

《原 著》

POSITOLOGICA II による心電図同期ポジトロン CT

—加算パルス数と復元誤差の関係を中心に—

遠藤 真広* 松本 徹* 氷見 寿治** 飯沼 武*
 山崎統四郎* 館野 之男* 吉田 勝哉** 加賀谷秋彦**
 増田 善昭** 稲垣 義明** 大串 明*** 井上 慎一****

要旨 心ポジトロン CT における心臓の動きの影響を除去するため、POSITOLOGICA II を用いて心電図同期データ収集を行う方式を開発した。本方式では心電波形に同期して2つの時相(例えば拡張末期と収縮末期)のデータが指定心拍数だけ収集され、画像復元される。データサンプリングの不均一性にもとづく復元誤差を評価するため、固定線源のパルス同期と非同期の撮像を行い、誤差の解析を行った。その結果、データサンプリングの不均一性にもとづく復元誤差は非常に少ない加算パルス数では支配的であるが、加算パルス数を増加すると急激に減少し、臨床使用条件では、統計ノイズに対して無視できることがわかった。正常例に N-13 アンモニアを投与して、心電図同期ポジトロン CT を施行したところ、壁運動と壁厚の時相による変化を検出できた。

I. はじめに

心臓を対象とするポジトロン CT では、心臓の運動はボケによる画質の劣化を招き、また定量解析を行う上で大きな障害となっている¹⁾。このような心臓の動きの影響を除去するためには、心電波形に同期してデータを収集する心電図同期ポジトロン CT を施行する必要がある。

心電図同期ポジトロン CT は、回転と線形走査を組み合わせた ECAT に対して、古くから開発が報告されている²⁾が、最近の円形配列方式の装置についてはまとまった報告はない。この方式の装置で、心電図同期ポジトロン CT が開発されなかったのは、心電波形に同期したデータ収集と検出器走査(ウォブリングや POSITOLOGICA 方

式)との干渉の結果、データサンプリングが空間的に一様とならず、大きな復元誤差(障害陰影)が発生する恐れがあることも一因と考えられる。

われわれは、円形方式の装置である POSITOLOGICA II³⁾ を用いて、心電図同期ポジトロン CT を行う方式を開発した。本報では、その概要と、特に加算パルス数を変えることにより復元誤差がどのように変化するかを実験的に検討したので、その結果を述べたい。

II. 心電図同期ポジトロン CT の原理と仕様

POSITOLOGICA II では、同時計数された検出器のアドレスはシノグラムの座標 (t, θ) に変換され、ヒストグラムモードでバッファメモリに書き込まれる。バッファメモリの大きさは1スライスあたり、 256×256 ワードである。バッファメモリに書き込まれたデータは、スキャン終了後、ディスクに転送され画像再構成が行われる。

心電図同期ポジトロン CT では、Fig. 1 に示すように心電波形の R 波を基準として、一定時間おくれた時相で一定の時間幅のデータのみを収集

* 放射線医学総合研究所臨床研究部

** 千葉大学医学部第三内科学教室

*** (株)日立メディコ

受付: 62年11月24日

最終稿受付: 63年1月11日

別刷請求先: 千葉市六川 4-9-1 (☎ 260)

放射線医学総合研究所臨床研究部

遠藤 真 広

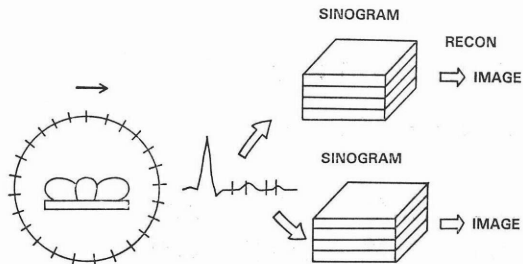


Fig. 1 Principle of ECG gated positron emission tomography. Coincidence events at two cardiac phases are collected during predetermined cardiac cycles and then reconstructed.

