

심장 기능의 電氣的 모델화

(Electrical Modelling of the Human Heart Function)

논문
23~1~1

폐순 환계의 모델화에 관한 연구(工)

박 상 희* · 박 태 석**

Abstract

To study the entire human heart function an electrical analogue has been designed, based upon fundamental properties of cardiac by Starling's "Law of the Heart".

This analogue consists of the two parts, the active part, the heart; and the passive part, the vessels. A fourfold pulse generator represents a stimulus conduction system of the heart. The sino-atria node (pace maker), which determines the heart rate is represented by an astable multivibrator. The various parameters of the heart can be varied within physiological limits.

The vessels have been considered as linear system like those of an electrical transmission line and are represented by the lumped one segment.

The results obtained with the analogue is a good agreement with the actual heart.

1. 서 론

2. 심장의 기능 고찰

생체 계통의 모든 자연적 특성을 고려하여 모델화 하고 생체의 기구를 공학적으로 실현시키는 것이 생체공학인데, 이 학문은 오늘날 의학, 환경 및 국방의 문제와 관련된 제분야를 다루고 있다. 생체계통 중에서도 특히, 심장을 포함한 순환기 계통(cardiovascular system)에 관한 모델화는 생체공학에 새로운 면을 제공할 수 있는 분야이다¹⁾. 이 분야에 처음 연구를 시도한 Schmitt, Franklin 및 Warner²⁾ 등은 심장의 부분적인 변화와 특성을 규명하였는데, 그 결과는 비록 심장학 이론에 오차를 갖는다 하더라도 임상적으로 매우 유용하게 이용되어 왔다.

심장과 혈관 계통은 팽창성 저장고와 가변 유체펌프 및 전송선들로 구성된 복잡한 폐루우프(closed loop)계통이다³⁾.

그런데 심장의 기본적 기능에 대한 변수는 심방과 심실 및 혈관의 용적, 압력 및 유입-유출로서 나타낼 수 있고, 심근의 특성은 수축기의 확장기를 가지는 시변환(time varying) 상태인데, 이것은 탄성과 신장률로써 표시할 수 있다.

표 1. 생리적 변수의 전기적 등가량

혈류 역학적 변수	전기적인 변수
혈액의 용적	전 하
압 력	전 압
혈 류	전 류
혈액의 관성	인덕턴스
전 성	저 항
신 장 른	캐패시턴스

그러나 이들의 연구는 심장의 부분적인 해석에 그쳤으므로 본 논문은 Starling의 "심장 법칙"⁴⁾을 기초로 정상 상태인 심장의 기능에 대하여 전기 유사법에 의한 종합 모델을 새로이 구성하여 생리적인 현상과 비교 검토함으로써 그 타당성을 조사한 결과를 보고하는 것이다.

* 정희원 : 延世大 理工大學 助教授(工學博士)

** 정희원 : 延世大 大學院 電氣工學科

이러한 혈류 역학적 특성에 의하여 얻어진 이들의 관계에 대하여도 1과 같이 전기적인 등가량으로 나타낼 수 있다. 심장에 대한 전기적인 유사 회로의 구성은 그림 1과 같이 크게 두 계통으로 분류하여 심장에 대한 모델은 능동소자로, 혈관계에 대한 모델은 수동소자로 취급한다. 심장은 서로 대칭인 두 계통으로 구성되어 있으므로 좌심장, 우심장의 기능에 대한 방정식에서 그들의 계수만 다르게 취하므로써 나타낼 수 있다.

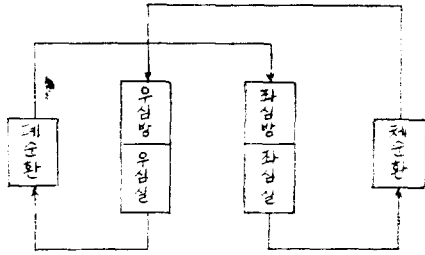


그림 1. 순환기 계통의 불려 선도

심장에 대한 여러 가지 변수들은 생리학적 자료의 범위 내에서 변화시킬 수 있고, 혈관계는 전송선과 같은 미분방정식을 가지는 선형계통으로 나타낼 수 있다.

