

心臓内血流測定法としての  
心断層造影法とドプラー心  
内血流測定法の意義

Significance of ultrasonic  
Doppler flowmetry and  
contrast cardiotomogra-  
phy in quantitative esti-  
mation of the intracar-  
diac blood flow

田中 元直  
渡辺 恵  
柏木 誠  
仁田 桂子  
引地 久春  
武田 久尚  
今野 淳  
仁田 新一\*  
田林 眺一\*  
堀内 藤吾\*

Motonao TANAKA  
Satoru WATANABE  
Makoto KASHIWAGI  
Keiko NITTA  
Hisaharu HIKICHI  
Hisanao TAKEDA  
Kiyoshi KONNO  
Shinichi NITTA\*  
Koichi TABAYASHI\*  
Togo HORIUCHI\*

**Summary**

The significance of ultrasonic cardiography and contrast cardiotomography in quantitation of the intracardiac blood flow was discussed based on the clinical and experimental data. Also the possibility of measuring the flow velocity, velocity profile and character of the blood flow in cardiac chambers was discussed.

In ultrasonic cardiography, the Doppler method in which a continuous ultrasound of 2 MHz modulated by the M-sequence signal was utilized. The flow velocity at an arbitrary  $3 \times 3 \times 2.5$  mm space and the Doppler signals from 40 small spaces in cardiac chambers along the beam direction were detected consecutively.

The method of ultrasono-cardiotomography with a high-speed electrical scan (about 30 frames/sec) was used in both *in vivo* and *in vitro* experiments of contrast cardiotomography. During examination, 10 to 15 ml of saline was manually introduced into the cardiac chamber through a catheter in patients with either atrial or ventricular septal defect, or aortic valve diseases.

東北大学抗酸菌病研究所  
仙台市星陵町 4-1 (〒980)  
\*東北大学医学部 胸部外科  
仙台市星陵町 1-1 (〒980)

The Research Institute for Chest Diseases and Cancer,  
Tohoku University, Seiryomachi 4-1, Sendai 980  
\*Department of Thoracic Surgery, Tohoku Univer-  
sity School of Medicine, Seiryomachi 1-1, Sendai 980

Presented at the 17th Meeting of the Japanese Society of Cardiovascular Sound held in Sendai, October 20-21, 1978  
Received for publication June 19, 1979

In *in vitro* experiments, four flow models, namely steady flow, jet flow, pulsatile flow and pulsatile jet flow models were studied.

The results obtained and the conclusions reached were as follows:

1) In contrast cardiography, the direction, origin, timing of occurrence and magnitude of the abnormal intracardiac blood flow, such as shunt or regurgitant flow, which was difficult to detect by the Doppler method, could be visualized easily. However, quantitative evaluation of the character of the blood flow, flow velocity and flow volume was sometimes difficult.

2) On the contrary, ultrasonic cardiography excelled contrast cardiography in the assessment of flow velocity, velocity profile and localization of the abnormal blood flow in cardiac chambers, etc. However, detection of the exact direction of the blood flow was difficult. When there was no turbulent component in the abnormal blood flow, differentiation of the normal from the abnormal blood flow, such as shunt flow in atrial septal defect, was occasionally difficult.

3) In order to measure the flow velocity and to evaluate the character of the intracardiac blood flow by contrast cardiography, the present authors introduced a combination of contrast cardiography and M-mode technique.

In *in vitro* experiments using flow model, the echo patterns of a flow either approaching or leaving the transducer were demonstrated as ascending or descending curves. The mixed pattern of the two curves indicated the presence of a turbulent or jet flow. These results indicated that, in the contrast method, the character of the flow could be evaluated based on the M-mode pattern.

4) Possibility of quantitative estimation of the flow velocity and flow volume by contrast method was investigated in comparison with the values measured from the inclination of the contrast echoes demonstrated on the M-mode pattern and with the values of the actual flow velocity and volume measured by the photographic technique and by volumetry with a graduated cylinder. The two values thus obtained were in good agreement with each other.

Two-thirds of the maximum flow velocity measured from the M-mode pattern was assumed as the mean of the flow velocity. The product of the mean velocity and the cross sectional area calculated from the distance between the anterior and posterior wall echoes was assumed as the flow volume. The flow volume thus obtained was also in good agreement with the actual flow volume.

These results indicated that the flow velocity and the volume could be evaluated by the combined method which consisted of contrast echocardiography using M-mode and cardiography. The usefulness for clinical diagnosis was discussed.

#### Key words

Ultrasonic Doppler flowmetry  
velocity and velocity profile

Contrast cardiography  
Character of blood flow

Intracardiac blood flow

Flow

#### はじめに

心臓内血流の測定法として変調式ドプラー法が有用であることはすでに報告してきたところであるが<sup>1-4)</sup>, ドプラー法では真の血流方向を知るのには問題があった。そこで我々はこの数年来, 真の血流方向の判定と, ドプラー法で得られた所見の信憑性を評価するため, 第2の心内血流測定法として心断層造影法を開発導入し, それを確立す

べく, 基礎的, 臨床的検討を加えてきた<sup>5,6)</sup>。

心断層造影法では, 心断層図上に血流に関する情報を重畳して表示できる特徴を有しているが, 流れの状況, および流速の測定法としては問題があった。そこで本研究では, 心臓内血流測定法としての変調方式ドプラー法と心断層造影法とを種類の心疾患に適用し, 血流性状の差異に対する両方法の診断上の効果を比較検討し, 臨床的有用性を明らかにするとともに, 心断層造影法の現状に

おける欠点を改善し、本法をドプラー法による血流計測データの信憑性を評価するに足る方法とするための検討を行ったので報告する。

### 装置および方法

ドプラー法による心内血流測定法としては、2 MHz、直径 30 mm の同心配置振動子を使用する M 系列変調超音波ドプラー法を用いた。心臓内の任意の一測定点の広さは約  $3 \times 3 \times 2.5$  mm であり、ほぼ同時にビーム方向上 40 測定点の血流信号を検出表示できる。患者の胸壁より極近接水浸法により心断層図を画かせ、ビーム方向を確認したのち、種々の心内測定点における血流ドプラー信号を検出し記録した。表示方式は方向指示方式、および非方向指示方式とによった。一方、心断層造影法は東芝製プロトタイプの子走査式断層装置を使用し、周波数 2.4 MHz により 30 画面/秒の速度で扇形走査された画面を、16 ミリシネカメラで撮影した。また心断層造影法におけるコントラスト剤としては約  $10^{\circ}\text{C}$  の生食水 10~15 ml を用い、心カテーテル検査実施時にカテーテルを通して用手的に注入した。

