

- 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。

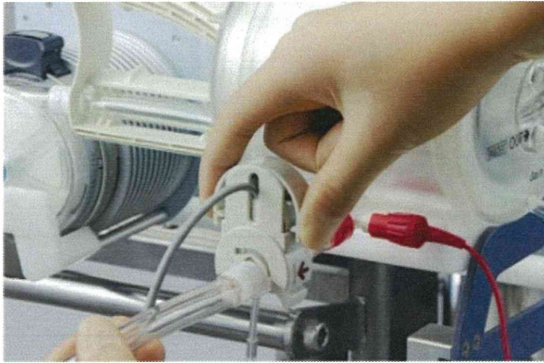


図 17

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。

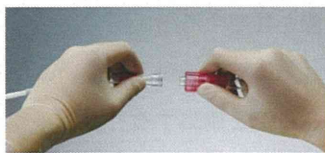


図 18

- 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。回転数を上げても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	ガス交換を確実にでき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

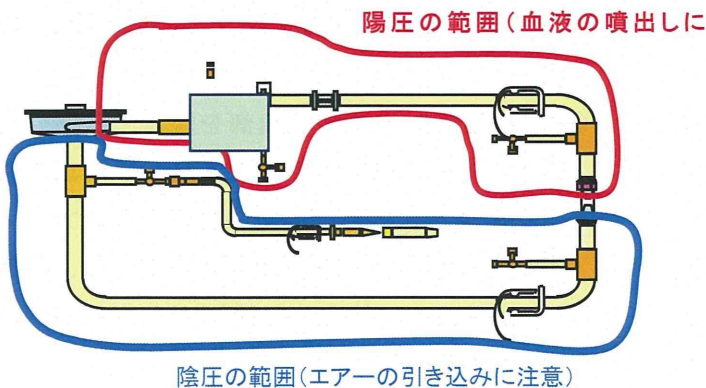


図 19

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)

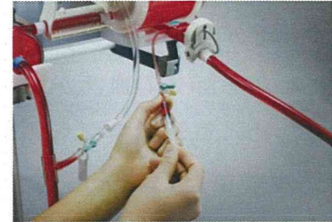


図 20

- 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。

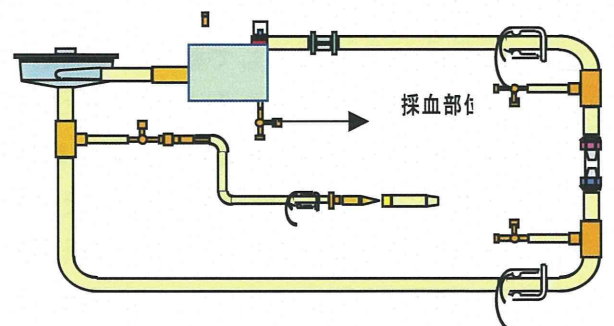


図 21

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、サーモダイリユ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

