

〈論 文〉

모터 구동형 인공심장의 설계 및 해석(Ⅱ)

— 해석 —

천길정* · 한동철** · 민병구***

(1991년 1월 17일 접수)

Design and Analysis of Motor-Driven Artificial Heart(Ⅱ)

— Analysis —

G. J. Cheon, D. C. Han and B. G. Min

Key Words : Artificial Heart(인공심장), Variable Volume(가변체적), Mock-Circulation Test(모의순환실험), In-Vivo Test(생체실험), Total-Implantation(완전내장), System Efficiency(시스템효율), Residual Volume(잔류체적), Cardiac Output(심장 박출량)

Abstract

In this paper we applied an analytical approach for estimation of the system efficiency, reaction force to natural tissues, thermal equilibrium, stress analysis of blood sac and variable volume of the artificial heart. By analyzing energy transformation and transmission, the relative quantities and factors of energy loss of every system element are evaluated. In this analysis, it was shown that the new artificial heart model would not produce any critical problems in view of mechanical and physiological aspects. Mock circulation tests and in-vivo tests were performed and compared with the analytic results.

기 호 설 명	
a : 가속도	k : 열전도계수
A : 면적	K : 상수
c : 비열	ℓ, L : 길이
C_d : 끌림계수	M : 질량, 기어잇수
D, d : 직경	P : 압력
E : 에너지, 종탄성계수	Q : 박출량
F : 힘	r : 반경
h : 틈새, 대류열전달계수	t : 시간, 두께
H : 높이	T : 온도, 토크
I : 내부에너지	U : 에너지
	V : 체적, 속도
	W : 에너지손실, 무게
	β : 체적탄성계수
	η : 효율
	μ : 마찰계수

* 정회원, 원광대학교 공과대학 기계공학과
 ** 정회원, 서울대학교 공과대학 기계설계학과
 *** 서울대학교 의과대학 의공학과

ρ : 밀도
 σ : 응력
 ω : 각속도

1. 서 론

인공심장의 효율이 낮으면 펌프의 과열에 의해 주위 조직에 열문제를 유발시키고, 밧데리 수명에 영향을 미치므로 그 효율은 높을수록 좋다. 따라서 펌프구성 각 요소에서의 손실과 시스템 전체의 효율을 분석함으로써 효율 증대를 위한 효과적인 개선방안을 강구하고, 각 부위에서의 상대적 손실 크기 및 작동기에 공급해야 하는 입력에너지를 예측할 필요가 있다⁽¹⁻³⁾.

작동기에서의 동력손실은 대부분 열로 변하며, 이 열에 의해 작동기가 과열되면 모터 도선의 내열한계온도를 넘어 합선될 가능성이 있고 펌프통 표면의 온도도 상승하여 펌프통과 접촉하고 있는 주위 조직에 과열로 인한 병변을 유발할 수 있다. 따라서 펌프통의 표면 온도와 주위 조직의 온도차이를 없게하거나 아주 낮게 해야하며, 작동기에서 발생된 열을 계속해서 방출해 주어 작동기에 축적되지 않도록 해야한다⁽²⁻⁶⁾.

인공심장이 혈관에 연결 되었을때 연결 부위에 지나친 힘이 가해지면 혈관 조직에 이상이 생기거나 폐쇄부위가 떨어질 염려가 있으므로 작용되는 힘은 작을 수록 좋다⁽¹⁾.

심장은 하루평균 약 10톤의 피를 평생동안 잠시도 쉬지않고 온몸으로 공급해주는 경이로운 기능을 가지고 있다. 따라서 인공심장이 자연심장의 기능을 대신하기 위해서는 혈액을 감싸고 있는 혈액주머니가 심근처럼 하루에 약 10만회 이상씩 압축 팽창 할수 있어야 하므로 그 내구성에 대한 검토가 절대적으로 필요하다⁽⁷⁻⁸⁾.

인공심장 내부에는 작동원리에 따른 구조상 어쩔 수 없이 혹은, 좌우심실의 박출량 불균형 문제를 해결하기 위해 인위적으로 설치한, 심실체적과 작동기체적 이외에 가변체적(variable volume)이라는 또다른 체적이 존재하는 데 이에의해 심실이 잘 채워지지 않거나 좌우심실의 박출량사이에 심한 불균형이 발생하는 등 많은 문제가 야기된다^(10,11).

이와같이 인공심장을 생체내에 내장시킬 경우에 예상되는 다양한 문제점들이 존재하고 그에 대한 검토가 절대적으로 필요함에도 불구하고 아직까지 각 모델들의 생체실험성능 결과만이 주로 발표되고 있을뿐 시스템으로서의 인공심장에 대한 성능해석이나 생체에 대한 반력 및 가변체적등에 대한 해석이 거의 시도되지 않고 있고, 몇몇 발표된 논문의 해석결과도 본 논문에서의 모델과 작동원리나 형태가 다르거나 체계적이지 못하여 그 해석 결과를 그대로 이용할수 없는 실정이다⁽¹⁻¹¹⁾.

