

ディスポーザブル型拍動流血液ポンプの 実験的ならびに臨床的検討

大堀克己 岡本史之 高田憲一
安達博昭 安倍十三夫 田中信行
金子正光 小松作蔵

札幌医科大学外科学第2講座 (主任 小松作蔵教授)

Experimental and Clinical Studies for the Disposable Pulsatile Blood Pump

Katsumi OHORI, Fumiyuki OKAMOTO, Kenichi TAKADA,
Hiroaki ADACHI, Tomio ABE, Nobuyuki TANAKA,
Masamitsu KANEKO and Sakuzo KOMATSU
Department of Surgery (Section 2), Sapporo Medical College
(Chief: Prof. S. Komatsu)

Pulsatile blood pump (Model PP-11, Nikkiso Co. Ltd.) was studied experimentally, and then, used in 30 open heart surgeries for children less than 20 kg of body weight. At 100 ml/kg/min. of pump output, arterial pressure was maintained 100 ± 11.3 mmHg in systolic and 40 ± 12.5 mmHg in diastolic. Hemolysis was smaller in perfusion with pulsatile than roller pump at 60 minutes of extracorporeal circulation ($p < 0.01$). Bleeding volume from the weaning of cardiopulmonary bypass to the end of surgery was smaller in perfusion with pulsatile than roller pump. There was no difference between both pumps in urinary during and after surgery. Overload of water to the body during extracorporeal circulation was mostly excreted for the first 3 hours after surgery. The difference of core temperature between abdominal wall and sole decreased within 1°C in both pumps by 3 hours after surgery, but its difference was smaller in the cases of pulsatile than roller pump during and immediately after surgery. It is the problem awaiting solution that competition between the heart and the pump appears at the weaning of extracorporeal circulation.
(Received February 27, 1980 and accepted March 10, 1980)

1 はじめに

拍動流の生理学的意義が説かれてから久しいが、今日、なお、臨床における体外循環には、無拍動流に近いローラーポンプが主として使用されている。しかし、重症心疾患症例に要求される長時間体外循環には、末梢循環不全を助長させるローラーポンプの使用は不利であり、拍動流ポンプの必要性が痛感される。さらに、拍動流ポンプには、体外循環からの離脱が困難な症例や、急性心筋梗塞で冠循環不全とポンプ機能不全とを同時に伴った症例に対して、長期にわたる補助循環としての可能性を期待することができる。われわれはこのような観点から、ディスポーザブル型拍動流血液ポンプ¹⁾(PP-11, 日機装) (以下、拍動流ポンプ) に注目し、基礎的検討を行なったのち、小児開心術30例に使用し、若干の知見を得たので報告する。

2 拍動流ポンプの構造¹⁾

血液ポンプは、接液部と駆動部が生理食塩水を介して分離している motor hydraulic drive 方式である (Fig. 1)。拍動数は0~160 ppm, 1回拍出量は0~38 mlの間で独立して変えることができる。1回拍出量の変更は、コントロール用モーターとポテンシオメーターにより、ポンプ作動中でも必要な拍出量に応じて調節することができ、制御目標の設定により、自動制御による運転も可能である。血液チャンバー (U shaped bag) は、楕円形断面をもつU字管で、ダクロンメッシュで補強されたシリコンシートでつくられ、血液の流入、流出側には、それぞれ柔軟性のある傾斜型フラット弁を内蔵しており、また、血液回路と接続する部分は、ポリカーボネートで作製されている。この血液チャンバーは完全にディスポーザブル化されており、その最大充填量は60 mlである (Fig. 2)。

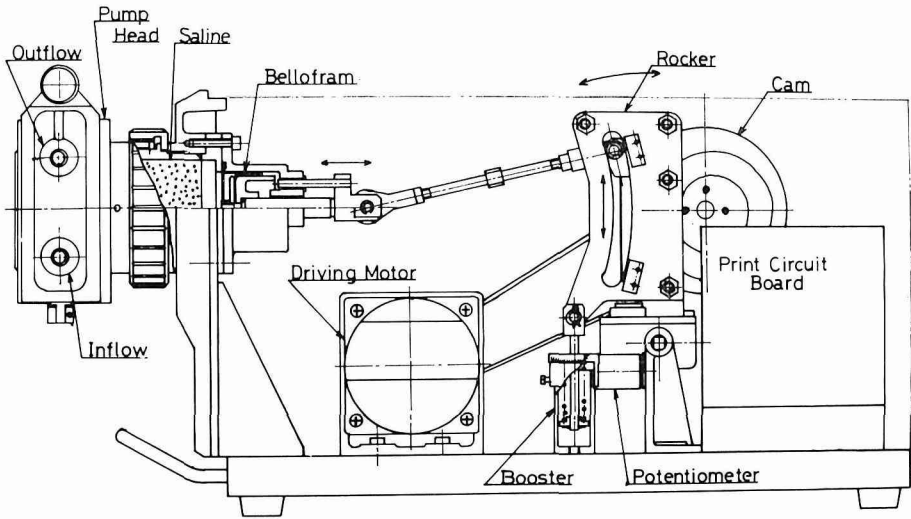


Fig. 1 Chamber and mechanism of pulsatile blood pump (Model PP-11, Nikkiso Co. Ltd.).

