

《原 著》

オンライン・データ処理装置による 腎の functional imaging に関する研究

前田寿登* 古川勇一* 中川毅*
山口信夫* 田口光雄*

^{131}I -ヒップランは1回の腎循環で90%以上が尿細管細胞に選択的にとり込まれ、尿中に分泌される。従って、静注投与後の dynamics は腎血流、尿細管機能、腎孟尿管系の機能の判定に有用であり、広く臨床的に用いられている。 ^{131}I -ヒップランを用いたレノグラムでは左腎および右腎それぞれの全体の機能しか表現しておらず、腎内部の局在的な機能異常の情報を得ることは不可能である。また通常の renal sequential image では、ある時間での activity 分布を示すのみで、経時的な各画像を比較することによって、各領域における局所的な activity の時間的变化を知ることは可能であるが、定量化されておらず、正確さに欠け、その判断に困難な場合が多い。これに対して、ある臓器、例えば腎の sequential image についてマトリックスの各単位領域毎に、その局所的機能を示すあるパラメータを臓器の像として空間的に表示するいわゆる functional imaging¹⁾ は、1枚の画像でその臓器の局所的機能を表示できる優れた方法である。

我々はオンライン・データ処理装置に収集された ^{131}I -ヒップランによる腎の sequential data から1枚の画像で腎の局在的機能を表現し得る functional image を得、その画像は臨床診断において非常に有益であると考えられるのでここに報

告する。

装置および方法

使用した装置は東芝製 GCA 202 型シンチカラ (有効視野 350mm ϕ) 及び DAP-5000N オン・ライン・データ処理装置である。処理装置の構成は以下に示す。

1. 中央処理装置 [TOSBAC-40(32K Bytes)]
2. 磁気ディスク
3. 磁気テープ
4. テレタイプライター
5. CRT ディスプレイ
6. ライトペン
7. X-Y レコーダー
8. 高速紙テープリーダ

^{131}I -ヒップラン 200~300 μCi を静脈より注入し、静注直後から10秒毎120フレーム合計20分間、 64×64 マトリックスで sequential data を収集した。測定は坐位で行ない、静注30分前に水 300ml およびルゴール液 5 滴を投与した。収集されたデータは統計的変動を少なくするため、2フレームずつ加算して20秒毎の sequential data とし、また 64×64 マトリックスを 32×32 マトリックスに変換し、全 sequential image についてそれぞれ1回の smoothing を行なった。

今、Fig. 1 に示す dynamic curve がマトリックスのある単位領域における dynamic curve とする。我々はこの1本の curve から以下の6個のパラメータを定めた。

* 三重大学医学部放射線医学教室

受付：49年12月20日

別刷請求先：津市江戸橋 2-174 (〒514)

三重大学医学部放射線医学教室

前田寿登

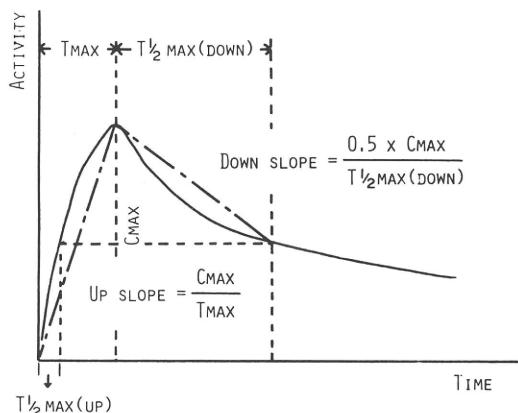


Fig. 1 Schematic presentation of six parameters.

