

## 《原 著》

# Single Photon Emission CT を用いた心拍同期心プールスキャンにおける 180° スキャンのデータ収集開始位置に関する問題点および血中放射活性の時間的減衰補正の検討

大嶽 達\* 渡辺 俊明\* 西川 潤一\* 百瀬 敏光\*  
 小坂 昇\* 小嶋 馨\* 飯尾 正宏\* 舩尾 正俊\*\*  
 芹沢 剛\*\* 杉本 恒明\*\* 吉栖 正生\*\*\* 山沖 和秀\*\*\*  
 外山比南子\*\*\*\* 町田喜久雄\*\*\*\*\*

**要旨** SPECT を用いた心拍同期心プールスキャンにおいて、180° スキャンのデータ収集開始位置の違いおよび時間的減衰補正による両室駆出カウントやその比の変化について検討した。

軸偏位の少ない一般の症例では、データ収集開始位置の 10° 程度のずれでは両室駆出カウントやその比の変動は少なく、また 360° スキャンデータやそれを Sorenson 法で吸収補正したデータとの差も大きくなり、左背斜位 45° から 67.5° のデータ収集開始位置の 180° スキャンで実用に耐えると考えられた。しかし、心拡大や軸偏位の強い症例ではデータ収集開始位置のずれによる変動も大きく、360° スキャンのが望ましいと考えられた。

Tc-99m 標識アルブミンの血中有効半減期は、6 症例の平均で、 $3.03 \pm 0.59$  時間であり、35 分のデータ収集で、半減期 3 時間として時間的減衰補正をすると、両室駆出カウント比の補正による変化は多くの場合 1% 以下と比較的少なかった。

## I. はじめに

Single photon emission CT (SPECT) を用いて心臓イメージングを行う場合、180° スキャンが良いか、360° スキャンが良いかについて、今日までいくつかの議論がある<sup>1-6)</sup>。心臓は、胸郭内の左前側に偏在しているという特殊性から、180° スキャンが提唱され、特に Thallium-201 (Tl) 心筋シンチグラフィでは、そのガンマ線のエネルギーが低いことから、右背斜位方向のデータは心臓

のイメージをむしろ劣下させると考えられ、360° スキャンよりも 180° スキャンのほうがイメージコントラストや、欠損描出能、診断能に優れるとの報告がある<sup>2)</sup>。一方、180° スキャンでは、偽像の欠損や、画像のゆがみを生じ、定量性も悪く、吸収補正も難しいので 360° スキャンにすべきとの報告もある<sup>6)</sup>。

Technetium-99m (Tc) 標識アルブミン(または赤血球)心拍同期心プールシンチグラフィについては、180° スキャンと 360° スキャンを対比した報告はない。われわれは SPECT を用いた心拍同期心プールシンチグラフィにより、Rigo らの planar 画像を用いた方法<sup>7)</sup>と同様に、両室の駆出カウント比を求め、左室逆流性弁膜疾患の逆流率を評価できることを報告してきた<sup>8)</sup>。その際、われわれはデータ収集時間約 30 分で 180° スキャンを行った。それはトータルとして同一のデータ収集時間で 360° スキャンを施行した場合、180°

\* 東京大学医学部放射線科

\*\* 同 第二内科

\*\*\* 同 第三内科

\*\*\*\* 筑波大学医学部放射線科

\*\*\*\*\* 埼玉医科大学総合医療センター放射線科

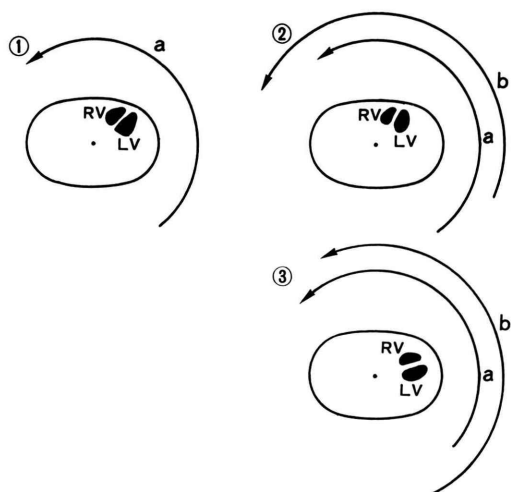
受付：61 年 1 月 7 日

最終稿受付：61 年 8 月 13 日

別刷請求先：東京都文京区本郷 7-3-1 (☎ 113)

東京大学医学部放射線科

大 嶽 達



**Fig. 1** The error of 180° data sampling is shown.  
 1. In 180° data set a, data of both ventricle maybe adequate. 2. When there is left axis deviation, data of right ventricle is inadequate in dataset a, and dataset b maybe better. 3. When there is right axis deviation, data of left ventricle is inadequate in dataset a, and dataset b maybe better.

スキャンに比し、画像劣下が著しく、またデータ収集時間を30分以上かけることは、患者の苦痛が大きいという理由からであった。しかし、180°スキャンでは、定量性に関していくつかの問題がある。ひとつはFig. 1に示すように、データ収集開始位置が適切でない場合の誤差が問題であると考えられる。それが両室の駆出カウント比にどの程度影響するか、また360°スキャンの結果と差があるかについて検討した。

次に、Tcの時間的減衰についても、データ収集時間が30分以上かかると物理的減衰のみでも6%以上と問題になることである。これについて時間的減衰を補正するプログラムを作成し、両室の駆出カウントやその比への影響を検討した。

## II. 対象および方法

装置として、回転型ガンマカメラは、GE社 maxicamera 400 ATC (低エネルギー汎用コリメータ装着)、コンピュータは、GE社 STAR (横河メ

ディカルによる改良ソフトウェア)を使用した。

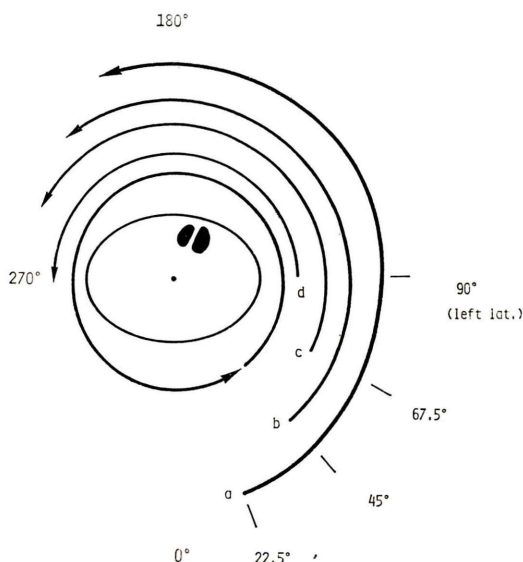
以下、角度については、Fig. 2に示すように最下点を0°とし足からみて反時計回りに0°から360°まで表示する。

