

人工僧帽弁置換例における 心臓内血流動態の解析

Intracardiac flow dynamic alterations with a prosthetic mitral valve studied by pulsed Doppler technique

北島 颯
田内 潤
浅生 雅人
三嶋 正芳
石原 謙
増山 理
井上 通敏
阿部 裕
松尾 裕英*
森田 久樹*

Akira KITABATAKE
Jun TANOUCHI
Masato ASAO
Masayoshi MISHIMA
Ken ISHIHARA
Tohru MASUYAMA
Michitoshi INOUE
Hiroshi ABE
Hirohide MATSUO*
Hisaki MORITA*

Summary

Intracardiac flow dynamic alterations in patients (pts) with prosthetic mitral valve (PMV) were studied to assess prosthetic valve functions using pulsed Doppler technique and two-dimensional echocardiography. The study population consisted of 23 pts who underwent mitral valve replacement (11 with the Starr-Edwards disc valve, nine with the Björk-Shiley tilting disc valve, two with the Hancock porcine valve, and one with the homograft valve), 20 pts with mitral stenosis, and 17 control subjects (15 healthy persons and two with lone atrial fibrillation). All pts had a normal functioning PMV by clinical evaluation except for one patient with a dysfunctioning homograft valve, which was angiographically documented. Flow velocity patterns were obtained at various sites in the left ventricle (LV) and the left atrium (LA). Flow dynamic alterations in pts with PMV were evaluated from (1) the half time of transmitral flow velocity descent in diastole, as an index of the atrioventricular pressure gradient, (2) the extent of dispersion of Doppler frequency spectrum of intraventricular flow as an index of the degree of flow disturbances and (3) the Doppler signals with broadening spectra indicating transvalvular regurgitant flow into the LA.

The results were as follows:

大阪大学医学部 第一内科
大阪市福島区福島 1-1-50 (〒553)
*香川医科大学 第二内科
香川県木田郡三木町大字池戸 1750-1 (〒761-07)

The First Department of Medicine, Osaka University Medical School, Fukushima 1-1-50, Fukushima-ku, Osaka 553
*The Second Department of Internal Medicine, Kagawa Medical School, Ikedo 1750-1, Miki, Kida, Kagawa 761-07

Received for publication July 21, 1984; accepted September 8, 1985 (Ref. No. 21-5)

(1) In pts with PMV, the velocity of transmitral flow decreased slowly and linearly throughout diastole. The half time was significantly prolonged for pts with PMV as compared with that for control subjects ($272+94$ ms [mean+SD] vs $79+15$ ms, $p<.001$), though it was shorter than that in pts with mitral stenosis ($457+145$ ms, $p<.001$). In pts with PMV, the half time for pts with the Björk-Shiley valve was relatively short as compared with that for pts with other valve. Marked prolongation of the half time (483 ms) was observed in a patient with a dysfunctioning homograft valve. These findings indicate that any PMV is obstructive, even with normal valve function, as compared with healthy mitral valves and that the Björk-Shiley valve is superior to the other PMVs studied in regard to the pressure gradient across PMV.

(2) Diastolic flow velocity patterns in the LV were highly dependent on the type of PMV. Apparently, the flow characteristics in the LV were disturbed in every patient with PMV regardless of the type of PMV. The high pressure gradient across the PMV suggested by the prolonged half time in pts with PMV, may be partially caused by flow disturbances produced by PMV.

(3) In 4 pts out of 23 pts with PMV, regurgitant flows suggesting transvalvular leakage were detected in the LA. In a patients with a dysfunctioning homograft valve, the severity of regurgitation assessed in three degrees according to Sellers classification by Doppler was consistent with that by angiography. In the other 3 pts, regurgitation was found immediately above the PMV in the LA, which was not suspected before the Doppler examination.

We conclude that the present technique using a pulsed Doppler flowmeter has great potential value for evaluating prosthetic valve function because of its noninvasiveness and sensitivity.

Key words

Pulsed Doppler technique
Transvalvular regurgitation

Prosthetic mitral valve

Pressure gradient

Flow disturbance

はじめに

モデル流路や流れの可視化などの基礎的検討によって、人工弁の機能不全は血流動態に鋭敏に反映することが知られている¹⁾。しかし、臨床的に弁置換例の血流動態を明らかにした報告は、一部の人工弁²⁾を除きみられない。本研究では、超音波パルス・ドプラー法を用いて種々の人工僧帽弁置換例を対象に、左房および左室における血流速度計測を行った。これにより、各種人工僧帽弁の血流動態を明らかにし、その機能評価への応用を試みた。

対象および方法

対象は僧帽弁膜症のため僧帽弁置換術をうけた23例である。人工弁の種類からみた内訳は、Starr-Edwards disc 弁 (Model 6250) (以下 S-E 弁) 11例, Björk-Shiley tilting disc 弁 (以下 B-S

弁) 9例, Hancock xenograft 弁 (Model 342) (以下 Hancock 弁) 2例および homograft 弁 1例である (Table 1)。このうち、3例で大動脈弁閉鎖不全の合併により大動脈弁置換術が施行され、7例で重症三尖弁閉鎖不全のため三尖弁輪縫縮術が行われていた。対象の年齢は24~57歳 (平均42歳) で、性別は男9例、女14例であった。心調律は S-E 弁、B-S 弁の各1例で洞調律であったほかは全例心房細動であった。対象の心機能は NYHA 分類 I 度または II 度であり、心臓カテーテル検査によって弁機能異常が明らかにされた1例を除き、他の症例では弁機能異常を指摘されていなかった。弁機能異常の1例は homograft 弁症例で置換弁の狭窄兼閉鎖不全であった。なお、弁置換術より今回の超音波ドプラー検査までの期間は術後1ヵ月より14年にわたり、平均2年6ヵ月であった。

一方、健常15例および明らかな基礎疾患を有

Table 1. Clinical and Doppler examination data in patients with prosthetic mitral valves