1. Cmax : maximum counts
2. $T_{1/2} \text{max(up)}$: 静注後から Cmax の $1/2$ に達するまでの時間
3. T_{max} : 静注後から Cmax に達するまでの時間
4. $T_{1/2} \text{max(down)}$: Cmax の時点から Cmax の $1/2$ に減少するまでの時間
5. Up slope : Cmax の T_{max} に対する比
6. Down slope : Cmax の $1/2$ の $T_{1/2} \text{max(down)}$ に対する比

これらの 6 個のパラメータを各単位領域の dynamic curve について算出した。20 分間の加算コンピュータ像の各単位領域でのカウント数〔すなわち各単位領域での dynamic curve $f(t)$ のカウント数の総和 ($CT = \int_0^T f(t) dt$)〕がある数値(以下 cut off 数値という)以下であれば、その領域を腎以外の部分であるとして、0とした。この cut off 数値の決定にあたっては、加算コンピュータ像を CRT 上に表示し、cut off level をある範囲内で変化させ(テレタイプライターより入力)、その結果得られる画像を観察し、バックグラウンドが十分消去され、かつ腎の大きさに誤差を生じない程度の適切な値を選び、これを cut off 数値とした。そして加算コンピュータ像での 0 の領域に関して、各 functional image の同領域での数値も

また 0 とした。

得られたそれぞれのパラメータの画像は CRT 上に表示され、 128×128 マトリックスでポラロイド写真に記録された。 T_{max} , $T_{1/2} \text{max(up)}$ および $T_{1/2} \text{max(down)}$ の画像では 20 秒を表示単位として、時間が明るさとして表示されるので、明るさと時間との関係を比較するため、同一の写真的上方に 1, 2, 3 分 … という 1 分毎に明るさと時間との関係を示す calibration を入れた。またこの calibration の表示はその functional image 中の最大値までとした。そのため、その functional image 中の最大時間を容易に知ることができた。以下の演算を行なうプログラムはアッセンブラー言語で書かれ、演算時間は約 2 分であった。

成績および考察

Functional image は投与量、1 フレームの収集時間および収集、演算そして表示マトリックスの大きさにより統計的変動が異なるため、その画質はかなり変化する。

まず、 ^{131}I -ヒップラン $250 \mu\text{Ci}$ を投与した正常例について、1 フレームの加算時間を 20 秒、表示マトリックスの大きさを 128×128 と定めた時、最良の functional image を得るための演算マトリックスの大きさ、sequential image の smoothing の回数、各単位領域での dynamic curve の smoothing の回数及び得られた functional image の smoothing の回数等について検討した。

得られた functional image、特に T_{max} 等時間を表示している画像では表示単位が 20 秒であるため、smoothing を繰り返し行なうことにより表示値が変動し、かえって像の歪みを大とする可能性があるため、その smoothing は 1 回のみにとどめた。

その結果、 32×32 マトリックス(単位領域の大きさは約 $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$)では sequential image の smoothing を 1 回、dynamic curve の smoothing を 1 回、および functional image の smoothing を 1 回行なうのみで、いずれの functional image も統計変動の少ない良好な画像が得られた。

64×64 マトリックス(単位領域の大きさは約

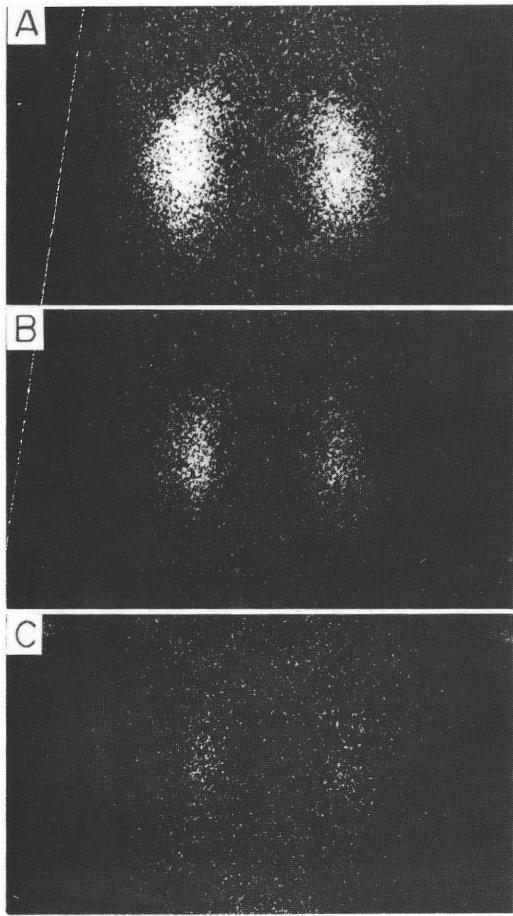


Fig. 2 Serial scintiphoto in a normal subject (case 1) taken 1-3 minutes (A), 5-7 minutes (B) and 15-17 minutes (C) after injection of ^{131}I -hippurate.