Table 1 Specifications of ECG gated positron emission tomography with POSITOLOGICA II

| | |
|-----------------------------------|-----------------------------------|
| Number of cardiac phases | 2 |
| Data format ($t \times \theta$) | $128 \times 128 / 256 \times 128$ |
| Number of cardiac cycles | 1-9999 |
| Delay time | 0-999 msec |
| Sampling time | 10-999 msec |

しメモリに書き込み、これを指定された心拍数だけ繰り返す。スキャン終了後のデータ処理は、非同期の場合と同様に行う。同時に収集される時相の数は、メモリの読み出し時の性能により制限され、最大2である。したがって、例えば拡張末期、収縮末期の同時収集が可能である。収集データのマトリックス・サイズは $t \times \theta = 128 \times 128$ 、または 256×128 が選択できる。Table 1 に本方式の主な仕様を示す。

III. 性能評価の方法

本報の方式による心電図同期ポジトロン CT の性能を評価するため、以下の試験を行った。

1. 固定線源の撮像

POSITOLOGICA 方式では検出器群の1回転(2 sec)により完全なデータが収集される。本方式のように心電波形に同期したデータ収集を行う場合、1心拍では一部を収集するだけである。したがって、加算する心拍数が少ない場合、収集データのサンプリングが不均等となり、結果として復元誤差が生じる。しかし、加算心拍数が多くなれば、収集データのサンプリングは近似的に一樣と

なり、実用上、問題がなくなることが予想される。

このことを調べるため、固定線源を用いて次のような実験を行った。

1) 長さ 11.6 cm、幅 2.8 cm、厚さ 0.3 cm の線源(放射能 $300 \mu\text{Ci}$)をスキャナ中心軸と長軸を一致して置き、800 msec ごとのパルスに同期させて撮像した。遅延時間は 0 msec、サンプリング時間は 100 msec で一定とし、加算パルス数を 1, 2, 5, 10, 20, 100, 500, 1,000 と変化させた。なお、同時に用いるパルスは、III. 2 で述べる線源回転装置で発生するものを用いた。

2) 1) と同一の線源を用い、パルスに非同期で通常の撮像を行った。撮像時間は 2, 4, 6, 10, 20, 50, 100 および 1,000 sec である。

3) 1) と同一形状で放射能が約 $1/20$ の線源を用い、パルスに非同期で通常の撮像を行った。撮像時間は 2) と同様であった。

1)~3) を通じ、データ収集のマトリックスは 256×128 、 128×128 の両方で行い、 256×128 は 256×256 (画素寸法 1.2 mm)、 128×128 は 128×128 (画素寸法 2.4 mm) の画像へ復元した。吸収補正は行わず、補正関数は Shepp & Logan を用いた。この条件で復元像の空間分解能はそれぞれ $\text{FWHM} = 10 \text{ mm}$ 、 11 mm であった。

1,000 sec 非同期で得られた復元像を正しい画像と考え、次のようにして、他の画像のこの画像からの誤差を評価した。(なお、画像は全て、第 3 スライスのものを用いた。)

4) 線源の像に一致して $12.0 \times 28.8 \text{ mm}^2$ の ROI を設定して、その内部の PET 値を求め x_i ($i=1 \sim n$) とする。実験 1), 2) については同一の ROI を用いることとし、実験 2) 1,000 sec の画像(これを 0 画像と呼ぶ)の画素値を x_{i0} とし

$$\text{sd } 1 = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\frac{N_{T0}}{N_T} x_i - x_{i0} \right)^2} \quad (1)$$

を計算する。ここで、 N_T 、 N_{T0} はそれぞれ x_i 、 x_{i0} の画像を作る際のカウント数である。sd 1 は、線源像内部の復元誤差を 0 画像の単位でみたものと考えられる。実験 3) についても、同様の計算に

