

断層ドップラー・エコー法
による心拍出量測定とその
ための誤差要因の分析

Noninvasive measurement of cardiac output using two-dimensional Doppler echocardiography and analysis of sources of error

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

Kenji FUSEJIMA*
Kunio MIYATAKE
Mitsunori OKAMOTO
Naokazu KINOSHITA
Mafumi OHWA
Kei TSUMURA
Kiichi MASUDA
Hiroshi SAKAKIBARA
Yasuharu NIMURA

Summary

The purpose of this study was (1) to analyze the factors responsible for errors in the two-dimensional Doppler echographic measurements of cardiac output (C.O.) and (2) to establish a noninvasive method for measuring C.O.

The subjects were 50 cardiac patients who had neither aortic valve disease nor intracardiac shunts. The C.O. was calculated using the following formula:

$$\text{C.O. (l/min.)} = \text{mean flow velocity (cm/sec)} \times \pi \left(\frac{\text{aortic ring diameter}}{2} \right)^2 (\text{cm}^2) \times \frac{60}{10^3}$$

Left ventricular ejection flow velocity was recorded in the center of the aortic ring from the apical approach. Mean velocity was calculated by integration of instantaneous mean velocity in the ejection phase divided by the cardiac cycle length, and was corrected by the Doppler incident angle. The inner diameter of the aortic ring was measured in the parasternal long-axis view at the time of the maximum ejection flow velocity.

国立循環器病センター
吹田市藤白台 5-7-1 (〒565)

*(現)千葉県立鶴舞病院 循環器内科
市原市鶴舞 565 (〒290-04)

National Cardiovascular Center, Fujishiro-dai 5-7-1,
Suita 565

*(Present address): Tsurumai Hospital, Ichihara 290-
04

Received for publication May 23, 1986; accepted June 29, 1986 (Ref. No. 26-23)

The following results were obtained:

1. Sources of error in the measurement of cardiac output

1) Accuracy of instantaneous mean velocity calculating circuit: This calculating circuit was accurate in model experiments using pulsatile flow.

2) Effect of high-pass filter: In model circuits, application of high-pass filter overestimated flow velocity. The higher the cut-off frequency of the high-pass filter, the larger the overestimation. This was probably due to the parabolic flow velocity profile in the circuit.

3) Flow velocity profile in the aortic ring: The flow velocity profile seemed to be flat in the aortic ring except near the anterior aortic wall. Therefore, the effect of the high-pass filter was considered to be negligible in case of clinical application.

4) The effects of shift and size of sample volume: The location of sample volume relative to the aortic valve ring shifted about 7 mm during systole. However, the shift and size of sample volume seemed to have little effect on the measured C.O., because the flow velocity profile was nearly flat in the aortic ring.

5) Ultrasound beam incident angle: From a practical viewpoint, it was necessary to set an incident angle of less than 50° for minimizing the error. We were able to set the angle within 50° in all but one of patients.

6) Diameter of the aortic ring: Two-dimensional echographic measurement of the aortic ring diameter was not so accurate; it seemed to become a major source of error in the calculation of C.O. The diameter measured from the two-dimensional echocardiogram was 2.2 mm smaller than that from the left ventriculogram.

2. Clinical application

By correcting the aortic ring diameter by adding 2.2 mm to the measured value, significant correlation was observed between C.O. measured by Doppler (x) and by thermodilution technique (y) with a correlation coefficient of 0.90 ($y=0.98x+0.05$).

Key words

Two-dimensional Doppler echocardiography

Cardiac output

はじめに

超音波ドップラー・エコー法による心拍出量の測定が種々試みられているが¹⁻²⁶⁾, まだ高精度な測定結果は得られていない。これは超音波法に内在する原理的, 技術的問題により, 測定値に種々の誤差を生じるためと考えられる。本研究では, かかる誤差を生じるとみられる諸因子について検討した。心拍出量の測定部位としては, 僧帽弁口部, 大動脈弁輪部, 上行大動脈, 三尖弁口部, 肺動脈弁輪部などが考えられるが, 本研究ではこれらの中, 流路の断面積の算出上最も問題が少ないと予想される大動脈弁輪部を選んだ。更にその結果に基づき臨床応用を試みた。

対 象

対象は短絡や大動脈弁障害のない心疾患 50 例 (虚血性心疾患 39 例, 心筋症 5 例, 僧帽弁疾患 5 例, 高血圧症 1 例: 25~68 歳, 平均 51 歳) である。全例で超音波検査後 24 時間以内に心カテーター検査を施行し, 熱希釈法 (2 例は直接 Fick 法) により心拍出量を測定した。

