

超音波ドプラ法を用いた狭窄部位における 心拍出量計測法の試み

—実験的および臨床的検討—

新潟大学医学部小児科学教室（主任：堺 薫教授）

佐藤 勇

Calculation of Cardiac Output Through a Stenotic Lesion Using
Continuous Wave Doppler Echocardiography
— Experimental and Clinical Study —

Isamu SATO

Department of Pediatrics, Niigata University School of Medicine
(Director: Prof. Kaoru SAKAI)

An existing ultrasound Doppler method for measuring cardiac output has been improved and refined. In the present study, the accuracy of Doppler estimation of cardiac output in various types of stenosis was experimentally and clinically evaluated.

The experimental model was designed to create pulsatile flow through a stenosis model. Six different stenosis model types were used, including three orifice-like stenosis and three truncated cones with heights of 10mm distal to the stenosis. The orifices in their stenosis were 3, 4 and 5mm respectively. The circulation medium was glycerin solution containing Sephadex with three types of viscosity (1.21mPa.s, 3.45m Pa.s, 5.35mPa.s). In each stenosis model, flow profile images were recorded using continuous wave Doppler and stroke volume was calculated by measuring the area integrating the velocity signal curve (time averaged mean) and the stenotic area. Stroke volume measured by this method was compared with that measured by electromagnetic flowmeter.

Thirteen patients, including seven with aortic and pulmonary valvular stenosis, four with infundibular, and two with supra-ventricular aortic or pulmonary stenosis were observed. The cardiac output was obtained at the time of catheterization using thermo-

Reprint requests to: Isamu SATO,
Department of Pediatrics, Niigata
University School of Medicine,
Asahimachi-dori 1, Niigata City,
951, JAPAN.

別刷請求先：〒951 新潟市旭町通1番町
新潟大学医学部小児科学教室

佐藤 勇

dilution method in all patients. At the time of catheterization or near the catheterization, the maximum velocity of the stenotic lesion was recorded by continuous Doppler echocardiography and the diameter of the stenotic lesion was measured by color flow imaging. Using this Doppler method, stroke volume was calculated and compared with that of thermo-dilution method.

Experimental results: In all type of stenosis, and in two kinds of viscosity liquid (3.45mPa.s, 5.35mPa.s), the regression equation between the stroke volume calculated by the Doppler method (Y) and that of measured by electromagnetic flowmeter (X) was $Y=1.501X-0.086$ ($r=0.946$, $p<0.0001$) regardless of the orifice size and post stenotic form. Using abnormal low viscosity liquid (1.21mPa.s), the regression equation was $Y=4.402X-0.358$ ($r=0.961$, $p<0.0001$). Stroke volume measured by Doppler method was more overestimated.

Clinical results: the regression equation between the stroke volume calculated by the Doppler method (Y) and that of measured by thermo-dilution method (X) was $Y=1.251X-11.732$ ($r=0.85$, $p<0.005$). The evaluation of stenotic area was most important factor for estimating the stroke volume using Doppler method.

Key words: Continuous wave Doppler, Stroke volume, Cardiac output, Congenital heart disease, Blood viscosity, Stenotic lesion
連続波ドプラ, 心拍出量, 一回拍出量, 先天性心疾患, 血液粘度, 狭窄性病変

はじめに

小児期の先天性心疾患には、大血管の狭窄を伴うものがあり、このような症例でその狭窄部位の血流量を非観血的に計測することは、臨床上、極めて有用である。狭窄を伴わない例での検討は観血的方法を始め多くの報告が見られ¹⁾、また近年の超音波ドプラ法の開発により非観血的方法による臨床的な応用も試みられてきている^{2) 3) 4)}。しかし狭窄部位での血流量に関する検討はまだなされていない。筆者は、連続波ドプラ法を用い、血管狭窄部位における血流量の非観血的定量法の可能性について、実験的および臨床的に検討した。

方法および対象

実験的方法

流入弁・流出弁を有する axial タイプの拍動流ポンプを用いて狭窄モデルを通過する開放回路を設定した (Fig. 1)。回路内を流れる流体は、グリセリンと生理食塩水の混合液で粘度の異なる 1.21mPa.s, 3.45mPa.s, 5.35mPa.s の3種類の液体を作成し、超音波反射体としてセファデックスG50を混入した。

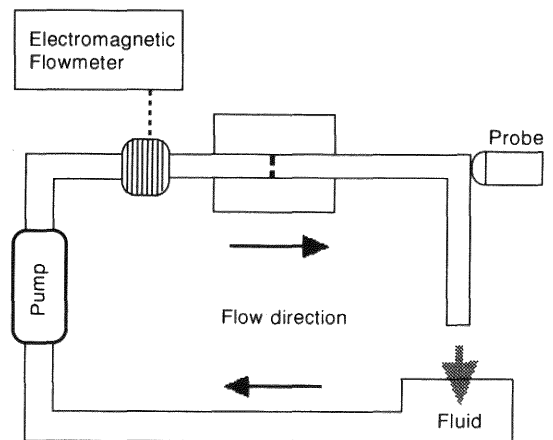


Fig. 1 Schematic drawing of the experimental model

Schematic representation of the experimental setup. Glycerin solution containing Sephadex with a viscosity similar to that of blood was used as the circuit medium.