より誤差を求め、0 画像と同じ単位にそろえる。

5) 線源像から 10 cm 下方に $4.8 \times 4.8 \text{ cm}^2$ の ROI を設定し、その内部の PET 値の標準偏差を求め sd とする。これは線源像外部の復元誤差を示すと考えられるので、

$$sd 2 = \frac{N_{T0}}{N_T} \cdot sd \quad (2)$$

により、4) と単位をそろえる。実際には、 $sd 1$ 、 $sd 2$ とも 0 画像のピーク値で除し、相対誤差で表すことにする。

2. 回転線源の撮像

パルスに同期したデータ収集が確実に行われているのを確かめるため、回転線源のパルス同期撮像を行った。線源回転装置はモータによるアルミ円板を回転させるもので、アルミ円板の外周部に体軸と平行に棒線源を固定する。回転装置の回転周期は 500~2,000 msec 可変であり、1 回転ごとに同期パルスを出力する。また、線源の回転半径は 10 cm である。

この装置に長さ 2 cm、直径 3 mm の短棒状線源を装着し、第 3 スライスと線源の位置を一致させて、撮像を行った。線源の回転周期は 800 msec、サンプリング時間は 10 msec (最短のもの) を用い、データ収集を 128×128 のマトリックスで行い、500 パルス分加算した。遅延期間を、0, 100, 200, 300, 400, 500, 600, 700 msec と変化させて、線源像が円周上の所定の位置にくるかを調べた。なお、画像復元のマトリックスは 128×128 (画素寸法 2.4 mm) とし、Shepp & Logan の補正関数を用いた。

3. 正常例の撮像

実際に臨床例の撮像が可能なことを次の実験により調べた。心電計は日本光電製ライフスコープ 6 を用い、心電図同期出力端子からすでに整形された R 波パルスを引き出し、これを同期信号として用いた。正常例に、N-13 アンモニア約 10 mCi を上腕静脈に投与してから、約 15 分後にデータ収集を開始した。拡張末期と収縮末期の 2 つの時相の撮像を行うため、遅延時間をそれぞれ、0, 250 msec に設定した。(このときの平均心拍数は毎分

65 である。) サンプリング時間は両時相とも 50 msec、加算心拍数は 600 とした。サンプリング時間は収縮末期像の動きを止めるため、また加算心拍数は画像ノイズとの兼ね合いで決められた。

データ収集のマトリックスは 128×128 、画像マトリックスは 128×128 (画素寸法 2.4 mm) であった。補正関数は Shepp & Logan をガウシアンで平滑化したものを用いた。この条件での復元像の空間分解能は $FWHM = 13 \text{ mm}$ である。心電図同期画像をその直後に撮像された非同期画像と比較した。

IV. 結 果

Figure 2 a, b は固定線源を撮像して、加算パルス数により復元誤差 $sd 1$ 、 $sd 2$ がどのように変化するかを示したものである。図 a, b とも \times 印はパルス同期画像 (サンプリング時間 100 msec) から得られたものであり、横軸は加算パルス数および対応するスライスあたりの収集計数を示し、縦軸は 0 画像のピーク値で除した相対的な復元誤差を示す。

図の \bullet 印は弱線源、 \circ 印は強線源のパルス非同期画像から得られた同様な関係であり、これらの場合は、横軸として意味を持つのはスライスあたりの計数だけである。なお、強線源は方法の項で述べたとおり、パルス同期撮像に用いた線源と同じものであり、弱線源はそれと同一形状で強度が約 $1/20$ のものである。弱線源は 20 パルス以下のパルス同期画像と計数の等しい非同期画像を作るために用いられた。

Figure 2 より非同期画像の復元誤差は全ての場合について、傾き $-1/2$ の直線 (実線) に乗ってくるのがわかる。これらの復元誤差の比については、図 a, b とも線源像内の復元誤差 $sd 1$ は、線源像外の復元誤差 $sd 2$ の約 4 倍である。また、図 b の復元誤差は $sd 1$ 、 $sd 2$ とも図 a の約 3 倍であることもわかる。

一方、同期画像については、図 a, b とも $sd 2$ は非同期画像と同じ傾き $-1/2$ の直線 (実線) に乗る。 $sd 1$ は両図とも加算パルス数の小さいとこ