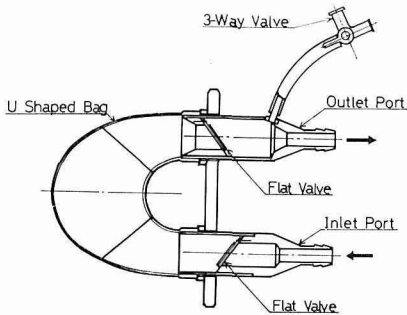


Fig. 2 A section of a disposable blood chamber with two flat valves.

3 実験的研究

実験には、平均体重 13.4 kg の雑種成犬 5 頭を使用した。

3.1 拍出量による流量低下率

拍動流ポンプの理論流量値と、実際に送血カニューレを使用した場合の流量とを比較検討した。

3.1.1 実験方法

循環回路は、Fig. 3 のごとく、拍動流ポンプとローラーポンプ用回路を並列に接続したものをを用い、ビニールチューブ先端には、内径 4 mm のカニューレを接続した。ポンプからカニューレ接続部までのビニールチューブ (内径 8 mm) の長さは 1.7 m とし、ポンプから 1.1 m 離れた部位には air trap 1 個を挿入した。ポンプの拍動数は、実験犬の心拍数を考慮して 100 ppm とした。灌流液には水道水を用い流量は直接計測した。

3.1.2 実験成績

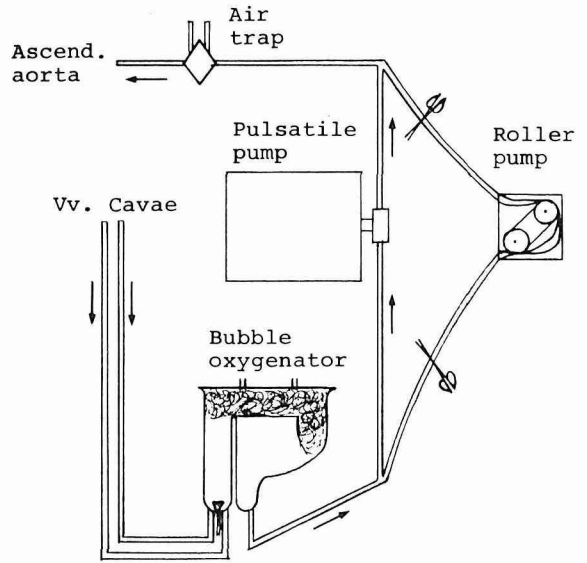


Fig. 3 Pump circuit with a disposable bubble oxygenator for a pulsatile and a roller pump.

理論流量値 1.0 l/min. では、流量の低下はみられないが、1.5 l/min. になると流量は急激に 18% の低下率を示し、2.5 l/min. までに低下率は 20% となる。さらに 3.0 l/min 以上になると流量の低下率は著しく、30% 以上となる (Fig. 4).

3.1.3 小 括

理論流量値に対して、実際にポンプより拍出される血液量は、前者の上昇に伴い、減少率が大きくなっている。理論流量値と実際のポンプ拍出量の較差が大きいと、長時間

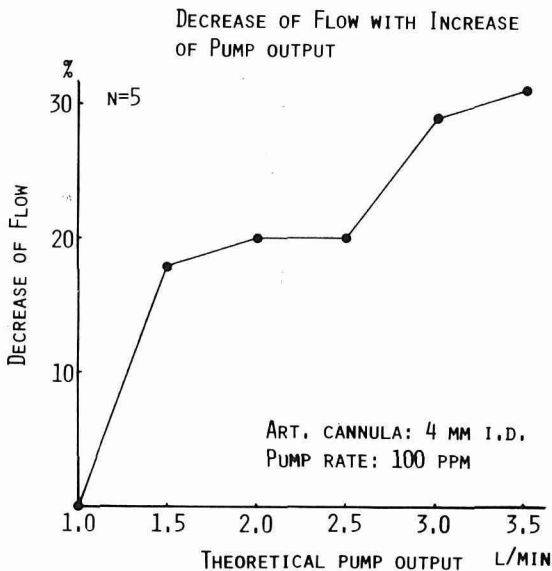


Fig. 4 Correlation between a decrement of real flow and an increment of theoretical pump output.

のポンプ操作に不安が残り、また、末梢組織の代謝障害を招く危険がある。実際の拍出量の低下率が大きくなれば、それだけ血液回路の内圧も上昇しているものと考えられ、血液有形成分、なかでも、赤血球の損傷は著しくなる。したがって、後述する血液回路の内圧の変化と併せ考えると、理論流量値 2.5 l/kg/min. 以内の拍出量でポンプを操作することが望ましい。

3.2 拍動流ポンプおよびローラーポンプの灌流によって生ずる溶血量の比較

3.2.1 実験方法

ディスプレイ型気泡型人工肺（札幌医大式）を組み込んだ循環回路を、充填液としてイヌ同種血、乳酸加リンゲル液および 20% マンニトール溶液計 1,800 ml を用い、充填した（血液希釈率 17%）。送血回路の先端には、内径 4 mm のカニューレを接続し、これを直接、気泡型人工肺の貯血槽へ挿入した。80 ml/kg/min. の血液流量を想定し、実験犬の平均体重からポンプ拍出量を 1.0 l/min. とし、5 時間の灌流を行なった。この間、30 分毎に採血してメトシアンヘモグロビン法により遊離ヘモグロビン量を測定した。灌流実験は、拍動流およびローラーポンプについて、それぞれ別個に行ない、同様の実験を 5 回繰り返して、各測定値の平均値を求めた。

