

原 著

コンピューターシステムを用いた末梢循環動態の解析と臨床応用の評価

松本克平*

要 旨

麻酔中の指尖容積脈波の微細な変動の解析目的で、コンピューターを用いて脈波波形面積 (PGA) を計算し、心拍出量 (CO), 収縮期血圧 (SPB), 心拍数 (HR) と組み合わせ、開心術患者に対する気管内挿管血行動態の解析を試みた。対象は冠動脈再建術症例 (CABG), 大動脈弁置換術症例 (AVR), 僧帽弁置換術症例 (MVR) とした。結果は挿管による侵襲に対し、MVR 群及び CABG 群では PGA と CO に挿管前後の値に有意差を認め、AVR 群ではすべてに認めなかった。MVR 群と CABG 群では挿管という侵襲に対し安定した SBP, HR を示すが、実際には PGA が減少し、後負荷の増加により CO は低下している。AVR 群では他 2 群に比し、挿管前の末梢循環が保たれた高 CO 状態であるが、MVR 群では挿管前より PGA は抑制され、低 CO 状態を呈している。麻酔導入時、PGA 測定は正確な循環動態の把握に有用と思われる。

緒 言

麻酔中の血行動態の指標としては、多くの情報収集装置が临床上用いられており、循環管理の目安となっている。これらは生体に対して必要最小限の侵襲で、しかも循環管理上有用な情報が得られ、且つ正確で再現性のある情報であることが望まれる。しかし循環動態は多くの構成因子より成り、各要因の正確な把握は必ずしも容易ではない。例えば心拍出量 (CO), 動脈圧, 末梢血管抵抗の各要素は一定のある関連性の存在のもとに維持されていることが知られているが、臨床上一般的に用

いられる指標は血圧である。血圧構成因子の中で末梢血管床の反応は極めて重要な因子である。指尖爪床部分の細い動脈系で記録される指尖容積脈波は、心不全患者において極めて早い時期に著明に脈波波高を減じ、プラトー波となることが確認されて¹⁾以来、临床上注目され種々の研究発表がなされている²⁾³⁾⁴⁾。指尖容積脈波の変化を血圧, 心拍数を含めて連続的、経時的に把握することは麻酔剤の循環動態に与える効果を知ることが可能となる。

本研究は麻酔中の指尖容積脈波の微細な変動を連続的に追跡する目的のために、独自に開発したソフトを用いて解析用コンピューターシステムを構成し、疾患毎の麻酔導入時循環動態の変化を、指尖容積波 (PG) 並びに収縮期血圧 (SBP), 心電図 (ECG), CO からその有用性の検討を行なった。

対象と方法

対象は18例でその内訳は冠動脈再建術症例 (CABG) 7例, 大動脈弁置換術症例 (AVR) 5例, 僧帽弁置換術症例 (MVR) 6例で (表1), 麻酔導入前にとう骨動脈に観血的動脈圧測定用カテーテルを留置し、同側の第二指に PG 測定用プローベ

表1 対象症例の一覧
数値は平均±標準誤差で示す
全群間に有意差無し

	AVR	MVR	CABG
AGE (yr)	58.3±2.99	51.5±2.93	58.0±4.82
SEX (M/F)	4/1	5/1	6/1
Height (cm)	162.0±3.06	162.8±1.48	162.8±1.46
B. W. (kg)	47.7±3.02	50.6±1.84	64.2±2.42
B. S. A. (m ²)	1.48±0.05	1.45±0.02	1.66±0.04
n.	5	6	7

*東京女子医科大学麻酔科学教室 (主任: 藤田昌雄教授)