この回路を用いて、駆出回数を毎分80回、駆出時間を1周期の40%に固定した拍動流を作り、1回駆出量を変化させた。回路を流れる流量は狭窄モデルの直前に設置した電磁流量計を用いて測定した。

狭窄モデルは、内径 10 mm の塩化ビニールチューブの中央部に幅 2 mm で直径 3 mm, 4 mm, 5 mm の3種類の円形オリフィス型狭窄(断面積比狭窄度91%, 84%, 75%), および同様の断面積で狭窄後に 10 mm の漏斗状の広がりを加えて狭窄後の形態を変化されたモデル3種類(以下漏斗型狭窄)の合計6種類について検討した(Fig. 2)。また狭窄の無いチューブについても検討を加えた。

超音波ドプラ装置は、Aloka 社製 SSD-730 を用いた。発信周波数 2.0 MHz の探触子を用い、ビーム入射方向が流れと平行になるように固定した。

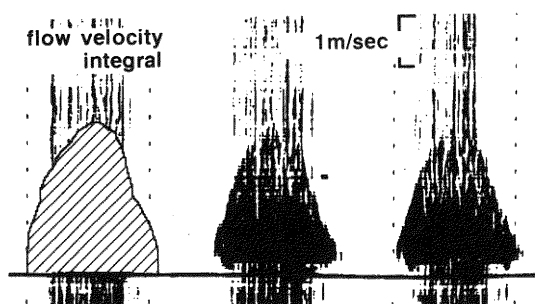
回路内の液体流量は 0.1 から 2.0 l/min まで変化させて測定を行い、ストリップチャート上に紙送り速度 100 cm/sec で記録した。Contron 社製 Cardio 200 を用いて、記録された血流速度波形の Flow velocity integral を計測し、5 拍動の平均値を算出した。得られた値を1拍動の時間で除した値と狭窄部の断面積をかけて連続波ドプラ法より求めた1回拍出量とした(Fig. 3)。この連続波ドプラ法より求めた1回拍出量(Y軸)と電磁流量計で計測された1回拍出量(X軸)と比較検討した。

臨床的方法

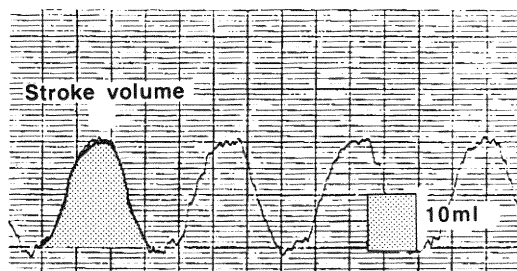
狭窄性病変を有する先天性心疾患で、短絡のない症例について検討した。対象は大動脈弁、弁上、弁下狭窄の8例および肺動脈弁狭窄の5例で、年齢は3歳から14歳までである。心臓カテーテル法によって求められた圧較差は、48 mmHg から 110 mmHg であった。使用した

装置は、東芝社製超音波診断装置 SSH160A である。

狭窄部位をカラー・フロー・マッピング法を用いて観察し、得られた血流像の幅を狭窄径とする円形と考え、狭窄部断面積とした。連続波ドプラ波投入角度はカラー・フロー・マッピングで示された血流方向と20度以内とした。算出された断面積と実験の方法と同様の方法で計測した連続波ドプラ波形の Flow velocity integral の5心拍の平均をかけ1回拍出量(Y軸)を求め、心臓カテーテル検査施行時に行った熱希釈法によって得られた1回拍出量(X軸)と比較検討した。

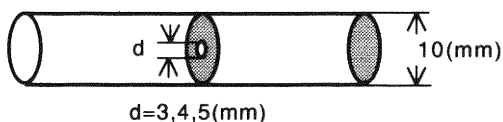


Continuous Wave Doppler



Electromagnetic Flowmeter

orifice type



truncated cone type

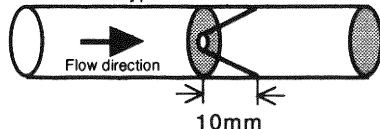


Fig. 2 Schematic drawing of stenotic model

Fig. 3 Simultaneous continuous Doppler curves and electromagnetic flowmeter from the experimental model. The area defined by diagonal lines represents flow velocity integral and the dotted area represents stroke volume. The Doppler spectral stroke volume was calculated from the known diameter of stenotic region and the flow velocity integral with the general formula.

