

《原 著》

容量可変心室ファントムおよび臨床症例に おける左心室輪郭抽出法の検討

中嶋 憲一* 山田 正人* 分校 久志* 多田 明*
利波 紀久* 久田 欣一*

要旨 容積を自由に変化できる心室ファントムを作製し、拡張末期カウント (EDC), 収縮末期カウント (ESC), 駆出分画に (EF) について 3 種類の輪郭抽出法すなわち微分法, threshold 法, 固定 ROI 法を比較検討した。EF は微分法では理論値より高値に、後 2 者では低値に算出された。EDC と ESC は微分法では再現性が良いが、threshold 法を用いる場合はバッグラウンド減算後、最大カウントの 30% の辺縁が適切であった。

臨床例 23 例で微分法と threshold 法による EF を左心室造影結果と比較すると、相関は両者で差がなかった ($r=0.82$) が、一次回帰を行うと微分法は相対的に高値、threshold 法は低値であった。

データ収集時間を 30 秒, 1, 2, 5, 15 分間とし EDC, EF を検討すると、微分法、threshold 法とともに 1 分間のデータ収集でも満足できる変動であり、運動負荷など低計数の場合にも有効と考えられた。

I. はじめに

左心室造影法による左心室壁運動の解析は冠動脈造影とともに虚血性心疾患における重要な検査法のひとつである。一方放射性核種を用いた RI アンジオカルディオグラフィーも適当なハードウェア、ソフトウェアの開発が進んだため、信頼性ある検査法として定着しつつある。

壁運動の評価法としては cine mode 表示や輪郭抽出による左心室辺縁表示^{1,2)}, ejection fraction image³⁾ や Fourier 解析に基づく functional image⁴⁾ などが利用されているが、特に前 2 者は核医学施設で普及している方法である。このうち輪郭抽出法は従来いくつかの報告がなされているが^{5,6)}、まだ一定の方法はなく各施設の選択に任せられている。RI が三次元的情報であることに着目すれば輪

郭抽出はその辺縁の信頼性と同時にその関心領域 (ROI) 内のカウントの信頼性も問題となる。そこで著者らは心室ファントムおよび臨床例で、3 種類の輪郭抽出法について左心室内カウント、容積曲線、EF の信頼性に検討を加えた。また運動負荷時のように低カウントしか得られない場合の輪郭抽出法についても検討した。

II. 材料と方法

1) 心室ファントムの作製

ビニール製の袋を用いて 100 ml および 200 ml の心室ファントムを作製した (Fig. 1)。ビニール袋には extention tube をつなぎ注射器に連結してファントム内の液量を自由に変化できるようにした。心室ファントム内には、^{99m}Tc 740 MBq (20 mCi) が血液 5000 ml に分布すると仮定し、0.148 MBq/ml を入れた。バックグランド (BKG) として水槽内が空気、水、^{99m}Tc-pertechnetate の各場合について検討し、大動脈を模したメスシリンドー（直徑 27 mm）を心室後部および心室辺縁に重なるように置いた場合についても検討を加えた。BKG の放射能は、コンピュータへの収集データ上、心

* 金沢大学医学部核医学教室

** 金沢大学医学部附属病院アイソトープ部
受付：56年6月16日

最終稿受付：56年8月16日

別刷請求先：金沢市宝町 13-1 (番号 920)

金沢大学医学部核医学教室

中 嶋 憲 一

室中央部とのカウント比が1:0.4になるように調整した。胸壁を模してガンマカメラとの間に厚さ2cmのアクリル板をおいた。

2) 装置およびデータ収集

ガンマカメラコンピュータシステムはSigma 410 S/VIP 450 system (Ohio-Nuclear社)であり高分解能コメータを用いた。

心室ファントムの容積は200mlから40mlまで直線的に40mlずつ減少させ再び200mlまで40mlずつ増加させた。100mlの心室ファントムについても同様に100mlから20mlまで20mlずつ減少増加させた。すなわちいずれもEFは0.80となるはずである。おのおのの条件にて1フレーム30秒で10フレームを 64×64 matrixのword modeでディスクに収集した。