3. 심장의 모델 구성

3-1. 심 실

심실에서 전체 혈액량을 신장성 소자 V_c 와 탄성소자 V_s 로 나타내면 압력 P 는 혈액량 V 의 함수로 되어 등장수축기(isometric contraction phase)에서 심실의 전기 유사 회로는 그림 2와 같다.

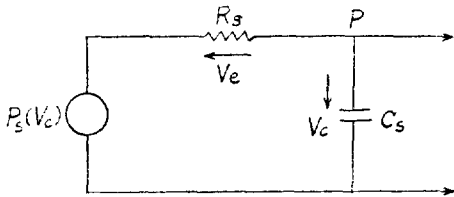


그림 2. 등장 수축기에 대한 회로

전체 혈액량 V 는 신장성소자 V_c 와 탄성소자 V_s 와의 합이고, R_s 는 수축 특성을 나타내며 시-불변이다.

등장 수축기에서 압력 $P_s(V_c)$ 는 심실의 등장성 압력-용량 특성을 나타낸다.

그림 2의 회로에 대한 마디 방정식은 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\frac{P - P_s(V_c)}{R_s} + C_s \dot{P} = 0 \quad (1)$$

$$C_s \dot{P} = -V_c \quad (2)$$

여기서 $P - P_s(V_c)/R_s$ 는 수축 특성에 대한 힘-속도

의 관계를 나타낸다.

그런데 수축기에서 신장성 소자에 의하여 생기는 압력은 다음과 같이 표시된다.

$$P_s(V_c) = f[F(t)] \quad (3)$$

여기서 f 는 구축기에 대한 부하 임피던스이고, $F(t)$ 는 심실 구축기에 대한 혈류의 비이다.

구축기에서 심실은 Windkessel 모델¹⁾과 같이 하나의 임피던스 회로에서 동작하고 심실 내압이 변한다. 구축기에서 전기적인 유사 회로는 그림 3과 같다.

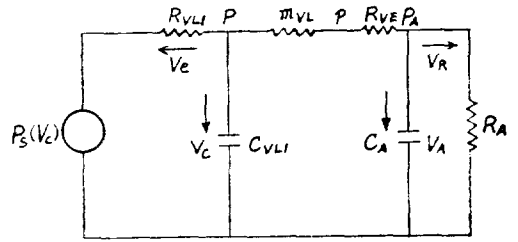


그림 3. 구축기에 대한 회로

그림 3에서 $p - P_A$ 의 압력차는 심실판막의 저항 R_{VE} 와 혈액의 관성 m_{VL} 및 임피던스로 인하여 다음과 같은 방정식으로 나타낼 수 있다.

$$\frac{P - P_s(V_c)}{R_s} + C_s \dot{P} + \frac{1}{m} \int_0^t (P - p) dt = 0 \quad (5)$$

$$\frac{1}{m} \int_0^t (p - P) dt + \frac{p - P_A}{R_{VE}} = 0 \quad (6)$$

$$\frac{P_A - p}{R_{VE}} + C_A \dot{P}_A + \frac{1}{R_A} P_A = 0 \quad (7)$$

여기서 p, P 는 압력이고 C 는 신장량이다. 식 (5) - 식 (7)을 정리하면 다음과 같은 결과를 얻는다.

$$C_s \dot{P} + \frac{1}{R_s} \dot{P} + \frac{1}{m} P - \frac{R_{VE}}{m} C_A \dot{P}_A - \frac{(R_A + R_{VE})}{m R_A} P_s(V_c) = 0 \quad (8)$$

$$C_A \dot{P}_A + \left(\frac{1}{R_A} + \frac{C_A R_{VE}}{m} \right) \dot{P}_A + \left(\frac{R_A + R_{VE}}{m R_A} \right) P - 0 = 0 \quad (9)$$

이러한 구축기가 종료된 후 등장 이완기(isometric relaxation phase)로 되고 전기적인 회로의 구성은 그림 4와 같다.

