

# 超音波ドプラ法による超音波入射角度に依存しない絶対流速測定法

赤松 繁\*, 近藤 祐司\*\*, 土肥 修司\*

## 要 旨

超音波ドプラ法を用いた連続的心拍出量モニターの試みでは、血流速度測定における血流方向に対する超音波ビームの入射角が誤差要因となり心拍出量の正確な測定を妨げている。超音波ドプラ法によって測定される血流速度は、超音波ビームに対する血流の相対的流速であり超音波入射角に依存する血流速度である。そこで、超音波入射角度に依存しない絶対流速の測定のため、極小超音波振動子を二個組み合わせた新しいドプラプローブを作製した。絶対流速 ( $V$ ) は、二つの超音波振動子によって測定される流速 ( $V_1, V_2$ ) から  $V = ((V_1)^2 + (V_2)^2)^{1/2}$  として求めた。流速の演算には新たに開発した位相差分法を用い、超音波入射角に依存しない絶対流速をリアルタイムに測定することを試みた。

水槽実験において、灌流モデル内の管壁に水流方向に対し平行に留置したドプラプローブで流速測定を行い、続いてドプラプローブの水流方向に対する入射角を  $9^\circ$ 、 $18^\circ$  に設定して流速測定を行い、測定された流速を比較検討した。ドプラプローブを管壁に水流方向に対して平行に留置して測定した流速と、プローブの水流方向に対する入射角を  $9^\circ$ 、 $18^\circ$  に変え測定した流速の間には各々  $r^2 = 0.99$  の良好な相関関係を認めた。超音波振動子を2個組み合わせた新しい流速測定法により超音波入射角に依存しない絶対流速が測定可能であると思われた。本法による流速測定によって超音波ドプラ法による連続的心拍出量モニターの開発が期

待される。

## はじめに

心拍出量の測定は、Swan と Ganz らの功績<sup>1~4)</sup>によって現在では肺動脈カテーテルを用いた熱希釈法が一般的となり、心機能評価法として広く臨床で用いられている。しかし、測定された心拍出量の値は冷水注入時の瞬時の値であり、連続的にモニターすることはできない。連続的心拍出量モニターは、手術室やICUにおける重症患者管理において有用なモニター法として、経食道心エコー図法<sup>5~8)</sup>や新しい肺動脈カテーテルなどを用いた多くの試みがなされているが<sup>9~12)</sup>、未だ広く臨床的に利用できる方法は開発されていない<sup>13)</sup>。超音波ドプラ法を用いた連続的心拍出量モニター法では、血流速度の計測における血流方向に対する超音波ビームの入射角が大きな誤差要因となっている。超音波ドプラ法によって測定される血流速度は、超音波ビームに対する血流の相対的流速であり、絶対流速ではなく超音波入射角に依存する血流速度となる。従って正確な血流速度の測定のためには、超音波を血流方向に対し平行に入射しなければならない<sup>14)</sup>。この超音波入射角度が超音波ドプラ法による血流速度の計測における誤差要因となっているのである。特に、血管内に細径プローブを留置し血流速度を計測する場合には、血流方向と超音波ビームの方向の角度は不明であり、測定された血流速度が絶対流速であるか疑問が持たれる。

超音波入射角度に依存しない絶対流速の測定は、過去にも試みられてきたが<sup>15~22)</sup>、臨床的に使用できる装置は開発されていない。われわれ

\*岐阜大学医学部麻酔・蘇生学教室

\*\*アロカ株式会社第一技術部

は、リアルタイムに連続的心拍出力モニター可能な肺動脈カテーテル開発のため、その第一歩として超音波の入射角度に依存しない絶対流速測定法を考案した<sup>23,24)</sup>。極小超音波振動子を二個組み合わせた新しいドプラプローブによる絶対流速測定法と位相差分法による血流速度演算装置を開発し、超音波入射角に依存しない絶対血流速度をリアルタイムに測定することを試みた。

