



| | |
|--------------|---|
| Title | 核医学の情報処理 |
| Author(s) | 久田, 欣一; 小島, 一彦; 松平, 正道 他 |
| Citation | 日本医学放射線学会雑誌. 1971, 31(6), p. 640-650 |
| Version Type | VoR |
| URL | https://hdl.handle.net/11094/20390 |
| rights | |
| Note | |

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

核医学の情報処理

金沢大学医学部放射線医学教室 (主任 平松博教授)

久田 欣一

協同研究者

小島 一彦

研究協力者

松平 正道 平木辰之助 利波 紀久 鈴木 豊
 松本 進 中川 馨 森 厚文

Data Processing in Nuclear Medicine

Kin-ichi Hisada

Department of Radiology, School of Medicine, Kanazawa University

(Director: Prof. Hiroshi Hiramatsu)

Research field code: 205

Key words : Computer, Nuclear medicine

There are many kinds of data processing which are indispensable to nuclear medicine practice. These are reviewed briefly in this article and special emphasis is placed on the image processing in scintigraphy. Data processings of radioisotope image fall into four major categories: data acquisition, calculation, image display and pattern recognition. These are not always performed by computer but digital handling is seemed to be the best way.

Recently we use a multichannel analyzer with 4096 channels (Nuclear-Chicago Co. CDS-4096) connected either to Anger camera or scanner. This system is capable of operating conveniently many functions of variable threshold, digital smoothing and many image processings with on-line routines. By processing repeatedly under visual control, the best result can be achieved at real time. Furthermore, off-line processing is also possible by transfer of image data onto paper tape which is very effective for expanding functions of our data processing system (CDS-4096). Various examples of data processing are demonstrated in phantom and clinical cases. The main purpose of image processing is to improve resolution to detect small lesion more readily apparent. But in our opinion, we should notice another important field of data processing. In isosensitive radioisotope scanning system the delineation of the radioisotope distribution is completely independent of depth, and therefore, quantitative evaluation of radioisotope distribution in vivo is possible by enumeration of each dot on a scan obtained by isosensitive mode. Coupling of CDS-4096 multi-channel analyzer to isosensitive scanner makes it very easy and practical to do so routinely. In addition, the use of the light pen accessory enable us to select the area of interest very simple. As a clinical application of this system, spleen/liver ratio, pancreas/liver ratio, profile histogram of lung perfusion scan and tumor net counts in brain scanning were proposed by us. Finally, the author demonstrated the dynamic study performed using with Data-store Playback Accessory recently developed by Nuclear-Chicago Co. Since all data from gamma camera are recorded on mag-

netic tape, we can play them back at any time. Counts falling within the selected area can be defined and the data therein can be recorded as a transit time activity histogram by conventional ratemeter-recorder system or CDS-4096.

1. はじめに

放射線医学の各分野の中で電子計算機による情報処理が最も活発に行なわれはじめた領域は核医学であろう。その理由は、他の領域とくにX線診断よりも画像における情報量が遙かに少ないために、実地診療に情報処理を緊急に必要としていると同時に、X線写真などより遙かに取扱い易いためであり、この目的のための装置の開発が最近急速に進んでいる。

核医学診療データの種類には1)デジタルデータ(例えば甲状腺¹³¹I摂取率、T₃レジン摂取率など)や2)アナログデータ(例えばレノグラム)など一次元データのほか最も重要なものに3)画像情報(シンチグラム)のような二次元データがある。2)3)のための核医学用測定器の出力はそのままで或いはA-D変換によつて容易にデジタルな形で取り出せるので、情報処理の導入とその成果が期待されている訳けである。

2. 現行の核医学情報処理

本シンポジウムの企画者梅垣先生の御指示により電子計算機によるデジタル処理に限定せず、

Table 1 Data processing in Nuclear Medicine

| |
|--|
| 1. Calculations |
| 2. Graphic analysis |
| 3. Simulation-compartmental analysis |
| 4. Filing and retrieval of data of confirmed cases |
| 5. Differential diagnosis by statistical approach |
| 6. Image display |
| 7. Image enhancement |
| 8. Storage and playback of original image data |

情報処理を広義に解することになると、現在までに行なわれている情報処理の種類は大別するとTable 1のごとくなる。1)数値計算の例としては循環血流量を簡便迅速に測定するために測定器に簡単なメモリーおよび演算機構を含ませた形のボルメトロンなどの単能機がある。2)またヘパトグ

ラム、ラジオカルジオグラムなどのカーブを作図上解析することは古くから行なわれ、3)更に一步進めてアナログコンピュータを用いてシミュレーションモデルによる精密な解析もレノグラムなどについて行なわれてきている。4)筆者らはパンチカードを用いて確定診断症例の肝スキャンデータのファイリングを行ない、5)肝スキャンの多変量多析などの論理診断を行なつている¹⁾が、詳細は略する。一方アイソトープイメージに関しては後述のごとく6)古くからいろいろの表示機器によつて種々のアイソトープイメージ表示処理がなされており、7)アナログ、デジタルに各種のアイソトープイメージ演算処理が工夫されており、筆者らも多核種²⁾³⁾、等感度⁴⁾、二層断層⁵⁾の概念を寄与しているが、最近では8)紙テープ、MT、VT Rなどに一旦凡てのデータを収録しておいて、なんども納得の行くまで再生時にアイソトープイメージを演算、表示することができる時代になつてきている。

