

- 4) 病院到着後（医師が患者に接触後）15分間心停止が持続している（1分以上のROSCがない）

B.2.2. 除外規準

以下のいずれかに該当する患者は、本研究に組み入れない。

- 1) 年齢20歳未満または75歳以上
- 2) 発症前の日常生活動作（activities of daily livings, ADL）が不良
- 3) 原疾患が非心原性（外傷、薬物中毒など外因性、一次性頭蓋内疾患、導入前に診断ができていない急性大動脈解離、末期癌など）
- 4) 深部体温30℃未満
- 5) 代諾者の同意が得られない
- 6) 救命の対象外

B.3. アウトカム

B.3.1. 主要評価項目

発症1ヵ月後のCerebral Performance Categories (CPC) における機能良好 (CPC1) 及び中等度障害 (CPC2) (以下 favorable outcome) の合計数の割合

B.3.2. 副次的評価項目

- 1) PCPSの合併症
- 2) 在院日数
- 3) 費用

B.4. 解析

2010年3月末日時点のデータに基づき、PCPS、非PCPS群間における、発症1ヵ月後の favorable outcome の割合を、フィッシャーの正確確率検定で比較した。検定は、intention to treat 解析（施設が割り付けられた群に従い、全例を解析対象）、per protocol 解析（割り付けられた群の治療プロトコルに従った患者のみを解析対象）の2通りを行った。PCPS群で、2010年3月末日時点で発症1ヵ月後CPCが不明の症例が10例あったため、1) 不明例をCPC3-5と見なして全例を対象に解析、2) 不明例を除いて解析、の2通りの解析を行った。

C. 結果

C.1. 患者背景

2008年10月から2010年3月末日までの期間に、308名の院外心肺停止例の症例登録があり、そのうち170例（PCPS群107例、非PCPS群63例）が適格規準に合致した。このうち、PCPS群102例、非PCPS群53例に、プロトコル通りの治療が行われた。各群の人口学的情報、原疾患等の背景情報に統計学的に有意な差は見られなかった（表1）。平均年齢は、PCPS群56歳、非PCPS群56歳、By-stander CPRの実施割合は、PCPS群50.5%（54例）、非PCPS群53.2%（34例）、原疾患がACSの割合は、PCPS群62.6%（67例）、非PCPS群61.3%（39例）であった。

C.2. 1ヵ月時点CPC（intention to treat 解析）

PCPS群107例、非PCPS群63例のうち、発症1ヵ月後の favorable outcome の割合は、それぞれ15.9%（17例）、0%（0例）であった。不明例を除くと17.5%、0%であった（表1～4）。

C.3. 1ヵ月時点CPC（per protocol 解析）

PCPS群107例、非PCPS群63例のうち、プロトコル通りの治療が行われた102例、53例がPer protocol analysisの対象となった。発症1ヵ月後の favorable outcome の割合は、それぞれ16.7%、0%であった。不明例を除くと18.5%、0%であった（表5～7）。

C.4. PCPSの合併症

PCPS群107例のうち、プロトコル通りPCPSを施行した102例の合併症発生数は表8の通りである。

C.5. 在院日数

在院日数の分布は表9、図1～2の通りである。

C.6. コスト

表1 患者背景情報

	PCPS群 (n=107)	非PCPS群 (n=63)	p
プロトコル通りの治療 n (%)	102 (95.3)	53 (85.5)	
平均年齢(歳)	56	56	0.99
心停止から病着までの時間*(分)	30	31	0.25
来院時平均体温(℃)	35.2	35.3	0.50
男性 n (%)	97 (90.7)	61 (96.8)	0.21
By-stander CPRn (%)	54 (50.5)	34 (53.2)	0.52
救急隊到着時心停止 n (%)	97 (90.7)	56 (90.3)	0.49
挿入困難例 n (%)	10 (9.3)	N/A	-
原因疾患 n (%)			
ACS*	67 (62.6)	39 (61.3)	0.55
心筋症	7 (6.5)	1 (1.6)	0.11
不整脈*	21 (19.6)	9 (14.5)	0.68
ドクターカー	14 (13.1)	4 (6.5)	0.20

注)

心停止-病着までの時間：心停止時間が不明の場合，119通報の時間。ドクターカーの場合，医師接触時刻を病着時刻と見なした。

ACS：冠動脈造影診断によるものと，ACS疑いを含む。

不整脈：ACSの明らかな原因によらない。

表2. 発症1カ月後CPC (intention to treat 解析)

CPC	PCPS群 (n=107)	非PCPS群 (n=63)
1	9	0
2	8	0
3	3	4
4	14	4
5	63	55
不明	10	0

注)

CPC: Cerebral Performance Categories

CPC 1:機能良好, CPC 2:中等度障害, CPC 3:高度障害,

CPC 4:昏睡, 植物状態, CPC 5:死亡または脳死

不明：2010年3月末日時点で不明

表3 Favorable outcome 割合 (intention to treat 解析)

