

《原 著》

Count-based 法を用いた平衡時心電図同期心プールシンチ
グラフィによる左室絶対容積の算出

—第二報 臨床例による検討—

安野 泰史* 竹内 昭* 江尻 和隆* 古賀 佑彦*
 古田 敏也** 下方 辰幸** 黒川 洋** 金子 堅三**
 近藤 武** 渡辺 佳彦** 水野 康**

要旨 心疾患 22 例を対象に、^{99m}Tc 生体内赤血球標識法による平衡時心電図同期心プールシンチグラフィを施行した。各種の Transmission Factor (TF) を用いて補正を加えた count-based 法により、左室絶対容積、心拍出量を算出し、Swan-Ganz カテーテルを用いた熱希釈法により求めた心拍出量と比較検討した。その結果、補正をしない (TF=1) 場合は $Y=0.23X+0.08$, $r=0.628$ ($p<0.002$) の相関を認めた。また左胸壁から左室重心までの深さを d としたとき、水中の線減弱係数による補正を行った ($TF=e^{-0.15d}$) 場合は $Y=1.10X-0.47$, $r=0.914$ ($p<0.001$) で、CT より求められた人体の平均線減弱係数による補正を行った ($TF=e^{-0.13d}$) 場合は $Y=0.89X-0.30$, $r=0.912$ ($p<0.001$) であり、水ファントム実験から求めた線減弱と散乱線の両方を加味した補正を行った ($TF=1-(1-e^{-0.125d})^{1.26}$) 場合は $Y=0.71X-0.23$, $r=0.911$ ($p<0.001$) の相関を認めた。したがって、count-based 法により左室容積を求めるためには、水中の線減弱補正を行えば十分臨床に利用可能であると思われた。

I. 緒 言

左室拡張末期容積は前負荷として心機能の評価の上で重要な情報であり、また収縮末期容積も収縮末期圧との関係において左室収縮力を反映するとされている。しかし、臨床上これらを正確に求めることは困難である。従来、左室造影法、超音波法が一般に用いられているが、通常 area-length 法¹⁾ で左室容積が算出されるため、心室壁運動異常などにより左室形態が著しく変形し回転橍円体と仮定できない場合には大きな誤差を生じやすい。

これに対し Slutsky ら²⁾ が確立した心電図同期心プールシンチグラフィによる count-based 法はこれらの影響を受け難く、しかも、非侵襲的で簡便な方法であり、左室関心領域 (LV ROI) の設定方法にも影響を受けにくいと思われる。しかし、count-based 法も線減弱、散乱線の影響は免れない。そこで、われわれは第一報³⁾ で報告したとおり、線減弱、散乱線補正方法についてファントム実験で比較検討した。そして、これらの方法を臨床例に適用し、臨床的有用性について比較検討した。

II. 対 象

虚血性心疾患 18 例、非閉塞性肥大型心筋症 2 例、大動脈弁狭窄症 1 例、WPW 症候群 1 例 (男性 19 例、女性 3 例、34 歳～66 歳、平均年齢 51 歳) の計 22 例を対象とした。なお対象には逆流性および短絡性疾患は含まれていない。

* 藤田学園保健衛生大学医学部放射線科

** 同 内科

受付: 62 年 5 月 8 日

最終稿受付: 62 年 8 月 21 日

別刷請求先: 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪 1-98

(番号 470-11)