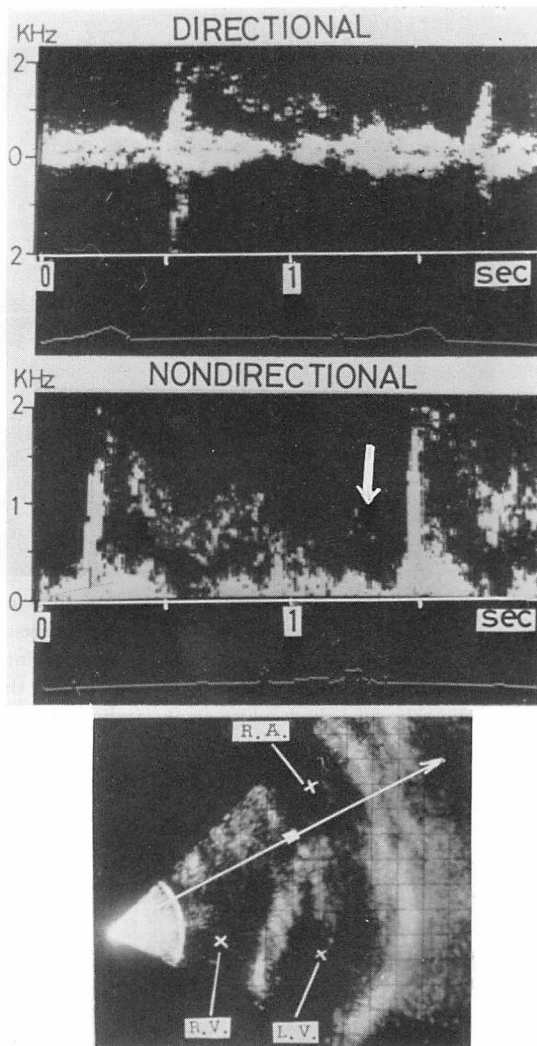
対象とした患者は心房中隔欠損症、心室中隔欠損症、僧帽弁閉鎖不全症、および大動脈弁閉鎖不全兼僧帽弁狭窄症各 1 例ずつである。

また、心断層造影法で流れの状況および流速の測定が可能であるか否かを検討するために、定常流および脈動流について、層流と噴流を作成して検討した。直径約 20 mm のビニール製パイプ中をグリセリン加脱気水によるモデル水流を流し、反射体としてアンバーライトを加え、光学的可視の方法、心断層法および M-mode 法、および M 系列変調超音波ドプラー法の 3 種類のの方法で、流れに関するデータを記録し、検討した。

### 結果および考察

1. 心内血流情報の検出に対する変調方式ドプラー法とコントラスト法の特徴と問題点

**Fig. 1** は心房中隔欠損症において、欠損孔付



**Fig. 1.** Flow velocity patterns observed in the right atrium at the site of atrial septal defect (ASD).

A small white rectangle in the ultrasono-cardiotomogram (bottom figure) shows the site of recording. The shunt flow (white thick arrow) has a line spectrum pattern with two peaks in systolic phase.

近の右房内の血流状況を変調方式ドプラー法で求めたものである。収縮期に右房内で 2 峯性の層流性パターンが示されている。かかる層流状のパターンが示される場合、これが短絡による異常流か

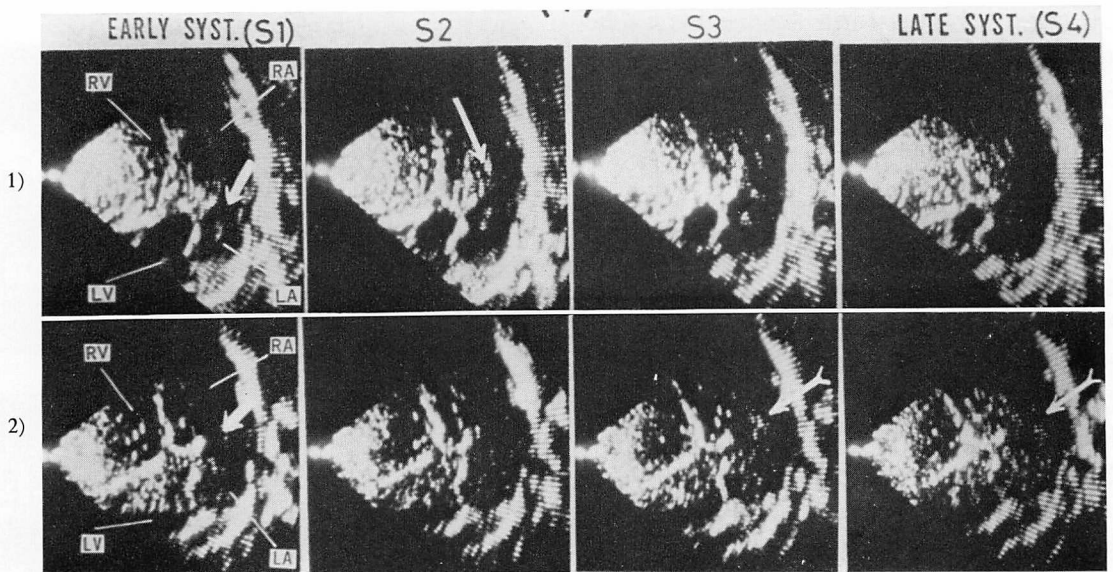


Fig. 2. Contrast cardiograms in a case of ASD.

Top figures 1) were taken when the contrast material (saline) was injected into the vana cava, and bottom figures 2) when saline was injected into the left atrium. The right-to-left shunt in ASD occurs during the period of early systole and the left-to-right shunt occurs from late systole to early diastole. The thick white arrows indicate the site of defect at an atrial level and the thin white arrow the right-to-left shunt flow. The forked arrows indicate the left-to-right shunt.

否かの判断が難しい。

Fig. 2 は心房中隔欠損における心断層造影像を示したものであり, 上段 1) は大静脈部で, 下段 2) は左房内で生食水を注入したものである. 図の 1) の S1~S2 でみられるように, 収縮の極初期には右房から左房へ, また, 収縮後半 (S3, S4) に左房から右房へとコントラストエコーが流れるのがみられ, そのエコーは欠損孔の下縁を通り, 心房中隔に沿って移動している. このようにドプラー法では流れの性質と流速変化を知るには最適であるが, 短絡血流の発生部位, その方向, および発生時期を知るには心断層造影法が便利であった.

Fig. 3 は心室中隔欠損 (膜性部欠損) の心内血流速度と速度分布とを示したものである. 本症の短絡は収縮期に生じ, かつ broad spectrum を示す噴流状のパターンで, その速度はきわめて早いことが示され, その分布領域が比較的狭いことが

わかる. 一方, 心断層造影法でも Fig. 4 に示したごとく, 収縮の初期から収縮期を通じてコントラストエコーが左室から右室へと比較的大量に移動するのがわかる. しかし, その流れの性質をこの像の上から判断することは難しい.

