

## 《技術報告》

# レーザーイメージャを利用した $512 \times 2048$ マトリックス 全身スキャン像について

足立 至\* 杉岡 靖\* 雜賀 良典\* 難波隆一郎\*  
 中田 和伸\* 辰 吉光\* 西垣 洋\* 平石久美子\*  
 宇都宮啓太\* 末吉 公三\* 榎林 勇\* 二沢 佳史\*\*

**要旨** デジタルガンマカメラでは全身スキャン像を  $512 \times 2048$  マトリックス収集も可能であるがその利用は十分とは言えない。今回レーザーイメージャを使用して  $512 \times 2048$  マトリックス収集された全身スキャン像の分割表示を試み、従来の  $256 \times 1024$  マトリックス表示された全身スキャン像とバーファントムテスト、骨シンチグラフィで多発陽性像を認めた39例で対比検討した。その結果レーザーイメージャの縦方向イメージ間距離を0ドットにすることで上半身、下半身をほとんど境界なく、安定して表示することができた。 $512 \times 2048$  全身スキャン像ではより精細な画像観察ができたが、 $256 \times 1024$  全身スキャン像においても多発陽性像の描出は同等であった。本方法でデジタルガンマカメラでは最も精細な画像表示が日常の検査に負担をかけずに簡単に施行することができ、またCRT system等を変更する事がないので、今後レーザーイメージャの普及とともにさらに発展していくものと考えられる。

(核医学 30: 799-806, 1993)

## I. はじめに

全身スキャン像は骨シンチグラフィ、ガリウムシンチグラフィ等の日常の臨床に広く用いるのみならず、新しい放射性医薬品の開発における目的臓器への集積比率、MIRD法による被曝線量の評価等にも応用されている<sup>1,2)</sup>。近年開発されたデジタルガンマカメラの進歩は著しく  $512 \times 2048$  マトリックス収集も可能であり 1 pixel のサイズも  $1 \text{ mm}^2$  以下となり、より精細な全身スキャン像を撮像できるようになった<sup>3,4)</sup>。しかし現在使用されている画像表示系では non interlace でい

わゆる 1,000 本表示の TV モニター(以下 CRT)が多く  $512, 1,024$  マトリックスの表示は可能であるが  $2,048$  マトリックスの表示はできず、分割表示される。そこで今回われわれはレーザーイメージャを利用して  $512 \times 2048$  マトリックス収集された骨シンチグラフィの全身スキャン像の分割表示を試み、従来広く施行されている  $256 \times 1024$  マトリックス表示された全身スキャン像と対比検討したので報告する。

## II. 対 象

### 1) ファントムテスト

バーファントム(間隔 6 mm, 5 mm, 4 mm, 3 mm の 4 段階)に  $^{99m}\text{TcO}_4^-$  185 MBq (5 mCi) を注入し、ガンマカメラとの距離を 10 mm, 50 mm, 100 mm の 3 段階に分けて、 $512 \times 2048$  マトリックスのスキャン像を臨床例と同様の条件で収集した。また  $256 \times 1024$  マトリックスにても収集し、それぞれの画像を肉眼的に評価した。

\* 大阪医科大学放射線医学教室

\*\* 東芝メディカル

受付: 5年2月12日

最終稿受付: 5年4月2日

別刷請求先: 高槻市大学町 2-7 (番 569)

大阪医科大学放射線医学教室

足立 至

## 2) 臨床的検討

平成4年5月から8月まで骨シンチグラフィを施行し、多発陽性像を認めた39例であり、平均年齢63歳、男性18例、女性21例である。内訳はTable 1に示した。また健常ボランティア1名にも同様に骨シンチグラフィを施行した。

## III. 方 法

使用装置は51.2 cm×37 cmの有効視野を有する対向型ガンマカメラ GCA-901WB、データ処理装置 GMS-550(東芝社製)を使用し、画像出力にはレーザーイメージヤ Li-10(コニカ社製)を使用した。