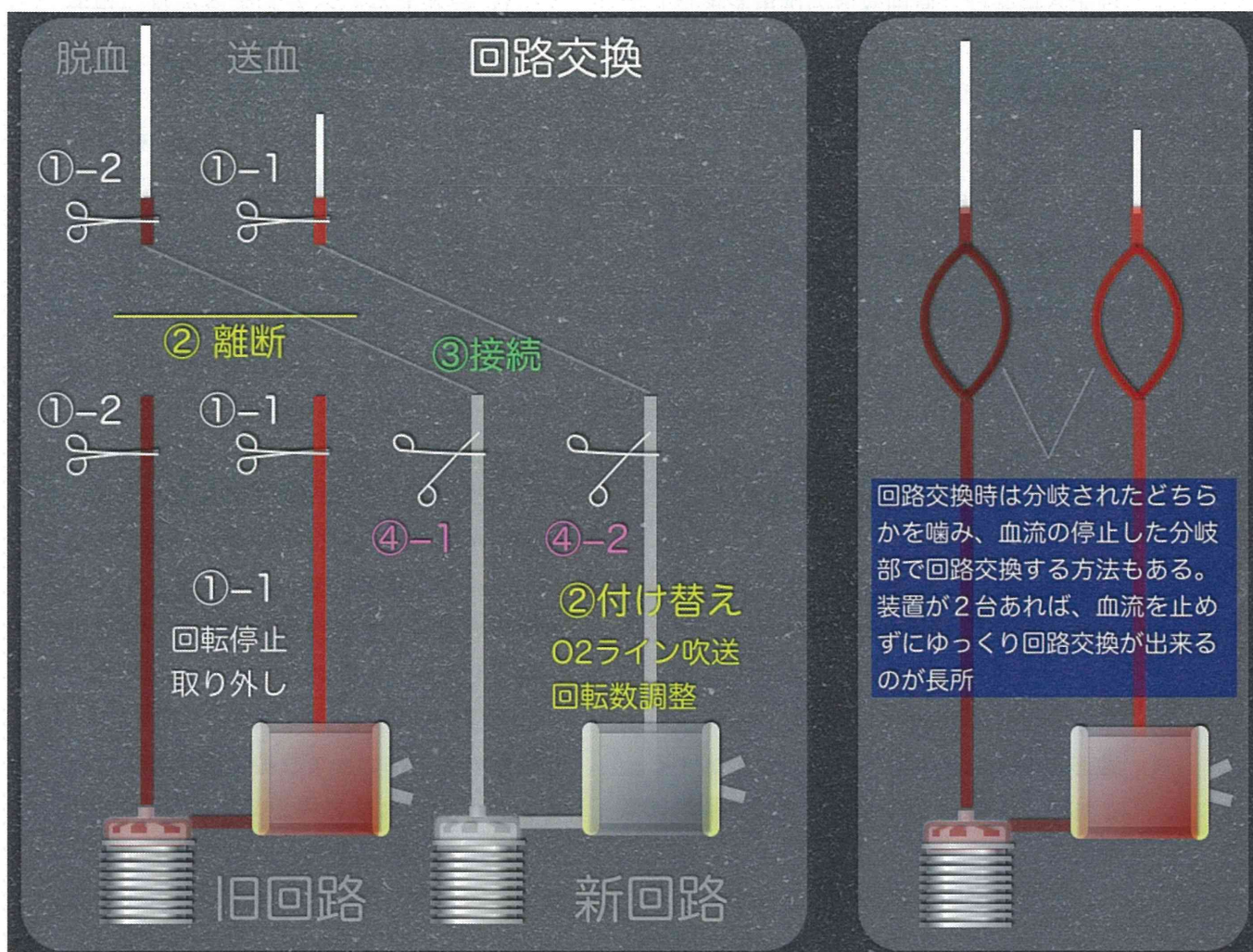


図 22. 回路交換手順

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。

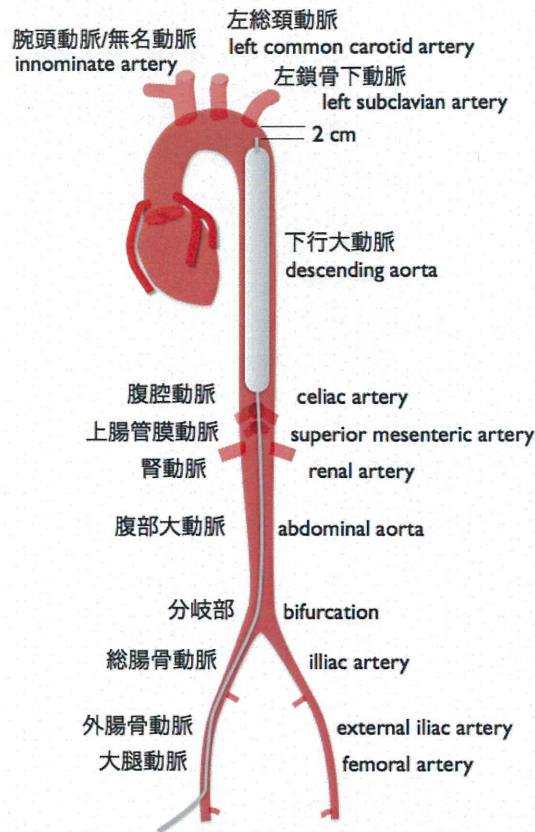


図1 挿入位置

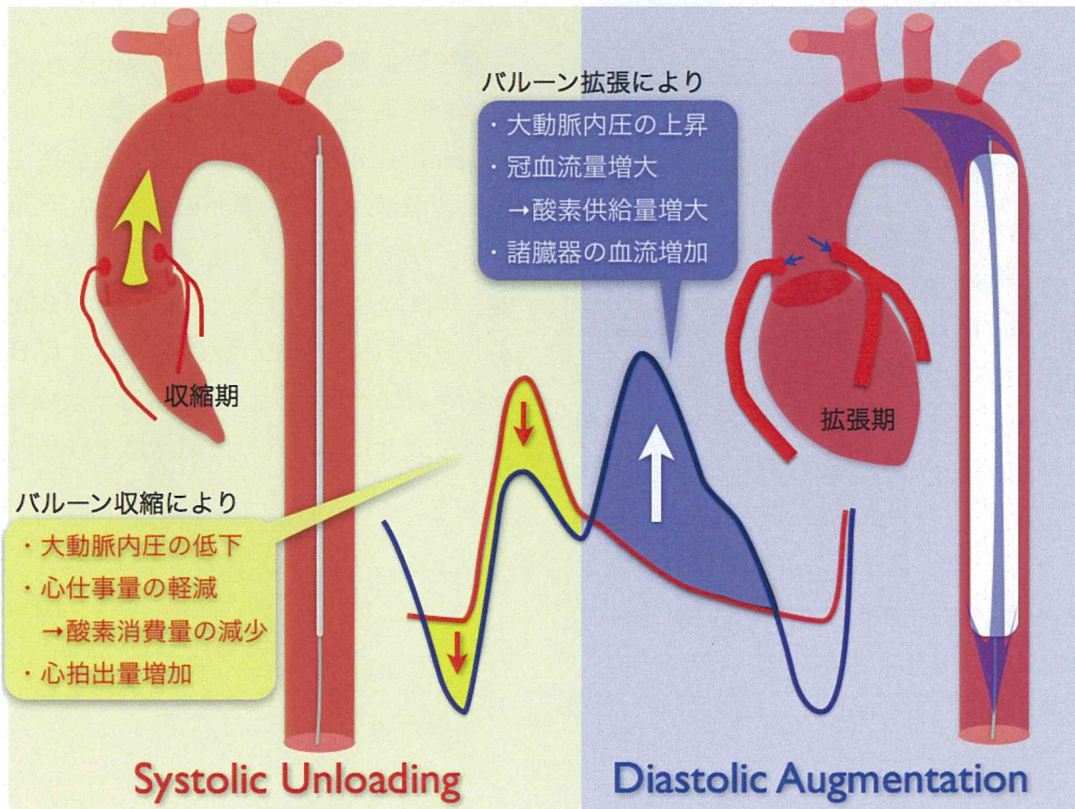


図2 IABP の原理

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

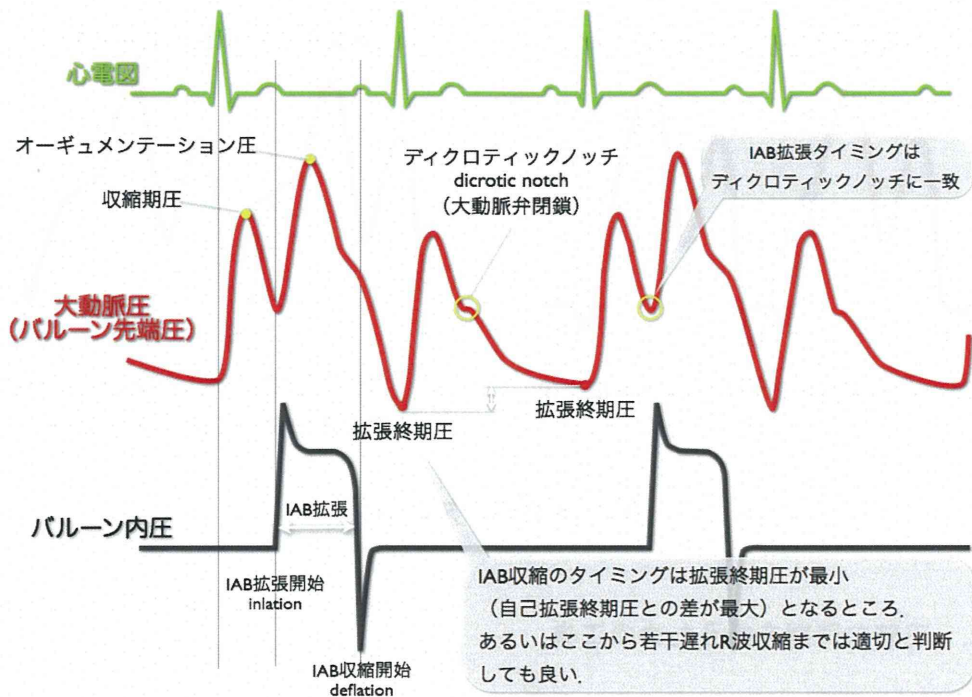


図 3 至適タイミング

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

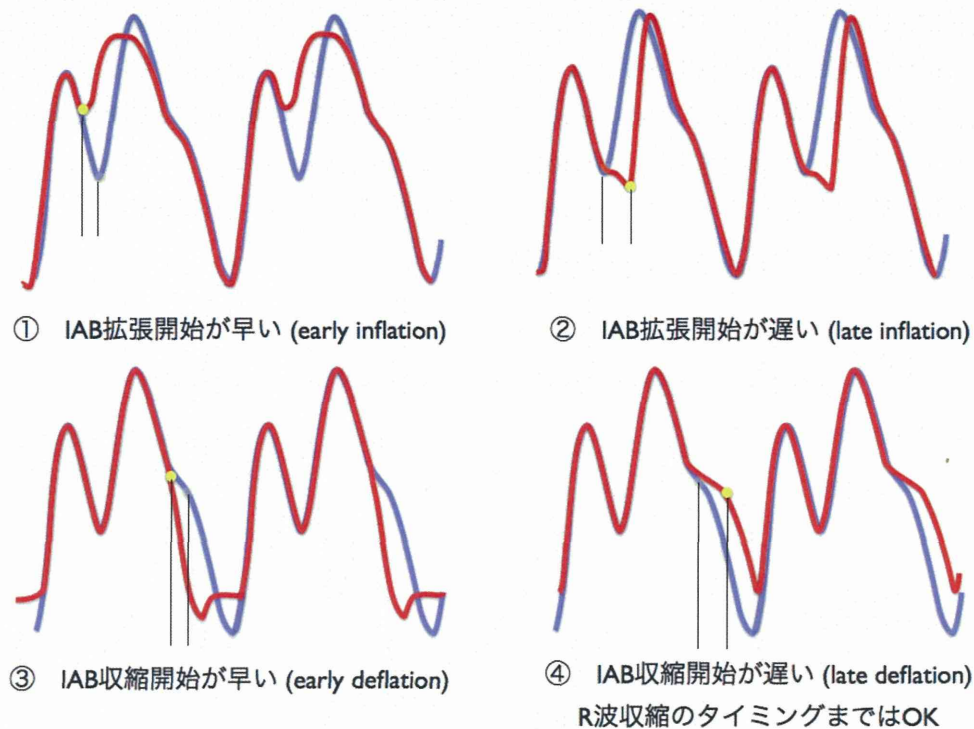


図 4 不適切なタイミング

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。

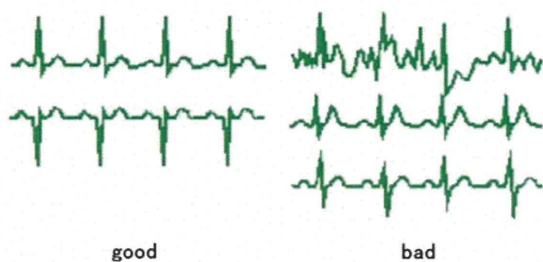


図5 安定動作が可能な良好な心電図(左)と誤作動の可能性がある心電図(右)

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