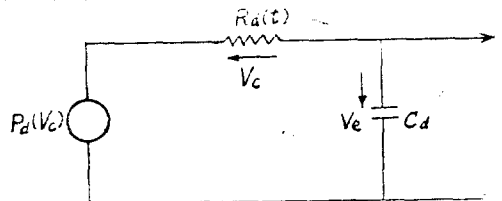


그림 4. 등장 이완기에 대한 회로

그림 4에서 신장성 소자의 압력 $P_d(V_c)$ 는 확장기 압

력-용량 특성의 함수이고, 탄성소자의 압력 P 는 V_c 와 V_c 의 함수이며 마디 방정식은 다음과 같다.

$$\frac{p - P_d(V_c)}{R_d(t)} + C_d \dot{p} = 0 \quad (10)$$

$$C_d \dot{p} = 0 \quad (11)$$

$$R_d(t) = R_d(\infty) - (R_d(\infty) - R_i) e^{-t/\tau} \quad (12)$$

여기서 P_d 는 확장기 압력, C_d 는 확장기의 신장률, R_d 는 확장기의 탄성이다.

등장 이완기 동안 심실은 폐쇄된 상태가 되므로 전체 혈액량은 변하지 않으나 V_c 와 V_s 사이의 $R_d(t)$ 에서 내부 흐름이 있으므로 압력은 낮아진다.

그러므로 $R_d(t)$ 는 시간의 함수이며 선형이고, C_d 는 시-불변으로 선형이라고 가정할 수 있다. 충실기에서 심실은 일정한 정맥압력 P 로 전달되고 방실판막 저항 R_{VF} 를 흐르는 혈액의 점성 효과로 $P_V - P$ 의 압력차가 생기게 된다.

충실기에 대한 전기적 회로는 그림 5와 같다. 그림 5의 회로에 대한 마디 방정식은 다음과 같다.

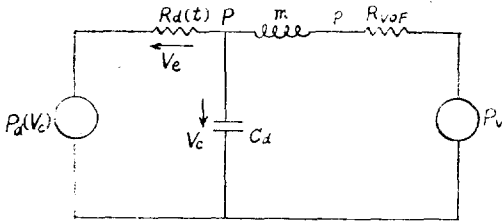


그림 5. 충실기에 대한 회로

$$\frac{P - P_d(V_c)}{R_d(t)} + C_d \dot{p} + \frac{1}{m} \int_0^t (P - p) dt = 0 \quad (13)$$

$$\frac{1}{m} \int_0^t (p - P) dt + \frac{p - P_v}{R_{VF}} = 0 \quad (14)$$

여기서 R_{VF} 는 충실기에 대한 판막의 저항이다.

시간 t 에 관하여 식 (13)과 식 (14)를 다시 쓰면 다음과 같다.

$$C_d \dot{p} = \frac{1}{R_d(t)} \dot{p} + \frac{1}{R_d(t)} \dot{P}_d - \left(\frac{1}{m} - \frac{R_d(t)}{R_d^2(t)} \right) P - \frac{R_d(t)}{R_d^2(t)} P_d + \frac{1}{m} P \quad (15)$$

$$\frac{1}{R_{VF}} \dot{p} = \frac{1}{m} p - \frac{1}{m} P \quad (16)$$

$$V_c = \frac{p - P_d}{R_d(t)} \quad (17)$$

그러므로 $R_d(t)$ 에 대한 식 (12)는 충실기에서도 적용이 된다. 따라서 $P = p = P_v$ 와 V_c 는 등장 이완기 종료시기에서의 값과 같다.

