

Title	小型電子計算機によるシンチグラムのOn line処理
Author(s)	三枝, 健二; 笥, 弘毅; 有水, 昇
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1972, 32(7), p. 587-594
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18237
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

小型電子計算機によるシンチグラムの On line 処理

千葉大学医学部放射線医学教室 (主任: 笥 弘毅教授)
三枝 健二 笥 弘毅 有水 昇*

(昭和47年6月29日受付)

On-line data processing of radioisotope scintigraphy
using a small-computer.

Kenji Saegusa, Noboru Arimizu, * and Hirotake Kakehi,
Department of Radiology, Chiba University School of Medicine, Chiba, Japan

Research Code No.: 705

Key Words: Scintigraphy, Data processing, On-line computer

In conventional radioisotope scintigraphy, the image obtained is interpreted by human visual systems as qualitative patterns. However, the process sometimes results in losing much diagnostic informations. This report deals with the utilization of a small computer for delineating the digital images and making its further computer analysis. The original data either derived from an Anger camera or from a whole body scanner are directly stored into the 4K core memories of computer in the digital form. The field of view contains about 1K image cells over the areas of $30 \times 30 \text{ cm}^2$ to $50 \times 180 \text{ cm}^2$. For kinetic studies of digital images, 8×8 image cells are adopted over the field of view and 32 frames of images are successively stored at the intervals of choice. As instructed by a program set up in advance for data processing, the computer performs mathematical procedures on the stored data, displaying the processed images so that human eyes can easily extract the diagnostic informations from them. Five methods of image processing are described, (1) smoothing (2) subtraction, (3) contrast enhancement (4) differential imaging, and (5) dynamic histograms on a regional area of interest. The practical applications of those methods are demonstrated.

1. はじめに

電子計算機 (以下電算機と略す) の核医学分野への応用は最近急速に進んで来ている。放射性同位元素 (R I) を患者に投与し、シンチスキャナあるいはシンチカメラにより体内臓器を体外より描写する、いわゆるシンチグラフィは臨床診断法の1つとして日常利用されているが、この面でも

数年前より電算機の利用が試みられ、その価値を認めた数多くの報告¹⁾⁻⁶⁾がなされている。

電算機のシンチグラフィへの応用としてはシンチグラム画像の処理、定量的解析、臓器局所の動態解析、あるいはパターン認識による自動診断などが挙げられるが、処理の内容により使用する電算機も on line,あるいは off line で大型から超小

*Present Address: Clinical Research Section, National Institute of radiological Sciences, Chiba, Japan.
現在放医研臨床研究部

型までその種類はまちまちである。この研究はシンチスキャナおよびシンチカメラと小型電算機（記憶容量4 K語）を on line で組合せ、シンチグラムデータの処理を簡易化し、ルーチンに使用しやすくすることを目標として始めたものである。

2. 装置およびデータ処理の内容

装置は入出力制御装置、中央処理装置（日立製小型コンピュータ HITAC 10使用）、データタイプライタ、CRT表示、および X-Y レコーダーからなり (Fig. 1), データの収集、表示は Fig. 2 に

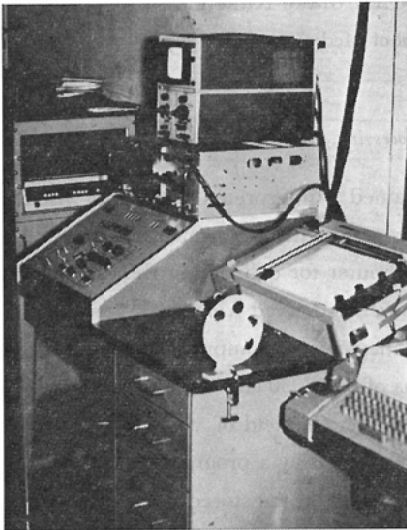


Fig. 1. Radioisotope data processing system (Hitachi Co.).

