

高い繰り返し周波数を用いたドップラー法による僧帽弁狭窄症の弁口圧較差推定

Pressure gradient across the mitral valve in mitral stenosis estimated by high pulse repetition frequency Doppler method

宮沢 総介
鈴木 茂
中村 譲
佐々木達海
江本 秀斗
水野 朝敏
高橋 世行*
工藤 澄彦**
新井 達太

Sosuke MIYAZAWA
Shigeru SUZUKI
Yuzuru NAKAMURA
Tatsuumi SASAKI
Hideto EMOTO
Asatoshi MIZUNO
Toshiyuki TAKAHASHI*
Sumihiko KUDO**
Tatsuta ARAI

Summary

High pulse repetition frequency (HPRF) Doppler and continuous wave (CW) Doppler methods were used to estimate the pressure gradient across the mitral valve. Twenty-two cases of mitral stenosis and five cases of ischemic heart disease were studied. Both the HPRF and CW Doppler studies were conducted during catheterization in all cases. In the Doppler study, pressure gradient was calculated using the simplified Bernoulli's formula. The HPRF device used was a type SSD-730 produced by Aloka Co. It had a reference frequency of 2 MHz. Its minimum pulse repetition frequency was 4.2 KHz; its maximum, 19.2 KHz.

Among the 27 cases, the maximum flow velocity measured by the HPRF method at the level of the mitral valve orifice was compared with that by the CW method. As the velocity increased, the discrepancy of measured values between the two methods increased, but it was within 0.1 m/sec. Therefore, there was a good correlation between the HPRF and CW methods ($r=0.98$).

The pressure gradient between time delay-corrected pulmonary artery wedge pressure and left ventricular pressure was compared with that obtained by the HPRF method. Contrary to our expectations, the correlation coefficient between the two was not so high, and the pressure gradients calculated by the HPRF method tended to be underestimated.

For eight patients in whom the left atrial pressure could be recorded, the pressure gradient between

東京慈恵会医科大学 心臓外科
*同 第二内科
**同 第四内科
東京都港区西新橋 3-25-8 (〒105)

Department of Cardiovascular Surgery, *the Second Department of Internal Medicine, and **the Fourth Department of Internal Medicine, Jikei University School of Medicine, Nishishinbashi 3-25-8, Minato-ku, Tokyo 105

Received for publication September 8, 1985; accepted October 29, 1985 (Ref. No. 30-31)

the left atrium and left ventricle was compared with that obtained by the HPRF method. There was underestimation, and a good correlation coefficient was obtained.

When using pulmonary artery wedge pressure as a substitute for left atrial pressure, one must realize that the time delay varies in every case and that the pressure pulse itself is not the same. When the pressure gradient between the left atrium and left ventricle is used, a good correlation coefficient can be obtained. Therefore, the flow velocity obtained by the HPRF method will reflect the true pressure gradient across the mitral valve.

The HPRF method proved to have a potential equal to that of the CW method for estimating mitral valve flow velocity in mitral stenosis, and it may be used as a helpful diagnostic tool.

Key words

Mitral stenosis Pressure gradient High pulse repetition frequency Doppler Continuous wave Doppler Pulmonary artery wedge pressure

はじめに

従来一般的に用いられてきたパルス・ドップラー装置は、パルス繰り返し周波数が低く、折返し現象 (aliasing) を起こすため、高速血流の流速計測には不向きとされ、この目的には連続波ドップラー (CW) 法が多く用いられてきた^{1,2)}。最近、繰り返し周波数を高めたパルス・ドップラー、すなわち HPRF 法^{3,4)} (high pulse repetition frequency Doppler 法) が開発されたので、我々はこれを用いて各種心疾患における血流速度の計測を試みている。今回は、僧帽弁狭窄症 (MS) における左室流入血流速度を計測し、CW 法による成績と比較してみた。また、弁口圧較差の推定を行い、心カテーテル法によって得られた圧較差と比較した。この際、肺動脈楔入圧 (PAwP) を左房圧 (LAP) の代用とすることに多少の問題があると考えられたので、その点についても検討を加えた。

対 象

MS を有する 弁膜症 22 例と 虚血性心疾患 5 例の、計 27 例を対象とした (Table 1)。弁膜症の内訳は表に示す如くで、男 13 例、女 14 例、年齢は 28 歳から 65 歳、平均 46 歳である。

Table 1. Study subjects

Mitral stenosis (MS)	14 cases
with mitral regurgitation (MR)	3
with aortic regurgitation (AR)	4
with tricuspid regurgitation (TR)	1
Ischemic heart disease	5
Total	27

装 置

Aloka 製 SSD-730 を使用した。発振周波数は 2 MHz、パルス繰り返し周波数は 4.2 KHz から 19.2 KHz まで可能である。したがって、血流と超音波ビームの成す角度が 0 度の場合は ±3.7 m/sec、ゼロレベルシフトを行うと一方向に 7.4 m/sec の血流が aliasing を起こすことなく表示可能となる (Fig. 1)。本装置では、1 本の探触子によってパルス・ドップラー (PW) 法と CW 法の両者を行いうる。振動子は PW 法の時は円形であるが、CW 法の時にはこれを 2 分割して、片方を送信用、他方を受信用としている。

