

パルス・ドプラー法による
左室流出路前駆出期血流と
僧帽弁閉鎖運動の関連に関
する検討

Pre-ejection flow in the
left ventricular outflow
tract elucidated by pulsed
Doppler technique

水重 克文
森田 久樹
千田 彰一
和田 茂
松尾 裕英

Katsufumi MIZUSHIGE
Hisaki MORITA
Shoichi SENDA
Shigeru WADA
Hirohide MATSUO

Summary

Pulsed Doppler technique has elucidated the blood flow towards the cardiac base in the left ventricular (LV) outflow tract prior to onset of ejection flow. This pre-ejection flow (PE flow) is observed immediately after the beginning of atrial contraction and it lasts until immediately after completion of mitral closure.

This study was designed to clarify the mechanism and physiological significance of PE flow by investigating the temporal relationship between PE flow and cardiac dynamics and by examining its velocity distribution in the LV outflow tract.

Observations were made for 21 healthy subjects (H), 12 patients with atrial fibrillation (Af), three with first degree AV block and two with second degree AV block of the Wenckebach type. A Doppler-Echocardiograph (Hitachi Medico EUB-10B) was used, and PE flow was detected in all subjects. The Doppler frequency, which corresponded to blood flow velocity, increased when the sampling site was near the tip of the anterior mitral valve leaflet as opposed to the upper portion of the LV outflow tract.

Results of the temporal analysis of PE flow were as follows:

1. The PE flow pattern was monophasic both in H and patients with Af. Its peak appeared 0.18 ± 0.05 (mean \pm SD) sec after the beginning of the P wave and 0.02 ± 0.02 sec after the Q wave in H, but 0.06 ± 0.01 sec after the Q wave in Af.

2. In first degree AV block, the PE flow consisted of two peaks. The interval between the first PE flow peak and the beginning of the P wave was constant and nearly 0.2 sec apart. It was nearly the same as in H. The second peak occurred 0.05 sec after the Q wave as in Af.

3. In second degree AV block of the Wenckebach type, the first peak occurred at constant interval following the P wave, while the second peak related to left ventricular contraction and disappeared when an atrial contraction failed to initiate a ventricular response.

These findings indicate that PE flow consists of two components with different mechanisms.

1) The first component is caused by the atrial blood inflow turning up from the apex towards the cardiac

香川医科大学 第二内科
香川県木田郡三木町池戸 1750-1 (〒761-07)

The Second Department of Internal Medicine,
Kagawa Medical School, Miki-cho 1750-1, Kita-gun,
Kagawa 761-07

Received for publication November 25, 1983 (Ref. No. E-1)

base. This flow component may participate in closure of the anterior mitral leaflet. 2) The second component consists of a rise in LV pressure due to LV contraction, and achieves complete closure of the mitral leaflets.

We conclude that PE flow with its atrial and ventricular components contributes to closure of the mitral leaflets.

Key words

Pre-ejection flow Pulsed Doppler technique Atrial contraction Ventricular contraction
Mitral closure

はじめに

心臓腔内の血流状況について、臨床的にはパルス・ドプラー血流計¹⁾、カテーテル先端型電磁流量計²⁾により、また実験的にはホットフィルム血流計³⁾を用いて、これまで各種心疾患における短絡流や逆流、また左室流出路駆出血流、左室流入路血流などについて検討が行われてきた⁴⁻⁷⁾、これらによると、左室流出路での血流計測に際して、駆出血流に先んじ、心電図 P 波にやや遅れて出現、かつ第 I 音を越えて持続する、心基部方向(大動脈方向)に向う血流(左室流出路前駆出血流、pre-ejection flow; 以下 PE flow と略す)が存在することが知られている。しかし現在までのところ、本血流が存在することは確実視されている^{8,9)}が、その成因、またその有する意義などに関する詳細は、いまだ明らかにされていない。

本研究では、この PE flow に関してパルス・ドプラー血流計を用いて詳細な検討を加え、とくにその存在範囲、出現時相などを解析することから、その成因と生理学的意義とを明らかにした。

対象と方法

対象は身体所見、胸部レ線像、心電図、心エコー図で異常を認めない洞調律の健常例 21 例(年齢 4~62 歳, 平均 33 歳, 男 16 例, 女 5 例)、心房細動例 12 例(年齢 46~82 歳, 平均 62 歳, 男 4 例, 女 8 例; 基礎疾患の内訳は僧帽弁狭窄症 6 例, 僧帽弁閉鎖不全症 3 例, 高血圧症 2 例, 拡張型心筋症 1 例)、第 1 度房室ブロック 3 例(年齢 21~64

歳, 平均 46 歳, 男 2 例, 女 1 例)、および第 2 度房室ブロック(Wenkebach 型) 2 例(年齢 16 歳, 36 歳, とともに男)である。

使用した装置は、断層心エコー図法-パルス・ドプラー法複合装置日立メディコ製 EUB-10B である。本装置では、ドプラー信号の周波数分析を高速フーリエ変換によって行うことから、血流信号を実時間に、血流サンプル部位が表示された M モード心エコー図、心電図、心音図と同時に strip chart に連続記録可能である。なお、実験的に 1,000 Hz の均一周波数からなるバースト信号を入力して、それが周波数分析されて結果が表示されるまでの遅れ時間の計測から、本装置では、ドプラー信号を高速フーリエ変換して血流信号として表示するまでの遅れ時間は 28 msec であった。

心腔内血流の計測は、超音波ビームを心尖部より投入した四腔断面あるいは第三ないし第四肋間胸骨左縁よりの心長軸断面を描出し、この断層心エコー図上にて血流サンプル部位を確認しつつ施行した。血流計測終了時、血流サンプル部位の示された断層心エコー図をポラロイドフィルムに記録した。

PE flow の存在部位は、洞調律を呈する健常例において、血流サンプル部位を左室流出路僧帽弁前尖先端の前方から、左室流出路上部(大動脈弁側)にわたる範囲で移動させて、それぞれの部位にて血流計測を行い、検討した。

