

## 動態 SPECT データ収集時における放射能の時間的変動が再構成画像に与える影響について

前田 寿登\*      竹田 寛\*\*\*      松村 要\*\*\*      中川 毅\*\*\*  
 北野外紀雄\*\*\*      江尻 和隆\*      近藤 武\*      竹内 昭\*  
 外山 宏\*\*      竹下 元\*\*      古賀 祐彦\*\*      市原 隆\*\*\*\*

**要旨** 動態 SPECT 時における放射性医薬品の集積、排泄などによる急速な放射能変化は SPECT 像にアーチファクトを生じさせる。今回、シミュレーションおよびファントム実験を行い、投影データ収集中の放射能変化が SPECT 像に与える影響について検討を行った。

線線源のシミュレーションおよび Jaszczak ファントム実験の結果では、1 スキャン中 20% 程度の放射能変化では画質の劣化も認められず、また解像力に対する影響も少なかった。

実際の腎動態 SPECT では静注直後の急激な変化時では問題になるが、1 分から 1 分 30 秒間の 10 個の腎の変化率の平均は 17.1% であり、それ以後では、いずれも 10% 以下であった。したがって 1 分以後の動態 SPECT 像については、時間的放射能変化の再構成画質に与える影響は視覚的には認められなかった。

### I. はじめに

Single Photon Emission Computed Tomography (以下 SPECT) 像の画質は種々の因子により影響を受けるが、投影データ収集中に目的臓器内で放射性医薬品の集積、排泄などによる放射能の変化が生じれば、これもまたその要因の 1 つとなる。

われわれはこれまでに、ガンマカメラ回転型 SPECT 装置を用いて、 $^{99m}\text{Tc}$ -diethylene triamine pentaacetic acid (DTPA) 腎動態 SPECT<sup>1,2,4)</sup>,  $^{99m}\text{Tc}$ -(Sn)-N-Pyridoxyl-5-methyltryptophan (PMT) 肝 胆

道動態 SPECT<sup>2~4)</sup>,  $^{133}\text{Xe}$  を用いた脳血流量 SPECT<sup>5)</sup> などの動態 SPECT に関する研究を行ってきた。ガンマカメラ回転型の SPECT 装置では同時に 360 度分の投影データを収集することができず、通常最初の投影データから最後の投影データまでを得るのに 30 秒から 1 分程度の時間を必要とする。これらの動態 SPECT においては、静注直後に急激な放射能変化を生じ、その後も投影データ収集中に刻々と変化し、SPECT 像の画質、定量性などに影響を与えるものと考えられる。今回、シミュレーションおよびファントム実験を行い、投影データ収集中の放射能変化が再構成された SPECT 像に与える影響について検討を行った。

### II. 方 法

#### 1) 装置およびデータ収集、再構成方法

シミュレーションおよびファントム実験のデータ収集、SPECT 像作成に直径 35 cm の円形の有効視野を有するガンマカメラ (固有分解能: 半値幅 (FWHM) = 3.2 mm) 1 台を用いた東芝製 GCA-

\* 藤田学園保健衛生大学衛生学部診療放射線技術学科

\*\* 藤田学園保健衛生大学医学部放射線医学教室

\*\*\* 三重大学医学部放射線医学教室

\*\*\*\* 東芝那須工場特機装置部

受付: 2 年 6 月 4 日

最終稿受付: 2 年 9 月 21 日

別刷請求先: 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪 1 番地の 98

(☎ 470-11)

藤田学園保健衛生大学衛生学部診療放射線  
 学科                      前 田 寿 登

602A 型 SPECT 装置 (低エネルギー汎用 (以下 GP) コリメータ装着) を使用した。

投影データは 6 度の角度間隔ごとに収集した。検出器の回転は最上部から開始し、時計の針と同じ回転方向 (CW) にて投影データを収集した。収集および画像再構成はいずれも  $64 \times 64$  マトリックス (ピクセルサイズ 5.5 mm) で行い、Shepp-Logan のフィルターを用いたコンボリューション法にて再構成を、また再構成像に対して Chang の方法<sup>7)</sup> を用いて吸収補正 (1 次のみ) を行った。

