

非観血的動脈圧（トノメトリ法）からの心拍出量の測定

加藤 信也*，尾藤 博保**，角谷 仁司*，
輪嶋 善一郎***，小川 龍*

要 旨

心拍出量の定量は循環動態解析の第一歩であり、従来より熱希釈法が主に使われてきたが連続的監視には適さない。そこで Warner ら¹⁾により報告された観血的に大動脈より得た圧波形からの心拍出量推定の方法を、トノメトリ法を使用して非観血のかつ連続的に、末梢血管である橈骨動脈から得た圧波形に応用してみた。

比較検討したのは、次の3者である。

- 1：橈骨動脈より観血的に得られた圧脈波から Warner 法を使用した計算によって求めた一回心拍出量（以下 SV (Invasive)）
- 2：橈骨動脈よりトノメトリ法を用いて非観血的に得られた圧脈波から Warner 法を使用した計算によって求めた一回心拍出量（以下 SV (Tono)）
- 3：熱希釈法より実測した一回心拍出量（以下 SV (Thermo)）

結果は以下の通りであった。

- 1：橈骨動脈から観血的に、あるいはトノメトリ法を用いて非観血的に得られた圧脈波から計算によって求めた一回心拍出量と、熱希釈法より実測した一回心拍出量は良い相関を示した。
- 2：比例定数 $K = 0.39$ でトノメトリ波形から Warner 法を使用した心拍出量の推定は可能と考えられる。
- 3：Warner 法による一回心拍出量は、末梢血管抵抗や血圧の増加に伴って過大評価されやすいが、心拍数の影響は少なかった。

はじめに

動脈圧波形からの心拍出量の推定は1953年、Warner ら¹⁾により報告されている。それは、capacitance (K) を、圧脈波とは関係のない方法である色素希釈法あるいは熱希釈法による実測値と組み合わせて決定するものであった。以降、この方法が一般的に多く用いられている。しかし、ヒトにおいて実験した報告は少なく、それも大動脈から測定したものである。今回、トノメトリ法を用い、橈骨動脈という末梢動脈から非観血のかつ連続的に得られた圧脈波と熱希釈法より実測した心拍出量を様々な条件下で比較検討した。

対象及び方法

日本医科大学附属病院中央手術部における ASA 分類 1～2 の高血圧や心疾患の既往のない予定手術患者11名を対象とした。何れも、術前診察時に本研究に対するインフォームドコンセントが得られた手術症例であり、男性1名、女性10名、年齢26歳から59歳、平均年齢46.5歳であった。

麻酔導入および気管内挿管後、右ないし左の橈骨動脈に20Gのカニューレを挿入し、連続的に観血的動脈圧を測定した。反対側の橈骨動脈上にはトノメーターのセンサを装着して連続的に非観血的動脈圧を測定し、この圧はセンサと反対側の上腕に巻いたカフによるオシロメトリ法によって校正を行った。

観血的動脈血圧波形（日本光電）、トノメトリ（CBM7000 日本コーリン）より得られた橈骨動脈圧波形、ECG（II誘導、日本光電）を同時にデータレコーダ（TEAC R-61）に記録すると共に血圧波形解析に必要な部分は紙送り速度50mm

*日本医科大学麻酔科学教室

**防衛医科大学校麻酔学教室

***北村山公立病院麻酔科

/secで再生した。トレースされた波形をスキャナ (Ezier Gray) にてコンピュータ (Power Book 160 Macintosh) に取り込み Flexi Trace にて解析した。

解析は Warner ら¹⁾の提唱する Mean Destending Pressure Method によった。それは、以下の式に示されるものである (Fig 1)。

$SV = K \times Pmd \times (1 + Sa/Da)$ Sv:一回心拍出量, K:定数, Pmd:終期収縮期平均膨張圧, Sa:収縮期圧域, Da:拡張期圧域 Pmd, Sa, Daは観血的動脈血圧波形あるいはトノメトリ波形の面積より, SVは熱希釈法という独立した測定方法から求めた。これにより各種圧における変化と一回心拍出量における変化が比例関係であると仮定して定義した定数Kの値を求めることができる。