따라서 본 논문에서는 위에서 언급한바와 같은 제반사항들에 대해 이론적인 해석을 행하고, 그 결과를 이용하여 설계된 모델이 생체내에 이식될 수 있는 가능성의 여부를 판단하며 생체내에 이식 되었을 때의 성능과 생체에 미치는 영향등을 예측하고자 한다.

아울러 모의 순환실험과 생체실험을 실시하여 이론해석 결과와 펌프의 여러가지 실제성능을 비교 검토함으로써 해석 결과의 타당성을 검증하고, 역으로 설계를 개선하는데에도 이용하고자 한다.

2. 본 론

2.1 성능해석

(1) 시스템 효율

전기에너지로 모터에 공급된 동력이 기어열에 의해 기계적에너지로 바뀐 후 심실의 압력을 높이는

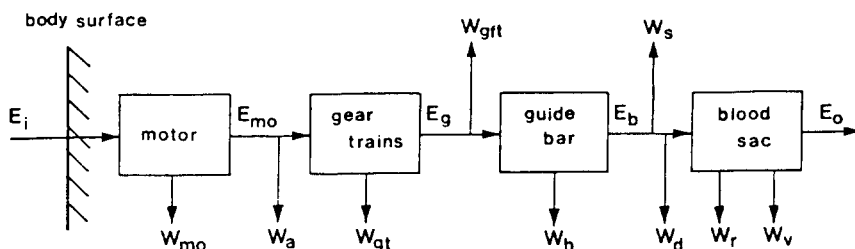


Fig. 1 Diagram of energy loss and transmission in the artificial heart system

유체에너지(hydraulic energy)로 바뀌는 과정은 Fig. 1과 같다.

이때 동력이 전달되는 과정중에 거쳐야되는 각 요소에서는 동력손실이 발생 하게되며 이에 의해 전체 시스템의 효율이 감소한다.

(i) 출력에너지 : 대동맥의 평균압력 120mmHg 폐동맥의 평균압력 40mmHg를 기준으로할 때 좌우심실의 평균압력 상승량은 $\Delta P=80\text{mmHg}$ 이고, 단 위박출량 100cm^3 , 박동수 90일 때 초당박출량 Q 는 300cm^3 이므로, 출력유체 에너지 E_0 는 다음과 같다.

$$E_0 = Q \cdot \Delta P = 3.19\text{Watt}$$

(ii) 밸브손실 : 심실이 압축되어 압력이 상승된 유체가 밸브를 통과할때 밸브링과 밸브판의 저항으로 압력이 감소하며, 밸브가 닫히는 동안 일부의 유량이 동맥에서 심실쪽으로 역류하게 되어 압력을 상실하는데, 이러한요인들이 밸브손실을 결정한다. 밸브손실은 대략 10%이므로⁽¹²⁾ 밸브의 효율은 $\eta_v = 0.9$ 이고 밸브손실 W_v 는 다음과 같다.

$$W_v = \frac{1 - \eta_v}{\eta_v} E_0 = 0.35\text{Watt}$$

(iii) 잔류체적손실 : 심실이 압축될때 심실막의 전후면이 닿지않게 해야하므로, 심실이 완전히 압축될 때에도 심실에는 유량이 남게된다. 이 때 상승된 압력에 의한 내부에너지는 심실 팽창시 소음, 와류, 열의 형태로 소모되므로 그에의한 손실량 W_r 은 다음과 같이 표시된다.

$$W_r = Q_r \cdot \Delta I$$

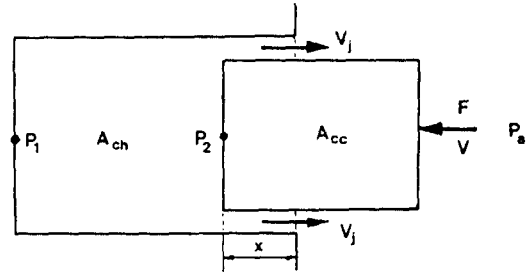
잔류체적 Q_r 은 심실의 크기와 형상에 의해 결정되며 대략 50cm^3 이나, 압력상승에 의한 내부에너지 변화량 ΔI 가 매우 작으므로 잔류체적에 의한 손실은 무시한다.

(iv) 끌림손실(drag loss) : 펌프내부의 작동기 공간에 작동기의 냉각과 윤활을 위해 윤활유를 채우면 윤활유의 점성에 의해 작동기의 운동이 저항을 받게 되며, 이에 의한 손실 W_d 는,

$$W_d = F_d \cdot V, \quad F_d = C_d \cdot \frac{\rho \cdot V^2 \cdot A_a}{2}$$

C_d : 끌림계수, F_d : 끌림력, V : 작동기의 선속도, A_a : 작동기의 표면적, ρ : 윤활유의 밀도, $A_a = 100\text{cm}^2$, $V = 12.6\text{cm/sec}$, $\rho \approx 1$ 이며, $C_d \approx 1.8$ ⁽¹³⁾이므로 끌림손실 W_d 는 약 $0.012W$ 로서 매우 작다. 기름을 채우지 않을때 끌림 손실은 없다.