HPRF 法では、通常用いられる深さの範囲内でも、1 本の超音波ビーム上に複数の送信点を有する。したがって、サンプル部位を送信点上に設定した場合には、強い送信波の存在によって血流シグナルは得られない。これを blind zone と呼ぶ³⁾。このため、本装置では、サンプル部位を

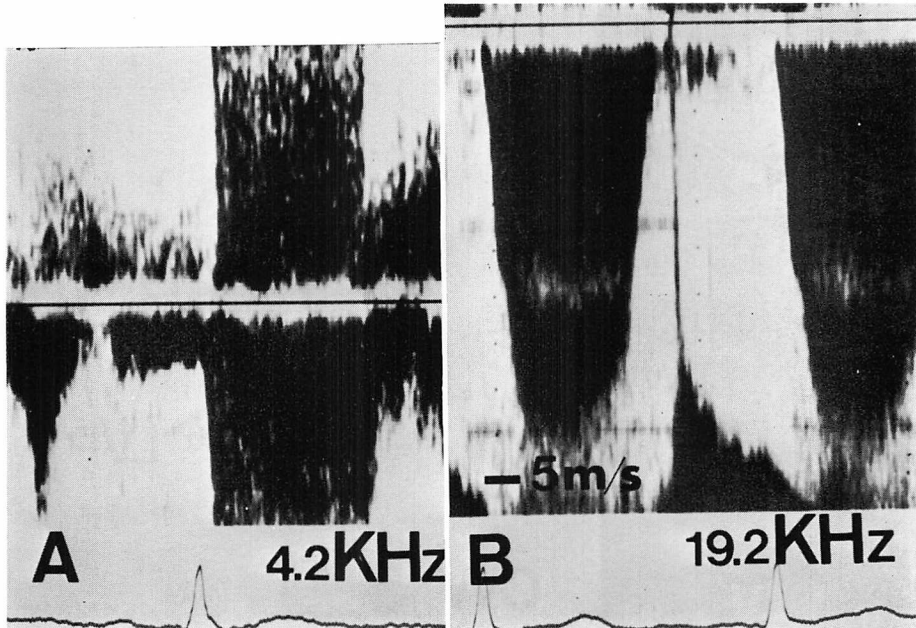


Fig. 1. Flow velocity patterns of mitral regurgitation detected at pulse repetition frequencies of 4.2 KHz (left) and 19.2 KHz (right).

Left: Using the pulse repetition frequency of 4.2 KHz, aliasing develops, and it is impossible to measure the velocity of the maximum regurgitant flow.

Right: Using the pulse repetition frequency of 19.2 KHz and shifted zero frequency level, the maximum velocity of the regurgitant flow is correctly measured.

blind zone に設定した場合、自動的にパルス繰り返し周波数をわずかに変化させて、いかなる部位でも血流シグナルが得られる仕組みになっている。

方 法

1. パルス・ドップラー法と連続波ドップラー法の比較

PW 法によって計測した左室流入血流最大速度を CW 法によるそれと対比した。PW 法では僧帽弁口に深さ方向 5 mm の幅をもつサンプル部位を設定した。探触子はいずれの方法でも心尖部に置き、四腔像を描出し、心室中隔がなるべく垂直に見えるようにした。ドップラーシグナルは Aloka 製連続記録装置 SSZ-93 を用い、紙送り速度 10 cm/sec で記録した (Fig. 2)。

2. パルス・ドップラー法による僧帽弁口圧較差と心カテーテル法による圧較差の比較

ドップラー検査は全例心カテーテル検査中に行い、心内圧曲線はドップラースペクトルと同時に、連続記録装置によって dry silver paper に記録した。PW 法による圧較差は simplified Bernoulli の式 ($\Delta P = 4V^2$) から求めた。心カテーテル法による圧較差は肺毛細管圧 (PAwP) と左室圧 (LVP) の差から求めた。PAwP は 7 Fr. Swan-Ganz カテーテルまたは 7 Fr. Cournand カテーテルを用いて計測した。この際、できる限りカテーテルを肺野の末梢まで挿入し、呼吸性変動がみられ、PAwP として妥当と思われる部位にて計測した。LVP は 8 Fr. Sones カテーテルを用いて計測した。8 例では 7 Fr. Shiley カテーテルを左室から僧帽弁口を經由して逆行性に挿入し、左房