3) 輪郭抽出法

つぎの3種類の輪郭抽出法について検討した。BKGは拡張末期(ED)の心室辺縁に弧状に設定して求め、各フレームから減算後、以下の処理を行った。

A) EDフレームにおいて心室を含むようにboxを設定し、その内部で最大のgradientを示す点を連結しスマージングして心室の辺縁とする。この「微分」処理を各フレーム毎に自動的に行う(以下、微分法)。

B) EDフレームにおいてあらかじめ心室領域を約10個の点で囲ったのち心室を4つの区画に十

字に分割し、各区画について適切なthreshold(%)カット値)を視覚的に決定する。このthresholdを各フレーム毎に用いて辺縁を以下自動的に決定する。今回の検討では原則として4区画のthresholdを同一にした(以下、threshold法)。

C) (B)のプログラムにおいてthresholdを0%とするとROIは収縮期・拡張期を通じて一定となる。これより心室内カウント、EFを決定する(以下、固定ROI法)

4) 臨床例における検討

RIアンジオグラフィーはピロリン酸静注(Sn量で15-30 $\mu\text{g}/\text{kg}$)15分後に ^{99m}Tc -pertechnetate 740MBq(20mCi)を静注するin vivo赤血球標識法により施行した。血中放射能が平衡に達した後、心電図同期法によりフレームモードで16フレームの多分割像を得た。収集時間は約15分間であった。

またRIアンジオグラフィーの2週間以内に心カテテール検査を施行し左心室造影結果から求めたEMと比較できた23症例について微分法(13例)とthreshold法(10例)の比較を行った。左心室造影結果によるEF算出はSandler,Dodgeらの方法⁷⁾に基づくarea-length法に従って行った。

同一症例でデータ収集時間を30秒、1, 2, 5, 15分間とし、各方法でEDCとEFを算出してその変動と必要なデータ収集時間を検討した。各値は異なる設定者により3回算出し、平均値とその変動(SD)を示した。

III. 結 果

1) 心室ファントムによる検討

作製した心室ファントムおよび臨床例のプロフィールカーブを比較すると、ほぼ類似の条件とみなすことができる(Fig. 2)。

BKGを変え同一データについて3種の輪郭抽出法をおのおの3回施行しその平均EFを示した(Table 1)。3回の算出の変動は小さくいざれも±1%(絶対値)以内であった。大動脈ファントムを含む場合、EFは微分法では理論値より高値に、threshold法、固定ROI法では低値に算出された。

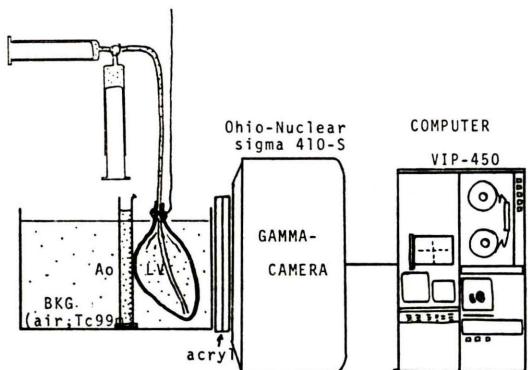


Fig. 1 Schematic representation of the ventricular phantom and scinticamera-computer system.

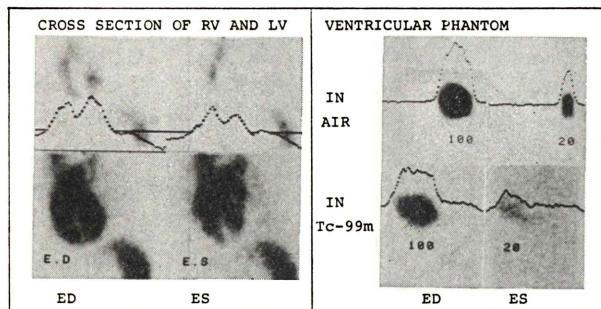


Fig. 2 Profile curves of cardiac chambers (left) and ventricular phantom in air and background of Tc-99m-pertechnetate (right).