Tc-99m 標識アルブミン (または赤血球) 30 mCi を静注し、心拍同期心プルスキャンを施行したが、SPECT は、足からみて反時計回りに、45° から 360° 64 方向について 1 方向 60 心拍ずつ拡張終期 (end-diastolic, ED) と収縮終期 (end-systolic, ES) の 50 msec ずつデータ収集した。収縮終期のタイミングは、あらかじめ planar 画像から両室容積曲線を得てその平均として決定した。

### 1. 180° スキャンのデータ収集開始位置の差による誤差の検討

対象はファントムおよび臨床例 4 例である。ファントムは京都科学標本社製で、人体になるべく近い条件にするため、肺の部分に吸収係数の低いおがくずを入れ、心臓は両心室のみからなり縦隔内のなるべく人体の場合と近い位置に設置した。心室内に高濃度の Tc パーテクネテート、縦隔内に低濃度の Tc パーテクネテートを注入した。肺にも短冊状の紙に Tc パーテクネテートを浸しておがくずと混ぜることによりバックグラウンドを生じさせた。両室の容積は右室/左室=26ml/74ml=0.351 であった。なお静止ファントムであるのでデータ収集で心電図同期は行わなかった。臨床例は逆流や短絡のない 3 症例と心房中隔欠損症の 1 症例である。症例 1 は 1 枝病変狭心症で、心室拡大のない壁運動正常者、症例 2 は後下壁心筋梗塞症、症例 3 は前壁心筋梗塞症で梗塞部の壁運動異常があり、左室拡大も見られた。症例 4 は心房中隔欠損症で、両方向シャントを有し、心臓カテテル検査で Qp/Qs=1.91 と計算されている。全例心房細動はなかった。

360° 64 方向のデータをまず時間的減衰補正した (減衰補正については後述)。360° 64 方向のデータから、データ収集開始位置を 22.5° から 90° (左側面) まで変化させて (症例 4 については 0° から 78.5°) Fig. 2 のごとく複数の 180° 32 方向データを選び出した。Fig. 2 の 22.5°, 45°, 67.5°, 90° の



**Fig. 2** The method to obtain several 180° data sets with different starting points is shown. We selected several 32 view-180° data sets from 64 view-360° data in which Tc-99m decay was corrected. Angle was expressed so that the lowest point was 0° and it advanced by counter-clockwise rotation viewing from feet. Dataset a is with 22.5° starting point, b with 45°, c with 67.5° and d with 90° (left lateral). 7 or 13 similar data sets with 22.5°-90° starting points were selected for each patients.

4通り (22.5° 間隔) のみならず, 7通り (11.25° 間隔) または 13通り (5.625° 間隔) のデータセットを作った. これらのそれぞれの 180° 32方向データからまず体軸面横断層像を得て, さらに画像の回転角度および再構成の範囲について同じパラメータを用いて同一の再構成し, 左室長軸に垂直な短軸面断層像と, 左室長軸に平行な長軸面矢状断層像, 長軸面水平断層像を得た. 次に, 短軸面断層像の拡張終期画像から収縮終期画像のサブトラクションを行って, 駆出カウント (ejection count, EC) 画像を得て, 各データセットで同一の両室関心領域 (region of interest, ROI) を用いて, Fig. 3 のように駆出カウント画像の各スライスごとに両室の駆出カウント (ROI 内のカウント) を計算し, 心尖から心基部まで加算して, 左室および

右室の駆出カウント (left ventricular ejection count LVEC, right ventricular ejection count RVEC) を求めた. その際駆出カウント画像ではサブトラクションによりバックグラウンドは除去されており, 心室辺縁の決定は不要であるが, noise もあるので全スライスの心室最大カウントの 10% 以下のピクセルはカットした. さらに RVEC/LVEC の式により, 駆出カウント比を求めた. そして両室の駆出カウントとその比について 360° スキャンと 180° スキャンのデータ収集開始位置を変えたデータについて比較検討した.

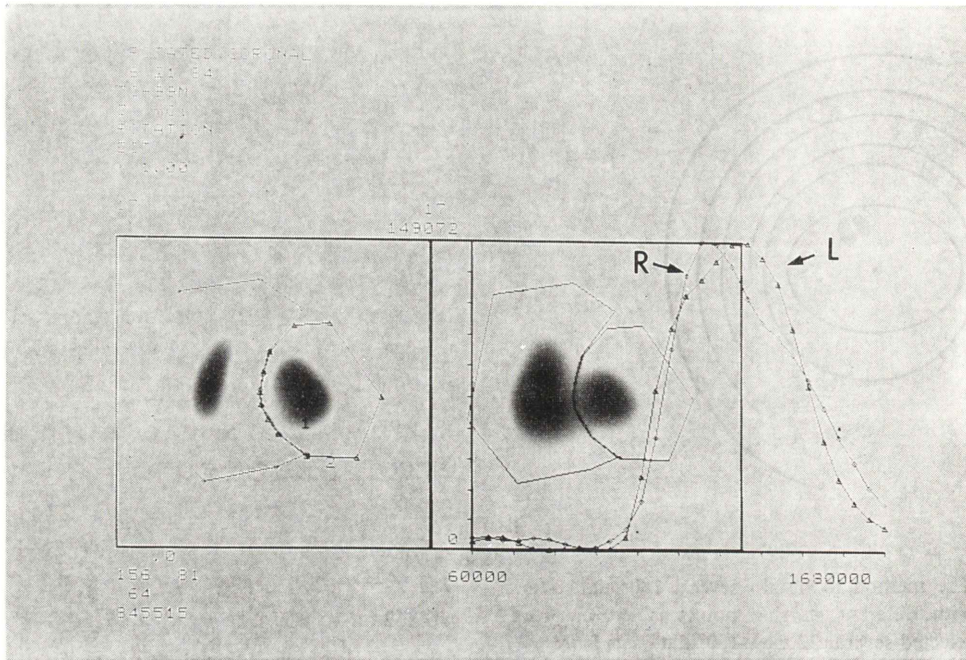
なおファントムについては, 体軸面横断層像で両室の関心領域を設定し等カウントレベルの辺縁を決め, 各スライスの辺縁内のカウントを加算して両室カウントを求めた. 等カウントレベルは各データで辺縁内のボクセル数が 1 ボクセル = 0.262 ml の換算でファントム容積と一致するように設定した. そのレベルは全スライスの心室内最大カウントの 45% 前後であった.

さらに体軸面横断層像の駆出カウント画像において視野中心を回転中心と考えて心室中央のスライスで視野中心と両室の重心 (視覚的に判定) を結ぶ線の角度を得て, その角度から 90° 引いた値と 180° スキャンにおいて LVEC や RVEC がピークとなるデータの収集開始位置と比較した.

## 2. 時間的減衰補正の検討

まず Tc-99m 標識アルブミンの血中有効半減期を検討するため, SPECT を用いて心拍同期心プールのスキャンを施行した 6 症例に, SPECT 施行前後に約 1 時間の間隔をおいて 2 回採血し, 採血直後にガンマカメラの中心直下 20 cm にシリンジをおき, カメラによってカウントを測定した. 指数関数的減衰と仮定して血中有効半減期を求めた.

