

研究会記事

* 目 次 *

- 25-1 RI検査の情報処理
— 京 大 桑原道義…………… 3
- 25-2 テレビ像の小型電算機による定量的処理 I
— 信州大医学部 滝沢正臣…………… 16
- 25-3 X線曝射時間の長短による写真コントラストの変化
— 阪大微研 山崎 武 赤松好隆…………… 18
- 25-4 X線蛍光増倍管の動MTF
— 東芝電子事業部 恒岡卓二…………… 21
- 25-5 イメージングアンプおよびX線テレビジョンの雑音
— 島津製作所 津田元久…………… 22

賛助会員名簿

従来の名簿に代えて大きく扱わせて頂くことにしました。
目次裏，裏表紙にもあります。

Canon

キヤノン株式会社
東京都中央区銀座5-9-9〒104
☎ 572-4251 (大代表)

情報化時代をになう感材製品



小西六写真工業株式会社

東京都中央区日本橋室町3-1 電 (270) 5311 大代表
〈営業所〉 大阪(252)5246 名古屋(231)6241 福岡(29)5731
札幌(261)0261 広島(91)5246 仙台(21)1651

前進する島津放射線機器

X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器
医用電子機器・非破壊検査機器



島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京都 211-6161	大阪 541-9501	福岡 27-0331	東京(03) 292-5511
宇部 21-5486	札幌 231-8811	仙台 21623131	名古屋 563-8111
鹿児島 22-7087	秋田 33-7844	松山 43-3088	広島 43-4311
放射線事業部	京都市中央区西ノ京桑原町1	(075) 811-1111	高松 31-2726

第25回放射線イメージ・インフォメーション研究会記事

日 時 昭和45年9月19日(土) 10:30~17:00

場 所 京都放射線技術学校講堂 京都市中京区西ノ京徳大寺町2

特別講師 京都大学工学部オートメーション研究施設 桑原道義教授

出席者 (五十音順, 敬称略)

足立 勝, 有田昌隆, 伊東克俊, 伊藤 博, 今川房之助, 尾沢光久, 金森仁志,
木下幸次郎, 久保栄太郎, 小泉勝三, 滝沢正臣, 竹中栄一, 津田元久, 恒岡卓二,
西岡敏雄, 野田峰男, 速水昭宗, 長谷川 伸, 武士邦雄, 三浦典夫, 山崎 武,
餘多分明男

R. I. I. 研 究 会

— 役員および賛助会員 —

会 長 高 橋 信 次

顧 問 足 立 忠
立 入 弘
官 川 正

常任委員 佐々木常雄 竹中栄一 津田元久
長谷川 伸

委 員 飯沼 武 一岡芳樹 内田 勝
梅垣洋一郎(代理松川) 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 野田峰男
長谷川伸 松田 一 三浦典夫
小西六関係者1名

技術のシバデン!!

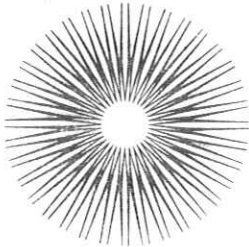
X線TVカメラ装置
患者監視用TVカメラ装置
電子顕微鏡用TVカメラ装置



芝電気株式会社

本社 〒100 東京都千代田区内幸町2-1-6 日比谷金館ビル TEL 03-591-4241 代表
八王子事業所 〒192 東京都八王子市大和田町1644 TEL 0426-42-0111 大代表

世界一の蛍光体技術が生きています



増感紙
蛍光板

大日本塗料株式会社 蛍光品事業部
東京都千代田区丸の内3の2 (新東京ビル) 216-6201



明日をつくる技術の東芝.

医用電子機器 医用放射線機器

東芝

●お問合せは

東芝放射線株式会社

東京都中央区日本橋江戸橋3丁目7 電話(272)4271(大代)

nac
ナック

映像システム
株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル
電話(904)2321-4

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 シンチグラムのぼ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。

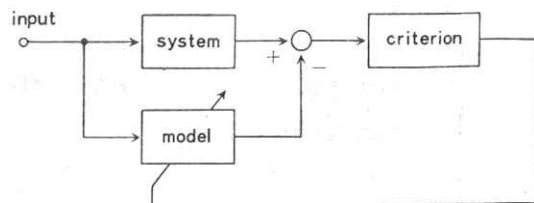


Fig. 1. System identification

* 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.

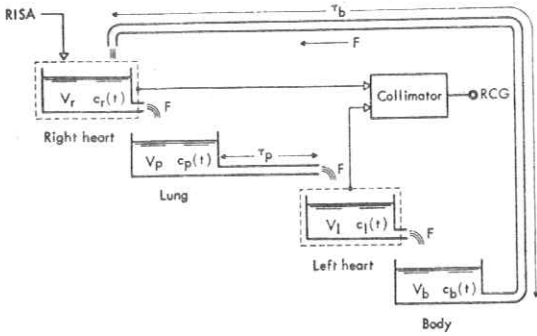


Fig. 2. RI transportation process in circulatory system

この循環系に総量 I [μc] 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 [$\mu\text{c}/\text{sec}$], 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 $c_i(t)$ [$\mu\text{c}/\text{ml}$] 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 $c_b(t)$ [$\mu\text{c}/\text{ml}$] 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:

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

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

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

肺循環系:

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

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:

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

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

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. コリメータが心臓部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,*

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

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.

第25回放射線イメージ・インフォメーション研究会記事

日 時 昭和45年9月19日(土) 10:30~17:00

場 所 京都放射線技術学校講堂 京都市中京区西ノ京徳大寺町2

特別講師 京都大学工学部オートメーション研究施設 桑原道義教授

出席者 (五十音順, 敬称略)

足立 勝, 有田昌隆, 伊東克俊, 伊藤 博, 今川房之助, 尾沢光久, 金森仁志,
木下幸次郎, 久保栄太郎, 小泉勝三, 滝沢正臣, 竹中栄一, 津田元久, 恒岡卓二,
西岡敏雄, 野田峰男, 速水昭宗, 長谷川 伸, 武士邦雄, 三浦典夫, 山崎 武,
餘多分明男

R. I. I. 研 究 会

— 役員および賛助会員 —

会 長 高 橋 信 次

顧 問 足 立 忠
立 入 弘
宮 川 正

常任委員 佐々木常雄 竹中栄一 津田元久
長谷川 伸

委 員 飯沼 武 一岡芳樹 内田 勝
梅垣洋一郎(代理松川) 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 野田峰男
長谷川 伸 松田 一 三浦典夫
小西六関係者1名

技術のシバデン!!

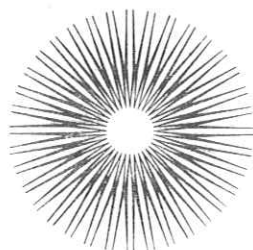
X線TVカメラ装置
患者監視用TVカメラ装置
電子顕微鏡用TVカメラ装置



芝電気株式会社

本社 〒100 東京都千代田区内幸町2-1-6 日比谷会館ビル TEL 03-591-4241 代表
八王子事業所 〒192 東京都八王子市大和田町1644 TEL 0426-42-0111 大代表

世界一の蛍光体技術が生きています



増感紙
蛍光板

大日本塗料株式会社 蛍光品事業部
東京都千代田区丸の内3の2(新東京ビル)216-6201



明日をつくる技術の東芝

医用電子機器 医用放射線機器

東芝

●お問合せは

東芝放射線株式会社

東京都中央区日本橋江戸橋3丁目7 電話(272)4271(大代)

nac

ナック

映像システム

株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル
電話(904)2321-4

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 シンテ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。

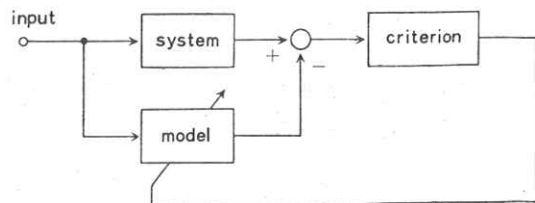


Fig. 1. System identification

* 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.

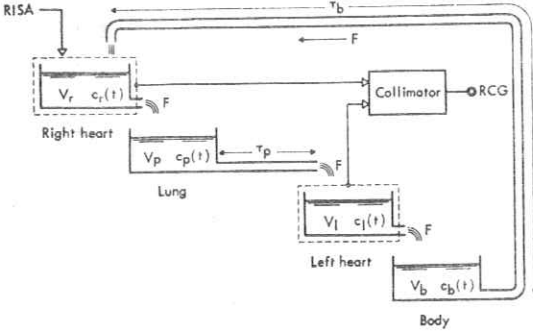


Fig. 2. RI transportation process in circulatory system

この循環系に総量 I [μc] 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 [$\mu\text{c}/\text{sec}$], 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 $c_i(t)$ [$\mu\text{c}/\text{ml}$] 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 $c_b(t)$ [$\mu\text{c}/\text{ml}$] 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:

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

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

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

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. コリメータが心臓部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

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

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

* 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.