以上のように核医学情報処理の範囲は広汎多岐にわたるが、紙面の関係上以下主として画像処理に絞つて論じたい。

3. 画像情報処理の種類

画像の情報処理はデータ収集、演算、イメージ表示、パターン認識の4段階に分かれ、具体的には身体内R I分布をスキャナー、カメラなどのR Iイメージ装置によつて検出する際、検出器からのアナログ信号を1)特別の演算処理を行なわずそのままイメージ表示するか、2)簡単なアナログ演算の後、イメージ表示するか、3)オンライン、オフラインの計算機によつてデジタル演算を行なつた後、周辺機器によつてイメージ表示するかに大別される。1)の場合、機械的打点によつてドットスキャン、カラードットスキャンを行なうことは古くより行なわれ、フォトレコーダを用いて普通のフォトスキャンを行なう以外に最近では de-

focusing, minification, カラーフォトスキャンも提唱されているが、2)の簡単なアナログ計算回路による演算後に実施する 경우가多く、1)2)を総合してどの方式がルーチン検査用として最も良いかは議論が分れるところであり、未だX線写真の如く標準的なシンチグラフィ方式を規格化するには無理があり、時期尚早と云わざるを得ない。筆者らは一応ファントムによる基礎実験ならびに臨床経験から、マルチカットオフ・ドットスキャンとフォトスキャンの比較を行なったところ、高計数率領域における計数率差の識別はマルチカットオフ・ドットスキャンの方がすぐれるも、記録情報の定量性と云う点では明らかにフォトスキャンの方が優れており、一長一短であるが、結果が現象操作なしに直ちに判ること、コピーが同時に得られること、経済性、取扱いが簡単などの理由で、ルーチンにはマルチカットオフ・ドットスキャンを愛用しているが、同時に平行してフォトスキャンのデータの収集にも努めている(将来の本格的な情報処理に備えて)。3)オンライン・オフラインにデジタルに演算し終ったデータは CRT, X-Y レコーダ, X-Y プロッタ, ラインプリンタなどの周辺機器によつて、なるべく見易い形のアナログ, デジタルイメージとして表示される。

イメージ表示された像は何等かの意味で見易い形に変形された修飾イメージであるが、これを医師が読図し、他の情報と併せて頭の中で総合判断するか、場合によつて計算機により論理診断まで行なっている訳であるが、この段階を電子計算機に行なわせることもできる。このパターン認識は計算機の最も不得手とするところであるが、計算機の CRT 上で人間との協同作業で対話形式に実施することが便利であるが、まったく全自動式にパターン認識を行なわせることもシンチグラム程度の情報量なら可能であろう。

一方極めて半減期の短い核種を用いてシンチスキャンニングを行なうような場合には、スキャンニング時間中の物理的減衰を補正せねばならぬことも生じ得る。筆者らは R I イメージ装置から直ちに簡単なアナログの減衰補正回路を通すこと

を提唱したことがあるが⁷⁾、デジタル計算機を用いる場合は演算により補正は充分可能である。

4. 画像情報のデジタル処理

画像情報の処理は最後に述べるごとく何も電子計算機を用いなくとも光学的にアナログ処理をすることも可能であるが、未だ核医学には十分利用されているとは云えない段階であるので、ここでは計算機によるものを中心に述べる。

4.1 オンライン処理

最近とくにシンチカメラ像にデータ処理を加えるために、国外、国内をとわずミニコンピュータを接続することが流行しつつある。米国では 8 K

Table 2 Summary of data manipulation routines with data processing system (CDS-4096)

| | |
|-------------------------|---|
| A. Visual display modes | |
| 1. | Calibrated isocount levels |
| 2. | Digital data threshold |
| 3. | Digital background suppression |
| 4. | Gray scale |
| 5. | Three dimensional image data presentation |
| 6. | Adjustable contrast enhancement |
| B. Data processing | |
| 1. | Digital region of interest |
| 2. | Activity and profile histogram |
| 3. | Integration/Differentiation |
| 4. | Addition/Subtraction of constants |
| 5. | Multiplication/Division by constants |
| 6. | Digital smoothing (statistical averaging) |
| 7. | Transfer/Resolve internal |

語の PDP-8/L を用いての Bruno ら⁸⁾、Ashburn ら⁹⁾による報告などがある。またわが国でも京都大¹⁰⁾¹¹⁾、東京医大で1600チャンネルデータ処理装置、東北大¹¹⁾で4096チャンネルデータ処理装置、千葉大、新潟大などで4 K 語メモリーをもつミニコンピュータ(1,024チャンネルを情報の表示に使用した)の試用が開始されたばかりであるが、筆者らは4 K 語メモリーをもつプログラム内蔵のデータ処理装置として Nuclear-Chicago 社製 CDS-4096 をシンチカメラに直結使用している¹¹⁾¹²⁾。シンチカメラからのデータを4096 (64×64) チャンネルメモリーにデジタルな形にして記憶し、その記憶されたデータを内蔵の固定プログラムを