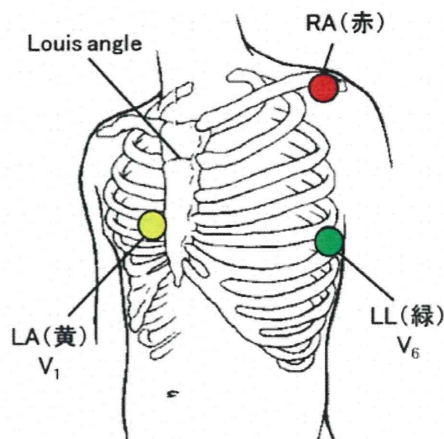


図6 胸部近似誘導の1例

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、

IAB を一定間隔で駆動させなければならず、INTERNAL 同期の主な使用目的は血栓形成防止である。また PCPS をはじめとした定常流による補助循環装置を使用する際に、拍動流を形成する目的で使用されることもある。

C.5.4.5. IABP の適応禁忌

下記疾患に関しては IABP の禁忌とされている。

- 1) 重篤な大動脈弁閉鎖不全
- 2) 腹部大動脈瘤または胸腹部大動脈瘤
- 3) 大動脈から腸骨動脈にかけて重篤な石灰化を伴う症例または末梢血管疾患

重篤な大動脈弁閉鎖不全に対しては、IAB 拡張時、心室への血液逆流量が増加し、仕事量の軽減は期待できず、むしろ悪化させる要因となる。

腹部大動脈瘤または胸腹部大動脈瘤に対しては大動脈瘤破裂の危険性を増大させる。また壁在血栓を剥離させて血栓塞栓を招く危険がある。

大動脈から腸骨動脈にかけて重篤な石灰化を伴う症例または末梢血管疾患においては、末梢循環不全の危険が高くなる。また石灰化によりカテーテル損傷の可能性がある。

C.5.4.6. IAB の合併症

- 1) 感染
- 2) 血管損傷（主に挿入時）
- 3) 血小板減少

