

## 超音波ドプラ画像からの大動脈流量自動推定に基づく 非侵襲的 $E_{\max}$ 推定

Noninvasive Estimation of  $E_{\max}$  Based on Aortic Flow  
Automatically Extracted from Doppler Echocardiography

彦坂 孝広<sup>1</sup>, 吉澤 誠<sup>2</sup>, 田中 明<sup>1</sup>, 阿部 健一<sup>1</sup>,

西條 芳文<sup>3</sup>, 山家 智之<sup>3</sup>, 仁田 新一<sup>3</sup>

Takahiro Hikosaka<sup>1</sup>, Makoto Yoshizawa<sup>2</sup>, Akira Tanaka<sup>1</sup>, Ken-ichi Abe<sup>1</sup>,  
Yoshifumi Saijo<sup>3</sup>, Tomoyuki Yambe<sup>3</sup>, Shin-ichi Nitta<sup>3</sup>

<sup>1</sup>東北大学 大学院 工学研究科, <sup>2</sup>東北大学 情報シナジーセンター,

<sup>3</sup>東北大学 加齢医学研究所

<sup>1</sup>Graduate School of Engineering, Tohoku University,

<sup>2</sup>Information Synergy Center, Tohoku University,

<sup>3</sup>Institute of Development, Aging and Cancer, Tohoku University

キーワード：最大心室エラストランス(maximum ventricular elastance), 超音波ドプラ(Doppler echocardiography), 大動脈流量推定(aortic flow estimation), 非侵襲的推定(noninvasive estimation)

連絡先：仙台市青葉区荒巻字青葉 05 東北大学大学院工学研究科電気・通信工学専攻 阿部研究室  
彦坂孝広, Tel.: (022)217-7074, FAX.: (022)263-9290, E-mail:hikosaka@abe.ecei.tohoku.ac.jp

### 1. はじめに

心機能を表す指標である心室の最大エラストランス ( $E_{\max}$ ) を推定するために著者らが提案したパラメータ最適化法(POM)では, 計測量として駆出期における左心室圧(LVP)と大動脈流量(AoF)が必要である[1]. 従来 LVP と AoF の計測には非常に強い侵襲性が伴っていたが, LVP についてはその後の研究により橈骨動脈圧から非侵襲的に推定する手法が提案された[2]. 一方, AoF は直接的に計測する場合には侵襲的であるが, 超音波ドプラ画像を処理することによって非侵襲的に得られる可能性がある[3][4][5]. そこで本研究では,  $E_{\max}$  を完全に非侵襲的に推定することをめざし, 一般的に普及している超音波診断装置のビデオ信号に基づいて AoF を自動的に推定するシステムを作り, AoF の推定値に基づいて求めた  $E_{\max}$  の推定精度について検討した.

### 2. 方法

本研究では, 超音波診断装置のビデオ信号の縦方向 1 列の輝度を処理することにより, 任意の時刻の大動脈流量を決定している.

基本的なアルゴリズムは, 次の 1)~7)のとおりである.

- 1) 超音波診断装置のビデオ信号をビデオ・キャプチャ・システム(I・O DATA 製 USB-MPG)を用いて MPEG1 形式でパソコンに取り込む.
- 2) 無圧縮 AVI 形式に変換した後, 毎秒 10 フレームで Fig.1 のような静止画像を得る.
- 3) 2)の静止画像に基づき, 横軸を時間, 縦軸を大動脈流速とする静止画像情報を得る.
- 4) Fig.2 のような加算演算処理, および Fig.3 のような大動脈流速方向の平滑化により雑音を除去する画像処理を行う.

- 5) Fig.4 のように ,大動脈流速方向において輝度の変化が最も大きい点を ,その時刻における大動脈流速とみなし ,これに対し ,カットオフ周波数が 5Hz のローパス・フィルタをかけて高周波成分を取り除く .
- 6) 5)で求めた大動脈流速  $f(t)$ [m/s]と超音波診断装置から得られる大動脈管径( $R$ [cm])を用い ,式(1)に従って Fig.5 のように大動脈流量( $AoF(t)$  [L/min])を推定する .

$$AoF(t) = 6(R/2)^2 \pi f(t) \quad (1)$$

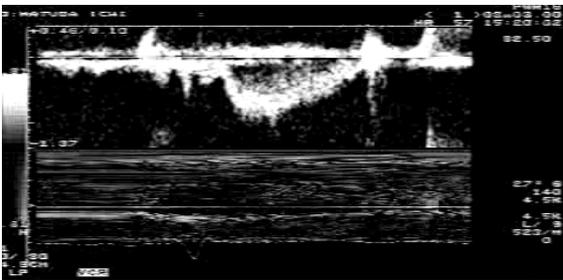


Fig.1: A still picture clipped out from movie images of Doppler echocardiography.

