

## 《短 報》

## 心房細動における左室容積曲線算出の試み

湊 小太郎\*    米倉 義晴\*    山本 和高\*    向井 孝夫\*  
 玉木 長良\*    藤田 透\*    石井 靖\*    平川 顕名\*\*  
 鳥塚 莞爾\*

## 1. はじめに

心臓核医学において、左室容積曲線、いわゆる L-V Curve のガンマカメラによる作成にあたっては、心拍同期法によつて1心拍内の活性変化をくりかえし加算して情報密度を向上させる必要がある。しかしながら、心拍同期法は心拍周期がまちまちな不整脈に対しては適用できない。

ガンマカメラに比べ感度の高いオートフルオロスコープ<sup>1)</sup>や non-imaging single probe すなわち核聴診器<sup>2)</sup>などを用いれば、何とか beat to beat で L-V curve を得ることができるとは完全なものではない。

本報告では少し異なった立場から、通常のガンマカメラとミニコンピュータを利用した心房細動例の左室容積曲線算出の1つの試みについて述べる。

## 2. 手 法

データの収集は  $^{99m}\text{Tc-RBC}$  投与後平衡状態において、 $\text{LAO } 45^\circ$  にガンマカメラを設置して、リストモードで行なう。リストモードには各カウンターの X, Y 座標の他、心電図 (ECG) の R 波に相当するゲート信号と 1m 秒毎のタイムマークが入っている。

左室部分とバックグラウンドの関心領域を設定し

\* 京都大学医学部放射線核医学科

\*\* 同 中央情報処理部

受付: 55年10月14日

最終稿受付: 55年12月8日

別刷請求先: 京都市左京区聖護院 (☎606)

京大病院放核科 RI 部門

湊 小太郎

た後、リストモードを再編集し、先行する心拍周期、つまり心電図における R-R 間隔で分類しながら同期加算する。

すなわち、Fig. 1 に示すように、まず計算機メモリ上に 64 個のアクムレータ (accumulator) を設置する。各アクムレータは 40 m 秒単位で分割された R-R 間隔に対応する番地を有し、それぞれ 40 m 秒毎に 128 個のカウンタ (counter) を持っている。

リストモードを再編集しながら、関心領域におけるカウントだけをひろい出し、同時に R-R 間隔を検出して対応する番地のアクムレータに、現在と直後の計 2 心拍分のデータを中間の R 波を原

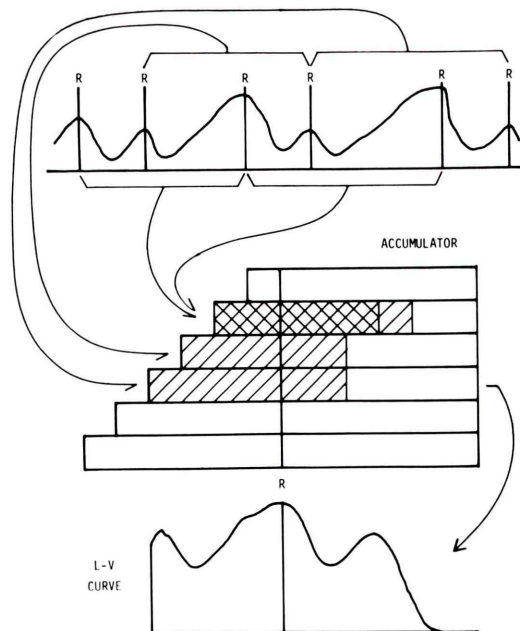


Fig. 1 Schematic explanation of the method.

