循環器系モデルの人工心臓システムへの応用

正 員 西 村 敏 博 (大分大)

Anartificial heart system employing the circulatory model

Toshihiro Nishimura, Member (Oita University)

With developments in medical electronics and other advanced electronic techniques a new trend in prosthetic techniques for internal organs is arising. It comes not only from medical electronics but also from the techniques of industrial electronics. Moreover, progress in precision mechanical engineering is rapidly extending the life of apparatus which has to operate continuously for many years, and it is now possible to make artificial internal organs. An area, discussed here, in which the progress of technology has brought achievements is that of artificial heart systems employing the circulatory model with autonomic nerve. The model is controlled only the changes of CO_2 density and mean blood pressure. Heart rate, minute volume, mean blood pressure of the artificial heart system employing the circulatory model is evaluated with a mock circulatory system.

キーワード：循環器系モデル，人工心臓システム

1. はじめに

本論文は，循環器系モデル⁽¹⁾⁽²⁾を構築し，完全植込形人工心臓システムのポンプ駆動モータの速度制御にそのモデルを使用する，人工心臓システムを検討している。血液中の二酸化炭素 (CO_2 と略記) 濃度を計測する化学センサと，血液中の血圧値を計測する圧センサを循環器系モデルへの刺激の情報源として使用する。化学センサと圧センサからの情報を使用して人工心臓システムの心拍数の増加，減少をコントロールできる。

近年，電子制御技術の生体への応用が，新たな技術動向として注目されている。精密機械工学の進歩は，長時間の繰返し動作を行う精密機器の寿命を飛躍的にのばしている。その応用例の一つに人工心臓器がある。特に人工心臓システムは，電子制御技術の進歩と共に多くの研究が行われてきている。

長い期間，例えば5年間連続して動作することを目的として様々な人工心臓システム⁽³⁾が開発されてきた。なかでも，空気駆動形人工心臓システム⁽⁴⁾は5例臨床に应用され，最長620日の生存が報告⁽³⁾されている。

る。しかしながら，この方式は体内の血液ポンプと体外の駆動システムをチューブで接続するため，患者の自由な行動の妨げになる。また，体外と体内を接続しているために細菌感染の危険性がある。このためポンプ，駆動システム，エネルギー源，および制御システムを生体内に植込む人工心臓システム⁽⁵⁾の開発が望まれている。

2. 心拍数の変動および心臓交感神経と心臓副交感神経の支配

心臓は，自律神経，すなわち心臓副交感神経と心臓交感神経とによって二重支配を受けている。心拍は，心臓副交感神経と心臓交感神経の興奮のバランスによってコントロール⁽⁶⁾されている。中枢神経から，心臓交感神経および心臓副交感神経を通して，洞結節に刺激が伝わる。

心臓副交感神経は心拍を遅くし，心房の収縮力を弱め，房室伝導時間を延長する。交感神経は心拍を早め，心房および心室の収縮力を増し，房室伝導を促進する。

心臓副交感神経は絶えず活動状態にあり，絶えず心

拍数を少なくするように制限している。ヒトが興奮したときに心拍数が高くなるのは、主としてこの副交感神経活動が抑制されることによって生ずるものである。副交感神経が抑制されたとき、交感神経が反対に興奮する。

血管化学受容器、呼吸中枢、および圧受容器からは、心臓交感神経に強く支配される心臓運動促進中枢と心臓副交感神経に強く支配される心臓運動抑制中枢に刺激が伝達される。心臓交感神経と心臓副交感神経の興奮のバランスは、主に血管化学受容器⁽⁷⁾、呼吸中枢、および圧受容器からの刺激によって決まる。この心臓交感神経と心臓副交感神経の興奮のバランスによって洞結節および心収縮力への出力が決まる。その結果、心拍数 HR が変化する。

そこで、血管化学受容器と圧受容器を刺激の伝達路とする心臓交感神経、および心臓副交感神経に代表される自律神経支配を考慮した循環器系モデルを提案する。この循環器系モデルを、人工心臓システムの制御モデルとして検討する。

