〔第37回総会シンポジウム〕

2. RI 画像動態解析の評価 —腎機能解析を中心として—

信州大学医学部附属病院放射線部

滝 沢 正 臣

ANALYTICAL EVALUATION OF RI FUNCTIONAL IMAGES CENTERING ON THE ANALYSIS OF RENAL FUNCTION

By MASAOMI TAKIZAWA

Department of Radiology, Shinshu University Hospital.

Summary

The computer is useful for the observation and analysis of the transition of RI in vivo. Author mainly reports in this paper the application of hardware and software of a functional statistical system in the field of nuclear medicine to the analysis of renal function.

In a computer system for nuclear medicine, the storage of a large volume of memory and attachment of disks has become available as semiconductor technology has advanced, gray scale and high speed color picture reproduction having been popularized. The microcomputer as a system computer has now taken the place of the minicomputer. Included in the software for image analysis are compartment analysis, curve fitting and functional imaging. A multi-compartment method is required for analyzing renal function, but a functional imaging method is particularly useful.

Author has to extract the features of the functional images through automatically determining center of gravity, employing at the same time histograms and a method of analyzing principal components, and found that it is possible to qualitatively grasp RI functional image in various renal diseases.

1. はじめに

生体からの疾患に関する情報を画像の形で抽出する方法が近年大きな発展をとげつつある。最近ではこのような医用画像を総合的に観察して診断を行おうとする分野が生れた。画像診断のために用いられる多種の放射線像の中でも、コンピュータとの結びつきが最初に行われたのは RI の分野であった。そしてそのため、これまでに最も大きなデータ処理に関する蓄積を持っている。特に生体内での物質転送を高速度で、かつ定量的に測定でき

るのは RI 以外にはない。本来、生体内の諸臓器は、長短の時間の差こそあれ、与えられた環境内で、その生命を最適条件で維持する努力を行っており、静止しているものはない。従って RI 動態情報の抽出と解析は RI 診断精度の向上に大きく役立つものと思う。

ここでは、RI 動態の計測と解析を目的としたコンピュータシステムのハードウェアとソフトウェアについて述べる。ソフトウェアでは、腎機能解析のために開発した独自の方法について述べたい。

2. 動態解析のハードウェア

RI 動態解析システムには、ごく一部を除いて、中央処理装置(CPU)にミニコンを用いたものが多い。また汎用システムはほとんど用いられず、核医学専用型である。システムには大容量の磁気ディスク、高速データ転送の可能なモノクローム・カラーディスプレイ、各種入出力(I/O) 装置より構成される。画像をファイルするための磁気ディスクには、100 メガバイトもの大きな容量を持ったものがある。RI 解析システムのモデルとして、著者らが1973年に開発し現在まで用いているハイブリッド型画像処理システム (Image processor) について以下に概要を述べ、次いで典型的な核医学専用システムについて述べる。

2.1 ハイブリッド RI 像処理システム

このシステムは、核医学を主目的とした汎用画像処理システム¹⁾であり、アナログファイル、演算部を持ったハイブリッド構成が特色である。ブロック図を Fig. 1 に示した。デジタル部(右)にcpu があり、すべての部分を制御している。このcpu (T-16, TEAC) のメモリサイクルタイムは 660 nsec で現在でも十分に高速である。メモリは 16 kW とやや少ない、左はアナログ部であり、双方が相補的に動作すると共に、独立しても動作する。入力可能な信号としてはガンマカメラ2チャンネルの他に、X線 TV、超音波、CT 等があり、これ等を総合的に取扱うことができる。デジタル部には図の I/O 機器の外に磁気ディスク (1.4 MB)、フロッピーディスクが追加された。アナログ部にはスキャンコンバータ (アナ