また、PE flow の出現時相についてのドプラー信号の解析は、高速フーリエ変換して血流信号と

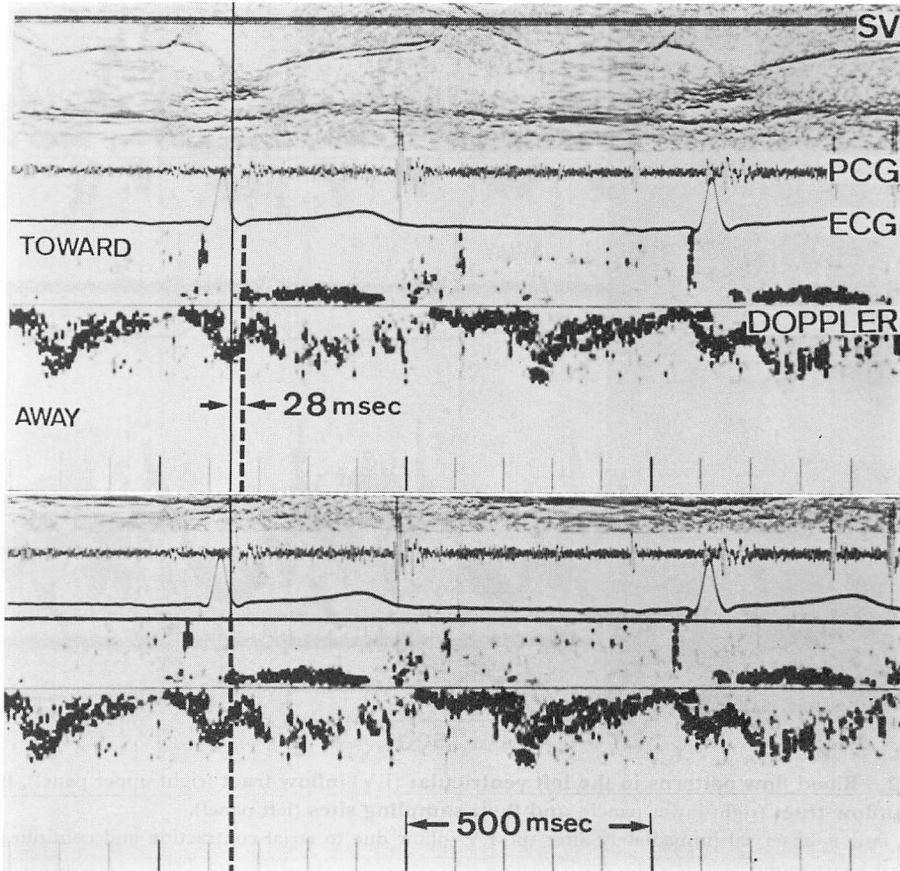


Fig. 1. Rectification of temporal relationship signals flow signals and other reference tracings.

As the consumption of time required in frequency analysis by FFT was 28 msec in the equipment used in the present study, a correction was made by the forward shift of the recording of flow signals by 28 msec. The upper panel is a real tracing and the temporal relationship between the flow signal and other reference tracings (PCG, ECG) is corrected in the lower panel.

して表示するまでの時間 (28 msec) を補正した後に行った。すなわち、遅れ時間分だけ、strip chart 上の血流信号表示部分のみを、他の生体信号を固定したまま前方に移動させることにより、時間遅れを補正し、PE flow が最大流速を呈する時相(ピーク時相)と心電図 P 波、QRS 波の開始時相および心音図 I 音主成分開始時相との関係を検討した (Fig. 1)。

ついで PE flow のエンベロープが明瞭に記録しえた 5 心拍において、つぎに示す心時相関係を

計測、その平均を求めた。

P-A interval: 洞調律例における心電図 P 波の開始から PE flow のピーク時相まで

Q-A interval: 洞調律例における心電図 QRS 波の開始から PE flow のピーク時相まで

A-I interval: 洞調律例における PE flow のピーク時相から I 音主成分の開始まで

Q-V interval: 心房細動例における心電図 QRS 波の開始から PE flow のピーク時相まで

V-I interval: 心房細動例における PE flow

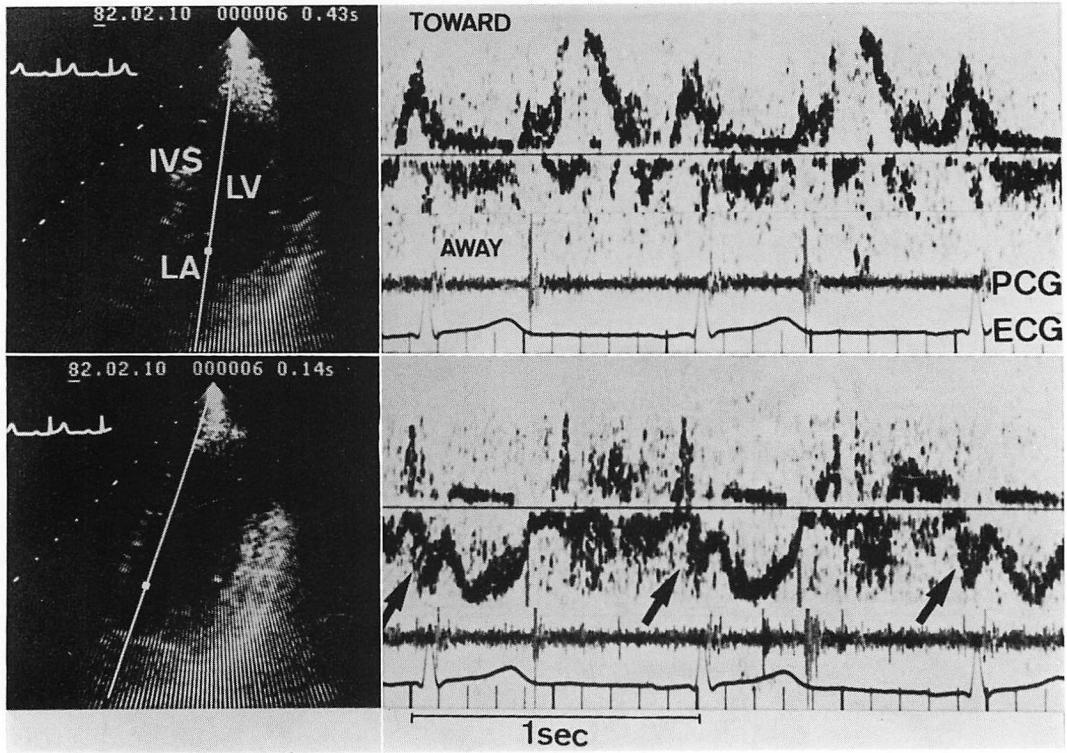


Fig. 2. Blood flow patterns in the left ventricular (LV) inflow tract (right upper panel), in the LV outflow tract (right lower panel), and their sampling sites (left panel).

