

3. 拍動流体外循環の臨床的評価

富野 哲夫*

1. はじめに

生体心臓は血管神経反射やホルモンによる調節等多くの feed back 機構の中で複雑なバランスを保ちながら phasic pulsatile に血液循環を行っている。

このような生体の血液循環に類似した循環をうるため体外循環の血液駆動の方法も拍動流で維持しようという試みは、体外循環の歴史と同時に始まったものである。以来、拍動流ポンプ装置には多種、多様のものが考案されたが、初期には技術的な未熟さと複雑な機構のためほとんど実用化されるに至らなかった。

一方、ローラポンプ装置ではその簡便性と確実性のために広く臨床に應用され、もっとも一般的な血液駆動装置として普及している。またその臨床実績も安定したものである。

しかしローラポンプによる非拍動流灌流では生理的血液循環と異なる多くの点を有しており、これらが原因となって体外循環に起因する種々の合併症をひき起こしていることは事実である。すなわち、体外循環の時間的限界、適応における制限、臓器の不可逆的变化、等が問題となっている。

これらを解決するため諸種の薬剤や低体温の併用などが考案されているが、血液循環を拍動流で灌流しようという試みが再び起こってきた。とくに近年になって高分子材料や、電子回路の技術が導入され、拍動流ポンプの装置の開発が再び発展し、臨床応用例が多くみられるようになった。

本稿では著者らの開発した拍動流ポンプ装置を中心に、その臨床例での評価と問題点について述べることにした。

2. 拍動流ポンプ装置

現在臨床使用されている拍動流ポンプの血液駆動装置を分類すると

a) 回転運動型 (Roller Type)

b) 往復運動型 (Reciprocal Type)

に分かれる。前者はパルスモータ使用により回転モードを変化させてローラポンプによる拍動流送血を行うものである。

後者は血液チェンバーをガス圧駆動により外側より圧平して血液駆出をするものと、ロッドを介して機械の力で圧平する型のものがある。いずれの型にしても自己の心電図に同期して作動すること、1回拍出量を任意に調節できること等、生体心臓が持つ機能と同等の性能を有することが必須の条件である。

著者らの開発した拍動ポンプ装置は空気圧駆動方式によるものであり後者の型に属する¹⁾。装置の全体を図1に示す。

脱血された血液はローラポンプによって人工肺を通り、リザーバ内に貯留する。このリザーバは拍動ポンプにおける心房の役割をしており、ポンプ駆動時に発生する過度の陰圧を緩衝し、ポンプの流入特性を向上させるものである。

拍動ポンプは透明アクリル製の外殻とラテックスゴム製の心室膜の二種構造であり、円筒形の単純化した形状である。流入口と流出口には人工弁が固定されており、ガス圧駆動により血液チェン

*国立循環器病センター外科

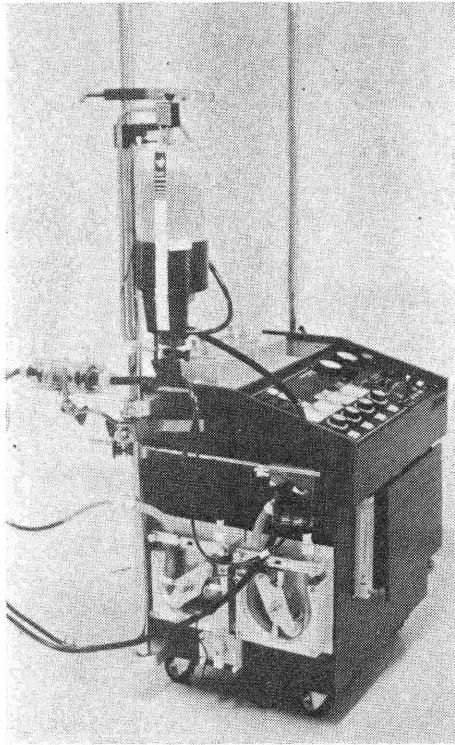


図 1. 拍動流体外循環装置

バーは圧平され、血液は一方向に駆出される。電磁弁を介して圧搾空気の開閉を調節するが、操作パネルによって、拍動数、1回拍出量、駆出圧が調節される。また心電図に同期し、R波よりの遅れ時間をつけて駆動し、counter pulsationの作動ができる。ポンプ拍出機能はカニューレサイズ等にて大きく変化するが、最大拍出量6.0L/minまで可能である。

