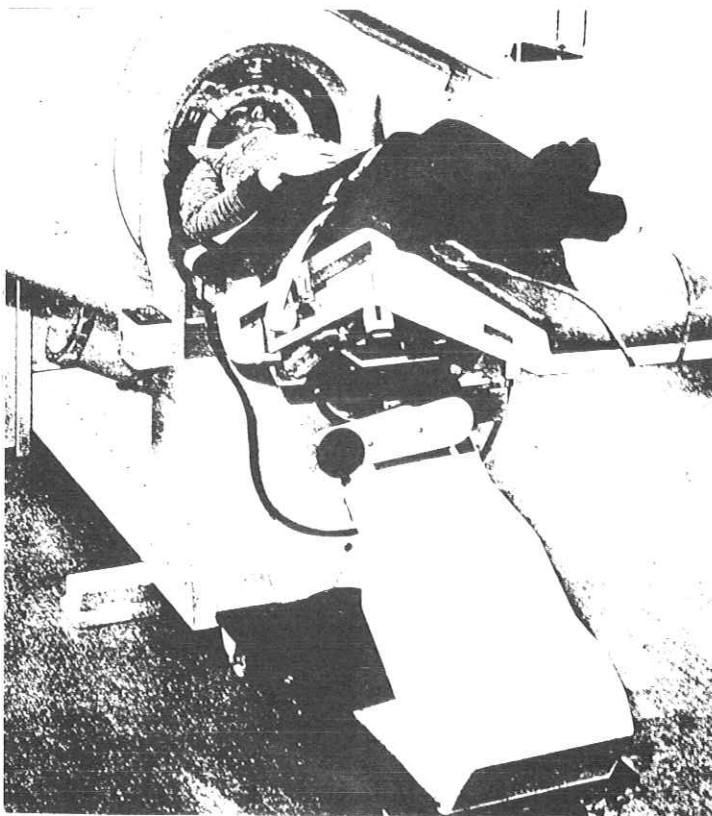
### 1. はじめに

E M I スキャナは、英国 E M I 社の中央研究所で画像処理関係の研究をしていた G. HOUNSFIELD 博士が 1968 年に開発に着手し、更に臨床を含めた研究を重ねて 1972 年に脳疾患診断システムとして完成し、世界に紹介された装置である。デビュー当時は、マトリックスも  $80 \times 80$  のものであったが、1974 年に  $160 \times 160$  の高解像度タイプに改良され、計算時間も 30 秒以下と性能がアップされ、又、各種有益なオプションも追加され、より診断しやすく、使いやすいシステムとして開発され、現在に至っている。

この装置は、今、アメリカを中心に 200 台以上が稼働しており、臨床経験等をもとにした学術発表・報告も膨大な数に昇り、日本にも文献などを通して紹介されているので、御存知の方も多と思われる。その臨床評価は広く世界の医学者に認められるところとなり、現在では、Computerized Axial Tomography という新しい計測部門が確立されつつあるまでになってきている。

さて、この E M I スキャナは、「X線発見以来、最も独創的な放射線診断装置」であるとか、「まさに革命的な検査装置」とか呼ばれている。なぜこのように呼ばれるようになったのかということに少し触れて見ると、それは、X線が 80 年前に発見されて以来、X線装置は、数々の改良が加えられて、今日に至って来ているが、これらの装置は、すべて X線・人体・フィルムという一連の組み合わせを越える事はなく、このため、三次元の人体は、二次元のフィルムの上に投影される形となり、人体内の組織情報は、互いに重なり合い、又、特に頭部内の軟部組織の情報は、密度の高い骨の影響で抽出しにくいという欠点があった。この E M I スキャナでは、このような従来の装置の欠点を補うため、原理から根本的に異なっており、高感度の検出器、スキャニング機構付 X線装置及び、得られた測定データを高度な数学的計算処理により画像再構成を行なうコンピュータ等の全く新しい組み合わせで構成されている。データはマトリクス状に表現し、CRT又はラインプリンタに E M I スケールで X線吸収値を表示し、診断するようにしたためである。このようにすることにより、従来の装置では表現しきれなかった数々の疾患等が、より詳細に有益な情報として直接的に提供される形となり、正確かつ確実な診断が可能となったためである。海外で評判の高かったこの装