3. 人工心臓システム制御の循環器系モデル

〈3・1〉 循環器系モデルにおける刺激伝達 人工心臓システムの心拍数、心拍出量の制御に、自律神経系支配を考慮した循環器系モデルから算出される心電図 $R-R$ 間隔変動を使用する。ここで、循環器系モデルの情報源として、血液中の CO_2 濃度を計測する化学センサを使用する。循環器系モデルを図 1 に示す。

同図の循環器系モデルにおいて、各ブロック内に示す G は、そのブロックにおける伝達関数である。また、図 1 の循環器系モデルにおいて、 τ_1, τ_2 および τ_3 は刺激伝達における遅れ時間である。

図 1 の循環器系モデルにおいて、心拍数制御のための情報源として、化学受容器と圧受容器からの刺激を使用する。まず、血管化学受容器からの刺激について考える。 CO_2 負荷による刺激は、自律神経系の神経節である視床下部から遅れ時間 τ_1 で血管化学受容器 G_2 に伝わる。大動脈と頸動脈の化学受容器 G_2 からの刺激は、呼吸中枢 G_3 と血管運動中枢 G_4 および心臓交感神経に強く支配される心臓運動促進中枢 G_6 と心臓副交感神経に強く支配される心臓運動抑制中枢 G_7 に働く。ここで、呼吸中枢には、化学受容器から遅れ時間 τ_2 で刺激が伝達される。

呼吸中枢からは、視床下部の出力へ遅れ時間 τ_3 でフィードバックするループと、心臓交感神経に強く支配される心臓運動促進中枢 G_6 と心臓副交感神経に強く支配される心臓運動抑制中枢 G_7 に伝わる。ここで、呼吸中枢から血管運動中枢へも神経支配があるが、化学受容器からの影響が大であるとして省略している。図 1 の循環器系モデルでは、健康者の目安として遅れ時間 $\tau_3=10s$, $T_1=1.0s$, $T_2=1.0s$ としている。

心臓運動促進中枢 G_6 および心臓運動抑制中枢 G_7 からの刺激は、洞結節および心収縮力 G_5 へ伝わる。

血管化学受容器 G_2 からの刺激は、血管運動中枢 G_4 に伝わる。血管化学受容器 G_2 からの刺激と血管運動

図 1 循環器系モデル
Fig. 1. Circulatory model.

図 2 心臓運動促進中枢と心臓運動抑制中枢の刺激伝達
Fig. 2. Block diagram of cardiac nerves.

中枢の伝達関数値 G_4 の乗算により、末梢抵抗値 Z_0 が変化⁽⁸⁾する。

圧受容器からの刺激について考える。圧受容器 G_8 からの刺激は、心臓運動促進中枢 G_6 と心臓運動抑制中枢 G_7 に働く。ここで、圧受容器から血管運動中枢に伝達される刺激は、血管化学受容器から血管運動中枢に伝達される刺激に比べ非常に小さいと考えられる。従って、圧受容器 G_8 から血管運動中枢 G_4 への刺激を省略する。

図 1 の循環器系モデルでは、健康者の目安として、視床下部から血管化学受容器に刺激が伝わる遅れ時間を $\tau_1=5$ s としている。また、刺激が血管化学受容器から呼吸中枢へ伝わる遅れ時間を $\tau_2=1$ s としている。

〈3・2〉 刺激による心臓運動促進中枢と心臓運動抑制中枢の振舞い 心臓運動促進中枢と心臓運動抑制中枢の刺激伝達⁽¹⁾を図 2 に示す。心臓運動促進中枢は心臓交感神経に強く支配される。心臓運動抑制中枢は心臓副交感神経に強く支配される。心臓運動促進中枢と心臓運動抑制中枢へは、血管化学受容器、呼吸中枢および圧受容器からの三つの刺激伝達路が存在する。