Case	Age	Sex	Surgery	Prosthetic valves			Doppler examinations		
				Valve	Annular diameter	Orifice diameter	Half time	Mitral regurgitation	
1.	C.A.	38	F	MVR, TAP	Starr-Edwards	30	19	337	
2.	C.N.	51	F	MVR, AVR, TAP	Starr-Edwards	30	19	321	
3.	K.F.	24	F	MVR	Starr-Edwards	30	19	250	
4.	S.O.	49	M	MVR, AVR, TAP	Starr-Edwards	30	19	322	+
5.	T.T.	56	M	MVR	Starr-Edwards	30	19	150	
6.	T.N.	30	M	MVR	Starr-Edwards	30	19	—	
7.	T.M.	43	F	MVR	Starr-Edwards	28	18	289	
8.	M.F.	27	F	MVR, AVR, TAP	Starr-Edwards	28	18	353	
9.	H.W.	56	F	MVR	Starr-Edwards	28	18	226	
10.	H.S.	49	F	MVR, TAP	Starr-Edwards	28	18	361	
11.	M.S.	46	M	MVR, TAP	Starr-Edwards	28	18	367	+
12.	M.S.	45	F	MVR	Björk-Shiley	31	24	235	
13.	S.I.	40	M	MVR	Björk-Shiley	31	24	180	
14.	Y.Y.	33	M	MVR	Björk-Shiley	31	24	—	
15.	K.K.	39	F	MVR	Björk-Shiley	29	24	198	
16.	H.S.	34	F	MVR	Björk-Shiley	29	24	189	
17.	J.K.	48	F	MVR	Björk-Shiley	29	24	94	+
18.	F.T.	52	F	MVR	Björk-Shiley	27	22	—	
19.	K.O.	49	M	MVR	Björk-Shiley	27	22	—	
20.	Y.O.	9	F	MVR	Björk-Shiley	25	20	—	
21.	K.M.	27	F	MVR	Hancock	31	—	275	
22.	M.W.	36	M	MVR, TAP	Hancock	31	—	272	
23.	T.Y.	37	M	MVR	Homograft	—	—	483	##

MVR=mitral valve replacement; TAP=tricuspid annuloplasty; AVR=aortic valve replacement.

しない心房細動 2 例の計 17 例を対照とした。その年齢は 15~69 歳(平均 40 歳), 性別は男 10 例, 女 7 例であった。また, 対比のため大動脈弁閉鎖不全を合併しない僧帽弁狭窄 20 例を用いた。その年齢は 23~63 歳(平均 41 歳), 性別は男 5 例, 女 15 例で, 心調律は洞調律 13 例, 心房細動 7 例であった。

装置

使用した装置は超音波パルス・ドプラー血流計(日立メディコ製 EUD-5)と断層心エコー装置(日立メディコ製 EUB-10A)の複合装置³⁾である。血流計の発信周波数は 2.5 MHz, パルス繰り返し周波数は 5 MHz または 10 KHz の切換可, サンプ

ルボリュームの大きさは 1×3×3 mm である。ドプラー信号はソナグラフ(リオン製 SG-07)を用いて周波数分析し, サウンドスペクトログラム表示とした。

計測

計測に際しては, 患者を安静仰臥位または左側臥位とし, 左房および左室内の血流速計測を行った。左房内の血流速計測は基本的にドプラー用探触子を第 2 または第 3 肋間胸骨左縁に, 断層装置用探触子を心尖部付近において計測を行った。一方, 左室内の血流速計測には両探触子の計測部位を逆の位置として計測した。僧帽弁機能は以下の 3 点について評価した。すなわち, (1) 左室内僧帽

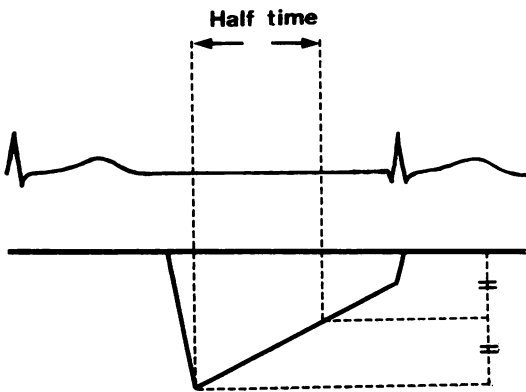


Fig. 1. Schematic drawing of the measurement of the half time of transmitral flow velocity descent in diastole.

弁直下または左房内僧帽弁直上の僧帽弁口部左室流入血流速度パターンにおいて、拡張早期のピーク流速からその 1/2 に減速するに要する血流速度半減時間 (以下 half time) からみた僧帽弁の狭窄度の評価 (Fig. 1), (2) 左房内における僧帽弁逆流の有無とフローマッピング法による逆流の重症度評価, (3) 左室内の各計測部位の血流速度の周波数スペクトルの分散の程度からみた左室内の乱れの分布について検討した。なお、僧帽弁口部での血流速度計測のアプローチは、必ずしも弁口血流に対して平行に超音波ビームを投入せず、適当なドプラー入射角をつけてソナグラフパターン上 aliasing 効果になるべく出ないように心がけた。なお half time は 5 心拍の平均値として算出した。以下の計測値は、平均±標準偏差 (S.D.) で表示し、有意差の検定は Student の t 検定を用いた。

結 果

1. 僧帽弁口部左室流入血流速度パターンおよび half time

僧帽弁口部の左室流入血流速度パターンは、S-E 弁 11 例中 10 例、B-S 弁 9 例中 5 例、Hancock 弁 2 例中 2 例および Homograft 弁 1 例の計 23 例中 18 例で half time の計測が可能であった。残る 5 例では、人工弁の動きに起因するドプラー信

号により拡張早期のピーク流速付近の時相における良好な血流信号の捕捉が困難であったため half time に関する以下の検討から除外した。なお、健常 17 例、僧帽弁狭窄 20 例では全例で half time の計測が可能であった。

心房細動の各種僧帽弁置換例における僧帽弁口部の代表的な左室流入血流速度パターンを、僧帽弁狭窄例およびコントロールとしての孤立性心房細動例と対比して Fig. 2 に示す。拡張早期の急速流入のピークからの減速は、健常例で速やかであるのに比べ僧帽弁狭窄では著明に緩徐な直線的減速を示した。これらに対し弁置換例の血流速度パターンは、いずれも僧帽弁狭窄例と同様な直線的減速であった。これら弁置換例の減速の程度は健常例に比べ明らかに延長しているものの、僧帽弁狭窄例より短い傾向にあった。また、弁置換例では健常例に比べドプラー入射角を大きくとっているにもかかわらず、健常例に比べてドプラー周波数は明らかに高く、流入血流速度が速いことを示唆した。

Half time は僧帽弁狭窄群 (457 ± 145 msec) に比べ弁置換群 (272 ± 94 msec) で明らかに低値であったが ($p < 0.001$)、健常群 (79 ± 15 msec) に比べると有意に高値であった ($p < 0.001$) (Fig. 3)。人工弁の種類別にみると、B-S 弁の half time (179 ± 52 msec) は S-E 弁 (294 ± 64 msec) および Hancock 弁 (273 msec) よりも有意に低値であった。臨床的に置換弁の狭窄が疑われた homograft 弁の 1 例では half time は 483 msec と著明に延長し、僧帽弁狭窄群の平均とほぼ同じ値を示した。次に、機械弁である S-E 弁および B-S 弁について弁口径と half time との関係を Fig. 4 に示す。弁口径が大なる例では half time が短かく、逆に弁口径が小さい例では half time は延長する傾向が認められた。生体弁である Hancock 弁では真の弁口径が明らかでないため、この検討から除外したが、これらの弁のステント径はむしろ今回対象とした機械弁の弁口径より大きいにもかかわらず (Table 1), half time はより