**原理と装置**

超音波の入射角に影響されず血流速度の絶対値を測定するためには、既知の角度をなす二方向以上からドプラ計測を行なう必要がある。すなわち二方向から血流中の一点に超音波が発振された場合、送信波1の血流方向に対する入射角を $\alpha$ 、送信波1と送信波2のなす角度を $\theta$ とすると送信波2の血流方向に対する入射角は $\alpha + \theta$ となる。従って、二つの振動子から得られるドプラ変異周波数 ( $\Delta f_1$ ,  $\Delta f_2$ ) と血流速度 (V) との関係は

$$\Delta f_1 = \frac{2 \cdot fc \cdot V \cdot \cos \alpha}{C}$$

$$\Delta f_2 = \frac{2 \cdot fc \cdot V \cdot \cos (\alpha + \theta)}{C}$$

となる (C: 生体内音速, fc: 送信超音波周波数)。

これらの二式より血流方向に対する送信超音波の入射角 $\alpha$ は消去可能であり、

$$V = \left( \frac{C}{2 \cdot fc \cdot \sin \theta} \right) \{ (\Delta f_1)^2 - 2 \cdot \Delta f_1 \cdot \Delta f_2 \cdot \cos \theta + (\Delta f_2)^2 \}^{\frac{1}{2}} \dots \dots \dots (1) \text{となる。}$$

しかし、この方法では二つの方向から血流中の同一点に超音波ビームを投入する必要がある、装置およびプローブの製作が困難である。そこで、近接する二点での血流速度が等しいと仮定すれば異なる二点でドプラ計測を行っても絶対流速の測定は可能であると考えられる。われわれは二方向から一点に超音波を発振して流速測定を行なう方法を、一点から血流速度が等しいと仮定できる近接する二点の流速測定を行なう方法に置き換えた<sup>24)</sup>。

図1の点Aと点Bでの流速が等しいと仮定すると血流速度 (V) は式(1)で得られる。この方法によって装置とプローブの製作および流速の測定が、二方向から一点の流速測定を行なう方法と比較して著しく簡便になる。われわれは既報<sup>24)</sup>の如く

血流方向に対し異なった入射角を有する二つの極小ドプラ振動子を隣接して配置したドプラプローブを作製した (図2)。極小ドプラ振動子の大きさは1mm×1mmとし、精度管理およびプローブ製作の容易さから二個の振動子は直交するように配置した ( $\theta = 90^\circ$ )。この探触子の配置では同一点のサンプルはできないが、サンプル部位が近接していれば血流速度の算出にあたって大きな誤差は生じないと考えられる。 $\theta = 90^\circ$ を式(1)に代入す

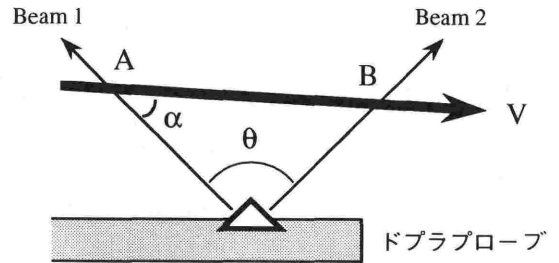


図1 近接する2点での絶対流速測定法のシエマ。点Aと点Bでの流速が等しいと仮定すると血流速度 (V) は

$$V = \left( \frac{C}{2 \cdot fc \cdot \sin \theta} \right) \cdot \{ (\Delta f_1)^2 - 2 \cdot \Delta f_1 \cdot \Delta f_2 \cdot \cos \theta + (\Delta f_2)^2 \}^{\frac{1}{2}} \text{で得られる。}$$

C: 生体内音速, fc: 送信超音波周波数,  $\Delta f_1$ : 超音波ビーム1から得られるドプラ変異周波数,  $\Delta f_2$ : 超音波ビーム2から得られるドプラ変異周波数,  $\alpha$ : 送信波1の血流方向に対する入射角,  $\theta$ : 送信波1と送信波2のなす角度。

