

後、統計的変動を除くための *smoothing, image* の復元, *line printer* による像の表示 (20レベルプロット) を行い次の MT のレコード読み込みへと返るループである。像の復元の際に重要な測定系(主としてコリメータ)の特性を点線源、線線源を用いて種々の条件の下で測定した結果、その *resolving power matrix* は 5 行 5 列から 13 行 13 列の大きさで表わされることが認められた。*smoothing* の方法は数種を検討したが結局 9 点法を採った。コリメータの感度特性を重みとした *filtering* は平滑化されすぎて良くない。像の復元には重畠積分の逐次近似法によって行ない、その効果を認めた。逐次近似の収束性は全計数値や感度特性の精度、*smoothing* 法(雑音の大小)によって異なる。1 例に費す CPU 時間は約 25 秒である。以上の *static study* と共に心臓、脳循環、肝血流等に関する *dynamic study* をも行なっているが、両者ともなお多くの問題点があり今後も検討を続ける予定である。

質問 :

電子計算機による処理の効果は如何ですか。

答: 向井孝夫(京大 中央放射線部)どの程度の病巣を検出し得るかは、最近はじめたばかりなのでまだ結論を出すに至っていません。Tauxe は甲状腺で 5mm 程度の欠損の描出を記載している。

*

15. 心放射図アナログ解析の臨床応用

—その利点と問題点—

斎藤宗靖 平川顯名 萩野耕一
原 晃 高安正夫
(京大 第3内科)

あるシステムの入力と出力が判明している場合、このシステムと同一の特性を持つと考えられる数学モデルを仮定し、このモデルに基くアナログ回路を構成することによって、シミュレーション法によりこのシステムの特性が決定される。これを循環系に応用したものが心放射図アナログ解析法で、これによって心拍出量のみならず右心および左心容量、肺血流量、短絡量、短絡率等が定量的に求められる。この数学モデルに合った心放射図を得るために測定方法に次のような改良を加えた。1. 注射された RISA の心臓への流入過程を鎖骨下静脈で記録し入力とした。1. 左右の心臓を等感度にひろうため 20cm (小児の場合 30cm) のコリメータを装着しこれをさらに胸壁から 15~30cm 離した。3. 心臓全体を含み、心臓以外の大血管、肺、肝等を除外するようにコリ

メーションを行なった。このようにして得られた心放射図は循環系の数学モデルをほぼ満足させていると考えられる。心放射図のアナログシミュレーションによるデータのばらつきについても検討したが、心放射図の解釈の仕方に個人の主観が入る余地があり、データは多少のばらつきを示した。しかしながら心放図は測定が簡単でしかも患者に与える負担が少なく、アナログ解析により極めて多くの情報が得られることから心機能検査法として非常に有用であると考えられる。

*

16. 本態性高血圧症の¹³¹I-Hippuran Renogram

—腎動脈変化との関連性について—

河合喜孝 稲留哲也 川森一憲
黒瀬均二 依藤 進 友松達弥
(神戸大学 第一内科)

目的: 高血圧の Renogram と死後腎血管造影の症例の対比の結果について第一回当研究会にて報告しましたが、今回は本態性高血圧症の ¹³¹I-Hippuran renogram の解析結果と他の腎機能検査、血清学的検査、眼底所見および死後腎血管造影所見との比較検討した。

方法: ¹³¹I-Hippuran renogram は ¹³¹I-Hippuran 20 μ Ci/kg 投与し、その解析は A 点、B 点の Count 数、時間をそれぞれ C_A , C_M , C_H , T_A , T_M , T_H とし、 C_A C_M の半分の Count 数になる C-Segment の Count 数、時間を $C_A \frac{1}{2}$, $T_A \frac{1}{2}$, C_H , T_H とし、 $\tan\theta = (C_M - C_A)/(T_M - T_A)$ cpm/sec を求め $\tan\theta = 3 \uparrow$ $\tan\theta = 2.00 \sim 2.99$ $\tan\theta = 1.01 \sim 1.99$ $\tan\theta = 1 \downarrow$ に分類し、それぞれ type A, type B, type C, type D と名づけた。他の臨床検査は BSP 腎クリアランス、コレステロール BUN 眼底所見である。

成績: C_A , C_M は type A から type D になる程低下、逆に C_M , $C_A \frac{1}{2}$ は type A から type D になる程上昇する。 T_A , T_M には有意な関係は無いが平均値で T_M にて type D にいたる程延長を認めた。 T_H , $T_A \frac{1}{2}$ は type A より type D になる程に延長した。PSP 値で type A, type B には差はなかったが、type C, type D は低下、腎クリアランス、BUN で type C, type D 間に有意差が有り、眼底所見 (kw 分類) も type C は II° type III° の症例が多かった。

