

## データ処理装置 USC-1 によるガンマ カメライメージのオンライン処理

松 本 政 典      広 田 嘉 久  
立 志 公 和      安 永 忠 正

### 1. 結 言

ラジオアイソトープ (RI) の体内分布状態を二次元的な画像として測定記録する装置であるシンチスキャナやガンマカメラは、臨床診断に広く利用されている。特に、ガンマカメラは、最近めざましい普及をみており、分解能の向上などの性能改良にも種々の努力が払われ、かなりの成果があげられている。

しかしながら、RI イメージは装置の固有分解能、感度の不均一性、打点の統計的変動、コリメータの分解能などの諸因子による種々のボケを含んだ質の悪い画像である。そこで、RI イメージの改善をはかり、より多くの価値ある情報を得るために、電子計算機の利用が数年前より試みられ、数多くの報告<sup>1-18)</sup>がなされている。

電子計算機の RI イメージ情報処理への応用には、画質改良処理 (ボケ修正、均一性の補正、スムージング、サブトラクションなど)、定量的解析、臓器あるいは臓器局所の動態機能の解析、及びパターン認識による自動診断などがある。利用されている電子計算機の種類も、on-line あるいは off-line で、大型から小型まで、又、汎用電子計算機や専用のデータ処理装置など、色々のものがある。

我々も、1971年より、4K 語のメモリーをもつ固定プログラム方式のデータ処理装置 USC-1 (東芝製) を delay-line ガンマカメラ GCA-102 と on-line で用い、情報処理を行つている。USC-1 はハード的に処理プログラムが組み込まれたデータ処理装置であるが、その応用範囲は広く、RI イメージの画像処理、臓器及び臓器局所の動態機能測定、マルチチャンネル波高分析器として  $\gamma$  線エネルギースペクトルの測定解析などに利用できる。本論文では、本装置を用いた RI イメージの画像処理について、若干の検討を加えるために、実験的研究を行つた結果について報告する。

### 2. 装置の概要と処理能力

本装置はツイン ADC ユニット、メモリーユニット (4K 語)、データコントロールユニットからなり、IO 機器として、CRT ディスプレイ、MT レコーダ、紙テープパンチャ、紙テープリーダー、デジタルプリンタ、および XY レコーダを附備している (Fig. 1)。

メモリーユニットの記憶容量は 4K 語、1 語 20 ビットである。ただし、本装置の特徴として、20 ビットを 2 つに分けて、1 語 10 ビットで 8K 語に拡張して使用可能である。RI イメージを記憶する場合のマトリックスとしては、20 ビット (4K 語) の場合、 $32 \times 32$ 、 $32 \times 64$ 、 $32 \times 128$ 、 $64 \times 32$ 、 $64 \times 64$ 、 $128 \times 32$  の 6 種類、10 ビット (8K 語) の場合、 $64 \times 32$ 、 $64 \times 64$ 、 $64 \times 128$ 、 $128 \times 32$ 、 $128 \times 64$ 、 $256 \times 32$  の 6 種類、合計 9 種類があり、スイッチの切り換えによつて簡単に選択することができる。

熊本大学医学部放射線医学教室

(主任：片山健志教授)

受付：48年7月13日

別刷請求先：熊本市荏町 1-1-1 (〒 860)

熊本大学医学部放射線医学教室

松 本 政 典

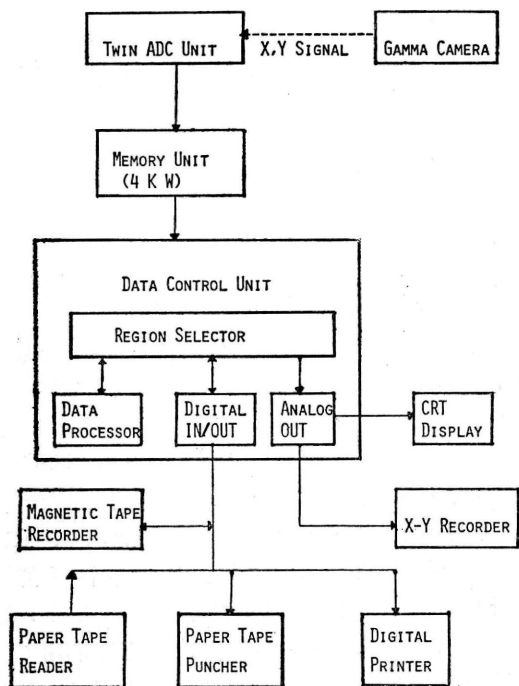


Fig. 1. Block diagrams of data processing system USC-1.

