

図2 大腿動脈からの順行性送血

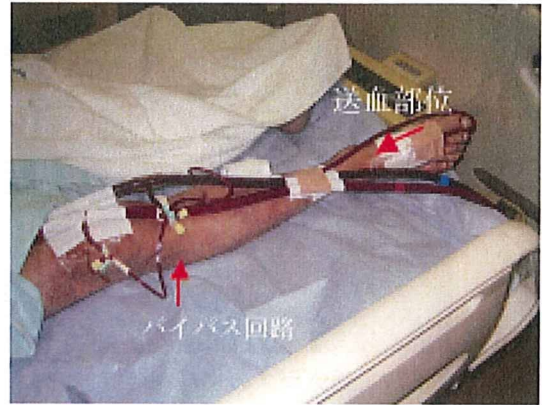


図3 足背動脈からの逆行性送血



図4



図5



図6

るため皮膚の色調変化やドップラーによる経時的な下肢観察が必要である。

#### 4.3. 尿異常（量および色調について）

##### 1) 尿量について

合併症とは異なるが、尿量はPCPS施行中の患者病態や管理の重要な指標となる。一般的に補助流量の指標や腎機能の評価に用いるため、経時的な観察を必要とする。尿の異常には大別して、2つのパターンが存在する。

- ①尿崩症による尿量の増加：尿量が過剰となり、循環血液量が減少し、PCPSの流量が不安定となる。体液量評価を行い、輸液で補正することが望ましい。
- ②急性腎不全による尿量の減少：原因として心肺停止による腎前性・腎性の急性腎不全の発症や腎血流量不足が考えられる。PCPSの流量を増加させるか、利尿薬の投与・CHDFの施行などを検討する。

##### 2) 尿の色調について（溶血について）

PCPS施行中は、尿量観察と同時に色調（溶血の有無）を観察することも重要である。

溶血は赤血球の細胞膜破壊によって起きる現象であり、物理的、化学的、生物的などさまざまな要因によって発生する。さらにPCPS施行中は体外循環による圧力や遠心力、その他各種の機械的なストレスが原因として挙げられる。血球破壊により生じた遊離ヘモグロビンは尿細管で再吸収され、尿細管上皮細胞でグロビンとヘム鉄に分解され、ヘム鉄が蓄積されると尿細管上皮細胞が障害を受け機能障害が出現する。临床上は、尿の赤色化（ヘモグロビン尿）や血漿成分の赤色化が認められる。溶血を認めた際には、ハプログロビンを投与し速やかに改善を図る。

具体例を提示する。

高回転数（2950rpm）にてPCPSを開始し、開始1時間後に溶血を認めたためハプログロビンを4000単位投与した（図4）。

投与から1時間後の尿色調は正常化した（図5）。

その後、回転数2643rpmで維持したが、6時間後も溶血は認められなかった（図6）。



図7 送気ガスの加温例



図8 人工肺の血栓形成例

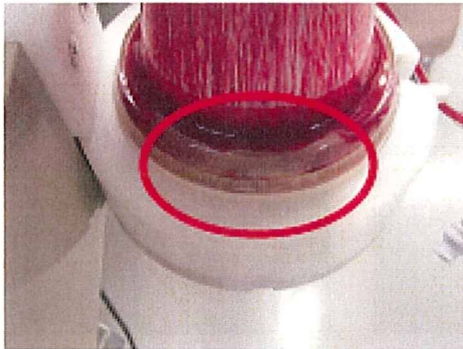


図9 白色血栓形成



図10 軸部の血栓

#### 4.4. 人工肺に起因する合併症（異常）

人工肺に生じる合併症（異常）には、ウエットラング・血漿リークによるガス交換異常や血栓形成が挙げられる。临床上、血液ガス分析、SpO<sub>2</sub>などの異常を認めた場合、人工肺の異常を疑い、患者の状態を判断し交換を考慮する必要がある。

##### 1) ウエットラング

人工肺ファイバー内に結露が生じる現象によりガス交換能が低下する。予防対策として、定期的なフラッシュ（ガス流量 10L/min）や送気ガスの加温（図7）がある。

##### 2) 血漿リーク（プラズマリーク）

人工肺の材料である多孔質膜のポアの表面張力が破綻し、血漿成分が漏出してくる現象である。予防対策として、リークを起こしにくいシリコンコーティング膜やSS(Surface Skin)膜・特殊ポリオレフィン膜・非対称膜などの長期型人工肺の選択を行う。

##### 3) 血栓形成

長期使用により血栓を形成し（図8・9）、結果的

に動脈内血栓塞栓をきたす危険性がある。そのため適切な抗凝固療法を行う必要があり、定期的なACT測定および肉眼的観察を必要とする。

#### 4.5. 遠心ポンプに起因する合併症

遠心ポンプに起因する合併症には下記の項目が挙げられる。遠心ポンプはPCPS装置の心臓部であるため異常をきたした場合、早急な対処が必要となる。

##### 1) 軸受けベアリング磨耗および軸部への血栓形成

遠心ポンプ駆動部とポンプヘッドの装着が確実におこなわれていない場合（斜めに装着されているなど）、異音が発生し、軸受けベアリングの磨耗が早期に起こる。軸受け、ベアリングの磨耗、もしくは軸部への血栓形成（図10）による異常音が生じた場合、遠心ポンプヘッドの交換となるが、遠心ポンプヘッドのみの交換は困難であるため、PCPS回路全ての交換となる。予防策としては、駆動部と遠心ポンプヘッドの装着を確実におこない、異常音や振動など観察する。

##### 2) 流量特性による流量変動

遠心ポンプは、たとえ回転数が一定に保たれていても、前負荷や後負荷の変動に伴い流量も変動する特性をもつため、経時的に回転数と流量を確認する必要がある。

流量低下には送血抵抗の増加によるものと脱血不良による2つの原因が挙げられる。

回転数は変化していないにもかかわらず、流量が低下した場合、

- ①回路・カニューレなどの屈曲を確認する。
- ②CVPやPAPなど前負荷の低下や脱血回路の振動が認められた場合、輸液による循環血液量の増加を図る。  
などの対処を行う。

\*留意点として、脱血不良による流量低下時に、突然回転数を上げることでキャビテーションを起こす可能性がある。さらに、流量低下が遷延することで低血圧や組織低還流による組織障害を惹起するため、低流量アラームを確実に設定し、原因を検索し早急かつ慎重に対処を行うべきである。

### 3) 逆流

遠心ポンプには逆流防止機能が搭載されておらず、ポンプ回転数を低下（1000rpm以下）させた場合、送血側より逆流する可能性もある。そのため流量センサーを設置すること、およびポンプを停止時、送・脱血回路に鉗子をかけることを厳守する。