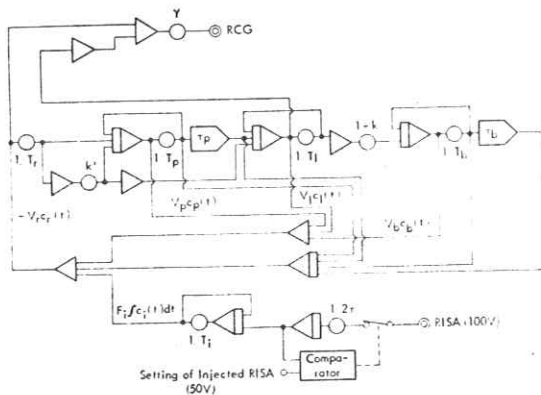


Fig. 3. Analog computer simulation circuit of radiocardiogram

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。

循環全血液量 V [ml] は

$$V = V_r + V_p + (1-k)F_r\tau_p + V_1 + V_b + (1-k)F_r\tau_b$$

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

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

$$= \frac{I}{T_r + (1-k)(T_p + \tau_p) + T_1 + (1-k)(T_b + \tau_b)}$$

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液量 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

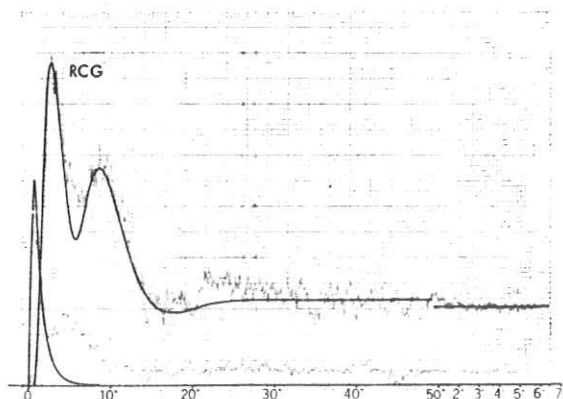
$$\text{右心: } \frac{V_s}{V_r} = \frac{60}{T_r \times (\text{毎分脈拍数})}$$

$$\text{左心: } \frac{V_s}{V_1} = \frac{60}{T_1 \times (\text{毎分脈拍数})}$$

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



Blood Volume	63.0 ml/kg	Mean Transit Time (PR=62)	
Serum Volume	38.5 ml/kg	right heart	1.64 sec
Pulmonary BF	7.64 L/min	lung	4.65 sec
Systemic BF	7.64 L/min	left heart	1.69 sec
Cardiac Index	4.50 L/min/m ²	right to left	7.98 sec
Stroke Index	72 ml/beat/m ²	body	24.7 sec
Pulmonary BV	344 ml/m ²	one around	32.7 sec
Central BV	590 ml/m ²	Mean Ejection Fraction	
Mean Heart Volume		right heart	0.589
right heart	121 ml/m ²	left heart	0.570
left heart	125 ml/m ²	Possible Shunt Flow Rate	
		left to right	k=0
		right to left	k'=0

Fig. 4. Curve fitting results of radiocardiogram

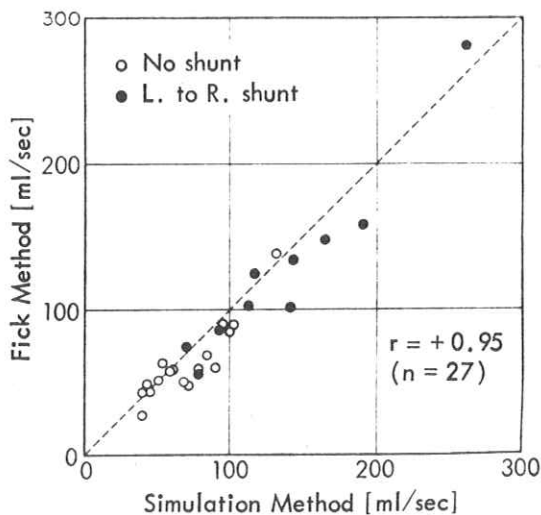


Fig. 5. Comparison of pulmonary blood flow rate

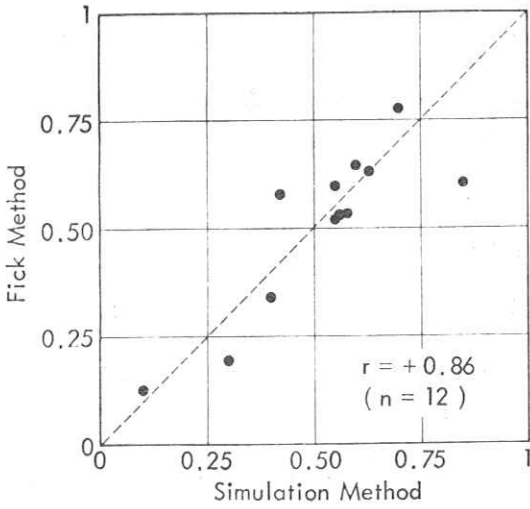


Fig. 6. Comparison of left to right shunt rate k

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

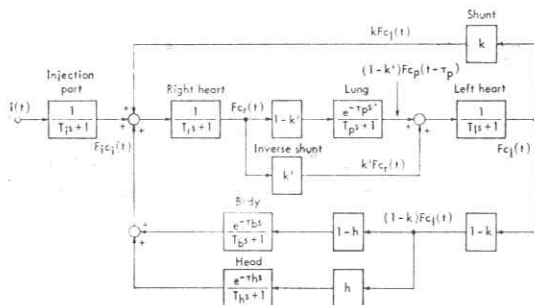


Fig. 7. Block diagram representation of RI transportation process

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

となる。ここで $c_h(t)$ [$\mu\text{c/ml}$] は脳血管系の V_h 中での 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

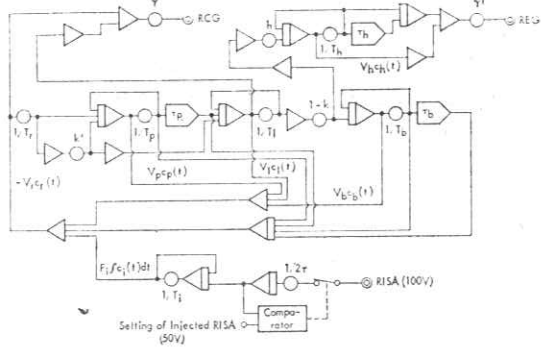


Fig. 8. Analog computer simulation circuit of radioencephalogram

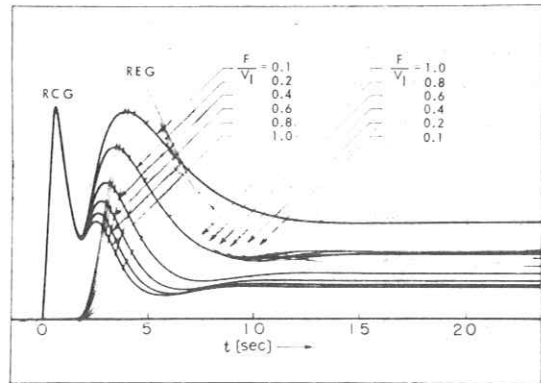
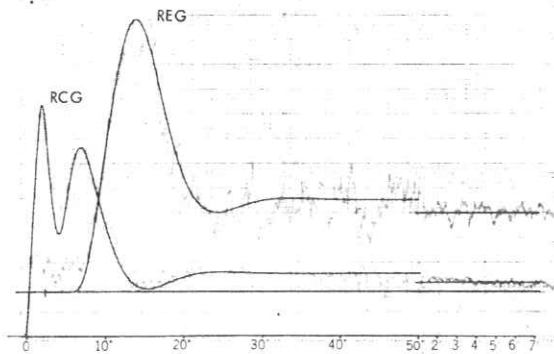


Fig. 9. Effect of time constant of left heart on radioencephalogram



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 radiocardiocencephalogram

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 (Radiocardi-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。

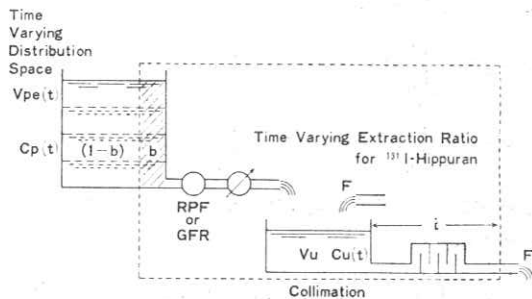


Fig. 11. RI transportation process in kidney

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 $V_{pe}(t)$ [ml] 中に一樣に混入され、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 $RPF[\text{ml}/\text{min}]$ 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

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

となるので、

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

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

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

なる関係を得る。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、細尿管と腎盂腔の本積 $V_u[\text{ml}]$ 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

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

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

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

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

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

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

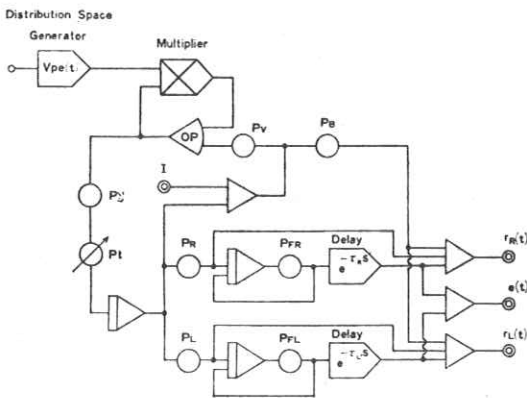
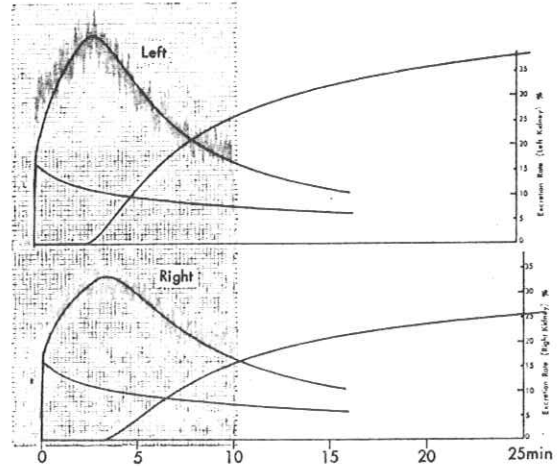


Fig. 12. Analog computer simulation circuit of renogram

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ばわず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タを変化させれば、 P_{Σ} で右左有効腎血漿流量の和、



RPF	total	510 ml/min	Back Ground	right	0.1
	right to left ratio	1 : 1.4		left	0.1
Excretion in 25 min	right kidney	25.4%	Mean Transit Time	right kidney	5.0 min
	left kidney	38.0%		left kidney	4.3 min
	total	63.4%			