3. 拍動流体外循環の血行動態

拍動流体外循環では、体外循環中の血行動態がいかに生理的なものに近似するかが最大の要点となる。とくに動脈圧波形においては脈圧、max dp/dtの値、平均血圧等が有効な数値を示さなくてはならないし、これらの拍動波形が末梢血管にも有効に伝わらなくてはならない。図2は拍動流体外循環中の血行動態を術前のものと対比させたものであるが、心停止の完全体外循環中でも血圧波形および末梢循環動態では有効な拍動波形が維持されていることが示されている。このような血行動態で維持した際には、無拍動流の体外循環に比

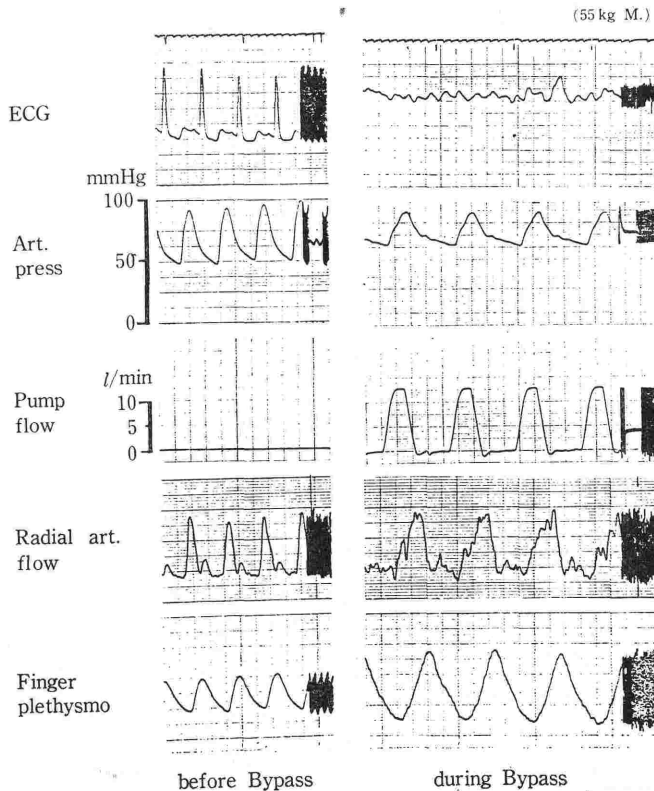


図 2. 拍動流体外循環中の血行動態

していかなる差異があらわれてくるかを以下に比較検討する。

4. 腎機能および体液バランスの比較

灌流時間および疾患群などほぼ近似した症例において、拍動流灌流群 (44例) とローラポンプ灌流群 (46例) において腎機能を比較した。腎機能の指標としてクレアチニン (CCr) および自由水クリアランス ($C \cdot H_2O$) を求めた。CCr は術前、術中、術後1日目の測定において、拍動群とローラ群のあいだには有意な変化の差は認められなかった。 $C \cdot H_2O$ は体外循環中は、拍動群で $-0.72 \pm 0.35 \text{cc/min}$ ローラ群では $-0.51 \pm 0.40 \text{cc/min}$ であったが、1日後の $C \cdot H_2O$ には両群間で有意の差はなかった。体外循環中の時間当たり平均尿量を比較すると、拍動群 $5.1 \pm 2.6 \text{ml/kg/hr}$ 、ローラ群 $5.6 \pm 2.8 \text{ml/kg/hr}$ であり有意差はないが (図3)、 $C \cdot H_2O$ の変化と合わせて考えると、体