なお、遠心ポンプの駆動装置に関しては電源の確認、回転数をコントロールするつまみの固定、各アラームは設定されているかを確認する必要がある。駆動装置が故障し、遠心ポンプが停止した場合には、送血回路をクランプし逆流を防止する。速やかに人員を確保し、ハンドクランクを用い回転させた後、送血側クランプを解除し、補助を再開する。

## 4.6. 酸素ブレンダに起因する合併症

酸素ブレンダは人工肺へ酸素を供給するための医療機器である。合併症としては人工肺の酸素化に関連する事例が多いが、ここでは機器の不良・操

作ミスに関連した合併症を述べるに留まりたい。

酸素ブレンダ自体は電気を必要とせず、機械工学的構成で設計されているため、機器自体が故障し合併症に繋がることは稀有であるが、操作方法や使用方法によっては重大な合併症を引き起こす可能性がある。下記に代表的な酸素ブレンダ関連の合併症を挙げる。

#### ①酸素送吹忘れ

酸素ブレンダの流量調節つまみをゼロにしたままPCPSを開始してしまうなどが挙げられる。PCPSは緊急性が高く、導入時に起こりがちな操作設定ミスであり、合併症として低酸素血症を招く。

#### ②酸素ポンベからの切換忘れ

検査等の移動後、酸素ブレンダからの酸素供給に切換えるのを忘れ、酸素ポンベが空になり、合併症として低酸素血症を招く。

#### ③酸素濃度の低設定

人工肺の場合、送吹酸素濃度を30%以下とすると、十分な酸素付加が出来ない。

#### ④酸素チューブの脱落

酸素ブレンダに接続された酸素チューブが外れ、人工肺への酸素供給が停止し、合併症として低酸素血症を招く。

なお、酸素ブレンダはそれ自体にアラーム機構が無く、目視にてPCPS回路動脈側の酸素化血の色調変化に気付く以外、何れの場合も低酸素血症を引き起こし、SpO<sub>2</sub>が低下し、はじめて発見に至るケースが多い。そのため、人工肺への酸素供給ラインに酸素濃度計を設ける方法もあり、有用な手段の一つである。

### 参考文献

- 1) 中谷武嗣：レジストリー.新版経皮的人工心肺補助法：PCPSの最前線.松田暉監修，秀潤社，東京，2004，141-8

## 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。

### 5.1. PCPS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)の軽減と血流量の増加

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、諸臓器への血流量が増加する。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の低下で肺血流量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が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。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(LVAS: Left Ventricular Assist System)のように確実に左[GC3]室庇護のできる補助手段を考慮する必要がある。

### 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<sup>1)</sup>。

- ・心係数が1.6 L/min/m<sup>2</sup>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/m<sup>2</sup>以上
- ・心筋梗塞の範囲が左室自由壁の50%を超える場合

### 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<sup>2)</sup>し、虚血心筋に対する治療効果もPCPS単独より高いこと<sup>3)</sup>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

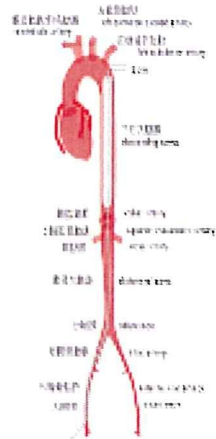


図 11 挿入位置

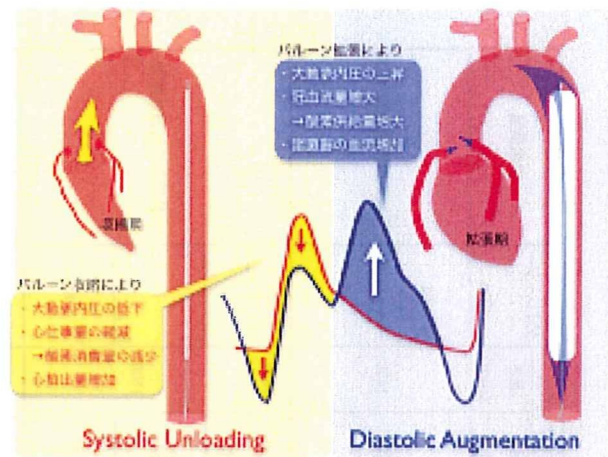


図 12 IABP の原理

### 1:2作動にてタイミングを確認

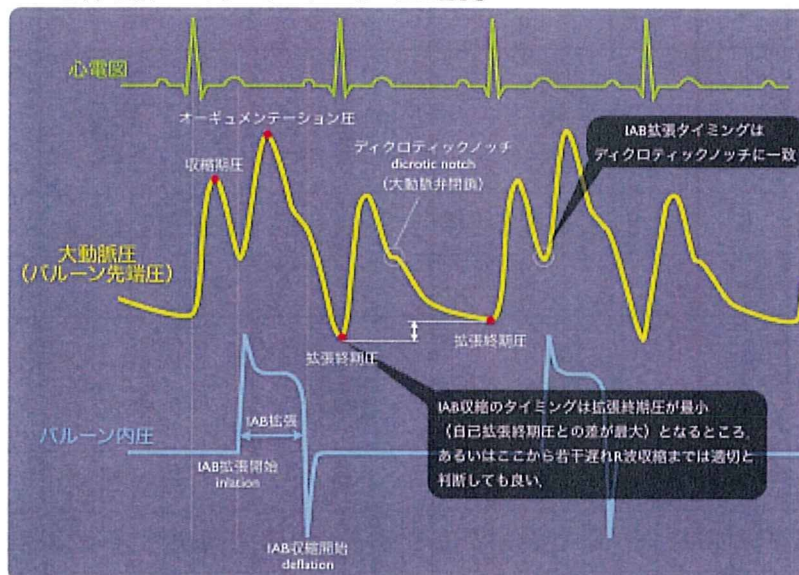


図 13 至適タイミング

うな状況ではLV ventingやLVASの考慮が必要である。

#### 5.4. IABP の原理

IABPは図11に示すごとく大腿動脈より円筒形バルーン(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。心室収縮期の直前にIABを急速に収縮(deflation)させることで左室圧が低下する(systolic unloading)。心仕事量の軽減により酸素消費量が減少し心拍出量が増加する。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)。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12)。