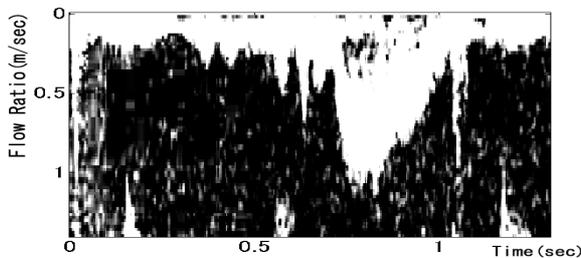


Fig.2: Image after averaging of frames.

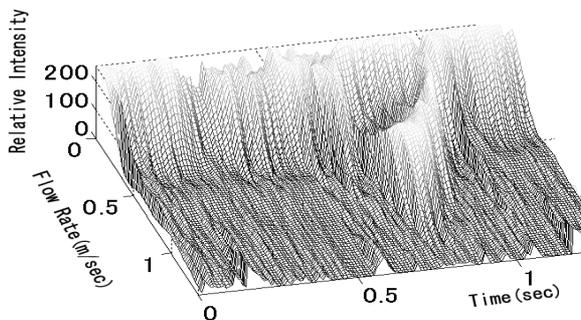


Fig.3: Image after low-pass filtering along flow rate axis.

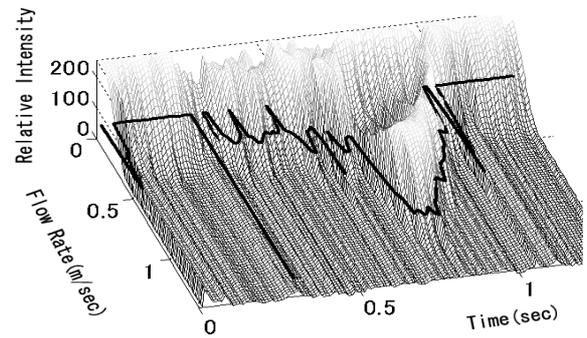


Fig.4: Extraction of flow rate. Bold curve represents estimated flow rate.

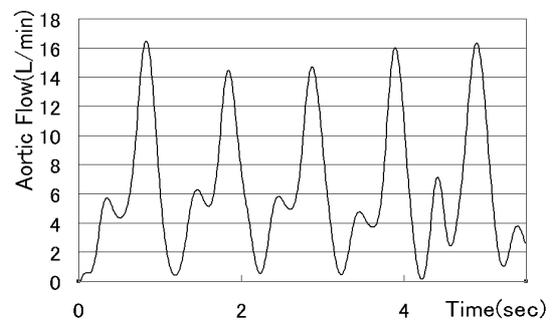


Fig.5: An example of estimated aortic flow over five beats after low-pass filtering along time axis.

- 7) Fig.6 のように拍を検出し ,一回拍出量を推定する . 拍の検出は , 次の a) ~ g) の手順により行う .
- 一定の閾値(ここでは 10L/min)を越える  $AoF(t)$  が極大値をとる時刻  $t_{\max}(n)$  を格納する . ここで  $n$  は検出した拍の番号である .
  - $t_{\max}(n)$  から逆時間方向に  $AoF$  の差分  $AoF(t)-AoF(t-1)$  を計算し , 初めて差分が負となった時刻  $t(n)$  をその拍における駆出開始時刻  $t_s(n)$  とする .
  - $t_{\max}(n)$  から順時間方向に  $AoF$  の差分が初めて正となった時刻  $t$  を駆出開始時刻  $t_c(n)$  とする .
  - $t_c(n) - t_s(n) < 300\text{msec}$  であれば雑音もしくは拍の検出失敗として情報を破棄し , 再度 a) ~ d) の処理を行う .
  - $900\text{msec} < t_c(n) - t_s(n)$  であれば検出失敗としてマークをする .

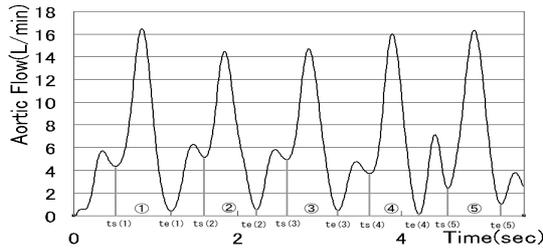


Fig.6: Estimated beats. Vertical lines represent beginning time and end time of ejection.