	PCPS群 (n=107)	非PCPS群 (n=63)	P
CPC1-2 n (%)	17 (15.9)	0 (0)	<0.01
CPC3-5 n (%)	90 (84.1)	63 (100)	

注)

CPC: Cerebral Performance Categories

Favorable outcome: 発症1カ月後CPC1-2

CPC不明の場合，CPC3-5として解析した

表4 Favorable outcome 割合

(intention to treat 解析, 不明例を除く)

	PCPS群 (n=97)	非PCPS群 (n=63)	P
CPC1-2 n (%)	17 (17.5)	0 (0)	<0.01
CPC3-5 n (%)	80 (82.5)	63 (100)	

注)

CPC: Cerebral Performance Categories

Favorable outcome: 発症1カ月後CPC1-2

CPC不明の10例を除外した

表5 発症1カ月後CPC (per protocol 解析)

CPC	PCPS群 (n=102)	非PCPS群 (n=53)
1	9	0
2	8	0
3	3	1
4	14	2
5	58	50
不明	10	0

注)

CPC: Cerebral Performance Categories

CPC 1:機能良好, CPC 2:中等度障害, CPC 3:高度障害,

CPC 4:昏睡, 植物状態, CPC 5:死亡または脳死

不明：2010年3月末日時点で不明

表6 Favorable outcome 割合 (per protocol解析)

	PCPS 群 (n=102)	非 PCPS 群 (n=53)	P
CPC1-2 n (%)	17 (16.7)	0 (0)	<0.01
CPC3-5 n (%)	85 (83.3)	53 (100)	

注)

CPC: Cerebral Performance Categories

Favorable outcome: 発症1カ月後CPC1-2

CPC不明の場合, CPC3-5として解析した

表7 Favorable outcome 割合

(per protocol解析, 不明例を除く)

	PCPS 群 (n=92)	非 PCPS 群 (n=53)	P
CPC1-2 n (%)	17 (18.5)	0 (0)	<0.01
CPC3-5 n (%)	75 (81.5)	53 (100)	

注)

CPC: Cerebral Performance Categories

Favorable outcome: 発症1カ月後CPC1-2

CPC不明の10例を除外した

表8 PCPSの合併症

	患者数(人)(n=102)	割合 (%)
一次的合併症*		
出血/血腫	46	43.0
虚血	2	1.9
輸血の必要性	41	38.3
その他	3	2.8
なし	40	37.4
二次的合併症		
感染	11	10.3
その他	9	8.4
なし	72	67.3
不明	10	14.0

注) 一次的合併症は, 複数回答

入院総診療保険点数, DPC点数の分布は表10, 図3~5の通りである。

D 考 察

PCPS群のfavorable outcomeの割合はintention to treat, per protocolのいずれも当初の予測値10%を上回り, 非PCPS群に比べて良好で, PCPSが

表9 在院日数

	PCPS 群 (n=107)	非 PCPS 群 (n=63)
ICU 在室日数 (日)		
最大値	89	51
75%	14	1
50%	8	1
25%	1	1
最小値	1	1
入院日数 (日)		
最大値	122	125
75%	36	1
50%	9	1
25%	1	1
最小値	1	1

表10 コスト

	PCPS 群 (n=107)	非 PCPS 群 (n=63)
入院総保険点数		
最大値	2,230,410	2,288,320
75%	565,591	470,440
50%	381,562	21,791
25%	228,033	16,415
最小値	17,609	3,598
DPC 点数		
最大値	1,052,071	1,628,160
75%	344,120	489,809
50%	67,162	21,705
25%	47,952	16,358
最小値	5,947	4,681