体格に合わせ適切なIABサイズを選択が必要であり、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。

##### 5.4.1. 至適タイミング

IABの適切なタイミングは図13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

表1 IABPバルーン比較表

メーカー名	品名	適応身長 (cm)	バルーン			カテーテル			シース		ガイドワイヤー		ダイレーター (Fr)	保険償還
			容量 (cc)	長さ (mm)	直径 (mm)	材質	外径 (Fr)	長さ (mm)	内径 (Fr)	長さ (mm)	直径 (Inch)	長さ (mm)		
MAQUET	YAMATO	~155	30	178	16	Durathane	7.5	7.5	155	0.025	1450	7.5	一般用未精循環温存型	
		155~165	35	203								8		
		165~	40	229								8		
		~153	25	175								8		
セオンメディカル	TRUE8 Super Traik	153~163	34	219	14.7	ポリウレタン	8	8	175	0.025	1600	7	一般用未精循環温存型	
		163~	40	260								8		
		155~	30	245								6		
		145~	35	182								8		
セオンメディカル	ゼメックスIABPバルーン 6Frタイプ	~160	25	180	14.1	高強度・抗血栓性 ポリウレタン	7	7	175	0.025	1600	7	一般用未精循環温存型	
		150~165	30	210								7		
		165~	35	243								7		
		~155	30	210								8		
泉工医科工業	A2	155~165	35	214	15.1	ポリウレタン (シリコン コーティング)	8	8	110	0.025	1600	8	一般用標準型	
		165~	40	243								8		
		~162	30	195								8		
		~162	35	225								8		
ARROW	センサ-バルーンP2	※1	40	245	15	ポリウレタン (シリコン コーティング)	8	8	110	0.021	1600	8	一般用センサー内蔵型	
		~162	30	230								7.5		
		162~	40	280								8		
		~162	30	230								8		
ARROW	Fiber Optix	~162	40	260	15	Cardiothane II	8	8	150	0.025	1750	8	一般用センサー内蔵型	
		~162	30	230								7.5		
		~162	35	220								7.5		
		162~	40	260								7.5		
TMP	TOKAI 8Fr	140~160	MS(30)	185	13.5	ポリウレタン	8	8	200	0.028	1450	8	一般用未精循環温存型	
		160~	M(35)	195								8		
		~145	L(40)	225								7		
		~145	SS(20)	170								7		
TMP	TOKAI 7Fr-Clear	145~155	S(25)	180	14.5	ポリウレタン	7	7	200	0.025	1450	7	一般用未精循環温存型	
		155~165	MS(30)	195								7		
		165~	M(35)	225								7		
		165~	L(40)	255								7		

表2 IABP装置比較表

	MAQUET		ゼオンメディカル	東工医科工業株式会社	アロージャパン
販売会社	CS100	CS300	ゼメックスIABPコンソール 908	CORART BP21-T	AutoCAT2WAVE
所要電源	MAQUET AC100V±10%、50/60Hz±3Hz	MAQUET AC100V±10%、50/60Hz±3Hz	ゼオンメディカル AC100V 50/60Hz	東工医科工業株式会社 AC100V 50/60Hz	アロージャパン/フクダ電子株式会社 AC100V 50/60Hz
定格電流	最大4A	最大4A	2.5A以下	最大3A	平均2.45W(最大420W)
バッテリー駆動	内臓:135分	内臓:135分	内臓:60分/バック:30分	内臓: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90分間)
ドライブメカニズム	コンプレッサ	コンプレッサ	コンプレッサ	コンプレッサ (予圧バルブ機能/特許)	ステッピングモーターによる ペロース駆動方式
使用ガスポンベ	ヘリウム(再充填可)	ヘリウム(再充填可)	ヘリウム(再充填不可)	ヘリウム(再充填可)	ヘリウム(再充填不可)
外形(cm) 重量(kg)	高さ109×幅42.7×奥行56.6 重量:本体40.7kg、バッテリー15.4kg、 カート28.1kg	高さ109×幅42.7×奥行56.6 重量:本体46.8kg、バッテリー15.4kg、 カート28.8kg、保管バッグ2.1kg	高さ108×幅35×奥行63 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8kg	高さ80×幅34.3×奥行53.3 重量:44.7kg
タイミング設定	フルオートモード	フルオートモード	マニュアル	センサーオートモード	オートバイロットモード
	EGG(パターソン-R波)	EGG(パターソン-R波)	EGG(QRS-R波)	EGG(パターソン・ピーク)	EGG(パターソン・ピーク・af)
	AP	AP	AP	AP	AP
	A-Vベージング	A-Vベージング	Vベージング	Vベージング	Aベージング
	Aベージング	Aベージング	A-Vベージング	インターナル(60、90、120)	Vベージング
	Vベージング	Vベージング	peener reject		インターナル(40~120/5bpm間隔)
	インターナル(40~120/5bpm間隔)	インターナル(40~120/5bpm間隔)	インターナル(40~150/5bpm間隔)		
駆動容量設定	自動	自動	手動	自動	自動
ウイニング機能 (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
ウイニング機能 (ボリューム)	マニュアル	マニュアル	マニュアル	マニュアル	マニュアル
記録計	内臓 アラーム時プリントあり	内臓 アラーム時プリントあり	内臓 アラーム時プリントあり	内臓 アラーム時プリントあり	内臓 アラーム時プリントあり
モニター	TFTカラー液晶	TFTカラー液晶	TFTカラー液晶	TFTカラー液晶	TFTカラー液晶
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	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	ディスプレイタッチパネル 小型(95mL)使い捨てHof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	トリガーバックアップ機能 ディスプレイ分割可 光センサー-IAB対応
オプション	システムトレーナー 光センサー-IAB対応	システムトレーナー 光センサー-IAB対応	外部バッテリー IABP操作トレーニングキット	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用番号シミュレーター ローレルAPケーブル

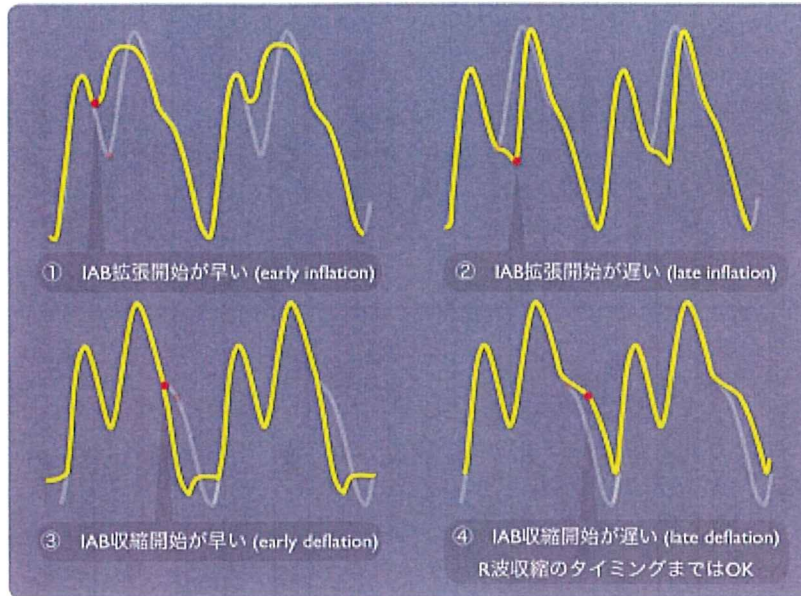


図14 不適切なタイミング

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。

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14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<sup>4)</sup>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<sup>5)</sup>。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<sup>6)</sup>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[GC5]やR波収縮がこの条件に近い。