示すとおりである。

シンチカメラあるいはシンチスキャナからの情報はデジタル量としてインターフェースを介し、電算機の記憶素子（コアメモリ）に読込まれる。コアメモリは8 K語まで増設できるが、現在内蔵している記憶容量は4 K語（1語16ビット）である。この記憶素子の一部がデータの演算処理プログラムに使用されるので、現在の所、4 K語全部をシンチグラムの情報の収集に利用することは出来ない。プログラミングに要する記憶素子の数は演算処理の内容により異なるが、この装置では2 K語を使用している。従ってシンチグラムの

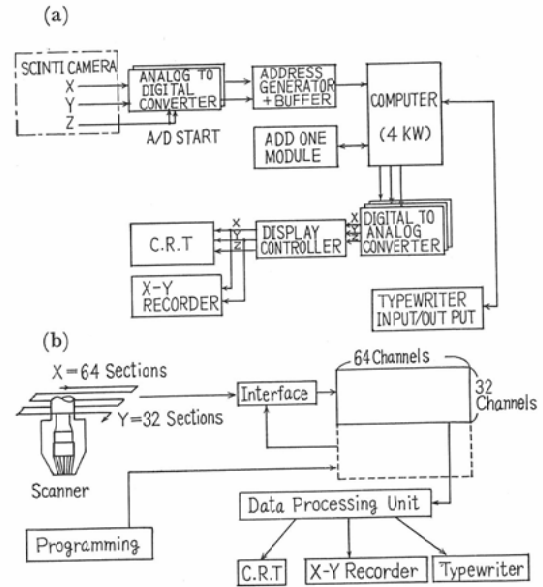


Fig. 2. Schematic diagrams of on-line data processing instrument for operation with a scinticamera (a) and a scintiscanner (b).

デジタル記憶には残りの2 K語が利用できる。シンチカメラの場合、情報源（すなわち検出器）の有効視野は直径約25cmの円で、像形成の点の配列 (matrix) は正方形をとるため、点の数をX, Y同数にとるとこの装置で情報収集に利用できる記憶素子の数は 32×32 (1 K語) となる。従ってこの場合は収集情報 (original data) の保持に1 K語が使われ、残りの1 K語は演算処理後のデータ保持に利用される。記憶素子2 K語のすべてをシンチカメラの情報収集に利用しようとするれば、 40×40 あるいは 45×45 のマトリックスとなるが、X軸, Y軸の番地設定が2の冪乗で決めざるを得ないので、40あるいは45という数はとれない。これをソフトウェアで行なうことはできるが、時間分解能が悪くなり、使用するには問題がある。 32×32 のマトリックスを使用した場合、1画素は検出器面で8.6mm平方の大きさに相当する。シンチカメラの画像処理は通常このマトリックスが使用されるが、特殊なマトリックスとして、1) X, Yの一方を細かくとるような点の配列、例えば256