麻酔は, チアミラルール 5 mg/kg, スキサメトニウム 1 mg/kg にて導入挿管し, 亜酸化窒素, 酸素, イソフルランにて維持した。患者の循環動態が安定した後, 一回目の測定を行った。

肺動脈カテーテルの挿入により心拍出量, 中心静脈圧, 肺動脈圧, 肺動脈楔入圧を測定し, 血圧, 心拍数と合わせて以上の諸量より SV (Thermo) などを求めるとともに, トノメトリ波形の各種面積を計算して定数Kを定め, この値を使用して2

回目以降の SV (Tono) を Warner 法より求めた。また, 同時に記録した観血的動脈血圧波形からも同様に定数Kを定め, 2回目以降の SV (Invasive) を Warner 法より求めた。

測定は, 全身麻酔あるいは全身麻酔と硬膜外麻酔の併用下でエフェドリン, アトロピンなど心血管作動薬を用いて循環動態が変化した時点で行った。

結 果

1) SV (Invasive) と SV (Thermo) との相関関係 (Fig 2) 53回のすべての測定値について, X軸に SV (Invasive) を, Y軸に SV (Thermo) をプロットしたものである。相関係数は0.867であった。

2) SV (Tono) と SV (Thermo) との相関関係 (Fig 3) X軸に今度は SV (Tono) をプロットしたものである。相関係数は0.878であり, 観血的な波形から求めたものと同じように良い相関を示した。

次に SV (Tono) に影響を与える因子について調べた。

3) 体血管抵抗 (以下 SVR) と定数K (以下 K) について (Fig 4)

X軸に SVR を, Y軸には SV (Tono) を求め

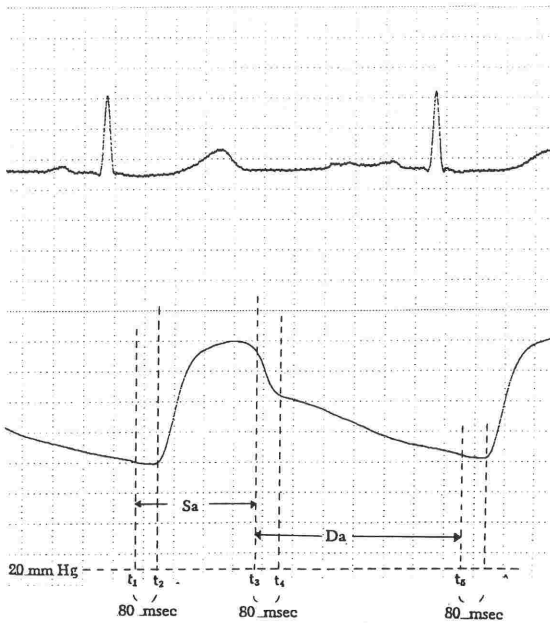


Fig. 1 Warner 法による心拍出量の計算

$$SV = K \times Pmd \times (1 + Sa / Da)$$

SV:一回心拍出量

K:定数

Pmd:終期収縮期平均膨張圧 = $\int_{t_3}^{t_4} Pdt - \int_{t_1}^{t_2} Pdt$

Sa:収縮期圧域 = $\int_{t_1}^{t_2} (P - 20) dt$

Da:拡張期圧域 = $\int_{t_3}^{t_4} (P - 20) dt$

る際のK (Tono) をプロットした。

SVRが大きくなるとK (Tono) は小さくなることより、SV (Tono) はSVRが大きくなるにしたがってSV (Thermo) よりも、やや過大評価となる傾向を示した。またSV (Invasive) も同じ傾向を示した。