通常は二次救命処置のみより予後を良くすることが示唆された。

<分析の限界>

* 非PCPS群の適格症例数が当初の予想に反して低く, 非PCPS群の適格症例を全て収集できていない可能性がある。

* PCPS 以外の予後因子 (各種リスクファクター) を調整していない。

* 2010年3月末日時点で判明しているデータに基

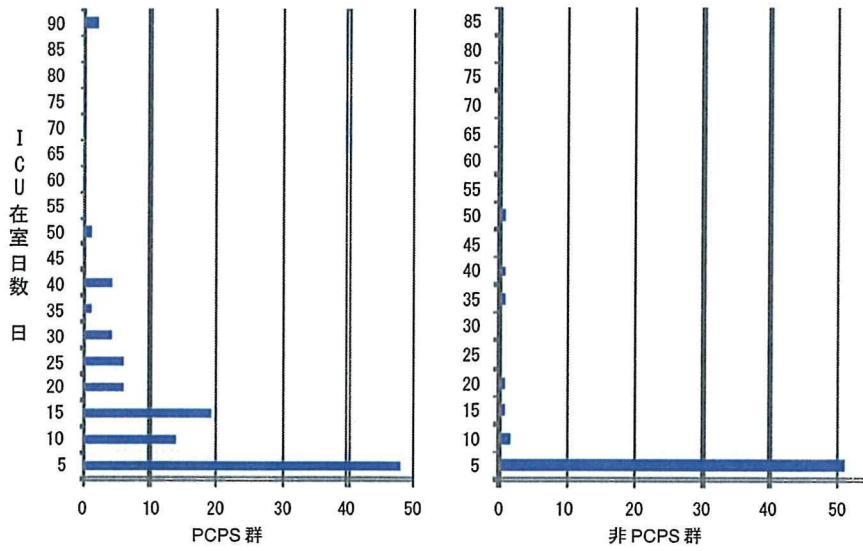


図1 ICU在室日数

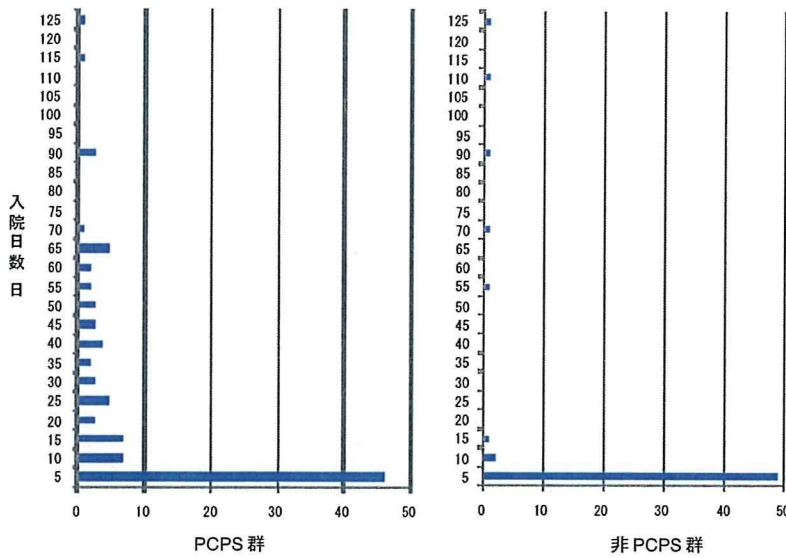


図2 入院日数

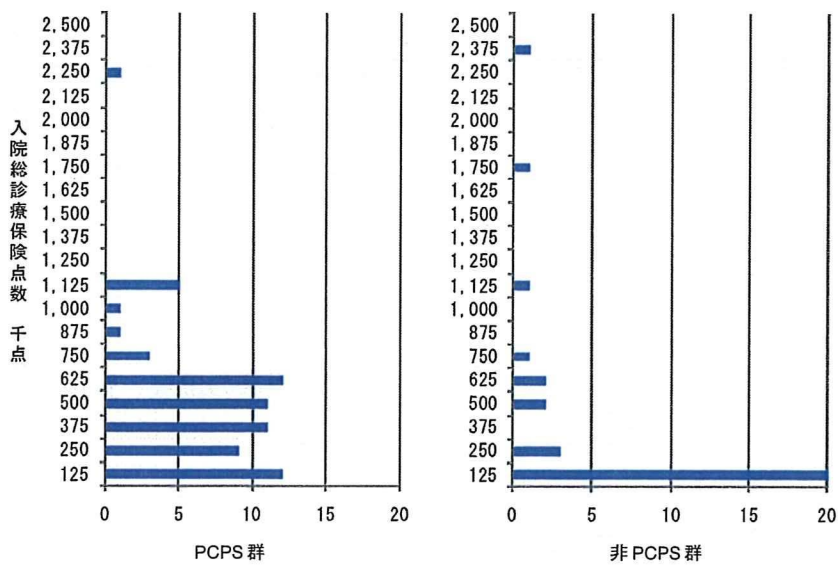


図3 コスト(入院総診療保険点数)

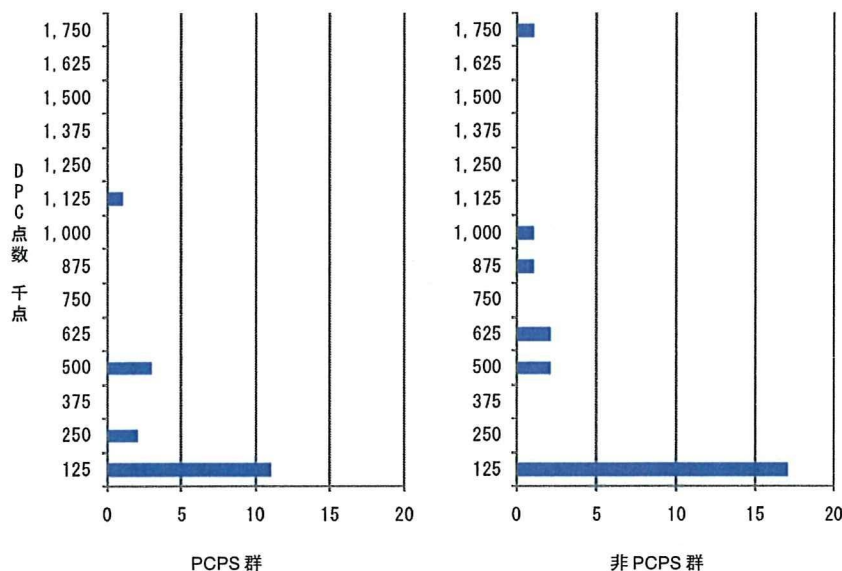


図4 コスト (DPC点数)