藤田学園保健衛生大学医学部放射線科

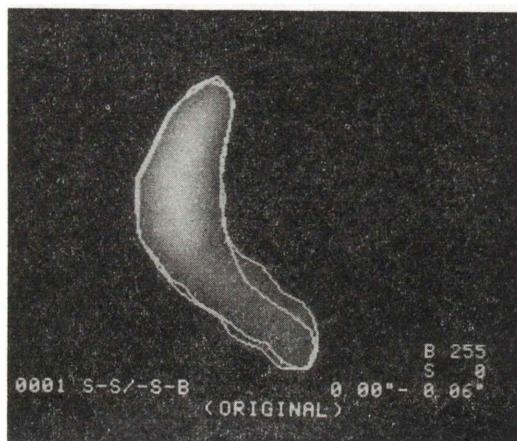
安 野 泰 史

III. 方 法

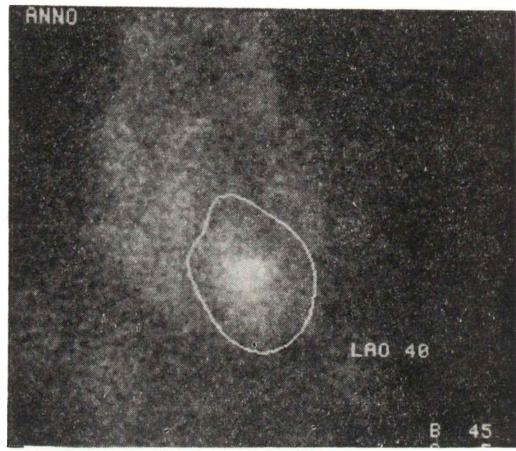
装置は第一報³⁾で使用したものと同一で、高分解能パラレルホールコリメータを装着した日立製ガンマカメラである。140 keVを中心ウンドウ幅を20%に設定した。画像処理にはADAC製システムIVを用いた。

生体内赤血球標識を行うため、検査の30分前にピロリン酸を静注した。まず始めに^{99m}TcO₄⁻ 20

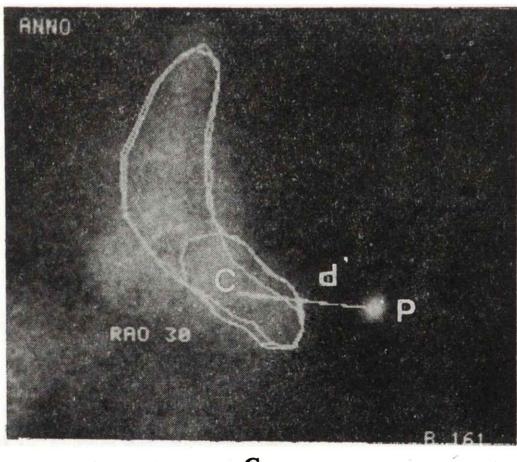
mCi (740 MBq)を急速静注し、右前斜位(RAO)30°にて心電図同期ファーストパス法による心プールイメージを得た。次に左室(LV)と右室(RV)が最もよく分離する左前斜位(LAO)角度X°にてR-R間隔を32分割する平衡時心電図同期心プール・イメージ(64×64マトリックス)を収集した。同時にSwan-Ganzカテーテルを用いた熱希釈法^{4~7)}により心拍出量(CO)を最低3回測定し、平均値を求めた。画像収集直後に肘静脈から約



A



B



C

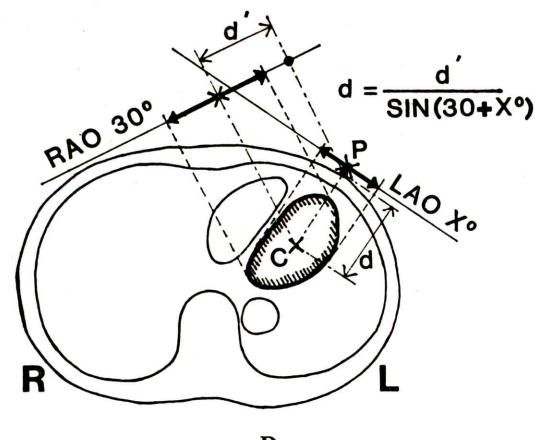


Fig. 1 A: Manual ROI are drawn around LV and ascending aorta at 30 degree RAO.
 B: Tc-99m marker is put on the chest in X degree LAO equilibrium static image.
 C: Measurement of d' as horizontal distance from the center of the left ventricle to the Tc-99m marker.
 D: Calculation of d from d'.

