

6 心臓の働き

6-1 循環系の解剖

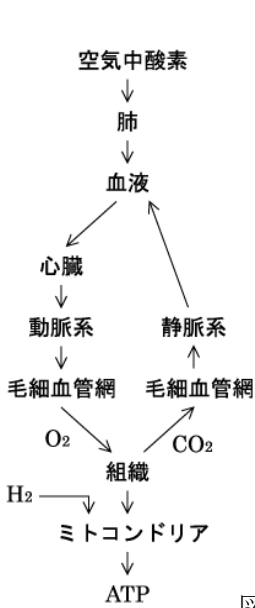
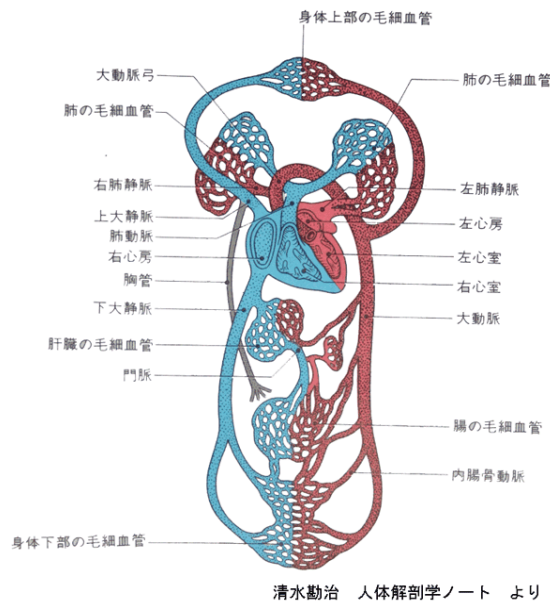


図 1-1



清水勤治 人体解剖学ノート より

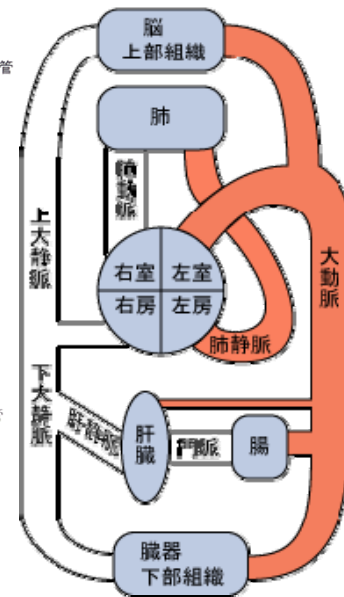


図 1-2

血液によるエネルギー供給を概観する。肺によって空気中の酸素が赤血球中のヘモグロビンに吸着され、血流となって全身に供給される。血流は心臓によるポンプ機能によって動脈から押し出された後、組織の毛細血管に達すると酸素を放出し細胞内のミトコンドリアによる ATP 産生に利用される。この内呼吸によって生じた炭酸ガスは血液によって静脈を通過して再び心臓に至ることになる。ここで、心臓を中心基点とした血液循環が営まれる訳であるが、これには**肺循環**と**体循環**がある。

肺循環：心臓（右）⇒ 肺動脈 ⇒ 肺（酸素化）⇒ 肺静脈 ⇒ 心臓（左）

体循環：心臓（左）⇒ 大動脈 ⇒ 全身（脱酸素化）⇒ 大静脈 ⇒ 心臓（右）

慣例上心臓から出る血管を動脈と呼び、心臓に戻る血管を静脈と呼んでいる。従って、肺動脈には脱酸素化血が流れ、肺静脈には酸素化血が流れることになる。

体循環における血流を眺めると以下のようなになる。

大動脈 ⇒ 身体上部（脳、上肢など） ⇒ 毛細血管 ⇒ 上大静脈

⇒ 消化器 ⇒ 門脈 ⇒ 肝臓 ⇒ 下大静脈

⇒ 身体下部（下部臓器、下肢など） ⇒ 毛細血管 ⇒ 下大静脈

血流による組織への酸素供給という役割を考えると、肺によって酸素化した血液が末梢まで行き渡ればよい。また、グリコーゲンの供給という点では、肝臓から肝静脈を通過して流れ出した血液が心臓と肺を経由して大循環に供給されれば良い。その他に血液は、食べ物から吸収された栄養素や組織で生じた老廃物などを処理機関である肝臓に運ばなければならない。そのために、肝臓には**門脈**という動脈、静脈とは別の血管が存在する。大動脈を出た血流は上部、下部の臓器組織に供給されるが、腸を通った血液が静脈とは別に門脈に流れ込むことによって、肝臓へ栄養素などが渡される。

6-2 心臓の解剖

心臓は肺循環と大循環を維持するためのポンプとしての働きをする。心臓は胸骨で守られ胸のほぼ中央に位置する拳大の臓器である。

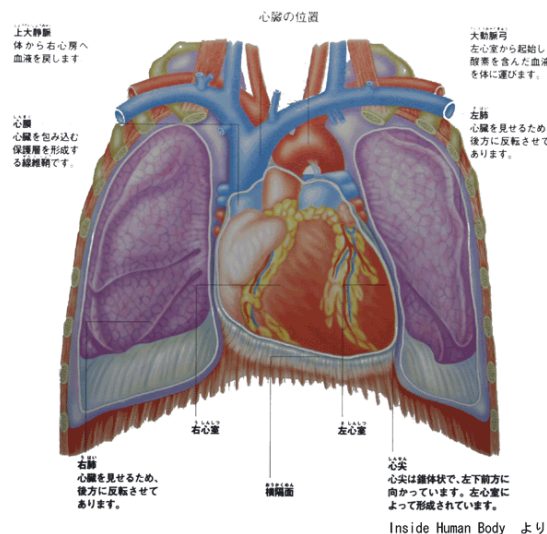


図 2-1

2つの循環系を保つためには少なくとも2室構造が必要である。実際には左右がそれぞれ2室に分かれ、全部で4室の構造になっており、以下のように血液が流れる。

全身 ⇒ **【右心房】** ⇒ **【右心室】** ⇒ 肺
 ⇒ **【左心房】** ⇒ **【左心室】** ⇒ 全身

右心室は肺循環の起点であり、左心室が大循環の起点になる。肺循環系では血管は血流の増加に伴い受動的に伸展し、結果として肺循環系の抵抗は大循環に比べて1/8と小さい。収縮期における大動脈の血圧は100mmHgにもなるが、肺動脈の血圧は収縮期で22mmHg、平均で13mmHg程度である。このため、左心室の筋肉は右心室のそれよりも厚く強くできている。

左右の心室には入り口と出口に弁があり、血液の逆流を防いでいる。房室弁すなわち心房と心室の間にある弁は右心が三尖弁、左心が僧帽弁である。心室弁すなわち心室の出口にある弁は右心が肺動脈弁、左心が大動脈弁である。肺循環の終点になる左心房、大循環の終点になる右心房の入り口には弁が無い。従って心房は血液の一時的な貯留の役目をする訳であるが、ポンプは一般的に引き込むほうが大変であり心房はこれを補助する働きをしているものと考えられる。