ログ)、ビデオ信号補正装置、オペレーティングコントロールおよびビデオファイルシステム²⁾が附属している。このファイルは VTR をベースとしているが、各フレームの1つ1つにデジタルアドレスを付け、このアドレスに各1頁の画像や文度をファイルできるようにした。60フィートの VTR に 10,000 頁の画像がファイルされ、コンピュータからの指示、またはオフラインでランダムに希望の画像を読み出すことができる。読み出し、書き込みは3つのモードを選択できる。1つは通常の VTR モードで、指定したアドレス間を連続に、次は指定された時間間隔で1枚ずつ、終りのモードは単に1枚をメモリに呼び出し、或は書き込みを行う。Fig. 2a にこの装置を、Fig. 2b に RI 画像および文書(図面)のファイルの例を示した。文書は B 5 版に 4 号活字程度の大きさのものであればカルテでも、照射録でも自由にファイルすることができる。但し画像は、分解能が水平で 400 本程度のため X 線 TV 画像程度が限界である。また、VTR がファイル主体であるため、コンピュータ磁気テープと同様に、ファイル容量は大きい、検索時間が延長する欠点を有する。

2.2 核医学専用システム

Fig. 3 に核医学専用システムの例を示した、専用といっても磁気テープを介して画像を入力すれば他の画像処理にも利用できる。このシステムの特徴は、ミニコンのコントロールの下で動作するマイコンを用いて、マイクロプログラムされたファンクションキーにより、押しボタンのみで一連の画像収録、処理を実行できること、更にインテリジェントターミナルとしてパーソナルコンピュータともオンライン接続され、スピー

ードの遅い XY プロッタの制御を実施されている点も特徴的である。出力には、ガンマカメラと共用のイメージャに高精度の階調を持った記録を行わせているが、この記録速度はやや遅い、画像ディスプレイには画像の高速転送により動画のカラー表示が行える。

3. RI 動態解析のソフトウェア

ソフトウェアはコンピュータ利用技術であり、ハードウェアとはシステムの車の両輪となる。解析システムの設置時に附属品として

Fig. 1. A hybrid image processing system.

〔第37回総会シンポジウム〕 RI 画像動態解析の評価 (滝沢)

a

b

Fig. 2. Video filing system (TEAC):

a. Front view of the system. b. filed images;
right: A radionuclide image, left: A figure.

用意される場合が多い, しかし, ハードウェアと異なり, あらかじめソフトウェア開発プログラムを附属させておけば, 使用開始後に必要により, 新たなソフトウェアの開発, 既存プログラムの開発をユーザが独自に進め診療精度を向上させることができる. 多くの場合開発ソフトウェアのコスト負担はそれほど大きいものではない. このような開発言語としてはフォートラン, ベーシック等

Fig. 3. An image analyzer for the nuclear medicine. (EDR-2000, Hitachi).

のコンパイラ, エディタ, デバッガー等がある.

3.1 RI 動態データ収録法

多くの場合, 高速でデータ収録を行うと, 磁気ディスク容量がかなり大きくても, たちまちファイルが一ぱいになってしまう. 特に最近よく行われるアンジオグラフィや心ゲード法等ではその傾向が強い. ディスク容量を増加させるのも1つの方法であるがコストがかかるためのデータの収録に工夫をこらす必要がある.

データ収録は, RI 注入初期の血管相では高速である

が, 集積, 排泄相は低速の収録でよい場合が多い, 従ってデータ収録を単一でなく可変とすればよい. 多くは2種の収録時間でよいが, 3種とすれば一層経済的である. 時間配分は, 例えば Fig. 4a の如くすれば, 各収録データの間に時間配分のくい違いによる計数値の差も少なく, 曲線が円滑に描ける. 3種の収録時間を採用したときの経済性を, 単一の収録時間と比較したものが Fig. 4b で, ディスク容量の小さな小型システムでも充分長時間のデータ収録が行えることを示している. この場合, データ処理時間も著しく短縮し, 能率的な解析が実施できる.

3.2 腎 RI 動態解析法について

腎の RI 動態解析は Taplin による レノグラム 曲線の採取³⁾に始まった. ¹³¹I ヒプランによる レノグラムから得られる基本的なパラメータは, Taplin³⁾, Kruger⁴⁾, 町田ら⁵⁾により3つと報告されている. functional image が用いられるまでは, 腎の RI 動態解析は, ほとんど

Fig. 4. a. Variable-time-interval data acquisition method (VTIM).
b. Merit of VTIM.

Fig. 5. A case of data acquisition for renal dynamic study using VTIM and ^{99m}Tc -DTPA.

a. RI angiographic phase.
b. renogram phase.

