

心腔内吸引装置による溶血に関する研究

森 康

札幌医科大学外科学第二講座 (主任 和田寿郎教授*)

Study of Hemolysis due to Intracardiac Suction Device

Yasushi MORI

Department of Surgery (Section 2), Sapporo Medical College
(Chief: Prof. J. Wada*)

In the cases of intracardiac surgery using extracorporeal circulation, the incidence of hemolysis due to intracardiac suction has been one of the most serious complications after open heart surgery. Main factors of which are friction of roller pump, suction of air mixed blood and turbulent movement of residual blood in suction circuit.

To minimize these undesirable factors, the author has devised a new system of intracardiac suction, which is controlled with pulsatile negative pressure. The present apparatus has a cylindrical shape, the size of which is 420 mm in height and 58 mm in diameter, containing reserving chamber, ball valve and discharging chamber.

In experimental study, the effects of this pulsatile pressure revealed significant superiority compared with that of continuous or constant negative suction in respect of the sucking and returning the blood to the extracorporeal circuit.

Maximal capacity of this suction was 4,000 ml per minute with 30 mmHg negative pressure for 1.2 second in each every 1.8 second.

The incidence of hemolysis in this suction was significantly decreased in comparison with the use of roller pump by 62% with and by 33% without air mixing.

緒 言

体外循環下開心術は、1953年 Gibbon¹⁾によって最初に臨床例に成功してから、急速に普及発展してきた。それにとりもな各種人工心肺装置の改良も盛んに行われ²⁻⁸⁾、ほぼ臨床的には満足されている現状ではあるが、体外循環装置による血液破壊は少なからず問題を残している^{9,10)}。

体外循環装置の付属装置の一つである心腔内吸引装置については、1950年代各種装置について発表されてはいるが¹¹⁾、その後ローラー型心腔内吸引装置が普及した。しかし、基本的にはローラーポンプは回路内が充満している状況で使用されることを目的としたもので¹²⁾、心腔内吸引装置の駆動源として設計されたものではない。実際、ローラー型心腔内吸引装置による血液破壊が多大なものであることはしばしば指摘されてきたが^{9,13,14)}、心腔内血液を吸引する際、いかに注意しても空気を吸引することは避けられないため、吸引された空気はできるだけ早く除去されなければならない。また、空気が吸引されると血液は必ず発

泡するため、十分な除泡能力を備えなければならない。また、吸引回路内に残留している血液に余分な圧力を加えることによる血液の散乱運動は著しい血液破壊の原因となるため、この散乱運動を最小限にする装置でなければならない。これらの条件をできるだけ満足させる目的で、バキューム型心腔内吸引装置 (Vacuum induced Intracardiac Suction System; VISS) を試作し、その試作装置による血液破壊を検討した。

A. 試作したバキューム型心腔内吸引装置の構造と特徴

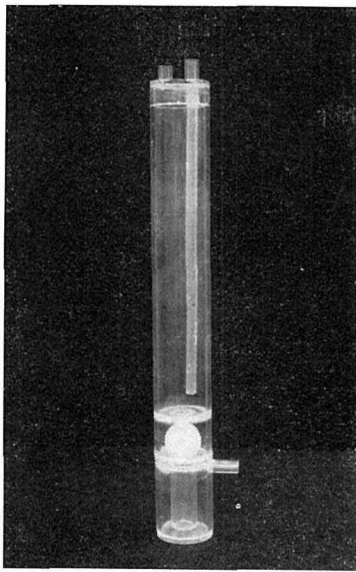
バキューム型心腔内吸引装置は、バキューム型心腔内吸引器と拍動性陰圧制御装置からなる (写真-1, 2)。

1. バキューム型心腔内吸引器 (Vacuum induced Intracardiac Suction; VIS) の構造と特徴 (図-1)

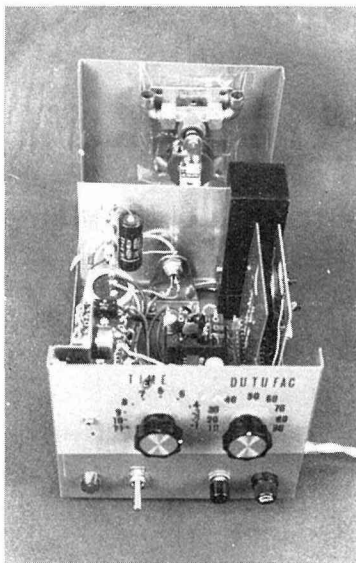
バキューム型心腔内吸引器は高さ 420 mm、直径 58 mm の円筒形で貯留槽、ボール弁槽、排出槽からなるディスパーザブルな容器である。貯留槽の高さは 300 mm で、貯留槽

* Professor of Department of Surgery (Section 2), Sapporo Medical College.

After October 1st, 1977, Chairman and Professor of Surgery, Heart Institute of Japan, Tokyo Women's Medical College, 10 Kawadacho, Shinjuku, Tokyo, Japan 162.

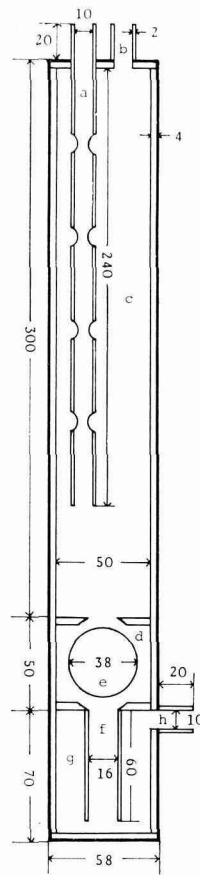


写真—1 Vacuum induced intracardiac suction (Type 1).