## 2) シミュレーション実験

これまでわれわれが動態 SPECT に用いていた GP コリメータ装着ガンカメラ対向型の SPECT 装置 (東芝製 GCA-70AS 型) を想定してシミュレーションを行った。投影データのシミュレーションは次のようにして行った。検出器系のボケをガウス分布として取り扱い、検出器—線源間の距離 17.5 cm における分解能を 14 mm (線広がり関数 (LSF) の FWHM)、減衰のない場合の全カウント数を 1,000 カウントとした。算出された左右対称の LSF の各値に  $64 \times 64$  マトリックスの x 軸方向のピクセルに配置し、引き続き y 軸方向に 1 ピクセルずらして同 LSF 値を x 軸方向の各ピクセルに配置し、その繰り返しによって検出器の回転中心に置いた長さ約 10 cm の線線源の投影データを作成した。さらに CW 方向に検出器を回転させ、投影データ収集開始から終了まで回転角度とともに直線的に 5, 10, 20, 30, 50, 75 および 100% 放射能が減衰する投影データのシミュレーションを

行った。なお、このシミュレーションにおいて、最後の投影データを逆に最初の投影データとし、すべての投影データを逆順に得たとするならば、これらの投影データは、データが 0, 25, 50, 70, 80, 90, 95% と増加し、最終投影データにて 100% にまで放射能が増加する投影データに等しい。Fig. 1 に変化率 50% における検出器の回転角度と投影データのカウンツ数との関係を示す。各投影データのシミュレーションより得られた SPECT 像の画質評価、特にアーチファクト、を視覚的に、LSF の FWHM 値をもって解像力を検討し、

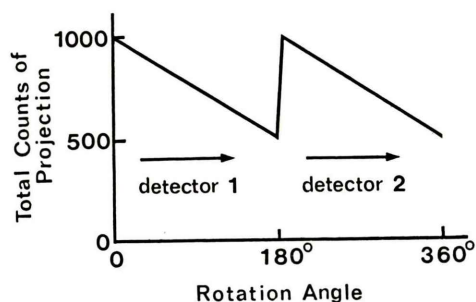


Fig. 1 Relationship between angle of rotation of detectors and counts in simulated projection data.

