

《原 著》

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 育***
 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}Tc-diethylene triamine pentaacetic acid(DTPA)腎動態SPECT^{1,2,4)}, ^{99m}Tc-(Sn)-N-Pyridoxyl-5-methyltryptophan (PMT) 肝胆

道動態 SPECT^{2~4)}, ¹³³Xe を用いた脳血流量 SPECT⁵⁾ 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
(番号 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 64×64 マトリックス(ピクセルサイズ5.5mm)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⁷⁾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マカメラ対向型の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、検出器一線源間の距離17.5cmにおける分解能を14mm(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 64×64 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ピクセルずらせて同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10cm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ト数との関係を示す。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、を視覚的に行い、LSFのFWHM値をもって解像力を検討し、

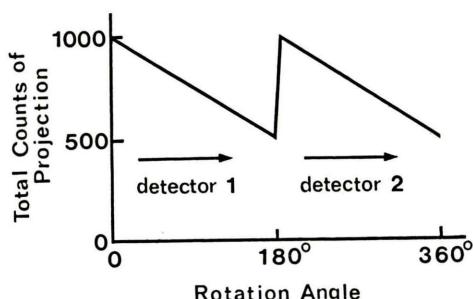


Fig. 1 Relationship between angle of rotation of detectors and counts in simulated projection data.

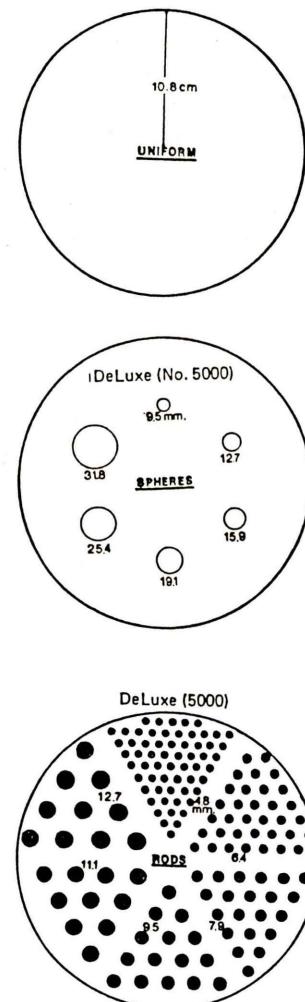


Fig. 2 Schematic representation of a Jaszczak phantom for experiment.

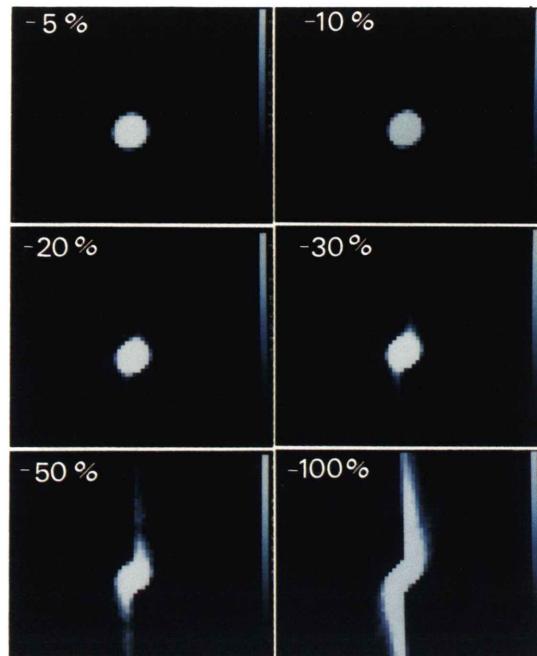


Fig. 3 SPECT images obtained from simulated projection data of line sources with various changing rate of activity. With increase of changing rate, artifacts are considerably observed.