写真—2 Pulsatile negative pressure controller.

上面には直径 10 mm の 2 本の管, すなわち心腔内血液吸引管と拍動性陰圧制御装置に連結される陰圧管がある。また, 心腔内血液吸引管に連続して, 長さ 240 mm の多孔管を貯留槽に嵌挿させている。貯留槽の下面は直径 16 mm の中心孔をもった仕切板でボール弁槽と接続している。ボール弁槽は高さ 50 mm で, その内に直径 38 mm, 重量 2.45 g, 容積 26.2 ml の浮力を利用したボール弁がある。ボール弁槽下面は上面と同様に直径 16 mm の中心孔をもつ仕切板からなり, その中心孔に連続して長さ 60 mm の排出導管



パキューム型心腔内吸引器は,

- a: 吸引管
 - b: 陰圧管
 - c: 貯留槽
 - d: ボール弁槽
 - e: ボール弁
 - f: 排出導管
 - g: 排出槽
 - h: 排出管
- からなる。

図—1 Design of vacuum induced intracardiac suction.

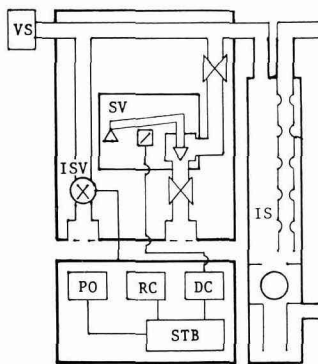
が排出槽に嵌挿している。排出槽は高さ 70 mm でその上部に直径 10 mm の排出管があり, それは酸素加装置の酸素加槽直上に連結される。

パキューム型心腔内吸引器の特徴は, 一定の低陰圧を陰圧管に与え, 心腔内血液吸引管の先端を血液に接すると, 排出槽の充填液が排出導管を上昇し, ボール弁槽に充填してくる。それゆえ, ボール弁は浮上し上部仕切板の中心孔を閉鎖し貯留槽内の陰圧が高められ血液は吸引され始める。吸引された血液は貯留槽に貯留し, 陰圧の程度によるが, ある一定の高さまで貯留すると, 貯留血液の重力がそのときの陰圧の絶対値を越え, ボール弁は押し下げられ, 上部仕切板の中心孔を開口し, ボール弁はボール弁槽内で浮動することにより, 血液はボール弁槽を通過し排出口から排出される。もし, 心腔内血液の吸引量が少量のときは心腔内血液吸引管より空気が吸引されるため, 貯留槽にはそれ程血液が貯留しないで速かに排出される。このように, VIS は陰圧および落差による重力とボール弁の浮力を利用し, 血液を吸引排出させることが可能となる特徴を有している。

2. 拍動性陰圧制御装置 (Pulsatile Negative Pressure Controller; PNPC) の構造と特徴 (図-2)

PNPC の電気回路は、図-2の模式図のごとく定電圧電源回路、パルスオシレーター、レイトコントローラー、ドライバー回路、ソレノイドバルブからなる。

PNPC の特徴は、パルスオシレーターは0秒から10秒までのパルスを出し、そのパルスの割合をレイトコントローラーで10%から100%まで変えることが可能である。パルスオシレーターとレイトコントローラーでえたパルスドライバー回路を通してソレノイドバルブを作動させ拍動性陰圧をえる。



PO: Pulse Oscillator
 RC: Rate Controller
 DC: Driver Circuit
 STB: Stabilizer Power Supply
 ISV: Instant Stop Valve
 SV: Solenoid Valve
 IS: Intracardiac Suction
 VS: Vacuum Sucker

図-2 Diagram of vacuum induced intracardiac suction and pulsatile negative pressure controller.

B. VIS による機能試験

1. 実験方法 (図-3)

VIS の機能をみるために、普通持続吸引装置と VIS とを接続し、その回路の途中で水銀 U 字管とトランスデュー

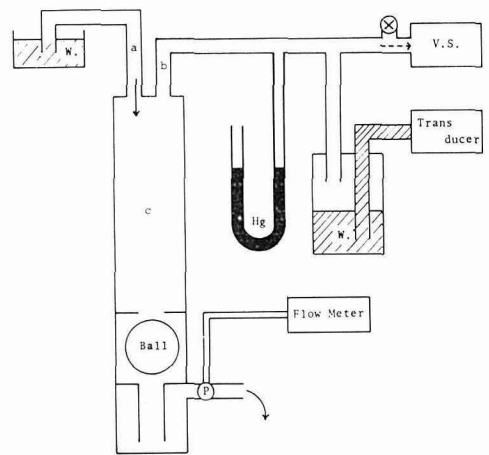


図-3 Diagram of pressure and return flow measurement.

a: 吸引管, b: 陰圧管, c: バキューム型心腔内吸引器
 P: Probe, W: Water, Hg: 水銀 U 字管, V.S.: Vacuum sucker, →: 水の吸引排出を示す. vacuum sucker でバキューム型心腔内吸引器に陰圧を加え、水を吸引排出させる際の貯留槽内圧とボール弁の機能と排出流量の測定方法である。

サを並列に接続し、圧の測定と吸引流量の関係をみた。同時に、排出口部にフローメーターを接続し排出流量の傾向を測定した。また、臨床上、心腔内から吸引された血液が、酸素加装置に帰還するまで吸引装置貯留槽に停滞することは体外循環時に非常な欠点となり、吸引された血液を迅速に酸素加装置に帰還させる必要から、ローラー型心腔内吸引装置と VIS の内圧を測定し、ついで、VIS による最大吸引量をえるため PNPC の適正パルスを検討した。