IAB による物理的要因で血小板数の減少を伴うことがある。5 万個/mm³以下になるようであれば全身性の出血傾向に注意し、血小板輸血を考慮する。ヘパリン投与時は HIT（ヘパリン起因性血小板減少症）との鑑別が必要である。

- 4) 血栓症

IAB 単独使用下での通常抗凝固療法はヘパリンを投与し、ACT150 秒を目標にコントロールすることが多い。

- 5) 挿入部の出血
- 6) 下肢の虚血
- 7) IAB ガスリーク
などがあげられる。

C.5.4.7. IAB の異常

カテーテルキンク（折れ曲がり）や大きなヘリウムガスリークは、IAB 内圧が特徴的な波形を示す（図 7）。カテーテルがキンクした状態ではアップシュート・ダウンシュートが無くなり、ショルダー部がなだらかな波形となり、鈍ったような波形となる。IAB のピンホールリークなどでヘリウムガスが漏れ出す状況ではベースラインに戻らない波形となる。

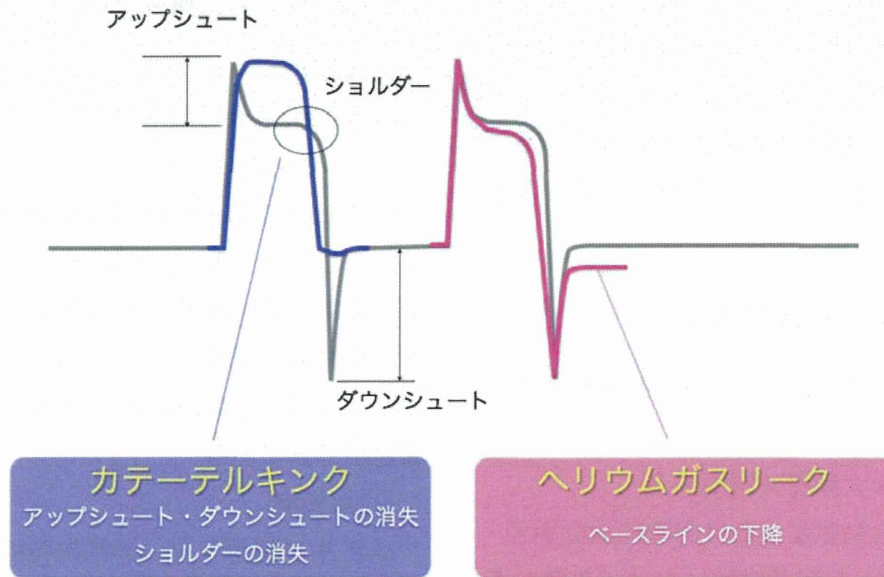


図 7 駆動圧波形

C.5.5. まとめ

PCPS に対する IABP の意義と IABP の原理に関して概説した。経皮的操作で素早く血行動態の補助を行い得ることに共通し、それぞれは実用的な治療補助手段である。双方が使用される治療は救急の現場においては最強の補助循環であり、それぞれの特性を理解し、最善の補助効果を発揮させることが必要である。

