

《特別講演》

RI 検査の情報処理*

京都大学工学部 桑原道義**

1. はじめに

RI を用いた臨床検査が多くなるにつれて、その検査データを適当に処理することによって、従来よりも一層適確に生体情報をえようという要求が高まり、電子計算機の発達がこの傾向に拍車をかけている。

核医学全般に関連して電子計算機技術が適用される分野は非常に広いが、電子計算機と呼ばれるものにはアナログ計算機、デジタル計算機およびこの両者の混合したハイブリッド計算機があってそれぞれ特徴をもっており、デジタル計算機はデータ処理能力をもっていてその中核をなしている。しかしアナログ計算機はシステムの動作が常微分方程式で表わされるような動態解析能力がすぐれており、簡便でしかも計算速度が速い利点をもっている。本稿では最初に RI をトレーサとして用いる動態機能検査のアナログシミュレーションについて述べ、次に RI シンチグラムのはけ補正にデジタル計算機を用いる場合の基礎的事項について簡単に述べ、諸賢のご参考に供したい。

2. アナログシミュレーションによる

RI 動態解析

シミュレーションというのは、あるシステムの入力と出力が判明している場合、そのシステムと同一の特性をもつと考えられる数学モデルを仮定して、このモデルの特性から実際のシステムの特性を論じようとするもので、その際同一入力に対するモデルの出力を実測されたシステムの出力と比較してモデルのパラメタを修正してゆくシステム同定が行なわれる。すなわち Fig. 1 において同一入力に対するシステムの出力とモデルの出力の差が適当な判定規準を最小にするようにモデルのパラメタを修正するのであって、2つの曲線がほぼ合致するのを判

定規準とするのが普通である。判定は十分訓練を受けたアナログシミュレータの操作者に委ねられ、計測時の条件を考慮して判定規準に多少の融通をつけられるという点でもデジタル計算機を用いる場合よりも有利である。なお生体系においては入力波形をインパルスと考えて取り扱っている場合が多いが、急速静注のような入力でも、現象が相当早く起る場合にはこれをインパルスと考えるのは不正確であって、シミュレーションにおいては生体系への入力波形の決定が重要な問題となる。

2. 1 心放射図のシミュレーション

血管中に RI を1回注射し、それが心臓部を通過する過程を体外計測したものが心放射図 (radiocardiogram, RCG) であるが、その形状は右心、左心、肺および体の容積や心臓の短絡率、注射速度などによって変化する。われわれは通常外来患者らにも適用されている肘静脈から RISA を注入した場合の再循環を考慮した心放射図の示す循環力学系の数学モデルを作成し、これをアナログ計算機を用いて解く過程において心放射図に相当する曲線をえ、計算機のパラメタを調整してこれを実測の心放射図と合致させるようにした。その結果、心拍出量、1回拍出量平均駆出率や、右心、肺循環系、左心および体循環系の等価容積、平均輸送時間を間接測定できるようにした。さらに左心、右心間に短絡・逆短絡のある場合について数学モデルを拡張し、その短絡率もえられるようにした。

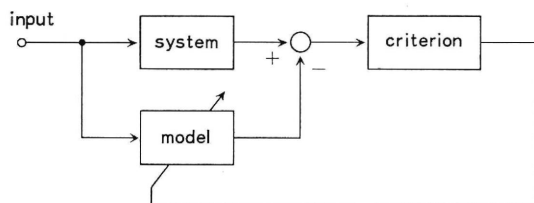


Fig. 1. System identification

* Some Computing Techniques on Nuclear Medicine

** Michiyoshi Kuwahara, Eng. D., Professor, Automation Research Laboratory, Kyoto University

正常な循環力学系を Fig. 2 に示すようなプロセスで近似する。すなわち、右心および左心を等価平均容積

V_r および V_l [ml], 肺循環系および体循環系を等価平均容積 V_p および V_b [ml] と輸送おくれ時間 τ_p および τ_b [sec] で表わし, 平均血流量を F [ml/sec] とする. このような近似は心臓の拡張, 収縮を無視しており, 肺および全身の循環系を簡略化して考えているとはいえ, 循環力学系の本質からは離れていないと考えられる.

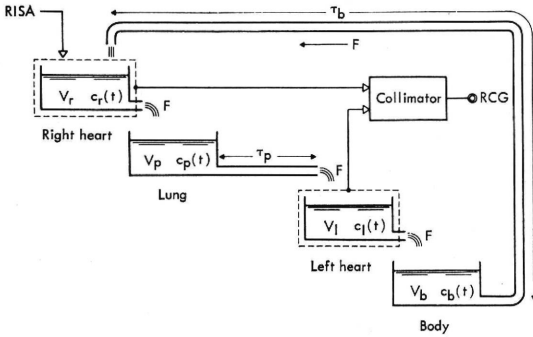


Fig. 2. RI transportation process in circulatory system

この循環系に総量 I [μ c] の RI を τ [sec] 時間内に肘静脈から注入した場合, 一定注入速度を, i [μ c/sec], 注入部位の等価平均容積, 平均血流量および RI の平均血中濃度をそれぞれ V_i [ml], F_i [ml/sec] および $c_i(t)$ [μ c/ml] とすれば, 注入部位での RI の輸送過程は

$$V_i c_i(t) = \int_0^t i(t) dt - F_i \int_0^t c_i(t) dt$$

$$i(t) = \begin{cases} I/\tau, & 0 \leq t \leq \tau \\ 0, & \tau < t \end{cases}$$

$$\int_0^\infty i(t) dt = I$$

で表わされる. この注入部位からの流出量が右心へ流入する.

右心, 肺循環系, 左心および体循環系における RI の血中濃度をそれぞれ, $c_r(t)$, $c_p(t)$, $c_l(t)$ および $c_b(t)$ [μ c/ml] とすれば, 循環系各部における RI の輸送過程は, 再循環および中隔欠損による短絡を考慮して次のように表わされる.

右心:

$$V_r c_r(t) = F_i \int_0^t c_l(t) dt + (1-k) F \int_0^t c_b(t-\tau_b) dt$$

$$+ k F \int_0^t c_l(t) dt - (1-k') F \int_0^t c_r(t) dt$$

$$-k' F \int_0^t c_r(t) dt$$

肺循環系:

$$V_p c_p(t) = (1-k') F \int_0^t c_r(t) dt - (1-k') F \int_0^t c_p(t) dt$$

左心:

$$V_l c_l(t) = (1-k') F \int_0^t c_p(t-\tau_p) dt$$

$$+ k' F \int_0^t c_r(t) dt - (1-k) F \int_0^t c_l(t) dt$$

$$- k F \int_0^t c_b(t) dt$$

体循環系:

$$V_b c_b(t) = (1-k) F \int_0^t c_l(t) dt$$

$$- (1-k) F \int_0^t c_b(t) dt$$

ここで k および k' はそれぞれ左心から右心への短絡率および右心から左心への逆短絡率である.