0.5cm×0.5cm) でそれぞれ1回のsmoothingを行ったfunctional imageは32×32マトリックスと比較して、すべてのパラメータのfunctional imageはかなりの統計的変動を示す。

Sequential imageのsmoothingを3回、dynamic curveのsmoothingを2回、functional imageのsmoothingを1回行った処理では、32×32マトリックスに比して64×64マトリックスの場合も大差がなく、特に $T_{1/2}\text{max}(\text{up})$ 、Tmax、Up slopeおよびCmaxについてほぼ同様の画像が得られた。しかし $T_{1/2}\text{max}(\text{down})$ およびDown slope像については、少數領域ではあるが、統計的変動に

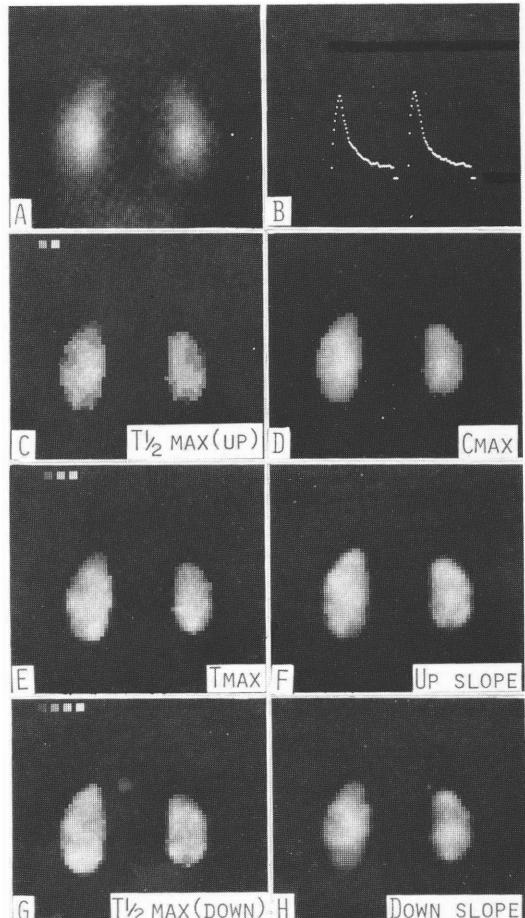


Fig. 3 Computer image summed up for a period of 20 minutes (A), renogram (B), and functional images of $T_{1/2}\text{max}$ (UP) (C), Cmax (D), Tmax (E), Up slope (F), $T_{1/2}$ max (down) (G) and Down slope (H) in case 1. Number of time-density calibration dots indicates maximum number of minutes in the respective image.

るものと思われる異常値を示す場合があった。ただし、投与量をさらに増加して、500 μCi 程度にし、以上の各smoothing回数でもって処理を行えば、64×64マトリックスの方が32×32マトリックスよりも単位領域が小さいので、局在的機能をより良く描出するfunctional imageが得られるとは考えられる。通常の投与量(300 μCi 程度)の時は32×32マトリックスで処理する方が良好なfunctional imageを得ることが出来る。