置がいよいよ初めて日本で8月に東京女子医科大学に設置され、コンピュータ断層システムの幕あけとなった。



第1図 スキャナ・ユニットの概観

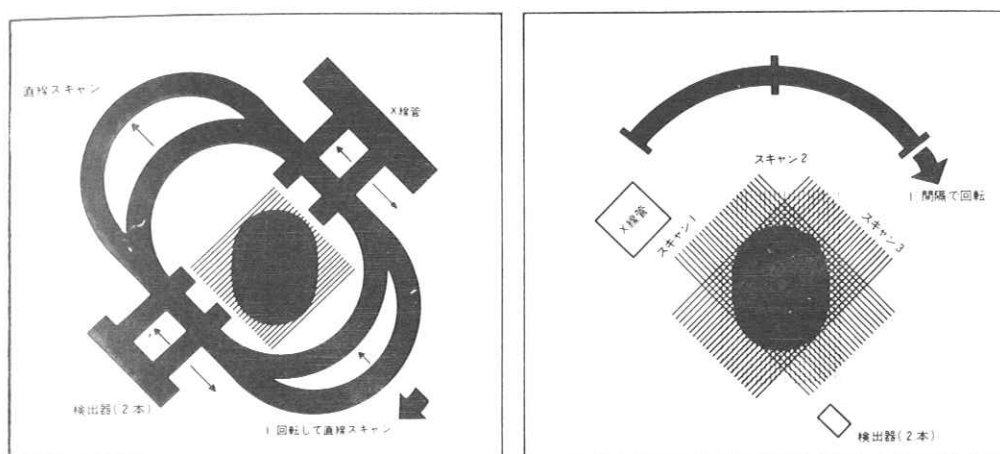
## 2. 特 長

- 1) 従来の装置で行なう同様な検査と異なり、無侵襲で行なえるため、患者に対する苦痛や不安がない。
- 2) 検査時間が約 4、5 分と短かく、しかも二面同時に測定するため、頭部全体の検査でも約20分という短時間で終了することができる。

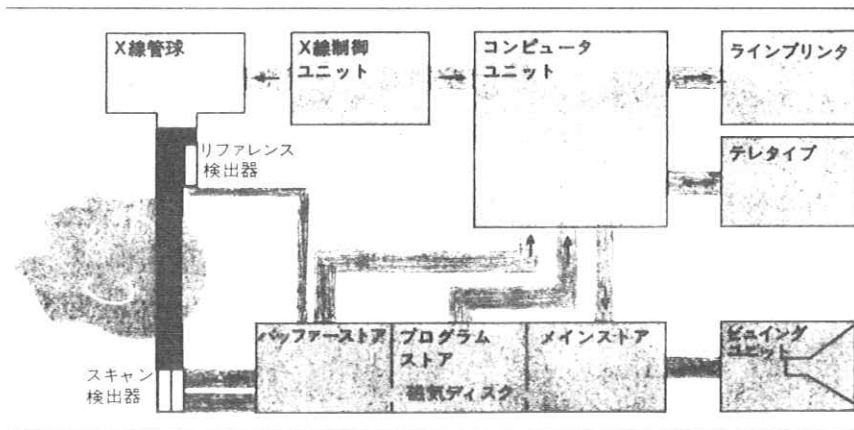
- 3) 取り扱いは、極めて簡略化されており、1人の放射線技師で操作することができる。
- 4) 患者に対する被曝線量(約2R)は、従来の頭部単純撮影と同程度であり、非常に少なく抑えられている。
- 5) 結果は、CRT表示及びラインプリンタに表示されるため、定性的かつ定量的診断を行なうことができる。
- 6) 患者の入院及び麻酔医、術者等を必要としないため経済的である。
- 7) 誤診率が他の装置に比べて少ない。
- 8) X線吸収値は、絶対値で表示されるため、どの患者に対しても、EMIスケールで信頼できる診断ができ、患者間のデータの比較検討なども容易に行なえる。

### 3. 動作原理

第2図の如く、X線管と密着した2個の検出器(二面同時測定のため)が可動フレーム上に対向して固定されており、その中に患者の頭部が、ヘッドバッグを介してセットされている。最初、可動フレームが直線状に移動する。この場合、 unnecessaryな被曝と散乱線を取り除くため細いX線ビームとして照射され、X線フィルムと比べて高感度なシンチレータと光電子増倍管を組み合わせた検出器により、頭部組織の微妙なX線吸収値の差を識別する。直線状に移動する間、X線管と検出器は正確に連動しながら、その途中で240個の測定データを読み取る。検出器は、この他にもう1個