前胸部におかれたコリメータによって計測される RI の計数率 $r(t)$ は, 各部位における RI の量とコリメータの感度曲線によって定まる. コリメータが心臓全部をおおっており, コリメータの視野内の心臓以外の部位の RI が右心および左心のそれに比べて無視できるものとして, さらに右心と左心に対するコリメータの感度が等しいとすると, *

$$r(t) = \gamma [V_r c_r(t) + V_l c_l(t)]$$

となり, これが通常心放射図とよばれているものに相当する. したがって上の諸式を解くためのシミュレーション回路をアナログ計算機を用いて構成し, これから $r(t)$ を取り出せばよい. 時間 t における注入された RI の量は, 各部位における RI の総和に等しいことを考慮して構成したシミュレーション回路が Fig. 3 である. ここで各部位の時定数は

$$T_r = \frac{V_r}{F}, T_p = \frac{V_p}{(1-k') F}, T_l = \frac{V_l}{F}$$

$$T_b = \frac{V_b}{(1-k) F}, T_i = \frac{V_i}{F_i}$$

* この条件を満足するために, われわれは特殊な長焦点コリメータを使用している.

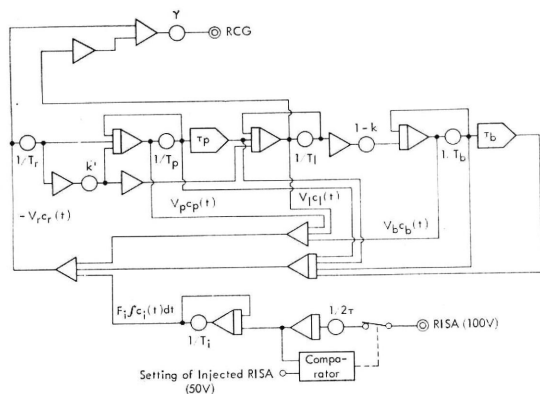


Fig. 3. Analog computer simulation circuit of radiocardiogram

である。各部位における平均輸送時間 (mean transit time, MTT) はこの時定数とその部位での輸送おくれ時間の和で与えられる。これらのパラメタを変化させて $r(t)$ を実測心放射図に合致させるようにすればよい。

循環全血流量 V [ml] は

$$V = V_r + V_p + (1-k')F\tau_p + V_l + V_b + (1-k)F\tau_b$$

となり、平衡状態における RI の平均血中濃度 $c(\infty)$ [$\mu\text{c}/\text{ml}$] は

$$c(\infty) = \frac{I}{V}$$

となる。したがって

$$F c(\infty) = \frac{I}{V/F}$$

$$= \frac{I}{T_r + (1-k')(T_p + \tau_p) + T_l + (1-k)(T_b + \tau_b)}$$

となる。この右辺の分母の量はすべてシミュレーション回路から定まり、 I は既知であるから、 $c(\infty)$ を実測することにより全血流量 V 、血流量 F および各部の等価容積を計算により決定できることになる。また 1 回拍出量 V_s [ml] は