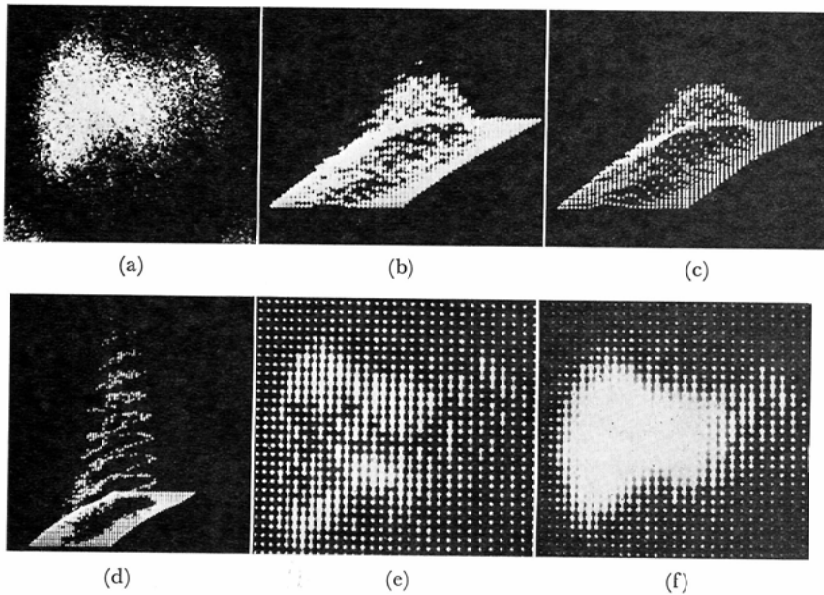


Fig. 4. Scintigrams of normal liver, accumulating counts of 2×10^4 . (a) original, (b) three dimensional display before smoothing, and (c) after smoothing. (d) isocounts display, (e) matrix display with differential modulation, and (f) with smoothing.

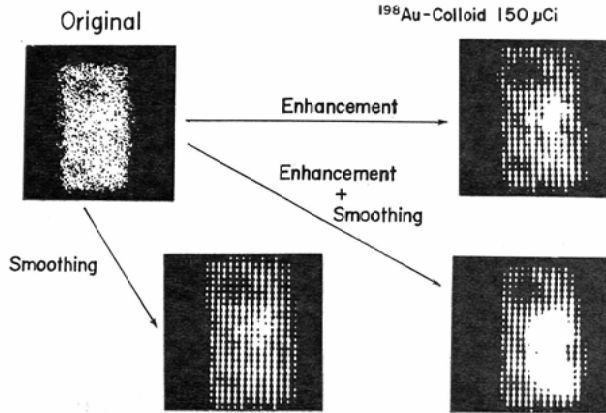


Fig. 5. Modes of computer display of phantom scintigram with scinticamera.

マトリックスによる二次元表示は原シンチフォトに比べ見やすいが、絵素の数が1Kではこの程度の画像しか期待できない。Fig. 4は肝シンチグラフィの例で(a)は原シンチフォト、(b)、(c)はこれを三次元表示したものである。RI分布状態が放射能の高低の山として表現されている。Smoothing処理をした(c)は処理前の(d)

に比べ、高低のばらつきによる乱れがなく、明らかに見やすい像を示す。また、Fig. 4 (d)は原データに示された計数密度を10分割し、等計数領域を分離し、三次元的に表示したものであるが、見馴れないためか臓器形態のイメージが把握しがたい。(e)、(f)はDifferential, Smoothing処理を行ない二次元で表示したものである。Diffe-

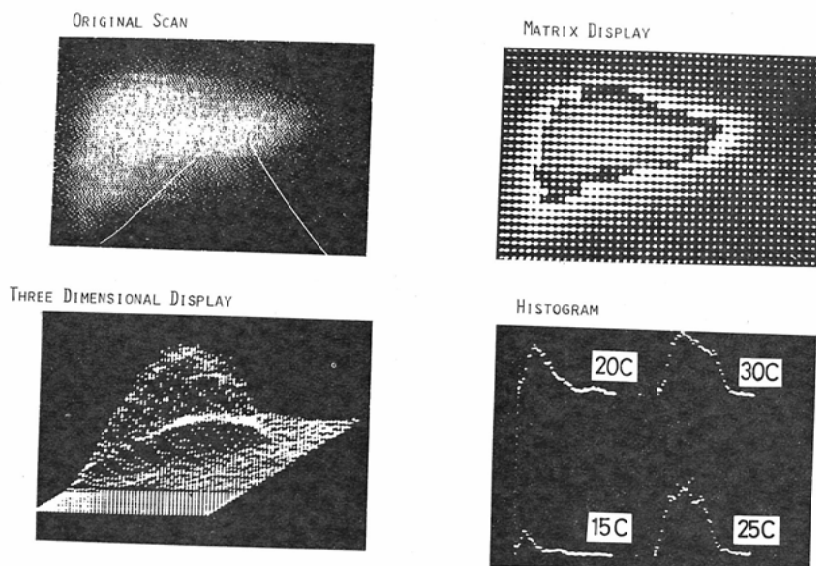


Fig. 6. Modes of computer display of liver scintigram with scintiscanner.