骨シンチグラフィは<sup>99m</sup>Tc-HMDP(hydroxymethylene-diphosphonate)を740 MBq(20 mCi)静注し3時間後から撮像を開始した。コリメータはLEHR(低エネルギー高分解能)、エネルギーウインドウは140 keV±10%に設定した<sup>5,6)</sup>。全身スキャン像はスキャン速度15 cm/分、マトリックスサイズ512×2048にて1パスで前後両面のデータ収集し、スタティック像は収集時間3分/1フレーム、マトリックスサイズ512×512にてデータ収集した。

画像表示方法についてはGMS-550は縦横方向に1024×1024マトリックスの表示まで可能なため、512×2048マトリックス収集された全身スキャン像は横方向には前後両面を表示できるが、縦方向には骨盤付近にて分割され上半身のみ、または下半身のみと別々に表示される。このためレーザーイメージヤ Li-10のフォーマットを4分割とし、縦方向イメージ間距離(vertical image distance)通常12ドットを0ドットとし、縦方向の2コマを連続するように設定した。11×14インチ(大4つ切、大陸)のフィルムに全身スキャン像高濃度の前面像、後面像の上半身、下半身を4分割されたフォーマットの左側上下2コマに、低濃度の前面像、後面像の上半身、下半身を右側上下2コマの4画像をプリントした。スタティック像は頭部側面、胸肋部斜位等をデータ収集し、縦方向の2コマを連続するように設定した4分割のフォーマッ

Table 1 Patients profile in this study

Clinical diagnosis	Pt. No.
Breast cancer	14
Lung cancer	7
Prostate cancer	7
Unknown origin	6
Others	5

Table 2 Result of the clinical study

	N	%
512×2048 WBS>256×1024 WBS	26/39	67
512×2048 WBS=256×1024 WBS	10/39	26
512×2048 WBS<256×1024 WBS	3/39	7

512×2048 WBS>256×1024 WBS means that the image quality of 512×2048 WBS was better than that of 256×1024 WBS. 512×2048 WBS=256×1024 WBS means that the image quality of 512×2048 WBS was equal to that of 256×1024 WBS. 512×2048 WBS<256×1024 WBS means that the image quality of 512×2048 WBS was worse than that of 256×1024 WBS.

WBS: whole body scintigraphy

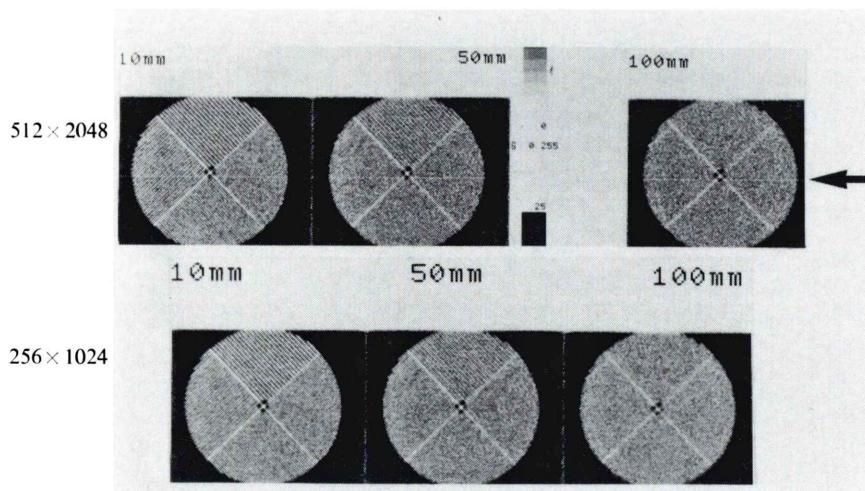
トにプリントし、上下2画像の近接の程度を検討した。

臨床的検討では2回の撮像は困難なため、512×2048マトリックス収集のみで収集された全身スキャン像を256×1024マトリックスに圧縮し、全身スキャン像の高濃度、低濃度の前面像、後面像の4画像を11×14インチのフィルムに1コマでプリントした。検討方法は、多発陽性像を呈した骨シンチグラフィ症例に512×2048全身スキャン像と256×1024全身スキャン像を作成し、複数の医師で多発陽性像の数、椎体、肋骨といった部位の明瞭さなどを2つの画像を対比し肉眼的に判定した。

