

超音波パルス・ドプラー法  
による非侵襲的肺・体血流量比の測定とそのバラツキ  
因子について

Noninvasive determination of the ratio of pulmonary to systemic blood flow with two-dimensional Doppler echocardiography: Efficacy and limitation

岡本 光師\*  
宮武 邦夫  
木下 直和  
仲宗根 出  
大和 真史  
高尾 精一  
伏島 堅二  
榊原 博  
仁村 泰治

Mitsunori OKAMOTO\*  
Kunio MIYATAKE  
Naokazu KINOSHITA  
Izuru NAKASONE  
Mafumi OHWA  
Seiichi TAKAO  
Kenji FUSEJIMA  
Hiroshi SAKAKIBARA  
Yasuharu NIMURA

**Summary**

Noninvasive determination of the ratio of the pulmonary to systemic blood flow (Qp/Qs) was attempted in 31 cases with intracardiac shunt using two-dimensional pulsed Doppler echocardiography. The Qp/Qs of these cases was ranged from 0.99 to 4.55 with an average of 2.63 by cardiac catheterization. Technical problems in the measurement were also studied. Seventeen cases with no shunt were served as controls.

1. Systemic and pulmonary flow volumes, Qp and Qs (ml/min), were calculated by the following equation:

$$Q \text{ (ml/min)} = \text{mean flow velocity (cm/sec)} \times \text{cross sectional area of the semilunar valve ring (cm}^2\text{)} \times 60$$

Here, the sample volume was set in the center of the valve ring at the phase when the flow velocity attained its peak in a pulse period. The mean velocity was obtained by dividing the integration of instantaneous mean frequency in the sample volume for a pulse period by RR interval. The ultrasonic

国立循環器病センター 研究所  
\*(現) 広島大学医学部 第一内科  
吹田市藤白台 5-125 (〒565)

National Cardiovascular Center, Research Institute  
and Hospital, Fujishirodai 5-125, Suita, Osaka 565

Received for publication August 12, 1983 (Ref. No. 26-40)

incident angle was measured on the echocardiogram. The velocity profile at the valve ring was assumed to be a plane wave. The diameter (D) of the valve ring was measured on the echocardiograms of the long-axis view of the outflow tract. To make a correction referring to the value obtained by angiocardio-graphy, 0.22 cm was added to the value obtained on the echocardiogram (D). The cross sectional area of the valve ring was calculated according to the following formula:

$$\text{Cross sectional area (cm}^2\text{)} = \pi \times [(D + 0.22/2)]^2$$

2. The Qp/Qs ratio by the Doppler method in the cases with no intracardiac shunt was 1.11 (S.D.=0.21) on an average and the Qp/Qs in the cases with an intracardiac shunt was well correlated with that by catheterization ( $r=0.82$ ). These results suggested the feasibility of the clinical application of the Doppler method for noninvasive determination of Qp/Qs.

3. In 17 cases, pulmonary and systemic flow volumes measured by the direct Fick method were compared with those by the Doppler method, respectively. Considerable differences were observed between them. There was a tendency that both pulmonary and systemic flow volumes were underestimated by the Doppler method in cases with a large shunt.

4. The changes of the flow velocity and velocity profile due to pre and post valvular dilatation and bending of the flow pathway at the pulmonary valve ring, the influences of the relative shift of the sample volume with heart beat, and the difficulty of the precise measurement of the pulmonary ring diameter may be the responsible factors for errors in the determination of flow volumes by the Doppler method, especially in cases with a large shunt.

#### Key words

Pulsed Doppler echocardiography

Cardiac output

Qp/Qs

Intracardiac shunt

#### はじめに

心内短絡の程度を知ることは、治療法の選択や予後の推定に際して重要である。この短絡量を定量的に知るために心カテーテル検査が行われて来たが、これは侵襲的方法であり、種々の制限を伴う。それゆえ、何らかの非侵襲的方法の開発が望まれる。本研究の目的は臨床例において超音波パルス・ドプラー法による体血流量 (Qs), 肺血流量 (Qp), 肺体血流量比 (Qp/Qs) の非侵襲的測定の可能性を探り、また、その際経験される技術的問題点を検討することである。

#### 対 象

対象例は短絡を有する心疾患 31 例, すなわち心房中隔欠損 25 例, 心室中隔欠損 4 例, 動脈管開存 2 例である。その年齢は 16~60 歳, 平均 38 歳である。また、これらのうちに、肺高血圧 (肺動脈平均圧 25 mmHg 以上) が 8 例, 肺動脈弁閉

鎖不全の雑音が 6 例, 心房細動が 4 例に認められた。なお、ここにおける心室中隔欠損には sub-pulmonic type のものはなく、また大動脈弁閉鎖不全例は含まれていない。

全例心カテーテル検査を施行されており、それは原則として超音波検査の後 3 日以内に施行された。その際、肺動脈, 肺静脈, 大動脈, 混合静脈血の酸素飽和度から Qp/Qs が測定された。その Qp/Qs は 0.99-4.55, 平均 2.63 であった。また、17 例では酸素消費量を測定し、直接 Fick 法により Qp と Qs を求めた。

対照は健常者 9 名, 欠損口閉鎖術後 8 例である。

#### 方 法

使用装置は扇形電子走査型超音波断層装置, 東芝製 SSH-11 A または 40 A にパルス・ドプラー機構, 同社製 SDS-10 A または SDS-21 A を組み込んだシステムである。サンプル領域の大き