Fig. 5 は大動脈弁閉鎖不全に僧帽弁狭窄を伴った例のドプラー法による心内血流検出例である. 図からわかるように, 本症では Fig. 5 の 3, 4 のごとく, 拡張期に僧帽弁前尖に沿って正方向と負方向に交互に位相が変化するパターンが示され, 渦状の異常流が存在している. また左室流入路付近 (Fig. 5 の 7, 8) では近づく流れが線スペクトル状に示され, 狭い部分からではあるが, 層流状の流れとして流入しているのがわかる. 一方, 心断層造影像で観察すると Fig. 6 のごとく, 拡張期の逆流に伴うコントラストエコー (白矢印) の流れは, 僧帽弁前尖に沿って左室内へ下行し (D1), 拡張末期には流入路付近で急に拡がる様子が示さ

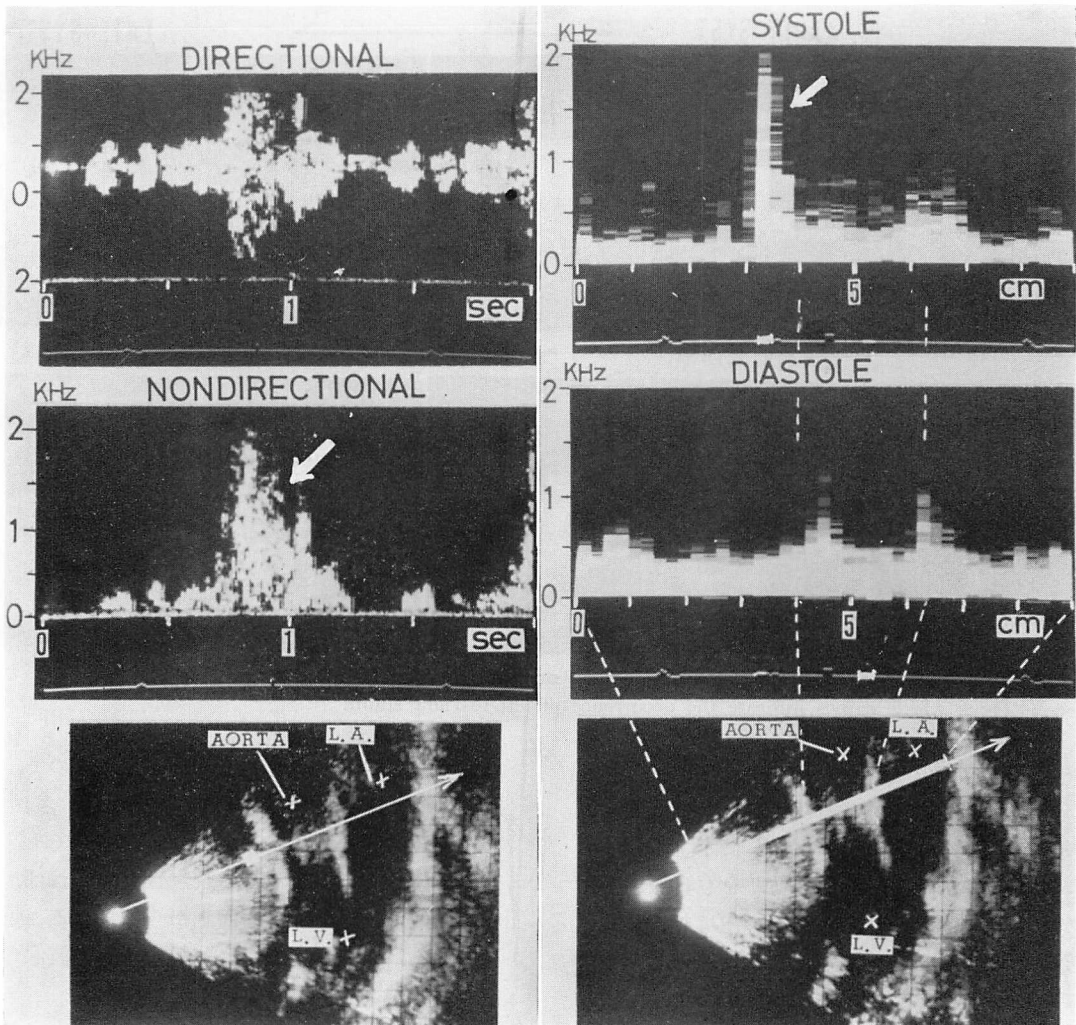


Fig. 3. Flow velocity patterns (left) and velocity profiles (right) in a case of ventricular septal defect (VSD).

The left-to-right shunt is found at a level of ventricle. The echo recorded has the pattern of a broad spectrum in systolic phase (white arrows).

れている (D6). しかし左房から左室への流入状況の判断は、左房内でコントラスト剤を注入しなければその描出は困難であるが、流入血による逆流エコーの中断像から、左室後壁に沿って生じていることが想像できる。

ドプラー法では、層流性の流れのときにはそのパターンは線スペクトルで示されるが、乱流ない

し噴流については broad spectrum のパターンで示され、さらに方向指示形で示したときには (+) 方向と (-) 方向とに、同時に血流信号が示され、流れの性質がよく判断できる。しかし、心断層造影法ではそのパターンは粒状エコーの集合で示され、渦状のパターンあるいは線状のパターンとしては示されてこない。

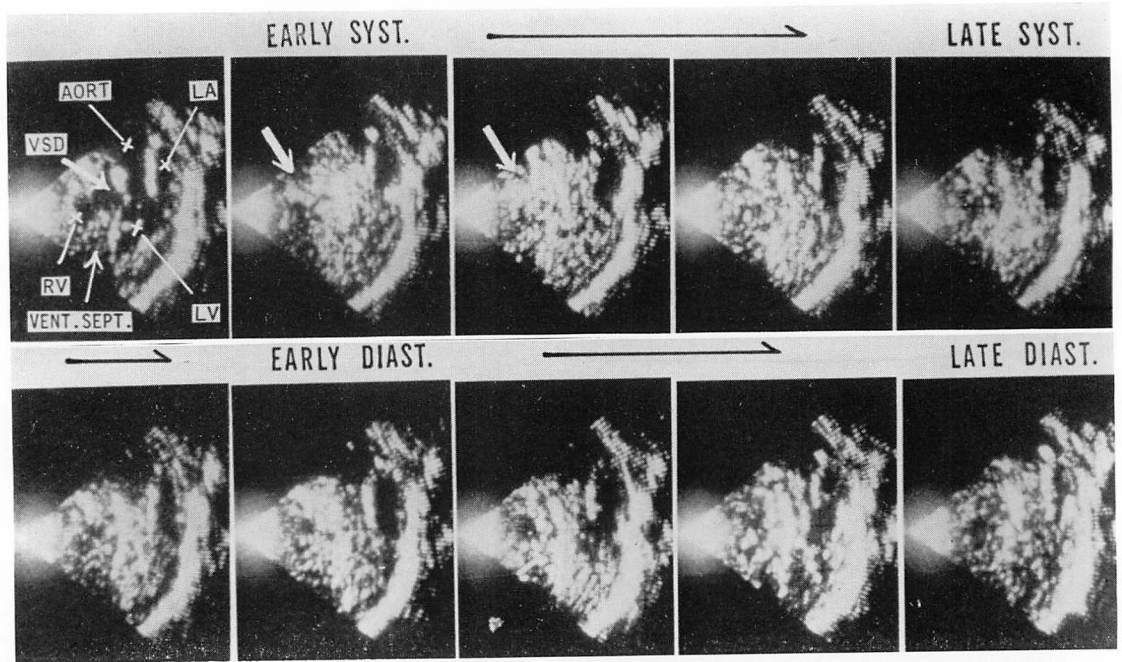


Fig. 4. Contrast cardiograms during one cardiac cycle in a case of VSD.  
Thick white arrows indicate the occurrence of left-to-right shunt.