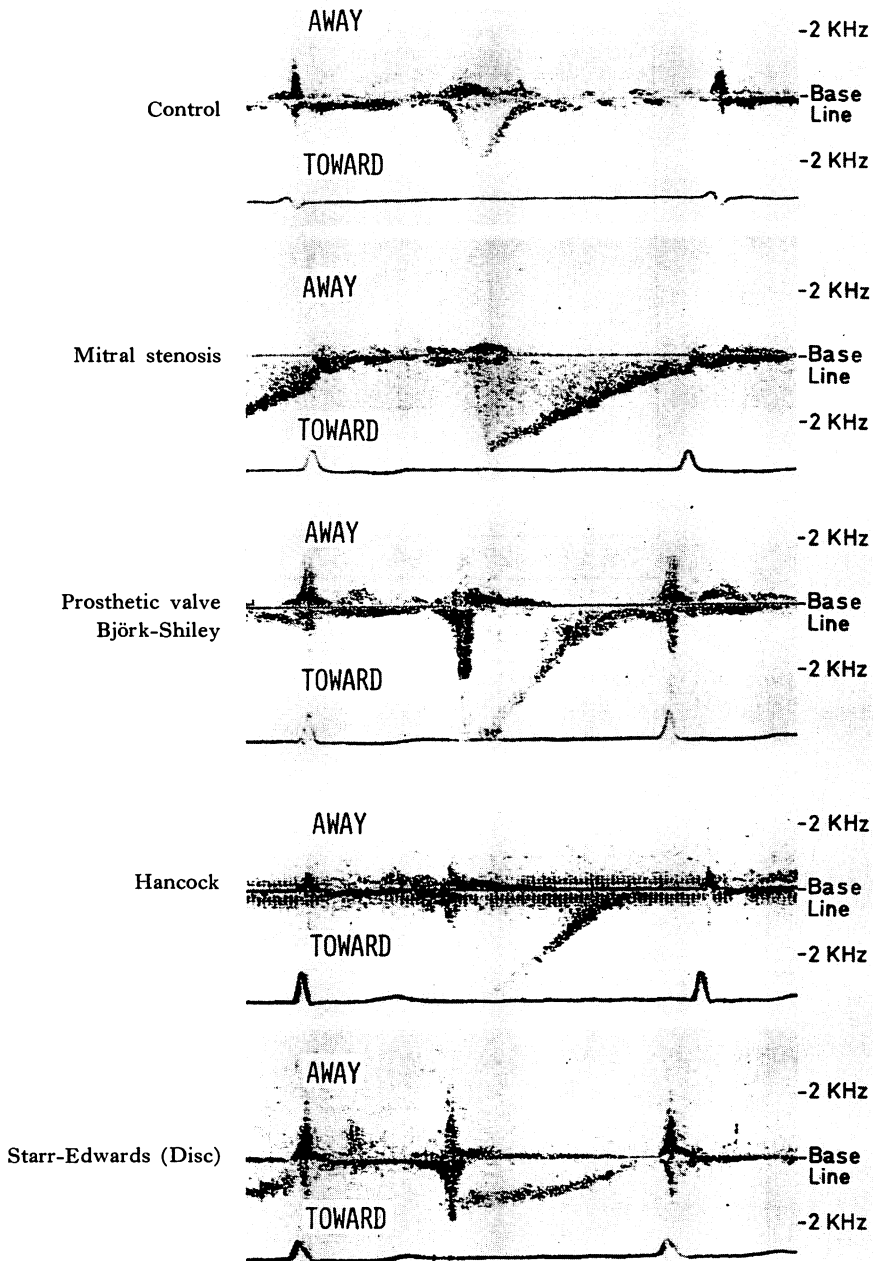


Fig. 2. Representative patterns of the transmittal flow velocity in a control subject, a patient with mitral stenosis and patients with the Björk-Shiley tilting disc valve, with the Hancock porcine valve and with the Starr-Edwards disc valve.

The cardiac rhythm is atrial fibrillation in every case. In patients with prosthetic mitral valves, the patterns of transmittal flow velocities exhibit higher peak levels followed by slower decelerations than those in control subjects.

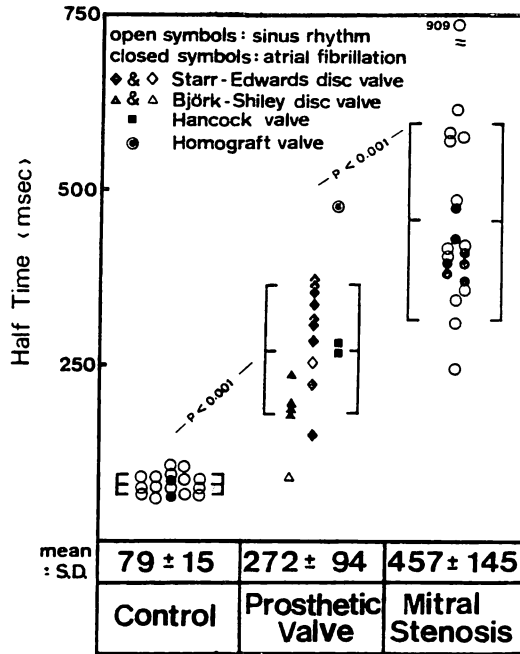


Fig. 3. The half time of the transmitral flow velocity descent in control subjects, patients (pts) with prosthetic mitral valves and pts with mitral stenosis.

The half time is significantly prolonged in pts with prosthetic mitral valves as compared with that in control subjects, though it is shorter than that in pts with mitral stenosis. Marked prolongation of the half time is found in a patient with a dysfunctioning homograft valve.