Fig. 13. Curve fitting results of renogram

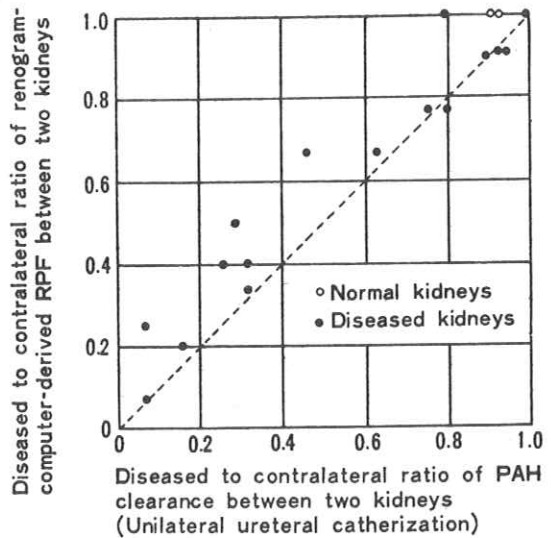


Fig. 14. Comparison of RPF

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ャ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

$$R(x_i, y_i) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} S(x, y) f(x_1+x, y_1+y) dx dy$$

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。

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

$$\left[r^0(i, j) - \sum_{k, l} S(k, l) f(i+k, j+l) \right] r^{n-1}(i+k, j+l)$$

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

$$Sf = r$$

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

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

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

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

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おかげ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ば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=*

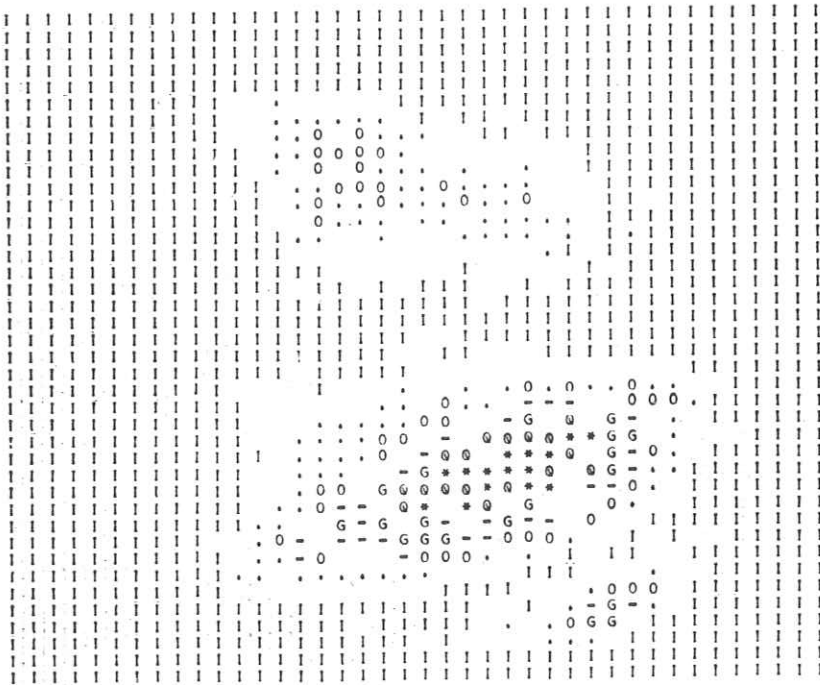


Fig. 15. Scan image computer processed images (1). (a) raw image,

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

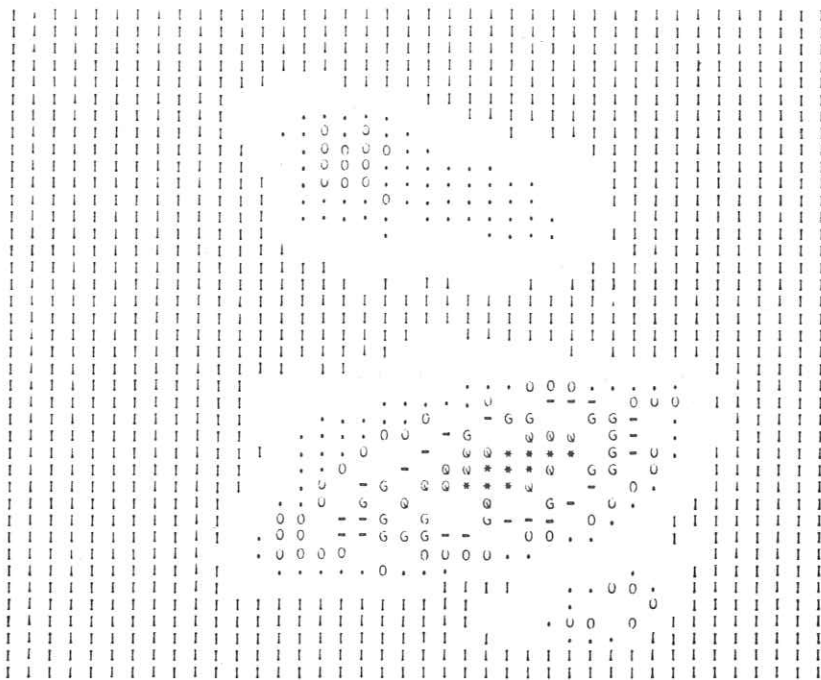


Fig. 15. Scan image computer processed images (1) (b) smoothed image,

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

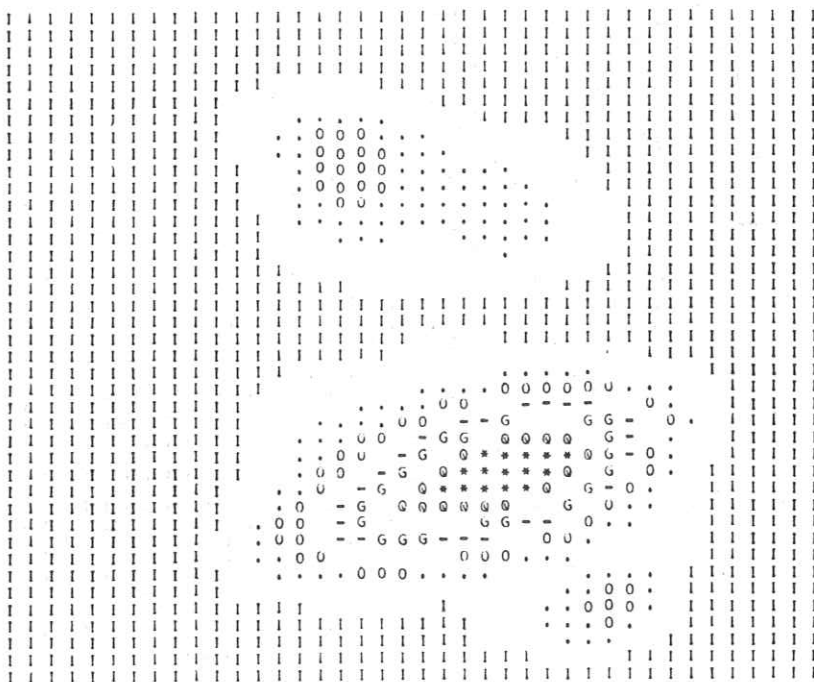


Fig. 15. (c) computer processed image (smoothing and iteration, n=1)

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=★

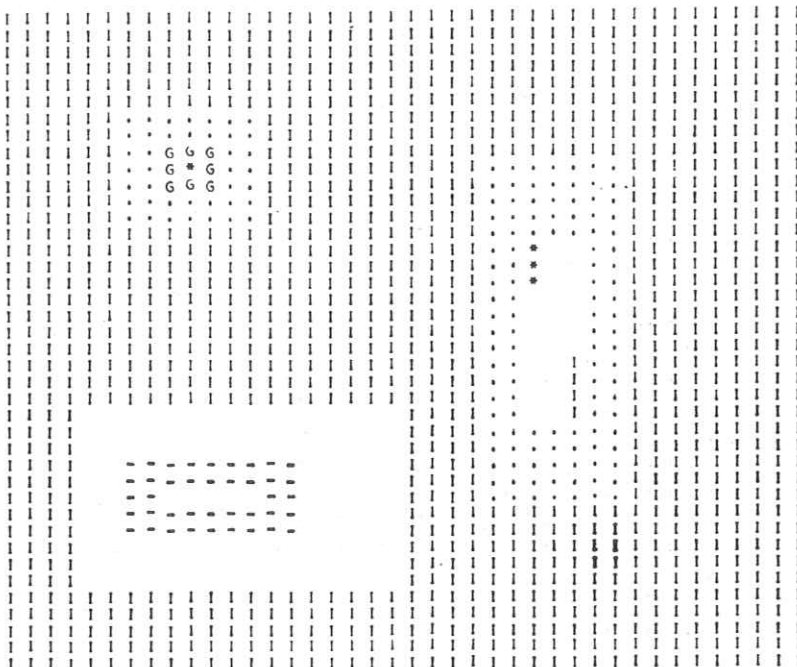


Fig. 17. Scan image and computer processed images (2). (a) true image,

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

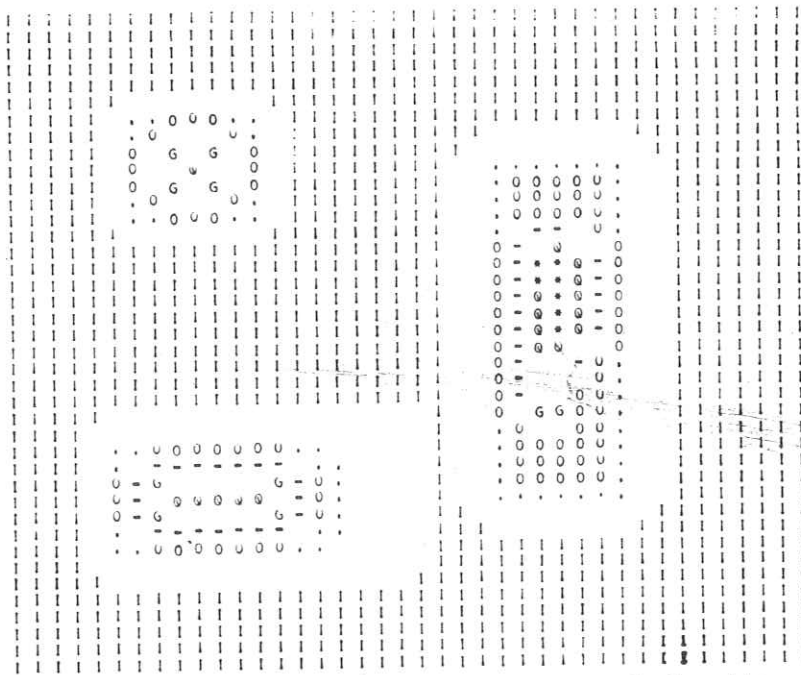


Fig. 17. Scan image and computer processed images (2). (b) blurred image.