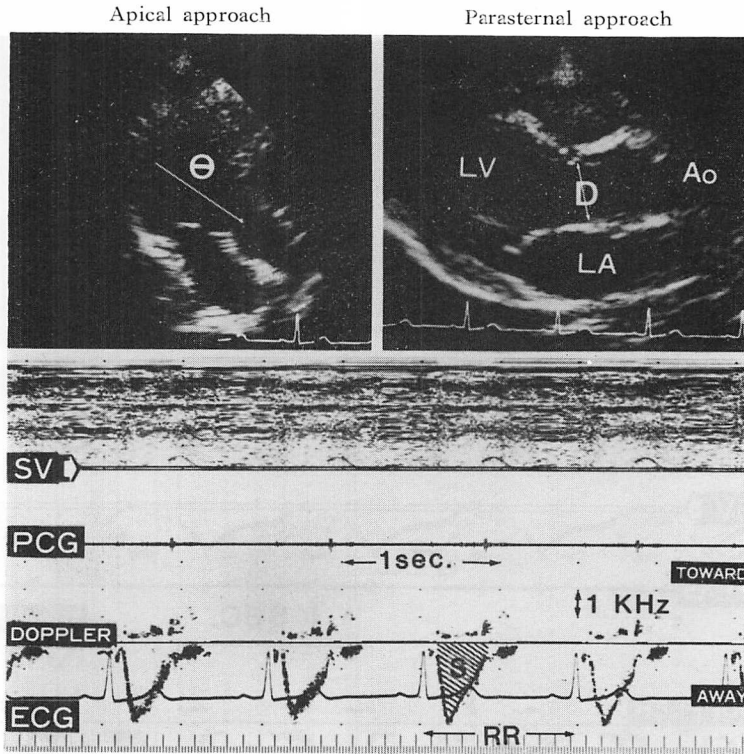


Fig. 1. Measurement of mean flow velocity and diameter at the aortic valve ring.

The flow velocity is determined from the apical approach and the diameter from the parasternal approach. In the Doppler flow velocity curve, the first two waves on the left show velocity component spectra and the succeeding two waves indicate the instantaneous mean velocity waves, i.e., the time-sequence of the instantaneous mean of the velocity components in the sample volume. S indicates an integration of the instantaneous mean velocity in the sample volume in terms of time.

$\theta$  = ultrasonic incident angle; D = diameter; LV = left ventricle; AO = aorta; LA = left atrium; SV = sample volume; TOWARD = flow components toward the transducer; AWAY = flow components away from the transducer.

さは深さ方向に 2 mm, 方位方向に 4 mm である。パルス・ドプラー出力のうち低周波成分を除去するための濾波器の臨界周波数は 400 Hz である。

超音波検査に際しては、被験者を左側臥位として約 10 分の安静の後で、別章の方法によって両半月弁輪部における血流量測定を行った。

超音波法による血流量測定は以下のごとく行った。

#### 1. 体血流量測定

##### 1) 原理

大動脈弁輪部での流速プロフィールをほぼ平

面、流路断面を円として分時体血流量 (Qs) を次のごとく、平均流速×断面積によって求めた。

$$Qs(\text{ml}/\text{min}) = \pi \times R^2 \times \frac{c \cdot \bar{f}}{2 \cdot \cos \theta \cdot f_0} \times 60$$

ここで、

R : 有効弁輪半径 (cm)

C : 生体中音速, 本研究では  $1.5 \times 10^5$  cm/sec として計算した。

$\bar{f}$  : サンプル領域内での単位時間におけるドプラー出力平均周波数 (Hz)

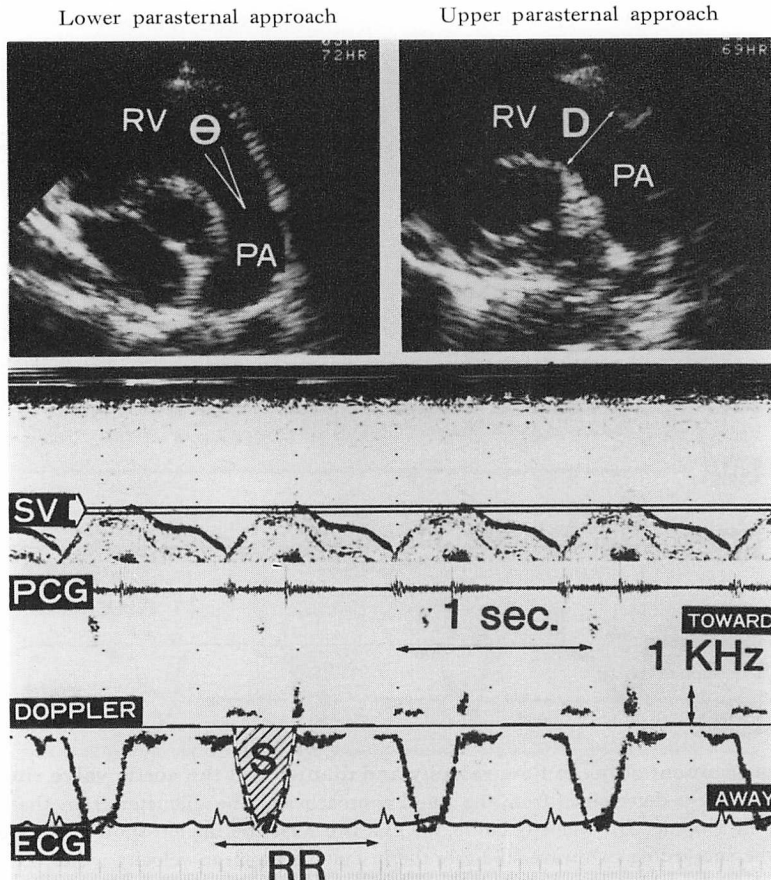


Fig. 2. Measurement of mean flow velocity and diameter at the pulmonary valve ring.

