

《ノート》

大型角形対向デジタルガンマカメラの臨床応用

—第1報 装置の特徴と基本性能—

Clinical Application of the Digital Gamma Camera
with Twin Opposed Large Rectangular Detectors:

(1) Speciality and Performance of the System

小幡 康範* 佐久間貞行* 斉藤 宏* 野口 英三*
 安部哲太郎* 西野 正成* 藤木 裕** 熊野 信雄**

Yasunori OBATA*, Sadayuki SAKUMA*, Hiroshi SAITO*, Eizo NOGUCHI*,
 Tetsutaro ABE*, Masanari NISHINO*, Yutaka FUJIKI**,
 and Nobuo KUMANO**

*Department of Radiology, Nagoya University, School of Medicine

**Toshiba Corporation

I. はじめに

核医学において生体のイメージングに用いられるガンマカメラは検出器がしだいに大型化し、コンピュータにより制御されるようになり、画像情報はデジタル化され、性能も機能も向上してきている。われわれは大型角形検出器を2台有し、デジタル画像の同時対向撮影やECTの可能なユニバーサル・デジタル・ガンマカメラシステムを導入し、昭和58年4月より臨床に応用している。今回、このシステムの特徴・基本性能について報告する。

II. 装 置

ガンマカメラは検出器として有効視野 35 cm ×

50 cm の大型角形のもの（東芝製 GCA 90A）を2台対向させてガントリーに装備している（Fig. 1）。2つの検出器おのおのに専用のエネルギーと直線性の補正機構を有している。収集した画像データはデジタル化され8MBのイメージメモリに記憶される。この画像データを用いてコンピュータにより種々の画像処理が可能となっている（Fig. 2）。

III. 基本性能

1) 均一性

2台の検出器おのおのに均一性を自動的に補正する機能があり、均一性はともに $\pm 5\%$ 以下に保たれている（Fig. 3a）。

2) 直線性

3 cm ピッチの格子状ファントームを用いて測定した直線性は両検出器ともに $\pm 1\%$ 以下であった（Fig. 3b）。

3) 分解能

Key words: Digital gamma camera, Twin opposed large rectangular detectors, Imaging performance.

* 名古屋大学医学部放射線科

** 東京芝浦電気㈱

受付：59年2月13日

最終稿受付：59年4月18日

別刷請求先：名古屋市昭和区鶴舞町 65 (☎ 466)

名古屋大学医学部放射線科

佐久間 貞 行

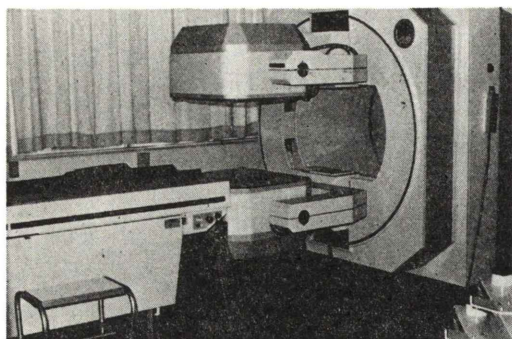


Fig. 1 The digital gamma camera with twin opposed large rectangular detectors.

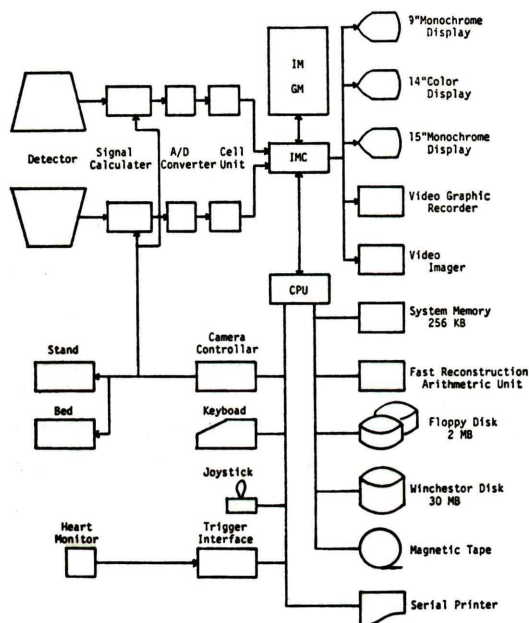


Fig. 2 The block diagram of the digital gamma camera system.