そこでさらに、断層造影法で流れの状況の判定や流速の測定が可能であるか否かを、モデル水流で検討した。その結果を Fig. 7 に示す。上段は光学的可視方法で、反射体の軌跡を写真撮影したものであり、流れの状況とパイプ内における流速の変化が、線状パターン長さの違いとして示されている。同じ流れを下図は断層造影法で観察したものである。左側の列は層流の、右側の列は jet 流の像を示したものであるが、両者の流れの差異は断層図上ではよく示すことができない。図の左端の像は、1 秒間 77 ml の割合で流したものをカメラの露出時間を 33 msec, 67 msec および 250 msec として optical な方法と同様にして撮影したものである。速度が早い所では点状エコーで示され、遅い所では索状エコーのごとく示されるが、optical な方法のごとく、これから速度測定を行うことは難しい。Optical な方法による像からわかるように、本実験では約 1 mm 幅の光の帯の中を通過する反射体は、層流の場合に

はこの光束内をはずれることなく流れるので、流れの速度に応じた長さの輝線として表示される。したがって超音波ビームで走査した場合でも、走査面が流れの方向と平行に設定されていれば、流れの途中で反射体が走査面上からはずれることは考えにくい。それにもかかわらず、超音波像の上では点状エコーとしてしか示されない。

高速走査であっても、走査速度は生体中における音波の伝播速度による制約から、最高 30 画面/秒に限られる。したがって、左から右へ、あるいは右から左への連続的な 1 回の走査の間に、流れの中にある 1 つの反射体が走査面からはずれることなく連続的に流れていても、30 msec ごとに走査されることになるから、流れの速度が走査速度より早くても、またそれより遅くても、点状エコーとして示されることになり、走査速度が流れの速度と一致したときのみ、走査面と同一面内を流れる反射体のエコーが連続した線状エコーになる（図中、中央列 (23 ml/sec) の像のごとく）。

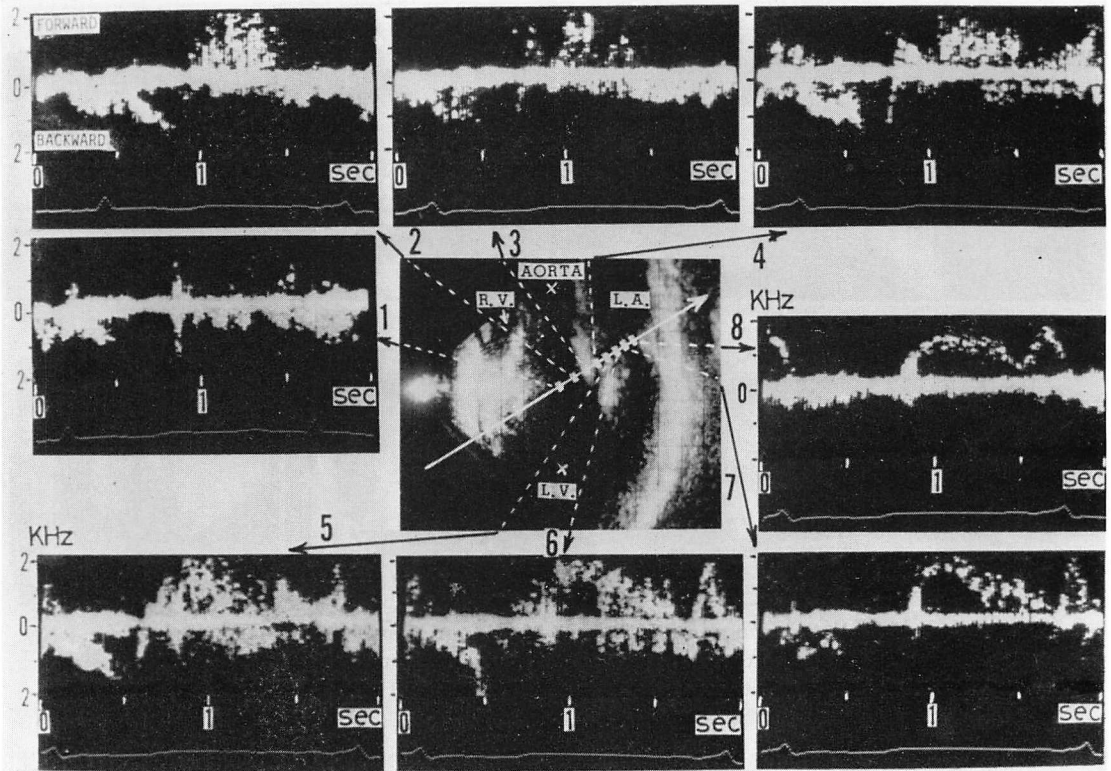


Fig. 5. Flow velocity patterns at various areas in the left ventricle in a case of aortic regurgitation with mitral stenosis.

At the diastolic phase, the plus or minus component of the Doppler signals caused by regurgitation appears alternately at the areas along the mitral leaflet in the left ventricle as observed in photographs from 2 to 5. These flow patterns are frequently observed in the jet flow. The flow velocity patterns of line spectrum at the areas of the inflow into the left ventricle are demonstrated in the photographs 7 and 8.

それ故、点状エコーとして示された場合には、露出時間を長くしても、optical な像と同様に流れを線状パターンとして示すことは難しいといえる。したがって心断層造影法で、流れの性質の判定と流速測定を行うことは難かしいと考えられた。

以上のごとく、ドプラー法は心内に生じた流れについて、流れの状況、流速、異常流の分布範囲(局在性)、および流速分布の測定に優れているが、異常流でも噴流ないし乱流状でなく、層流状である場合には(たとえば心房レベルの短絡流のごとく)、異常流であるとの判断が難しいことがある。

これに対し、コントラスト法ではこれを心断層造影法として行った場合には、コントラストエコーの流れの方向から、短絡流や弁逆流の有無、その程度、流れの方向、異常流の発生時期など、ドプラー法では獲得の難かしい情報が得られるが、流れの状況の詳細、流れの性質(層流状か乱流状かなど)の判断が難しく、流れの速度の測定が困難であるという欠点があると判断された。