図 2 における血管化学受容器 G_2 から心臓運動促進中枢 G_6 および心臓運動抑制中枢 G_7 に伝達される刺激について考える。血管化学受容器からの刺激が増すと心臓交感神経の働きが促進され、心臓副交感神経の働きが抑制される。このとき、心拍数は増加する。反対に、血管化学受容器からの刺激が減ると心臓交感神経の働きが抑制され、心臓副交感神経の働きが促進される。このとき心拍数は減少する。心拍数は心臓交感神経と心臓副交感神経の興奮のバランスによって決まる。よって、血管化学受容器 G_2 からの刺激は、心臓運動促進中枢 G_6 と心臓運動抑制中枢 G_7 へ、正の値で伝達される。そして、心臓運動促進中枢 G_6 の出力と心臓運動抑制中枢 G_7 の出力の差が洞結節に伝達される。

呼吸中枢 G_3 から心臓運動促進中枢 G_6 および心臓

運動抑制中枢 G_7 に伝達される刺激について考える。呼吸中枢からの刺激が増すと心臓交感神経の働きが促進され、心臓副交感神経の働きが抑制される。このとき心拍数は増加する。反対に、呼吸中枢からの刺激が減ると心臓交感神経の働きが抑制され、心臓副交感神経の働きが促進される。このとき心拍数は減少する。従って、呼吸中枢から心臓運動促進中枢 G_6 と心臓運動抑制中枢 G_7 に伝わる刺激は、血管化学受容器の場合と同様に正の値で伝達される。

また、圧受容器 G_8 から心臓運動促進中枢 G_6 と心臓運動抑制中枢 G_7 に伝達される刺激について考える。平均血圧値 mBP の変化は、圧受容器を通して常に心臓交感神経を抑制するように働き、心臓副交感神経を促進するように働く。そこで、圧受容器からの情報は心臓運動促進中枢 G_6 に負の値で伝達され、心臓運動抑制中枢 G_7 に正の値で伝達される。

以上の血管化学受容器 G_2 、呼吸中枢 G_3 、および圧受容器 G_8 からの刺激伝達路を統合して考える。心臓運動促進中枢 G_6 は心機能を促進するように働く。このため、心臓運動促進中枢 G_6 には血管化学受容器 G_2 と呼吸中枢 G_3 からの刺激に圧受容器 G_8 からの負のフィードバック量を加えたものが伝達される。一方、心臓副交感神経 G_7 は心機能を抑制するように働く。このため、心臓運動抑制中枢 G_7 には血管化学受容器 G_2 と呼吸中枢 G_3 からの刺激に、圧受容器 G_8 からの正のフィードバックを加えたものが伝達される。心臓運動促進中枢 G_6 と心臓運動抑制中枢 G_7 からの刺激は、洞結節と心収縮力 G_5 に伝達される。

〈3・3〉 CO₂ 負荷実験⁽⁹⁾ 循環器系モデルの定数の値を決定するために、CO₂ を刺激入力⁽⁷⁾⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾とする実験を行った。図 3 に CO₂ 負荷実験における実験装置の構成図を示す。CO₂ 負荷として 1, 2, 3, 4, 5% CO₂ と 99, 98, 97, 96, 95% O₂ の混合ガスを用いる。

被検者は 22 歳男性 6 名である。安静時仰臥位の状

態で二方活せんが付いたフェースマスクを顔面に密着させる。フェースマスクの二方活せんのうち、一方をルームエアに開放し、他方を CO_2 と O_2 の混合ガスを充てんしたガラスバックに接続した。

ルームエア吸入状態で被検者が落ち着き、安定良好な記録が可能であることを確認した後、実験を開始した。 CO_2 と O_2 の混合ガスに活せんを切換えて、心拍数、心拍出量、平均血圧値の測定を開始する。心拍数、心拍出量、平均血圧値の測定は1分ごとに行う。5分間 CO_2 負荷を加えた後、活せんを再びルームエアに切換えて、更に5分間測定を続ける。その結果、心拍数、心拍出量、平均血圧値は負荷を加えると増加し、停止すると減少した。

心拍出量 MV は心エコー図により測定を行う。一

図3 CO_2 負荷実験における実験装置の構成図

Fig. 3. Block diagram of data acquisition system.

図4 CO_2 負荷実験および模擬循環器系を用いた実験における心拍数の変化

Fig. 4. Comparison between measured heart rate during CO_2 inhalation and the data in the mock circulatory system.