이와 같은 심실의 기능적 모델을 종합하면 그림 6과 같이 구성될 수 있다.

3-2. 심 방

심방의 기능은 매우 복잡하므로 심방의 기능은 심실

의 최종 확장시의 용적과 압력에 의하여 결정된다고 가정하면 심실의 모델과 유사하게 취할 수 있다.

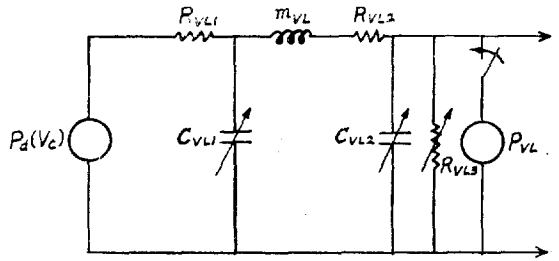


그림 6. 심실의 전기 회로

심방의 전기적인 모델은 그림 7과 같이 구성할 수 있다.⁽⁶⁾

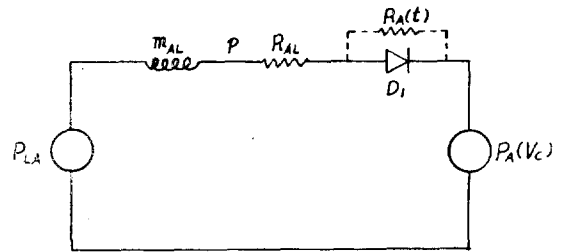


그림 7. 심방의 전기 회로

그림 7에 대한 마디 방정식은 다음과 같다.

$$\frac{1}{m} \int_0^t (p - P_A) dt + \frac{P_d(V_c) - P}{R_A(t)} = 0 \quad (18)$$

여기서 P_A 는 심방의 압력이고, $R_A(t)$ 는 방실판막의 저항이다.

심방의 수축기는 식 (12)와 같고 즉, 심전도의 P 와에서 QR 의 중간까지의 시간이다.

단일 $P_A > P_d(V_c)$ 이면

$$F_{AV} = \frac{1}{R_A(t)} (P_A - P_v) \quad (19)$$

이고 $P_A \leq P_d(V_c)$ 이면

$$F_{AV} = 0 \quad (20)$$

이 된다.

여기서 F_{AV} 는 심방에서 심실로의 유입이고, P_v 는 심실의 압력이다.

식 (19)와 식 (20)은 승모판(또는 삼첨판)의 기능을 포함하고 있는 것으로 단일 방향 특성을 나타낸다. 승모판의 기능은 기본적으로 기계적(mechanical check valve)⁽⁷⁾이며 이상적인 다이오드와 같다.

3-3. 동맥 및 정맥 혈관계

체순환과 폐순환 혈관계는 전송선과 같이 취급하고 생리적인 특성을 고려하여 동맥과 정맥 혈관을 여러 구간으로 분리하여⁽⁸⁾ 그 첫째 구간을 모델화 한다. 그림 8은 동맥혈관[A]과 정맥혈관[B]의 전기적인 회로이다.

그림 8의 회로에 대한 방정식은 다음과 같다.

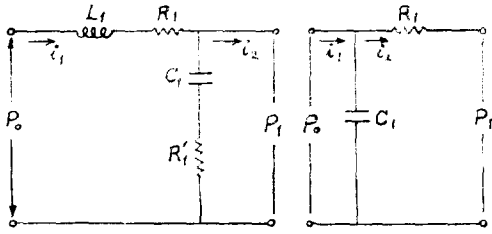


그림 8. 동맥혈관[A]과 정맥혈관[B]의 전기 회로

<동맥혈관>

$$P_0 - P_1 = R_1 F_{01} + L_1 \frac{dF_{01}}{dt} \quad (21)$$

여기서 $P_0 - P_1$: 한 구간 사이의 압력차

F_{01} : 전체 유입량

R_1 : 혈관의 저항

L_1 : 혈액의 관성

그런데 동맥혈관의 용적과 혈류에 대한 방정식은 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$V_1 = V_{01} + \int (F_{01} - F_{12}) dt \quad (22)$$

여기서 V_{01} 은 $t=0$ 에서 혈관의 용적이고, F_{12} 는 전체 유출량이다.

