

僧帽弁狭窄症における房室
間圧較差および狭窄弁口面
積の非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

Non-invasive estimation
of transmitral pressure
gradient and mitral valve
area in mitral stenosis
by an ultrasonic pulsed
Doppler technique

浅生 雅人*
北嶋 颯
井上 通敏
田内 潤
森田 利男
増山 理
三嶋 正芳
島津 敬
石原 謙
藤井 謙司
伊藤 浩
松尾 裕英**
千田 彰一**
林 亨
阿部 裕

Masato ASAO*
Akira KITABATAKE
Michitoshi INOUE
Jun TANOUCHI
Toshio MORITA
Tohru MASUYAMA
Masayoshi MISHIMA
Takashi SHIMAZU
Ken ISHIHARA
Kenji FUJII
Hiroshi ITOH
Hirohide MATSUO**
Shoichi SENDA**
Tohru HAYASHI
Hiroshi ABE

Summary

We attempted to estimate transmitral pressure gradient and mitral valve area (MVA) noninvasively in mitral stenosis (MS) by a bi-directional pulsed Doppler flowmeter combined with an electronic two-dimensional echocardiograph.

Eleven patients with MS in sinus rhythm were studied by cardiac catheterization. Fifteen healthy subjects (H) served as normal control. The pulsed Doppler flowmeter operated with a carrier frequency of 2.5 MHz, a pulse repetition rate of either 5 KHz or 10 KHz and a sample volume of $1 \times 3 \times 3$ mm. The velocity of transmitral central flow was measured by this system, monitoring audible Doppler

大阪大学医学部 第一内科
大阪市福島区福島 1-1-50 (〒553)
*(現)国立大阪病院 循環器科
大阪市東区法円坂町 2-1 (〒540)
**香川医科大学 第二内科

The First Department of Medicine, Osaka University
Medical School, Fukushima, 1-1-50 Fukushima-ku,
Osaka 553

*Present address: Division of Cardiology, Osaka
National Hospital, Osaka 540.

Received for publication August 5, 1983 (Ref. No. 21-10)

sounds and cardiac images which depict the anatomic location of the sampling site. The Doppler signal was analyzed by a sound spectrograph.

In estimating the transmitral pressure gradient and MVA, we employed a Doppler parameter (half time) defined as the time for instantaneous maximal blood flow velocity to reduce to one-half from its rapid inflow peak, which is independent of the angle between the ultrasonic beam and blood flow. Transmitral pressure gradient (ΔP_{100}) was measured as the pressure gradient between either left atrial or pulmonary capillary pressure and left ventricular pressure at the point after 100 msec from the nadir of left ventricular early diastolic pressure ($[LA \text{ or } PC - LVDP]_{100}$). MVA was obtained using a Gorlin's formula.

The transmitral blood flow velocity in both MS and healthy groups revealed a narrow frequency band pattern with two peaks, R and A, in diastole. The former peak occurred during rapid inflow phase and the latter following atrial contraction. In the healthy group, the descent rate of R wave was increased than that in the MS group. The square root of the pressure gradient also reduced linearly with transmitral flow velocity in the MS group. Thus in the MS group, the transmitral velocity was directly proportional to the square root of the pressure gradient as described by a Bernoulli theorem, and the half time was proportional to the transmitral velocity.

The square of the half time (Δt^2) was highly correlated with ΔP_{100} ($r=0.97$), and the inverse of the half time (Δt^{-1}) was correlated with MVA ($r=0.76$). There was no significant correlation between ΔP_{100} and diastolic descent rate of anterior mitral leaflet (DDR).

The present study indicates that the half time is useful in estimating transmitral pressure gradient and MVA in mitral stenosis.

Key words

Mitral stenosis Transmitral pressure gradient Mitral valve area Ultrasonic pulsed Doppler technique

目 的

僧帽弁狭窄症 (以下 MS) における経僧帽弁口血流動態は, 僧帽弁口の狭窄度 および 左房-左室間圧較差を強く反映していると考えられる. したがって, この血流動態を解析することにより, 本症の重症度の指標である房室間圧較差ならびに僧帽弁口面積を推定しうると期待される.

本研究では, 心臓カテーテル法により房室間圧較差が測定された症例を対象に, 超音波パルス変調ドプラー法により経僧帽弁血流速度パターンを計測して, 両者の対比から房室間圧較差, および僧帽弁口面積を非侵襲的に推定しうる新しい指標の抽出を試みた.

症例と方法

1. 対象

洞調律を有する MS 11 例 (年齢 23~45 歳) を対

象とした. そのうち純型僧帽弁狭窄 (MS) は 8 例, 軽度僧帽弁閉鎖不全合併例 (MSr) 1 例, 軽度大動脈弁閉鎖不全合併例 (MS+Ar) 2 例である (Table 1).

MS の診断は, 心エコー図, 心音図, 心電図ならびに心臓カテーテル法, および心血管造影法によった. また対象として健常例 15 例を用いた.

2. 装置

血流計測のために使用した装置は, 方向指示型超音波パルス変調ドプラー血流計¹⁾ (日立メディコ製 EUB-5: 発信周波数 2.5 MHz, パルス繰り返し周波数 5 KHz または 10 KHz に切替え可能, 最小パルス幅 1.3 μ sec) とセクター方式電子走査型超音波断層装置 (同社製 EUB-10) との複合装置²⁾である (Fig. 1). 血流信号検出のための探触子は, 直径 15 mm, PZT 1 枚板の仮想探触子³⁾を用いた. 本装置における最大探知距離は, 繰り返し周波数 5 kHz および 10 kHz に対応し