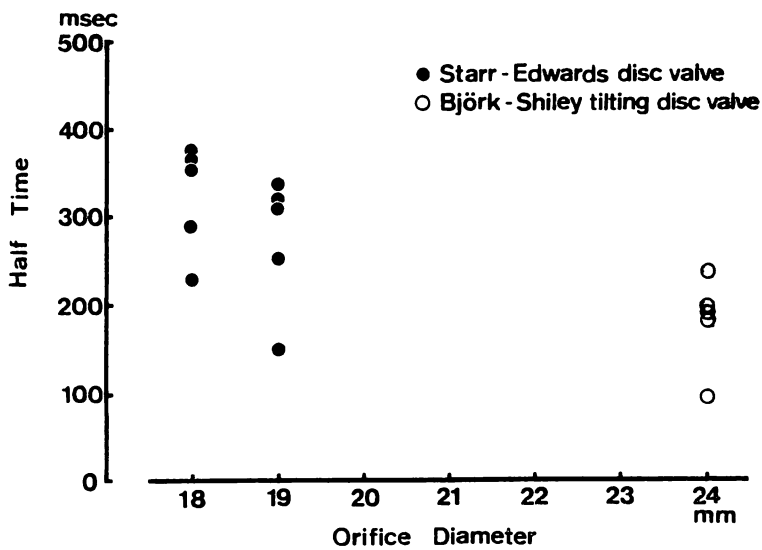


Fig. 4. Relation between the orifice diameter of the prosthetic mitral valve and the half time of the transmitral flow velocity descent in patients with mechanical prosthetic valve.

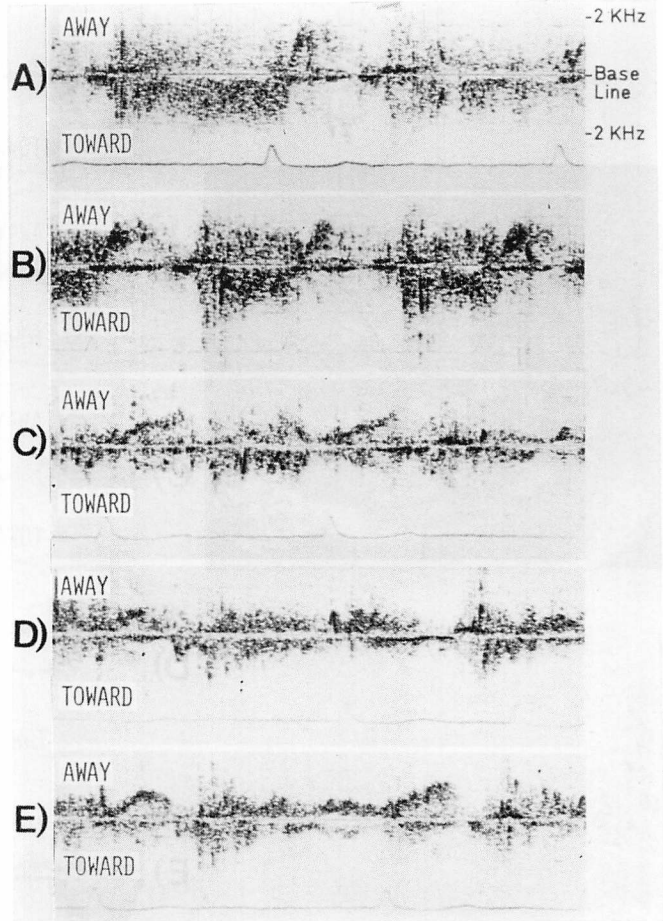
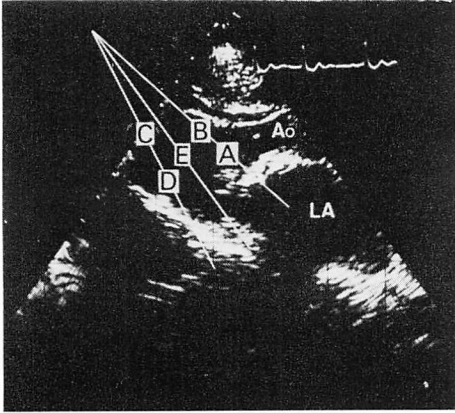


Fig. 5. Flow velocity patterns in the inflow tract (A), the outflow tract (B), near the apex (C), near the posterior wall (D) and the center (E) of the left ventricle in a patient with the Starr-Edwards disc valve (Case 7).

In every portion of the left ventricle, bidirectional broadening spectrum of Doppler frequency is demonstrated during diastole, indicating that disturbed flow appears even in the inflow tract just below the valve and spreads in the left ventricle.

延長する傾向を認めた。

2. 左室内における拡張期の血流状況

S-E 弁の代表的な左室内血流状況を Fig. 5 に示す(計測部位のうち、弁口直下、左室中央部、左室中隔側、左室後壁側、心尖部の5ヵ所を表示した)。S-E 弁の拡張期の流入血流は、左室内のいずれの部位においても両方性の広帯域スペクトルの血流速パターンであった。この所見は S-E 弁

全例で認められ、S-E 弁の左室流入血流は左室内で広く乱れた流れを形成していると考えられた。

B-S 弁の代表的な左室内血流状況を Fig. 6 に示す。僧帽弁口部で狭帯域スペクトルの左室流入血流速パターンを呈したものの、左室中央部ではややスペクトルが分散し、他の計測部位では広帯域スペクトルの血流速パターンであった。すなわ

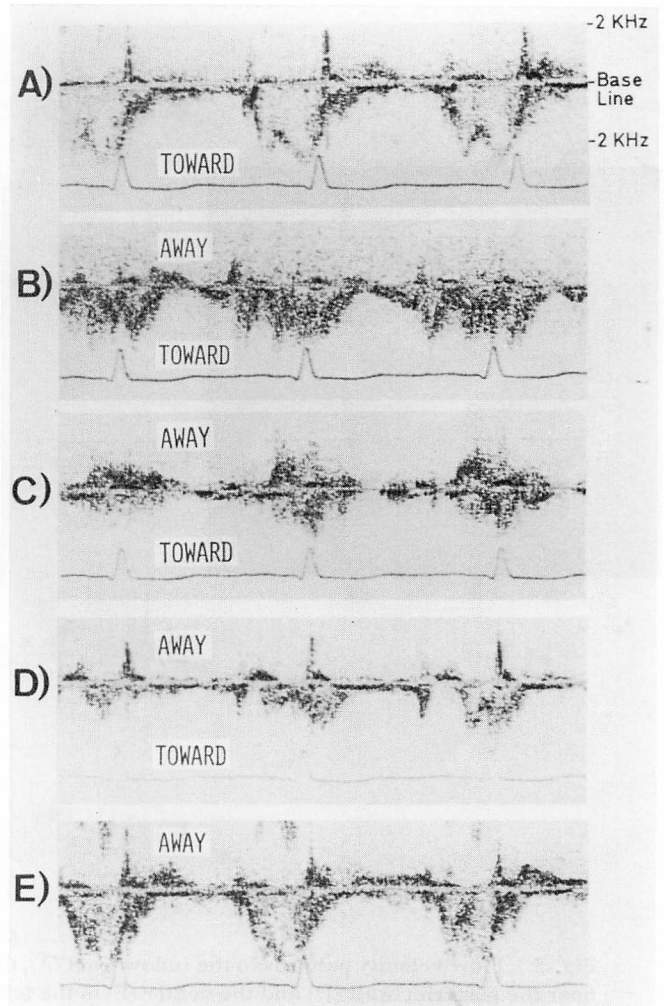
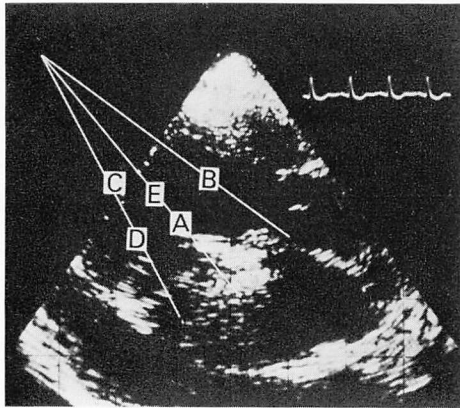


