

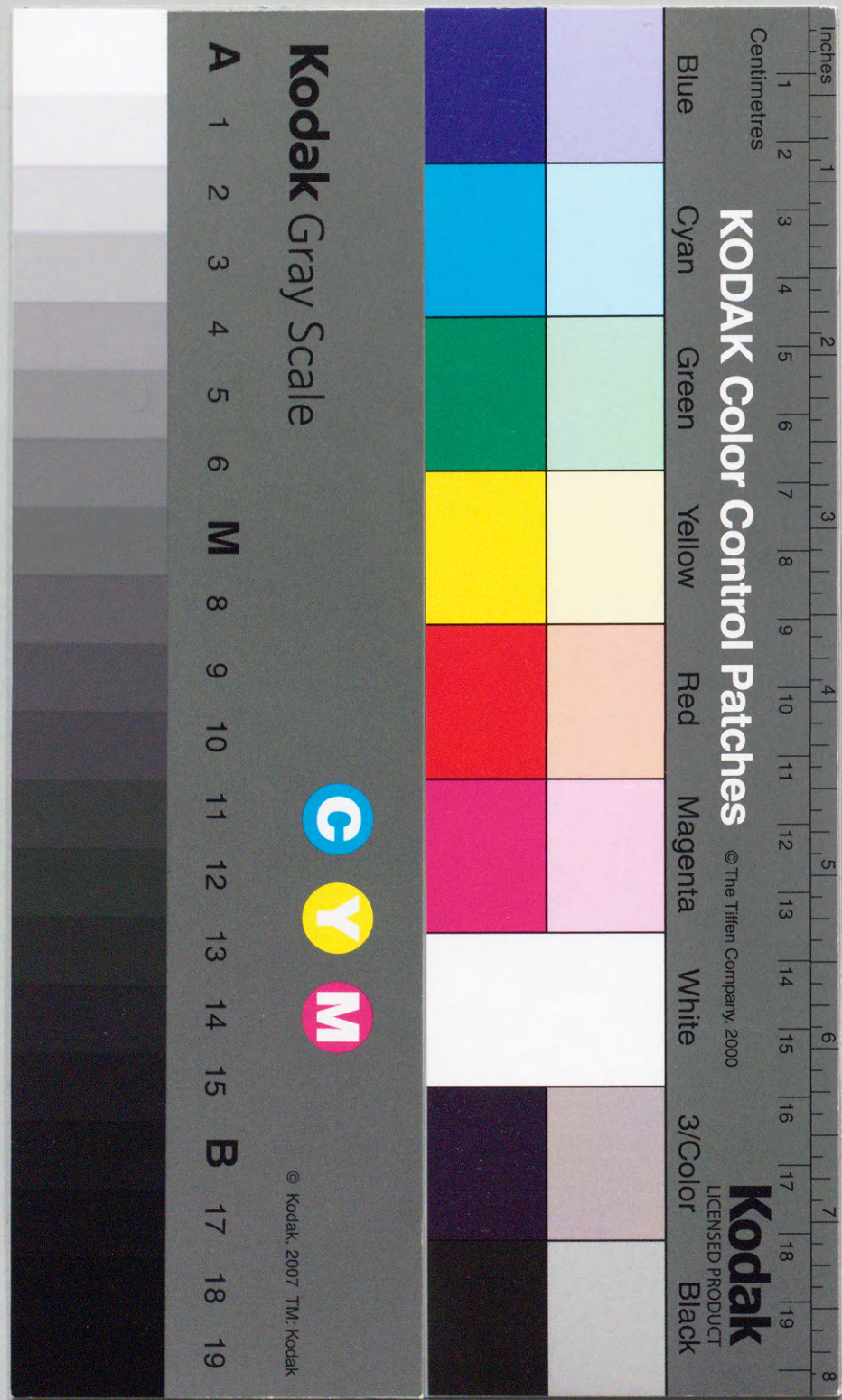
274 884

超音波連続波ドプラー法による僧帽弁位および 大動脈弁位置換弁の弁開放能の評価

木 佐 貫 彰

鹿児島大学医学部第一内科学教室 (主任：田中弘允教授)

鹿児島大学医学雑誌 第42巻 第3号 別冊
平成2年11月10日発行



①
超音波連続波ドプラー法による僧帽弁位および
大動脈弁位置換弁の弁開放能の評価

木 佐 貴 彰

鹿児島大学医学部第一内科学教室 (主任: 田中弘允教授)

(原稿受付日 平成2年7月16日)

Continuous wave Doppler echocardiographic assessment of
prosthetic valves in the mitral and aortic position

Akira KISANUKI

The First Department of Internal Medicine (Director: Prof. Hiromitsu Tanaka),
Faculty of Medicine, Kagoshima University, Kagoshima, 890, Japan

Summary

Noninvasive evaluation of the prosthetic valve function remains a clinical challenge. Earlier noninvasive techniques were of limited success because of their inability to provide hemodynamic information. However, recently developed continuous wave Doppler echocardiography has enabled us to determine transvalvular pressure gradients. We evaluated the prosthetic valve opening function in the mitral and aortic position using continuous wave Doppler echocardiography.

I: Prosthetic mitral valve

To evaluate the opening function of prosthetic valves in the mitral position, the mitral flow velocity pattern was recorded with continuous wave Doppler echocardiography in 55 patients with prosthetic mitral valves (34 patients with St. Jude Medical and 21 with porcine xenograft valves). Twenty patients with mitral stenosis and 15 normal subjects were served as controls. An ultrasonic transducer was placed over the left ventricular apex and the direction of the ultrasonic beam was positioned to be parallel with the mitral flow using the Doppler audio-signals. A pressure gradient was calculated from the peak flow velocity with a simplified Bernoulli equation. The peak flow velocity, the pressure half time and the peak and mean pressure gradients were measured to evaluate the opening function of the prosthetic valves. The results were as follows;

1. The values of the peak flow velocity, the pressure half time, the peak and mean pressure gradients in patients with St. Jude Medical valves (1.4 ± 0.3 m/sec, 90 ± 20 msec, 7.9 ± 2.8 mmHg and 3.5 ± 1.1 mmHg, respectively) and in patients with porcine xenograft valves (1.6 ± 0.3 m/sec, 130 ± 40 msec, 11.2 ± 4.0 mmHg and 4.8 ± 2.1 mmHg, respectively) were significantly larger than those in normal subjects (0.8 ± 0.1 m/sec, 70 ± 10 msec, 2.8 ± 0.8 mmHg and 1.2 ± 0.4 mmHg, respectively) ($P < 0.01$ or $P < 0.001$), but significantly smaller than those in patients with mitral stenosis (1.9 ± 0.3 m/sec, 240 ± 70 msec, 14.6 ± 4.6 mmHg and 8.2 ± 3.8 mmHg, respectively) ($P < 0.02$, $P < 0.01$ or $P < 0.001$). All measurements of the 4 indices in

patients with the St. Jude Medical valves were significantly smaller than those in patients with the porcine xenograft valves ($P < 0.01$).

2. The changes in the 4 indices related to the valvular size were small in patients with St. Jude Medical and porcine xenograft valves.

3. The correlation between the peak flow velocity (Y_1), the peak pressure gradient (Y_2) and the mean pressure gradient (Y_3) and the years after the valve replacement (X) in patients with porcine xenograft valves demonstrated a significant relationship ($Y_1 = 0.1X + 1.4$, $r = 0.62$, $P < 0.01$; $Y_2 = 0.7X + 7.8$, $r = 0.60$, $P < 0.01$ and $Y_3 = 0.3X + 3.3$, $r = 0.50$, $P < 0.01$, respectively).

II: Prosthetic aortic valve

To evaluate the opening function of prosthetic valves in the aortic position, the aortic flow velocity pattern was obtained with continuous wave Doppler echocardiography in 40 patients with prosthetic aortic valves (21 patients with Björk-Shiley valves, 12 patients with St. Jude Medical valves and 7 patients with Carpentier-Edwards valves) and in 25 normal subjects. The peak flow velocity across the aortic valve was recorded from the left ventricular apex, the suprasternal notch and the right parasternal border in the second intercostal space. The highest value was judged to be the peak flow velocity in each patient. The peak and mean pressure gradients were measured from the peak flow velocity with a simplified Bernoulli equation. The results were as follows;

1. The values of the peak flow velocity, the peak and mean pressure gradient in patients with Björk-Shiley valves (2.5 ± 0.6 m/sec, 26 ± 12 mmHg and 14 ± 6 mmHg, respectively), in patients with St. Jude Medical valves (2.7 ± 0.4 m/sec, 30 ± 9 mmHg and 16 ± 5 mmHg, respectively) and in patients with Carpentier-Edwards valves (2.7 ± 0.7 m/sec, 31 ± 15 mmHg and 18 ± 9 mmHg, respectively) were significantly larger than those in normal subjects (1.1 ± 0.2 m/sec, 5 ± 2 mmHg and 3 ± 1 mmHg, respectively) ($P < 0.001$). But there were no significant differences of the values among the 3 groups of prosthetic valve.

2. The correlation between the peak flow velocity (Y_1), the peak (Y_2) and mean (Y_3) pressure gradients and the valvular size (X) in patients with Björk-Shiley valves demonstrated a significant inverse relationship ($Y_1 = -0.4X + 3.5$, $r = -0.62$, $P < 0.01$; $Y_2 = -6.8X + 45.9$, $r = -0.60$, $P < 0.01$ and $Y_3 = -4.1X + 25.7$, $r = -0.65$, $P < 0.01$, respectively).

3. All 3 indices did not change significantly within 2 years after the first examination in patients with prosthetic valves.

In conclusion, continuous wave Doppler echocardiography is a useful noninvasive method for the quantitative assessment of the opening function of the prosthetic valves in the mitral and aortic position.

Key words : continuous wave Doppler echocardiography, prosthetic mitral valve, prosthetic aortic valve.