Tabl 1. Data of the patients with mitral stenosis

Case no.	Age	Diagnosis	A/R	Half Time Δt (sec)	DDR (mm/sec)	PC ₁₀₀ or LA ₁₀₀ (mmHg)	LVDP ₁₀₀ (mmHg)	ΔP_{100} (mmHg)	SI (m ² /m ²)	MVA (cm ²) (Gorlin)
1	45	MSr	0.85	0.309	26	5.0	+2.0	3.0	52	2.30
2	34	MS	0.90	0.369	13	12.5	+5.0	7.5	48	1.07
3	32	MS	0.96	0.343	27	8.0	0.	8.0	35	1.44
4	38	MS	0.91	0.403	15	18.0	+7.0	11.0	16	0.45
5	41	MS	0.88	0.420	24	21.0	+8.0	13.0	39	1.02
6	35	MS	0.84	0.587	14	10.0	-3.0	13.0	33	0.84
7	37	MS, Ar	1.00	0.579	33	17.0	+3.0	14.0	38	0.63
8	45	MS, Ar	0.76	0.592	7	19.0	+3.0	16.0	42	0.60
9	23	MS	0.96	0.617	15	16.0	-2.0	18.0	26	0.89
10	34	MS	0.64	0.575	15	17.5	-1.5	19.0	35	0.69
11	34	MS	0.96	0.909	13	36.0	-1.0	37.0	34	0.57

DDR : Diastolic Discent Rate
 LVDP₁₀₀ : Left ventricular diastolic pressure after 100msec from the nadir of left ventricular early diastolic pressure.
 PC₁₀₀ or LA₁₀₀ : Pulmonary capillary or left atrial pressure after 100msec from the nadir of LV pressure.
 ΔP_{100} : (PC or LA - LVDP)₁₀₀

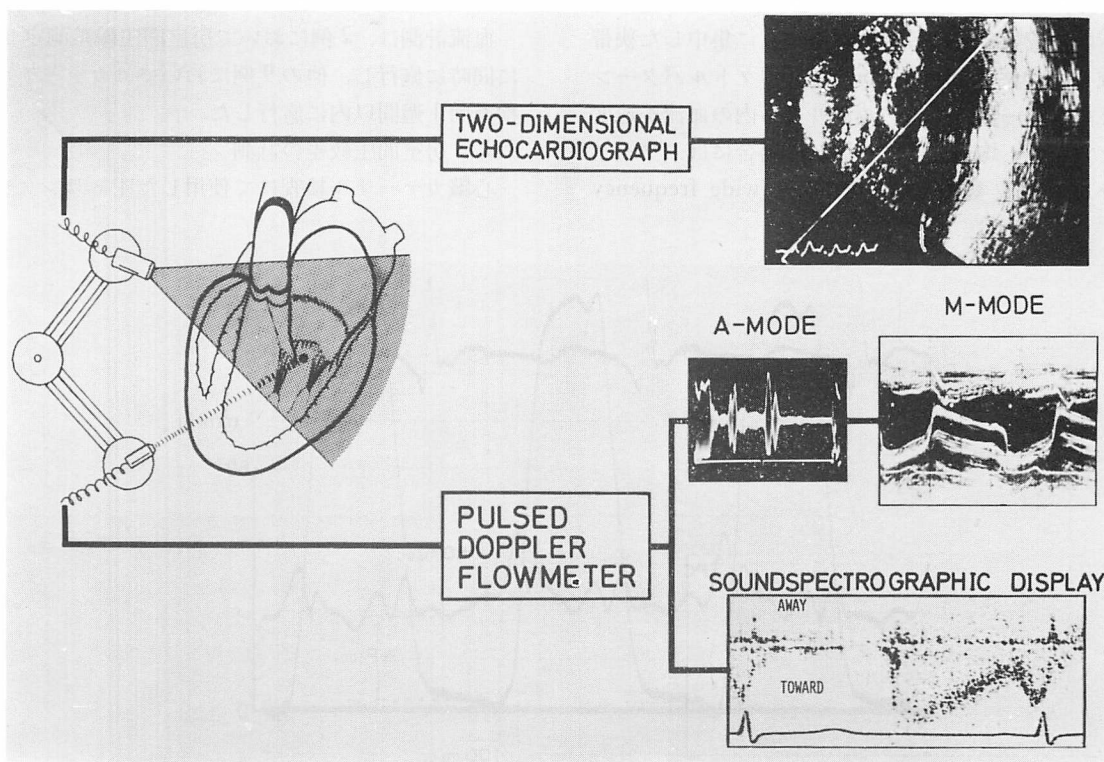


Fig. 1. Block diagram of a ultrasonic system.

A bi-directional pulsed Doppler flowmeter combined with an electronic two-dimensional echocardiograph and the tracings are shown.

The pulsed Doppler flowmeter is designed as follows: carrier frequency=2.5 MHz, pulse repetition rate=either 5 KHz or 10 KHz and sample volume=1×3×3 mm.

それぞれ 15 cm と 7.5 cm であり, サンプル部位の胸壁からの距離に応じて選択することが可能である. 深さ 6 cm における方位分解能は 3 mm, 距離分解能は 1 mm で, したがって同部位での血流サンプルボリュームは 1 mm×3 mm×3 mm となる. またサンプル部位の移動は連続移動とした.

ドプラー信号の表示にはサウンドスペクトログラフ(リオン製 SG-07)を用いた. 得られたソナグラムは横軸が時間軸, 縦軸が周波数分布(血流速に比例した値)を示し, 基線より上に探触子より遠ざかる流れ, 下に探触子に近づく流れを表示した(Fig. 1). ソナグラムの濃淡は, 受信信号のパワー, すなわちサンプルボリューム内の血球密度に比例するため, サンプルボリューム内の血流が, 速度と方向が均一で層流的な流れであれば, ソナグラムの周波数分布は最高周波数付近に集中した狭帯域(narrow frequency band)スペクトルパターンとなる. 一方, サンプルボリューム内の血流が速度と方向が不均一な乱れた流れの場合には, ソナグラムの周波数分布は広帯域(wide frequency

band) スペクトルパターンとなる⁴⁾.

3. 計測

1. 左室流入路中心血流速パターンの計測

被験者を安静仰臥位あるいは左側臥位とし, 探触子をエコーゼリーを介して直接胸壁上にあて, リアルタイム心断層図と血流検出ビームおよび血流サンプル部位との同時記録を行った. 第3~第4肋間胸骨左縁より超音波ビームを入射して得られた長軸方向心断層図によって僧帽弁口を確認しつつ, 心尖部より入射した血流検出ビームに沿ってサンプル部位を僧帽弁口直下の位置に設定した. この部位を中心としてサンプル位置を左右に微妙に移動させて, 最も周波数が高く, かつ狭帯域スペクトルパターンを呈する血流信号を中心流として記録した(Fig. 1).