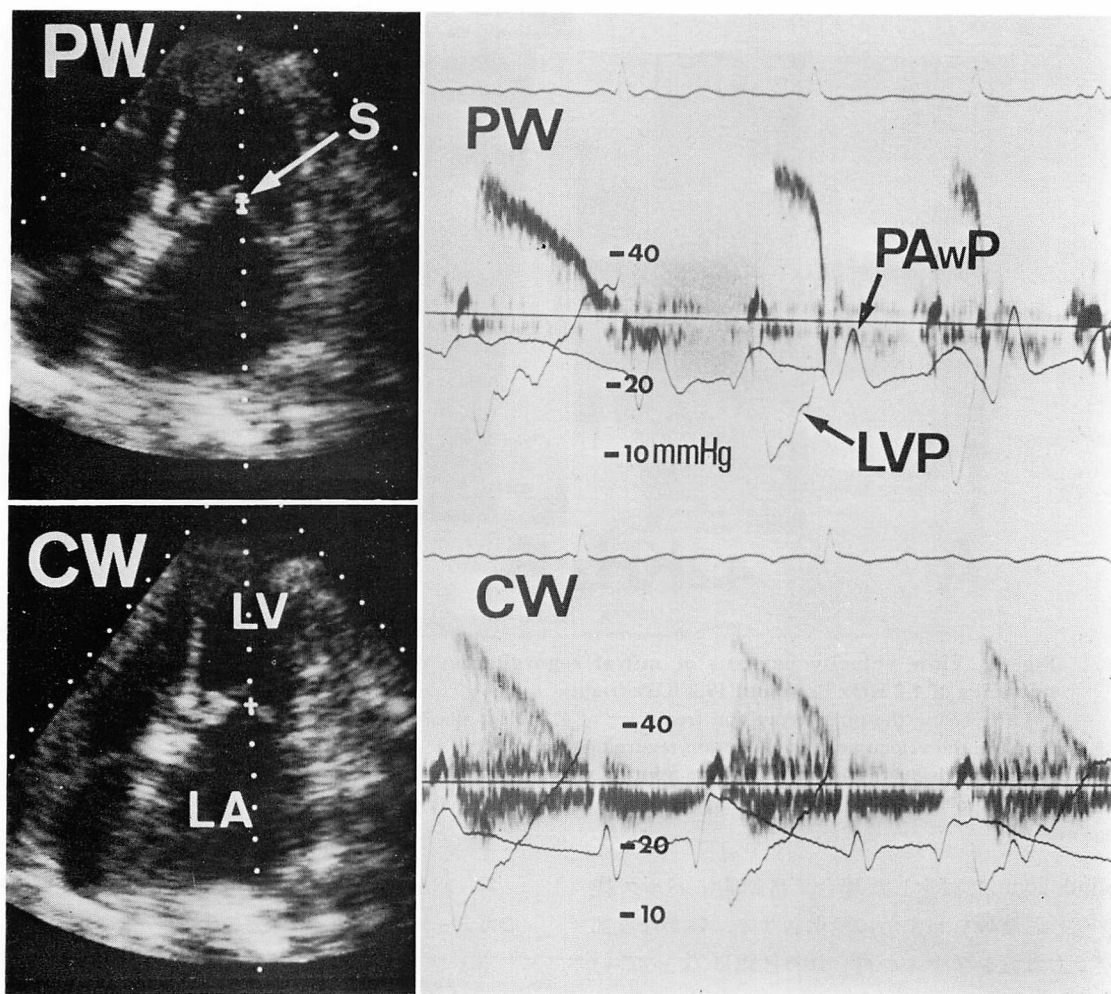


Fig. 2. Flow velocity patterns in the left ventricular inflow tract in a case of mitral stenosis by pulsed and continuous wave Doppler methods.

Simultaneous pulmonary artery wedge and left ventricular pressure curves are shown with Doppler spectra.

PW=pulsed wave Doppler echocardiogram; CW=continuous wave Doppler echocardiogram; PAwP=pulmonary artery wedge pressure; LVP=left ventricular pressure; S=sampling site; LV=left ventricle; LA=left atrium.

圧 (LAP) を PAwP と同時記録した (Fig. 3).

以上の方法によって, ① PAwP と LVP との圧較差, ② LAP と LVP との圧較差を, PW 法 (HPRF 法) によって求めた圧較差と比較した。ただし, ドップラー信号の FFT による表示とそれぞれの圧曲線の表示には時間的ズレがあるの

で, これを補正しなくてはならない。本装置における表示の時間遅れは約 20 msec であり, すでに計測済みの, カテーテル先端から体外トランスデューサーまでの圧伝達時間にはほぼ等しい。したがって, 補正を要するのは PAwP の時間遅れのみである。LAP と PAwP を同時記録できた 8 例に