緒 論

I 僧帽弁位置換弁における検討

- 1. 緒 言
- 2. 対象および方法

目 次

3. 結 果

- 1) 人工弁の種類および健常例、僧帽弁狭窄における弁開放能の比較
- 2) 人工弁のサイズによる弁開放能の比較
- 3) 術後経過年数による弁開放能の比較

4. 考 案

II 大動脈弁位置換弁における検討

- 1. 緒 言
 - 2. 対象および方法
 - 3. 結 果
 - 1) 人工弁の種類および健常者における弁開放能の比較
 - 2) 人工弁のサイズによる弁開放能の比較
 - 3) 術後経過年数による弁開放能の比較
 - 4. 考 案
- 総 括

緒 論

人工弁置換術は Harken et al. (1960), Starr et al. (1961) により臨床に応用されて以来、心臓弁膜症に対する外科的治療法として著しく発展してきているが、未だ健常弁に匹敵するほどの完全な人工弁は確立されていない。現在までに人工弁に対する様々な改良が試みられ、また異なるタイプの人工弁が開発されてきたが、人工弁機能不全、溶血、血栓塞栓症などの術後合併症の危険は少なくない。したがって人工弁機能を非観血的に反復検査して経過観察をおこなうことは術後管理の上で極めて重要なことである。

従来人工弁機能を非観血的に評価する場合、心音図、M モード心エコー法 (Brodie et al. 1976)、心音のスペクトル分析 (Stein et al. 1980)、パルスドプラー法 (高橋ら1980)、断層心エコー法 (Mehta et al. 1981)、あるいは Cinefluoroscopy (Sands et al. 1982) 等の有用性が報告されているが、いずれの方法を用いても弁機能の定量的評価には限界がある (Kotler et al. 1983)。

超音波連続波ドプラー法の臨床応用は Satomura et al. (1956) がはじめて報告して以来、主に末梢血管の血流計測に応用されてきたが、1982年米国で断層心エコー法と連続波ドプラー法を複合させた新しい装置が開発されると、心腔内血流の最大速度の計測が容易となり、本法が各種弁狭窄症の定量的評価に有用であることが報告された (Holen et al. 1976, Hatle et al. 1978, Hatle et al. 1980, Lima et al. 1983, 鄭, 木佐貫ら1985, 鄭, 木佐貫ら1985)。しかし連続波ドプラー法を用いて人工弁置換例の弁機能について検討した報告は少なく (Holen et al.

1979, Weinstein et al. 1983), 未だ十分な研究はなされていない。

本研究の目的は、連続波ドプラー法を用いて僧帽弁位および大動脈弁位の人工弁を通過する血流最大速度を測定し、人工弁機能の定量的評価を試みることである。

I 僧帽弁位置換弁における検討

1. 緒 言

僧帽弁位人工弁には、大別して機械弁と生体弁の二種類がある。本研究では機械弁の中で代表的な St. Jude Medical (以下 SJM) 弁と生体弁の中で代表的なブタ異種弁をとり上げそれらの弁開放能を連続波ドプラー法を用いて評価し、弁の種類、サイズ、術後経過年数により人工弁開放能がどのように異なるかを検討した。

2. 対象および方法

対象は僧帽弁位置換弁患者55例 (男30, 女25例) であり、この中の53例は外来患者で明らかな心不全を有しない症例、2例は人工弁狭窄の為に再弁置換術を受けた症例である。大部分の症例は当院第二外科で弁置換術を受けている。その内訳は表1に示す様に SJM 弁群34例 (弁置換後6~48カ月) とブタ異種弁群21例 (弁置換後6~114カ月, Carpentier-Edwards 弁14例, Hancock 弁7例) である。弁のサイズは表1に示す通りである。

Table 1 Subjects

Groups	Number	age (yr)	valvular size (mm)			
			27	29	31	33
St. Jude Medical valve	34	46±9	10	14	10	—
Porcine Xenograft	21	47±14	—	7	12	2
Normal Subject	15	42±15	—	—	—	—
Mitral Stenosis	20	50±11	—	—	—	—

平均年齢は SJM 弁群 46±9 歳 (27~62歳)、ブタ異種弁群 47±14 歳 (29~72歳) で両群間で有意差は認められなかった。対照として人工弁群と平均年齢を同じようにして選んだ健常者群15例、42±15 歳 (男8, 女7例) と僧帽弁狭窄 (以下 MS) 群20例、50±11 歳 (男4, 女16例) を用いた。MS 群は NYHA の心

機能分類Ⅱ～Ⅲ度で明らかな心不全を有さない症例よりなる。SJM 弁群の8例とブタ異種弁群の6例は、経年数による変化をみるために平均2.8年後に再検査を実施した。この研究期間中に人工弁狭窄により再弁置換術をうけた症例が2例（1例はSJM弁、1例はブタ異種弁）存在したが、これらの症例は狭窄の程度が他の症例に比べて著しく強く、その原因が手術の結果血栓形成によるものと判明したため、統計学的検討からは除外して別個に検討した。

連続波ドプラー法の記録は、東芝SSH40BおよびSSH60B、あるいはPedof Doppler Systemを東芝SSH11Aに複合せた装置を用いて行った。超音波の発振周波数はSSH40BおよびSSH60Bでは2.4MHz、Pedof Doppler Systemでは2.0MHzであった。人工弁を通過する血流最大速度の記録は、左側臥位にて、ドプラーの探触子を左室心尖部におき、High pitchedのDoppler audio-signalが明瞭に聴取される方向にて呼吸止めで行い（図1）、連続波ドプラーのビーム方向と人工弁を通過する血流方向とが平行であるとして血流速度を算出した。人工弁の開放能の評価にあたっては、人工弁開放時の弁口部圧較差動態を客観的に評価、比較できる様にWeinstein et al. (1983)も一部使用している以下の4指標を用いた。即ち僧帽弁口部の

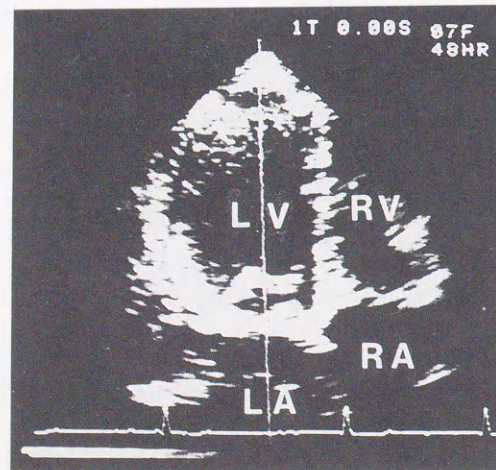


Fig. 1 Two-dimensional echogram of a left ventricular apical 4-chamber view in a patient with mitral porcine xenograft valve. The white line shows the ultrasonic beam direction of continuous wave Doppler echocardiography. LA=left atrium; LV=left ventricle; RA=right atrium; RV=right ventricle

血流最大速度波形より最大血流速度 (Peak velocity)、圧較差半減時間 (Pressure half time, Hatle et al. 1979)、最大圧較差 (Peak pressure gradient) および平均圧較差 (Mean pressure gradient) の4指標を求めた。解析の方法としてはPicture Analyzer model Σ5を一部改良してHatle et al. (1978)の提唱した簡易Bernoulliの式、 $P=4V^2$ (P:圧較差, V:血流最大速度)を組み入れたマイクロコンピューターを用いて、light pen methodにより血流速度波形をトレースすると自動的に圧較差曲線が作図できるソフトを用いた（図2）。なお圧較差半減時間は圧較差曲線上、最大圧較差の時相から圧較差が半分になるまでの時間であり、僧帽弁狭窄が重症になる程延長することが報告されている (Hatle et al. 1979)。4指標の測定値としては連続5～10心拍の平均値を用いた。

3. 結 果

1) 人工弁の種類による弁開放能の比較

全例において連続波ドプラー法を用いて僧帽弁口部血流の最大速度を記録することができた。図3に健常例とMS例、図4にSJM弁とブタ異種弁の各1例の連続波ドプラーエコー図を示してある。健常者では急速流入期と心房収縮期にピークを有する二峰性の波形がみられるが、その他の3例は心房細動例で拡張早期のみにピークを有する波形を呈している。最大血流速度および拡張期のスロープは、4例それぞれで異なる値を示している。

各群間における最大血流速度、圧較差半減時間、最大圧較差および平均圧較差の4指標の比較の結果は表2に示す通りであった。最大血流速度の平均値は健常者群 0.8 ± 0.1 m/sec, SJM 弁群 1.4 ± 0.3 m/sec, ブタ異種弁群 1.6 ± 0.3 m/sec であり、人工弁群はいずれも健常者群より有意に高値を示したが (SJM 弁群: $P < 0.001$, ブタ異種弁群 $P < 0.001$), MS 群 (1.9 ± 0.3 m/sec, $P < 0.001$ or $P < 0.01$) に比べると有意に低値を示した。しかし人工弁群の中にはMS群と同様な数値を示した症例も多くみられた (図5)。なお人工弁の中ではブタ異種弁群がSJM 弁群より有意に高値を示した ($P < 0.01$)。圧較差半減時間は健常者群 70 ± 10 msec, SJM 弁群 90 ± 20 msec, ブタ異種弁群 130 ± 40 msec, MS 群 240 ± 70 msec であり、最大血流速度と同様に人工弁群では健常者群に比し高値を示し ($P < 0.01$ or $P < 0.001$)、かつブタ異種弁群の方がSJM 弁群よりも高値を示した。一方MS

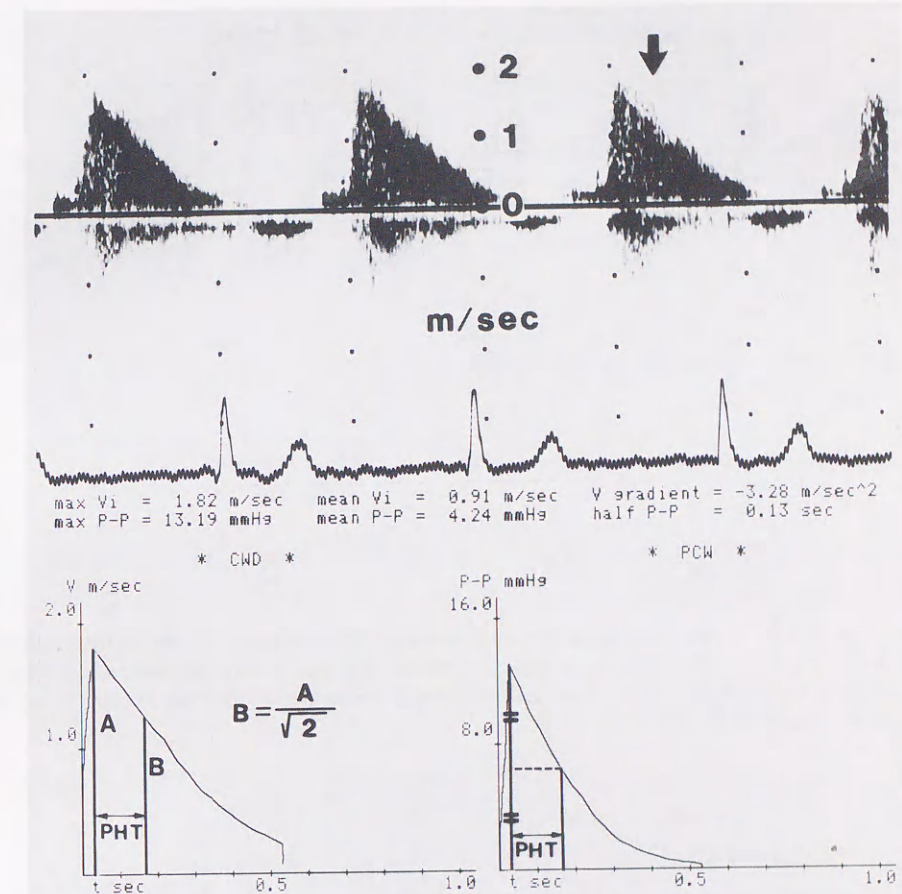


Fig. 2 Measurements of the flow velocity, pressure gradient and pressure half time obtained using the microcomputer method in a patient with mitral porcine xenograft valve. The upper panel shows a continuous wave Doppler echogram and an ECG. The left lower panel is the velocity curve of the third heart beat (black arrow) traced by light pen method, and the right lower one is the pressure gradient curve. max Vi=peak flow velocity; max P-P=peak pressure gradient; mean Vi=mean flow velocity; mean P-P=mean pressure gradient; PHT, half P-P=pressure half time; V gradient=velocity gradient.