血流計測は, 2例において房室間圧較差測定時に同時に施行し, 他の9例においてはカテーテル検査前1週間以内に施行した.

2. 房室間圧較差の計測

心臓カテーテル検査にて使用した圧トランスデ

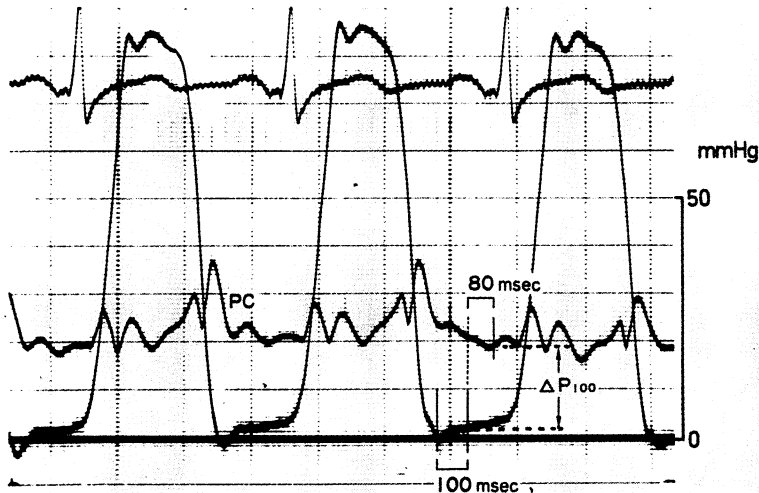


Fig. 2. Measurement of the transmitral pressure gradient in mitral stenosis.

ΔP_{100} is the pressure gradient between either left atrial or pulmonary capillary pressures and left ventricular pressure at the point after 100 msec from the nadir of left ventricular early diastolic pressure ([LA or PC-LVDP]₁₀₀). [PC-LVDP]₁₀₀ is measured as the difference between PC pressure advanced 80 msec and left ventricular pressure.

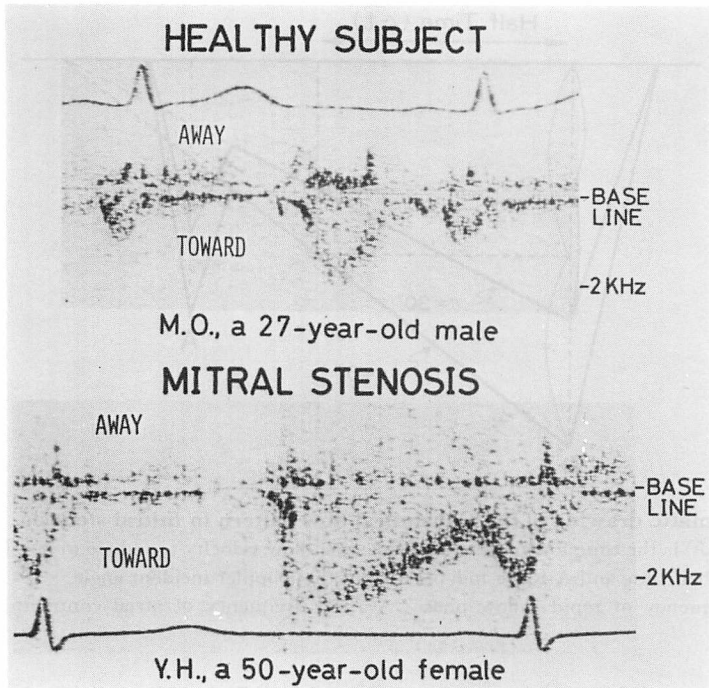


Fig. 3. Transmitral flow patterns in a healthy subject and a case of mitral stenosis.

The patterns of transmitral central flow in both MS and healthy groups reveal a narrow frequency band pattern consisting of two peaks (R and A) in diastole. In the healthy group, the descent rate of a R wave is increased more than in MS group.

ューサーは、左房圧ならびに肺毛細血管圧の測定には体外式圧トランスデューサー (Statham 製 P-23 Db) を用い、左室圧測定には上記の体外式圧トランスデューサーまたはカテーテル先端型圧トランスデューサー (Millar 製 PC-350 A) を用いた。

房室間圧較差計測のために、あらかじめ同一の体外式圧計測システムを用いて予備実験を行い、左房圧と肺毛細血管圧を同時記録し、それぞれの a 波のピークの時間ずれを測定した。この結果、本システムでの左房圧と肺毛細血管圧との伝達時間差は 60 msec であった。また体外式圧トランスデューサーとカテーテル先端型圧トランスデューサーとの圧の伝達時間差は 20 msec であった。このため房室間圧較差の計測に際して、肺毛細血管圧と左室圧を記録した場合は、左室圧を体外式圧トランスデューサーで記録した時は 60 msec、カ

テ先圧トランスデューサーで記録した時は 80 msec の時間補正を行った (Fig. 2)。

3. 計測諸指標

血流速パターンからの指標の算出には、僧帽弁口中央部における拡張期左室流入血流速パターンの包絡線を用いた。

i) A/R: 洞調律における拡張期左室流入血流速パターンは、健常例、MS 例を問わず、基本的には急速流入期と前収縮期にピークを有する 2 峰性パターンを呈した (Fig. 3)。急速流入期ピーク周波数を R、前収縮期ピーク周波数を A とし、A を R で除した値 A/R を算出した。

ii) 血流速半減時間 (half time; Δt) (sec): 経僧帽弁口血流速は急速流入期にピーク R に達したのち、いったん減速する。この減速率の程度から房室間圧較差を推定するため、血流速 (周波

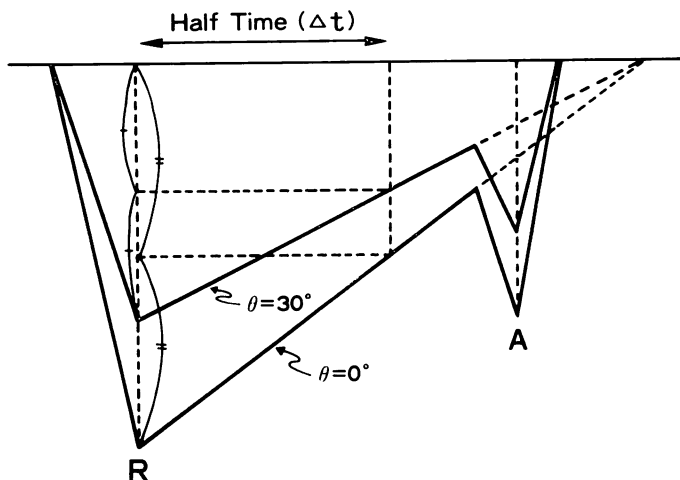


Fig. 4. Schematic drawing of the transmitral flow pattern in mitral stenosis.