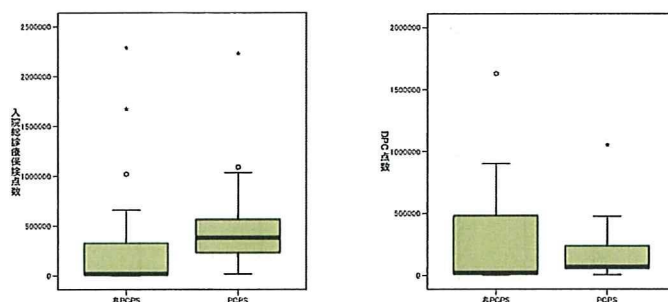


図5 コスト

注) 箱髭図は、最大値、75%タイル、25%タイル、最小値を表す。
太線：中央値。○/★：外れ値。

づくものであり、PCPS群では、発症1カ月後CPCの不明例が10例ある

以上により今回の結果からPCPSの有効性を結論づけることはできない。

E. 結 論

中間解析の結果、PCPS群の favorable outcome の割合は非PCPS群に比べて良好であり、PCPSが通常の二次救命処置のみより予後を良くすることが示唆された。しかしながら、今回の解析は2010年3月末日時点で登録されたデータに基づくものであり、特に非PCPS群の適格症例を全て収集できていないことによるサンプルバイアスを否定できない。また予後不明例が10例あるため、今回の結

果からPCPSの有効性を結論づけることはできない。最終解析に際しては、参加施設に適格規準の周知を徹底するとともに、引き続き症例登録を支援する必要がある。また長期予後を追跡し、PCPSの有効性に関して更なる検証が必要である。

F. 研究発表

特になし

G. 知的財産の出願・登録状況

特になし

臨床工学技士業務に関連した調査

分担研究者 田原 良雄 横浜市立大学附属市民総合医療センター高度救命救急センター 助教
分担研究者 横田 裕行 日本医科大学医学部救急医学講座 主任教授
分担研究者 森村 尚登 帝京大学医学部救急医学講座 准教授

研究要旨

通常の救命処置に反応しない院外心肺停止症例に対する経皮的な心肺補助(percutaneous cardiopulmonary support, PCPS)は有用と考えられる。このPCPSを使用する際には、その安全性と運用管理の面から臨床工学技士の関与が不可欠である。しかし、救命救急領域でPCPSの導入を行っている施設は少なく、また、救命救急領域でのPCPS使用に関する清書もない。そのため、各施設独自の方法でPCPSの管理が行われている。本研究では、救命救急領域でのPCPSに関する統一したマニュアルを作成するために、PCPSの基本を中心に、「デバイスマニュアル」、「操作マニュアル」、「安全管理マニュアル」を作成した。今年度は「安全管理マニュアル」の追加項目である「合併症」、「IABP」、「デバイスに関する選択基準」、「周辺機器」「PCPSの未来に求めるもの」の原稿を作成し、また、このマニュアル周知のために、学会発表などを行った。

A. 研究目的

技士部会ではこの2年間でPCPSの基本を中心に、「デバイスマニュアル」、「操作マニュアル」、「安全管理マニュアル」を作成してきた。今年度の目標は「安全管理マニュアル」での追加項目の原稿作成と各マニュアルの書式を統一して、図表などの検討も行うことである。

B. 研究方法

技士部会メンバーを班分けし、「安全管理マニュアル」の追加項目である「合併症」、「IABP」、「デバイスに関する選択基準」、「周辺機器」「PCPSの未来に求めるもの」の原稿を作成し、最後に各マニュアル、各項目での書式統一、図表などの検討などを行った。

C. 結果

「合併症」では出血、下肢虚血、人工肺に起因す

る合併症、遠心ポンプに起因する合併症などについて、「IABP」では原理から血行動態に対する補助効果の限界、弊害や装置、バルーンカテーテルの一覧表など、「デバイスに関する選択基準」では各デバイスの選択基準や導入方法の一覧表、「周辺機器」ではPCPS管理に伴う周辺機器の安全管理と注意事項など、「PCPSの未来に求めるもの」では長期耐久型の人工肺や遠心ポンプ、各種安全装置に対する要望などを記載した。また、全ての原稿を再校正し、書式の統一も行った。