PE flow is observed immediately after the LV inflow due to atrial contraction and continues over the first heart sound.

のピーク時相から I 音主成分の開始まで

房室ブロックにおける PQ 延長心拍では, PE flow が二峰性パターンとして捕捉され(結果の項に詳細を示す), 心時相解析に際して前半の第1のピークは P-A' interval, Q-A' interval として, 後半の第2のピークは Q-V' interval として求めた.

成 績

1. PE flow の検出

1) 健常例での PE flow パターンと流速分布
健常洞調律例の全例で, PE flow は駆出血流に先行する一峰性のピークとして検出された. 左室流入路血流と左室流出路血流とを時相的に一致さ

せて観察すると, PE flow は心房収縮による左室流入血流とは逆方向の流れであり, また, この心房収縮期流入血流が最大流速を呈する時相よりもやや遅れて最大流速に達した (Fig. 2).

一方, 血流サンプル部位を移動させて行った PE flow の観察の結果, 僧帽弁前尖先端近傍では, 心房収縮による左室流入血流に引続き, 拡張期後半に駆出方向へ向う PE flow が同時に検出され, この部位においては駆出血流と同程度の速い流速を有していた. ついで, 血流サンプル部位を徐々に大動脈弁方向に移動させると, PE flow は大動脈弁に近づくにしたがって周波数の低い, 遅い速度成分の流れとして捕捉されるようになり, 大動脈弁下部では消失した (Fig. 3).

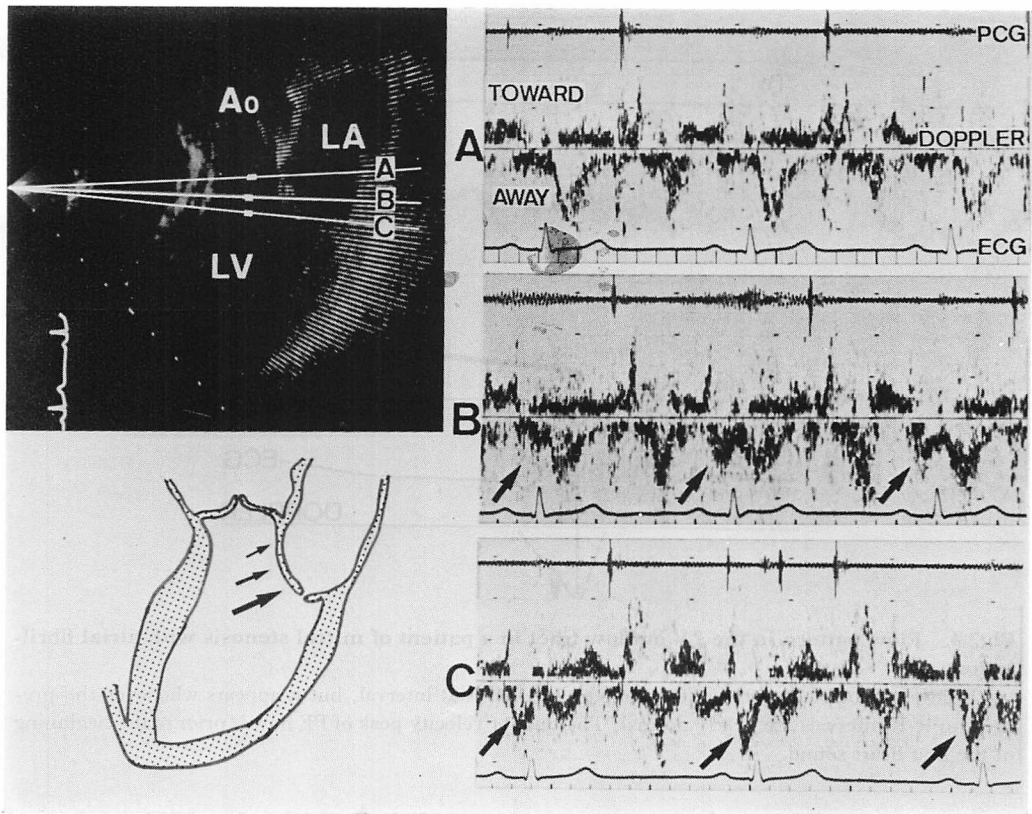


Fig. 3. Velocity distribution of PE flow in the LV outflow tract.

Velocity of PE flow becomes higher near the tip of the anterior mitral valve leaflet than in the upper part of the LV outflow tract.

2) 心房細動例での PE flow パターン

心房細動例では、先行する R-R interval が長い心拍では明瞭な PE flow は検出されなかったが、先行する R-R interval が通常の場合には、一峰性パターンを呈する流れとして検出された (Fig. 4).

3) 房室ブロック例での PE flow パターン

PQ interval が 0.23~0.25 秒の延長を示す I 度房室ブロック 3 例での PE flow は、前半の比較的速い流れと、後半の比較的遅い流れとの二つのピークを有する二峰性パターンとして検出された (Fig. 5 b).

Wenckebach 房室ブロック例では、PQ interval が 0.22 秒以上に延長した心拍において、PE flow

は I 度房室ブロック例と同様の二峰性パターンを呈し、さらに P 波のみから成る心室収縮脱落の心拍では、前半のピークのみから成る一峰性パターンを呈した (Fig. 5 a).

2. PE flow の出現時相

健常例における PE flow と心音図との関係では、A-I interval は 0.03 ± 0.02 秒 (mean \pm SD) であり、PE flow のピークは明らかに等容性収縮期 (狭義) よりも早期に存在した. PE flow と心電図との関係では、PQ interval が 0.16 ± 0.02 秒であるに対し、P-A interval は 0.18 ± 0.02 秒、Q-A interval は 0.02 ± 0.02 秒であった (Table 1).