群では人工弁群よりも明らかに高値であり、最大血流速度が人工弁群とMS群間で重なりが多数例でみられたのに対し、圧較差半減時間は一部の例を除き両者の間に明らかな差がみられた (図6)。最大圧較差と平均圧較差の結果は表2にまとめてあるが、結果は前述の2つの指標とほぼ同じであった。

一方高度の人工弁狭窄2例における最大血流速度は図7に示す如く2.5 m/secと2.9 m/secであり通常みられる人工弁置換例より明らかに高値を示し、MSと比べても重症例の値に近いものであった。圧較差半減時間は1例は420 msec、他の1例では拡張期ス

ロープがほぼ平坦で測定することが困難であり、著しく高度の狭窄を示唆した。最大圧較差はそれぞれ20 mmHgと30 mmHg、平均圧較差は14 mmHgと18 mmHgでMSの重症例の値に相当するものであった。

2) 人工弁のサイズによる弁開放能の比較

4指標を人工弁のサイズ毎に比較した結果は表3に示す通りであった。SJM 弁群では最大血流速度、最大圧較差および平均圧較差の3つの指標はサイズが大きくなるにつれてやや低値を示したが、有意差の認められたものはサイズ27 mmと31 mm間の最大血流速

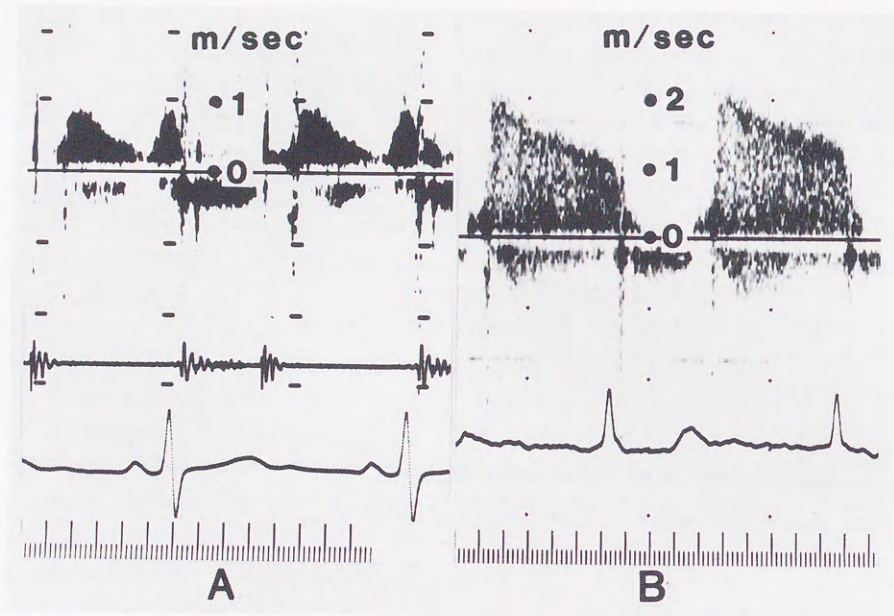


Fig. 3 Continuous wave Doppler echograms of mitral flow in a normal subject (panel A) and a patient with mitral stenosis (panel B). The values of the peak flow velocity and the pressure half time are 0.8 m/sec and 110 msec in panel A, 2.0 m/sec and 340 msec in panel B, respectively. They are increased in a patient with MS than those in a NS.

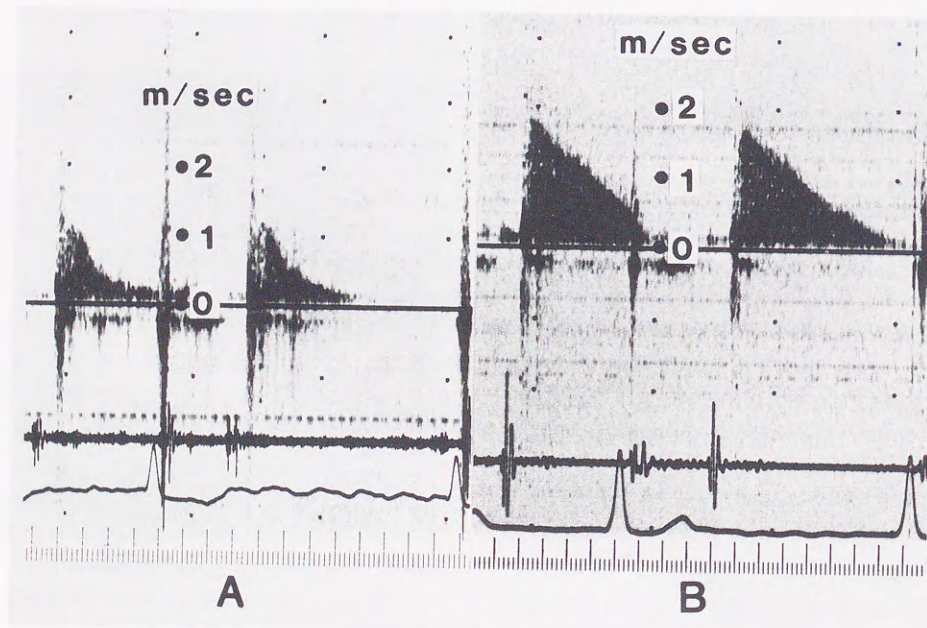


Fig. 4 Continuous wave Doppler echograms of patients having normal function of the St. Jude Medical valve (panel A) and the Carpentier-Edwards porcine xenograft valve (panel B) in the mitral position. The values of the peak flow velocity (Peak V) and the pressure half time (PHT) are increased in panel B (Peak V: 1.8 m/sec, PHT: 180 msec) compared to those in panel A (Peak V: 1.1 m/sec, PHT: 70 msec).

Table 2 Summary of measurements of 4 indices in patients with mitral prosthesis, normal subjects and mitral stenosis

Groups	Peak flow velocity (m/sec)	Pressure half time (msec)	Peak pressure gradient (mmHg)	Mean pressure gradient (mmHg)
St. Jude Medical valve (n=33)	1.4 ± 0.3	90 ± 20	7.9 ± 2.8	3.5 ± 1.1
Porcine Xenograft (n=20)	1.6 ± 0.3	130 ± 40	11.2 ± 4.0	4.8 ± 2.1
Normal Subjects (n=15)	0.8 ± 0.1	70 ± 10	2.8 ± 0.8	1.2 ± 0.4
Mitral stenosis (n=20)	1.9 ± 0.3	240 ± 70	14.6 ± 4.6	8.2 ± 3.8

P value: • = p < 0.02, ** = p < 0.01, *** = p < 0.001

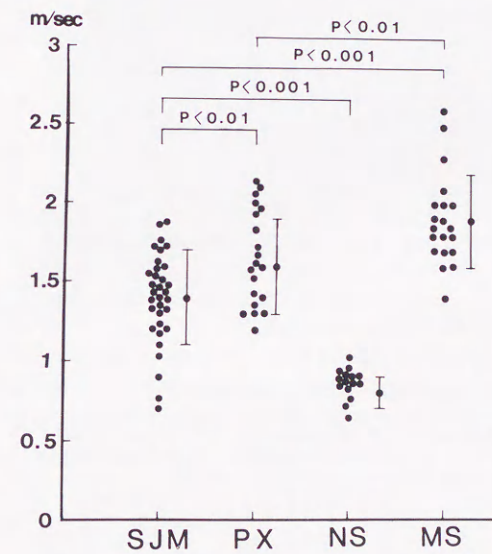


Fig. 5 Comparison of the peak mitral flow velocity among the St. Jude Medical (SJM) valve, porcine xenograft (PX) valve, native mitral valve of normal subjects (NS) and that of patients with mitral stenosis (MS). The values of the peak flow velocity in both prosthetic valves are significantly larger than those in NS but smaller than those in MS. They are significantly increased in patients with the PX valve compared to those with the SJM valve.

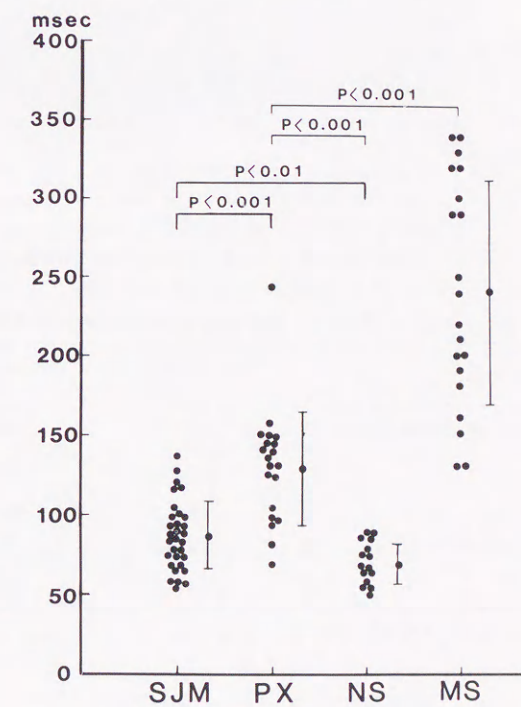


Fig. 6 Comparison of the pressure half time of the St. Jude Medical (SJM) valve, porcine xenograft (PX) valve, native mitral valve of normal subjects (NS) and that of patients with mitral stenosis (MS). The values of the SJM valve and the PX valve are significantly larger than those in NS and smaller than those in MS. They are significantly increased in patients with the PX valve compared to those with the SJM valve.

