

最新医学, 20: 1718, 1965. 15) Ueda, H., Kitani, K., Yamada, H., Kameda, H. & Iio, M.: Detection of portal systemic shunts by hepato-pulmonary scanning using ^{131}I MAA, Jap. Heart J., 6: 115, 1965. 16) 上田, 木谷, 山田, 飯尾, 龜田: 放射性不活性ガスおよび ^{131}I 標識 MAA による肝短絡診断法, 第51回日本消化器病学会総会, 65年3月東京にて発表. 17) 上田, 関原, 上田, 杉下, 飯尾: ^{131}I MAA による局所心筋血流分布の測定, 日循誌, 29: 211, 1965.

*

質問: 小崎正巳(東京医大・外科) 肺スキャンニング法により腫瘍型肺癌および結核腫例のスキャンをされたことがあるか.

われわれも RISA 体表測定法により2個のScintillation detector を病巣部ならびに対照部に当て肺放射図を描記しているが, 肺癌では比較的局所の血流が保持されているが, 結核腫では少なく, 両者の鑑別に興味ある知見をえている.

答: 飯尾正宏 われわれの経験した範囲内では, 肺癌型肺癌もその他の肺炎症性疾患巣部も, 肺シンチグラムで密度の低い—すなわち肺動脈血流量減少の知見をえている. これはその部が正常肺より毛細管密度の少ない組織で置きかえられたためと考えられる. 肺癌のシンチグラムおよび気管支癌の早期診断に関するシンチグラム所見については明日 Dr. Wagner の報告もあるので, これを参考にされたい.

3. レノグラム

—その解析におけるアナログ計算機の応用

平川顕名

岩井壮介

桑原道義

中川 隆*

I. 序言

レノグラムの定量的解釈のため, われわれは,

(1)生理学的な事実を基に, 腎臓の排泄機能の動特性(Dynamics)を表わす数式モデルを考えた. レノグラムのように, 1回の注射後, 急速に時間(t)とともに減少する血清放射能濃度を考慮に入れなければならない場合には, 古典的な定常状態の場合とは異なり, 微分方程式を含む数式モデルを用いて検討するのが有効である.

(2)このモデルの解を, アナログ計算機を利用して, 図表の上に求め, 既知のレノグラム記録の上に重ねて, もっともよい合致がえられるような条件を, 数式モデルのなかに求めることによって, われわれのレノグラムに関する既知の知識を定量化し, あるいは肾生理あるいはレノグラム測定法に関する新しい情報の獲得に努めた.

* K. Hirakawa: 京都大学第3内科,
M. Kuwahara(教授): 京都大学工学部オートメーション研究施設,
S. Iwai(助教授): 京都大学工学部機械工学,
T. Nakagawa: 京都大学泌尿科.

II. 腎排泄機構の動特性

肘静脈より注射された ^{131}I -Hippuran は, 一部は体液中への拡散, 一部は腎による摂取により, 時間(t)の経過とともに急速に減少する. この血清中濃度を $C_p(t)$ [$\mu\text{c}/\text{l}$] とする. 左右の腎より尿中に排泄される放射能の尿中濃度を C_{ui} , C_{ul} とすれば, $C_p(t)$ と C_{ui} ($i=R, L$) との関係は, 下のようになる.

$$\left(\frac{V_{ui}}{F_i} \right) F_i C_{ui}(t) = \int_0^t [(RPF_i) C_p(t) - F_i C_{ui}(t)] dt \quad \dots (1)$$

ここで $(RPF)_i$ [l/min] は左右それぞれの有効腎流血量を表わし, F_i は左右それぞれの尿流量 [l/min], $F_i C_{ui}(t)$ [μc] は単位時間に左右それぞれの腎から排泄される放射能量を表わす. また, この式は, 腎の排泄機構を, 簡単な, 単容量系で模擬することを示すもので, この場合, V_i は, 単容量系の容積を示し, 生理学的には尿濃度と等しい濃度を有する上部尿路の等価的な容積を示す.