参考文献

- 1) 岡田昌義, 安田慶秀: 大動脈バルーン・パンピング(IABP), 21 世紀への人工臓器, 先端医療技術研究所, 1998.
- 2) Sauren LD, Reesink KD, Selder JL, Beghi C, van der Veen FH, Maessen JG.: The acute effect of intra-aortic balloon counterpulsation during extracorporeal life support : an experimental study. *Artif Organs* 31(1) : 31-38, 2007.

- 3) Lazar HL, Treanor P, Yang XM, Rivers S, Bernard S, Shemin RJ: Enhanced recovery of ischemic myocardium by combining percutaneous bypass with intraaortic balloon pump support. *The Annals of Thoracic Surgery*, Vol 57, 663-667: 1994
- 4) 山崎隆文. ICU における IABP 留置時の患者管理 - IABP 駆動タイミング. *CIRCULATION Up-to-Date* 3(2): 80-89, 2008
- 5) 坂本徹. 大動脈 IAB (IAB) の収縮時相の変化による IABP 効果増大とその理論. *循環器科*, 41: 207-208, 1997
- 6) Sakamoto T. Effects of timing on ventriculoarterial coupling and mechanical efficiency during intra-aortic balloon pumping. *ASAIO J*, 41: M580-M583, 1995
- 7) 荒井裕国. 大動脈内 IAB パンピング IABP テクノロジーの進歩と今後の展望. *体外循環技術* 31(2), 2004, 121-132.

メーカー名	品名	適応身長(推奨) (cm)	バルーン				カテーテル			シース		ガイドワイヤー				ダイレクター (Fr)	保険償還												
			容量 (cc)	長さ (mm)	外径 (mm)	材質	外径 (Fr)	長さ (mm)	材質	内径 (Fr)	長さ (mm)	直径 (inch)		長さ (mm)															
												バルーン用	シース用	バルーン用	シース用														
MAQUET	YAMATO	140~155	30	178	16.0	ポリウレタン	7.5	672	高分子ポリマー	7.5	155	0.025	0.035	1450	550	7.5	一般用末梢循環温存型												
		155~165	35	203				698																					
		165~180	40	229				723																					
	TRANS-RAY	152~162	34	221	15.0		7.0	723		7.0	155	0.018	7.0	一般用センサー内蔵型															
	162~	40	258																										
ゼオンメディカル	ゼメックスIABPバルーン プラス 6Frタイプ	155~	30	245	12.7	高強度・抗血栓性 ポリウレタン	6.0	777	ナイロン (抗血栓性ポリウレタンコー ティング)	6.0	175	0.014	0.035	1800	800	6.0	一般用末梢循環温存型												
	ゼメックスIABPバルーン プラス 7Frタイプ	~150	25	180	14.1		7.0	651								7.0		0.025	0.035	1500	800	7.0							
		150~165	30	210				681																					
	ゼメックスIABPバルーン プラス 8Frタイプ	165~	35	243	14.1		8.0	714								8.0		0.032	0.035	1500	800	8.0							
		~155	30	210				695																					
ゼメックスIABPバルーン プラス 8Frタイプ	155~165	35	214	15.1	700	8.0	725	8.0	0.032	0.035	1500	800	8.0																
ゼメックスIABPバルーン プラス 8Frショートタイプ	145~	35	162	17.1	682	8.0	682	8.0	0.032	0.035	1500	800	8.0																
泉工医科工業	A2	140~155	28	200	14.5	ポリウレタン (シリコン コーティング)	7.0	690	ポリウレタン (セントラルチューブは PEEK材)	7.0	110	0.025	0.035	1450	450	7.0	一般用標準型												
	センサーバルーンP2	155~	36	250			14.5											7.0	690	8.0	0.021	0.035	1450	450	8.0				
		140~155	28	200	7.0											7.0										7.0	7.0	7.0	7.0
	センサーバルーンP2	145~155	30	195	15.0		8.0									690		8.0	0.021	0.035	1450	450	8.0	8.0	8.0	8.0	一般用センサー内蔵型		
		155~165	35	225																								8.0	8.0
165~	40	245	15.0	8.0	690	8.0	690	8.0	0.021	0.035	1450	450	8.0	8.0	8.0	一般用センサー内蔵型													
テレフレックスメディカル ジャパン	Fiber Optix 8 (販売休止中)	147~162	30	230	13.9	Cardiothane II	8.0	643	シリコン化ポリウレタン / ステンレススチール	8.0	150	0.025	0.025	2400	450	7.0	一般用標準型												
		162~182	40	260	15.0			693																					
	Ultra Flex	147~162	30	230	13.9		7.5	643										7.5	693	8.0	150	0.025	0.025	2400	450	7.0	一般用末梢循環温存型		
		147~162	35	220	15.0			693																					
162~	40	260	15.0	7.5	693	7.5	693	8.0	150	0.025	0.025	2400	450	7.0	一般用末梢循環温存型														
TOKAI MEDICAL PRODUCTS	TOKAI 7Fr-Long	155~	M (35)	225	14.5	ポリウレタン	7.0	850	ポリウレタン	7.0	200	0.025	0.035	1450	800	7.0	一般用末梢循環温存型												
	TOKAI 7Fr-Clear	~145	SS (20)	170	13.5		7.0	700										7.0	700	7.0	200	0.025	0.035	1450	800	7.0	一般用末梢循環温存型		
		~145	S (25)	180																									
		145~155	MS (30)	195																									
		155~165	M (35)	225																									
	165~	L (40)	255	14.5	7.0		700	7.0										700	7.0	200	0.025	0.035	1450	800	7.0	一般用末梢循環温存型			
	TOKAI 7Fr-TAU	男性	140~160	30	180		16.0	7.0										675	7.0	700	7.0	200	0.025	0.035	1450	800	7.0	一般用末梢循環温存型	
		女性																											
		男性	150~165	35	205																								
		女性																											
男性	160~	40	220	16.5	7.0	715	7.0	700	7.0	200	0.028	0.028	1450	800	7.0	一般用末梢循環温存型													
女性																													
TOKAI 8Fr	140~160	MS (30)	185														15.5	8.0	700	8.0	700	8.0	200	0.028	0.028	1450	800	7.0	一般用末梢循環温存型
	160~	M (35)	195																										
		L (40)	225	15.5	8.0	700	8.0	700	8.0	200	0.028	0.028	1450	800	7.0	一般用末梢循環温存型													