$$V_s = \frac{60 F}{\text{毎分脈拍数}}$$

で与えられ、右心および左心の平均駆出率 (mean ejection fraction, MEF) は

$$\text{右心: } \frac{V_s}{V_r} = \frac{60}{T_r \times (\text{毎分脈拍数})}$$

$$\text{左心: } \frac{V_s}{V_l} = \frac{60}{T_l \times (\text{毎分脈拍数})}$$

となる。

これらの値の中には従来はえられなかったものや、えられたとしても高度の技術と経験を必要としたものがあ

るが、このようなシミュレーション回路を用いると、心放射図計測というきわめて安全かつ簡単な方法によって、従来よりも多くの情報が容易にえられることになる。

Fig. 4 は短絡および逆短絡のある場合のシミュレーションの 1 例であり、実測値と相当よく一致している。また

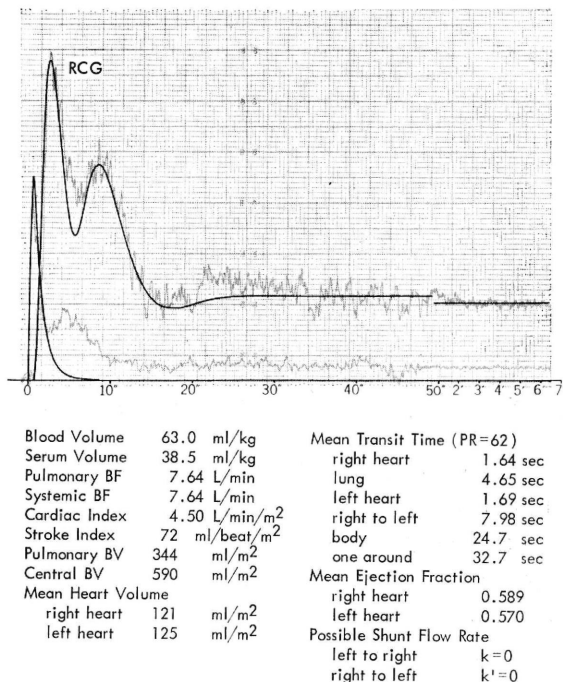


Fig. 4. Curve fitting results of radiocardiogram

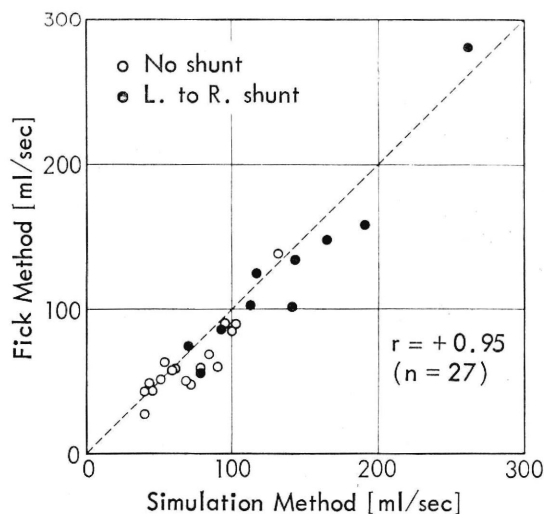


Fig. 5. Comparison of pulmonary blood flow rate

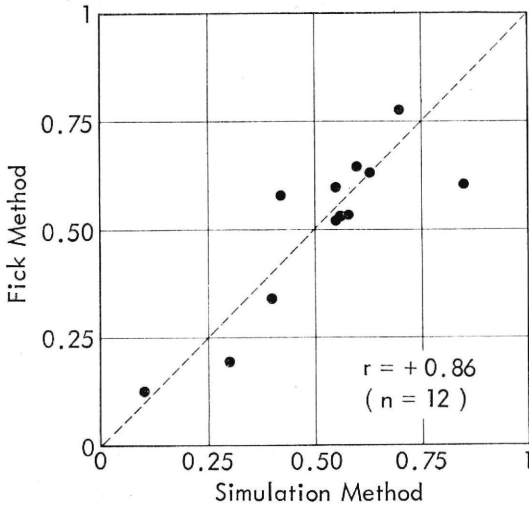


Fig. 6. Comparison of left to right shunt rate k

Fig. 5 は肺血流量を実測値 (Fick 法) と比較したものであって、かなりよい相関を示している。図中黒丸印は短絡のある症例である。また Fig. 6 は短絡率 k の実測との比較である。

2.2 脳放射図のシミュレーション

肘静脈に急速注入された RI は心肺系を経て脳に到達し、その体外計測として脳放射図 (radioencephalogram, REG) がえられる。脳血管系を等価容積 V_h [ml] と輸送おくれ時間 τ_h [sec] の合成で近似し、脳血流量の全体循環血流量に対する割合を h とすれば脳血流量は $h(1-k)F$ [ml/sec] で与えられ、RI の輸送過程は Fig. 7 に示すようになる。後頭部におかれたコリメータの計数率は脳血管系中の全 RI 量を示すので、脳放射図としてえられるものは

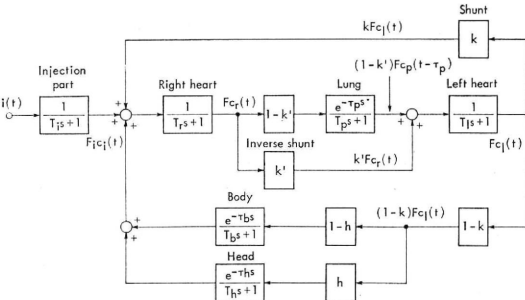


Fig. 7. Block diagram representation of RI transportation process

$$r'(t) = r' \left(V_h c_h(t) + h(1-k) F \int_0^t c_h(t) dt - h(1-k) F \int_0^t c_h(t - \tau_h) dt \right)$$

となる。ここで $c_h(t)$ [$\mu\text{C}/\text{ml}$] は脳血管系の V_h 中の RI の平均血中濃度である。脳循環系の時定数は

$$T_h = \frac{V_h}{h(1-k)F}$$

であり、平均輸送時間は $T_h + \tau_h$ 、脳血液量は $h(1-k)F(T_h + \tau_h)$ となる。

$r'(t)$ を実測した脳放射図と合致させるためには、まず前節の $r(t)$ が実測心放射図と合致するように心放射図のシミュレーション回路の諸パラメタを定めた後、左心からの体循環のうちの h の部分が脳血管系への入力となるとして曲線あてはめによって h , T_h および τ_h を決定すればよい。Fig. 8 はこのシミュレーション回路である。なお Fig. 9 に示すように、脳放射図は左心の特徴

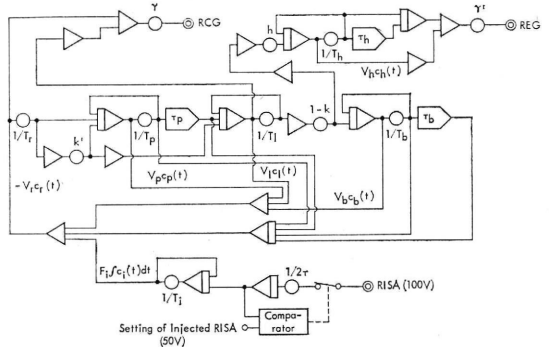


Fig. 8. Analog computer simulation circuit of radio-cardioencephalogram

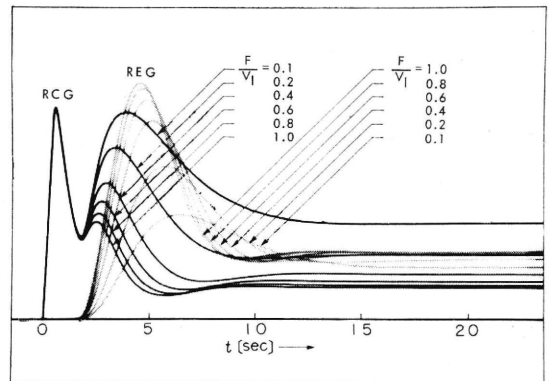
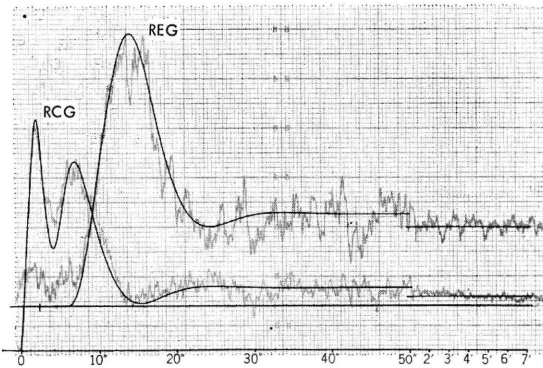


Fig. 9. Effect of time constant of left heart on radioencephalogram



Blood Volume	70.6 ml/kg	Mean Transit Time (PR=82)	
Serum Volume	49.6 ml/kg	right heart	1.47 sec
Pulmonary BF	6.66 L/min	lung	3.64 sec
Systemic BF	6.66 L/min	left heart	2.33 sec
Cardiac Index	4.50 L/min/m ²	right to left	7.44 sec
Stroke Index	54.9 ml/beat/m ²	body	26.22 sec
Pulmonary BV	273 ml/m ²	one around	33.66 sec
Central BV	558 ml/m ²	Mean Ejection Fraction	
Mean Heart Volume		right heart	0.498
right heart	163 ml = 110 ml/m ²	left heart	0.314
left heart	258 ml = 175 ml/m ²	Possible Shunt Flow Rate	
Cerebral BF		left to right	k = 0
1200 ml/min = 810 ml/min/m ²		right to left	k' = 0
(=18.0% of Systemic BF)			
Cerebral BV			
145 ml/97.9 ml/m ²			