ガンマカメラからの位置信号、すなわち放射線のシンチレータへの入射位置に対応した X 及び Y 方向のアナログ信号を、それぞれ 2 台の ADC でデジタル信号に変換し、例えば、 $64 \times 64$  のマトリックスで使用する場合は、そのマトリックス内の対応する要素に 1 カウントを加える。このようにして、次々に入ってくる位置信号をデジタル変換し、対応する各要素に計数を加え、ガンマカメラのイメージを  $64 \times 64$  の点で形成し、記憶する。記憶されたイメージに対しては、USC-1 に内蔵された処理機能によって各種のデータ処理を行うことができる。

USC-1 に内蔵された処理機能は、大きく分けて表示機能と演算機能に分けられ、次に示すとおりである。

#### 表示機能

1. 像の輝度変調 (計数値の差による)
2. 像の三次元的表示

3. 等計数率レベルの表示
4. Threshold 処理像の表示
5. Profile histogram の表示

#### 演算機能

1. 関心領域 (ROI) のデジタル的選定
2. Threshold level の選定
3. Profile histogram の選定
4. 定数の加算, 減算
5. 定数の掛算, 割算
6. 微分, 積分
7. Smoothing (3 点荷重平均)
8. 2 種のイメージのそれぞれ対応する要素内のデータの加算, 減算

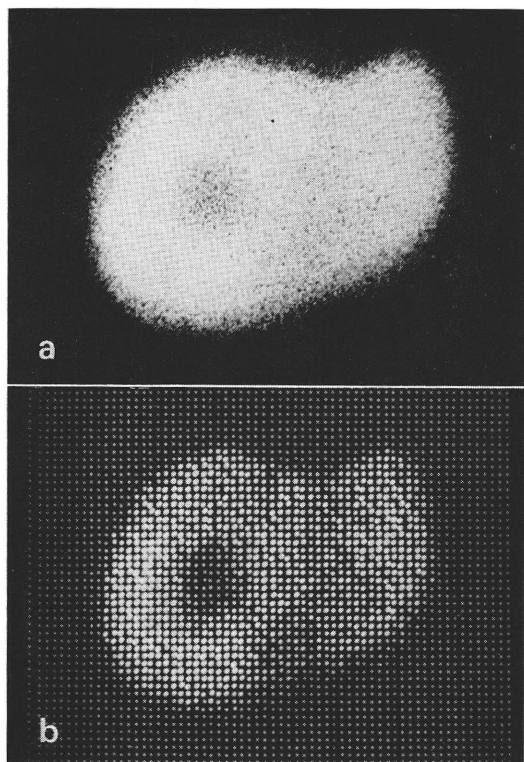
USC-1 は、これらの処理プログラムがハード的に組み込まれた、固定プログラム方式の小型コンピュータで、プログラムの組み換え、実行はパネル面のスイッチ群の組み合わせによって行われる。そのため 4K 語の記憶容量がそのままデータの記憶に使用できる。しかし、ソフトプログラムでの使用はできない。

### 3. ガンマカメライメージの画像処理

ガンマカメラからの画像データを二次元的なマトリックスとして記憶させる場合、前述のように、各種のマトリックスが選べるが、通常、著者等は  $64 \times 64$  のマトリックスとして記憶させている。USC-1 によるガンマカメライメージの各種画像処理について、2 箇所には陰影欠損をもつ肝ファントムを用いて実験を行つた。