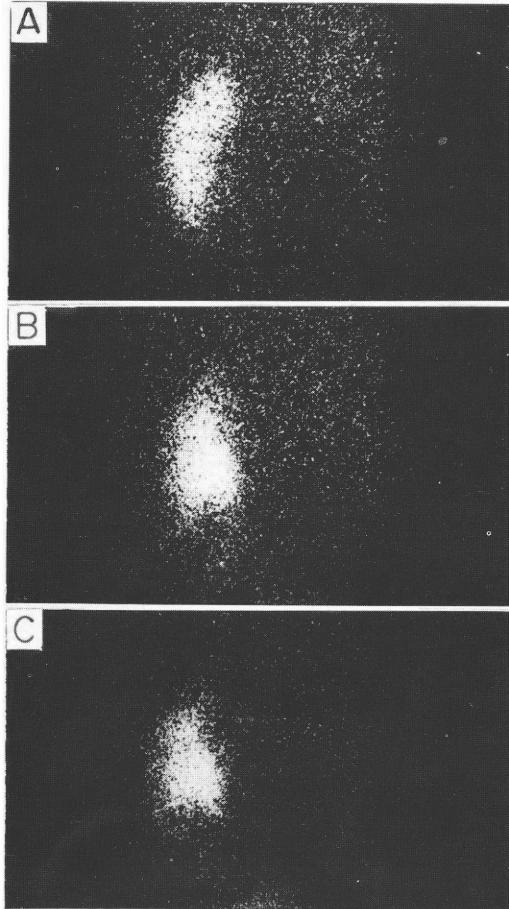


Fig. 4 Serial scintiphoto in a patient with uterine carcinoma (case 2) taken 1-3 minutes(A), 5-7 minutes (B) and 15-17 minutes (C) after injection of ^{131}I -hippurate. Right kidney is hydronephrotic and left kidney is nonfunctioning.

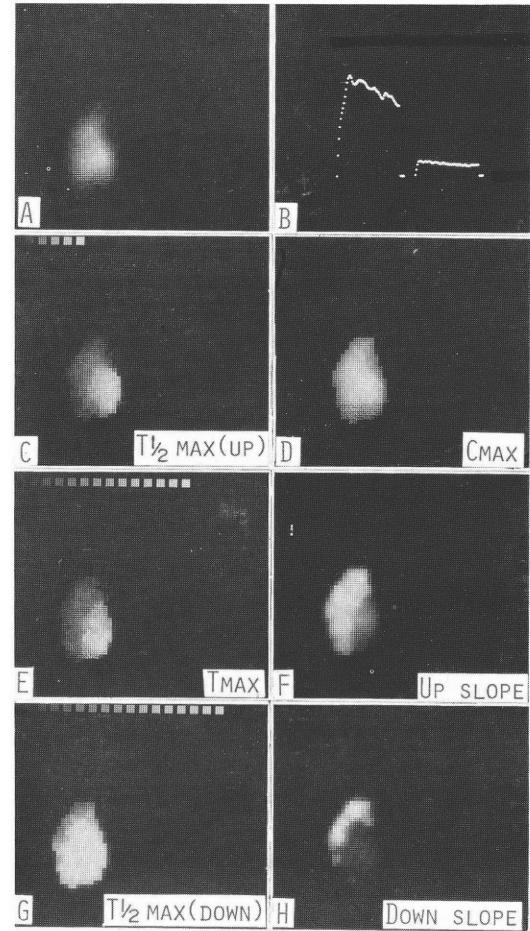


Fig. 5 Computer image summed up for a period of 20 minutes(A), renogram(B) and functional images by six parameters (C, D, E, F, G, H) in case 2. Spatial extent of delayed transport is different between accumulation phase (C, E, F) and drainage phase (G, H).

成人の腎の大きさおよび対象とする病変の大きさを考慮すると、32×32マトリックスの処理で十分である。またDAP-5000Nデータ処理装置はmap収集面積の大きさを変えることのできるarea selector(可変面積:15×15cm, 20×20cm, 25×25cm, 30×30cm, 35×35cm)を有しており、小児の腎の場合も視野を小さくすることにより、腎に対する単位領域の大きさを適当に選ぶことができる。上記の検討結果、32×32マトリックス(単位領域面積は約1cm×1cm)で処理する方が適切

であると考えられる。本論文中にある症例はすべて32×32マトリックスで処理し、128×128マトリックスで表示している。

Fig. 2 A, B, Cは正常人(case 1)に ^{131}I -ヒップラン250 μCi を静注し、静注1分、5分、15分後にそれぞれ2分間の露出により経時的に撮影した腎シンチグラムで、初期には腎実質にび漫性に分布し、その後徐々に排泄されている像がみられる。Fig. 3 A, Bはそれぞれcase 1の静注直後から20分