4) 収縮期血圧（以下SP）とKについて（Fig5）

X軸にSPを、Y軸にはK (Tono) をプロットした。SPが大きくなるとK (Tono) は小さくなることより、SV (Tono) はSPが大きくなるにしたがってSV (Thermo) よりもやや過大評価となる傾向がある。つまりSPが高くなると、SVRが大きくなったときと同じようにWarner法より求めたSV (Tono) は過大評価となる傾向がある。また、X軸に平均血圧をプロットした場合でも同じような相関をし、これはSV (Invasive) についても同じ傾向であった。

5) 心拍数（以下HR）とKについて（Fig6）

X軸にHRを、Y軸にK (Tono) をプロットした。SVRと血圧の影響を除くため、SVRは800dynes・sec・cm⁻⁵から1800dynes・sec・cm⁻⁵、血圧はSPで80mmHgから180mmHgの条件下における測定値を使用した。図に示すようにHRの影響は認められにくかった。SV (Invasive) についても同じ傾向であった。

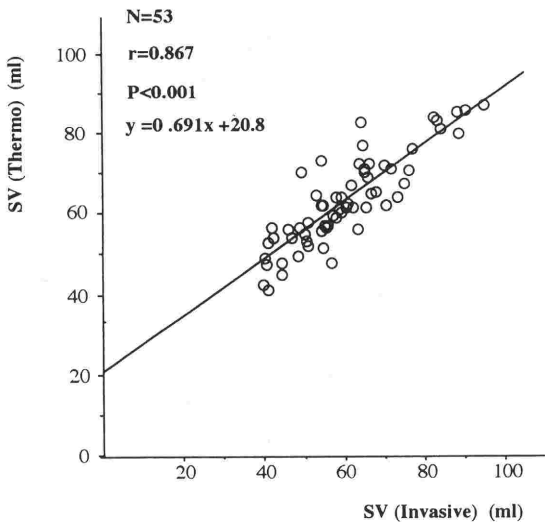


Fig. 2 SV (Invasive) と SV (Thermo) の相関関係

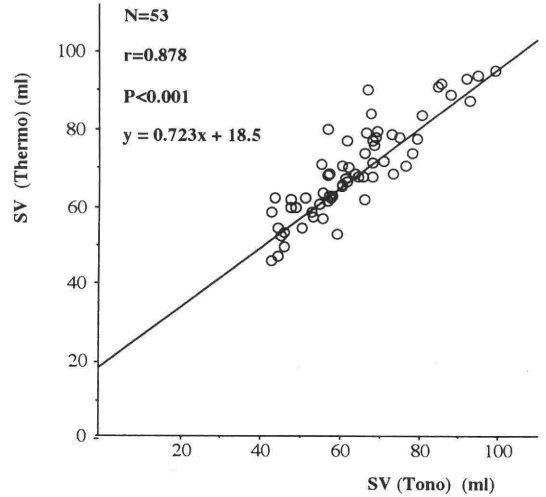


Fig. 3 SV (Tono) と SV (Thermo) の相関関係

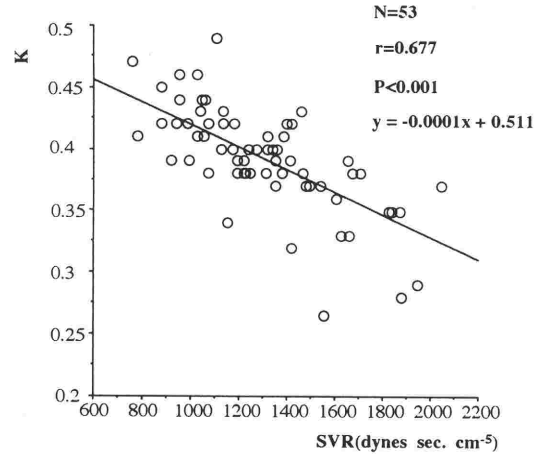


Fig. 4 SVR と K の相関関係

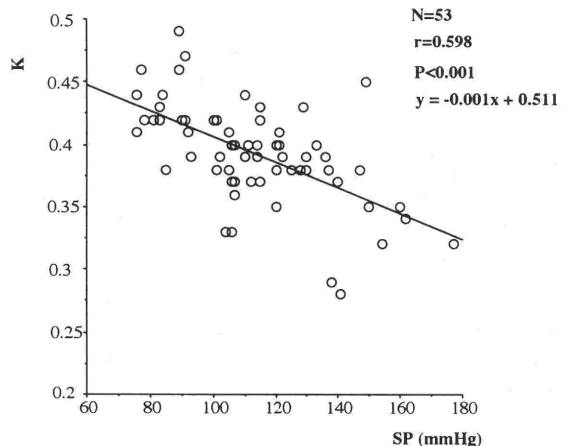


Fig. 5 SP と K の相関関係

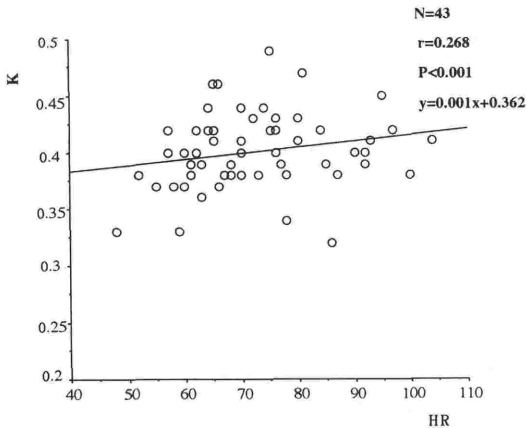


Fig. 6 HR と K の相関関係

考 察

手術中、患者の血圧を一心拍毎にモニタリングするには観血的手法が用いられている。しかし、血管内カテーテル留置は感染、血腫形成、神経損傷などの合併症が懸念される。そのため、非観血的に一心拍毎の血圧波形モニタリングが望ましい。1963年、Pressman と Newgard²⁾により報告されたトノメトリ法は、橈骨動脈に十分な圧力をかけ、平坦にされた動脈壁の弾力性が失われることを利用して皮膚表面に置かれたセンサから血圧を測定するものである。また、トノメトリの波形は観血的に得た波形と概ね一致しており、血圧変動に対する追従性も良好である³⁾。