11 ml の血液を採取し、正確に 5 ml ずつ 2 つの直径 9 cm のシャーレに分配し、ガンマカメラを天井に向かコリメータ上に厚さ 5 cm の発泡スチロールを置き、さらにシャーレをその上に置いてスタティックイメージ (64×64 マトリックス) を撮像した。そして円形 ROI を設定し、この ROI 内のカウントと BG-ROI 内のカウントを測定し、BG 補正と時間減衰補正を行い平均値を求めた³⁾。

RAO 30° 平衡時スタティック・心プール・イメージでは右室が重なり左室重心を決定することが困難であるため、Fig. 1A のごとく最初に撮像したファーストパス・イメージと同方向の RAO 30° にて平衡時スタティック・心プール・イメージ (128×128 マトリックス) を収集し、最初に撮像したファーストパス・イメージに上行大動脈と左室を両方含む ROI を設定し、その ROI をスタティックイメージに重ね左室重心 C を求めた。LAO

X° にて左室重心 C に重なるように前胸壁上に $^{99m}\text{TcO}_4^-$ の点線源 P を置き (Fig. 1B)、RAO 30° にて P と C の距離 d' を測定 (Fig. 1C)、 d' を $\sin(X + 30^\circ)$ で割ることにより左胸壁から左室重心 C までの真の深さ d を算出した (Fig. 1D)。

次に左室拡張末期と収縮末期の画像の各ピクセルごとの値を二乗し、その画像を微分して辺縁を決定する AUTO-ROI 法にて ROI を設定し、その外縁にバックグラウンド (BG) ROI を設定してそれぞれのカウントを測定した。これらの値に対して以下に述べる 4 通りの Transmission Factor (TF) を用い、count-based 法により左室拡張末期と収縮末期の絶対容積 (LVEDV, LVESV) を算出した。すなわち、1) 補正をしない場合 TF=1, 2) 水中の線減弱係数による補正⁸⁾ ($\mu=0.15 \text{ cm}^{-1}$) を行った場合 TF= $e^{-0.15d}$, 3) CT より求められた人体の平均線減弱係数による補正⁹⁾ ($\mu=0.13 \text{ cm}^{-1}$)

Table 1 Thermodilution and radionuclide cardiac output measurements in 22 patients

Patients No.	Sex	Age (yo)	Dx.	HR (/min)	d (cm)	CO from RN (l/min)				CO from thermodilution (l/min)
						1)	2)	3)	4)	
1	M	60	AP	60	11.9	0.82	4.85	3.83	3.02	4.45
2	M	46	MI	115	9.3	1.16	4.69	3.90	3.08	4.60
3	M	57	MI	70	12.3	1.02	6.42	5.03	3.97	6.26
4	F	34	AP	65	8.0	1.52	5.05	4.30	3.42	4.84
5	M	54	WPW	109	7.4	1.96	5.93	5.12	4.08	6.22
6	M	40	MI	56	10.7	0.64	3.16	2.55	2.02	3.94
7	M	40	HCM	100	10.5	1.41	6.79	5.51	4.35	6.55
8	M	66	HCM	90	11.3	0.85	4.61	3.68	2.90	4.43
9	M	64	MI	70	7.8	1.50	4.82	4.12	3.28	4.25
10	M	57	MI	120	6.6	0.75	2.02	1.77	1.42	3.25
11	M	52	MI	80	11.1	1.06	5.55	4.45	3.51	4.75
12	M	48	AP	75	8.1	1.82	6.13	5.52	4.14	5.98
13	M	50	MI	70	10.0	0.84	3.80	3.11	2.45	3.59
14	M	43	MI	86	10.4	1.19	5.67	4.61	3.64	5.99
15	M	62	MI	95	7.3	1.41	4.23	3.65	2.91	4.12
16	M	59	MI	80	9.2	1.07	4.28	3.56	2.82	4.27
17	M	57	MI	70	8.6	1.17	4.26	3.58	2.84	4.27
18	M	38	MI	86	9.9	0.77	3.42	2.80	2.22	3.71
19	M	41	MS	80	8.3	1.67	5.79	4.90	3.89	5.05
20	M	52	MI	70	7.9	1.21	3.97	3.39	2.69	4.61
21	F	57	AP	90	8.8	1.38	5.17	4.34	3.44	5.58
22	F	54	AP	50	8.8	0.97	3.61	3.03	2.40	3.55