パーファントームを用いて分解を測定した結果、両検出器ともに 2.2mm が分解可能であった (Fig. 3c, d).

4) NEMA standards¹⁾ による性能測定

NEMA 規格にしたがって測定した 2 台の検出器の性能を Table 1 に示す。

IV. 臨床応用における特徴

1) 検出器の大型角形化

Table 1 Performance measurements with NEMA standards

| NEMA standards | | |
|--|-----------|-----------|
| | | camera# |
| | | 1 2 |
| Intrinsic spatial resolution | | |
| UFOV | FWHM (mm) | 4.3 4.3 |
| | FWTM (mm) | 8.5 8.5 |
| CFOV | FWHM (mm) | 4.2 4.2 |
| | FWTM (mm) | 8.2 8.2 |
| Intrinsic flood field uniformity | | |
| Integral uniformity | | |
| | UFOV (%) | 5.7 6.3 |
| | CFOV (%) | 4.0 4.6 |
| Differential uniformity | | |
| | UFOV (%) | 3.6 3.8 |
| | CFOV (%) | 2.5 2.2 |
| Intrinsic spatial linearity | | |
| Absolute linearity | | |
| | UFOV (mm) | 0.8 1.6 |
| | CFOV (mm) | 0.6 1.6 |
| Differential linearity | | |
| | UFOV (mm) | 0.3 0.4 |
| | CFOV (mm) | 0.1 0.2 |
| System spatial resolution | | |
| UFOV without scatter (LEGP collimator) | | |
| | FWHM (mm) | 9.3 9.2 |
| | FWTM (mm) | 16.3 16.3 |
| Multiple window spatial registration | | |
| | | 3.6 1.6 |

採用した有効視野 35 cm×50 cm の大型角形検出器は、肺・肝などの撮像をする場合に円形検出器よりも有利であり、さらに視野が広いいため 1 pass で全身スキャン画像を得ることができる。また ECT の場合、この大型角形検出器の有効範囲はスライス方向に、35 cm、回転方向に 50 cm であり、実際には直径 50 cm 長さ 35 cm の円筒形の範囲が有効となる (Fig. 4)。したがって人体で幅の広い肩の部での ECT も画像情報収集に欠落なく撮像が可能である (Fig. 5)。

2) 画像データのデジタル化

画像データをデジタル化することにより、コンピュータを用いて種々の画像処理が可能となると同時に、患者情報の検索・分析・統計処理も可能となる。さらに X 線・超音波などの他の手段に

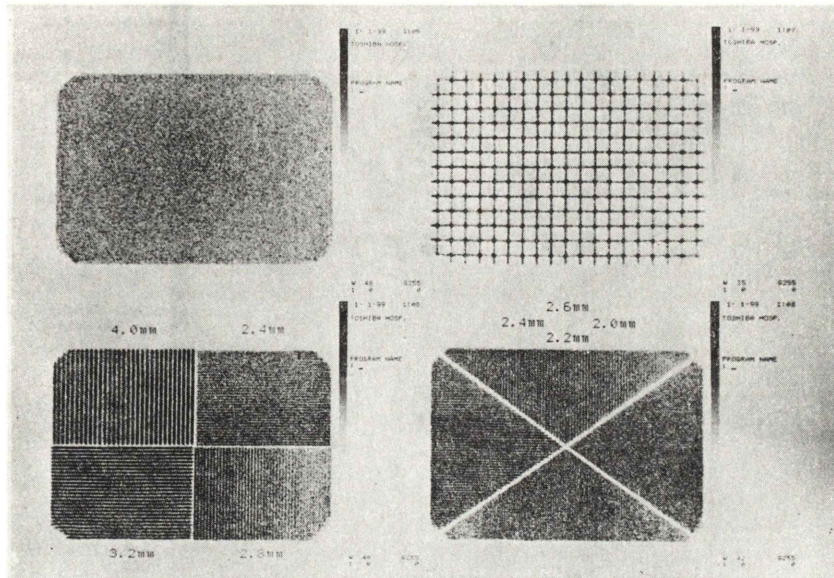


Fig. 3 Imaging performance. $\frac{a}{c} \mid \frac{b}{d}$

a) field uniformity, b) spatial linearity, c, d) spatial resolution.