rential 処理については処理が X 軸方向についてのみ行なわれているので、かなり片寄った情報となつている。なお改良すべき点が残されていると考えられる。これら処理の例では原シンチフォトに比べ処理後の表示はかなり異なつたイメージを与えるものであり、臨床的にどんな有用性があるか即断しがたい。

Enhancement および Smoothing 処理の効果については欠損部をもつ直方体ファントムで実験を試みた。Fig. 5 にその結果を示すが、欠損部は原シンチフォトに比べ処理後の画像でより明瞭のようである。このように欠損像の認識にはデータ処理は有利と考えられるが、しかし、処理の程度によつてはかえつて誤つた判断を下す場合もあるので、この点は考慮しなければならない。

3.1.2. シンチスキヤナについて

スキヤナによる情報はサンプリング面積毎に収集され、記憶素子に読込まれる。このため、スキヤン面積のみならず、サンプリング面積の大きさにより種々異なつたマトリックスをとる。Fig. 6 は肝スキヤンの例で、原シンチグラムと三次元(鳥瞰図)、二次元の各マトリックスおよび一次元 Profile を示したものである。マトリックスの大

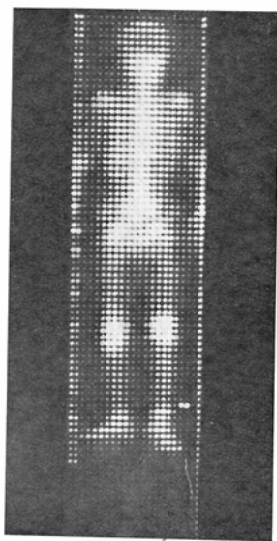


Fig. 7. Matrix display of whole body scintigram. Sampling area of $20 \times 20 \text{ mm}^2$, $^{87\text{m}}\text{Sr}$ 2 mCi i.v. administration.

きは 46×44 であるが Y 方向のデータは 35 までである。そして 1 絵素はサンプリング面積 $6 \times 6 \text{ mm}^2$ に相当する。任意の X または Y 方向の一次元 Profile はデータタイプライタからのコマンドにより容易に求められる。この例ではマトリックスの下端から 15, 20, 25, 30 各行の X 方向 Profile

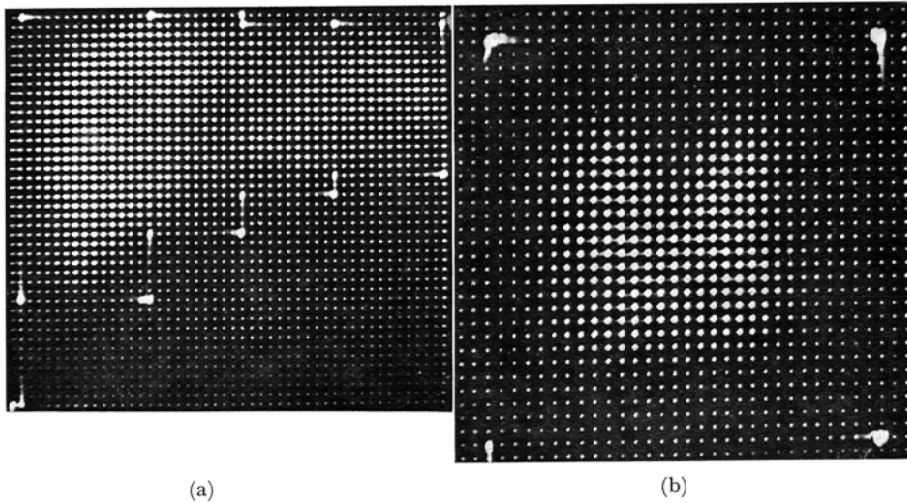


Fig. 8. Setting of integral counting region. (a) liver and (b) thyroid.