## IV. 結 果

レーザーイメージヤの縦方向イメージ間距離を0ドットにすることで512×2048マトリックス収集のスキャン像を上半分、下半分をほとんど境界なく、安定して表示することができた。

ファントムテストでは256×1024マトリックス



**Fig. 1** Upper column:  $512 \times 2048$  matrix images of the lead bar phantom, Lower column:  $256 \times 1024$  matrix images of the lead bar phantom. The lead bar phantom (interval from 6 mm to 3 mm) filled with  $^{99m}\text{TcO}_4^-$  was studied by both  $512 \times 2048$  matrix whole body scanning mode and  $256 \times 1024$  whole body scanning mode. And the distance between the lead bar phantom and the gamma camera was changed from 10 mm to 100 mm. The excellent quality of images was obtained by both  $512 \times 2048$  matrix and  $256 \times 1024$  matrix whole body scan at 10 mm distance between the lead bar phantom and the gamma camera. At 100 mm distance between the lead bar phantom and the gamma camera the  $512 \times 2048$  matrix whole body scan was better quality of images than  $256 \times 1024$  matrix whole body scan.

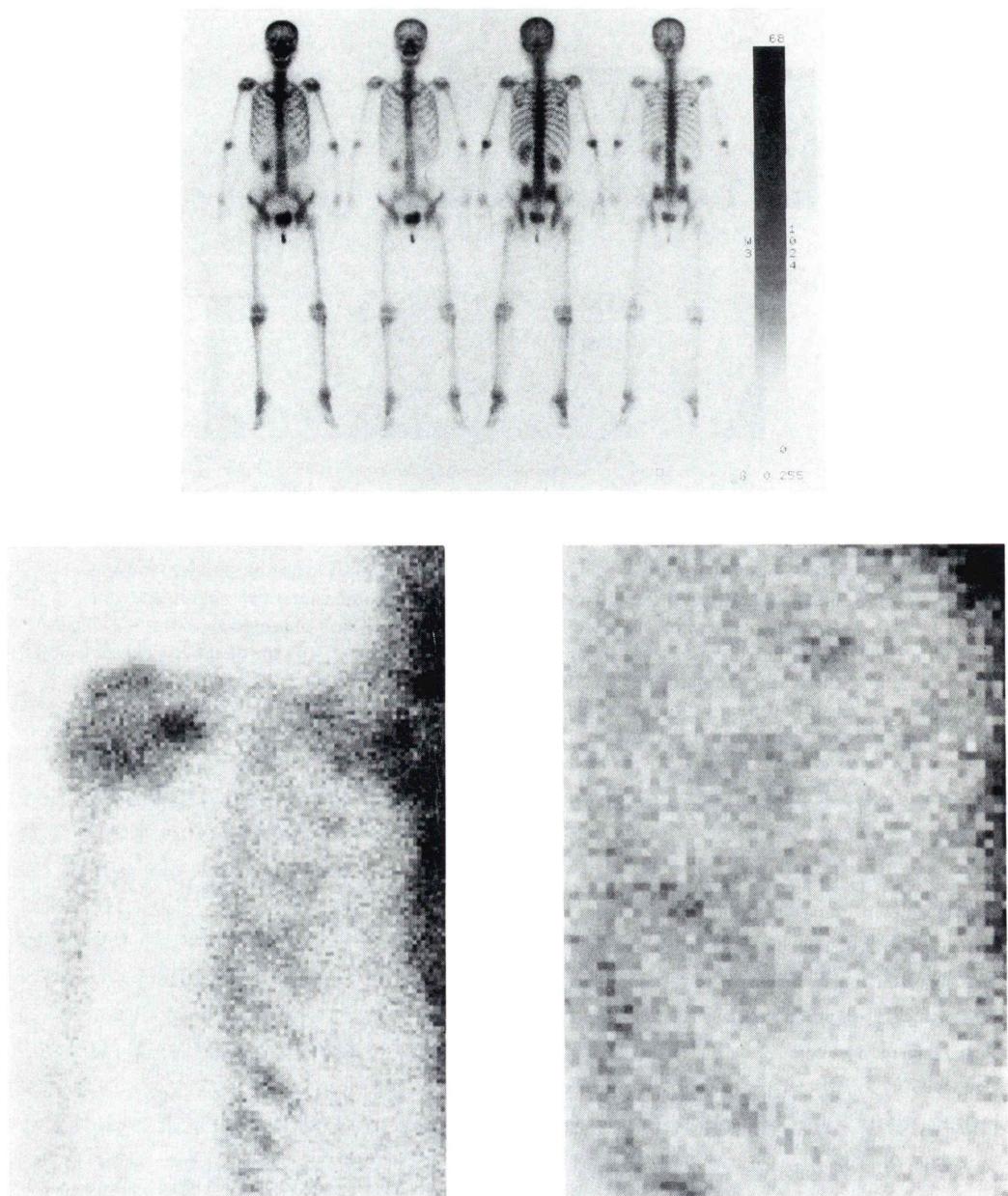
収集と $512 \times 2048$ マトリックス収集をバーファントムで比較したところ、ガンマカメラとの距離が近接している場合は(10 mm)両者に差がなかったが、距離が離れるほど(100 mm) $256 \times 1024$ マトリックス収集がより不明瞭になった。また、このような検討では $512 \times 2048$ マトリックス収集の分割表示の境界が矢印で示すようにわずかながら認められた(Fig. 1)。