方 法

1. 使用装置

電子扇形走査型超音波断層装置 (東芝製 SSH-11A または 40A) に, パルス・ドップラー機構 (東芝製 SDS-10A, または SDS-21A) を組み込

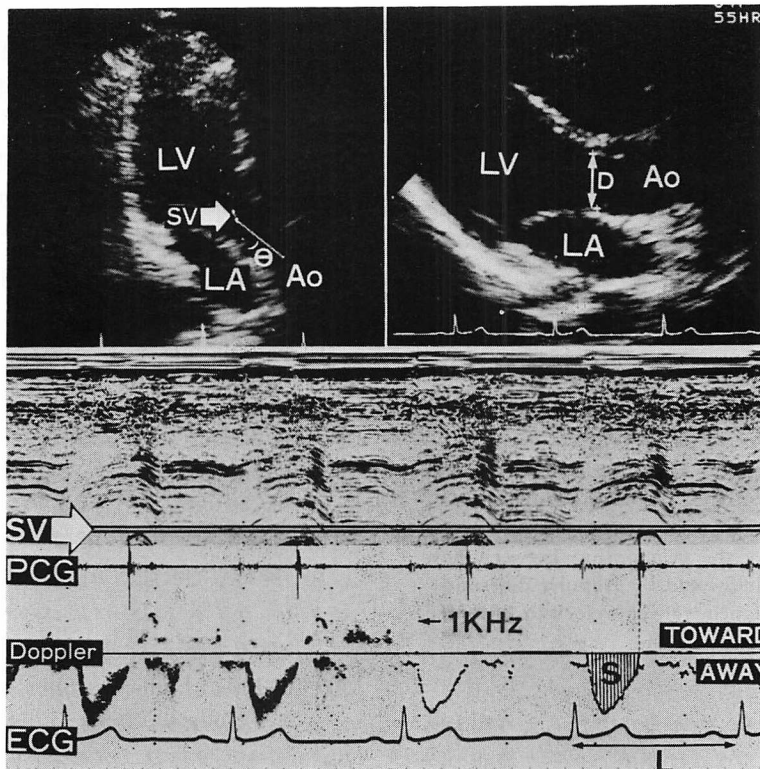


Fig. 1. Measurement of cardiac output by two-dimensional Doppler echocardiography.

Upper left panel: Apical left ventricular long-axis view. The beam direction for Doppler is indicated by a dotted line and the sampling volume (SV) for Doppler by a white arrow. SV is set in the center of the aortic ring at the time of the peak ejection flow velocity. θ is the incident angle between the Doppler beam and the longitudinal axis (white line) of the ascending aorta.

Upper right panel: Measurement of internal diameter of the aortic ring (D) in the parasternal left ventricular long-axis view.

Lower panel: Doppler flow signal recorded at SV shown in the upper left panel. The dots of Doppler flow signal show instantaneous mean flow velocity. Mean Doppler frequency is calculated by integration of instantaneous mean velocity throughout the ejection phase (S) divided by cardiac cycle length (L).

Abbreviations: LV=left ventricle; LA=left atrium; Ao=ascending aorta; PCG=phonocardiogram; ECG=electrocardiogram.

んだシステムを用いた。

2. 超音波法による心拍出量測定 および その際の誤差要因の検討

1. 心拍出量測定法: 心拍出量は 弁輪部断面積, 平均血流速度から次式により求めた。

$$\text{心拍出量 (l/min)} = \pi \left(\frac{D}{2}\right)^2 \times \frac{C \cdot \Delta f}{2 \cos \theta \cdot f} \times \frac{60}{10^3}$$

D: 大動脈弁輪部径 (cm), C: 生体中音速(本研

究では 1.5×10^5 cm/sec とした), Δf : 単位時間における平均流速に対応する周波数, θ : ドップラー用超音波ビームと流路のなす角度(入射角), f : 超音波基本周波数 (2.4×10 MHz)。

平均流速, 大動脈弁輪部径は以下の如く計測した。

(1) 平均流速: 心尖部アプローチにより左室長軸断面にて, ドップラー用超音波ビームを左室

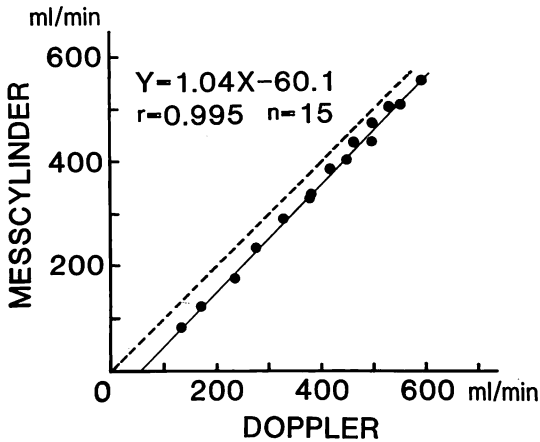


Fig. 2. Accuracy of an instantaneous mean velocity calculating circuit in the measurement of flow velocity.