#### 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。

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15)。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16)。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



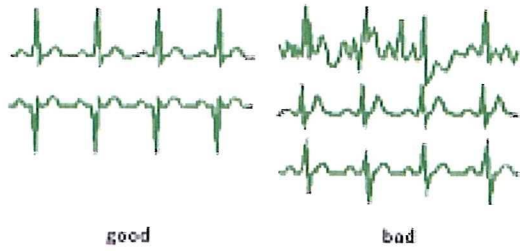


図15 安定動作が可能な良好な心電図(左)と誤作動の可能性のある心電図(右)

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。

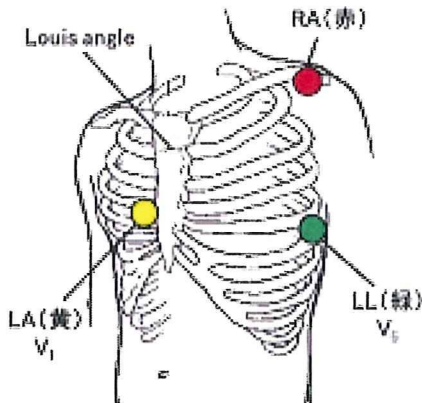


図16 胸部近似誘導の1例

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。

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。

#### 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<sup>7)</sup>。

#### 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IABP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モニタや動脈圧モニタによって直接、または外部のモニタ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。

#### 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。

#### 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/mm<sup>3</sup>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

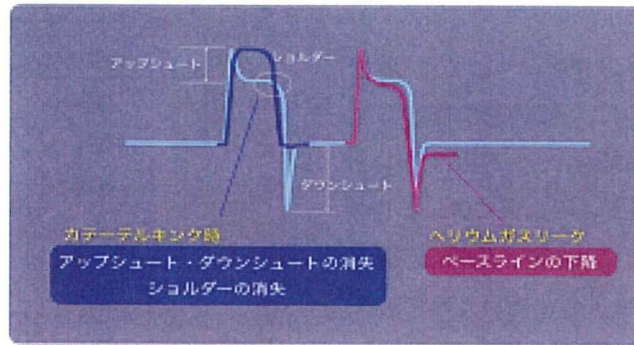


図 17 駆動圧波形

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 秒以上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

などが上げられる。

### 5.4.7. IAB の異常

カテーテルキック（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 17）。カテーテルがキッ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、ショルダー部分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。

## 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関して共通し、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

- 岡田昌義, 安田慶秀: 第 3 節 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.
- 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.
- HL Lazar, P Treanor, XM Yang, S Rivers, S Bernard and RJ Shemin: Enhanced recovery of ischemic myocardium by combining percutaneous bypass with intraaortic balloon pump support. *The Annals of Thoracic Surgery*, Vol 57, 663-667: 1994
- 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.
- 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.
- Sakamoto T, Effects of Timing on Ventriculo-arterial Coupling and Mechanical Efficiency During Intraaortic Balloon Pumping. *ASAIO J*, 41: M580-M583, 1995.
- 荒井裕国. 大動脈内 IABP 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): 121-132, 2004.

## 6. デバイスの選択基準

PCPSで使用するデバイス選択については、各施設によって様々な基準がある。PCPSの適応症例として、1)循環補助、2)呼吸補助、3)心肺蘇生の大きく3つに分類できる。デバイスの選択に関して1)や2)に関してはあらかじめ時間的な猶予があり待機的な症例の場合もあるが、心肺蘇生症例は時間的な制約があり超緊急的にPCPS導入が出来なければ、患者の予後に悪影響を及ぼす。

### 6.1. 送脱血カニューレ

送脱血カニューレの選択で問題になるのが、そのサイズである。送脱血血管径や目標とする補助流量などを考慮して送血、脱血それぞれのカニューレのサイズを決定し挿入する。また、送血側には15～17Fr、脱血側には18～21Frを患者の体格に合わせて選択するのが適当と考えられる。

脱血カニューレの選択に関しては、形状・内径・有効長・サイドホール数・壁の薄さなど、様々な工夫がみられる。(表5 カニューレの内径)カタログデータから参考にしたいところだが、各社異なる条件での測定結果なので簡単に比較することが容易ではない。今回、日本で発売されているカニューレの全サイズについて、流量対圧力損失特性を同一条件で測定した結果を示す(図18)。

方法としてTERUMO社製のCAPIOX SP-101、回路は熱交換器付きのCAPIOX EBS心肺キットを用いて、リザーバーにグリセリン+生理食塩水を20℃(ヘマトクリット36%程度の粘調度)で管理

表3 送脱血カニューレの選択：サイズ

流量	送血カニューレ	脱血カニューレ
2.5 L 未満	15Fr	17Fr
3.0 L 未満	17Fr	19Fr
3.0 L 以上	17Fr	21Fr

※出典：日本メドトロニック勉強会資料

表4 送脱血カニューレの選択：流量目安とサイズ

体重目安	流量目安	送血カニューレ	脱血カニューレ
45kg 以下	2.5 L /min	13.5Fr	18Fr
60kg 以下	3.0 L /min	15Fr	19.5Fr
60kg 以上		16.5Fr	21Fr

※出典：呼吸器&循環器ケア Vol. 9 No.5

表5 カニューレの内径

	TERUMO	Edwards	Medtronic	TOYOBO
壁の薄さ(mm)	0.6~0.7	0.75~0.9	0.48	0.6
Fr数	10	10	17	10
内径(mm)	4.8	4.5	4.74	4.8(実測)
Fr数	19.5	20	19	20
内径(mm)	5.2	5.0	5.34	5.5(実測)
Fr数	21	22	21	
内径(mm)	5.6	5.5	6.04	

内径 Edwards < TERUMO ≦ TOYOBO < Medtronic

し、送血カニューレはTERUMO社製16.5Frに流量計をつけて固定した。脱血圧、送血圧はカニューレ接続時のエア抜きに使用している三方活栓に圧力計を接続し、計測した。