回心拍出量を SV とする。更に心拍数 HR を掛け合わせるにより心拍出量 MV は得られる。また平均血圧値を mBP とする。

図4～図6に心拍数、心拍出量、平均血圧値の被検者6名の実験結果を示す。この心拍数、心拍出量、平均血圧値の変化量をモデルの一時遅れの増加、モデルの一時遅れの減少として、循環器系モデルに使用した。

〈3・4〉 循環器系モデル CO_2 負荷による実験結果より、動脈血中の CO_2 分圧は負荷を加えると増加

図5 CO_2 負荷実験および模擬循環器系を用いた実験における心拍出量の変化

Fig. 5. Comparison between measured minute volume during CO_2 inhalation and the data in the mock circulatory system.

図6 CO_2 負荷実験および模擬循環器系を用いた実験における平均血圧値の変化

Fig. 6. Comparison between measured mean blood pressure during CO_2 inhalation and the data in the mock circulatory system.

し、負荷を停止すると減少する。定常状態からの負荷印加直後5分間はCO₂負荷を加えることで動脈血中のCO₂分圧は増加する。また、CO₂負荷後5分間の動脈血中のCO₂分圧は減少し、定常状態に戻る。そこで、上記の実験結果からCO₂負荷を加えた場合の動脈血中のCO₂分圧の変化を、一次遅れによる増加、減少の変化と同じと考える。CO₂負荷を1, 2, 3, 4, 5%と変化させた場合の心拍数、心拍出量、平均血圧値の変化を図1に示す循環器系モデルを用いて検討する。ここで、図1の循環器系モデルに使用する伝達関数の値を表1に示す。

CO₂分圧増加時の一次遅れの時定数をH₁、CO₂分圧減少時の時定数をH₂とにおいてCO₂分圧の増加、減少を表す。その場合の動脈血中のCO₂分圧の変化分 $\Delta P_a\text{CO}_2(t)$ を(1)式で示す。

$$\left. \begin{aligned} 0 \leq t \leq t_0 \\ \Delta P_a\text{CO}_2(t) = G_1(1 - e^{-t/H_1}) \\ t_0 < t \\ \Delta P_a\text{CO}_2(t) = P_0 e^{-t-t_0/H_2} \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 t_0 : 負荷を停止した時刻、 P_0 : 時刻 t_0 における $\Delta P_a\text{CO}_2$ の値、 G_1 : CO₂負荷による動脈血中のCO₂分圧変化分 $\Delta P_a\text{CO}_2(t)$ の t を限りなく大きくした場合の一定となる値

CO₂負荷実験より、それぞれの値は $t_0=300\text{s}$, $H_1=120\text{s}$, $H_2=150\text{s}$ とおく。また、CO₂負荷を1, 2, 3, 4, 5%と変化させた場合の G_1 の値をそれぞれ表2のようにおく。

心臓運動促進中枢と心臓運動抑制中枢からの刺激によって洞結節への入力が決まる。洞結節では、この入力によってペースメーカで発生するクロックパルス信号 $E_c(t)$ を搬送波として、パルス周波数変調を行っている。ペースメーカより発生するクロックパルス信号 $E_c(t)$ を得るため、心電波形のR波の振幅をA、ペースメーカにより発生する心電波形のR-R間隔を T_1 、心電波形のQRS時間を τ_0 とおく。また、ペースメーカから発生するクロックパルス信号 $E_c(t)$ の角周波数⁽¹²⁾を ω_c とおく。ペースメーカより発生するクロ

ックパルス信号 $E_c(t)$ は

$$E_c(t) = \frac{A\tau_0}{T} + \frac{A}{\pi} \left[\sum_{n=1}^{\infty} \frac{1 - \cos(n\omega_c\tau_0)}{n} \sin(n\omega_c t) + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(n\omega_c\tau_0)}{n} \cos(n\omega_c t) \right] \dots\dots\dots (2)$$

