

C.4. PCPS 操作マニュアル

C.4.1. はじめに

心肺機能を体外循環により代行させる人工心肺は、ブラッドアクセスとして経皮的カニューラが開発されたことにより、開心術だけに留まらず緊急時に対応できる生命維持手段としての期待が持たれるようになった。特に本邦においては小型人工肺や遠心ポンプの応用に加え、巧妙な充填方法や回路の簡素化と共に、PCPS(percutaneous cardio-pulmonary support；経皮的心肺補助法)として普及した。1995年に遠心ポンプ・人工肺・回路の一体となったEBS(Emergency Bypass System, キャピオックス, テルモ)が上市され、多くの施設で採用されると共にその普及に貢献した。機能面など部材を選択し、オリジナルの回路構成で行っている施設もあるが、基本原理や操作に関しては共通する部分が多い。本稿では、EBSを例にしたシステムの原理と使用方法に関して概説するものである。詳しくは専門書¹⁾等を参考にされたい。

C.4.2. PCPS システム概要

PCPSシステムの回路構成は、血液を引き込むための脱血カニューレ、遠心ポンプ、人工肺、送血カニューレからなり、血液を引き込む力と押し込む力は遠心ポンプで発生する圧力を利用している。システムの機能は右心房に回帰した静脈血に対してガス交換(炭酸ガス排出, 酸素添加)を行い動脈系に戻すことにより、心臓のポンプ機能と呼吸の代行を行うことである。つまり全身の循環を助け、ガス交換を代行する装置である。心臓に対する補助効果は

冠血流の維持と酸素供給、右心室前負荷の軽減である。左心室に対しては後負荷の増大を招き、左心機能が低下している場合は肺鬱血を助長させる場合もある。現在のPCPSシステムは強力な循環補助手段ではあるが、装備の簡略化により機動性が高い反面、異常に対する装置の制御や、危険を示すためのアラーム機能に関しては未だ問題を残している。維持管理においては血液損傷や低酸素血症、空気塞栓、血栓塞栓等を起こさないために、装置や構成部材の特性を理解した上で使用することはいうまでもなく、工夫を凝らした安全管理を行っていく必要がある。

1) 患者接続時の回路内圧力

図1はEBSの回路内圧力を示したグラフである。PCPS管理下の患者で、静脈圧が10mmHg、平均動脈圧が60mmHgの場合を想定し、PCPS回路内の圧力を考えた。標準的に用いられているカニューレサイズ(送血16.5Fr、脱血21Fr)を使用し、回路内を3L/minの血流が流れていると仮定する。

2) 脱血側

まず図2に示す脱血カニューレの流量-圧力損失特性をみると3L/minではおよそ85mmHgであり、圧力が低い状況であることがわかる。静脈圧が10mmHgの右心房から脱血カニューレ接続部で発生している圧力はマイナス75mmHgとなる。遠心ポンプ入り口までは3/8インチのチューブで接続されているが、ここでも圧力損失があり、仮に1.5mの長さであるならば図5より12mmHg程度である。脱血カニューレの接続部からさらに12mmHg低い圧力、即ちマイナス87mmHgであることが推定できる。