1953年、Warner ら¹⁾は左鎖骨下動脈あるいは大動脈弓の圧波形より一回心拍出量の推定式を導いている。今回はこれを、末梢の橈骨動脈よりトノメトリ法を用いて非観血的に得られた圧波形を基にして研究した。Warner 法を電磁血流形との比較で Kouchoukos ら⁴⁾は $r = 0.928$, $y = 1.04x + 0.21$ (x : stroke volume-electromagnetic flowmeter, y : stroke volume-aortic pressure contour), Jones, Griffin ら⁵⁾は $r = 0.93$, $y = 0.90x + 0.20$ と報告している。また、Jones ら⁶⁾は色素希釈法との比較で、 $r = 0.97$, $y = 1.1x - 45$ (x : CO-flowmeter, y : CO-dye dilution) と良い相関関係を示している。その他、Starmer⁷⁾の式で $r = 0.76$ (ヒト), 0.73 (イヌ), Herd⁸⁾の式で $r = 0.79$ (ヒト), $0.69 \sim 0.93$ (イヌ), Bourgeois⁹⁾の式で $r = 0.98$ (イ

ヌ), Cibruski¹⁰⁾の式で $r = 0.94$ と様々な式が提唱されてきた。また、長田¹¹⁾は、イヌの大動脈圧波形を血管軸に沿って拍出される速度 (axial flow) による血圧上昇 (Pa) とその拍出された血液が大動脈で蓄積されて (radial flow) 生じた血圧上昇 (Pr) に図形的に分け、 $r = 0.95$ で良い相関を得たとしている。そして Starmer ら⁷⁾は回帰直線が原点を通らないことから、動脈波形からの心拍出量推定値と実測値との間に非線形的関係を示唆しているが、長田らの結果では原点を通り勾配 1 とみなしうることから線形的関係を否定できないとしている。今回の研究でも Warner 法を使用して、 $r = 0.867$ と良い相関を示したが、Fig 2 あるいは 3 に示されるように回帰直線が原点を通らなかった。