	MAQUET		ゼオンメディカル	泉工医科工業株式会社	テレフレックスメディカルジャパン	テレフレックスメディカルジャパン
	CS300	CARDIOSAVE	ゼメックスIABPコンソール 908	corart BP21-T	AutoCAT2WAVE	AutoCAT2
販売会社	MAQUET	MAQUET	ゼオンメディカル	泉工医科工業株式会社	テレフレックスメディカルジャパン フクダ電子株式会社	テレフレックスメディカルジャパン フクダ電子株式会社
所要電源	AC100V±10%、50/60Hz±3Hz	AC100~240V±10%(自動レンジ切替) 50/60Hz±3Hz	AC100V 50/60Hz	AC100V 50/60Hz	AC100V 50/60Hz	AC100V 50/60Hz
定格電流 or 消費電流	180VA(公称値)、400VA(最大)	180VA(公称値)、420VA(最大)	190VA(標準時) / 250VA(最大)	最大3A (300VA)	平均245W(最大480W)	平均245W(最大480W)
バッテリー駆動	約2時間	約3時間	内部:60分/バック:30分	内部:60分/外部:60分	内臓:約1.5時間 (オプションバッテリー使用時3時間)	内臓:約1.5時間 (オプションバッテリー使用時3時間)
駆動方式	コンプレッサー	スクロールコンプレッサー	ダイヤフラムディスク方式	コンプレッサー	ステッピングモーターによる ペローズ駆動方式	ステッピングモーターによる ペローズ駆動方式
使用ガスポンペ	ヘリウム(再充填可)	ヘリウム(再充填可)	ヘリウムガスカートリッジ (再充填不可)	ヘリウム(再充填可)	高純度ヘリウムガス(再充填可)	高純度ヘリウムガス(再充填可)
外寸(cm) 重量(kg)	高さ:109×幅42.7×奥行56.6 重量:本体 84.2kg 搬送用モード 61.5kg	高さ:111.8×幅68.6×奥行55.9 重量:本体 51.8kg 搬送用モード 24.1kg	高さ106×幅35×奥行62.5 重量:本体35kg、カート12kg	高さ84×幅34×奥行61 重量:本体35kg、カート4.5kg 外部バッテリー6kg	駆動部本体:高さ71×幅30.5×奥行51 重量:44.7kg モニター:高さ23.5×幅35×奥行5	駆動部本体:高さ71×幅30.5×奥行51 重量:44.0kg モニター:高さ23.5×幅35×奥行5
操作モード	フルオート/オート/マニュアル	フルオート/オート	マニュアル	センサーオート・ECG・血圧・インターナル	オートパイロットモード(自動) オペレータモード(手動)	オートパイロットモード(自動) オペレータモード(手動)
トリガーモード	ECG(パターン・R波) 動脈圧(トランスデューサー/光センサー) A-Vペーシング Aペーシング Vペーシング インターナル(40~120/5bpm間隔)	ECG(パターン・R波) 動脈圧(トランスデューサー/光センサー) A-Vペーシング Aペーシング Vペーシング インターナル(40~120/5bpm間隔)	心電図(QRS・R波) 動脈圧 Vペーシング A-Vペーシング ペーシングパルス除去 インターナル(40~150/5bpm間隔)	ECG(パターン・ピーク・Vペース) 動脈圧 インターナル(60、90、120)	ECG(パターン・ピーク・af) 動脈圧 Aペーシング Vペーシング インターナル(40~120/5bpm間隔)	ECG(パターン・ピーク・af) 動脈圧 Aペーシング Vペーシング インターナル(40~120/5bpm間隔)
駆動容量設定	自動	自動	手動	自動	自動	自動
ウィニング機能 (アシスト比)	1:1、1:2、1:3	1:1、1:2、1:3	1:1、2:3、1:2、1:3、1:4、1:8	1:1、1:2、1:3、1:4	1:1、1:2、1:4、1:8	1:1、1:2、1:4、1:8
ウィニング機能 (ボリューム)	マニュアル	マニュアル	マニュアル	オート(センサーオート時に限り、設定時間をかけてバルーンボリュームを自動で減少)	マニュアル	マニュアル
記録	内蔵 アラーム時プリントあり	内蔵 アラーム時プリントあり	内蔵 アラーム時プリントあり	内蔵 アラーム時プリントあり	内蔵 アラーム時プリントあり	内蔵 アラーム時プリントあり
モニター	TFTカラー液晶 (10.4インチ)	カラー液晶ディスプレイ(LCD) (12.1インチ)	TFTカラー液晶 (10.4インチ)	TFTカラー液晶 (10.4インチ)	カラーLCD (10.4インチ)	カラーLCD (10.4インチ)
備考	ヘルプスクリーン トリガーバックアップ機能 ディスプレイ分割可 自動R波収縮機能 小児対応 光センサーIAB対応 ドップラー血流計(標準付属品) システムトレーナー	ヘルプスクリーン トリガーバックアップ機能 ディスプレイ分割可 自動R波収縮機能 血圧情報出力機能 光センサーIAB対応 ドップラー血流計(標準付属品) システムトレーナー	ディスプレイタッチパネル 小型(95mL)使い捨てHeガスカートリッジ 2MB SRAMメモリーカード使用可 カート分割可能 外部バッテリー交換可能	ヘルプスクリーン 小児モード トリガーバックアップ機能 内部+外部バッテリー搭載 センサーカテテル対応(半導体)	自動最適信号選択(ECG/AP相互監視) 自動トリガー選択 自動駆動タイミング調整 ディスプレイ分割可 光センサーIAB対応 リアルタイム・アルゴリズム (WAVE™タイミング・ソフトウェア)	自動最適信号選択(ECG/AP相互監視) 自動トリガー選択 自動駆動タイミング調整 ディスプレイ分割可 光センサーIAB非対応
オプション		充電装置 ポータブル電源 ヘリウム充填装置 搬送用マウンティングプレート		外部バッテリー IABP操作トレーニングキット	IABシミュレーター IAB用信号シミュレーター ローレベルAPケーブル	IABシミュレーター IAB用信号シミュレーター ローレベルAPケーブル