心房細動例において心音図との関係を見ると、V-I interval は 0.00 ± 0.01 秒で、PE flow のピーク

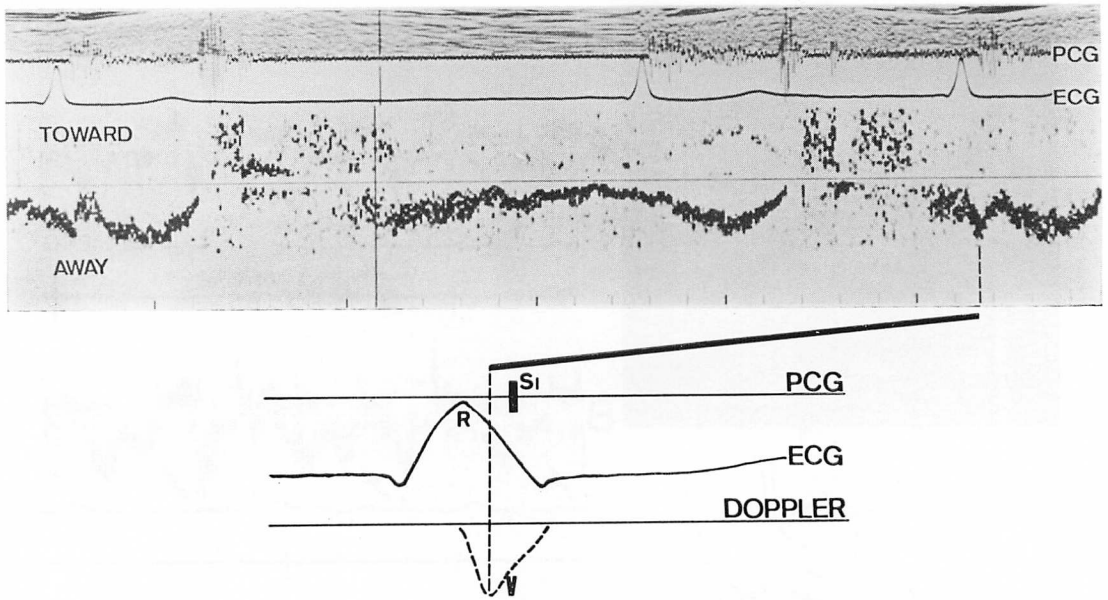


Fig. 4. Flow pattern in the LV outflow tract in a patient of mitral stenosis with atrial fibrillation.

PE flow cannot be detected after a long preceding R-R interval, but it appears whenever the preceding R-R intervals are nearly normal. The time of velocity peak of PE flow is prior to the beginning of the first heart sound.

クと第1音とは一致し, 心電図との関係では Q-V interval は 0.06 ± 0.01 秒で, 健常洞調律例よりも遅れた時相にピークを呈した (Table 2).

I 度房室ブロック例での PE flow は二峰性パターンを呈しており, 前半の流れのピーク時相は心電図 P 波の開始から 0.22 ± 0.02 秒, QRS 波の開始から -0.01 ± 0.00 秒 (負記号は流れのピークの方が QRS 波に先行していることを示す) で, 後半の流れのピーク時相は QRS 波の開始から 0.05 ± 0.01 秒であった. Wenckebach 房室ブロック例における PE flow の前半の流れについては, PQ interval が徐々に延長するのに対して, P 波の開始から PE flow のピーク時相までの interval は, 症例 4 では $0.18 \sim 0.19$ 秒, 症例 5 では $0.17 \sim 0.20$ 秒で, いずれもほぼ一定であり, QRS 波の開始から PE flow 前半のピークまでの interval は, PQ interval の延長にしたがって延長した. 一方,

PE flow の度半のピークについては, 逆に P 波の開始との interval は徐々に延長し, QRS 波との interval は症例 4 では 0.04 秒, 症例 5 では $0.04 \sim 0.06$ 秒と, ほぼ一定であった (Table 3, Fig. 6).

考 按

僧帽弁が左房収縮に関連して閉鎖し, 心室収縮を欠くか心室収縮が遅れても, それに先行して閉鎖することが報告されている^{10,11}. このメカニズムについては, 1912 年, Henderson ら¹² がモデル流路を用い, 流れの急な減速, すなわちいわゆる breaking of a jet 現象により房室間圧較差が逆転し, これによって流路内にとりつけた弁が閉鎖することから, 僧帽弁閉鎖にもこのような機序が関与するであろうと推論している.