$$\text{Stroke volume} = \text{flow velocity integral} \times (D/2)^2$$

(Where D=the known diameter of stenotic region)

超音波検査は心臓カテーテル検査と同時あるいは1日以内に行い、施行時の心拍数は同等であった。

結 果

1) 3.45 mPa.s の粘度の液体を使用して測定した結果

狭窄を有しないチューブによる測定では

$$Y=2.649X-0.889 \quad (r=0.99)$$

の相関が得られた (Fig. 4).

狭窄度の違いおよび狭窄の形態による差異を検討するため、オリフィス型狭窄と漏斗型狭窄に分け検討した。

直径 3mm のオリフィス型狭窄では

$$Y=1.495X+0.003 \quad (r=0.99, p<0.0001)$$

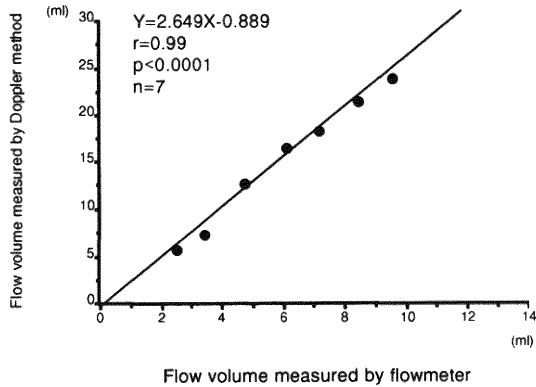


Fig. 4 Correlation of flow volume measured by electromagnetic flowmeter and Doppler method in 7 series without stenosis.

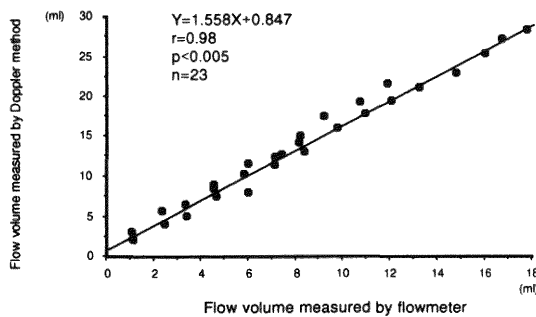


Fig. 5 Correlation of flow volume measured by electromagnetic flowmeter and Doppler method in 23 series with orifice like stenosis models.

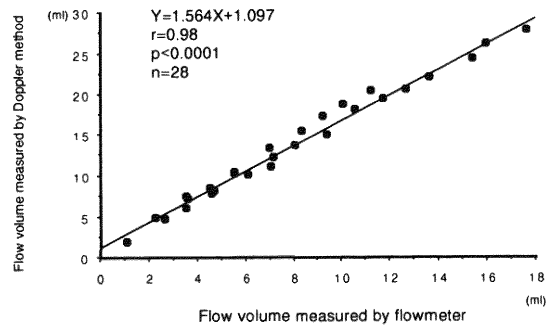


Fig. 6 Correlation of flow volume measured by electromagnetic flowmeter and Doppler method in 28 series with truncated corn type stenosis models.

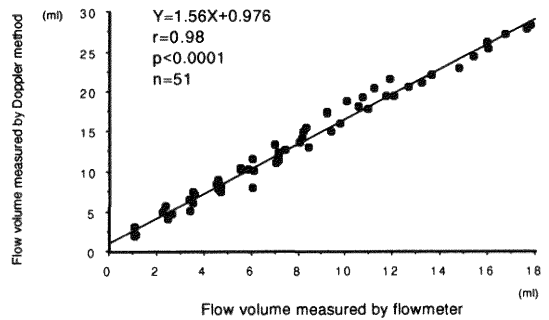


Fig. 7 Correlation of flow volume measured by electromagnetic flowmeter and Doppler method in 51 series with all type of stenosis models.

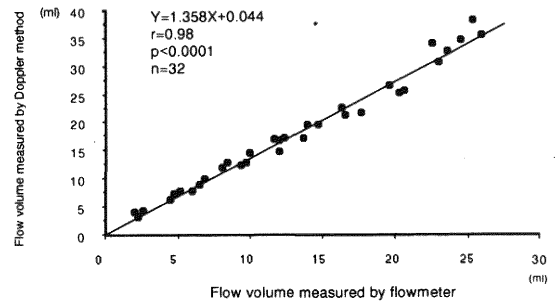


Fig. 8 Correlation of flow volume measured by electromagnetic flowmeter and Doppler method in 32 series with all type of stenosis models using high viscosity liquid (5.35mPa.s).