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

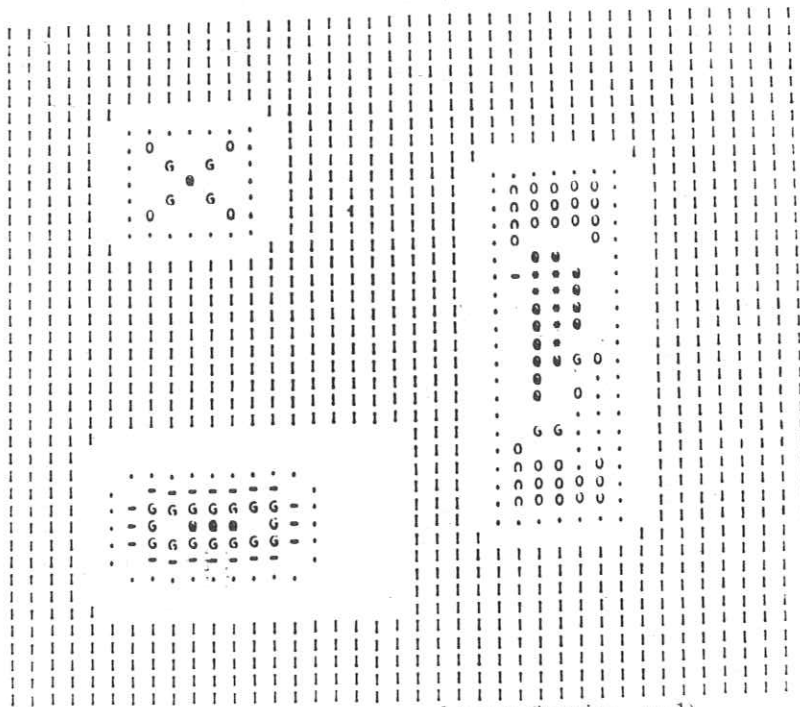


Fig. 17. (c) computer processed image (iteration, n=1).

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

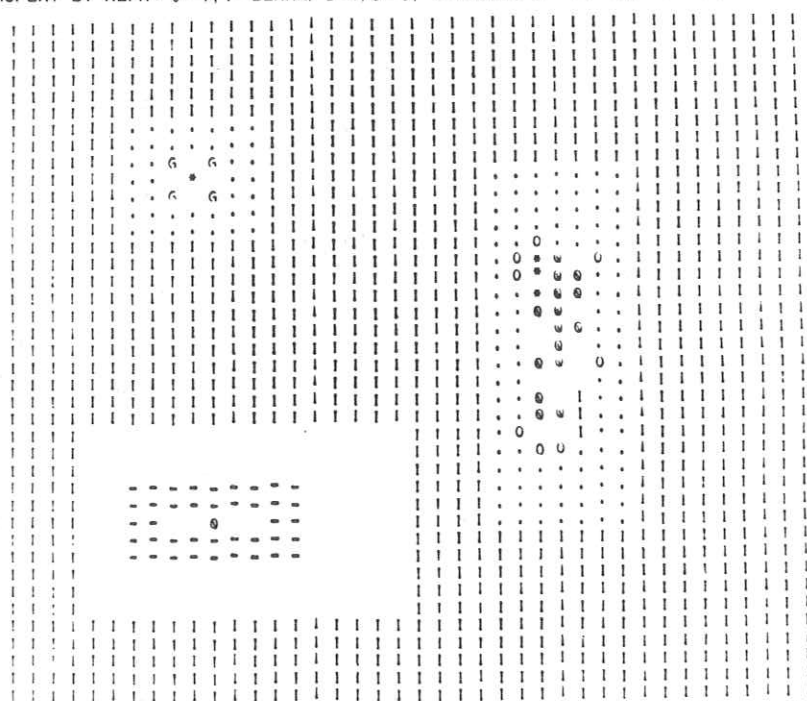


Fig. 17. Scan image and computer processed images (2), (d) computer processed image (iteration, n=15)

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

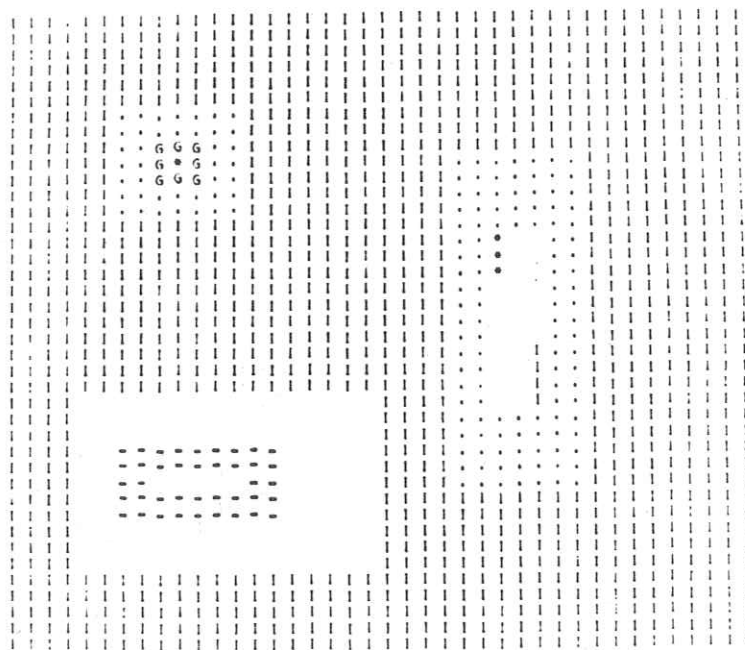


Fig. 17. (e) computer processed image (elimination method)

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 シンテ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りて述べた。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社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。

* * * * *

テレビ像の小型電算機による定量的処理 I

信州大中放 滝沢正臣

従来視覚的観察が主であったテレビ像の定性的、定量的処理を目的として、比較的簡易な装置と小型電算機を用い時系列サンプリング、二次元サンプリングを試みる。

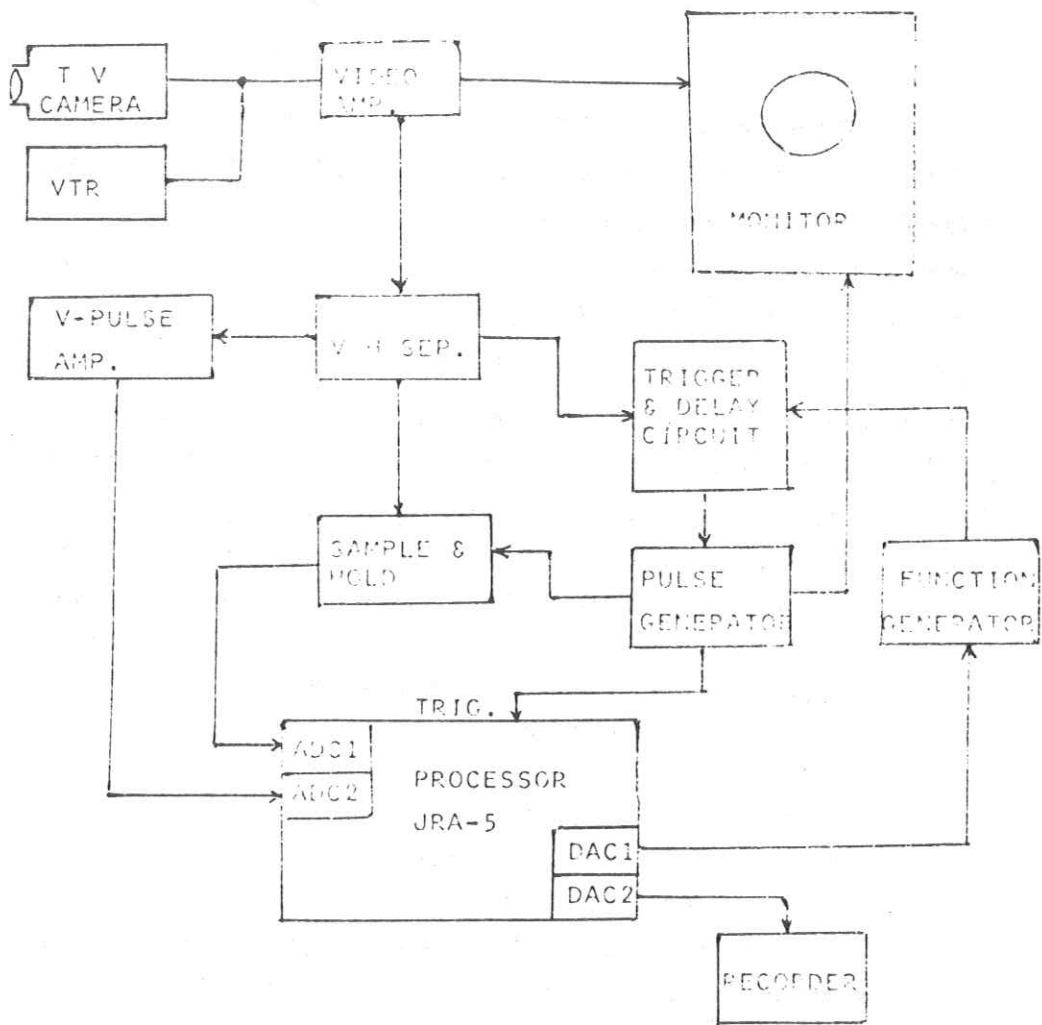
CCTVを使用して、カメラ映像信号を取り出し、垂直(V)同期信号、水平(H)同期信号を分離する。V信号は映像フレーム開始の認識のためAD Converterに接続される。H信号は可変遅延回路を持つオシロスコープをtriggerする。任意に遅延させて得たパルスによって受像機マーカ信号($0.5\mu\text{s}$)、Computer trigger信号($1\mu\text{s}$)、映像ホールド信号($100\mu\text{s}$)を作る。この遅延時間によってH信号からSampling点までの距離を決定する。Computerはホールド信号によって映像を保持している間に読み込みを完了する。電算機は4KW、アクセス $10\mu\text{s}$ 、AD-DA Converter 2ch内臓のもの(日本電子, JRA-5)を用いた。memory節約のため機械語を用いたプログラムを使用し、data領域に3.5KWを確保している。