(PGP) を装着した。さらに右内頸静脈よりスワンガンツカテーテルを挿入し心拍出量を測定した。

患者に装着した、PGP 及び ECG 第2誘導、並びに PGP 装着側と同側とう動脈内に留置したカテーテルにより測定した動脈圧のアナログ電気信号をポリグラフにとりくみ、これをデータレコーダーに記録するとともに、BNC コネクタを介して、マイクロコンピュータ PC9801 の後部スロットに装着した逐次比較型 12 BIT A/D コンバータによりデジタル信号に変換した (図1)。これを PC9801 により処理し、カラーディスプレイ上に表示した。設定画面、設定画面とトレンド画面を図2, 3, 4, に示す。

麻酔導入は fentanyl 20~30 mcg/kg, diazepam 0.05~0.2 mcg/kg, pancuronium 0.1 mg/kg で行なった。

測定項目は熱希釈法による CO (0°C 5% ブドウ糖液 10 ml の2回注入による平均値), SBP, 心拍数 (HR), 脈波波形面積 (PGA) の4項目とした。PGA は、1 cm=1 mV に設定して計測を行ない、単位は msec×mV である⁵⁾⁶⁾。

各パラメーターの測定は挿管前と挿管直後より約1分間で行ない、各測定値の比較検定には測定数が同数で、20以下のものは unpaired t 検定を用いて $p < 0.05$ 及び $p < 0.01$ をもって有意とし、20以上のものは Kolmogorov-Smirnov 検定を用いて $p < 0.01$ をもって有意とした。さらに、測定数の異なる群間比較検定には、ANOVA 検定を用いて $p < 0.05$ 及び $p < 0.01$ をもって有意とした。それぞれの数値は平均値±標準誤差で示す。

結 果

- 1) AVR 群において、CO は気管内挿管前は 5.70 ± 0.27 l/min, 後は 5.03 ± 0.32 l/min, SBP は前で 138.06 ± 4.52 mmHg, 後は $153.16 \pm$