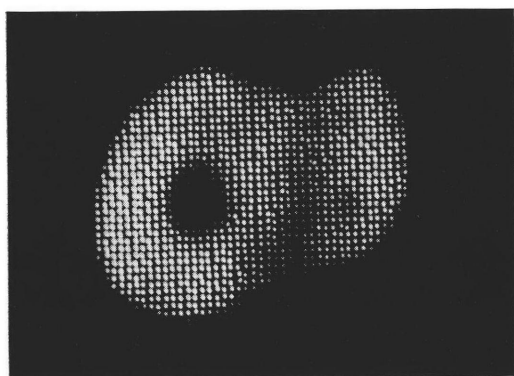
Fig. 2 は、(a) がガンマカメラの原シンチホト、(b) が  $64 \times 64$  のマトリックスとして記憶させ、CRT に表示したものである。この両者には、差は見られないが、USC-1 に記憶されたイメージには、USC-1 の処理機能を利用し、各種のデータ処理を加えることができる。

Fig. 3 は、輝度変調機能により計数率の差に対して、コントラスト強調を行つたものである。2 個の陰影欠損を明瞭に認めることができる。



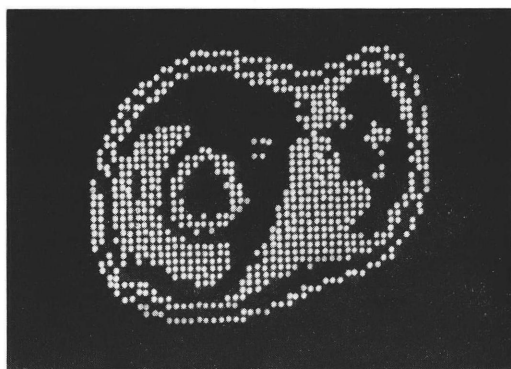
**Fig. 2.** Scintiphotograph and matrix display of liver phantom with two defects, accumulating counts of  $1.5 \times 10^5$ .

- (a) Scintiphotograph by GCA-102  
(b) Matrix display by USC-1

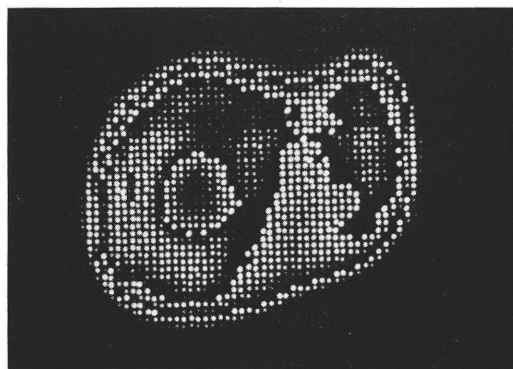


**Fig. 3.** Gray scale display.

Fig. 4 は、等計数率レベル表示で、データフルスケール・スイッチによって指定された値を最高



**Fig. 4.** Isocount levels display.



**Fig. 5.** Isocount levels display with gray scale.

値として、計数密度を 8 等分し、等計数領域を分離し、明暗の 2 段階表示を行つたものである。Fig. 5 は、等計数率レベル表示に輝度変調を加えたものである。この両者を比較すると、前者はややもすると、右葉中央部の欠損を見落す危険があるが、後者のように輝度変調を加えてやると、欠損部の中心に近くなるに従つて輝点が薄くなつているので、欠損として容易に認めることができる。

Fig. 6 は、threshold 処理像である。threshold level の選択は任意に行うことができるので、CRT 上でイメージを眼で見ながら、適当なレベルを選ぶことができる。これによつて、欠損部の強調ができる。

