

《原 著》

^{81m}Kr 持続注入法と ^{99m}Tc 平衡時法を 併用した新しい右室容積計測法

木下信一郎* 山下 三朗* 鈴木 哲男* 村松 俊裕*
井出 雅生* 鈴木 成雄* 土肥 豊* 西村 克之**
宮前 達也**

要旨 ^{99m}Tc 心プール像併用 ^{81m}Kr 持続注入法による新しい右室容積計測法を開発、検討した。半幾何学的カウント法によれば、 C_v =voxel 当たりのカウント、 C_m =最大カウント、 L =直角方向からみた容器最大長、 d =pixel size、 V =容積、 C_t =総カウントとすると、 $C_v=C_m/(L/d)$ 、 $V=(C_t/C_v) \times d^3=(C_t/C_m) \times L \times d^2$ となる。この原理を ^{81m}Kr 持続注入法の右室像へ適用した。ファントム実験では、実測した容積と本法による容積は $r=0.997$ ($n=13$, $p<0.001$) と高い相関を示した。臨床的検討は、 ^{81m}Kr 持続注入下、右前斜位から撮像し、右室拡張終期 (ED) 像の C_m , C_t を得、 ^{99m}Tc による心プール像の平衡時法 ED 像で右室最大径 L を測定した。これらの値から右室 ED 容積を得た。また心電図同期 ^{81m}Kr 持続注入法から右室駆出率を求めた。右室一回拍出量 (SV) と熱希釈法の SV は $r=0.90$ ($n=14$, $p<0.001$) の相関を示した。本法は臨床的に使用し得る有用な右室容積計測法と考えられた。

(核医学 29: 1185-1192, 1992)

I. はじめに

右室は形態の複雑さから容積測定に困難がある。現在標準的であるのはコントラスト右室造影像から幾何学的に算出する方法であるが^{1,2)}、観血的であり、また計算のための形態学的仮定が左室の場合に比べ無理があること、辺縁決定が左室ほど容易でないことなどから³⁾、広く用いられているとは言い難い。心エコー図法も右室容積の評価には難点がある³⁾。

核医学的には平衡時法の右室像からカウント法により算出する方法⁴⁾と右前斜位 (RAO) または正面から撮像したファーストパス法右室像から、

コントラスト法と同様に、幾何学的に算出する方法がある⁵⁾。しかし前者は撮像方向が左前斜位 (LAO) であるため右房との重なりを避けることができず、後者はコントラスト法よりさらに辺縁決定が困難である。

一方、半幾何学的カウント法は^{6,7)}、カウント法による左室容積計測における減衰の影響を除くことを目的に、Nichols らによって考案され⁶⁾、本論文の著者の一人がより臨床応用しやすい形へ改良した⁷⁾。その原理的な特長は単位容積当たりのカウントを求めるのに、通常のカウント法が静脈採血した血液を体外計測するのに対し、本法では幾何学的方法を用いる点にある。この方法は核種溶液の混和が均一であると仮定できれば左室以外にも適用可能である。また ^{81m}Kr によれば右心系のみを描画することが可能であり⁸⁾、持続注入法を用いれば必要なカウントを得ることもできる⁹⁾。しかも RAO から撮像できるので右室右房の分離が容易である¹⁰⁾。そこで ^{81m}Kr 持続注入法に半幾何学的カウント法を適用した新しい核医学的右室

* 埼玉医科大学第二内科

** 同 放射線科

受付: 3年7月12日

最終稿受付: 4年6月24日

別刷請求先: 埼玉県入間郡毛呂山町毛呂本郷 38

(☎ 350-04)

埼玉医科大学第二内科

木 下 信 一 郎

容積計測法を考案検討した。

II. 方法

1) 半幾何学的カウント法の原理 (Fig. 1)