C.1. 合併症

PCPS施行時における合併症の発生頻度は32～40%で、その内訳として、カニューレ挿入に関する穿刺部や後腹膜からの出血、血管損傷、下肢虚血など手技的合併症が65～77%、次に脳・呼吸器・消化管出血が16～25%、血栓塞栓が7～13%と報告されている¹⁾。侵襲的な体外循環装置を用いるため、生体に発症する合併症と、機械的な合併症(異

常)が多く認められる。

そこで本項ではPCPS施行による合併症を中心に評価方法と対策について述べる。

C.1.1. カニューレ刺入部位の出血

PCPSにおける最大の合併症として出血が挙げられるが、その出血の多くはカニューレ刺入に起因する。出血による体外への血液損失は「PCPS血流量維持の破綻＝循環維持の破綻」に直結するため、安定したPCPS管理を行う上でカニューレ刺入部位の出血の確認・対処は重要な事項となる。

院外心肺停止症例におけるカニューレ挿入部位は、大腿動・静脈からのアプローチが大半を占め、セルジンガー法により経皮的に挿入することが多い。出血の原因としては、

- ①カニューレ挿入時に大腿動静脈近傍の小血管を裂いてしまった場合
- ②血管を探るためにベユラ針等の試験穿刺針により何度も血管を抜き刺してしまった場合、
- ③患者移動時や不意な体動（カニューレ刺入側の下肢屈曲）等によりカニューレと血管の密着が緩んだ場合

などが挙げられる。出血に対しては輸液や輸血（濃厚赤血球・新鮮凍結血漿）を行い、流量の安定化を図る。さらに大量な出血を認める場合は、原因を特定するため刺入部位の外科的処置をおこなうことが望ましく、出血をコントロールする上で最も確実な方法でもある。

また、PCPS管理下では様々な要因による凝固線溶系異常、抗凝固療法によるACTの延長、脳低温療法等による易出血傾向をきたす。PCPS開始時に出血は認められなくても経過中に出血をきたす場合もあるため、カニューレ固定を確実におこない、体位変換や清拭などの際には、刺入部位の下肢屈曲に十分注意し慎重に行うべきである。

刺入部位からの出血がコントロールできない場合には抗凝固療法を中止して、ACTの正常化も考慮する必要がある。

C.1.2. 下肢虚血

PCPSは経皮的に大腿動脈より送血カニューレを挿入するが、カニューレ径が太く、下肢虚血が生



図1 下肢色調観察

じるケースがある。下肢虚血の評価方法は色調の観察(図1)、足背動脈・内顆動脈・膝窩動脈などの触知または超音波ドップラーによる聴取をおこなうことが必要である。血流が認められないと判断した場合は、下肢血流バイパスをおこなうことが望ましい。

バイパスの方法として、

- ①順行性送血：カットダウンで大腿動脈にシースまたは留置針などを挿入し、PCPS送血側の側管より耐圧チューブ等を用いて順行性に送血する(図2)。
- ②逆行性送血：足背動脈へ留置針を挿入し、送血回路の側管より耐圧チューブ等を用いて逆行性に送血する(図3)。

バイパス後、ドップラー等による血流確認を行う(定常流であるため音に注意)。

留意点として、流量を低下させた場合にバイパス回路への血流も低下し凝固が発生することがあ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。

C.1.3. 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

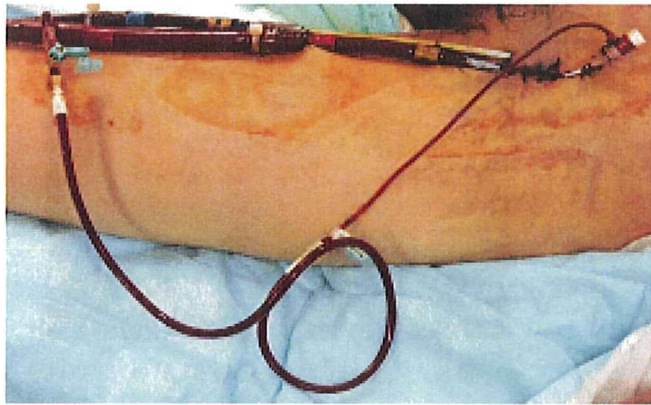


図2 大腿動脈からの順行性送血



図3 足背動脈からの逆行性送血



図4



図5



図6

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、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トグロビンを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）。

C.1.4. 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、SpO₂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人工肺の交換を考慮する必要性がある。

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）



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

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。

C.1.5. 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行われていない場合 (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を行い, 異常音や振動などを観察する。

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灌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。

C.1.6. 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酸素ボ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替えるのを忘れ、酸素ボンベが空になり、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酸素チューブの脱着

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、SpO₂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。

C.2. 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.2.1. 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。