2. 実験成績

a) 一定陰圧吸引による機能成績 (図-4)

陰圧管より VIS に一定陰圧を加えると、VIS 貯留槽に水は吸引され、貯留し、陰圧の程度によりその貯留水の水位は変化するが、貯留水の重力がそのときの陰圧の絶対値

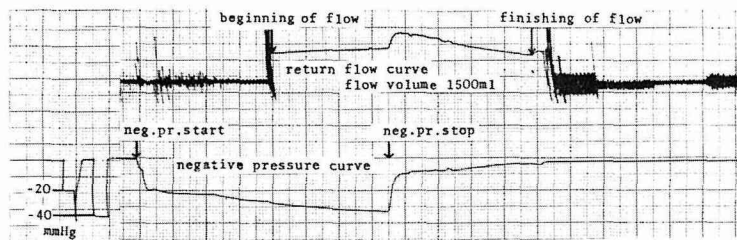


図-4 Relationship between negative pressure and return flow.

下段曲線は貯留槽の内圧で、上段は排出流量の曲線である。陰圧を加えると貯留槽内圧は漸増し、水は貯留槽に貯留され排出しがたいが、陰圧をブレイクするとすみやかに排出される。

を越えると水は流出し始める。しかし、持続的に吸引していると貯留槽内の陰圧は漸増し続けるため排出口からの流出量は少なく、貯留槽に貯留する水が大量となる。このとき、陰圧を除くと貯留槽内の陰圧は減少し、同時に水は排出口より急速に排出する。

b) ローラー型心腔内吸引装置と VIS の内圧と排出時間との比較

図-5 は、その内圧の変化で、ローラー型心腔内吸引装置では正弦波形で、VIS では漸増波形で、水の吸引から流出するまでの時間は B 点で示すように、ローラー型心腔内吸引装置と VIS では有意の差異が認められ、前者の方が約 5 秒間早かった。この流出時間の差を縮小するため、すなわち、持続吸引時に心腔内陰圧吸引装置の貯留槽内の陰圧漸増を除去するため拍動性陰圧を使用したところ、流出時間は約 4 秒間短縮し、吸引排出が円滑になった。

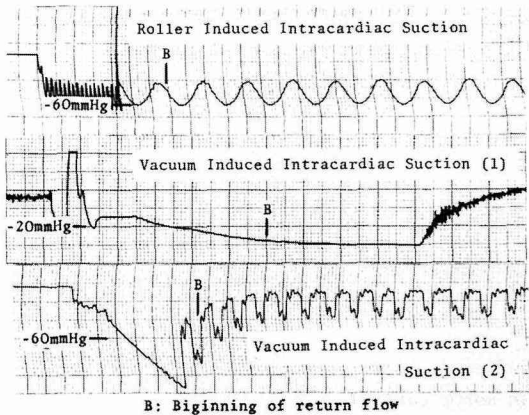


図-5 Pressure change in roller and vacuum induced intracardiac suction.

上段はローラー型心腔内吸引装置のチューブ内圧曲線で、中段はバキューム型心腔内吸引器の貯留槽内圧曲線で、下段はバキューム型心腔内吸引器に拍動性陰圧を加えたときの貯留槽内圧曲線である。

c) 最大吸引量をえるための PNPC の設定 (表-1)

PNPC をパルスタイム 3 秒、レイトコントロール 40%、すなわち、吸引排出時間比を 1.2 秒対 1.8 秒にして、VIS を作動させ、(0, -20 mmHg) の拍動性陰圧を加えると、吸引量 3,400 ml/min、貯留槽の水位は 6.5 cm、(0, -30 mmHg) のばあい吸引量 4,000 ml/min で貯留槽の水位は 8.5 cm であった。また、一定陰圧 -20 mmHg を加えると、吸引量 3,000 ml/min、貯留槽の水位は 22 cm で、かつ実験で使用した吸引チューブの落差による吸引量は、2,000 ml/min であり、明らかに拍動性陰圧が有効であった。

表-1 Negative pressure and suction capacity

Negative Pressure	Suction Capacity/min.
Pulsatile { 0, -20 mmHg	3,400 ml
{ 0, -30 mmHg	4,000 ml
Continuous -20 mmHg	3,000 ml
Water Gravity	2,000 ml

C. VISS による血液破壊 (溶血)

VISS による溶血を検討するため、臨床で通常用いられるローラー型心腔内吸引装置による溶血を検討し対比した。

1. 実験方法

シリコンコーティングしたビニールシートの貯留槽 (容量 200 ml) と、札幌医大型ローラーポンプおよび回路チューブ (ローラーとの圧迫部分に外径 30 mm、内径 20 mm のラテックスチューブとこれに連結された外径 12 mm、内径 10 mm のビニールチューブ) と試作した VISS を使用した。ローラーポンプのばあい、ローラーとの圧迫程度は 150 cm 水柱圧で逆流を認めない critical occlusion の状態に調節した。被検血液は、ヒト保存血 (血液 100 ml 中にヘパリン 4 mg を加えたもの) を使用し、F.7 カテーテルを用いて採血し、この血漿遊離ヘモグロビン値はシアノメトヘモグロビン法¹⁵⁾ に準じて日立型分光光度計を使用して測定した。また、被検血液が、ローラー型心腔内吸引装置および試作した VIS を 1 回通過する際の溶血係数を算出し比較した。算出法は、

$$\text{溶血係数} = \frac{\text{終末血漿溶血度} - \text{最初血漿溶血度}}{\text{通過回数}}$$

$$\text{通過回数} = \frac{\text{灌流量 (ml/min)} \times \text{灌流時間 (min)}}{\text{貯血量 (ml)}}$$