核種溶液を封入した容器の容積を測定するとき、ある方向 A から撮像した容器像で最大カウント

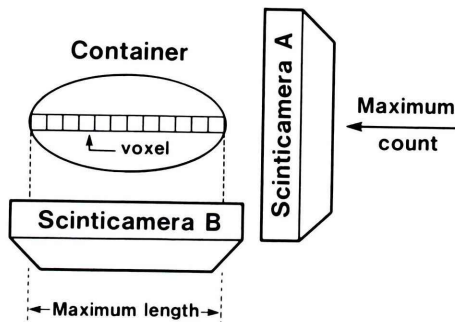


Fig. 1 Rationale of the semi-geometric count-based method. The volume can be measured by the following equation: $C_v = C_m / (L/d)$. $V = (C_t / C_v) \times d^3 = (C_t / C_m) \times L \times d^2$. (V =volume, C_v =voxel count, C_m =the maximum count of a container, C_t =the total count of the container, L =maximum length of the image of the container obtained from a direction perpendicular to the direction where the count data were collected, and d =pixel size.)

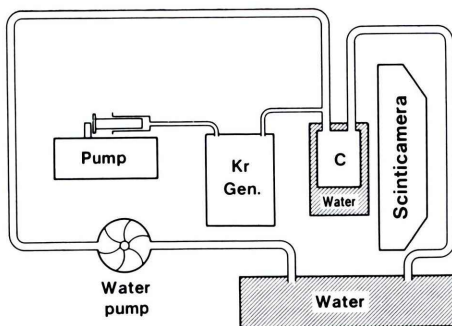


Fig. 2 Illustration of the phantom study. A cylindrical container was placed in the system which circulated 5 liters of water per minute. ^{81m}Kr solution was infused continuously into the container, and the image of the container was collected for one minute. C: container, Gen.: generator.

を示す部位の深さとは、A と直角をなす方向 B から撮像した画像における容器の最大長である。したがって単位容積 (voxel) 当たりのカウントは A における最大カウントを、B における最大長を pixel 数で表した値で割ることによって求められる。ついでその値で A における容器像の総カウントを割ればその容器がいくつの voxel で構成されているかがわかる。その個数に voxel size を掛ければ容器の容積となる。

以上を式で示すと以下のとおりである。

$$C_v = C_m / (L/d)$$

$$V = (C_t / C_v) \times d^3$$

$$= (C_t / C_m) \times L \times d^2$$

ただし、 C_v =1 voxel 当たりのカウント数、 C_m =容器の最大カウント、 L =直角方向からみた容器の最大長、 d =pixel size、 V =容積、 C_t =容器の総カウントとする。

この式を ^{81m}Kr による右室容積計測に適用した。

2) ファントム実験

水道水を 1 分間 5 リットル流す装置を作製し、その中に円筒形の容器 1 個を接続、手前 30cm から 1 分間、ジェネレータから溶出させた ^{81m}Kr 溶液を 9 ml/分 で持続注入した (Fig. 2)。容器はプラスチック製で、50 から 450 ml まで、容積を変えて 13 個作製した。実験は、これら 13 個につき各 2 回行い、1 回目は容器を空中に置いた場合、2 回目は水を満たした人体横断面型模型の中に置いた場合と、二つの異なる条件下で撮像した。得られた容器像から、最大カウント (C_m)、総カウント (C_t) を求めた。最大カウント部の深さ (L) は容器が円筒形なのでその直径とし、画像上で測定した値を縮小率により補正した。また本検討で使用したシンチカメラ (サール社製 LFOV) の視野直径は 38.7 cm で、 64×64 に分割しているので、pixel size は 0.604 cm である。低エネルギー汎用コリメータを装着して用い、エネルギーレベルは 190 keV、ウインドウ幅は $\pm 20\%$ とした。データ処理は島津製作所製シンチパック 2400 を用い、得られた値を上記式に代入し、各容器の容積を算出した。