度においてのみであった (図 8A)。圧差半減時間はサイズ 27 mm よりも 31 mm のほうがやや延長していた (P < 0.05)。一方ブタ異種弁群においては 4 つの指標のいずれもサイズの大きい 31 mm の方がやや高値あるいは延長していたが、有意差は認められなかった (図 8B)。

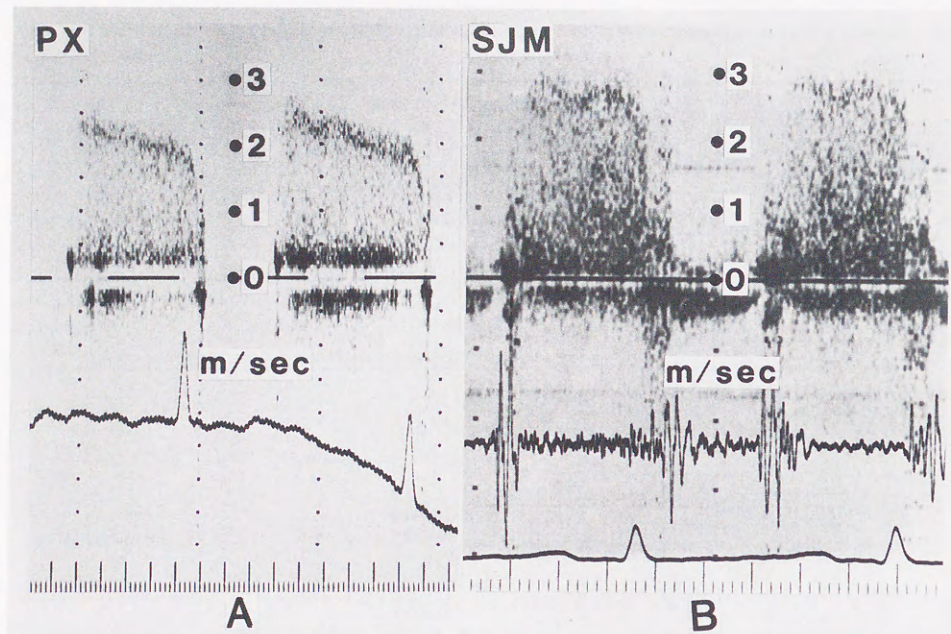


Fig. 7 Continuous wave Doppler echocardiograms of the mitral flow in two patients with severely stenotic prosthetic mitral valve. The values of the peak flow velocity are 2.5 m/sec in panel A and 2.9 m/sec in panel B. They are markedly increased compared to those in patients with normally functioning prosthetic valves. PX=porcine xenograft valve; SJM=St. Jude Medical valve.

Table 3 Summary of measurements of 4 indices in patients with mitral prosthesis

Groups	Peak flow velocity (m/sec)	Pressure half time (msec)	Peak pressure gradient (mmHg)	Mean pressure gradient (mmHg)
St. Jude Medical valve 27	1.5 ± 0.2	80 ± 10	9.4 ± 2.3	3.9 ± 0.9
29	1.4 ± 0.2	80 ± 20	7.6 ± 2.4	3.5 ± 1.0
31	1.3 ± 0.3	100 ± 30	6.9 ± 3.4	3.1 ± 1.3
Porcine Xenograft 29	1.5 ± 0.3	120 ± 30	9.7 ± 4.0	4.6 ± 2.8
31	1.7 ± 0.3	130 ± 50	12.1 ± 3.8	5.0 ± 1.7

P value : • = p < 0.05

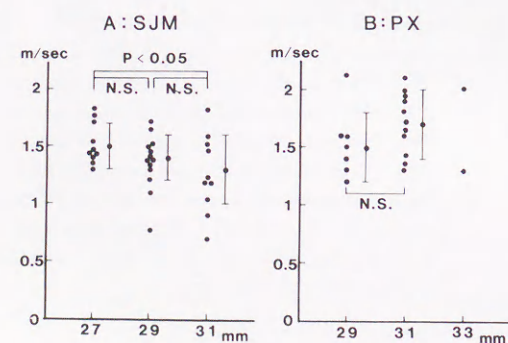


Fig. 8 Comparison of the peak mitral flow velocity and the valvular size in patients with St. Jude Medical (Panel A: SJM) and porcine xenograft (Panel B: PX) valves. The peak flow velocity of the SJM valve is lower in patients having larger valves (31 mm) than in those having smaller ones (27 mm). There are no significant differences of the values between the two sizes (29 mm and 31 mm) of the PX valve.

Table 4 Summary of the relationship between years after replacement (X) and 4 indices (Y) in patients with mitral prosthesis

Indices	Regression equation	r	P value
St. Jude Medical valve			
Peak flow velocity	$Y=0.1X+1.3$	0.53	<0.01
Peak pressure gradient	$Y=0.8X+6.8$	0.53	<0.01
Mean pressure gradient	—	—	NS
Pressure half time	—	—	NS
Porcine xenograft valve			
Peak flow velocity	$Y=0.1X+1.4$	0.62	<0.01
Peak pressure gradient	$Y=0.7X+7.8$	0.60	<0.01
Mean pressure gradient	$Y=0.3X+3.3$	0.50	<0.01
Pressure half time	—	—	NS

3) 術後経過年数による弁開放能の比較

4 指標と術後経過年数との間における相関は表4に示す通りであった。SJM 弁群では術後最大7年、ブタ異種弁群では術後最大12.5年の僧帽弁血流速度を記録することができた。その結果 SJM 弁群における最大血流速度は経年数が増えるに従い徐々に増大し、その値 (Y) と経年数 (X) との間には $Y=0.1X+1.3$ ($r=0.53, P<0.01$) の関係が認められた (図9A)。また最大圧較差でも $Y=0.8X+6.8$ ($P<0.01$) の正相関が認められた。しかし SJM 弁群の平均圧較差と圧較差半減時間は経年数が増えても増大は認められなかった

(図9B, 表4)。

ブタ異種弁群においても最大血流速度は経年数が増えるに従い徐々に増大し、その値 (Y) と経年数 (X) との間には $Y=0.1X+1.4$ ($r=0.62, P<0.01$) の関係が認められた (図10A)。同様に最大圧較差、平均圧較差も経年数が増すに従い徐々に増大した (表4)。しかし圧較差半減時間は経年数との間に有意な相関はみられなかった。ただし術後4年以上経過した症例の中で、更に2.8年後に経過観察をすることのできた5例中4例において圧較差半減時間は明らかに増大を示していた (図10B)。

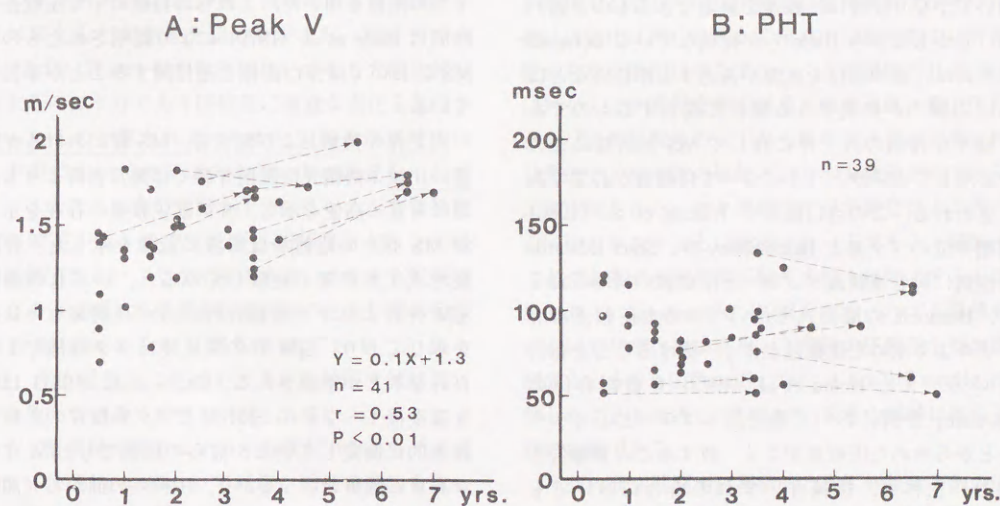


Fig. 9 The relationship between the peak mitral flow velocity (panel A: Peak V) and the pressure half time (panel B: PHT) and the years after the valve replacement in patients with St. Jude Medical valves. The Peak V is increased as the more years pass, but no significant change of the PHT is observed.

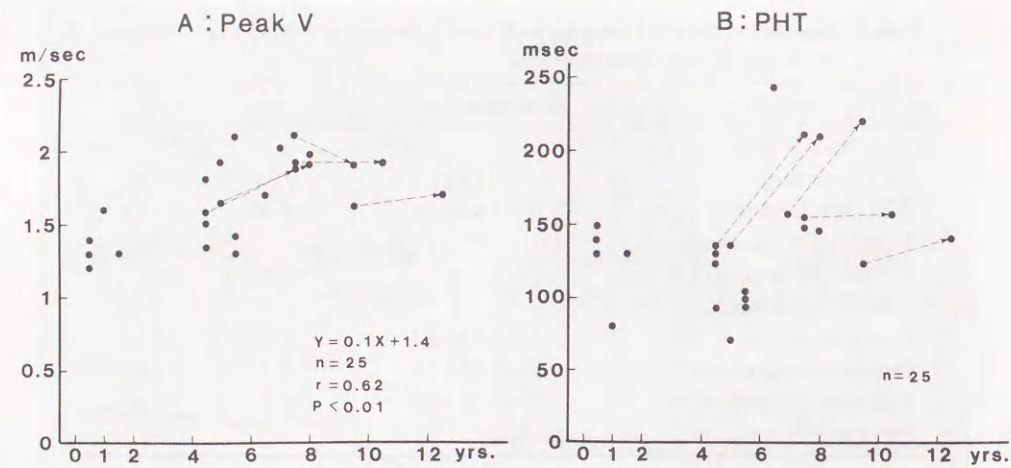


Fig. 10 The relationship between the peak mitral flow velocity (panel A: Peak V) and the pressure half time (panel B: PHT) and the years after the valve replacement in patients with porcine xenograft valves. The Peak V is significantly increased as the more years pass.