Fig. 6. Flow velocity patterns in the same portions as indicated in the legend of Fig. 5 in a patient with the Björk-Shiley tilting disc valve (Case 17).

Narrow spectrum of Doppler frequency in the inflow tract (A) and broadening spectrum of Doppler frequency in the other portions (B-E) are shown during diastole, indicating that the central flow across the valve is laminar, and that disturbed flow develops in the left ventricle.

ち、この例の左室流入血流の中心流は左室中央部に向うとともに、左室内において乱れた流れを形成すると考えられた。B-S 弁の中心流の方向は disc の開放方向に左右されることが知られているが、今回の 9 例では弁の large orifice は posterior orientation に装着されており、左室流入血流はいずれも左室中央部に向っていた。

Hancock 弁の 2 例では左室中隔側で狭帯域スペクトルの左室流入血流速パターンが観測された (Fig. 7A, B). しかし、それ以外の計測部位では広帯域スペクトルの血流速パターンであった。すなわち、この 2 例では左室流入血流の中心流は心室中隔方向に向って流入し、左室内で乱れた流れを形成すると考えられた。

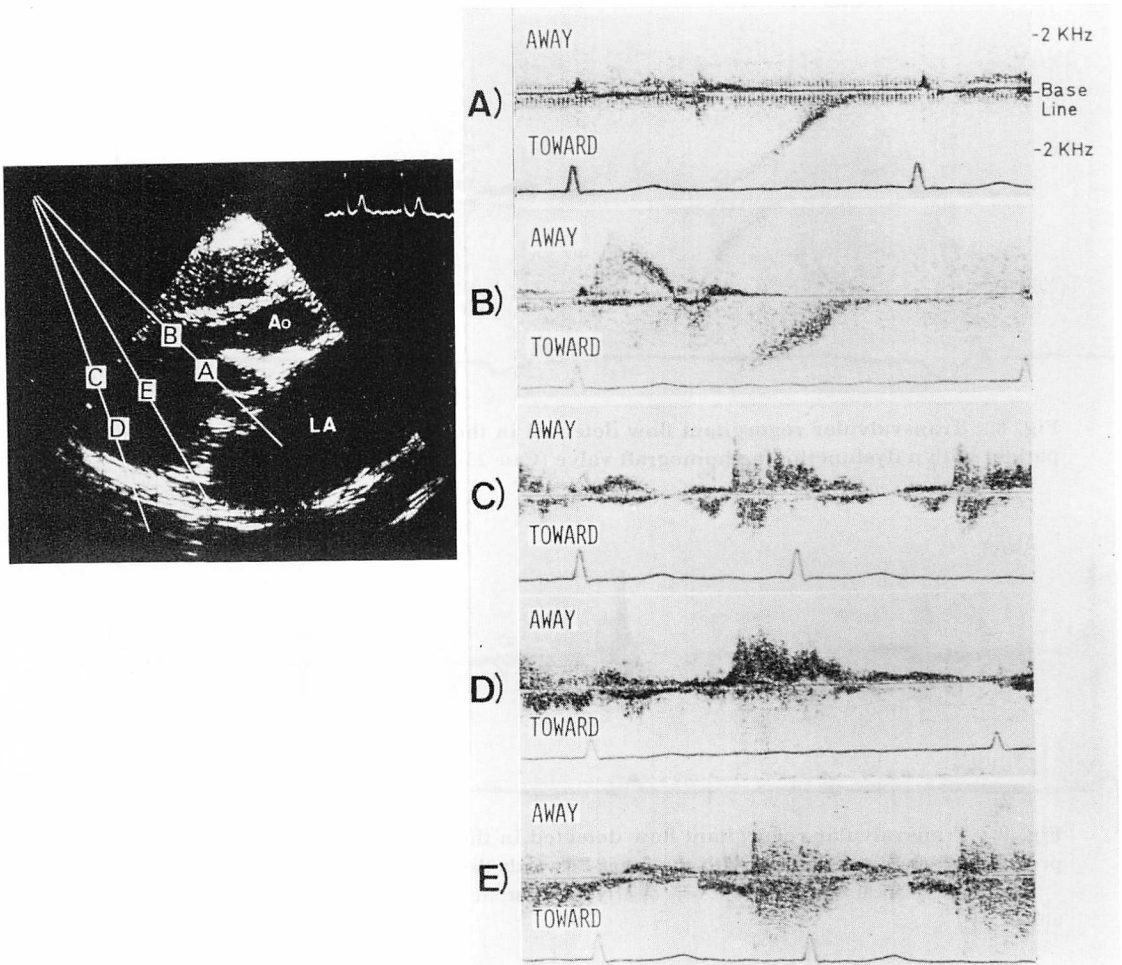


Fig. 7. Flow velocity patterns in the same portions as indicated in the legend of Fig. 5 in a patient with the Hancock porcine valve (Case 22).

In the inflow and outflow tracts (A, B) a narrow spectrum of Doppler frequency indicating laminar flow is shown, but in the other portions (C-E) the flow velocity patterns exhibit a broadening spectrum of Doppler frequency, indicating disturbed flow.