左右の心室は大きな圧力で血液を押し出す。そのために、その逆流を防ぐための三尖弁および僧帽弁は乳頭筋と呼ばれる筋肉とそれにつながる腱索によ

って支えられている。

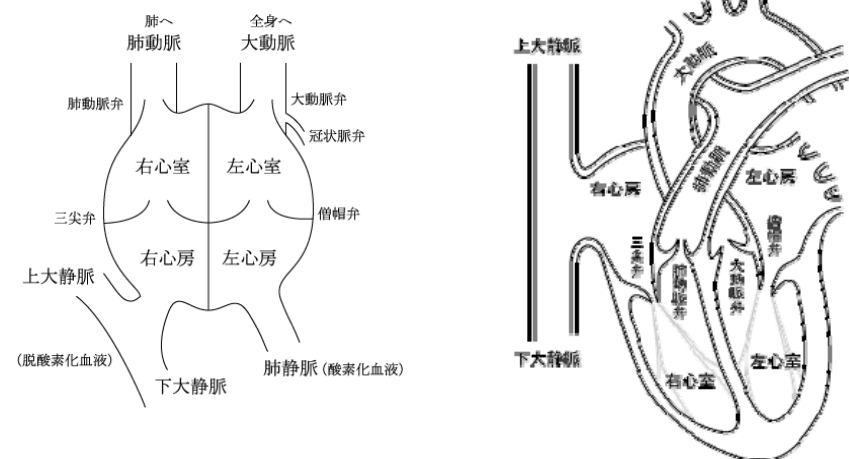


図 2-2

【冠状動脈】

心臓自身のエネルギー供給を行うための血管が**冠状動脈**（冠動脈）である。冠動脈の血流が途絶すると心臓は機能不全におちいり死に至る。

冠動脈の一部が狭窄して血流が減少すると動きが悪くなる。この状態を**狭心症**という。また、冠動脈の一部が閉塞して血流が途絶すると血流が満たされない部分の心筋が動かなくなる。この状態が**心筋梗塞**である。

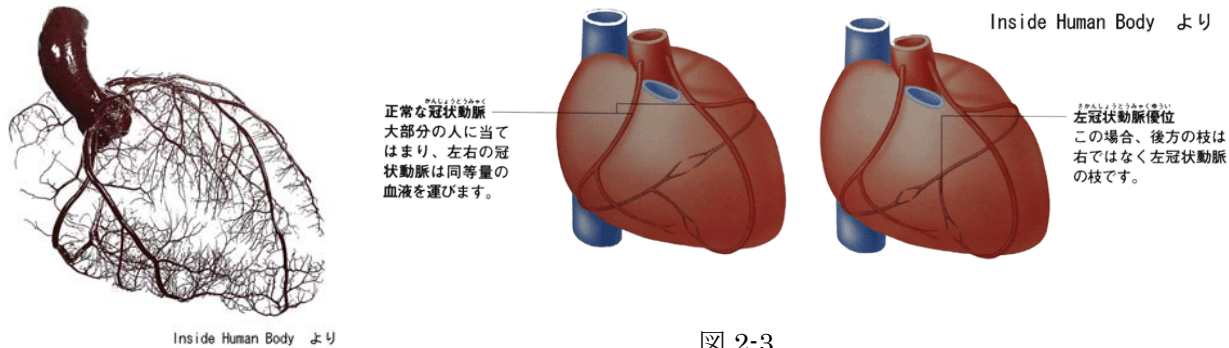


図 2-3

【心臓の拍動】

心臓は意思に関係なく一生のあいだ常に動き続けている。拍動を毎分 70 回とすると、一日の拍動数は

$$70 \text{ (回)} \times 60 \text{ (分)} \times 24 \text{ (時間)} = 100,800$$

一年では

$$\times 365 \text{ (日)} = 36,792,000$$

80 年生きるとすれば

$$\times 80 \text{ (年)} = 2,943,360,000$$

つまり、一日約 10 万回、一年で 3700 万回、一生では 30 億回動き続ける計算になる。

心臓が一回収縮したときの拍出量を 70ml とすると、一分間では $70 \times 70 = 4,900\text{ml}$ すなわち一分間で約 5l の血液を全身に送り出すことになる。

体内の血液量はおよそ 5l であるから、血液は約 1 分で全身を巡る計算になる。

運動時には分拍量は 4~5 倍に達する。つまり、 $20 \sim 25\text{l/分}$ ということになる。一分あたりの拍動数は運動時であっても安静時の 2~3 倍程度であるから $140 \sim 210 \text{ 回/分}$ ということになる。運動時には拍動数の増加に比べて心拍出量の増加が大きく、すなわち一回拍出量も増加する。

【拍動周期】

心臓の動きは大きく分けると、**拡張期**と**収縮期**に分かれる。拡張期は左右の心室が拡張する時相である。右心では大静脈から来る血液が右心房を通して右心室に入り込む。左心では肺静脈から来る血液が左心房を通して左心室に入り込む。収縮期は左右の心室が収縮する時相である。右心室は肺に向けて肺動脈に血液を送り込む。左心室では全身に向けて大動脈に血液を送り込む。

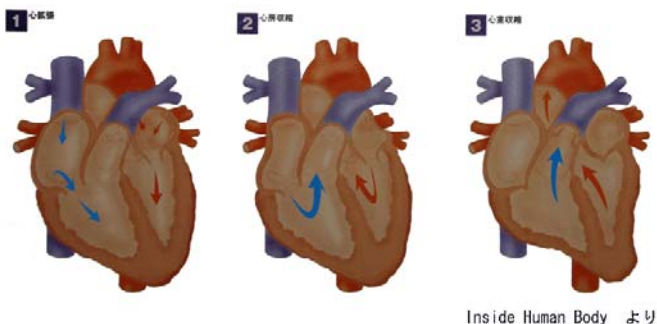


図 2-4

弁の動きを絡めてもう少し詳細に心拍動を見てみる。

心電図の R 波と呼ばれるところから心室の収縮が開始される。

- 1) 等容性収縮期：全ての弁が閉じている状態であり、そのために心室の容積に変化がない。しかし心筋は収縮を開始し心室内圧は上昇する。
- 2) 最大吐出期：心室弁が開き、急激に心室が収縮して心室圧は最大となり一機に血液が吐出される。
- 3) 減少吐出期：心電図の T 波で心室の緊張が解け、心室圧が低下に転じ、血液の吐出が緩やかになる。
- 4) 拡張準備期：心室圧が動脈圧よりも低下し、心室弁が閉鎖に向かう。
- 5) 等容拡張期：全ての弁が閉じ、心室圧が低下する。
- 6) 急速流入期：房室弁が開き、心室に血液が急速に流入する。
- 7) 緩慢流入期：心室の拡張がゆるやかに続く。
- 8) 心房収縮期：心電図の P 波で心房が収縮し、心室に更に血液が流入する。