と表される。ただし、 $A=1\text{mV}$, $T_1=1\text{s}$, $\tau_0=0.05\text{s}$ とする。

心臓運動促進中枢と心臓運動抑制中枢の出力の差は、それぞれ洞結節および心収縮力 G_s へ伝わる。洞結節への入力を $E_s(t)$ とおくと、図1の循環器系モデルより、洞結節への入力信号 $E_s(t)$ は次式となる。

$$\begin{aligned} E_s(t) = & (G_6 - G_7)\{E_1(t) + E_2(t)\} \\ & - G_8(G_6 + G_7)\{Z + G_4 E_1(t)\} \\ & \times \frac{(60/2\pi)G_5[\omega_c + k(G_6 - G_7)]}{1 + (60/2\pi)kG_5G_8(G_6 + G_7)} * \\ & * \frac{\{E_1(t) + E_2(t)\}}{\{Z + G_4 E_1(t)\}} \dots\dots\dots (3) \end{aligned}$$

ただし、 k : 洞結節でパルス周波数変調するときの定数、 Z : 安静時の末梢抵抗値

$k=0.6$, $Z=15.5\text{mmHg/ml/min}$ とおく⁽¹³⁾。また、 $E_1(t)$ と $E_2(t)$ は次のようにおく。

$$\begin{aligned} E_1(t) &= \mathcal{L}^{-1} \left\{ \frac{G_2 e^{(\tau_2 + \tau_3)S} (T_2 S + 1) \Delta P_a\text{CO}_2(s)}{(T_1 S + 1)(T_2 S + 1) e^{(\tau_1 + \tau_2 + \tau_3)S} + G_2 G_3} \right\} \\ E_2(t) &= \mathcal{L}^{-1} \left\{ \frac{G_2 G_3 e^{\tau_3 S} (T_2 S + 1) \Delta P_a\text{CO}_2(s)}{(T_1 S + 1)(T_2 S + 1) e^{(\tau_1 + \tau_2 + \tau_3)S} + G_2 G_3} \right\} \end{aligned}$$

交感神経優位の状態では、心臓運動促進中枢が優位になって洞結節に伝わる。副交感神経優位の状態では、心臓運動抑制中枢が優位になって洞結節に伝わる。

心電波形 $E_f(t)$ を得るために、ペースメーカから発生するクロックパルス信号 $E_c(t)$ は、洞結節への入力 $E_s(t)$ によってパルス周波数変調⁽¹⁴⁾される。従って、ペースメーカから発生するクロックパルス信号 $E_c(t)$ の角周波数 ω_c を中心に、 $E_s(t)$ に比例する量、 $kE_s(t)$ だけ周波数を変動させる。すると、パルス周波数変調後の瞬時角周波数 $\omega(t)$ は

表2 CO₂負荷を変化させた場合の G_1 の値
Table 2. The values of G_1 by changing CO₂ density.

CO ₂ density (%)	G_1 (mmHg)
1.0	1.5
2.0	3.0
3.0	4.6
4.0	6.1
5.0	7.6

表1 循環器系モデルの伝達関数の値
Table 1. Values of the circulatory model.

G_2	1.0	G_8	0.1
G_3	0.5	τ_1	5.0s
G_4	-0.3	τ_2	1.0s
G_5	80 ml	τ_3	10s
G_6	2.5	T_1	1.0s
G_7	1.5	T_2	1.0s

$$\begin{aligned}\omega(t) &= \omega_c + kE_s(t) \\ &= \omega_c + k \left\{ (G_6 - G_7) \{E_1(t) + E_2(t)\} \right. \\ &\quad \left. - G_8(G_6 + G_7) \right. \\ &\quad \times \frac{(60/2\pi)G_5(\omega_c + k(G_6 - G_7))}{1 + (60/2\pi)G_5G_8(G_6 + G_7)} * \\ &\quad \left. * \frac{\{E_1(t) + E_2(t)\}}{\{Z + G_4E_1(t)\}} \right\} \dots\dots\dots (4)\end{aligned}$$