時間的減衰の補正は, Fig. 4 に示すように各方向のデータで減衰の程度が異なるので, 各方向のデータ収集時に, データ収集開始時から経過した時間と血中有効半減期から, Tc-99m 標識アルブミンが血中で減衰している係数を計算し, その係数で各方向のデータを割ってデータ収集開始時の



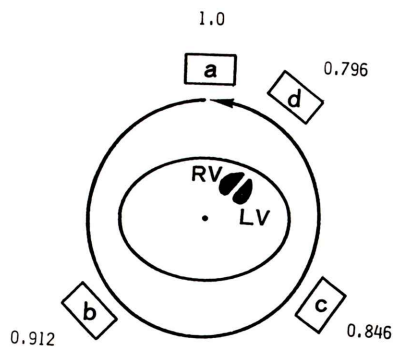
**Fig. 3** The method to calculate the ejection count (ED count - ES count) of both ventricles is shown.

Using the ejection count image (ED image - ES image) of the short-axis tomogram (left), counts in the ROI of both ventricles in each slice are calculated (graph in the right) and summed from apex to base.

Horizontal scale: slices from base to apex.

Vertical scale: counts in ROI of each slice.

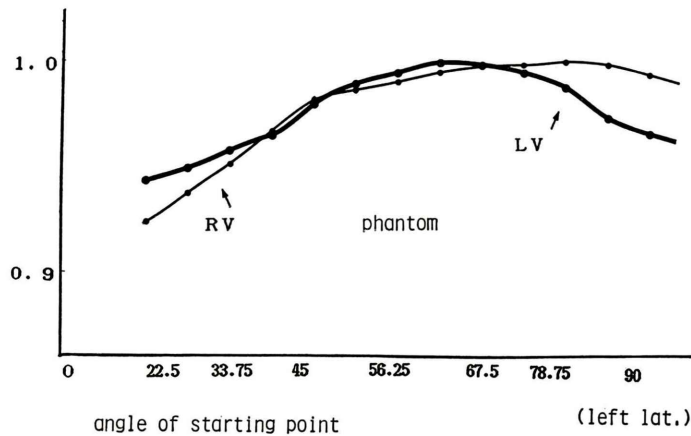
This figure is the same as Fig. 4 in reference 8.



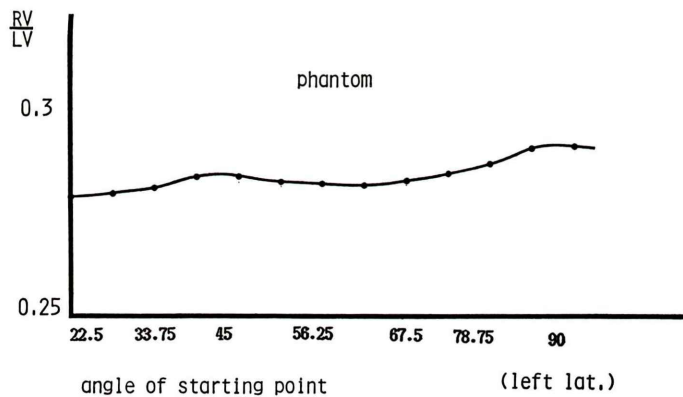
**Fig. 4** The method of RI decay correction is shown. RI decay constant is calculated for each projection from half-life of RI and time from starting of data sampling. (for example, a: 1.0, b: 0.912, c: 0.846, d: 0.796). And data obtained at each projection are divided by its decay constants.

カウントへ補正することにより行った。

対象は、180° スキャン (45° から 225° までの 180° 32 方向) を施行した 8 例 (非逆流症例 6 例, 大動脈閉鎖不全症 1 例, 僧帽弁閉鎖不全症 1 例) で, 全例心房細動はなかった. 血中有効半減期を 6 時間および 3 時間として, 時間的減衰補正を施行し, 補正前後で SPECT データを画像回転角度や再構成の範囲について同一の再構成を行い, 短軸断層像の駆出カウント画像を用いて, 同一の両室関心領域 (ROI) により両室の駆出カウントを計算し駆出カウント比 (RVEC/LVEC) も求めて補正前後での両室の駆出カウントとその比の変化を検討した。



**Fig. 5** The change in LV count and RV count produced by altering the starting position of data sampling in 180° scan of phantom is shown. The peak LV count and RV count is 1.0 in the graph. Angle: the starting position of data sampling in 180° scan.



**Fig. 6** The change in the count ratio of RV and LV produced by altering the starting position of data sampling in 180° scan of phantom is shown. Phantom: RV volume/LV volume is 0.351 (26 ml/74 ml).

### III. 結 果

#### 1. 180° スキャンのデータ収集開始位置 (starting point, SP) を変えた結果

ファントムについて Figs. 5, 6 に、逆流や短絡のない 3 症例について Figs. 7, 8 に、心房中隔欠損症例については Figs. 9, 10 に示した. Figs. 5, 7, 9 いずれでも、両室駆出カウント (LVEC, RVEC) がそれぞれ最大となった場合のカウントを 1.0 と

し、データ収集開始位置を変えたときの LVEC, RVEC をグラフに示した (ファントムにおいては両室カウント). Figs. 6, 8, 10 にデータ収集開始位置を変えたときの両室駆出カウント比 (RVEC/LVEC) を示した (ファントムにおいては両室カウント比). さらに Table 1 にファントムおよび各症例で、LVEC と RVEC がそれぞれピークとなるデータ収集開始位置の角度、両者の中間値、LVEC と RVEC が 0.98 以上であるデータ収集開

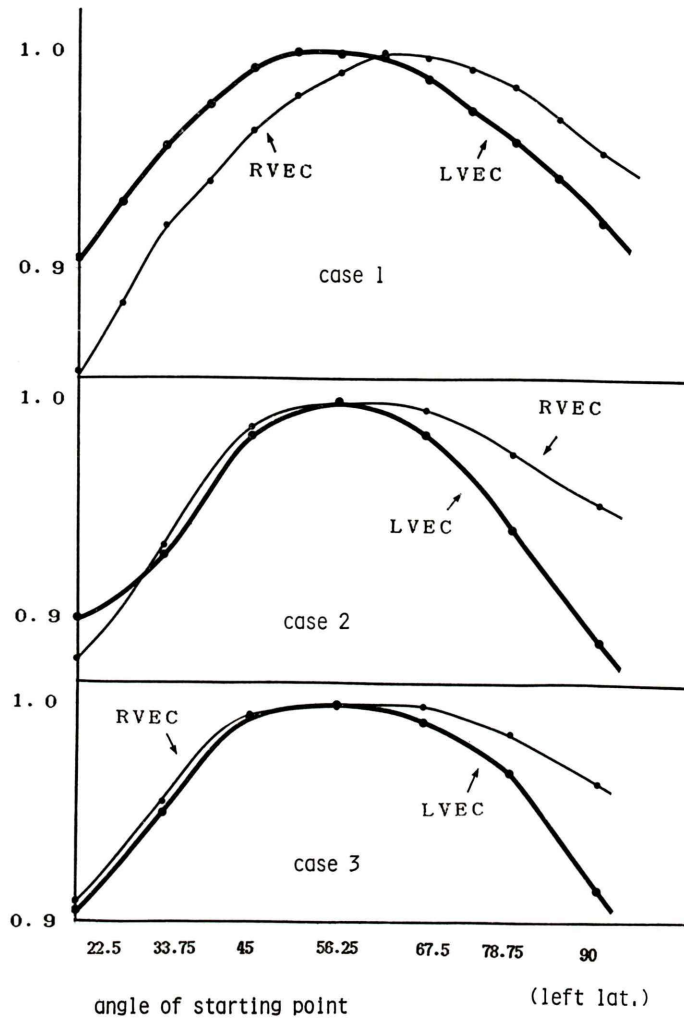


Fig. 7 The change in LVEC and RVEC produced by altering the starting position of data sampling in 180° scan of 3 cases is shown.