$\theta$ : ドプラー用超音波ビームと流路のなす角

$f_0$ : 超音波基本周波数,  $2.4 \times 10^6$  (Hz)

である。これらのうち,  $R, \bar{f}, \theta$  の値は以下の各項のごとく決定された。

なお, 動脈管開存の場合には  $Q_s$  としては大動脈弁輪部における測定値に替えて肺動脈弁輪部における測定値(次節 2. 参照)を用いた。

## 2) 流速測定

測定を行うに際し, 心尖部アプローチによる左室長軸断面を用いて, ドプラー用超音波ビームと流路のなす角が可及的に小となるようにした (Fig. 1, 左上)。サンプル領域は一心周期中で流速がピークとなる時相に大動脈弁輪の中央に来るよ

うに設定された。このような条件を用いて呼気停止下に血流記録を行った。血流信号の表示には周波数スペクトラムとサンプル領域内での瞬時平均周波数表示(容積平均)とを重畳したものが用いられた。これにより, 平均周波数計算に際し, 血流波形にノイズや壁運動に伴うシグナルが混入しないことを確認した。この後, マイクロコンピュータに連結したディジタイザーを用いて, 瞬時平均周波数の血流波形を積分し, これを心周期の長さ (RR) で除すことにより単位時間当りの平均ドプラー周波数 ( $\bar{f}$ ) を求めた。流速が速く, 高周波成分が表示上限を越えて aliasing を呈する場合, すなわち反対側限界から表示される場合に

は、この部分も加算した。また、ドプラー用ビームと流路のなす角  $\theta$  を上記断層図より求め、 $\bar{f}_1$  は  $\cos \theta$  で補正された。測定値は 3~5 回の記録で、かつ、それぞれ連続 5 心拍の平均を採った。

### 3) 大動脈弁輪径の測定

大動脈弁輪径を測定するために探触子を第 3~4 肋間に置き、呼気停止下に流速測定と同じ時相における左室長軸断面を用いた (Fig. 1, 右上)。この断面を 3~5 回記録し、これらから大動脈弁輪エコーの内径を計測した。これらの計測値のうちの最大値を弁輪横断面の正中を横切る直径と考え、弁輪径 (D) とした。

このようにして得られた値 D を同一レベルについて心血管造影法から得られた値と比較した。その値は一般に後者による方が大きく、33 例についての差は平均 0.22 cm (S.D.=0.12 cm) であった<sup>1)</sup>。それゆえ、大動脈弁輪内径としては、断層心エコー図より得られた値 D をこの数値で補正することとした。

$$\text{大動脈弁輪径} = D + 0.22 \text{ (cm)}$$

従って、Qs 計算式における大動脈弁輪半径 R は次のようになった：

$$R = \frac{D + 0.22}{2} \text{ (cm)}$$

## 2. 肺血流量の測定

### 1) 原理

分時肺血流量 (Qp) の算出には前節体血流量の式 (1, 1) 参照) と同型の計算式を用い、測定を肺動脈弁輪部で行った。但し、動脈管開存の Qp 算出には大動脈弁輪部での測定値を用いた。

### 2) 流速測定

肺動脈弁輪での流速測定に際しては、ドプラー用超音波ビームと流路のなす角度を可及的小となるようにするために、胸骨左縁第 3~4 肋間からのアプローチにより、右室流出路から肺動脈幹にかけての長軸断面を用いた (Fig. 2, 左上)。サンプル領域は一心周期中で流速がピークとなる時相

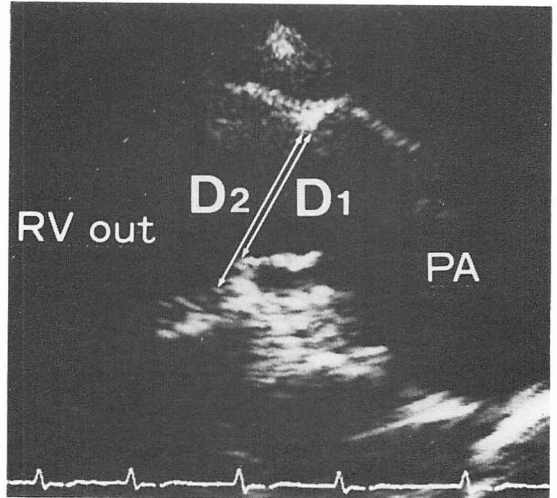


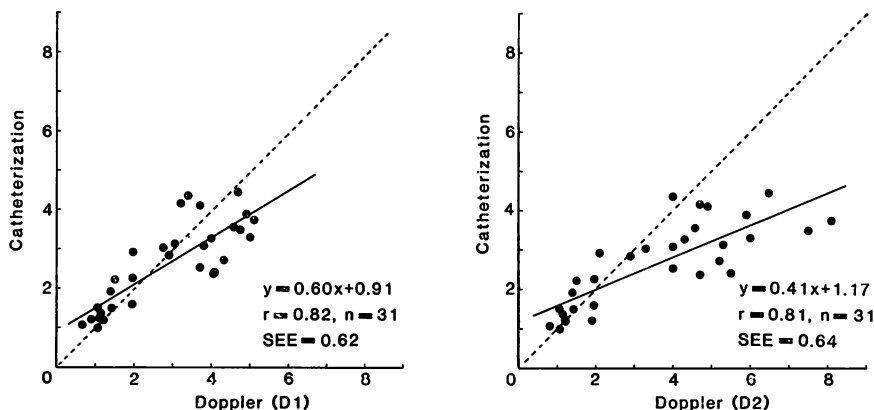
Fig. 3. The pulmonary valve ring in a case with a large shunt.

Pre and post valvular dilatation of the blood flow pathway is seen.  $D_1$  is the diameter of the ring and  $D_2$  is that of the portion of the right ventricular outflow tract just below the valve ring. Such dilatation of the valve ring makes rather difficult to decide a strict value of the diameter of the ring.