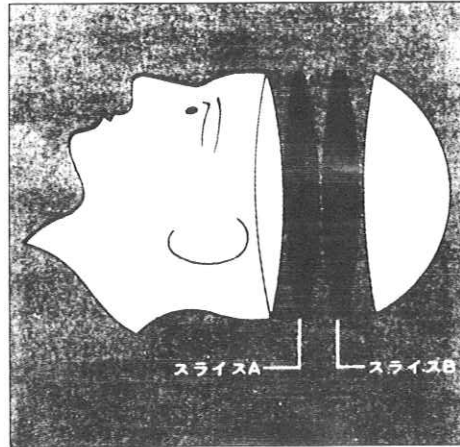
第2図 可動フレームの動き



第3図 装置のブロック図

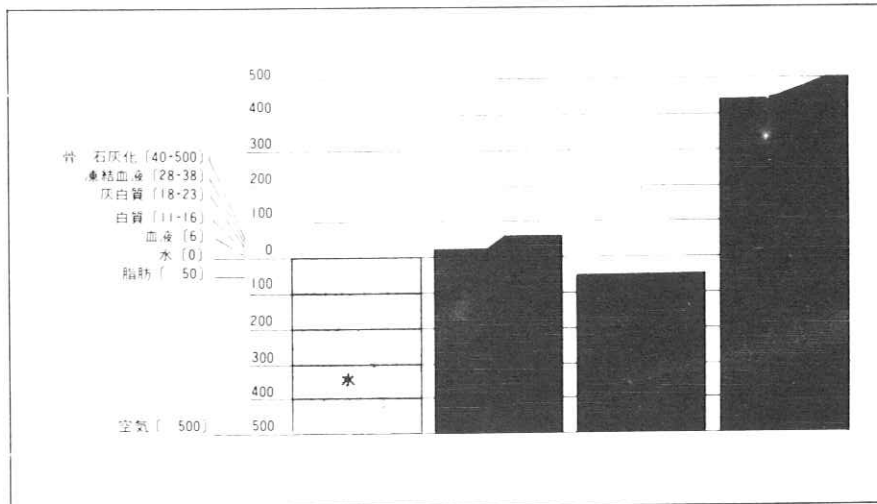
実際にはあり（第3図参照），X線ビームの強度の変化を同時に測定して，得られたデータに補正をする働きをしている。さて，直線状のスキャンが終了すると，今度は，患者の頭部を中心に1度回転し，上述した直線状スキャンが開始される。これが180度まで繰り返され，結局コンピュータに入力されるデータ数は， $240 \text{ 個} \times 180 \text{ 度} = 43,200 \text{ 個}$ ということになる。この間の所要時間は，約4,5分である。この一連の1回のスキャンでは，26mm（1スライス当り13mm；二面同時のため $13 \times 2 \text{ mm}$ ）の頭部の断層像のデータを得たことになる。通常，頭部全体の検査では，3スキャン（6スライス）行なう必要があるが，これらの検査に要する時間も約20分と短時間である。

コンピュータに入力された43,200のデータは，高度な数学的計算処理が施され， $160 \times 160$ のマトリクスの画像として再構成される。各マトリクスの寸法は $1.5 \times 1.5 \text{ mm} \times 13 \text{ mm}$ （又は8mm；コリメータを挿入することにより選択可能）である（第4図参照）。各マトリクスは，第5図で示されるように，骨，脳実質，脂肪などにより-500から+500のどれかのX線吸収値を持つことになる。コンピュータで計算された $160 \times 160$ のマトリクスは，2つの出力方式により表示される。1つは，ビューイング・ユニット上のブラウン管で，階調を持たせてX線吸収値の幅を定める window width と -500 から +500 まで任意のレベルに選択して，window width の中心を決める window Level により調整して詳しく診断する場合（第6図参照）であり，これをポラロイドに撮って保存しておくこともできる。