Case 1: angina pectoris.

Case 2 and 3: myocardial infarction.

LVEC: the ejection count (ED count - ES count) of the left ventricle.

RVEC: the ejection count of the right ventricle.

The peak LVEC and RVEC in each case is 1.0 in the graph.

Angle: the starting position of data sampling in 180° scan.

始位置の範囲, および体軸面横断層像で視野中心と両室の重心を結ぶ角度から 90° 引いた値を示した。

Table 1 に示すように, ファントムおよび症例 1-4 の LVEC がピークとなるデータ収集開始位

置は, それぞれ 61.875°, 50.625°, 56.25°, 56.25°, 33.75° であった。RVEC がピークとなるデータ収集開始位置はいずれも LVEC の場合より同じか大きく, 78.75°, 61.875°, 56.25°, 67.5°, 56.25° であった。

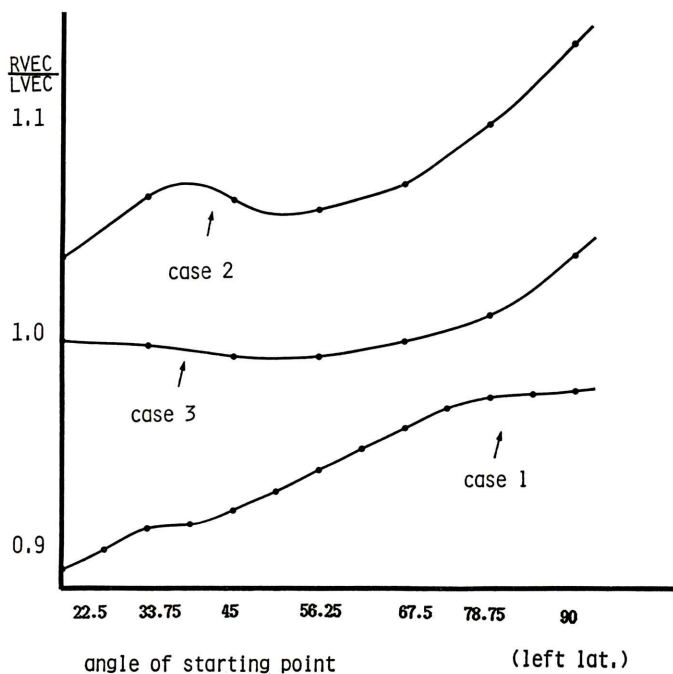


Fig. 8 The change in the count ratio of RVEC and LVEC produced by altering the starting position of data sampling in 180° scan of case 1-3 is shown.

LVEC, RVEC: they are the same as in Fig. 7.

Case 1-3: ischemic heart disease without valvular regurgitation nor shunt.

Table 1 The Starting position of data acquisition in 180° scan

(degree)

	LV peak	RV peak	Average	LV range	RV range
Phantom	61.875	78.75	70.3	45-78.8	45-90
Case 1	50.625	61.875	56.25	45-67.5	51.9-78.8
Case 2	56.25	56.25	56.25	45-67.5	45-67.5
Case 3	56.25	67.5	61.875	45-67.5	45-78.8
Case 4	33.75	56.25	45	31.6-42.6	51.6-73.1

(degree)

	LV center	RV center	Average
Phantom	53	84	69
Case 1	53	76	65
Case 2	47	72	60
Case 3	31	62	47
Case 4	25	57	41

LV peak: starting position of data acquisition when LV ejection count become maximum

RV peak: starting position of data acquisition when RV ejection count become maximum

Average: (LV peak+RV peak)/2

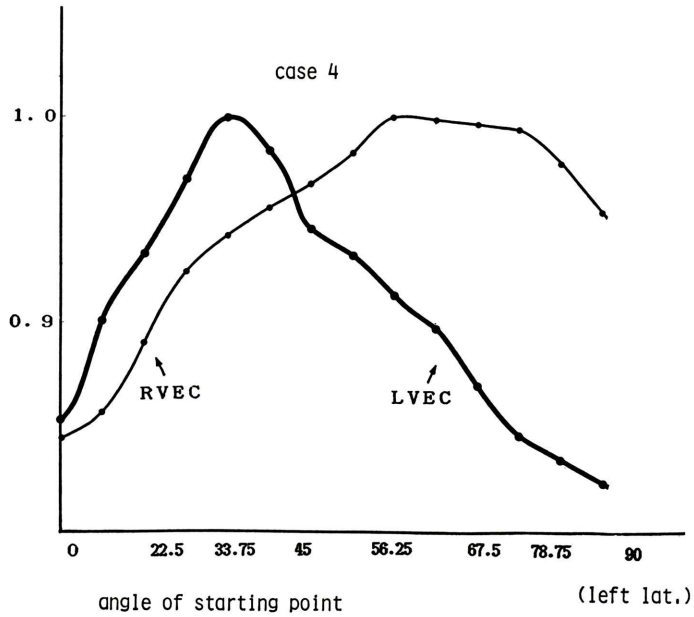
LV range: starting position of data acquisition when LV ejection count is more than 0.98 of maximum

RV range: starting position of data acquisition when RV ejection count is more than 0.98 of maximum

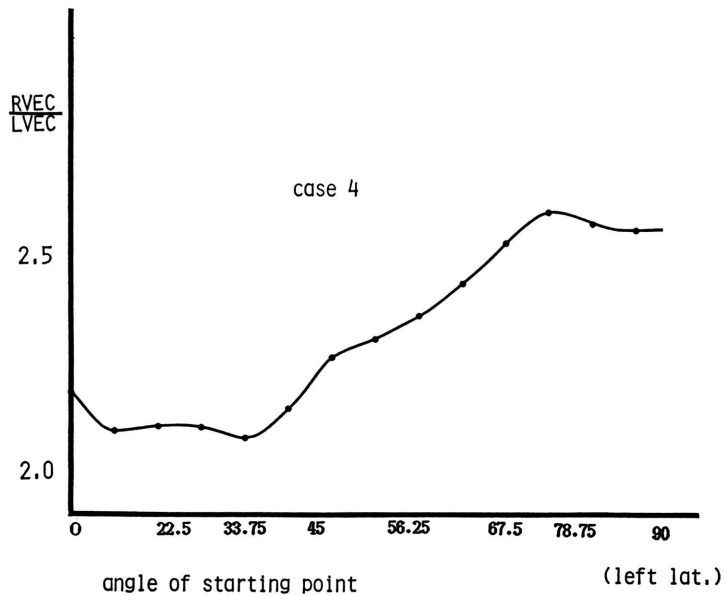
LV center: angle of LV gravity center to rotation center in transaxial tomogram -90

RV center: angle of RV gravity center to rotation center in transaxial tomogram -90

Average: (LV center+RV center)/2



**Fig. 9** The change in LVEC and RVEC produced by altering the starting position of data sampling of case 4 is shown. Scale is the same as in Fig. 7. Case 4: atrial septal defect.