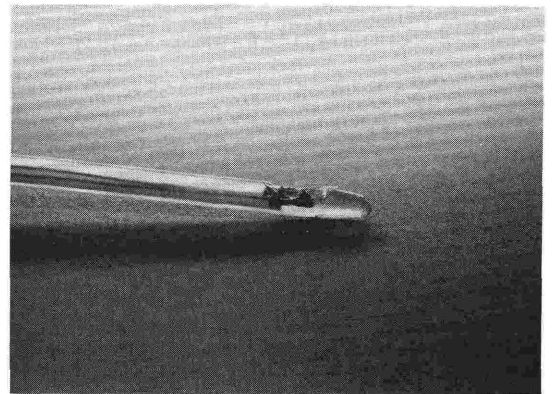


図2 超音波入射角に依存しない絶対流速測定用ドプラプローブ。血流方向に対し異なった入射角を有する二つの極小ドプラ振動子を隣接して配置した。

ると

$$V = \frac{C}{2 \cdot fc} \cdot \{(\Delta f_1)^2 + (\Delta f_2)^2\}^{1/2}$$

これにより、 $\Delta f_1$ 、 $\Delta f_2$ を測定すれば、血流に対する超音波入射角に依存しない絶対流速の測定が可能になる。平均血流速度の演算には、周波数分析の必要性がないため fast Fourier transform 法ではなく、新たに開発した位相差分法を用い、五秒間の平均流速を一秒毎にデジタル表示できるようにした。位相差分法は、自己相関法を改変した実時間性に優れたドプラ変異周波数からの流速の演算方法である。流速波形は、図3のように二つの振動子から得られる流速波形（上段および中段）とともに演算によって得られる絶対流速波形（下段）をリアルタイムに表示できるようにした。超音波発振周波数は20 MHz、パルス繰り返し周波数の初期設定は40 KHzの超音波パルスドプラ法を用い、パルス繰り返し周波数は4～80 KHzまで可変の装置を用いた。なお、発振周波数20 KHz、パルス繰り返し周波数40 KHzでの最大測定可能流速は76.5 cm/secであった。

水槽実験

定常流灌流モデルを作製しエコー源（ZC particle mix）混入水を灌流し、電磁流量計による流速測定と灌流モデル内に留置したドプラプローブによる流速測定を行った。管径15 mmの灌流モデル回路の底面管壁に水流方向に対して平行にドプラプローブを固定して、2.4 L/minの流量でエコー源混入水を灌流し回路内を1 mm毎にサンプル部位を対側に向けて移動させ流速プロファイルを求めた。続いてサンプル部位を8 mm、サンプルボリュームを1 mmに設定し、流量を0.4～5.0 L/minまで変化させて流速測定を行い、これを $V_e$ とした。そして管壁に固定したプローブの水流方向に対する入射角度を図4のように9°、18°に設定して流速測定を行い、測定された流速を $V_9$ 、 $V_{18}$ とし、 $V_e$ と各々比較検討した。

統計学的検討は、異なる入射角において測定した流速の相関関係を simple linear regression により検討し、Blandら<sup>25)</sup>の limits of agreement の検討を行い bias（測定値の差の平均値）と precision（biasの標準偏差）を求めた。

結果

水流灌流モデルにおける2.4 L/minの流量での流速プロファイルを図5に示す。なお、管径が15 mmであるのに対し振動子から18 mmの部位で流速

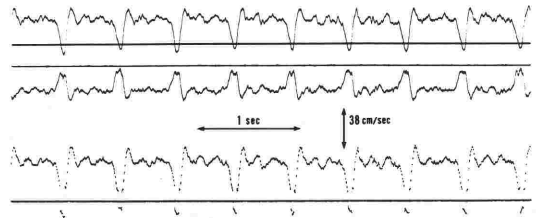


図3 水槽実験でドプラカテーテルによって記録した流速波形。振動子1によって測定される流速波形（上段）、振動子2で測定される流速波形（中段）とともに、演算によって得られる絶対流速波形（下段）がリアルタイムに表示される。