送血16.5Fr. 脱血21Fr.を選択した場合の回路内圧力

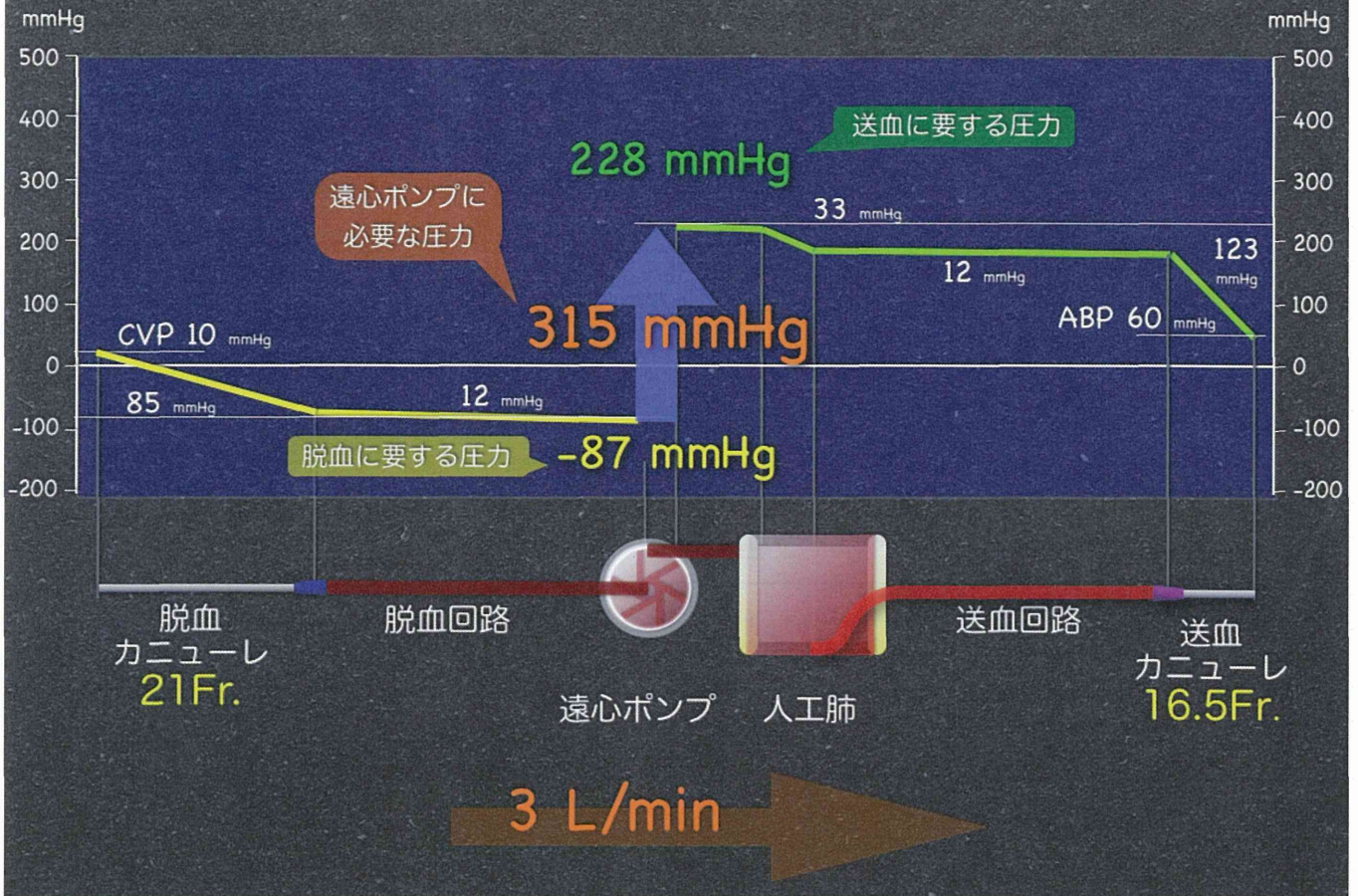


図1 送血16.5Fr. 脱血21Fr.を選択した場合の回路内圧力

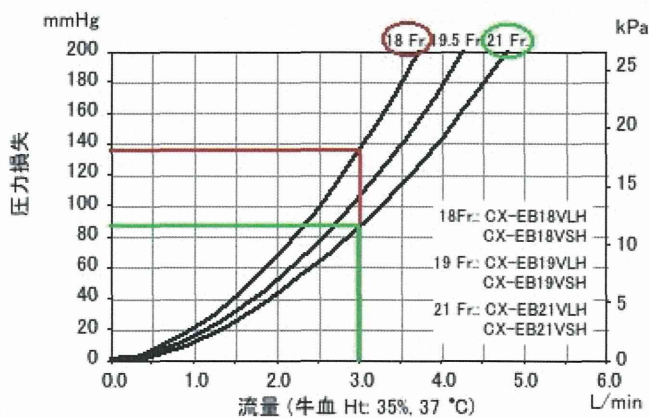


図2 脱血カニューレの圧力損失

(テルモ, キャピオックス経皮的カニューレ; 脱血)
添付文書のグラフをトレースし縦横比変更

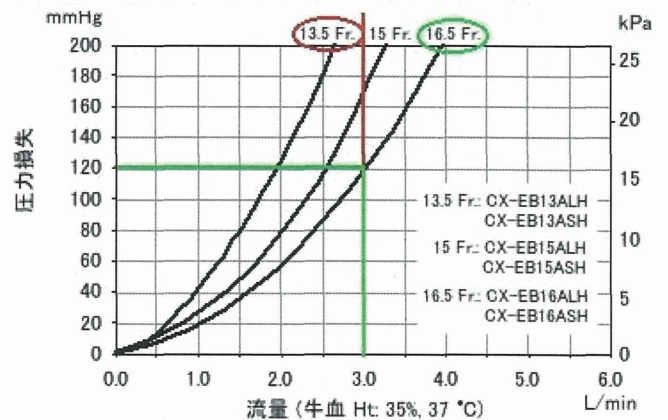


図3 送血カニューレの圧力損失

(テルモ, キャピオックス経皮的カニューレ; 送血)
添付文書のグラフをトレースし縦横比変更

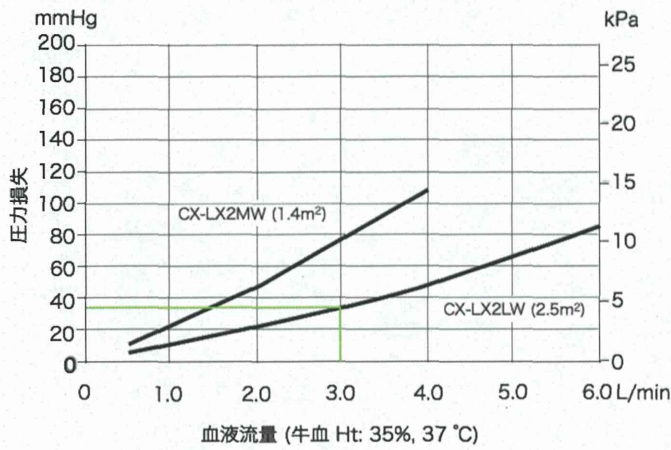


図4 人工肺の圧力損失
(テルモ, キャピオックス LX)
添付文書のグラフをトレースし縦横比変更

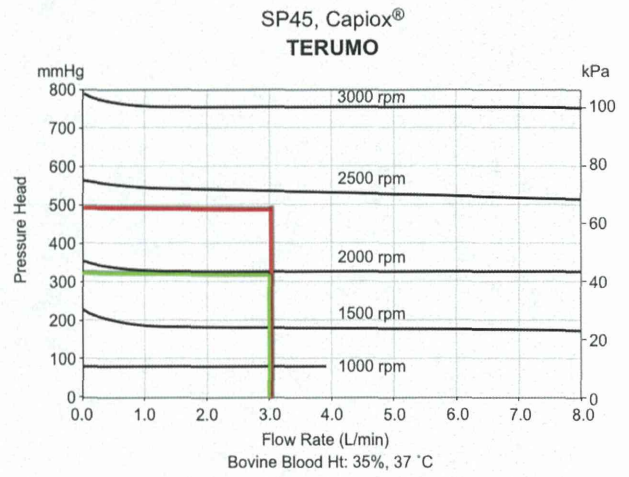


図6 遠心ポンプの特性
(テルモ, キャピオックス遠心ポンプ, SP45)
添付文書のグラフをトレース

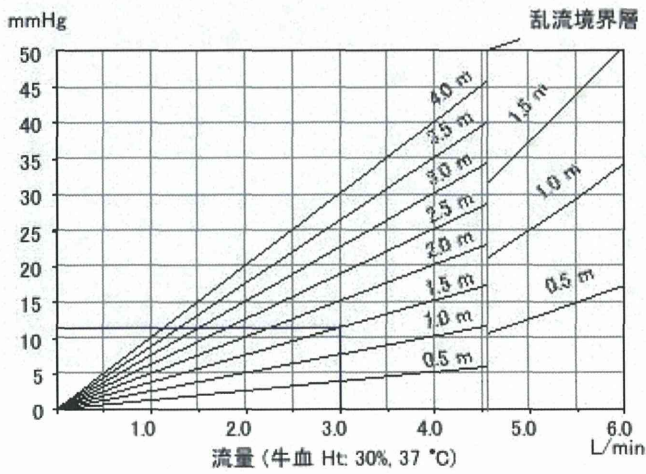


図5 3/8 インチチューブの圧力損失(理論値)

送血13.5Fr. 脱血18Fr.を選択した場合の回路内圧力

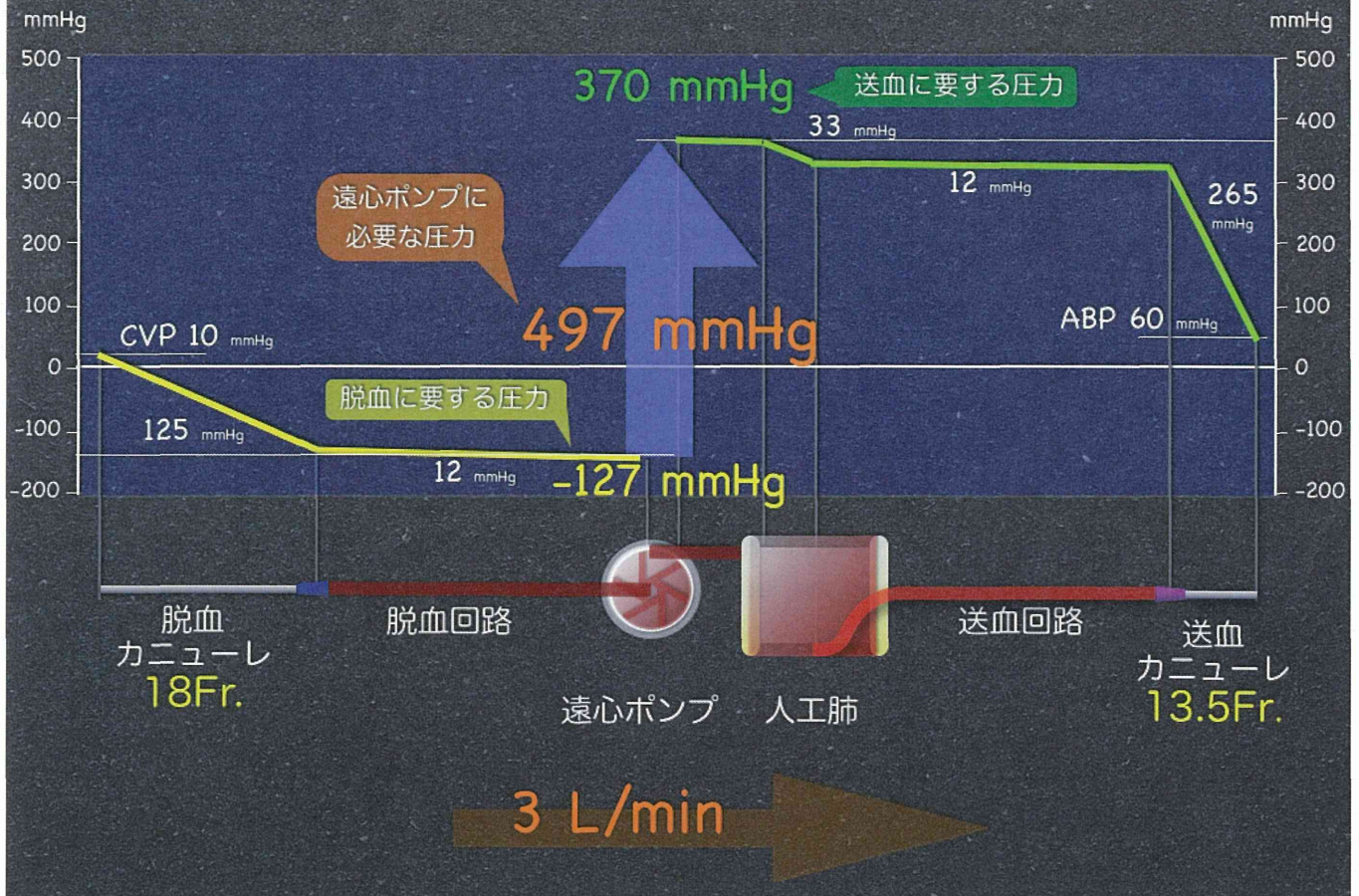


図7 送血13.5Fr. 脱血18Fr. を選択した場合の回路内圧

3) 送血側

送血側は生体の平均動脈圧 60mmHg に抗して血液を拍出させている。送血カニューレの圧力損失は図3より約120mmHgであり、脱血側と同様1.5mのチューブで接続されているなら12mmHg、人工肺の圧力損失は図4から約33mmHg、これらの合計が遠心ポンプ出口部の圧力であり、228 mmHgであることが推定できる。

4) 遠心ポンプ

遠心ポンプで発生させる圧力は脱血と送血に必要な圧力の総和であり、およそ315 mmHgの圧力を発生させている。図6は遠心ポンプの発生圧力と回転数、流量の関係を表したものであるが、315 mmHg、3L/minの交点付近は2000 rpm(回転/分)弱であることが推測される。ちなみにこのポンプ(SP45)の特徴は流量によらず、発生圧力はほぼ回転

数に依存している。図7は送脱血カニューレにそれぞれより細いサイズを選択した場合を想定している(決して現実的な想定でない)。同じ流量を得るためには500mmHg程度の圧力が必要となる。高い圧力が必要となる環境では、血液損傷が多くなることはin vitroの実験からも明らか²⁾であり、1日以上なお流量補助が必要な場合はカニューレの交換、追加を考慮する。