**Fig. 10** The change in the ratio of RVEC and LVEC produced by altering the starting position of data sampling in 180° scan of case 4 is shown. Case 4: atrial septal defect (the Qp/Qs ratio is 1.91 by cardiac catheterization).



**Table 2** The change of the ejection count by the starting position of data acquisition

Minimum LVEC in the range				
	c data	±11.25°	±22.5°	±33.75°
Phantom	0.996	0.980	0.962	0.946
Case 1	0.999	0.987	0.958	0.905
Case 2	1.000	0.985	0.929	0.889
Case 3	0.997	0.981	0.941	0.887
Case 4	0.937	0.913	0.870	0.836

Minimum RVEC in the range

	c data	±11.25°	±22.5°	±33.75°
Phantom	0.997	0.994	0.988	0.975
Case 1	0.989	0.964	0.922	0.852
Case 2	1.000	0.992	0.933	0.884
Case 3	0.999	0.994	0.972	0.928
Case 4	0.966	0.942	0.891	0.846

c data: 180° scan in which starting point of scan is the average of the LVEC peak and RVEC peak scan (LVEC become maximum in LVEC peak scan, and RVEC become maximum in RVEC peak scan).

LVEC is expressed so that LVEC peak count become 1.0 and RVEC is expressed so that RVEC peak count become 1.0.

LV count and RV count are used instead of LVEC and RVEC in phantom.

LVEC: left ventricular ejection count (end-diastolic count—end-systolic count)

RVEC: right ventricular ejection count

LVEC, RVEC が 0.98 以上であるデータ収集開始位置の範囲は Table 1 に示すように、ファントムおよび症例 1-3 では比較的広く、いずれも 20° 以上であったが、症例 4 の LVEC は 11.25° と狭い範囲であった。

さらに、Table 2 に示すように、LVEC と RVEC のピークの中間のデータ収集開始位置 (中間値) のデータからずれるとどの程度 LVEC や RVEC に変動があるかみたが (中間値データを基準としたのはそれがデータ収集開始位置の異なる 180° スキャンデータの中で最適と考えたからである。) データ収集開始位置のずれが ±11.25° の範囲では、ファントムおよび症例 1-3 では LVEC や RVEC の変動は小さく、症例 1 の -11.25° の RVEC が 0.964 以外すべて 0.98 以上であった。しかし、症例 4 の心房中隔欠損症で著明な右室拡張

**Table 3** The comparison for the ejection count ratio between 180° scan, 360° scan and absorption corrected 360° scan

	c data	f data	a data
Phantom	0.283	0.302	0.294
Case 1	0.935	0.992	0.927
Case 2	1.057	0.993	0.946
Case 3	0.991	1.036	0.937
Case 4	2.269	2.270	1.940

c data: this is the same as in Table 2

f data: 360° scan data

a data: 360° scan data absorption corrected by Sorenson method

Phantom: RV volume/LV volume is 0.351

Case 1-3: cases without regurgitation and shunt

Case 4: atrial septal defect case whose Qp/Qs ratio is 1.91 calculated by cardiac catheterization

Ejection count ratio: RVEC/LVEC (RC count/LV count is used instead of RVEC/LVEC in phantom)

RVEC, LVEC: these are the same as in Table 2

**Table 4** The change in ejection count ratio by the starting position of 180° scan

	(%)	
	±11.25°	±33.75°
Phantom	2.47	4.59
Case 1	3.96	9.73
Case 2	1.14	9.84
Case 3	1.31	5.65
Case 4	12.65	21.90

Each value is calculated by the formula:

100 (maximum—minimum)/c data

c data is the same as in Table 2

Maximum: maximum value of RVEC/LVEC in the range (±11.25 or 33.75)

Minimum: minimum value of RVEC/LVEC in the range

Ejection count ratio: RVEC/LVEC

(RV count/LV count is used instead of RVEC/LVEC in phantom)

大と右軸偏位のあった症例では、この範囲でも変動が大きく、+11.25° のデータの LVEC は 0.91、-11.25° のデータの RVEC が 0.94 とかなり低下していた。データ収集開始位置の中間値からのずれが大きくなると LVEC, RVEC の変動は大きくなり、ファントムおよび症例 1-3 では ±22.5° のずれで 0.92-0.99, ±33.75° のずれで 0.85-0.98 と変動はかなり大きくなった。症例 4 では

**Table 5** The difference between 360° scan and 180° scan (RVEC/LVEC)

	c data	±11.25°	±33.75°
Phantom	6.29	6.62	6.62
Case 1	5.75	7.56	10.38
Case 2	6.45	7.65	14.20
Case 3	4.34	5.60	15.25
Case 4	0.04	8.68	13.22

Each value is calculated by the formula:

100 (180° data - 360° data) / 360° data

180° data: value of RVEC/LVEC in 180° data

360° data: value of RVEC/LVEC in 360° data

RV count/LV count is used instead of RVEC/LVEC in phantom

c data: this is the same as in Table 2

±11.25°, 33.75°: the range of the starting position of 180° scan from c data. the maximum difference is shown

RVEC, LVEC: these are the same as in Table 2

±22.5° のずれで 0.87, ±33.75° のずれで 0.84 と変動は非常に大きくなる場合があった。

駆出カウント比 (ファントムでは両室カウント比) はまず, 中間値データと 360° スキャンデータ, 360° スキャンを Sorenson 法で吸収補正したデータ (補正データ) と比較した (Table 3). ファントムは実際の両室容積比が 0.351 であるが, いずれの両室カウント比の結果もそれより低かった. これは右室の容積が 26 ml と小さく, partial volume の影響で右室のカウントが低くなっているためと考えられた. 症例 1-3 は逆流や短絡がなく実際の駆出カウント比は 1 であり, 症例 4 は心カテデータで Qp/Qs が 1.91 であった. ただし, 同一症例の各データ処理には同じ関心領域を用いているが, 最初の関心領域設定の際の誤差があるので 1 や 1.91 に駆出カウント比に近いほど正しいとは必ずしも言えない.