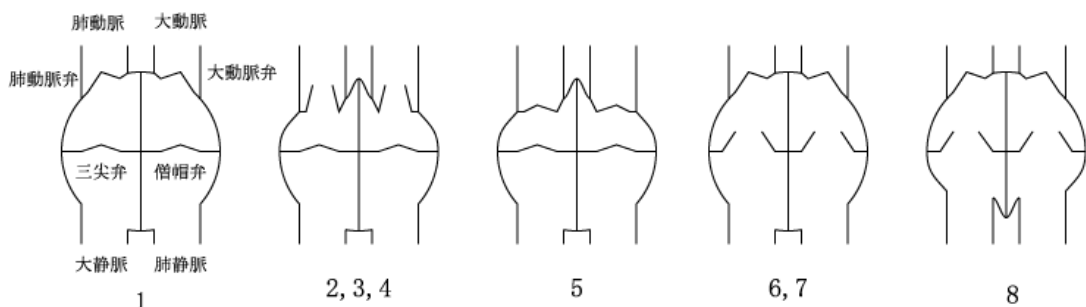


図 2-5

弁および心房、心室の状況とそれぞれの時相における左心各部の圧、左室容積、心電図の間係を図に示す。左心室圧が大動脈圧以上になると心室弁である大動脈弁が開き、大動脈圧以下に転じると大動脈弁が閉じる。一方、房室弁である僧帽弁は左心房圧が左心室圧を超えると開き、心室圧以下であれば閉じることになる。弁は心室、心房の圧差によって開閉され、房室弁は心室の大きな圧力に耐えるように乳頭筋という筋肉で支えられることになる。

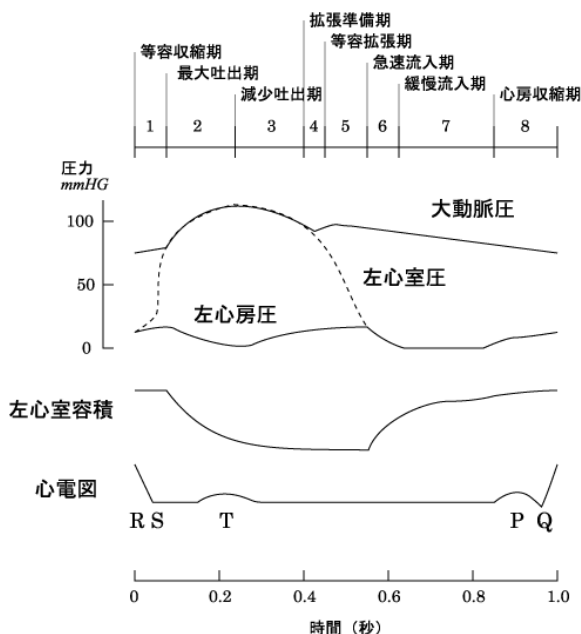
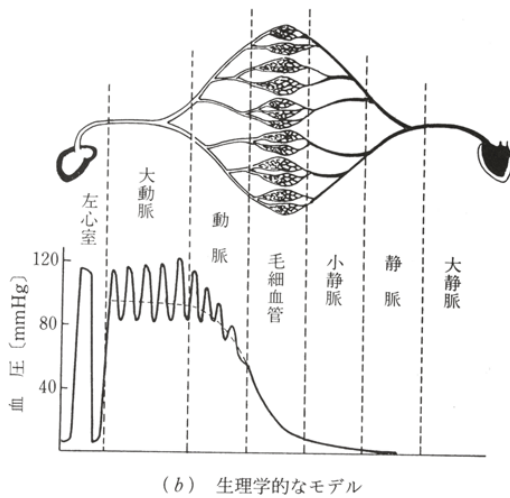


図 2-6

6-3 血圧と心臓のパワー

全身における血圧変化モデル



(b) 生理学的なモデル

木村雄治 医用工学入門 より

図 3-1

左心室圧は 0mmHg 近くから 120mmHg ほどにまで達する。大動脈ではこれが $80\sim 120\text{mmHg}$ となり、毛細血管では 40mmHg 程度まで低下する。

飽和蒸気圧以下になるとキャビテーションが起き、溶け切らない気体が気泡として発生してしまうために、拡張期でも心室圧は飽和蒸気圧以下にはなれない。静脈圧は毛細血管を通過してきているので非常に低く、大きな圧格差をつくることができないので、心室の拡張によって血液を吸入するのは非常に大変である。一般にポンプは吐き出すよりも吸い込むほうが大変である。十分な圧格差が得られないので拡張期は収縮期よりも長くなっている。

【直接的血圧測定】

血圧を直接測定しようとする、血管内になんらかのセンサーを挿入する必要がある。このように体にメスを入れて傷つけ血管を露出させたりする行為を**観血的**という。それに対して出血をとまらうような行為をせず測定することを**非観血的**という。当然のことながら観血的な測定法は傷口からの感染など、非観血的な測定よりも多くのリスクを含む。観血的血圧測定は実験の他は、常時血圧を監視する必要がある手術中などの限られた医療環境のみで行われる。

観血的な血圧測定では生理的食塩水で満たしたカテーテルを血管内に挿入し、末端に取り付けられた圧センサーで圧を測定するものである。圧の変化に応じて受圧膜に変位を生じる。この変位を測定することで圧を算出するものである。受圧部に圧が加わると、そこに容量変化 V が生じる。カテーテル内の液は非圧縮性とし、導管内の全液体の質量を m 、粘性抵抗を r_m 、受圧部の体積弾性率を k_m 、とすると、カテーテル先端の圧力 $P(t)$ は以下の運動方程式で与えられる。

$$P(t) = m \frac{d^2V}{dt^2} + r_m \frac{dV}{dt} + k_m V \quad 3-1$$

第1項は加速度に起因する慣性力、第2項はハーゲンポワズイユの法則を適用すると粘性率 μ に対して $r_m = \frac{8\mu L}{\pi r^4}$ と

なり粘性力を、第3項は弾性力を示す。これは機械回路を与えるものであるが、

$P(t) \rightarrow e(t)$ 、 $V \rightarrow q = \int i dt$ 、 $m \rightarrow L$ 、 $r_m \rightarrow R$ 、 $k_m \rightarrow 1/C$ で置き換えれば、これは以下の電気回路と等価である。

$$e(t) = L \frac{di}{dt} + Ri + \frac{1}{C} \int i dt \quad 3-2$$

すなわち圧センサーによる検出値の振る舞いは、電気的等価回路を解析することによって与えられることになる。

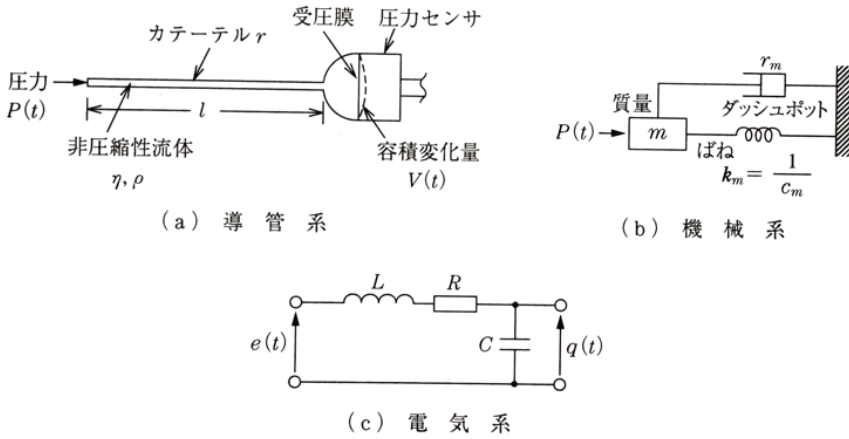


図 3-2

図 1.20 カテーテル圧検出の単純化モデル

木村雄治 生体計測装置学入門 より

受圧膜に加わる圧力は機械的ひずみを電気抵抗に変換するような仕組みが使われる。一般に機械情報を電気情報に変換するような変換器をトランスデューサと呼ぶ。ストレインゲージと呼ばれるひずみ計の抵抗値測定はブリッジ回路によって測定される。また測定値は圧変化に比例するが、水銀柱を直接立てる訳ではないので、校正が必要である。