1. 多重Video kymography

遅延時間を固定すなわちSampling点を動かさずに、その点における映像信号の濃度の経時的变化をとらえる。XTVに利用して、生体の動き、造影剤希釈状況が各点同期的に記録できる。各点のSampling速度は $60\text{point}/\text{sec}$ までとなる。

2. 画像のSampling

ComputerのProgram或はFunction GeneratorからのSawtooth Signalを遅延回路に加え、TV画面を掃引する。掃引速度は水平方向のPoint数、画像の動き、Sampling範囲によって異なり0.3sec程度を下限とする。Sampling area, Flameの飛越し、Sampling intervalは任意に設定できる。



ブロックダイアグラム

X線曝射時間の長短による写真 Contrast の変化

阪大微研 放射線科

山崎 武, 赤松好隆

〔研究目的〕 放射線治療の領域においては、強線短時間照射と弱線長時間照射の比較の問題は生体の Recovery に関係して古くから論議されている。臨床 X 線撮影において、強 X 線短時間撮影と弱 X 線長時間撮影と何れの画質が良いか？

鮮鋭度に関しては一部報告が見られるが、写真 Contrast に関してはまだない。又 X 線写真においては相反則不規に関する話題は少く、特に強度スケールにおける階調と相反則との関係が論じられた事は聞かない。他方 X 線撮影の自動化が最近の大きな話題であるが、この自動化を進める場合の原則として、kVp, mA, 秒をいかにして決定するか、についても全く経験的な状態に止まっている。Motion Blur をおさえるため、できるだけ短時間撮影が良いとされるが、鮮鋭度に関しては、小電流、長時間撮影の方が良い事も示されている。

〔実験〕 島津山城号 A 型, 単相全波 500mA. Circlex $\frac{1}{2}$ UC, ODD150R. 総戸過 Al 2.0mm. 40~100kVp (Panel 値, 以下同)。10~500mA, 0.02~6 秒。Al 2mm Step 20 段階。格子(-)。富士 KX, AX. 極光 FS. Kodak X-OMAT M-5. 東京光電 ANA-82T 型濃度計 ($\phi 2$ mm)。強度スケールで特性曲線を作る。

HVL は Victoreen 570-326 で実測。

〔結果〕 1. 同感光材料, 同 kVp, (同) mA s, 同時現象の場合でも、大電流、短時間撮影は小電流長時間撮影に比し、特性曲線の平均階調 (\bar{G}) は小さい。図(3)。

2. この \bar{G} の差 ($\Delta \bar{G}$) は kVp を高くすると小さくなる。図(3)。

3. No Screen では、増感紙使用の場合に比し、 $\Delta \bar{G}$ が小さい。図(4)。

4. 400mA 以上, 0.03 秒以下のよう X 線量率の差を大きくする程 $\Delta \bar{G}$ は大きい。図(5)。

5. 弱 X 線長時間撮影の場合は低濃度部分の Gradient が大きく出る。図(1), 図(2)。

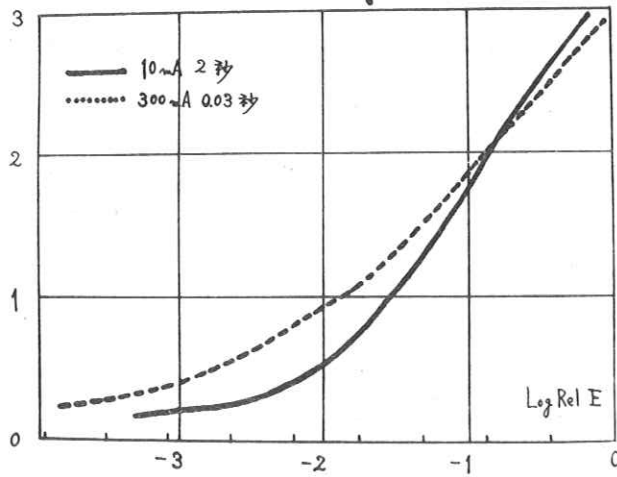
6. $\Delta \bar{G}$ は相反則不規と一定の関係にあり、相反則からずれる程大きい。図(6)。

7. 相反則からのずれは kVp が低い程大きく、又増感紙を使うと著明に現われる。

〔考察〕 以上の現象を、Al 階段透過による X 線強度の減弱と X 線フィルムおよび増感紙の相反則不規特性とから、若干の考察を加えた。図(7)。

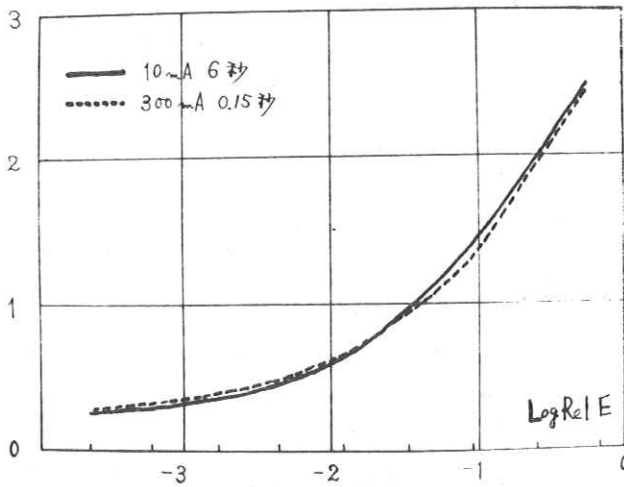
〔結論〕 X 線写真 Contrast から考えると、臨床撮影においては Motion Blur の許す限りの小電流、長時間撮影が良い。低圧撮影では特に注意すべきである。

FS+KX 40 kVp



図(1) 大電流短時間撮影の特性曲線と小電流
長時間撮影のそれとの比較
(増感紙使用)

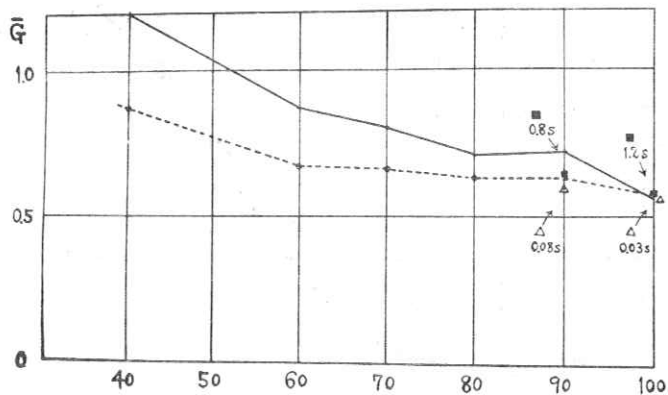
No Screen AX 40 kVp



図(2) 大電流短時間撮影の特性曲線と小電流
長時間撮影のそれとの比較
(増感紙なし)

FS+KX

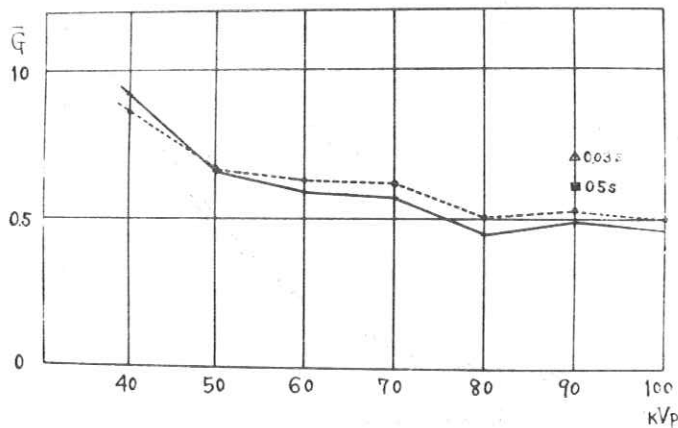
○-----○ 300mA 0.03 sec Δ
 +-----+ 10 mA 2.0 sec ■



図(3) 電圧の変化に伴う平均階調の変化
 (増感紙使用)
 大電流短時間撮影と小電流長時間撮影
 との比較

No Screen AX

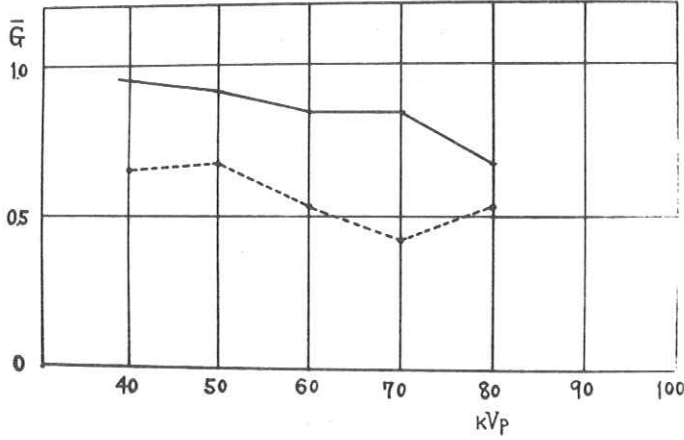
○-----○ 300mA 0.15 sec Δ
 +-----+ 10 mA 6 sec ■