駆出カウント比 (ファントムでは両室カウント比) の変動は Table 4 に示すように, ファントムおよび症例 1-3 では, 中間値からのずれが ±11.25° では 1-4% と小さかったが, ずれが ±33.75° では 5-10% とやや大きくなった. 症例 4 では ±11.25° のずれで 14%, ±33.75° のずれ

**Table 6** The difference between 180° scan data and absorption corrected 360° scan data (RVEC/LVEC)

	c data	±11.25°	±33.75°
Phantom	3.74	4.08	4.08
Case 1	0.86	2.91	4.64
Case 2	11.73	13.00	19.87
Case 3	5.76	6.83	12.06
Case 4	16.03	22.68	32.99

Each value is calculated by the formula:

100 (180° data - absorption corrected 360° data) / absorption corrected 360° data

c data: it is the same as in Table 2

180° data: value of RVEC/LVEC in 180° data  
absorption corrected 360° data: value of RVEC/LVEC in 360° data absorption corrected by Sorenson method

RV count/LV count is used instead of RVEC/LVEC in phantom

c data, ±11.25°, 33.75°: these are the same as in Table 5

**Table 7** The half-life of Tc-99m labeled albumin in blood

Pt	Half-life (hr)
1	2.37
2	3.61
3	2.72
4	3.98
5	3.02
6	2.49
mean ± s.d.	3.03 ± 0.59

で 25% と変動はかなり大きくなった。

駆出カウント比 (ファントムでは両室カウント比) については, 360° スキャンおよび 360° スキャンを Sorenson 法で吸収補正したデータと比較したが, 360° スキャンと 180° スキャンの両室のピークの間値のデータの差は, Table 5 に示すようにファントムと 4 症例で 0.1%-6.5% であった. 中間値とのずれが ±11.25° では 360° スキャンとの差は 5.7%-8.8%, ±33.75° では 6.6%-15.6% とずれが大きくなるとやはり 360° スキャンとの差も大きくなった.

360° スキャンを Sorenson 法で吸収補正した

**Table 8** The change in LVEC, RVEC and RVEC/LVEC by radioactivity decay correction (DC) (180° data sampling)

		LVEC increase (%)		RVEC increase (%)			
		mean	s.d.	mean	s.d.		
Control (n=6)	A	3.70	0.18	4.15	0.23		
	B	7.63	0.27	8.61	0.44		
MR or AR (n=2)	A	3.51	0.09	4.41	0.50		
	B	7.25	0.28	8.86	0.87		
All cases (n=8)	A	3.65	0.18	4.22	0.30		
	B	7.54	0.32	8.67	0.58		

		RVEC/LVEC					
		before DC		after DC		change (%)	
		mean	s.d.	mean	s.d.	mean	s.d.
Control (n=6)	A	0.9546	0.102	0.9587	0.101	0.43	0.18
	B	0.9546	0.102	0.9629	0.103	0.87	0.39
MR or AR (n=2)	A	0.4670	0.195	0.4705	0.194	0.75	0.19
	B	0.4670	0.195	0.4724	0.191	1.16	0.63
All (n=8)	A					0.51	0.28
	B					0.94	0.48

RVEC, LVEC: these are the same as in Table 2

LVEC increase: 100 (after DC/before DC) - 100

RVEC increase: 100 (after DC/before DC) - 100

RVEC/LVEC change: 100 (after DC/before DC) - 100

Radioactivity decay: decay of radioactivity of Tc-99m labeled albumin in blood

A: half-life of 6.0 hr is used

B: half-life of 3.0 hr is used

MR: mitral regurgitation

AR: aortic regurgitation

データ (補正データ) と 180° スキャンの中間値のデータとの差は Table 6 に示すようにファントムおよび症例 1, 3 では 0.9%–5.6% と大きくなかったが, 症例 2 は 11.4%, 症例 4 は 16.2% とやや大きかった. 中間値とのずれが  $\pm 11.25^\circ$  では補正データとの差は上記の順に 2.8%–6.7%, 12.6%, 22.3% であり, ずれが  $\pm 33.75^\circ$  では順に 4.2%–11.6%, 19.2%, 32.3% と一部の症例で非常に大きくなった.

LVEC, RVEC のピークのデータ収集開始位置の角度および中間値の角度と, 体軸面横断層像の視野中心と両室重心を結ぶ角度引く  $90^\circ$  との比較を Table 1 に示したが, 両者は比較的近い値となり, その差はすべて  $16^\circ$  以内, 症例 3 の LV, 症例 1, 2 の RV を除きその差は  $10^\circ$  以内であった. 中間の角度も両者の差は, 症例 3 が  $15^\circ$  である以外すべて  $10^\circ$  以内であった.

## 2. 時間的減衰補正についての結果

Tc-99m 標識アルブミン血中有効半減期は, Table 7 に示すごとくであり, 6 例の平均は  $3.03 \pm 0.59$  時間と物理的半減期よりかなり短い結果であった.

一方向 60 心拍収集の場合, 心拍数を 60 とすると, 半減期 6 時間として Tc-99m 標識アルブミンは 32 方向収集で 6.3%, 64 方向収集で 12.2% 減衰する. 半減期 3 時間とすると 32 方向収集で 12.3%, 64 方向収集として 23.1% 減衰する. 時間的減衰補正をした場合の LVEC, RVEC の増加と駆出カウント比の変化の結果は Table 8 に示した. 足から見て反時計回りに  $45^\circ$  から  $215^\circ$  までデータ収集した.  $180^\circ$  32 方向スキャンでは, 右心側のデータの減衰が大きく, 時間的減衰補正すると, 補正による増加は LVEC よりも RVEC のが大きくなり, 駆出カウント比 (RVEC/LVEC) も補正によ

り大きくなることが予想されるが、結果は非逆流症例、逆流症例とも変化は小さかった。Tc-99m 標識アルブミンの血中半減期を 6 時間とすると、LVEC の補正による増加 (補正前後の比) は平均 3.7%、RVEC は平均 4.2% であり、半減期 3 時間とすると LVEC が平均 7.5%、RVEC が平均 8.7% とその増加はいずれも RVEC のが大きかった。しかし、駆出カウント比の増加は半減期 6 時間として平均 0.5%、3 時間として平均 0.9% と問題となる差ではなかった。