にそれが肺動脈弁輪の中央に来るように設定された。このようにして、呼気停止下に血流信号を記録し (Fig. 2, 下)、前述と同様の方法で単位時間当りの平均ドプラー周波数を求めた (1, 2) 参照)。

### 3) 肺動脈弁輪径の測定

肺動脈弁輪径の測定には、探触子を胸骨左縁第 2 肋間に置き、上記と同一条件下 (2) 参照) で右室流出路から肺動脈幹にかけての長軸断面を描出し、これにて肺動脈弁輪径を計測した (Fig. 2, 右上)。この際、一般に高短絡例では、弁輪前後における流路の拡大のために、一見逆に弁輪部がヒダ状に流路に突出し、“くびれ”のように見えるが、弁の動きから判断して弁の根部 ( $D_1$ ) を弁輪径とした (Fig. 3)。参考のため、ヒダの下部の右室流出路と思われる部位の径 ( $D_2$ ) も計測し、対比検討した。弁輪径の補正をするために大動脈弁輪と同様に直径に 0.22 (cm) を加えた。



**Fig. 4. Pulmonary and systemic blood flow ratio (Qp/Qs) by the Doppler method against that by catheterization.**

Note that Qp/Qs is overestimated when D2 (see Fig. 3) is used for the diameter.

## 結 果

### 1. ドプラー法による肺体血流量比

#### 1) 短絡を有しない群

健常者を含む短絡を有しない 17 例において、ドプラー法によって算出された Qp/Qs は 0.88–1.66, 平均 1.11 (S.D.: 0.21) であった。

#### 2) 短絡を有する心疾患群

短絡を有する心疾患 31 例における Qp/Qs を求めた。それとカテーテル法による Qp/Qs との間に  $r=0.82$  の相関を示した (Fig. 4, 左)。Qp/Qs < 2 での両者の対応は良好であったが、それ以上ではバラツキがみられた。

対比のため肺動脈弁輪径として弁下部の D<sub>2</sub> を用いると、ドプラー法による Qp/Qs が著明に大きくなった (Fig. 4, 右)。これは Qs は同一であるので Qp の過大評価に基づくものと考えられた。

### 2. 肺体血流量比測定における誤差因子の吟味

1) ドプラー法による肺血流量, 体血流量ドプラー法による Qp と Qs をそれぞれ別個に直接 Fick 法によって求めたそれらと対比した (Fig. 5)。両者の間で Qp については  $r=0.93$ , Qs については  $r=0.35$  の相関が得られたが、その値のバラツキは両者とも大であった。このうち心房細動

が 2 例に見られたが、これらの症例での測定値のバラツキの程度は他の例と大差は見られなかった。

#### 2) 各症例内での測定値のバラツキ

各症例内における弁輪径と流速の測定値のバラツキの程度を表わす指標として、それぞれにつき 3~5 回繰り返して記録を行い、その測定値の最大値と最小値の差を平均値で除した値をパーセント表示した (Fig. 6)。

弁輪径の測定値のバラツキは肺動脈弁輪では平均 7.9%, 大動脈弁輪では 2.1% であった。

流速の測定値のバラツキは肺動脈弁輪部について平均 14.2%, 大動脈弁輪部について 18.6% であった。

#### 3) ドプラー法による測定値のずれと短絡量との関係

ドプラー法によって求めた肺血流量 (Qp), 体血流量 (Qs) の値と、基準とした直接 Fick 法による値とのずれをパーセント表示した。このずれの大きさとカテーテル法による Qp/Qs の関係を検討した。その結果, Qp および Qs とともに短絡量が大きい程, ドプラー法による値が直接 Fick 法によるそれに比し小さくなる傾向が見られた (Fig. 7) (Qp:  $r=-0.79$ ,  $p<0.01$ , Qs:  $r=-0.5$ ,

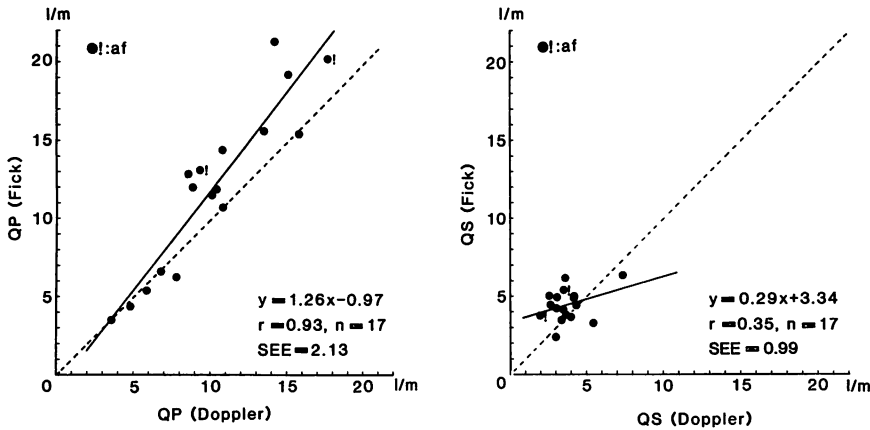


Fig. 5. Pulmonary and systemic blood flow volumes by Doppler and the direct Fick methods.

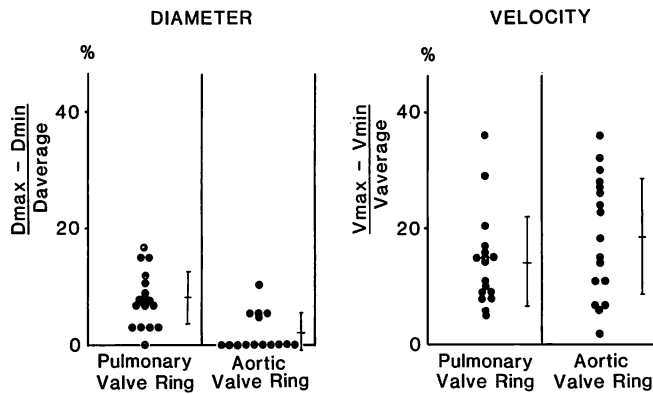


Fig. 6. Dispersion of values of the diameter and velocity obtained in each case.