4. 考 案

Hatle et al. (1978) は連続波ドプラー法より MS の血流最大速度を求め、Bernoulli の簡易式を用いて弁口部圧較差を非観血的に測定し得ることをはじめて報告した。その後著者らも MS の症例において左房-左室間圧較差と連続波ドプラーの同時記録を施行して、この式の妥当性を支持する結果を報告しており(鄭、木佐貫ら1985)、MS においては連続波ドプラーを用いてかなり正確に圧較差を測定できるものと思われる。しかしながら Hatle らが提唱している Bernoulli の簡易式は、狭窄部位を血流が通過する際粘性などによる圧力損失が無視できる場合に成立するものであり、様々な種類の人工弁に対して MS と同様にこの式を応用してよいかどうかについては検討が必要であると思われる。この点に関して Wilkins et al. (1986) は僧帽弁位のブタ弁と Björk-Shiley 弁、Starr Edwards 弁の症例に対し連続波ドプラーと圧曲線の同時記録を行い、Bernoulli の簡易式を用いて求めた圧較差は心カテテルより求めた圧較差とよく一致することを報告している。また Holen et al. (1979) も僧帽弁位の Björk-shiley 弁例において連続波ドプラーと心カテテルとから求めた圧較差がよく一致することを報告しており、生体弁、機械弁いずれの場合においても Bernoulli の簡易式が成立することが示唆される。図 11 は僧帽弁位ブタ異種弁における連続波ドプラーエコーと左室圧、肺動脈楔入圧およびこれらの圧較差曲

線の同時記録であるが、連続波ドプラーの血流速度波形は圧較差曲線とよく相関していることが示されている。このことから連続波ドプラー法を用いて弁開放能を評価することは信頼性の高い方法であると思われる。著者らが連続波ドプラー法を用いて測定したブタ異種弁の平均圧較差は Lipson et al. (1981) が観血的に求めた圧較差の値と近似している。

今回の研究で著者は弁開放能の評価をおこなうのに 4 つの指標を用いた。これらの指標の中で圧較差半減時間は Hatle et al. (1979) により提唱されたもので、MS においては弁口面積と逆相関することが報告されている。

人工弁の種類および健常者、MS 群における弁開放能の比較：僧帽弁位置換弁群では健常者群よりも 4 指標は有意に高値を示し、弁口部圧較差の存在を示したが MS 群との比較では有意に低値を示した。弁開放能を人工弁群間で比較してみると、いずれの指標も SJM 弁群よりブタ異種弁群の方が高値あるいは延長を示しており、SJM 弁の開放能はブタ異種弁よりも良好なことが示唆される。Chaux et al. (1981) は僧帽弁置換後 1~2 日の SJM 弁とブタ異種弁の圧較差を観血的に測定しているが彼らの結果でも SJM 弁の方が有意に低値を示しており、圧較差の面から弁開放能を評価する限り、SJM 弁の方がブタ異種弁よりもやや有利ということが出来る。

人工弁のサイズによる比較：SJM 弁群において最

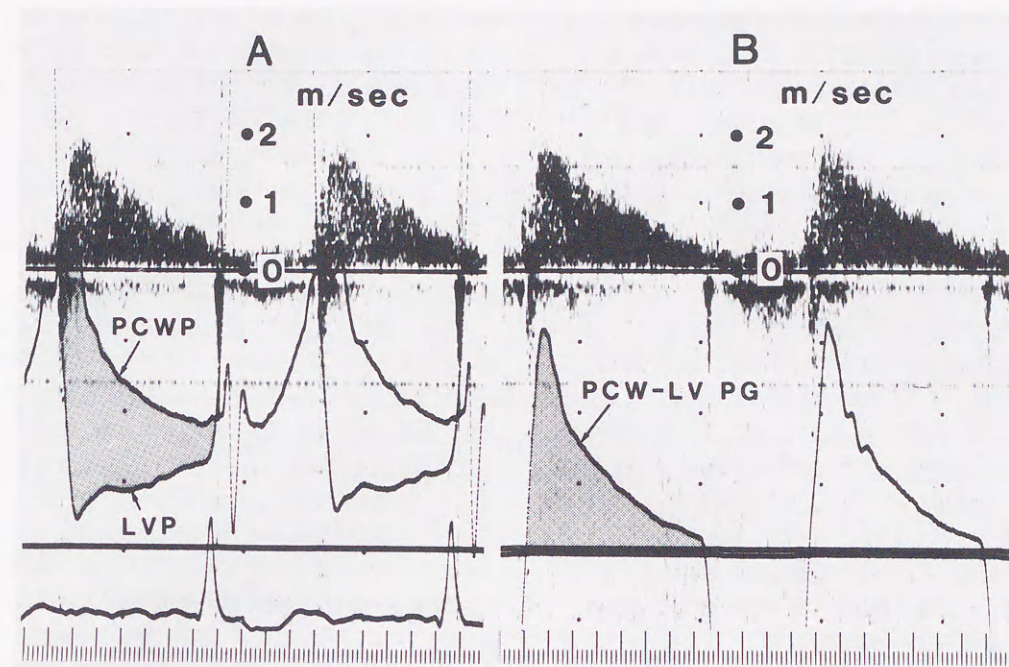


Fig. 11 Simultaneous recordings of continuous wave Doppler echocardiogram (CWD) of the mitral flow and the pressure tracings in a patient with mitral porcine xenograft valve. Panel A: The pulmonary capillary wedge pressure (PCWP) and the left ventricular pressure (LVP) are recorded simultaneously with CWD. Panel B: The pressure gradient (PG) between the PCWP and the LVP are recorded with CWD. The pattern of the flow velocity is similar to that of pressure gradient.

大血流速度、最大圧較差および平均圧較差はいずれもサイズが大きくなるに従い若干低値を示したが統計学的にはほとんど有意差を認めなかった。SJM 弁のサイズ 27, 29, 31 mm の弁口面積はいずれも弁開放能を維持するのに十分であり圧較差に有意な変化を及ぼさなかったものと思われる。しかし圧較差半減時間は SJM 弁群においてサイズの大きい方が延長を示していた。このことは弁口面積が十分に広い人工弁置換例では圧較差が低いので圧較差半減時間を MS と同様には評価できないことが示唆される。また左室拡張障害を有する症例では僧帽弁血流波形の拡張早期の傾きが緩やかになることも報告されており(北畠ら 1982)、左室拡張能に及ぼす因子が圧較差半減時間に影響を与えている可能性も示唆される。

一方ブタ異種弁群では 4 つの指標がいずれもサイズ 29 mm より 31 mm において高値が延長の傾向を示したが有意ではなく、弁のサイズによる弁開放能の差は証明されなかった。

術後経過年数による比較：SJM 弁群では最大血流

速度と最大圧較差は経年数が増えるに従い徐々に増加する傾向を示したが、圧較差半減時間および平均圧較差には変化はみられず、7 年以内の経年数では弁開放能に有意な変化はきたさないことが示唆される。これに対してブタ異種弁群では最大血流速度、最大圧較差および平均圧較差のいずれも経年数と共に有意に増大したので、経年数の増加とともに弁機能が低下することが示唆された。ブタ異種弁が経年変化により弁尖の石灰化をきたすことは断層エコー上でもよく経験することであるが、弁口部圧較差も徐々に増大するものと思われる。Lipson et al (1981) は同一のブタ異種弁例において僧帽弁置換直後と 7 年後の圧較差を観血的に測定し、 5.9 ± 0.7 mmHg から 8.6 ± 0.7 mmHg に増加したことを報告しているが、著者の成績は彼らと同様の成績である。

今回の研究期間中に経験した人工弁狭窄 2 例の圧較差は他の人工弁置換例よりも異常に高値を示し、MS 群の中でも重症例の圧較差に相当するものであった。この 2 例は連続波ドプラー法により人工弁狭窄の診断

と重症度評価が行われ、心カテーテル検査を行うことなく再弁置換術が施行された。このように再弁置換を必要とする人工弁狭窄例に対して、連続波ドプラー法は心カテーテル検査における弁口部圧較差測定に代り得る検査法であり、人工弁狭窄の診断に極めて有用な検査法であることが示唆される。

II 大動脈弁位置換弁における検討

1. 緒言

大動脈弁位置換弁の弁開放能を非観血的に評価する方法としては、大動脈弁閉鎖音のスペクトル分析 (Stein et al. 1980), Cinefluoroscopy による弁開放角の測定 (Sands et al. 1982), M モード心エコー法による弁開放の時相分析 (Kotler et al. 1983) 等が行われているが、これらの方法では弁開放能の定量的評価には限界がある。また今まで非観血的に弁口部圧較差の測定を試みた報告は少ない (Weinstein et al. 1983)。

この研究の目的は連続波ドプラー法を用いて大動脈弁位置換弁の弁口部血流最大速度を求めて圧較差を算出し、これが弁の種類、サイズ、術後経過年数によりどのように変化するかを検討することである。

2. 対象および方法

対象は大動脈弁位置換弁40例 (男28, 女12例) である。その内訳は Björk-Shiley 弁群21例 (弁置換後1~18カ月), St. Jude Medical (SJM) 弁群12例 (弁置換後6~48カ月), Carpentier-Edwards プタ異種弁群7例 (弁置換後48~84カ月) である。弁のサイズは表5に示す通りである。各弁の有効弁口面積は、同じサイズでも弁の種類により若干異なるがサイズが大きい程大である。対照として健常者群25例 (男14, 女11例) を用いた。各群の平均年齢は Björk-Shiley 弁群 48±14

歳 (26~69歳), SJM 弁群 48±11 歳 (32~64歳), Carpentier-Edwards 弁群 49±8 歳 (42~58歳), 健常者群 45±15 歳 (21~66歳) であり各群間で有意差を認めなかった。尚 Björk-Shiley 弁群の5例, SJM 弁群の2例および Carpentier-Edwards 弁群の3例の計10例については、弁開放能の経過観察を同一症例で検討するために約2年後の検査結果と比較した。

装置は僧帽弁位置換弁で用いたものと同じである。連続波ドプラーの記録は左室心尖部、胸骨右縁第2肋間、鎖骨上窩の3方向より施行した。大動脈弁口を通過する血流とドプラーのビームとのなす角度は不明であるが high pitched の Doppler audio-signal を聴取しながら、血流速度波形が明瞭に記録できる時、その方向における血流最大速度であるとした。角度による血流最大速度の過少評価を小さくするために、3方向より得られた速度のうち最大のものを大動脈弁を通過する最大血流速度とした。弁開放能の評価には最大血流速度 (Peak velocity), 最大圧較差 (Peak pressure gradient) および平均圧較差 (Mean pressure gradient) の3つの指標を用いた。これらの指標の計測は僧帽弁位置換弁と同様にマイクロコンピューターを用いて light pen method により血流速度波形をトレースすることにより自動的に求め、連続5~10心拍の平均値をその値とした。

3. 結果

健常者群の全例と大動脈弁位置換弁群の40例中33例 (83%) において明瞭な血流速度波形を得ることができた。最大血流速度は健常者群では25例中21例は左室心尖部より、4例は鎖骨上窩あるいは胸骨右縁第2肋間より得られた。大動脈弁位置換弁群では33例中24例 (73%) は左室心尖部、8例 (24%) は胸骨右縁第2肋間、1例 (3%) は鎖骨上窩より得られた。連続波

Table 5 Subjects

Groups	Number	age (yr)	valvular size (mm)						
			19	21	23	25	27	29	31
Björk-Shiley valve	21	48±14	4	1	5	6	2	2	1
St. Jude Medical valve	12	48±11	1	5	6	—	—	—	—
Carpentier-Edwards valve	7	49±8	—	—	3	1	2	1	—
Normal subject	25	45±15	—	—	—	—	—	—	—