Table 1 EFs obtained by three edge-detection methods using ventricular phantoms in various background

background	differentiation		threshold		fixed ROI	
	100	200	100	200	100	200 ml
air	.82	.83	.82	.83	.82	.83
water	.87	.88	.79	.82	.80	.83
Tc-99m	.85	.85	.81	.82	.81	.83
Tc-99m+A	.85	.82	.79	.76	.77	.75
Tc-99m+As	.89	.84	.79	.78	.78	.78

A=phantom of aorta, As=phantom of aorta superimposed to ventricular edge

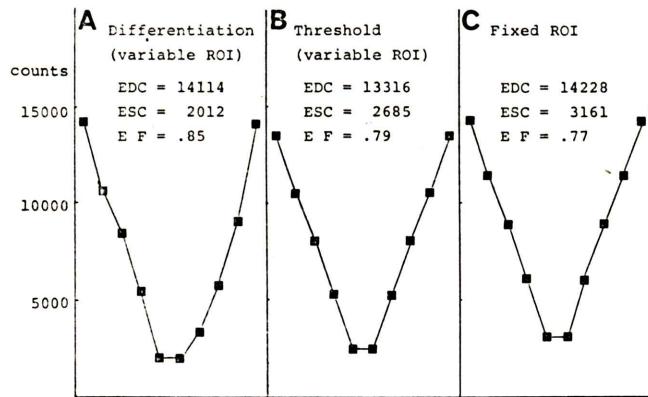


Fig. 3 End-diastolic count (EDC), end-systolic count (ESC) and ejection fraction (EF) determined by three edge-detection methods; differentiation (A), thresholding (B) and fixed ROI (C) techniques.

大動脈ファントムを含む 100 ml のファントムについてその EDC, ESC, EF, 容積曲線を示した(Fig. 3)。大動脈を含む 100 ml のファントムを用い BKG 減算後のデータについて EDC, ESC, EF の threshold の差による変化を、他法と比較して Fig. 4

に示した。微分法の EDC に相当するカウントとなる threshold は 30% (BKG 減算前のデータでは 60% 相当) であったが、ESC は threshold 法で高値となるため EF は低く算出された。Variable ROI として視覚的に適切と考えられる threshold

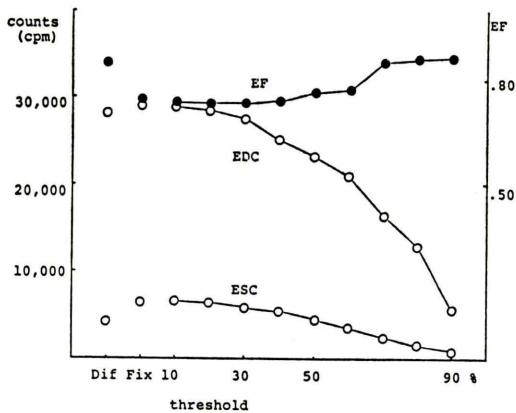


Fig. 4 Comparison of EDC, ESC and EF obtained by three edge-detection methods in the ventricular phantom. Dif=differentiation, Fix=fixed ROI.

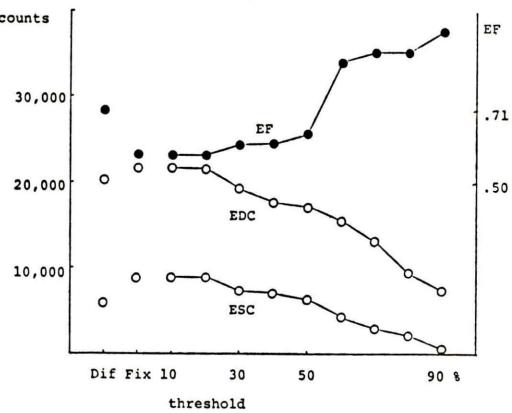


Fig. 6 Comparison of EDC, ESC and EF obtained by three edge-detection methods in a normal subject.

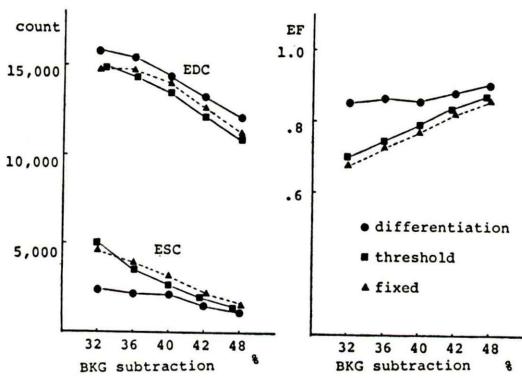


Fig. 5 Effect of background (BKG) subtraction on EDC, ESC and EF in the ventricular phantom. Appropriate BKG is estimated to be 40% of the max. count.