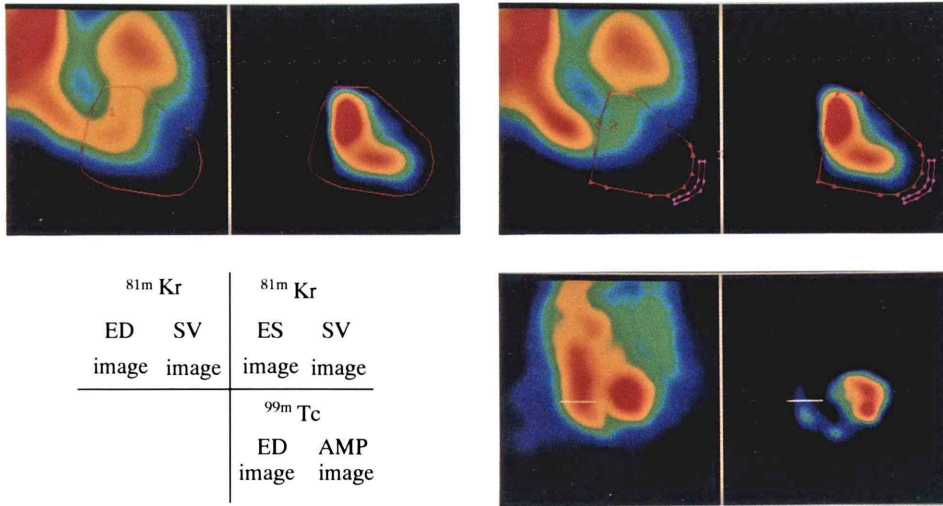


Fig. 3 ^{81m}Kr and ^{99m}Tc images obtained from a patient. Left upper: the right ventricular end-diastolic ^{81m}Kr image and the stroke volume image. Right upper: the right ventricular end-systolic ^{81m}Kr image and the stroke volume image. Right lower: the ^{99m}Tc end-diastolic blood pool image and the amplitude image. The right ventricular maximum count on the ^{81m}Kr end-diastolic image was 255 counts in this study. ED: end-diastolic, ES: end-systolic, SV: stroke volume, AMP: amplitude.

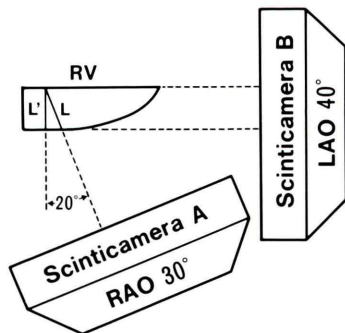


Fig. 4 Relationship between the maximum depth (L) of the imaged right ventricle from the right anterior 30 degree oblique position and its maximum length (L') of it obtained from the left anterior 40 degree oblique position. $L = L' / \cos 20^\circ = L' / 0.94$.

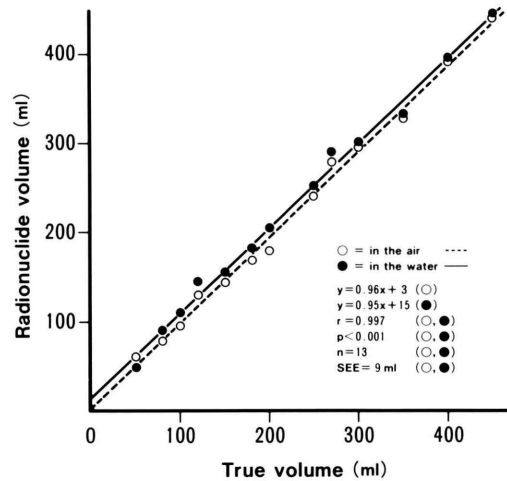


Fig. 5 Correlation between the actually measured volume of the containers and that obtained by continuous infusion of ^{81m}Kr .