このレノグラム解析を中心としたものであった。

Kaiharu ら⁶⁾ により提唱された functional image (FI)

は、多数の RI 動態像を要訳し、数個のパラメータを用いて画像を再構成する方法で、特に腎の如く機能の異なる部位が複数個存在する場合には有効である。FI のパラメータとしては、最大計数値、最大値出現時間、upslope, down-slope, $T_{1/2}$, コンパートメント数等数多くのものが用いられている。以下に腎動態曲線解析および FI 解析法について 2, 3 の例を述べる。

3.2.1 初期尿流動態のFFT*解析

Fig. 5 は 2 つの可変収録時間により収録した腎動態曲線の例

である Fig. 5 a は 60 秒までの高速血管相, Fig. 5 b は 15 分間のレノグラムで, Fig. 5 a は曲線最初の円の部分に含まれている。使用 RI は ^{99m}Tc -DTPA を 5 mCi 用いている。このうち初期血流相についてはこれまで解析が試みられたが、次の 30 秒間についてはまったく報告がない。糸球体口過後の腎随質中の尿流と推察されるが、この部分にしばしば周期性変動が観察される。この変化が定性的であるかどうかを知るため 30 秒間について FFT⁷⁾ を行った。Fig. 5 a の正常例, Fig. 6 の腎性高血圧について計算したものが Fig. 7 a, b である。Fig. 7 b の最下段はコントロールとして計算した腎外のバックグランドである。腎性高血圧の例では 0.2 Hz に高いパワーを持つスペクトルが観察される。各種腎疾患 110 腎につきスペクトルの高さをプロットしたものが Fig. 8 である。図

Fig. 6. Blood flow curves of renal hypertension.

* FFT: Fast Fourier Transform

〔第37回総会シンポジウム〕 RI 画像動態解析の評価 (滝沢)

中にプロットした如く腎前性の疾患と腎後性疾患とが正常をはさんで上下に分布している。このことから、この周期変動は、腎疾患によって生ずる病態情報を示し、腎の auto-regulation に関係するのではないかと推察される。

Fig. 7. Fast Fourier transform (FFT) for analysis of renal function:
a. Normal case.
b. renal hypertension (BK; back ground).

3.2.2 Regional renogram (RR) について

通常レノグラムといわれるのは、腎全体を対象としているが、これを細分化する必要性は Loken et al.⁸⁾ が述べている如くである。RR は位置の分解能を pixel 単位まで細分化したもので、計数値が低いことにより生ずる統計変動を空間的に、かつ時間的平滑化によって抑え任意の部位の曲線を作成する⁹⁾。Fig. 9 は RR の 1 例である。位置分解能が高いため、腎内各部の集積に差のあることが明瞭に判る。この図の場合横軸は時間で縦軸は計数値と位置である。

3.2.3 FI 観察法

FI は得られた画像を階調で表示するのが普通であるが、著者らはこれを数字で表示する方法を取っている。Fig. 10 は得られた peak-counts と peak-time (左) の FI であるが、この FI を用いて集積時間を指定した画像を表示すると FI が定性的に観察できる。指定した時間に集積がピークに達した部分のみを集積率で表示し、その他は別のコードで表示すると集積の時間関係が明瞭とな

Fig. 8. Power distribution from 0.1 to 0.3 Hz in each renal diseases by the FFT.

Fig. 9. Regional renogram of the normal kidney.

Fig. 10. A viewing method of the renal functional images for reading.

る。Fig. 10 にその例を示した。 ^{99m}Tc -DTPA が腎皮質より下部尿路に移行する時間変化が観察できる。

3.2.4 FI 解析法 1

FI の作り方に関しては既に報告されているのでここでは省略する。FI に関して、その特長を知ることが重要である。ここでは、腎 FI を重心の自動設定により計算する方法について述べる。得られた FI の重心の座標 x , y は FI 上で計数値 m を持つ n 個の点があったとすれば、

$$\bar{x} = \frac{m_1x_1 + m_2x_2 + \dots + m_nx_n}{m_1 + m_2 + \dots + m_n} \quad \dots\dots\dots(1)$$

$$\bar{y} = \frac{m_1y_1 + m_2y_2 + \dots + m_ny_n}{m_1 + m_2 + \dots + m_n} \quad \dots\dots\dots(2)$$