観血的血圧測定の実際の際には、血圧計の高さを心臓の高さと同じにすることでポテンシャル圧を除くようにする必要がある。観血的であるから、カテーテルは滅菌しなければならず、気泡は完全に除き、抗凝固剤の使用も必要になる。

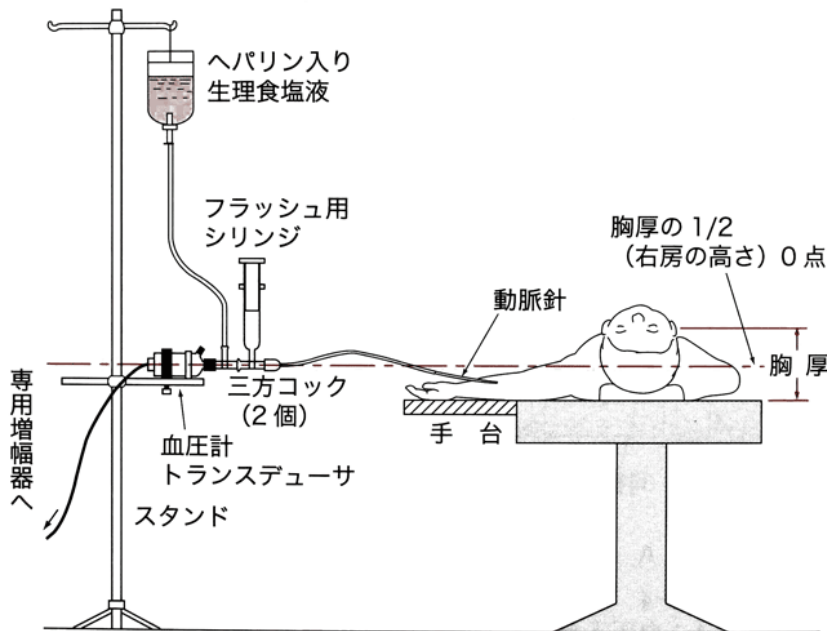


図 11-5 血圧計トランスデューサの設置法

図 3-3

MEの基礎知識と安全管理 (南江堂) より

【日常的な血圧測定】

日常的にまた特別な医療環境以外で血圧を測定しようとする、非観血的方法が必要になる。そこで上腕部を外側から測定できる簡便な方法が行われる。これはカフによって腕を圧迫し血流を途絶させ、回復期において発生する特有な音から最大、最低血圧を測定するものである。

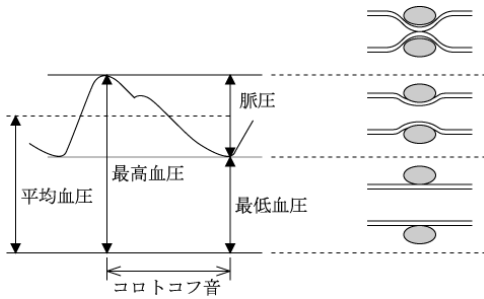


図 3-4

- 1) カフ圧 > 最大血圧 カフで駆血すると、血流は途絶する
- 2) カフ圧 < 最大血圧 血流が生じる
- 3) カフ圧 < 最小血圧 カフの影響はなくなる

2)の状態ではコロトコフ音と呼ばれる特有な音が聞こえる。これから、この音が聞こえる範囲を最大、および最低血圧としている。

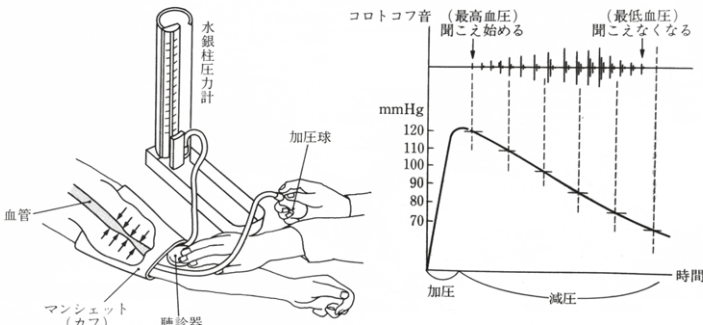


図 2.39 コロトコフ音と水銀柱圧力計による血圧計

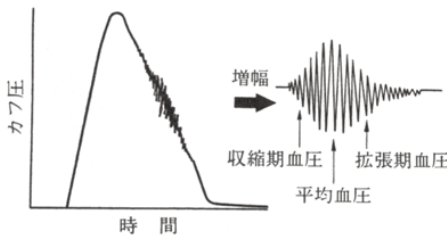
木村雄治 医用工学入門 より

図 3-5

コロトコフ音は血管が開く瞬間、血管内に生じる急峻な圧力波によって発生するといわれているが、正確な解析はできていない。以下が考えられている。

- ・ 血流の渦による血管壁の振動
- ・ 血流速度と脈波伝搬速度との関係で発生する衝撃波

オシロメトリック法：(自動血圧計)



(a) カフ圧中の微小心拍同期信号を抽出する。最大振幅時を平均血圧とする。急激に振幅が増大する点および減衰する点をそれぞれ収縮期血圧・拡張期血圧とする。



(b) 家庭用の自動血圧計。ボタンを押すだけで自動的に血圧測定し結果を表示する。

図 2.43 オシロメトリック法の原理と家庭用機器

図 3-6

木村雄治 医用工学入門 より

コロトコフ音を聴診器で聞く代わりに自動的に解析する機器が開発されている。コロトコフ音発生時にはカフ内圧が振動することが知られており、この振動の変化を半導体圧力センサで検出するものである。

【心臓のパワー】

ハーゲン・ポワズイユの法則により

$$\Delta P = Q \cdot R$$

ただし、

ΔP : 動静脈圧差

Q : 心室の拍出量

R : 末梢血管抵抗

である。ここで $V = R \cdot I$ と同様に考えると、パワーは $V \cdot I$ であるから、 $\Delta P \cdot Q$ を心室のパワー（仕事率）と考えることができる。

駆出における圧格差 ΔP を 100mmHg 、とすると、この圧較差で駆出される血流量 Q は一回拍出量であり、これを 70ml とする。心拍数が $60/\text{分}$ であれば、一回拍出時間は 1 秒である。これから心臓のパワー W_p は

$$\begin{aligned} W_p &= 70 \times 10^{-6} \left[\frac{\text{m}^3}{\text{s}} \right] \times \frac{100}{760} \times 1.013 \times 10^5 \left[\frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right] \\ &= 0.93 \quad [\text{Nm/s}] \end{aligned} \quad 3-3$$