Fig. 10. Curve fitting results of radiocardiography-
phalogram

によって大きく影響を受けるので、脳放射図を単独で診断のために用いることは危険であり、心放射図とあわせて考える必要がある。したがってこの2つの曲線を1組にしてこれを心脳放射図 (Radiocardiography-encephalogram, RCEG) と呼ぶのが妥当であろうと考えられる。Fig. 10. はシミュレーションの1例である。現在までの測定結果によれば、h は左心の平均駆出率とある程度の逆相関を示す。

2.3 レノグラムのシミュレーション

RI の急速1回注射後の、左右腎部における蓄積・排泄の過程の体外計測記録であるレノグラム (renogram) は、腎の特有の機能である腎血漿流量 (RPF) を鋭敏に反映するほか、腎機能に特有でない尿流量や腎盂腔の大きさなどによって大きく影響される。

われわれは ¹³¹I hippuran 注入後のレノグラムに表われる時間的な RI の輸送過程を模擬する数学モデルを作成し、そのシミュレーション回路を用いてレノグラムを定量的に取り扱い、これによってレノグラムから腎に関するいろいろな情報を取り出すことができるようにした。

肘静脈に注入された RI は血液に混入し、時間とともに全血液中に拡散する。その一部は腎によって摂取され、

体外に排泄される。この輸送過程は Fig. 11 に示すように近似することができる。

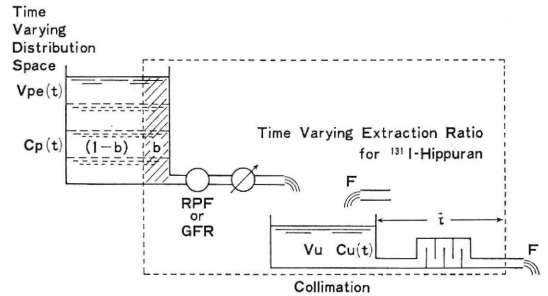


Fig. 11. RI transportation process in kidney

注入された RI を $I[\mu\text{C}]$ とし、これが時間とともに大きくなる体内分布体積 $V_{pe}(t)[\text{ml}]$ 中に一様に混入され、RI の血中濃度 $c_p(t)[\mu\text{C}/\text{ml}]$ となる。血漿中の RI は腎によって摂取されるので、有効腎血漿流量を $\text{RPF}[\text{ml}/\text{min}]$ とすれば、注入から時刻 t までの間に右左両腎によって摂取される RI は

$$\int_0^t \sum \text{RPF} \times c_p(t) dt$$

となるので、

$$I - \int_0^t \sum \text{RPF} \times c_p(t) dt = V_{pe}(t) c_p(t)$$

となる。式中 $\sum \text{RPF}$ は右左両腎の有効血漿流量の和を表わす。上式から

$$c_p(t) = \frac{I - \int_0^t \sum \text{RPF} \times c_p(t) dt}{V_{pe}(t)}$$

なる関係をうる。RI 注入初期にはその血中濃度が高く相当量の RI が初回循環によって腎に摂取される。このため $V_{pe}(t)$ の初期の値を補正しておく必要がある。

腎によって摂取された RI は、細尿管と腎盂腔の体積 $V_u[\text{ml}]$ 中に尿と混合して濃度 $c_u(t)[\mu\text{C}/\text{ml}]$ で蓄積され、尿流量 $F_u[\text{ml}/\text{min}]$ によって腎部から運び出される。左右両腎についてそれぞれ添字 R および L を付するものとすれば、この輸送過程は

$$V_{uR} c_{uR}(t) = \int_0^t \text{RPF}_R \cdot c_p(t) dt - \int_0^t F_{uR} \cdot c_{uR}(t) dt$$

$$V_{uL} c_{uL}(t) = \int_0^t \text{RPF}_L \cdot c_p(t) dt - \int_0^t F_{uL} \cdot c_{uL}(t) dt$$

となる。

腎から排泄される RI がコリメータの視野外に出るま

での輸送おくれ時間を右左それぞれ τ_R および τ_L [min] とすれば、コリメータによって計測される右左両腎部に蓄積されている RI は、それぞれ

$$\text{右腎部: } \int_0^t \text{RPF}_R \cdot c_p(t) dt - \int_0^t F_{uR} \cdot c_{uR}(t - \tau_R) dt$$

$$\text{左腎部: } \int_0^t \text{RPF}_L \cdot c_p(t) dt - \int_0^t F_{uL} \cdot c_{uL}(t - \tau_L) dt$$

また RI の尿中排泄総量 $e(t)$ [μC] は、右左両腎からの排泄の和として、

$$e(t) = \int_0^t F_{uR} \cdot c_{uR}(t - \tau_R) dt + \int_0^t F_{uL} \cdot c_{uL}(t - \tau_L) dt$$

で与えられる。

腎以外の部位の RI も background としてコリメータによって計測されるが、その量は腎に摂取されない体内に残っている RI の一部であるから

$$\text{background} = b \times V_{pe}(t) c_p(t)$$

と考えることができる。

レノグラムとして計測される RI の計数率は、右左両腎部について、それぞれ

$$r_R(t) = \gamma \int_0^t \text{RPF}_R \cdot c_p(t) dt - \int_0^t F_{uR} \cdot c_{uR}(t - \tau_R) dt + b_R V_{pe}(t) c_p(t)$$

$$r_L(t) = \gamma \int_0^t \text{RPF}_L \cdot c_p(t) dt - \int_0^t F_{uL} \cdot c_{uL}(t - \tau_L) dt + b_L V_{pe}(t) c_p(t)$$

となる。この2式で示した数字モデルからレノグラム r_R

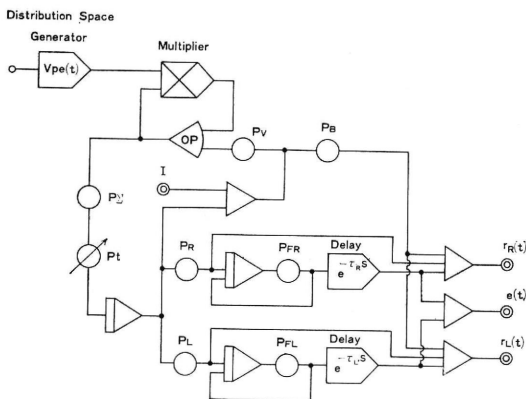


Fig. 12. Analog computer simulation circuit of renogram

および r_L をえるために、腎の摂取率が時間的に変化するという生理的事実に留意して、すでに示した諸式を表わすシミュレーション回路を構成すれば Fig. 12 のようになる。