方程式(1)において V_{ui}/F_i は, 排泄の速度を示す時定数 (time constant) である. 方程式(1)において V_{ui}

の増加と F_i の減少は等価的であり、このことはレノグラムにおいて、尿流量 F_i の減少と、上部尿路容積 V_i の増加を区別することが不可能であることと対応している。すなわち尿量の減少を伴なう腎血管狭窄性高血圧症と、腎孟の拡大を伴なう水腫性高血圧症のレノグラムは、本質的に区別不能であり、ともに V_{ui}/F_i という時定数の増大を結果的に招来しているにすぎない。Vを実測することは困難であるが、Fの0.5~5cc/minくらいの動搖範囲では、健康な同一人の20分後尿中排泄値が、ほとんどの不变である事実から考えて、 V_{ui}/F_i は20より甚しく小さい値たとえば1~2の値をとるものと考えられる。

また方程式(1)は、古典的クリアランス法の場合においては、この方法は血中濃度 $C_p(t)$ 、尿濃度 $C_u(t)$ を一定値にするような測定方法であるので、方程式(1)の左辺の値は時間に関係ない一定の数となり、両辺を微分すれば、 $(RPF)_i C_p - F_i C_{ui} = 0$ 、すなわちクリアランス法の基礎式である有効腎流血量×血清濃度=尿量×尿濃度と計算され、いわゆる古典的な意味でのクリアランス法は、方程式(1)によって表わされるプロセスの定常状態における測定法であって、このときの関係は方程式(1)に含まれていると考えられる。

時間 t におけるレノグラムは、

$$r_i(t) = k \left\{ \int_0^t (RPF)_i C_p(t) dt - \int_0^t F_i C_{ui}(t-T_i) dt + \text{background} \right\} \quad (2)$$

の形で表わされる。 T_i はそれぞれの腎内での排泄における時間遅れで、転送された放射能が、腎から去るまでの輸送の遅れに相当する。kは、カウンターや腎の位置によって変化する一定の比例定数と考える。

時間 t 経過後、尿中に出現する放射能量は、臨床的にも実測可能な値であるが、これは

$$e(t) = \int_0^t [F_R C_{uR}(t-T_R) + F_L C_{uL}(t-T_L)] dt \quad (3)$$

で表わされる。

血清中の放射能濃度 $C_p(t)$ は、方程式(1)において重要な要素であるが、腎機能 RPF によって影響をうけるので、 $C_p(t)$ を決定するため腎機能に関係のない量として、放射能によって汚染される体内のある体積を考え $V_{pe}(t)$ とした。これを用いて、下の式が成立する。

$$V_{pe}(t) C_p(t) = I - \int_0^t [(RPF)_R + (RPF)_L] C_p(t) dt \quad (4)$$

ここで I は注射された投与全量 [μ c] を示す。 $V_{pe}(t)$ は体内に残った放射能が、血清濃度と等価的な濃度で体内に分布していると仮定した場合の、放射能で汚染された体積である。

したがってこの場合、血液と組織液間の放射能の動きは、無制限に自由と考えられている。また、方程式(2)の background は、

$$\text{background} = b V_{pe}(t) C_p(t) \quad (5)$$

となる。ここで b は比例定数で、コリメーションの具合や個人差によって異なると考えられ、RISA を用いて実測した結果から考えると、多くの場合

$$b = 0.05 \sim 0.2 \quad (6)$$

の値をとる。

III. 初期循環期における汚染体積の補正

血清濃度 $C_p(t)$ および尿中既排泄量 $e(t)$ の実測値を用いて汚染体積 $V_{pe}(t)$ を(4)の式を用いて計算したが、未だ全血液中に一様に放射能が混合されていない注射後のごく短時間 ($0 \leq t < t_1$) については、注射全量の γ が、腎に摂取されると考えると、下の方程式がえられる。

$$\int_0^{t_1} [(RPF)_R + (RPF)_L] C_p(t) dt = \gamma I \quad (7)$$

ただし $\gamma < 1$ 、 $0 < t < t_1$ においては $C_p(t) = C_p(0)$ 、 $V_{pe}(t) = V_{pe}(0)$ と仮定すると次の関係式が成立する。

$$C_p(0) = \frac{I}{V_{pe}(0)} = \frac{\gamma I}{[(RPF)_R + (RPF)_L] t_1}$$

i.e.

$$V_{pe}(0) = \frac{[(RPF)_R + (RPF)_L] t_1}{\gamma} \quad (8)$$

方程式(8)において、 γ は RPF に比例すると考えられるので、 $V_{pe}(0)$ は腎機能に関係ないパラメーターである。しかもこれを変化させることによって、注射量の何%が、ごく短時間の循環のうちに、腎に摂取されるかを、変化させることのできる。