である。 $\omega(t)$ は信号波に追従して変化しているので、全角変位 $\theta(t)$ は(5)式となる。

$$\begin{aligned}\theta(t) &= \int_0^t \omega(t) dt \\ &= \omega_c t + k(G_6 - G_7) \int_0^t \{E_1(t) + E_2(t)\} dt \\ &\quad - G_8(G_6 + G_7) \int_0^t \left\{ \frac{(60/2\pi)G_5(\omega_c + k(G_6 - G_7))}{1 + (60/2\pi)G_5G_8(G_6 + G_7)} * \right. \\ &\quad \left. * \frac{\{E_1(t) + E_2(t)\}}{\{Z + G_4E_1(t)\}} \right\} dt \\ &\quad \dots\dots\dots (5)\end{aligned}$$

従って、パルス周波数変調によって得られた心電波形 $E_r(t)$ は

$$\begin{aligned}E_r(t) &= \frac{A\tau_0}{T} + \frac{A}{\pi} \left(\sum_{n=1}^{\infty} \frac{\{1 - \cos(n\omega_c\tau_0)\}}{n} \right. \\ &\quad \times \sin\{\theta(t)\} + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(n\omega_c\tau_0)}{n} \\ &\quad \left. \times \cos\{\theta(t)\} \right) \dots\dots\dots (6)\end{aligned}$$

となる。

(6)式より、心電図の R-R 間隔を図 7 のように算出する。CO₂ 負荷実験開始後、時間の変化によって、R-R 間隔は大きく変動する。

毎分の心拍出量 MV は、心拍数 HR と一回拍出量 SV との乗算で得られる。ここで、心収縮力の伝達関数 G_5 を正確に把握することは困難である。一般に、成人の一回拍出量は、安静時仰臥位で約 80 ml⁽¹³⁾ である。正常人において心拍数の増加が大きい場合でも、一回拍出量はほとんど変わらない。そこで、一回拍出量を 80 ml として計算する。すると、毎分心拍出量 MV は次式で表せる。

$$MV(1 \text{ min}^{-1}) = HR(\text{min}^{-1})SV(L) \dots\dots (7)$$

また、血管運動神経中枢の出力から末梢抵抗値 Z_0 が決まる。安静状態の末梢抵抗値を Z と置くと、末梢抵抗値 $Z_0(t)$ は

$$\begin{aligned}Z_0(t) &= Z + G_4 \sum [G_2(-G_2G_3)^n \\ &\quad \times \Delta P_a \text{CO}_2 \{t - \{\tau_1 + n(\tau_1 + \tau_2 + \tau_3)\}\}] \\ &\quad \dots\dots\dots (8)\end{aligned}$$

図 7 心電図の R-R 間隔変動の循環器系モデルによるシミュレーション結果
Fig. 7. Simulation results of R-R interval variability of ECG.

となる。

平均血圧値 mBP は、毎分の心拍出量と末梢抵抗値との乗算で変化する。

$$\begin{aligned}mBP(\text{mmHg}) &= MV(1 \text{ min}^{-1})Z_0(t) \\ &\quad (\text{mmHg/ml/min}) \\ &\quad \dots\dots\dots (9)\end{aligned}$$

CO₂ 負荷を、1, 2, 3, 4, 5%と変化させた場合の心拍数、心拍出量、平均血圧値の変化について図 1 の循環器系モデルを用いて検討した。図 8~図 11 に心拍数、心拍出量、平均血圧値、末梢抵抗値の循環器系モデルによるシミュレーション結果を示す。心拍数、心拍出量および平均血圧値は、負荷印加直後 5 分間は増加し、負荷後 5 分間は減少する。また、CO₂ 負荷が大きくなるほど心拍数、心拍出量、平均血圧値、および末梢抵抗値は大きく変化する。提案する循環器系モデルを使用して人工心臓システムの 1, 2, 3, 4, 5% CO₂ 負荷時の 5 分間、および負荷後の 5 分間の心拍数の増加、減少の変化を人工心臓駆動用モータの速度制御に使用する。

4. 循環器系モデルを用いた人工心臓駆動用モータの速度制御⁽¹⁵⁾

〈4・1〉 モータ駆動人工心臓システム 生体内植込形人工心臓に要求される諸特性は、National

図 8 心拍数の循環器系モデルによるシミュレーション結果

Fig. 8. Simulation results of heart rates by changing the CO₂ density employing the circulatory model.