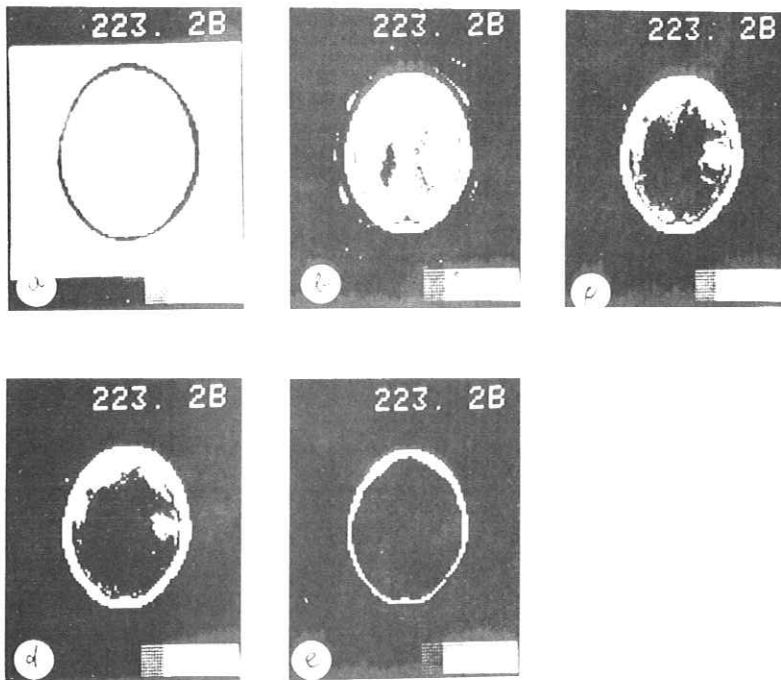


断層像の組合せで  
検査します。  
1回のスキャンで、  
A・Bの2断面が  
同時に得られます。  
断面の厚さは13mm  
または、8mmを選  
択することができます。

第4図 スライスの厚さ



第5図 EMIスケールで示されたX線吸収値

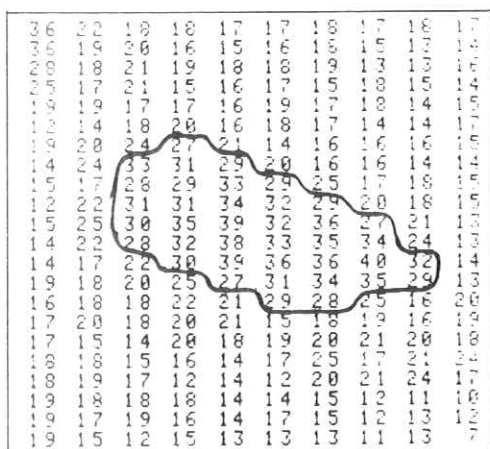


第6図 ウィンドウレベルを変えた場合の像の現われ方

- a) レベル：-100 (黒いリングは患者髪内の空気を示す)
- b) レベル：0 (脳室内の髄液が見える)
- c) レベル：+15 (腫瘍と出血が見える)
- d) レベル：+20 (出血の詳細がわかる)
- e) レベル：+350 (白いリングは頭蓋骨を示す)

もう1つは、各マトリックスの持つX線吸収値をEMIスケールでラインプリンタに数値でプリントする方法である。(第7図参照)

又、160×160の画像情報を40枚磁気ディスクパックに収納することができ、これらのデ



第7図 ラインプリンタに出力されたX線吸収値

で撮影したかが一目瞭然にわかるなど使いやすさ、診断のしやすさという点で、便利な装置である。なおこの装置は、EMIスキャナと切り離して独立して使用することも可能であり、更にテレビモニタを接続して各所で同時に画像を写し出すこともできる。もう1つは、磁気テープ装置である。この装置は、術前・術後のデータ比較などに利用され、収納されたデータを再度ブラウン管に表示したり、各マトリクスの値をラインプリンタに数値でプリントすることができ、2400ftの磁気テープに500枚のデータを収納することができる。

#### 5. 臨床例（第9図参照）

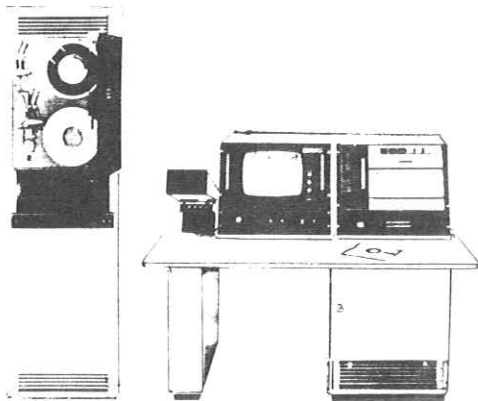
EMIスキャナで得られるスライス像は、第9図の如く頭部の水平断層面を見ているのと同じで、写真の見方は左右方向は写真と同じであり、上方は、前頭部であり下方は、後頭部を示しており、ちょうど前にいる人の頭を背後から見おろしているのと同様である。EMIスキャナでは、脳室、松果体、脈絡叢の区別をはじめ、病巣部位の形体・偏位、組織異常、疾患の性質等を直接目で観察することができる。観察する場合、大きくわけて3つのタイプに病変部を分類することができる。1つは、正常な脳組織と比べて、高い吸収値を示すもので、このような症例を示すものとして、出血、進行性の遅い腫瘍などがあり、内容物は、線維性組織又は石灰化を生じている場合である。又、逆に低い吸収値を示すものもあり、この場合には、浮腫、脳硬塞、進行性の速い腫瘍、嚢胞性疾患