- f)  $t_s(n) - t_e(n-1) > 1000\text{msec}$  の時, 検出した  $n$  番目の拍と  $n+1$  番目の拍の間に検出に失敗した拍があるとしてマークをする.
- g) a) ~ f) の処理をデータの最後まで繰り返す.

以上の手順で検出した各拍から, 大動脈流量の推定値の妥当性を判断する目安として, (2) のように一回拍出货量 ( $SV(n)[\text{mL}]$ ) を求める.

$$SV(n) = \int_{t_s(n)}^{t_e(n)} AoF(t) dt \quad (2)$$

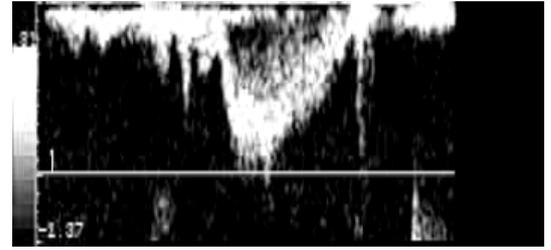
### 3. 結果

2名の心筋梗塞患者に対する心臓カテーテル検査において, 手首から挿入されたカテーテル先端型圧センサによって左心室圧 LVP を計測し, 同時に, 胸部体外から超音波診断装置により大動脈基部の流速ドプラ画像および大動脈管径( $R$ )を計測した.

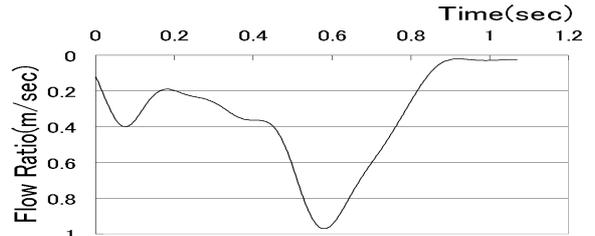
Fig.7 に, 記録した一拍分の流速ドプラ画像(a)と, その画像から上述の提案した方法によって推定した大動脈流速波形(b)を示す.

超音波ドプラ画像の大動脈流量波形は, 多くの場合駆出開始時刻および駆出終了時刻近傍においてあいまいな波形となる. しかし,  $E_{\max}$  の推定には大動脈流量波形のうちの駆出期部分だけを, 真の流量波形にできるだけ近くなるように切り出す必要がある.

本研究では, そのための方法として, Fig.8 に示される と に対応する2つのものを考えた. 方法 は, 「2. 方法」の 7a) で AoF が極大となる時刻  $t_{\max}(n)$  が明確に得られるので, この時刻の直前および直後に AoF が極小となる時刻を, それぞれ駆出開始時刻および駆



(a)



(b)

Fig.7: (a) Original image of Doppler echocardiography at the first beat shown in Fig.6. (b) Extracted flow rate.

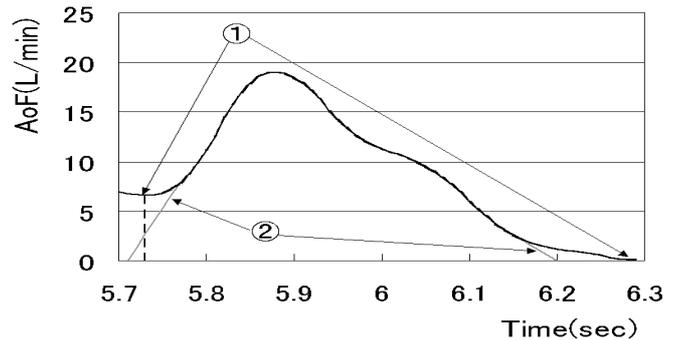


Fig.8: Two methods for segmentation of AoF into the ejection period.

Table 1: Estimated  $E_{\max}$  based on measured left ventricular pressure and estimated aortic flow extracted from Doppler Echocardiography

	大動脈流量の推定方法		方法①-方法② (mmHg/mL)		大動脈流量の推定方法		方法①-方法② (mmHg/mL)
	方法① $E_{\max}$	方法② $E_{\max}$			方法① $E_{\max}$	方法② $E_{\max}$	
1拍目	5.94	5.29	0.65	11拍目	2.72	2.72	0.00
2拍目	3.71	3.71	0.00	12拍目	2.56	2.56	0.00
3拍目	3.24	3.24	0.00	13拍目	2.20	2.19	0.01
5拍目	2.35	2.34	0.01	14拍目	3.09	3.09	0.00
6拍目	2.38	2.38	0.00	15拍目	3.18	3.18	0.00
7拍目	3.31	3.32	-0.01	16拍目	2.51	2.50	0.01
10拍目	3.49	3.49	0.00	17拍目	2.29	2.28	0.01
					差の二乗平均		0.0302