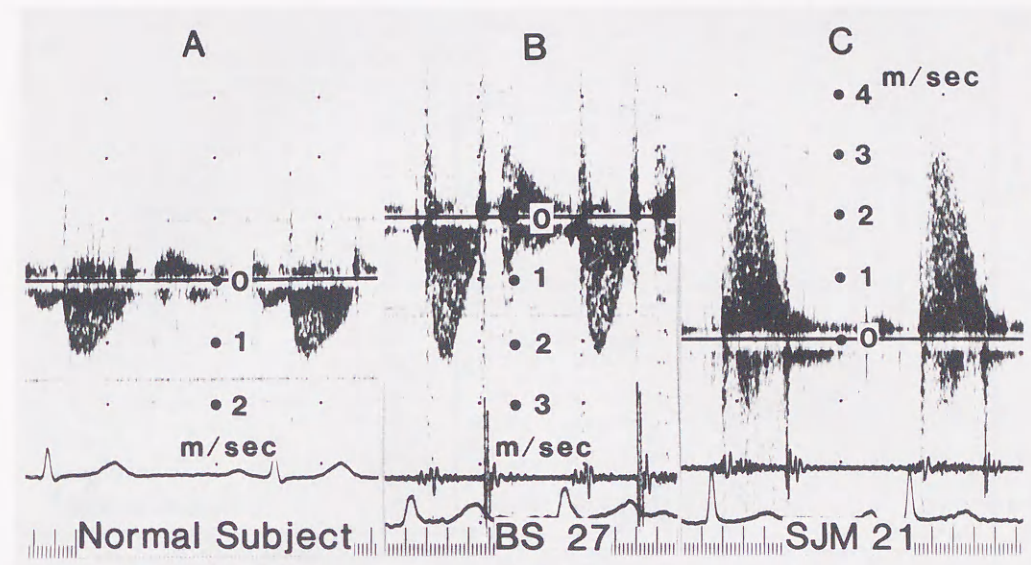


Fig. 12 Continuous wave Doppler echocardiograms of the aortic flow in a normal subject (A) and in patients with prosthetic aortic valves (B, C). They are recorded from the left ventricular apex in panel A and B and from the right parasternal border of the second intercostal space in panel C. The peak velocity is 1.2 m/sec in panel A, 2.3 m/sec in panel B and 3.0 m/sec in panel C. BS=Björk-Shiley valve, SJM=St. Jude Medical valve.

ドプラーによる血流速度波形は左室心尖部より記録したものは探触子より遠ざかる下向きの血流として示され (図12 A, B), 胸骨右縁第2肋間あるいは鎖骨上窩より記録したものは探触子に近づく上向きの血流として表示された (図12 C)。

- 1) 人工弁の種類および健常者における弁開放能の比較
- 3 指標の平均値を各人工弁群と健常者群間で比較した結果を表6に示す。最大血流速度の平均は Björk-Shiley 弁群 2.5±0.6 m/sec, SJM 弁群 2.7±0.4

m/sec, Carpentier-Edwards 弁群 2.7±0.7 m/sec, 健常者群 1.1±0.2 m/sec であり、人工弁群はいずれの弁も健常者群より有意に高値を示したが (P<0.001), 各人工弁群の間では有意差は認められなかった (図13)。最大圧較差の平均は Björk-Shiley 弁群 26±12 mmHg, SJM 弁群 30±9 mmHg, Carpentier-Edwards 弁群 31±15 mmHg であった。各人工弁群間では有意差は認められなかったが、いずれの人工弁も有意の圧較差を有しており、最大圧較差が 30 mmHg 以上を示した症例が13例、約40%に認められた (図

Table 6 Summary of measurements of 3 indices in patients with aortic prosthesis and normal subjects

Groups	Peak flow velocity (m/sec)	Peak pressure gradient (mmHg)	Mean pressure gradient (mmHg)
Björk-Shiley valve	2.5±0.6	26±12	14±6
St. Jude Medical valve	2.7±0.4	30±9	16±5
Carpentier-Edwards valve	2.7±0.7	31±15	18±9
Normal subject	1.1±0.2	5±2	3±1

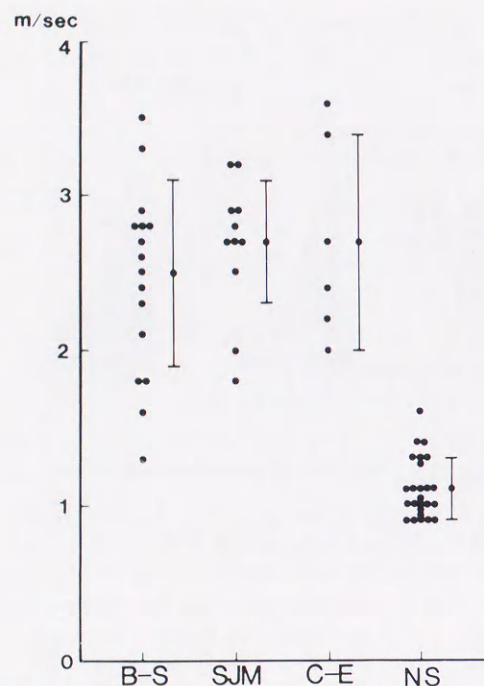


Fig. 13 Comparison of the peak aortic flow velocities among patients with Björk-Shiley (B-S), St. Jude Medical (SJM), Carpentier-Edwards (C-E) valves and normal subjects (NS). The peak flow velocity of patients with prosthetic valves is significantly increased compared with that of the NS ($P < 0.001$), but does not differ significantly among the 3 groups of prosthetic valves.

14).

2) 人工弁のサイズによる弁開放能の比較

図15に Björk-Shiley 弁群における最大血流速度と弁のサイズとの関係を示す。サイズが小さい程最大血流速度は高値を示しており、有効弁口面積 (X) と最大血流速度 (Y) との間には $Y = -0.4X + 3.5$ ($r = -0.62$, $P < 0.01$) の関係式が認められた。Björk-Shiley 弁群のサイズと最大圧較差および平均圧較差との関係においても表7に示す如く有意の相関が示された。人工弁の種類とサイズ別に平均圧較差の平均値を比較検討した結果は表8に示す通りである。この結果から明らかのように、SJM 弁群でもサイズが小さい程弁口部圧較差が高値を示している。しかし Carpentier-Edwards 弁 29 mm の1例では弁のサイズが大きいにもかかわらず平均圧較差は 32 mmHg と高値を示し、

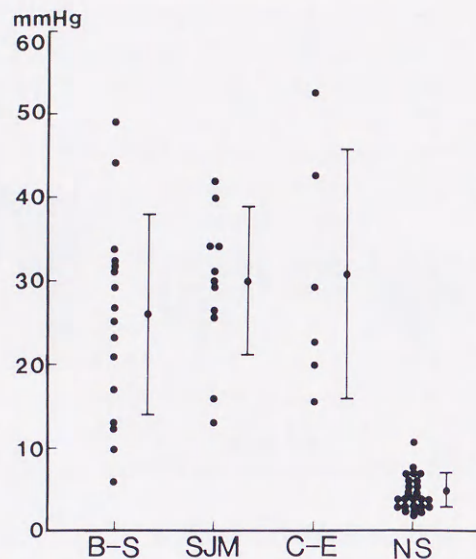


Fig. 14 Comparison of the peak aortic pressure gradients of patients with Björk-Shiley (B-S), St. Jude Medical (SJM), Carpentier-Edwards (C-E) valves and that of normal subjects (NS). The peak pressure gradient of patients with prosthetic valves is significantly increased compared with that of the NS ($P < 0.001$), but is not significantly different among the 3 groups of prosthetic valves.

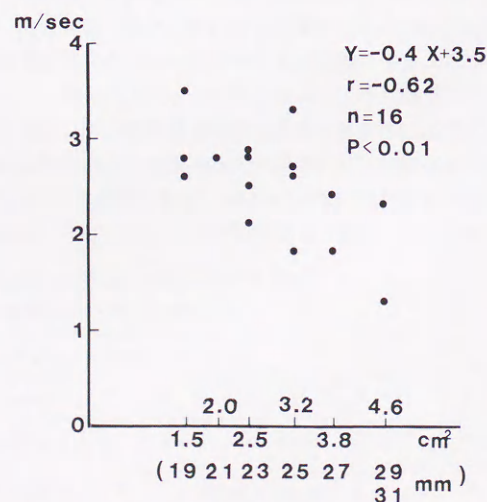


Fig. 15 Comparison of the peak flow velocity and valvular size of Björk-Shiley aortic valves. A clear correlation between the peak flow velocity (Y) and the valvular size (X) is observed.

Table 7 Summary of the relationship between valvular size (X) and three indices (Y) in Björk-Shiley aortic valve

Indices	Regression equation	r	P value
Peak flow velocity	$Y = -0.4X + 3.5$	-0.62	<0.01
Peak pressure gradient	$Y = -6.8X + 45.9$	-0.60	<0.01
Mean pressure gradient	$Y = -4.1X + 25.7$	-0.65	<0.01

Table 8 Summary of the mean pressure gradients in 3 groups of aortic prosthesis

Groups	Size					
	19 mm (mmHg)	21 mm (mmHg)	23 mm (mmHg)	25 mm (mmHg)	27 mm (mmHg)	29/31 mm (mmHg)
Björk-Shiley valve	21 ± 7 (n=3)	16 (n=1)	14 ± 4 (n=4)	14 ± 7 (n=4)	9 ± 4 (n=2)	7 ± 6 (n=2)
St. Jude Medical valve	23 (n=1)	16 ± 5 (n=5)	13 ± 3 (n=5)	—	—	—
Carpentier-Edwards valve	—	—	17 ± 12 (n=2)	17 (n=1)	12 ± 1 (n=2)	32 (n=1)

サイズ以外の因子例えば弁硬化による人工弁狭窄などが関与していることが示唆された。

3) 術後経過年数による弁開放能の比較

最大血流速度は弁のサイズの影響を受けることが判明したので、経年数による弁口部圧較差の変化を種々のサイズが混在している症例間で比較するのは困難であった。このため同一症例で2年後に再検することができた10例に対して2年後の最大血流速度を比較した。図16に示す通り2年前の最大血流速度 (A) は

2.9 ± 0.7 m/sec, 2年後 (B) は 3.1 ± 0.9 m/sec であり両群間で有意な変化は認められなかった。しかし個々の症例を分析すると Carpentier-Edwards 弁の1例と Björk-Shiley 弁の1例では最大血流速度が明らかに増大していた。

最大圧較差も2年前 34 ± 14 mmHg, 2年後 40 ± 25 mmHg と有意な変化は示さなかったが、最大血流速度が有意に増大した2例では弁口部圧較差の増大は一層明らかとなった (図16)。図17にその1例を示す。