This panel shows the relationship between flow volume by messcylinder and by Doppler determination using an instantaneous mean velocity calculating circuit.

流出路に対し入射角 θ が最小となるように入射した。サンプルボリュームは駆出のピーク流速の時に大動脈弁輪部の中央に位置するよう設定した (Fig. 1, 左上)。血流信号の周波数スペクトラムにノイズや壁運動に伴うシグナルの混入がないことを確認し、瞬時平均流速演算回路により、瞬時平均周波数 (容積平均) を実時間で、デジタル演算した。この瞬時平均周波数カーブの駆出期の面積 (S) を 1 心周期の長さ (L) で除して Δf を求めた。流速が速く aliasing を呈する場合は、反対側に表示される部分も加算した。一方、入射角 θ を、最大駆出血流速の時相での断層図 (Fig. 1, 左上) より求め、 Δf を $\cos \theta$ で補正した。 Δf は連続 5 心拍の平均値を用いた。

(2) 大動脈弁輪部径: 傍胸骨部アプローチにてピーク流速と同時相の左室長軸断層図を記録し、大動脈弁輪部エコーの内径を計測した (Fig. 1, 右上)。この操作を 5 回行い、その中の最大値を大動脈弁輪部径とした。

2. 誤差要因の検討

以上の方法で心拍出量を計測するに際し、誤差要因として考えられる以下の諸因子につき検討した。① 瞬時平均流速演算回路の精度、② 壁運動によるドプラ信号の影響を除くために用いる high-pass filter の影響、③ 大動脈弁輪部での流速プロファイルの影響、④ 心運動に伴うサンプルボリュームの移動とサンプルボリュームの大きさの影響、⑤ 入射角の影響、⑥ 大動脈弁輪部径の測定精度。

3. 臨床例での検討

以上の検討の後、臨床例 50 例で心拍出量を測定した。

結 果

1. 誤差要因についての検討

1. 瞬時平均流速演算回路の精度: 5 mm 径のアクリルライトチューブにローラーポンプで保存血を拍動流で灌流し、流量を水深 9 cm, 入射角 50° , 100 Hz の high-pass filter 使用の条件で断層エコー・ドップラー装置により測定した。その値 (x) とメスシリンダーで測定した値 (y) との間には、 $y = 1.04x - 60.1$, $r = 0.995$, ($n = 14$) の相関があった (Fig. 2)。ドップラー法での測定値は、メスシリンダー値に比し、約 50 ml 大であったが、平均流速演算回路の精度としては極めて良好と考えられた。

2. High-pass filter の影響: High-pass filter による誤差を前記モデル回路で検討した。100, 200, 400 Hz の filter 使用時の流量値は、メスシリンダー値に比して、おおよその約 50, 70, 120 ml 大となった (Fig. 3)。

3. 大動脈弁輪部での流速プロファイル: 虚血性心疾患 5 例で収縮中期に、大動脈弁輪部中点、前ないし後壁に接した点、およびそれぞれのほぼ中間点の計 5 点で駆出血流の最高流速を測定した (入射角 θ で補正)。その結果、弁輪部中点での最高流速に比し、前、後壁への中間点のそれは 95%、弁輪部後壁に近接する点では 79% であった (Fig. 4)。弁輪部前壁の近接点では良好な記録

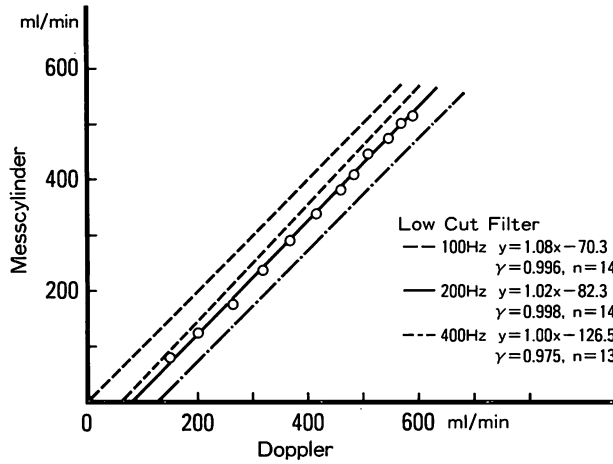


Fig. 3. Effect of high-pass filters examined by the foregoing model experiment showing the relationship between flow volume measured by messycylinder and by Doppler.