A half time (Δt) is the time for instantaneous maximal flow velocity to reduce to one-half of its rapid inflow peak. A half time and A/R are independent of the Doppler incident angle.

R=peak frequency of rapid inflow phase; A=peak frequency of atrial contraction phase.

数)がピーク R からその 1/2 に減速するまでに要する時間, Δt を計測した (Fig. 4).

同一症例において, 超音波ビームの入射方向の違いによってビームと血流のなす角度が変化し, 得られるドプラー唸り周波数が異なっても, A/R および Δt はともに一定の値をとり, 超音波入射ビーム角度には影響されない指標となる.

iii) 房室間圧較差 (Δp_{100}) (mmHg): 前述のごとく, 計測部位ならびに計測システムの相違によって生じる圧伝達時間の補正を行ったのち, 拡張早期の左室圧最低点 (nadir) より 100 msec 後の [左房圧-左室圧] ([LA-LVDP]₁₀₀), ならびに [肺毛細血管圧-左室圧] ([PC-LVDP]₁₀₀) を計測し, 房室間圧較差 Δp_{100} として用いた (Fig. 2).

iv) 僧帽弁口面積 (MVA) (cm²): 心臓カテータル検査で得られた圧, 流量値より Gorlin の式⁵⁾を用いて

$$MVA = \frac{F}{38.0 \sqrt{\Delta p}} \quad \begin{array}{l} F: \text{僧帽弁血流量 (cc/sec)} \\ \Delta p: \text{僧帽弁口平均圧較差} \end{array}$$

として算出した.

v) 僧帽弁前尖後退速度 (DDR) (mm/sec):

血流計測時に同時に施行した M モード心エコー図により僧帽弁前尖後退速度を計測した.

成 績

1. 健常例と MS 例における経僧帽弁口血流速パターンの対比

健常例および MS 例における代表的な経僧帽弁口血流速パターンを Fig. 3 に示す. 健常例においては拡張期において急速流入期と前収縮期にピークを有する 2 峰性 (ピーク R および A) の狭帯域スペクトルパターンを呈し, かつピーク R 以後の血流速はなだらかな曲線を描いて減速し, 拡張中期にほぼ 0 に達した.

洞調律 MS 例においては, 健常例と同様, 2 峰性の狭帯域スペクトルパターンを呈したが, その最高周波数は健常例に比して高く, とくに前収縮期ピーク A の増高が著明であった. また急速流入期ピーク R 以後の血流減速様式は, 健常例では曲線的減速であるのに対して, MS 例では全例ほぼ直線的に減速し, かつその減速率は健常例に比して小であった (Fig. 3).

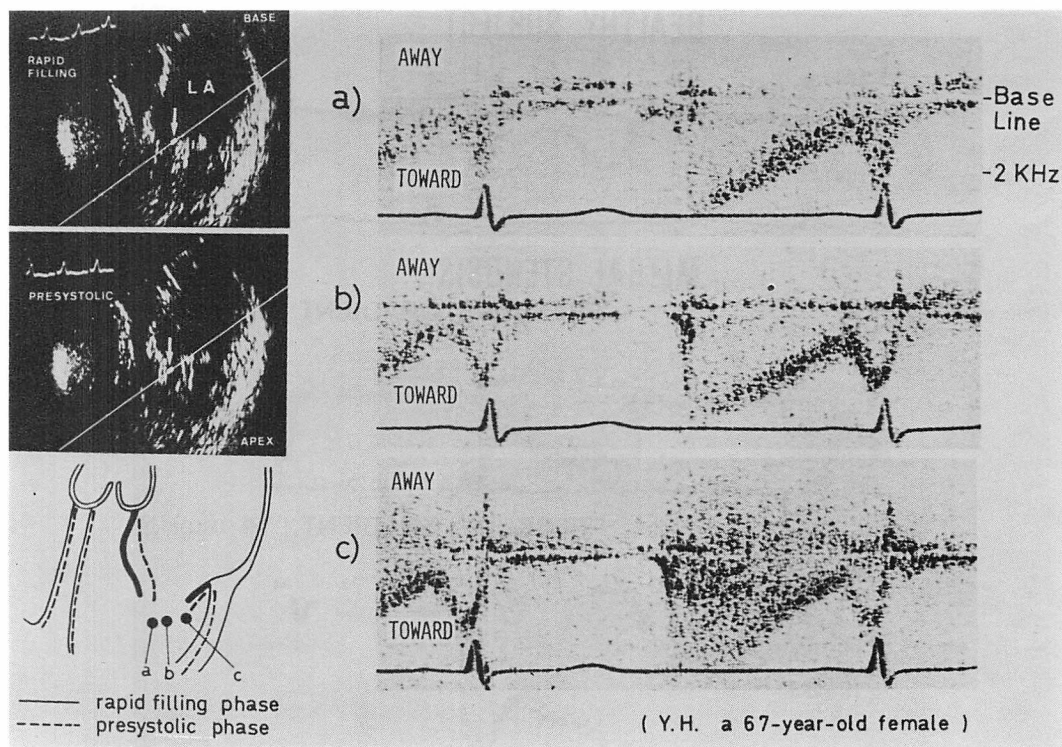


Fig. 5. Flow distribution at the left ventricular inflow tract in a case of mitral stenosis.

The transmitral central flow pattern with a narrow frequency band width is only detectable at the point b.