シミュレーション回路からえられるレノグラムおよび尿中排泄量が実測値と合致するように回路のポテンシオメータを変化させれば、 P_{Σ} で右左有効腎血漿流量の和、

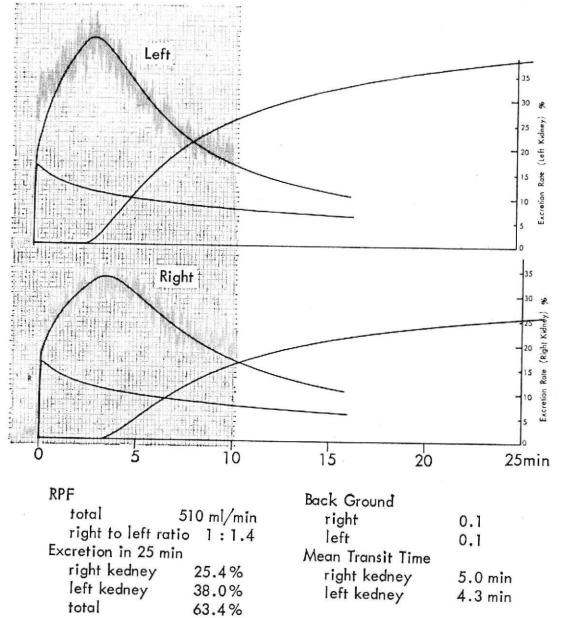


Fig. 13. Curve fitting results of renogram

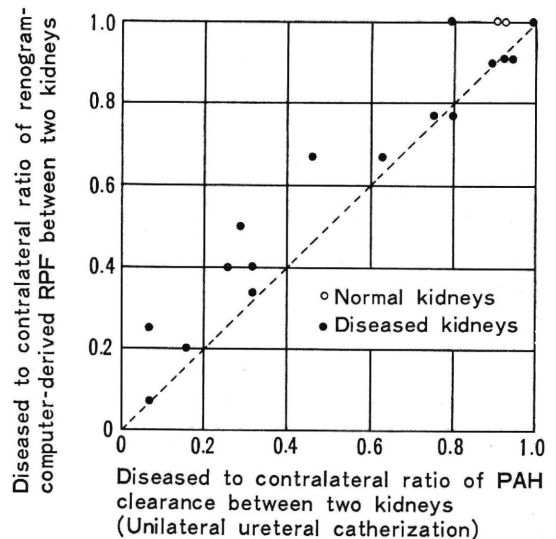


Fig. 14. Comparison of RPF

P_R, P_L で右左の割合, P_{FR}, P_{FL} で両腎における輸送過程の時定数の逆数 $1/T_R = F_{uR}/V_{uR}, 1/T_L = F_{uL}/V_{uL}$ がえられ, τ_R, τ_L が輸送おくれ時間を与える。さらにこれらから平均輸送時間 $T_R + \tau_R, T_L + \tau_L$ も定まる。なおこの回路をわずかに変更することによって ^{131}I Sodium iohalamate を用いた レノグラムから糸球体濾過率を求めることができる。

Fig. 13 はシミュレーション結果の 1 例を示したものである。Fig. 14 は分腎カテーテル法による PAH クリアランス 試験の結果と レノグラムシミュレータによる RPF の計算値とを比較検討したものであって、かなりよい相関がある。

3. RI シンチグラムのぼけ補正

平面上に分布した RI をシンチレーションスキナあるいはシンチレーションカメラによって検出する場合、コリメータの感度曲線のためにその像がぼけることになる。すなわち平面の (x_i, y_i) 点における RI 線源の強さを $f(x_i, y_i)$ とし、コリメータの感度曲線を $S(x, y)$ とすれば、 (x_i, y_i) 点における RI 計数率は

$$R(x_i, y_i) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} S(x, y) f(x_i + x, y_i + y) dx dy$$

で与えられる。実際には平面を長さ $\Delta x, \Delta y$ で区切って計測が行なわれるので、この積分は

$$R(x_i, y_i) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \sum_{l=-\infty}^{\infty} S(k\Delta x, l\Delta y) f(x_i + k\Delta x, y_i + l\Delta y) \Delta x \Delta y$$

と書きかえられる。さらにこの Δx および Δy を単位長さと考え、 $\Delta x, \Delta y$ によって区切られる区画を番号で示すことができる。したがって上式は

$$r(i, j) = \sum_k \sum_l S(k, l) f(i+k, j+l)$$

となり、 (i, j) 点における計数率として $r(i, j)$ をえることができる。すなわち (i, j) 点に存在する RI の強さ $f(i, j)$ に対して $r(i, j)$ がえられることになり、真値 $f(i, j)$ は $S(k, l)$ の特性によってぼかされることになる。したがって $S(k, l)$ の特性がわかっておればこの式から計測値 $r(i, j)$ を用いて $f(i, j)$ を求めることができるはずである。この計算にデジタル計算機が用いられ、その場合の計算法としては反復法と直接法(あるいは消去法)がある。

3. 1 反復法

反復法とは次の式を用いて計算を進める方法である。

$$r^n(i, j) = r^{n-1}(i, j) +$$

$$\left\{ r^0(i, j) - \sum_k \sum_l S(k, l) r^{n-1}(i+k, j+l) \right\} r^{n-1}(i+k, j+l)$$

ここで

$$r^0(i, j) = r(i, j)$$

である。また n は計算の回数であって、 n 回目の計算でえられる値 r^n はその前回の計算でえた値 r^{n-1} に右辺第 2 項の補正項を追加してえられる。この反復計算をデジタル計算機によって行なうのであるが、この計算が、収束する場合には n の増加とともに r^n は限りなく f に近づく。現在シンチグラムのぼけ補正には主としてこの反復法が用いられているが、この計算が収束するかどうかは $S(k, l)$ の特性および $f(i+k, j+l)$ の性質によって定まり、シンチグラムのように $f(i+k, j+l)$ の形が一般に滑らかになるとは考えられないものについては、その収束は保証されない。そこで少しでもその収束をよくするために通常計測値 $r(i, j)$ の平滑化が行なわれる。すなわち、例えば (i, j) 区画を中心とする前後左右計 9 区画の平均値

$$m = \frac{1}{9} \sum_{k=-1}^1 \sum_{l=-1}^1 r(i+k, j+l)$$

をとり、その標準偏差を $\sigma (= \sqrt{m})$ とするとき、

$$\left. \begin{aligned} F(i, j) &= r(i, j), & |r(i, j) - \sigma| &\leq m \\ F(i, j) &= m, & |r(i, j) - \sigma| &> m \end{aligned} \right\}$$

で与えられる $\bar{r}(i, j)$ を $r(i, j)$ の代りに用いるのである。Fig. 15 (a) はシンチレーションカメラによってえられた像を計数率を 10 段階に分けて示したものであり、(b) は上に述べた平滑化だけを行なったものである。同図 (c) は Fig. 16 に示すコリメータの感度特性を用いて (b) の結果をさらに反復法によって 1 回処理した結果を示している。