が得られなかった。以上から大動脈弁輪部での最高流速プロフィールは壁の近接部を除けばほぼ平面に近いと考えられ、中央部の値を弁輪部流速の代表値として用いても大きな誤差は生じないと考えられた。

4. 心運動に伴うサンプルボリュームの移動とサンプルボリュームの大きさに関する検討：① 虚血性心疾患5例でサンプルボリュームを収縮中期に弁輪部中点に設定し、心拍動に伴うサンプルボリウ

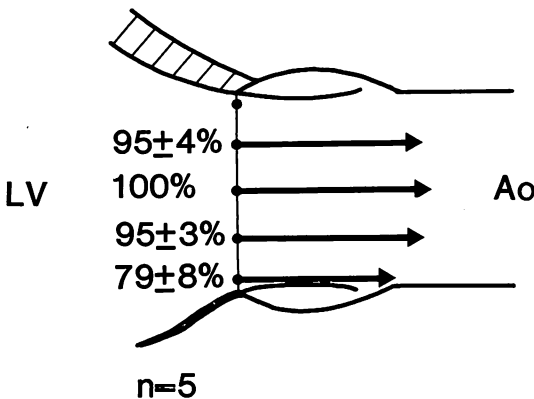


Fig. 4. Schema of the peak flow velocity profile in the aortic ring.

Abbreviations as in Fig. 1.

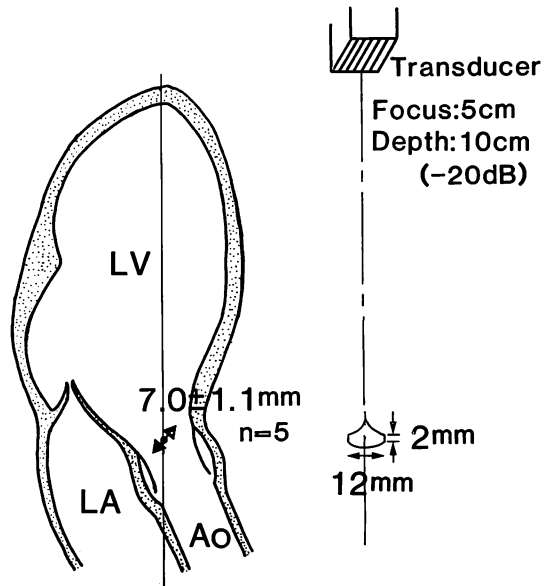


Fig. 5. Effects of shift and size of sampling volume.

Left panel shows the location of sampling volume relative to the aortic valve ring shifted during systole as indicated by arrow. Right panel shows the schema of the size of sampling volume in the depth of 10 cm from the transducer.

Abbreviations as in Fig. 1.

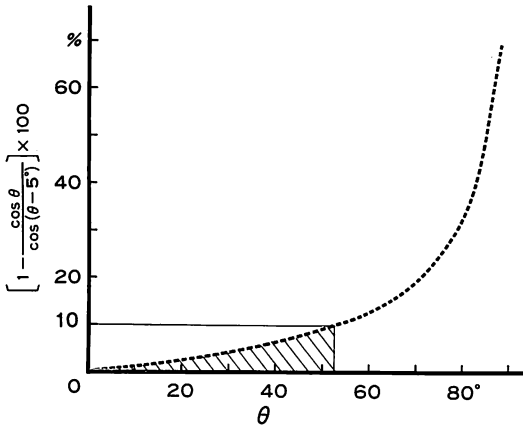


Fig. 6. Relationship between ultrasonic beam incident angle θ (abscissa) and degree of error (%) in $1/\cos \theta$ when θ is underestimated by 5° (ordinate).

In order to minimize the error to less than 10%, incident angle should be set at less than 50° .

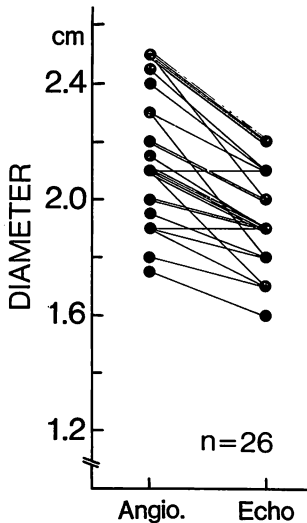


Fig. 7. Comparison between aortic ring diameter measured from angiogram (Angio.) and from two-dimensional echogram (Echo).