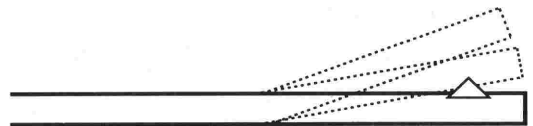


図4 ドプラプローブの水流方向に対する入射角。プローブの先端を屈曲させることによって水流方向に対するプローブの角度が9°と18°になるよう設定した。

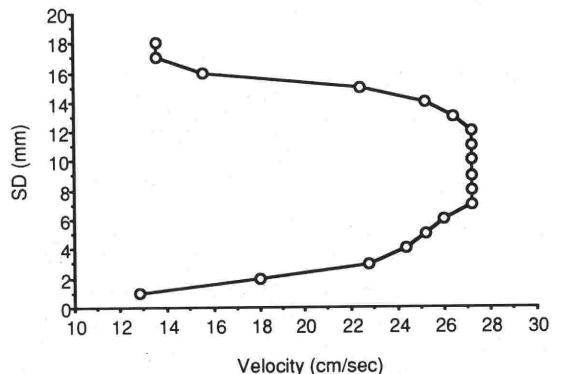


図5 2.4 L/minの流量において測定させた水流の流速プロファイル。  
Velocity: 測定された流速, SD(sample depth): サンプル部位(振動子からサンプルボリュームまでの距離)

が測定されているのは、ドプラプローブは水流方向に対し平行に留置されているが、超音波は水流方向に対し45°の角度で発振されているためである。

$V_9$ は  $V_e$  との間に  $y=1.07x-1.21$  ( $r^2=0.99$ ,  $n=30$ ,  $p<0.001$ ),  $V_{18}$ は  $V_e$  との間に  $y=1.05x-1.42$  ( $r^2=0.99$ ,  $n=30$ ,  $p<0.001$ ) の各々良好な

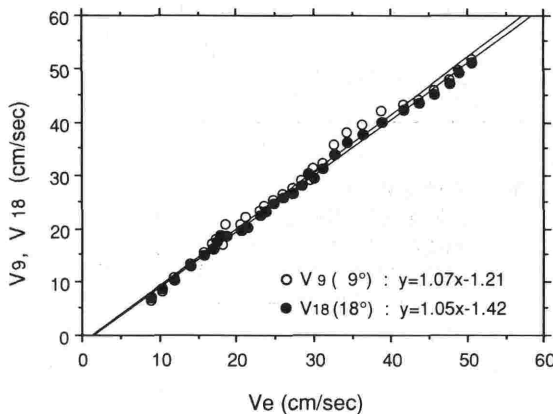


図6 異なる入射角において測定された流速の相関関係. 水流方向に対して平行に留置したプローブによって測定した流速( $V_e$ )と9°, 18°の入射角で留置したプローブによって測定した流速( $V_9$ ,  $V_{18}$ )は各々良好な相関関係を示した.

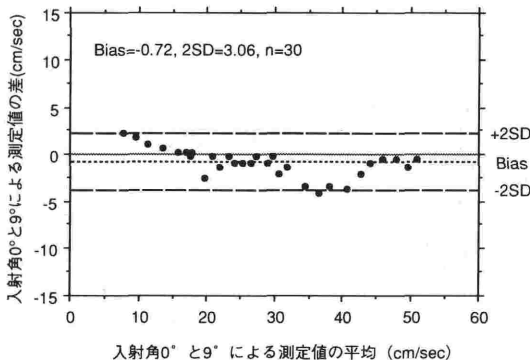


図7 異なる入射角(0°と9°)において測定された流速の limits of agreement. 入射角0°と9°における測定値の一致は良好であり, biasは-0.72 cm/sec, precisionは1.53 cm/secであった.

相関関係を示した (図6).  $V_e$  と  $V_9$ の間の biasは-0.72 cm/sec, precisionは1.53 cm/sec (図7),  $V_e$  と  $V_{18}$ の間の biasは-0.05 cm/sec, precisionは0.96 cm/secであった (図8).

考案

連続的心拍出量の測定は、経食道心エコー図法<sup>7,8</sup>や新しい肺動脈カテーテルなどを用いて試みられている<sup>9-12</sup>。現在では、加熱コイル付き肺動脈カテーテルを用いた連続的熱希釈法による連続的心拍出量測定法が行われているが<sup>11,12</sup>，リアルタイム性に問題があり，この点で超音波ドプラ法を用いた方法が優れている。超音波ドプラ法による心拍出量の測定は，一般に肺動脈や大動脈の断面積と平均流速の積によって求める<sup>5-7</sup>。流速測定において，超音波ドプラ法によって測定される流速は超音波ビームの方向に対する血流の相対的流速であり，血流速度の絶対値を測定するためには超音波ビームを血流方向に対し平行に発振する必要がある。しかし，臨床的には超音波ビームのアプローチには様々な制約があり，測定される流速 ( $V_m$ ) は  $V_m = V \cos \theta$  となる ( $V$ : 絶対流速,  $\theta$ : 超音波入射角)。このため，血流方向に対する超音波入射角が血流速度測定上の誤差となり，ひいては心拍出量測定 of 誤差要因となっている。超音波入射角に依存しない絶対流速の測定は，既知の角度をなす二方向以上から血流中の同一点に向かって超音波を発振しドプラ計測を行う