になる。すなわち約 $1W$ ということになる。

Q は一回拍出量であり一心拍における平均流量である。心臓は拍動しているために、駆出時の瞬時流量は大きく変化し、拡張期には流量は 0 になっている。そのため、最大流量は平均流量の数倍に達する。すなわち瞬時パワーは数 W になる。

またこれは安静時における数値であり、運動時には更に数倍のパワーが必要である。結局潜在的には心室のパワーは $30W$ 程度あることが予想される。

安静時における冠状動脈の血流量を $250\text{ml}/\text{min}$ とする。この血流量から与えられる酸素量が、心臓自体に供給されるエネルギー源ということになる。

血液 $1l$ あたりの Hb 量を $150\text{g}/l$

$\text{Hb}1\text{g}$ あたりの酸素含有量を $1.39\text{ml} \Rightarrow 6.21 \times 10^{-5}$ モル酸素分子（ 1 モルの酸素の容量を 22.4ml ）

とすると、酸素 1 モルあたりの ATP は 6 モル、 $\text{ATP}1$ モルあたりのエネルギーを 7.3kcal とすれば、心臓に供給可能なエネルギーの最大量は

$$\begin{aligned} (250 \times 10^{-3}) \div 60 \times 150 \times (6.21 \times 10^{-5}) \times 6 \times (7.3 \times 10^3) \times 4.2 \\ = 6.9 \quad [W] \end{aligned} \quad 3-4$$

酸素供給における酸素飽和度の差からこのうちの 36% が利用されたとして約 $2.5W$ になる。拍動に対する心室パワーが供給可能であることがわかる。

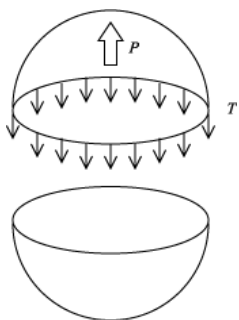
6-4 ホンプとしての心臓

心筋の動きを示す特性として **Starling の心臓の法則** と呼ばれるものがある。これは、心筋は伸ばされるほどに収縮力が増すというもので、拡張期の心臓の容積が大きいほど心臓の収縮力が増すというものである。これは神経やホルモンの支配によらず、心筋自体の特性によるものであって、内因性調節の代表例とされている。

【ラプラスの式】

スターリングの法則を説明する一般的な物理法則としてラプラスの式と呼ばれるものがある。

半径 r の球体を考えその内圧と表面張力の関係を求めてみる。球を二つに割るような仮想面を考えると、この面に働く力は内圧 P に対して $\pi r^2 P$ になる。この力はこの面の周囲の張力で支えられるから $2\pi r T$ に等しい。従って



$$\pi r^2 \cdot P = 2\pi r \cdot T \quad \text{これから}$$

$$P = \frac{2T}{r}, \quad r = \frac{2T}{P} \quad 4-1$$

を得る。

P : 内圧 (内外圧差)

T : 表面張力

r : 半径

図 4-1

内圧が一定であれば張力は半径に比例し、また半径が同じであれば張力は内圧に比例することが示される。

心室では拡張期に径が拡大すると、心室圧には大きな変化がないので径に比例して心室の張力が増大する。収縮期になると増大した張力から収縮力が生まれ、内圧を上昇させる。スターリングの法則はこの収縮力が拡張時の張力の大きさに依存することを示すものである。

スターリングはイヌの心肺標本を用いてこれを確かめた。

一般のポンプ

一般に流体を流す場合を考えると、入口圧が出口圧よりも小さい時にポンプが必要になる。逆に入り口圧が出口圧よりも大きければ流体は自然にながれる。入口圧と出口圧の差を揚程と呼ぶ。揚程が大きくなると同じパワーのポンプでは流量が減少し、逆に同じ流量を得ようとすればポンプのパワーを大きくする必要がある。

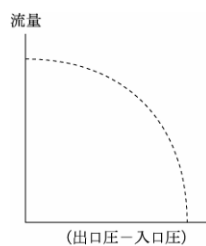
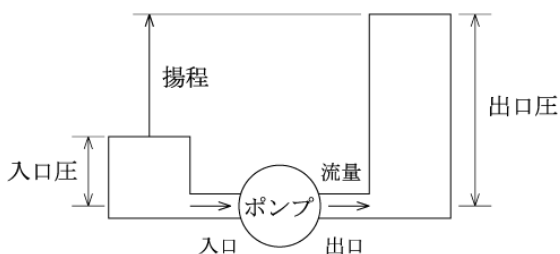


図 4-2

揚程 : 出口圧 - 入口圧

心臓にあてはめて考えると、心室容積の増大は流量の増大を意味するからよりパワーが必要ということになる。すなわちスターリングの法則はポンプにおける経験的な事実と照らし合わせても矛盾を生じないと言える。

6-5 循環平衡

スターリングの法則によれば、心房圧が上昇すると心室の充満容量が増すために心室の収縮力が増大する。これはすなわち右心房圧の上昇が心拍出量を増加させることを意味する。なんらかの原因で心拍出量の増加した場合を考えてみる。スターリングの法則を適用すると以下ようになる。

◎ 心拍出量の増加⇒静脈還流量の増加⇒充満圧の増加⇒心拍出量の増加

これでは正帰還の形となって、状態は発散してしまう。つまり際限なく血流量が増大することになる。実際には上記の関連を途絶えさせる何か働いていなければならない。

生体内条件では血液量は急激に増加したり減少したりすることはないので、循環血流量は一定と考えてよい。血流量が増加するとそれがそのまま静脈血流量の増加にはならず、弾性に富む動脈血管に移動するものと考えられる。たとえば骨格筋が多量の酸素需要を必要とすると心拍出量が増加するが、このとき毛細血管手前の動脈はそれに呼応して血管径を拡大させる。すると動脈側の血液量が増え、その分静脈の血液量上昇が抑えられると考えればわかりやすい。すると、充満圧は一方的に増加することなく、心拍出量も際限なき増加はしないことになる。

図における右上がりの曲線はスターリングの法則を示す心拍出量曲線である。これに対して右下がりの曲線は静脈還流曲線で、右心房圧の上昇にともなって静脈還流量が減ることを示している。循環血流量が一定であれば、[心拍出量=静脈還流量] でなければならない。従って、図の2本の曲線の交点で平衡状態になる。これが**循環平衡**の考え方である。

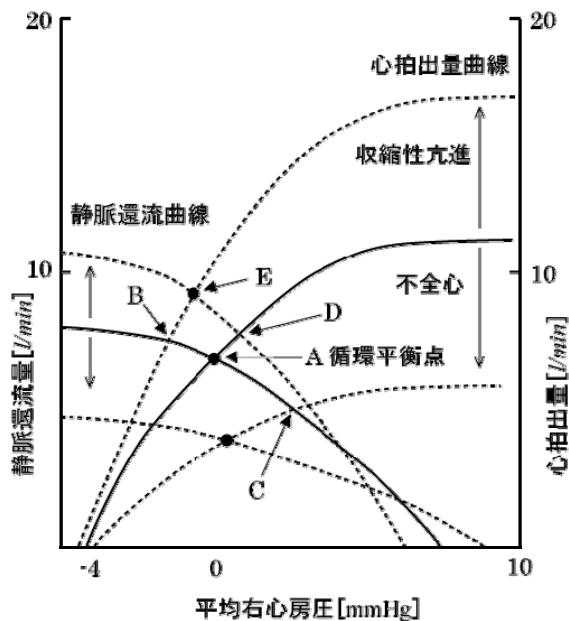


図 5-1

心機能が上昇（収縮性の亢進）すると、心拍出量が増すので静脈還流量が増し、A→B に移動する。すると右心房圧が下がるので必要がなくなれば心機能は元にもどる。逆に心不全の状態では静脈還流量が減るために C に移動する。すると右心房圧が上昇し心機能を上昇させ A に復帰させようとする。