は30, 40%であった。

各輪郭抽出法についてBKGがEDC, ESC, EFに与える影響を検討した(Fig. 5)。EDCは3者でほぼ同様の傾向を示しBKG減算値が大きくなると低下した。ESCは類似の傾向を示すが微分法は最も変動が小さく他の方法よりも低値に算出された。一方EFはBKG減算値が増すと大きくなるが、微分法では理論値より高値となるものの最も変動は小さかった。

2) 臨床例における検討

左心室造影結果からEF=0.71と算出された症

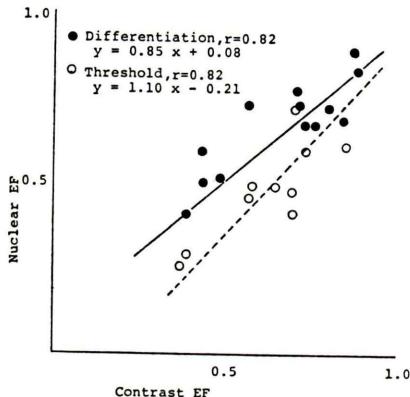


Fig. 7 Correlation of EFs between contrast method and two radionuclide methods; differentiation and thresholding techniques.

例について、ファントムと同様に threshold 値と EDC, ESC, EF の関係を検討したがファントムと同じ傾向が得られた (Fig. 6)。

コントラスト法による左心室造影結果から求めた EF を微分法および threshold 法と比較すると相関は $r=0.82$ と差を認めないが、一次回帰ではそれぞれ $y=0.85x+0.08$, $y=1.10x-0.21$ (x はコントラスト法, y は RI 法により算出した EF) となり、微分法は相対的に高値に、threshold 法は低値に算出された (Fig. 7)。

データ収集時間と EF の関係について検討した

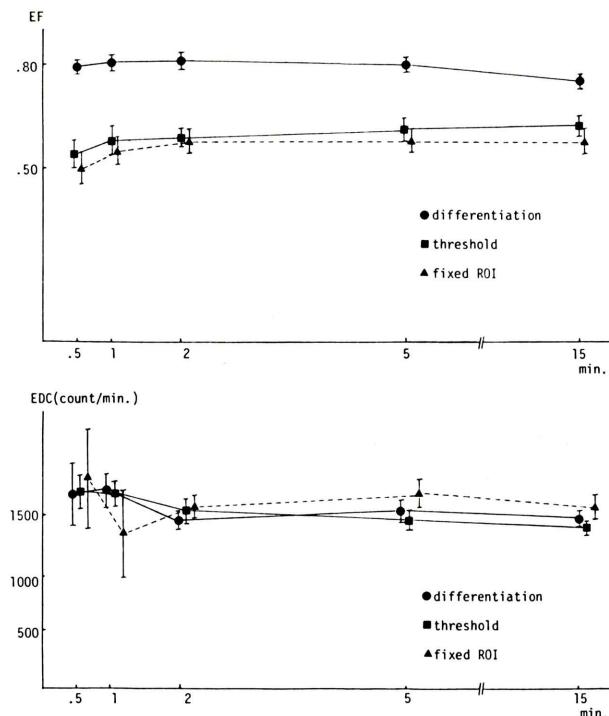


Fig. 8 EDC and EF obtained by three edge-detection methods using short acquisition times.

ところ、微分法で求めた EF は30秒から15分までほぼ一定の値を示したが、threshold 法、固定 ROI 法では特に30秒収集では低値になった (Fig. 8)。

収集時間と EDC の関係をみると、30秒収集では設定者間の変動が大きく、固定 ROI 法では1分間収集でも % SD=34.6% と不良であった。一方1分間収集の微分法、threshold 法の変動はそれぞれ 6.1%, 5.1% (% SD) であった (Fig. 8)。