ムの移動範囲を検討した。その結果, サンプルボリュームは収縮早期には弁輪部中点より前壁側やや心尖部寄り, 収縮末期には後壁側やや大動脈寄り

に位置し (Fig. 5 左), この間の移動距離は平均 7 mm であった。26 例での大動脈弁輪部径は平均 22 mm で, この移動距離はその約 1/3 に相当した。② サンプルボリュームの位置は 37 例の平均で探触子より 10.2 cm にあった。焦点 5 cm の場合, 深さ 10 cm におけるサンプルボリュームの大きさは -20 dB 値 (実測値) で幅 12 mm, 深さ方向 2 mm の tear drop 型を呈する (Fig. 5, 右)。

以上のサンプルボリュームの大きさや心拍動に伴う移動距離を大動脈弁輪部径と対比して考えると, 計測された流速は収縮期を通じて中心流が大きく反映されているとみなしうる。

5. 入射角の影響: 入射角 θ の測定に 5° の誤差がある場合, θ が大なるほど $1/\cos \theta$ の誤差は指数関数的に大となる (Fig. 6)。このことから $1/\cos \theta$ の誤差の許容限界を 10% とすると, θ は 50° 以下とする必要が認められた。

6. 大動脈弁輪部径の測定: 断層エコー法による収縮中期大動脈弁輪部径を左室造影での弁輪部径と対比した。左室造影では収縮中期の第一, 第二斜位像の平均値を弁輪部径としたが, 撮影方向に伴う測定値の差は最大 10% 以内で, 大動脈弁輪部はほぼ円形と考えられた。33 例での対比結果では, 断層法による弁輪部径は左室造影の値より平均 2.2 mm 小であった (Fig. 7)。

7. 血流量測定値の再現性: 24 例について, 連続 5 回心拍出量を測定し, その平均値に対する最高値および最低値の比率 (%) を検討した。この比率の 24 例での平均値は $\pm 7\%$ 以内で, 測定の再現性は比較的良好と考えられた。

2. 臨床例での測定

臨床例 50 例での心拍出量測定に際しては, 弁輪部径はエコー測定値に 2.2 mm を加えて補正し, 入射角が 50° 以上の 1 例, ドプラ法と熱希釈法の両測定時の心拍数差が 20% 以上の 3 例, 記録が不良であった 6 例の計 10 例を除外した。残りの 40 例では断層ドプラ・エコー法 (x l/min) と熱希釈法 (y l/min) (2 例は直接 Fick 法) との間には, $y=0.98x+0.05$, $r=0.90$ の相関があった

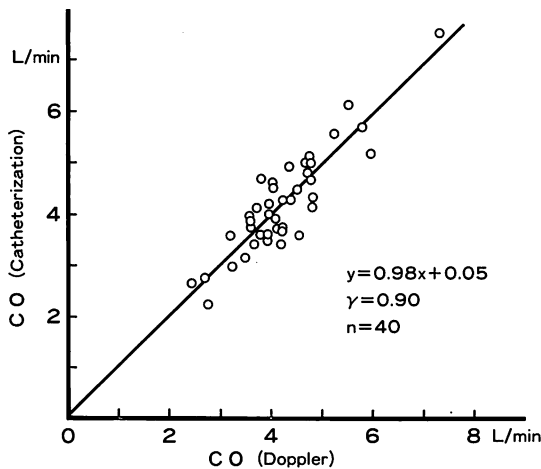


Fig. 8. Correlation between cardiac output (CO) measured by Doppler and by thermodilution method (catheterization).

(Fig. 8). 断層ドップラー・エコー法と熱希釈法との差は平均 9% であった (Fig. 8).