図 10 平均血圧値の循環器系モデルによるシミュレーション結果

Fig. 10. Simulation results of mean blood pressure by changing the CO₂ density employing the circulatory model.

図 9 心拍量の循環器系モデルによるシミュレーション結果

Fig. 9. Simulation results of minute volume by changing the CO₂ density employing the circulatory model.

図 11 末梢抵抗値の循環器系モデルによるシミュレーション結果

Fig. 11. Simulation results of peripheral resistance by changing the CO₂ density employing the circulatory model.

Heart Lung and Blood Institute によって提唱されている。

- (1) 拍動数 120 bpm 以内で 10 l/min の血液を拍出すること。
- (2) 2 年以上連続して動作すること。
- (3) アクチュエータに発熱がないこと。
- (4) 血液接触面で血液との適合性が良いこと。

上記の要件を満たすブラシレス DC モータおよびモータ速度制御 PWM インバータで、提案した循環器系モデルの心拍数の変化をブラシレス DC モータの速度制御に使用する。

〈4・2〉 ブラシレス DC モータ駆動ポンプ ポンプは毎分最大で心拍数を 110 bpm, 最高平均血圧値 150 mmHg で、10 l/min の血液を拍出できるように設計した。モータはこの仕様を満たす 100 W,

5.4 kg・cm, max 2,500 rpm の DC ブラシレスモータを使用している。

ブラシレス DC モータと血液ポンプの構成を図 12 に示す。リニアアクチュエータはブラシレス DC モータとボールねじで構成される。ブラシレス DC モータのロータの内側にボールねじを固定し、モータの回転運動をボールねじ軸の低速直線運動に変換する。

また、ブラシレス DC モータ内の 3 箇所のストロークセンサで回転速度を測定している。ストロークセンサからの情報により、血液ポンプ内のプッシャープレート的位置決めが行われる。

図 13 に人工心臓のモータ速度制御のための構成図を示す。大静脈の CO₂ 濃度、大動脈の血圧値の情報は、ワンチップマイコンの CPU を通して速度指令値となる。CPU から出力される回転速度指令値は、循

環器系モデルで算出される心拍数の変化により制御される。モータ速度制御部は D/A コンバータと F/V コンバータ、そして演算増幅器で構成される。ロータ後部の三つのストロークセンサの出力を F/V 変換することで、モータ回転速度が得られる。CPU から出力された回転速度指令値を D/A 変換し、モータ回転速度値と比較して両者が一致するよう PWM インバータでモータ回転速度を制御する。

5. 模擬循環器系を使用したシステムの評価

〈5・1〉 実験システム 提案する循環器系モデルを用いた人工心臓システムを評価するために、模擬循環器系を人工心臓システムの負荷として実験を行った。

模擬循環器系を図 14 に示す。模擬循環器系は血液

ポンプ、CO₂ センサ、圧センサ、末梢抵抗、動脈コンプライアンス、および動脈コンプライアンスで構成される。末梢抵抗部より流出した CO₂ 濃度 1, 2, 3, 4, 5% の生理食塩水は再び還流する。人工心臓は静脈から動脈へ流れるように取付けられている。圧は血圧トランスデューサを用いて、流れを乱さないようにして計測した。大静脈には CO₂ センサを植え込み生理食塩水中の CO₂ 濃度を流れを乱さないように計測し、それぞれ循環器系モデルのシステムに転送し、モータの加速、減速の情報とした。

〈5・2〉 実験結果と検討 図 4～図 6 に心拍数、心拍出量、平均血圧値の被検者 6 名の CO₂ 負荷実験の結果と、提案する循環器系モデルを用いた人工心臓システムを使用し、模擬循環器系を負荷とする実験を行った結果を示す。

図 12 ブラシレス DC モータと血液ポンプの構成
Fig. 12. Motor driven pump.

図 13 人工心臓のモータ速度制御のための構成図
Fig. 13. Block diagram of control system for motor driven pump.

図 14 模擬循環器系の構成図
Fig. 14. Block diagram of the mock circulatory system.