<参考資料>

尾藤：PCPS脱血カニューレの流量特性。

体外循環技術医学会関東甲信越地方会，2009。

## 結果

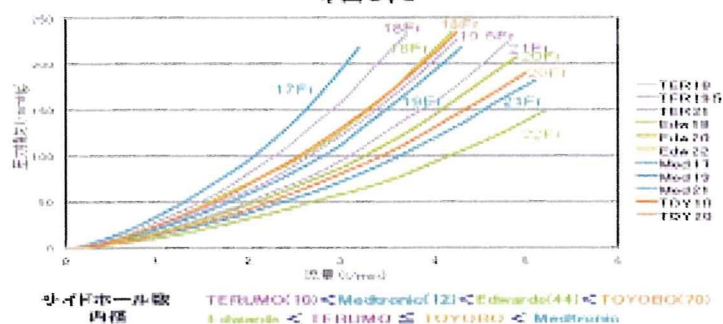


図18 流量対圧力損失特性

表5 PCPS用オールプレコネクト回路と選択基準（特徴）

メーカー	テルモ	テルモ	平和物産	メトロニック	泉工医科工業
製品名	キャピオックス血液回路 (EBS心臓キット)	キャピオックスEBS心臓キット LXタイプ	Endumo	カメーダ血液回路	SOLAS
人工肺	キャピオックスSX (多孔質膜)	キャピオックスLX (非対称膜)	BIOCUBE (非対称膜)	AFFINITY (多孔質膜)	エクセラシ (シリコンコート膜)
熱交換器	熱交換器付き (無しタイプもあり)	熱交換器付き (無しタイプもあり)	熱交換器付き	熱交換器付き	熱交換器付き
抗凝固コーティング	ヘパリンコーティング	Xコーティング (非生物)	ヘパリンコーティング	ヘパリンコーティング	ヘパリンコーティング
遠心ポンプ	キャピオックス遠心ポンプ	キャピオックス遠心ポンプ	RotaFlow	バイオポンプ	組み込みなし
特徴	プライミングが非常に簡単 経験のない施設の導入向け バイオポンプ用の変換アダプターあり (メーカー保証なし)	ヘパリン起因性血小板減少症患者に使用可能 人工肺の血漿リークが起きにくく長期使用が可能 バイオポンプ用の変換アダプターあり (メーカー保証なし)	プライミングが簡単 人工肺の血漿リークが起きにくく長期使用が可能 遠心ポンプの長期使用が可能 小児用回路あり	プライミングが非常に簡単	遠心ポンプの接続が必要 (既存の遠心ポンプを使用できる) 人工肺の長期使用が可能 プレコネクト回路が無い遠心ポンプを使用している施設向け

表6 カニューレ選択基準

セルジンガー法にて挿入性能の良いカニューレを使用したい	キンクの起こりにくい金属ワイヤーの入ったカニューレを使用したい
テルモ: 経皮カテーテルキット TOYOBO: 経皮的挿入用カニューレ	メトロニック: バイオメディカスカニューレ エドワーズライフィサイエンス: フェムフレックス TOYOBO: 経皮的挿入用カニューレ

流量	送血カニューレサイズ	脱血カニューレサイズ
2.5L未満	15Fr	17Fr
3.0L未満	17Fr	19Fr
3.0L以上	17Fr	21Fr

※出典: 日本メトロニック勉強会資料

体重目安	流量目安	送血カニューレサイズ	脱血カニューレサイズ
45kg以下	2.5L/min	13.5Fr	18Fr
60kg以下	3.0L/min	15Fr	19.5Fr
60kgを超える場合		16.5Fr	21Fr

※出典: 呼吸器 & 循環器ケア Vol. 9 no. 5



図19 キャピオックスEBS心臓キット

## 6.2. オールプレコネクト回路

PCPSは心肺蘇生の目的で救急領域でも使用されるため、セットアップ時間の短縮が望まれる。現在日本で発売されているオールプレコネクト回路であれば回路の取り付けから充填まで迅速に行うことができる。

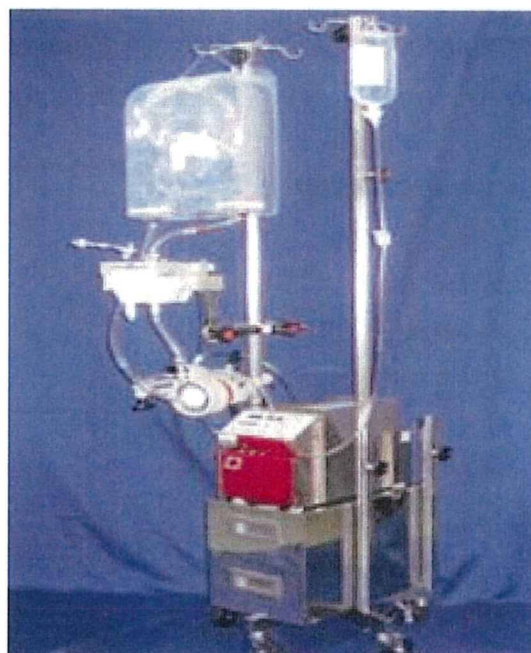


図20 Endumo システム

## 7. 周辺機器

PCPS管理に伴う周辺機器は補助循環装置という特徴から、呼吸、循環、代謝に係わる生命維持管理装置を中心とした装置とそれに付随した機器が使用される。ここではPCPSを管理する機器の目的や特徴、それから得られる生体情報について解説する。

### 7.1. 人工呼吸器

PCPS 施行中は通常と異なる循環動態であるため、注意が必要である。自己拍出に応じた適切な換気量の調節と、PEEPによる無気肺の防止に努める。蘇生後自己肺によるガス交換能が著しく低下している場合があるため、自己心の拍出する血液とPCPSから送血される血液とのmixing pointを考慮し動脈血液ガスは可能な限り、右手から採血し、冠灌流・脳灌流血の酸素分圧に留意する。また、自己肺のガス交換能が良好な場合はPCPSにより肺循環が減少しているため、通常時と同様の分時換気量で人工呼吸を行うと、自己心から拍出される血液の動脈血炭酸ガス分圧(PaCO<sub>2</sub>)が低値となり、脳血流が減少する恐れがある。

### 7.2. モニタ

PCPS施行中は下記のとおり様々な生体情報モニタが用いられるが、特に以下の点に注意が必要である。

#### 1) 生体情報監視装置

- ・心電図 (ECG)
- ・動脈圧 (AoP)
- ・中心静脈圧 (CVP)
- ・動脈血酸素飽和度 (SpO<sub>2</sub>)
- ・呼気終末炭酸ガス分圧 (EtCO<sub>2</sub>)
- ・体温

#### 2) スワンガンツカテーテル

- ・心拍出量・心係数 (CO・CI)
- ・静脈血酸素飽和度 (SvO<sub>2</sub>)
- ・肺動脈圧 (PAP)
- ・肺動脈楔入圧 (PCWP)