## 2. コントラスト法による血流性状と血流速度および流量の測定の可能性について

コントラスト法を断層法で用いた場合には、前

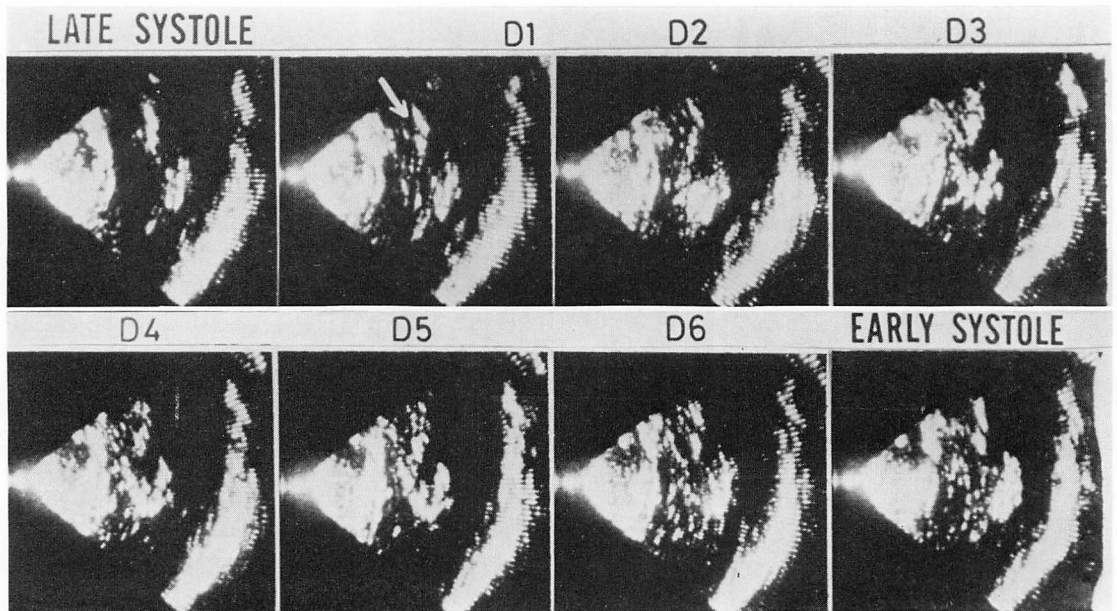


Fig. 6. Contrast cardiograms in a case similar to that shown in Fig. 5.

At the diastolic phase, the contrast echo (white arrow) flows into the left ventricle along the anterior mitral leaflet. The inflow into the left ventricle is indicated as a negative shadow.

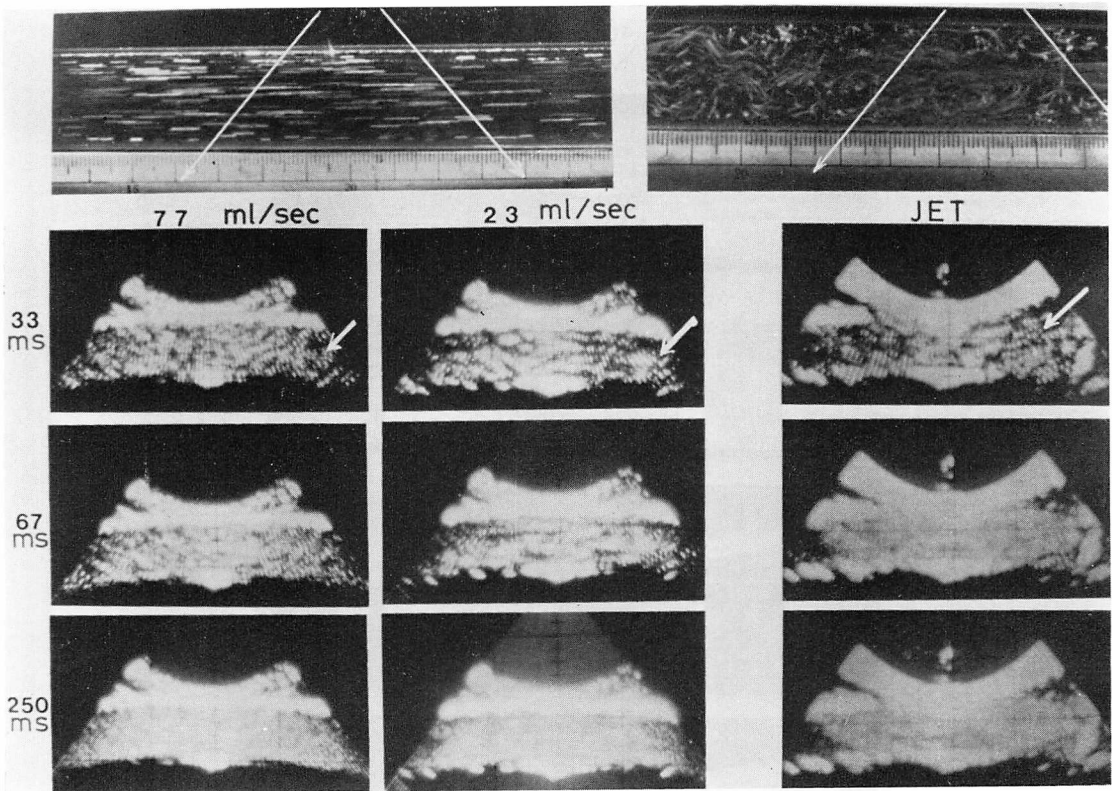
述のごとく、走査速度との兼ね合いから、血流性状の判定と血流速度の測定の目的に用いるには問題があり、ドプラー法で得られる血流データの裏付けデータとして利用することができない。そこでかかる欠点を除き、血流性状の判定と速度測定の可能な方法とするために実験的に検討した。

ドプラー法ではビーム方向上の速度成分を検出している。これと対比できるようにするため、コントラスト法でもビーム方向への成分に注目し、ビームを流れに向けて固定しておけば、ビーム内に連続的に動く反射体があれば、そのエコーは超音波パルスの繰り返し周波数によって決まる回数だけ得られるはずである。その回数は断層法における走査回数より数倍多いので、その移動速度がかなり速くとも、連続した曲線エコーとして示されると考えられる。そこでモデル水流を作成して、コントラストエコー像を M-mode で表示する方法で画かせた。モデル水流の流れの状況や流速等は、同時に光学的手法およびドプラー法を用いて

測定し、コントラスト法で得られた所見と対比した。

Fig. 8 は脈動流による実験データを示したもので、one stroke 約 80 ml を流している。上段は optical な方法で記録したもので、駆出期に反射体の像が細い線状像として示されており、その長さは速度に比例する。中段は流れに向う方向にビームを向けて得たコントラストエコーの M-mode 表示であり、下段の 2 枚の写真はドプラー法によるもので、管のほぼ中央部分と下縁に近い部分とで得たものである。ドプラー法では近づく流れが基線より上に、遠ざかる流れは下に示される。両パターンを比較してわかるように、コントラスト法では記録紙を左から右へと流して記録しているので、流れに向う方向、すなわち振動子に近づく流れの中の反射体のエコーは右上がりの線状パターンで示され、流れに沿う方向、すなわち遠ざかる流れでは右下りのパターンで示される。また中央付近のパターンは線状エコーの傾斜





**Fig. 7. The flow patterns in a steady flow and jet flow obtained by photographic technique (upper) and by contrast tomography (lower).**