で表わされる。

2. 実験成績

a) ローラーポンプによる溶血 (図-6)

図-6、は灌流量 1,000 ml/min と灌流量 4,000 ml/min とにローラーポンプを設定し、被検血液 1,000 ml を循環させたばあいの溶血度の比較で、明らかに有意の差を認め、その溶血係数は 90 分値でそれぞれ 0.360、1.579 であった。

b) 回路内圧の程度による溶血 (回路チューブ内径と溶血との関係) (図-7、図-8)

内径 10 mm の回路チューブで灌流量 1,000 ml/min に設定しうるローラーポンプの回転数を一定にして、回路チューブの先端に内径 2 mm、3 mm のチューブを連結し、その内圧と溶血との関係をみた。内径 2 mm のチューブを連結したばあい、その内圧は内径 3 mm のばあいと比較する

とほぼ倍増し、その溶血もほぼ倍増している。また、それぞれの溶血係数は90分値で内径2mmのばあい1.901、内

径3mmのばあい1.126、内径10mmのばあい0.659であった。

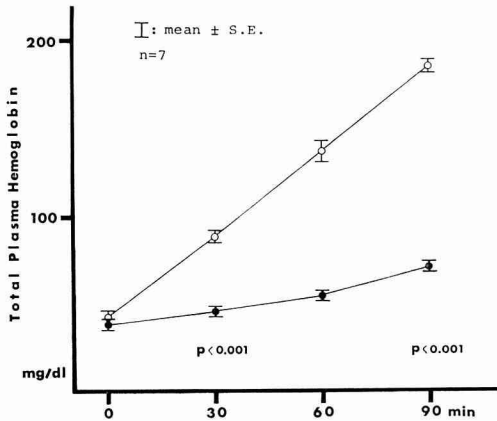


図-6 Relationship between blood flow and hemolysis.

○ ; Flow rate 4000 ml/min
● ; Flow rate 1000 ml/min

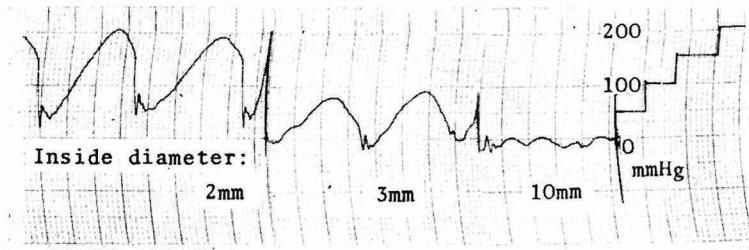


図-7 Pressure change in aortic cannula.

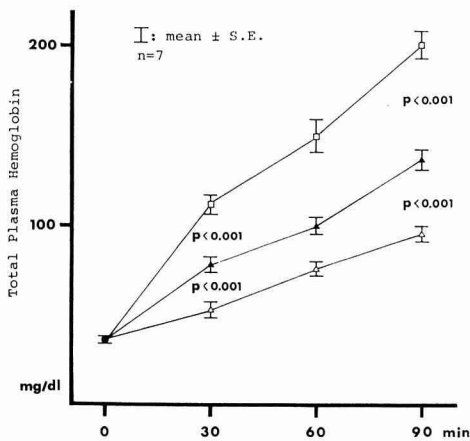


図-8 Hemolysis and diameter of cannula.

□ ; 2 mm
inside diameter ▲ ; 3 mm
△ ; 10 mm

c) 空気混入血の吸引による溶血 (図-9)

被検血液 1,000 ml を流流量 1,800 ml/min で 40~50 分間、次の4群にわけて吸引し、比較した。イ) 持続的に血液のみの吸引、ロ) 5秒間隔に瞬時空気を混入した血液の吸引、ハ) 2秒間隔に瞬時空気を混入した血液の吸引、ニ) 持続的に空気を混入した血液の吸引、その結果、持続的に空気を混入した血液を吸引したばあい、その溶血度は著しく増加し、また、持続的に血液のみを吸引したばあいその溶血度は低値を示し、それぞれ平均値の差は有意義であった。また、各群の溶血係数は、イ) のばあい50分値で1.420、ロ) のばあい50分値で2.625、ハ) のばあい50分値で4.606、ニ) のばあい40分値で12.492であった。

d) 回路内残留血の散乱運動による溶血 (図-10)

開心術の際、ローラー型心腔内吸引装置で心腔内血液を吸引すると、吸引回路内に残留した血液が散乱運動をおこすことがしばしばみられる。その溶血度をみるため、約80cmのJ字形のビニール管に約10mlの血液を注入し、最

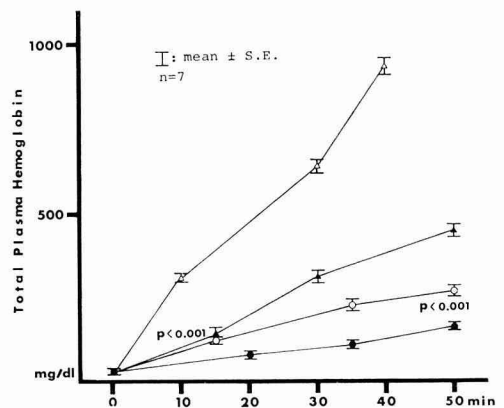


図-9 Degree of hemolysis in sucking air mixed blood.

