

《短 報》

左室駆出率推定のためのバックグラウンド曲線 処理に関する研究

鈴木 豊* 中村 正彦** 友田 春夫***

I. はじめに

心 RI アンジオグラフィ (RCG) から左室駆出率 (LVEF) を算出するにあたって、バックグラウンド曲線 (BKG) の推定はもっとも重要な問題である。しかし、解析的に BKG を推定する方法は確立されておらず、経験則が主として用いられている¹⁾。われわれは、これまで、初回通過法によって得られる単一の左室時間放射能曲線 (LVTAC) より最小 2 乗法に基礎をおいた方法で BKG を解析的に推定する方法を提案し、種々の検討を加えてきた^{2,3)}。今回は、ガンマカメラによって収録した RCG 上で大きさの異なる左室関心領域 (ROI) を設定し、そのおのおの LVTAC からわれわれの提案した方法で LVEF を求め、比較検討した結果を報告する。

II. 解析理論

初回通過 LVTAC は次式によって一般的に表わされるものとする。

$$A(t_i) = KC(t_i) \{V_{ES} + V_{ST} V(t_i)\} + B(t_i) \dots (1)$$

ここで、 $A(t_i)$ は時間 t_i で観測される LVTAC、 K は定数、 $C(t_i)$ は左室内でのトレーサーの濃度変化曲線、 V_{ES} は左室の収縮末期容積、 V_{ST} は左室の一回拍出容積、 $V(t_i)$ は $0 \leq V(t_i) \leq 1$ と正規化

された左室の容積変化曲線、 $B(t_i)$ は BKG である。

式 (1) で表わされる LVTAC は、周波数の観点から基本的には二種類の曲線で構成されるものと仮定する。一つは、左室の拍動を表わす比較的高周波の周期的曲線 $V(t_i)$ であり、他は、比較的低周波の $C(t_i)$ と $B(t_i)$ とである。そして、 $C(t_i)$ と $B(t_i)$ とは同程度の低周波領域の曲線であるとする。

式 (1) に現れる $KC(t_i) V_{ST} V(t_i)$ なる曲線は、周期的に変動する曲線 $V(t_i)$ が $KC(t_i) V_{ST}$ で振幅変調された曲線と考えられるから、 $K V_{ST} C(t_i)$ なる曲線は $KC(t_i) V_{ST} V(t_i)$ の包絡曲線と考えられる。

議論を進めるため容積変化曲線 $V(t_i)$ を、

$$V(t_i) = a + v(t_i + \omega)$$

$$0 < a < 1, -a \leq v(t_i, \omega) \leq (1-a) \dots (2)$$

と表わす。ここで、 a は容積変化曲線の直流成分であり、 ω は心室拍動を表わす角周波数である。

式 (2) を式 (1) に代入して、 ω で周波数推移し、その結果をローパスフィルタリングすると、すなわち、複素復調 (complex demodulation) 法を適用すると、上述した包絡曲線 $K V_{ST} C(t_i)$ に比例した曲線、

$$E(t_i) = K V_{ST} (1-a) C(t_i) / 2 \dots (3)$$

が近似的に求められる。

また、式 (2) を式 (1) に代入し、ローパスフィルタを適用して、LVTAC の低周波成分、

$$A_L(t_i) = K (V_{ES} + a V_{ST}) C(t_i) + B(t_i) \dots (4)$$

を求める。

ここで、BKG を近似する関数形が仮定されるならば、式 (3) と式 (4) から最小 2 乗法によって BKG は近似的に推定され得る。今回の検討では

* 東海大学医学部放射線医学教室

** 同 ME 学教室

*** 同 循環器内科学教室

受付：58 年 8 月 19 日

最終稿受付：58 年 12 月 5 日

別刷請求先：伊勢原市望星台 (☎ 259-11)

東海大学医学部放射線医学教室

鈴木 豊

LVTAC の考慮対象区間内で BKG は一次関数と仮定した。

III. 対象および方法

対象とした患者は、陳旧性心筋梗塞 9, 閉塞性肺疾患 3, 狭心症 2, 弁膜性心疾患 2, 大動脈瘤 2, 高血圧症 2, その他の心疾患 5 の計 25 症例である。

RCG はオートフルオロスコープ(System-70) を使用し、左前斜位方向より収録した。^{99m}Tc-人血清アルブミン 15 mCi をボラスとして右肘静脈に注入直後より 0.05 秒間隔の連続イメージを 50 秒間収録した。この RCG を磁気テープを介して核医学データ処理装置(PDP-11/34)に転送した後、心臓イメージをブラウン管上に読み出し、次のような 3 種類の ROI を設定した。すなわち、ROI-1