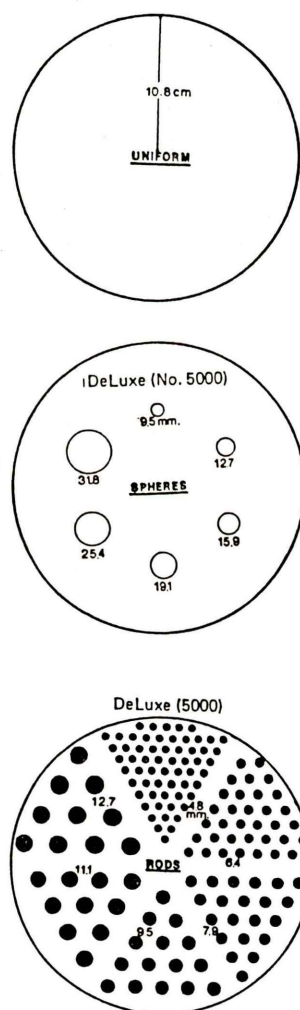
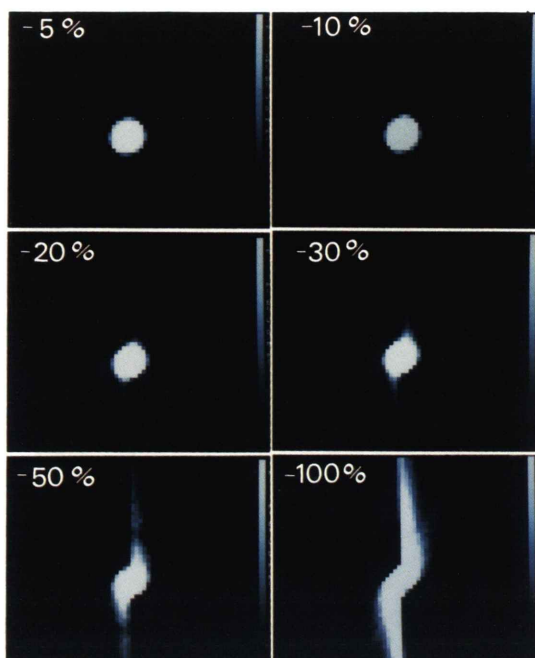
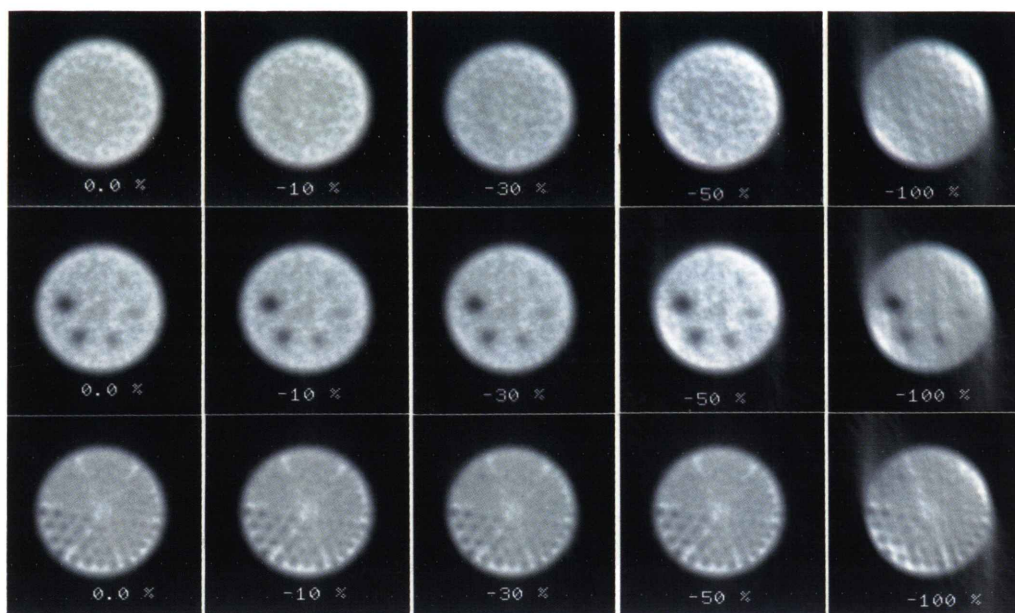


Fig. 2 Schematic representation of a Jaszczak phantom for experiment.



**Fig. 3** SPECT images obtained from simulated projection data of line sources with various changing rate of activity. With increase of changing rate, artifacts are considerably observed.



**Fig. 4** SPECT images obtained from projection data of the Jaszczak phantom with various changing rate of activity. Within changing rate of 50%, deformation of SPECT image are not noticeable visually and resolution is scarcely degraded.

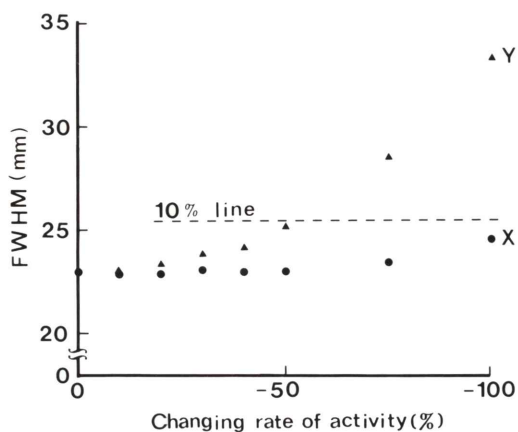


Fig. 5 Relationship between changing rate of activity and resolution (FWHM). The resolution is different on x and y direction because of the direction of artifacts.

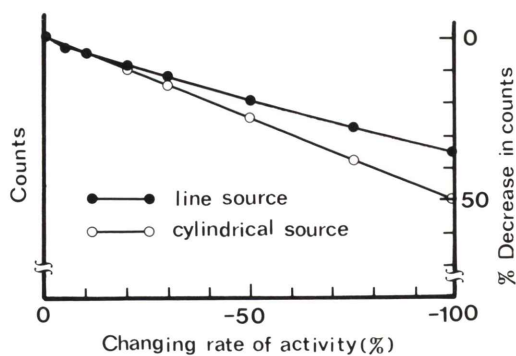


Fig. 6 Relationship between changing rate of activity and counts over the region of interests of SPECT images of line sources and a cylindrical source of the Jaszczak phantom. On line sources, the counts go away from the ideal line (○—○) with increase of changing rate due to artifacts.