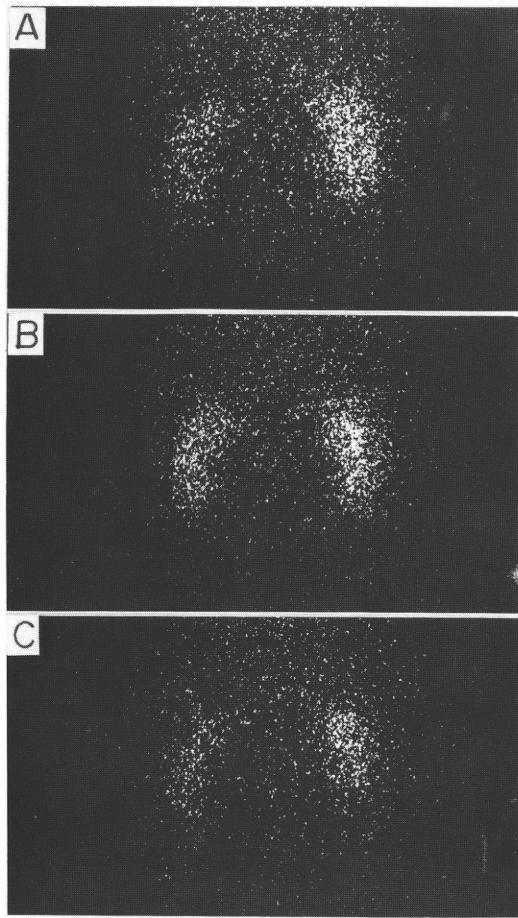


Fig. 6 Serial scintiphoto of a patient with chronic pyelonephritis (case 3) taken 1-3 minutes (A), 5-7 minutes (B) and 15-17 minutes (C) after injection.

間加算して得たコンピュータ像とレノグラムである。Fig. 3 C, D, E, F, G, H は functional image を示している。Fig. 3 D の Cmax 像では腎の全形を最も明確に表わし、Fig. 3 C の $T_{1/2}^{max}$ (up) および Fig. 3 E の Tmax 像では、いずれの領域も Calibration により、 $T_{1/2}^{max}$ (up) は 2 分以内、Tmax は 3 分以内の正常範囲であることを示している。また Fig. 3 F の Up slope 像もほぼ均一な勾配を示している。Fig. 3 G に示す $T_{1/2}^{max}$ (down) 像では、いずれの領域も 4 分以内の正常域にある。Fig. 3 H に示す Down slope 像はほぼ均一であるが、髓質相当部分での勾配がやや低いように思われる。

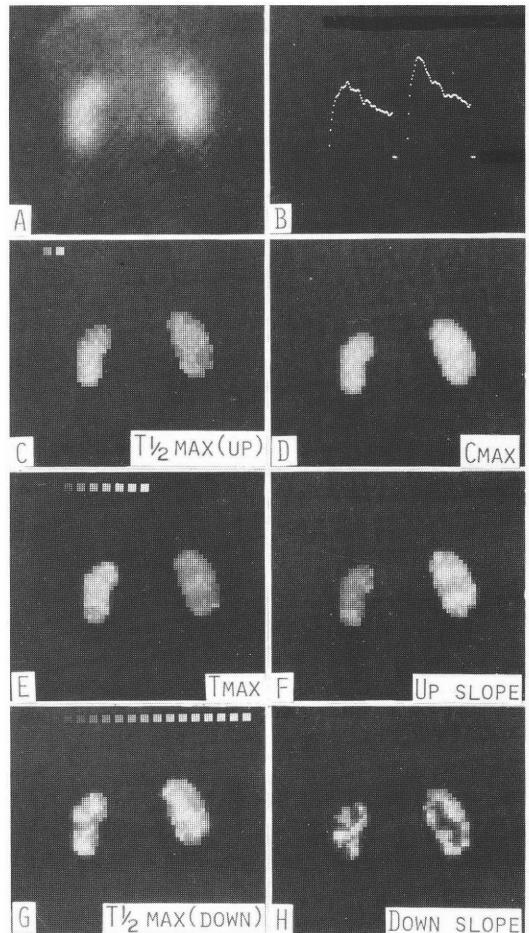


Fig. 7 Computer image summed up for a period of 20 minutes (A), renogram (B) and functional images by six parameters (C, D, E, F, G, H) in case 3. Multiple focal area with delayed transport are seen.