一方輸血などで、循環血液が増すと静脈還流量が増えるために A→D に移動する。すると右心房圧を下げるために心機能が上昇し E に移行することになる。

6-6 心臓の力学

圧-容積曲線 (P-V 曲線)

左室機能を評価するものとして、圧と容積の間係曲線がよく用いられる。左心室の容積とその内圧の間係を一心周期にわたってプロットしたものである。

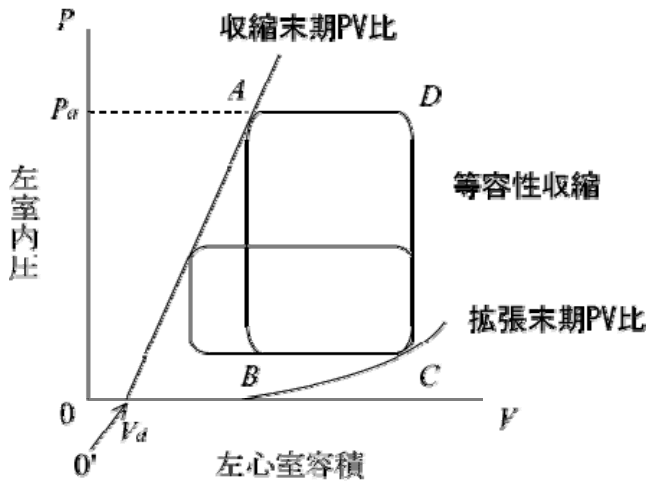


図 6-1

図中の位置と心周期との間係を以下に記す。

- | | | | |
|---|--------|--------------|------------------|
| A | 収縮期末期相 | | |
| ↓ | 等容性拡張期 | 大動脈弁閉鎖、僧帽弁閉鎖 | ⇒ 容積が一定で圧が減少する |
| B | 拡張期 | 大動脈弁閉鎖、僧帽弁開放 | ⇒ 容積が増大し、圧変化は小さい |
| C | 等容性収縮期 | 大動脈弁閉鎖、僧帽弁閉鎖 | ⇒ 容積が一定で圧が上昇する |
| D | 収縮期 | 大動脈弁開放、僧帽弁閉鎖 | ⇒ 容積が減少し、圧変化は小さい |
| A | | | |

A点における圧力 P_A を **後負荷** (afterload=大動脈圧) という。

C点における圧力 P_C を **前負荷** (preload=左心房圧) という。

さまざまな後負荷におけるA点を測定すると、その軌跡はほぼ直線になる。この直線とV軸(容積軸)との交点 O' における容積 V_d は、左室拡張期の無負荷容積に一致する。すなわち V_d からA点の容積に至る容積変化がA点での圧力によって得られたことになり、この比は容積弾性率の指標と考えてよい。A点は収縮末期であるから、容積を最小にするために要した最大の力である。すなわち AO' の勾配は、容積弾性率の最大値であると考えられる。この値は E_{max} とよばれている。

$$E = \frac{P}{V - V_d}$$

6-1

6-7 心臓の仕事

等容拡張期（弛緩期）においては血流はほとんど存在しないから、総圧＝静圧 となる。（若干の流速は存在するがこれは無視する）

駆出期においては血流が存在し、総圧の一部が動圧になる。

駆出期の動圧を求めると

$$e = \frac{\rho v^2}{2} \quad \text{である。} \quad \text{ここで } \rho : \text{密度} \quad 1\text{g/cm}^3 = 1 \times 10^{-3}/10^{-6} = 1 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$$

v : 流速 1m/s とすると

$$\begin{aligned} e &= 0.5 \times 10^3 \left[\frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \cdot \frac{\text{m}^2}{\text{s}^2} \right] = 0.5 \times 10^3 \left[\frac{\text{kg} \cdot \text{m}}{\text{s}^2} \cdot \frac{1}{\text{m}^2} \right] = 0.5 \times 10^3 \left[\frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right] \\ &= 0.5 \times 10^3 \text{ [Pa]} = 3.75 \text{ [mmHg]} \end{aligned} \quad 7-1$$

$$1\text{mmHg} = 101,325/760 \text{ Pa} = 133.322 \text{ Pa}$$

$$1\text{Pa} = 7.5 \times 10^{-3} \text{ mmHg}$$

収縮期圧はおよそ 100mmHg であるからほとんどは**静圧**であることがわかる。

【外的仕事】

圧・容積曲線において ABCD で囲まれた面積は、圧×容量である。ハーゲン・ポワズイユの法則によりこれはパワーに相当するものであり、従って左心室 1 拍動で血液に与えられた機械的エネルギーということになる。これは心臓が血液を押し出すという、外に対してする仕事であるから**外的仕事**という。

心臓の外的仕事、すなわち心臓が動脈の圧に抗して外に向けて行う機械的仕事は以下で定義される。

$$W = \int P(t) \cdot F(t) dt \quad 7-2$$

ただし、 $P(t)$ は瞬時内圧、 $F(t)$ は瞬時心駆出量である。心臓の圧力も駆出血流量も時間とともに変化するので、時間関数として扱われる。

すべて平均値として扱うと

$$W = P \cdot V \quad 7-3$$

P : 平均動脈圧

V : 平均拍出量

更に以下に細分して考えることが多い

(1)の積分区間を 1 心拍とする 1 回心仕事 $W = P \cdot SV$ SV : 1 回拍出量(Stroke Volume)

(1)の積分区間を 1 分とする 毎分心仕事 $W = P \cdot CO$ CO : 毎分心拍出量(Cardiac Output)

【内的仕事】

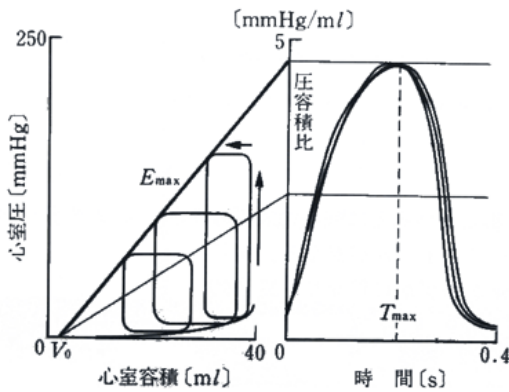
外的仕事の他に心臓の仕事には**内的仕事**がある

これは心臓壁内部で弾性要素を伸展するのになされる仕事である

6-8 心臓の酸素消費

時変弾性モデル

圧と容積の比が心筋の弾性率の指標となり、拡張末期における値が最大容積弾性率を与えることは前述した。圧・容積曲線にもどり、時相ごとに圧容積比を求めると A 点を最大として一心周期において大きく変化することがわかる。これが心時相その都度の容積弾性率であると考えれば、時相によって弾性率が変化していることになる。このようなモデルを時変弾性モデルという。