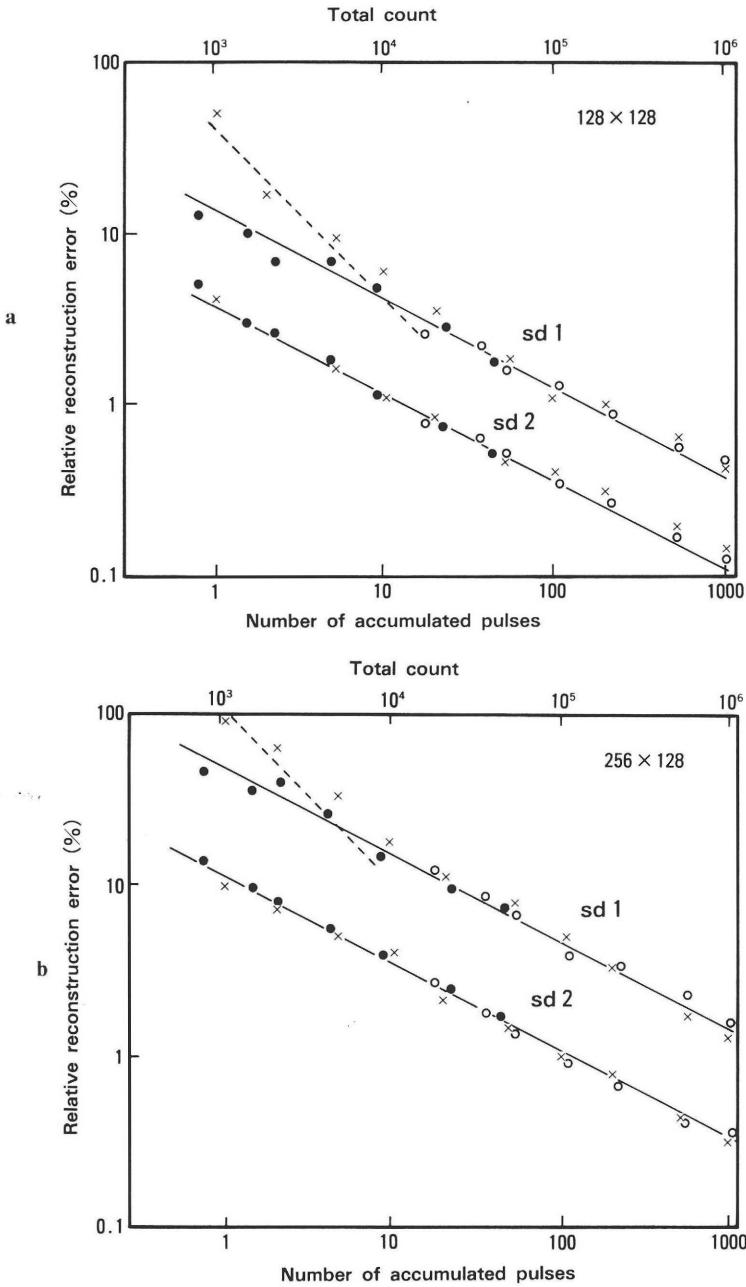


Fig. 2 Relationships between number of accumulated pulses (or total count) and relative reconstruction error. a) 128×128 , b) 256×128 data collection. sd 1 and sd 2 indicate errors within the source image and out of it, respectively. Filled (●) and open (○) circles show errors calculated from the images of weak and strong radiation source taken without gating, respectively, while cross marks (×) show errors calculated from the images of strong source taken with gating. The solid lines, whose gradients are $-1/2$, correspond to statistical noise, while the broken lines errors due to non-uniform sampling caused by gated data acquisition.