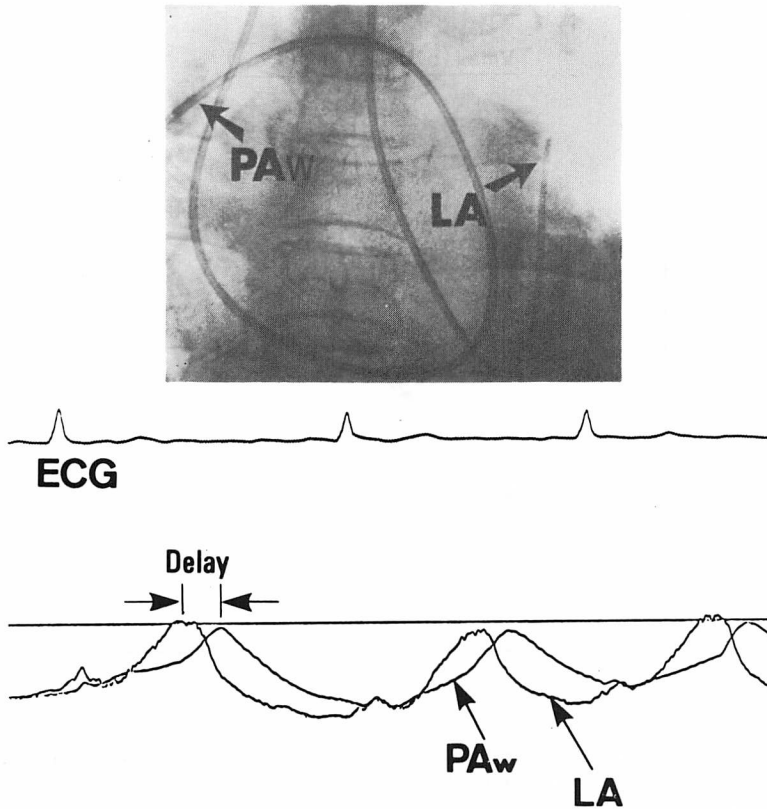


Fig. 3. Simultaneous recording of pulmonary artery wedge and left atrial pressures.

The pulmonary artery wedge pressure was measured using a 7 Fr. Swan-Ganz catheter and left atrial pressure, using a 7 Fr. Shiley catheter which was inserted via the mitral valve (top figure). The pulmonary artery wedge pressure curve has a time delay in relation to the left atrial pressure (the average was about 100 msec in 8 cases).

PAW=pulmonary artery wedge pressure, LA=left atrial pressure.

における PAwP の時間遅れは、最小 50 msec、最大 150 msec、平均約 100 msec であった。そのため、LAP を計測しえなかった 21 例では、PAwP は 100 msec の遅れを持っていると仮定して時間的ズレを補正した。

結 果

1. パルス・ドップラー法と連続波ドップラー法の比較 (Fig. 4)

速度が速くなるに従い、得られる最高流速に差を生じるが、たかだか 0.1 m/sec 程度であり、両

方法間に $Y=0.97X+0.03$, $r=0.98$ の相関を得た。したがって PW 法でも、CW 法とほとんど同じ速度を検出できるといえる。

2. パルス・ドップラー法による最大圧較差と心カテテル法による拡張期最大圧較差 (PAwP-LVP) の比較 (Fig. 5)

時間遅れ補正後の PAwP と LVP の差を、PW 法によって求めた圧較差と比較すると、期待するほどの相関は得られなかった ($r=0.74$)。しかも PW 法では、心カテテル法による圧較差に比べて、かなり過小評価する傾向があった。

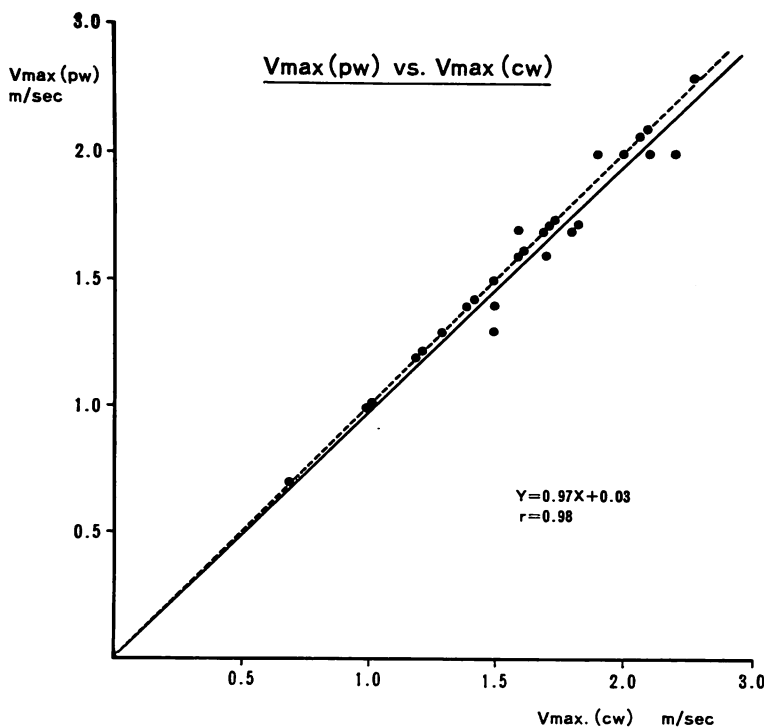


Fig. 4. Comparison of the maximum flow velocity measured by the pulsed Doppler method at the level of mitral valve orifice with that by the continuous wave Doppler method.

As the velocity increases, the discrepancy between the two methods also increases, but it remains within 0.1–0.2 m/sec. Thus, both methods give practically the same velocity.

V_{max} = maximum velocity; PW = pulsed wave Doppler; CW = continuous wave Doppler.

3. パルス・ドップラー法による圧較差と心カテテル法による圧較差 (LAP-LVP) の比較 (Fig. 6)

LAP が計測できた 8 例において, LAP と LVP の差を PW 法で求めた圧較差と比較すると, PW 法での過小評価の傾向はなくなり, $r=0.98$ と高い相関を認めた. 洞調律の心房収縮期では, この関係はより明白であった (Fig. 8).