$p < 0.05$ ).

4) 心拍動に伴うサンプル領域の相対的移動およびその影響

症例により多少の差はあるが、心拍動に伴う大動脈弁輪部でのサンプル領域の移動を  $Qp/Qs = 4.2$  の心房中隔欠損を例として示す (Fig. 8). 流速がピークとなる時相にサンプル領域が弁輪中央部に在るように設定した場合、それは駆出開始時には流出路寄りの前壁の近傍に位置し、駆出終了時には逆に大動脈弁口の後壁の近傍に位置していた。

次に、このような心拍動によるサンプル領域の移動の目安として、Mモード心エコー図における大動脈前壁の収縮期内での前方への移動幅を測定した。この大動脈前壁の動きの大きさと、Fick法による  $Qs$  を基準としたドプラー法による測定値のずれとの関係を検討した (Fig. 9). その結果、この動きが大なる程、ドプラー法による値に過少評価の傾向がみられた。

同様に肺動脈弁輪部でのサンプル領域の相対的移動を検討した (Fig. 10). サンプル領域は収縮期内に右室流出路から肺動脈弁口まで移動を示し

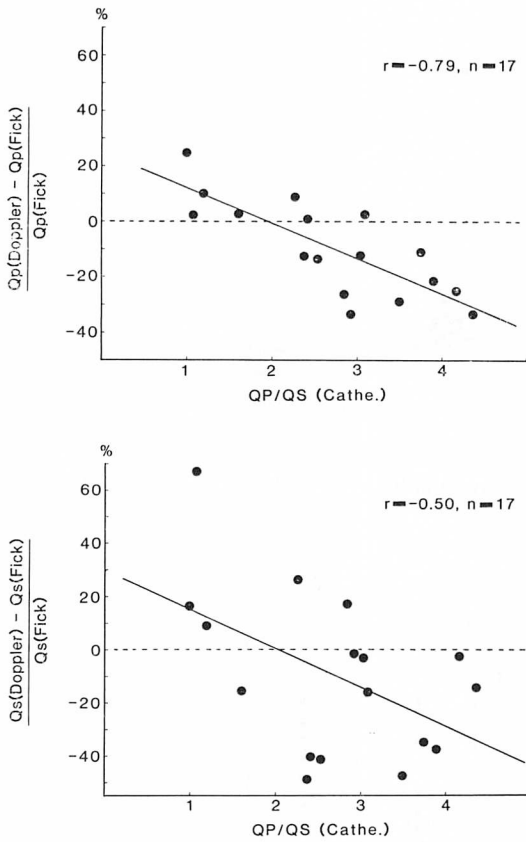


Fig. 7. Relation between the grade of a shunt by catheterization and the difference between the values obtained by the Doppler method and that by the direct Fick method.

た. 次に, 部位の差による流速の変化を見るため, 同一のドプラー用ビーム上でサンプル領域を肺動脈弁口から右室流出路に少しずつ順次移動させたところ, 右室流出路では見かけ上, 流速が遅く表示された (Fig. 11).

### 考 按

#### 1. ドプラー法による肺体血流量比測定の意義

今回の研究では, 大動脈と肺動脈の入口部付近での血流量をそれぞれ左, 右心拍出量として, それから肺体血流量比 ( $Qp/Qs$ ) を求めるという考えを基にしている. 得られた  $Qp/Qs$  は対照とした非短絡群ではほぼ 1 に近く, 短絡群ではカテーテル法による値との相関が  $r=0.82$  であった. カテーテル法にも採血時や酸素含有量を求める際に誤差を生じる要因が多くあること<sup>2)</sup>, また, ドプラー法とカテーテル法が同時に施行されたのではないことを考えれば, 両者間の測定値の多少のずれは止むを得ないであろう. むしろ, 上述のような相関は両者ともかなりの信頼性を有することを示すものであろう. すなわち, 大局的な観察に使用するのであれば,  $Qp/Qs$  の非侵襲的評価法としてドプラー法の臨床応用が可能と考えられる.

#### 2. ドプラー法による肺体血流量比算出の問題点

以上述べたごとく, ドプラー法によって  $Qp/Qs$  を非侵襲的に推定する途は開かれた. しかし, 考え得る誤差因子として, 装置の性能, 流速プロ

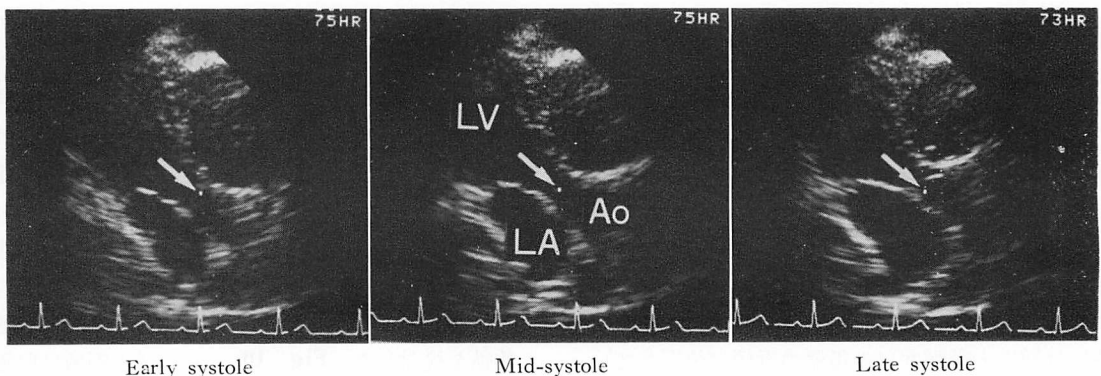


Fig. 8. The relative shift of the sample volume with heart beat near the aortic valve ring.