弁狭窄が疑われた homograft 弁症例では左室側弁口付近において、血流速のパターンのエンベロープは直線的であるものの広帯域スペクトルのパターンとして捕捉され、その他の計測部位ではエンベロープのはっきりしない広帯域スペクトルの血流速パターンであった。すなわち、この例では弁口の直下より乱れを形成すると考えられた。

3. 僧帽弁逆流

弁置換群 23 例中 4 例において、左房内で僧帽弁逆流を示唆する拡張期の広帯域スペクトルのドプラー信号が検出された。内訳は S-E 弁 2 例、B-S 弁 1 例、homograft 弁 1 例であった。このうち homograft 弁の 1 例では逆流信号の強度が強く (Fig. 8)、フローマッピング法により判定した逆流の重症度は Sellers 分類の 3 度に相当する

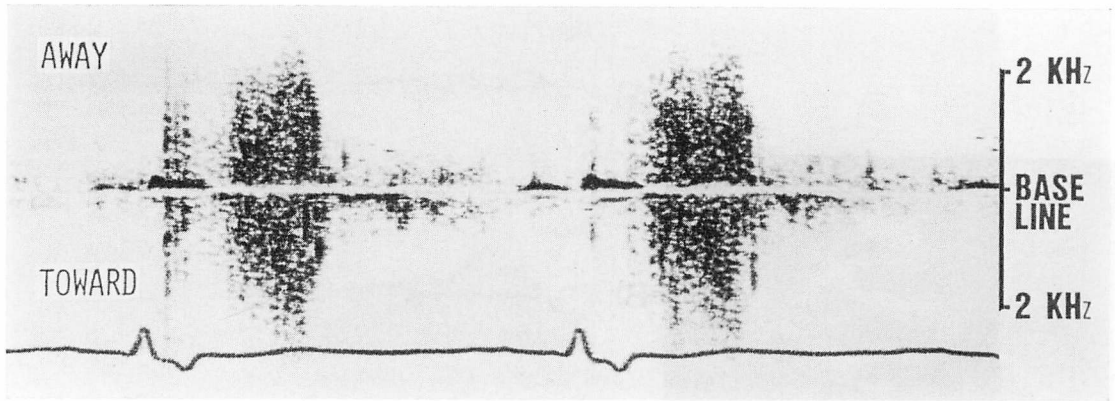


Fig. 8. Transvalvular regurgitant flow detected in the mid-portion of the left atrium in a patient with a dysfunctional homograft valve (Case 23).

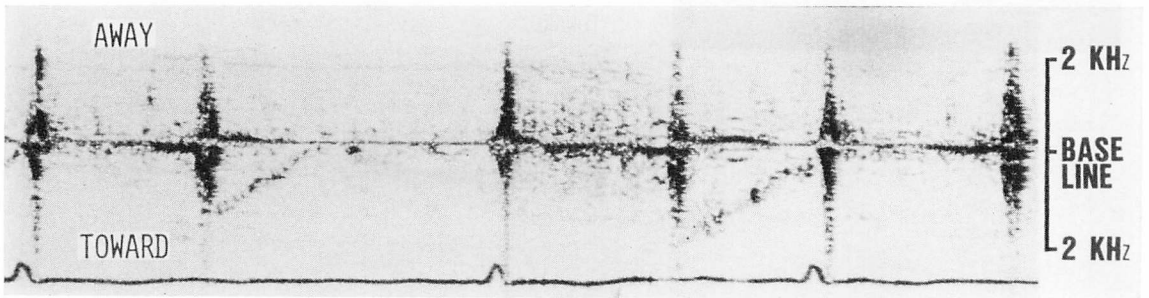


Fig. 9. Transvalvular regurgitant flow detected in the left atrium immediately above the prosthetic valve in a patient with the Starr-Edwards disc valve (Case 4).

In the second beat regurgitant flow is clearly demonstrated, but in the first beat regurgitant flow is absent.

と考えられた。この結果は、同時期に施行した左室造影の所見と一致した。一方、残る3例の逆流信号は弱く、その左房内の拡がりは人工弁直上に限局して検出された。S-E弁の1例では、Fig. 9のごとく、逆流信号が検出される心拍と検出されない心拍が認められた。

考 察

1. 左室流入血流運動態と圧較差

超音波パルス・ドプラー法により計測した僧帽弁置換例の左室流入血流速はいずれも弁開放直後に最高流速を示し、以後ほぼ直線的かつ緩徐に減速するパターンを呈した。また、ドプラー偏移周

波数は健常例に比べ高い周波数を示し、左室流入血流速が速いと考えられた。これらの所見は僧帽弁狭窄の左室流入血流と基本的に類似のパターンであり、今回検討した人工弁が流体力学的に狭窄を有することを示唆するものである。

Holen ら⁴⁾、Hatle ら⁵⁾は、僧帽弁狭窄症例の僧帽弁口部の流速と圧較差の關係に Bernoulli の定理が適用できることを示し、連続波ドプラー法により圧較差の推定を試みた。さらに、Holen ら²⁾は B-S 弁においても同様の方法で圧較差の推定が可能であることを報告している。一方、われわれの超音波パルス・ドプラー法を用いた検討⁶⁾では、左室流入血流速から算出した half time によって

圧較差の推定が可能であった。ここで、Holen ら、Hatle らのごとく超音波ドプラー法により正確な血流速を求めるには、原理的にドプラー入射角可及的に 0° 近くに保つかあるいは入射角を直接計測する必要がある。しかし、狭窄弁では流速が速いためパルス・ドプラー法ではドプラー入射角を 0° 近くに保つと、流速が速いため aliasing 効果により明確な血流速パターンが得られないことがある。一方、適当なドプラー入射角を保ち aliasing 効果を避けたとしても、種々の形態をもつ人工弁症例では真のドプラー入射角を計測することは必ずしも容易でない。これに対し、half time はドプラー入射角に依存せず求める利点を有する。また、人工弁、特に機械弁の場合、弁の動きに起因する信号が強くなるため、パルス・ドプラー法では弁口部の血流信号が得られないことも多いが、少し離れた部位においても血流速の減速様式の変化は少ないと考えられるので half time の算出は可能であり、弁置換症例の房室間圧較差推定法としてより実際的であると思われる。

われわれが僧帽弁狭窄において用いている half time (Δt , msec) と房室間圧較差 (Δp , mmHg) の関係式は次のごとくである⁹⁾。

$$\Delta P = 0.006\Delta t + 0.53$$

ここで、 ΔP は左室圧 nadir の時点より 100 msec 後の房室間圧較差である。この式は、左室流入の減速が速い例では軽症の僧帽弁狭窄で圧較差が小さく、逆に左室流入の減速が緩徐なる例では重症で圧較差が大なることを示している。実際、弁機能不全である homograft 弁症例の half time は 483 msec と著明に延長しており、その推定圧較差 12 mmHg は実測圧較差 14 mmHg とよく一致した。一方、この弁機能不全例を除いた弁置換群の half time 260 msec は僧帽弁狭窄群の half time 475 msec に比べ明らかに低値であった。これは圧較差にして、弁置換群で 4.4 mmHg、僧帽弁狭窄群で 10.7 mmHg に相当する。すなわち、弁置換群は僧帽弁狭窄群に比べ約 60% 圧較差が減少していることを示唆しているが、同時に、軽