4. LAP と PAwP との関係

Fig. 9 は循環血液量の変動による LAP と PAwP の関係をみたものである. 雑種成犬を用いて, 調節呼吸, 開胸下にて右心房と主肺動脈にカニューレを挿入し, 体外循環を可能とした. コントロールの状態 (Fig. 9A) では LAP と PAwP の最大圧はほぼ等しく, PAwP の遅れ時間は 100

msec であった. 肺動脈へ送血して LAP を上げると, PAwP の最大圧は LAP の最大圧より高くなり, PAwP の遅れ時間は 70 msec と短くなった (Fig. 9B). 逆に右心房から脱血して, LAP を下げると, PAwP の最大圧は LAP のそれより低くなり, 遅れ時間は 120 msec へと延長した (Fig. 9C).

考 察

1. パルス・ドップラー法と連続波ドップラー法の比較について

CW 法は流速計測には優れた方法といえるが, range resolution を持たないため, 特定の部位における血流情報を検出することはできない. それ

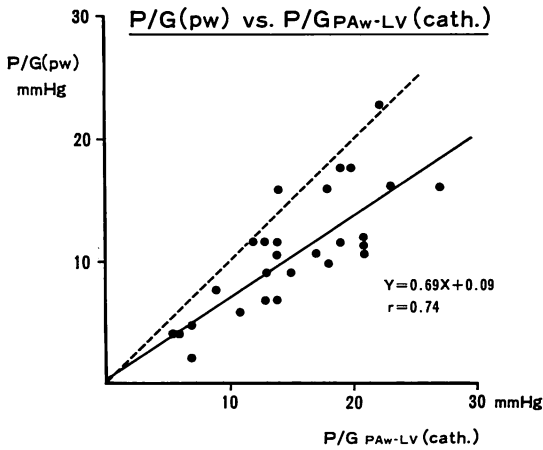


Fig. 5. Comparison of the time delay-corrected pressure gradients obtained by the pulsed Doppler method with those between pulmonary wedge and left ventricular pressures obtained during catheterization.

The correlation coefficient ($r=0.74$) is not so high, and the pressure gradients calculated using the Doppler method tend to be underestimated.

P/G=pressure gradient; PW=pulsed wave Doppler; PAw=pulmonary artery wedge; LV=left ventricle; cath.=catheterization.

に対して PW 法はそのような欠点を有しないが、最高流速の部位にサンプル点を設定しないかぎり、速度を過小評価する危険性を常に内臓している。しかし、我々の経験では、この問題は多くの場合心配するに足らない。他の疾患に関しても、サンプル点を適当な位置に設定すれば、既に報告した如く⁴⁾、比較的容易に CW 法と同等の速度を検出することが可能である。したがって、本装置では、流速が 7 m/sec 以下であれば、PW 法でも、CW 法と同様に流速計測が可能である。

2. PAwP を LAP の代用とすることに関する考察

Swan-Ganz カテーテルの出現によって、PAwP の測定が容易に行えるようになった⁵⁾。多くの場合、LAP または LVEDP 推定のため、その代用としての PAwP を求める目的で使用されている^{6,7)}。しかし、既に報告されているように⁸⁻¹¹⁾、PAwP は必ずしも LAP と等しくはない。LAP

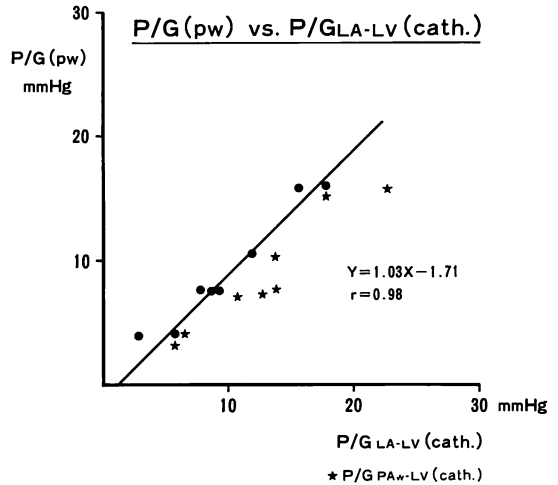


Fig. 6. Comparison of the pressure gradients obtained by the pulsed Doppler method with those obtained directly during catheterization.

A tendency to underestimate does not occur and a good correlation coefficient is obtained.

P/G=pressure gradient; PW=pulsed wave Doppler; LA=left atrium; LV=left ventricle; PAw=pulmonary artery wedge; cath.=catheterization.

が高い症例では、両者の差が大となる傾向がみられるとする報告¹⁰⁾や、開心術後の肺間質水分量が増加した状態では、PAwP は LAP よりも高値をとるという報告もみられる¹¹⁾。今回の我々の得た結果も同様で、PAwP の遅れ時間を補正しても、LAP が上昇曲線を描く時相では LAP > PAwP の関係にあるが、LAP が下降曲線を描く拡張早期には逆に PAwP > LAP の傾向にあることが認められた (Fig. 7)。LAP を計測しえた我々の 8 例では、時間遅れ補正後における拡張早期の両者の圧差は通常 $-2 \sim +3$ mmHg で、最大 $+5$ mmHg と、PAwP が LAP を上まわる傾向がみられた。静水圧の影響をみるために、2 本のカテーテル先端の高さを X 線透視側面像で観察すると、それぞれのカテーテル先端の高さは一定ではなく、PAwP カテーテルが高位にあることも低位にあることもあった。しかし、1 例を除いて拡張早期には PAwP > LAP の関係にあり、単に静水圧だ