図 21 人工呼吸器

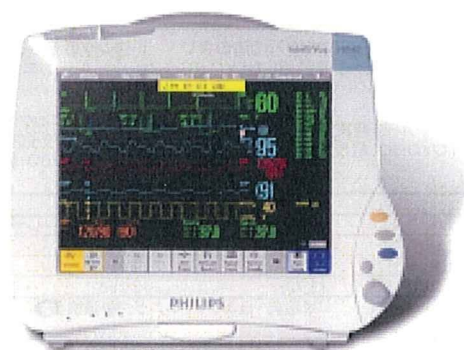


図 22 生体情報モニタ

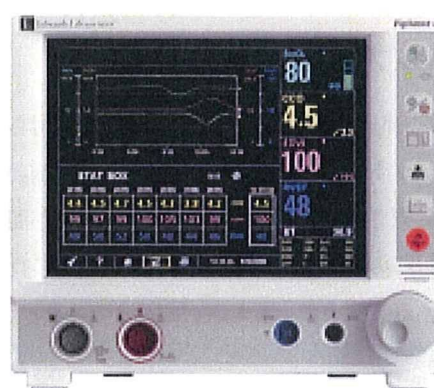


図 23 心拍出量計

#### 3) 無侵襲混合血酸素飽和度監視装置

- ・局所組織酸素飽和度 (rSO<sub>2</sub>)
- a) 蘇生後、自己肺の酸素化能が著しく低下している場合があるため、自己心から拍出される

血液と PCPS から送血される血液の血液ガスには大きな解離を生じることがある。このため、自己心からの拍出がある場合は、冠動脈や脳に十分に動脈血化されていない血液が灌流することもある。自己心の拍出する血液と PCPS から送血される血液との mixing point を考慮し SpO<sub>2</sub> は必ず右手で測定する。また、無侵襲混合血酸素飽和度監視装置などを頭部に用いることにより、比較적すみやかに脳循環の指標として利用できる。

- b) PCPS 施行中にスワングアンツカテーテルや経静脈一時ペースング用電極を挿入する際には、右房に留置された脱血管への血液の引き込みにより、バルーンを血流に乗せて右室に進めることが困難な場合がある。このような場合は、一時的に送血流量を下げることで挿入が可能となる場合がある。
- c) PCPS 施行中にスワングアンツカテーテルから得られる各種圧力データは、心機能評価の指標とはならない場合があるので、心エコーなどを併用し評価する必要がある。
- d) E t CO<sub>2</sub> は通常、PaCO<sub>2</sub> の良い指標となるが、PCPS 施行中は肺血流量の減少により E t CO<sub>2</sub> は低値を示す。自己心の拍出が無い場合（肺循環がない場合）には 0 に近い値をとるが、自己心の回復により肺循環が増えるに伴い値は上昇するため肺循環の指標ともなる。

### 7.3. 血液浄化装置

PCPS 導入期には乏尿となり、CHDF (continuous hemodiafiltration) に代表されるような CBP (continuous blood purification therapy) を併用するケースが多くみられる。CBP により水分バランス、電解質、酸塩基平衡の是正が行われるが、以下の点に注意が必要である。

- 1) CBP による除水によって循環血液量が減少し、PCPS の流量維持が困難となる場合がある。
- 2) CBP にはブラッドアクセスが必要であるが、PCPS 回路からの脱血や PCPS 回路への返血は、予期せぬ陰圧や陽圧による重篤なトラブル



図 24 局所組織酸素飽和度監視装置



図 25 血液浄化装置

ルにつながる恐れがあるため、基本的には行わない。

- 3) CBP において極端な浄化量の増加は、代謝性アシドーシスを masking することがある。

### 7.4. 体温管理関連機器

PCPS 導入時、低体温療法を行う際に人工肺に熱交換器が搭載されていない場合、低体温維持装置が必要となる。

使用時には、体温測定部位による問題点を把握しておく必要がある。cooling 時には、測定部位によっては血液温の変化に対して追従せず、遅れて下がってくる場合があるので、常に中枢温との温度格差を念頭におき、過冷却に注意する。



図 26 低体温維持装置



図 27 体温維持装置



図 28 ACT測定装置

#### 1) 血液温

S-Gカテーテルより得られる血液温は良い中枢温の指標となる。

#### 2) 食道温

血液温を正確に反映する。胃に挿入されると中枢温から若干の誤差が見られる為、注意を要する。

#### 3) 膀胱温

尿量により中枢温への追従性は変化する。十分な尿量が得られている場合は良い指標となるが、PCPS導入患者では乏尿であることが多く正確な指標となりにくい。比較的簡便に測定が可能のため、よく利用される。

#### 4) 直腸温

中枢温への追従性は低い為、指標となりにくい。比較的簡便に測定が可能のため、よく利用される。

#### 5) 鼓膜温

脳温との相関性が高いので、良い指標となるが、測定値の信頼性に問題がある場合がある。比較的簡便に測定が可能のため、よく利用される。

#### 6) 他の末梢部位（体表）

低体温療法の指標とはならない。

### 7.5. 抗凝固療法関連機器

PCPS 施行時には、ヘパリンなどの抗凝固薬による抗凝固療法が行われる。抗凝固のモニタリングとしては、ベッドサイドで簡易測定が可能な活性化全血凝固時間(activated whole blood



図 29 心エコー

clotting time : ACT)が用いられるが、厳密な抗凝固管理を行うに際しては、APTT（活性化部分トロンボプラスチン時間）などの定期的な測定も重要となる。

### 7.6. 心エコー

心機能評価とともに血栓の確認や補助流量の調節に有用である。重症左心不全症例ではPCPSによる後負荷の増大により、左室からの拍出が障害され大動脈弁の動きが制限されることがある。心エコーなどにより大動脈弁の動きや心腔内の血液の滞留に注意し、心腔内血栓の防止に努める必要がある。



## 8. 次世代 PCPS が備えるべき機能

PCPSは究極的な生命維持装置であり、トラブルが致命的なものとなりかねない。元々PCPSは手術室にて僅か数時間、体外循環の専門の技術者が管理操作する人工心肺のために開発された人工肺やポンプシステムを流用したシステムであるが、装着したまま移動し、週間レベルから場合によっては月単位と長期にわたり使用され、体外循環システムの専門家が管理するとは限らないため、リスクが高い。にもかかわらず、安全装置が不完全で安全性は低く、耐久性にも問題を抱えている。

将来のPCPSは誰でも安全に導入から管理、そして離脱できるシステムであるべきと考え、ここでは今後のPCPSに備えるべき機能について考察する。

また、海外で開発、販売されているPCPS関連装置についても解説を加える。

### 8.1. PCPS に望まれる安全対策と供えるべき機能

#### 1) 空気の誤送に対する安全策

PCPSは閉鎖回路であるため体外循環流量が多い場合には脱血回路は陰圧となる。脱血回路には脱血カニューレとの接続部、接続部の気泡抜きライン、充填液ラインに隙間や開放部分があると空気が流入し、遠心ポンプを経て人工肺、送血回路を経て患者の動脈に送られる。充填液ラインの閉め忘れによってバッグ内の空気が回路に流入する例もある。患者の動脈に空気が送られた場合、例えば大腿動脈送血であっても心機能が低下していれば脳を含む全身の組織で空気塞栓症を起こす。