3.2.2 実験成績

ローラーポンプでは、灌流開始より 1 時間半まで、溶血量は急激に、直線的に増加して、90 mg/dl にまで達するが、

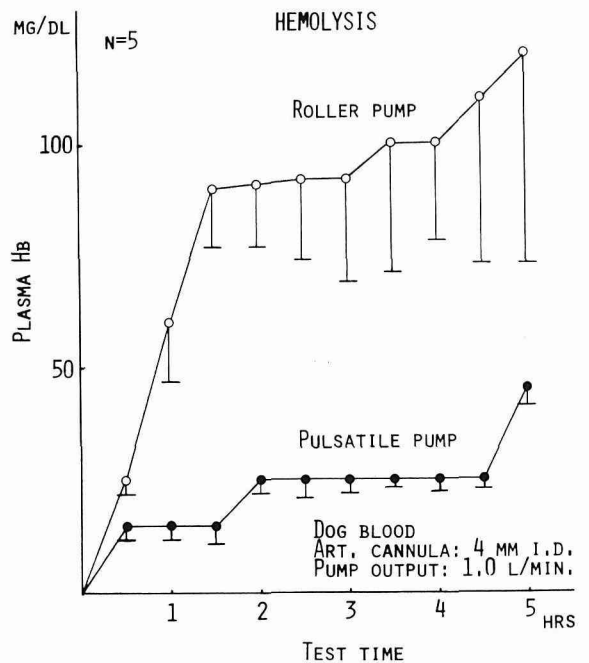


Fig. 5 A comparison of pulsatile versus roller pump on hemolysis.

以後 4 時間までは 100 mg/dl 以内にとどまっております、その後はまた、急激に増加の傾向を示している。これに対して、拍動流ポンプによる溶血は有意に少なく ($p < 0.01$)、5 時間の灌流後でも 45 mg/dl の遊離ヘモグロビン量にとどまっている (Fig. 5)。

3.2.3 小括

ローラーポンプでは、灌流 1 時間半ですでに、90 mg/dl の溶血を呈しており、本ポンプの赤血球に対する機械的損傷の大きいことを示している。一方、拍動流ポンプによる灌流では、溶血の少ないことはすでに指摘されてお²⁻⁴⁾、このポンプのすぐれた点の一つである。長時間の灌流にもかかわらず、溶血が少ないことは、補助循環のためのポンプとしても適している。

3.3 ポンプ拍出量と頸動脈および腎動脈血流量との関係

3.3.1 実験方法

雑種成犬を、ベントバルビタール (25 mg/kg) によって静脈麻酔したのち、気管内挿管し、機械呼吸 (ハーバード型ピストン式) を行なった。イヌを背臥位に固定し、左大腿動脈より動脈圧測定用のカテーテルを挿入し、また、左頸動脈、左腎動脈を露出して、それぞれ、電磁流量計 (Narco 製) のプローブを装着した。灌流前のコントロール値として、まず、大動脈圧、頸動脈および腎動脈血流量を測定し、ついで Dyedensitometer (エルマ光学製) により心拍出量

を測定した。拍動流ポンプとローラーポンプを併置して、これに循環回路を接続し、人工肺はディスプレイ気泡型人工肺(札幌医大式)を用い、充填液としては、同種血に乳酸加リンゲル液、20% マンニトール溶液を加えて15%前後に希釈したものを1,800 ml 使用した。脱血は上・下大静脈より、送血は上行大動脈より行なった。常温下に完全体外循環を行ない、この間、心臓は電氣的に心室細動とした。拍動流ポンプを用いて体外循環を開始し、完全体外循環が安定した時点で、ポンプ拍出量(実測値)を1.0, 1.2, 1.6, 2.0, 2.1 および 2.4 l/min. の6段階に変化させて、それぞれ10分間ずつ灌流を行ない、各 parameter の測定を行なった。なお、ポンプの拍出量は、拍動数を100 ppmに固定し、1回拍出量を変更することによって増加させた。拍動流ポンプに関する測定が終了した時点で、体外循環をローラーポンプに切り換え、50 ml/kg/min. のポンプ流量で10分間灌流したのち、10 ml/kg/min. ごとに90 ml/kg/min. まで流量を変化させ、それぞれ10分間ずつ灌流を行なって、拍動流ポンプと同様に、各 parameter を測定した。灌流中は、送血回路の内圧をトランスデューサーにより測定した。

3・2・3 実験成績

3・3・2・1 拍動流ポンプの流量と動脈圧、送血回路内圧との関係 (Fig. 6)