圧脈波法にはそもそもいくつかの未解決な問題がある。動脈壁の圧—容量関係は直線的ではない、心周期の各々において血管抵抗が変化する、神経体液性および動脈硬化性変化の圧脈波形の影響などである。また、今回は末梢の橈骨動脈より得た圧脈波を参考にしてしているため反射波の影響もあるだろう。加えて、足背動脈からデータを取るとすれば収縮期圧は上昇し (Peaking 現象)、立ち上がりが急峻になる (Steeping 現象) など血管系の影響もさらに大きくなると思われる¹²⁾。

圧脈波の原理である血液量—血圧の関係が比較的直線性を示すのは、正常の血圧範囲内であり長田¹¹⁾はイヌを用い弛緩期血圧が 150mmHg 以上で $\int \text{P}dt/\text{SV}$ (Pa: 血流波形に対応する圧波形, SV: 一回心拍出量) が大きくなることを示し、大谷ら¹³⁾はイヌを用い大量脱血時 $\int \text{P}dt/\text{SV}$ が小さくなることを報告している。今回の研究では校正係数 (K) と収縮期血圧 (SP) との関係は Fig 5 に示すように $80\text{mmHg} < \text{SP} < 150\text{mmHg}$ で K は一定値、 $\text{SP} < 80\text{mmHg}$ で K はやや小さめ、 $150\text{mmHg} < \text{SP}$ で K はやや大きめの値であった。Megerman ら¹⁴⁾は血管のコンプライアンスは血圧が高くなると減少し、血圧が低くなると増加するとしている。従って、エフェドリン、ネオシネジン、ドパミン使用後の血圧上昇によるコンプライアンス低下は実際の血液量増加分を Warner 法では過大評価してしまう可能性がある。また、硬膜外麻酔を使用し血圧低下を招いた場合、その容量—圧曲線が平坦となる部に該当し、後負荷減少

によるSV増加をWarner法では反映できないと思われる。

Kと体血管抵抗(SVR)との関係はFig 4に示したが, Johnら¹⁵⁾はイヌを用いWarner法と熱希釈法よりその相関関係を, SVRの変化が30%以内ではExcellent ($r=0.90$ or better), 30~50%ではGood ($r=0.79\sim0.77$), 50%以上では $r<0.5$ と報告している。今回の研究でも, SVRの変化が50%以上の場合, 相関が悪くなっている。

心拍数により圧脈波の形状が変化することに注目し, 大谷ら¹³⁾はイヌを使ってHRが180回/分以上の時, Warner法ではSVを過大評価しやすくと報告しているが, 今回はヒトを対象としFig 6に示す様にHRが60回/分以上, 90回/分以下の場合Kはほぼ一定値を示した。アトロピンを使用しHRが45回/分から80回/分まで増加した症例があったが, その前後で熱希釈法およびWarner法で求めたSVに差はなかった。

以上より, 心拍出量測定法として古典的なWarner法も, 限られた条件下では末梢の橈骨動脈に应用可能であり, トノメトリ法を用いればさらに非侵襲的に, かつ心拍毎に瞬時的血流量測定法として有用と思われる。ただし, 急速な大量出血あるいは脱血や大量輸血, 輸液などのように急激に循環血液量に変化したり, 心血管疾患を有する症例についてはさらなる研究が必要である。

文 献

- 1) Warner HR, Swan HJC, Connolly DC, et al : Quantitation of beat-to-beat changes in stroke volume from the aortic pulse contour in man. *J Appl Physiol* 5 : 495-507, 1953
- 2) Pressman C, Newgard P : A transducer for the con-

tinuous external measurement of arterial blood pressure. *IEEE. Trans. Biomed Electro* 10 : 73, 1963