C.6.ECPR 安全マニュアル

C.6.1. 準備

1) ECPR に使用する機器

- ① ECPR に使用する機器（PCPS 装置、IABP 装置、除細動器、体温維持装置、冷温水装置（熱交換器付人工肺使用時）、自動心臓マッサージ器など）は、使用する部署にて保管することが望ましい*1。
- ② バッテリー駆動が可能な機器は、必ず充電された状態で保管する。

-注意-

メーカーによっては電源プラグを差し込んだ状態で充電できる装置と、電源をONにしないと充電できない装置があるので確認をする。

- ③ 使用する部署以外にて保管する場合（例；手術室や血管造影室等）は、装置の所在を明確にすること。また保管場所は可能な限り使用部署近くに確保し、保管方法は上記に準じる。
- ④ ECPR に使用する機器類は、適切な保守点検を実施する。
- ⑤ PCPS 装置には、突然の停電時やバッテリーの劣化、ポンプの故障等に備え、ハンドクランクシステムを備えなければならない。
- ⑥ 移動時等に使用する、酸素ポンベの残量早見表を備えることが望ましい。（参考資料参照）
- ⑦ トラブル時の対処を記した表を装置に備えること。

2) ECPR に使用する材料

- ① ECPR に使用する材料（PCPS、IABP

等）は、装置と同じ場所、あるいは同じ部署内にて管理することが望ましい。

- ② ECPR に使用する材料（PCPS 回路、脱血・送血カニューレ等）は、各装置1台につき2セット以上在庫を保管することが望ましいが、使用頻度を考慮し、適切な在庫管理を行うこと。
- ③ ECPR に使用する材料は、定期的に使用期限を確認すること。



図1 ECPRに使用する機器・材料の保管

3) 使用物品

- ① 鉗子・血管切開セット等は、滅菌期限の管理が必要なため、使用する部署にて保管・管理することが望ましい。
- ② 誤接続などを防止するため、カラー鉗子を使用することが望ましい（例；送血側：赤 脱血側：青）。