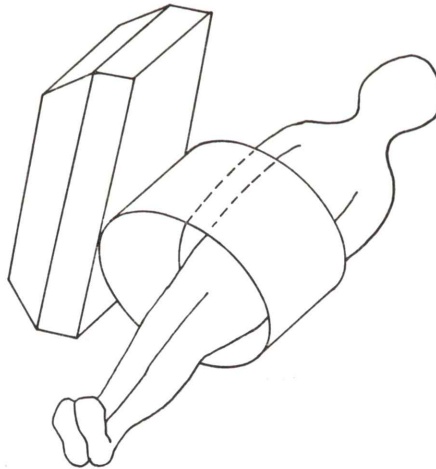


Fig. 4 Effective volume of the data acquisition on ECT.
50 cm (diameter) × 35 cm (length)

よる画像との総合診断が可能となる。

3) 対向する2台の検出器による画像データの同時収集

2台の検出器を用いた対向画像データ同時収集により全身スキャンの場合には前後像の同時撮像

が可能であり、ECTの場合には各検出器が180°回転すれば必要な情報が得られ、いずれの場合もデータ収集の時間は半減する。また2検出器で収集される対向画像データは収集時間が一致し、両画像におけるRNの位置の対象も容易である。

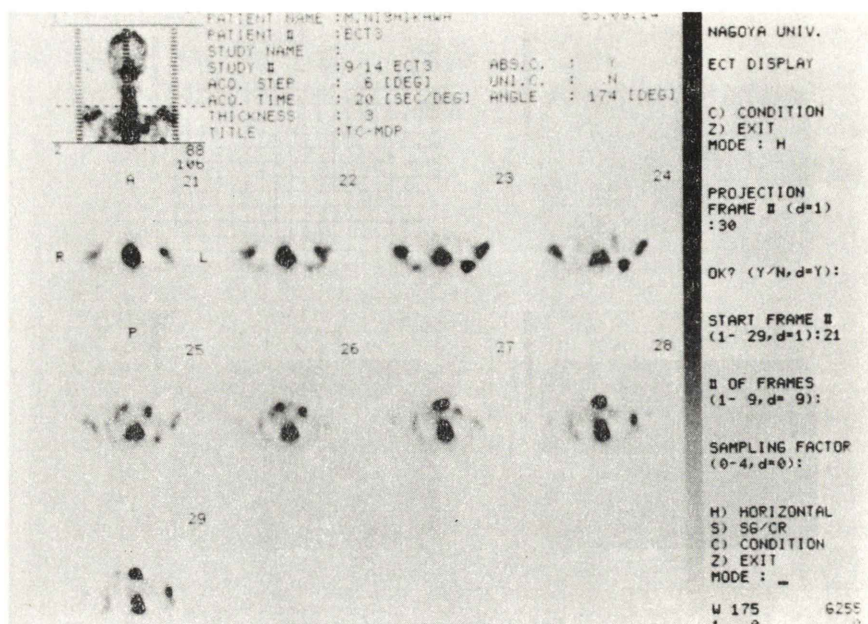


Fig. 5 ECT of the bone at the level of the shoulder.

V. 考 案

ガンマカメラは大視野の検出器を持つものがしだいに主流となってきた。その上、ガンマカメラの性能も向上し^{2,3)}、さらにコンピュータが組み合わされ、画像データもデジタル化され、種々の画像計算処理のできるシステムが設計され核医学における応用分野を大きく拡大してきた⁴⁾。コンピュータを用いて画像処理のできるガンマカメラのシステム化により、今後核医学検査に単なる静的画像診断に留まらず機能診断の方向にますます発展するものと思われる。

検出器が大型角形で対向型であることによる全身スキャンでの有効性についてはすでに論じたが、撮像の対象が比較的小臓器の場合、検出器が大型のため近接できずに効率が悪くなることも考えられる。しかし拡大収集が可能となり分解能を改善できる可能性もあり、心筋シンチにおける拡大収集の意義について現在検討中である。また心筋のECTの場合、画像データ収集が180°で良い場合は対向型の必要はない。われわれはユニバーサル