ポンプの拍出量を1.0から2.1 l/min. まで増加させるに

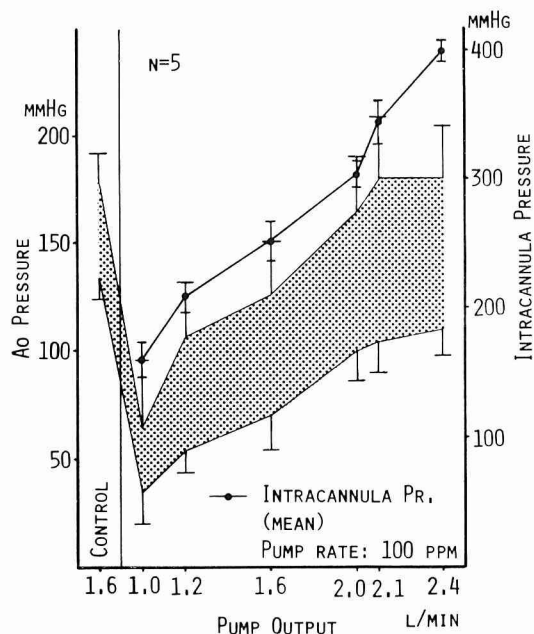


Fig. 6 Changes between arterial pressure and pressure in aortic perfusion cannula with an increase in pump output.

つれて、動脈圧は、ほぼ直線的に上昇してゆくが、2.1~2.4 l/min.の間では動脈圧の上昇はみられない。灌流前の固有循環における心拍出量と等しい1.6 l/min.のポンプ拍出量で灌流しても、収縮期圧は灌流前値の70%にすぎず、2.0 l/min.のポンプ拍出量ではじめて、80%となっている。また、ポンプ拍出量の増加に伴って、脈圧は大きくなる傾向を示した。一方、送血回路の内圧は、ポンプ拍出量が増加するにつれて上昇傾向を示すが、2.4 l/min.の拍出量で、内圧の平均圧は380 mmHgであった。

3・3・2・2 拍動流ポンプの流量と頸動脈および腎動脈血流量との関係—ローラーポンプとの比較

ローラーポンプでは50より90 ml/kg/min.までポンプ拍出量が増加するにつれて、頸動脈および腎動脈血流とも順調に増加し、90 ml/kg/min.の流量で、ほぼ灌流前値に匹敵する血流量を示した。また、腎動脈血流量が頸動脈のそれを上まわる関係も灌流前と同様である。これに対して、拍動流ポンプでは、ローラーポンプに比較して、より高流量で拍出しなければ、両動脈の血流量は増加しない。頸動脈血流量は170 ml/kg/min.のポンプ拍出量ではじめて、灌流前値の流量にまで回復しているが、腎動脈血流量はなお低く、灌流前値の30%にすぎない。また、100 ml/kg/min.のポンプ拍出量の場合を除いて、灌流前と比較して、両動脈の血流量の関係が逆転し、腎動脈の血流量が頸動脈のそれより低い値で経過している (Fig. 7)。

3・3・2・3 拍動流ポンプによる灌流での動脈圧波形および頸動脈、腎動脈血流波形—ローラーポンプとの比較

拍動流ポンプによる灌流においては、拍出量が増加するにつれて動脈の収縮期圧は上昇するが、拡張期圧はこれに伴って上昇せず、したがって、ポンプ拍出量が増加するにつれ、脈圧が増大する傾向にある。また、血流波形は、頸

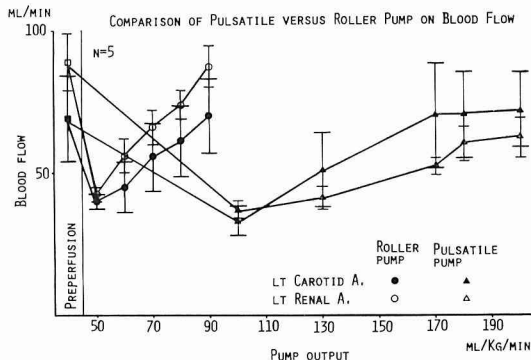


Fig. 7 Changes of blood flow between left carotid and left renal artery with an increase in pump output.

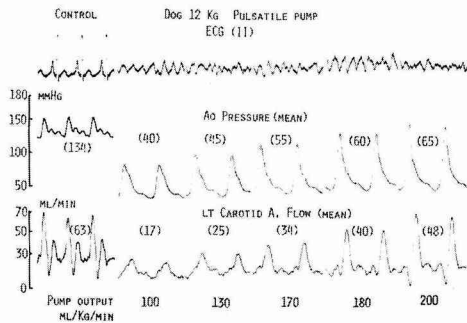


Fig. 8 Blood pressure in descending aorta and blood flow of left carotid artery during extracorporeal circulation (ECC) using pulsatile pump.

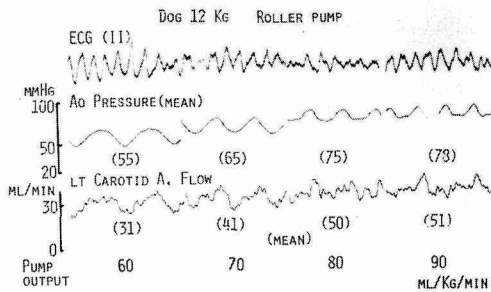


Fig. 9 Blood pressure in descending aorta and blood flow of left carotid artery during ECC using roller pump.