5) PCPS 施行にあたっての物理的特異性に関する注意点

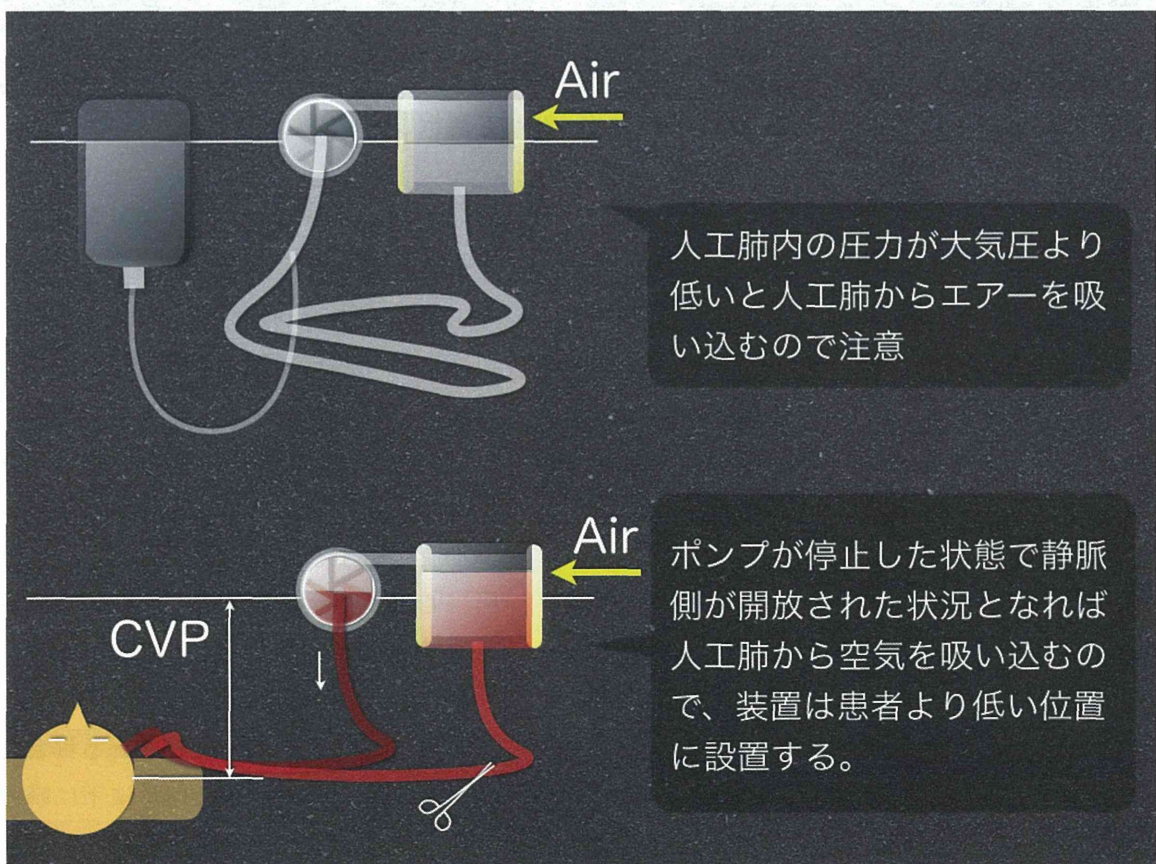
カニューレ接続などのため一時的に開放した回路が人工肺よりも低い位置にある場合や、プライミング終了後、充填液を不用意に下に降ろした場合など開始時に起こしがちな操作は人工肺の多孔質膜から容易にエアを吸い込む原因となる(図8)。またカニューレ接続時、終了時などにおいて、人工肺が

患者より高い位置に設置されているような環境を想定する。この環境で送血チューブをクランプし、血液ポンプが停止されたとするなら、患者の静脈圧が低い場合には人工肺から容易に空気が引き込まれる(図8)。従って人工肺は患者よりも低い位置に設置することが必要である。さらに人工肺より高い位置で回路の操作を行うことは予期せぬ空気の引き込みの防止に有効である。

循環中は図1、図7に示したごとく脱血回路内圧は大気圧より低い状態であり、容易に空気が引き込まれる環境であることを認識し、慎重な取り扱いが必要である。遠心ポンプ近傍に設置された脱血回路の側枝は最も陰圧の強くなっている場所であるため、ポンプヘッドも患者より低い位置に設置し、落差を大きく取った方が無難であるが、細い脱血カニューレが選択されている場合や、流量が多い場合には依然として陰圧であるので注意が必要である。

遠心ポンプは図6に示すごとく、ポンプ回転数と

流量からおよそのポンプ揚程(ポンプ出口圧と入口圧の差)が判る。おかれる流量においてカニューレ、人工肺、チューブの圧力損失を推定し、動静脈圧と圧力損失の合計がポンプ揚程であれば正常動作であると判断できるわけであるが、異常である場合に実際の問題発生箇所を客観的かつ容易に察知することも重要である。送血に関しては、人工肺入口、出口の送血圧をモニタリングすれば送血カニューレ、人工肺の異常を直接知ることが出来る。送血カニューレや回路の屈曲、血栓等による人工肺の圧力損失上昇は実際に観察される問題点であり長期管理を要する場合などはモニタリングを考えるべきであろう。脱血側はチャタリング(回路の振動)等が観察される場合は明らかであるが、屈曲や扁平などによる流量低下に関しては送血側のモニタリングと遠心ポンプの回転数から推測できるので、陰圧であることを考慮しモニタリングは省略しても問題ないであろう



人工肺内の圧力が大気圧より低いと人工肺からエアーを吸い込むので注意

ポンプが停止した状態で静脈側が開放された状況となれば人工肺から空気を吸い込むので、装置は患者より低い位置に設置する。

図8 人工肺からのエア引き込み例

C.4.3. 準備

1) デバイス側

- キャピオックスカスタムパックEBS心肺キット (L Xタイプ)
 - * ガスラインチューブ (φ6mm) 含む
 - * キャップ 2 個入×2 袋 含む
- キャピオックス経皮カテーテルキット (X)
 - 送血用カテーテル導入セット
 - 脱血用カテーテル導入セット
- チューブクランプ鉗子
 - 滅菌鉗子 2 本, 未滅菌鉗子 2 本 (必要本数)
- プライミング液: 細胞外液補充液
- ヘパリン
- 超音波ゲル



図 9

キャピオックスカスタムパックEBS心肺キット(左)
送血・脱血用カテーテル導入セット(右)

2) 機械側

- キャピオックス遠心ポンプコントローラー S P - 1 0 1 システム
 - * コントローラー本体、ドライブモーター
 - * 流量センサー
 - * ハンドクランク
 - * 専用ホルダー
- ガスブレンダー (必要に応じて用意する)
- ACT 測定装置
- 酸素ポンペ
- 温度モニター (必要に応じて用意する)

C.4.4. 組立

(キャピオックス®カスタムパックEBS®心肺キット)

アルコール、エーテルなどの有機溶剤は使用しない。また、人工肺は、患者より低い位置に設置することが望ましい。

- 1) EBS心肺キットを、清潔カバーを破らないように包装から取り出し、送血用ライン (赤)、脱血用ライン (青) のクレンメの開放を確認する。
- 2) 遠心ポンプのカバーを外す。ドライブモーターからマグネットカバーを外す。
- 3) 心肺キットのハンドルを持ち、ドライブモーター下の白いガイドに遠心ポンプのリブを挿入し、前方へ押し込んで遠心ポンプをセットする。(図 10)

—注意—

遠心ポンプの装脱着は、遠心ポンプコントローラーの回転数表示が「0」の状態で行う。

- 4) ハンドルを前方へ押し込んで専用ホルダーの固定フック部に人工肺部背面のリブを挿入し、人工肺部をセットする。(図 11)

—注意—

遠心ポンプの底面がドライブモーターの遠心ポンプ装着面と密着し、スライドフックが戻っていることを確認する。



図 10



図 11

- 5) 人工肺上部の黄色いキャップを確実に閉める。(図 12)

* 熱交換器付きタイプの心肺キットを使用する

場合には、熱交換水ラインを水ポートに接続する。(図 12)

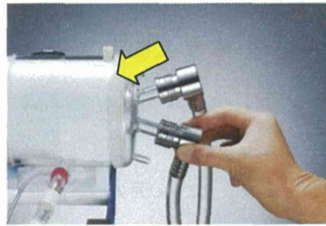


図 12

水を 5 分以上循環させ、漏れがないか確認する。

*) 温度をモニタリングする場合には、温度モニターケーブルをルアーサーミスタに接続する。

6) ガスラインをガスポート (GAS IN) に接続。必ず接続前に酸素が流れることを確認する。

—注意—

ガスポート (GAS OUT) は閉塞しない。

7) 流量コネクタに超音波ゲルを塗布する。

8) 流量センサーを人工肺部送血用ライン (赤) の流量コネクタの窓に取り付ける。

「カチッ」という音を確認。

C.4.5. 充填

プライミング液として、細胞外液組成もしくは等張性晶質液で行う。(晶質液によるプライミングは回路内の気泡除去を容易にする。血液製剤や血漿分画製剤の使用は避ける。)

1) 装置前面の「電源」スイッチを入れる。背面のサーキットブレーカーの「ON」を確認する。

(図 13)

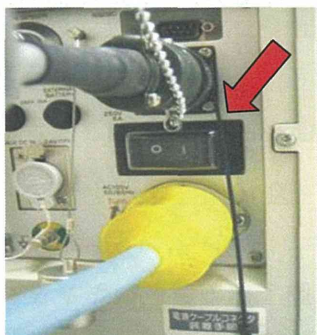


図 13

2) ビン針をプライミング液入りバックにつなぎ、クレンメおよび三方活栓を開く。プライミングバック内の空気を追い出した後、落差で回路内を満たしていく。時間を短縮する目的で落差を十分にとるか、加圧バッグなどを用い圧力をかけても良い。