Fig. 7 は、鳥瞰図とか 3 次元表示とか言われるもので、各チャンネルの計数値を Z 軸方向にと

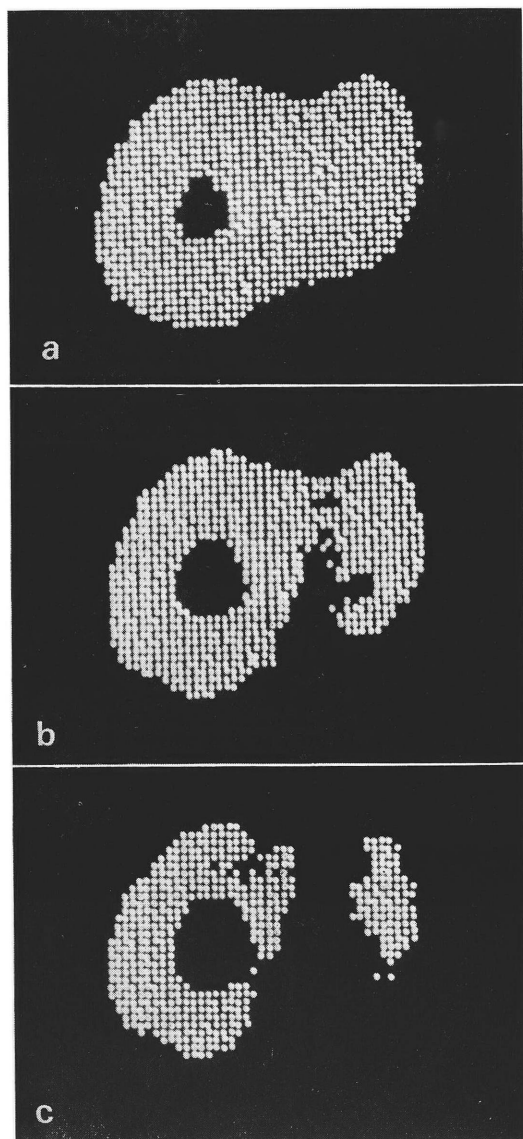


Fig. 6. Threshold image.

- (a) 50% threshold of full scale
- (b) 60% threshold of full scale
- (c) 70% threshold of full scale

り、RI の分布状態が高低の山として表示される。スイッチの切り換えにより、4方向から観察することができ、X 軸と Y 軸の表示角度も、0～90度まで連続可変である。

Fig. 8 は、X 軸方向のプロフィルヒストグラムで、右葉および左葉の欠損部で、曲線が低くな

っているのが認められる。このプロフィルヒストグラムは、X 軸方向に対しても、Y 軸方向に対しても、任意の部分を選択することができる。

領域設定 (ROI) は、Fig. 9 に示すように、任意の場所に、任意の面積を設定でき、その領域内に含まれる計数値を積分することにより、各領域の計数値の定量的比較等が行える。

Fig. 10 は、smoothing 機能を利用したもので、(a) が原イメージ、(b) が smoothing 処理を1回加えたイメージで、(a) より幾分見やすいイメージになっている。

Fig. 11 は、subtraction 機能を利用した臨床例で、脾肝重複イメージより肝イメージを差し引き、脾イメージの分離を行った例である。(a) が  $^{75}\text{Se}$ -selenomethionine による脾と肝の重なったイメージで、(b) が  $^{198}\text{Au}$ -colloid による肝イメージである。(a) から (b) を差し引くことにより、脾イメージのみを残し、肝イメージより分離したのが (c) である。

#### 4. 考 按

ガンマカメライメージの画像処理に関して、電子計算機の利用は、最近、国内でも多くの施設で行われ、その種類、方法も多種多様である。

著者等は、固定プログラム方式データ処理装置 USC-1 を用いて、ガンマカメラの画像処理を行っているが、処理内容に応じて、Fig. 3—Fig. 11 に示すように、色々な画像を即座に得ることができる。これらの処理方法のうちで、臨床的に利用価値の高いもの、そうでないものの判断は難しいが、著者らの使用経験から述べると、次のようである。

輝度変調および等計数率レベル表示に輝度変調を加えた処理法は、著者等が最も利用している方法で、イメージのコントラスト強調に有用である。Threshold 処理も、Fig. 6 に示すように、適当な threshold level を選定することにより、病変部を強調することができ、有用である。三次元的表示法は、山の裏側になる部分もすべて表示され、点が重なり合ったりするので、臨床的にそれ