症僧帽弁狭窄と同等の圧較差が残存することを表わしている。

人工弁の種類別にみると、half time の平均は B-S 弁、S-E 弁および Hancock 弁でそれぞれ 179, 294 および 273 mmHg であり、圧較差にしてそれぞれ 2.6, 5.3 および 4.8 mmHg と算出された。これらの圧較差は臨床的に報告されている B-S 弁の拡張期平均圧較差 4.3 mmHg⁷⁾ や Hancock 弁の 8.0 mmHg^{8,9)} に比べ一般的に低値であるが、カテーテル法による圧較差の算出・評価法が我々のそれと異なることもあり、ほぼ同じ結果を表わしていると考えられる。すなわち、B-S 弁は S-E 弁や Hancock 弁に比べ圧較差が小なることを示しているが、この結果はモデル流路実験を用いて種々の人工弁機能を評価した Walker ら¹⁰⁾、Gabbay ら¹¹⁾ の報告とも一致している。一般に、弁置換に際して人工弁のサイズは可能な限り弁輪サイズの大きなものが選ばれるが、今回検討した人工弁の弁輪サイズは、Table 1 に示したごとく、B-S 弁の一部を除きあまり大きな差はないといえる。しかし、その弁口サイズは S-E 弁に比べ B-S 弁で明らかに大きく、B-S 弁の圧較差が小なることの一因をなすと考えられる。すなわち、弁口が大きいと流速は遅くなるため、圧較差は小さくなると考えられる。このことは、Fig. 4 の S-E 弁症例において、弁口径が小なる例に比べ大なる例で圧較差が小さい傾向を示したことからもうかがえる。Hancock 弁 (Model 342) の真の弁口径は製造上のバラツキもあるとされており明らかでないが、弁を装置したステント径に比べ弁口径はかなり小さいことが知られており、これが B-S 弁と同じ中心流を有する人工弁ながら B-S 弁に比べ圧較差が大きい原因であると考えられた。また、人工弁症例の左室内のごとく流れが乱流を形成する場合、実際の圧較差は Bernoulli の定理で流速から予測される圧較差より大きく、これに圧力損失を加えたものとなることが指摘されている¹²⁾。この時の圧力損失は流速が速く乱れが大きいほど大となる。したがって流入の流速が速い

弁, 乱流を生じやすい弁で圧較差は大となる. この点でも, S-E 弁, Hancock 弁は不利であり, 圧較差が大なる一因となっていると考えられる.

一方, 圧力損失には弁口の形状も影響するとされる¹²⁾. 弁口の形状が左室流入血流動態に影響することは今回の検討における左室内マッピングにおいて各人工弁によってパターンが異なったことから明らかである. このことは, 血流速パターンの変化から弁の異常を知ることが可能となることを示唆する. homograft 弁は Hancock 弁とほぼ同じ弁構造を有するといえるが, 今回検討した弁機能不全の homograft 弁症例では, 正常弁機能の Hancock 弁症例と異なり, 弁口付近の左室流入血流はすでに乱れた流れであった. 他の人工弁においても, 血栓形成に伴う弁口形状の変化や生体弁における硬化性変化は左室内の流れに変化を生じうる. しかしながら, 弁口形状の違いが左室流入血流速パターンに影響するとしても, これと圧較差との関係は今回の検討からは明らかでない. この点については基礎的な検討が必要であろう. 一方, 左室内の血流速パターンは同一人工弁であっても弁装置の向きなどによって, 違いを生じうるが, 同一症例で弁機能が良好な例では経年的に変化を生じることはないと考えられるので, 血流速パターンの変化を検出することにより弁機能の評価に役立つことが期待され, 弁口部での half time の計測とともに今後人工弁機能の経時的評価に有用な手法となりうると考えられる.

2. 弁逆流

弁置換例 23 例中 4 例 (17%) で左房内において transvalvular leakage を示唆する逆流ドプラー信号が検出された. これは従来報告されている Hancock 弁の 0~2.4%^{13,14)} や B-S 弁の 5.7%¹⁵⁾ に比べ非常に高い頻度といえる. しかしながら, この 4 例中, 臨床的に問題となる transvalvular leakage と判定されたのは homograft 弁の 1 例のみで, 他の 3 例では人工弁の弁口付近で逆信号が認められたに過ぎず, 血行動態的な負荷はほとんど生じてないと考えられた. したがって, この

結果はむしろパルス・ドプラー法の leakage に対する検出率の感度が高いことを示すものと思われる. これらの 3 例の内訳は, B-S 弁 1 例, S-E 弁 2 例であった. B-S 弁は構造上, 弁閉鎖時に弁と弁輪との間に隙間が存在し, 弁輪径 31 mm のもので大動脈弁置換が行われた場合, 逆流率にして約 5% の逆流を生じることが予測されている¹⁶⁾. 今回検出された B-S 弁の逆流ドプラー信号はごく弱く, 検出範囲も弁口付近に限られたことから, この逆流信号は B-S 弁本来有する機能的な逆流を捕捉したものかもしれない. B-S 弁の全例でこのような逆流信号を検出できなかった原因として人工弁の運動によるドプラー信号が一因をなすと考えられる. 一般に, 機械弁は超音波の反射率が強大であるため, 軽度の逆流のごとき周波数スペクトル上スペクトル密度の低いドプラー信号を識別することが困難な場合も多い. この B-S 弁の 1 例では偶々この機能的な逆流を検出したものとも考えられる. しかし, 血栓形成などによる弁閉鎖不全の可能性は否定しえず, 今後慎重な観察が必要と考えられた. 一方, S-E 弁は構造上弁逆流を生ずることはない. しかし, 健常弁に比べて弁の慣性質量が大なるため応答性が悪いと考えられ, 収縮早期に弁逆流を生じることが起こりうる. 今回, S-E 弁で観察された逆流信号はいずれの例でも弱く, また弁口付近に限られていたが, 収縮早期性の逆流でなくほぼ全収縮性の逆流であった. これらの例の心音図および心エコー図は他の S-E 弁症例と特に相違を認めず, この逆流信号がはたして弁構造の器質的变化に基づくものであるのか明らかにできなかったが, 症例 4 のごとく, 心拍によって逆流が変動する現象も認められたことから, 弁機能不全の初期の症状であることは否定しえず, これらの例についても詳細な対応を要すると考えられた.