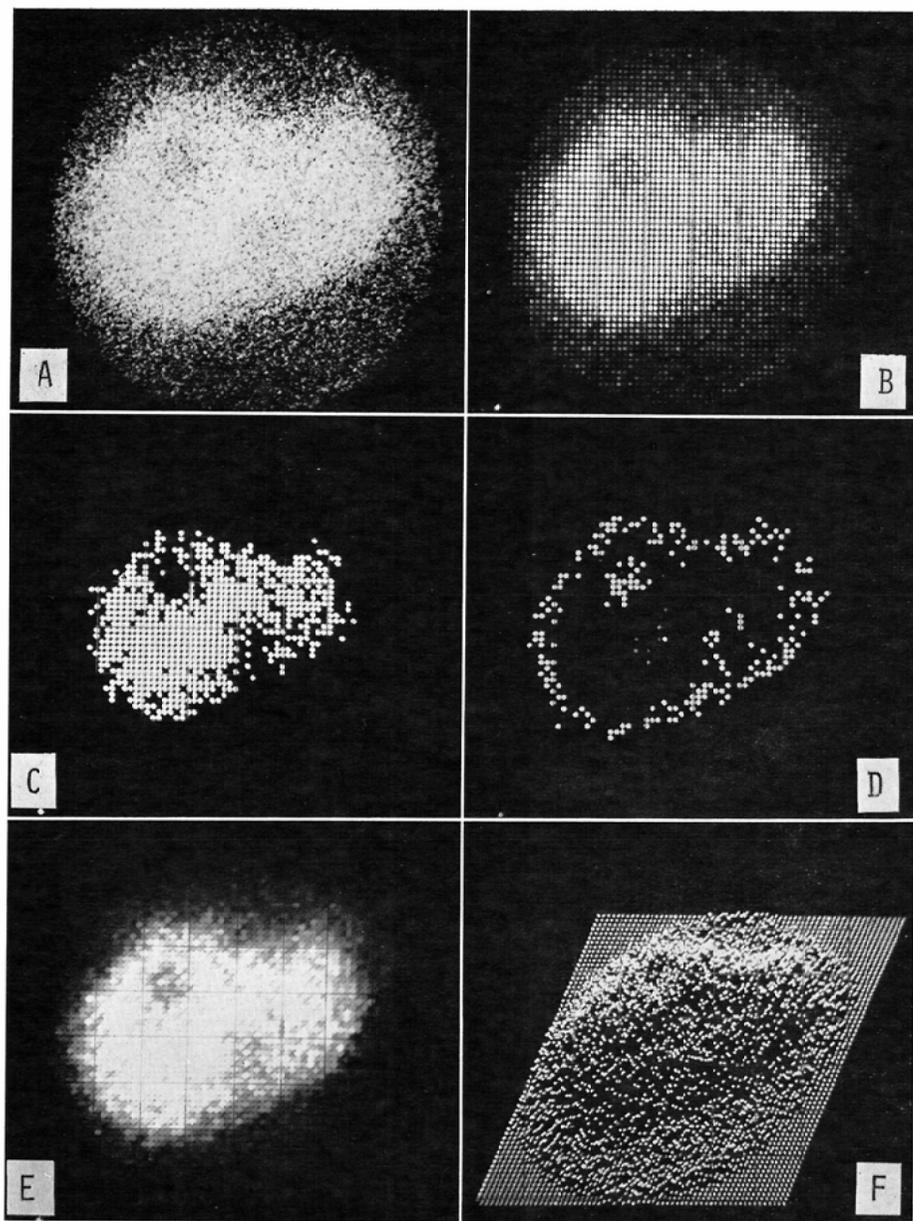


Fig. 1 Data processings of a liver phantom by various visual display modes.
 A) Analog image B) Digital image C) 45% Data suppression D) 10% Isocount
 E) Gray scale F) Three dimensional data presentation

用いて処理し、画像の改善を試みている。CDS-4096の主な処理機能は Table 2 に示すように大別すると表示機能と演算機能があり、シンチカメラデータを表示機能だけで処理しても Fig. 1 のご

とく実にさまざまな画像が得られる。しかし臨床的にはどれが最善であるかは現在のところ速断はできない。Fig. 2 Bのごとく表示機能の1種である threshold 処理によっても画像に含まれる欠損

像が強調されて可成り診断し易くなるのは事実であるが、thresholdにより計数値が可成り減少するので統計的バラツキがでてきて必ずしも見やすい画像ではない。しかしこれに演算機能の1種のsmoothing操作を2~3回加えると、Fig. 2 Cの

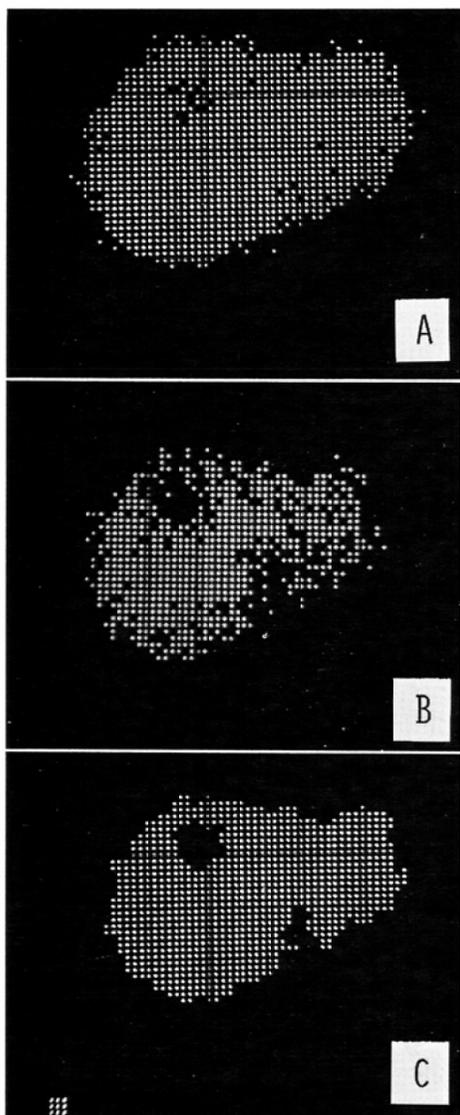


Fig. 2 Threshold images and smoothing image of a liver phantom.