2. MS における経僧帽弁口血流速分布の検討

MS における血流サンプル部位と狭窄弁口との位置関係を検討した。超音波心断層図と血流サンプル部位の同時表示 (Fig. 5) に示されるごとく、狭窄弁口の前後径は拡張期を通じてほぼ一定であったが、弁口的位置は拡張の経過とともに背方へ移動した。Fig. 5 左は弁口とサンプル部位との関係をシェーマで示したものである。サンプル部位を急速流入期、前収縮期を通じて狭窄弁口直下の部位 (b) に設定すると、全拡張期を通じて狭帯域スペクトルパターンが得られた (Fig. 5 b)。

一方、サンプル部位を (a) の位置に設定すると、急速流入期には弁口直下に位置するが、前収縮期には僧帽弁前尖よりも相対的に前方へ移動する。この部位では急速流入期の血流速パターンは狭帯

域スペクトルであるが、前収縮期には、広帯域スペクトルパターンを呈した (Fig. 5 a)。

また逆にサンプル位置を (c) の位置に設定すると、前収縮期には弁口直下に位置し、血流速パターンは狭帯域であったが、急速流入期には逆に広帯域スペクトルパターンを呈した (Fig. 5 c)。

3. MS における房室間圧較差が経僧帽弁口パターンに与える影響の検討

房室間圧較差 Δp_{100} が軽度 (症例 1), 中等度 (症例 7), 高度 (症例 11) な症例において、それぞれの経僧帽弁口血流速パターンの対比を行った (Fig. 6)。血流パターンの最高周波数の比較では、入射ビーム角度の違いにより、圧較差が 14 mm Hg の症例の最高周波数の方が 37 mmHg の症例のそれよりも高く表示され、最高周波数と房室間

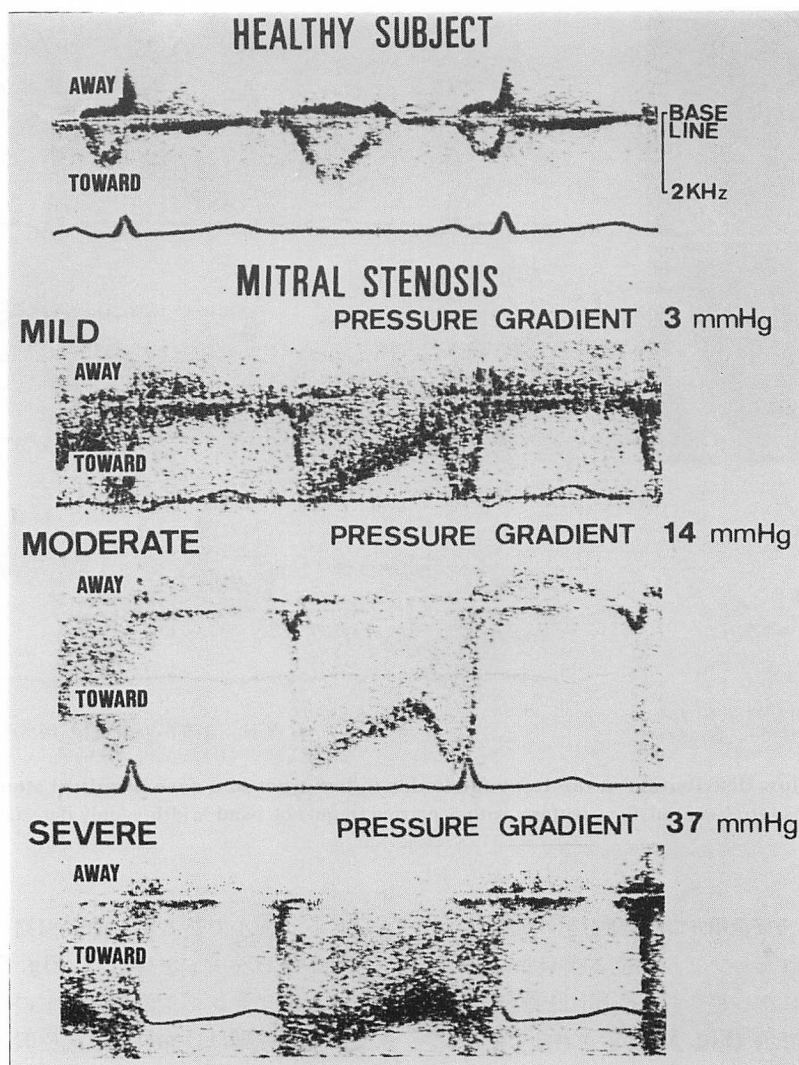


Fig. 6. Relationships between flow patterns and pressure gradient in cases of mitral stenosis.

A half time is prolonged with an increase in pressure gradient. The square root of transmitral pressure gradient linearly reduces in time in cases of mitral stenosis and the configuration of a R descent is also linear.

圧較差との間には一定の関係は認められなかった。

一方、血流速半減時間は圧較差が 3 mmHg の症例 1 では 0.31 sec と短かく、14 mmHg の症例 7 では 0.58 sec、37 mmHg の症例 11 では 0.91 sec と順次延長を示し、房室間圧較差が大きいほど、血流速半減時間は長くなる傾向が認められた。

4. MS における房室間圧較差の経時的变化

MS における房室間圧較差 (Δp) の経時的变化を、拡張早期の左室圧最低点を起点として、20 msec ごとに計測した。その結果、圧較差の平方根値 ($\sqrt{\Delta p}$) は経時的にほぼ直線的に減少した (Fig. 7)。そして初期圧較差の大きい例では圧較

差が 1/2 にまで減少する時間、すなわち圧半減時間は長く、初期圧較差の小さい例では圧半減時間が短い傾向が認められた。

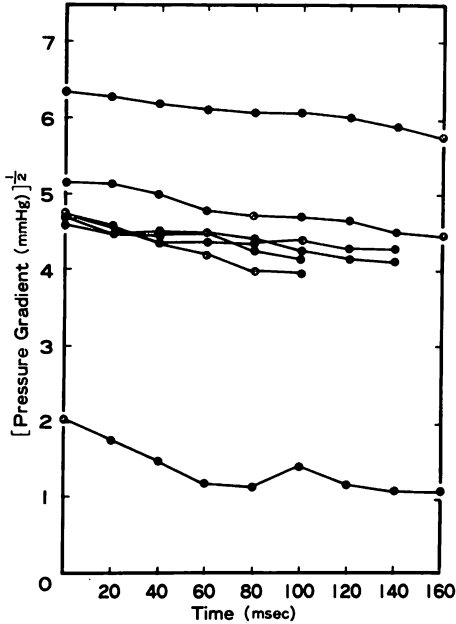


Fig. 7. Time course of square root of transmural pressure gradient.