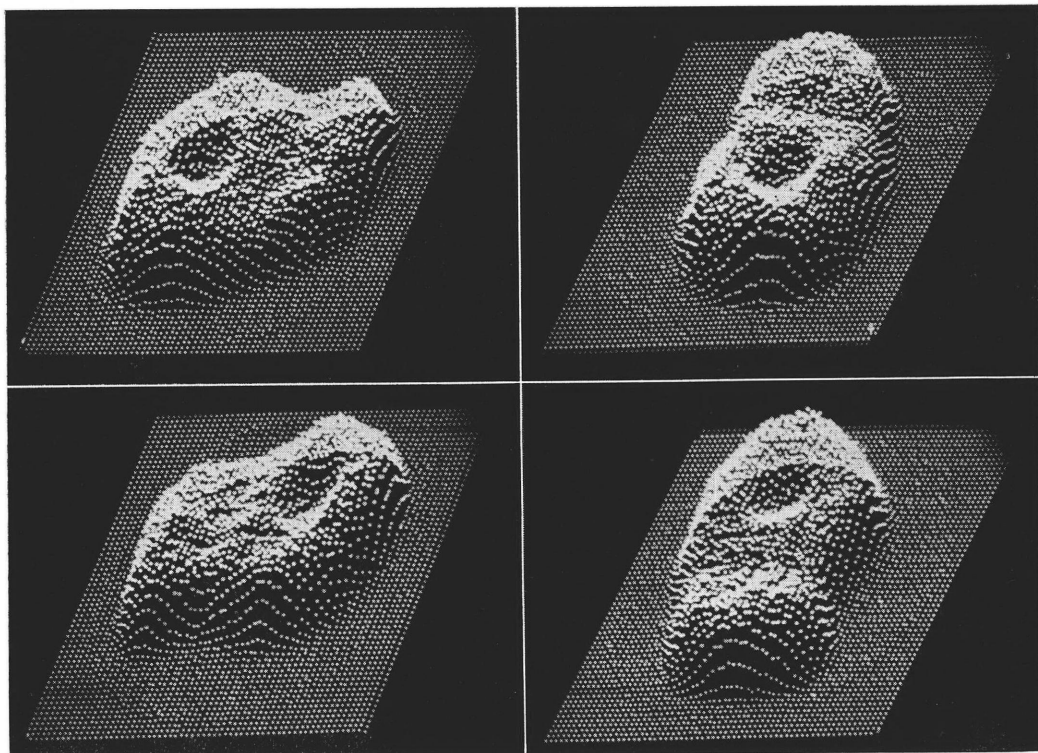


Fig. 7. Three dimensional display as viewed from four directions.

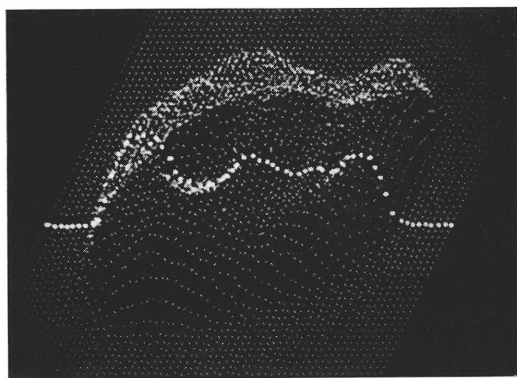


Fig. 8. Profile histogram display.

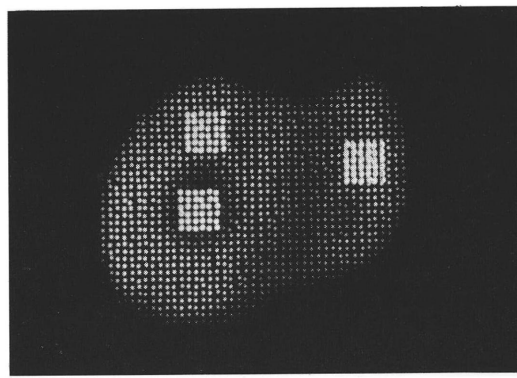


Fig. 9. Setting of digital region of interest.