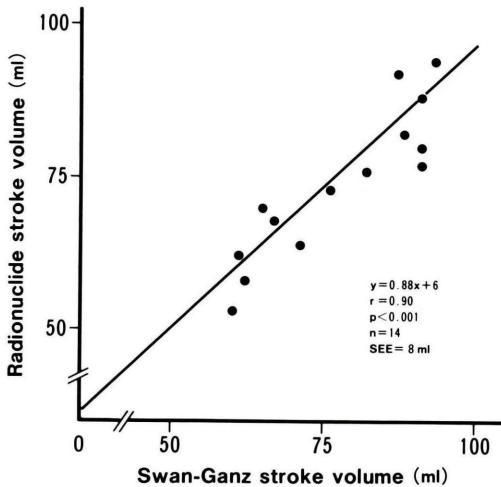


Fig. 6 Correlation between the stroke volume obtained by thermodilution and the right ventricular stroke volume obtained by ^{81m}Kr infusion and ^{99m}Tc blood pool imaging.

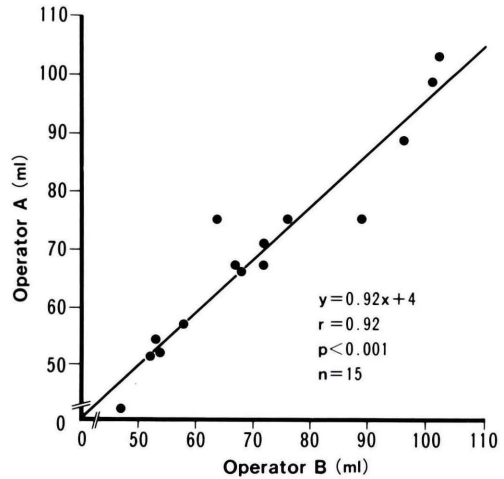


Fig. 7 Inter-operator variability. Correlation between right ventricular end-diastolic volumes obtained by two independent operators.

3) 対 象

対象は本検討の前後2週間以内に、Swan-Ganzカテーテルによる心機能検査を受けた心筋梗塞、狭心症などの心疾患患者14例である。これらの症例では、カラードップラー心エコー上、心腔内シャント、右心系弁逆流は否定された。

また、その後、大動脈弁閉鎖不全、陳旧性心筋梗塞患者15例を inter-operator variability 検討の対象としたが、Swan-Ganzカテーテル検査を受けたのはそのうちの6例である。

4) データ収集

テルモ社製ポンプにより5%ブドウ糖液を9 ml/分の速度で $^{81}\text{Rb}/^{81m}\text{Kr}$ ジェネレータ(370 MBq, 日本メジフィジックス)に送り、その先を右肘静脈から挿入したソレンソン中心静脈カテーテル、または右外頸静脈に留置したプラスチック針に接続し、持続注入した。ファントム実験と同じシンチカメラ、コンピュータを使用し、RAO 30度から通常的心電図同期平衡時法により約10分間集録した。エネルギーレベル、ウインドウ幅はファントム実験と同様にした。

続いて、 ^{99m}Tc DTPA-HSA 740 MBqによる心プール像をLAO 40度から平衡時法により撮像した。

5) データ処理および容積計算

RAO 30度から得た心電図同期 ^{81m}Kr 像に9点空間スムージングおよび時間スムージングをかけ、ついで、stroke volume (SV) イメージを作成した。右室 ROI は拡張終期 (ED) 像、収縮終期 (ES) 像につきそれぞれ設定した (Fig. 3)。

三尖弁の位置決定は ED 像については視覚的に行った。困難な例ではシネモードを参照した。ES 像の三尖弁の位置は SV イメージで三尖弁にあたる部位の外縁とした。肺動脈弁は、上下の位置に関しては SV イメージの上縁とし、幅は ED 像、ES 像とも視覚的に決定した。右室の外縁は ED 像、ES 像とも SV イメージの外縁とした。ES 像の辺縁外側にバックグラウンド (BG) ROI を設定した。ED 像につき右室の最大カウント (Cm)、総カウント (Cted) を求め、ES 像からは総カウント (Ctes) を得た。いずれも BG を補正した。