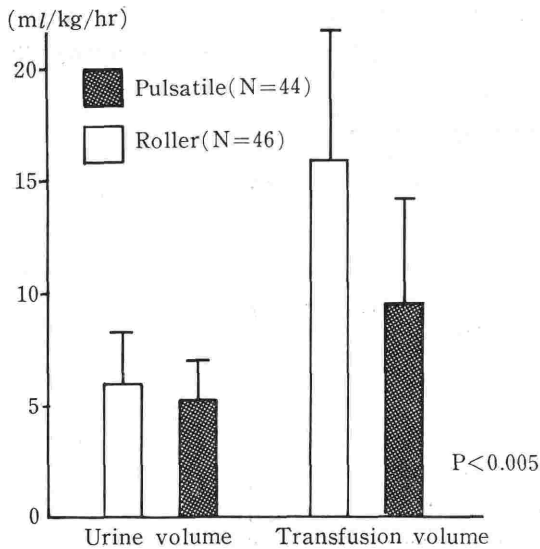


図3. 体外循環中の尿量と水分バランスの比較

外循環中では拍動流群の方が尿濃縮能あるいは腎の再吸収能が優位な傾向にあるといえる。図3の右側は体外循環中に体内に入った補液量から尿量を減じたもの、すなわち循環血液量を維持するために体内に送り込んだ液量を比較したものである。拍動流群では $9.6 \pm 6.2 \text{ml/kg/hr}$ 、ローラ群では $15.7 \pm 7.1 \text{ml/kg/hr}$ であり有意差 ($p < 0.005$) を

もって拍動流灌流では追加血液量が少ないことを示している。拍動流循環では、毛細管レベルでの血管緊張が保持され、血管外への漏出が少なく、体外循環中に循環血液量の変動が少ないための現象であろうと考えられる。

5. 脳血液循環における比較

弁膜疾患に脳栓塞症など脳循環障害を合併した9例について拍動流と非拍動流で脳血液循環がどのように変化するかを試みた。同一症例において pulsatile と non-pulsatile を切り換え灌流を行ったものである。脳循環の血流量の評価法としては、内頸静脈血と動脈血の酸素含有量較差 ($D_{A-v}O_2$) を求め、酸素消費量が一定である時、この $D_{A-v}O_2$ の逆数は脳血流量に比例するものとして、脳血流指数 (CBF index) を測定した。平均灌流圧が同じである場合には拍動群であっても非拍動群であっても脳血流には有意な差はみられない²⁾。

灌流動脈血の炭酸ガス分圧の変化はもっとも強く脳血流量と相関を示し、脳の血流量の変化は、灌流血流波形が、拍動流であるか否かは有意な差は認められなかった (図4)。

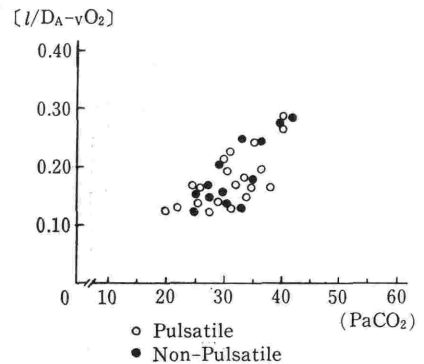


図4. 脳血流量の比較

拍動流の有無は脳血流に著明な変化を現わさず、 $PaCO_2$ の変化はもっとも強く相関を示す。

6. 末梢循環の評価

図5は拍動流体外循環中の動術血圧と末梢循環動態を示したものである。完全体外循環中も末梢循環が有効な拍動波形で灌流されていることが分かる。図では血管拡張剤としてクロルプロマジンを投与した時の変化をあらわしたものであるが、