で計算される。この点より 45° 毎に FI 境界までのピクセル (エリア) 数と総計数値を求めると腎の腫大の程度、局所集積異常の程度を定性的に評価できる。Fig. 11 はこの方法により得られた測定結果 (下) と自動設定の状態を示した。

3.2.5 FI 解析法 2

腎は部位により異なるいくつかの機能を持っている。これ等の機能分与のバランスの変化は、腎疾患による病態情報を示していると考えられる。このような変化が疾患によりどのように変るかを知ることができれば診断に役立つ。そこでそれぞれの機能分与の意味づ

けを知るために、FI データの主成分分析を試みた。

peak-time と peak-count の FI 上で Fig. 12 a の如き ROI を設定し、これを入力データとして相関行列を計算した。次いで行列の固有値、固有ベクトルを計算し、累積寄与率を計算すると共に、因子負荷行列を求めた。原データに関し相関の高い因子を整理し、独立情報を抽出するための操作により、数点の主成分が得られる。結果の例を Fig. 12 b に示した。これ等の主成分より、Zc 1 は左右腎皮質の集積を代表する因子、Zc 2 は髓質因子、Zc 3 は腎盂・尿流因子と解釈される。Zt はそれぞれの時間因子である。

4. 考 察

RI 動態解析システムに単一のコンピュータを用いた場合は、例えば、メモリ、ディスクを大きくしたとしてもコンピュータ自身の制御能力は変わらないため、機能はそれほど大きくはならない。従って今後ガンマカメラ数が増加したり、或は RCT が導入されたりする場合は、その後コンピュータの数を増加させるようなことをしたくない場合、1つのシステムの中でコンピュータを増加させるマルチプロセッシングシステムがよいのではないかと考えられる。その1つのモデルが Fig. 13 がシステムである。このシステムはメイン cpu を中心として各 I/O のすべてに高性能のマイコン (MPU) を附属し、独立的に処理を実行し、独立的にもターミナルモードで動作すると同時に容量の大きいメモリやディスクを共用できる。マイク

Fig. 11. Automatic setting the center of gravity for the renal functional image and measuring sizes of image.

〔第37回総会シンポジウム〕 RI 画像動態解析の評価 (滝沢)

37. NISIMU.DTPA.CYSL.0060.75-11-27
 COTHING.NLOW SEC= 0 UPP SEC=1000
 M-HYD =12

a.

VARIABLES	FACTOR LOADING (Peak counts)					FACTOR LOADING (Time)				
	Zo1	Zo2	Zo3	Zo4	Zo5	Zt1	Zt2	Zt3	Zt4	Zt5
R1 X1	0.717	-0.568	0.00	0.00	0.208	0.683	0.185	-0.447	-0.395	0.481
R2 X2	0.761	0.00	0.435	-0.325	0.202	0.844	-0.342	0.00	-0.106	-0.174
R3 X3	0.729	-0.604	0.00	0.144	-0.169	0.502	-0.724	0.230	0.00	0.204
R4 X4	0.846	0.00	-0.751	0.00	0.00	0.346	0.257	0.651	-0.454	-0.380
R5 X5	0.594	0.655	-0.18	0.00	0.329	0.365	0.665	0.382	-0.262	0.00
R1 X6	0.00	0.614	0.00	0.733	0.00	-0.220	0.652	0.460	0.00	0.496
L1 X7	0.820	-0.486	0.00	0.00	0.00	0.922	0.00	0.00	0.00	0.304
L2 X8	0.670	0.439	0.156	-0.14	-0.495	0.839	0.00	0.00	0.169	-0.354
L3 X9	0.817	-0.776	0.00	0.280	-0.145	0.160	-0.405	0.215	0.00	0.173
L4 X10	0.758	0.336	0.265	0.00	0.103	0.110	0.621	0.00	0.299	0.00
L5 X11	0.598	0.843	0.00	-0.176	-0.145	0.484	0.584	-0.424	0.247	-0.335
S2 X12	0.00	0.00	0.962	0.00	0.00	0.211	0.00	0.557	0.733	0.00
FACTOR CONTRS.	45.1%	21.4	11.1	6.7	4.4	35.5%	21.4	13.0	8.8	6.5
	-	66.5	77.6	84.3	88.7	-	56.7	69.7	78.6	85.0

b.