△ ; air and blood continuously
▲ ; 2-sec. segments
○ ; 5-sec. segments
● ; blood continuously

高陰圧 -180 mmHg になる吸引器を使用し、ビニール管内の内圧をそれぞれ、-5 mmHg, -10 mmHg, -20 mmHg として 5 分間吸引した。ビニール管内の血液は散乱運動をおこし、その溶血度は血漿遊離ヘモグロビン値で、-5 mmHg のばあい約 358 mg/dl, -10 mmHg のばあい約 470 mg/dl, -20 mmHg のばあい約 573 mg/dl と高値を示した。

e) 試作した VISS による溶血

i) 試作した VISS に、それぞれ -30 mmHg, -100 mmHg の陰圧を加え、血液 400 ml を吸引し、さらに、これを 30 回繰返し、その溶血度を測定した。血液 400 ml を 30 回吸引したばあいの、-30 mmHg と -100 mmHg の圧差による溶血度の差は 5.8 mg/dl で、 $p < 0.001$ で有意義であった。また、このときの溶血係数は -30 mmHg のばあ

い 0.734, -100 mmHg のばあい 0.939 であった (図-11)。

ii) VISS に -100 mmHg の陰圧を加え、次の 3 群にわけて血液 400 ml をそれぞれ 30 回繰返し吸引した。イ) 持続的に血液のみを吸引したばあい、ロ) VIS の内圧を PNPC で制御して血液のみを吸引したばあい、ハ) 持続的に空気を混入した血液を吸引したばあい、その結果、繰返し 30 回吸引したばあいのイ) とロ) との溶血度の差は約 3.0 mg/dl で、 $p < 0.001$ で有意義であった。それぞれの溶血係数は、イ) のばあい 0.939, ロ) のばあい 0.806 であった。

また、ハ) のばあい、30 回繰返し吸引するとその溶血係数は 2.623 であった (図-12)。

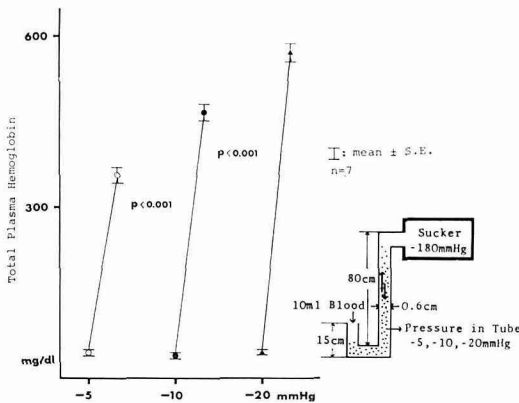


図-10 Relationship between negative pressure and hemolysis in scattering movement for 5 minutes.

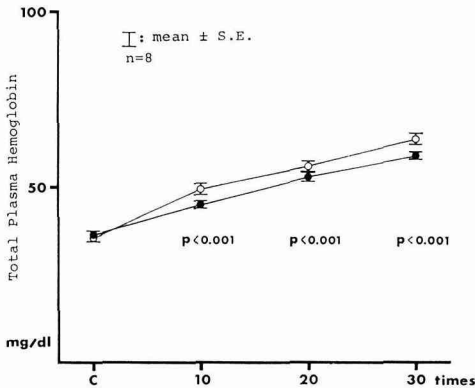


図-11 Relationship between negative pressure and hemolysis in vacuum induced intracardiac suction.

○ ; Negative pressure 100 mmHg
● ; Negative pressure 30 mmHg

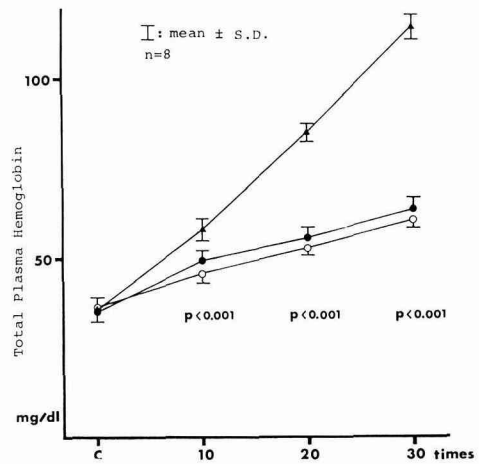


図-12 Hemolysis in vacuum induced intracardiac suction negative pressure 100 mmHg.

▲ ; Air and blood continuously
● ; Blood continuously
○ ; Pulsatile sucking

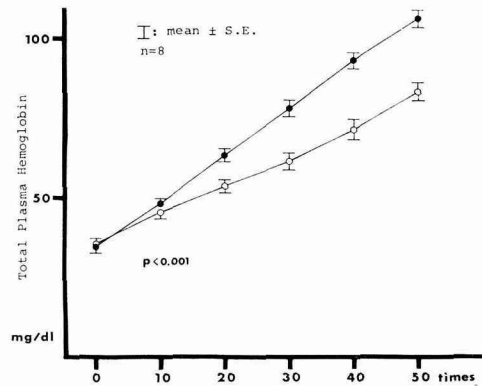


図-13 Hemolysis in roller and vacuum induced intracardiac suction.