IV. 腎有効流血量 RPF の経時変化

腎における ^{131}I -Hippuran の摂取率(Extraction Ratio)は、動物実験においては時間とともに減少する。これは Hippuran は、PAH と異なって、赤血球中に入るからではないかと考えられるが、われわれのモデルでも、時間

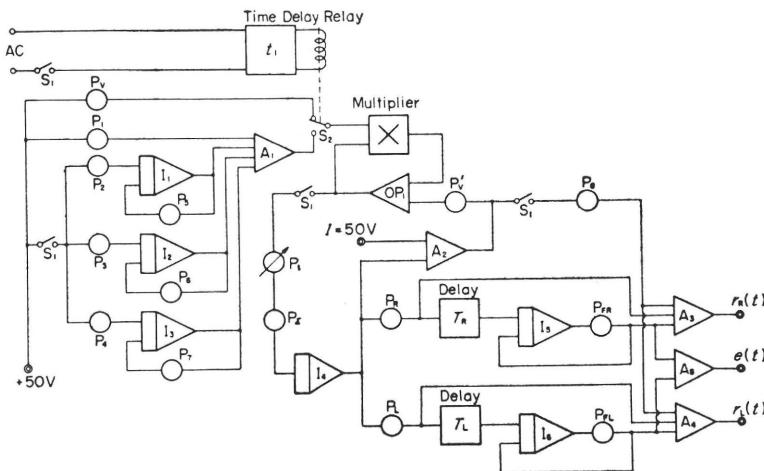


Fig. 1.

とともに RPF が減少するような回路設定を行なった。

V. アナログ計算機回路と計算結果

Fig. 1 は以上の(1)から(8)までの方程式を電気回路に組みこんだ計算回路であり、Fig. 2 は回路からの解曲線を実測レノグラムの上に重畠させたものである。20分排泄量および RPF についても、実測値とよく合致している。

VI. 結語および考察

腎の排泄プロセスを、簡単な単容量およびむだ時間のプロセスで近似し、その応答と、実測レノグラムおよび尿中排泄量を比較して、臨床測定値とよく一致する結果がえられた。レノグラムに表現される程度の腎排泄力を解析するためには、この程度の簡単なモデルでも十分であることを示していると考えられる。本研究を通じての1つの収穫は、腎流血量が見掛け上、時間とともに減少するという現象の存在が、モデル応答曲線の研究から示唆されたことである。この現象については、動物実験では最近他に報告もあり¹⁾、われわれは回路内に RPF が時間とともに減少するようにした後、はじめて実測レノグラム曲線とモデル応答曲線のよい一致をえた。なお本モデルにおいて不明確な点として、今後の考察を進めねばならないのは、汚染体積 $V_{pe}(t)$ の変化が、腎機能、体格、疾病に關係なく一定であるのか、初期循環の間の汚染体積 $V_{pe}(0)$ の決定は、なにによって行なわれるべき

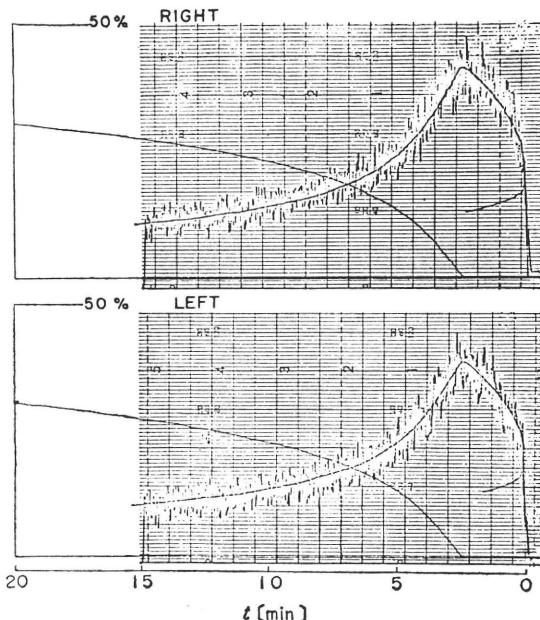


Fig. 2.

か、バックグラウンドの係数 b の決定、extraction ratio が時間とともに減少する率は、腎機能、その他によりいかに影響を受けるのか、さらに臨床的ならびに実験的事実が集められねばならない。

文 献 1) 高橋忠雄ほか: 核医学, 1: 76, 1964.