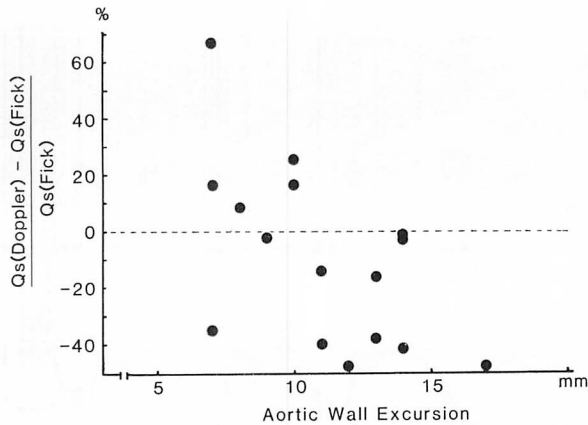


Fig. 9. Relation between aortic wall excursion and the difference of the values obtained by the Doppler method from that by the direct Fick method.

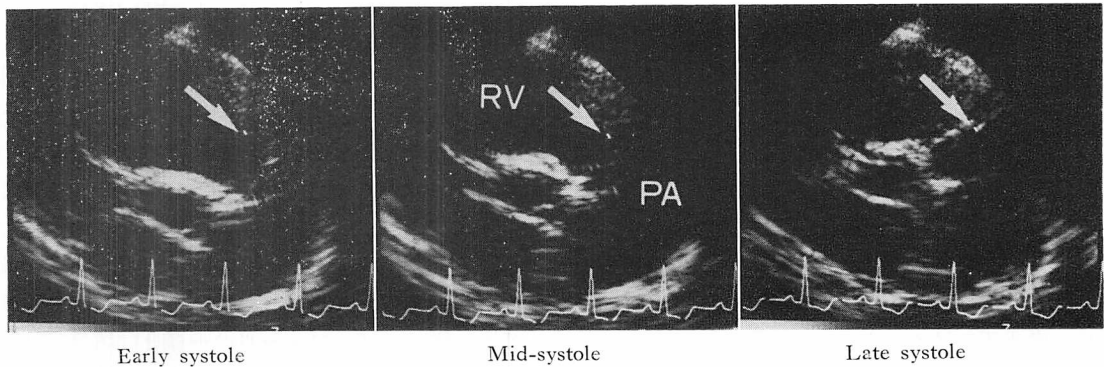


Fig. 10. The relative shift of the sample volume with heart beat near the pulmonary valve ring.

フィールドの推定，心の運動に伴うサンプル領域の相対的移動，流路の計測などに種々の吟味を要する問題がある。

#### 1) 装置の精度

本研究の使用装置の演算回路は，モデル流路を用いた我々の検討や<sup>1,3)</sup>，電気シミュレーターによる実験<sup>4)</sup>でも精度が良好なことが別に発表されている。したがって，今回の測定誤差の要因の中で装置の演算回路自身に基づく因子は大きくないと考えられる。

#### 2) 平均流速の求め方

本装置で記録されるドプラー信号には，サン

ル領域内での瞬時平均周波数表示と周波数スペクトラム表示とがあり，それぞれ一長一短がある。瞬時平均周波数表示(容積平均)には壁運動に伴う信号やノイズも混入されて平均化されている危険性がある。一方，スペクトラム表示とするとサンプル領域内の流れの性状を含めた情報と瞬時最高流速は認識できるが，平均流速を知り難い。便宜的な方法として，スペクトラムから平均流速を求める場合に，帯状スペクトラムの中央点を採る方法<sup>5)</sup>，ピーク流速と流速プロフィールとから推定する方法<sup>6)</sup>などが試みられている。今回の研究では瞬時平均周波数表示とスペクトラム表示とを重

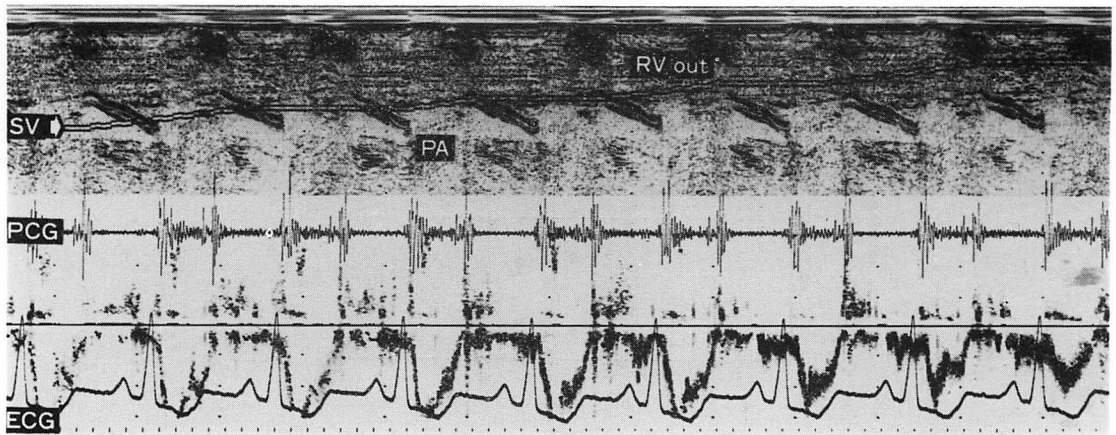


Fig. 11. The changes of the flow velocity obtained when the sample volume (SV), which is shown by a pair of lines on the M-mode echocardiogram, is moved from the pulmonic valve to the right ventricular outflow tract.