点にそろえるように格納する。Fig. 1 では左端の2心拍分のデータは2番目のアキュムレータに、次の2心拍は3番目のアキュムレータにという具合に、40 m 秒単位で分類しながら同期加算する。

最後に個々のアキュムレータを取り出し、バックグラウンドを差し引けば、先行 R-R 間隔が同一の心拍動だけを同期加算した左室容積曲線が得られる。

拡張終期容積が先行する心拍周期に比例する、あるいは先行する R-R 間隔によって決定されると仮定すれば、同一の拡張終期容積、つまり同一の初期状態にあつた心拍動を重ねた幾種類かの左室容積曲線を得ることになる。

ただし、この曲線の左の4半分は初期状態のちがいにより、また右の4半分は心拍周期のばらつきにより、それぞれ信用できないものであることに注意しなければならない。

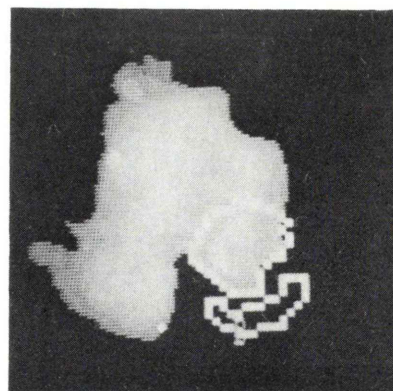
### 3. 結果と考察

Fig. 2 (a) は、LAO 45° における心房細動例の RI イメージと関心領域の設定を示す。ここに上部の楕円状領域は左心室、その下の偏平な領域はバックグラウンドである。なお、この RI イメージは単に100心拍分のデータを重ねただけの静的なイメージであり、心拍同期で得たものではない。

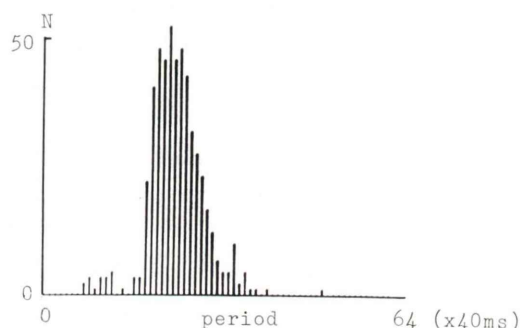
Fig. 2 (b) は上例の R-R 間隔の分布を示すヒストグラムである。920 m 秒(約65拍/分)付近を中心にほぼ正規状に分布している。ここに、データは全体で約1000心拍、400万カウントである。

Fig. 2 (c) には、先行 R-R 間隔で分類しながら同期加算した左室容積曲線群を示す。上から順に75拍/分、60拍/分および、50拍/分付近でそれぞれ100心拍前後を同期加算した例である。また表示にあたっては各曲線の最大値で正規化した後平滑化しているが、最大カウント数はそれぞれ順に7.08カウント/40 m 秒/拍、7.50カウント/40 m 秒/拍、7.71カウント/40 m 秒/拍であつた。

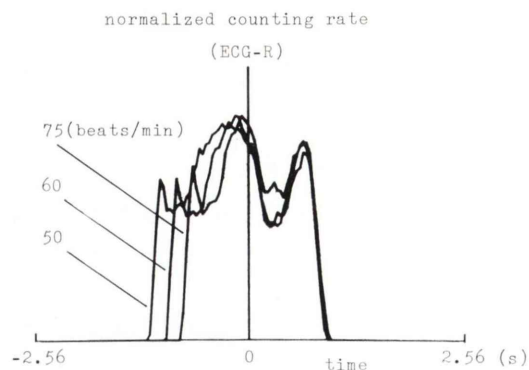
先行 R-R 間隔が長いほど収縮が強く、駆出分画(EF)も大きくなる傾向がみられる。さらに右4半分の曲線下降脚が先行 R-R 間隔によらず、



(a)



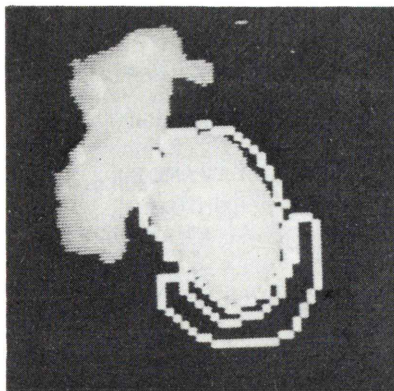
(b)