- A) 30% threshold of full scale (64 counts)
- B) 45% threshold of full scale (64 counts)
- C) Two times smoothing image

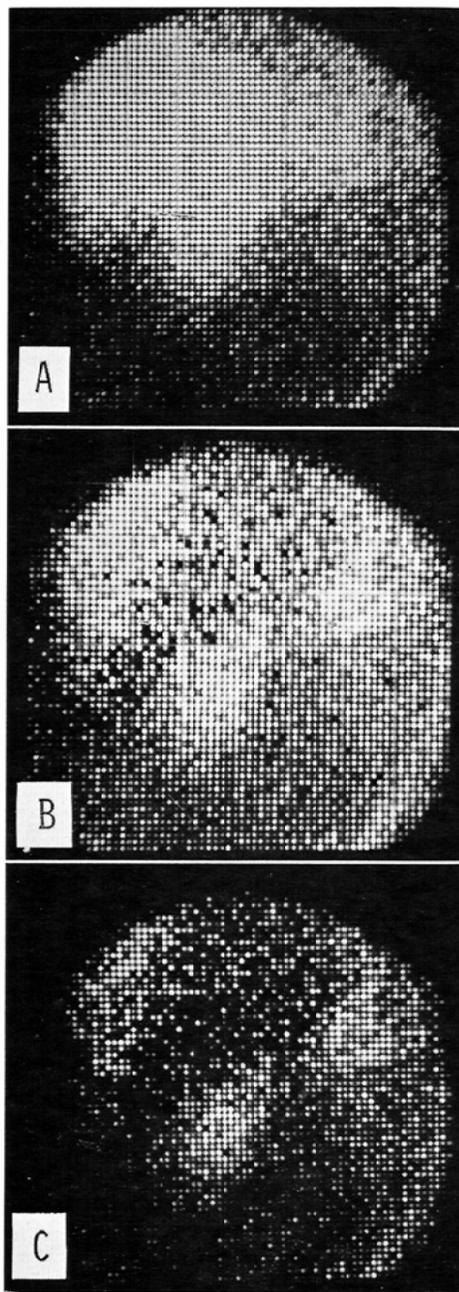


Fig. 3 Separation of the pancreas image from the overlapping liver pancreas image by ^{75}Se -selenomethionine.

- A) Overlapping liver pancreas image by ^{75}Se -selenomethionine. B), C) Image subtracted the liver image by ^{198}Au -colloid from the overlapping image.

ように可成り見やすい像に改善された。別の応用として、 ^{75}Se セレノメチオニンによる膵臓シンチグラフィは診断上有力な情報を提供することが期待されているが、肝臓も同時に描画されるために膵臓の読図診断が容易でないことによく遭遇する。 ^{75}Se セレノメチオニンによる肝臓と膵臓と重なったイメージから、患者位置を移動させず引続いて注射した ^{198}Au コロイドによる肝臓イメージを直視下で差し引くことにより (subtraction) 膵臓の像のみを残すことができた (Fig. 3)。以上の例でも明らかなようにシンチカメラからの R I イメージデータを on-line でボタン操作により即座に結果が得られ、その結果を直視しながらデータ処理を実行できることは、データ解析が非常に円滑に診断医の望む方向に臨機応変に進められる長所を持つ (計算機との対話)。更に後述の如く region of interest をライトペンで指定することができるようになったので、この on-line 操作は魅力的と云えよう。このようなデータ処理を行なう前にオリジナルデータを紙テープまたは磁気テープなどにコピーしておけば、種々のデータ処理を同一症例に繰返し実行することができるので便利である。

4.2 オフライン処理

前述のごとく専用のデーター処理装置は数々の特長を有してはいるが、処理機能は固定されて内

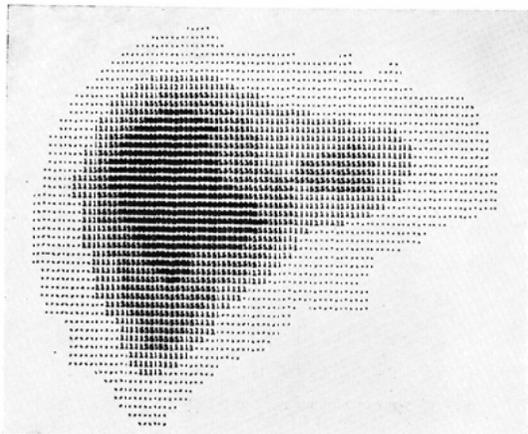


Fig. 4 Print out with a line printer
 ^{198}Au -colloid liver scintiphoto (Clinical case)

臓プログラム以外の演算処理は実行不可能である。そこでシンチカメラから CDS-4096 に記憶されたデーターを一旦紙テープに打出し、48Kバイトの FACOM-230/35 あるいは4 K語の磁気ドラムをもつ NEAC-2230 に入力し処理を行ない、ラインプリンターによる印字出力 (Fig. 4) または紙テープ出力で結果を得た。なお紙テープ出力は CDS-4096 に feed-back させ、紙テープリーダーによつて読み込み、そのまま CRT に表示させるか、さらに CDS-4096 により演算表示処理を行ない、CDS-4096 の処理機能の拡大をはかつた。

従来のスキャナーからの情報出力を磁気テープに記憶させて、汎用コンピュータにてバッチ処理する方式は Brown, D.W.¹³⁾ ら、Tauxe, W.N.

Table 3 Off-line data processing programs for expanding functions of the data processing system (CDS-4096)

| A. Transformation of output format | |
|------------------------------------|---|
| 1. | Print out by superimposed symbols |
| 2. | Multiple levels plot by symbols |
| 3. | Binary levels plot by two symbols (blank and one symbol) |
| 4. | Modification of image size |
| B. Data processing | |
| 1. | Correction of non-uniformity of sensitivity |
| 2. | Smoothing |
| 3. | Contour presentation of the organ |
| 4. | Enhancement of area of abnormal deposition of radioactivity |
| 5. | Thresholding |

ら¹⁴⁾、飯沼武¹⁵⁾¹⁶⁾らのグループの研究が最も早く国際的にも有名であるが、それらのプログラムも参考の上、現在までに試みた処理プログラムは Table 3 に掲げのごとくであり、詳細は別に報告する¹⁷⁾が、以下2, 3の例について述べる。