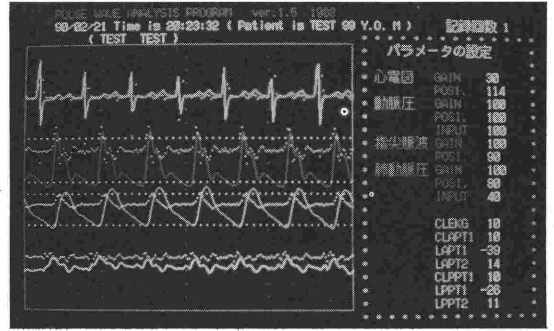


図2 設定画面

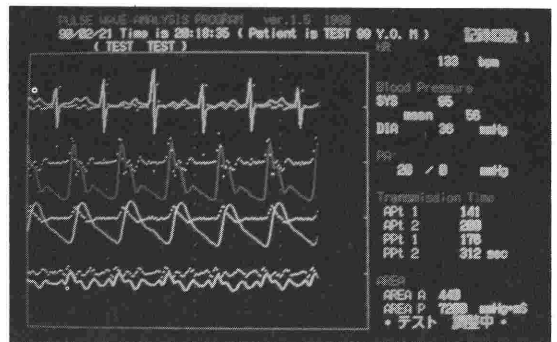


図3 測定画面

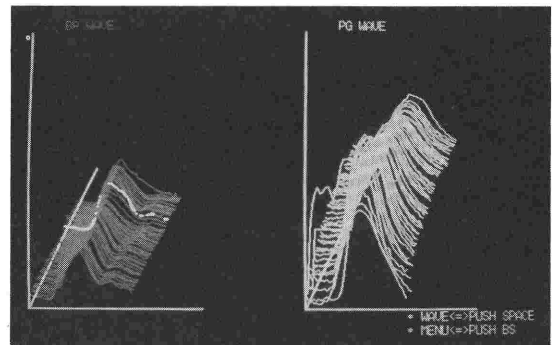


図4 トренд画面

左：動脈圧波形，右：脈波波形

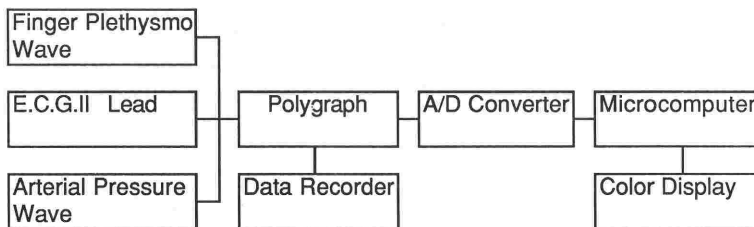


図1 ダイアグラム

4.80 mmHg であった. HR は前で 73.66±2.23 bpm, 後は 78.66±1.45 bpm であった. また, PGA は前が 1883.84±198.61 msec×mV, 後は 1518.64±249.76 msec×mV であった(表 2). AVR 群においては CO, SBP, HR, PGA は挿管前と後で有意差を認めなかった.

2) MVR 群において, CO は気管内挿管前は 4.72±0.24 l/min, 後で 2.99±0.19 l/min, SBP は前で 117.72±1.31 mmHg, 後は 121.12±2.63 mmHg であった. HR は前 98.48±1.58 bpm, 後で 105.36±1.86 bpm であった. また, PGA は前で 1020.80±197.46 msec×mV, 後は 824.40±221.70 msec×mV であった(表 2). この結果, 挿管前と後の間に PGA (p<0.01) と CO (p<0.05) に有意差を認めた.

3) CABG 群において, CO は気管内挿管前が 4.73±0.24 l/min, 後で 3.00±0.20 l/min, SBP は前が 127.35±1.59 mmHg, 後で 126.08±1.53 mmHg であった. HR は前で 71.37±

1.26 bpm, 後は 72.65±1.33 bpm で PGA は前で 1287.56±104.19 msec×mV, 後は 800.00±80.03 msec×mV であった(表 2). この結果 CO と PGA に挿管前と後の間に有意差 (p<0.01) を認めた.

また, 各パラメーター値の群間比較では気管内挿管前の次のパラメーターで有意差を認めた(表 3, 図 5, 6, 7). その結果は AVR 群と MVR 群間では, CO (p<0.05), HR (p<0.01), SBP (p<0.01), PGA (p<0.01), AVR 群と CABG 群間では, CO (p<0.05), SBP (p<0.05), PGA (p<0.01), MVR 群と CABG 群間では, HR (p<0.01), SBP (p<0.01) にそれぞれ有意差を認めた. 気管内挿管後では AVR 群と MVR 群間では, CO (p<0.01), HR (p<0.01), SBP (p<0.01) に, AVR 群と CABG 群間では, CO (p<0.01), HR (p<0.01), SBP (p<0.01), PGA (p<0.01) に, MVR 群と CABG 群間では, HR

表 2 挿管前と循環動態の変化

数値は平均±標準誤差で示す

CO: 心拍出量, SBP: 収縮期血圧, HRP: 心拍数, PGA: 脈波波形

		preintubation	postintubation	p values
AVR	CO (l/min.)	5.70±0.27	5.03±0.32	0.123
	SBP (mmHg)	138.06±4.52	153.16±4.80	10.24
	HR (beat/min.)	73.66±2.23	78.66±1.45	9
	PGA (mV×msec.)	1883.84±198.61	1518.64±249.76	0.36
MVR	CO (l/min.)	4.72±0.24	2.99±0.19	0.047
	SBP (mmHg)	117.72±1.31	121.12±2.63	9.68
	HR (beat/min.)	98.48±1.58	105.36±1.86	8
	PGA (mV×msec.)	1020.8±197.46	824.4±221.70	0
CABG	CO (l/min.)	4.73±0.24	3.00±0.20	0.0001
	SBP (mmHg)	127.35±1.59	126.08±1.53	1.641
	HR (beat/min.)	71.37±1.26	72.65±1.33	1.256
	PGA (mV×msec.)	1287.56±104.19	8.00±80.03	0.026

表 3 各群間比較における P 値 (ANOVA)