るでは傾き $-1/2$ の直線より上にあるが、加算パルス数を大きくしていくと、非同期画像と同じ直線に乗ってくる。図の破線は、同期画像の復元誤差より非同期画像の復元誤差の寄与を差し引いたもので、データサンプリングの不均一によるものと考えられるが、その詳細は考察において述べる。

次に Fig. 3 に回転線源を用いた実験の結果を示す。図は遅延時間を変化させて撮像した回転線源の画像を加算し、一つの画像として表したものである。線源像の横の数字はその画像を得るために用いた遅延時間 (msec) である。この図から、

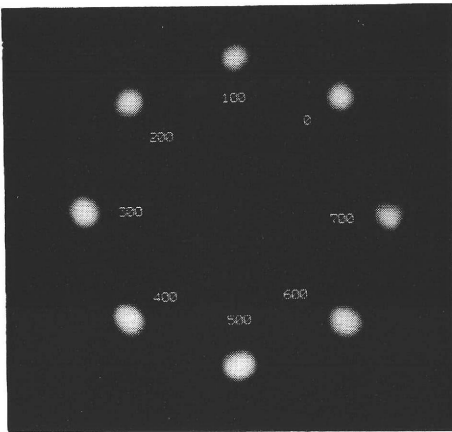


Fig. 3 Images of a rotating point source taken with varied delay time. The numbers next to the images show the delay time, while data sampling time was kept 10 msec for all images.

線源像は円周上に等間隔に配置され、パルスに同期したデータ収集が設定どおり確実に行われていることがわかる。

Figure 4 は正常例を撮像した結果を示している。図 a, b, c はそれぞれ拡張末期、収縮末期、非同期の画像である。これらの図から心筋の壁運動や壁厚の変化を検出することは容易である。

V. 考 察

本報では円形方式の装置である POSITOLOGICA II による心電図同期ポジトロン CT の基礎的特性を検討した。特に、データサンプリングの不均一性にもとづく復元誤差が加算パルス数によりどのように変化するかを調べた。この結果は Fig. 2 a, b にまとめられている。

Figure 2 a, b における非同期画像の復元誤差 (●印と○印) は、次のような考察から、sd 1, sd 2 とも検出光子数の統計的変動によるものと推定される。すなわち、第一にこれらの誤差は図で傾き $-1/2$ の直線に乗り、復元誤差は収集計数の平方根に逆比例することがわかる。

第二に図 a と図 b を比較すると、 256×128 の復元誤差は 128×128 の復元誤差の約 3 倍である。エミッション CT の統計ノイズはサンプリング間隔の $3/2$ 乗に比例する⁴⁾ ので、全て統計ノイズを考えたときの理論値 $2\sqrt{2} \approx 2.8$ とほぼ一致する。第三に、sd 1 と sd 2 の比が約 4 になる点は次の

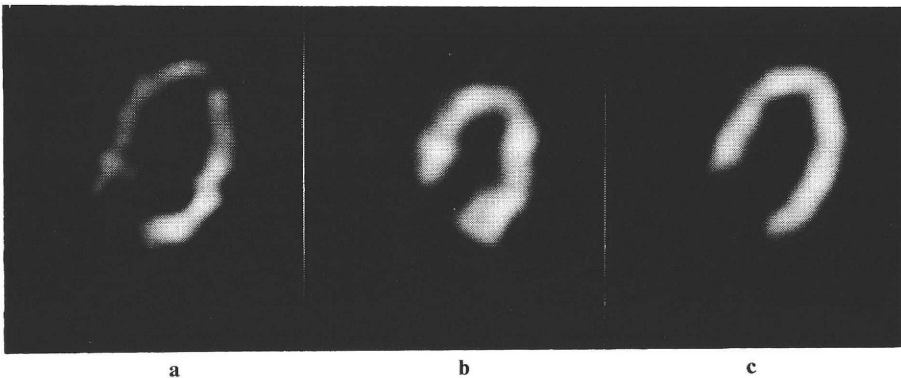


Fig. 4 Gated myocardial images of a normal case after intravenous injection of N-13 ammonia. a) end-diastolic, b) end-systolic and c) non-gated images. Left ventricular wall motion and changes of wall thickness are readily apparent.