その後, Bellhouse ら^{13,14} は模擬的な左房, 左

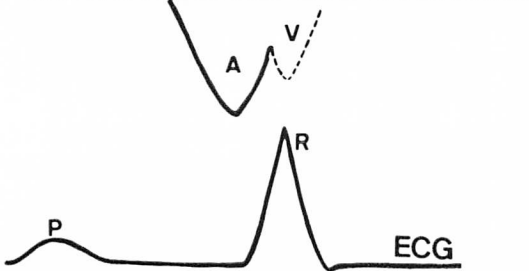
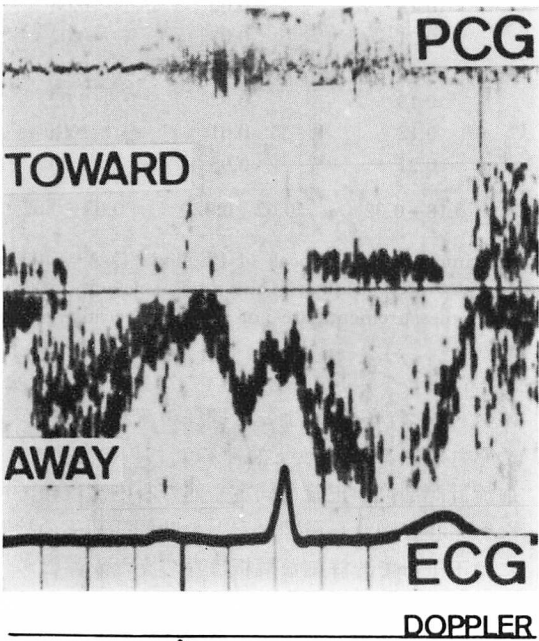
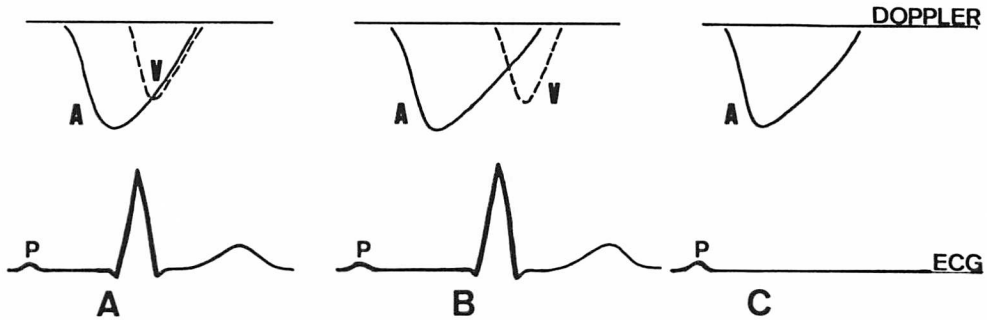
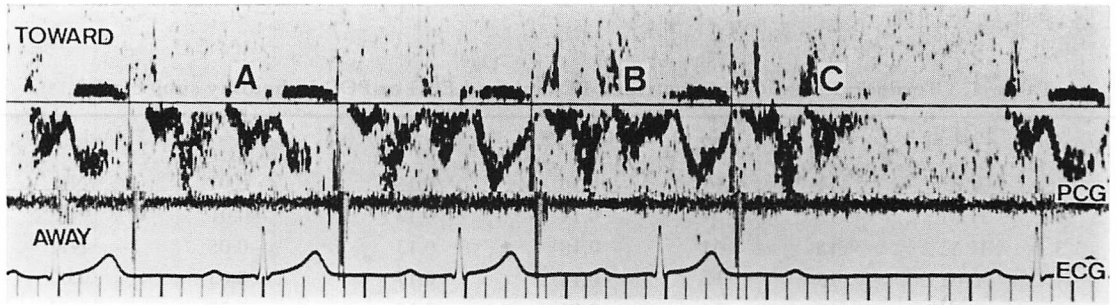


Fig. 5. Flow patterns in the LV outflow tract and the schemata in patients with second degree AV block of the Wenckebach type (upper panel) and with first degree AV block (lower panel).

In first degree AV block, the PE flow consists of two peaks. The interval between the first peak and the beginning of the P wave is nearly the same as in healthy subjects. The second peak occurs after the Q wave as in patients with Af. In second degree AV block of the Wenckebach type, the first peak occurs at constant intervals following the P wave, while the second peak does not relate to the P wave but to the Q wave.

Table 1. Temporal relationship between PE flow and ECG or PCG in healthy subjects

	Patient	Age	Sex	PQ (sec)	P-A (sec)	Q-A (sec)	A-I (sec)
1.	A.K.	4	F	0.16	0.15	-0.01	NR
2.	H.M.	13	M	0.14	0.13	-0.01	NR
3.	K.Y.	15	M	0.18	0.13	-0.05	NR
4.	Y.N.	18	F	0.14	0.17	0.03	0.00
5.	O.F.	19	M	0.15	0.18	0.03	0.02
6.	N.K.	28	M	0.14	0.16	0.02	0.03
7.	K.M.	29	M	0.15	0.18	0.03	0.02
8.	H.O.	29	M	0.17	0.19	0.03	0.02
9.	S.S.	30	M	0.18	0.16	-0.02	0.07
10.	N.K.	30	M	0.17	0.21	0.04	0.01
11.	K.T.	33	M	0.20	0.19	-0.01	NR
12.	S.S.	33	M	0.19	0.19	0.00	0.04
13.	H.M.	33	M	0.13	0.18	0.05	0.01
14.	S.S.	38	M	0.17	0.19	0.02	0.01
15.	Y.O.	40	M	0.15	0.19	0.04	0.02
16.	S.M.	43	M	0.18	0.18	0.00	0.08
17.	J.D.	44	F	0.18	0.21	0.03	0.02
18.	Y.S.	46	M	0.14	0.16	0.02	0.04
19.	T.E.	50	F	0.18	0.19	0.02	0.02
20.	T.N.	58	F	0.17	0.18	0.01	NR
21.	K.S.	62	M	0.17	0.21	0.05	0.00
mean±SD		33±14		0.16±0.02	0.18±0.02	0.02±0.02	0.03±0.02

P-A=interval between the beginning of the P wave and the time of velocity peak of PE flow; Q-A=interval between the Q wave and the time of velocity peak of PE flow; A-I=interval between the time of velocity peak of PE flow and the beginning of the first heart sound; NR=correct measurements are not available because of unsatisfactory recordings.

室, 僧帽弁を備えた心臓モデルを作製し, 左房収縮による左室内の流れが左室流出路で渦流を形成し, 僧帽弁を閉鎖方向に向かわせることを示した. Lee ら¹⁵⁾は同様の心臓モデル実験で詳細に心室内圧を測定し, breaking of a jet 現象を実験的に確認しているが, 同時に Bellhouse らの示した渦流形成にも同意し, これらが基本的に同等の現象であろうと述べている.

動物実験における心臓内血流状況に関して, 山口らはホットフィルムによる検討で, 等容性収縮期にほぼ相当する時相に, 左室流出路において大動脈弁方向に向う急速かつ持続の短い流れが存在することを報告している³⁾. また, 臨床的にもパ

ルス・ドプラー法によって同様の流れの存在が認められている¹⁾. しかし従来のこれらの方法では, 血流計測部位の正確な同定や他の心内諸現象, すなわち心音図, 心電図などとの時間的關係の検討には不十分で, 詳細な解析はなしえなかった.