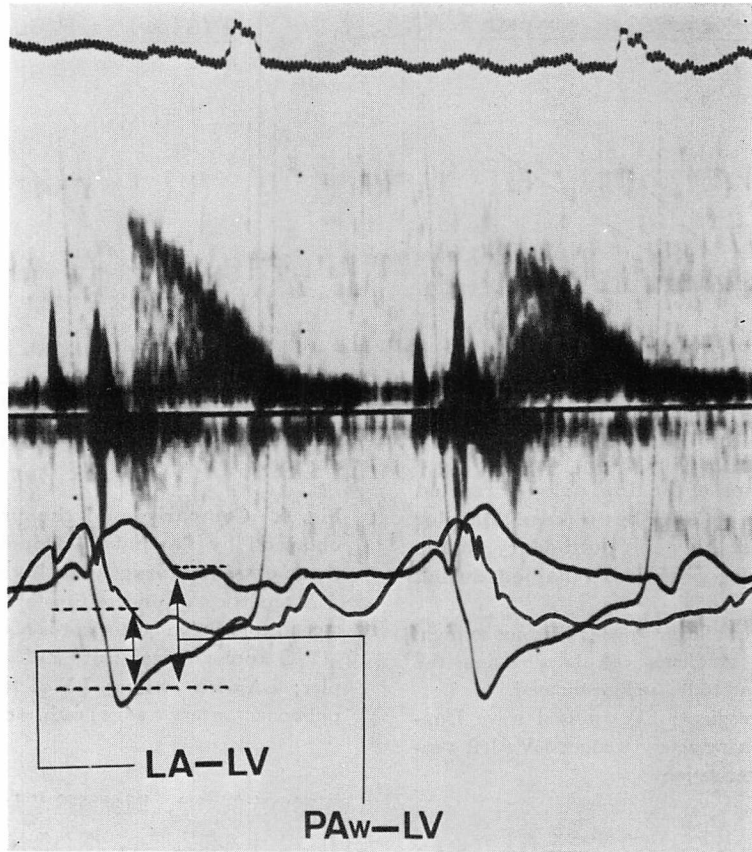


Fig. 7. Comparison of the two kinds of pressure gradients (LA-LV and PAw-LV).

Despite the correction of the time delay, the pulmonary artery wedge pressure curve and the left atrial pressure curve do not coincide each other. In the rapid filling phase, the pulmonary artery wedge pressure is usually higher than the left atrial pressure.

LA=left atrium; LV=left ventricle; PAw=pulmonary artery wedge.

けでなく、肺静脈系の血管抵抗がこの現象の大きな要因となっている⁸⁾ことが示唆された。したがって、ドップラースペクトルで最高流速を示す急速流入期には、一般的に PAwP は LAP よりも高く、PAw-LV 圧差は真の僧帽弁口圧較差を表現しているものではないといえる。これがドップラー法で圧較差を過小評価した原因であろう。LA-LV 圧差とドップラー法によって得た圧較差はよく相関し、過小評価の傾向もみられないことから、ドップラー法による圧較差は真の圧較差をよく反映しているものと考えられる。特に、洞調

律の症例における心房収縮期に注目すると、このことがより明白である。時間遅れを補正しても PAwP と LVP との圧差は小さく、急速流入期とほぼ等しい流入速度を生み出す原動力となるとは考えられない。この時点における LAP は PAwP よりはるかに高く、LA-LV 圧差こそ真の圧較差であり、ドップラー法による圧較差とよく一致することが分る (Fig. 8).