の相関が得られた。直径 4 mm のオリフィス型狭窄では

$$Y=1.706X+0.946 \quad (r=0.99, p<0.005)$$

の相関が得られた。直径 5 mm のオリフィス型狭窄では

$$Y=1.484X+1.486 \quad (r=0.99, p<0.0001)$$

の相関が得られた。3種類の直径のオリフィス型狭窄全体では

$$Y=1.558X+0.847 \quad (r=0.98, p<0.005)$$

の相関が得られた (Fig. 5)。

漏斗型狭窄のモデルについても同様の検討を行った。

直径 3 mm の漏斗型狭窄では

$$Y=1.67X+0.28 \quad (r=0.99, p<0.0001)$$

の相関が得られた。直径 4 mm の漏斗型狭窄では

$$Y=1.809X+0.269 \quad (r=0.99, 0.005)$$

の相関が得られた。直径 5mm の漏斗型狭窄では

$$Y=1.496X+1.506 \quad (r=0.99, 0.0001)$$

の相関が得られた。漏斗型狭窄すべてについて検討すると

$$Y=1.564X+1.097 \quad (r=0.98, p<0.0001)$$

の相関が認められた (Fig. 6)。

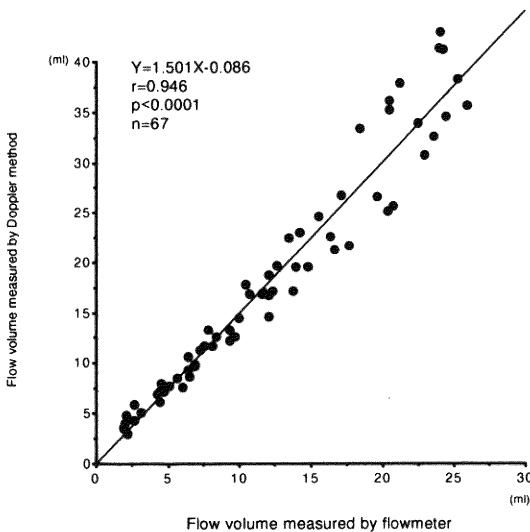


Fig. 9 Pooled Data

Correlation of flow volume measured by electromagnetic flowmeter and Doppler method in 67 series with orifice like stenosis models, using two kinds of viscosity liquid (3.11m Pa.s and 5.35mPa.s).

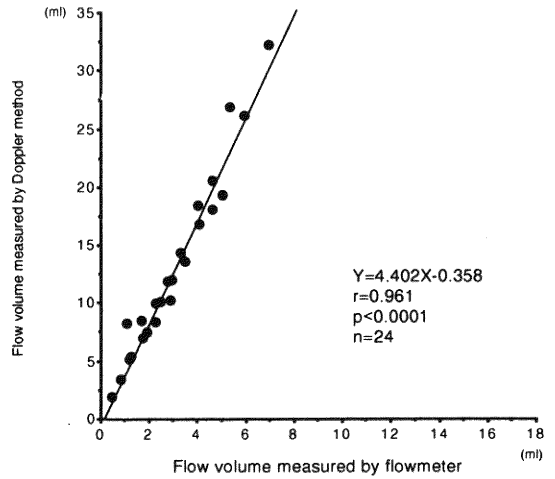


Fig. 10 Correlation of flow volume measured by electromagnetic flowmeter and Doppler method in 24 series with all type of stenosis models using low viscosity liquid (1.2mPa.s).

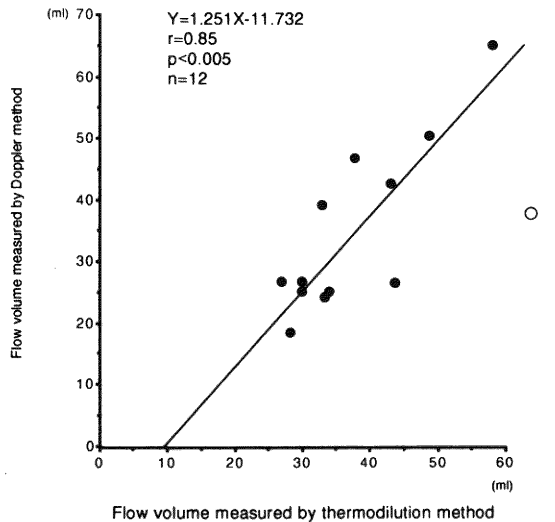


Fig. 11 Stroke volume calculated by continuous wave Doppler in twelve patients with stenotic lesion compared with the stroke volume determined by thermo-dilution method. The open circle case was excluded because of the stenotic form.