#### IV. 考 察

SPECT による心臓のイメージングにおいては、前述したように、180° スキャンが良いか、360° スキャンが良いかの問題が以前から議論されている<sup>1-6)</sup>。Tl 心筋スキャンにおいてはいくつかの報告があり、180° スキャンのほうが画像のコントラストに優れ、欠損描出能が良いとの報告があるが<sup>2)</sup>、画像のゆがみや、定量性が悪いおそれ、吸収補正の困難さなどの問題も指摘されている<sup>6)</sup> われわれは SPECT を用いた心拍同期心プールスキャンを用いて左室逆流性弁膜疾患の逆流率が定量できることを報告したが<sup>8)</sup>、その際は 180° スキャンを用いた。その理由は次のとおりである。心臓の SPECT データ収集に際しては、患者に両手をあげた姿勢を保たせる必要があるが、収集時間が 30 分以上になると患者の苦痛が大きく、あまり実用的ではない。データ収集時間を 30 分前後と同じようにすると、360° スキャンでは心臓部の 1 ピクセルあたりのカウントは 180° スキャンに比し、60-75% と低下し、統計精度の低下のための画像劣下が著しい。180° スキャンの画像の歪みはそれに比べてほとんど問題とならない。これらの理由でわれわれは 180° スキャンを用いた。しかし、180° スキャンはやはり限られた範囲のデータ収集であり、定量性には問題がある。360° スキャンでも散乱線の問題もあり、吸収補正についても、異なる吸収係数を持つ臓器の混在する胸部においては、完全な吸収補正は容易ではなく、定量に際しある程度の誤差を生じていると考えられるが、

これを一応の基準とすると 180° スキャンの誤差があまり大きければ、実用上も使えない。そこで今回特にデータ収集開始位置の違いによる誤差を検討した。その際、真の値が 360° スキャンの結果か、360° スキャンに吸収補正を施行した場合か、180° スキャンのデータ収集開始位置の適切な場合か (今回両室のピークの中間の角度のデータを用いた。) が問題である。肺なども考慮して人体に近づけたファントムで検討したが、右室が小さすぎて partial volume の影響が強くいずれが真の値に近いかが判定できなかった。ただ、今回の結果には示していないが、縦隔内のカウントの均一性からは Sorenson 法の吸収補正をした場合がもっとも優れていた。吸収補正をしないと深部のカウントが低下し、weighted back projection 法や Chang 法の吸収補正では深部のカウントがあがりすぎた。今回は 360° スキャンと 360° スキャンを Sorenson 法で吸収補正したデータ (補正データ) と両室のピークの中間のデータ収集開始位置の 180° スキャン (中間値データ) の 3 者を基準とした。中間値データを基準とすると、データ収集開始位置の  $\pm 11.25^\circ$  のずれでは症例 4 を除き、変動は 1-4% と少なく、一般の症例では、この程度のずれはあまり問題にならないと考えられたが、 $\pm 33.75^\circ$  のずれでは変動は 5-10% と大きく、データ収集開始位置が大ききずれると 180° スキャンではやはり定量に問題がある。また右室拡大と右軸偏位が強い症例 4 では、 $\pm 11.25^\circ$  のずれでも変動が 14% と大きく、心拡大や軸偏位の強い症例ではデータ収集開始位置の決定を慎重に行う必要があると考えられた。駆出カウント比における 360° スキャンデータ、補正データと中間値データとの比較では、前者との差が 0.1%-6.5%、後者との差が 0.9%-16.2% との結果であったが、360° スキャンデータと補正データとの差が 10-15% であることを考えると 180° スキャンの中間値データも心室拡大や軸偏位の強い症例も含め、実用に耐えらるる。

しかし、特に心室拡大や軸偏位の強い症例では適切なデータ収集開始位置が一般の症例と異なり

しかも前述のようにデータ収集開始位置のずれによる駆出カウント比などの変動も大きい。そこでデータ収集開始位置の決定法が問題となるが、その場合は 22.5° から 247.5° までの 225° あるいはそれより広範囲に 0° から 270° までの 270° のスキャンをして、それから適切な 180° スキャンデータを選び出すなどの工夫が必要と思われる。その選び方としては、まず任意の 180° スキャンデータを選び体軸面横断層像を作り、視野中心と両室重心を結ぶ角度を求め、その平均値から 90° 引いた値をデータ収集開始位置とする 180° スキャンを用いることが実用的と考える。結果で述べたようにこの方法で求めたデータ収集開始位置と両室のピークの中間のデータ収集開始位置との差は 10° 程度である。

まとめると軸偏位の強くない一般の症例では、壁運動などの定性的なことはもちろん、両室駆出カウント比の定量などでもデータ収集開始位置を 45° から 60° とした 180° スキャンで実用に耐える結果が得られると考えられる。360° スキャンを用いる場合には、30 分前後のデータ収集では統計精度の悪い画像しか得られないので、40-50 分以上のデータ収集を行うか、楕円軌道スキャンなどでカウントを高くし、データ収集時間を短縮するか、2 head 法を用いるなどの工夫が必要である。心室拡大や軸偏位の強い症例では、360° スキャンのほうが望ましいが、患者が長時間のスキャンに耐えられない場合は、225° や 270° のスキャンで終わっても、それから適切なデータ収集開始位置の 180° スキャンを選び出すことで実用に耐える結果が得られると考えられた。

時間的減衰補正については、両室のカウントから容積を求める場合などでは当然必要と思われるが、両室の駆出カウント比の定量に関しては、時間的減衰補正による変化は多くの場合 1% 以下と小さく、必ずしも補正は必要ではない。なお Tc-99m アルブミンは標識率や排泄の問題があり、今回求めた血中有効半減期にもそれによる誤差を生じている可能性もあるが、いずれにせよ時間的減衰補正はあまり重要ではないと考えられた。

SPECT を用いた心プールスキャンの臨床的有用性であるが、Moore ら、Maublant らや、Tamaki らが用いて以来<sup>9-11)</sup>、心室容積の定量<sup>12,13)</sup>、心室局所壁運動の評価<sup>14-16)</sup>、弁膜症の逆流率の定量<sup>8)</sup>、先天性心疾患の肺体血流比の定量などに応用され、planar 画像よりは優れた成績が得られている。特に逆流率の定量や肺体血流比の定量は手術適応の決定の参考となり、また術後改善の指標となる。超音波検査でも同様の定量が可能であり、より簡便に行える。しかし超音波検査では患者によってデータのとりにくい場合もあり、心室が変形している場合の各種定量の際なども、心プールスキャンは超音波検査を補う役割を果たし得ると考える。また心プールスキャンにおける 180° スキャンの臨床的有用性であるが、同一データ収集時間では 360° スキャンより統計精度の高いデータが得られ、局所壁運動などの定性的評価やボクセル法による心室容積測定などではあまり問題なく用いることができる。逆流率などの駆出カウント比を求めるような定量では今回の検討どおり、条件付で用いることができると考えられた。

## V. 結 語

1) SPECT を用いた心拍同期心プールスキャンにおいて、180° スキャンのデータ収集開始位置の違いによる両室カウントやその比の変化を検討した。

2) 両室カウントのピークの中間のデータ収集開始位置のデータ (中間値データ) とそれから収集開始位置のずれたデータ、360° スキャンデータやそれを Sorenson 法で吸収補正したデータ (補正データ) を比較したが、軸偏位の少ない一般の症例では、データ収集開始位置の 10° 程度のずれでは両室カウントやその比の変化は少なく、また 360° スキャンデータや補正データとの駆出カウント比の差も大きくなく、45° から 60° のデータ収集開始位置の 180° スキャンで実用に耐えると思われた。