本報告における実験的観察では、LAP と、その代用として用いられる PAwP との間に齟齬が認められた。Hardy ら¹²⁾も dextran 容量負荷な

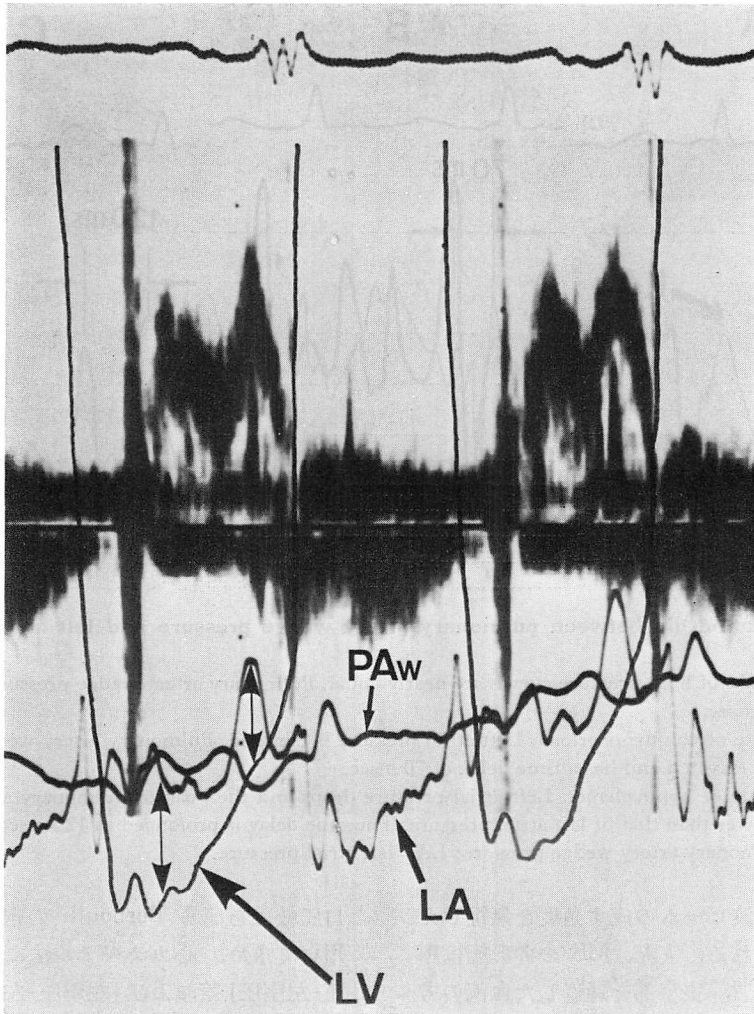


Fig. 8. Comparison of the two pressure gradients (LA-LV and PAw-LV) in a case of sinus rhythm.

In the phase of atrial contraction, the gradient between left atrial and left ventricular pressures is clearly present, but the gradient between pulmonary artery wedge pressure and left ventricular pressure is nearly 0. This fact indicates that the true pressure gradient is not that between pulmonary artery wedge position and left ventricle but between the left atrium and left ventricle.

LV=left ventricle; LA=left atrium; PAw=pulmonary artery wedge.

どによる両者の関係を観察し、我々と同様の結果を得ている。すなわち、同一症例でも、血行動態の変動に伴い、LAP と PAwP の関係は流動的に変化する可能性があるといえる。臨床的には、PAwP を LAP の代用として用いること自体に

異論はないが、正確に僧帽弁口圧較差を計測しようとする場合には、PAwP ではなく、LAP と LVP の差として求めるべきである。

ドップラー法で求めた圧較差が真の圧較差 (LAP-LVP) と一致せず、なお過小評価するとす

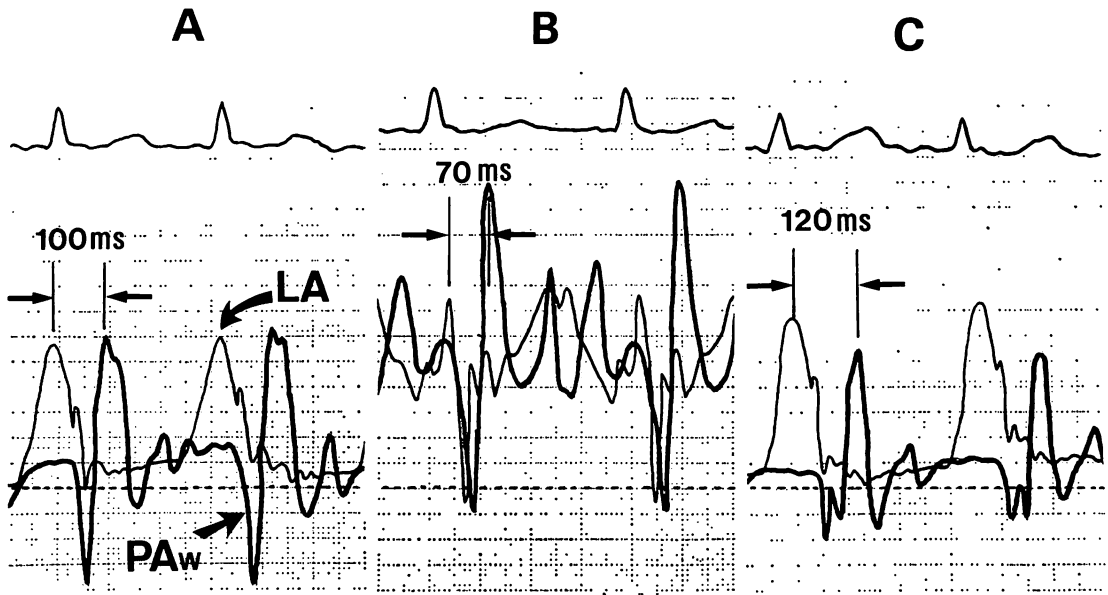


Fig. 9. Relationship between pulmonary artery wedge pressure and left atrial pressure in a dog.

A: The peaks of both pressure curves are nearly equal. Pulmonary artery wedge pressure has a time delay of 100 msec.

B: The state of volume overload. Left atrial pressure is elevated. Pulmonary artery wedge pressure is excessively elevated and has a time delay of 70 msec.

C: The state of hypovolemia. Left atrial pressure drops and the peak of pulmonary artery wedge pressure is lower than that of left atrial pressure. The time delay is prolonged to 120 msec.

PAw=pulmonary artery wedge pressure; LA=left atrial pressure.