##### a) 気泡検出器の装備

気泡の検出は回路の外側から超音波にて検出できるため抗血栓性を維持でき、低コストにて実現可能である。遠心ポンプに流入する前に空気を検出して止めたいが、PCPSでは人工肺の手前で検出し人工肺で吸収できない量であればポンプを停止させる必要がある。送血回路（人工肺先の患者側）で検出する場合には、僅かな気泡でも検出したら直ちに送血を停止させる。現在人工心肺用として

使用されている製品をPCPSに応用できるが、誤動作で循環が止まるので誤動作しないような工夫が必要になる。

充填液バッグの空気の流入の防止策として充填液ラインに気泡検出器を取り付け、気泡を検出したら充填液ラインを閉めることで、空気流入を防止する方法もあるが、緊急時のセットアップに手間がかかるようでは意味がない。

##### b) 脱血回路上の枝回路を無くす

陰圧となる脱血回路に枝回路を付けない工夫が必要になる。カニューレとの接続時に気泡が残らない工夫をすればカニューレとの接続部の気泡抜きの枝は不要となる。充填液ラインは陽圧側回路では急速に充填ができないので、送血回路と脱血回路の接続部の再循環回路部分に充填液ラインを付けることで脱血回路の枝回路を無くすことはできる。

##### c) 空気の無い充填液

充填液バッグの残留空気の流入の防止策として、充填液バッグに空気の入っていない商品が望ましい。PCPS回路システムと同一に梱包されている必要がある。

##### d) 人工肺の除泡機能の向上

人工肺のガス交換膜はガス透過性が高いので、圧力の高い液相にある気泡がガス交換膜に触れると気相に瞬時に移動するため人工肺は気泡除去能力を有している。充填時の気泡の除去はこれによって行われているが、体外循環中にPCPS回路に空気が流入しても人工肺の気泡除去能力が高ければ、流入した気泡は人工肺で除去することができる。センサーで気泡を検出しても閉鎖回路のPCPSでは気泡を抜く部分がないので、人工肺の気泡除去能力は最も効果的に機能するはずである。

##### e) エアトラップ

人工心肺に用いられるように、送血回路にエアトラップや送血フィルターを用いて流入した空気をトラップすることは有効とも考えられる。しかし、PCPSは低ヘパリンで管理されるため、エアトラップの血液の停滞部で血栓を形成しやすくなる。エアトラップに血液停滞部が無いようにエアト

ラップ自体を小さくするとトラップできる量が小さくなり、意味をなさない。また、トラップした空気を自動的にどのように抜くかが問題となる。

## 8.2. 溶血に対する安全対策

遠心ポンプは低揚程では溶血が少ない。しかし送血抵抗の上昇や脱血不良に伴い流量が低下した状態で、流量を回復しようと回転数を上昇させると遠心ポンプ内部でキャピテーションを生じて溶血する。また、回路の屈曲部などでも溶血を起こす。遠心ポンプの発熱によっても溶血を起こす。高度の溶血は腎不全の原因となり多臓器不全へと移行する危険が大きい。

### 1) 揚程表示

揚程の上昇は血圧の上昇、送血回路の折れ曲がり、脱血回路の折れ曲がりやボリューム低下による脱血不良で発生する。多くの場合、ボリューム低下による脱血不良である。これを検出するには、揚程は送血圧と脱血圧の差であるので、ポンプ前後に圧力センサーを取り付ければ測定できる。しかし、人工心肺のような圧ラインを設けると血栓を生じるので、回路に直接圧力センサーを取り付ける必要がある。陰圧になる脱血回路にルアコネクターなどを設けることは気泡を吸い込む危険があるので避けるべきである。そこで、送血圧と流量から揚程を換算する方法が実用的と言える。揚程をパネルに表示するとともに、その変化量も表示させるべきである。

### 2) 脱血不良モニター

先に述べたように、脱血不良は補助流量を低下させるだけでなく、溶血の原因ともなる。また発生頻度も高い。送血圧と流量から揚程は換算できるので、脱血回路に圧力計がなくとも脱血圧も知ることができる。揚程上昇時にその原因が送血側にあるのか脱血不良なのかを表示する機能が必要である。

### 3) 発熱しない遠心ポンプ

遠心ポンプにおける発熱は軸部と高揚程では血液同士の摩擦あるいはインペラーと血液の摩擦などで発生し、血液は溶血する。特に軸部の熱は問

題になる。軸部の問題については「7.遠心ポンプの耐久性の向上」で後述する。

### 4) 過回転防止機構

遠心ポンプの回転つまみに不用意に触れたり、何か当たったりして過回転すると溶血の原因となる。PCPSのポンプ流量は常に変えるものではないので、つまみを押し込まないと回らないようにしたり、つまみにカバーを付けるなどの工夫が必要である。溶血するほど高い揚程になると回転数が上がらないような機構があると良い。

## 8.3. 逆流の対策

遠心ポンプは血液の回転運動によって血液を吐出するので、ポンプが低回転になったり停止すると動脈圧によって血液がPCPS回路を逆流する。体外循環が停止するばかりか、動脈から静脈へのシャントがおこれば、心不全の状態では致命的である。

### 1) 逆流防止クランプ

血流量計が血液の逆流をとらえた時に回路を自動的に遮断して逆流を抑える機構は既に人工心肺用としては販売されている。逆流アラームが誤動作しないような工夫があればPCPSにも応用できる。

### 2) 回転維持装置

ポンプの回転つまみに不用意に触れたり、コード類などが当たりポンプの回転が落ちることがある。PCPSのポンプ流量は常に変えるものではないので、つまみを押し込まないと回らないようにしたり、つまみにカバーを付ける、一定回転より下げるにはノブを押しながらでないと下がらないような工夫があるとよい。また、逆流しはじめるとポンプの回転を自然に保つ機能があってもよいが、ポンプが故障で停止した場合にはこの機能では意味がない。

### 3) 逆流防止弁

回路に逆止弁を取り付けて逆流を防ぐことも可能である。しかし、この部分での血栓や溶血の可能性もあるので現在の市販の逆止弁をPCPSに取り付けるのは現実的ではない。

## 8.4. 換気異常の予防策

人工肺には酸素と空気の混合ガスを確実に送る必要があるが、酸素吹送を忘れてPCPSを開始しても、補助循環中に酸素流量計と人工肺を結ぶ酸素チューブが折れ曲がったり外れても今のPCPSでは何らアラームが出ない。換気のトラブルは致命的な事故につながるので何らかの安全装置が必要である。