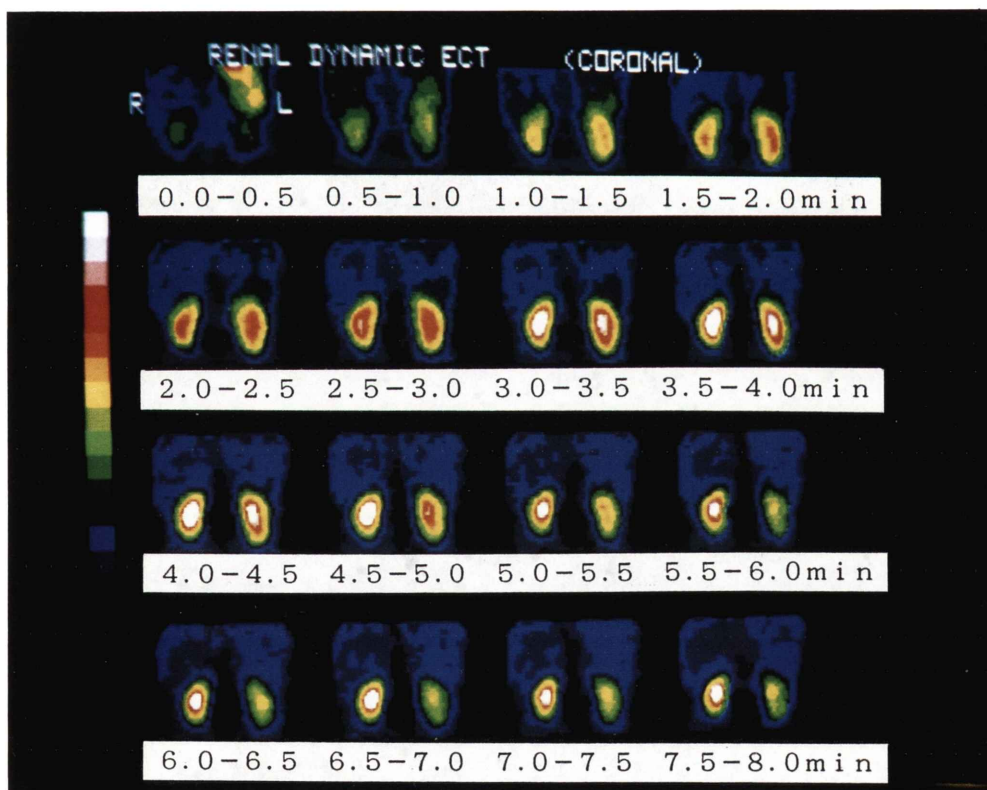


Fig. 7 Renal dynamic coronal images obtained from  $^{99m}\text{Tc}$ -DTPA. One scan time is 30 sec.

また線源中心から半径 5 ピクセルの円形関心領域 (ROI) 内の全カウントを求め、投影データ収集中の放射能変動との関係を検討した。なお、半径 5 ピクセル (約 27.3 mm に相当) の円形 ROI は、変化率 0% (放射能の時間的変動が無い状態) における線線源の投影データに対して再構成を行い、再構成像を視覚的に観察した際、十分にぼけをも含んだ領域の円形 ROI である。

### 3) ファントム実験

内径 216 mm、外径 222 mm、高さ 186 mm のアクリル製円筒容器内の下部に種々の直径のアクリル製棒 (高さ 88 mm)、中央部に種々の直径のアクリル球を有する、また上部には何も入っていない Jaszczak ファントム (Fig. 2) に  $^{99m}\text{Tc}$  水溶液を入れ、6 度ごとの投影データを収集した。各投影データのピクセルごとの値に計数を乗じ、収集開始から終了するまでにそれぞれ 5, 10, 20, 30, 50, 75, 100% 直線的に減衰する投影データを作成した。これらの投影データより得られた SPECT 像の画質を視覚的に評価した。