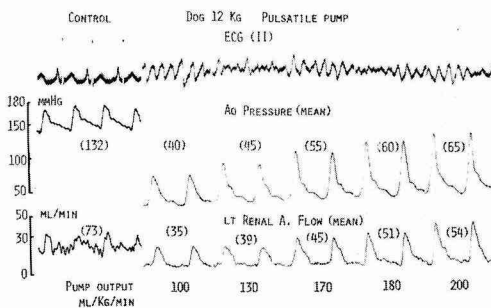


Fig. 10 Blood pressure in descending aorta and blood flow of left renal artery during ECC using pulsatile pump.

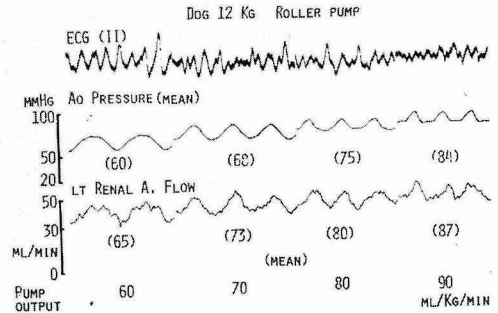


Fig. 11 Blood pressure in descending aorta and blood flow of left renal artery during ECC using roller pump.

動脈、腎動脈ともに、ポンプの拍出量が増加するにつれて灌流前の波形に相似してくる (Fig. 8, 10). これに対して、ローラーポンプにおいては、拍出量の増加に伴い、動脈圧は上昇してくるが、いずれも脈圧が 10 mmHg 前後で平均圧を示すような圧波形である。両動脈の血流波形も、ポンプの拍出量の増加に伴い波高は増すが、各波の立ち上がりの勾配は小さく、平均血流のごとき波形である (Fig. 9, 11).

3.3.3 小 括

拍動流ポンプの拍出量と動脈圧との関係を見ると、拍出量が 2.0 l/min. であれば、動脈圧は灌流前値の 80% を維持することができ、しかも、送血回路の内圧は 300 mmHg であることから、溶血も少なくおさえられるものと考えられる。ポンプ拍出量と頸動脈、腎動脈血流量との関係についてみると、ローラーポンプの方が拍出量が小さいにもかかわらず、拍動流ポンプにくらべて、両動脈の血流量は多くなっている。また、拍動流ポンプで、灌流前値に匹敵する血流量を維持するためには、170 ml/kg/min. 以上の拍出量を必要とする。

両ポンプによる血流量の差がどのような機序によって生ずるかは明らかでないが、一つの推論として、ローラーポンプでは、末梢血管抵抗が増大するために^{5,6)}、血液は主として太い血管を灌流することになるが、拍動流ポンプでは、末梢の血管抵抗が減少するために⁶⁾、灌流血液がより多くの血管床へ流入し、太い血管を流れる血液の絶対量が減少するためであるとも考えられる。

頸動脈および腎動脈血流量の大きさが、拍動流ポンプとローラーポンプとで逆になっているが、これについては、腎動脈血流量測定の手技上不安定な要素の入り込む余地が多いこと、実験個体数が少ないことなどが問題で、むしろ、両動脈の流量にはそれほど差がないものと考えら

Table 1 *Patients with congenital heart disease applied pulsatile extracorporeal circulation*

No.	Patient	Age (yrs)	Sex	Weight (kg)	Diseases	Bypass time (min.)	Hemo-dilution (%)	Pump output (l/min.)
1	N. S.	4	M	16	VSD	77	15	1.5
2	S. K.	5	M	15	VSD	28	16	1.5
3	K. H.	2	F	13	ASD	38	15	1.3
4	M. A.	5	M	10	VSD	60	15	1.0
5	K. S.	6	M	20	VSD	72	20	1.8
6	T. D.	4	M	17.5	VSD+two chambered RV	33	16	1.8
7	Y. A.	1	M	8.7	VSD+PH	50	15	1.0
8	M. M.	7	F	20	ASD	28	20	1.8
9	S. T.	5	M	17.5	VSD	73	15	1.8
10	C. A.	5	F	17	VSD+PH	63	20	1.7
11	K. I.	8	F	20.5	ASD	35	15	2.0
12	Y. S.	3	F	12.8	VSD+PS	52	15	1.3
13	K. H.	2	F	9.8	VSD+PH	82	15	1.2
14	M. T.	5	F	19	ASD	34	20	1.0
15	H. M.	5	M	20	TF	100	30	2.0
16	S. S.	5	M	16.5	TF	111	20	2.0
17	K. Y.	4	F	16	VSD	37	20	1.5
18	K. G.	4	F	14	TF	81	20	1.4
19	A. M.	2	M	10	VSD	39	20	1.0
20	Y. Y.	3	F	13	VSD+PH	70	15	1.5
21	S. T.	5	M	16	VSD	44	15	1.7
22	S. I.	4	M	16	TF	116	25	1.7
23	M. K.	4	F	17	PS	27	15	1.8
24	A. T.	4	M	16	VSD	64	15	2.0
25	M. I.	6	M	19	VSD	44	20	1.8
26	H. U.	6	M	17	ASD	30	20	1.7
27	F. K.	5	M	20	VSD	52	15	2.0
28	T. K.	6	F	16	VSD	78	20	1.8
29	K. N.	5	M	17	VSD+PS	37	15	1.7
30	E. H.	5	F	15.5	VSD	47	20	1.8
		4±1.5		15.7±3.3		57.2±25.6	18.0±3.7	1.6±0.3