A Bernoulli theorem exists between transmital flow velocity and pressure gradient in mitral stenosis.

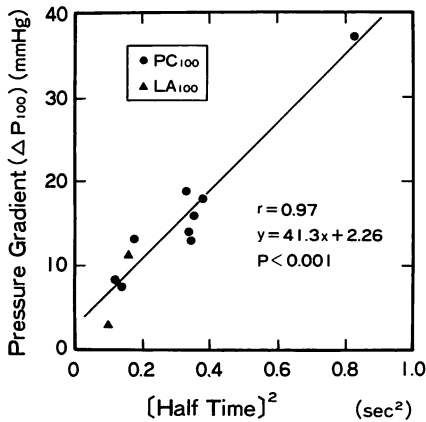


Fig. 8. Relationship between transmital pressure gradient (ΔP_{100}) and square of a half time.

5. MS における血流速パターン計測値と心臓カテーターによる血行動態指標との対比

心臓カテーターを施行した MS 11 例の測定結果を Table 1 に示す。

血流速半減時間の二乗値 (dt^2) と房室間圧較差 $4p_{100}$ ([PC or LA-LVDP]₁₀₀) との関係は、圧較差の大きい例では dt^2 が長く、逆に圧較差の小さい例では短く、両者の間には良好な正の相関 ($r=0.97$, $p<0.001$, $y=41.3x+2.26$) が認められた (Fig. 8)。また血流速半減時間の逆数 $1/dt$ と僧帽弁口面積との間には、正の相関 ($r=0.76$, $p<$

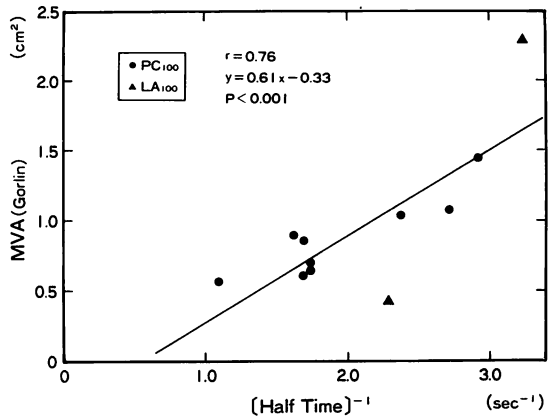


Fig. 9. Relationship between mitral valve area (MVA) and the inverse of the half time.

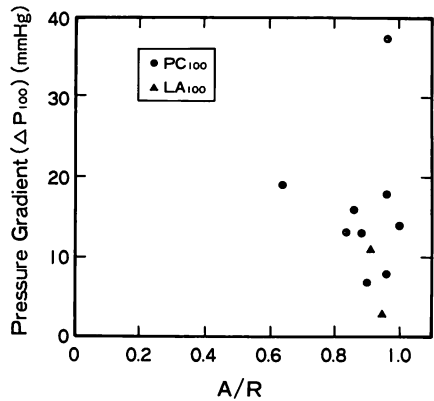


Fig. 10. Relationship between transmital pressure gradient and A/R.

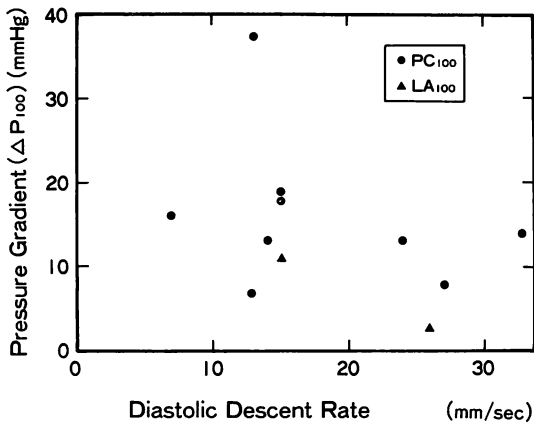


Fig. 11. Relationship between transmitral pressure gradient and DDR.

0.001, $y = 0.61x - 0.33$) が認められた (Fig. 9).

A/R は房室間圧較差の差による変動が少なく, $4p_{100}$ と A/R との間には有意な相関は認められなかった (Fig. 10).

6. MS における僧帽弁前尖後退速度 DDR と房室間圧較差との対比

房室間圧較差 $4p_{100}$ と M モード心エコー図より得られた DDR との間には, 有意の相関は認められなかった (Fig. 11).

考 按

洞調律を有する僧帽弁狭窄症において, 本症の病態評価に重要な指標となる房室間圧較差を非侵襲的に推定しうる新しい指標 (血流速半減時間) を抽出し, その有用性を検討した. また, 経僧帽弁口血流速パターンより求められる諸指標と心エコー図, ならびに心臓カテーテルより得られる諸指標との対比を行った.

1. MS における経僧帽弁口血流の検出

超音波パルス変調ドプラー血流計を臨床例に適用して, 血流速スペクトルパターンを解析する際に重要なことの一つは, 血流サンプル部位の解剖学的位置の同定を正確に行うことである. 我々はより正確な位置の同定のために, 同時表示の A

モード, M モード心エコー図に加えて, さらにセクター方式電子走査型超音波心臓断層装置とパルス変調ドプラー血流計の複合システムを用い, リアルタイム心断層図と血流サンプル部位の同時記録を行うことにより, サンプル部位の解剖学的位置の同定を二次元的に行った.

血流信号の表示法として用いたサウンドスペクトログラフは, 周波数応答性が良く, かつサンプルボリューム内におけるエコー強度に応じた周波数スペクトラムの描記が可能であり, 血流と心臓内構造物 (弁, 壁など) との分離や, 層流的流れと乱れた流れとの判別を行いうるなどの特徴を有している.

健常例ならびに MS 例における経僧帽弁口血流速パターンの検出ならびに同定は, 上記手法を用いて, 最もドプラー唸り周波数が高くかつ狭帯域スペクトルパターンの血流信号を測定することにより行った.