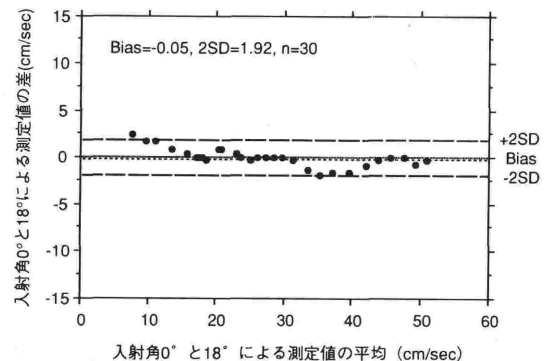


図8 異なる入射角(0°と18°)において測定された流速の limits of agreement. 入射角0°と18°における測定値の一致は良好であり, biasは-0.05 cm/sec, precisionは0.96 cm/secであった.

方法で過去に試みられてきた<sup>18-22)</sup>。しかし、二方向以上から同一点に超音波ビームを発振する方法は①装置、プローブが複雑となり、その製作が困難である、②血流中の同一点に超音波ビームを発振するのが容易ではなく安定した計測を行えない、③測定システムが複雑で操作が難しい、などの問題点があり<sup>22)</sup>臨床的に使用できる装置は開発されていない。このため、われわれは二方向から同一点に超音波を発振して流速測定を行なう方法には限界があると考え、一点から血流速度が等しいと仮定できる近接する二点の流速測定を行なう方法を考案した<sup>23,24)</sup>。われわれの方法では、血流中の同一点のサンプリングはできないため、近接する二つのサンプル部位での血流速度が等しいという仮定が必要になる。しかし、肺動脈などの主幹動脈の近位部の流速プロファイルは flat velocity profile であり、中心流をサンプリングするのは容易であり、近接する二点でサンプリングを行えば前述した二つのサンプル部位での血流速度が等しいという仮定は成立すると考えられる。従って、肺動脈主幹部などにおいては、われわれの方法で絶対流速の測定を行っても大きな誤差は生じないと考えられる。われわれの方法を用いることによって装置とプローブの製作および流速の測定が、二方向から同一点のドブラ計測を行なう方法と比較して著しく容易になる。この方法は簡便な絶対流速測定法として臨床的に発展すると思われる。サンプル部位が中心流を捉えることができなかつた場合には血流速度を過小評価する可能性があるが、適切なサンプリングを行えば本法によって超音波入射角に依存しない絶対流速が測定可能になると考えられる。

近年、心エコー図・ドブラ法は血管内エコー図法・ドブラ法へと発展している<sup>26-30)</sup>。われわれの開発した超音波振動子を二個組み合わせたドブラプローブによって超音波の入射角度に依存しない絶対流速の測定が可能となった。絶対流速測定法の臨床応用は、超音波入射角を明確に規定できない血管内エコー図法では正確な流速測定に極めて有用であると考えられる。本カテーテルの臨床応用により肺動脈などの血流速度が超音波の入射角に依存せず連続的に測定可能になり、これに応用し連続的に心拍出量モニターができる新しい肺動脈カテーテルが開発可能と考えられる。しかし、

現在の装置では低流速域で雑音により測定値に影響がでること、高流速域で折り返し現象による測定値の低下、また原因不明のプローブ破損の繰り返しなどの問題点がある。今後、装置の改良を行い臨床応用できる測定装置の開発をめざしたい。

## 結 論

超音波振動子を 2 個組み合わせた新しい流速測定法により超音波入射角に依存しない絶対流速が測定可能であると思われた。本法による流速測定によって超音波ドブラ法による連続的心拍出量モニターの開発が期待される。

本稿の要旨は annual meeting of American Society of Anesthesiologists (San Francisco, California, 1994) において、またその一部を第62回日本超音波医学会 (東京) において発表した。