Fig. 4 A, B, C は子宮頸癌術後間もない患者 (case 2) の静注 1 分、5 分、15 分後にそれぞれ 2 分間の露出によって得られた経時的腎シンチグラムで、右腎は高度機能低下、左腎は水腎症であることが推察される。Fig. 5 B はそのレノグラムで左腎は不完全閉塞型、右腎は無機能型を示している。Fig. 5 C, E の $T_{1/2}^{max}$ (up) および Tmax 像では腎実質がそれぞれ 2 分、3 分以内の正常値を示すのに比べて、拡大した腎孟部では、 $T_{1/2}^{max}$ (up) が 5 分、Tmax が 13 分と、高度の延長を認め、逆に Fig. 5 F の Up slope 像では腎実質は急勾配で明るく、

腎孟部では勾配が低いため欠損像を示している。Fig. 5 G の $T_{\frac{1}{2}}\text{max}(\text{down})$ 像では、 $T_{\frac{1}{2}}\text{max}$ 像より広範囲に16分前後の排泄遅延部が認められ、腎周辺部のみ約6分以内の正常値を示している。Fig. 5 H の Down slope 像では逆に腎周辺部のみ良好な排泄を示し、他は著しい排泄遅延を示した。これらの image を比較することにより、腎実質は blood flow および tubular transport ともにほぼ良好であり、障害の程度は軽いが、拡大した腎孟、腎孟には著しい排泄遅延の存在が示唆され、また、これらの境界が明確に示された。

Fig. 6 A, B, C は IVP で腎孟腎炎が最も疑われた症例 (case 3) の静注1分、5分、15分後にそれぞれ2分間の露出によって得た経時的シンチグラムで、やや不均一な activity の分布が推察され、排泄もやや遅延している様に思われる。Fig. 7 B のレノグラムでは左右共に排泄相の遅延が認められる。Fig. 7 C に示す $T_{\frac{1}{2}}\text{max}(\text{up})$ 像ではいずれも正常範囲に入っているが、Tmax 像では左腎に8分程度の部位が散在しているのが認められる。逆に Fig. 7 F の Up slope 像では左腎での勾配が一般にゆるやかであることを示している。排泄相では左右ともに $T_{\frac{1}{2}}\text{max}(\text{down})$ が非常に不規則な分布を示し、正常範囲の部位と、16分程度の高度遅延を示す場所との混在が認められる。Down slope 像は $T_{\frac{1}{2}}\text{max}(\text{down})$ 像と逆のパターンを示し、種種の勾配をもつ部位の混在が認められる。この症例のレノグラムで排泄相が遅延型を示したのは腎全体の病変によるものではなく、この局所的病変によるものであることを明確に表わしている。

1974年に Stephen N. Wiener らは同じく ^{131}I -ヒップランを用いて、*regional rate constant* による renal functional imaging を試みている。この rate constant による functional imaging は確かに臨床的有用性が高いが、それに比較して我々の6個のパラメータ表示による functional imaging は情報量がより多く、また特に通常のレノグラムでの判定基準の指標となる Tmax および $T_{\frac{1}{2}}\text{max}$ の数値を単位領域毎に表示した点で、全腎のレノグラムと対比して、理解し易く、レノグラムの持つて

いる意味を微視的に認識できる点で優れていると考えられる。

また我々は同じ方法を用いて、 $^{99\text{m}}\text{Tc}\text{-DTPA}$ による renal functional imaging をも試み、腎の局所的血流異常（特に腎腫瘍における）について興味ある所見を得ている。

結論

今回、我々が試みた6個のパラメータによる functional imaging は、ラジオアイソトープを利用した従来の検査では得ることが困難であった腎の局在的病変が種々の腎機能を反映するパラメータ別にそれぞれ1枚の画像として表示され、その程度は視覚的に濃度差として描出された。