또 혈관의 신장률을 포함시키면 다음과 같다.

$$P_1 = \frac{1}{C_1} (V - V_0)_1 + R_1' \frac{dV_1}{dt} \quad (23)$$

여기서 C_1 : 혈관의 신장률

V_0 : 압력이 0인 상태에서 용적

R_1' : 심근벽의 점성

<정맥혈관>

정맥 혈관에 대한 방정식은 식 (24)와 같다.

$$P_0 - P_1 = -\frac{C}{2} \frac{d(V - V_0)}{dt} - R \frac{dV_1}{dt} \quad (24)$$

용적과 혈류에 대해서는 다음과 같다.

$$V_p = V_{(0)} + \int (F_{21} - F_{22}) dt \quad (25)$$

여기서 F_{21} : 폐정맥의 전체 유입량

F_{22} : 폐정맥의 전체 유출량

폐정맥 혈관은 동맥혈관에 비해 매우 짧고 혈액의 가속은 매우 낮으므로 관성의 영향을 무시할 수 있어서 식 (24)와 같이 된다.

4. 실험 및 결과의 고찰

4-1. 실험 회로의 구성

신경 지배가 없는 정상 상태인 심장의 기능을 공학적으로 실현시킨 모델의 특성을 고찰하기 위하여 자극 전도계를 포함한 심장과 혈관계를 그림 9와 같이 구성하였다.

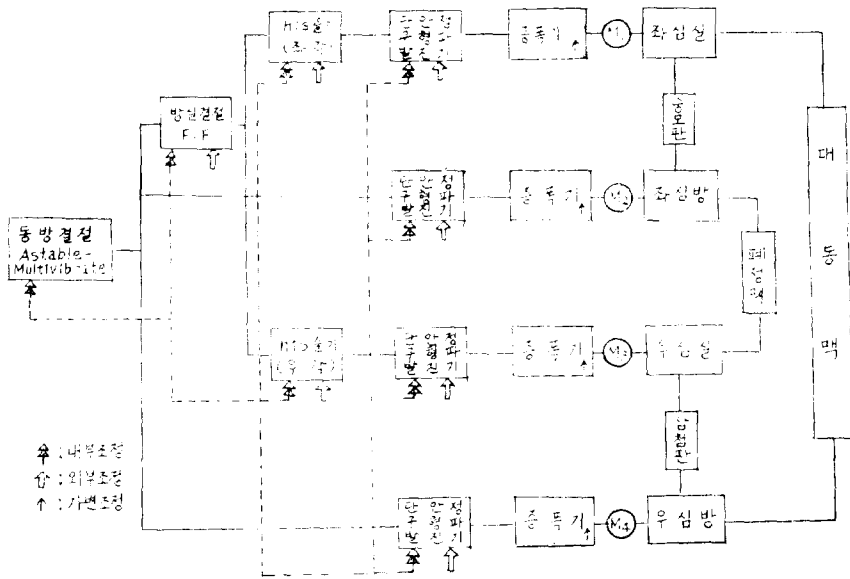


그림 9. 심장과 혈관계의 블록 선도

동방결절은 자동적으로 반복 흥분을 되풀이 하고 이 반복 흥분은 자극 전도계에 의해 심장 전체에 전달되어 박동의 시발점이 된다. 이때 심장의 박동률을 결정하는 동방결절은 구형파 발진기 방실결절(A.V node)

과 his 줄기의 흥분 전도는 지연 회로를 이용하였다.