4.2.1. 感度むら補正

シンチカメラの感度むらはその機構上不可避免で、その補正を試みた。平行コリメータを装着したシンチカメラヘッドを均等照射するには点線源では無理で、均等な放射活性を有する面線源を用いる必要があるが、入手できなかつたので、

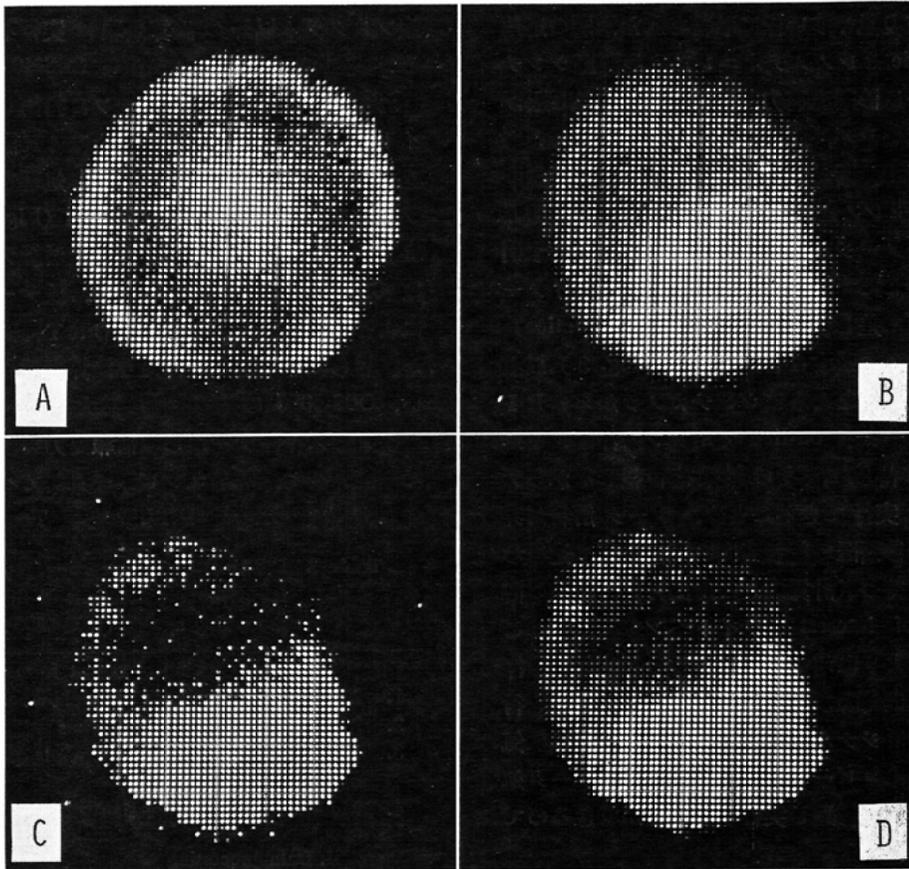


Fig. 5 Off-line correction of non-uniformity of sensitivity in RI imaging

- A) Scintiphoto after uniform exposure with ^{241}Am band source scanning revealed non-uniformity of sensitivity of scintillation camera. B) A brain scintiphoto under bad condition of unadjusted sensitivity resembles abnormal case. C) A brain scintiphoto data (B) was divided by sensitivity data of camera (A). The result shows normal appearance. D) Smoothing gave the picture of better quality.

帯状の ^{241}Am 線源を反復往復運動をさせる帯状 ^{241}Am スキャンニング装置を試作した¹⁸⁾。本装置によりシンチカメラの感度分布をチェックし、そのデータで臓器シンチグラフィデータを各チャンネル毎に除して補正を行ない、感度むらに影響されない臓器シンチグラムを得ている (Fig. 5)。

4.2.2 臓器の輪廓表示

RI イメージから臓器の輪廓を知る開原の方法¹⁹⁾の追試として、RI の計数値の変化を強調して表示することを試みた。Fig. 6 の例はまずCDS-4096 で on line 9 点 smoothing の前処理を行なつ

た上で、off line 計算機で各点ごとに周囲24点との差 (25点法) を求め、その差の総和で表示し、計数率の変化の大きい部位、即ち臓器の辺縁を強調したものである。Fig. 6 は計算機からの紙テープ出力を CDS-4096 に入力してCRT 上に表示したものである。臓器の輪廓が明らかになれば、計量診断への足掛りともなり、また将来は臓器の形状寸法の自動計測に進むことも考えられる。

4.3 等感度スキャナーと CDS-4096 の結合

筆者らは曾つて等感度スキャンニングを提唱した⁴⁾が、本法によると身体内のRI の位置に支配

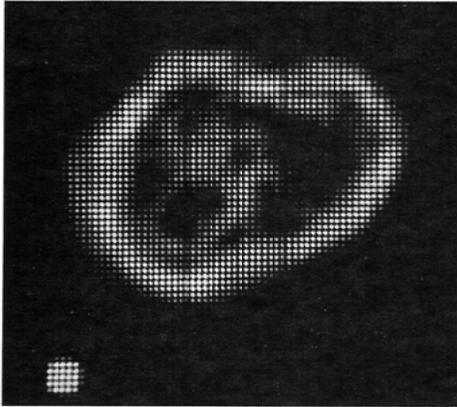


Fig. 6 Contour presentation of the organ (On-line smoothing plus Off-line processing)

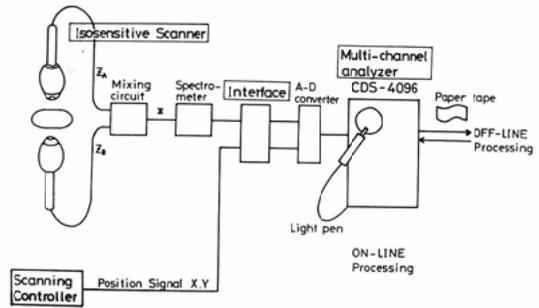


Fig. 7 Coupling of 4,096-word multi-channel analyzer to isosensitive scanner.