本研究では, 断層心エコー図法, パルス・ドプラー法複合装置を用いて, 血流サンプル部位を明確に同定し, またドプラー信号を高速フーリエ変換によってリアルタイムに表示することから, 同時記録の M モード心エコー図, 心電図, 心音図との対比によってその時相的關係を詳細に検討することが可能となった¹⁶⁾. したがって, 本装置を用いることにより, この流れの左室流出路での流

Table 2. Temporal relationship between PE flow and ECG or PCG in patients with atrial fibrillation

	Patient	Disease	Age	Sex	Q-V (sec)	V-I (sec)
1.	K.M.	MS	46	F	0.07	0.01
2.	M.T.	MS	50	F	0.06	0.01
3.	T.Y.	MS	55	F	0.05	0.00
4.	H.I.	MS	56	F	0.06	0.00
5.	A.O.	MS	60	F	0.05	0.00
6.	T.M.	MS	60	F	0.08	0.00
7.	M.M.	MR	60	F	0.06	-0.02
8.	H.S.	MR	73	M	0.05	0.00
9.	K.F.	MR	82	M	0.07	0.00
10.	H.A.	HT	67	M	0.06	0.00
11.	S.F.	HT	72	F	0.06	-0.01
12.	S.H.	DCM	62	M	0.07	NR
mean±SD			62±10		0.06±0.01	0.00±0.01

MS=mitral stenosis; MR=mitral regurgitation; HT=hypertension; DCM=dilated cardiomyopathy.

Q-V=interval between the Q wave and the time of velocity peak of PE flow; V-I=interval between the time of velocity peak of PE flow and the beginning of the first heart sound.

Table 3. Temporal relationship between PE flow and ECG in patients with AV block

	Patient	Age	Sex	PQ (sec)	P-A' (sec)	Q-A' (sec)	Q-V' (sec)
(First degree AV block)							
1.	K.K.	21	M	0.23	0.21	-0.01	0.05
2.	M.F.	53	M	0.25	0.24	-0.01	0.05
3.	T.K.	64	F	0.25	0.20	-0.01	0.04
mean±SD		46±18		0.24±0.01	0.22±0.02	-0.01±0.00	0.05±0.01
(Second degree AV block of the Wenckebach type)							
4.	T.O.	16	M	0.18	0.18	0.00	—
				0.22	0.19	-0.03	0.04
				0.25	0.18	-0.07	0.04
				—	0.17	—	—
5.	K.S.	36	M	0.22	0.19	-0.03	0.06
				0.26	0.19	-0.07	0.04
				0.26	0.20	-0.06	0.05
				0.32	0.19	-0.13	0.05
				—	0.17	—	—

P-A'=interval between the beginning of the P wave and the time of velocity peak of A component; Q-A'=interval between the Q wave and the time of velocity peak of A component; Q-V'=interval between the Q wave and the time of velocity peak of V component

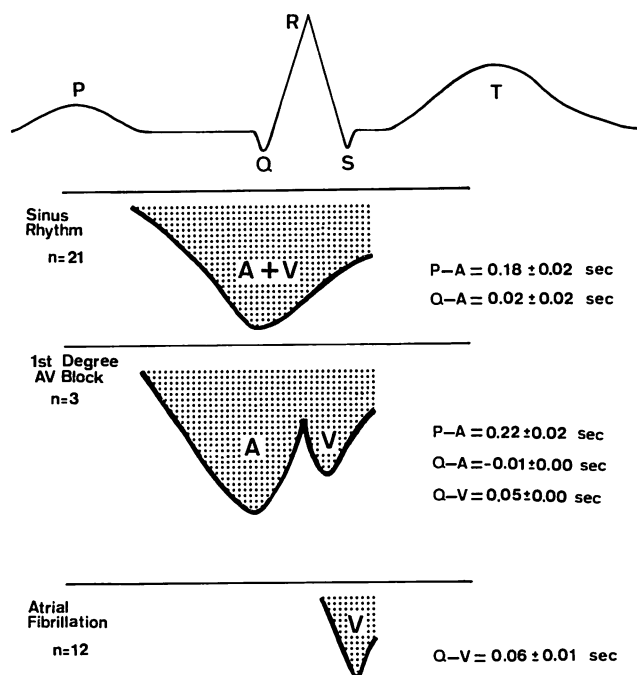


Fig. 6. Schematic illustrations of the temporal relationship between PE flow and ECG or PCG.

In healthy subjects, PE flow is detected as a monophasic pattern which is composed of an A component related to the atrial contraction and a V component related to ventricular contraction (upper panel). In first degree AV block, A component and V component appear separately, giving two peaks (middle panel). In patients with atrial fibrillation, the PE flow has only the V component (lower panel).

速分布, 出現時相を正確に解析して, 成因と僧帽弁閉鎖との関連性に関する検討を行うことが可能となった.

まず, 本研究での PE flow と心音との関係を見ると, 洞調律例では, PE flow のピーク時相は I 音主成分開始よりも平均 0.03 秒先行していた. これは PE flow の主成分が明らかに僧帽弁閉鎖より以前に存在する, すなわち等容性収縮期(狭義)よりも先行してピークを有する流れであることを示している. 一方, これよりも遅い時相で PE flow が出現した心房細動では, ピーク時相が I 音主成分開始時相とほぼ一致した. 心電図 QRS 波と PE flow との関係を見ると, QRS 波の開始から PE flow のピーク時相までの間隔が, 健常洞調律例においては平均 0.02 秒, 心房細動例

においては 0.06 秒であって, 出現時相が明らかに相異しており, これらのことから両者における PE flow の発生機序は同一でないと考えられる.

また PE flow のエンベロープは I 度房室ブロック例においては二峰性を呈し, 前半の流れのピーク時相は P 波の開始から 0.22 秒遅れ, 一方後半の流れのピーク時相は QRS 波の開始から 0.05 秒遅れており, これは心房細動例での PE flow がピークを呈する時相と近似するものである. このことは後半の流れが QRS 波と関連しており, 心房細動でみられる流れと同様の発生機序によるものであろうと推測される.