그림 9와 같이 네개의 구형파 발진기 출력은 각각 증폭기를 거쳐 라우 심방과 심실의 신호를 얻는 자극 전도계를 구성하였다. 자극 전도계의 동작 특성은 표 2

표 2. 자극 전도제의 동작 특성

구분	지속 시간 (파폭) (sec)	주파수 (Hz)	전압과고치 (V)	전류 (A)	전력 (mW)
M_1	0.05~0.08	—	7.5~9.1	32~51	—
M_2	0.06~0.10	—	0.5~1	26	—
M_3	0.05~0.08	—	2~2.5	30~46	—
M_4	0.06~0.10	—	0.2~0.3	30	—
M_1+M_3	0.8~0.5	1.2~2	7.5~9.7	60~100	0.45~0.97
M_2+M_4	0.8~0.5	1.2~2	2~2.5	60	0.12~0.15

와 같다.

자극 전도제에서 신호원 M_1 (좌심실)과 M_2 (좌심방)의 합성 파형은 근사적인 심전도(P, QR, S, T) 성분을 그림 10과 같이 얻었다.

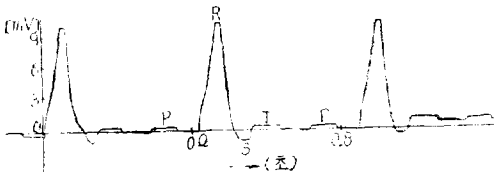


그림 10. 심전도의 성분기록

또 전기 유사법에 의한 심장과 혈관계의 유사 회로는 그림 11과 같이 구성하였고 심방과 심실 및 심실과 혈관계의 상호 작용은 판막에 의한 상호 작용으로서 혈액의 관성에 의한 역류가 없다.

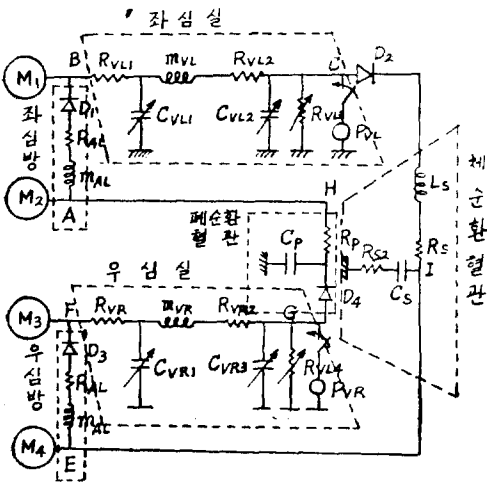


그림 11. 심장과 혈관계의 전기 회로

따라서 그림 11에 사용된 다이오드는 각각 판막을 나타내고 회로의 정수값들은 혈압(mmHg)과 혈류(ml/sec)의 비가 매우 낮기 때문에 실제 소자 선택이 어려우므로 혈압은 [mV]로 하고 혈류는 [μ A]로 하여 소자의 값을 선정하였다.

신호 발생원 P_{VL} 과 P_{VR} 은 각각 좌심실과 우심실의 충실기에 대한 회로에 포함되고 R_{VL3} 및 R_{VR3} 를 흐르는 혈액의 점성 효과로 인한 압력차를 나타내며 ($P_V - P/R_{V3}$)로서 Poissuille의 법칙⁹⁾에 의한 것이다. 그리고 M_{AL} 과 M_{AR} 및 L_s 는 혈액의 관성에 의한 것으로 혈액의 비중을 1이라 하고 하면 같은 값이 된다.

4-2. 모델의 변수 측정

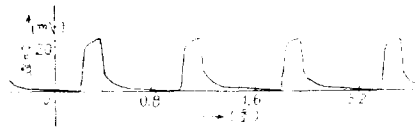
그림 11의 회로에서 BCFGH 및 I점에서 각각 전압을 측정하여 좌우 심방과 심실 및 동맥과 정맥의 압력을 측정한 결과는 그림 12의 (a)(b)(c)(d)(e)(f)와 같고 CI점에서 전류를 측정하여 좌심장과 동맥의 박출량을 측정한 결과는 그림 13의 (a)(b)와 같다.