3) 血液回路、遠心ポンプにプライミング液がほぼ充填されたら、ホルダー回転用取手部を引き出す。専用ホルダーの回転ロックを解除し、ホルダー全体を上へ 90°回転させる。(図 14)

—注意—

回転後、回転ロックをロックし、ホルダーが倒れないことを確認する。

90°回転させる際、ホルダー回転用取手部にチューブをしっかり乗せて回路が折れないようにする。



図 14

4) 遠心ポンプコントローラーの表示が「READY」であることを確認し、「AUTO-PRIMING」スイッチ (白ボタン) を押す。(図 15)

—注意—

プライミング液を充填しない状態で遠心ポンプ部を作動させないこと。遠心ポンプ破損を招く。オートプライミングの前に回路を十分満たすこと。



図 15

- 5) 遠心ポンプの回転中、回路の気泡抜きを行う。
人工肺部サンプリングラインのポートキャップを外し、シリンジを付け、三方活栓を開放。
サンプリングラインの気泡を抜く。
三方活栓のキャップのうち通気性のあるものは、通気性のないものに交換する。
- 6) 専用ホルダーの回転用取手部を持ち、ホルダー一回転ロックを解除してホルダーを 90° 回転させ、元の姿勢に戻す。
- 7) 「AUTO-PRIMING」スイッチを押し、オートプライミングを終了する。
- 8) 遠心ポンプコントローラーのモーター回転数調節つまみが「0」の位置にあることを確認し、「START」スイッチ（緑ボタン）を 0.5 秒以上押す。
- 9) 送血用ライン（赤）を鉗子でクランプして、最大回転数 3000rpm で約 30 秒間回転させ、漏れ等の異常がないかを確認する。この際送血ライン（赤）をクランプしたままの状態を続けないこと。

—注意—

送血用ライン（赤）をクランプしたままで長時間遠心ポンプを回転させないこと。プライミング液の温度が上昇しプライミング液変性や遠心ポンプの破損などの可能性がある。

確認後、回転数を「0」にして、「STOP」スイッチを 1 秒以上押し、回転を止める。送血用ライン（赤）の鉗子を外す。

- 10) スライドフックを引上げて遠心ポンプをドライブモーターから外し、遠心ポンプの裏側も完全にプライミングされていることを確認し、再度セットする。
気泡が残っているときは、再度駆動させる。
プライミングラインのクレンメおよび三方活栓を閉じる。
- 11) 清潔カバーの上から送血用ライン（赤）と脱血用ライン（青）のクレンメを閉じる。閉じないまま循環を開始すると、送血回路内にエアが混入する可能性がある（図 16）

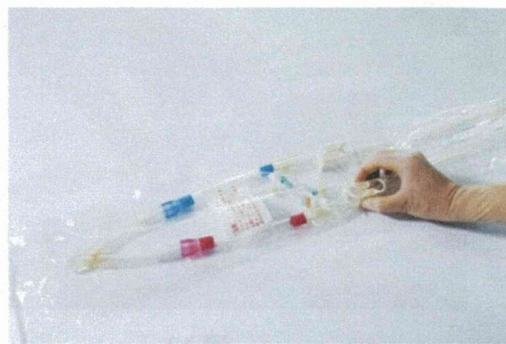


図 16

他の PCPS 回路、人工肺のプライミングは各メーカー取扱説明書に従うこと。

C.4.6. 充填後の確認

- 1) 清潔カバー内の送血用ライン（赤）と脱血用ライン（青）のロックコネクタを締める。
- 2) 送血側ライン、脱血側ラインにある三方活栓を完全に閉じる。
- 3) 清潔カバーの上から送血側ライン（赤）と脱血側ライン（青）のクレンメを閉じる。
- 4) プライミングラインのクレンメおよび三方活栓を完全に閉じる。
- 5) 人工肺出口部サンプリングラインの三方活栓を完全に閉じる。
- 6) ガスラインを人工肺のガスポート（GAS IN）に接続されていることを確認する。
- 7) 温度モニターケーブルがルアーサーミスタに接続されていることを確認する。
- 8) 流量コネクタに超音波ゲルを十分に塗布し、流量センサーを人工肺部送血用ライン（赤）の流量コネクタの窓に矢印と血液の流れる方向を合わせて「カチッ」と音がするまでしっかり装着する。（図 17）
- 9) 送血用ライン（赤）を鉗子でクランプする。

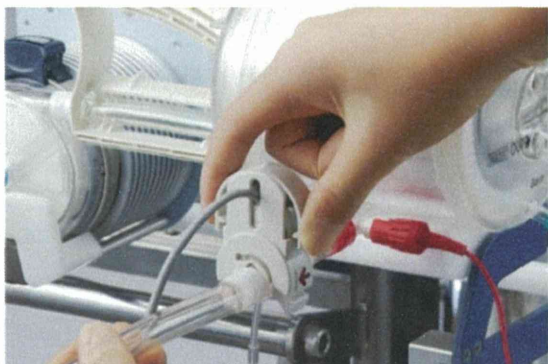


図 17

C.4.7.開始手順

- 1) 人工肺出口側を鉗子でクランプする。
- 2) 清潔カバーに入った回路を、注意して開封し術者に渡す。
- 3) 術者が清潔回路をつかんだら、袋を全て外す。
- 4) 術者に送血、脱血回路を鉗子でクランプしてもらう。
- 5) 術者に、A・Vロックコネクタ間のチューブを外してもらい、回路の送血用ライン（赤）と送血カテーテル、脱血用ライン（青）と脱血カテーテルを接続してもらう。（図 18）

—注意—

送血カテーテルに送血用ライン（赤）、脱血カテーテルに脱血用ライン（青）が接続されていることを確認する。

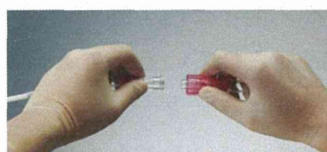


図 18

- 6) 接続後術者側の鉗子を開放する。接続時には、エアが入らないように接続する。
- 7) 残存エアがある場合は、術者側の送血・脱血用ラインにある側枝からシリンジ（ロック付

きが望ましい）にてカテーテル側よりエア抜きを行う。

—注意—

人工肺から気泡を吸い込む可能性があるため、術者側の送血・脱血用ラインにあるクレンメは絶対に解放しないこと。

- 8) 脱血用ライン（青）のクレンメおよび脱血用カテーテルの鉗子（クランプ）を確実に開放する。

—注意—

脱血用ライン（青）をクランプした状態でポンプを回転させないこと。

- 9) 送血用カテーテルに鉗子をかけた状態で、コントローラーの「START」スイッチ（緑ボタン）を押し 1000rpm 程度で回転させる。血液の逆流を防止するため、ポンプの吐出圧が動脈圧を上回ってから、術者の指示でゆっくりと送血用ライン（赤）のクレンメ、送血用カテーテルの鉗子（クランプ）を開放し、体外循環を開始する。
- 10) 酸素を吹送する。（例として、酸素濃度 100%・酸素流量 3L/min）

—注意—

- ・ ガス流量は 20L/min 以下で使用する。
- ・ ガスの吹送は血液の循環を開始した後に行うこと

- 11) 徐々に回転数を上げて適正流量にする。回転数を上げて血液流量が変化しないときは、脱血不良および回路のキンクが考えられるので、無理に回転数を上げないこと。
- 12) 酸素濃度、酸素流量、血液流量、遠心ポンプの回転数、時間等を確認する。
- 13) 送脱血用ラインの色を目視し酸素加されていることを確認する。また、回路の震えや屈曲が無いことを確認する。
- 14) 記録表に必要事項を記載する。

C.4.8. チェックリスト

使用開始前、カニューレ接続時および PCPS 開始時におけるチェックリストを示す（表 1）。

チェック項目		解説
1 開始前		
<input type="checkbox"/>	回路のクレンメが閉まっているか確認	回路開放時のエア混入を防止する
<input type="checkbox"/>	プライミングラインの確認	開始時にプライミングラインを開けたままにしておくとバック内に残っている充填液が負荷される エアが残っていれば回路内に入る危険がある やむなく急速補液が必要な場合はエア除去済輸液バックを接続する
<input type="checkbox"/>	側枝の三方活栓が閉じていることを確認	運転時のエア混入・血液の漏出を防ぐ
<input type="checkbox"/>	人工肺出口に鉗子をする	PCPS には逆流防止機構がないため動脈側からの逆流を防ぐ
<input type="checkbox"/>	酸素供給チューブが供給源とガスポートに接続されているか	ガス交換を確実にに行える状況でなければならない
<input type="checkbox"/>	抗凝固剤の有無を確認する	必要に応じて投与する
2 カニューレ接続		
<input type="checkbox"/>	確実にエア抜きがなされているか確認	回路内のエア混入を防ぐ
<input type="checkbox"/>	誤接続に注意する	送血側・脱血側の取り違いを防ぐ
3 開始		
<input type="checkbox"/>	回路クレンメを開放しているか確認	脱血側回路閉鎖に伴う陰圧によるエアの発生を防ぐ
<input type="checkbox"/>	遠心ポンプの回転数を 1000rpm にする	鉗子開放時、確実に V→A に流れるよう回転数を上げておく
<input type="checkbox"/>	酸素濃度 100%、適切な酸素流量が吹送されていることを確認	開始直後から確実に酸素加血を送るため酸素の吹送をしておく
<input type="checkbox"/>	人工肺出口部の鉗子をゆっくり開ける	脱血・送血の状態を確認する
<input type="checkbox"/>	脱血・送血の色を比較し違いがあることを確認	確実に酸素加された血液が送血されているか確認する
<input type="checkbox"/>	送脱血に問題なければ血流量を目標値にあげる	目標量が確保できるかを確認する
<input type="checkbox"/>	回路のふるえがないか脱血回路に触れてみる	脱血が不良であれば回路が振動するので触ってみる
<input type="checkbox"/>	遠心ポンプの状態を確認	異音や振動が無いことを確認する
<input type="checkbox"/>	血液リークがないか確認	目標量が循環している状態で回路・人工肺の血液リークを確認
<input type="checkbox"/>	回路の固定を行う	回路の屈曲や脱落を防止する
<input type="checkbox"/>	人工肺出口部の側枝から採血し血液ガスを測定	人工肺の酸素加能を評価する