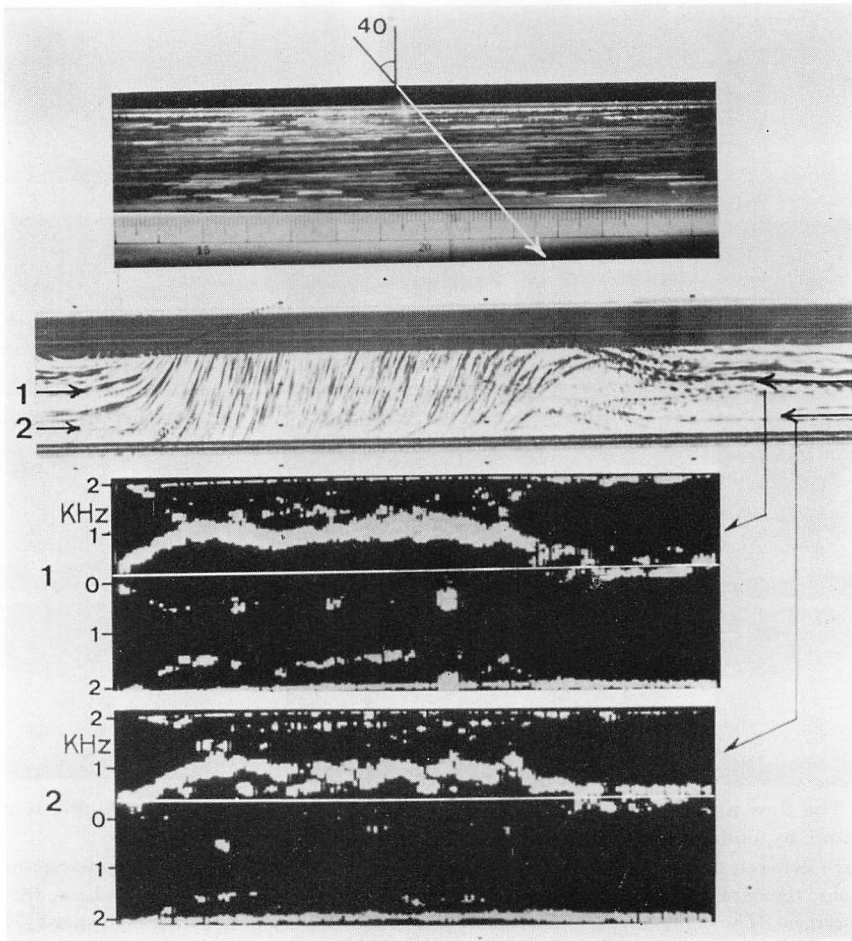
The area between two white arrows on the upper photograms indicates the range of scanning plane in ultrasonic tomography. The numbers shown on the left of contrast tomograms indicate the shutter speed of camera. The contrast echo showed a dotted pattern for the flow with a high speed (77 ml/sec as shown in left photograms). It showed a cord-like pattern for a flow with a low speed (23 ml/sec as observed in the middle photograms). However, it was difficult to differentiate the character of the steady laminar flow from that of the jet flow based on the echo pattern of the contrast tomogram alone.

は大きく、管縁に近い部分では傾斜が小さく、管の直径方向には S 字状のパターンになる。

One stroke の量を約 40 ml としたときの像を **Fig. 9** に示した。 **Fig. 8** と同様のパターンであるが、流速の低下とともに線状のコントラストエコーの傾斜は緩かになり、流速の変化がコントラストエコーの傾斜の変化として表示されることが確認された。

**Fig. 10** は脈動流で作った jet 流について、噴出口直下の部分で、流に沿う方向にビームを投入

して画かせたものである。ドプラー法による記録は管の上縁 (1)、中央 (2)、および下縁 (3) の付近で記録している。管上縁と下縁の部分では (+) の成分と (-) の成分が交互に出現しており、中央部では (+) の成分と (-) の成分とがほぼ同時に示されている。すなわち、管辺縁部では近づく流れと遠ざかる流れとが交互に出現し、中央付近ではそれが同時に出現することを示している。このことは、辺縁部では比較的大きい渦巻流が次々に形成されつつ下流へ流れることを示し、また、中央部



**Fig. 8.** The flow pattern of a pulsatile laminar flow with a stroke of 80 ml obtained by photographic technique (upper), M-mode method (middle) and Doppler method (lower).

No. 1 of the flow velocity pattern was taken at the central portion and No. 2 at the lateral portion of the model tube. The flow approaching the transducer is displayed as an ascending curve on the M-mode pattern.

では jet による強い乱流が生じていることを示している. コントラスト像の上でも, 管下縁に近い部分では右上がりの成分が多く, ビームを流れの方向に沿う方向に投入しているにもかかわらず, 近づく流れが生じていることを示している. 上縁に近い部分ではコントラストエコー像は正弦波状パターンを呈し, 近づく流れと遠ざかる流れが交互に周期的に発生し, 渦巻流を生じていることを示している. 中央部付近では右上がり

のパターンが混合されており, 強い乱流性であることが示唆され, ドプラー法で得られる流れのパターンともよく一致し, optical な手法で得た流れの様相を反映した結果であった.

同じ脈動流を用いた噴流で, Fig. 10 の部位より下流で得た結果を Fig. 11 に示したが, ドプラー法により得られた流の性質についての所見は, 噴出口直下の測定結果と同様, エコー法の記録の上によく反映された. かかる所見から, コントラ