出終了時刻とみなす方法である。方法 は、 $t_{\max}(n)$ の前方向および後方向に AoF 波形を補外し、その補外した直線が時間軸と交わった時刻を、それぞれ駆出開始および駆出終了時刻とみなす方法である。

Table 1 は、LVP として実測値を用い、AoF としてここで提案した方法によって得られた超音波ドプラ画像からの推定値を用いて、 $E_{\max}$  を POM によって推定した結果である。駆出期の決め方としては上述の と の方法を使った。POM のプログラムとしてはインターネット上 (<http://www.abe.ecei.tohoku.ac.jp/~yoshi/EstEmax/>) に公開されている EstEmax を用いた。

Fig.9 に方法 を用いて駆出期を自動推定して得られた各拍の一回拍出量を示す。

#### 4. 考 察

Fig.7 の結果から、大動脈流量 AoF が超音波ドプラ画像から、非侵襲的かつ自動的に推定できる可能性が示された。しかし、本データは臨床においてのみ取得できるものであり、AoF の真値の計測を流量計により同時に行うことは、侵襲性が強いいため実行できなかった。

Table 1 の  $E_{\max}$  の推定結果から判断すると、AoF の駆出期の切り出し方による  $E_{\max}$  の変化はそれほど大きくないことがわかる。したがって、駆出期の切り出しとして、計算量が多く、また補外失敗の可能性もある方法 より簡単で安定的に求められる方法 を採用してもよいと考えられる。

超音波ドプラ画像には多くの雑音が含まれており、本データの場合、拍が自動的に認識できた割合は Fig.9 のように 75%程度であった。しかし、拍が自動的に認

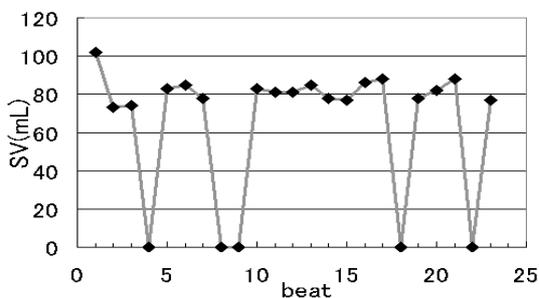


Fig.9: Change in stroke volume with beat. Zero means the beat whose position was failed to recognize.

識できなかった拍の波形も人間の視察では認識できたものもあり、認識率をさらに向上させる余地がなお存在する。

#### 5. おわりに

本研究では、大動脈流量を非侵襲的に推定する方法として、超音波ドプラ画像から大動脈流速波形の輪郭抽出を行うことで大動脈流速を推定する方法を示した。すでに提案した橈骨動脈圧から左心室圧を推定する方法[2]と、本方法とを組み合わせることによって、完全に非侵襲的な  $E_{\max}$  の推定が自動的にできる可能性が示された。

今後は、さらに標本数を増やすとともに、推定された大動脈流量の妥当性を確認するため、実測値との比較が是非必要である。

#### 参考文献

- [1] M. Ysoshizawa, A. Tanaka, K. Abe, H. Takeda, Y. Kakinuma, T. Yambe, S. Nitta: An approach to single-beat estimation of  $E_{\max}$  as an inverse problem, Proc. of 20th Annual International Conference of IEEE/EMBS, 379/382,(1998)
- [2] 川岸武文,吉澤 誠,田中 明,阿部健一,西條芳文,山家智之,仁田新一: 左心室圧波形の非侵襲的推定法, 第 15 回生体・生理工学シンポジウム論文集, 185/188,(2000)
- [3] Adrew F. Hall, Julia Bettlach, Scott P. Nudelman, Sandor J. Kovacs: Echo machine-imposed limit on transmitral speztral Doppler velocity-profile analsis, Ultrasound Medical Biology, 1225/1235(1997)
- [4] Andrew F. Hall, Julia Bettlach, Scott P. Nudelman, Sandor J. Kovacs: Automated method for characterization of distolic tansmitral Doppler velocity contours: early rapid filling, Ultrasound Medical Biology, 1092/1098(1994)
- [5] Andrew F. Hall, Julia Bettlach, Scott P. Nudelman, Sandor J. Kovacs: Automated method for characterization of distolic tansmitral Doppler velocity contours: late atrial filling, Ultrasound Medical Biology, 859/869(1994)