さらに Wenckebach 房室ブロック例においては, PE flow は PQ interval の長い心拍では I 度房室ブロック例と同様の二峰性パターンを呈し,

しかも PQ interval が徐々に延長するのに際して、前半にピークを呈する流れは P 波と、後半にピークを呈する流れは QRS 波と、ほぼ一定の間隔で出現し、心室収縮脱落の心拍では前半のピークのみの一峰性パターンであった。これは後半の流れが QRS 波と関連した流れであるのに対して、前半の流れは P 波に関連した流れであることを示唆している。

このように、時相的解析から PE flow は明らかに発生機序の異なる二成分から成ると考えられる。すなわち、PQ 延長に際して見られた前半にピークを有する流れのように、P 波と関連した比較的速い流れ (A component; atrium に関連した component) と、PQ 延長に際しての後半の流れあるいは心房細動例でみられる流れのように、QRS 波と関連した比較的遅い流れ (V component; ventricle と関連した component) である。

時相的解析に加え、PE flow が僧帽弁前尖先端近傍に最大流速を示し、流入血流に遅れて、その直後に出現することなどから、とくに PE flow の A component については Bellhouse らの言う渦流、すなわち心房収縮による流入血流が心室内で反転して、僧帽弁前方に捲き上がる流れであろうと思われる。

またこの流れは、僧帽弁前尖先端近傍では駆出血流に相当するほどの速い流れであり、その流れの方向が流入血流と反対方向、すなわち僧帽弁閉鎖方向にほぼ近いと考えられることから、僧帽弁を押し上げて閉鎖方向に向かわせる流れと考えて差支えないと思われる。したがって、breaking of a jet 現象とともに、本研究で示した流入血流の捲き上がりと考えられる PE flow は、僧帽弁閉鎖に関与するものと言える。

一方、PE flow の V component は、心房細動のように心房収縮の欠落した場合でも見られ、Wenkebach 房室ブロックの心室収縮脱落心拍では認められないことから、心室収縮と関連した流れであろうと考えられる。

この PE flow の V component の存在する時相

は、Laniado ら¹⁷⁾がイヌでの電磁流量計を用いた実験で示した僧帽弁弁輪部(左房側)に存在する心基部方向血流の出現時相と類似しており、この時相は左室収縮の開始以後、左室内圧が急激に上昇する時相である。Laniadoらは、弁輪部左房側でみられるこの流れの成因について、心室収縮と関連したもので、僧帽弁閉鎖前に心室収縮が起こって生じる左房内への僧帽弁逆流であるとしている。

しかしながら、Nolan ら¹⁸⁾は動物実験で同様に僧帽弁弁輪部での血流速を測定した結果、Laniado らの示した左房内の流れが、本研究における PE flow の V component と同じように、I 音主成分開始時相以後、すなわち僧帽弁閉鎖以後も持続して存在していることから、Laniado らが述べているような僧帽弁逆流であるということには疑問があるとしている。そこで、Nolan らは左房内での流れが、左房内圧の上昇に伴う左房側への僧帽弁 bulging によるものであろうと推論している。しかしこの左房側の流れは、やはり PE flow の V component と同様に、I 音主成分開始時相以前にもすでに存在しているから、Nolan らの推論のみでも、この流れの成因を説明するには不十分である。

PE flow の V component と左房内の血流とが関連した流れであるとすれば、これらの発生機序は次のように考えることができる。すなわち、出現時相から明らかのように、PE flow の V component は左室内圧の上昇に伴って僧帽弁を閉鎖方向に向かわせる流れとしてまず出現し、この際、僧帽弁の動きによって僧帽弁の左房側にも僧帽弁の動きと同一方向の流れが生じ、これが Laniado ら、Nolan らの指摘した流れであろうと思われる。さらに、I 音主成分開始以後も引続いて流れが持続するのは、Nolan らが推論したように、僧帽弁が左房側に bulging するためか、あるいは心室収縮の開始に伴って一旦生じた流れが、僧帽弁閉鎖以後も慣性に従って僧帽弁の前方に流動を持続するものであろうと思われる。しかし、断層心エコー図法による観察では、正常僧帽弁で

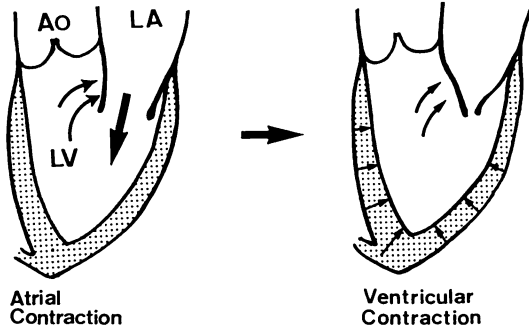


Fig. 7. Interpretation of the mechanism of PE flow.

PE flow consists of two components. The origin of the first A component (indicated as atrial contraction in the left panel) is caused by the atrial inflow turning up from the apex toward the cardiac base. The second V component (indicated as ventricular contraction in the right panel) reflects a rise in LV pressure due to LV contraction, and contributes to the complete closure of the mitral leaflets.

は弁尖が左房側へ bulging を起こすことは認められないので、後者の可能性の方が大きいと考えられる。

パルス・ドプラー法では、Laniado ら、Nolan らによって指摘された僧帽弁弁輪部左房側の流れが明瞭に捕捉されないが、これは同時に存在する僧帽弁の動きによって生じるドプラー信号が強力であるため、血流信号がマスクされたためかもしれない。

このように、左室流出路にみられる駆出血流に先行した心基部方向への血流は、洞調律例では心房収縮に続く左室流入血流が左室内で反転して捲き上がる流れ (Fig. 7, atrial contraction) と、それに続く心室収縮 (前等容性収縮) によって左室内圧が上昇し、これに伴って生じる弁閉鎖方向への血流 (Fig. 7, ventricular contraction) とが、合わさって生じた流れであると結論できる。

結 論

左室流出路前駆出血流の成因と生理的意義と

に関して、断層心エコー図法、パルス・ドプラー法複合装置を用いて、その存在部位 (流速分布) と出現時相とを解析することによって検討した。

その結果、PE flow についてつぎのことが明らかとなった。

1) 出現時相については、PE flow のピークは等容性収縮期 (狭義) よりも先行し、しかも主たる流れは等容性収縮開始以前に終了して、PE flow の後半のごく一部が等容性収縮期にかかる。