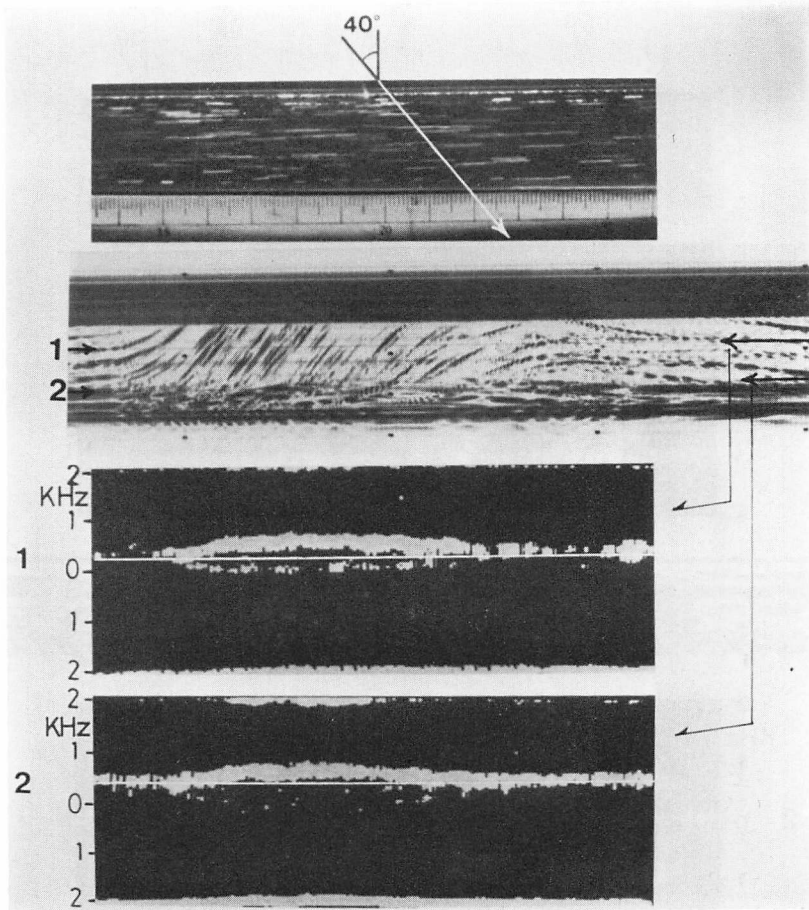


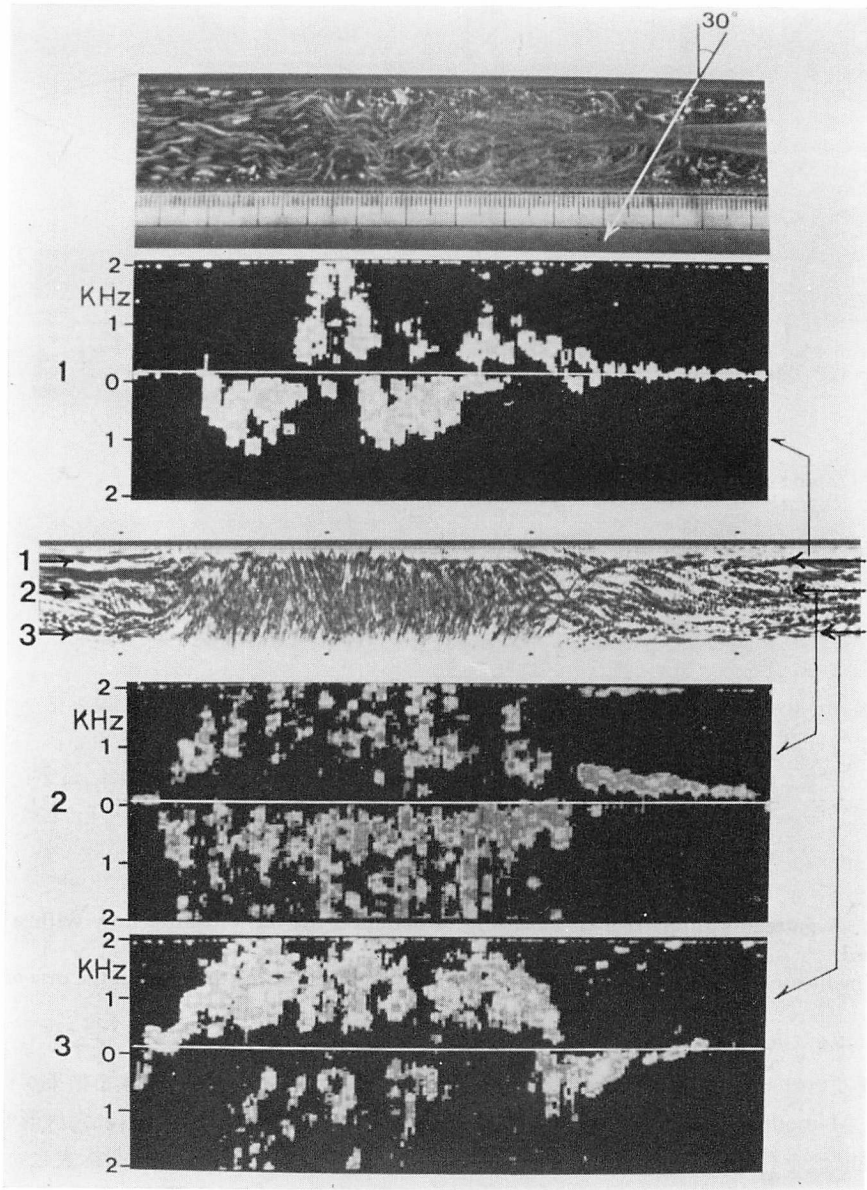
Fig. 9. A pattern similar to that as in Fig. 8 obtained for the pulsatile flow with a stroke of 40 ml.

The inclination of the contrast echo in the M-mode pattern is smaller than that in the case of Fig. 8.

スト法においても、M-mode 表示法を併用し、断層図で心臓構造に対するビーム方向を確認しつつ記録すれば、M-mode 像から、ドプラー法と同様に、流れる状況を判断できると考えられた。

上述のごとく、コントラスト法でも M-mode で表示した図形から、流れの性質が判断でき、コントラストエコーの傾斜から流速を測定できる可能性のあることが示唆された。そこでさらに数値的に評価するために、層流状の流れについて得た M-mode 像から傾斜を測定し、入射角度で補正して流速値を求め、これと光学的手法および実測

で求めた流速値とを比較してみると、Fig. 12 の上図のごとく、よく一致する結果が得られた。さらにコントラスト法で示された図形の中から、最大流速を示すもの(傾斜の最も大きいもの)のみを選び出して測定した流速を最高流速とみなし、その 2/3 をとり、入射角度で補正した値を平均流速値とした。またエコー上に示された管の前後径から断面積を求め、上述の平均流速値との積から流量を求めた。この値を種々の流量について測定し、実測流量値と比較して示すと、Fig. 12 の下図のごとく、原点を通り一次式で回帰できるきわめて



**Fig. 10.** The flow patterns just under the nozzle in a pulsatile jet flow (a stroke of 80 ml) obtained by photographic technique (upper), M-mode method (middle) and Doppler method (lower).

Black arrows indicate the site of recording in the model tube. At the upper lateral portion of the tube, plus and minus components of the Doppler signals are observed alternately. These findings indicate the occurrence of eddy at this portion of the tube. At the middle of the tube, strong turbulence is observed. Also the plus and minus components of the Doppler signals appear simultaneously.