以上の結果からオリフィス型狭窄, および漏斗型狭窄のすべてについて検討すると

$Y=1.56X+0.976$ ($r=0.98$, $p<0.0001$)
の相関が得られた (Fig. 7).

2) 5.35 mPa.s の粘度の液体を使用して測定した結果

5.35 mPa.s の粘度の液体を用いた同様の実験で, オリフィス型, および漏斗型の狭窄すべてについて検討す

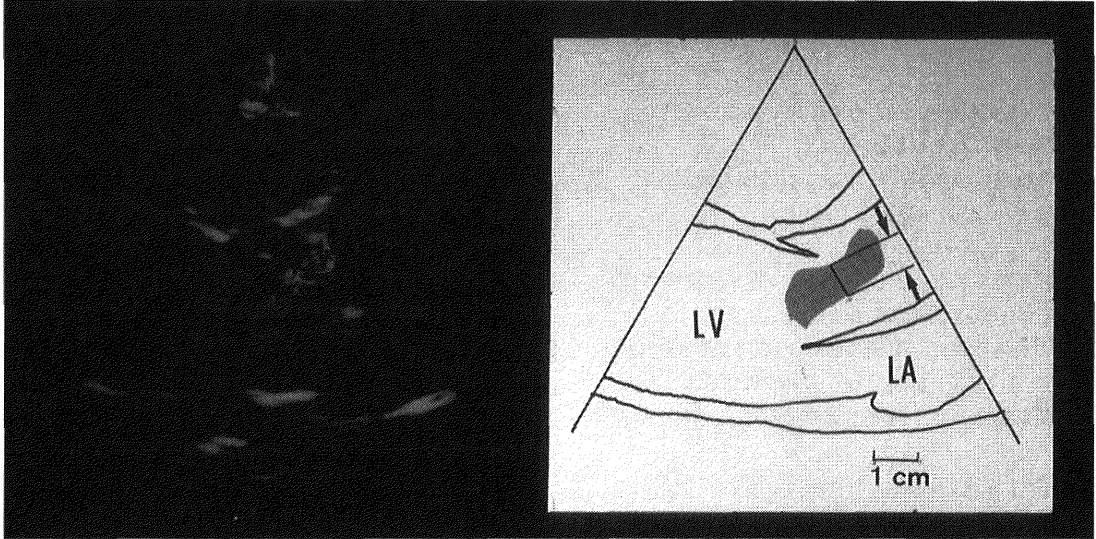


Fig. 12 The diameter of stenotic region was measured by color flow mapping.

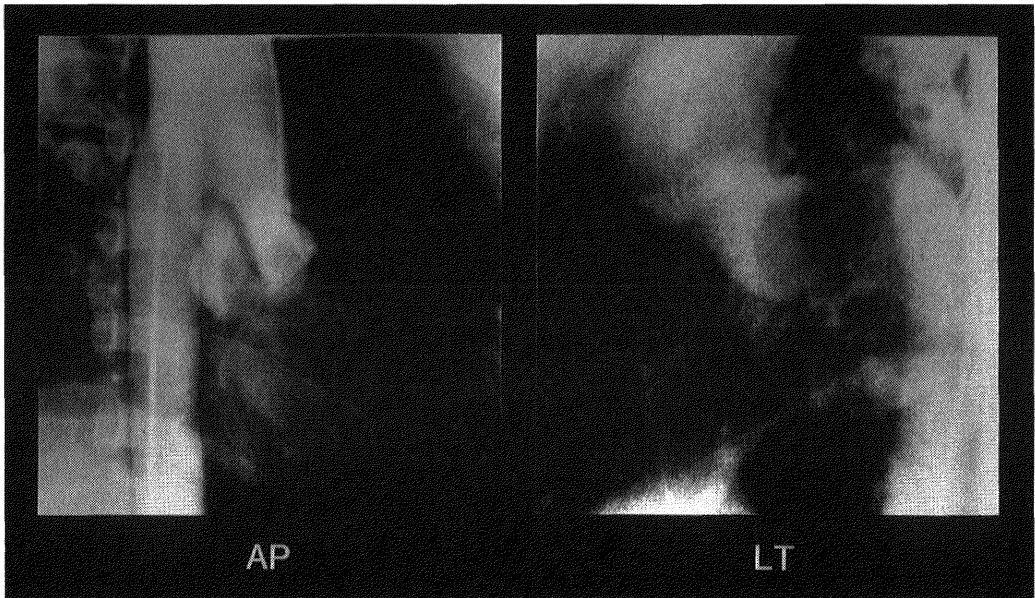


Fig. 13 Angiocardiography of the jet region

ると

$$Y=1.358X+0.044 \quad (r=0.98, p<0.0001)$$

の相関が得られた (Fig. 8)