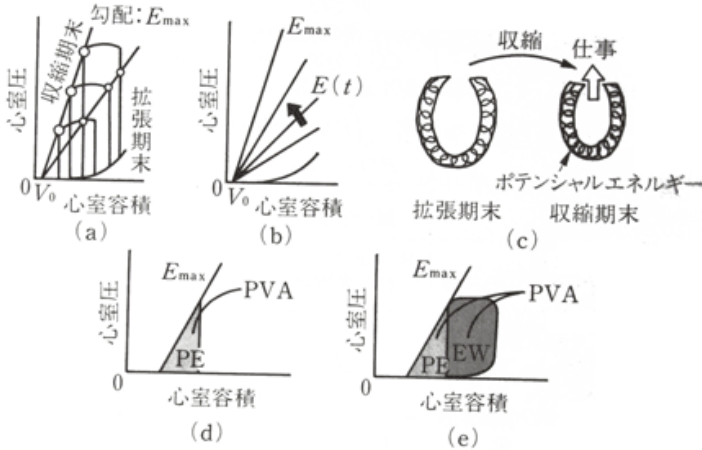


圧・容積曲線が囲む面積は心臓が外部に行った仕事、すなわち外的仕事 (EW: External Work) であることは先に述べた。ここで、等容性収縮期における線と無負荷時容積 V_0 とで囲まれる面積は心臓が内部に蓄積するエネルギーであると考えられる。内的仕事はこの部分から供給される。この部分のエネルギー (PE: Potential Energy) と EW をあわせたものを PVA (Systolic Pressure-Volume Area: 収縮期圧容積面積) と呼び、これが心臓の酸素消費量に相関すると考えられている。

$$EW + PE = PVA \quad \text{となる。}$$

管弘之 他 心臓力学とエナジェティクス より

図 8-1



左図は圧容積関係と外的仕事、ポテンシャルの変化を示す。(図中の説明を参照)

図 4.3 PVA の概念誕生の背景

- (a) : 収縮期末 (勾配: E_{max}), 拡張期末圧容積関係, 収縮期間中のある時点での圧容積関係, および三つの圧容積ループを描いた圧容積図。
- (b) : 収縮につれて勾配を増加させていく瞬時圧容積関係。これが時変弾性特性を表す。
- (c) : 拡張期末から収縮期末に向かっでの時変弾性の増加によるエネルギー変化。外的機械的の仕事と時変弾性中のポテンシャルエネルギーの増加が起きる。
- (d) : 等容性収縮では, 仕事はないが, ポテンシャルエネルギー (PE) の増加が起きる。
- (e) : 拍出収縮では, 仕事 (EW) とポテンシャルエネルギー (PE) の増加が起きる。

図 8-2

管弘之 他 心臓力学とエナジェティクス より

6-9 人工心肺装置

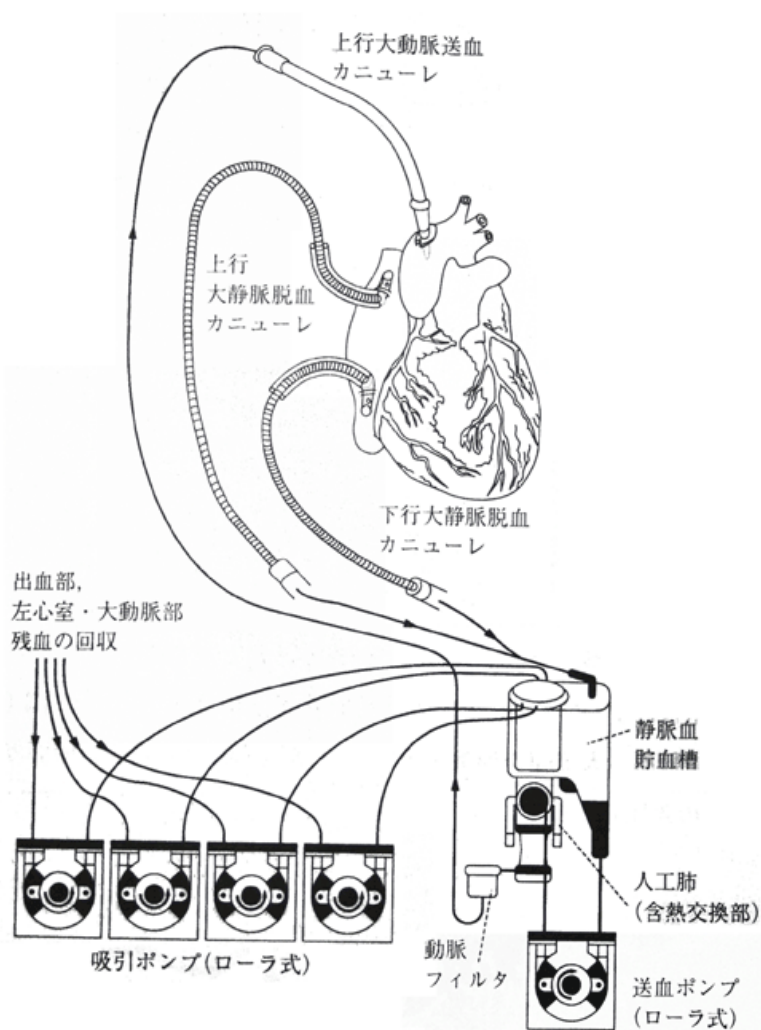
心臓の病気には心臓の弁がその機能を果たさなくなる弁膜症、冠状動脈血流が維持されないことにより心筋収縮が損なわれる虚血性心疾患、先天的な形状異常である心奇形、何らかの原因で心筋そのものが機能しなくなる心筋症などがある。手術によって心臓の機能回復を図る場合、時として心臓を停止させて手術を行わなければならない。そのときには、停止している機能を補うための機械的補助が必要になる。人工心肺装置は肺と心臓の機能を代行するための機械装置である。

心臓を停止させると、肺循環および大循環がともに停止する訳であるから、心臓に代わるポンプ機能と肺に代わるガス交換機能の両方を代行させる必要がある。

人工心肺装置では静脈から血液を導入し、人工肺によってガス交換および熱交換された後大動脈に血液を戻すような構成をとる。人工心肺装置の主な構成要素には以下のものがある。

血液ポンプ

血液ポンプは静脈から血液を引き動脈に送り出すためのポンプの他に、出血部からの血液を回収し人工心肺に取り込むための吸引ポンプ、また心筋保護液を冠血管に送り込むためのものがある。現在ではポンプとして弾性管チューブ内の血液をローラによってしごき出すタイプのローラポンプ、取り込んだ血液を遠心力によって排出する遠心ポンプが使われている。それぞれに特徴があるが、流量の調整と監視、血液損傷の有無、回路停止時、チューブの磨耗、空気混入時などにおける危険性、逆流の有無、装置の大きさおよび価格などが考慮されなければならない。