この計算を反復すると次第に真値に近づく保証はないが、反復法による処理が真値に近づいていくであろうと考えられる次のような数値実験結果がある。すなわち Fig. 17 (a) のような真の数値データを前出の Fig. 16 の特性 $S(k, l)$ をもつコリメータでぼかすと Fig. 17 (b) のようになる。この像を同じ特性の $S(k, l)$ で反復法によって 1 回処理したものが同図 (c) であり、15 回処理したものが同図 (d) である。これからわかるように、

計算時間はそれほど必要ではないが、真値に近づいていく収束の速度は非常におそい。

3. 2 消去法

先に示した式

$$\sum_k \sum_l S(k, l) f(i+k, j+l) = r(i, j)$$

から $f(i, l)$ を求める問題は

$$Sf = r$$

$$S = \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} & \cdots & S_{1n} \\ S_{21} & S_{22} & \cdots & S_{2n} \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ S_{n1} & S_{n2} & \cdots & S_{nn} \end{pmatrix}$$

$$f = \begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ \vdots \\ f_n \end{pmatrix}, \quad r = \begin{pmatrix} r_1 \\ r_2 \\ \vdots \\ r_n \end{pmatrix}$$

なる連立方程式において、 S および r が判明していて f を求める問題である。消去法とはこの式を

$$\begin{pmatrix} 1 & & & 0 \\ & 1 & & \\ & & \ddots & \\ 0 & & & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ \vdots \\ f_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c_1 \\ c_2 \\ \vdots \\ c_n \end{pmatrix}$$

なる形に変換する手法である。もとの式がこのように変換されると、これから直ちに

$$f_1 = c_1, \quad f_2 = c_2, \dots, \quad f_n = c_n$$

がえられシンチグラムのぼけが修正されることになる。この行列の演算をデジタル計算機に行なわせるのであるが、シンチグラムの分解能を上げるために n を大きくすると計算機にぼう大な記憶容量が要求されることになり、その計算時間も長くなる。Fig. 17(e) はこの方法によって演算を行なわせたものであって、真の数値データと完全に一致した結果がえられている。