ほど有用であるとは考えられない。この山の裏側になる部分を消すことができるなら、もつと利用価値が出てくるかも知れない。ただ、Fig. 8 に示すようなプロフィールヒストグラムとして表示する場合は、計数値の変化が見られ有用である。

Smoothing 機能は、3点荷重平均であるためか、一次元のヒストグラムや $\gamma$ 線エネルギースペクトルに対しては有効であるが、二次元的な画像に対しては、必ずしも有効であるとは考えられない。ただ、計数値の低い画像に対しては、Fig. 10

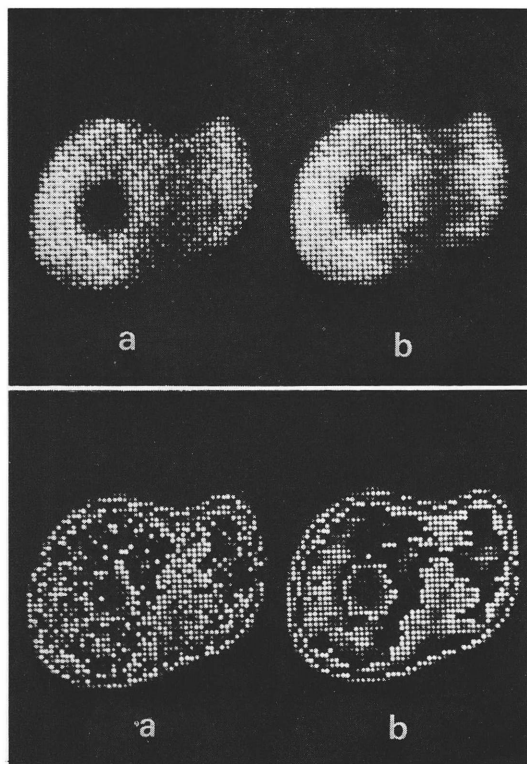


Fig. 10. Original image (a) and smoothed image (b)

に示すように、幾分見やすいイメージに改善されるが、読影能が向上するまでには至らないようである。

Subtraction 機能は、Fig. 11 に示すように、2種類の臓器のイメージが重なり合った場合に、一方の臓器のイメージを差し引くことにより、目的の臓器のイメージのみを残すのに、有効である。特に、 $^{75}\text{Se}$ -selenomethionine による脾肝重複イメージより脾イメージを分離する際に、威力を発揮する。

この他、IO 機器の磁気テープレコーダを利用することにより、 $64 \times 64$ のイメージマトリックスを最高約1秒間に1枚の速度で、磁気テープに転送記録することができ、臓器及び臓器局所の速い動態機能測定にも利用できる。RI angiocardio-gram, hepatogram, renogram, 及び  $^{131}\text{I}$ -BSP による肝胆道系の動態解析等に利用している。

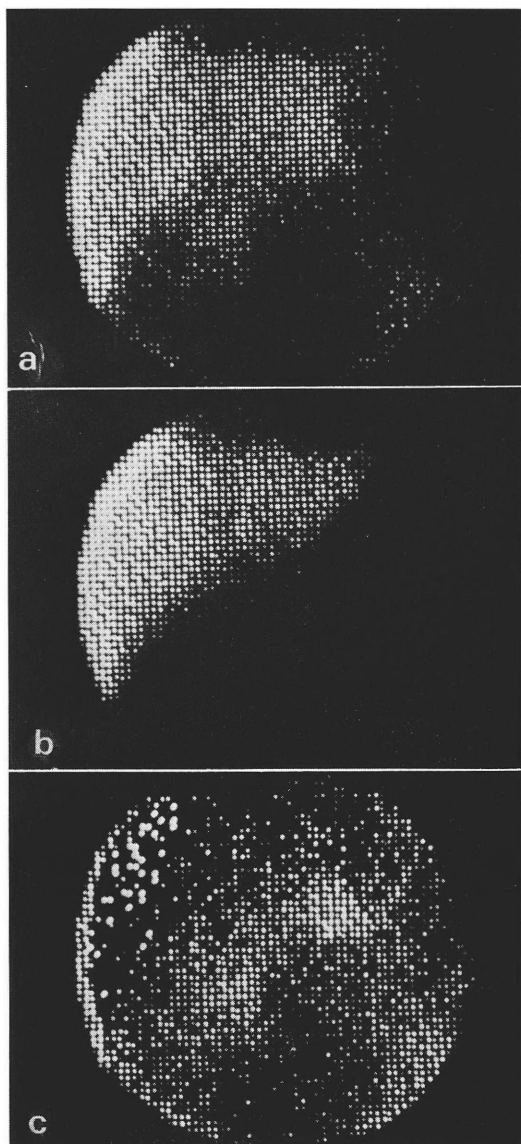


Fig. 11. Subtraction of the liver image from the overlapping liver pancreas image.