### 4) $^{99m}\text{Tc}$ -DTPA を用いた腎動態検査

$^{99m}\text{Tc}$ -DTPA を用いた腎動態検査における腎内の放射能変化を調べるため、腎機能正常 5 例 (10 腎: ボランティア 5 名) に対して、 $^{99m}\text{Tc}$ -DTPA を用いた腎動態検査 (コンベンショナル検査) を施行した。 $^{99m}\text{Tc}$ -DTPA の静注直後から 30 秒の時間間隔で腎動態データを  $64 \times 64$  マトリックスで 20 分間収集した。収集した腎動態データに対して、左右全腎領域に関心領域を設定し、10 個の腎臓の全腎レノグラム  $R(t)$  を作成し、静注直後から最高カウントに達するまでの時間を  $T_{\max}$  として、30 秒ごとの変化率を  $T_{\max}$  までの集積相については  $(R(t+1)-R(t))/R(t) \times 100\%$ 、 $T_{\max}$  以後の排泄相については  $(R(t+1)-R(t))/R(t) \times 100\%$  と定義し、その平均および標準偏差を求めた。

## III. 結 果

Figure 3 はシミュレーションにより線線源の放射能を変化させて得られた投影データからの SPECT 像で、左上から右下の順に、5, 10, 20, 30,

100% の変化率の SPECT 像を示す。上段の 5, 10% の変化率の画像ではボケを伴って真円に表示されており、中段の 20, 30% の画像ではやや歪が認められ、下段 50, 100% の画像では上下にはしるアーチファクトが認められる。なお、このアーチファクトは検出器の回転方向によって異なる。

Figure 4 は均一性 (上段) および種々の欠損 (中、下段) を有する Jaszczak ファントム (Fig. 2) の SPECT 像である。変化率が 30% 以内の SPECT 像では変化率 0% の画像と視覚的にはほとんど差がないが、50% では上下にはしるアーチファクトが認められはじめ、100% ではかなりのアーチファクト、均一性の低下および欠損部に歪が認められる。

Figure 5 に種々の変化率を有する線線源のシミュレーション投影データの SPECT 像から得られた LSF の FWHM 値を示す。図中の 10% line は FWHM 値が 10% 増加する値を示す。変化率が増加すると FWHM 値は悪化し、またアーチファクトのため、SPECT 像が真円にならず、x 軸方向と、y 軸方向での FWHM 値は異なり、本例では x 軸方向に比して、y 軸方向の値が変化率の増加 (特に 50% 以上) とともに急激に悪化している。

Figure 6 に種々の変化率を有する線線源のシミュレーション投影データの SPECT 像の線源中心から半径 5 ピクセルの円形 ROI 内のカウント数および円筒形均一ファントムの SPECT 像に対して上記と同じ大きさの ROI 内のカウント数を調べたものを示す。

Table 1 に  $^{99m}\text{Tc}$ -DTPA の静注直後から 30 秒の時間間隔で収集した腎動態データから得られた 10 腎臓の全腎レノグラムの、30 秒ごとの変化率の平均および標準偏差を示す。なお  $T_{\max}$  は  $^{99m}\text{Tc}$  を静注した時点からレノグラム曲線の最大カウントに達するまでの時間を示す。当然のことながら、静注直後 30 秒間の変化率が最も大きいことを示しているが、第 2 フレームの 30~60 秒間での変化率は 10 腎の平均で 49.8% であり、それ以後のフレームでの変化率の平均は 20% 以下である。

Table 1 Mean and standard deviation of changing rate of activity between 30 seconds in 10 normal kidneys (5 volunteers)

	Scan time after injection (min)				Scan time after T <sub>max</sub> (min)			
	0.0-0.5	0.5-1.0	1.0-1.5	1.5-2.0	0.0-0.5	0.5-1.0	1.0-1.5	1.5-2.0
Mean (%)	100.0	49.8	17.1	8.9	6.0	8.4	8.3	7.0
SD (%)	0.0	8.6	1.4	1.6	2.7	2.3	1.7	1.5

Except the first and second scans, the values are less than about 20%.