表 1 PCPS 開始時のチェックリスト

C.4.9. PCPS 維持

- 1) PCPS 灌流中の操作・条件の変更は、医師と協議のうえ行うこと。なお、緊急時は適切な処置後、医師に報告すること。
- 2) 脱血カテーテルから遠心ポンプまでは、血液回路内に高い陰圧がかかっているため、エアの混入に十分注意すること。
- 3) 遠心ポンプの出口から、送血カテーテルまでは、血液回路内に高い陽圧がかかっているため、血液の流出に注意すること。(図 19)
- 4) 灌流中は回路テンションに注意すること。特に、体位変換時などは不用意に回路が引っ張られることがあるため、十分に回路長をとって行うこと。また、患者処置中は PCPS の流量を確認しながら行うようにし、流量が変化した場合には、かならず回路の折れなどを確認すること。IABP 併用中は、PCPS 回路同様に IABP 回路に注意を払うこと。
- 5) PCPS の電源は出来る限り瞬時特別非常用電源から取ることが望ましい。また、同一系統のコンセントに、超音波診断装置などの電源を接続しないこと。(電源容量がオーバーしてブレーカーが落ちる可能性があるため) また、バッテリーで作動していないか確認するとともに、常に AC 電源を確保しておくこと。また非常時に備えハンドクランクを準備しておくこと。
- 6) 灌流中は、適宜採血を行い、人工肺のガス交換能、灌流条件のチェックを行うこと。(混合

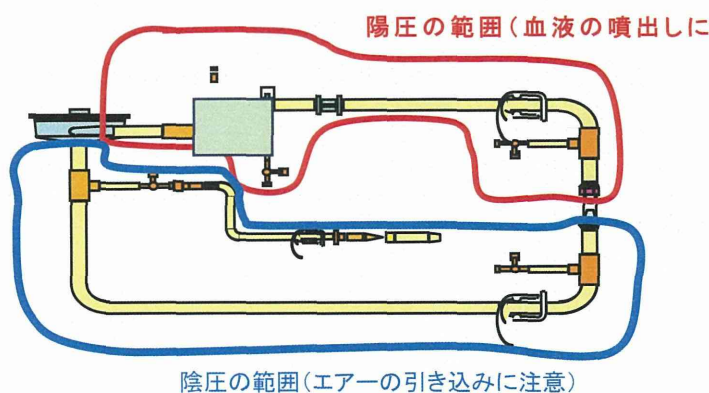


図 19

静脈血酸素飽和度 60~65%以上) なお、採血時は可能な限りロックシリンジを使用し、空気混入、出血の防止策をとること。

- 7) 人工肺を評価する場合は、人工肺部のサンプリングラインから採血して行うこと。

(図 20・21)



図 20

- 8) 運転中は必要に応じて、血液ガス・電解質をチェックすること。
- 9) ACT は 160~180sec^{※1}を維持すること。
- 10)人工肺の酸素フラッシュを定期的に行い、ガス交換能の維持と血漿リークを予防すること。
- 11)血液浄化装置 (CHF, CHDF) の接続は、出来る限りバスキュラアクセスカテーテルから行うこと。
- 12)PCPS の最低流量は、血栓の形成を考慮し 1L/min^{※2}以上を維持すること。

—注意—

※1, ※2 に関しては、技士部会参加施設で妥当な数値であることが確認された。

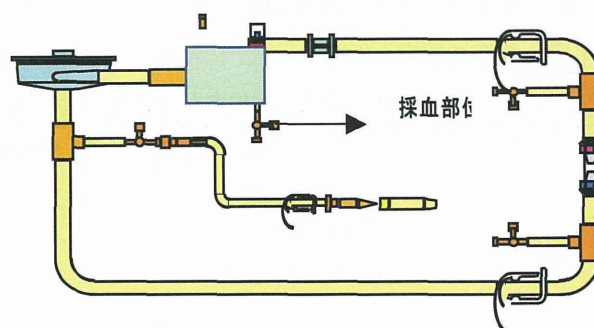


図 21

C.4.10. 離脱

体外循環補助下で心機能や呼吸機能が安定し、離脱に向けた治療が開始されると、遠心ポンプの補助流量の減少とともに人工肺のガス設定の変更を行う。補助流量を減少することで、より厳密な ACT チェックが必要になるとともに、血液ガス分析値や各種バイタルサインチェック、尿量の確認が重要となる。自己心から肺への血流が増えると、喀痰の量も多くなるため、気管内吸引も頻繁に行われる。送血カテーテルの留置部位を考慮した酸素加能の評価を始めとした心機能の回復を総合的に評価しながら、補助流量と自己心血流量のバランスを決定することが肝要である。

1) 離脱時の操作手順

- ① 自己心機能の回復の評価は、経食道エコー、ETCO₂、尿量、サーモダイリューションカテーテルなどより得られる各種パラメーターにより十分に行う。
 - ② 全身の循環不全徴候がなければ、数時間毎に補助流量を徐々に減少させ、目標の循環動態の維持が図られることを確認しながら 1.0L/min 程度まで補助流量を減ずる。
- 注意—
- 全身状態を確認しながら人工呼吸器の調整を行う。
- ③ 補助流量を 1.0L/min 以下まで減少させても循環不全徴候がなければ離脱を考慮する。
 - ④ 輸液ルートの確認、血液製剤の準備、急速輸液・輸血ラインの準備、予備回路の準備を行う。
 - ⑤ PCPS からの離脱

血行動態の変化に対して薬剤での対処等に余力のある状況ではそのまま離脱をすることになる。離脱の可否を最終的に判断するために、on/off テストを行う施設もあるが、その際は回路内血栓防止に注意する。(例 送血回路を鉗子で遮断し、経食道エコー、ETCO₂、血圧等の循環動態の変化を注意深くみる。)

- ⑥ 患者の状態を注意深く監視し、緊急時に対応出来るように備える。

C.4.11. 回路交換

準備物品

- ・ 別のコンソールもしくはバックアップコントローラー、手回しハンドル
- ・ 新しい回路
- ・ プライミング液
- ・ チューブ鉗子 (滅菌 4 本程度と未滅菌 2 本程度)
- ・ シリンジ (エア抜き用)
- ・ 清潔ドレープ

交換準備

1. カニューレとの接続部分を消毒した後、清潔なドレープを下に敷く。
2. 別のコンソールもしくはバックアップコントローラーを使用して新しい回路を充填する。
3. 新しい回路を交換しやすい位置に配置し、回路接続部は同一清潔野に鉗子やエア抜き用のシリンジ等を準備する。新しい回路の回路側枝の状態を最終チェックする。
4. 使用中の回路から流量センサー、熱交換器プラグなどは交換する前に取り外しておく。

交換手順 (図 22)

回路接続を行う係 (2-3 名)、と機械側操作を行う係 (1-2 名) それぞれが同時進行し、タイミングをあわせながら確実な操作を行うことが必要となる。

- ①-1 送血チューブの交換部を離断する前後でクランプし、同時にポンプの回転を停止する。
- ①-2 直後に脱血回路を同様にクランプ。
- ①-1 の直後に機械側の回路をはずし、②新しい回路に付け替える。(別のコンソールがあればこの操作は不要)
- ② 回路を離断し、③新しい回路と接続 (エアが

入らないように注意する。接続部付近の側枝にシリンジを取り付けて気泡除去を行う場合は患者に近い側のクランプを解除して患者の血液を引き込みながら行うこと。回路側を開放すると人工肺からエアを引き込むことになる。）