^{99m}Tc LAO 40度平衡時法 ED 像において、右

Table 1 Right ventricular volumes of studied patients

No.	Age	Sex	Disease	RVEF (%)	RVEDV (ml)	RVESV (ml)	RVSV (ml)	SGSV (ml)
1	51	M	AP	44	172	95	77	91
2	59	M	AP	59	174	82	92	87
3	43	M	AP	35	160	102	58	62
4	51	M	AP	49	159	79	80	91
5	63	M	AP	45	150	82	68	67
6	63	M	MI	53	142	66	76	82
7	61	M	AP	52	138	65	73	76
8	61	M	MI	55	169	75	94	93
9	45	F	MI	50	127	63	64	71
10	67	M	MI	52	101	48	53	60
11	43	M	AP	58	142	60	82	88
12	31	M	AP	40	156	93	62	61
13	51	M	AP	52	167	80	88	91
14	67	M	AR	57	121	51	70	65

RV: right ventricular, EF: ejection fraction, EDV: end-diastolic volume, ESV: end-systolic volume, SV: stroke volume, SG: Swan-Ganz, M: male, F: female, AP: angina pectoris, MI: myocardial infarction, AR: aortic regurgitation.

室最大径 (L) を測定した (Fig. 3). ^{81m}Kr 像を撮像した RAO 30 度とこの LAO 40 度のなす角度は 70 度であり, 直角をなしていないが, その差 20 度による測定値の過小評価は最大に見積もっても $\cos 20^\circ = 0.94$ を掛けた値になっている程度なので, 補正は行わなかった⁶⁾ (Fig. 4).

^{81m}Kr による RAO 像のカウントデータおよび ^{99m}Tc による心プール LAO 像から得た右室最大径を上記式に代入し, 右室拡張終期容積を算出した. また, ^{81m}Kr 像において, $(C_{ted} - C_{tes}) / C_{ted}$ により右室駆出率を算出した. この二つの値から右室一回拍出量, 右室収縮終期容積を求めた.

6) 熱希釈法による一回拍出量

Swan-Ganz カテーテルにより, 各患者につき 3 回連続して心拍出量を測定し, その平均値をその患者の心拍出量とした. 求めた心拍出量を平均の心拍数で割って一回拍出量を算出した.

7) inter-operator variability

上記患者 15 例の ^{81m}Kr 右室拡張終期, 収縮終期像につき, 二人の独立した核医学技術者 (A, B) が別々に ROI を設定し, 拡張終期右室最大カウント, 総カウントおよび収縮終期総カウントを算出した. 右室最大幅の計測は 1 回のみ行った,

III. 結 果

1) ファントム実験

実測した容器容積と ^{81m}Kr 持続注入法により測定したそれは, 容器を空中に置いた時も, 水中に置いた時ともに $r = 0.997$ ($n = 13, p < 0.001$) の良好な相関を示し, 推定値の標準誤差 (SEE) もともに 9 ml であった (Fig. 5). 二つの直線はよく一致した.

2) 臨床的検討

得られた RVEF, RVEDV, RVESV, RVSV および熱希釈法による SV を Table 1 に示す. 検討は ^{81m}Kr 持続注入法により求めた右室一回拍出量と熱希釈法による一回拍出量との間で行った (Fig. 6). 両者は $r = 0.90$ ($n = 14, p < 0.001$) で相関し, SEE は 8 ml であった.

3) inter-operator variability

二人の独立した核医学技術者の処理により得られた計測値から算出した右室拡張終期容積は $r = 0.92$ ($n = 15, p < 0.001$) で相関した (Fig. 7).