考 察

1. ドップラー法による心拍出量測定上の問題点

1. 平均流速算出法の問題点：平均流速の算出には、従来、便宜的に帯状スペクトラムの中央点を採用する方法¹⁷⁾、ピーク流速と流速プロフィールとから推定する方法²²⁾などが用いられてきた。本研究では瞬時平均流速演算回路を用いて瞬時平均周波数(容積平均)を算出し平均流速を測定したが、モデル実験にてこの回路の精度は従来報告されている如く^{27,28)}、きわめて高いことが示された。しかし、壁運動に伴う信号やノイズが混入すると精度は低くなり、大きな問題となる。かかる場合、今回の研究では、帯状スペクトラム表示と瞬時平均周波数表示とを重畳して用い、ノイズなどの混入を避け難い部分では、平均周波数を帯状スペクトラムのほぼ中央部分に設定した。かかる設定の妥当性は今後の問題点の一つである。

2. High-pass filter の影響：High-pass filter の遮断周波数は高いほど、過大評価する傾向があ

った。これは、モデル管内の流速プロフィールが放物状であり、周辺部の遅い流速成分が filter で cut され、平均周波数が過大評価されたものと解される。しかし、真の流量に比してその値はわずかであった。

3. 大動脈弁輪部での流速プロフィール：上行大動脈での流速プロフィールはその近位部ではほぼ平面に近いことが知られている^{29,30)}。今回の検討でも大動脈弁輪部ではほぼ層流で、流速プロフィールは、壁に近接した部分を除けばほぼ平面波と考えてよい結果が得られた。したがって、臨床例ではモデル実験で認められた high-pass filter の影響は少ないとみられる。

4. サンプルボリュームの移動とサンプルボリュームの大きさに関する問題点：本研究の主対象である虚血性心疾患例に限ると収縮中期でのサンプルボリュームの位置の移動は比較的少なく、サンプルボリュームの大きさや流速プロフィールがほぼ平面であることを考え合せると、位置の移動の影響は大きな問題にはならないと考えられた。しかし、心内短絡疾患で短絡率が大きい場合は、左室流出路から弁輪にかけての流路が狭く、かつ心拍に伴う心臓の動きが大きいため、サンプルボリュームの相対的移動範囲は大となり、大きな誤差要因となる可能性がある³¹⁾。それ故、サンプルボリューム移動の影響は、測定対象となる疾患ごとに検討すべき問題と思われる。

5. 入射角に関する問題点：今回の研究対象では、1例を除き入射角は許容限界と考えられる 50° 以内に設定可能であり、入射角に関する問題は少ないと考えられた。しかし、短絡率が大きい心内短絡疾患などでは左室流出路が屈曲しており、狭い入射角で超音波ビームを投入することが困難なことが少なくない³¹⁾。かかる例では、前項でのサンプルボリュームの移動の問題も含め、大動脈弁輪部での心拍出量測定は必ずしも適切ではなく、本法での測定の一つの限界点と思われる。

6. 大動脈弁輪部断面積の計測に関する問題点：弁輪部断面積の測定は、当初、短軸断層図で

試みたが断面の正確な設定が困難なことが多かった。そのため弁輪部径を測定し、弁輪を円と仮定して断面積を算出したが、この際にも M モード心エコー図では弁輪部の正確な設定が困難であり、やむなく長軸断層図から求めた。しかし、弁輪部前壁エコーの立ち上りは長軸断層図では同定不能で、そのすそからの距離を測定し、左室造影像との対比結果から +2.2 mm の補正を行った。この補正值については、剖検心による検討でも同様な結果が得られている³²⁾。このように今回用いた方法は、現時点では妥当な計測法と考えられる。しかし、大動脈弁輪部径の平均値は 22 mm であり、1 mm の測定誤差は、心拍出量の算出に際し約 10% の誤差を生ずる。したがって長軸断層図での解像力を考えると、断面積の算出が大きな誤差要因となる可能性がある。心拍出量をより正確に測定するためには、断面積測定に関し装置の改良も含めた一層の検討が必要である。

2. ドップラー法による心拍出量測定の臨床応用上の意義と問題点

以上の如く、種々の誤差要因があるものの、今回の検討ではドップラー法による心拍出量は、熱希釈法による測定値と良好な相関を示した。ドップラー法と熱希釈法が、同時測定でないことや熱希釈法自体の誤差を考えると^{33,34)}、ドップラー法による測定は、非観血的方法として十分臨床応用に耐えうるものと推定される。しかし、大動脈弁輪部断面積の算出法には大きな誤差要因が内在していること、平均流速の算出がやや煩雑なこと等、本法が広く普及されるためには更に検討すべき問題点のあることも事実である。

要 約

短絡や大動脈疾患のない心疾患 50 例を対象とし、断層ドップラー・エコー法により大動脈弁輪部にて心拍出量測定を試み、その際、誤差を生じると考えられる諸因子について検討した。心拍出量は次式より計算した。