れる。

両ポンプによる灌流中の動脈圧波形と血流波形の相違を比較すると、拍動流ポンプの方が50~60 mmHgの脈圧を有し、これを反映して、両動脈の血流波形も灌流前に相似した波形を示しており、これが、末梢循環を良好に維持する要因となっているものと考えられる。

4 小児開心術に対する拍動流ポンプの使用経験

4.1 対象症例

昭和53年12月より昭和54年11月までに当教室で行なった開心術のうち、体重20 kg以下の30症例について拍動

流ポンプによる灌流を行なった。症例の平均年齢は4歳、体重は15.7 kgである。疾患の内訳は、心房中隔欠損症(ASD)5例、心室中隔欠損症(VSD)18例、肺動脈狭窄症(PS)1例、VSD+PS2例およびファロー四徴症(TF)4例であった。灌流時間は平均57分で、ポンプ拍出量は1.6 l/min.であった。人工肺はすべて、TMO膜型肺(有効膜面積1.12 m²,トラベノール社製)を使用し、動物実験に使用したものと同一の8 mmの血液回路を用い、ローラーポンプとの併設回路とし、拍動流ポンプの不測の事態に備えた。人工肺、回路の充填量は、拍動流ポンプの血液チャンバーを含めて、1,800 mlを要し、血液希釈率は18.0±3.7%

であった (Table 1). 動脈カニューレは, Fr. 14~18 を使用し, 上行大動脈より送血を行なった.

4.2 臨床成績

4.2.1 拍動流ポンプの灌流中における血圧の変動

術中の動脈圧は橈骨動脈よりモニターしたが, 全例に動脈圧波形と類似した波形を得ることができた. 完全体外循環下で, 心室細動とし, ポンプ拍出量を 100 ml/kg/min. に維持することで, 動脈の収縮期圧は 100 ± 11.3 mmHg, 拡張期圧は 40 ± 12.5 mmHg を示した. Fig. 12 に示す症例は, TF で根治術を実施したものであるが, ポンプ拍出量 1.4 l/min. (100 ml/kg/min.) で, 動脈圧は 100/40 mmHg, 1.6 l/min. (110 ml/kg/min.) では 120/40 mmHg の動脈圧を得ることができた. しかし, 体外循環より固有循環への移行にあたっては, 心周期とポンプとの間で競合が生じている.

4.2.2 拍動流ポンプとローラーポンプとの灌流による溶血量の相違

体重, 灌流時間の近似した症例各 5 例について, その溶血の推移を検討した. ローラーポンプによる灌流を行なった症例は ASD 1 例, VSD 2 例, PS 1 例および僧帽弁閉鎖不全症 (MR) 1 例であった. 灌流時間の経過につれて, 両群とも溶血量は増加するが, 灌流 60 分を経過すると, ローラーポンプによる灌流群に溶血量の有意な増加が認められた (Fig. 13).

4.2.3 拍動流ポンプとローラーポンプとの灌流による出血量の相違

体外循環離脱後より閉胸までの間の出血量の相違を両ポンプの灌流群の間で比較してみた. Fig. 14 に示すように, ローラーポンプによる灌流群の方が平均で 8 ml/kg ほど多

くなっているが, 有意差は認められなかった.

4.2.4 拍動流ポンプとローラーポンプとの灌流による尿排泄量の相違

術中より術直後へかけて, 両灌流群ともに尿排泄量の推移は, ほぼ同様の傾向を示しており, 麻酔終了後 3 時間で, 体外循環中の水分負荷の大半が排泄され, 以後, 数回の増減を繰り返して, 15 時間後には, 1 ml/kg/hr. 程度の安定した尿排泄量を維持するようになっている (Fig. 15).

4.2.5 拍動流ポンプとローラーポンプとの灌流による深部体温の相違

両灌流群について, 麻酔開始より術後 24 時間まで連続して, 腹部と足底部の深部体温を電子深部体温計 (テルモ社製) で測定したが, 拍動流ポンプによる灌流群の方がローラーポンプによる灌流群にくらべて, 術直後の温度較差は

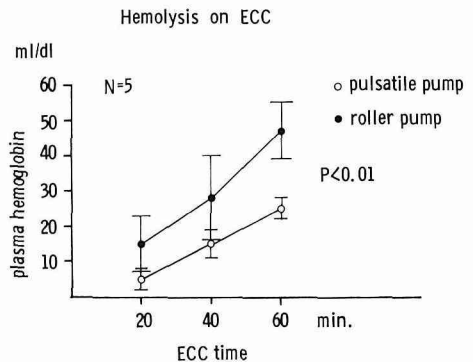


Fig. 13 A comparison of pulsatile versus roller pump on hemolysis. Hemolysis is significantly less in cases with pulsatile pump than those with roller pump at 60 minutes of ECC.

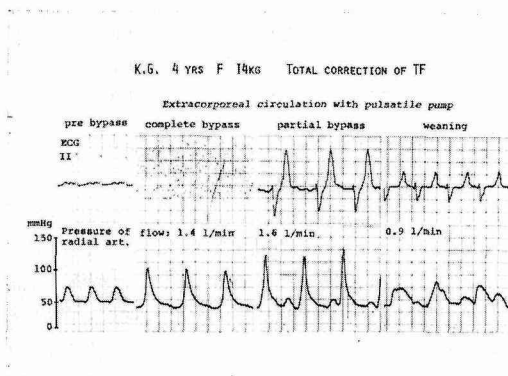


Fig. 12 A case with total correction of TF. Blood pressure in radial artery is maintained at 100/40 mmHg during ECC. Competition in blood pressure between heart and pulsatile pump is observed at the weaning from ECC.