結 論

超音波パルス・ドプラー法を用いて, 僧帽弁置換症例の左房, 左室血流動態を観察した. 弁口部

および左室内の流入血流は用いられた人工弁の種類によって異なった血流速度パターンを呈した。これらの血流速度パターンは人工弁によって比較的特有なパターンを呈し、弁機能不全に伴って変化するため、超音波パルス・ドプラー法による弁口部および左室内の血流速度の計測は、左房内における逆流信号の検出とともに、人工弁機能の評価に今後有用な手法となりうると考えられた。

要 約

超音波パルス・ドプラー法、断層心エコー法複合装置を用い、各種人工弁による僧帽弁置換例 23 例において、左室、左房内の血流動態を観察し、人工弁機能の評価を試みた。置換弁症例の内訳は Starr-Edwards disc 弁 11 例、Björk-Shiley 弁 9 例、Hancock 弁 2 例および homograft 弁 1 例で、対照 17 例(健常 15 例および孤立性心房細動 2 例)および僧帽弁狭窄 20 例と対比した。弁機能は、(1) 房室間圧較差の指標としての左室流入血流速度半減時間 (half time), (2) 拡張期の左室内血流速度スペクトルパターンからみた血流の乱れの程度、(3) 左房内における弁逆流の有無と程度、によって評価した。

1. 弁置換例の左室流入血流速度は僧帽弁狭窄例と類似し、ピーク流速が速く、緩やかでかつ直線的に減速するパターンを呈した。弁置換群の half time は僧帽弁狭窄群のそれに比べ明らかに短縮していたが、健常群に比べれば有意に延長していた。人工弁の種類別では、Björk-Shiley 弁は他弁に比べ、half time が短い傾向を示した。機能不全の homograft 弁例では著明に half time が延長していた。すなわち、房室間圧較差の観点において、Björk-Shiley 弁は他弁より優れるものの、いずれの人工弁においても有意な房室間圧較差を生じていると考えられた。

2. 拡張期の左室内血流速度パターンは人工弁の種類によって異なったが、血流速度スペクトルはいずれにしても広帯域スペクトルであり、乱れた流れを形成していると考えられた。このような乱れ

た流れは流体力学的に圧力損失を生じ、弁置換例で有意な圧較差を生じる一因をなすと考えられた。

3. 弁置換例 23 例中 4 例において、左房内に transvalvular leakage と思われる逆流信号が検出された。機能不全の homograft 弁例の逆流はドプラー法により Sellers 分類 III 度と判定され、これは左室造影法の所見と一致した。他の 3 例では弁直上の左房内に限って弁逆流が認められたが、これが弁機能不全の早期所見であるか否かは今後の検討を要すると考えられた。

超音波パルス・ドプラー法は僧帽弁置換例における弁機能の評価に有用である。

文 献

- 1) Wright JTM: Flow dynamics in prosthetic valves: An assessment of hydrodynamic performance. *in* The Mitral Valve, ed. by Kalmanson D, London, Edward Arnold, 1976, p 271-289
- 2) Holen J, Simonsen S, Froysaker T: An ultrasound Doppler technique for the noninvasive determination of the pressure gradient in the Björk-Shiley mitral valve. *Circulation* 59: 436-442, 1979
- 3) 松尾裕英, 井上通敏, 北島 颯, 浜中康彦, 林亨, 浅生雅人, 大原龍彦, 寺尾裕輔, 三嶋正芳, 千田彰一, 島津 敬, 田内 潤, 森田久樹, 阿部裕, 中川健治, 佐藤 裕, 田辺浩二: リアルタイム心腔内局所血流速度計測のための総合超音波システムの開発. *日超医講演論文集* 34: 7-8, 1978
- 4) Holen J, Aaslid R, Landmark K, Simonsen S: Determination of pressure gradient in mitral stenosis with a non-invasive ultrasound Doppler technique. *Acta Med Scand* 199: 455-460, 1976
- 5) Hatle L, Brubakk A, Tromsdal A, Angelsen B: Noninvasive assessment of pressure drop in mitral stenosis by Doppler ultrasound. *Br Heart J* 40: 131-140, 1978
- 6) 浅生雅人: 僧帽弁狭窄症における房室間圧較差の無侵襲的推定に関する研究: 超音波パルス変調ドプラー法を用いて. *日内誌* 69: 34-44, 1980
- 7) Björk VO, Bööck K, Cernigliaro C, Holmgren A: The Björk-Shiley tilting disc valve in isolated mitral lesions. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg* 7: 131-148, 1973
- 8) Lurie AJ, Miller RR, Maxwell KS, Grehl TM, Vismara LA, Hurley EJ, Mason DT: Hemodynamic assessment of the glutaraldehyde-pre-

- served porcine heterograft in the aortic and mitral positions. *Circulation* **56** (Suppl II): 104-110, 1977
- 9) Cévese PG, Gallucci V, Morea M, Volta SD, Fasoli G, Casarotto D: Heart valve replacement with the Hancock bioprosthesis. Analysis of long-term results. *Circulation* **56** (Suppl II): 111-116, 1977
 - 10) Walker DK, Scotten LN, Modi VJ, Brownlee RT: In vitro assessment of mitral valve prostheses. *J Thorac Cardiovasc Surg* **79**: 680-688, 1980
 - 11) Gabbay S, McQueen DM, Yellin EL, Becker RM, Frater RWM: In vitro hydrodynamic comparison of mitral valve prostheses at high flow rates. *J Thorac Cardiovasc Surg* **76**: 771-787, 1978
 - 12) 菅原基晃, 山口隆美: 心臓血管系の流体力学. 沖野遙, 菅原基晃, 松尾裕英編, 心臓血管系の力学と基礎計測, 講談社サイエンティフィク, 1980, p 156-186
 - 13) McIntosh CL, Michaelis LL, Morrow AG, Itscoitz SB, Redwood DR, Epstein SE: Atrio-ventricular valve replacement with the Hancock porcine xenograft: A five year clinical experience. *Surgery* **78**: 768-775, 1975
 - 14) Davila JC, Magilligan DJ, Lewis JW: Is the Hancock porcine valve the best cardiac valve substitute today? *Ann Thorac Surg* **26**: 303-316, 1978
 - 15) Turner MA, Bain WH, Thomson RM, Lorimer AR, Fife R, Lawrie TDV: Early results of heart valve replacement with the Björk-Shiley prosthesis. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg* **9**: 162-168, 1975
 - 16) Henze A, Fortune RL: Regurgitation and haemolysis in artificial heart valves. An experimental study of overlapping and non-overlapping closing mechanisms and of paraprothetic leakage. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg* **8**: 167-175, 1974