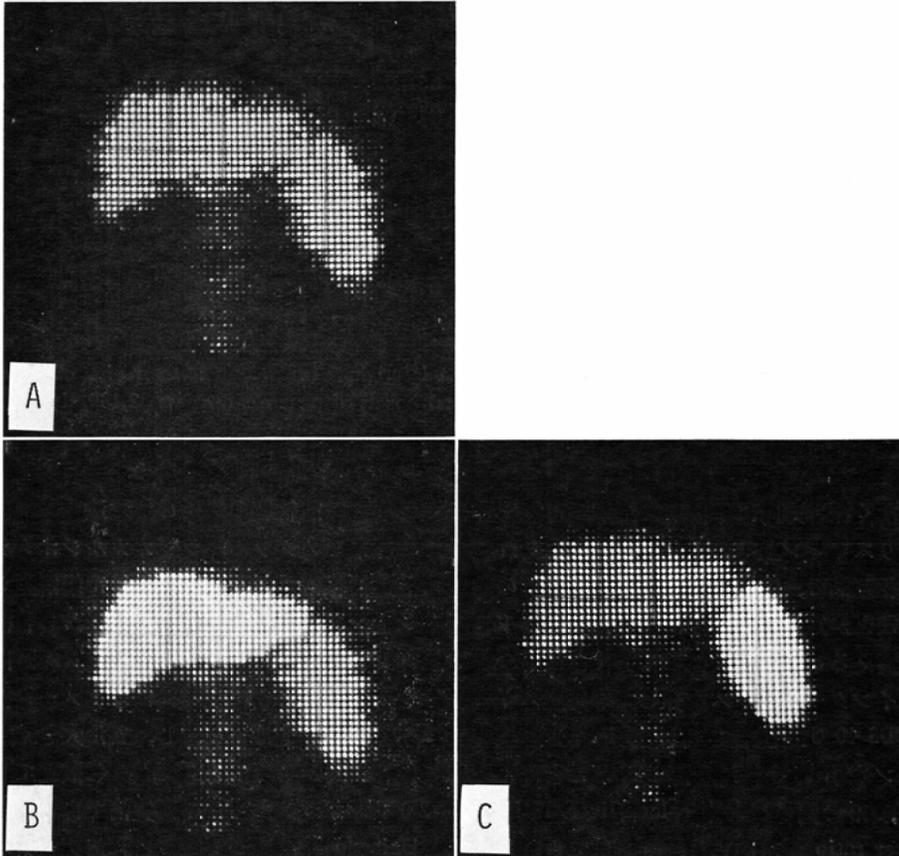


Fig. 8 A shows unprocessed original image of the ^{198}Au colloid scan; B, region of interest was set up by the light pen for covering the entire liver, summed counts was 18,147; C, summed counts of the spleen 10,366. Spleen/liver ratio 0.57.

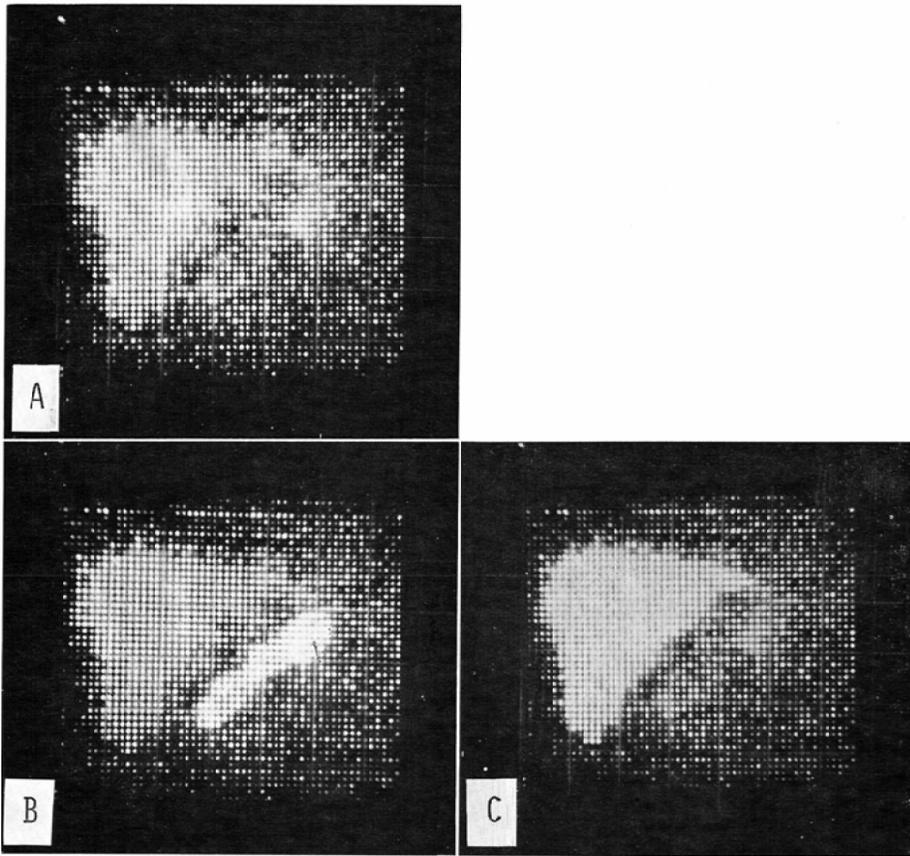


Fig. 9 Pancreas scan with ^{75}Se -selenomethionine. A is original image. In B the region of interest was set up for the pancreas; in C the liver. Total counts of pancreas area was 2,189, liver area 15,018.