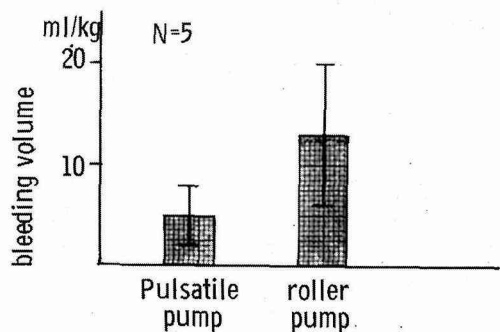


Fig. 14 Bleeding from the weaning of ECC to the end of surgery. No significant difference to be seen between pulsatile and roller pump.

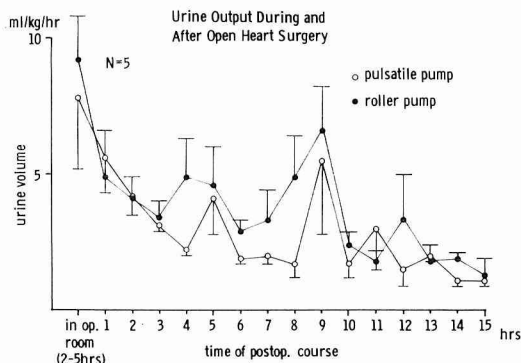


Fig. 15 Urinary output during and after surgery. There is no significant difference in urinary output between both pumps.

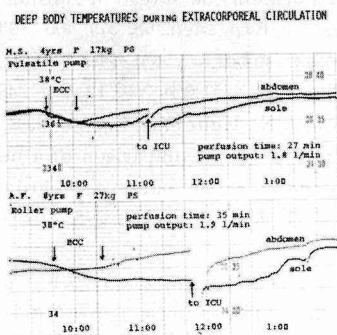


Fig. 16 Each case with radical operation of PS. Core temperature between abdominal wall and sole during and after surgery is shown. The difference of the temperature between both sites is less in a case with pulsatile than a case with roller pump.

小さい傾向にあったが、とくに有意差は認められなかった。両群とも、術後3時間で、腹部、足底部の深部温度の差は 1°C 以内に収束し、安定している (Fig. 16)。

4.3 小 括

拍動流による灌流が末梢循環の維持に有利であることは、はやくから認識されながら、拍動流ポンプの複雑な構造、操作の煩雑さなどから、現在では、临床上、使用が容易で、十分な拍出量の得られるローラーポンプが用いられている。しかし、最近、複雑心奇形、多弁あるいは再弁置換などの症例に対して、長時間の体外循環が要求され、それに伴って、末梢循環不全に起因する肺合併症、腎機能不全などが問題とされるようになり、補助循環への応用も含めて、拍動流ポンプが再び、注目されるようになってきた。

従来より、拍動流ポンプは、装置の複雑さと消毒の困難さが、欠点の一つとしてあげられてきたが、本装置では、血液チャンバーがディスポーザブル化されているために、取り扱いはきわめて容易となった。本装置にもとづく重篤な合併症は経験しなかったが、人工心肺回路の充填に際しては、弁機構を有する血液チャンバーの空気除去を慎重に行なう必要がある。

拍動流ポンプによる灌流では、末梢循環が良好に維持されるとの報告^{5,7,8)}が多いが、術直後における腹部、足底部の深部体温の較差が 1°C 以内に収束し、安定した経過を示す所見は、これを裏付けるものと考えられる。また、有意差はないものの、ローラーポンプに比較して、拍動流ポンプの方が出血量の少ない傾向が認められたが、これは、久保ら⁹⁾、Trinkle *et al.*⁹⁾の報告と一致するものである。その理由としては、久保ら⁹⁾が述べているように、拍動流灌流により、vasomotor system に対する自己調節機構が良好に保持され、末梢血管の緊張が維持されることによるものと考えられる。

溶血に関しては、拍動流ポンプの方が有利であることは、やはり多くの報告^{3,6)}の指摘するところであるが、われわれの検討でも、灌流60分の時点で、ローラーポンプによる灌流群に比較して、有意に溶血の少ないことが確かめられた。

術中、術後の尿排泄の推移では、両ポンプとも、ほぼ同様の傾向を示し、麻酔終了後3時間で、体外循環中の水分負荷の大半が排泄されている。同様の所見は、久保ら¹⁰⁾も報告しているが、彼らの症例では、この間の尿排泄量は拍動流ポンプの方が多く、腎機能が良好に維持されたことによるものであると述べている。

本装置の一つの問題点は、体外循環より固有循環への移行に際して、心周期と競合することである。われわれは、この問題に対して、一回拍出量を小さくし、かつ拍動数を多くして、心臓への圧負荷を軽減するようになるとともに、できるだけ、離脱に要する時間を短くする方法をとった。富野ら¹¹⁾は、心電図同期型の拍動流ポンプを開発し、体外循環離脱時には counter pulsation として、拡張期動脈圧上昇の補助効果をあげている。今後、このような装置の開発、改良により、末梢循環を良好に維持するという利点を生かし、長期補助循環へ適応の拡大されることが期待される。