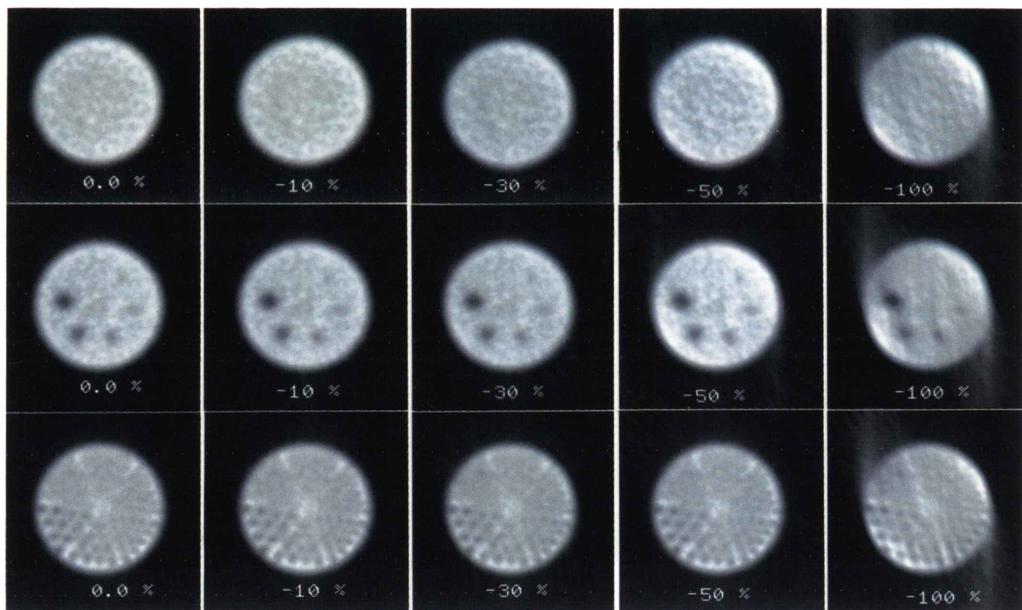


Fig. 4 SPECT images obtained from projection data of the Jaszczak phantom with various changing rate of activity. Within changing rate of 50%, deformation of SPECT image are not noticeable visually and resolution is scarcely degraded.

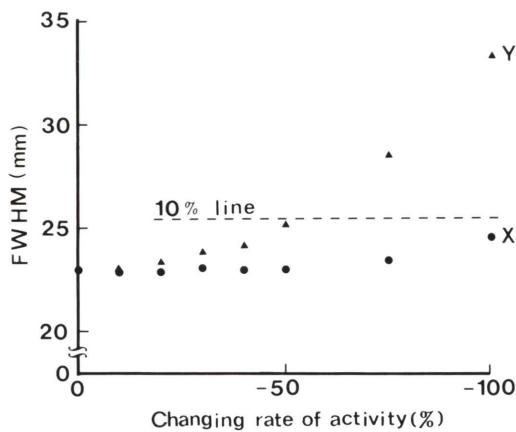


Fig. 5 Relationship between changing rate of activity and resolution (FWHM). The resolution is different on x and y direction because of the direction of artifacts.

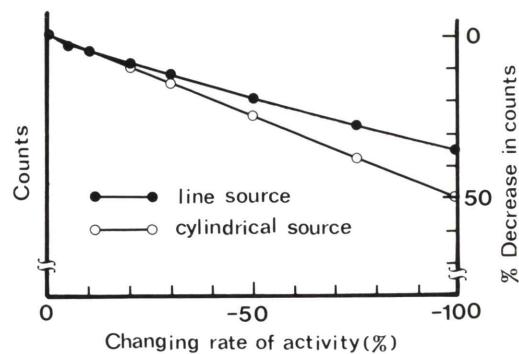


Fig. 6 Relationship between changing rate of activity and counts over the region of interests of SPECT images of line sources and a cylindrical source of the Jaszczak phantom. On line sources, the counts go away from the ideal line (○—○) with increase of changing rate due to artifacts.