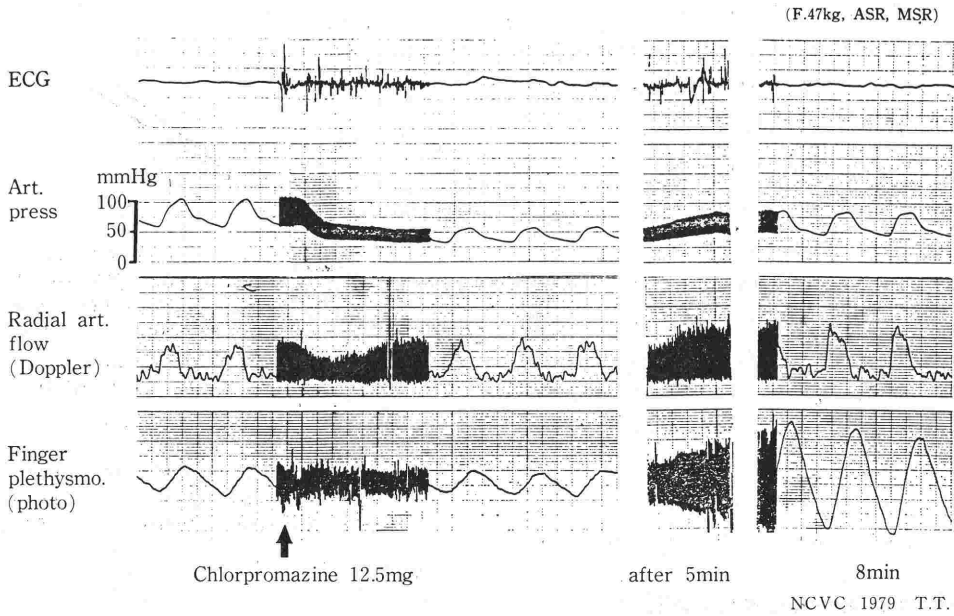


図 5. 拍動流体外循環中に血管拡張剤を用いた際の末梢循環の変化

拡張剤投与によって体血圧は直後より低下する。この血圧低下は血管抵抗の減少によるものと一般に理解されているが、モニターにあらわれる末梢

循環で見ると血流量も減少し、脈波も小さくなっている。数分後、動脈血圧が旧に復する頃になると、末梢での血流量が増大し、指尖脈波でも著し

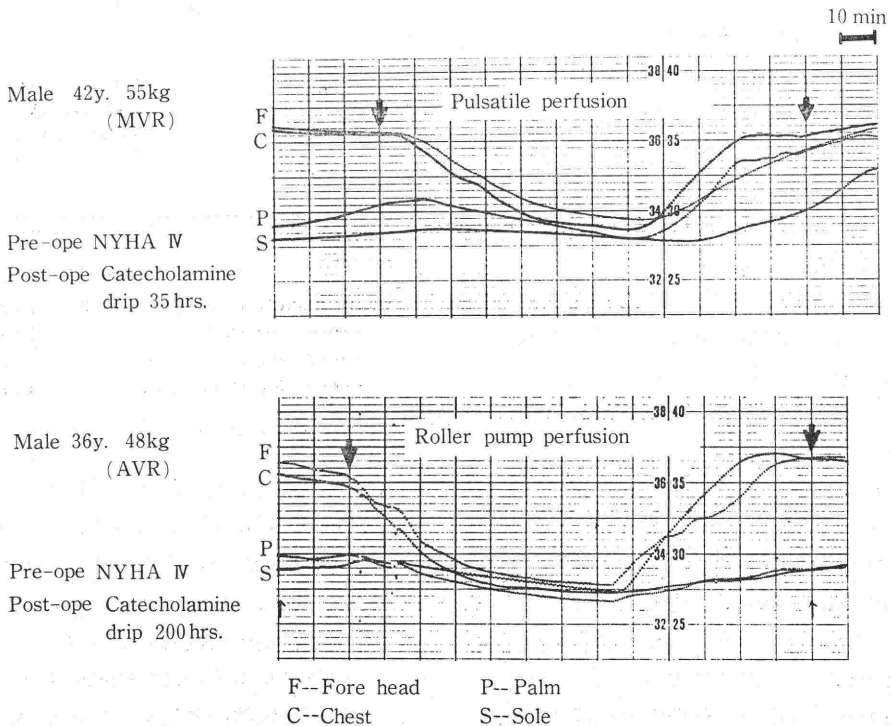


図 6. 体外循環中の中枢温度、末梢温度の変化
矢印の間が体外循環を示す。

い拍動波形の増高がみられる。

ローラポンプ灌流では末梢循環での波形変化がほとんどあられず、その動態の把握が困難であるが、拍動流灌流ではこのような末梢モニターによって末梢循環動態を適確に評価できる。

また深部温度計によって体外循環中の血液温度の分布変化を現わしたものが図6である。体外循環前には、拍動例もローラ例でも中枢温と末梢温には著明な温度較差が認められ末梢循環の不良を示している。体外循環の復温過程では拍動流灌流では末梢温度の上昇度は中枢温度の変化に追従しており、末梢における血液循環が良好に維持されていることの裏付けとなる。一方、ローラポンプ例では復温過程で再び中枢温度と末梢温度に差が現われ、末梢循環が不良であることが分かる。

7. 補助循環における心機能の評価

体外循環よりの離脱の際には、部分循環という補助循環の過程を通るが、修復直後の心機能としてはもっとも不安定な時期である。この時期にいかにか心機能を補助するかが離脱時の重要な点である。