IV. 考 察

心室容積計測における核医学的方法の利点は心

室形態に関して幾何学的な仮定を設けることなく、得られるカウントから直接容積を計測できる点にある。しかしこれまでの通常のカウント法は減衰の影響の補正に難点があった^{11,12)}。その点半幾何学的カウント法は、駆出率の算出と同じように、心室の総カウントと最大カウントという同じ ROI から得られたカウント同士の比を基礎にしているため、吸収による空間的減衰の影響はほぼ無視できると考えられる。事実ファントム実験において、容器を空中に置いた場合も水中に置いた場合も、測定値にほとんど相違はみられなかった。

^{81m}Kr を用いて右心機能を評価するにはファーストパス法と持続注入法があるが¹³⁾、核種と血液の混和の均一性、得られるカウント数から、今回の検討には持続注入法が適していると考えられた。しかし混和とともに ^{81m}Kr の 13 秒という短半減期が問題となるが、血液の右室通過時間はこれに比べてもきわめて短いと考えられ¹⁴⁾、臨床的検討から得られた測定値にもその影響はみられなかった。

今回の検討において、右室の深さの計測を、LAO からの ^{99m}Tc 右室平衡時法画像上で行ったが、これは引き続いて左心機能の評価を目的とした心プールシンチグラフィを行ったからである。もし右室容積の計測と右心機能の評価だけを目的とするのであれば、LAO から ^{81m}Kr 持続注入法による右心系画像を撮像してもよい。

データ収集のための撮像を RAO 30度から行い、右室最大長(深度)計測のための画像集録を LAO 40度から行うと、この二つの画像集録方向は直交しない。しかし右室長計測のための画像は長軸方向、すなわち左右両心室を最もよく分離する方向から撮像される必要がある。この方向からずれると、得られる右室像は右室の厚さを過大に表現することになる。また、右室、左室の分離が不十分になる。そこで長軸方向から撮像し、RAO 30度の直交方向である LAO 60度からずれた分だけ、角度により補正することが必要になるが、LAO 40度すなわち20度のずれでは、真の値は測定した右室長を $\cos 20^\circ = 0.94$ で割った程度であり⁶⁾、

それも右室の形態により補正の程度が異なると考えられたので、補正は行わなかった。しかし、臨床的検討において、本法による SV が熱希釈法によるそれよりやや過小評価となっているのには、そのことの関与もあると考えられた。

画像処理上の問題点は、第1に心周期を通して三尖弁の位置が著しく変化することである¹⁰⁾。そのため、拡張終期、収縮終期別々にマニュアルで ROI を設定した。その場合、ED 像での三尖弁の位置決定は視覚的に比較的容易であり、やや困難な例でもシネモードを参照すれば、決定できた。しかし、ES 像での位置決定は、日常の RNA 検査処理の熟達者には比較的容易であったが、初心者に近い者にはきわめて困難であった。そこで、熟達者の決定した ES 像の三尖弁の位置を検討したところ、ほぼ SV image における三尖弁位の右房側外縁に一致していた。論理的に考えても、収縮期には、心尖部に向け収縮する右室が、三尖弁を間にはさんで、拡張しつつある右房を同じ方向へ引っ張ることになる。したがって、三尖弁が通過した部位で、収縮終期像をなすのは拡張しきった右房である。その結果、それらの部位では、収縮終期のカウントの方が、拡張終期のカウントより大きくなるため、SV image 上描出されないことになり、熟達者の画像処理法は妥当と思われた。このように、収縮終期の三尖弁位を、SV image における右房側外縁とすることで、その位置決定は容易となった。

第2の問題は、肺動脈弁の位置決定である。肺動脈弁もまた、収縮期に心尖部に向かって移動するが、その方向はほぼ水平である。そこで、その上下の位置は SV image の上縁とし、左右は ED 像、ES 像上で視覚的に決定した。

第3点は、右室は左室と異なり、前壁側下壁側を問わず、心室腔の厚さが外縁に近くなるにつれ徐々に薄くなって行くので、辺縁の決定が困難なことである。そこで本検討では、ED 像、ES 像とも SV image の心尖部側外縁を右室外縁とした。