d: depth from center of Left Ventricle to chest wall, CO: cardiac output, RN: radionuclide angiography, AP: angina pectoris, MI: myocardial infarction, WPW: WPW syndrome, HCM: hypertrophic cardiomyopathy, MS: mitral stenosis

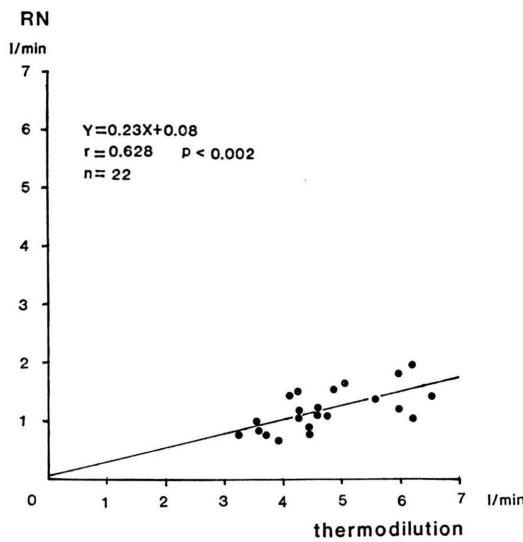


Fig. 2 Relationship between CO by thermodilution and CO of RN using $TF = 1$ ($CO(RN) = 0.23 \times CO(TDM) + 0.08$, $r = 0.628$, $p < 0.002$, $n = 22$).

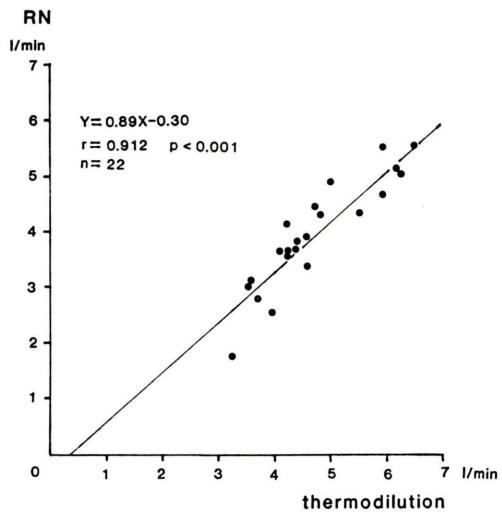


Fig. 4 Relationship between CO by thermodilution and CO of RN using $TF = e^{-0.13d}$ ($CO(RN) = 0.89 \times CO(TDM) - 0.30$, $r = 0.912$, $p < 0.001$, $n = 22$).

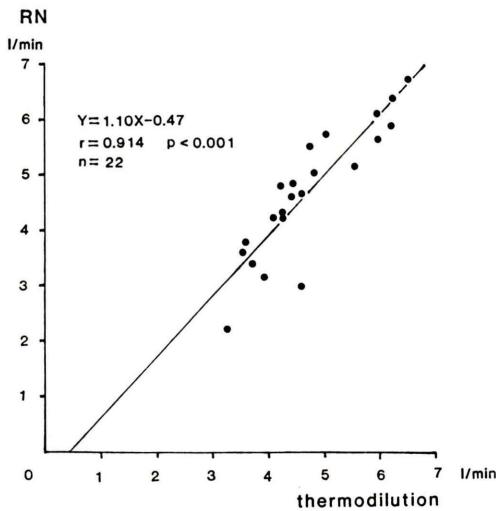


Fig. 3 Relationship between CO by thermodilution and CO of RN using $TF = e^{-0.15d}$ ($CO(RN) = 1.10 \times CO(TDM) - 0.47$, $r = 0.914$, $p < 0.001$, $n = 22$).