心拍出量 (l/min) = 平均流速 (cm/sec) × 弁輪部

断面積 (cm²) × 60/10³

心尖部アプローチにより左室長軸断面を画き、大動脈弁輪部の中央にて駆出血流速を記録した。瞬時平均周波数を実時間デジタル演算し、その駆出期の積分値を一心周期の長さで除して、平均流速を求めた。更にそれを断層図より求めた超音波入射角度で補正した。大動脈弁輪部径は傍胸骨部アプローチにより、最大流速時相での左室長軸断面から計測した。

1. 誤差要因について

1) 瞬時平均流速演算回路：拍動流でのモデル実験にて演算回路の精度は良好なことが認められた。

2) High-pass filter の影響：モデル回路では遮断周波数が高いほど測定値は過大評価された。これは回路での流速プロフィールが放物線状であるためと考えられた。

3) 大動脈弁輪部での流速プロフィール：壁に近接した部分を除けばほぼ平面波と考えられた。したがって、臨床例では上記 high-pass filter の影響は少ないと考えられた。

4) 心周期におけるサンプルボリウムの位置の移動とサンプルボリウムの大きさの影響：心周期中にサンプル部位は約 7 mm 移動したが、流速プロフィールが平面であるため、この移動およびサンプルボリウムの大きさは、大なる誤差要因とはならないと考えられた。

5) 超音波入射角：今回の研究対象では 1 例を除き、許容限界と考えられる 50° 以内の設定が可能であった。

6) 大動脈弁輪部径：断層法での値は左室造影像に比し、平均 2.2 mm 小さかった。断層法に内在する測定精度の問題から、弁輪径は重要な誤差要因になりうると考えられた。

2. 臨床例での測定結果

以上の検討に基き、弁輪径を補正し、角 50° 以下、ドップラー法と熱希釈法との測定時心拍数差が 20% 以内の条件下で、ドップラー法 (x)、熱希釈法 (y) による心拍出量を対比した。その結果 y

$=0.98x+0.05$, $r=0.90$ の相関を得, 本法は十分臨床応用可能と考えられた。

文 献

- 1) Mackey RS: Non-invasive cardiac output measurement. *Microvasc Res* **4**: 428-452, 1972
- 2) Colocousis JS, Huntsman LL, Curreri PW: Estimation of stroke volume changes by ultrasonic Doppler. *Circulation* **56**: 914-917, 1977
- 3) Gill RW: Pulsed Doppler with B-mode imaging for quantitative blood flow measurement. *Ultrasound in Med & Biol* **5**: 223-235, 1979
- 4) Distanto A, Moscarelli E, Rovai D, L'Abbate A: Monitoring of changes in cardiac output by transcutaneous aortovelocity, a non-invasive Doppler technique: Comparison with thermodilution. *J Nucl Med Allied Sci* **24**: 171-175, 1980
- 5) Friedman KJ, Sahn DJ, Larson D, Flint A: Two-dimensional echo range gated Doppler measurements of cardiac output and stroke volume in open chest dogs. *Circulation* **62**: 101, 1980 (abstr)
- 6) Steingart RM, Meller J, Barovick J, Patterson R, Herman MV, Teichholz LE: Pulsed Doppler echocardiographic measurement of beat-to-beat changes in stroke volume in dogs. *Circulation* **62**: 542-548, 1980
- 7) 田中元直: 超音波による血流計測. 心臓血管系の力学と基礎計測. 沖野 遙, 菅原基晃, 松尾裕英編. 講談社, 東京, 1980, p 390-412
- 8) Darsee JR, Mikolich RJ, Walter PF, Schlant RC: Transcutaneous method of measuring Doppler cardiac output: I. Comparison of transcutaneous and juxta-aortic Doppler velocity signals with catheter and cuff electromagnetic flow meter measurements in closed and open chest dogs. *Am J Cardiol* **46**: 607-618, 1980
- 9) Darsee JR, Walter PF, Nutter DO: Transcutaneous Doppler method of measuring cardiac output: II. Noninvasive measurement by transcutaneous Doppler aortic blood velocity integration and M-mode echocardiography. *Am J Cardiol* **46**: 613-618, 1980
- 10) Magnin PA, Stewart JA, Myers S, von Ramm O, Kisslo JA: Combined Doppler and phased-array echocardiographic estimation of cardiac output. *Circulation* **63**: 388-392, 1981
- 11) Loeppky JA, Greene ER, Hoekenga DE, Caprihan A, Luft UC: Beat-by-beat stroke volume assessment by pulsed Doppler in upright and supine exercise. *J Appl Physiol* **50**: 1173-1182, 1981
- 12) Alverson DC, Eldridge M, Dillon T, Yabek SM, Berman W Jr: Noninvasive pulsed Doppler determination of cardiac output in neonates and children. *J Pediatr* **101**: 46-50, 1982
- 13) Histan MB, Corace RA, Wells MK: Ultrasound Doppler and echo combined as a noninvasive blood flowmeter. *Isa Trans* **21**: 53-57, 1982.
- 14) Voyles WF, Greene ER, Miranda IP, Reilly PA, Caprihan A: Observer variability in serial non-invasive measurements of stroke index using pulsed Doppler flowmetry. *Biomed Sci Instrum* **18**: 67-75, 1982
- 15) Skidmore R, Wikinson PR, Rees JR, Wells PNT: Noninvasive measurement of cardiac output using ultrasound. *Ultrasonic Imaging* **4**: 195-196, 1982 (abstr)
- 16) Schneider RR, Steingart R, Jurado R, Meller J, Teichholz LE: Pulsed echo Doppler measures of cardiac stroke volume in man. *Mt Sinai J Med (NT)* **49**: 391-396, 1982
- 17) Goldberg SJ, Sahn DJ, Allen HD, Valdes-Cruz LM, Hoenecke H, Carnahan Y: Evaluation of pulmonary and systemic blood flow by two-dimensional Doppler echocardiography using fast Fourier transform spectral analysis. *Am J Cardiol* **50**: 1394-1400, 1982
- 18) Fisher DC, Sahn DJ, Friedman MJ, Larson D, Valdes-Cruz LM, Horowitz S, Goldberg SJ, Allen HD: The effect of variations of pulsed Doppler sampling site on calculation of cardiac output: An experimental study in open-chest dogs. *Circulation* **67**: 370-376, 1983
- 19) Lang-Jensen T, Berning J, Jacobsen E: Stroke volume measured by pulsed ultrasound Doppler and M-mode echocardiography. *Acta Anaesthesiol Scand* **27**: 454-457, 1983
- 20) Huntsman LL, Stewart DK, Barnes SR, Franklin SE, Colocousis JS, Hessel EA: Noninvasive Doppler determination of cardiac output in man: Clinical validation. *Circulation* **67**: 593-602, 1983
- 21) Fisher DC, Sahn DJ, Friedman MJ, Larson D, Valdes-Cruz LM, Horowitz S, Goldberg SJ, Allen HD: The mitral valve orifice method for noninvasive two-dimensional echo Doppler determinations of cardiac output. *Circulation* **67**: 872-877, 1983.
- 22) 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ップラー法による心拍出量の測定. 42 回日超医講演論文集 **42**: 487-488, 1983
- 23) Ihlen H, Amlie JP, Dale J, Forfang K, Nitter-Hauge S, Otterstad JE, Simonsen S, Myhre E:

- Determination of cardiac output by Doppler echocardiography. *Br Heart J* **51**: 54-60, 1984
- 24) Chandraratna PA, Nanna M, McKay C, Nimalasuriya A, Swinney R, Elkayam U, Rahimtoola SH: Determination of cardiac output by transcutaneous continuous-wave ultrasonic Doppler computer. *Am J Cardiol* **53**: 234-237, 1984
- 25) Schuster AH, Nanda NC: Doppler echocardiographic measurement of cardiac output: Comparison with a non-golden standard. *Am J Cardiol* **53**: 257-259, 1984
- 26) Loeppky JA, Hoekenga DE, Greene ER, Luft UC: Comparison of noninvasive pulsed Doppler and Fick measurements of stroke volume in cardiac patients. *Am Heart J* **107**: 339-346, 1984
- 27) 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・ドップラー法による腹部動脈血流量の計測の試み(予報). 39回日超医論文集 **39**: 375-376, 1981
- 28) 白坂俊夫, 本郷宏信, 瀬尾育式, 佐々木 博, 飯沼一浩: 超音波パルス・ドッ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. 39回日超医論文集 **39**: 557-558, 1981
- 29) McDonald DA: *Blood Flow in Arteries*. Williams & Wilkins, Baltimore, 1960, p 40-45
- 30) Seed WA, Wood NB: Velocity patterns in the aorta. *Cardiovasc Res* **5**: 319-330, 1971
- 31) 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: 超音波パルス・ドッ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. *J Cardiogr* **14**: 189-200, 1984
- 32) 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, 1982
- 33) Levitt JM, Replegle RL: Thermodilution cardiac output: A critical analysis and review of the literature. *J Surg Res* **27**: 392-404, 1979
- 34) Powner DJ: Thermodilution technique for cardiac output. *N Engl J Med* **293**: 1210-1211, 1975 (letter)