タイプとして使用することを考えて大型角形対向型を選択したが、検出器の大きさ個数についてはコストの面も含めて、使用目的に応じた選択が必要と考えられる。

基本性能の測定には NENA 規格も用いたが、この規格では測定野が円形に限定されるため長方形の検出器を有する今回のシステムにはややそぐわない面もあるが、他装置との比較という点では、測定における統一規格は必要なものと思われる。

Kuhl ら^{5,6)}によって開発された核医学における断層像取得法は、近年検出器回転方式が主流となり、体内各臓器の核医学検査の際に有用であるとの報告が多い⁷⁻¹²⁾。検出器を2台用いれば、ECTの際の画像データ収集時間を短縮させることができる。

デジタル画像データの処理による臨床の有用性については次報以下で述べるつもりであるが、2台の検出器を用いて同時収集された対向画像データより体内の深さ情報を計算できることが確認され¹³⁾、さらに対向画像データから臓器の有効容積の算出も試みられている¹⁴⁾。われわれは骨シ

ンチグラフィの際、腰椎のRN集積異常の判定を行う場合、対向画像データより腰椎の深さを計算し、その深さにより補正を加える方法を検討中である。また2台の検出器によって体内のRNの位置が正確に測定されれば、経時的にRNの動向を追跡して、その代謝を知ることとも可能と考えられる。

VI. 結 論

大型角形検出器を2台有するユニバーサル・デジタル・ガンマカメラシステムの臨床応用をした。大型角形検出器は従来の円形検出器より人体臓器の撮像に有利で、さらにその検出器を2台有することにより、全身スキャンおよびECTの際に画像取得が短時間で可能となった。デジタル画像データの処理により、今後さらに有用な臨床情報が得られる可能性がある。

本論文の要旨は第23回日本核医学会総会において発表した。

文 献

- Standards Publ. No. NU 1-1980. Performance measurements of scintillation cameras. National Electrical Manufacturers Association, Washington, DC, 1980.
- Burdine JA, Murphy PH: Clinical efficacy of a large-field-of-view scintillation camera. *J Nucl Med* **16**: 1158-1165, 1975
- 福喜多博義, 他: 大視野ガンマカメラの性能評価. *核医学* **19**: 461-466, 1982
- 赤木弘昭, 他: 電子計算機の利用とその評価——核医学を中心として——. *日本医放会誌* **42**: 1005-1040, 1982
- Kuhl DE, Edwards RQ: Image separation radio-isotope scanning. *Radiology* **80**: 653-662, 1963
- Kuhl DE, Edwards RQ, Ricci AR: The Mark 4 system for radionuclide computed tomography of the brain. *Radiology* **121**: 405-1413, 1976
- Jaszak RJ, Murphy PH, Huard D: Radionuclide emission computed tomography of the head with ^{99m}Tc and a scintillation camera. *J Nucl Med* **18**: 373-380, 1977
- Carril JM, MacDonald AF, Dendy PP: Cranial scintigraphy: Value of adding emission computed tomographic sections to conventional pertechnetate images (512 cases). *M Nucl Med* **20**: 1117-1123, 1979
- Holman BL, Hill TC, Wynne J: Single-photon transaxial emission computed tomography of the heart in normal subjects and in patients with infarction. *J Nucl Med* **20**: 736-740, 1979
- 西川潤一, 町田喜久雄, 石丸 純, 他: 肝疾患におけるRCTの臨床的意義. *Radioisotopes* **30**: 99-103, 1981
- 鳥塚莞爾, 向井孝夫, 石井 靖, 他: エミッションCT. *臨放* **25**: 1343-1356, 1980
- 前田裕子, 河合武司, 福田徹夫, 他: 肝ECTの有用性について. *核医学* **18**: 1249-1253, 1981
- 小林嘉雄, 宮田伸樹: 通常のアングラタイプシンチカメラによる前後像よりコンピュータを用いて臓器の横断像を再構成する方法について. 私信
- 平野忠則, 中川 毅, 前田寿登, 他: 肝シンチグラムデータのコンピュータ処理による有効肝容積率の算出. *核医学* **19**: 891-901, 1982