健常ボランティアで右前胸部を拡大したところ、 $256 \times 1024$ マトリックス全身スキャン像ではマトリックスの四角形が見られたのに対して、 $512 \times 2048$ マトリックス全身スキャン像では同じ拡大率ではほとんど点状にしか見られず、より精細な画像であった(Figs. 2, 3)。

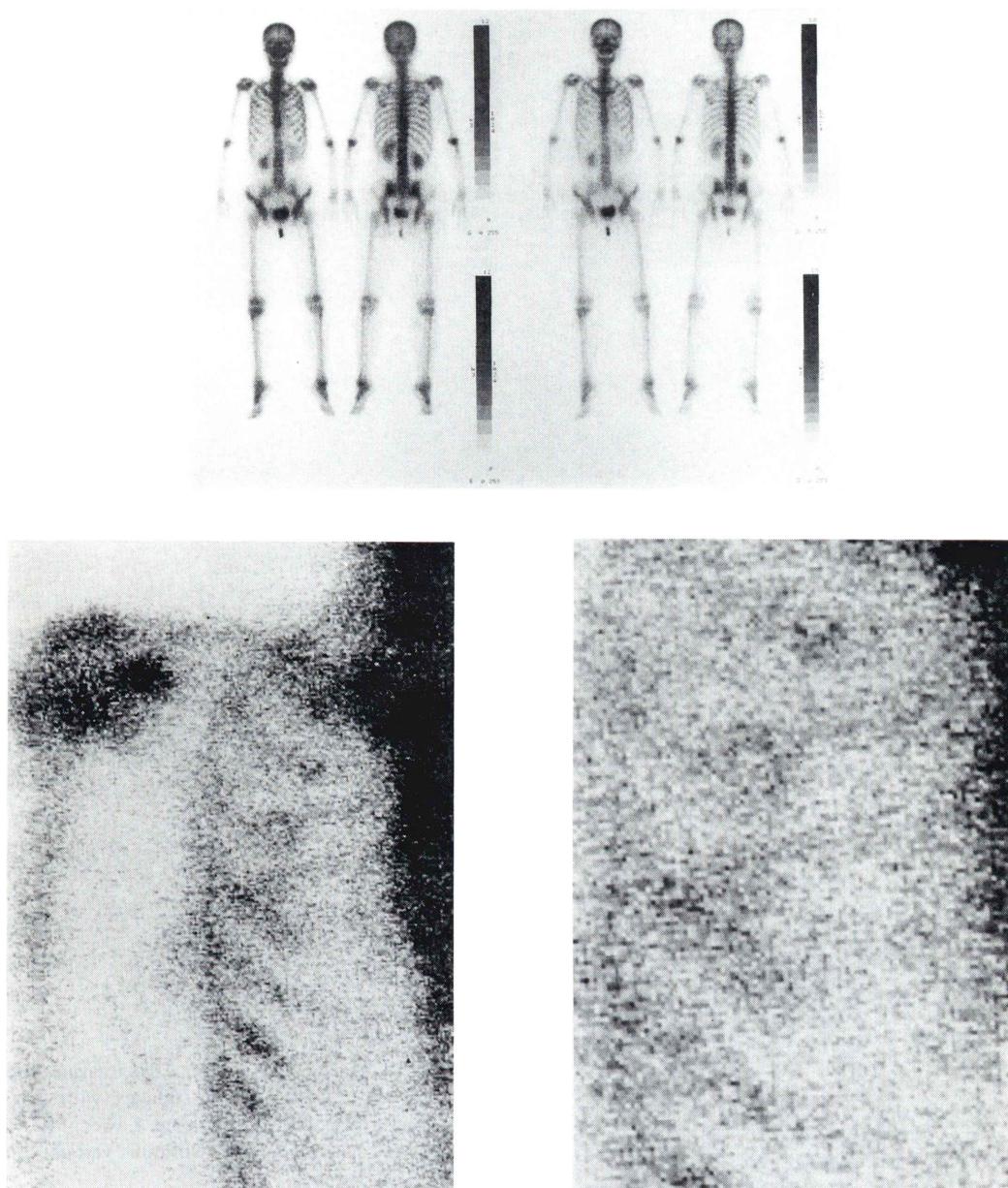
臨床例における陽性像の有無の描出については、 $256 \times 1024$ マトリックス全身スキャン像と $512 \times 2048$ マトリックス全身スキャン像では違いは認めなかった。しかしどちらがより読影しやすいか

といった点について複数の医師で判定したところ、 $512 \times 2048$ 全身像が $256 \times 1024$ 全身像に比較してより読影しやすいが26例、同等が10例、読影し難いが3例であった。以上より、 $512 \times 2048$ 全身スキャン像は93%の症例でより見やすく精細な画像であった。また $512 \times 2048$ 全身スキャン像の分割の境界は、vertical image distanceが通常の12ドットの場合は上下の境界が見られるが、0ドットの場合は境界はほとんど分からず、臨床診断上問題にならなかった。Fig. 4に呈示したような多発性像を呈した症例でかつ分割の境界の左大腿骨に陽性像を認めて、vertical image distanceを0ドットにすることで特に診断上の妨げになることはなかった。また多くの症例で同じ表示法を施行したが、分割の境界が重なったり、離れたりするような位置ずれがまったくなく、安定した画像を得ることができた。

スタティック像においては、GCA-901WBの有



**Fig. 2** Upper: Anterior and posterior  $256 \times 1024$  whole body images taken at 3 hours postinjection of  $^{99m}\text{Tc}$ -HMDP in normal subject. Right lower: A magnified right shoulder of the whole body images. Left lower: More magnified right upper ribs. These images, especially left lower images, showed many of coarse rectangular matrix.



**Fig. 3** Upper: Anterior and posterior  $512 \times 2048$  whole body images taken at 3 hours postinjection of  $^{99m}\text{Tc}$ -HMDP in normal subject. Right lower: A magnified right shoulder of the whole body images. Left lower: More magnified right upper ribs. We could not see rectangular matrix of these images. The spatial resolution of the  $512 \times 2048$  matrix whole body scintigraphy was higher than that of  $256 \times 1024$  matrix whole body scintigraphy.