を示してある。これは X-Y レコーダに記録したものであるが、勿論 CRT にも表示される。腎スキャンのような場合に一次元 Profile 表示を行なうと、左右の腎放射能強度の比較も容易に行なえるので有用性があると考ええる。スキャン面積の大きい例として、Fig. 7 に全身スキャンのマトリックス表示を示したが、これは 1 絵素が $20 \times 20 \text{ mm}^2$ の面積に相当する。このようなデジタルシンチグラムから全身あるいは特定臓器の積算計数を容易に求めることが出来る。すなわち、関心領域を指定すれば、その領域内の全情報を量的な分布としてデジタル値でタイプに打出すことも出来るし、その計数の総和を得ることも容易である。したがって、この方法を用いれば肝、脾 RI の摂取比、および肝脾の RI 摂取比を求めることは至極簡単である。また、甲状腺スキャンから ^{131}I 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ などの摂取率を求める場合にも利用される (Fig. 8)。

3.2. 臓器局所の動態観察

シンチカメラを利用すれば短時間で目的臓器が描記されるのでこれを経時的にポラロイドカメラ、あるいは 35mm ロボットカメラでとれば RI 分布の時間的推移をある程度把握できる。しかし、カメラ描写では臓器局所の動態機能観察を定量的に知ることは出来ない。あるいはカメラで追従で

きないような、より早い動態の画像描記には適さない。シンチカメラを用いて臓器局所の RI 動態を定量的に観察するためには通常、磁気テープ（あるいは磁気ドラム）と組合せたマルチチャンネルアナライザ、電算機あるいはダイレクトストア装置が利用されるが、いずれも設備にかなりの費用が必要であり、磁気テープを持たない場合はむずかしい。この目的に近いことを磁気テープのないわれわれの装置で行なう方法を試みた。原理はシンチグラム画像表示を 32×32 マトリックスから 8×8 マトリックスに減じ、一定時間毎（最小

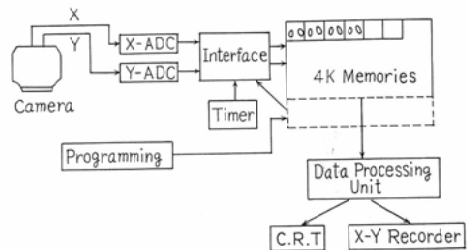


Fig. 9. Block diagram of dynamic processing for functional images.

1 msec) に繰返し記憶するものである。このようなプログラムを作成すると 32 画像まで記憶できる (Fig. 9)。この方法を臓器局所の動態観察に試みた。Fig. 10 は ^{203}Hg ザリルガン $220 \mu\text{Ci}$ 静注

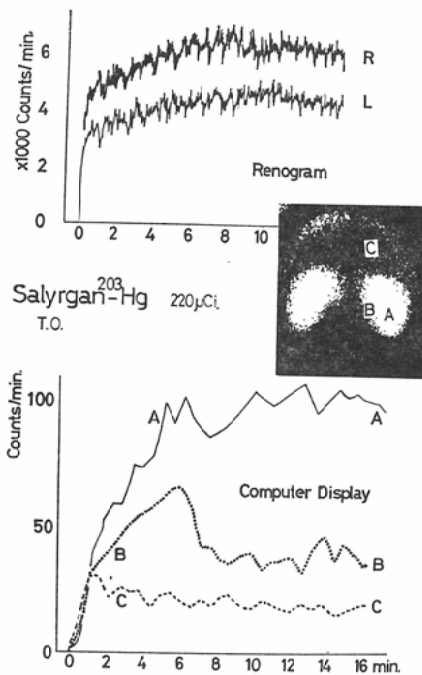


Fig. 10. Comparison of ordinary renograms (upper) and regional histograms (lower) measured over three zones A, B, and C, of the renal scintigram after intravenous injection of ^{203}Hg -Salyrgan.