ータを随時取り出して観察し、診断することもできる。

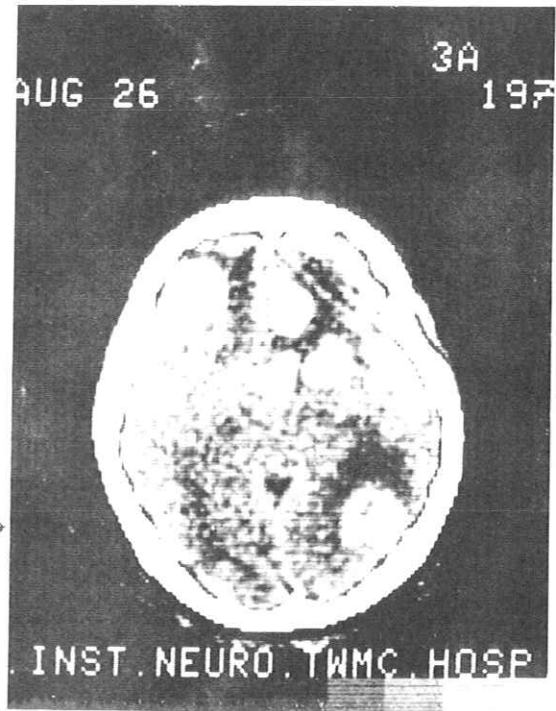
#### 4. オプション

EMIスキャナには、システムを有効に活用する目的として、2つのオプションがある。1つは、ダイアグノスティック・ディスプレイ・コンソールというもので、データの記憶にはフロッピーディスクを使用しており、この中に、8枚のスライス像を収納することができる。

その他、14インチの白黒テレビを備えており、又 Window Level, Widthの値が画面に表示され、どのような調整条件



第8図 オプションの磁気テープ装置  
(左)とダイアクノスティック・ディスプレイ・コンソール(右)



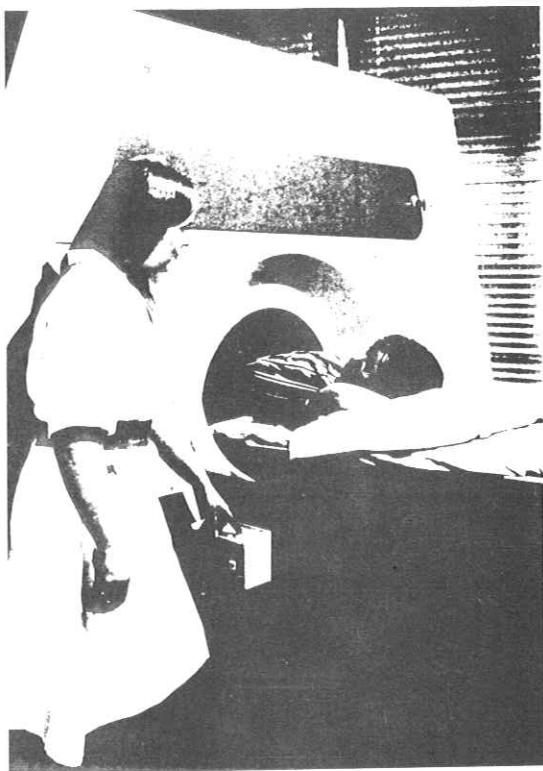
第9図 転位性脳腫瘍

の疑いがある。中には、正常組織と同程度の吸収値を持つものもあり、正常組織の偏位から類推できるが、正確に調べる場合には、静注で造影剤を注入することにより、コントラストのついた像として、鮮明に病変部を浮び上がらすことができる。現在、病変部も脳疾患のみに限らず、視神経が見えるほどの解像力を持っているため眼科でも使用され、眼窩内病変部の発見にも寄与している。