図(4) 電圧の変化に伴う平均階調の変化
 (増感紙なし)
 大電流短時間撮影と小電流長時間撮影
 との比較

FS+KX

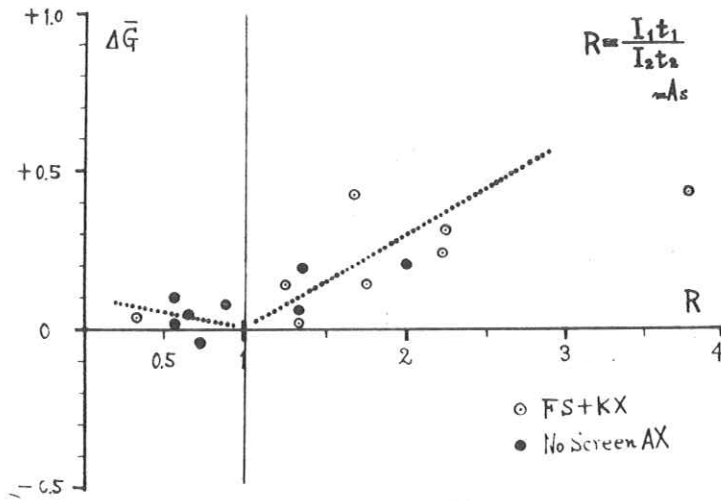
○-----○ 400~500mA 0.02~0.04sec
 +-----+ 10~50mA 1.5~2.0sec



図(5) 電圧の変化に伴う平均階調の変化
 とくに大電流の場合

(増感紙使用)

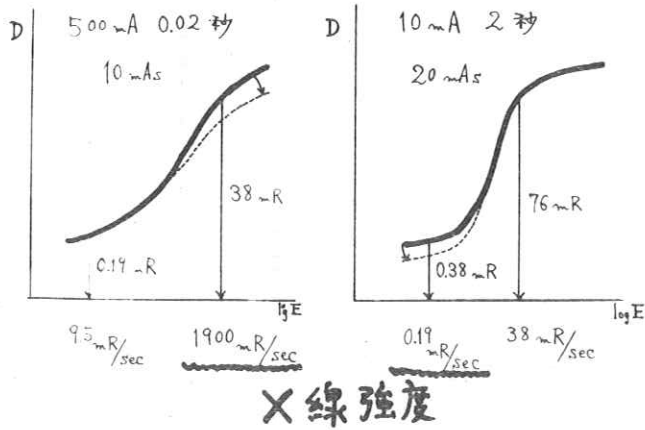
大電流短時間撮影と小電流長時間撮影
 との比較



図(6) 相反則不規特性と \bar{G} との相関性

R: 小電流長時間撮影と大電流短時間
 撮影と、ほぼ同濃度を得るのに必
 要な X 線量 (mA X 秒) の比

FS+KX 45 kVp FFD65_{cm} 1/200 Step



図(7) 実験結果についての考察

A1 階段透過後の X線強度の減弱状態
とそれに伴う特性曲線の変化推測

資料 25-4

X線蛍光増倍管の動MTF

東芝電子事業部

恒岡卓二

(予稿集なし)

イメージング用X線管およびX線

テレビジョンの雑音（中間報告）

島津製作所放射線事業部

津田元久

1. はじめに

X線を用いて像形成を行なう場合、X線量子雑音が問題になり、像形成を行なう系の感度が上昇するにしたがって、X線量子雑音が著しくなっていくことはよく知られている。

イメージング用X線管やX線テレビジョンのように、感度が高く複雑な量子変換過程を含む系の画像に現われる雑音は、X線量子雑音以外にも多くの雑音を含んでいる。これらの雑音については多くの定性的な取扱いの報告がある。

ここではイメージング用X線管やX線テレビジョンの雑音を実際に測定することを試みた。測定結果から各要素雑音を分離し、X線量子率・X線エネルギーを変えたときの雑音の大きさを調べ、ある程度の成果を得た。

測定結果は従来報告されている定性的な結論と一致するところもあった。

2. 測定法

イメージング用X線管とテレビジョンを組合わせた図1のような系において、イメージング用X線管の入力面に一様なX線を照射した場合、テレビジョンの映像信号をオシロスコープで観察するときは図2に示すような雑音を含む信号波形が得られる。

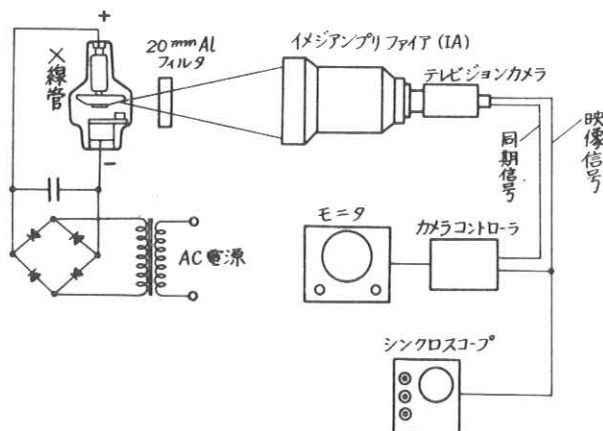


図 1

映像信号のシンクロスコープ像

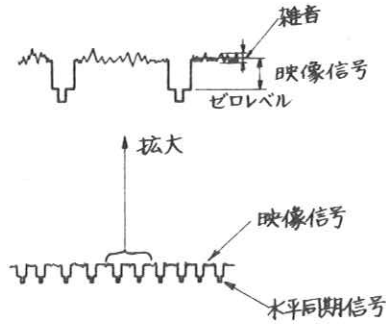
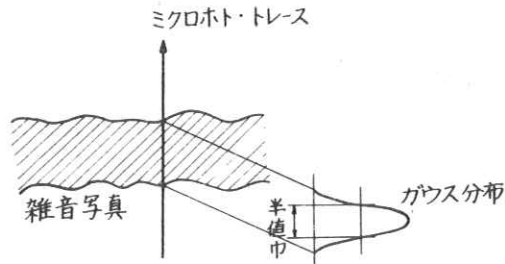


図 2

このような波形から映像信号の平均値および雑音の rms 値を求めれば、系の信号対雑音比が求められる。図 2 の波形から直接に雑音の rms 値を求めることはできないので、映像信号の 1 フレーム中一定位置の水平走査線 1 本を取出してシンクロスコープ上に信号波形を描かせておき、写真器を用いて数秒間露出すると、図 3 のような太い線像が得られる。この線を長手方向に対して直角にマイクロホスキャンを行ない、得られた曲線を写真フィルムで補正すれば雑音の強度分布が得られる。この分布から rms 値が計算できることになる。



半値巾 $\doteq 2.4 \sigma$ σ : 標準偏差

全雑音の標準偏差: σ_{total} 各要素雑音の標準偏差: σ_i

$$\sigma_{total}^2 = \sum_i \sigma_i^2$$

図 3

ところで、X線テレビジョンの雑音の強度分布は図4にみられるようにガウス分布に非常に近い形をとる。また、X線量子雑音もガウス分布とみなせる。さらにテレビジョン系の雑音やイメージ管内で発生する雑音もガウス分布に近いものであると予想される。このほかにシンクロスコープ上の輝線の太さ方向の強度分布もガウス分布に近いことが知られている（シンクロスコープの雑音も含まれている）。

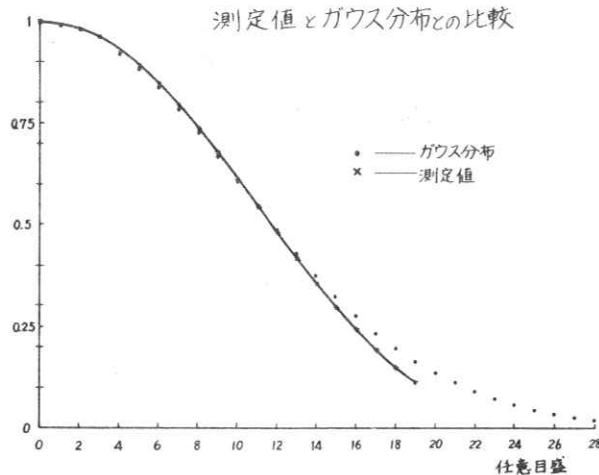


図 4

そこで、各要素雑音についてガウス分布の標準偏差(rms値)の値を考えるならば、それらの間には図3の下方に記されているような関係が成立つ(実際的には半値巾をとって考えてもよい)。つまり各要素雑音の標準偏差の自乗和が全雑音の標準偏差の自乗に等しいことになる。

このような関係を利用して、雑音要素を以下に述べるような方法で分離することができる。

雑音の要素としてはつぎのようなものが考えられる。

1. X線量子雑音
2. イメージアンプリファイアで発生する雑音
3. テレビジョンで発生する雑音
4. シンクロスコープの雑音(シンクロスコープの輝線巾を含む)

これらの雑音を分離する方法のひとつをつぎに示す。

- a. X線テレビジョン系の全雑音を測定。
- b. シンクロスコープへの入力をゼロにして、シンクロスコープの雑音と輝線巾の合成雑音を測定。
- c. X線テレビジョン系で、テレビジョンカメラレンズをデフォーカスしてテレビジョン系だけの雑音を測定。
- d. X線量子数の計算からX線量子雑音を求める。

以上の測定から、前述の各要素雑音のうち1, 4はそれぞれd, b.の測定結果から直接に求められる。3.の雑音はc.の結果からb.の雑音を差し引いて得られる。また、2.の雑音はa.の全雑音からc., d.の雑音を差し引いたものとして得られる。