● ; Roller induced intracardiac suction
○ ; Vacuum induced intracardiac suction

f) ローラー型心腔内吸引装置と試作した

VISS による溶血 (図-13)

ローラー型心腔内吸引装置と VISS において、持続的に血液のみを吸引する方法で、血液 500 ml を 30 秒間で吸引し、さらに、これを 50 回繰返しその溶血度を比較した。その溶血度の差は、50 回吸引したばあい 22.8 mg/dl で、 $p < 0.001$ で有意義であった。また、このときの溶血係数は、ローラー型心腔内吸引装置で 1.427、試作した VISS で 0.950 であった。

考 按

体外循環下開心術の際、体外循環装置およびその付属装置による血液破壊は多量なものであり、体外循環装置の歴史上今日にいたるまでいろいろな研究報告がある¹⁶⁻²¹⁾。しかし、近年開心術も重症例および新生児へと、その適用範囲も次第に拡大されてきているなかで、体外循環装置による血液破壊をいかに軽減するかという問題は重要である。

現在、広く臨床応用されている気泡型人工肺を用いた体外循環装置による血液破壊におよぼす物理的因子は、送血ポンプのローラーの摩擦、動脈回路および動脈カニューレ、酸素加槽の気泡、熱交換器、心腔内吸引装置などである^{2,9)}。なかでも、心腔内吸引装置による血液破壊は多量なものであるが、その長時間に亘るばあいおよび比較的大量の心腔内還流血液²²⁾を吸引する際、いかなる方法においても心腔内の空気を吸引することは避けられないし、従来のローラー型心腔内吸引装置では、吸引回路内で空気を除去するところがないため、血液と空気が混在し、気泡を発生し、体外循環装置に帰還するまで血液は搅拌され続ける。また、吸引嘴管の先端が組織に密着したり、吸引回路が折れ曲がったりしたばあい、吸引回路内の陰圧は増大し、回路内の血液に強い陰圧が働き、激しい散乱運動を起す。これらの現象による血液破壊は実験成績に示すごとく多量な溶血の原因となっている。

かつて、Miller ら²³⁾は心腔内吸引装置の有すべき基本的な条件として、イ)かなり大量の血液を迅速に回収できる能力と容量、ロ)血液破壊を防止するため、低陰圧による吸引、ハ)空気の混入を最小限にする、ニ)十分な除泡能力を長時間維持することなどをあげている。

実際にこれまで、これらの特性を目標として種々の吸引装置が考案されてきた。たとえば、1958年 Dewall ら²⁴⁾によって報告された装置は、-20 mmHg の陰圧によって血液を吸引し、air vent を閉じることによって急速大量吸引に対処しうることもできるように考案されている。また、1956年、Donald ら²⁵⁾によって報告された I.B.M.-Mayo 型の吸引装置においては、除泡を容易にするため、吸引さ

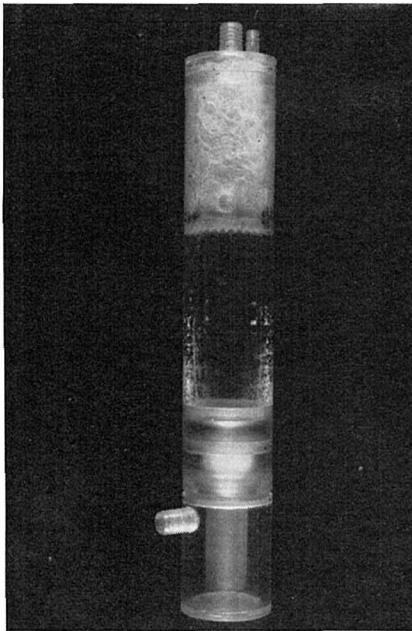
れた血液が笠状の円板上に拡がって徐々に流下し、血液の薄層を形成するように除泡方法に工夫がみられている。1959年、Watkins ら²⁶⁾は多岐管を利用した弁を切り換えることにより、血液を交互に2個のフラスコに持続吸引し、同時に吸引血液量を正確に測定できる装置を考案した。1968年、鷺津¹⁵⁾が報告した装置は、低陰圧吸引²⁷⁾を使用し、不必要なときには吸引が停止するように、すなわち、血液と吸引嘴管の間に起こる電気的インピーダンスの変化を利用した簡単なスイッチ回路を開発し、空気をできるだけ吸引しないように考案されている。

試作した VISS は最大約 4,000 ml/min の吸引能力を有し、原則的には -20 ~ -30 mmHg の低陰圧による拍動性陰圧を用いることにより、ローラー型吸引装置のごとく吸引嘴管が組織に密着したり、また吸引回路がねじれたりして回路内陰圧が増大するのを未然に防ぎ、回路内残留血液の散乱運動による血液破壊を防いでいる。心腔内血液を吸引する際、いかなる方法を用いても空気の吸引を避けることは不可能であり、むしろ、吸引された空気をできるだけ早急に除去し、空気が血液と混入し攪乱するのを最小限にすることが望ましい。この点からみても、VISS は原則的に低陰圧を使用することからも、血液の不必要な攪乱はなく、また、心腔内から胸壁外に吸引された血液は拍動性陰圧による陰圧 0 mmHg のとき、落差による重力のみで貯留槽に回収されることから、血液の攪乱は少ない。

除泡能力については、吸引された血液が一時貯留槽に貯留することにより充分な除泡能力はあるが、VISS の貯留槽に嵌挿された多孔管では発泡しやすいので、Donald ら²⁶⁾によって報告された I.B.M.-Mayo 型の除泡装置のごとく貯留槽上部に笠状の円板を使用し、かつ、円板上に除泡用ポリプロピレン・フィラメントを装填し血液を貯留槽壁を流下させたほうが、より除泡能力が高められる。写真-3は、この改良型装置である。