演算は 32×32 マトリックスで行い、sequential image の smoothing、単位領域での dynamic curve の smoothing および得られた functional image の smoothing はそれぞれ1回行い、それらの処理により臨床的に十分良好な functional image が得られた。

オン・ライン・データ処理装置を使用することにより、データを収集した後、cut off 数値を入力することを除くと、主観的判断の介入するところがなく、また煩雑な操作および高度な判断力を必要とせず、スタート命令を入力するのみで、ほとんど自動的に短時間で最終結果が得られた。

従って、 ^{131}I -ヒップランによる腎の functional image は診断技術の向上にはなはだ有用であり、また各種疾患の病態生理の解明にも役立つと考えられる。

さらに、functional image は腎のみではなく、それ以外の臓器にも適用できる優れた処理方法であると考えられる。

現在、我々はこの functional imaging を日常の臨床検査として利用しており、多くの価値ある情報を得ている。

文献

- 1) Shigekoto Kaihara, T K Natajan, C Douglas Maynard and Henry N Wagner Jr : Radiology

- 93 : 1345, 1969
2) Stephen N Wiener, Franklin R Borkat and
Rachel M Floyd : J Nucl Med 15 : 65, 1974
- 3) William J MacIntyre, Scott R Inkley, Elaine
Roth, William P Drescher and Yasushi Ishii :
J Lab Clin Med 76 : 701, 1970

Summary

“Functional Imaging” of the Kidney by Means of an On-Line Computer System

Hisato MAEDA, Yuichi FURUKAWA, Tsuyoshi NAKAGAWA,
Nobuo YAMAGUCHI and Mitsuo TAGUCHI

Department of Radiology, Mie University School of Medicine

“Functional imaging” described here is an integrated data-processing method by which regional dynamic function of an organ system can be visualized in the form of images.

The joint camera-computer system used in these studies consists of a GCA-202 gamma camera and a DAP-5000N computer system. In the serial scintiphotography of the kidney, following intravenous injection of 200—300 μ Ci of ^{131}I -hippurate, 10-second frames of data in 64×64 matrix form were acquired for a period of 20 minutes utilizing a computer system. In order to decrease the statistical variation of the count, each two successive frames were summed up to reconstruct 20-second frames and thus 64×64 matrix form was converted into 32×32 matrix form. Automatic computation of six parameters, which are related to a variety of renal function, is done for each element of the latter matrix.

The six parameters are :

- | | |
|----------------------------------|---|
| Cmax | : Maximum counts. |
| $T_{1/2\text{max}}(\text{up})$ | : The time interval from injection to $C_{\text{max}}/2$. |
| T_{max} | : The time interval from injection to C_{max} . |
| $T_{1/2\text{max}}(\text{down})$ | : The time interval from C_{max} to $C_{\text{max}}/2$. |
| Up slope | : Ratio of C_{max} to T_{max} . |

Down slope : Ratio of $C_{\text{max}}/2$ to $T_{1/2\text{max}}(\text{down})$

For each of 6 parameters, the computed values for overall matrix elements were displayed on a CRT in a 64×64 matrix form. The functional images thus obtained represent the regional dynamic function of the kidney. The images are recorded by a polaroid camera in a 128×128 matrix form. Regarding the parameters $T_{1/2\text{max}}(\text{up})$, T_{max} and $T_{1/2\text{max}}(\text{down})$, time-density calibration dots were added on the same photograph for convenience in clinical evaluation. The computing time for all of these procedures is only about 2 minutes.

Functional images in some illustrative cases were presented. In a patient with hydronephrosis, it was shown that spatial extent of delayed transport was different between accumulation phase and drainage phase. In a patient with pyelonephritis, multiple focal areas with delayed transport were shown in both accumulation phase and drainage phase. It is considered that functional imaging is of special value for the assessment of regional function of the kidney as well as other organ systems and that it will be useful for daily clinical studies, since this procedure requires only a few minutes with a computer system.