例で、カメラの情報をレングラムとして描記すると同時に、30秒間隔で 8×8 のマトリックスに記憶させ、その局所（シンチフォト上のA, B, C）動態をみたものである。部位によつてR I分布の推移の違いが明瞭に把握できる。すなわち、臓器局所の形態のみならず、機能をも同時に知ることができる。

4. 考 察

電算機を on line で使用するシンチグラフィのデータ処理はすでに国内でも幾つかの施設で行なわれ³⁾⁴⁾、その価値が認められて来たが、未だ十分に活用されるまでに至らない。使用上の簡易化、最適なデータ処理プログラムの確立などが今後の開発課題である。R Iのデータ処理として電算機を用いる有利な点は最適なプログラムを選択し、随時交換できるため融通性に富んでおり、多方式のデータ処理が可能なことであろう。ただ難

点はプログラムのために記憶素子が使用されるので、4 K語内臓の電算機では不十分なことである。やはり少なくとも8 K語程度の記憶容量をもつ装置が望まれる。記憶容量は多いにこしたことはないが、高価にもなり、また検出器系の分解能とも合せて考慮する必要がある。記憶容量が多くなれば、マトリックスを 64×64 あるいはそれ以上大きくとれるので絵素当りの面積はより小さく、計数も小さくなり Smoothing などの処理は効果的と考える。しかし、 32×32 のマトリックスでは結果的に各絵素がある程度 Smoothing されているので、Smoothing 処理をさらに行なつてどの程度画質が向上されているかは問題で今後検討して行きたい。記憶容量4 K程度では画質の向上よりむしろ量的なデータ評価の面で利用の方が得策かも知れない。現在、この装置に常時読込ませてある処理プログラムは既述のとおり6種類であるが、どのような処理が臨床上有用であるかはさらに実験を重ねて決めて行かねばならない。そして、最良のプログラムを選定することが肝要である。シンチグラフィでのデータ処理は画質の改善によるシンチグラムの診断能向上が主に考えられて来たが、臓器局所の量的解析、局所の早い変化を追求する動態機能検査の面での利用 (Functional image) が、今後ますます伸展するものとする。この場合、高速磁気テープなどを併用すればより有効である。この装置の使用については未だ多くの改良すべき点も認められるが、現状でもかなりの演算処理はできるので実用的価値は高い。

5. まとめ

シンチカメラあるいはシンチスキャナからのデータを小型電算機からなるR Iデータ処理装置（記憶容量4 K語）に導入し、on line でシンチグラムのデータ処理を行なつた。ソフトウェアにより融通性に富む画像処理ならびに表示が行なわれるので、臨床上有用と考える。

この研究の一部は昭和45年度文部省科学研究「ラジオアイソトープイメージのデータ処理に関する研究」（班長入江英雄教授）によつて行われた。また、本装置の製作を担当された日立レントゲン株式会社柏工場

ME設計川島勲課長、塚田湧長氏に深謝する。

文 献

- 1) Bruno, F.P. et al.: A digital computer data acquisition, display, and analysis system for the gamma camera. *Radiology* 96 (1970), 658—661.
- 2) Inuma, T.A. et al.: Digital data processing and display in radioisotope imaging. *Medical radioisotope scintigraphy. I.* 715—729, IAEA, Vienna, (1969).
- 3) 北島 隆, 他: 小型電算機によるシンチグラフィのオンラインデータ処理, *核医学* 8 (1971), 103—110.
- 4) 小島一彦, 他: 医用データ解析装置CDS—4096の核医学応用, *Radioisotopes* 20 (1971), 266—271.
- 5) MacIntyre, W.J. et al.: Three-dimensional computer readout of radioisotope scan data. *Radiology* 90 (1968), 22—26.
- 6) Tauxe, W.N.: Digitization and data processing of scintiscan matrices by high speed computer. *Medical radioisotope scintigraphy. I.* 803—813. IAEA, Vienna, (1969).