②機械側は新回路をセットし、流量計、酸素

ガスライン、熱交換器の付け替えを行う（熱交換器の接続は後からでも可）。逆流の無いように回転数を維持しておく。

以上までの行程が終了したら④-1 脱血側のクランプを開放し、次に④-2 送血側の回路を開放する。

目標流量まで回転数を上げる

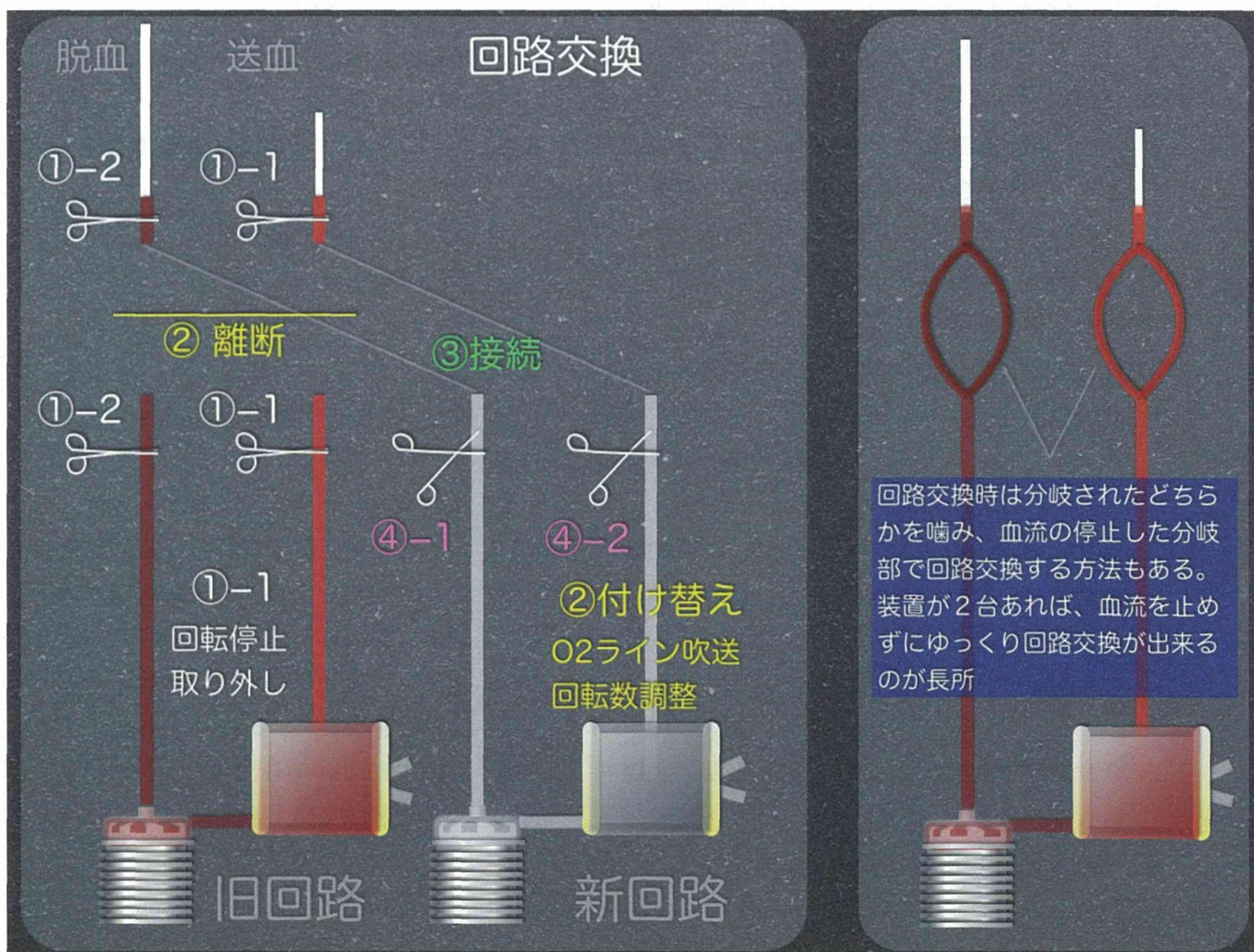


図 22. 回路交換手順

図の左は一般的な方法、右は血流を止めずに行う方法で、一部の施設で行われている。

参考・引用文献

- 1) 松田 暉：新版 経皮的心肺補助法 PCPS の最前線，秀潤社，2004
- 2) 荒木賢二，妙中義之，増澤 徹，脇坂佳成，中谷武嗣，赤城治彦，馬場雄造，松尾義昭，榊雅之，渡 正伸，YoungHwan Park，高野久輝：

- 遠心ポンプにおける in-vitro 性能評価. 人工臓器 23 (3): 898, 1994
- 3) テルモ株式会社：キャピオックス EBS の使い方
- 4) EBS 心肺キット取扱説明書

C.5. PCPS (V-A Bypass) 中の IABP について

PCPS (V-A Bypass) あるいは IABP での単独の補助が十分でない状況では、補助効果を上げる目的でしばしば双方を併用することがある。蘇生手段として PCPS を施行する場合は、原則双方の併用を推奨しているが、本稿ではその意義と IABP の基本原理を概説する。

C.5.1. PCPS(V-A Bypass)の血行動態に対する補助効果と弊害

一般的な PCPS の血行動態に対する補助効果と弊害

効果：前負荷(preload)の低下と血流量の増加

弊害：後負荷(afterload)の増加

右心房に回帰する血液を引き込むことで心臓に対する preload は低下する。引き込まれた血液は人工肺・熱交換器を通過し、動脈血として大動脈へ送血され、血圧の上昇とともに、諸臓器への血流が増加する。これが PCPS の血行動態に対する補助効果である。

一方で、動脈圧に抗して送血するため、afterload の増加に伴って左室駆出抵抗は増大する。左心機能の低下した状態では左室拡張末期圧(LVEDP)は上昇し、肺循環系や左心系内の血液は、いわば袋小路の状態となり、血栓形成や肺鬱血を招来することに注意が必要である。極端なケースでは左室拡張末期圧(LVEDP)の上昇により僧帽弁の逆流が発生し、肺循環系を血液が逆流する様子が観察されることもある。preload の低下で肺血流が減少するとはいえ、中心

静脈圧、心機能、補助流量により、LVEDP は容易に変化することに注意しなければならない。

- 1) 左心不全かつ右心不全の無い場合は afterload により LVEDP は上昇しやすい。
- 2) 両心不全の場合は左心不全と afterload の程度によって LVEDP は上昇する。
- 3) 右心不全が主たる機能不全である場合は中心静脈圧の調整で LVEDP は下降し、通常他の機械的補助を必要とすることはない。

1)、2)において PCPS の依存度が大きい場合、左室内の血液は閉じ込められた状態であり、強心薬の投与が心不全を悪化させる要因となることに注意しながら、血管拡張薬や IABP による afterload の軽減に努めなければならない。但し IABP 併用に関する最近の報告において、心室細動の場合には、わずかな大動脈弁逆流により、IABP による圧力補助がかえって左室圧を上昇させる要因となり得ることも確認されている。IABP 挿入のタイミングとしては、少なくとも心電図上で心室の収縮電位が確認された状況においてから考慮しても問題ないであろう。

また心機能の改善に長期化が予想される場合は LV venting や左心補助心臓(LVAD: Left Ventricular Assist Device)のように確実に左室庇護のできる補助手段を考慮する必要がある。

C.5.2. IABP の血行動態に対する補助効果と限界

IABP の血行動態に対する補助効果は systolic unloading・afterload の減少により心筋酸素消費量を低下させ diastolic augmentation により心筋への酸素供給を増加させることで心拍出量を増加せしめるものである。

血流補助効果は心拍出量に依存し、およそ 10~20%程度増加するといわれている。但し、下記に示す条件下では効果が期待できない¹⁾。

- ・ 心係数が 1.6 L/min/m² 以下
- ・ 平均左房圧 30mmHg 以上
- ・ 肺体血流量比(Qp/Qs)4.5 以上
- ・ 左室駆出率(EF)0.3 以下
- ・ 左室拡張末期容積(LVEDV) 200 mL/m² 以上
- ・ 心筋梗塞の範囲が左室自由壁の 50% を超える場合

C.5.3. PCPS 併用による効果と限界

PCPS は右心房の血液を脱血することにより preload を軽減するが、afterload を増大させる。IABP は systolic unloading により afterload を軽減し、左室の前駆流量を上昇させる。これら役割が異なる双方の併用は心機能を補助する観点からは合理的であり、実験的にも心筋需給バランスが改善²⁾し、虚血心筋に対する治療効果も PCPS 単独より高いこと³⁾が示されている。しかし

ながら PCPS によって上昇した動脈圧に抗して、左室収縮期の駆出圧力が低ければ(大動脈圧 \geq 左室内圧)左室内の血液を駆出することはできないため、このような状況では LV venting や LVAD の考慮が必要である。

C.5.4. IABP の原理

IABP は図 1 に示すごとく大腿動脈より円筒形のバルーン(IAB)を挿入し、その先端は鎖骨下動脈直下(2cm)、下端は腹腔動脈より上部に置く。IABP は、この IAB を心周期に同期させながら拡張と収縮を繰り返すものである。

心室収縮期直前の急速な IAB 収縮(deflation)は大動脈圧を低下させ、その結果収縮期圧が低下する(systolic unloading)。心仕事量の軽減により酸素消費量は減少する。

心室拡張期には IAB を拡張(inflation)させ拡張期血圧が上昇する(diastolic augmentation)。拡張期血圧の上昇により冠血流が増加し、心筋への酸素供給は増加する。また諸臓器への血流も増加する(図 2)。体格に合わせ適切な IAB サイズの選択が必要であり、現在市販されている IAB の一覧を表 1 に示した。また現行市販機種の特徴を表 2 に示したので参考にされたい。