結語: 死後腎動脈造影で、小葉間動脈減少の著明で、弓動脈の分岐が葉間動脈より鋭角をなすものは type D、小葉間動脈は減少を認めるが、減少の程度が少なく弓動脈がその走行を保持するものは type C に一致した。Renogram で type A より type D にゆく程に C_A , C_M

の低下が強く、逆に、 T_A T_M は延長した。また他の臨床検査結果とを合わせ考えるならば type A より type D にいたる程血管抵抗が増大することを暗示している。

死後腎血管造影と renogram を腎循環の面より比較検討する場合 renogram の分類を $\tan\theta$ により分類することは一つの有効な方法である。

質問：平川顕名（京大 内科） type D の renal artery とその第一、第二の branch の太さは、type C の同上太さより太くみえるのは何故でしょうか。

答：河合喜孝（神戸大 第一内科） type C, type D の死後腎血管造影の異なる所は、死因と年令すなわち type C では 60 で脳出血で死亡、type D では 40 で尿毒症で死亡したための腎変化の強さによる血管変化、すなわち弓動脈以下の細動脈の分布減少の程度の相異にある。

質問：鈴木 敏（京大 第1外科）腎臓で microbarium を血管内に入れるときの圧、量、注入に要する時間などを教えて下さい。

答：河合喜孝（神戸大 第1内科） Schelsinger の原法の造影剤では Gelatin が入っているために粘張度が強く、また温度により粘張度が異なる。

注入血圧は生前の収縮期圧で、その圧で注圧が固定した時に注入を終了した。

質問：山中直之（大阪医大 第2内科） $\tan\theta$ は投与量、Detector と腎との distance, Rate meter の感度、体内における distribution space 等多くの要因によって変化するものと考えるが如何。

答：河合喜孝（神戸大 第1内科） Renogram の分類は死後腎血管造影と比較検討すること目的にして $\tan\theta$ をとった。 $\tan\theta$ は種々の条件により異なるが、位置は IVP で決定、投与量はモック標準線源をもとに正確をきしました。

*

17. GFR の自動調節について

平川顕名 齋藤宗靖

（京大 高安内科）

上山秀磨

（京都市立病院 泌尿器科）

方法：15例の尿蛋白（-）の高血圧および正常圧患者および5例の心不全患者に RI-Renogram を ^{131}I -Na Iothalamate で行ない、また日をかえて RISA による RIG を施行した。

結論：GFR（糸球体濾過値）は健康人にて 120ml/min の値をもち、また高血圧症や心疾患においても、尿蛋白

のない症例では、ほぼこの値を保っている。一方これらの症例の心拍出量は、1.5L/min/m² から 7L/min/m² にもひろがるばらつきを有しており、心拍出量のうち、何%が GFR に相当するか、という係数は、1% (High Cardiac Output の場合) から 4.5% (Low Cardiac Output の場合) までのばらつきがある。同時にこれらの症例で RPF について同じことを調べてみると、5% (High Cardiac Output の場合) から 14% (Low Cardiac Output の場合) にばらつくが、GFR の場合ほど一様ではなく、心不全の場合には RPF は著明に低下している。これはおそらく RPF の犠牲において GFR を維持するように自動能が働いているためと考えられる。

*

18. Renogram, 尿管内圧曲線並びに尿管筋電図法の併用による婦人科手術後の尿路系機能検査

山下澄雄 坂下隆夫 西田芳矢

東条伸平

（神戸大学 産婦人科）

解剖学的関係よりみて、婦人科の疾患あるいは手術により、しばしば尿路系の障害が合併するが、特に子宮癌根治手術は術中の尿管操作により術後尿管機能低下を来たし易く、重篤な副作用を惹起する。このためわれわれは Renogram, 尿管筋電図、尿内圧曲線等を用い子宮癌根治手術の尿管機能に対する影響を検討しているが、今回は術後の尿管機能について Renogram を中心に報告する。術前の Renogram を癌進行期別に観察すると、I 期 28.3%, II 期 44.3%, III 期 64.3% と癌進行につれ異常例が増加している。術後 Renogram を経日的に観察してみると、術後 20 日目前後には約 70% の C-phase の半減時間の延長がありそれ後漸次改良傾向を示していく。

術後のこのような変化は、術中に尿管下部が大きな手術侵襲を蒙るためと考えられる。このため下部尿管壁の状態を電気生理的方法、すなわち尿管壁より活動電信を導出する尿管筋電図並びに尿管壁の変化に併う尿管腔内の尿環境を把握するため尿管内圧を測定し子宮癌根治手術後の尿管機能の推移を Renogram 筋電図、並びに内圧曲線の Pattern から改善、不变、悪化に分け経日的に分析した結果、術後の尿管機能の回復傾向は Renogram より筋電図が先行するようであり、また Renogram Pattern が正常に回復しても多くの場合、内圧曲線からみれば完全でないことが判った。

*