## 文 献

- 1) Ganz W, Donoso R, Marcus HS, et al : A new technique for measurement of cardiac output by thermodilution in man. *Am J Cardiol* 27 : 392-396, 1971
- 2) Ganz W, Swan HJC : Measurement of blood flow by thermodilution. *Am J Cardiol* 29 : 241-246, 1972
- 3) Swan HJC, Ganz W, Forrester J, et al : Catheterization of the heart in man with use of a flow-directed balloon-tipped catheter. *N Engl J Med* 283 : 447-451, 1970
- 4) Forrester JS, Diamond G, Chatterjee K, et al : Medical therapy of acute myocardial infarction by application of hemodynamic subsets. *N Engl J Med* 295 : 1356-1362, 1976
- 5) Roewer N, Bednarz F, Schulte am Esch J : Continuous measurement of intracardiac and pulmonary blood flow velocities with transesophageal pulsed Doppler echocardiography : Technique and Initial clinical experience. *J Cardiothorac Anesth* 1 : 418-428, 1987
- 6) Muhiudeen IA, Kuecherer HF, Lee E, et al : Intraoperative estimation of cardiac output by transesophageal pulsed Doppler echocardiography. *Anesthesiology* 74 : 9-14, 1991
- 7) Savino JS, Troianos CA, Aukburg S, et al : Measurement of pulmonary blood flow with transesophageal two-dimensional and Doppler echocardiography. *Anesthesiology* 75 : 445-451, 1991
- 8) Darmon PL, Hillel Z, Mogtader A, et al : Cardiac output by transesophageal echocardiography using continuous-wave Doppler across the aortic valve. *Anesthesiology* 80 : 796-805, 1994
- 9) Segal J, Pearl RG, Ford AJ, et al : Instantaneous and continuous cardiac output obtained with a Doppler pulmonary artery catheter. *J Am Coll Cardiol* 13 : 1382-1392, 1989
- 10) Miyasaka K, Volgyesi G, Katayama M, et al : Con-

- tinuous cardiac output determination by thermodilution. *J Anesth* 5:205-212, 1991
- 11) Yelderman ML : Continuous measurement of cardiac output with the use of Stochastic system identification technique. *J Clinical Monitoring* 6:322-332, 1990
  - 12) Yelderman ML, Ramsay MA, Quinn MD, et al : Continuous thermodilution cardiac output measurement in intensive care unit patients. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 6:270-274, 1992
  - 13) Siegel LC, Pearl RG, et al : Noninvasive cardiac output measurement : Troubled technologies and troubled studies. *Anesth Analg* 74:790-792, 1992
  - 14) Oliveira LC, Sahn DJ, Valdes-Cruz LM, et al : Noninvasive prediction of transvalvular pressure gradient in patients with pulmonary stenosis by quantitative two-dimensional echocardiography. *Circulation* 67 : 866-871, 1983
  - 15) Levenson JA, Peronneau PA, Simon A, et al : Pulsed Doppler determination of diameter, blood flow, velocity, and volume flow of brachial artery in man. *Cardiovasc Res* 15:164-170, 1981
  - 16) Shoor PM, Fronek A, Bernstein EF : Quantitative transcutaneous arterial velocity measurements with Doppler flowmeters. *Arch Surg* 114:922-928, 1979
  - 17) Tamura T, Fronek A : New method for Doppler probe angle determination. *J Biomed Eng* 10 : 271-274, 1988
  - 18) Wang WQ, Yao LX : A double beam Doppler ultrasound method for quantitative blood flow velocity measurement. *Ultrasound Med Biol* 8:421-425, 1982
  - 19) Tamura T, Johnston KW : Determination of 2-D velocity vectors using color Doppler ultrasound. *IEEE Ultrasonics* 1537-1540, 1990
  - 20) Tamura T, Yoganathan A, Sahn D : In vitro methods for studying the accuracy of velocity determination and spatial resolution of a color Doppler flow mapping system. *Am Heart J* 114:152-158, 1987
  - 21) Furuhashi H, Kanno R, Kodaira K, et al : Ultrasonic Doppler method aimed at the absolute measurement of blood velocity. *Jpn J Med Biomed Eng* 16 : 264-268, 1978
  - 22) Van Keulen P, Fast JH, Lambert FM : Continuous assessment of phasic mitral volumetric flow by ultrasound. *Circulation* 86(Suppl) :I-870, 1992
  - 23) Akamatsu S, Kondo Y : Velocity measurement with new Doppler catheter independent of incidence angle. *Circulation* 86(Suppl) :I-869, 1992
  - 24) Akamatsu S, Kondo Y, Dohi S : Velocity measurements with a new ultrasonic Doppler method independent of angle of incidence. *J Anesth*, 1996, in press
  - 25) Bland JM, Altman DG : Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* Feb 8 : 307-310, 1986
  - 26) Hartley CJ, Cole JS : An ultrasonic pulsed Doppler system for measuring blood flow in small vessels. *J Appl Physiol* 37:626-629, 1974
  - 27) Cole JS, Hartley CJ : The pulsed Doppler coronary artery catheter : Preliminary report of a new technique for measuring rapid changes in coronary artery flow velocity in man. *Circulation* 56:18-25, 1977
  - 28) Sibley DH, Millar HD, Hartley CJ, et al : Subselective measurement of coronary blood flow velocity using a steerable Doppler catheter. *J Am Coll Cardiol* 8 : 1332-1340, 1986
  - 29) Johnson EL, Yock PG, Hargrave VK, et al : Assessment of severity of coronary stenoses using a Doppler catheter. Validation of a method based on the continuity equation. *Circulation* 80:625-635, 1989
  - 30) Doucette JW, Corl PD, Payne HM, et al : Validation of Doppler guide wire for intravascular measurement of coronary artery flow velocity. *Circulation* 85 : 1899-1911, 1992