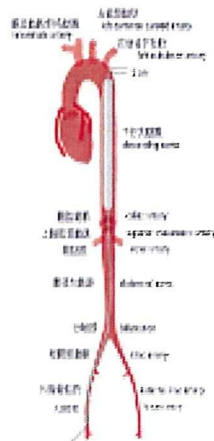


図 11 挿入位置

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。

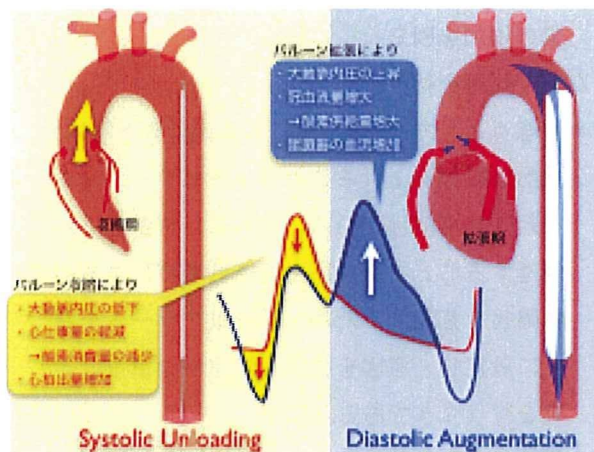


図 12 IABP の原理

C.2.2. 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。ただし、下記に示す条件下では効果が期待できない²⁾。

- ・ 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 (Q_p/Q_s) 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.2.3. 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³⁾ し、虚血心筋に対する治療効果も PCPS 単独より高いこと⁴⁾ 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

1:2作動にてタイミングを確認

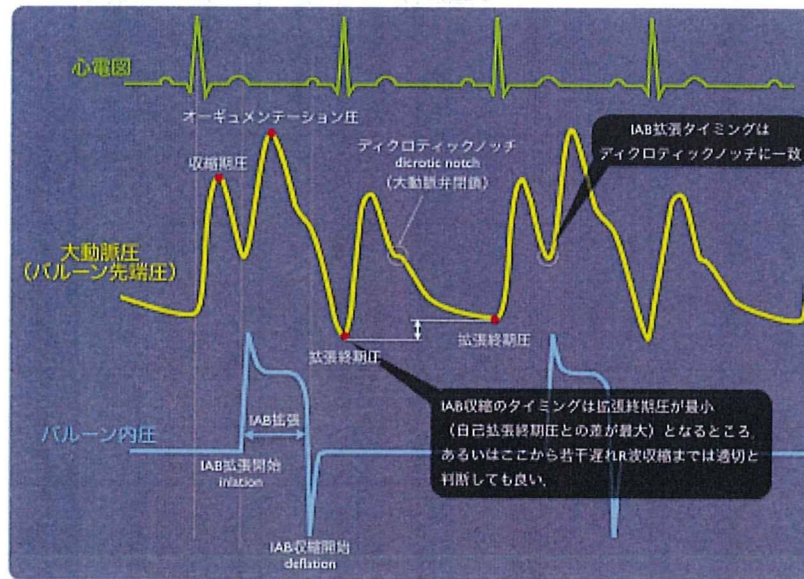


図13 至適タイミング

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LVASの考慮が必要である。

C.2.4. IABPの原理

IABPは図11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。

C.2.4.1. 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

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⁵⁾ 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⁶⁾。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

表1 IABPバルーン比較表

メーカー名	品名	通径身長		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)	保体構造
		長さ (cm)	容量 (cc)	長さ (mm)	直径 (mm)	材質	外径 (Fr)	長さ (mm)	材質	内径 (Fr)	長さ (mm)	直径 (inch)	長さ (mm)			
MAQUET	YAMATO	~155	30	178	16	Durethane	7.5	高分子ポリマー	7.5	155	0.025	1450	7.5	一般用末梢循環器型		
		155~165	35	203												
		165~	40	229												
		~153	25	175												
セオンメディカル	TRUEB Super Trak	153~163	34	219	14.7	ポリアレタン	8	ナイロン (抗血栓性ポリウレタンコーティング)	7	175	0.025	1500	7	一般用末梢循環器型		
		163~	40	260	15											
		165~	30	245	12.7											
		145~	35	162	17.1											
集工医科工業	A2	~150	25	180	14.1	高強度・抗血栓性 ポリアレタン	7	ポリアレタン	8	110	0.025	1500	8	一般用標準型		
		150~165	30	210	14.1											
		165~	35	243	14.1											
		~155	30	210	14.1											
ARROW	Fiber Optix	155~165	35	214	15.1	ポリアレタン (シリコン コーティング)	8	アロフレッグス (ステレンスワイヤールーメン)	8	150	0.025	1750	8	一般用セナー内蔵型		
		165~	40	243	15.1											
		~162	30	195	13.9											
		182~	40	245	13.9											
TMP	TOKAI 7Fr-Clear	~162	30	230	13.9	Cardiohane II	7.5	ポリアレタン	8	200	0.025	1450	7	一般用末梢循環器型		
		182~	40	260	15											
		140~160	M(30)	185	15.5											
		160~	L(40)	225	15.5											
集工医科工業	センサールバルーンP2	~145	35	225	15	ポリアレタン (シリコン コーティング)	8	ポリアレタン	8	110	0.021	1500	8	一般用セナー内蔵型		
		~145	40	245	15											
		~162	30	195	13.9											
		~162	35	225	13.9											
集工医科工業	Ultra Flex	~162	35	220	15	Cardiohane II	7.5	アロフレッグス (ステレンスワイヤールーメン)	8	150	0.025	1750	8	一般用セナー内蔵型		
		182~	40	260	15											
		140~160	M(30)	185	15.5											
		160~	L(40)	225	15.5											
集工医科工業	TOKAI 8Fr	~145	35	225	15	ポリアレタン	8	ポリアレタン	8	110	0.025	1500	8	一般用標準型		
		~145	40	245	15											
		~162	30	195	13.9											
		~162	35	225	13.9											
集工医科工業	TOKAI 7Fr-Clear	~162	35	220	15	ポリアレタン	7	ポリアレタン	7	200	0.025	1450	7	一般用末梢循環器型		
		182~	40	260	15											
		140~160	M(30)	185	15.5											
		160~	L(40)	225	15.5											