3) しかし、心拡大や軸偏位の強い症例ではデータ収集開始位置のずれによる変化も大きく、

360° スキャンのほうが望ましいと考えられた。ただし、画像劣下を避けるために長時間スキャンが必要であり、患者が耐えられない場合は、225° から 270° スキャンで中止しても、それから適切な 180° スキャンを選び出すことで実用に耐える結果が得られると考えられた。

4) SPECT を用いた心拍同期心プールスキャンにおいて、時間的減衰補正を 8 症例に施行したが、血中有効半減期を 3 時間として、1 方向 60 心拍 32 方向収集の場合、両室の駆出カウントの変化は平均して左室が 7.5%、右室が 8.7% であった。駆出カウント比の変化は多くの場合 1% 以下と少なく、あまり問題にしなくても良いと思われた。

#### 文 献

- 1) MacIntyre WJ, Go RT, Houser TS, et al: Evaluation of 180° and 360° reconstruction of the heart by transaxial tomography with thallium-201. In *Digital Imaging: Clinical Advances in Nuclear Medicine*, 197-203, 1982
- 2) Tamaki N, Mukai T, Ishii Y, et al: Comparative study of thallium emission myocardial tomography with 180° and 360° data collection. *J Nucl Med* **23**: 661-666, 1982
- 3) Coleman RF, Jaszczak RJ, Cobb FR: Comparison of 180° and 360° data collection in thallium-201 imaging using single-photon emission computerized tomography (SPECT). *J Nucl Med* **23**: 655-660, 1982
- 4) Budinger TF: Physical attributes of single photon emission tomography. *J Nucl Med* **21**: 579-592, 1980
- 5) Hoffman EJ: 180° compared with 360° sampling in SPECT. *J Nucl Med* **23**: 745-746, 1982
- 6) Go RT, MacIntyre WJ, Houser TS, et al: Clinical Evaluation of 360° and 180° Data Sampling Techniques for Transaxial SPECT Thallium-201 Myocardium Perfusion Imaging. *J Nucl Med* **26**: 695-706, 1985
- 7) Rigo P, Alderson PO, Robertson RM, et al: Measurement of Aortic and Mitral Regurgitation by Gated Cardiac Blood Pool Scan. *Circulation* **60**: 306-312, 1979
- 8) 大嶽 達, 西川潤一, 町田喜久雄, 他: Single Photon Emission CT を用いた心拍同期心プールスキャンによる左室逆流性弁膜疾患の逆流率の測定. *核医学* **22**: 885-894, 1985
- 9) Moore ML, Murphy PH, Burdine JA: ECG-gated emission computed tomography of the cardiac blood pool. *Radiology* **134**: 233-235, 1980
- 10) Maublant J, Bailly P, Mestas D, et al: Feasibility of gated single-photon emission transaxial tomography of the cardiac blood pool. *Radiology* **146**: 837-839, 1983
- 11) Tamaki N, Mukai T, Ishii Y, et al: Multiaxial tomography of heart chambers by gated blood-pool emission computed tomography using a rotating gamma camera. *Radiology* **147**: 547-554, 1983
- 12) Bunker SR, Hartshorne MF, Schmidt WP, et al: Left ventricular volume determination from single-photon emission computed tomography. *AJR* **144**: 295-298, 1985
- 13) 滝 淳一, 分校久志, 多田 明, 他: Single Photon Emission Computed Tomography による左右心室容積算出のための基礎的検討. *核医学* **22**: 1539-1544, 1985
- 14) Barat JL, Brendel AJ, Colle JP, et al: Quantitative Analysis of Left Ventricular Function Using Gated Single Photon Emission Tomography. *J Nucl Med* **25**: 1167-1174, 1984
- 15) 中嶋憲一, 分校久志, 多田 明, 他: 心プール断層法における壁運動定量化と収縮位相の解析——長さの変化に基づくフーリエ解析法を用いて——. *核医学* **22**: 347-353, 1985
- 16) 渡辺 健, 池部伸彦, 田中 啓, 他: 心電図同期心プール断層法による局所壁運動の検討. *核医学* **22**: 1317-1325, 1985

## Summary

### The Problem in 180° Data Sampling and Radioactivity Decay Correction in Gated Cardiac Blood Pool Scanning Using SPECT

Tohru OHTAKE\*, Toshiaki WATANABE\*, Junichi NISHIKAWA\*,  
Toshimitsu MOMOSE\*, Noboru KOSAKA\*, Kaoru KOJIMA\*, Masahiro IIO\*,  
Masatoshi MASUO\*\*, Takashi SERIZAWA\*\*, Tsuneaki SUGIMOTO\*\*,  
Masao YOSHIKUNI\*\*\*, Kazuhide YAMAOKI\*\*\*, Hinako TOYAMA\*\*\*\*  
and Kikuo MACHIDA\*\*\*\*\*

\*Department of Radiology, \*\*Second Department of Internal Medicine,  
\*\*\*Third Department of Internal Medicine, Faculty of Medicine, University of Tokyo  
\*\*\*\*Department of Radiology, University of Tsukuba  
\*\*\*\*\*Department of Radiology, Saitama Medical Center, Saitama Medical School

In cardiac blood pool scanning using SPECT, half 180° data collection (HD) vs. full 360° data collection (FD) and Tc-99m decay are problems in quantifying the ejection count (EC) (end-diastolic count—end-systolic count) of both ventricles and the ratio of the ejection count of the right and left ventricles (RVEC/LVEC). We studied the change produced by altering the starting position of data sampling in HD scans. In our results of phantom and 4 clinical cases, when the cardiac axis deviation was not large and there was not remarkable cardiac enlargement, the change in LVEC, RVEC and RVEC/LVEC was small (1–4%) within 12 degree change of the starting position, and the difference between the results of HD scan with a good starting position (the average of LV peak and RV peak) and FD scan was not large (less than 7%). Because of this, we think HD scan can be used in those cases.

But when the cardiac axis deviation was large or there was remarkable cardiac enlargement, the

change of LVEC, RVEC and RVEC/LVEC was large (more than 10%) even within 12 degree change of the starting position. So we think FD scan would be better in those cases. In our results of 6 patients, the half-life of Tc-99m labeled albumin in blood varied from 2 to 4 hr ( $3.03 \pm 0.59$  hr, mean  $\pm$  s.d.). Using a program for radioactivity (RA) decay correction, we studied the change in LVEC, RVEC and LVEC/RVEC in 11 cases. When RA decay correction was performed using a half-life of 3.0 hr, LVEC increased 7.5%, RVEC increased 8.7% and RVEC/LVEC increased 0.9% on the average in HD scans of 8 cases (LPO to RAO, 32 views, 60 beat/1 view). We think RA decay correction would not be needed in quantifying RVEC/LVEC in most cases because the change of RVEC/LVEC was very small.

**Key words:** Gated cardiac blood pool scan, Single photon emission computed tomography, 180° data sampling, Starting point of data sampling, Radioactivity decay correction.