4. 考案

大動脈弁置換弁では観血的な検査が困難であるため、連続波ドプラー法を用いて非観血的に弁口部圧較差を測定できることは臨床的に極めて意義深いことと思われるが、大動脈弁置換弁において連続波ドプラーから得られた圧較差の信頼性はどうか。大動脈弁置換弁において連続波ドプラー法より得られた圧較差と観血的に測定した圧較差とを比較検討した報告は少ないが (Burstow et al. 1989), 血行動態的には大動脈弁狭窄の場合と同じであると思われる。大動脈弁狭窄については, Hatle et al. (1980), Berger et al. (1984) および著者ら (鄭, 木佐貫ら1985) は, Bernoulli の簡易式を用いて連続波ドプラーより求めた圧較差が心カテテルより得られた圧較差とよく一致することを報告している。図18は大動脈弁狭窄の1例における連続波ドプラー法と左室, 大動脈圧および左室・大動脈間圧較差との同時記録である。パネル A

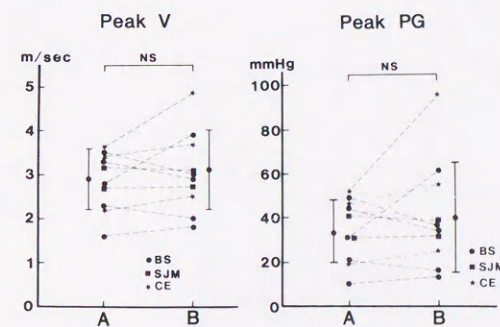


Fig. 16 Comparison of the peak flow velocity (Peak V) and the peak pressure gradient (Peak PG) of the same patients of aortic valve prosthesis recorded in 1984 (A) and 1986 (B). Both of the Peak V and the Peak PG show similar value in 1984 and in 1986 except 2 patients. BS = Björk-Shiley valve, SJM = St. Jude Medical valve, C-E = Carpentier-Edwards valve.

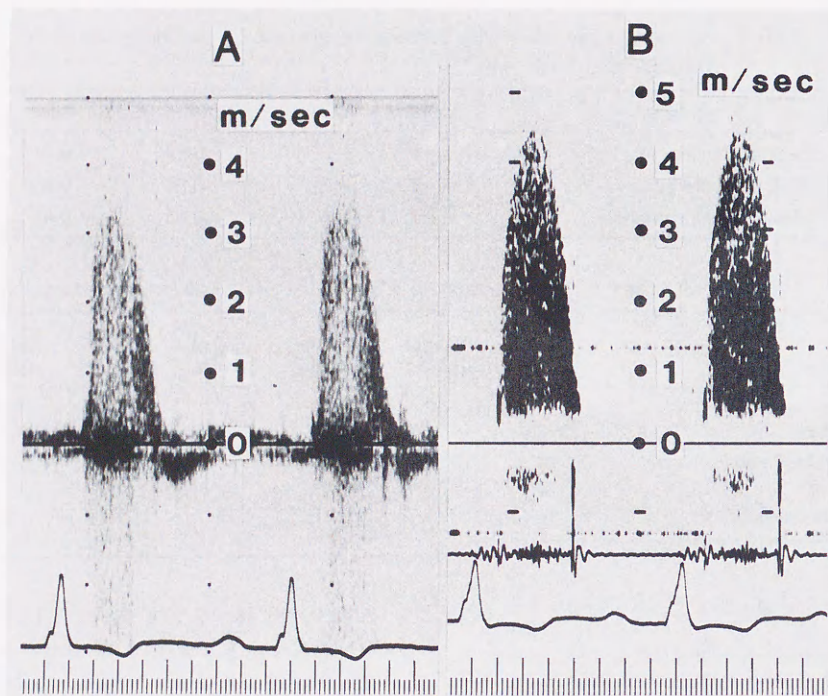
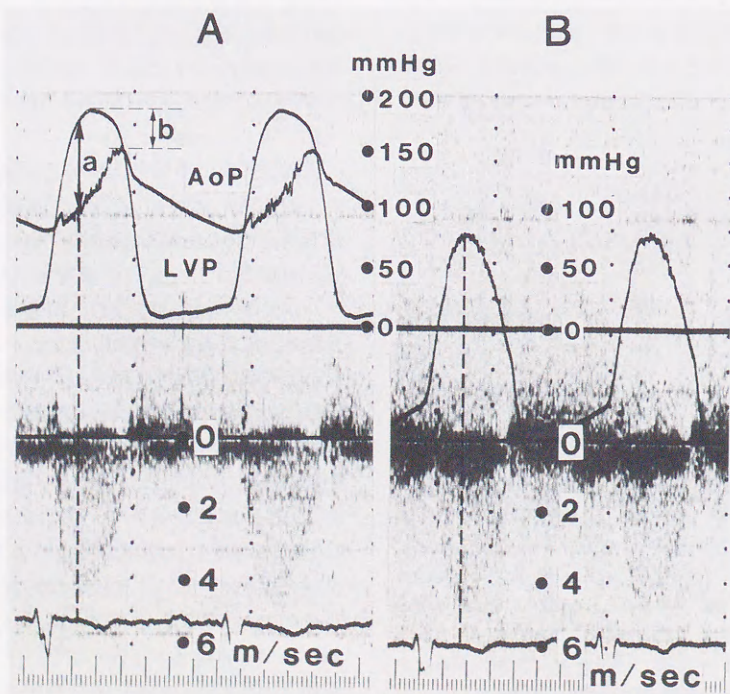


Fig. 17 Continuous wave Doppler echograms of the aortic flow recorded in 1984 (A) and 1986 (B) in a patient with Carpentier-Edwards aortic valve prosthesis. The peak flow velocity of panel B (4.4 m/sec) is significantly increased compared to that of panel A (3.2 m/sec).



では、ドプラーの血流最大速度の時相は同時圧記録上の最大圧較差の時相に一致し、これより算出される圧較差 67 mmHg は圧曲線上の圧較差 74 mmHg と近似した値を示している。このことはパネル B の左室・大動脈間圧較差曲線上の波形がドプラーの血流速度波形と類似しており、そのピークの時相と値がドプラーのそれとよく一致していることから明らかである。このように連続波ドプラーより得られる血流速度波形は左室・大動脈間圧較差曲線を鋭敏に反映していることが理解できる。一方心カテーテル検査でよく用いられる peak to peak の圧較差はパネル A の (b) に示されているように、最大圧較差 (a) より低値を示すことが多い (Berger et al. 1984, Hatle 1985). Currie et al. (1985) は 100 例の大動脈弁狭窄に対し連続波ドプラーと圧の同時記録を行っているが、最大圧較差 (X) と peak to peak の圧較差 (Y) との間には $Y = 0.84X - 13.7$ (mmHg) の式で有意の相関が認められると報告しており、連続波ドプラー法で求めた弁口部圧較差の評価は、心カテーテル検査から求められる peak to peak の値よりも正確であることが示唆される。

しかし連続波ドプラー法を用いて大動脈弁を通過する血流最大速度を求める場合に大切なことは、ドプラービームを大動脈血流に対してできるだけ平行に入射することであり、できない時には角度補正を必要がある。しかし両者のなす角度は三次元的なものであり、真の角度を求めることは実際上不可能であることと、また角度が 20 度以下であれば誤差は 6% 以下と小さいので (Holen et al. 1979, Lewis et al. 1984), 大動脈血流速度が明瞭に記録される時にはこの角度を 0 度と仮定して血流最大速度を求めても良好な結果が得られている (Holen et al. 1976, Hatle et al. 1978, Hatle et al. 1980, Lima et al. 1983, 鄭, 木佐貫ら 1985). この研究ではさらに左室心尖部、胸骨右縁第 2 肋間、鎖骨上窩の 3 方向から血流最大速度を求めて、これらの中の最大値をその値としたために、誤差は一層小さくなり無視しうるものと思われる。

最近 Burstow et al. (1989) は大動脈弁置換弁の

圧較差を連続波ドプラー法と心臓カテーテル法を用いて同時に記録し、両者の間で良好な相関が得られたことを報告している。

今回の成績より、大動脈弁置換弁は健常者に比べて有意に高い弁口部圧較差を有しており、ごく軽度の大動脈弁狭窄に似た状態であることが明らかにされた。一方人工弁の種類による比較では、機械弁である Björk-Shiley 弁, SJM 弁, 生体弁である Carpentier-Edwards 弁の間に弁口部圧較差の有意差をみとめず、人工弁の種類による差異はないものとみなすことができる。一方この圧較差は人工弁のサイズにより有意に異なることが示されたが、これはサイズの小さい弁では弁口面積が絶対的に小さくなるために、有意に高い圧較差を生ずるものと思われる。この点に関しては観血的方法を用いて測定した検討でも同様の結果が報告されている。すなわち Björk et al. (1971, 1973), Levang et al. (1979) は Björk-Shiley 弁において、また Chaitman et al. (1979) は Carpentier-Edwards 弁において、弁のサイズが小さい程圧較差が高値を示したことを報告しており、この成績は彼らの報告したサイズ別の平均圧較差の成績を支持するものである。一方 Chaux et al. (1981) は SJM 弁の平均圧較差を検討した結果、いずれのサイズでも数 mmHg しかなく、弁のサイズによる圧較差の差異も小であったと述べている。しかし彼等の報告は術後 24~48 時間以内に測定したものであり、本研究で検討した慢性期の症例における圧較差とは異なっているので、両者を単純に比較することはできないと思われる。

以上大動脈弁置換弁の圧較差は僧帽弁置換弁と異なりサイズにより異なる可能性があるため、人工弁狭窄の診断をする際には弁のサイズも考慮に入れて検討する必要があると考えられる。このように大動脈弁位の人工弁機能にはサイズが影響するので、人工弁の経年変化を検討するためには人工弁のサイズを一定にして比較する必要がある。しかし今回の検討では症例数、観察期間とも不十分であり経年的変化に関しては結論を出すことはできない。ただし同一症例で 2 年間

Fig. 18 Simultaneous recordings of continuous wave Doppler echogram (CWD) and the pressure tracings in a patient with aortic stenosis. panel A: The left ventricular pressure (LVP) and the aortic pressure (AoP) are recorded simultaneously with CWD (a: maximum pressure gradient (PG), b: PG between the peak LVP and the peak AoP). Panel B: The PG between the LVP and the AoP is recorded simultaneously with CWD. The timing of the peak of the flow velocity is the same as that of maximum PG between the LVP and the AoP. It is indicated that the PG obtained from CWD is almost identical with the maximum PG (a). The peak to peak PG (b) is lower than the maximum PG (a).