Matsuo ら⁴⁾はモデル狭窄流路の実験により, 流れが層流的であれば, そのスペクトルパターンは狭帯域となり, 乱れた流れでは広帯域スペクトルパターンが出現すると報告している. 左室流入路中心流は, 健常例では比較的広い範囲において検出されたが, MS 例においては中心流が検出される範囲は症例によって異なり, 狭窄度の強い症例ではその検出しうる範囲は限られた. これは Fig. 5 に示されるごとく, 胸壁からサンプル部位までの距離が一定であっても, 弁口は拡張早期に前方へ, 拡張末期に背方へ移動するため, 両時相において僧帽弁口がオーバーラップする部位でのみ中心流が検出され, 弁口の狭小な MS ではその部位が健常に比して狭いことに起因するためと考えられた (Fig. 5. b). すなわちサンプル部位がやや浅いと, 拡張早期には弁口直下に位置していても, 末期には相対的に弁口より前方で血流をサンプルするため, スペクトルパターンは早期には中心流を反映して狭帯域, 末期には中心流以外の乱れた流れを捕捉して広帯域となり (Fig. 5. a), 逆にサンプル部位が深いと拡張末期には狭帯域で

あるが、早期には中心流よりはずれるため流入パターンは広帯域となり最高周波数は低下する (Fig. 5 c). このように同一症例においても、弁口の狭小化のためサンプル部位のわずかな位置の差によっても血流パターンは種々変化し、サンプル部位の設定には細心の注意をはらう必要がある。しかしいずれにしても中心流検出の難易はあるものの、今回対象とした MS 例では軽度狭窄例 (症例 1) から高度狭窄例 (症例 11) まで、かかる注意の下に施行した全例において狭帯域な中心流スペクトルパターン (Fig. 6) を捕捉することができ、Kalmanson ら⁶⁾が超音波パルス変調ドプラー血流計による検討で述べているような、狭窄が高度になるにしたがい拡張早期流入パターンの周波数が低下し、不規則な鋸歯状波形が出現するという現象は認められなかった。この理由としては、彼らのサンプル部位の設定が本研究でのそれと異なったためか、あるいはドプラー信号分析法の相違によるものと考えられる。

2. 健常例と MS 例における経僧帽弁口血流速度パターンの対比

健常例ならびに MS 例の経僧帽弁口血流パターンが、いずれも拡張早期ピーク (R) と前収縮期ピーク (A) を有する 2 峰性の狭帯域スペクトルパターンを呈したことは、動物実験において僧帽弁輪部に電磁流量計を装着して流入血流パターンを観察した Nolan ら⁷⁾の報告と一致する。

また健常例において、急速流入期ピーク (R) 以後の血流速度がなだらかな曲線を描いて減速 (Fig. 3) したことは、Yellin ら⁸⁾がモデルならびに動物実験において、弁口狭窄のない例では、流入血流量の減少曲線は圧較差の発生しないこの時期には、慣性力のみ影響により、指数関数的になると報告しているのに対応するものと解される。

一方、全拡張期を通じて圧較差の存在する MS 例では、ピーク R 以後の血流速度は直線的に減速した (Fig. 6)。一方、房室間圧較差の平方根値 ($\sqrt{\Delta p}$) も経時的に直線的に減少した (Fig. 7)。こ

のように血流速度ならびに $\sqrt{\Delta p}$ の両者がともに時間に対して一次の関係を呈したことにより、MS における房室間圧較差 (Δp) と血流速度 (V) との間には $\sqrt{\Delta p} \propto V$ の関係があり、Bernoulli の定理が成立すると解され、血流速度から房室間圧較差を推定しうることが示唆された。

3. MS における非侵襲的房室間圧較差ならびに僧帽弁口面積の推定

我々^{9,10)}は既に、血流速度半減時間が MS における房室間圧較差を強く反映することを報告したが、今回さらに僧帽弁口面積の推定についても検討を加えた。

Holen ら、Hatle ら^{11~13)}は、超音波連続波ならびにパルス変調ドプラー血流計を用いて、MS における左室流入路の最高周波数を検出し、超音波ビームと流入血流とのなす角度が 0° であると仮定して最高流速を算出し、これと実測の [肺毛細血管圧-左室圧] 圧較差との間に良好な一致が得られたと報告している。

本研究で、超音波ビームと血流方向とのなす角度を検討したところ、Fig. 5 に示したごとく、心尖部から投入したドプラー検出ビームと長軸心断層図より予想される血流方向との交叉角度は約 45° であり、今回検討した MS 全例においても、ビーム入射角度は約 $30^\circ \sim 60^\circ$ と症例によって異なっていた。このように僧帽弁狭窄症では、症例により、ビーム入射角度を 0° にすることが困難なことが多い。本研究では角度に依存しない指標として、急速流入期の真のピーク血流速度 V がその $1/2$ にまで減速する時間を Δt として、 Δt と圧較差との関係を検討したのはこのためである。

前述したごとく、 $\sqrt{\Delta p}$ と V とは一次の比例関係にあるから、圧較差の大きな例では V も速く、かつ Δt も長くなる (Fig. 7)。一方、Fig. 4 に示したように、同一症例においては超音波ビーム角度が変化しても Δt は常に一定の値を保つので、 Δt は超音波入射角度 θ に影響されずに、房室間圧較差 Δp を反映しうるものと考えられた。

以上のことより $4t^2$ と $4p_{100}$ の間に良好な正の相関 ($r=0.97$) が得られたものと解される (Fig. 8). なお本研究で用いた $4p_{100}$ は拡張早期の過渡的な時相がほぼ終了した時点で, かつ拡張期持続時間や心房収縮による圧上昇の影響を受けず, また計測が簡便であることより房室間圧較差の良い指標となりうると考えられる.

一方, Gorlin の式により算出される僧帽弁口面積は, 僧帽弁口血流量 (F) と房室間圧較差の平方根値の逆数 ($1/\sqrt{4p}$) との積に比例するため, 弁口面積と $1/4t$ との間に正相関が存在したものと解される (Fig. 9). しかし, より精度よく弁口面積を推定するには, 弁口血流量値を加味して検討する必要があり, 今後の課題と考えられる.