2) PE flow は心房収縮に伴う左室流入血流が左室内で反転して生じる流れと、心室収縮 (前等容性収縮) によって左室内圧が上昇して生じる僧帽弁閉鎖方向への流れとから成っている。

3) PE flow は僧帽弁閉鎖に関連した流れである。

要 約

左室流出路で駆出血流に先行し心基部方向に向う血流の存在が、パルス・ドプラー法によって示されてきた。この流れ (pre-ejection flow; PE flow) は心房収縮に続いて出現し、僧帽弁閉鎖時相のやや後方まで持続するものである。

本研究では、PE flow の発生機序と生理学的意義を、その出現時相と他の心内現象との時相的対比、および左室流出路での存在部位の解析から検討した。

対象は健常例 21 例、心房細動例 12 例、1 度房室ブロック例 3 例、2 度房室ブロック (Wenckebach 型) 例 2 例である。使用した装置は断層心エコー図法とパルス・ドプラー法の複合装置、日立メディコ製 EUB-10B である。

対象の全例で PE flow がみられ、左室流出路上方よりも僧帽弁弁尖先端近傍で、より速い流れとして捕捉された。PE flow の出現時相に関しては以下のような結果であった。

1. PE flow は健常例、心房細動例では一峰性パターンを呈し、そのピーク時相は健常例では P 波から 0.18 ± 0.02 (mean \pm SD) 秒、Q 波から 0.02 ± 0.02 秒、心房細動例では Q 波から $0.06 \pm$

0.01 秒であった。

2. 1度房室ブロック例では、PE flow は二峰性パターンを呈した。前半の成分のピーク時相とP波との間隔は0.2秒で、健常例での値と近似し、後半の成分のピーク時相はQ波から0.05秒で、心房細動例での値と近似した。

3. Wenckebach房室ブロック例では、前半の流れはP波と一定の間隔で出現し、一方後半の流れはQ波と一定の間隔で出現して、心室収縮脱落により消失した。

以上の結果から、PE flow は成因の異なる二つの成分から成ることがわかった。1) 前半成分は心房収縮による左室流入血流が左室内で心基部方向に巻き上がった流れで、僧帽弁前尖を閉鎖方向に向かわせる。2) 後半成分は左室収縮による左室内圧上昇により形成され、僧帽弁を完全閉鎖させる。

このように、PE flow は心房収縮と心室収縮とに関連した2成分から成り、僧帽弁閉鎖に関与するものである。

文 献

- 1) 松尾裕英, 北島 颯, 林 享, 浅生雅人, 三嶋正芳, 千田彰一, 島津 敬, 田内 潤, 田辺浩二, 井上通敏, 阿部 裕: 超音波パルス変調ドプラ血流計の開発とその応用。モデル流路およびヒト健常心における流速計測。医用電子と生体工学 17: 214, 1978
- 2) Mills CJ, Shillingford JP: A catheter tip electromagnetic velocity probe and its evaluation. Cardiovasc Res 1: 263, 1967
- 3) 山口隆美, 菅原基晃, 桜井靖久: Hot-film 流速計の血流速度計測への応用。医用電子と生体工学 16: 130, 1978
- 4) Matsuo H, Kitabatake A, Hayashi T, Asao M, Mishima M, Senda S, Shimazu T, Tanouchi J, Morita H, Abe H: Noninvasive detection of tricuspid regurgitation and pulmonary regurgitation by pulsed Doppler technique. J Cardiography 10: 571, 1980
- 5) Tanouchi J, Inoue M, Kitabatake A, Hori M, Asao M, Mishima M, Shimazu T, Morita H, Masuyama T, Abe H, Matsuo H: Impaired early diastolic filling of left ventricle in hypertensive patients assessed by intracardiac pulsed Doppler flowmetry. Circulation 64 (Suppl IV): 255, 1981
- 6) Matsuo H, Morita H, Senda S, Kitabatake A, Asao M, Tanouchi J, Mishima M, Abe H: Detection and visualization of regurgitant flow in valvular disease by pulsed Doppler technique. Jpn Circ J 46: 377, 1982
- 7) Morita H, Senda S, Matsuo H, Kitabatake A, Asao M, Tanouchi J, Masuyama T, Abe H: Intracardiac flow visualization of regurgitation by a computer-based ultrasonic multigated pulsed Doppler flowmetry. Am J Cardiol 49: 943, 1982
- 8) 菅原基晃: 生体の流体力学。心臓および大血管内の流体力学。医用電子と生体工学 19: 37, 1981
- 9) 半谷静雄, 菅原基晃, 石原 昭: カテーテル先端型電磁流速計を用いた左室流出路血流速度波形の検討(SAS, HOCM, AR 症例を対象として)。呼と循 30: 411, 1982
- 10) Brockman SK: Mechanism of the movements of the atrioventricular valves. Am J Cardiol 17: 682, 1966
- 11) Wharton CFP and Bescos LL: Mitral valve movement: A study using an ultrasound technique. Br Heart J 32: 344, 1970
- 12) Henderson Y, Johnson FE: Two modes of closure of the heart valves. Heart 4: 69, 1912
- 13) Bellhouse BJ, Bellhouse HF: Fluid mechanics of the mitral valve. Nature 224: 615, 1969
- 14) Bellhouse BJ: Fluid mechanics of a model mitral valve and left ventricle. Cardiovasc Res 6: 199, 1972
- 15) Lee CSF, Talbot L: A fluid-mechanical study of the closure of heart valves. J Fluid Mech 91: 41, 1979
- 16) 大原龍彦, 松山泰三, 田内 潤, 北島 颯, 森田久樹, 松尾裕英: 単一探触子断層心エコー法・パルスドプラー法複合装置による心腔内血流検出に関する基礎的検討。日超医講演論文集 39: 65, 1981
- 17) Laniado S, Yellin E, Kotler M, Levy L, Stadler J, Terdiman R: A study of the dynamic relations between the mitral valve echogram and phasic mitral flow. Circulation 51: 104, 1975
- 18) Nolan SP, Dixon SH Jr, Fisher RD, Morrow AG: The influence of atrial contraction and mitral valve mechanics on ventricular filling. Am Heart J 77: 784, 1969