- 3) 劔物 修, 山村剛康 : 非観血的連続血圧測定法, トノメトリ法の臨床応用. *臨床モニター* 1 : 69~76, 1990
- 4) Kouchoukos NT, Sheppard LC, McDonald DA : Estimation of stroke volume in the dog by a pulse contour method. *Circ Res* 26 : 611-623, 1970
- 5) Jones WB, Griffin JB : Comparison of computed aortic blood velocity with that of electromagnetic flowmeter. *J Appl Physiol* 17 : 482-486, 1962
- 6) Jones WB, Hefner LL, et al : Velocity of blood flow and stroke volume obtained from the pressure pulse. *J Clin Invest* 38 : 2087-2090, 1959
- 7) Starmer CF, McHale PA, Cobb FR, et al : Evaluation of several methods for computing stroke volume from central aortic pressure. *Circ Res* 33 : 139-148, 1973
- 8) Herd JA, Leclair NR, Simon W : Arterial pressure pulse contours during hemorrhage in anesthetized dogs. *J Appl Physiol* 21 : 1864-1868, 1966
- 9) Bourgeois MJ, Gilbert BK, Von Bernuth G, et al : Continuous determination of beat-to-beat stroke volume from aortic pressure pulse in the dog. *Circ Res* 39 : 15-24, 1976
- 10) Cibulski AA, Lehan PH, Hellem HK : Pressure methods for estimating right and left ventricular stroke volumes. *Am J Physiol* 225 : 1460-1466, 1973
- 11) 長田永三郎 : イヌ大動脈圧波形の図形的解析による心拍出量および動脈 Compliance の推定. *薬理と治療* 14 : 137-147, 1986
- 12) 横山博俊, 元塚朗子ほか : 動脈圧波形におけるプロスタグランジン E₁とニトログリセリンの比較検討. *麻酔・集中治療とテクノロジー* : 122-126, 1992
- 13) 大谷昌平, 石川鉄司, 林 健郎 : 圧脈波法 (Warner法) による心拍出量の検討. *脈哲学* 17 : 445-450, 1977
- 14) Megerman J, Hasson JE, Warnock DF, et al : Noninvasive measurements of nonlinear arterial elasticity. *Am J Physiol* 250 : H181-188, 1986
- 15) English JB, Hodges MR, et al : Comparison of aortic pulse-wave contour analysis and thermodilution methods of measuring cardiac output during anesthesia in the dog. *Anesthesiology* 52 : 52-61, 1980

Quantitation of Cardiac Output from Noninvasive Arterial Pulse Contour (Tonometry) in Man

Nobuya Katoh*, Hiroyasu Bitoh**, Hitosi Kadotani*
Zen'ichirou Wajima***, and Ryo Ogawa*

Department of Anesthesiology, Nippon Medical school, Tokyo*
Department of Anesthesiology, National Defense Medical College, Tokorozawa**
Department of Anesthesia, Kitamuraayama Koritu Hospital, Higasine***, Japan

Thermodilution method has been used for cardiac output (CO) measurement, but can measure CO only invasively and intermittently. In this study, we tried to measure CO noninvasively and continuously, using peripheral arterial pulse contour (tonometry) and modified Warner's method. To evaluate the efficacy of this method, we compared three types of stroke volume (SV) measurement: 1) SV measured from the Warner's method using invasive radial artery blood pressure wave (SV (Invasive)); 2) SV measured from the Warner's method using noninvasive radial artery blood pressure (Tonometry) wave (SV (Tono)); 3) SV measured from

thermodilution method (SV (Thermo)).

The results of this study were as follows:

- 1) correlation is good; SV (Invasive) vs. SV (Thermo) ($r=0.867$, $P < 0.001$). SV (Tono) vs. SV (Thermo) ($r=0.878$, $P < 0.001$)
- 2) it is reasonable to expect that absolute estimation of stroke volume could be obtained from non-invasive radial artery blood pressure (Tonometry aid) with calibration constant $K=0.39$
- 3) according to the Warner's method, increasing in systemic vascular resistance and blood pressure overestimated the stroke volume, but increasing heart rate did not.

Key words : Stroke volume, Cardiac output, Warner's method, Tonometry