IV. 考 案

RI アンジオカルディオグラフィーに基づく EF の算出、壁運動の評価は、その安全性ばかりではなく信頼性ある検査法としての位置を占めるようになっている。従来種々の輪郭抽出法が試みられ実用化されているが^{5,6)}、どの方法が最も正確で信頼性があるかは判断が難しく一致した見解がないため、各施設で独自の方法を採用しているのが現状である。輪郭抽出法の条件としては、第1に壁

の異常運動とその程度が正確に把握できること、第2に設定された ROI 内のカウントに信頼性があり容積変化を正確に反映できることの2点があると考えられるが、後者は特にカウント法で心室容積変化をとらえる際に重要である。そこで著者らは特に後者について、ファントム実験および臨床例で検討を加えた。

検討対象とした輪郭抽出法は、現在一般に用いられている variable ROI による threshold 法および微分法であり、固定 ROI 法との比較も行った。Threshold 法は等カウント点を結び辺縁とするものであるがプログラムが容易でかつ処理時間が早い利点がある。しかし臨床例では心室の全周を同一のカット値で行うことは難しく、threshold の決定が再現性に影響を与える。著者らは左心室を4分割しそれぞれに適当な%カット値を決定する方法をとっているが、通常処理前の左室最大カウントに対し 60-70% の値を用いている。一方微

分法は主観的因子の入る余地が少なく自動輪郭抽出法として再現性は優れているが、プログラムは複雑となり処理時間も長くなる。固定 ROI 法は最も簡単な方法であるが、収縮末期の ROI は実際の左心室辺縁より大きくなるため ESC は大きく EF は低値に算出される。

心室ファントムによる検討結果では、大動脈ファントムを含む場合、EF は threshold 法では低値となり、微分法では高値に算出された。これは心室背後の BKG も関係するが特に ES フレームにおいて threshold 法が実際の左心室より大きく周辺の BKG を含む ROI を設定するのに対し、微分法ではむしろ小さい ROI を設定するためと考えられる。

RI の特徴としてカウント法による容積の測定が可能で造影剤を用いた心室造影の結果とも良い相関が得られている⁸⁾。これは負荷時経時にカウントの変化即ち容積の変化を検査する際にも重要である。運動負荷、薬剤負荷等の負荷時、血圧や心拍数の他、拡張末期容積、収縮末期容積、一回拍出量、駆出分画、心拍出量等のパラメータの変化は各種心疾患における心動態の把握に有用な情報を提供してくれる。しかしデータ収集時間に制限があり収集カウントが少ないため統計変動は大きくなる。Pfisterer らは平衡時法で、2 分間のデータ収集でも EF の信頼性があると報告しているが⁹⁾、われわれの検討結果では 1 分間の収集時間でも、微分法、threshold 法とともに満足できる再現性を示した。統計変動を小さくするためには更に収集カウントを増す必要があるが、RI の投与量を増すことは患者の被曝上問題があり、高感度コリメータや汎用コリメータの使用も考慮されて良いであろう。

検討した 3 種の輪郭抽出法のうち、微分法は特に低カウントの場合辺縁抽出の難しい症例があり、視覚的にプール像から判定する辺縁と一致せずむしろ小さい ROI を設定する場合があった。Threshold 法では ES フレームで大きめの ROI が設定される傾向があったが、低カウントでもほぼ満足できる再現性であった。固定 ROI 法は再現性が

比較的悪かったが manual で辺縁を設定したことの一因であろう。また明らかに ES フレームでは BKG を含むため、variable ROI 法より劣っている。臨床例では微分法と threshold 法の EF に比較的大きな差を生ずる場合があるが、同一の EF にするために threshold の %カット値を上げると EDC, ESC の変化が大きい部分を選ぶことになり再現性を悪くする (Fig. 6)。このため EDC がほぼ一致する BKG 減算後の 30% (減算前のデータで約 60%) の辺縁を先いる方が適切であろう。また通常の color display では同色に表現される領域が等カウント点となるため、視覚的には threshold 法の輪郭に一致する傾向があった。著者らはこれらの点を考慮して、運動負荷時の容積の経時的变化をとらえる際には variable ROI による threshold 法を用いている。

現在種々のコンピュータシステムでさまざまな輪郭抽出法が用いられているが、その特徴を良く心得て評価すれば、短時間のデータ収集でも十分信頼できる情報を提供してくれると考えられる。