- (a) Overlapping liver pancreas image by  $^{75}\text{Se}$ -selenomethionine
- (b) Liver image by  $^{198}\text{Au}$ -colloid
- (c) Subtracted image; the liver image (a) is subtracted from overlapping image (a).

電子計算機は、ガンマカメラと on-line 又は off-line<sup>1)2)</sup> で用いられているが、一般の臨床診断に用いる場合は、言うまでもなく on-line が非常に便利である。現在、国内において on-line で使用されている電子計算機は、一部の施設<sup>3)</sup>を除けば、記憶容量が 4K 語程度の汎用ミニコンピュータ<sup>4)~7)</sup>又は専用データ処理装置<sup>1)4)8)</sup>である。

汎用ミニコンピュータは、プログラムがソフトウェアで行われるため、プログラムの内容は、コンピュータの容量の範囲内では自由に作製することができ、色々な処理を行うのに便利である。しかし、メモリーが一部、プログラムの記憶のために使われるので、イメージの記憶に使われるメモリー数が少なくなるという欠点がある。例えば、4K 語のミニコンピュータの場合、イメージの記憶に利用できるメモリー数は一般に 2.5K 語以下であり、50×50、40×40又は32×32 のマトリックスが使われている。

一方、専用データ処理装置は、メモリーが1.6K 語のものと 4K 語のものが使用されている。著者等が使用している USC-1 は、4K 語（1 語：20 ビット）のメモリーをもつデータ処理装置で、この装置の特徴として、20 ビットを 2 つに分けて、1 語10ビット、8K 語としても使用でき、この場合は、64×64 のマトリックスを 2 画像とすることができ、また 64×128 としても使うことができる。ガンマカメラのイメージを記憶する場合、10 ビットあれば十分である。しかし、データの定量的解析を行うときに、データの積分をするとオーバーしてしまうこともある。USC-1 は、プログラムがハード的に組み込まれているので、プログラムの組み換えはパネル面のスイッチ群の組み合わせによつて行われる。そのため、記憶容量はすべてデータの記憶に使用することができ、プログラムの実行速度も速い。しかしながら、ソフトプログラムの使用ができないので、組み込まれたプログラムの範囲内でしか画像処理ができず、新しいプログラムの開発などは不可能である。新しいデータ処理の試みや工夫を行う場合は、磁気テープや紙テープにデータを記録して、off-line で汎用ディジ

タルコンピュータを利用する以外方法はない。

また、現在利用されている汎用ミニコンピュータも、専用データ処理装置も、記憶容量や機能の面で、ガンマカメラの感度の不均一性の補正を行うことができない。ガンマカメライメージのデータ処理のうちで、不均一性の補正は重要な因子の 1 つであり、早急に解決しなければならない問題である。

このように、汎用ミニコンピュータも、専用データ処理装置も、それぞれ欠点をもっている。理想的な形としては、互いの欠点を補うために、ハードプログラムのデータ処理装置に汎用コンピュータを接続して使い、ハード的に行える範囲の処理はハードで行い、それ以上の処理に対してはソフトウェアを用い、しかも核医学データ処理用として開発されたプログラムは、ハード的に組み込んでいく方法ではないかと考える。

## 5. ま と め

我々は、4K 語の記憶容量をもつ固定プログラム方式データ処理装置 USC-1 をガンマカメラと on-line で使い、イメージ処理を行つている。本論文では、装置の概要及び、その処理機能を利用し、各種画像処理を試み、検討を加え報告した。著者等が、臨床上、よく利用している処理法としては、輝度変調表示、等計数率レベル表示に輝度変調を加えた表示、threshold 処理、プロフィールヒストグラムの選定、ROI を設定しデータの積分、subtraction 処理などである。

本論文の要旨は昭和47年11月、第71回日本医学放射線学会九州地方会において発表した。

稿を終えるに際し、御指導と御校閲をいただきました片山健志教授に心から感謝いたします。

## 文 献

- 1) 鳥塚莞爾, 浜本 研, 向井孝夫, 他: Scinticamera による RI Image の Computer Processing に関する研究, 日医放会誌, 31, 119,