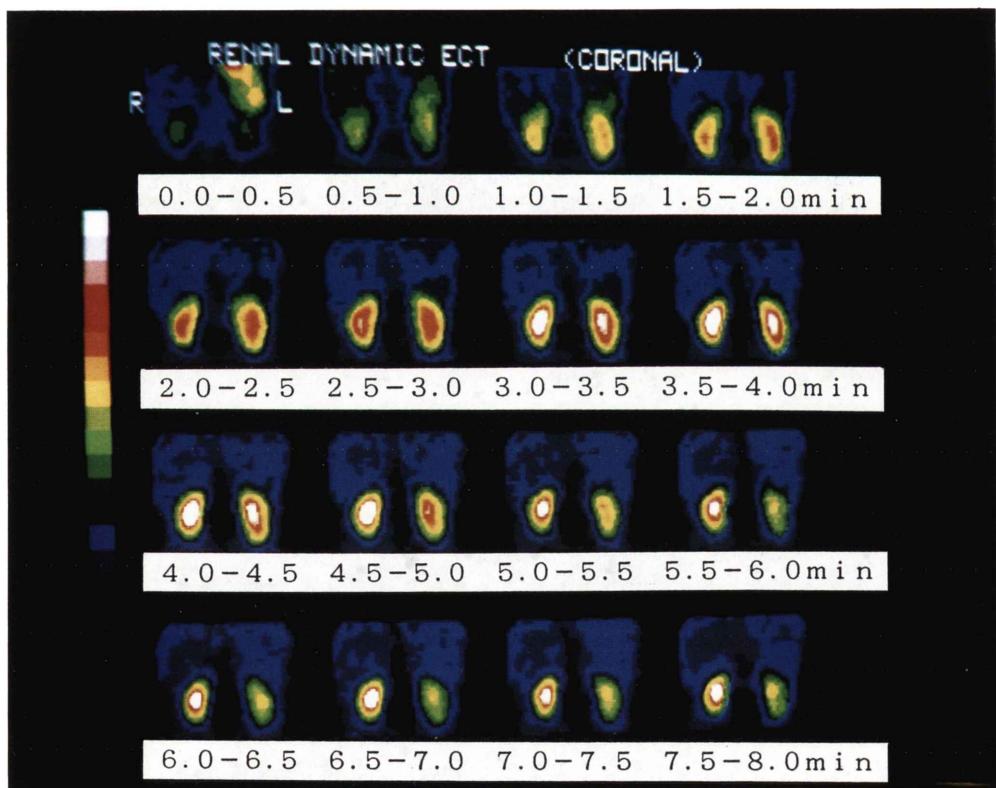


Fig. 7 Renal dynamic coronal images obtained from ^{99m}Tc -DTPA. One scan time is 30 sec.

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}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}Tc-DTPAを用いた腎動態検査

^{99m}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}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}Tc-DTPAの静注直後から30秒の時間間隔で腎動態データを64×64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+1)×100%、T_{max}以後の排泄相については(R(t+1)-R(t))/R(t)×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}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}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_{max} (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、投影データ収集中での目的臓器内での放射性医薬品の放射能の時間的変化は概して少なく、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、投影データ収集中での放射能の時間的変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¹⁻⁵⁾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、^{99m}Tc-DTPA 腎動態 SPECT の場合、1 スキャン 30 秒で、また、^{99m}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^{99m}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。Bok⁶⁾ らも投影データ収集中の放射能の時間的変化について論じ、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^{99m}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。引き続く30秒では 17.1, 8.9% であり、 T_{max} に近づくにつれてその値は小さくなる。また T_{max} 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ト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^{99m}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 秒ごとのスキャンの繰り返しにより得られた ^{99m}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}Tc -DTPA を 91 MBq (3 mCi) 投与した直後から 30 秒ごとにスキャ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 回のスキャンで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ャンを行い、それぞれのスキャ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}Tc の通常の投与量で容易に動態 SPECT が可能であり、 γ 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}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}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}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 KONDOW*, 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 deforma-

tion 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}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.