#### IV. 考 案

従来の SPECT 検査の大部分はいわゆる静態 SPECT であり、投影データ収集中の目的臓器内での放射性医薬品の放射能の時間的变化は概して少なく、したがって SPECT 像に与える影響も少なく、診断上問題にならないものと思われる。しかしながら、放射性医薬品の投与と同時に投影データを収集する動態 SPECT をガンマカメラ回転型 SPECT 装置を用いて行う場合、検出器が 1 回転するのに通常 30 秒から 1 分程度の時間を必要とするため、注入直後からしばらくの間、投影データ収集中の放射能の時間的变化はかなり急激である。

これまで、われわれが種々の動態 SPECT に関する研究<sup>1-5)</sup>に使用した装置はガンマカメラ対向型の SPECT 装置で 1 スキャン (360 度分の投影データの収集) するのに要する最少時間は 30 秒であり、<sup>99m</sup>Tc-DTPA 腎動態 SPECT の場合、1 スキャン 30 秒で、また、<sup>99m</sup>Tc-PMT 肝胆道動態 SPECT の場合 1 スキャン 60 秒で、その連続的な繰り返しにより動態 SPECT 検査を行ってきた。本研究では、主として、より速い動態を示す <sup>99m</sup>Tc-DTPA 腎動態 SPECT について検討を行った。

線線源のシミュレーション実験では変化率が 20% 程度から歪が目立ち始め、50% 以上では強いアーチファクトを認める。しかしながら、今回用いた Jaszczak ファントムのように、ある程度の容積を有する線源では、Fig. 4 に示すごとく 30% 程度の変化率では、視覚的には均一性、解像力などの画質に低下は認められない。また、FWHM 値

も Fig. 5 に示すように 50% の変化率にて約 10%、30% では約 3% 悪化するだけである。したがって 30% 程度までの変化率であれば臨床検査上の問題は少ないものと思われる。Bok<sup>6)</sup> にも投影データ収集中の放射能の時間的变化について論じ、彼らの 50% 変化率における線線源の SPECT 像ではほとんど歪は認められず、われわれの結果とは異なっており、その理由は明確でない。

一方、実際の臨床検査、例えば <sup>99m</sup>Tc-DTPA による腎動態検査においては、静注後 30 秒から 1 分までの 30 秒間での変化率は、Table 1 に示すごとく、10 腎の平均で 49.8% であり、急激な増加を示す。引き続き 30 秒では 17.1, 8.9% であり、T<sub>max</sub> に近づくにつれてその値は小さくなる。また T<sub>max</sub> 以後では、いずれの 30 秒間においても変化率は 10% 以下である。

SPECT 像におけるカウント数は全投影データのカウンタ数の総計に比例するため、理論的にはここで定義した変化率にも比例する。しかしながら、Fig. 6 に示したごとく、線線源のシミュレーションの場合、変化率が大きくなるにつれて理論的な直線 (この場合円筒形均一ファントムから得たデータと同じ ○—○) からのズレが大きくなり、本来のカウント数よりも増加する傾向をしめす。これは再構成時に 360 度分のすべての逆投影が終了した段階では正の値を持つアーチファクトに比例した、負の値を持つアーチファクトが存在するが、ディスプレイに表示するためなどの理由により 0 値に置き換えられる結果によるものと思われる。しかし 50% の変化率において 6% の増加、30% においては 2.9% の増加を示すのみである。

このように <sup>99m</sup>Tc-DTPA による腎動態検査にお

いては最初の1分までのデータを除けば、いずれも正常例においては20%前後以下の変化率であり、30秒ごとのスキンの繰り返しにより得られた $^{99m}\text{Tc}$ -DTPAによる腎動態SPECT検査の信頼性に対する問題は少ないものと思われる。Fig. 7に $^{99m}\text{Tc}$ -DTPAを91 MBq (3 mCi) 投与した直後から30秒ごとにスキンを繰り返して得た腎動態SPECTの経時的前額断層像の1例である。最初のスライスをのぞけば顕著なアーチファクトは認められず、左のカラースケールにより、4分前後の $T_{\max}$ を有していることが認められる。