今回の測定ではX線テレビジョンおよびイメージアンプリファイアの出力像中の雑音を求めてみた。X線テレビジョンの雑音はa.の測定結果からb.の測定結果を差し引いて求めた。またイメージアンプリファイア全体としての雑音はa.の測定結果からc.の測定結果を差し引いて求められる。

上に述べたような測定を行なうにあたっては、測定を始めるときテレビジョンおよびシンクロスコープの電氣的調整を行なうが、それ以後はテレビジョンおよびシンクロスコープの調整は一切行なわないようにしなければならない。また、X線量率を変えたときの雑音の変化を見るときは、テレビジョンカメラのレンズに絞りを入れて撮像管への入力光量を常に一定とし、テレビジョンの雑音を一定に保った。

3. 測定結果

X線テレビジョンおよびイメージアンプリファイアの信号対雑音比を、イメージアンプリファイアの出力輝度(X線量率)およびX線エネルギーを变量として測定した。

図5, 図6はそれぞれX線テレビジョンおよびイメージアンプリファイアの信号対雑音比をX線エネルギーをパラメータとし、イメージアンプリファイアの出力輝度の関数として表示したものである。いずれの場合も80KVないし90KVのあたりで信号対雑音比が最も高くなる。

図7, 図8はパラメータをイメージアンプリファイアの出力輝度にした場合であり、X線エネルギーが80KV付近で信号対雑音比に極大があることがよくわかる。

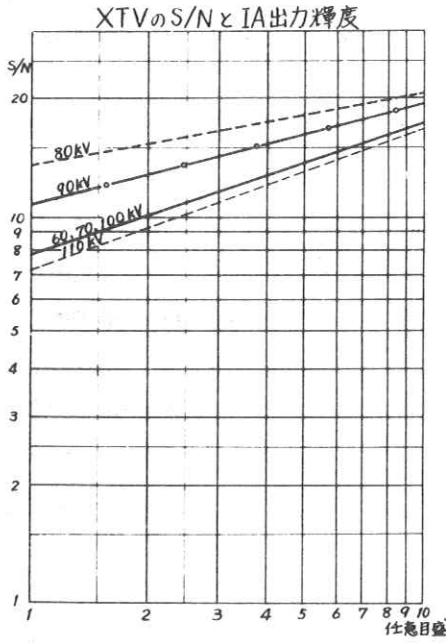


図 5

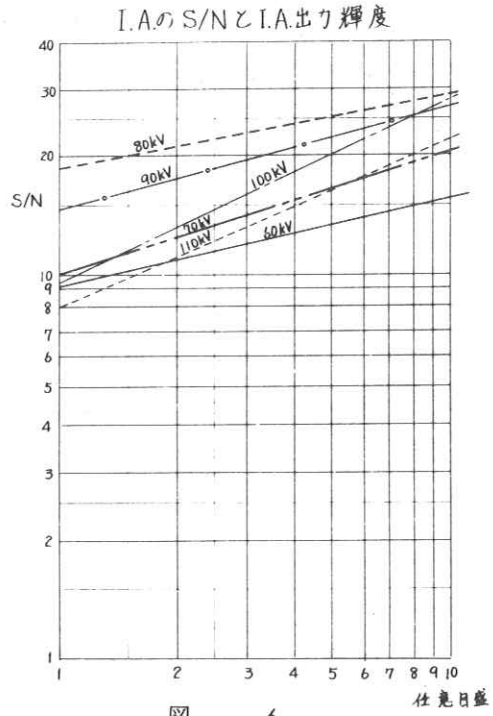


図 6

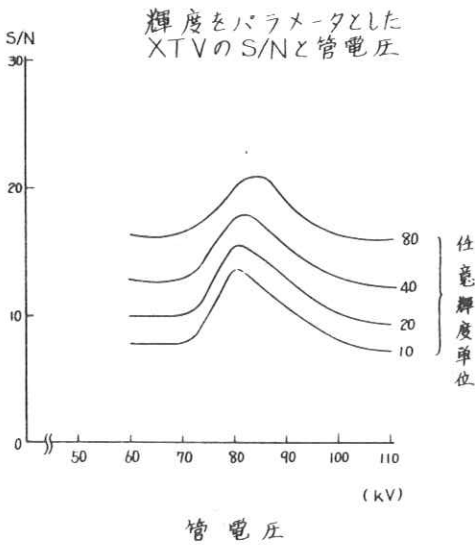


図 7

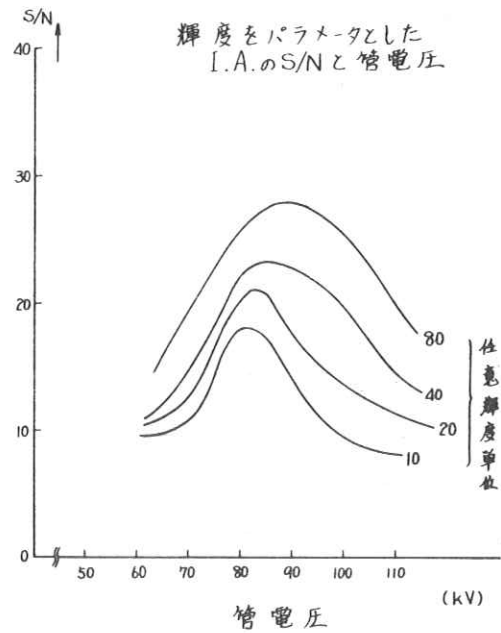


図 8

図9, 図10はX線エネルギーの違いを無視して, 信号対雑音比の平均値をイメージアンプリファイアの出力輝度の関数として表示したものである。図10のイメージアンプリファイアの場合は, 両対数目盛表示で大体直線になりそのタンジェントは約 $\frac{1}{2}$ になっている。

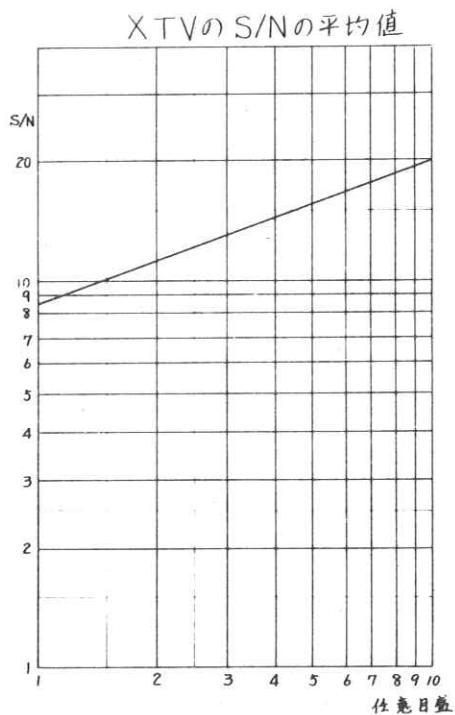


図 9

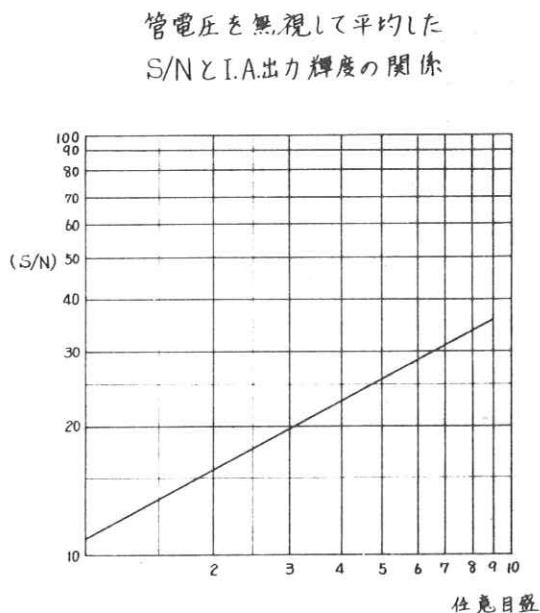


図 10

このことはイメージアンプリファイアの雑音がポアソン分布に近いことを示しておりX線量子雑音および入力側の光面での量子変換過程での雑音が支配的であるといえる。

いっぽう図9のX線テレビジョンの雑音の場合はテレビジョン系の雑音もかなりの割合で混入しているために, タンジェントは $\frac{1}{2}$ より小さくなっている。

4. むすび

今回はX線テレビジョン系の信号対雑音比の測定を始めた第1段階で中間的な報告にとどまったが, いずれさらにデータを積重ね, 検討を加えたいうえで最終的な報告を行いたいと考えている。

MTF理論の他分野での利用について

東大医学部放射線医学教室

竹 中 栄 一

医学における従来の経験的、主観的診断は近来の科学技術の進歩に深い反省が求められ、正確な客観的診断学の確立が進められている。このことは放射線診断についても同様である。診断には次の要素が多いので当然不正確となる。(表1) 診断を正確にするには生体からの各種の正常と病的情報を客観的に捕え、その情報と診断との関係の確率論的な処理が必要である。一般に患者の症候群、医師の捕えた所見群、考えうる診断各群とがあり、それらの相関関係で診断される。ときには治療方法が診断の確立に寄与するときもある。

ところで放射線診断は放射線像のパターン認識であり、その意味では放射線診断は皮膚科、眼科、耳鼻科、病理診断と同じカテゴリーに属する。また2次元像のパターン認識としては thermography, ultrasonography と本質的に同一である。一次元像として放射線像を考えれば、心電図、心音図、筋電図、脳波、RI 排泄曲線、電気泳動図も全一の画像処理技術で取扱いうる。

事実ここ数年來のME (Medical Electronics) 分野の進歩は著しいもので、我々が「放射線像白書」で将来の見通しとして述べたことが着々として実行されておる。これは我々のRIIグループの研究しているMTF理論やFourier解析技術が通信工学部門に発達したものを光学や放射線診断学の部門に転用されたもの故、当然ともいえるが、他分野においても我々と同じFourier解析技術がいかに使われているかを見るのも必要と思ひ些か述べて見度い。