血液回収操作をローラポンプで行う一般的な定常流体外循環方式である。具体的な装置は、人工肺部に熱交換機能を付加し、ヘモグロビン値の維持・電解液や水分バランスの調整を行う限界濾過回路部を付加するなど、もっと複雑な構成となる

図 5.16 人工心肺装置の基本構成

木村雄治 生体計測装置学入門

図 9-1

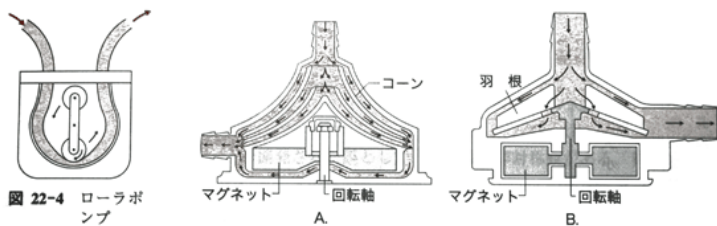


図 22-4 ローラポンプ

図 22-5 遠心ポンプ
A: コーン型, B: 羽根車型.

図 9-2

ME機器の基礎知識と安全管理 南江堂

人工肺

人工肺としては現在では肺の構造に近い膜型方式が使われている。膜は液層と気層との間でO₂とCO₂の交換を行うものであるが数種類のものが存在する。最も多用されている方式は中空糸法で人工透析装置のダイアライザに似た構造をしている。内径が200~300μmのファイバを10000~20000本束ね、内径中に血液を流す方法と、O₂ガスを流す方法がある。

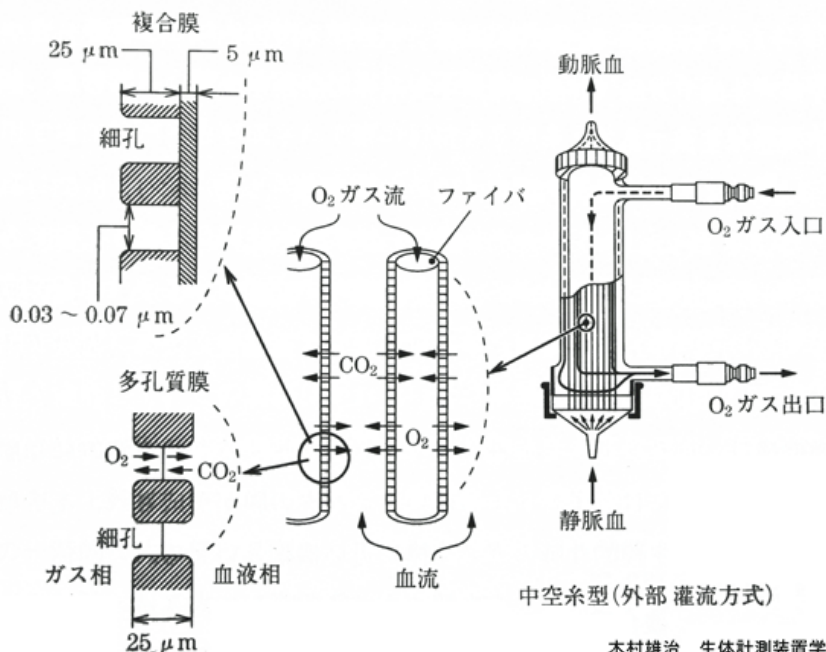


図 9-3

動脈フィルタ

組織片、凝血塊や混入した異物、また気泡などを除去するために送血回路にはフィルタが必要である。体外循環回路全体での混入異物を除去するために、動脈フィルタは送血回路の最終部に設置される。気泡は浮力と旋回流によって上部に設けられた脱気部から除かれ、気泡以外の微粒子は20~40μmのフィルタで除去される。

心臓手術ではしばしば無輸血による手術が行われる。また、使用する血流量節減のためにも人工心肺は無血で充填される。従って、成人では1/以上の電解質

液などで血液が希釈されることになる。ヘマトクリット 20%、ヘモグロビン 7.0g/dl が希釈の限界とされている。血液が希釈されると酸素運搬能は低下するが、これは低体温による酸素消費量の低下によって対処されている。

人工心肺の安全限界を広げる目的で、送血温度の冷却が行われる。

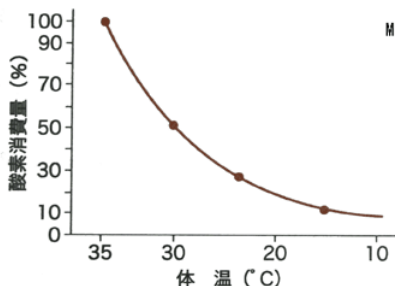


図 22-9 酸素消費量と体温

図 9-4

B-4. 血液への影響

6-10 補助循環装置

IABP (Intra Aortic Balloon Pumping : 大動脈内バルーンパンピング)

ある程度以上の心機能が保たれていて、その補助を行う必要があるときに行われる。

健常人では収縮期終了と同時に大動脈弁が閉鎖される。冠状動脈の入り口は大動脈基始部にあり、このとき大動脈弓から血流が逆流する現象で冠動脈が加圧され、冠動脈流が形成される。冠動脈に梗塞があつて冠動脈抵抗が大きくなると通常の逆流圧では十分な冠動脈血流が得られない。

- 1) 拡張期にバルーンを拡張させ、大動脈基部の拡張期圧を上昇させることで冠血流量を増大させる。
- 2) 収縮期にバルーンを収縮させ、後負荷 (収縮期血圧) を軽減することで左室の仕事量、酸素消費量を減少させる。

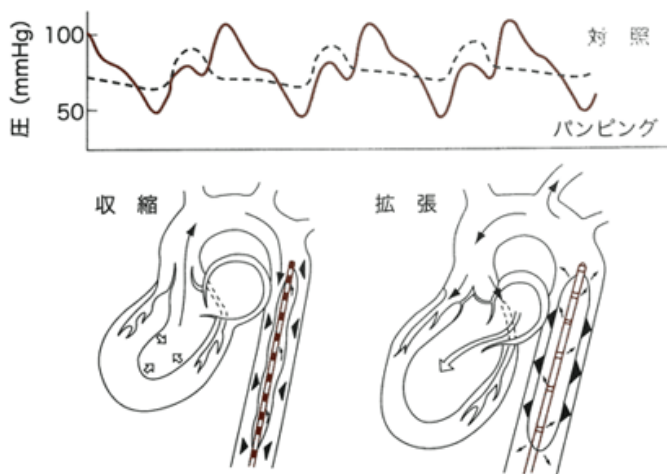


図 22-12 IABP の原理

MEの基礎知識と安全管理 (南江堂) より

補助人工心臓

補助循環法で十分な心機能回復が得られないような重篤な心不全患者では、より長期間の補助が可能な補助人工心臓が使用される。開心術後の補助の他に、心筋症などに対する心臓移植までの橋渡しとしても使用されることが多い。左室補助を行うものを LVAD(Left Ventricular Assist Device)と呼ぶ。プラスチック製のハウジングに高分子でできた部屋を有し、その周囲のスペースに空気を出し入れすることで部屋を収縮、拡張させる方式である。