動物実験において不全心を作成し、ローラポンプによる部分循環と心電図同期による拍動流補助循環において左心の補助効率を比較した。バイパス流量、平均動脈圧を同一に保った条件では、拍動流例で左室収縮期圧は低い (P 群75mmHg, R 群 85mmHg)。このため左室 T. T. I. は拍動流で40%少なく、左室仕事量も軽減される。また拍動流灌流では、拡張期増高効果 (diastolic augmentation) のため冠動脈血流量は30%の増大があり、心筋酸素消費量の低値が認められ、ローラポンプ灌流よりも左室補助効率が優れていることが確かめられた³⁾。

体外循環の離脱時期に補助循環が心機能にどのように作用するかを検討した。臨床例において、大動脈基部に電磁流量計を装着し、左房圧を測定し、補助循環の段階で心機能曲線を描いてみた。図7はローラポンプ例であるが、補助循環前後において心機能曲線の立ち上りは大きくない。図8は拍動流補助の例であるが、補助循環後には心機能曲線は左上方へと shift し、心機能の回復が著明であることが認められる。

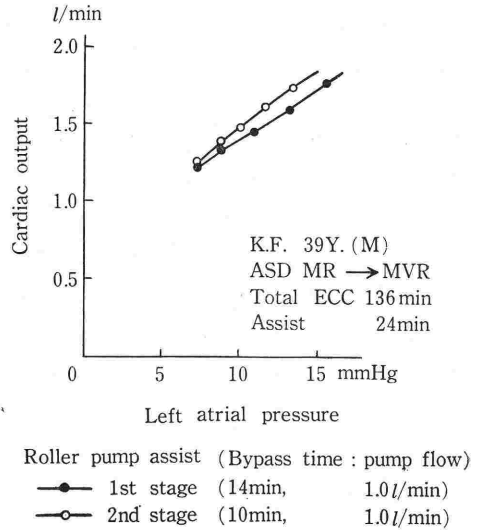


図 7. ローラポンプ補助による心機能曲線の変化

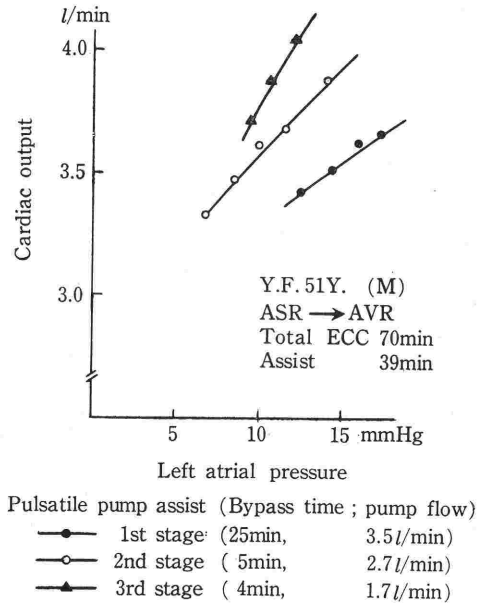


図 8. 拍動ポンプ補助による心機能曲線の変化

図9は拍動流灌流における補助循環の離脱過程で血行動態の移を示したものである。大動脈遮断解除後、心拍動が再開する時点でポンプ駆動を心電図に同期させ、拡張期時相に送血する。動脈圧波形では拡張期圧増高効果が有効にえられている。またこの時の左室内圧は動脈拡張期圧よりも低く、収縮期後負荷軽減の効果も十分にえられている。bypass 流量を減少させ左室への還流血が増加すると左室圧は徐々に容量負荷をえて増高してくる