ように説明できる。すなわち、Tanaka らによると統計ノイズの分散の空間的分布は、投影データをそのまま逆投影したもので近似できる⁵⁾。この場合、線源像内部の分散にはシノグラム上の線源の軌跡全てが寄与するのに対し、線源像外部の分散にはその一部が寄与するだけである。後者の寄与の割合を外側の ROI の中心から線源を見込みで角 $2.8/12.4 \text{ rad}$ と $\pi \text{ rad}$ ($=180^\circ$) の比で近似するならば、分散の比は $(12.4 \times \pi)/2.8 \approx 14$ となり、したがって $sd 1/sd 2 = \sqrt{14} \approx 3.7$ 。これは実験値とほぼ一致する。

次に、Fig. 2 の同期画像の復元誤差 (×印) について考えてみる。まず、sd 2 は非同期の場合と一致するので、同期画像についても線源像外部の復元誤差は統計ノイズによるものと推定できる。しかし、sd 1 については、加算パルス数の小さいとき、同期画像の値は非同期の場合よりも大きくなり、統計ノイズ以外の要因が関与していることがわかる。この誤差は加算パルス数が小さくなる時、急に大きくなることから、データサンプリングの不均一性によるものと考えられる。

今、統計ノイズとデータサンプリングの不均一性による復元誤差が独立なものとして、同期画像の復元誤差 sd 1 から統計ノイズ (非同期画像の誤差 sd 1) の寄与を差し引く。Fig. 2 a, b の破線はこのようにして求めたものであり、データサンプリングの不均一性による復元誤差を表すものと考えられる。Fig. 2 から破線の傾きは約 -1 、また図 b の方が図 a より約 2 倍大きいことがわかる。

Figure 2 にて上の実線と破線が交わる点は、二つの復元誤差の寄与が等しくなる加算パルス数と考えられるが、この値は図 a では約 5 パルス、図 b では 10 パルスである。これは回転数に換算するとそれぞれ 0.25, 0.5 に相当する。したがって、データサンプリングの不均一性にもとづく復元誤差 (障害陰影) は、加算パルス数の非常に小さい範囲では支配的であるが、1 回転にも満たない相当に小さい加算パルス数で統計ノイズ以下となり、その影響は加算パルス数を増加させると急激に小さくなることがわかる。

Figure 2 の破線と実線の交点の位置は、統計ノイズの大きさ、したがって線源の強度にもよると考えられる。本報で用いた線源強度は $300 \mu\text{Ci}$ であり、これを空間分解能を考慮した放射濃度に換算すると、

$$300 \div (1.1 \times 2.8 \times 11.6) = 8.4 \mu\text{Ci}/\text{cm}^3$$

となるが、通常、臨床で扱う放射能濃度はこれよりも低い。例えば、われわれが行っているうちでは、N-13 アンモニアのダイナミック・スタディ⁶⁾が最大の放射能濃度を与えるが、この場合の右心腔の最大放射能濃度が上記の値と同じ程度である。統計ノイズが大きくなると、Fig. 2 の交点は左にシフトし、データサンプリングの不均一性にもとづく誤差の寄与は小さくなる。

Figure 4 の心筋像の場合の放射能濃度は、上記の値の 1/10 程度と推定され、また 600 心拍 (15 回転に相当) の加算を行っている。このような条件でデータサンプリングの不均一性は全く画像に影響を与えない。これは以上の考察からもまた画像上からも明らかである。心電図同期でスタティックな画像を得る場合、Fig. 4 の撮像に用いたものと同じ位の条件を用いるので、データサンプリングの不均一性は全く画像に影響を与えないことが結論される。Fig. 4 の画像からは心筋の壁運動や壁厚の変化が検出されるが、その臨床応用については別に報告する予定である。