그리고 C점에서 전압과 전류를 동시에 측정하여 좌심장의 압력과 용적 관계를 측정 한 결과는 그림 14의 (a)(b)(c)와 같은데 디지털 전압계와 전류계를 사용하여 그때 그때의 전압과 전류를 읽었다.

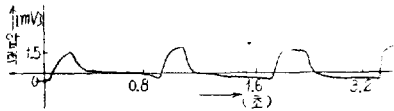
그림 14의 (b)는 A점의 전류를 일정하게 하고 C점의 전압을 올리면서 좌심장의 압력과 박출량을 측정 한 것이고 그림 14의 (c)는 C점의 전압을 일정하게 유지하고 A점의 전류를 증가시키면서 좌심장의 압력과 박출량을 측정 한 것이다. 시간 기록계의 입력 범위는 50[V]로 하고 기록기 속도는 30mm/sec으로 하였고 X-Y 기록계의 입력 범위는 X축은 5V/cm Y축은 1V/cm로 하였다.



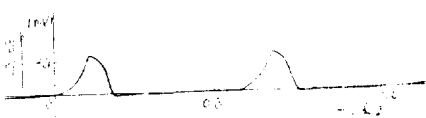
(a) 좌심실



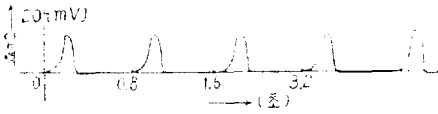
(b) 우심실



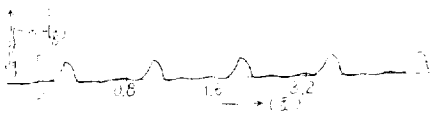
(c) 좌심실



(d) 우심관

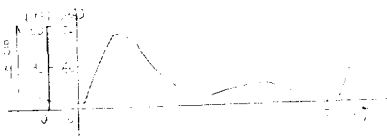


(e) 동맥

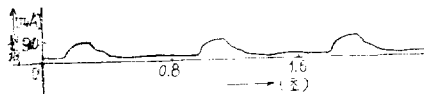


(f) 정맥

그림 12. 압력 측정 결과



(a) 좌심장 박출량

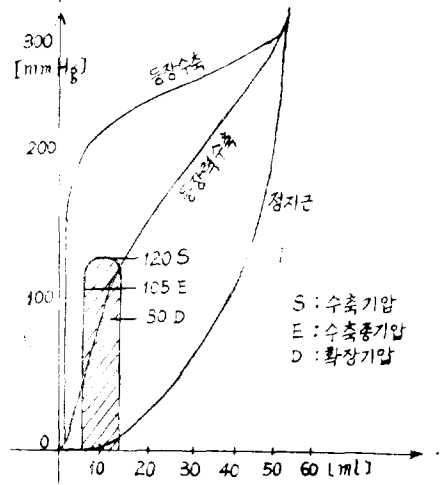


(b) 동맥 혈류

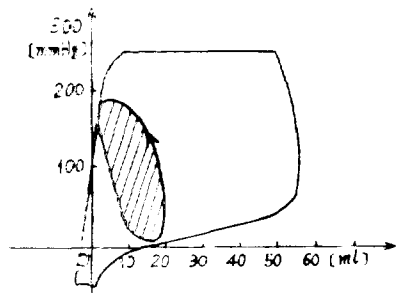
그림 13. 박출량과 혈류

4-3. 실험 결과의 고찰

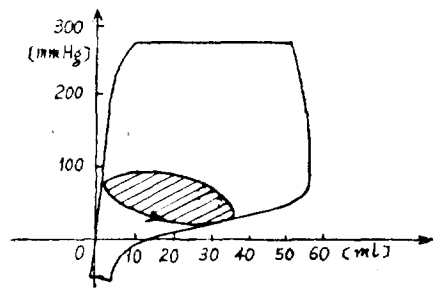
전기적인 유사 방법에 의하여 구성된 심장의 기능적 모델이 정상상태인 심장의 기능과 Starling의 "심장법칙"을 만족하는가를 검토한 것으로 압력은 각 부분의 RLC 소자와 유입량에 의해 변화하였고, 박출량은 좌우 심장의 유입량에 의해 결정되었다. 그리고 압력과 박출량의 비는 입력 신호의 크기와 모양에 따라 결정이