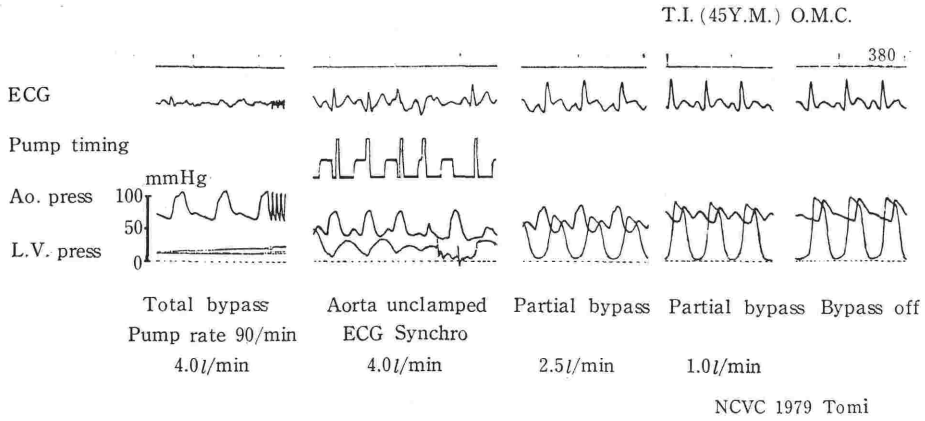


図 9. 拍動ポンプによる補助循環を行いながら体外循環よりの離脱過程

ことが示されている。

拍動流体外循環が効果を発揮するのはこのように離脱過程での補助循環の作用である。

術直後の不全心からの機能回復を促進させる効果は、ローラポンプによる V-A bypass よりも和らかに優れている。とくに術前より心機能低下の著しい重症弁膜症や冠動脈疾患には拍動流体外循環はよい適応となると考える。

8. 臨床使用時の問題点

拍動流体外循環では生体の動脈血圧波形でいかに有効な拍動波形をえるかが重要な点となる。これはローラポンプ流血では適正な灌流量の維持を最重要視しているのとは大きく異なる点である。

拍動流波形をえるためには、ポンプ機能を高めて収縮期の短時間に十分な stroke volume を駆

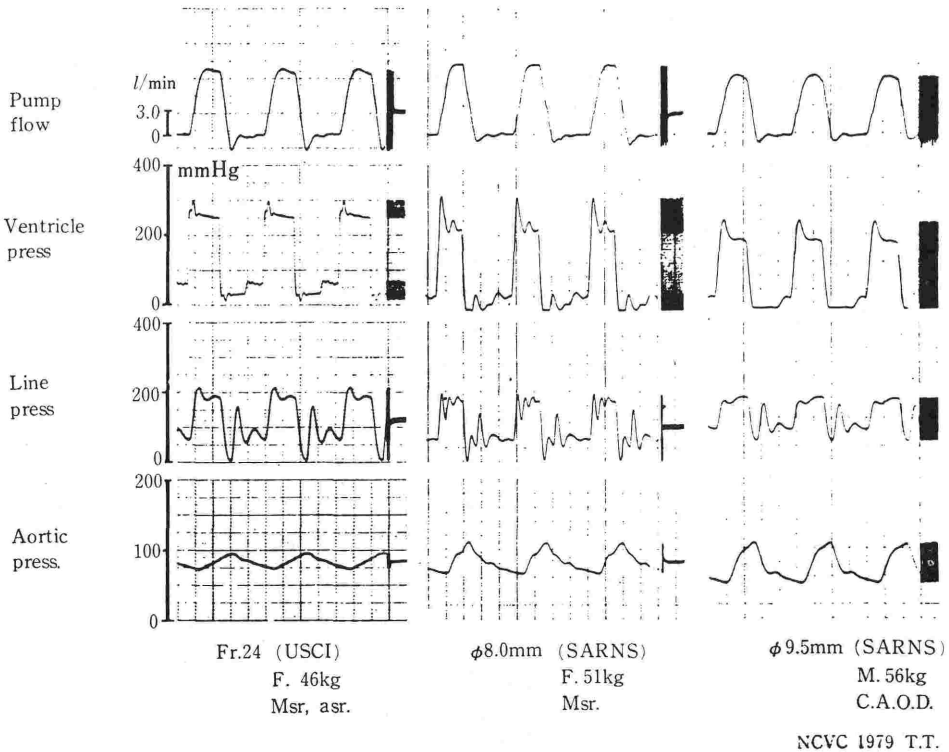


図 10. 送血カニューレの径の差による動脈血圧波形の変化

(Clinical case)