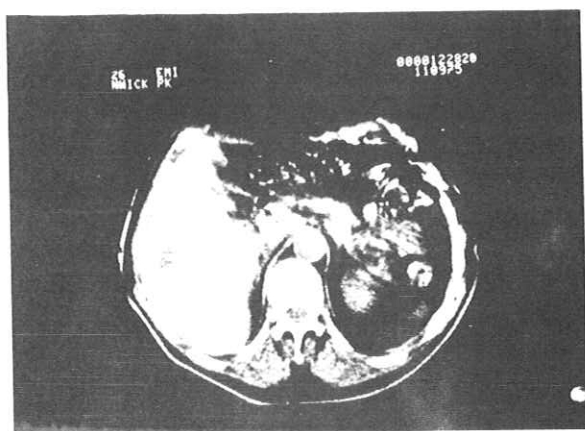
## 6. 全身スキャナ (CT-5000)

EMI社の中央研究所は、脳疾患診断システムを基礎に、全身スキャナーへの応用を試みていたが、このほど、完成し、イギリスに1台、アメリカに2台設置され、臨床に使用されている。この





第10図 全身用スキャナ（CT-5000）の概観



第11図 全身用スキャナによる臨床例  
肝臓における転位性腫瘍（足から頭部を  
見たように表示される）

CT-5000 の最大の特長は、胸部の呼吸性移動に伴う画像の不鮮明さを除くため、スキャニング機構を改良し、検査時間を20秒まで短縮した点である。この動作原理は、X線ビームを扇形状に照射し、対向した面には多くの検出器を配置して、直線状のスキャンで18,000回の人体のスライス面におけるデータを読み込み、その後の回転角度も10度毎というように改良されたためである。1スキャン当り1スライスのデータを収集し、そのスライス幅は13mmである。コンピュータでデータ処理された各マトリクスのX線吸収値は、-500から+500の値を持ち、ブラウン管への表示は、 $320 \times 320$ で表示される。

又、人体の測定される部位の大きさにより、スキャニング範囲を40cm（ $1.25 \times 1.25$ mmの絵素）、32cm（ $1.0 \times 1.0$ mm）、24cm（ $0.75 \times 0.75$ mm）と可変することができる。この装置の完成により、各臓器も明瞭に表示され、今後の診断に大いに寄与することが期待されている。

なお、本稿を作成するにあたり、貴重な臨床写真を提供して頂いた東京女子医科大学脳神経センター並びにNORTH WICK PARK HOSPITALに深く感謝致します。

# R. I. I. 研 究 会

会 長 高 橋 信 次  
 顧 問 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, 今 川 房之助, 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 —

今回は事実上信州大学放射線科主催の形で松本市の信大病院で開催しました。やや足場が悪く不況でもあり参加者数の少いことが心配されましたが当日は40名を超す参会者がありました。

当日はまず信州大学中央放射線部長小林先生の歓迎の御挨拶を頂き、ついで信大電子工学科の工藤先生の「血液凝集自動識別装置」の特別講演があり、巧みなハードウェアによる画像処理に一同感嘆いたしました。続いて同大中放滝沢先生の画像処理の現況に関する御講演を聞き、同研究室を御案内頂きました。計算機は小形ながら相当の機器を使い、ハード・ソフトをうまく組合わせて十二分の処理効果を上げておられること感心するばかりでした。

信大医学部は松本市郊外にあって緑に包まれ、落書きは全くなく床も壁も光っており研究会にふさわしい所でした。研究発表は2日にわたり討議も充分で盛会となりました。初日の夜は浅間温泉で35名の出席者を得て懇親会が開かれ、酔うほどに歌、おどりから落語までとび出してX線などやらしておくのは勿体ないとの噂もちらほら、毎年1回恒例で開いたらとの期待の中に幕となりました。

研究会、見学会はもとより宿泊の面倒から懇親会の座持ちまで御心配頂いた滝沢先生、小林先生、会場係として熱心に仕事をされた同教室の職員の方々に会として篤く御礼申し上げます。

(S.H)

## 放射線像研究

発行日 昭和五十年六月

編集者 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  
 電話〇四西一八三二二六―  
 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―三十一

東京大学医学部放射線  
 医学教室内  
 電話 〇三七八二五四一―  
 内線 八六七六

印刷所 563所

株式会社 龍史堂印刷  
 池田市石橋三丁目三番一号  
 電話〇七七―六二七―六九