表2 IABP装置比較表

	MAQUET		セオンメディカル	東工医科工業株式会社	アロージャパン
	CS100	CS300			
販売会社	MAQUET	MAQUET	セオンメディカル	CORART BP21-T	AutoCAT2/WAVE
所要電源	AC100V±10%, 50/60Hz±3Hz	AC100V±10%, 50/60Hz±3Hz	セオンメディカル	東工医科工業株式会社	アロージャパン/フタダ電子株式会社
定格電流	最大4A	最大4A	2.5A以下	AC100V 50/60Hz	AC100V 50/60Hz
バッテリー駆動	内蔵:135分	内蔵:135分	内蔵:80分/バック:30分	最大9A	平均245W(最大420W)
ドライバ/モニタ	コンプレッサー	コンプレッサー	コンプレッサー	内部:60分/外部:80分	内蔵:約1.5時間 (オプショナルバッテリー使用時0.8時間)
使用ガスボンベ	ヘリウム(高充填可)	ヘリウム(高充填可)	ヘリウム(高充填不可)	コンプレッサー (予圧バルブ/蒸餾/特許)	ステッピングモーターによる ペロース駆動方式
外寸(cm) 重量(kg)	高さ109×幅42.7×奥行56.8 重量:本体40.7kg、バッテリー15.4kg、 カート20.1kg	高さ109×幅42.7×奥行56.8 重量:本体40.8kg、バッテリー15.4kg、 カート23.8kg、保護バッグ2.1kg	高さ109×幅39×奥行63 重量:本体36kg、カート12kg	高さ304×幅34×奥行81 重量:本体35kg、カート4.5kg、 外部バッテリー8kg	高さ90×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 ECG(バターション・R波) AP A-Vベージング A-Vベージング Vベージング	フルオートモード ECG(バターション・R波) AP A-Vベージング A-Vベージング Vベージング	マニュアル ECG(QRS-R波) AP Vベージング A-Vベージング pacer reject	センサーオートモード ECG(バターション・ピーク) AP Vベージング	オートバイロトモード ECG(バターション・ピーク・af) AP A-Vベージング Vベージング
駆動速度設定	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	内蔵 アラーム前プリントあり	内蔵 アラーム前プリントあり	内蔵 アラーム前プリントあり	内蔵 アラーム前プリントあり	内蔵 アラーム前プリントあり
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波取除機能 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波取除機能 小児対応	ディスプレイタッチパネル 小型(95ml)使い捨てガスカートリッジ 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	IABシミュレーター IAB用番号シミュレーター ローレベルAPケーブル