3) 3.45 mPa.s および 5.35 mPa.s の粘度の液体全体での結果

オリフィス型狭窄を用いて、2種類の粘度の液体全体での相関について検討した。血液粘度に近いと考えられる2種類の粘度の範囲では

$$Y=1.501X-0.086 \quad (r=0.946, p<0.0001)$$

の回帰直線が得られた (Fig. 9)。

4) 低粘度の液体での結果

より粘度の低い 1.2 mPa.s の液体を用いて、同様の実験を行った。2つの測定値の間には

$$Y=4.402X-0.358 \quad (r=0.961, p<0.0001)$$

の相関を認めた (Fig. 10)。

臨床例での結果

連続波ドプラ法より求められた一回心拍出量と、熱希釈法によって得られた一回心拍出量との関係を示した (Fig. 11)。連続波ドプラ法で得られた1回拍出量 (Y) と、熱希釈法で得られた1回拍出量 (X) から

$$Y=1.25X-11.73 \quad (r=0.85, p<0.005)$$

の回帰直線が得られた。

Fig. 11 の中で白丸で示した1例は2弁性の大動脈弁狭窄の症例である。左室長軸像ではカラー・フロー・マッピングで狭窄径の観察は可能であったが (Fig. 12)、血管造影での所見では、大動脈造影正面像で収縮期に細いジェット状の陰影欠損を認めたが、側面像では陰影欠損は認められなかった (Fig. 13)。このことから狭窄弁口面積は円形ではなく細長い狭窄断面を有していると考え、検討から除外した。

考 案

現在、ドプラを用いた心機能の評価法として、もっとも大きな関心を集めているのは、心拍出量、あるいは一回拍出量の測定である。短絡疾患における肺体血流量比の非侵襲的計測に始まった血流量の計測⁵⁾は、報告によって少しずつ方法が異なるものの⁶⁾⁷⁾、原理的には平均流速と断面積の積によって求められる。近年その方法論について、McLeod ら、Tanaka, Okajima ら、Matuo, Inoue らによる基礎的な検討がなされ、いくつかの新しい装置が考案されている⁸⁾⁹⁾¹⁰⁾。なかでも、里見、高尾らによるマルチゲートドプラ心エコー図法は、2次元的ではあるが血流プロファイルを直接描出できることから実測値に近い結果が得られている¹¹⁾。しかし装置が

大型で煩雑であり、いまだ臨床には応用されていない。一方カラードプラ法の普及とともに、カラードプラ法を用いた血流量推定化の試みが多くなされている¹²⁾¹³⁾、原理的にドプラ偏位周波数の分析精度に限界があること、超音波の透過性や装置のゲイン設定に問題が残ることなど、カラードプラ法だけによる定量化の試みに対していくつかの限界が指摘されている¹⁴⁾。筆者の行った連続波ドプラ法とカラードプラ法とを併用した測定法は、連続波ドプラ法が指向性が悪い反面、理論的には音速まで測定可能である点¹⁵⁾、最大流速を有する中心流を比較的明瞭に記録が得られる点を利用したものであり、より合理的、有意義な方法と考える。

狭窄部を通過する血流は、通過後に乱流成分を生じることから従来その測定は難しいとされ、十分な検討はなされていなかった¹⁶⁾。筆者の行った今回の検討で、実験的には $Y=1.501X-0.086$ ($r=0.946, p<0.0001$) の回帰直線で示される相関性が得られ、十分妥当性があることが実証された。これは狭窄部での血流はその中心部では層流を形成していると考えられ、流速は増加していてもその中心流を測定することにより、層流と同様の方法で血流量の測定が可能と考えられた。しかしその血流プロファイルは Parabolic な形状をなすと考えられ、今回検討した範囲の狭窄では、狭窄の断面積および狭窄の形態にかかわらず、連続波ドプラ法による流量の測定値は、実測値の約 1.5 倍過大評価すると考えられた。