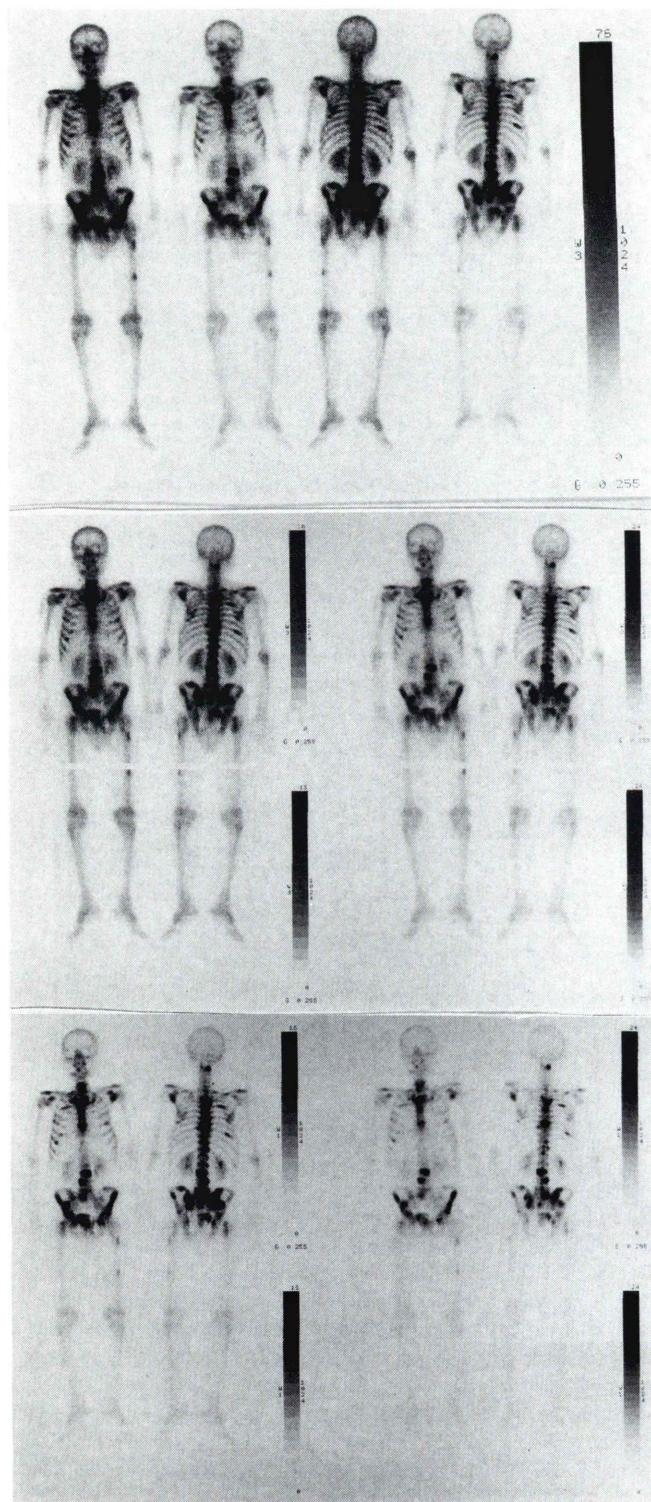


Fig. 4

Upper:  $256 \times 1024$  matrix images. Middle:  $512 \times 2048$  matrix images with 12 dots vertical image distance. Lower:  $512 \times 2048$  matrix images without vertical image distance.

Anterior and posterior whole body images taken at 3 hours postinjection of  $^{99m}\text{Tc}$ -HMDP in patients with multiple metastatic bone tumor. The quality of  $512 \times 2048$  matrix images was better than that of  $256 \times 1024$  matrix whole body scintigraphy. The joint between the upper and lower half of the body was not conspicuous using laser imaging system.