		CO	SBP	HR	PGA
preintubation	AVR vs MVR	0.023	0.002	0.0001	0.008
	AVR vs CABG	0.014	0.01	0.328	0.004
	MVR vs CABG	0.507	0.001	0.0001	0.218
postintubation	AVR vs MVR	0.0002	0.0001	0.0001	0.195
	AVR vs CABG	0.0001	0.0001	0.003	0.002
	MVR vs CABG	0.71	0.004	0.0001	0.223

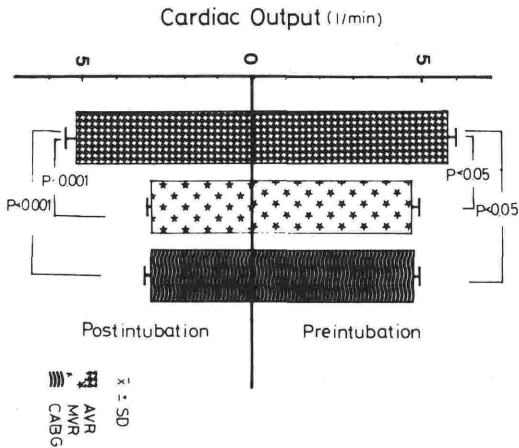


図5 心拍出量の各群間並びに挿管前と後の循環動態の変化

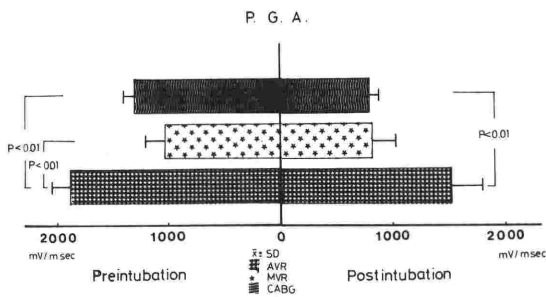


図6 脈波波形面積の各群間並びに挿管前と後の循環動態の変化

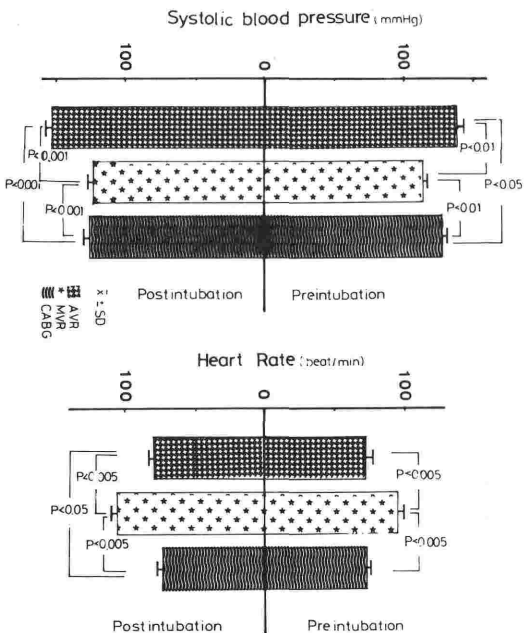


図7 収縮期血圧(上)と心拍数(下)の各群間並びに挿管前と後の循環動態の変化

($p < 0.01$), SBP ($p < 0.01$) にそれぞれ有意差を認めた。

考察

動脈系に発生する脈拍動は周期的に繰り返される心拍動によってもたらされる。PGはこの心拍動によって生じた動脈系圧変動の伝達であり、体動脈では心拍動によって心室から血液が押し出され大動脈に圧変動が起きてその内圧が末梢に伝達され脈拍動を生む。PGは単位時間における動脈系の微量容積変化を記録したものである。これは次の式で表示することができる。