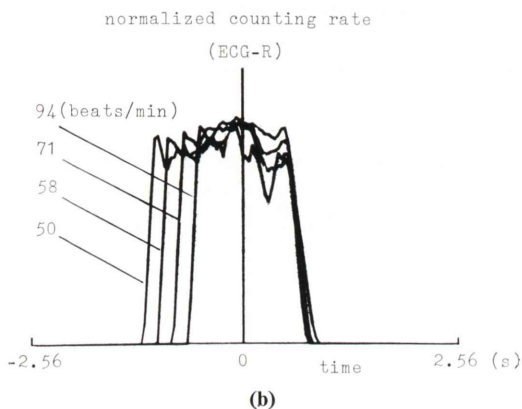
(c)

**Fig. 2** L-V curves for atrial fibrillation (1)  
(a) L-V image and ROI  
(b) Histogram of the period of heart beat  
(c) L-V curves of a patient.

ほぼ同一であることは、本心房細動例の不整脈の生起がランダムに近いことの1つの傍証となるものである。



(a)



(b)

**Fig. 3** L-V curves for atrial fibrillation (2)  
 (a) L-V image and ROI  
 (b) L-V curves of a patient with left heart failure.

Fig. 3 には、心不全のみられる例に対する処理結果を示す。(a) は RI イメージと関心領域、また (b) は先行 R-R 間隔で分類した 4 種類の左室容積曲線である。Fig. 2 の例に比べて EF が悪く、

また先行 R-R 間隔による拍出過程パタンの変化が大きいことが観察される。

#### 4. ま と め

心房細動における左室容積曲線算出の 1 つの試みについて報告した。本手法はリストモードの再編集過程で、先行する心拍周期で分類しながら同期加算するものである。若干の処理例によれば、先行 R-R 間隔が長いほど収縮が強くなる、いわゆるスターリングの法則に矛盾しない傾向が観察された。

本報告の要点は新手法の提案にあり、臨床的検討についてはいまだ途上にある。また、先行 R-R 間隔が拡張終期容積を決定するという仮定も検証されたものではない。したがって本手法によって得られた左室容積曲線群が、真実何に対応するかは必ずしも明らかではない。にもかかわらず、このようにして分類した左室容積曲線群は一定の傾向をもって互に相異し、左心室機能の何らかの側面を表現していることは明らかである。

今後はいわゆるアフタロードの影響も含めて、超音波心エコー図などと関連づけて検討を進める必要がある。さらに EF や  $dV/dt$  などの定量化も課題の 1 つである。

#### 文 献

- 1) 湊小太郎, 米倉義晴, 石井 靖, 他: RI アンギオカードィオグラムに基づく稀釈曲線決定のための関心領域の自動設定. 医用電子と生体工学 **18**: 209-212, 1980
- 2) 西村恒彦, 植原敏勇, 小塚隆弘: シングル・プローベシステム(核聴診器)による左心機能の評価. 核医学 **17**: 699-705, 1980

## Summary

### **A Method of Measuring the L-V Curve for Atrial Fibrillation**

Kotaro MINATO, Yoshiharu YONEKURA, Kazutaka YAMAMOTO,  
Takao MUKAI, Nagara TAMAKI, Toru FUJITA, Yasushi ISHII,  
Akina HIRAKAWA and Kanji TORIZUKA

*Department of Radiology and Nuclear Medicine, Kyoto University Medical School*

One of the shortcoming for measuring a left ventricular volume curve from ECG gated RI angiocardiology is on the treatment of arrhythmia. This short communication proposes a method of obtaining the L-V curve even for atrial fibrillation.

On assuming that the endodiastolic volume is a function of the preceding heart beat's period, L-V curves are accumulated according to the preceding R-R interval from list mode data in a patient with atrial fibrillation. Several kinds of accumulated L-V curves, with different initial

endodiastolic volume, are obtained to be investigated.

It is noted that the longer preceding R-R interval resulted in the stronger contraction with the higher ejection fraction on the L-V curve. This fact suggests that Starling principle is validated.

The present method is easily implemented by a standard nuclear medicine laboratory facilities with a gamma camera and a minicomputer.

**Key words:** LV curve, arrhythmia, data processing