V. 結 語

心室ファントムを作製し、臨床症例とともに 3 種類の輪郭抽出法について EDC, ESC, EF を検討した。またデータ収集時間と輪郭抽出法との関係についても検討を加え、以下の結論を得た。

1) EF は微分法では理論値より高値に、threshold 法、固定 ROI 法では低値に算出された。EDC は微分法では再現性が良いが threshold 法を用いる場合は BKG 減算後のデータで 30% の threshold が適切であった。BKG の変化により EF, ESC は微分法が最も変動が少なかった。

2) コントラスト法で算出した EF との相関は微分法、threshold 法で差がないが ($r=0.82$)、一次回帰を行うと前者は高値、後者は低値であった。

3) 1 分間のデータ収集時間でも、EDC, EF は満足できる再現性を示し、運動負荷時など低カウントの場合にも有効と考えられた。

文 献

- 1) Bacharach SL, Green MV, Borer JS, et al: A real-time system for multi-image gated cardiac studies. *J Nucl Med* **18**: 79-84, 1977
- 2) Strauss HW, Zaret BL, Hurley PJ, et al: A scintigraphic method for measuring left ventricular ejection fraction in man without cardiac catheterization. *Am J Cardiol* **28**: 575-580, 1971
- 3) Maddox DE, Holman BL, Wynne J: Ejection fraction image: a non-invasive index of regional ventricular wall motion. *Am J Cardiol* **41**: 1230-1237, 1978
- 4) Verva JW, Bornstein I, Alazraki NP, et al: Onset and progression of mechanical systole derived from gated radionuclide techniques and displayed in cine format. *J Nucl Med* **20**: 625-626, 1979

(Abst)

- 5) Chang W, Henkin RE, Hale DJ, et al: Methods for detection of left ventricular edges. *Semin Nucl Med* **10**(1): 39-53, 1980
- 6) 外山比南子: 輪郭抽出法, ニュータウンカンファレンス. 第1回心臓核医学, 1980
- 7) Dodge HT, Hay RE, Sandler H: An angiographic method for directly determining left ventricular stroke volume in man. *Circ Res* **11**: 739-745, 1962
- 8) Dehmer J, Lewis SE, Hillis LD, et al: Non-geometric determination of left ventricular volumes from equilibrium blood pool scans. *Am J Cardiol* **45**: 293-300, 1980
- 9) Pfisterer ME, Ricci DR, Schuler G, et al: Validity of left-ventricular ejection fractions measured at rest and peak exercise by equilibrium radionuclide angiography using short acquisition times. *J Nucl Med* **20**: 484-490, 1979

Summary

Validity of Left Ventricular Edge-Detection Methods in Ventricular Phantom and Clinical Cases

Ken'ichi NAKAJIMA*, Masato YAMADA**, Hisashi BUNKO*, Akira TADA*, Norihisa TONAMI* and Kin'ichi HISADA*

*Department of Nuclear Medicine, School of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa

**Division of Central Isotope Service, Kanazawa University Hospital, Kanazawa

Three ventricular edge-detection methods, i.e. differentiation, thresholding and fixed region-of-interest (ROI) techniques were evaluated as to end-diastolic count (EDC), end-systolic count (ESC) and ejection fraction (EF) using a ventricular phantom. In the differentiation method, the reproducibilities of EDC and ESC were the best, but EF was estimated higher than true EF. In the thresholding method, 30% threshold of the maximum counts after background (BKG) subtraction was supposed to be appropriate. However, EFs were calculated lower than true EF. In the fixed ROI method, EF was estimated the lowest. In the differentiation technique EF and ESC were least affected by the change of BKG. Correlations between the nuclear EFs and

contrast EFs calculated from the left ventriculography were compared in 23 cases. EFs obtained by the differentiation method were higher ($r=0.82$) and those obtained by the thresholding method were lower ($r=0.82$) than the contrast method. There was no difference of correlation coefficients between the contrast EF and each nuclear EF.

Using short acquisition times of gated blood pool data, EF and EDC were calculated. Even when 1 min. acquisition time was used, EF and EDC were reliable both by differentiation and thresholding techniques.

Key words: Edge detection, Ventricular phantom, Gated blood pool study, Data acquisition time