は左室全体をできる限り忠実にカバーする領域、ROI-2 は、ROI-1 より全周にわたって 1 クリスタル(約 1 cm) 大きい領域、ROI-3 は左室、右室を同時に完全にカバーする長方形ないし正方形の領域である。

この各 ROI から LVTAC を求め、この曲線の左室ピークタイムを中心として処理対象区間を設定した。次いで上述した理論に基づきおのおのの BKG を推定し、これでもって LVTAC を補正し

FLOW DIAGRAM OF DATA PROCESSING FOR ESTIMATION OF BACKGROUND CURVE AND LVEF

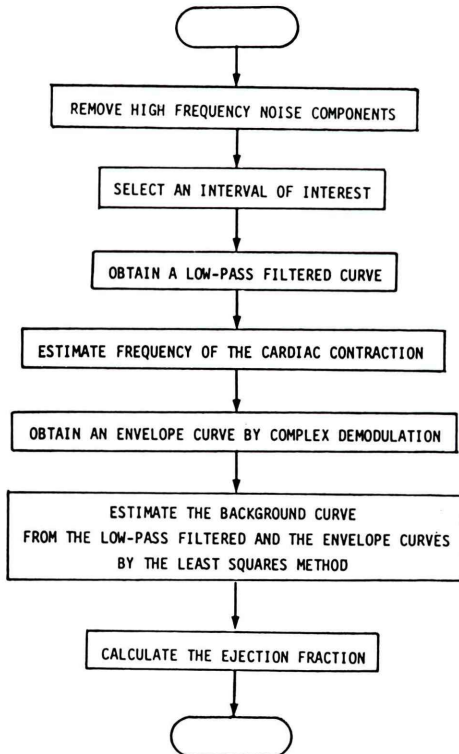


Fig. 1 Schematic block diagram of the estimation of the BKG and LVEF.

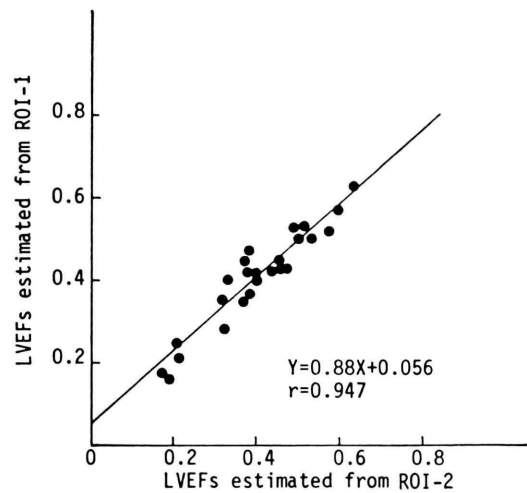


Fig. 2 Comparison of the LVEFs estimated from ROI-2 and ROI-1.

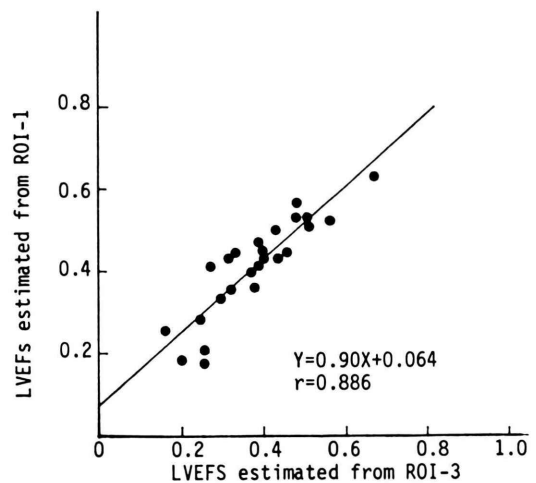


Fig. 3 Comparison of the LVEFs estimated from ROI-3 and ROI-1.