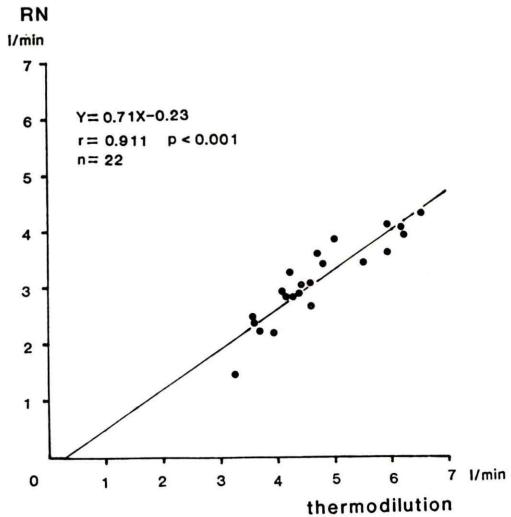


Fig. 5 Relationship between CO by thermodilution and CO of RN using $TF = 1 - (1 - e^{-0.125d})^{1.26}$ ($CO(RN) = 0.71 \times CO(TDM) - 0.23$, $r = 0.911$, $p < 0.001$, $n = 22$).

を行った場合 $TF = e^{-0.13d}$, 4) 水ファントム実験^{3,10)} から求めた線減弱と散乱線が加味された補正を行った場合 $TF = 1 - (1 - e^{-0.125d})^{1.26}$ を用いて、それぞれの場合の LVEDV, LVESV を求め、その

差を一回拍出量とし、心拍数を掛けて CO を算出した。この CO (RN) と熱希釈法から求めた CO (TDM) と比較検討した。

IV. 結 果

Table 1 は全症例の容積算出結果である。

4通りの TF から求めた CO (RN) と熱希釈法から求めた CO (TDM) と比較した。Figs. 2~5 は count-based 法にて算出された CO (RN) を Y 軸に、熱希釈法から求めた CO (TDM) を X 軸としたグラフである。1) の場合 (Fig. 2), $r=0.628$ の有意な ($p<0.002$ ($t=3.61$)) 相関を示したが、回帰式は $Y=0.23X+0.08$ で、count-based 法で求めた値は過小評価された。2) の場合 (Fig. 3), $r=0.914$ で有意な ($p<0.001$ ($t=10.1$)) 高い相関を示し、回帰式は $Y=1.10X-0.47$ でやや過大評価された。3) の場合 (Fig. 4), $r=0.912$ で有意な ($p<0.001$ ($t=9.94$)) 高い相関を示し、回帰式は $Y=0.89X-0.30$ でやや過小評価された。4) の場合 (Fig. 5), $r=0.911$ で有意な ($p<0.001$ ($t=9.88$)) 高い相関を示し、回帰式は $Y=0.71X-0.23$ で、過小評価された。

V. 考 察

平衡時心電図同期心プールシンチグラフィから左室容積を算出するためには線減弱補正が必要で、このためには胸壁から線源までの距離を計測する必要がある。Links ら⁸⁾は胸壁から左室重心 C までの深さ d を測定する方法として、LAO 40° と ANT イメージを用いている。しかし ANT イメージでは左室と右室が重なり左室重心を決定することが困難な場合もある。そこでわれわれはこの ANT イメージは用いずに、最初に撮像した RAO 30° のファーストパス・イメージと同方向の平衡時スタティック・心プール・イメージにより左室重心の決定を容易とした。

心電図同期心プールシンチグラフィから求めた左室絶対容積の信頼性を検討するには、比較の対象として左室造影法から area-length 法を用いて求めた左室容積が取り上げられる場合が多い。しかし、左室造影法では造影剤の容量負荷が必須で非生理的である。また、area-length 法のような幾何学的方法では左室の正確な輪郭トレースが必要