これらの ROI 決定法は、熟達者の処理方法を定式化したものであるが、論理的にも妥当と考え

られた。このように、三尖弁と肺動脈弁の位置決定には variable ROI 法を、右室外縁の決定には fixed ROI 法を用いることにより、良好な inter-operator variability を得ることができた。

^{99m}Tc 像における右室幅の計測では、測定者間の相違はほぼ 1 pixel 以内であったので、ROI 設定による計測値の相違を明らかにするため、右室幅の計測における測定者間の相違は、inter-operator variability の検討に含めなかった。

これまで右室容積の計測には、2 方向、または 1 方向からのコントラスト右室造影が用いられてきた^{1,2)}。しかし両方法とも形態学的仮定が必ずしも十分納得できるものではなく^{3,5)}、また広く用いられているともいえないので、基準とはしなかった。一方、Swan-Ganz カテーテルによる熱希釈法は広く用いられ、その信頼性も確立している¹⁵⁾、それによる一回拍出量を対比の基準とした。

現在、観血的、非観血的であるとを問わず、右室容積計測法として十分な信頼性を持つ方法はない。最近コンダクタンスカテーテルを用いる方法が報告されているが、まだ信頼性が確立しているとはいえない¹⁶⁾。今回の検討で、ファントム実験、臨床的検討とも信頼し得るレベルの結果が得られたことは、 ^{81m}Kr 持続注入法に半幾何学的カウント法を適用した本法が、右室容積計測法として臨床的に有用であろうことを示している。これにより、右心機能の評価が容易になるであろうとともに、半幾何学的カウント法による左室容積計測と組み合わせて、左右両心室の一回拍出量を独立して求めることにより、大動脈弁閉鎖不全症における弁逆流量の算出、心房中隔欠損症におけるシャント量の計測などに有用であろうと考えられた。

V. 結 論

1. ^{99m}Tc 心プール像と ^{81m}Kr 持続注入像を用い、半幾何学的カウント法による新しい右室容積計測法を考案した。

2. 本法はファントム実験で実測した容積と $r=0.997$ ($n=13$, $p<0.001$) で相関した。推定値の

標準誤差は 9 ml/であった。

3. 臨床的検討において本法による一回拍出量は、Swan-Ganz カテーテル法による熱希釈法から求めたそれと $r=0.90$ ($n=14$, $p<0.001$) で相関した。推定値の標準誤差は 8 ml/であった。

4. 本法は臨床的に応用可能な新しい右室容積計測法として有用と考えられた。

文 献

- 1) Gentzler RD, Briselli MF, Gault JH: Angiographic estimate of right ventricular volume in man. *Circulation* **50**: 324-330, 1974
- 2) Ferlinz J: Measurement of right ventricular volume in man from single plane cineangiograms. *Am Heart J* **94**: 87-90, 1977
- 3) Rezaei K, Weiss R, Stanford W, et al: Relative accuracy of three scintigraphic method for determination of right ventricular ejection fraction: A correlative study with ultrafast computed tomography. *J Nucl Med* **32**: 429-435, 1991
- 4) Parrish MD, Graham TP, Born ML, et al: Radionuclide ventriculography for assessment of absolute right and left ventricular volumes in children. *Circulation* **66**: 881-819, 1982
- 5) Patner SJ, Haug PJ, Friedman MI, et al: Assessment of right ventricular anatomy and function by quantitative radionuclide ventriculography. *J Am Coll Cardiol* **13**: 354-359, 1989
- 6) Nichols K, Adatepe MH, Isaacs GH, et al: A new scintigraphic method for determining left ventricular volumes. *Circulation* **70**: 672-680, 1984
- 7) Kinoshita S: Radionuclide left ventricular absolute volume determination by ejection fraction measurement data and a left posterior oblique blood pool image. *Jpn Heart J* **30**: 665-678, 1989
- 8) Horn M, Witzum K, Neveu C, et al: Krypton-81m imaging of the right ventricle. *J Nucl Med* **26**: 33-36, 1985
- 9) Nienaber CA, Spielmann RP, Wasmus G, et al: Clinical use of ultrashort-lived radionuclide krypton-81m for noninvasive analysis of right ventricular performance in normal subjects and patients with right ventricular dysfunction. *J Am Coll Cardiol* **5**: 687-698, 1985
- 10) Oliver RM, Gray JM, Challenor VF, et al: ^{81m}Kr equilibrium radionuclide ventriculography for the assessment of right heart function. *Eur J Nucl Med* **16**: 89-95, 1989
- 11) Fearnow 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
- 12) Keller AM, Simon TR, Smitherman TC, et al: Direct determination of the attenuation coefficient for radionuclide volume measurements. *J Nucl Med* **28**: 102-107, 1987
- 13) 西村恒彦, 植原敏勇, 林田孝平, 他: ^{81m}Kr による右房, 右心機能に関する研究. *核医学* **18**: 1431-1436, 1981
- 14) Ham HR, Franken PR, George B, et al: Evaluation of the accuracy of steady-state krypton-81m method for calculating right ventricular ejection fraction. *J Nucl Med* **27**: 593-601, 1986
- 15) Singh R, Ranieri AJ, Vest HR, et al: Simultaneous determination of cardiac output by thermal dilution, fiberoptic and dye-dilution methods. *Am J Cardiol* **25**: 579-587, 1970
- 16) Woodard JC, Bertram CD, Gow BS: Right ventricular volumetry by catheter measurement of conductance. *Pace* **10**: 862-870, 1987