最近、投影データをより早く収集する事が可能なSPECT装置が開発、販売された。このような装置では30秒間のSPECT像が必要なときでも、1回のスキンの投影データを収集するのではなく、30秒間で許す限り何回もスキンをを行い、それぞれのスキンの同角度の投影データを加算し、再構成する事によって、放射性医薬品の放射能変動による影響を最小限に抑えることが可能となる。

## V. 結 語

これまでのSPECT検査は、静態検査が主であったが、本研究で示したごとく $^{99m}\text{Tc}$ の通常の投与量で容易に動態SPECTが可能であり、 $\gamma$ 線の

吸収、散乱などの問題は依然と残るが、放射能変動による精度は投与直後の急変時のデータを除外すれば十分に臨床に耐えられる画像であり、動態曲線の解析も可能である。

## 文 献

- 1) 前田寿登, 大井 牧, 中川 毅, 他:  $^{99m}\text{Tc}$ -DTPAによる腎のDeconvolution Analysisおよび3次元的Function Imaging. 映像情報 19: 540-544, 1987
- 2) 山口信夫, 中川 毅, 前田寿登, 他: 動態シングルフォトンエミッションCTに関する基礎的臨床的研究. 昭和62年度文部省科学研究費助成金成果報告書: 1-56, 1988
- 3) 佐久間肇, 中川 毅, 前田寿登, 他: single photon emission CTを用いた $^{99m}\text{Tc}$ -PMT肝胆道シンチグラフィのdeconvolution analysisによる検討. 核医学 25: 1061-1071, 1988
- 4) 松村 要, 前田寿登, 中川 毅, 他: 対向型ガンマカメラによるSPECTと $^{133}\text{Xe}$ 吸入法を用いた局所脳血流の測定. 核医学 25: 831-838, 1988
- 5) Nakagawa T, Maeda H, Takeda K, et al: Quantitative Analysis in Nuclear Medicine. Medical Review 31: 41-47, 1990
- 6) Bok BD, Bice AN, Clausen M, et al: Artifacts in camera based single photon emission tomography due to time activity variation. Eur J Nucl Med 13: 439-442, 1987
- 7) Chang LT: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans Nucl Sci NS-25: 638-643, 1978

## Summary

### The Influence of the Time Activity Variation on Dynamic SPECT Images in Camera Based SPECT

Hisato MAEDA\*, Kan TAKEDA\*\*\*, Kaname MATSUMURA\*\*\*,  
Tsuyoshi NAKAGAWA\*\*\*, Tokio KITANO\*\*\*, Kazutaka EJIRI\*,  
Takeshi KONDOU\*, Akira TAKEUCHI\*, Hiroshi TOYAMA\*\*,  
Gen TAKESHITA\*\*, Sukehiko KOGA\*\* and Takashi ICHIHARA\*\*\*\*

\*Department of Radiological Technology, Fujita Health University School of Hygiene

\*\*Department of Radiology, Fujita Health University School of Medicine

\*\*\*Department of Radiology, Mie University School of Medicine

\*\*\*\*Nuclear Medicine Section, Toshiba Nasu Works

Image quality of dynamic single photon emission computed tomography (SPECT) using a rotating gamma camera is dependent on the time activity variation of the tracer such as accumulation and excretion in the object's organ. Especially at the early time after injection of radionuclide, artifacts may occur strongly in the SPECT images.

Simulated and experimental projection data of line sources and Jaszczak phantom were altered by sequentially weighting the projections with a function that varied linearly with time.

With a variation of object activity given by linearly decaying functions, the main effect observed on the SPECT images obtained from simulated line sources was an elliptical deformation

on the object. If the changing rate  $(R(t+1) - R(t))/R(t) \times 100$  remained within 20% during acquisition, this deformation of SPECT images of line sources was not noticeable visually and resolution (FWHM) of line sources scarcely was degraded.

In renal dynamic SPECT study using  $^{99m}\text{Tc}$ -DTPA, the image quality of the first scan (30 sec) was considerably degraded. However, the changing rates after the third scan were less than 20% on the mean of 10 kidneys and the image quality was not noticeable visually.

**Key words:** SPECT, Dynamic SPECT, Artifact, Simulation.