5 ま と め

ディスポーザブル型拍動流血液ポンプ (PP-11, 日機装) について、実験的研究を行ない、この結果にもとづいて臨床応用を行なった。

5.1 拍動流ポンプから拍出される血液量は、送血カニューレの内径によって変動するが、内径4 mmのカニューレと8 mmの血液回路を使用した場合、流量低下率は、ポンプの理論流量値が1.5~2.5 l/min.の範囲では20%であった。

5.2 モデル回路を用いて、拍動流ポンプとローラーポンプとの灌流による溶血量の相違を検討したが、拍動流ポンプの方がローラーポンプに比較して溶血量は有意に少なく、5時間の灌流では、両者に75 mg/dlの差が認められた。

5.3 13 kg前後の雑種成犬に対して、拍動流ポンプによる完全体外循環を行なったが、ポンプ拍出量が2.0 l/min.で、動脈圧は灌流前の80%となり、また、170 ml/kg/min.以上の流量により、灌流前の70%以上の頸動脈、腎動脈血流量を維持することができた。送血回路の内圧は、2.4 l/min.のポンプ拍出量でも平均400 mmHg以内であった。

5.4 以上の実験的研究から、本ポンプは、体重20 kg以下の症例に用いるべきであると考えられたので、小児開心術30例に応用した。ポンプ拍出量を100 ml/kg/min.に維持することで、動脈圧は100/40 mmHgを示した。

5.5 灌流中の溶血量をローラーポンプによる灌流群と比較すると、灌流60分後では拍動流ポンプの方が有意に少なかった。また、体外循環離脱より閉胸までの出血量は、拍動流ポンプによる灌流群の方が少ない傾向にあった。尿排泄量の推移は、両ポンプによる灌流群とも同様の傾向を示し、麻酔終了後3時間で、体外循環中の水分負荷の大半は排泄された。腹部と足底部間の深部体温の較差は、両ポンプによる灌流群ともに、術後3時間で1°C以内に収束し安定している。問題点は、体外循環離脱時に、短時間ではあるが、心周期と拍動流ポンプとの間で競合が生ずることであった。

なお、本血液ポンプに関する実験的研究については、第16回日本人工臓器学会¹²⁾および第6回臓器保存研究会において、また、臨床経験については、第41回日本臨床外科医学会総会および第17回日本人工臓器学会¹³⁾において発表した。

文 献

1. 一瀬俊雄, 分部民雄, 壁井信之, 山田明夫, 小原正三:

ディスプレイ型拍動流血液ポンプの開発. 人工臓器 5 (Suppl.), 371-374 (1976).

2. 緒方 武, 井田喜三, 武田 惇, 野々山明, 佐々木秀郎: われわれの作製した脈動式動脈ポンプを用いた体外循環の実験的研究. 肺 6, 381-391 (1959).
3. 秋元駿一: 拍動流体外循環に関する研究. 特に血液有形成分に対する影響. 日胸外会誌 13, 867-891 (1965).
4. 泉 武: 拍動流による体外循環の研究. とくに拍動式人工心の構造ならびに性能について. 日胸外会誌 12, 699-727 (1964).
5. 武田 惇: 体外循環の実験的研究 —特に脈動の有無が末梢循環に及ぼす影響について—. 最新医学 15, 3231-3243 (1960).
6. 久保克行, 草川 実, 矢田 公: 体外循環における拍動流の生理学的意義. 日胸外会誌 20, 385-393 (1972).
7. MacMaster, P. D. and Parsons, R. J.: The effect of the pulse on the spread of substances through tissues. J. Exp. Med. 68, 377-400 (1938).
8. 橋詰定明: 拍動流による体外循環の研究. とくに循環動態について. 日胸外会誌 12, 227-249 (1964).
9. Trinkle, J. K., Helton, N. E., Wood, R. E., Bryant, L. R.: Metabolic comparison of a new pulsatile pump and a roller pump for cardiopulmonary bypass. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 58, 562-569 (1969).
10. 久保克行, 草川 実, 湯浅 浩, 矢田 公, 大森 俊, 泰 紘: 拍動型人工心による体外循環の臨床経験. 最新医学 26, 1165-1172 (1971).
11. 富野哲夫, 日野恒臣, 小柳 仁, 橋本明政, 梅津光生, 堀江 明, 堀籠秀和, 土屋喜一: 心電図同期型拍動流体外循環装置の開発, 一補助循環としての実験的, 臨床的な評価—. 人工臓器 5 (Suppl.), 367-370 (1976).
12. 大堀克己, 渡辺祝安, 岡本史之, 千葉迪夫, 安達博昭, 安倍十三夫, 田中信行, 小松作蔵, 和田寿郎: 拍動流ポンプの研究—脳および腎血流に及ぼす影響. 人工臓器 7, 694-697 (1978).
13. 大堀克己, 横山秀雄, 岡本史之, 千葉迪夫, 北野一郎, 安倍十三夫, 田中信行, 金子正光, 小松作蔵: 拍動流ポンプの研究—小児開心術における拍動流ポンプの臨床的検討. 人工臓器 8, 719-721 (1979).