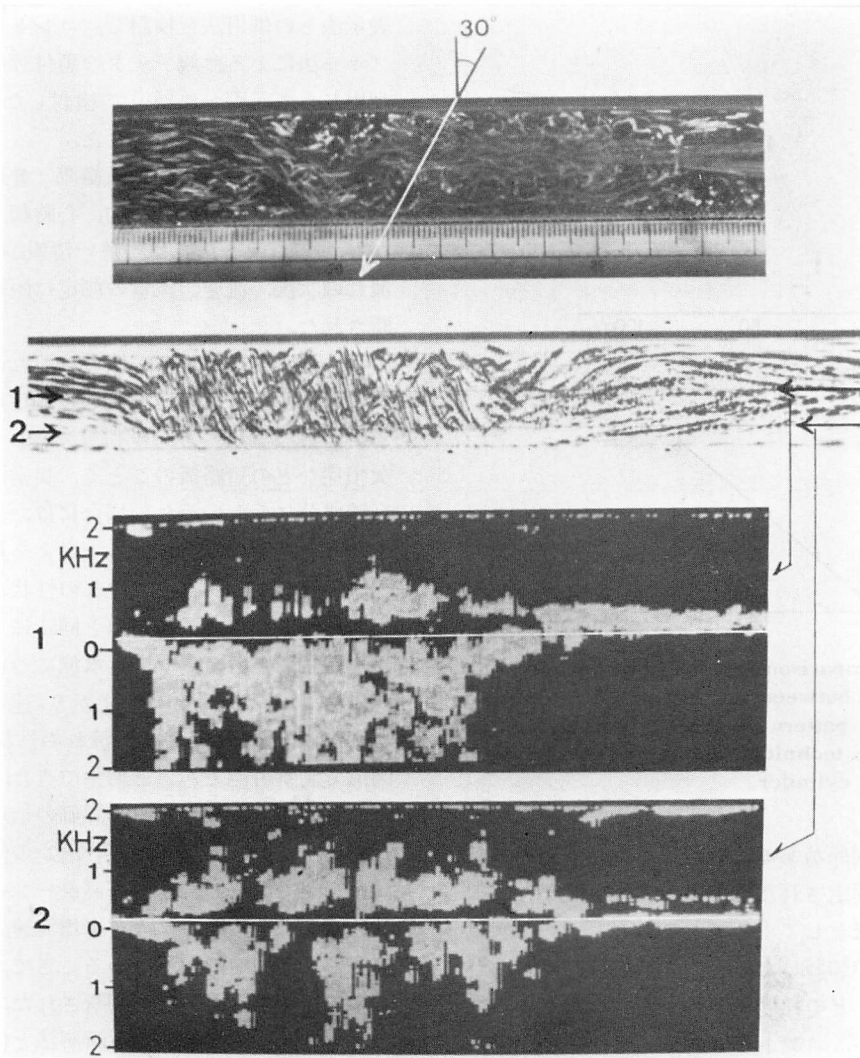


Fig. 11. The patterns similar to those as in Fig. 10 obtained at the lower portion of the pulsatile jet flow.

The jet flow is displayed as a mixed pattern of descending and ascending curves.

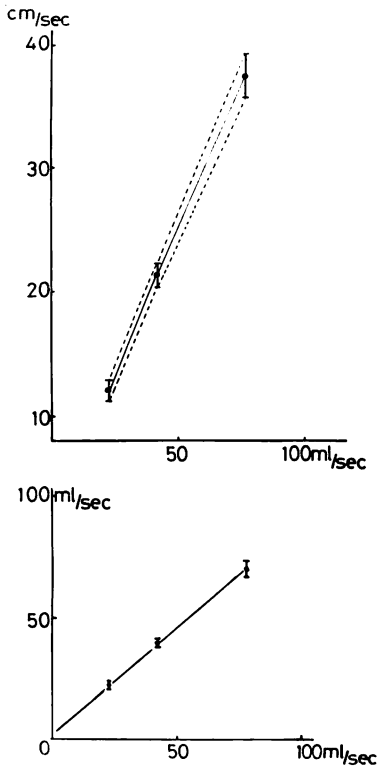


Fig. 12. Comparison of the flow velocity and flow volume between the value calculated from the M-mode pattern and the value obtained by photographic technique and by volumetry with a graduated cylinder.

良好な相関関係があることが示された。この場合にパイプは固定された状態にあり、実験条件を理想に近い状況として求めてある。したがってこれに壁の動きが加わったとき、あるいは乱流状となったときに、どの程度流量値が正確に求まるかは問題があるが、コントラスト法でも、その利用の方法によって、流れの速度および速度分布、さらには流量の概略値を求めることが可能であると考えられた。

### 結 論

変調方式ドプラー法と心断層造影法とを臨床的および実験的に用い、心内血流およびモデル水流

における流れの性状、流速、流速分布、および流量の測定が可能か否かを比較検討し、両方法の心内血流測定法としての意義を追求した。あわせて、心断層造影法の欠点を除く方法として M-mode 表示法との併用法を検討し、コントラスト法がドプラー法による血流データの裏付けの方法として利用しうるか否かについて検討した。その結果、つぎのごとき結論が得られた。

1) 心断層造影法では短絡流、弁逆流などの有無、その程度、流れの方向、心時相と流れの関連など、ドプラー法では得難い情報が得られるが、流れの状況、流速、流量の測定は困難であると判断された。

2) 変調方式ドプラー法では流れの状況、流速、流速分布、異常流の局在性等の測定には優れているが、真の流れの方向の判断が難しく、心房中隔欠損症などの短絡流のごとく、異常流であっても乱流成分に乏しい流れの場合には、異常流と判断するのに困難な場合があると考えられた。

3) コントラスト法で流れの性状、流速測定を可能にするために、断層法と同時に M-mode 表示することを考え、モデル水流について実験した。その結果、近づく流れは右上がり、遠ざかる流れは右下がりの曲線で示され、流れの性状は M-mode 図形で判断可能であると結論できた。

4) 流速、流量の数値的評価の信憑性を検討したところ、コントラストパターンの傾斜は実際の流速をよく反映し、エコーパターンの傾斜から最大速度を求め、この  $2/3$  を平均流速として、その部分の断面積との積を求めることで、流量の測定もある程度可能であると判断された。

5) コントラスト法でも断層法と併用した M-mode 表示法を用いることが必要であり、これによってコントラスト法の臨床的意義はさらに高められ、またドプラー法によるデータの裏付けデータとして、十分使用しうるものと判断された。

なお本研究は昭和 52 年度および 53 年度文部省科研費の助成によってなされたものであり、深謝の意を表する。

文 献

- 1) 田中元直, 香坂茂美, 岡 捨己, 奥島基良, 大槻茂雄, 寺沢良夫, 海野金次郎, 仁田桂子, 柏木 誠, 海老名敏明: 超音波心臓断層法と M 系列変調ドプラー法との併用法. 日超医講演論文集 **19**: 41, 1971
- 2) 田中元直, 香坂茂美, 内田六郎, 今野 淳, 海老名敏明, 寺沢良夫, 仁田桂子, 柏木 誠, 目黒泰一郎, 奥島基良, 大槻茂雄: M 系列変調超音波ドプラー法による心臓内異常血流の検出—右心系異常血流について—. 日超医講演論文集 **24**: 133, 1973
- 3) 田中元直, 香坂茂美, 岡 捨己, 内田六郎, 寺沢良夫, 海野金次郎, 仁田桂子, 柏木 誠, 海老名敏明, 奥島基良, 大槻茂雄: M 系列変調超音波ドプラー法による心臓内異常血流の検出—左心系内異常血流について—. 日超医講演論文集 **23**: 175, 1973
- 4) 田中元直: 多チャンネル方式超音波ドプラー血流計による心臓内流速分布の測定. 電子医学 **11**: 248, 1976
- 5) 田中元直, 目黒泰一郎, 今野 淳, 仁田新一, 田林暁一, 堀内藤吾, 柏木 誠, 渡辺 恵, 引地久春, 仁田桂子, 武田久尚, 海老名敏明, 萩原芳夫, 三木基弘, 飯沼一浩, 城所 剛: 心断層造影法とその臨床的意義. 超音波医学 **5**: 23, 1978
- 6) 田中元直, 渡辺 恵: コントラスト心エコー図. 医学のあゆみ **107**: 832, 1978