すなわち、 dVQ/dt が単位時間における微量容積変化とすると、これはある動脈の1 segmentにおける容積変化を示すことになる。さらに、ある動脈の1 segmentにおいて上流から dt 時間内に入ってくる量、つまり流入流量と Q_i と末梢への流出流量 Q_o を考えるとき、 Q_i と Q_o との差はその segment における容積変化を表すことになり $dVQ/dt = Q_i - Q_o$ と表現できる。これが動脈における容積脈波の式であり、動脈圧が微小変化する結果が容積変化である。これを次のように説明できる。僅かな内圧変化を dPa とし、これに対する僅かな容積変化を dVa とすると、この比、即ち dVa/dPa が動脈の capacitance (compliance) として表すことができる。この Ca (capacitance) = dVa/dPa に微小時間内の変化を考慮すると $dVa/dt = (dPa/dt) \times Ca$ で表すことができる。従って $dPa/dt = (Q_i - Q_o)/Ca$ となる。これが動脈における圧脈波の式である⁸⁾。

一定時間に流れる血液量は、血管が存在する場所の解剖学的構造、血管神経学的因子また、血液性状因子等の多くの条件が常に影響を与えている。これは Kur-poiseuille の原理である $q = R^4 \Delta p / 8\eta L$ の式では解決できない生理学的物理学的現象である⁹⁾。しかし、必ずしも臨床での容積脈波、圧脈波変化はこれらの条件を満たしているとは考えられないが、これが、現在生体内の血流を流体力学的に表現できる唯一の方法である。我々が麻酔において血行動態の指標としての情報は電気的に表示されたモニターを見て経験的に判断し対処することが多い。本研究に於て構成したシステムはコンピューターに、ECG, SPB, PG よりのデータがほぼリアルタイムに取り込むことがで

き、種々の解析、データの加工が行え、またファイルを作製して記憶媒体に記録も可能である。また他のシステムへの転送も容易になるものと考えられる。A/D コンバーターは 12 BIT とし 1/4096 の分解能を持ち今回の測定に十分と思われた。そして、今回の処理ソフトはグラフィック等の容易さより Basic を基本とし一部 A/D への命令の実行速度を速めるため機械語のサブルーチンを使用した。

今回の研究における脈波、及び動脈波は前述した生体の多くの因子の集積の結果であると考えられる。特に心機能との関連性には注目すべき所見が確認された。また、同時に麻酔薬、麻酔補助薬、各種血管作動薬等の影響は末梢循環に重要な影響を与えることも認められた。これらの事実より麻酔中の PG の微細な変動を前術のソフトを用いた解析用コンピューターシステムを組み、波形面積を計算することによってその成分を定量化し、CO, SPB, HR の測定結果と組み合わせ、開心術症例の導入時血行動態変化の解析を試みた。その結果より、気管内挿管による生体への侵襲に対し、AVR 群に於て CO, SBP, HR, PGA 共に有意差を認めず、MVR 群と CABG 群に於ては CO と PGA に有意差が認められ、SBP と HR に有意差は認めなかった。これは、MVR 群と CABG 群に於ては侵襲に対する生体反応としての血圧上昇及び HR の増加は fentanyl により制御され、SBP と HR は共に著変なく、循環動態は一見安定しているように思われる。しかし、実際には PGA の減少が示すように末梢血管の収縮により代償されていることが確認された。この後負荷の増加により CO は低下していた。AVR 群に於ては気管内挿管前の CO, SBP, PGA は MVR 群及び CABG に比較して有意に高く、末梢循環が維持された高 CO 状態であることが示された。この結果からこの群では侵襲に対し末梢循環はほとんど影響を受けなかったと推測された。MVR 群では挿管前より PGA は減少し末梢循環の抑制を認め、低い SBP は HR で補われる代償機構が働き、その結果、低 CO 状態が生じていることが認められた。麻酔導入時の fentanyl 及び diazepam の投与量は各群間で有意差を認めなかったが、MVR と CABG 群に於ては侵襲に対する末梢循環の反応を制御しきれなかったと考えられる。