DISPLAY BY ALFA: 0=1, 1=BLANK, 2=., 3=0, 4=BLANK, 5=-, 6=G, 7=BLANK, 8=Q, 9=★

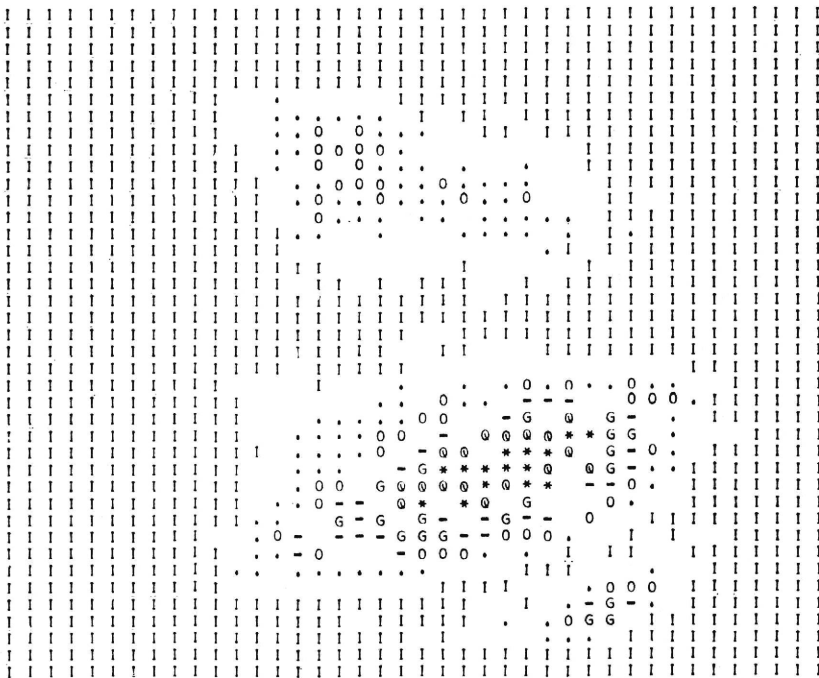


Fig. 15. Scan image computer processed images (1). (a) raw image,

DISPLAY BY ALFA: 0=1, 1=BLANK, 2=., 3=0, 4=BLANK, 5=--, 6=G, 7=BLANK, 8=Q, 9=★

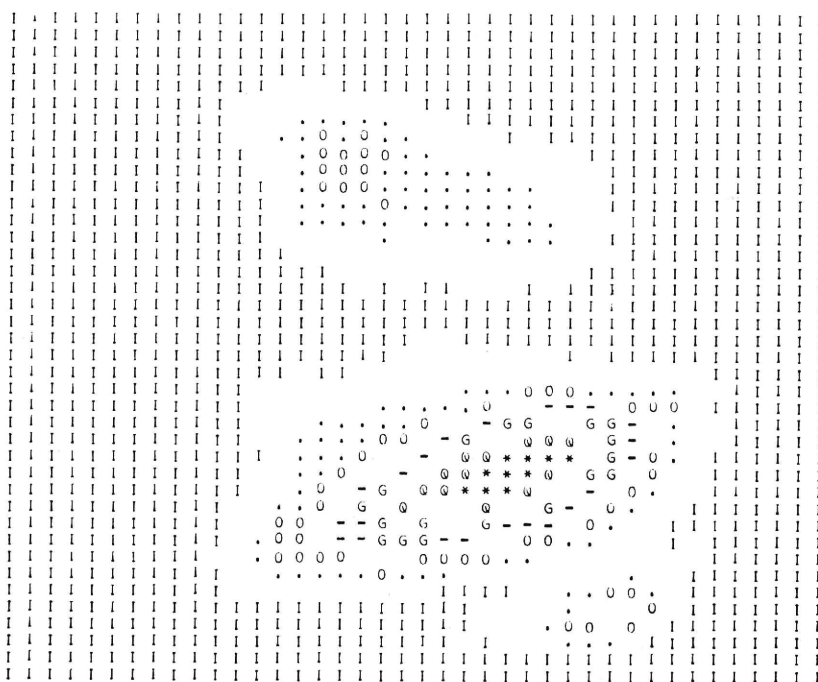


Fig. 15. Scan image computer processed images (1) (b) smoothed image,

DISPLAY BY ALFA: 0=1, 1=BLANK, 2=., 3=0, 4=BLANK, 5=--, 6=G, 7=BLANK, 8=Q, 9=★

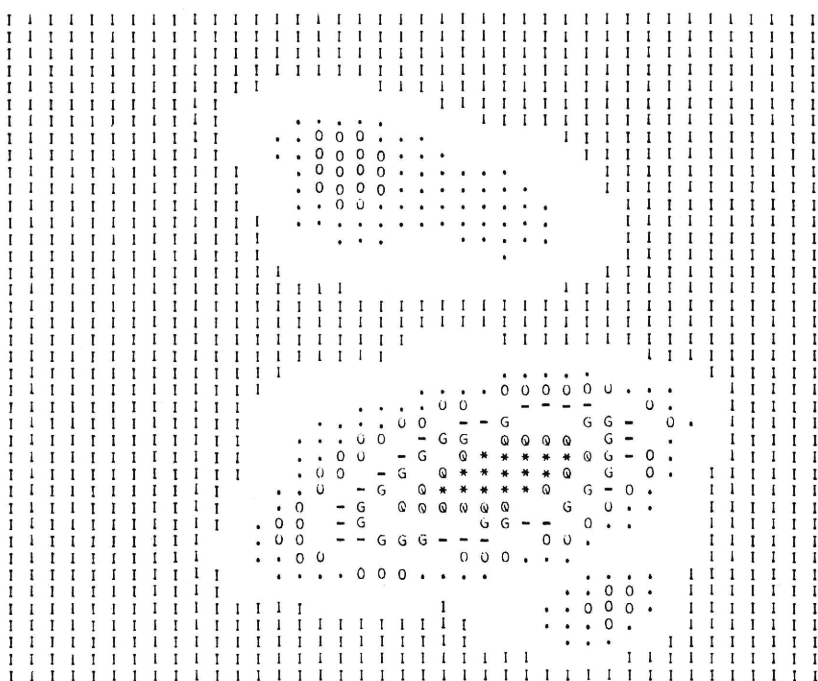


Fig. 15. (c) computer processed image (smoothing and iteration, n=1)

0	5	15	5	0
5	22	40	22	5
15	40	85	40	15
5	22	40	22	5
0	5	15	5	0

(a)

0.000	0.012	0.035	0.012	0.000
0.012	0.051	0.092	0.051	0.012
0.035	0.092	0.196	0.092	0.035
0.012	0.051	0.092	0.051	0.012
0.000	0.012	0.035	0.012	0.000

(b)

Fig. 16. Response function matrix of a collimator. (a) response function, (b) normalized response function

DISPLAY BY ALFA: 0=1, 1=BLANK, 2=., 3=0, 4=BLANK, 5=-, 6=G, 7=BLANK, 8=Q, 9=★

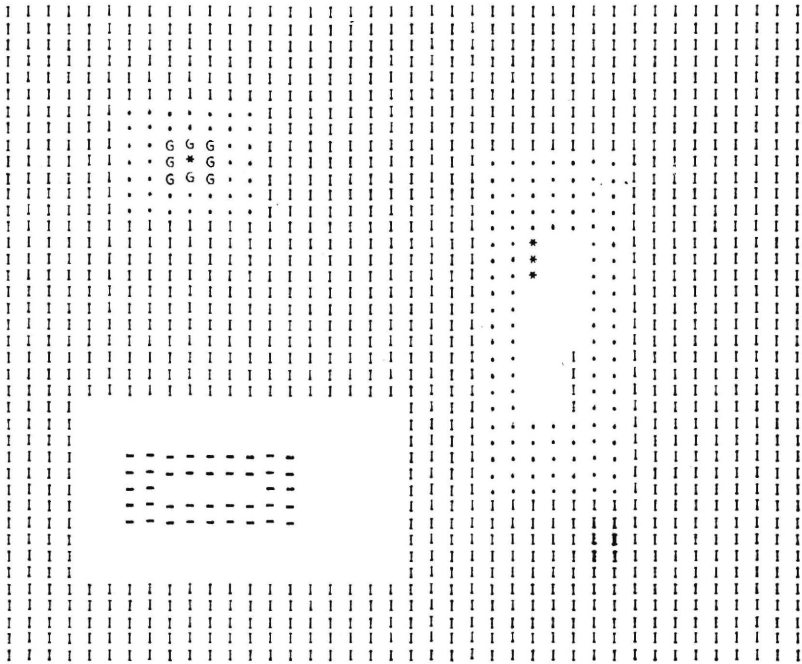


Fig. 17. Scan image and computer processed images (2). (a) true image,

DISPLAY BY ALFA: 0=1, 1=BLANK, 2=., 3=0, 4=BLANK, 5=-, 6=G, 7=BLANK, 8=Q, 9=★

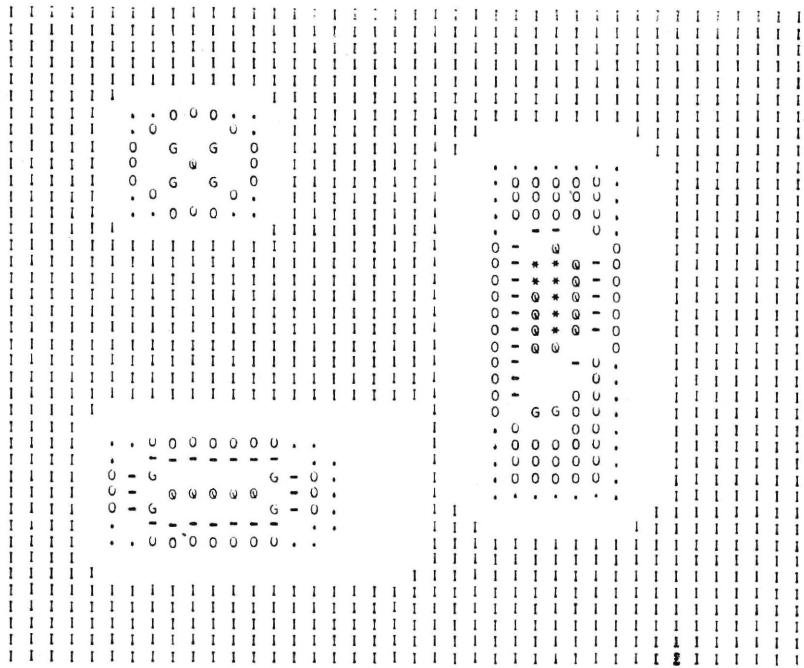


Fig. 17. Scan image and computer processed images (2). (b) blurred image.