心電図同期データ収集の目的の一つは、定量性を向上するため、心電波形に同期したダイナミック・スタディを行うことと考えられる。ある時相のデータのみを収集してダイナミック画像を構成すれば、心臓の動きの影響を考えずに、放射能の混じりの補正を行える。今回、開発したシステムには、そのような心電図同期ダイナミック・スタディの機能はない。しかし、本報の結果から、その場合に生じるデータサンプリングの不均一性にもとづく誤差の大きさを見つめることができる。例えば、われわれの行っている 6 sec ごとのデータ収集で拡張期を中心としてその半分の 3 sec (1.5 回転) 程度集めれば、本報の考察によれば、デー

タサンプリングの不均一性は統計精度にくらべて十分小さくできる。今後はこのような開発も考えていきたい。また、本報で述べたことは POSITOLOGICA 方式のみならずウォブリング方式の装置に対しても基本的には成立するものと考えられる。

謝辞 稿を終えるにあたり貴重なご助言をいただいた放射線医学総合研究所物理研究部長田中栄一博士、同物理第一研究室長野原功全博士および同臨床研究部主任研究官福田寛博士に深く感謝いたします。本研究は同研究所の特別研究「重粒子線等の医学利用」(班長恒元博病院部長)の一部として行われました。特別研究関係者のご協力に感謝いたします。

文 献

1) Henze E, Huang SC, Ratib O, et al: Measurement of regional tissue and blood-pool radiotracer con-

centrations from serial tomographic images of the heart. *J Nucl Med* **24**: 987-996, 1983

2) Hoffman EJ, Phelps ME, Wisenberg G, et al: Electrocardiographic gating in positron emission computed tomography. *J Comput Assist Tomog* **3**: 733-739, 1979

3) Takami K, Ueda K, Tanaka E, et al: Performance of whole-body, multislice positron computed tomography—Positologica II—. *IEEE Trans Nucl Sci* **30**: 734-738, 1983

4) Brooks RA, DiChiro G: Principles of computer assisted tomography (CAT) in radiographic and radioisotope imaging. *Phys Med Biol* **21**: 689-732, 1976

5) Tanaka E, Murayama H: Properties of statistical noise in positron emission tomography. *Proc International Workshop on Physics and Engineering in Medical Imaging*, pp. 158-164, 1982

6) Yoshida K, Himi T, Shukuya M, et al: Fast dynamic study in cardiac positron CT using N-13-ammonia in man. *Eur J Nucl Med* **12**: 226-230, 1986

Summary

Electrocardiographic Gated Positron Emission Tomography with POSITOLOGICA II —Relationship between Accumulated Pulses and Reconstruction Errors—

Masahiro ENDO*, Toru MATSUMOTO*, Toshiharu HIMI**, Takeshi A. IINUMA*,
Toshiro YAMASAKI*, Yukio TATENO*, Katsuya YOSHIDA**,
Akihiko KAGAYA**, Yoshiaki MASUDA**, Yoshiaki INAGAKI**,
Akira OGUSHI*** and Sinichi INOUE***

*Division of Clinical Research, National Institute of Radiological Sciences

**Third Department of Internal Medicine, Chiba University School of Medicine

***Hitachi Medical Corporation

Electrocardiographic (ECG) synchronized multiple gated data acquisition was employed with POSITOLOGICA II, a whole body positron emission tomograph to avoid blurring of cardiac image due to heart motion. Coincidence events at two cardiac phases (end-systole and end-diastole for example) are collected during predetermined cardiac cycles and then reconstructed. Delay time from triggering R-pulse can be varied 0-999 msec and data sampling time can be varied 10-999 msec. Fixed radiation sources were imaged with and without gating, and reconstruction errors of the both images were compared to evaluate the magnitude of errors due to non-uniform sampling

caused by the gated data acquisition. The result was that although the reconstruction errors due to non-uniform sampling were dominant at very small numbers of accumulated pulses, they rapidly decreased with the increased number of pulses and became negligible to statistical noises at clinical conditions. Gated cardiac images of a normal case was taken after intravenous injection of N-13 ammonia solution. Left ventricular wall motion and changes of wall thickness were readily apparent in the gated images.

Key words: Positron emission tomography, Electrocardiographic gating, Reconstruction error.