で、しかも心室壁運動異常などにより誤差を生じやすい。さらに左室造影時の心拍数は心電図同期心プールシンチグラフィ撮像時の心拍数と一致しない場合もあり、両者の左室容積を比較することには問題が多い。そこでわれわれは Swan-Ganz カテーテルを用いて、心プールシンチグラフィ撮像と同時に熱希釈法により CO (TDM) を求め、心プールシンチグラフィから求めた CO (RN) と比較した^{11,12)}。もちろん熱希釈法の手技による再現性の問題点は多い。

4通りの TF を用いて CO (RN) を求めた結果、1) の場合、count-based 法から算出された CO (RN) は非常に過小評価され、相関係数も $r=0.628$ と低かった。2) の場合はやや過大評価されたが $r=0.914$ と高い相関を示した。3) の場合はやや過小評価され $r=0.912$ と高い相関を示した。4) の散乱線を加味した場合は過小評価されたが $r=0.911$ と高い相関を示した。2), 3), 4) のように各補正を加えることにより相関係数は 1) よりも高くなっているが、2), 3), 4) の補正方法の間には大きな差は認められなかった。つまり線減弱補正さえ行えば十分高い相関係数が得られ、さらに散乱線補正を行っても相関係数をより高めることにはならなかった。したがって、散乱線の影響は線減弱の影響よりも小さいと思われた。これより、今回検討した方法の内では線減弱補正を加えた最も単純な Links らや Nickoloff らの方法で十分臨床的に有用であると思われた。

なお本検討では左室とガンマカメラとの間に介在する物質を均一と仮定しているが、臨床例では心臓の周囲に肺、脂肪、筋肉、骨など線減弱の程度、散乱線の量が異なる組織が存在し、しかもこれらは各個人によって異なるはずである。Maurer ら¹³⁾はカプセル内に線源を封入し、それを経口投与して、食道通過時のイメージから TF を求めた。また Fearnow ら¹⁴⁾は、食道内にチューブを留置し、その内腔に ^{99m}Tc 線源を入れ、各患者の TF を求めて左室容積を算出している。確かに正確な左室容積を算出するためには各個人の線減弱と散乱線を加味した TF を求める必要があると

思われる。その点これらは方法は有用であるが、線源が左室内ではなく食道内であり、手技が繁雑な点に問題がある。

Count-based 法を用いて平衡時心電図同期心プールシンチグラフィから左室絶対容積、心拍出量を算出するためには、本検討で示したように線減弱補正を加えた最も単純な Links らの方法で $r=0.914$ 、傾き 1.10 であり、Nickoloff らの方法でも $r=0.912$ 、傾き 0.89 であり、十分臨床的に有用であると思われる。

本論文の要旨は昭和 60 年 10 月 9 日、第 25 回日本核医学学会総会において報告した。

文 献

- Dodge HJ, Sandler H, Ballew DW, et al: The Use of Biplane Angiocardiography for Measurement of Left Ventricular Volume in Man. *Am Heart J* **60**: 762-776, 1960
- Slutsky R, Karliner J, Ricci D, et al: Left Ventricular Volumes by Gated Equilibrium Radionuclide Angiography: A New Method. *Circulation* **60**: 556-564, 1979
- 安野泰史、竹内 昭、江尻和隆、他: Count-based 法を用いた平衡時心電図同期心プールシンチグラフィによる左室絶対容積の算出—第一報 ファントム実験による検討—。核医学 **24**: 1717-1722, 1987
- Branthwaite MA, Bradley RD: Measurement of cardiac output by thermal dilution in man. *J Appl Physiol* **24**: 434-438, 1968
- Ganz W, Donoso R, Marcus HS, et al: A New

Technique for Measurement of Cardiac Output by Thermodilution in Man. *Am J Cardiol* **27**: 392-396, 1971