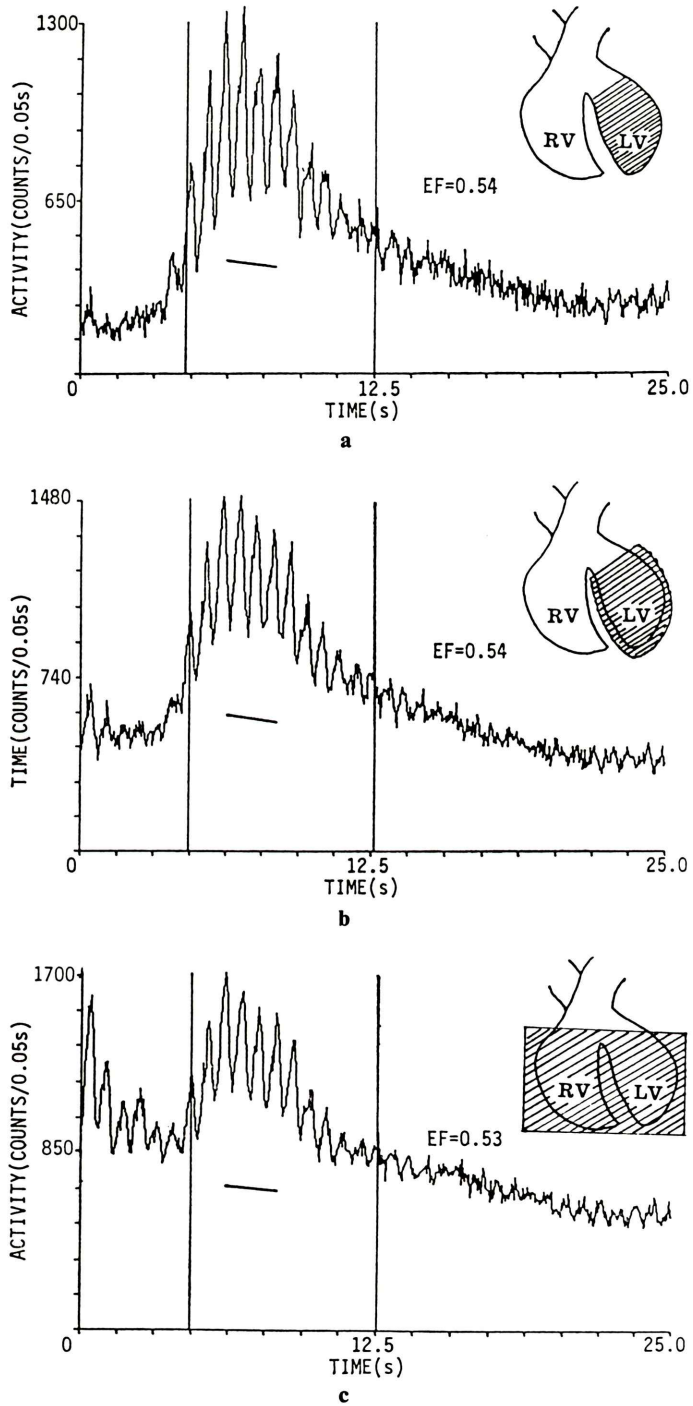


Fig. 4 Examples of LVTAC, BKG (straight line) and LVEF.
a. ROI-1, b. ROI-2, c. ROI-3

た後、各心拍ごとの LVEF を定義に従って求めた (Fig. 1). LVEF は 1 回拍出容積が最大になる心拍から以後の 3 心拍について求め、その平均値をもって、各 LVTAC の LVEF とした。

ROI-1 の LVTAC から求めた LVEF を ROI-2, ROI-3 の LVTAC から求めたそれと比較した。

IV. 結 果

ROI-2 より求めた LVEF と ROI-1 より求めたそれとの相互関係は、Fig. 2 に示すとおりで、回帰式 $Y=0.88X+0.056$ 、相関係数 $r=0.947$ と高い相関を示し両者よく一致した。ROI-3 より求めた LVEF と ROI-1 より求めたそれを比較した結果は、Fig. 3 に示す。回帰式 $Y=0.90X+0.064$ 、相関係数 $r=0.886$ とこの場合も両者は値はよく相関した。

Figure. 4 には同一症例の ROI-1, ROI-2, ROI-3 から得られた LVTAC と BKG およびそれをもとに算出された LVEF を示した。この図は、ROI が大きくなるにつれて関与するバックグラウンドが増大するが、そのバックグラウンドがわれわれの手法により正しく推定され、一定の LVEF が求められることを示している。

V. 考 案

LVEF の算出にあたり、別に設定したバックグラウンド ROI より BKG を求め、これにより LVTAC を補正する方法が従来行われてきた。この方法の問題点は、ROI の設定に関して理論的根拠に乏しく、もっぱら経験則に依存しており、検者の主観に左右されやすいことにある¹⁾。この解決策として、種々の ROI 自動設定法が提唱されている^{4,5)}。しかし、BKG の推定法自体は、従来と変わらなるところはない。

今回、われわれの報告した方法は、単一の LVTAC から最小 2 乗法に基礎をおいた方法で BKG を解析的に推定しており、この点において従来法と根本的に異なる。デジタルシミュレーションによって、0.2 から 0.8 の範囲の LVEF を本手法により精度よく推定できることをすでに報