DISPLAY BY ALFA: 0=1, 1=BLANK, 2=., 3=0, 4=BLANK, 5=-, 6=G, 7=BLANK, 8=Q, 9=★

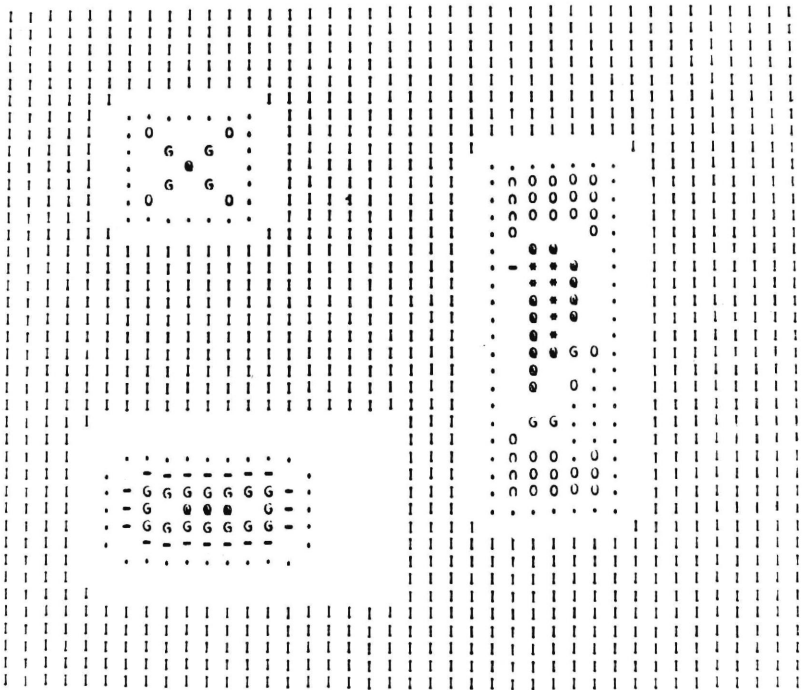


Fig. 17. (c) computer processed image (iteration, n=1).

DISPLAY BY ALFA: 0=1, 1=BLANK, 2=., 3=0, 4=BLANK, 5=-, 6=G, 7=BLANK, 8=Q, 9=★

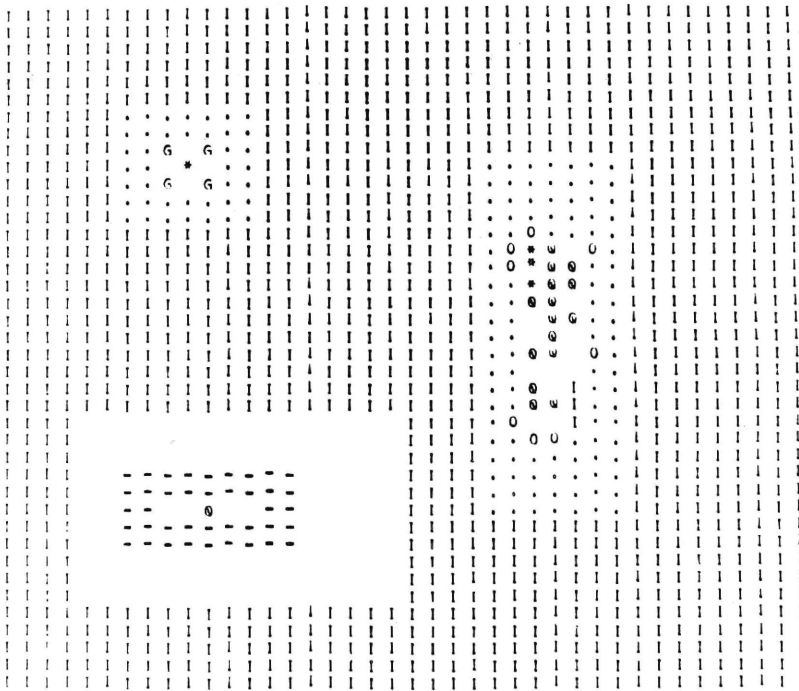


Fig. 17. Scan image and computer processed images (2), (d) computer processed image (iteration, n=15)

DISPLAY BY ALFA: 0=1, 1=BLANK, 2=., 3=0, 4=BLANK, 5=-, 6=G, 7=BLANK, 8=Q, 9=★

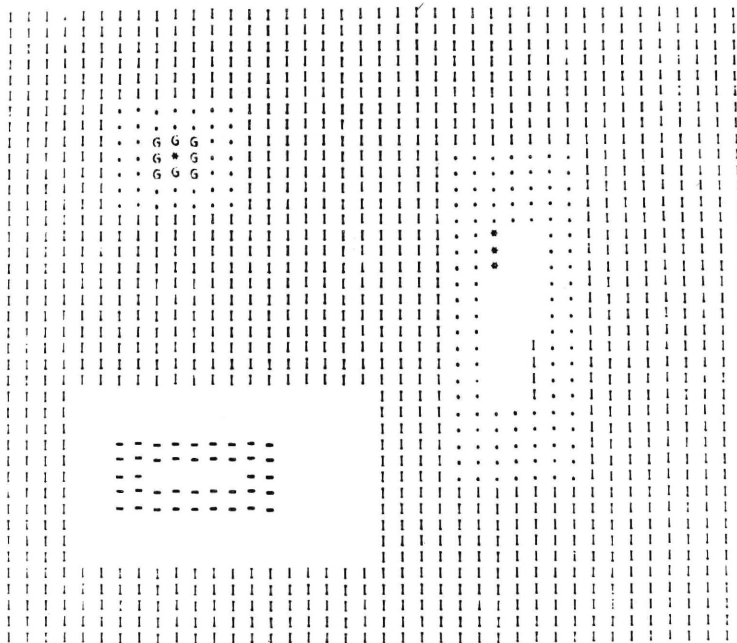


Fig. 17. (e) computer processed image (elimination method)

4. む す び

アナログ計算機を用いた RI 動態解析による生体情報処理と、RI シンチグラムのぼけ補正にデジタル計算機を用いる場合の基礎的手法について、特に筆者の関与してきた問題を例にとって述べた。本稿が多少なりとも諸賢のご参考になれば幸いである。

なおここに述べた結果はいずれもわれわれの共同研究の成果であって、特に共同研究者である京都大学医学部

平川顕名講師に負うところが非常に大きい。ここにあらためて謝意を表したい。また研究の遂行に当って多大のご教示とご協力をえた京都大学医学部荻野耕一講師、野原義次助教授、高安正夫教授、鳥塚莞爾助教授、浜本研講師、福田正教授および京都大学工学部岩井壮介助教授をはじめ多くの方々に心から御礼申し上げる。なおデジタル計算機処理に関しては京都大学大学院工学研究科博士課程永井正志君のご協力をえた。あわせて謝意を表する。

*

*

*

*

*

*

*

*

*