図2 カラー鉗子

4) 組立・充填

- ①組立・充填は、操作マニュアルに準じておこなうこと。

C.6.2. 開始時

- 1) 組立・充填が、操作マニュアルに準じて確実に行われたことを確認すること。
- 2) ECPRに必要なモニター機器は、確実に装着すること。
- 3) 回路とカニューレとの接続は、操作マニュアルに準じて行うこと。
- 4) PCPS 開始時の各種操作・調整は、操作マニュアルならびに管理マニュアルに準じて行うこと。
- 5) 電源の入れ忘れ、ガスの吹送忘れに注意。
- 6) 循環血液量補充目的による PCPS 回路からの輸液・輸血の投与は、空気混入に十分な注意が必要である。また中心静脈ライン (CV) からの輸液・輸血であっても、空気混入には十分注意を払って行われなければならない。

【解説】

循環血液量が不十分であると、PCPS は脱血不良を生じて適切な補助が行えない。そのため、循環血液量補充目的で輸液や輸血が行われることがある。ECPR 開始時には、PCPS 回路以外の輸液ルートが確保されていないこともあるため、PCPS 回路からの輸液・輸血投与を考慮せざるを得ないことがある。

PCPS 回路の遠心ポンプから送血カニューレ側 (送血回路) は極めて高い

300mmHg 以上の陽圧環境であるため輸液ルートとしては使用できない。一方、脱血カニューレから遠心ポンプまでの間 (脱血回路) は陰圧環境であるため、輸液類の投与が可能ではあるが、脱血回路の陰圧は極めて強く、一般的に気泡除去フィルターが無い PCPS 回路は、誤って空気が混入されれば、直ちに患者体内へ空気が送られ、空気塞栓を起こす可能性が高く非常に危険である。

したがって、PCPS 回路以外に投与ルートがあるならば、PCPS 回路からの輸液・輸血の投与は極力避けるべきであろう。

また中心静脈ライン (CVC) や肺動脈カテーテル (PAC) からの輸液・輸血であっても、脱血カテーテル付近は高度な陰圧であるため、投与ポートが脱血カテーテルに近い場合には、空気混入のおそれがある。したがって、これらへの接続時や、エアーストを使用する製剤、三方活栓の取り扱いは、十分な注意を払って行われなければならない。

- 7) トラブル対処は、トラブルシューティング表を参照 (C.6.7. トラブルシューティング)。

C.6.3. 搬送

- 1) 搬送時に使用する機器は、必要最小限とすること。
- 2) 搬送時に使用する機器のバッテリー動作とバッテリー残量の確認を、搬送前に必ず実施すること。
- 3) 移動時に使用する医療ガス (酸素・へ

リウム)の残量を確認すること。

- 4) 患者搬送は安全かつ円滑に行われなければならない。そのため、PCPSの架台は、軽量・コンパクト、スムーズな動作、転倒しづらい構造であることが求められる。



図3 PCPS装置架台の工夫

- 5) PCPS装置には、万一のバッテリー停止の事態に備え、ハンドクランクシステムが備わっていることを必ず確認すること。
- 6) 各種装置の回路やケーブル類が、絡まったり屈曲したりしないよう、事前にこれらの整理を確実に行うこと。
- 7) 患者搬送は、必ず複数のスタッフで行うこと。また必要と考えられる人員の確保に努めること。
- 8) 移動経路や段差等の確認、万一の事態への各人の対応について、あらかじめ搬送に携わる全スタッフにて協議・確認すること。
- 9) 速やかで安全な搬送のために、移動経路の安全確保はあらかじめ確認しておくことが望ましい(可能ならば、そのための人員を確保すること)。
- 10) 周辺環境に配慮し、患者プライバシーの厳守を徹底すること。
- 11) 患者搬送中は、回路・ケーブル類の屈

曲・過伸展・外れが起こらないよう常に確認し、また機器の転倒防止に努めること。

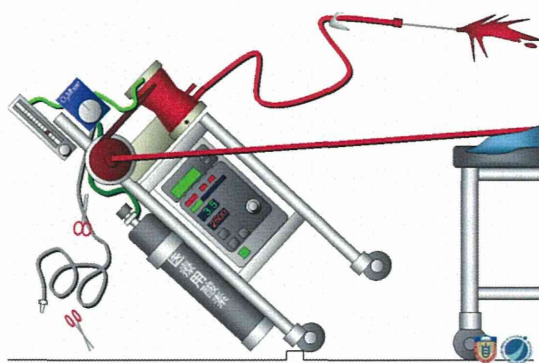


図4 搬送中の転倒予防

- 12) 患者搬送中、PCPS装置が正しく駆動していること、ガスがきちんと吹送されていることを常に確認すること。
- 13) 搬送に関わるスタッフは、互いの動きに注意を払い、声掛け等によって、搬送が安全かつ円滑に行われるように努めること。
- 14) ICU入室後、速やかに各種モニター類や人工呼吸器は搬送用からICU用へ、PCPS、IABP装置等の電源はAC電源へ、PCPSの医療ガスは、酸素ボンベから、酸素・圧縮空気の中央配管へと確実に接続し、各医療機器の動作および患者のバイタルサインの変化を確認する。

C.6.4. 管理・維持

- 1) 管理・維持期における各種操作・調整は、操作マニュアルに準じて行うこと。(参照：C.4.PCPS操作マニュアル)