効視野が  $51.2 \text{ cm} \times 37 \text{ cm}$  と被検者の長軸方向が短いため、画像表示上 vertical image distance が 0 ドットの場合でもスタティック像が近接することはなかった。

## V. 考 案

$256 \times 1024$  全身スキャン像のマトリックスサイズは径  $1.95 \text{ mm}$ ,  $512 \times 2048$  全身スキャン像のマトリックスサイズは径  $0.97 \text{ mm}$  であり、1 マトリックスのサイズが小さい  $512 \times 2048$  全身スキャン像は空間分解能が高く、より精細な画像観察ができた。このためファントムテストでは、比較的離れた距離でも明瞭な画像が得られるものと考えられ、また多くの臨床例でも見やすい優れた画質が得られたものと考えられる。しかし、3 例ではあるが  $256 \times 1024$  全身スキャン像の方が見やすい症例があった。この原因としては、 $512 \times 2048$  全身スキャン像の方がマトリックスサイズが小さいので、1 マトリックス当たりのカウント数は  $256 \times 1024$  全身スキャン像と比較して約  $1/4$  しか得られない。このため、より濃度分解能が低くなり、画像表示における濃度調整がやや困難になったためと思われる。このような濃度調整も、本方法を利用するようになって 1 年以上も経つ検者の経験とともに、徐々に改善されつつある。しかし静注の困難な症例で投与量が不足したり、一部静注漏れをきたした時には画質の劣化が目立つように思われる。対向型ガンマカメラ GCA-901WB によるスタティック像は  $512 \times 512$  マトリックスで収集されるため、 $512 \times 2048$  マトリックス収集による全身スキャン像はマトリックスサイズはスタティック像と同等と考えられる。本方法で全身スキャン像とスタティック像は同じ程度に精細なイメージを得ることが可能となるため、全身スキャン像と同じ方向からのスタティック像の収集の必要性を減らすことができるものと考えられる。

$512 \times 2048$  全身スキャン像の分割の境界は vertical image distance が 0 ドットの場合は境界はほとんど分からず、臨床診断上問題にならなかった。かつてレーザーイメージャはフィルム単位でメモリ

ーされ焼き付けるため、分割の境界が重なったり、離れたりするような位置ずれがまったくなく、安定した画像を得ることができたと考えられる。

本方法を用いることによりデジタルガンマカメラでは最も精細な画像表示が通常の骨シンチグラフィ、ガリウムシンチグラフィの検査で可能になるものと考えられる。またこのように精細な画像を特に画像表示モニター TV 等を変更することなく、また日常の検査に負担をかけずに簡単に施行することができるので、今後レーザーイメージャの普及とともににより発展していくものと考えられる。

## VI. 結 語

- 1) 従来、画像表示できなかつた  $512 \times 2048$  全身スキャン像をレーザーイメージャを利用し、上半身、下半身に分割することで表示を試みた。
- 2) レーザーイメージャの縦方向イメージ間距離を 0 ドットにすることで上半身、下半身をほとんど境界なく、安定して表示することができた。
- 3)  $512 \times 2048$  全身スキャン像ではより精細な画像観察ができたが、 $256 \times 1024$  全身スキャン像においても多発陽性像の描出は良好であった。

謝辞：本稿を終えるのに際して、本撮像法のためにご協力いただいた大阪医科大学放射線科間島行春先生、前田裕子先生、河合武司先生ならびにコニカメディテック、伊藤友之氏に深謝いたします。

## 文 献

- 1) Wackers FJ, Berman DS, Maddahi J, Watson DD, Beller GA, Boucher CA, et al: Technetium-99m Hexakis 2-Methoxyisobutyl Isonitrile: Human Biodistribution, Dosimetry, Safety, and Preliminary Comparison to Thallium-201 for Myocardial Perfusion Imaging. *J Nucl Med* **30**: 301-311, 1989
- 2) 久保敦司, 中村佳代子, 三宮敏和, 清水正三, 橋本省三, 岩永史郎, 他： $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI の第 1 相臨床試験. 核医学 **28**: 1133-1142, 1991
- 3) 山河 勉, 市原 隆, 南條幸夫, 岩越恵一, 片岡孝司, 西川峰城, 他：スーパージャンボディジタルガンマカメラ GCA-90A. 核医学 **20**: 1067, 1983
- 4) 藤本 裕, 及川大造, 羽原 淳, 佐々木直樹, 熊野信雄, 野口英三, 他：大視野角型年出器 2 台を有す