また, 本研究において, 11 例の心臓カテテル検査を施行したうち, Brockenbrough 法により直接左房圧を計測しえた 2 例をのぞき, 他の 9 例では肺毛細血管圧をもって左房圧の代用としている. 左房圧と肺毛細血管圧との一致性に関して Connolly¹⁴⁾ らは, 平常呼吸下であれば左房圧と肺毛細血管圧とは形状ならびに振幅において良好な一致を認めたと報告している. また, Wals-ton¹⁵⁾ は, PCm が 25 mmHg を越えると一致性はやや低下するが, PCm が 25 mmHg 以下では LAm との一致度は極めて高いと報告しており, 本研究においても一応肺毛細血管圧を左房圧の代用となし得ると考えられた.

なお房室間圧較差と血流速度パターンの同時記録しえなかった 9 例ではそれぞれの記録時の心拍数が異なっていた. しかしいずれの場合も心拍数は生理的範囲内に留まり, 房室間圧較差ならびに血流速度パターンに大きな影響を与えるものではないと判断された.

一方, A/R と房室間圧較差との間に相関が認められなかった (Fig. 10) のは, MS では, ピーク A の速さが心房収縮による血流加速と急速流入期ピーク以後減速してきた血流速度の和として表わされるため, 拡張期持続時間の影響を大きく受ける結果と解される.

また, MS の重症度の指標として従来から用いられている僧帽弁前尖後退速度 DDR と房室間圧較差との間にも有意な相関は認められなかった (Fig. 11) が, これは MS における DDR が, 房室間圧較差によって規定される以外に, 弁の器質的变化の影響を強く受けるためであると考えられた.

要 約

僧帽弁狭窄症における左室流入路血流動態は, 僧帽弁口の狭窄度および左房-左室間圧較差を強く反映している. 本研究では洞調律を有する僧帽弁狭窄症 (11 例) を対象として, 超音波パルス変調ドプラー法および扇形電子走査型超音波心臓断層法の複合化装置を用い, 経僧帽弁口血流速度パターンを非侵襲的に検出し, 僧帽弁狭窄症における特徴的な流入血流速度パターンを解析するとともに, 房室間圧較差ならびに僧帽弁口面積の推定を行った.

経僧帽弁口血流速度パターンは, 僧帽弁狭窄症例, 健常例ともに拡張期に 2 峰性 (R, A) を呈したが, 急速流入期ピーク R 以後の血流速度減速様式は健常例では曲線的で急峻であるのに比して, 僧帽弁狭窄症例では直線的でかつ減速勾配はゆるやかであった. また僧帽弁狭窄症例において心カテテル法より得られた房室間圧較差の平方根値 $\sqrt{4p}$ の経時的変化は, 経僧帽弁口血流速度パターンと同様に直線的に減少し, 血流速度と圧較差の間に Bernoulli の定理が成立することが示唆された.

血流速度半減時間の二乗値 ($4t^2$) と $4p_{100}$ との間に良好な正の相関 ($r=0.97$; $p<0.001$) が認められた. また血流速度半減時間の逆数 ($1/4t$) と Gorlin の式より求めた僧帽弁口面積との間にも正相関 ($r=0.76$, $p<0.001$) が認められた.

以上の成績より血流速度半減時間は僧帽弁狭窄症における房室間圧較差ならびに僧帽弁口面積を非侵襲的に推定する上で有用な指標であることが示された.

文 献

- 1) 佐藤 裕, 田辺浩二: 分析表示式方向指示型パルスドプラー装置の開発. 第 29 回日超医講演論文集 **29**: 45, 1976
- 2) 松尾裕英, 三嶋正芳, 北畠 顕, 浅生雅人, 阿部裕, 佐藤 裕, 田辺浩二: リアルタイム心腔内局所血流計測のための総合超音波システムの開発—扇形電子走査型超音波心臓断層法とパルス変調ドプラー法の複合化— 第 34 回日超医講演論文集 **34**: 7, 1978
- 3) Katakura K: Ultrasonic transducer with virtual ring image source. White D and Brown RE, ed. *Ultrasound in medicine*. Plenum press Ltd, New York and London, 3B, 1977, p 1849
- 4) Matsuo H, Kitabatake A, Hayashi T, Asao M, Terao Y, Senda S, Hamanaka Y, Matsumoto M, Nimura Y, Abe H: Intracardiac flow dynamics with bi-directional ultrasonic pulsed Doppler technique. *Jpn Circ J* **41**: 515, 1977
- 5) Cohen MV and Golrin R: Modified orifice equation for the calculation of mitral valve area. *Am Heart J* **84**: 839, 1972
- 6) Kalmanson D, Veyrat C, Boucharcine F and Degroote A: Non-invasive recording of mitral valve flow velocity patterns using pulsed Doppler echocardiography. *Br Heart J* **39**: 517, 1977
- 7) Nolan SP: The normal mitral valve: Patterns of instantaneous mitral valve flow and the atrial contribution to ventricular filling. Kalmanson D, ed, *The Mitral Valve*, Edward Arnold Ltd, London 1976, p 137
- 8) Yellin EL, Laniado S, Peskin CS, Frater RWM: Analysis and interpretation of the normal mitral valve flow curve. Kalmanson D, ed, *The Mitral Valve*, Edward Arnold Ltd, London, 1976, p 163
- 9) Asao M, Matsuo H, Kitabatake A, Hayashi T, Terao Y, Tanouchi J, Abe H: Non-invasive estimation of transmitral pressure gradient in mitral stenosis by pulsed Doppler technique. Abstract of the 2nd Meeting of World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology, Miyazaki, Japan, 1979, p 248
- 10) 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—超音波パルスドプラー法を用いて— 日誌 **69**: 34, 1980
- 11) 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, 1976
- 12) Hatle L, Brubakk A, Tromsdal A, Angelsen B: Noninvasive assessment of pressure drop in mitral stenosis by Doppler ultrasound. *Br Heart J* **40**: 131, 1978
- 13) Holen J, Simonsen S, Frøysaker T: An ultrasound Doppler technique for the noninvasive determination of the pressure gradient in the Björk-Shiley mitral valve. *Circulation* **59**: 436, 1979
- 14) Connolly DC, Kirklin JW, Wood EH: The relationship between pulmonary artery wedge pressure and left atrial pressure in man. *Circulat Res* **2**: 434, 1954
- 15) Walston A, Kendall ME, Durham NC: Comparison of pulmonary wedge and left atrial pressure in man. *Am Heart J* **86**: 159, 1973