VISS は陰圧と落差の重力により吸引排出を目的とした心腔内吸引装置であるが、過去に報告された低陰圧と重力との組合せによる吸引回路系では、貯留槽に陰圧を加えると体外循環装置系の血液が貯留槽内に逆流し吸引量を増すことはできなかった^{11,13)}。それゆえ、吸引回路系と体外循環装置との間にローラーポンプを組み入れ、体外循環装置系からの血液の逆流を防ぐと同時に吸引回路系から体外循環装置へ血液を送り出した。しかし、ローラーポンプの摩擦による血液破壊を考慮して、VISS は浮力を利用したボール弁を使用することにより、VISS 貯留槽と体外循環装置との回路系を開閉し、かつ拍動性陰圧を利用し吸引排出を円滑にした。

試作した VISS による溶血を検討するために溶血係数



写真—3 Vacuum induced intracardiac suction (Type 2).

表—2 Index of hemolysis

Flow rate 1,000 ml/min	0.360
Flow rate 4,000 ml/min	1.579
Diameter of Cannula	
2 mm	1.901
3 mm	1.126
10 mm	0.659
Sucking of air mixed blood	
Blood continuously	1.420
2-sec. segments	2.625
5-sec. segments	4.606
Air and blood	12.492
Vacuum Induced Intracardiac Suction	
-30 mmHg	0.734
-100 mmHg	0.939
Pulsatile Suction	0.806
Air and blood	2.623
Roller Induced Intracardiac Suction	
Intracardiac Suction	1.427
Vacuum Induced Intracardiac Suction	
Intracardiac Suction	0.950

を算出し(表-2), ローラー型心腔内吸引装置による溶血と比較したが, ローラー型心腔内吸引装置による溶血の原因は, ローラーポンプの摩擦, 回路の管内抵抗, 空気混入血の吸引, 回路内残留血の散乱運動などである.

ローラーポンプの摩擦による溶血は, ローラーの圧迫程度を critical occlusion の状態で可及的に管内抵抗を最小限にしたばあい, 流量 1,000 ml/min で溶血係数は 0.360 であった. また, 流量を増大するほど溶血は増大した.

回路の管内抵抗による溶血は, 回路先端に直径 2 mm および 3 mm のチューブを接続し, 回路内圧を倍増させるとその溶血度も倍増した. Andres ら²⁸⁾は 1954 年に乱流中で赤血球が破壊される力を計測し, 血管内への注入の際の運動エネルギーが 10,000 ないし 20,000 erg に達すると赤血球の物理的破壊がみられると報告している.

空気混入血の吸引による溶血については, 1958 年 McCaughan ら¹³⁾が報告しているが持続的に空気を混入した血液を吸引したばあい, その溶血度は著明に増大し, ローラー型心腔内吸引装置(吸引量 1,800 ml/min)のばあい, その溶血係数は 12.492 で, 吸引量 1,000 ml/min に換算しても, その溶血係数は 6.940 である.

回路内残留血の散乱運動による溶血は, 実験成績からみても, 血液 10 ml を 5 分間散乱させたばあい約 300 mg/dl ないし 520 mg/dl 溶血した. 1 分間での血液 1 ml あたりの簡便的溶血係数を算出しても, 6.0 ないし 10.4 であった.

試作した VISS による溶血は持続的に血液のみの吸引のばあい, 回路内圧(-30 mmHg)で溶血係数は 0.734, (-100 mmHg)で溶血係数は 0.939, 回路内圧(-100 mmHg)の拍動性吸引では 0.806, 回路内圧(-100 mmHg)で空気混入血を吸引したばあい, その溶血係数は 2.623 であった.

試作した VISS はローラー型心腔内吸引装置に比較して, 血液の持続吸引による溶血において 33% 少く, また, 空気混入血の持続吸引による溶血においては 62% 少なかった.

試作した VISS では, 空気混入血の吸引の際, 吸引された空気をすみやかに除去し, かつ十分な除泡能力も兼ね備えているため吸引回路内での血液の攪乱と発泡を最小限にし, また, 吸引血液の体外循環装置への帰還には血液の落差による重力を利用していることから, 陰圧が加わる吸引回路の長さを短縮させ, 吸引血液の吸引回路内での不必要な散乱運動を最小限にすることができた.

結 語

体外循環のための血液ポンプは, そこを通ずる回路導管に血液が充満している状況で使用されることを条件として設計されたものであって, 心腔内吸引のためには少なから

ず欠点を残している。心腔内吸引回路としては比較的大量の血液を迅速に回収できる能力と容量を有し、血液破壊を防止するため低陰圧吸引によって回収の機能を果たすことができるもの、また、空気の混入を最小限にすることができ、十分な除泡能力を長時間維持することができる機構などの条件を考慮して、著者の考案した陰圧および重力と浮力を利用したバキューム型心腔内吸引装置 (VISS) はこれらの条件を満足させきわめて有効であった。

(稿を終えるにあたり、終始、御指導御校閲を賜った恩師和田寿郎教授に深謝するとともに、教室員各位に感謝の意を表す。

本論文の要旨は、第12回日本 ME 学会総会、第12回日本人工臓器学会総会に発表した。

(昭和52. 3. 14 受付)