AVR 群では PGA に著変を示さず十分な麻酔深度と安定した血行動態が得られたと考えられた。しかし、CABG 群に対してはこの投与量では不十分と思われた。MVR 群に対しては、SBP に著変をきたさない麻酔薬の必要量は他の 2 疾患群に比較して少なく、この量で侵襲に対し PGA よりみた末梢循環は抑制されたと思われた⁵⁾。これらの結果から麻酔導入時の循環動態、特に末梢循環の指標として血圧、HR のみでの評価は正確な循環動態の把握は難しいと思われる。

他の血行動態のモニタリング方法と比較すると PGA 測定の問題点として重度の末梢循環不全時や電気メス作動時、体動時は測定が困難となること、1 心拍毎に SV が変動し、かつ各心拍間隔が変動する心房細動時は測定値が一定ではない、等の点が挙げられる。一方、利点として、血圧測定及び心拍数測定では推測しえない末梢循環動態の把握が出来、かつ CO 等他の循環動態の構成因子の状態を推測することができる。また、非観血的でありかつ生体に全く侵襲を与えないため合併症が非常に少ないこと、測定手技並びに経時的測定が容易であること、測定装置は軽小で邪魔にならないこと等があり、血行動態モニターとして有用であると思われる。

ま と め

コンピューターを用いて PGA を計算し、心拍出量 (CO), SPB, HR と組み合わせ、気管内挿管時血行動態の解析を試みた。MVR 群と CABG 群では侵襲に対し安定した SBP, HR を示すが、実際には PGA が減少し、後負荷の増加により CO は低下し、AVR 群では、挿管前の末梢循環が維持された高 CO 状態が認められた。麻酔導入時、PGA 測定は正確な循環動態の把握に有用と思われる。

参 考 文 献

- 1) Chlebus, H.: Value of examination of carotid pulse by means of resonance electroshygmograph in relation to intra-arterial pressure tracing. *Am. Heart J.*, 64:22-31, 1962.
- 2) 吉村正治: 脈波判読の実際. 中外医学社, 東京, 97 頁, 1968年.
- 3) 竹宮敏子: 臨床脈波について. *東女医大誌* 46:1-12, 1976.
- 4) 白井希明: 周産期脈波学. 東京医学社, 東京, 549

- 563頁, 1982年.
- 5) Hug, C. C., Jr.: Pharmacology-Anesthetic Drugs, Edited by Joel A. Kaplan, Cardiac Anesthesia, Grune and Stratton 19-23, 1979.
- 6) 松本克平, 他: 試作ソフトによる指尖容積脈波, 動脈圧波の解析. 日臨生誌 16: 166, 1986.
- 7) 松本克平, 他: 開心術導入時の末梢循環. 循環制御 8: 77-82, 1987.
- 8) 吉村正治: 脈波の読みかた. 治療 52: 141-144, 1970.
- 9) 入内島十郎: 血管. 人体の生理学, 第一版, 医学出版社, 東京, 197頁, 1970年.

Computer Analysis of Peripheral Hemodynamics by Plethysmogram Wave during before and after intratracheal intubation for Cardiovascular anesthesia

Kappei Matsumoto

Department of Anesthesiology (Director: Prof. Masao FUJITA)
Tokyo Women's Medical College

The present study was designed to evaluate peripheral hemodynamic changes before and after endotracheal intubation. Cardiac output (CO), systolic blood pressure (SBP), and heart rate (HR) were measured. Plethysmogram wave area (PGA) was calculated by computer in patients undergoing mitral valve replacement (MVR), aortic valve replacement (AVR) and coronary artery bypass grafting (CABG).

In MVR and CABG, although three were significant differences in PGA and CO ($p < 0.01$) before and after endotracheal intubation, SBP

and HR did not change significantly. Decrease in PGA after intubation in these groups was caused by increase in afterload and decrease in CO. In contrast, there were no significant changes in all parameters in AVR. There were good peripheral circulation in this group due to high output state. CO in MVR decreased even before intubation and further decreased after intubation. It is concluded that calculation of PGA is noninvasive and a good parameter to show hemodynamic changes before and after intubation for cardiac surgery.