狭窄を有しないチューブによる検討では従来の報告¹⁷⁾と同様の成績であった。従来のパルスドプラ法による計測では、血流プロファイルが平坦であること¹⁸⁾¹⁹⁾を前提として行われるが、血流プロファイルが放物線状をなすことが知られており²⁰⁾、そのピークを捕えた場合過大評価し、誤差要因となる。今回の検討で狭窄部を通過する血流と比較すると、狭窄を有しない層流の方がより傾きの大きな相関を示した。これは、狭窄を有しない層流の血流プロファイルがより Parabolic な形状をなしているためと考えられた。実験で用いたチューブの壁近くで、壁面に対して接線方向に働くせん断応力のため速度勾配を生じ、血流プロファイルを形成するものと考えられる²¹⁾。狭窄を通過する血流は、このせん断応力が小さく、狭窄を通過した後流れの剝離を起こすため、その血流プロファイルはより平坦に近くなり、狭窄の無いものに比べより傾きの小さな直線相関を示したと考えられた。この性質が狭窄後の血流プロファイルに共通のものであると考えると、狭窄の形態、程度によらず一定の相関を見たことも説明される。血液は血管壁からの距離

に応じた速度勾配（ずり速度）の低下とともに粘度の増加する非ニュートンの挙動を示している²²⁾。このことから高速で通過する狭窄部での血流は血液プロファイルの性状の影響を受けず、測定可能であると考えられる。

血液粘度を規定する要因として、ヘマトクリット、血漿粘度、ずり速度、赤血球集合、赤血球変形能、温度などが上げられる²¹⁾。超音波ドプラによる血流計測において、ヘマトクリット値を変えることにより散乱パワーが変化することが以前から報告されており²³⁾、ヘマトクリット値と散乱パワーとの関係に関しては実験的および理論的両面から検討がなされてきたが、液体粘度の変化が超音波ドプラ法による血流測定に及ぼす影響については十分な検討がなされていない²⁴⁾²⁵⁾。今回の検討では、液体粘度を低下させることにより、回帰直線の傾きは大きくなった。今回使用した低粘度の液体は、実際の血液粘度では存在しえない値であるが、流量の計測に影響を及ぼす可能性を指摘できた。

臨床的な検討では、血管狭窄部を流れる血流を連続波ドプラ法とカラー・フロー・マッピング法より把握すると、連続波ドプラ法で得られた1回拍出量（Y）と、熱希釈法で得られた1回拍出量（X）との間には、一定の相関を認めた。しかし従来言われているようにその測定に最も影響を及ぼす因子は血流断面積であり²⁶⁾、2次元的な評価だけでは不十分となる可能性もあると考えられた。

パルスドプラ法を用いた従来の方法では、そのサンプリング部位の設定場所による検討がなされ、血管径が1心拍周期により一定でないことも誤差要因のひとつと考えられているが²⁷⁾、狭窄部ではその性質上収縮の開始から終了まで同程度の断面積を有するとも考えられ、筆者らの方法は、より有用と思われる。

ま と め

狭窄部における心拍出量を計測する目的で実験的および臨床的に検討を行い、以下の結論を得た。

(1) 実験的検討では断面積比狭窄度91%、84%、75%の範囲で狭窄の形態、程度にかかわらず超音波ドプラ法による計測値は実測値の1.5倍であった。

(2) 計測流量にもっとも関係する因子は液体の粘性であり、実測値との差異は血流プロファイルに起因すると考えられた。

(3) 狭窄部の断面積を評価することにより、最大流速を持つ中心流で心拍出量の計測が可能であった。

稿を終えるにあたり、御指導、御校閲を賜りました新潟大学医学部小児科学教室 薫教授に厚く感謝いたします。また研究を進めるにあたりご助言、御協力いただきました国立循環器病センター小児科 新垣義夫先生、中島 徹先生に感謝致します。

参 考 文 献

- 1) Gary, F., Maruschak, et al.: Overestimation of Pediatric Cardiac Output by Thermal Indicator Loss, *Circulation*, 65, 2: 380~383, 1982.
- 2) Gardin, J., et al.: Superiority two-dimensional measurement of aortic vessel diameter in Doppler echocardiographic estimates of left ventricular stroke volume, *J Am Coll Cardiol*, 6: 66~74, 1985.
- 3) Huntsman, L., et al.: Noninvasive Doppler determination of cardiac output in man: Clinical validation, *Circulation*, 67: 593~598, 1983.
- 4) Schster, A. and N. Nanda: Doppler echocardiographic measurement of cardiac output: Comparison with a non-golden standard., *Am J Cardiol*, 53: 259~265, 1984.
- 5) Kitabatake, A., M. Inoue, and M. Asao: Noninvasive evaluation of the rate of pulmonary to systemic flow in atrial septal defect by duplex Doppler echocardiography, *Circulation*, 69: 73~79, 1984.
- 6) Bouchard, A., et al.: Measurement of left ventricular stroke volume using continuous wave Doppler echocardiography of the aortic valve, *J Am Coll Cardiol*, 9: 75~83, 1987.
- 7) Labovitz, A., T. Buckingham, and K. Habermehl: The effects of sampling site on the two-dimensional echo-Doppler determination of cardiac output, *Am Heart J*, 109: 327~333, 1985.
- 8) McLeod, F. and Anliker, M.: A multiple gate pulsed directional Doppler velocity meter., *Proc IEEE Ultrason Symp Miami*: 1971.
- 9) Tanaka, M., Okajima, M. and Ohtuka, S.: Noninvasive measurement of the blood flow and of velocity distribution in chambers and great vessels by a new Doppler flowmeter system. *Ultrasound in Medicine*, 3B: 1263~1277, 1977.
- 10) Matuo, H., Inoue, M. and Kitabatake, A.:

- Analysis of Doppler flow signals by Winograd Fourier transform algorithm: Detection of intracardiac flow dynamics by computer-based ultrasonic multigated Doppler flowmeter. *Jpn J Med Ultrasonic*, **34**: 3~4, 1978.
- 11) 里見元義, 中沢 誠, 神田 進, 片山憲司, 菊池典子, 高尾篤良: マルチゲートドブラ心エコー図法を用いた心拍出量計測の試み. *Jap J Med Ultrasonics*, **17**(5): 486~491, 1990.
 - 12) **Bargiggia, G., Reccani, F. and Yoganathan, P.**: Color Flow Doppler quantitation of regurgitant flow rate using the flow convergence region proximal to the orifice of a regurgitant jet. *Circulation Suppl 2*, **78**(4): 609, 1988.
 - 13) **Arakaki, Y., Tuchiya, K. and Kamiya, T.**: Measurement of cardiac output by color flow imaging. *Circulation Suppl 2*, **78**(4): 351, 1988.
 - 14) 北島 顕: 超音波ドブラ法の有用性と限界; 心機能. *Therapeutic Research, Symposium Series*, **53**: 525~531, 1987.
 - 15) 宮沢総介, 鈴木 茂, 佐々木達海, 新井達太: High Pulse Repetition Frequency Doppler (HPRF) の臨床的意義: 特に流速計測における連続波ドブラ法との比較について. *Jpn J Med Ultrasonics*, **13**(2): 83~90, 1986.
 - 16) **Masahiko, M., et al.**: Continuous-wave Doppler Echocardiographic Evaluation of Cardiac Output and Its Application during Treadmill Exercise testing, *Jpn J Med Ultrasonic*, **15**, 5: 387~396, 1988.
 - 17) **Chandraratona, P. and Nanna, M.**: Determination of cardiac output by transcutaneous continuous wave ultrasound Doppler computer, *Am J Cardiol*, **53**: 234~237, 1984.
 - 18) **Skjaerpe, T., L. Hagrenases, and H. Ihlen**: Cardiac Output, in *Doppler Ultrasound in Cardiology*, 2nd Edition, L. Hatle. and B. Angelsen, Lea and Febiger: Philadelphia.: 306~320, 1985.
 - 19) **Fathing, S. and P. Peronneau**: Flow in the thoracic aorta, *Cardiovasc Res*, **13**: 607~620, 1979.
 - 20) 里見元義, 高尾篤良: 実時間マルチゲートドブラ心エコー図法を用いた先天性大動脈弁狭窄における血流速度プロファイルの変形の観察. *日超医論文集*, **49**: 501~502, 1986.
 - 21) 河越卓司, 岡本光師, 本藤達也, 森近直子, 中川博: 血液ヘマトクリット値の変化と超音波ドブラによる平均流速測定. *Jpn J Ultrasonics*, **18**(3): 232~237, 1991.
 - 22) 秋山雅昭, 横瀬琢男, 磯貝行秀: 血液粘度の測定. *日本バイオレオロジー学会誌*, **4**(3): 19~27, 1990.
 - 23) **Thompson, P., Schwan, H. and Joyner, C.**: A determination of the scattering of Plane longitudinal ultrasonic wave form Erythrocytes. *Proceedings of the 23rd annual conference on Engineering in Med and Biology*: 21~25, 1970.
 - 24) **Michie, D.D. and Cain, C.P.**: Effect of hematocrit upon the shift in Doppler frequency. *Proc Soc Exp Biol Med*, **138**: 768~772, 1971.
 - 25) **Bass, L., Pavalakis, S. and Devivo, D.**: Transcranial Doppler measurements of the middle cerebral artery: Effect of hematocrit. *Stroke*, **19**: 1466~1469, 1988.
 - 26) **Conway, J.**: Clinical assessment of cardiac output. *European Heart Journal*, **11**: 148~151, 1990.
 - 27) **Coats, A.J.S.**: Doppler ultrasonic measurement of cardiac output: reproducibility and validation. *European Heart Journal*, **11**: 49~61, 1990.

(平成3年12月9日受付)