### 1) 血液ガスモニター

既に人工心肺用のガスモニターをPCPSに応用すれば回路の血液のガス分圧、あるいは酸素飽和度を光学的なセンサーで非侵襲的に連続測定することができる。送血側のガスモニターは人工肺の酸素加能を評価できるし、脱血側の酸素飽和度モニターは人工肺の酸素加能のみならず、生体側の心機能と肺機能、補助循環の異常も察知できる。ただし、ガスモニターに血液を分流させると回路が複雑化し、回路が外れる危険や血栓を形成するリスクが高くなる。センサー部分も抗血栓処理されていることが望ましい。

### 2) 人工肺の換気モニター

人工肺への流入ガスの酸素濃度を測定すると、酸素の出し忘れや濃度不足を検出できる。しかし、酸素チューブが外れたり折れ曲がる、あるいは途中で酸素の供給が止まってもこれを察知することはできない。人工肺からの流出ガス（排ガス）の酸素濃度の測定はあらゆる換気のトラブルを検出することができるので、安全モニターとしては望ましい。排ガスの酸素濃度が一定以下になったらアラームを発するアラーム機能のあるモニターが必要になる。

### 3) ガス供給装置の内蔵

PCPSのポンプシステムに酸素ガスの供給システム（酸素ブレンダーとガス流量計）が内蔵されていると、遠心ポンプが回転すると自動的に酸素ガスが吹送される、あるいはガスの吹送を促すアラームが出るなどの安全対策ができる。

## 8.5. カニューレの挿入ミス、接続ミスの予防策

経皮的カニューレの挿入ミスは大きなトラブルとなる。送血カニューレと脱血カニューレを同一血管に挿入してしまうA-A Bypass, V-V Bypass, ではPCPSの循環補助効果は無い。

また送血カニューレと脱血カニューレを逆に挿入してしまうA-V BypassではPCPSがシャントとなり循環動態はかえって悪化する。また、カニューレと回路の接続時に送血カニューレと脱血カニューレを逆に接続してしまった場合にもA-V Bypassになる。

### 1) 挿入ミスのアラーム

PCPSの脱血回路に酸素飽和度モニターを取り付け、脱血の酸素飽和度が異常に高い場合には可能性があるのでアラームを出す。

### 2) 接続ミスの予防

回路の色分けは基本であるが、カニューレと回路の接続はコネクターとして送血カニューレと脱血カニューレの接続部の形状を変えておき、逆接続ができないようにする。

## 8.6. 人工肺の耐久性の向上

人工心肺用の人工肺のガス交換膜としてはマイクロポーラスの人工肺が広く用いられていて、価格的にも安価であるためPCPSにも用いられる。しかし、長時間使用すると微細孔からプラズマリークが発生しガス交換能が著しく低下し、交換を余儀なくされる。人工肺あるいは回路の交換は補助循環を止めることになるため、人工肺には高い耐久性が求められる。また、人工肺では血液相から気相へ水蒸気も移動する。排気ガスに含まれる水蒸気が吹送ガスによって冷やされ結露する。また、結露した水滴が人工肺の中空糸を塞ぐと部分的にガスの流れが阻害され人工肺のガス交換能が低下する。

人工肺はガス交換効率を高めるため、0.5～2.5平方メートルという広い血液接触部がある。異物との接触は血液を刺激し血栓を形成する。血栓の形成はガス交換能を落とすばかりか、塞栓症の危険

もある。

#### 1) ガス交換膜の素材の改良

シリコーンなどのコーティングあるいは微細孔の一部が詰まった形の人工肺も市販されており、人工肺の耐久性を向上させている。長期使用するPCPSにはこのような人工肺の使用が望ましい。

#### 2) ウエットラングの防止

人工肺のガス交換膜で起こる結露（ウエットラング）はガス相を塞ぎガス交換能力を落とすことがある。対策としてヒーターで人工肺を暖める方法も行われているが、結露を完全に防止するには至っていない。今後新たな方法で結露を防ぐか、一定時間が過ぎると自動的に吹送ガスの流量を上げて結露水をフラッシングして行う方法も考えられる。

#### 3) 抗血栓処理

現在のヘパリンコーティングより生体適合性の高い抗血栓処理あるいは抗血栓材料を用いることが望ましい。

### 8.7. 遠心ポンプの耐久性の向上

従来からある多くの遠心ポンプは軸部がボールベアリングとなっている。このボールベアリングに血液が浸潤すると蛋白質によってベアリングのボールの回転抵抗が生じ抵抗は熱となる。この軸部の発熱は血液の熱変性を起こし、溶血の発生や軸部での血栓形成となる。さらに、複数のボールが回転できなくなると、遠心ポンプの回転子が停止する危険性もある。

#### 1) ピポッドベアリング

ボールベアリングが遠心ポンプの耐久性を落としているため、長期の循環を行う場合には点で支えるピポッドベアリングを持つ遠心ポンプが望ましい。ピポッド部分は発熱するが、軸部に血液が流れる構造になっているため熱が常に奪われ溶血や血栓形成は軽微となる。

#### 2) 非接触ベアリング

回転子を磁力によって浮上させる遠心ポンプは耐久性が高く、血液損傷も少ない。VAS用として開発されているが、現段階では高額でPCPSには向

かないが、低コスト化が図ればPCPSにも使用できるはずである。

### 8.8. 即応性の向上

PCPSは心肺停止症例の蘇生目的としても使用されるため、セットアップ時間の短縮が望まれる。現在市販されているシンプルな回路であれば回路の取り付けから充填までが3～5分で完了するが、セットアップが不慣れであれば、充填や気泡抜きに手間取る。

#### 1) 自動充填と自動気泡抜き

充填時間を短縮するため最適な充填ができるようクランプシステムによって順番に充填を流すこともできるが、緊急導入においてPCPS回路にクランプシステムを取り付けるのに手間取るようでは意味がない。気泡検出器によって気泡が残っている状態では赤ランプ、気泡が除去されると緑になるなどの工夫があると良い。

#### 2) 充填済みキット

回路が既に充填液で満たされている回路も望ましい。現時点ではベアリングへの浸潤や人工肺での漏出の可能性があるため、ピポッドベアリングの遠心ポンプや複合膜の人工肺によって実現できると考えられる。

### 8.9. 適正流量の自動維持システムと自動離脱システム

適正な流量の指標は多くのファクターが関与し、適正な補助流量を求めるのは難しい。また離脱に向けた流量管理はさらに難しくなる。

#### 1) 適正流量の自動制御

血圧とCVP、そして脱血の酸素飽和度は重要なファクターであるため、血圧情報などを総合管理しPCPSシステムの流量制御を行う。

#### 2) 離脱に向けた流量制御

適正流量の自動制御をさらに発展させ、各種ファクターの値を適正に保ちながら離脱に向けて流量に落とせるようなシステムも考えられる。

### 8.10. 海外のPCPSと関連装置

PCPSは海外ではECMO (extracorporeal mem-