畳する形式を用いているので、これによって平均周波数波形がノイズを含まないかどうかをスペクトラムの上で確認する利点が得られた。本法による平均周波数は通常、上述の帯状スペクトラムのほぼ中央に当るようである。駆出血流の周波数スペクトラムの幅は狭いので、結果的に見れば上記の midpoint 法<sup>5)</sup>でも近似的には有意義と考えられる。

### 3) 流速プロフィール

本研究では流量算出に際しては流速プロフィールを平面波と想定している。我々のパルス・ドプラー法を用いた検討<sup>1)</sup>では、大動脈弁輪部の流速プロフィールは壁の近傍を除き、ほぼ平面に近いものであった。これまでの報告でも、大動脈弁から数 cm 末梢の大動脈内まで、また、肺動脈幹内でも平面的なプロフィールを示す<sup>7,8)</sup>とされており、特に駆出期のプロフィールに関しては以上の想定に大きな誤りはないと考えられる。しかし、流体力学的にみて曲り管における軸方向の流れは慣性力の影響で中心軸に対称ではない<sup>9)</sup>。このことからみて、右室拡大により肺動脈弁輪部で流路が著明に屈曲する高短絡例や肺高血圧例での肺動脈弁輪部の流速プロフィールは平面から大きくはずれる可能性がある。高短絡例ではこのようなプ

ロフィールの非対称性とサンプル領域の相対的移動とが相俟って大きい誤差因子となる可能性がある。このような例では肺動脈弁輪より末梢側の肺動脈主幹内で血流量を測定する方法<sup>5,10)</sup>も考えられる。しかし、肺動脈幹内でも二次流の発生や、流れの剥離などによると考えられる複雑な流れの状況を呈することはすでに報告した通り<sup>11)</sup>、従ってプロフィールは一様とは考え難い。現在の段階では、その影響の程度を数値的に表現することは難しいが、いずれにしてもこの点、測定上の問題として残るであろう。

### 4) 流路断面積の測定

大動脈弁輪、肺動脈弁輪に対して各症例において短軸断面を正確に設定することは実際上必ずしも容易ではない。それゆえ、本研究では流路を長軸断面から求め、弁輪を円と仮定して断面積を算出した。ただし、この際すでに別に検討したごとく、超音波法による径の計測は左室造影法に比し約 2 mm 過小評価された<sup>1)</sup>。剖検心による検討でも同様の結果が得られている<sup>12)</sup>。これらの理由は、弁輪前壁の位置計測には理論上内膜エコーの立ち上がりを探るべきであるが、これは実際上困難で、代ってそのすそを探らざるを得ないこと、

また、ブラウン管光点の大きさの影響などのためと考えられる。これらは超音波による計測の本質的な問題であり、実際上はこの過小評価分の補正を加えた方が良く考えられる。これらの考慮の結果、大動脈弁輪はバラツキが少なく比較的精度よく測定されたと言えよう。しかし、それにもかかわらず肺動脈弁輪径の測定にはバラツキが見られた。これは前壁側の同定が必ずしも容易ではない例があるためであろう。

#### 5) サンプル領域の相対的位置移動

現装置のパルス・ドプラー法では心の拍動によってサンプル領域は相対的な移動を示す。この動きは小さい場合はその影響を無視できると考えられるが、一般に短絡例では心拍に伴う心臓の動きが大きいため、この位置移動はかなり大きい誤差因子になると考えられる。今回もその動きが大きい程、Qp, Qsとも過小評価される傾向が見られている。特に、高短絡群では左室流出路から弁輪にかけて流路は狭く、かつ、心の過大運動があるため、サンプル領域は収縮期の間にも前、後壁のごく壁近傍まで移動する。本研究では一応流速プロフィールは近似的に平面波と見たが、壁に近接する部分は流速は遅い。したがって、高短群においては、計算上この部分の寄与が相対的に多くなり Qs の過小評価につながると考えられる。

高短絡群では、前述したごとく、流路の拡大により肺動脈弁輪のところがかえって一見“くびれ”たごとくなる。弁口付近ではサンプル領域は一心周期内でも流路面積が大なる流出路と一見くびれた弁輪部との間で移動する。このため、計算に際し、断面積として弁輪部のそれを用いると、平均流速の方には弁輪部での速い流速のみではなく、駆出早期には広い流出路での相対的に遅い流速の影響が入って来るので、その結果の流量としては過小評価につながると考えられる。また、流出路側ではドプラー用ビームと血流のなす角が弁輪部におけるよりも大きくなるので、そこでは計算に入ってくる見かけ上の流速は一段と小になる。高短絡群では流路が弁輪での流路の屈曲がより著明

となるので、その入射角の影響はより顕著となる。実際の記録でも、流速は右室流出路では弁輪部よりも遅く表示された。すなわち、肺動脈弁輪付近でのサンプル領域の移動が大きい時には Qp は過小評価になることが予想され、事実、今回の成績はそれを示唆している。

サンプル領域の相対的移動を補正するために、サンプル自動追跡システムが考案されつつある<sup>13)</sup>。しかし、現在の装置は以上のような問題をすべて解決するにはなお不十分と考えられ、より高度なシステムの開発が望まれる。

#### 6) 併存する半月弁逆流の影響

半月弁逆流が存在すると駆出血流は有効拍出量と逆流量との和になる。したがって、今回のドプラー法による拍出量の計測法では逆流量の分だけ過大評価される。短絡がある場合の逆流量算出の方法がまだ確立されてないため、今回は大動脈弁逆流を合併する例を予め対象から除外した。一方、肺動脈弁逆流を有する例は少数見られたが、逆流量が多くないためか、このことによるよりも上述の他の誤差の影響の方が大きく、その影響を詳細に検討することは不可能であった。今後、ドプラー法による計測の精度が向上すればこの問題についても十分論じられよう。