観察することのできた10例中2例において、圧較差が明らかな増大を示したことは、大動脈弁位置換弁においても経年的変化が十分おこり得ることが示唆される。この点に関しては今後症例を重ねて十分検討されるべきである。

総 括

連続波ドプラー法を用いて僧帽弁位置換弁および大動脈弁位置換弁の弁口部血流最大速度を求め、弁開放能を評価した。さらに人工弁の種類、サイズ、術後経過年数ごとに比較検討した。

I. 僧帽弁位置換弁ではSJM弁群34例とブタ異種弁群21例の計55例を対象とし、僧帽弁狭窄群20例と健常者群15例をコントロールとした。弁開放能の評価には最大血流速度、圧較差半減時間、最大圧較差および平均圧較差の4指標を用いた。その結果は次の通りであった。

1. 人工弁置換群は健常者群より高い弁口部圧較差を有したが、僧帽弁狭窄群よりは低値であった。人工弁の種類ではSJM弁群の方がブタ異種弁群よりも弁開放能は良好であった。
2. 弁のサイズによる弁開放能の差はSJM弁群、ブタ異種弁群のいずれにおいても軽微であった。
3. 術後経過年数による検討では、SJM弁群の7年以内の症例においては経年変化は認められなかった。一方ブタ異種弁群の12年以内の症例において弁開放能の経年的低下を認めた。

II. 大動脈弁位置換弁では、Björk-Shiley弁群21例、SJM弁群12例、Carpentier-Edwards弁群7例の計40例を対象とし、健常者群25例をコントロールとした。左室心尖部、鎖骨上窩、胸骨右縁第2肋間より血流最大速度を求め、これらの中の最大値を最大血流速度とした。弁開放能を評価するために最大血流速度、最大圧較差および平均圧較差の3つの指標を求めた。その結果は次の通りであった。

1. 大動脈弁位置換弁群の圧較差は健常者群に比し、どの弁も有意に高値を示した。しかし人工弁の種類による差は認められな

かった。

2. 弁のサイズと弁開放能の比較では、Björk-Shiley弁群ではサイズが小さい程最大血流速度は高値を示し、有効弁口面積(X)と最大血流速度(Y)との間に $Y = -0.4X + 3.5$ ($r = -0.62$, $P < 0.01$)の関係式が得られた。
3. 術後経過年数による検討は未だ不十分であるが、10例を2年間経過観察した結果では、平均圧較差の変化は認められなかった。

謝 辞

稿を終えるに臨み、終始懇切丁寧な御指導、御校閲を賜りました恩師田中弘允教授に深く感謝致します。また本研究に御指導、御協力下さった第一内科超音波研究室並びに教室の諸先生方に厚く御礼申し上げます。

なお本論文の要旨は第29回および第30回臨床心臓図学会で発表した。

文 献

- 1) Berger, M., Berdoff, R. L., Gallerstein, P. E., Goldberg, E. (1984): Evaluation of aortic stenosis by continuous wave Doppler ultrasound. *J. Am Coll Cardiol*, 3, 150-156.
- 2) Björk, V. O., Holmgren, A., Olin, C., Ovenfors, C. O. (1971): Clinical and hemodynamic results of aortic valve replacement with the Björk-Shiley tilting disc valve prosthesis. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg*, 5, 177-191.
- 3) Björk, V. O., Henze, A., Holmgren, A., Szamosi, A. (1973): Evaluation of the 21 mm Björk-Shiley tilting disc valve in patients with narrow aortic roots. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg*, 7, 203-213.
- 4) Brodie, B. R., Grossman, W., McLaurin, L., Starek, P. J. K., Craige, E. (1976): Diagnosis of prosthetic valve malfunction with combined echophonocardiography. *Circulation*, 53, 93-100.
- 5) Burstow, D. J., Nishimura, R. A., Bailey, K. R., Reeder, G. S., Holmes, D. R., Seward, J. B., Tajik, A. J. (1989): Continuous wave Doppler echocardiographic measurement of prosthetic valve gradients. A simultaneous Doppler-Catheter correlative study. *Circulation*, 80, 504-514.

- 6) Chaitman, B. R., Bonan, R., Lepage, G., Tubau, J. F., David, P. R., Dyrda, I., Grondin, C. M. (1979): Hemodynamic evaluation of the Carpentier-Edwards porcine xenograft. *Circulation*, 60, 1170-1182.
- 7) Chau, A., Gray, R., Matloff, J. M., Feldman, H., Sustaita, H. (1981): An appreciation of the new St. Jude valvular prosthesis. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 81, 201-211.
- 8) Currie, P. J., Seward, J. B., Reeder, G. S., Vliestra, R. E., Bresnahan, D. R., Bresnahan, J. F., Smith, H. G., Hagler, D. J., Tajik, A. J. (1985): Continuous wave Doppler echocardiographic assessment of severity of calcific aortic stenosis: A simultaneous Doppler catheter correlative study in 100 adult patients. *Circulation*, 71, 1162-1169.
- 9) Harken, D. E., Soroff, H. S., Taylor, W. J., Lefemine, A. A., Gupta, S. K., Lurizer, S. (1960): Partial and complete prostheses in aortic insufficiency. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 40, 744-762.
- 10) Hatle, L. (1985): Assessment of aortic blood flow velocities with continuous wave Doppler ultrasound in the neonate and young child. *J Am Coll Cardiol*, 5, 113S-119S.
- 11) Hatle, L., Brubakk, A., Tomsdal, A., Angelsen, B. (1978): Noninvasive assessment of pressure drop in mitral stenosis by Doppler ultrasound. *Br Heart J*, 40, 131-140.
- 12) Hatle, L., Angelsen, B., Tromsdal, A. (1979): Noninvasive assessment of atrioventricular pressure half time by Doppler ultrasound. *Circulation*, 60, 1096-1104.
- 13) Hatle, L., Angelsen, B., Tromsdal, A. (1980): Noninvasive assessment of aortic stenosis by Doppler ultrasound. *Br Heart J*, 43, 284-292.
- 14) Holen, J., Aaslid, R., Landmark, K., Simonsen, S. (1976): Determination of pressure gradient in mitral stenosis with a noninvasive ultrasound Doppler technique. *Acta Med Scand*, 199, 455-460.
- 15) Holen, J., Simonsen, S., Froysaker, T. (1979): An ultrasound Doppler technique for the noninvasive determination of the pressure gradient in the Björk-Shiley mitral valve. *Circulation*, 59, 436-442.
- 16) 北島 顕, 浅生雅人, 田内 潤, 森田利男, 増山 理, 伊藤 浩, 堀 正二, 井上通敏, 阿部裕 (1982): 肥大型心筋症における左室流入血流動態と局所壁運動の関連に関する検討. 日超医講演論文集, 41, 357-358.
- 17) Kotler, M. N., Mintz, G. S., Panidis, I., Morganroth, J., Segal, B., Ross, J. (1983): Noninvasive evaluation of normal and abnormal prosthetic valve function. *J Am Coll Cardiol*, 2, 151-173.
- 18) Levang, O. W., Hauge, S. N., Levorstad, K., Froysaker, T. (1979): Aortic valve replacement. A randomized study comparing the Björk-Shiley and Lillehei-Kaster disc valves. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg*, 13, 199-213.
- 19) Lewis, J. F., Kuo, L. C., Nelson, J. G., Limacher, M. C., Quinones, M. A. (1984): Pulsed Doppler echocardiographic determination of stroke volume and cardiac output: clinical validation of two new methods using the apical window. *Circulation*, 70, 425-431.
- 20) Lima, C. O., Sahn, D. J., Cruz, L. M. V., Goldberg, S. J., Barron, J. V., Allen, H. D., Grenadier, E. (1983): Noninvasive prediction of transvalvular pressure gradient in patients with pulmonary stenosis by quantitative two dimensional echocardiographic Doppler studies. *Circulation*, 67, 866-871.
- 21) Lipson, L. C., Kent, K. M., Rosing, D. R., Bonoe, R. O., McIntosh, C. L., Condit, J., Epstein, S. E., Morrow, A. G. (1981): Long-term hemodynamic assessment of the porcine heterograft in the mitral position. Late development of valvular stenosis. *Circulation*, 64, 397-402.
- 22) Mehta, A., Kessler, K. M., Tamer, D., Pefkaros, K., Kessler, R. M., Myerburg, R. J. (1981): Two-dimensional echocardiographic observations in major detachment of a prosthetic aortic valve. *Am Heart J*, 101, 231-233.
- 23) Sands, M. K., Lachman, A. S., O'Reilly, D. J., Leach, C. N., Sappington, J. B., Katz, A. M. (1982): Diagnostic value of cinefluoroscopy in the evaluation of prosthetic heart valve dysfunction. *Am Heart J*, 104, 622-627.
- 24) Satomura, S., Matsubara, S., Yoshida, M. (1956): A new method of mechanical vibration measurement and its application. *Memoirs of the Institute of Scientific and Industrial Research. Osaka University*, 13, 125.
- 25) Starr, A., Edward, M. L. (1961): Mitral replacement: clinical experience with a ball-valve prosthesis. *Ann Surg*, 154, 726-740.
- 26) Stein, P. D., Sabbah, H., Lakier, J. B., Goldstein, S. (1980): Frequency spectrum of the aortic component of the second heart sound in patients with normal valves, aortic stenosis and aortic porcine xenografts. Potential for detection of xenograft degeneration. *Am J Cardiol*, 46, 48-52.
- 27) 高橋 宏, 林 亨, 伊藤勝啓, 中川敬之助, 美濃地忠彦, 田村栄稔, 跡部正明, 松本 学, 北村信夫 (1980): 超音波パルスドプラー法によ

る人工弁置換後の僧帽弁口部血流速度波の検討. 日超医講演文集, 37, 47-48.

28) 鄭 忠和, 木佐貫彰, 有馬新一, 有川清猛, 尾辻 豊, 夏越久美子, 田中弘允 (1985): 超音波連続波ドプラーエコー法による僧帽弁狭窄の評価: 左室圧, 肺動脈楔入圧の同時記録による検討. *J Cardiography*, 15, 1097-1107.

29) 鄭 忠和, 木佐貫彰, 有川清猛, 尾辻 豊, 有馬新一, 鹿島友義, 田中弘允, 榎谷征昭, Shah, P. M. (1985): 超音波連続波ドプラー法による大動脈弁狭窄および閉鎖不全の診断. *J Cardiography*, 15, 111-121.

30) Weinstein, I. R., Marbarger, J. P., Perez, J. E. (1983): Ultrasonic assessment of the St. Jude prosthetic valve: M-mode, two dimensional and Doppler echocardiography. *Circulation*, 68, 897-905.

31) Wilkins, G. T., Gillam, L. D., Kritzer, G. L., Levine, R. A., Palacios, I. F., Weyman, A. E. (1986): Validation of continuous-wave Doppler echocardiographic measurements of mitral and tricuspid prosthetic valve gradients: a simultaneous Doppler-catheter study. *Circulation*, 74, 786-795.