されることなく深さ方向に等感度に測定が可能である。つまりスキャン上そのドットの数を数えれば、各臓器相互間の、臓器の左右別の、区域別の機能の比較などが定量的に可能になる。実際にドットの数を数えることは並大抵の苦勞ではないので、適当なインターフェースを介して等感度スキャナーと CDS-4096 を結合させた (Fig. 7)。附属のライトペンを用いて領域を設定することにより、Fig. 8, 9 の例のごとく spleen/liver ratio, pancreas/liver ratio が求められ、その他にも肺スキャンの際の profile histogram, 脳腫瘍における RI 取込率など数多くの臨床診断指標が得られるようになったが詳細は他に報告した²⁰⁾。

5. 動態情報の最近の処理法

従来レントグラム、ラジオカルジオグラムなどの動態情報はコリメータを付けた端窓型シンチレーションプローブによつて体表面から目標臓器を指向して測定しており、コリメータ視野内から臓器を外れないようにするにはコリメータ視野をなるべく大きくするようにし、また大きくすれば目標臓器以外からの放射能を多く数えてしまうと云うジレンマがあったのが実情であるが、Nuclear-Chicago 社によつて開発されたデータストアプレイバック装置をシンチカメラに併用することにより、上述の問題点は概ね解決された。すなわち、シンチカメラによつて得られる像の情報信号の凡

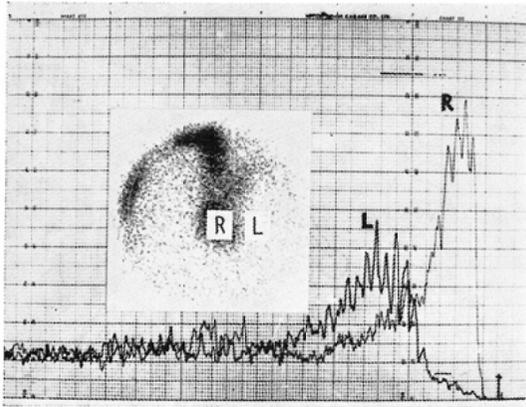


Fig. 10 Cardiovascular flow study with ^{99m}Tc I.V. injected bolus (Pho/Gamma Data-store/Playback System). Areas R and L were selected on the image playing back on the persistence scope. The image is the right oblique view. The dilution curves in the right and left chamber were obtained separately through ratemeter-recorder systems.

てを一旦ビデオテープに記憶させ、再生時臓器の画像を見ながら任意の形状寸法に視野を選ぶことができるので、これを electronic window probe と呼ぶ人もおり、正確なプローブの位置決めが可能になつてきた。像を観察し乍ら決定した視野内の放射能計数値の時々刻々の変化はレートメータを介して従来のようなレコーダに記録することが可能であり、Fig. 10の例のごとく従来ラジオカルフジオグラムとして心臓全体のカーブとして得られたものを左右の心室別の希釈曲線として描くことも可能になつてきている。さらにレートメータレコーダの代りに CDS-4096 を併用することにより、Fig. 11のごとく脳循環をデジタルに記録することができ、さらに微分、スムージングなどの操作を行なつて脳循環の mean transit time を求めることもできるようになつた。

一方このような方法ではなく、シンチカメラ像の細分化された局所における時間的な放射能集積排泄などの動態の rate constants を map 状または眺観図の functional image として表現する方法²¹⁾²²⁾も提案されており、将来の発展が期待されている。

6. おわりに

以上述べてきたことから明らかなように、R

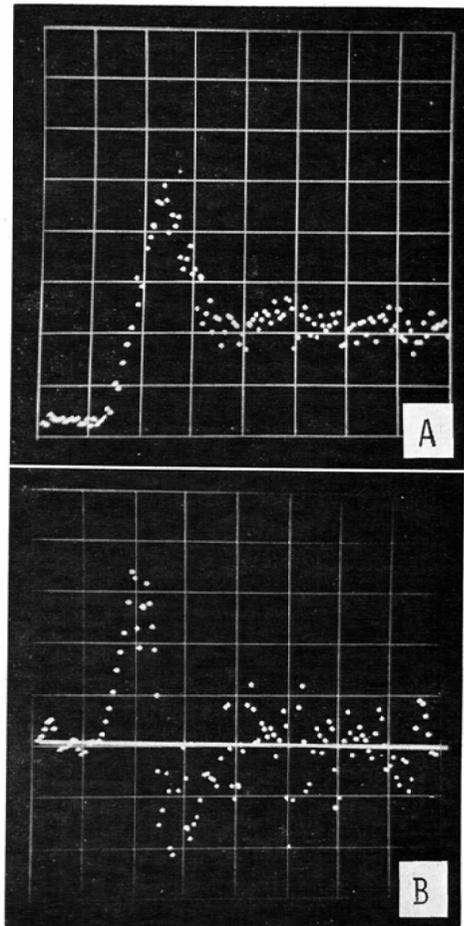


Fig. 11 The cerebrovascular flow study the ^{99m}Tc I.V. injected bolus.

A) Transit time activity histogram. B) Smoothed (statistically average) and differentiated. From fig. 11 (B) mean transit time can be estimated very precisely.