Fig. 12. Principal component analysis of the renal functional image:

- a. ROI for analysis.
 b. results of analysis.

Fig. 13. A future system of image data acquisition and analysis (multi-microprocessing system).

ロプロセッサはコストが安いので、カメラの附属品として購入すれば、それほどのコストはかからない。図ではガンマカメラ2台とRCTとしたが、入力画像は何でもよく、超音波やCTのデータは同列に扱うことができる。MPUには各256KB程度のメモリが附属するため、かなり高度の一次処理を実行できる。例えば心ゲート等は1次処理のみで充分と考えられる。ミニコンより高性能の16ビットマイコンが安く市販されるようになった現在、このようなシステムの市販が早まるのではないだろうか。

一般に、コンピュータは、ハードウェアの進歩の著しいのに対し、ソフトウェアが立ち遅れているといわれる。特に国内のシステムでこの傾向が著しいようである。これはソフトウェアが、単なるハードウェアの附属品となっているため、開発意欲が低下するのが原因の1つと考えられる。またユーザ側におけるプログラム開発が極めて少いのも1因であろう。Fig. 1に示したシステムは、開発後8年を経過した現在、納入当初より継続使用しているプログラムはオペレーティングシステムのみで95%の解析用プログラムは信州大において開発されたものである。プログラムの開発可能なシステムにより、少し時間をかけてもデータ処理プログラムを作成し、これを診療に役立てることは、今後の我々の重要な仕事となろう。そこには又、無限の可能性がある。

おわりに

核医学動態解析システムのソフトウェアおよびハードウェアにつき、著者らの開発したシステムを中心に報告した。放射線像を中心としたボディイメージングは、1980年代に入って新しい発展に入ろうとしている。このようなとき、その重要な一翼を担うコンピュータを充分知り、その利点を適確に把握することは医学の発展に大きく寄与することと思う。

謝辞

稿を終るにあたり、報告の機会を与えていただいた第37回学会森山会長、シンポジウム田中座長に謝意を表すると共に本学小林教授、丸山助教授その他の諸兄、諏訪赤十字病院鶴見副院長、RI室諸兄に感謝します。

文 献

- 1) 滝沢正臣：ラジオアイソトープ像のコンピュータ処理に関する研究—ハイブリッド処理システムの採用。Radioisotopes, 26, 519-524, (1977).
- 2) 滝沢正臣, 小林敏雄, 坂本良雄, 丸山 清, 中西文子, 鈴木茂雄, 春田敏夫：VTRによる画像総合フ

- ファイルに関する検討. 信州医学雑誌, **25**, 380-387, (1977).
- 3) Taplin, G. V.: The radioisotope renogram. An external test for individual kidney function and upper urinary tract. J. Lab. Clin. Med., **48**, 886-901, (1956).
- 4) Kruger, RP., Sandars, AP. and DeMaria: Analysis of the radiorenogram curve. Am. J. Roentgenol., **86**, 819-823, (1961).
- 5) 町田豊平: ラジオアイソトープレノグラムの研究. 日泌尿会誌, **52**, 971-1000, (1961).
- 6) Kaihara, S., Natarajan, TK., Wagner, Jr., HN. and et al.: Construction of a functional image from regional rate constant. J. Nucl. Med., **16**, 899-904, (1975).
- 7) Links, J. M., Douglass, K. H. and Wagner, Jr., H. N.: Patterns of ventricular emptying by Fourier analysis of gated blood-pool studies. J. Nucl. Med., **21**, 978-982, (1980).
- 8) Loken, M. K., Linnemann, R. E. and Kush, G. S.: Evaluation of renal function, using a scintillation camera and a computer. Radiology, **93**, 85-94, (1969).
- 9) 滝沢正臣, 丸山 清, 鶴見和弘: RI 腎動態像のコンピュータ解析に関する研究—Regional renogram および functional image 作成—. Radioisotopes, **26**, 790-795, (1977).