6名の被検者によるCO₂負荷実験、循環器系モデルを使用した場合の模擬循環器系によるCO₂負荷実験の心拍数、心拍出量、平均血圧値の値は一致する結果を得た。

6. 終りに

循環器系モデルを完全植え込み形人工心臓システムの制御法に応用し、本モデルを用いて血液中のCO₂濃度、および血圧値を生体負担度の情報とした人工心臓システムを構成し、模擬循環器系を使用して評価実験を行った。

CO₂濃度を変化させ、それぞれの場合の心拍数の変化で、人工心臓システムのリニアアクチュエータの速度制御を行った。併せて、被検者によるCO₂負荷実験を行い循環器系モデルの定数を決定する指標とした。その結果、人工心臓の心拍数および心拍出量の制御に本循環器系モデルが使用できることがわかった。

将来CO₂センサおよび圧センサの一層の小形精密化が実現すれば、本論文で提案した循環器系モデルは、人工心臓システムの制御方法として極めて有益であると思われる。また実際に動物に植え込み、運動負荷をかけ、循環器系モデルを評価することは、将来への重要な課題である。

本研究のご指導を賜りました東京大学医学部 斎藤正男教授に感謝します。また、人工心臓システムについて御討論、御助言をいただきました北海道東海大学 三田村好矩教授、循環器系モデルについて御討論、御助言をいただきました国立循環器病センター研究所 菅 弘之循環動態機能部長に感謝します。

(昭和63年10月31日受付、平成元年7月24日再受付)

文 献

- (1) T. Nishimura: "Evaluation of influence in autonomic nerve at CO₂ inhalation by using circulatory model"

- IEEE/9th Eng. in Medi. & Biol. Vol. 3 of 4, p. 1513 (1987)
- (2) E. B. Reeve & A. C. Guyton: "Physical Bases of Circulatory Transport: Regulation and Exchange", p. 113 (1967) W. B. Saunders Company, London
- (3) 三田村: 「人工心臓この1年の進歩」, 人工臓器, No. 15, 1902 (昭61)
- (4) 能勢, 他: 「完全人工心臓開発の現状」, 同上, No. 16, 1595 (昭62).
- (5) 岡本, 他: 「モータ駆動人工心臓の開発」, MBE-87-37 (昭62)
- (6) R. I. Kitney, et al.: The study of heart-rare variability, p. 84 (1980) Oxford Science Publications, Clarendon Press, Oxford
- (7) 三川: 「CO₂負荷による非侵襲的定量的脳動脈硬化度診断法の研究」, 慈恵医大誌, 100, 1261 (昭60)
- (8) W. F. Ganong (松田, 他訳): 医科生理学展望, p. 540 (昭63) 丸善
- (9) 西村: 「CO₂負荷時の循環器系モデルを用いた自律神経への影響評価」, 電子通信情報学会技報, MBE 87-12, 77 (昭63)
- (10) 高橋・石田: 「サーマルマスフローコントローラを用いた呼吸ガス混合器とその応用」, MBE 85-40 (昭60)
- (11) 山林・河合・塚本: 血液ガスーわかりやすい基礎知識と臨床応用, p. 293 (昭60) 医学書院
- (12) 久保・尾崎: 解説電子回路(下巻), p. 233 (昭50) 近代科学社
- (13) 入内島: 人体の生理学, p. 208 (昭45) 医学出版社
- (14) C. C. Li: Integral pulse frequency modulated control systems, p. 82 (1961) Dissertation, Northwestern Univ.
- (15) 西村: 「完全埋込型人工心臓アクチュエータ」, 電子通信情報学会技報, PE 88-4, 25 (昭63)

西村 敏 博 (正員)

昭和25年4月9日生。53年3月大分大学工学部電気工学科卒業。同年4月同大学工学部電気工学科助手、現在に至る。医用電子工学、循環器系のモデル化、人工心臓システム、心機能診断システム、人工臓器のエネルギー転送、パワーエレクトロニクスなどの研究に従事。日本ME学会、電子情報通信学会、日本ロボット学会、LST学会、小児循環器学会、IEEE学会会員。