- 1971.
- 2) 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*, 21, 5, 1972.
  - 3) 飯沼 武: 電子計算機による RI 画像情報処理, *応用物理*, 40, 686, 1971.
  - 4) 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」, *核医学*, 8, 193, 1971.
  - 5) 北畠 隆, 原 正雄, 栢森 亮, 梶尾英次: 小型電算機によるシンチグラムのオン・ラインデータ処理, *核医学*, 8, 103, 1971.
  - 6) 木村和文: RI データ処理装置とイメージ処理, *総合臨床*, 20, 1784, 1971.
  - 7) 三枝健二, 寛 弘毅, 有水 昇: 小型電子計算機によるシンチグラムの on line 処理, *日医放会誌*, 32, 587, 1972.
  - 8) 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, 20, 266, 1971.
  - 9) 久田欣一, 小島一彦: 核医学の情報処理, *日医放会誌*, 31, 640, 1971.
  - 10) 飯沼 武: RI イメージングに対するディジタル技術の応用, *医用電子と生体工学*, 7, 269, 1969.
  - 11) Sprau, A. C., Tauxe, W. N. and Chaapel, D. W.: A computerised radioisotope-scan-data filter based on a system response to a point source., *Mayo Clinic Proceedings*, 41, 585, 1966.
  - 12) MacIntyre, W. J., Christie, J. H. and Curtis, G. S.: Three-dimensional computer read-out of radioisotope scan data. *Radiology*, 90, 22, 1968.
  - 13) 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, 658, 1970.
  - 14) Brown, D. W., Kisch, C. L., Ryerson, T. W., Throckmorton, A. J., Kilbourn, A. L. and Brenner, N. M.: Computer processing of scans using fourier and other transformations. *J. Nucl. Med.*, 12, 287, 1971.
  - 15) Iinuma, T. A., Nagai, T. and Fukuda, N.: Digital data processing and display in radioisotope imaging. *Medical Radioisotope Scintigraphy*, 1, (IAEA), 715, 1969.
  - 16) Nagai, T., Iinuma, T. A. and Koda, S.: Computer-focusing for area scans. *J. Nucl. Med.*, 9, 507, 1968.
  - 17) Ashburn, W. L., Moser, K. M. and Guison, M.: Digital and analog processing of anger camera data with a dedicated computer-controlled system. *J. Nucl. Med.*, 11, 680, 1970.
  - 18) Natarajan, T. K. and Wagner, H. N.: A new image display and analysis system (IDA) for radionuclide imaging. *Radiology*, 93, 823, 1969.

\*

\*

\*

\*

\*

\*

\*

\*

\*

## Summary

### On-line Data Processing of Gamma Camera Image Using USC-1 System

Masanori MATUMOTO, Yoshihisa HIROTA, Kimikazu TATESHI  
and Tadamasa YASUNAGA

*Department of Radiology, Kumamoto University  
Medical School, Kumamoto.*

(Director: Prof. Kenshi Katayama)

Gamma camera is widely used to measure the distribution of the radioisotope in the body, but the image itself is inferior in quality, because this fact depends upon various factors, that's the non-uniformity of the sensitivity and the limitation of resolution of the detector, and statistical fluctuation of the radioactivity. Various methods of data processing of the image data from a gamma camera using the digital computer are under development in order to obtain many and available information for the clinical diagnosis.

In this paper, the analysis and display by data processing system USC-1 for radioisotope image by delay-line gamma camera (GCA-102) are described. This system is composed of 4K

core memories, twin ADC, data control unit, MT recorder, PT puncher, PT reader, digital printer, XY recorder and CRT display, and is connected by on-line with gamma camera.

This system is the wired program computer, so the all memories are used to store the isotope image, and the processing time is rapid, compared to the case of using another minicomputer. Many methods of image processing are done by this system: calibration of isocount levels, digital data threshold, three dimensional display, contrast enhancement, profile histogram, smoothing, subtraction, dynamic histograms on a regional area of interest, etc.

\* \* \* \* \*

\* \* \* \*