れば、血流と超音波ビームの成す角度を無視しえない場合が考えられる。実際、MSの弁形態は画一的ではないので¹³⁾、狭窄部を通過した血流の方向は一定ではないであろう。特異な弁口血流パターンを呈する症例があることも報告されている¹⁴⁾。ドップラー断層法によって血流方向を観察したうえで角度補正する方法は、より正確な流速計測が可能となる良い方法と考えられる。

要 約

パルス繰り返し周波数が19.2 KHzまで可能なHPRF法を用いて、27例(うち22例は僧帽弁狭窄症を有する)における左室流入血流速度を計測し、連続波ドップラー法による結果と比較した。ドップラー法により得た左室流入血流速度から弁

口圧較差を簡易 Bernoulli の定理 ($\Delta P = 4V^2$) を用いて求め、心カテーテル法による[肺動脈楔入圧-左室圧]差および[左房圧-左室圧]差と比較した。

1. HPRF法と連続波ドップラー法による左室流入血流速度はよく一致した ($r=0.98$, $Y=0.97X+0.03$)。パルス・ドップラー法でも、連続波ドップラー法と同様に流速計測が可能であった。

2. HPRF法で得た弁口圧較差と[肺動脈楔入圧-左室圧]差との比較では、 $r=0.74$ の相関を認め、ドップラー法では圧較差を過小評価する傾向があった。

3. HPRF法で得られた弁口圧較差と[左房圧-左室圧]差との比較では $r=0.98$ の相関を認

め、ドップラー法による圧較差と実際の圧較差はよく一致した。

急速流入期においては、肺動脈楔入圧と左房圧は必ずしも一致しないので、僧帽弁口圧較差は左房圧と左室圧の差として求めるべきである。ドップラー法によって得られた圧較差は真の圧較差をよく反映することがわかった。HPRF 法では連続波ドップラーと同様に流速計測が可能で、その臨床的有用性が期待される。

文 献

- 1) 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
- 2) 鄭 忠和, 田中弘允: 弁膜疾患における連続波ドップラー法の有用性. *日超医講演論文集* **44**: 25-26, 1984 (abstr)
- 3) 望月 剛, 広瀬昌紀, 小笠原正文, 国田正徳, 河西千広: 超音波ドプラ計測に関する HPRF 法の検討. *日超医講演論文集* **45**: 509-510, 1984 (abstr.)
- 4) 宮沢総介, 鈴木 茂, 佐々木達海, 中村 譲, 新井達太, 吉川義博, 望月 剛: HPRF 法の臨床的有用性について. —CW 法との比較検討— *日超医講演論文集* **46**: 669-670, 1985 (abstr)
- 5) Swan HJC, Ganz W, Forrester J, Marcus H, Diamond G, Chonette D: Catheterization of the heart in man with use of a flow-directed balloon-tipped catheter. *N Engl J Med* **283**: 447-451, 1970
- 6) Fitzpatrick G, Hampson L, Burgess J: Bedside determination of left atrial pressure. *Can Med Assoc J* **106**: 1293-1298, 1972
- 7) Lappas D, Lell W, Gabel JC, Civetta JM, Lowenstein E: Indirect measurement of left atrial pressure in surgical patients: Pulmonary capillary wedge and pulmonary artery diastolic pressure compared with left atrial pressure. *Anesthesiology* **38**: 394-397, 1973
- 8) Humphrey CB, Oury JH, Virgilio RW, Gibbons JA, Folkerth TL, Shapiro AR, Fosburg RG: An analysis of direct and indirect measurements of left atrial filling pressure. *J Thorac Cardiovasc Surg* **71**: 643-647, 1976
- 9) Walston A, Kendall ME, Durham: Comparison of pulmonary wedge and left atrial pressure in man. *Am Heart J* **86**: 159-164, 1973
- 10) Mammanna RB, Hiro S, Levitsky S, Thomas PA, Plachetka J: Inaccuracy of pulmonary capillary wedge pressure when compared to left atrial pressure in the early postsurgical period. *J Thorac Cardiovasc Surg* **84**: 420-425, 1982
- 11) Kaltman AJ, Herbert WH, Conroy RJ, Kossman CE: The gradient in pressure across the pulmonary vascular bed during diastole. *Circulation* **34**: 377-384, 1966
- 12) Hardy JD, Garcia JB, Hardy JA, Harkins MH: Fluid replacement monitoring: Effect of Dextran overload, norepinephrine drip, and positive pressure ventilation on systemic arterial, right atrial, pulmonary wedge, and left atrial pressure in dogs. *Ann Surg* **180**: 162-166, 1974
- 13) 宮沢総介, 久米弘洋, 松井道彦, 堀越茂樹, 鈴木茂, 丸山浩一, 小机敏昭, 杉田洋一, 中野雅道, 中村 譲, 佐々木達海, 益子健男, 古川 仁, 橋本和弘, 江本秀斗, 森田紀代造, 前田 潔, 新井達太: 僧帽弁狭窄症・前後交連側弁下病変の重症度分類と手術—断層心エコー図, 左心室造影所見と手術所見の対比検討. *日胸外誌* **31**: 1107-1114, 1983
- 14) 吉川純一, 吉田 清, 加藤 洋, 柳原皓二, 奥町富久丸, 小泉克己, 白鳥健一, 浅香隆久, 赤阪隆史, 杉田市朗: 僧帽弁狭窄における特異な弁口血流パターン: リアルタイム二次元血流映像法による検討. *日超医講演論文集* **45**: 417-418, 1984 (abstr)