- Wessel HU, Paul MH, James GW, et al: Limitations of thermal dilution curves for cardiac output determinations. *J Appl Physiol* **30**: 643-652, 1971
- Ganz W, Swan HJ: Measurement of blood flow by thermodilution. *Am J Cardiol* **29**: 241-246, 1972
- Links JM, Becker BC, Shindledecker JG, et al: Measurement of Absolute Left Ventricular Volume from Gated Blood Studies. *Circulation* **65**: 82-91, 1982
- Nickoloff EL, Perman WH, Esser PD, et al: Left Ventricular Volume: Physical Basis for Attenuation Corrections in Radionuclide Determinations. *Radiology* **152**: 511-515, 1984
- Siegel JA, Maurer AH, Wu RK, et al: Absolute Left Ventricular Volume by an interactive Build-Up Factor Analysis of Gated Radionuclide Images. *Radiology* **151**: 477-481, 1984
- Burrow RD, Wilson MF, Heath PW, et al: Influence of Attenuation on Radionuclide Stroke Volume Determinations. *J Nucl Med* **23**: 781-785, 1982
- Schwaiger M, Ratib O, Henze E, et al: Left Ventricular Stroke Volume Determinations from Radionuclide Ventriculogram: The Effects of Photon Attenuation. *Radiology* **153**: 235-240, 1984
- Maurer AH, Siegel JA, Denenberg BS, et al: Absolute Left Ventricular Volume from Gated Blood Pool Imaging with Use of Esophageal Transmission Measurement. *Am J Cardiol* **51**: 853-858, 1983
- Farnow III EC, Jaszczak RJ, Harris CC, et al: Esophageal Source Measurement of Tc-99m Attenuation Coefficients for Use in Left Ventricular Volume Determinations. *Radiology* **157**: 517-520, 1985

Summary

Evaluation of Absolute Left Ventricular Volume by Gated Equilibrium Blood Pool Scintigraphy Using Count-Based Method: Clinical Study

Hirofumi ANNO*, Akira TAKEUCHI*, Kazutaka EJIRI*, Sukehiko KOGA*, Toshiya FURUTA**, Tatsuyuki SHIMOKATA**, Hiroshi KUROKAWA**, Kenzou KANEKO**, Takeshi KONDO**, Yoshihiko WATANABE** and Yasushi MIZUNO**

*Department of Radiology, **Department of Internal Medicine, Fujita-Gakuen Health University School of Medicine

In order to estimate the absolute left ventricular volume (LVV) and the cardiac output (CO), gated equilibrium blood pool scintigraphy was performed. CO by radionuclide (RN) method was compared with CO simultaneously measured by thermodilution method (TDM) using Swan-Ganz catheter in 22 patients with cardiac diseases.

To improve these determinations by RN, LVV using the count-based method was corrected by each of four transmission factors (TF1=1, TF2 (water)= $e^{-0.15d}$, TF3= $e^{-0.13d}$ and TF4=1-(1- $e^{-0.125d}$)^{1.26} d: depth). We compared CO by RN with by TDM.

CO by RN was significantly correlated with TDM:

$$TF1(CO(RN)) = 0.23 \times CO(TDM) + 0.08,$$

$$r=0.628, p<0.002),$$

$$TF(CO(RN)) = 1.10 \times CO(TDM) - 0.47,$$

$$r=0.914, p<0.001),$$

$$TF3(CO(RN)) = 0.89 \times CO(TDM) - 0.30,$$

$$r=0.912, p<0.001),$$

and

$$TF4(CO(RN)) = 0.71 \times CO(TDM) - 0.23,$$

$$r=0.911, p<0.001),$$

respectively.

These results indicate that the linear attenuation correction is necessary and sufficient for accurate measurement of LVV and CO by RN using count-based method in clinical use.

Key words: Count-based method, Gated equilibrium blood pool scintigraphy, Left ventricular volume, Heart, Clinical study.