- るユニバーサルガンマカメラシステムの開発. 核医学 **20**: 1054, 1983
- 5) 福永仁夫, 藤田 透, 滝野長平, 森田陸司, 鳥塚莞爾: 新しい骨スキャナー剤, Tc-99m Hydroxymethylene Diphosphate (HMDP) の使用経験. 核医学 **18**: 863, 1981
- 6) 大城徳成, 尾藤早苗, 伊藤秀臣, 森本義人, 池窪勝治, 石原 隆, 他: Tc-99m HMDPによる骨シンチグラフィの基礎的および臨床的検討. 核医学 **19**: 305, 1982

## Summary

### **512×2048 Matrix Whole Body Scintigraphy with Laser Imaging System**

Itaru ADACHI\*, Yasushi SUGIOKA\*, Yoshinori SAIGA\*, Ryuichirou NAMBA\*, Kazunobu NAKATA\*, Yoshimitsu TATSU\*, Hiroshi NISHIGAKI\*, Kumiko HIRASHI\*, Keita UTSUNOMIYA\*, Kouzou SUEYOSHI\*, Isamu NARABAYASHI\* and Yoshifumi NISAWA\*\*

\*Department of Radiology, Osaka Medical College

\*\*Toshiba Medical Inc.

Although we could acquire a detailed  $512 \times 2048$  matrix whole body scintigraphy, the  $512 \times 2048$  matrix whole body scintigraphy was divided to the upper and lower half of the body, because a many of CRT system displayed only  $1024 \times 1024$  matrix with non interlace mode. We made 12 dots of normal vertical image distance to 0 dot with laser imaging system (Li-10 Konica medical inc.), and we printed these divided whole body images in the four partition of the film. The lead bar phantom (interval from 6 mm to 3 mm) filled with  $^{99m}\text{TcO}_4^-$  was studied by both  $512 \times 2048$  matrix whole body scanning mode and  $256 \times 1024$  whole body scanning mode in the basic study. And the distance between the lead bar phantom and the gamma camera was changed from 10 mm to 100 mm. We studied 41 patients with metastatic bone tumor (14 breast cancer, 7 lung cancer, 7 prostate cancer, 5 others, 6 unknown origin) clinically. However the  $512 \times 2048$  matrix whole body scan was better quality of images than  $256 \times 1024$  matrix whole body scan at 100 mm distance in the basic study. The abnormal uptake of metastatic sites was shown equally in both  $512 \times 2048$  and  $256 \times 1024$  matrix whole body scintigraphy. The  $512 \times 2048$  matrix whole body scan was better quality of images

than  $256 \times 1024$  matrix whole body scan in 26 out of 41 patients, equal in 10 out of 41 patients and worse in 3 out of 41 patients. The matrix size of  $512 \times 2048$  matrix whole body scintigraphy ( $0.98 \text{ mm}^2$ ) was smaller than that of  $256 \times 1024$  matrix whole body scintigraphy ( $1.95 \text{ mm}^2$ ). The spatial resolution of the  $512 \times 2048$  matrix whole body scintigraphy was higher than that of  $256 \times 1024$  matrix whole body scintigraphy, but the density resolution was worse, because the counts per matrix of  $512 \times 2048$  matrix whole body scintigraphy were less than that of  $256 \times 1024$  matrix whole body scintigraphy. The joint between the upper and lower half of the body was not conspicuous using laser imaging system in clinical examination. This method did not need a new CRT system therefore we could obtain a detailed  $512 \times 2048$  matrix whole body scintigraphy at a small cost. We can conclude that the  $512 \times 2048$  matrix whole body scintigraphy could be obtained in our usual examination, the quality of these images was better than that of  $256 \times 1024$  matrix whole body scintigraphy.

**Key words:** Whole body scintigraphy, Bone scintigraphy,  $^{99m}\text{Tc}$ -HMDP, Laser imaging system.