I イメージ装置による診断は、一方は画像を改良して現状より小さな病変を検出できるようにする方向と、他方は R I 分布を空間的にも時間的にも定量的に測定する方向とに情報処理の努力が向けられている。後者については矢張りコンピュータによるデジタルな処理が必要と思われるが、前者の画像修正、特徴抽出と云う点に関しては、今後 R I イメージ装置、放射性医薬品の発達によって画像の情報量が多くなればなるほど、on-lineでのコンピュータ処理は経済的に困難になつてく

ることも考えられる。たとえば筆者らによれば、シンチカメラ、スキャナーの現在の性能に適合した on-line 使用のミニコンピュータの store および display に必要なコアメモリ数は16Kであり²³⁾、RIイメージ装置の解像力が上つてくると飛躍的にコアメモリ数の増加が必要になつてくる。したがって将来迅速に結果を知りたい実地臨床分野ではレーザー光線などを利用する光学的な空間フィルタリング²⁴⁾技術が代つて重要性を増してることが推測される。

本シンポジウムに参加発表の機会を与えられた学会長宮川正教授、司会野辺地篤郎博士に感謝いたします。なお本研究の一部は昭和45年度厚生省がん研究助成金「がんの診断および治療への医用情報処理の応用」(班長梅垣洋一郎)によつて行なわれたことを附記し謝意を表します。

最後にご校閲をいただいた平松博教授に深謝いたします。

文 献

- 1) 小島一彦, 久田欣一, 鈴木 豊: 電子計算機による核医学的肝診断, 第9回日本アイソトープ会議報告文集, 395—397, 日本原子力産業会議(1969年),
- 2) Hisada, K., Hiraki, T. and Kawanishi, H.: Clinical Applications of Multi-nuclide Scintigram (1st Report) Its Clinical Significance. *Radioisotopes* 12 (1963) 384—389.
- 3) Hisada, K., Hizume, I. and Matsudaira, M.: Using Digital-Computer Circuitry for Multi-nuclide Scanning. *J. Nucl. Med.* 9 (1968) 550—553.
- 4) Hisada, K., Ohba, S. and Matsudaira, M.: Isosensitive Radioisotope Scanning. *Radiology* 88 (1967) 124—128.
- 5) Hisada, K., Hiraki, T., Ohba, S. and Matsudaira, M.: Simultaneous Performance of Isosensitive Scanning and Bilaminoscaning. *Radiology* 88 (1967) 129—134.
- 6) 松本 進, 松平正道, 久田欣一: マルチカットオフスキャンと普通フォトスキャンの優劣について, 日本核医学会第8回北陸地方会にて発表(1970年9月20日, 福井),
- 7) 久田欣一, 三嶋 勉, 松平正道: 短半減期核種^{113m}Inとアイソトープイメージ装置(会). *日医放誌*, 27 (1967). 871.
- 8) Bruno, F.P., Brookeman, V.A. and Williams, C.M.: A Digital Computer Data Acquisition, Display and Analysis System for the Gamma Camera. *Radiology* 96 (1970) 658—661.
- 9) Ashburn, W.L., Moser, K.M. and Guisan, M.: Digital and Analog Processing of Anger Camera Data with a Dedicated Computer-Controlled System. *J. Nucl. Med.* 11 (1970) 680—688.
- 10) 鳥塚, 浜本, 藤井, 森田, 向井, 高坂, 半田: シンチカメラ, 日本臨床, 27 (1969). 3001—3019.
- 11) シンポジウム「電子計算機のRIイメージプロセッシングへの応用」第10回日本核医学会総会(1970, 金沢),
- 12) 小島一彦, 久田欣一: 医用データ解析装置CDS 4096の核医学応用 *Radioisotopes* 20 (1971). 266—272.
- 13) Brown, D.W.: Digital Computer Analysis and Display of the Radioisotope Scan. *J. Nucl. Med.* 5 (1964) 802—806.
- 14) Tauxe, W.N., Chaapel, D.W. and Sprau, A.C.: Contrast Enhancement of Scanning Procedures by High-Speed Digital Computer. *J. Nucl. Med.* 7 (1966) 647—656.
- 15) 飯沼 武: RI imaging (シンチスキャンニング)における電子計算機の利用, 放医研ニュース, 11 (1968). 21—34.
- 16) 飯沼 武: RIイメージングに対するデジタル技術の応用, 医用電子と生体工学, 7 (1969) 269—280.
- 17) 小島一彦, 久田欣一: シンチカメラ像のオフライン・データ処理 *Radioisotopes* 投稿予定.
- 18) 久田欣一, 小島一彦, 松平正道: シンチフォトグラフィのための帯状²⁴¹Amスキャンニング装置, 医学のあゆみ, 74 (1970), 650—652.
- 19) 開原成允: 電子計算機による医学的画像処理, 医学のあゆみ, 76 (1971). 146—154.
- 20) Hisada, K., Kojima, K., Matsudaira, M. and Hiramatsu, H.: Quantitative Evaluation of Radioisotope Distribution in Vivo by Isosensitive Scanner plus 4,096-word Multi-Channel Analyzer Coupling. First Scientific Assembly of World Federation of Nuclear Medicine and Biology (June 26—27, 1971) に発表 *Radiology* に投稿中
- 21) Kaihara, S., Natarajan, T.K., Maynard, C.D. and Wagner, H.N. Jr.: Construction of a functional image from spatially localized rate constants obtained from serial camera and recitilinear scanner data. *Radiology* 93 (1969) 1345—1348.
- 22) MacIntyre, W.J. and Inkley, S.R.: Functional Lung Scanning with ¹³³Xe. *J. Nucl. Med.* 10 (1969) 355.
- 23) 小島一彦, 久田欣一, 松平正道: シンチカメラ用ミニコンピュータの適正記憶容量についての考察, 日本核医学会第9回北陸地方会にて発表(1971年2月28日, 金沢),
- 24) Cykowski, C.B., Kirch, D.L., Polhemus, C.E. and Brown, D.W.: Image Enhancement of Radionuclide Scans by Optical Spatial Filtering. *J. Nucl. Med.* 12 (1971) 85—87.