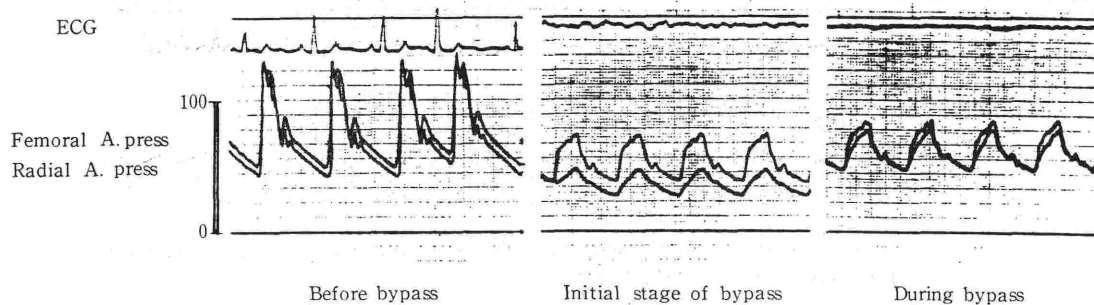


図 11. 拍動流体外循環中の動脈圧波形
測定部位によって圧較差があらわれる。

出しなければならぬ。またポンプと生体を継ぐ接続管路の抵抗を減少させるため、可及的に太く短い管路が望ましい。

図10は、おのおのサイズの異なるカニューレで送血をした時の生体動脈血圧波形を示したものである。図に示すごとく細いカニューレでは血圧波形は著しくひずみ、ほとんど有効な脈圧がえられない。送血カニューレの太さは、脈波形に大きな影響を与える。成人例においては少なくとも 8.0 mm 以上の径を有する送血カニューレを使用しなくてはならない。

図11は拍動流体外循環中の橈骨動脈と股動脈の血圧を示したものである。体外循環中に生体動脈内で血圧の較差が認められている。送血カニューレの先端方向のわずかな変化により種々の圧差が生じてくるのが実験例で判明した⁴⁾。これは大動脈内で送血カニューレ先端から強いジェット流が発生し、これが大動脈弓あるいはその周辺の分枝動脈において選択的に圧力の加わる部分とそうでない部分が生じるための現象である。とくにこの圧差の現象は血管抵抗の低い時期、すなわち血圧の低い時期に著明にあらわれる⁵⁾。

従来、体外循環時には一個所の動脈圧モニターで体内血圧をすべて代表しているものとしていたが、拍動流灌流のように強いジェット流で灌流される場合、生体の一部分の血圧変化をみて、拍動流体外循環の血行動態を過大評価したり過小評価したりすることのないよう注意しなければならない。

9. ま と め

拍動流は“生理的”であると一般にいわれてい

るが、生理的とは何かという答えはむずかしい。ローラポンプによる体外循環での臨床実績や、定常流ポンプの人工心臓で実験動物が長期間生存している報告⁶⁾をみると、拍動流は生命維持のための必須条件ではないことも確かである。

しかし“ローラポンプでもいける”という現在の体外循環法をさらに進め、生体にとってより侵襲の少ない方法を求めて拍動流体外循環の研究が進められているのである。

本法は現段階の送血・脱血方法ではカニューレの太さ、ジェット流などまだ種々の改良すべき点が残っており今後の研究が待たれる。

さらに臨床例にあらわれる総合的な臓器の機能のみで拍動流の評価を追求するばかりでなく、再び基礎的な循環生理学から拍動流の効果を検討することも重要である。

文 献

- 1) 梅津光生, 富野哲夫, ほか: 臨床用拍動流人工心肺装置の設計と拍動流ポンプの適正制御方法の検討. 人工臓器 9 : 2, 566, 1980.
- 2) 富野哲夫, ほか: 脳循環障害を合併する開心手術. 日本心臓血管外会誌 9 : 223, 1979.
- 3) 富野哲夫, ほか: 心電図同期型拍動流体外循環装置の開発. 人工臓器 5 : 367, 1976.
- 4) 富野哲夫, ほか: 拍動流体外循環の臨床使用時における駆動法の検討. 人工臓器 9 : 581, 1980.
- 5) 富野哲夫, ほか: 拍動流体外循環による生体の血行動態の変動に対する検討. 人工臓器 9 : 1041, 1980.
- 6) Golding, LR., Jacobs, G., Murakami, T., Takatani, S., Valdes, F., Harasaki, H., Nosé, Y.: Chronic non-pulsatile blood flow in an alive, awake animal: 34 days' survival. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs* 26 : 251~255, 1980.