## Velocity Measurement Using a Newly Developed Doppler Catheter Independent of the Angle of Incidence

Shigeru Akamatsu, Yuji Kondo\*, Shuji Dohi

Department of Anesthesiology and Critical Care Medicine,  
Gifu University School of Medicine, Gifu,

\*Aloka Co. Ltd., Tokyo, Japan

Flow velocity measured by Doppler ultrasound is influenced by the angle of incidence between the direction of flow and that of ultrasound. The angle of incidence often constitutes an error in velocity measurements with Doppler ultrasound. We newly developed a Doppler catheter to obtain the true velocity independent of the angle formed by the ultrasound beam and the flow. The Doppler catheter has a pair of adjoining ultrasonic crystals located on the side of the catheter in right angle. The Doppler shifts ( $\Delta f_1$ ,  $\Delta f_2$ ) were detected by two transducers, respectively, sampling at closely spaced two points. The values of  $\Delta f_1$  and  $\Delta f_2$  were used to compute two velocity measurements and the true velocity was calculated using following equation :

$V = ((V_1)^2 + (V_2)^2)^{1/2}$ , where  $V$  = true velocity,  $V_1$  and  $V_2$  = velocity detected by the transducer 1 and 2.

A continuous flow model was set up, and an electromagnetic flow probe and a Doppler catheter

were placed into the circuit. The flow velocity was measured by the Doppler catheter placed parallel to the flow direction. Then, the incident angles were created in  $9^\circ$  and  $18^\circ$ , bending the distal portion of the catheter. The flow velocities measured in different incident angles ( $V_9$ ,  $V_{18}$ ) were compared to the flow velocity measured with the catheter parallel to the flow direction ( $V_e$ ). The velocities were calculated using newly developed phase differential techniques from measured Doppler shifts.  $V_9$  correlated with  $V_e$  ( $r^2 = 0.99$ ,  $p < 0.001$ ), and  $V_{18}$  also correlated with  $V_e$  ( $r^2 = 0.99$ ,  $p < 0.001$ ).

Our new Doppler catheter incorporating a pair of transducers positioned at a fixed angle enables us to measure true flow velocity independent of the ultrasonic beam's angle of incidence. Clinical application of our technique and the Doppler catheter would include the continuous measurements of blood flow velocity in great vessels, e. g., pulmonary artery, and a continuous monitoring of cardiac output.

**Key Words** : Cardiac output, Doppler, Monitoring, Ultrasound, Velocity measurement

(Circ Cont 17 : 379~385, 1996)