### 要 約

心内短絡を有する 31 例 (Qp/Qs=0.99~4.55, 平均 2.63) において、超音波パルス・ドプラー法を用いて肺体血流量比 (Qp/Qs) の非侵襲的算出を試み、また、その際の技術的問題点についても検討した。対照は非短絡例 17 例である。

1. 肺血流量 (Qp), 体血流量 (Qs) は次の式によって計算した。

$$Q(\text{ml}/\text{min}) = \text{平均流速 (cm/sec)} \times \text{弁輪部断面積 (cm}^2\text{)} \times 60$$

流速を求める場合のサンプル領域は、一心周期での流速がピークとなる時相において、弁輪の中央に来るように設定した。また、平均流速は一心拍におけるサンプル領域内での瞬時平均周波数を

さらに積分し, それを RR 間隔で除すことにより得られた. 超音波入射角度は超音波断層図から得た. さらに, 弁輪部における流速プロフィールは平面波と仮定した. 弁輪径として流出路断面で, その相対する壁エコー間の内径 (D) を計測し, この値に心血管造影を基準にして, 0.22 cm を加えて補正した (この数値は別の予備的検討によって得られている). それゆえ, 流路断面積は以下の式で計算された:

$$\pi \times \left( \frac{D+0.22}{2} \right)^2$$

2. ドプラー法による Qp/Qs は心内短絡を有しない例では平均 1.11 (S.D.=0.21) となり, 心内短絡を有する例ではカテーテル法との間に良好な相関を示した ( $r=0.82$ ). これらの結果から, Qp/Qs の非侵襲的測定法としてドプラー法の臨床応用の可能性が示唆された.

3. 17 例において, 直接 Fick 法によって測定した肺血流量, 体血流量をドプラー法によるそれらと比較した. 両者の値間にはかなりの差が見られた. また, 高短絡例では肺血流量, 体血流量ともドプラー法の方が小さい値を示す傾向が見られた.

4. 短絡症例では流量の増加によって肺動脈弁輪前後で流路が拡大し, 弁輪部がかえって “くびれ” たごとき外観を呈することや, 肺動脈基部の屈曲増加などによる流速や流速プロフィールの状況の変化, 肺動脈弁輪測定の高難性, 加えて心臓の動きの増加のため, サンプル領域の相対的な動きが大なることなどが主な誤差因子に挙げられ, 特にその影響は高短絡例で強く出るものと考えられる.

本研究の一部は昭和 58 年度文部省科学研究費 (58770637) および Japan Heart Foundation (1982) によったことを付記する.

## 文 献

- 1) 伏島堅二, 宮武邦夫, 岡本光師, 木下直和, 大和真史, 津村 圭, 増田喜一, 榊原 博, 仁村泰治: 断層エコードプラー法による心拍出量測定とそのための誤差因子の分析. J Cardiology 準備中 (第 26 回発学術集会表)
- 2) 香取 瞭: 直接 Fick 法. 沖野 遙, 堀 原一, 本田西男編: 血流測定. 医学書院, 東京, 1974, p 16-20
- 3) 揖場和子, 木下直和, 宮武邦夫, 岡本光師, 榊原博, 仁村泰治: 超音波エコードプラー法による腹部動脈血流量の計測の試み (予報). 39 回日超医講演論文集, 375-376, 1981
- 4) 白坂俊夫, 本郷宏信, 瀬尾育武, 佐々木博, 飯沼一浩: 超音波パルス・ドプラー法による血流量の定量化 (第一報), 血流ファントムによる検討. 37 回日超医講演論文集 557-558, 1981
- 5) Goldberg SJ, Sahn DJ, Allen HD, Valdes-Cruz LM, Hoenecke H, Carnahan Y: Estimation of pulmonary and systemic blood flow by two-dimensional Doppler echocardiography using fast Fourier transform spectral analysis. Am J Cardiol 50: 1394-1400, 1982
- 6) 田中元直, 武田久尚, 渡辺 恵, 大川井宏明, 仁田新一, 仁田桂子, 十河 寛: パルス変調超音波ドプラー法による心拍出量の測定. 42 回日超医講演論文集, 487-488, 1983
- 7) McDonald DA: Blood Flow in Arteries. Williams & Wilkins, Baltimore, 1960, p 101-117
- 8) Reuben SR, Swadling JP, Lee G de J: Velocity profiles in the main pulmonary artery of dogs and man, measured with a thin film resistance anemometer. Circulat Res 27: 995-1001, 1970
- 9) 菅原基晃: 曲がった管の中の 2 次流れ. 沖野 遙, 菅原基晃, 松原裕英編: 心臓血管系の力学と基礎計測, 講談社, 東京, 1980, p 172-174
- 10) Sanders SP, Yeager S, Williams RG: Measurement of systemic and pulmonary blood flow and Qp/Qs ratio using Doppler and two-dimensional echocardiography. Am J Cardiol 51: 952-956, 1983
- 11) 岡本光師, 宮武邦夫, 木下直和, 榊原 博, 仁村泰治: 超音波パルス・ドプラー法による肺動脈血流の分析. 日本内科学会誌 70: 376-384, 1981
- 12) 別府慎太郎, 泉 司郎, 仁村泰治: 断層心エコー図による心臓映像の分析, 左室容量計測の問題点とその解決. 循環器病研究の進歩 3: 191-205, 1985
- 13) 北畠 顕, 松原裕英, 浅生雅人, 三嶋正芳, 千田彰一, 島津 敬, 田内 潤, 森田久樹, 石原 謙, 藤井謙司, 阿部 裕, 汐崎 陽: サンプル深度自動追従超音波パルス変調ドプラー法による心腔内血流計測. 36 回日超医講演論文集 293-294, 1980