Summary

Right Ventricular Volume Determination by Continuous ^{81m}Kr Infusion and ^{99m}Tc Blood Pool Imaging

Shinichiro KINOSHITA*, Saburo YAMASHITA*, Tetsuo SUZUKI*,
Toshihiro MURAMATSU*, Masao IDE*, Shigeo SUZUKI*, Yutaka DOHI*,
Katsuyuki NISHIMURA** and Tatsuya MIYAMAE**

*Second Department of Internal Medicine, Saitama Medical School

**Department of Radiology, Saitama Medical School

Our newly developed radionuclide method for the calculation of right ventricular (RV) volume was examined in this study. Using a semi-geometric count-based method, volume can be measured by the following equation: $C_v = C_m / (L/d)$. $V = (C_t / C_v) \times d^3 = (C_t / C_m) \times L \times d^2$. (V =volume, C_v =voxel count, C_m =the maximum count of a container, C_t =the total count of the container, L =maximum length of the image of the container obtained from a direction perpendicular to the direction where the count data were collected, and d =pixel size.) A phantom study was performed by setting a cylindrical container in a system which circulated 5 liters of water per minute. ^{81m}Kr solution was infused continuously into the container, and images of the container were collected for one minute. C_m and C_t were obtained and, because the container was cylindrical, the maximum width of the image of the container was measured as L . The volume of the container was calculated using the above equation. The container's true volume and the volume measured by this method showed a good correlation with $r=0.997$ ($n=13$, $p<0.001$). This theorem was applied

to RV images obtained in the 30 degree right anterior oblique position by continuous infusion of the ^{81m}Kr solution. Multiple gated acquisition was performed and RV end-diastolic maximum counts and total counts were obtained. The RV maximum width was measured as L on the end-diastolic cardiac pool image with ^{99m}Tc -D-HSA collected in the 40 degree left anterior oblique position. The values obtained from these two images were substituted in the above equation and the RV end-diastolic volume (RV-EDV) was calculated. The RV ejection fraction (RV-EF) was obtained from the ^{81m}Kr image. The RV stroke volume (SV) was calculated from multiplying the RV-EDV by the RV-EF. This value was compared to the SV with thermodilution. The correlation of these two values was $r=0.90$ ($n=14$, $p<0.001$). In conclusion, this new method for the calculation of RV volume was considered to be useful for both clinical and investigative purposes.

Key words: Right ventricular volume, Ventricular function, Krypton-81m, Radionuclide, Volumetry.