§ 1 生体の情報系

人間の生理現象のうち、とくに聴覚系、触覚系、視覚系、神経伝達系(前3者の1部であるが)は生体における情報伝達系(主としてパルス信号が用いられる)として生理物理学者の恰好の対象であり、そのsystemをsimulateしたModelで、(単体としてまた複雑な多層複合のModel)数理解析が行われている。神経系のノイロン模型として自発活動、自己抑制作用外部信号としての相関係から“意味ある動作”の解析さえしようとしている。

§ 2. Fourier解析技術の応用

1) 脳波, N MUパルス系 (Neuro Muscular Unit……)

一般に脳波では練波の検出, α , β , δ , θ などが主要な波形であり, パターン認識としては比較的簡単な方であり

- ① N MUの相関関数によるパターン認識, Shannonの情報量の解析, 脳波の自己相関関数を最少自乗法で平滑化してPower spectrumをとり, Stress加担したときのDesynchronization $\alpha(-)$, $\theta(+)$ など認識している。又一つの定常的確率過程として長時間の記録をF. F. Tにより統計誤差を処理している。またFUGでFourier係数の手計算手法の口等方法を利用したFFTも用いられ, 計算時間1/10になるといわれる。また誘発脳波の解析(Computerによる)に加算平均によるNoise除去, さらにFourier spectrumを求め, filteringを行い逆Fourier変換を行い, 脳波のパターン認識を求めており, 一次元だが我々が放射線像で行わんとすることは既に行われている。脳波ではこのように相関分布, スペクトル分布, 振巾分布, 周期分布がルチンに近く測定されている。

2) 心音図, 心電図

これについては1)に述べたのと全く同様の解析が行われており, digitalデータの記録, 長時間のまた短時間の相関, スペクトルの変動性の分析, 突発的なものと変動性の検討は対象が心臓故さらに重要となる。また胎児心音図の図形処理の発達は超音波の利用と相俟ち, 胎児診断に劃期的な進歩を来したといえよう。これらの報音処理には単化加算, 重み加算の他に最小自乗拋物線近似, Fourier係数を重み係数として利用しているものもある。前述のようにFFTも用いられており, またFourier spectrumからSpectrumの形状を分析して疾患特異性との関係を求め, FKG診断の一つの要素としてFourier Spectrumを利用している。

3) 筋電図, その他

筋電図についても全く同様である。その他腸雑音の処理, 色素排泄曲線。

4) Thermography, ultrasonography

これらは二次元像として放射線像と図形的に同一であり, digital化されているが, 像処理技術としては高度のものは未だ使われてない。たゞultrasonographyについてはそのMTFを測定したものがある。その他細胞の塗沫標本, 染色体図の診断にもいろいろ使われている。

§ 3. 電子計算機の応用(表2)

§ 2 に述べた各種の技術には勿論 Analog Computer や Digital Computer が不可欠である。その他別表の分野に数多く使われている、on-line のものも多数ある。いかなる目的にどれくらいの容量、性能が必要か?、また特殊な設計の計算機が必要かなどが問題である。computerの応用でかくことのできないのは各種診断の自動化であり、細胞診は二次元像のパターン認識として始めであり、スクリーンとして非常に有益である。§ 2 の1), 2) の心電図、心音図、脳波なども全様で、相当自動診断化が行われているが、心電図は普通に誘導をとっているが利用は一誘導のみであるので、実用化には程遠いかもしれない。表2以外では総合診断、健康診断などあるが、放射線診断については R I c me c g e が漸く digital 化されるが、X線像では未だしの感がある。

§ 結 論

以上簡単にのべたが、他分野の進歩は急速であり、R I I 研究会の研究もこれらを協調して行き、放射線像の自動化へと進みたい。

表1 診断の不正確さの原因

1. 個体差が大きい。
2. 病変が定常的でない。
3. 個体の防御反応や治療により病変が容易に変る。
4. 病変の正確な測定がむづかしい。

表2 電子計算機の応用

1. R I 心放射図, 心肺脳放射図。
2. 脳波, 心電図, 筋電図, 胎児の心音図, 心電図。
3. 多変量解析(技方小理論と多変量解析)
先天性心疾患, 肝疾患, 心腎の慢性疾患, 胃カメラ, 糖尿病など。
4. 生体調節機構(体液代謝, 腎機構)。
5. 吸収排泄曲線の解析(肝, 腎)。
6. 血流量及び脈波, 静脈波, 呼吸曲線。
7. 図形解析(放射線像, サーモグラフ, 超音波図, 病理標本など)。

註1. この応用面では夫々の診断の自動化が追求され、自動化されたものもある。

IMPERIAL COLLEGE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY



J.D. McGee, OBE, ScD, FRS
Professor of Applied Physics

Department of Physics, Prince Consort Road, London, SW7
Telephone: 01-589 5111. Telex: 261503

FIFTH SYMPOSIUM ON PHOTOELECTRONIC IMAGE DEVICES

21st September, 1970

Dear Colleague,

The Fifth Symposium on Photoelectronic Image Devices will be held at Imperial College, London, England, from 13th to 17th September, 1971. The purpose of this letter is to extend to you and your associates a cordial invitation to attend and, if possible, to submit a paper.

The Symposium will, as usual, consist of papers on the following topics:-

1. Image intensifiers and detectors.
2. Picture signal generating tubes or devices.
3. Technical developments important to such devices (e.g. preparation and properties of photocathodes, phosphors, secondary electron emitters, etc.)
4. Applications of such devices (e.g. in astronomy, nuclear physics, x-ray intensification, high-speed photography, space research, etc.)

Papers must contain original subject matter and must not have been published elsewhere; their acceptance will be decided by the organising committee. Restrictions on the open discussion of the subject matter of papers from commercial or military considerations cannot be accepted. It is hoped that the collected papers will be published in book form as for previous symposia.

If you expect to attend this conference and/or to submit a paper we would be grateful if you could complete and return the enclosed form. It would be very helpful to the Symposium organisers if the form could be returned by the 30th November, 1970. Further information and a registration form will then be sent to you early in 1971.

Yours sincerely,

A handwritten signature in cursive script that reads "B.L. Morgan".

Dr. B.L. Morgan

SYMPOSIUM SECRETARY

Enc.

FIFTH SYMPOSIUM ON PHOTOELECTRONIC IMAGE DEVICES

Physics Department, Imperial College, London, England.

13th to 17th September, 1971

Provisional Reply to Invitation

(A provisional reply is not binding)

PLEASE DELETE BELOW AS APPROPRIATE

I do not expect to be able to attend.

I expect that . . . of my colleagues will be able to attend
and I would like to receive . . . additional Registration Form(s).

I and/or my colleagues expect to submit . . . paper(s).

I and my colleagues expect to require accommodation for . . .
person(s) in a University Residential Hall.

(The organisers regret that they are unable to arrange hotel
accommodation).

NAME (Block Capitals)
TITLE (Prof., Dr., Mr., Mrs. etc.)
ADDRESS
.
.
DATE
SIGNED

PLEASE RETURN THIS FORM TO :-

Dr. B.L. Morgan,
SYMPOSIUM SECRETARY,
Physics Department,
Imperial College,
Prince Consort Road,
LONDON, S.W.7.,
E N G L A N D

編集後記

研究記事25号おとゞけ申し上げます。

京大桑原教授の御講演の内容は予告のシンチスキャナ画像処理のほか、本誌に集録のRI検査の情報処理に関するものと二つあり、スライドを交えて大へん興味の深いものでした。ほかに研究報告にも津田さんの追加がありました。

内田先生には去る7月1日羽田を御出発、欧米研修旅行に旅立たれましたが、ミュンヘンで交通事故の災難に合わせ、予定より3日早く9月27日に帰国されました。右の鼓膜を破損され、阪大病院で御加療中です。10月末退院の御予定ですが早く全治されますよう。

次回研究会は11月28日宮崎大学を予定しております。内田先生の海外事情報告を特別講演して頂く予定ですが聞く所によりますと特にスウェーデンの病院の態勢は完璧だそうで、次回が期待されます。

明年9月ロンドンで開かれる光電装置シンポジウムの案内を巻末につけておきました。この会は2年おきに開かれ、範囲はI. I.、撮像者などの光電変換装置とその材料応用で、X線関係のものも毎回いくつかあります。前回の講演論文集はAdvances in Electronics and Electron Physics Vol. 28A(装置). 28B(応用)(何れも1969)に出ておりますが御質問などは編集責任者へどうぞ。

(S. H.)

I 研究会記事 I 第二十五回

発行日 昭和四十五年 月 日

編集者 長谷川 伸

調布市小島町十四

電気通信大学電子工学科内

電話 ○四二四一八三一二一六

内線四二〇

発行所 R I 研究会

東京都文京区本郷七三一一

東京大学医学部放射線


医学教室内

印刷所 東京都中央区宝町三三

田中 膳 写 堂

電話 ○三一五六七一二五五一

健康づくりと医療の進歩に貢献する **日立レントゲン**

	診察用X線装置 ・X線テレビ装置 胃部集団検診用装置 ・断層撮影装置 ・回診撮影装置 治療用装置	核医学機器 ・RIデータ処理装置 ・シンチカメラ ・ホールボディスキャンナ ・RIレノグラム装置 その他各種付属機器
---	--	--

日立レントゲン株式会社 東京都千代田区内神田1-1-4 (日立鎌倉橋別館) 電話 (292) 8111

Beautiful Color
フジカラー



医療用機器

 **富士電機製造株式会社**

本社 (100) 東京都千代田区有楽町1丁目11番地 電話 東京 (211) 7111 (大代表)

✳️電子技術で未来をひらく 松下通信工業

高品質・高信頼性を誇る———!

デジタルX線テレビジョン装置

 **松下通信工業株式会社**
 電波機器事業部

松下通信 〒222 横浜市港北区綱島町880 電話(045)531-1231(大代表)