告した²⁾。今回の実際の症例を用いた検討で、左室に設定した ROI が左室を完全にカバーする限り、その大きさ、形によって得られる LVEF の値が変化しないことが確かめられた。この事実は、本法により BKG が正しく推定されていることを示唆しているものと解釈される。左室をカバーする十分に大きな単一の左室 ROI を設定するだけで、LVEF を求めることができる点が、本法の特長である。

今回の検討では、対象区間内の BKG を一次関数と仮定しているが、実際の BKG の形は不明である。デジタルシミュレーションによる検討で BKG を近似する多項式の次数を増加させても必ずしも BKG 推定精度は向上しないという結果が得られたことに基づいて、一次関数とした²⁾。今回の検討では、RI がボラスとして左室を離れていく短い区間の LVTAC について LVEF を推定しており、この短い区間においては、BKG が直線的に変化するとするわれわれの仮定は、事実と大きく矛盾しないものと考えてよいであろう。

VI. ま と め

25 症例の RCG にデジタルフィルタリング法を用いて、単一の LVTAC より BKG を推定する新しい処理法を適用した結果、左室 ROI の大きさに関係なく一定した LVEF を求めることができた。

文 献

- 1) Pierson RN Jr, Alan S, Kemp HG, Friedman MI: Radiocardiography in clinical cardiology. *Semi Nucl Med* 7: 85-100, 1977
- 2) Nakamura M, Suzuki Y, Tomoda H: A quantitative approach for correction of background counts: determination of left ventricular ejection fraction by radionuclide angiocardiology. *IEEE Trans Bio-MED Vol BME-29*: 523-530, 1982
- 3) Nakamura M, Suzuki Y, Tomoda H: A comparison of two quantitative approaches for correction of background counts of first-pass left ventricular timeactivity curves: a numerical investigation. *IEEE Trans Bio-Med Vol BME-30*: 326-332, 1983
- 4) Goris ML: Non-interactive identification of the

left ventricular area. In Nuclear Cardiology, selected computer topics. Pro. Symposium Atlanta, Jan 1978, pp 139-145. Society of Nuclear Medicine, New York

5) Hutton BF, Cormack J, Fulton RR: A soft ware package for the analysis of gated cardiac blood pool studies. Aust Phys Eng Sci in Med 5: 128-134, 1982

Summary

Analytical Approach for Correction of Background Counts in First Pass Left Ventricular Time-Activity Curves

Yutaka SUZUKI*, Masahiko NAKAMURA** and Haruo TOMODA***

*Department of Radiology, **Medical Engineering,

***Cardiology, Tokai University Medical School Isehara City, Japan

Left ventricular time-activity curve (LVTAC) is mathematically described by the following equation.

$$A(t_1) = KC(t_1) (V_{ES} + V_{ST} V(t_1)) + B(t_1)$$

where $A(t_1)$ is the observed curve, K is a constant, $C(t_1)$ is the tracer concentration in the left ventricle (LV), V_{ES} denotes the end-systolic volume of the LV, V_{ST} denotes the stroke volume of the LV, and $V(t_1)$ is the volume variation curve of the LV being normalized so as to be zero at end-systole and unity at end-diastole and $B(t_1)$ is the background curve. An envelop curve is obtained by applying the technique of complex demodulation to a LVTAC and a low pass filtered curve is also obtained from the LVTAC. A BKG is approximately estimated from these two curves using the least square method.

First pass radionuclide angiocardiographies were done in 25 patients with various heart diseases. Three different regions of interest (ROI) were selected as following: ROI-1 covered only

LV, ROI-2 covered LV and its surrounding areas in 1 cm wide, and ROI-3 covered both LV and right ventricle simultaneously. The LVTAC at 0.05s intervals of each ROI was generated and its BKG was estimated. In this estimation BKG was assumed to be a polynomial of degree 1 in considered interval. Left ventricular ejection fraction (LVEF) was calculated from each BKG corrected LVTAC. The LVEFs obtained from ROI-2 and ROI-3 were compared with those from ROI-1, respectively. There was a good correlation between the LVEFs from ROI-1 and those from ROI-2: correlation coefficient (r)=0.947, there was also a fairly good correlation between the LVEFs from ROI-1 and those from ROI-3: (r)=0.886. These results suggest that BKG is estimated correctly by our technique.

Key words: First Pass Radionuclide Angiocardiography, Background Estimation, Digital Filtering Technique.