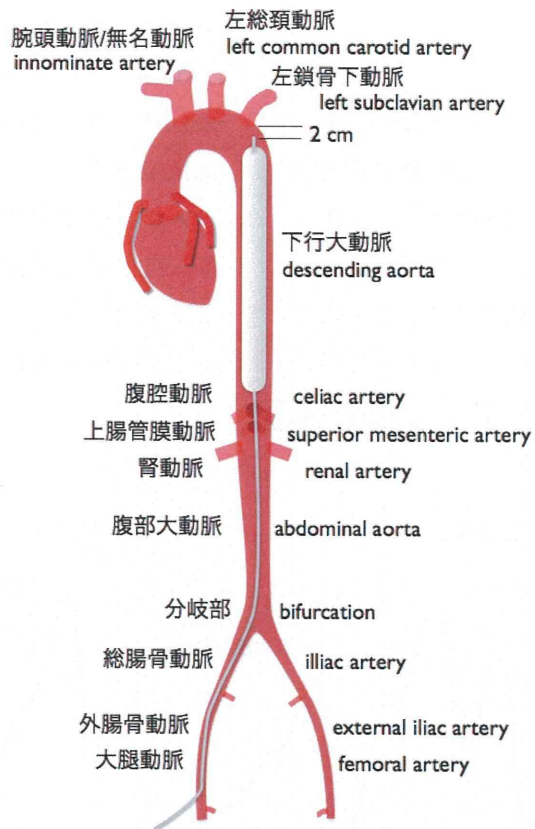


図1 挿入位置

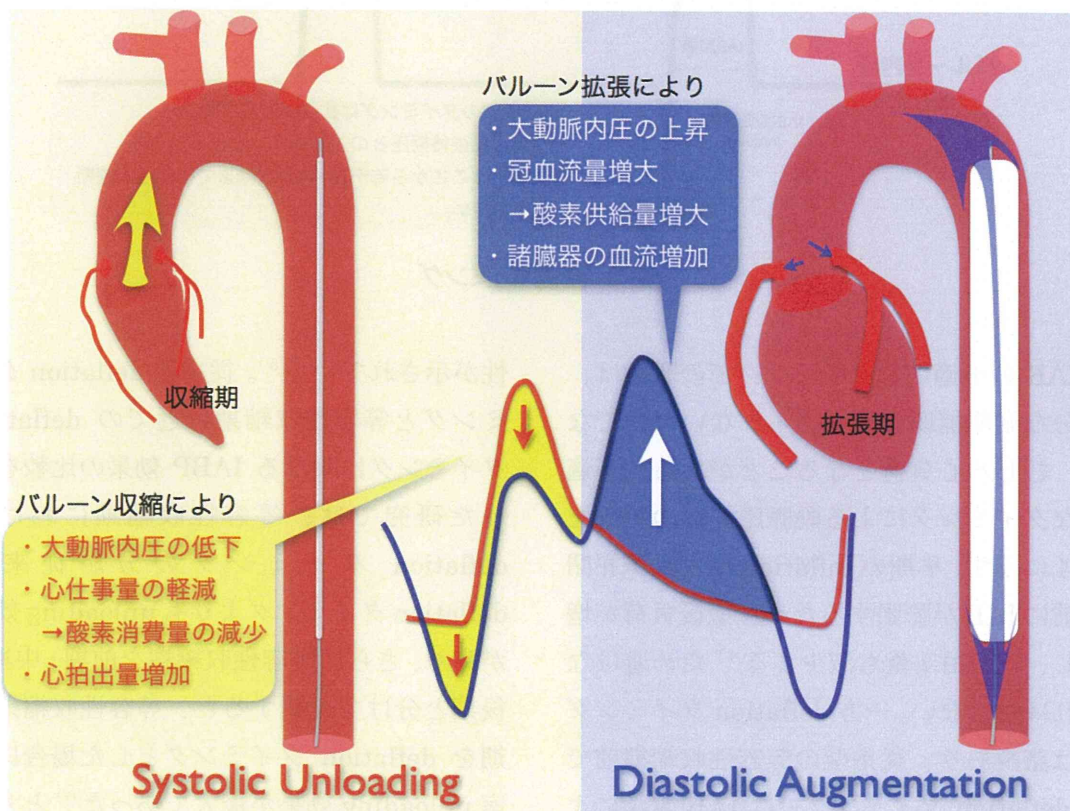


図2 IABPの原理

C.5.4.1. 至適タイミング

IAB の適切なタイミングは図 3 に示すように、通常は心電図により心周期の同期を行うが、確認に当たって同期比を 1 : 2 として自己の血圧と比較しながら inflation・deflation タイミングを調整する。大動脈圧は大動脈弁の閉鎖するタイミングで血管の

コンプライアンスによるノッチが現れる。これがディクロティック・ノッチ(dicrotic notch)と呼ばれるもので、これを IAB inflation タイミングとする。deflation タイミングは拡張終期圧が最小となるところ、即ち自己拡張終期圧との差が最大となるように deflation タイミングを調整する。以上は一般的にいわれる至適タイミングである。

1:2作動にてタイミングを確認

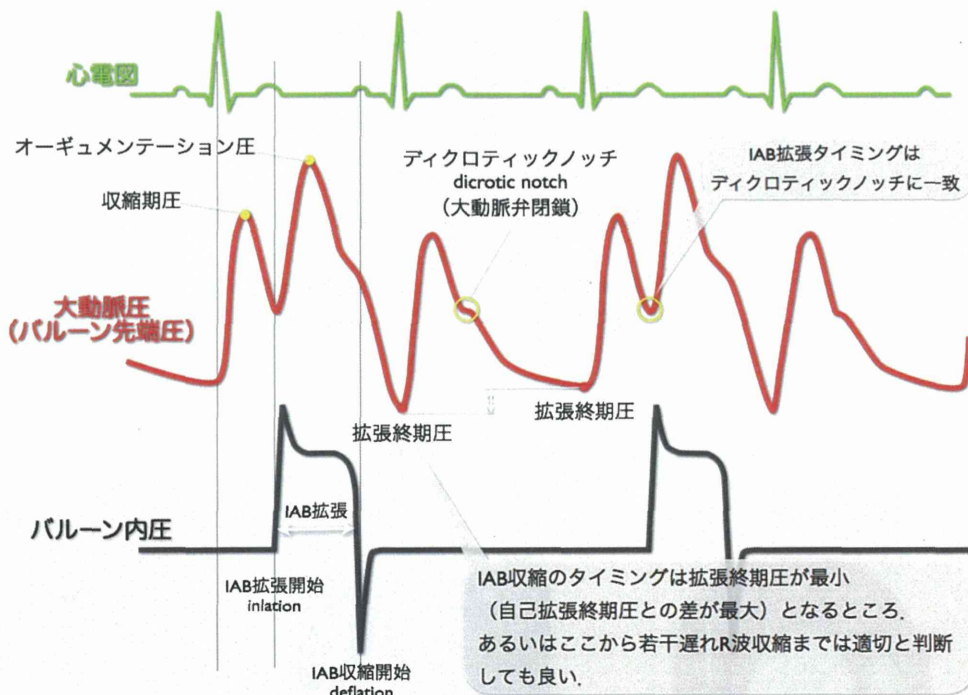


図 3 至適タイミング

IAB の不適切なタイミングでの駆動は、十分な循環補助効果が得られないだけでなく、むしろ心負荷となることがある。不適切なタイミングによる動脈圧波形の特徴を図 4 に示す。早期の inflation は大動脈弁閉鎖前に IAB が膨張するため左室後負荷が増大し、一回拍出量も減少する⁴⁾ ため避けなければならない。一方 deflation タイミングには諸説あり、従来型の等容性収縮期前での deflation タイミングでは IAB 収縮によって冠動脈の血液に逆流現象が生じる可能

性が示されている⁵⁾。従来型 deflation タイミングと等容性収縮期付近での deflation タイミングにおける IABP 効果の比較を行った研究では、等容性収縮期における deflation タイミングの方が従来型 deflation タイミングよりも unloading 効果が高く、さらに等容性収縮期を前期・中期・後期と分けて比較すると、等容性収縮期中期を deflation タイミングとした場合に左室 unloading 効果が最大であった⁶⁾ とする報告もある。現行機種においてはオートタ