(a)



(b)



(c)

그림 14. 좌심장의 압력과 박출량의 비

되었는데 이것은 근사적으로 Starling의 "심장법칙"을 만족하고 있다. 본 논문에서는 생리적인 변수를 $\rho = 1$ 과 같이 전기적인 등가량으로 변환하였고 이러한 전기적 등가량을 생리학적 자료를 기본으로 하여 유사시킨 것이므로 회로의 정수값은 정밀하지 않으나 기록 결과에 나타난 다소의 오차는 입력 신호의 파형과 측정계의 일반적인 오차에 의한 것으로 간주된다.

5. 결 론

본 논문은 심장의 기능적인 모델화에 대한 기초적인 연구로서 심장의 기능을 공학적으로 해석을 시도한 것인데 전기적인 유사 방법에 의하여 심장의 기능적인 모델을 구성하고 심장의 자동 박동률을 결정하는 동방결절을 포함한 자극 전도계를 만들어 모델의 입력 신호원을 만들었다. 구성된 모델의 기능을 생리적인 현상과 비교 검토하여 그 타당성을 조사하였다. 그러나 구성된 모델은 신경의 지배가 없는 것이므로 신경의 지배를 고려하여 모델이 구성된다면 완전한 모델화가 가능할 것이다.

본 논문이 앞으로 연구되어야 할 사항은 판막에서 혈액의 누설, 인체를 흐르는 혈액의 분포, 지구 중력에 의한 영향, 감정적인 응답과 운동시의 변화 등 복잡한 현상들이 남아 있는데 이 현상들은 제어 이론을 적용하여 해석되어야 할 것이다.

끝으로 본 연구는 연세대학교 1973년도 총장 연구비에 의하여 이뤄진 것으로 박대선 총장님과 학교 당국에 심심한 사의를 드립니다.

참 고 문 헌

1) Cook, A.M. and Simes, J.G., "A Simple Model Designed to Demonstrate Biological System Simulation," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-19, No.2, pp.97~100, Mar. 1972.

2) Warner, H.R., "The Use of an Analog Computer for Analysis of Control Mechanisms in the Circulation," Proc. IRE. Vol. 47, No.11, pp.1913~1916, 1959

3) Ruch, F.C., and Patton, H.D., PHYSIOLOGY AND BIOPHYSICS, Phil. Saunders, 1966.

4) Depater, L. and Vendenberg, J., "An Electrical Analogue of the Entire Human Circulatory System." Med. Elect. Biol. Eng., Vol. 2, pp.161-166, 1964.

5) Schawm, H.P., Eds., BIOLOGICAL ENGINEERING, New York, McGraw-Hill, 1969.

6) Liu, C.K., Piccirillo, R.T., and Ellestad, M., "Distensibility of the Postmortem Human Left Atrium in nonrheumatic Heart Disease," Am. J. Cardiol. 13, pp.232~238, 1964.

7) Blesser, W.B., A SYSTEM APPROACH TO BIOMEDICINE, New York, McGraw-Hill, 1969.

8) Bencken, J.E.W. and Rideout, V.C., "The Use of Multifil Model in Cardiovascular System Studies; Transport and Perturbation Methodes," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-15, No.4, pp.281~289, Oct. 1968.

9) Yonsei University, LECTURE MANUAL OF MEDICAL PHYSIOLOGY, Yonsei Univ. Press. 1972.