文 献

- 1) Gibbon, J. H.: Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery. *Minnesota Med.* **37**, 171 (1954).
- 2) 榑原欣作, 高橋英世: 人工心肺と体外循環. 日本人工臓器学会監修. 人工心肺の理論と実際, 1-58, 医事通信社, 東京 (1973).
- 3) Cohen, M. and Lillehei, C. W.: Autogenous lung oxygenator with total cardiac bypass for intracardiac surgery. *Surg. Forum* **4**, 34-40 (1954).
- 4) Kolf, W. J. and Balzer, R.: The artificial coil lung. *Trans. Am. Soc. Art. Int. Organs* **1**, 39-42 (1955).
- 5) Rygg, I. H. and Kyvsgaard, E.: A disposable polyethylene oxygenator system applied in a heart-lung machine. *Acta Chir. Scand.* **112**, 433-437 (1956).
- 6) 和田寿郎, 田代豊一, 須田義雄: われわれのいわゆる Thermo-Helix-Oxygenator とこれによる直視下心内手術の成績. *胸部外科* **15**, 368-379 (1962).
- 7) 須田義雄: 直視下心内手術の研究 (III); 熱交換器内臓回転円板型人工肺すなわち Thermo-Disc-Oxygenator の基礎と臨床. *札幌医誌* **23**, 397-422 (1963).
- 8) 和田寿郎, 金子正光, 金子陶太郎, 長谷川正, 田口善作: 札幌大型シート型人工肺. *医器学誌* **38**, 776-781 (1968).
- 9) 中瀬篤信: 人工心肺装置における溶血の研究. *札幌医誌* **23**, 144-161 (1963).
- 10) Yarborough, K. A., Mockros, L. F. and Lewis, F. J.: Hydrodynamic hemolysis in extracorporeal machines. *J. Thoracic and Cardiovas. Surg.* **52**, 550-557 (1966).
- 11) Galletti, P. M. and Brecher, G. A.: Heart-lung bypass; vascular and extracorporeal connection. Grune and Stratton New York (1962).
- 12) Bayliss, W. M. and Muller, E. A.: A simple, high speed rotary pump. *J. Scient. Instrum.* **5**, 278 (1928), (cited 2).
- 13) McCaughan, Jr, J. S., Memichael, H., Schuder, J. C. and Kirby, C. K.: An evaluation of various device for intracardiac suction. *Trans. Am. Soc. Art. Int. Organs* **4**, 130-142 (1958).
- 14) 鷺津卓爾: 人工心肺による体外循環の臨床的研究, とくに人工心肺装置について (基礎研究篇). *日胸外会誌* **16**, 689-701 (1968).
- 15) 金井 泉: 臨床検査法提要. 血液一般検査法, 23 版, VI-19, 金原出版, 東京, 1964.
- 16) Bernstein, E. F., Blashear, P. L. and Keller, K. H.: Factors influencing erythrocyte destruction in artificial organs. *Am. J. Surg.* **114**, 126-138 (1967).
- 17) Ferber, E. W. and Kirklin, J. W.: Study of hemolysis with a plastic-sheet bubble oxygenator. *J. Thoracic Surg.* **36**, 23-32 (1958).
- 18) Hall, J. E., James, P. A., Lucas, B. G. B. and Waterston, D. J.: Some observations on industrial pumps for extracorporeal circulation in man. *Thorax* **13**, 34-38 (1958).
- 19) Hodges, P. C., Cardozo, R., Tbevent, A. and Lillehei, C. W.: Comparison of relative merits of occlusive and nonocclusive pumps for open-heart surgery. *J. Thoracic Surg.* **36**, 470-478 (1958).
- 20) Wallace, H. W. and Blakemore, W. S.: Intravascular and extravascular hemolysis accompanying extracorporeal circulation. *Circulation* **42**, 521-527 (1970).
- 21) Wright, E. S., Harpur, E. R., Dobell, A. R. C. and Murphy, D. R.: Plasma protein denaturation in extracorporeal circulation. *J. Thoracic and Cardiovas. Surg.* **44**, 550-556 (1962).
- 22) 上田 武: 開心術における体外循環の研究特に心腔還流量からみた送血量の制御について. *日胸外会誌* **15**, 810-824 (1967).
- 23) Miller, D. R. and Allbritten, Jr. F. F.: Coronary suction as a source of air embolism: an experimental study using the Kay-Cross oxygenator. *Ann. Surg.* **151**, 75-83 (1960).
- 24) Dewall, R. A. and Lillehei, C. W.: Design and clinical application of the Helix reservoir pump-oxygenator system for extracorporeal circulation. *Post-Grad. Med.* **23**, 561-573 (1958).

- 25) Donald, D. E., Harshbarger, H. G. and Kirklin, J. W.: Studies in extracorporeal circulation. II. A method for the recovery and use of blood from the open heart during extracorporeal circulation in man. *Ann. Surg.* **144**, 223-227 (1956).
- 26) Watkins, Jr. E. and Hering, A. C.: A suction apparatus for use during open cardiomy. *Arch. Surg.* **79**, 35-39 (1959).
- 27) Hirose, T., Burman, S. O. and O'connor, R. A.: Reduction of perfusion hemolysis by the use of atraumatic low pressure suction. *J. Thoracic and Cardiovas. Surg.* **47**, 242-247 (1962).
- 28) Andres, R., Zierler, K. L., Anderson, H. M., Stainby, W. N., Cader, G., Ghrrayib, A. S. and Lilienthal, Jr. J. L.: Measurement of blood flow and volume in the forearm of man; with notes on the theory of indicator-dilution and on production of turbulence, hemolysis, and vasodilatation by intra-vascular injection. *J. Clin. Invest.* **33**, 482-504 (1954).