イミングのモードにおいて deflation を遅くするセッティングや R 波収縮がこの条件

に近く

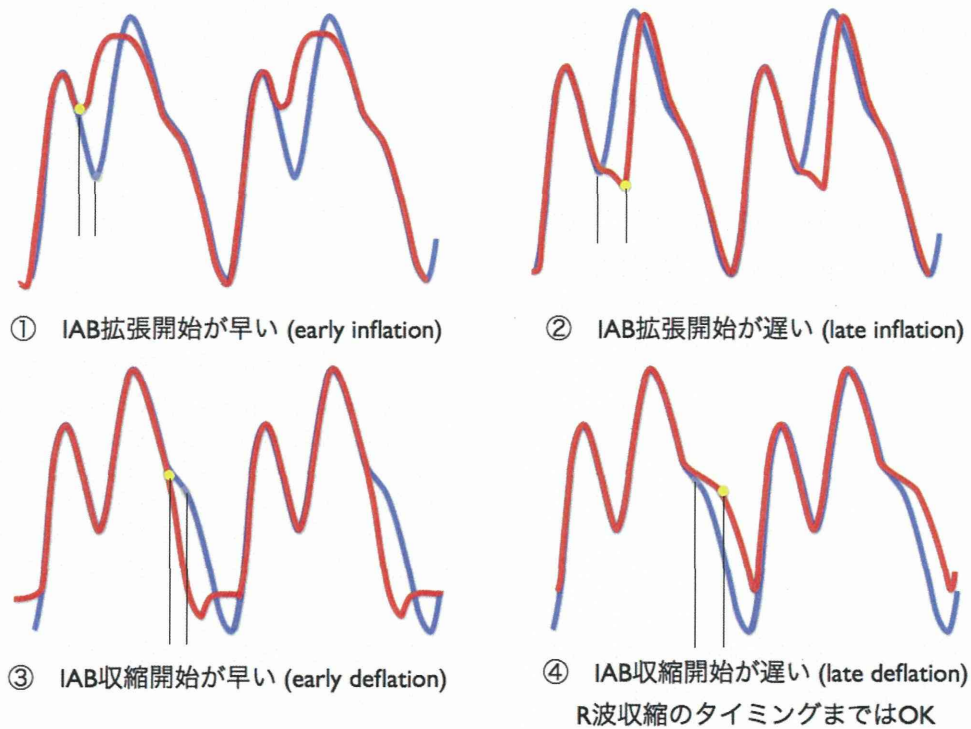


図 4 不適切なタイミング

C.5.4.2. 正確な同期を行うための工夫

IAB 同期は心電図で行い、タイミング調整は IAB の先端圧で行うのが原則である。先端圧以外で調整する場合は脈波伝達遅延を考慮しなければならない。例えば橈骨動脈において inflation/deflation は 35-50 msec 前に合わせる必要があるとなる。

IABP 装置を適切なタイミングで駆動させるためには安定した同期信号を得る工夫が必要である。同期信号は心電図、動脈圧が用いられるが、何れの場合においてもノイズの混入は誤作動の原因となるため、ノイズの原因は必ず除去する必要がある (図 5)。心電図において R 波が正確に認識でき

ない場合は、3 点誘導式であれば胸部近似誘導 (MCL 1~6) 等、誘導法を工夫することによって、駆動可能な同期信号が得られる場合がある (図 6)。5 点誘導の場合は一番同期しやすい誘導を探す。生体情報モニター等の外部機器の出力する心電図を利用する場合は外部機器の誘導選択や感度調整により同期しやすい波形を得るようにする。なお外部機器の出力はリアルタイム出力でない場合もあり、若干の遅れが生じている場合があるので事前に確認を行っておく。このような工夫を行っても R 波の認識が困難である場合には、後述の各同期モードの特徴や目的を考慮して、適切なモード選択を行う。

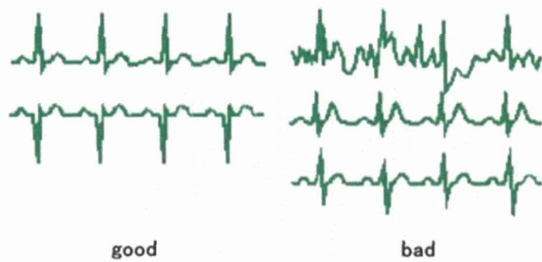


図5 安定動作が可能な良好な心電図(左)と誤作動の可能性のある心電図(右)

ARROW INTERNATIONAL.AROW 2 Intra-Aortic Balloon Troubleshooting.2002 (改変)

良好な心電図波形はP波やT波と比較してR波が十分に大きくノイズの混入もない。一方、不良波形はノイズが混入(上段)、P波やT波の高さが大きくR波の高さも不十分であるため、誤認識を起す可能性がある。

C.5.4.3. IAB と駆動装置

近年では下枝虚血予防目的でIABカテーテルの細径化が行われているが、シャフトの細径化によって駆動ガス供給ラインも細径化され流路抵抗が増加している。8.0Frを下回る細径カテーテルに対して性能が不十分な装置を使用すると、IABの不完全な膨張や収縮遅延が生じるため、駆動条件を満たすべく能力のあるIABP装置を用いなければならない⁷⁾。

C.5.4.4. 同期方法

PCPSを必要とする症例では心電図のQRS変化や不整脈を伴う場合も多く、またノイズの影響で同期に難渋することも経験

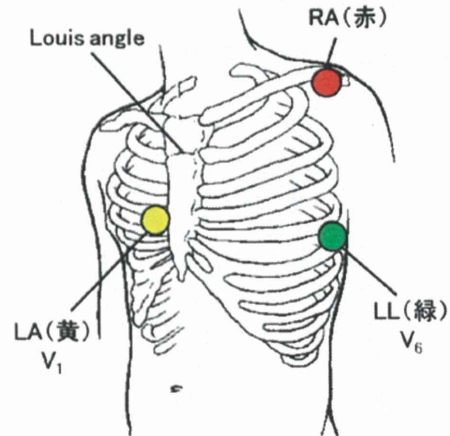


図6 胸部近似誘導の1例

Drew B.Cardiac Monitoring(rev).Philips Cardiac Monitoring Pocket Card、2002 (改変)

電位が0に近い部位に不関電極(RA)を貼付し、V1およびV6の部位に関電極を貼布する。このときI誘導を選択すればMCL1(V1近似誘導)となり、II誘導を選択すればMCL6(V6近似誘導)となる。

する。以下はIABの各種同期モードに関して概説する。

IABPは心室の収縮に同期してIABを収縮させるため、その同期信号として心電図または動脈圧が用いられている。それらの信号は、IABP装置に付属したECGモニターや動脈圧モニターによって直接、または外部のモニター機器から通信ケーブルを介してIABP装置に取り込まれる。この信号を基にIABの駆動サイクルが決定し、ユーザーが動脈圧波形を確認しながら適切なタイミングに微調整を行うが、近年では機器が心電図および動脈圧の両方を基に自動的に至適タイミングに調整を行う機種もある。

1) 心電図同期

a) パターン

もっとも標準的に用いられる同期モードである。波の高さ、幅、スロープ等を計測、定められた基準に適合した波をR波として認識し。検出されたR波を基準に駆動する。

主に正常な QRS 波形、安定した調律で用いられる。またペーシングスパイクは除外されるので、デマンドペーシングも適応となる。幅広または小さな振幅の QRS では同期が困難となる。また最新式の機種ではさほど問題とならないが、心拍数 130bpm 以上、不規則な調律等によっても同期困難となるケースがある。

b) ピーク

ある基準値を超えた高さを持った波を R 波として認識し、同期信号とする。主に安定した調律で用いられる点はパターン同期と同様であるが、高さのみで R 波の認識を行う為、脚ブロックや変行性伝導を伴った上室性頻拍など、幅広の QRS が良い適応となる。またパターン同期と同様にペーシングスパイクを除外するため、デマンドペーシングも良い適応である。また、パターン同期と比較して高心拍数や不規則な調律への追従性に優れる為、パターン同期で同期困難である場合にはピーク同期が有効である。一方、波の高さのみで R 波の識別を行っているため、高い P 波や T 波、アーチファクトを誤認識する可能性がある。

c) R 波デフレーション、AF モード

(一部機種のみ)

機種によって異なるが、パターンまたはピークと同様の基準によって R 波を識別し、R 波検出後に自動的に IAB 収縮を行う。ユーザーは IAB の収縮期タイミングのみ調節を行う。またパターン、ピーク同期と同様にペーシングスパイクは除外される。

主に心房細動をはじめとした R-R 間隔不整の際に用いられる。

先にも述べたが近年では、この R 波デフレーションが至適であるとの考え方もある。R 波デフレーションによる収縮タイミング

は各装置によって異なるため late deflation か否かの確認は必要である。

d) ペーシング (V ペース、A ペース)

ペーシングスパイクを同期信号として用いる。R 波は除外されてしまうため、完全ペーシング時のみ使用可能であり、VVI をはじめとしたデマンドモードを用いる際にはパターン同期またはピーク同期を使用する。心室ペーシングまたは心房ペーシングそれぞれに対応した同期モードを備えた機種もある。

2) 動脈圧

動脈圧波形を同期信号として用いる。個々に設定された閾値設定によって動脈圧波形の立ち上がりを検出し、その周期を認識する。認識された収縮期間隔よりも早く心収縮が起こった際には late deflation となってしまうため、動脈圧同期を使用するには、ほぼ安定した調律が得られることが前提となる (心房細動等、R-R 不整の際には使用不可)。そのため機器のトラブルや心電図電極の貼り替え、電気メス使用時など、何らかの理由によって心電図信号を得ることが出来ない場合のみ使用される。また体外式心マッサージ時によって十分な拍出が得られているならば、その動脈圧信号を検出して駆動することが可能であるため、CPR 時に血栓形成防止目的で使用されることもある。

3) INTERNAL

機器に設定されたサイクルに従って駆動する。心収縮とは全く同期しないため、完全に心拍出が失われた際に用いられる。IABP の駆動が停止すると、約 10 分程度で IAB 周囲に血栓が形成されてしまうため、