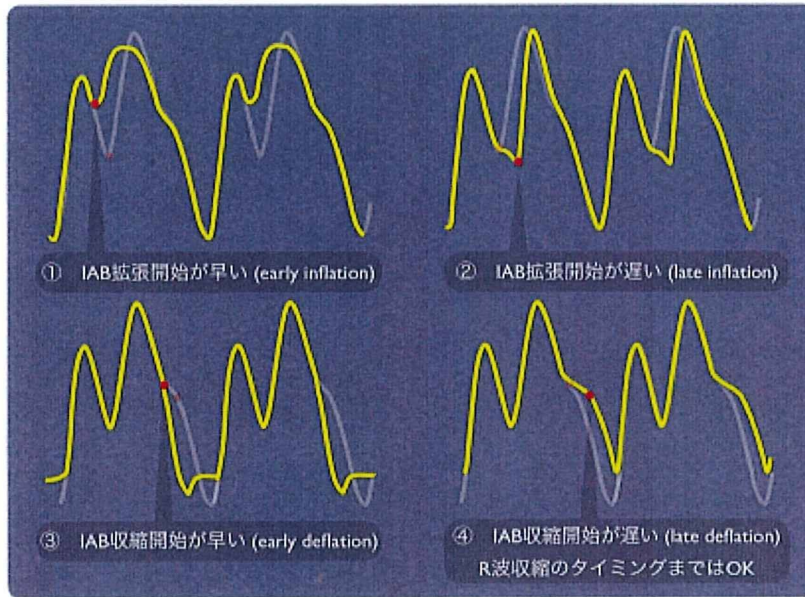


図14 不適切なタイミング

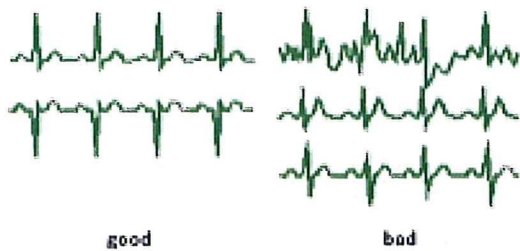


図15 安定動作が可能な良好な心電図(左)と誤作動の可能性のある心電図(右)

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。

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⁷⁾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い。

C.2.4.2. 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

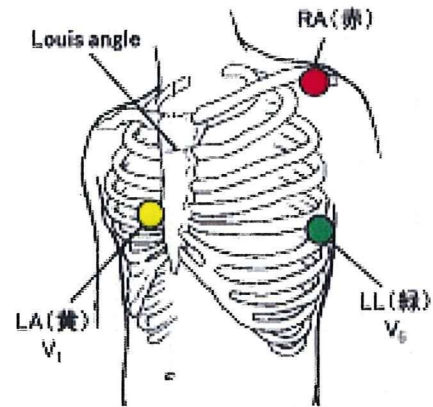


図16 胸部近似誘導の1例

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。

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。

C.2.4.3. IABと駆動装置

近年では下肢虚血予防目的で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⁸⁾。

C.2.4.4. 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.4.4.5. 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.2.4.6. 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

などが上げられる。

C.2.4.7. 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17）。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。

C.2.5. 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、

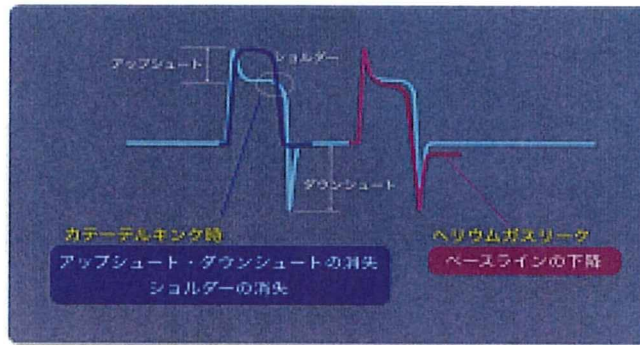


図 17 駆動圧波形

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。

C.3. 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導入ができなければ、患者の予後に悪い影響を及ぼす。

C.3.1. 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。

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

表5 カニューレの内径

	TERUMO	Edwards	Medtronic	TOYOBO
壁の厚さ (mm)	0.6～0.7	0.75～0.9	0.48	0.6
Fr数	19	18	17	18
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

※出典：呼吸器&循環器ケア Vol. 9 No.5

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）。カタログデータから参考にしたところだが、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+生理食塩水で20℃（ヘマトクリット36%程度の粘調度）で管理し、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

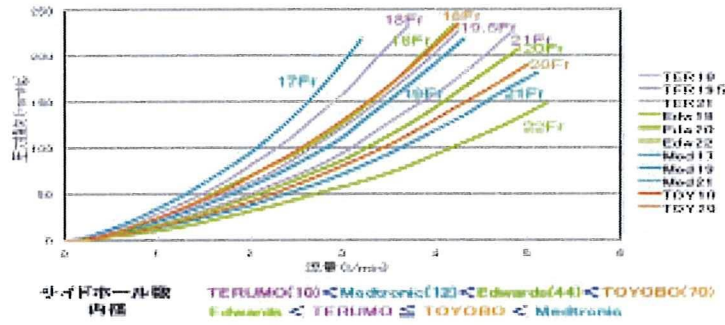


図18 流量対圧力損失特性



図19 キャピオックスEBS心肺キット



図20 Endumo システム

C.3.2. 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

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(EB S心肺キット)	キャピオックスEBS心肺キット 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	メドトロニック: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:日本メド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

ことができる(図19, 20, 表5, 6)。

C.4. 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。

C.4.1. 人工呼吸器(図21)

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(PaCO₂)が低値となり、脳血流が減少する恐れがある。

C.4.2. 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(図22)

・心電図(ECG)



図21 人工呼吸器



図22 生体情報モニタ

- ・動脈圧(AoP)
- ・中心静脈圧(CVP)
- ・動脈血酸素飽和度(SpO₂)
- ・呼気終末炭酸ガス分圧(EtCO₂)