(v) 스퀴즈 손실(squeeze loss) : 작동기 공간에



A_{ch} : crosssectional area of housing

A_{cc} : crosssectional area of actuator

V : velocity of actuator

V_j : velocity of oil squeezed between housing and actuator

P_1 : pressure at front wall of housing

P_2 : pressure at front wall of actuator

P_a : pressure at behind of actuator

F : driving force

Fig. 2 Squeeze loss model of the actuator

기름을 충분히 충전시키면 작동기가 움직일때 작동기 전방의 기름이 작동기와 펌프통 사이의 틈새로 빠져나가야 하며, 이로인해 스퀴즈 손실이 발생한다. 계산의 편의를 위해 모델을 Fig. 2와 같이 간략화 한다.

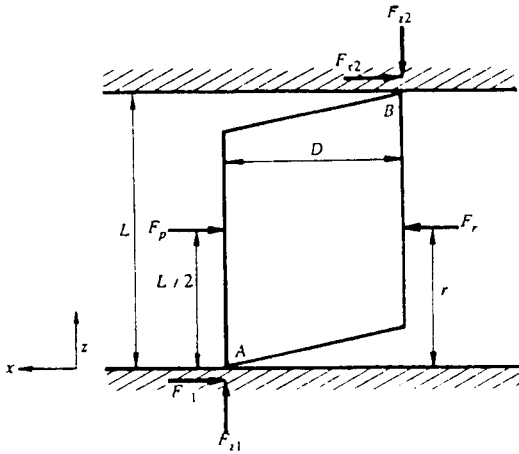
간략화 된 모델에 대한 연속 방정식, 베르누이의 정리, 모멘텀의 정리 및 작동기 전후의 힘의 평형 조건으로부터 스퀴즈 손실 W_s 는 다음과 같이 유도된다⁽¹⁴⁾.

$$W_s = F \cdot V = \frac{\rho V^3}{2} \times \frac{(A_a \cdot A_c)(A_a + A_c)}{(A_c - A_a)^2}$$

$A_c \approx 60\text{cm}^2$, $A_a \approx 40\text{cm}^2$ 이므로 $W_s = 4.8 \times 10^{-3}W$ 로서 매우 작으며, 기름을 채우지 않을 때는 스퀴즈 손실은 없다.

(vi) 안내막대 마찰손실 : 2단유성기어판이 안내막대에 맞물려 회전이 억제 되므로, 유성기어판은 안내막대와 상대운동을 하며 이로인해 마찰손실이 발생한다. 작동기가 등속으로 움직일때 작동기의 자유물체도를 그리면 Fig. 3과 같다.

힘과 모멘트의 평형조건을 적용하여 안내막대에서의 효율 η_b 를 구하면 다음과 같이 표시된다.



- F_{x1}, F_{x2} : frictional force at the guide bar
 F_{z1}, F_{z2} : axial reaction force at the guide bar
 F_p : force by ventricle pressure
 F_r : traction force by rack
 L : actuator length
 D : actuator diameter
 r : distance between the side wall and acting point of rack traction force

Fig. 3 Freebody diagram of the actuator

$$\eta_b = \frac{2\{\mu_2 L + D - \mu_b \cdot \mu_2 \cdot L - \mu_b D - (\mu_1 + \mu_2) r\}}{\mu_2 L + 2D - \mu_1 L}$$

μ_1 : 안내막대에서의 측면마찰계수

μ_2 : 보조안내막대에서의 마찰계수

μ_b : 수직면 마찰계수

안내막대와 보조안내막대 모두 같은재질, 미끄럼베어링을쓰면 $\mu = \mu_1 = \mu_2 = \mu_b$ 이고, 힘의 균형을 위해 $r = L/2$ 되게 래크를 부착하면

$$\eta_b = 1 - \mu \cdot \frac{D + \mu L}{D}$$

가 되어 D 와 L 이 일정할때 마찰계수 μ 가 작을수록 효율이 증가함을 알 수 있다.

$L = 100\text{mm}$, $D = 40\text{mm}$ 이고, 마찰계수를 줄이기 위해 유성기어판과 보조조정판을 공업용 플라스틱으로 제작하면 $\mu \approx 0.19$ 이므로 이때의 효율 η_b 는 약 0.72 정도이다. 따라서 안내막대 마찰손실량 W_b 는 다음과 같다.

$$E_b = E_0 + W_r + W_d + W_s + W_b$$

$$W_b = \frac{1 - \eta_b}{\eta_b} E_b \approx 1.38 \text{ Watt}$$

(vii) 기어측면 마찰손실 : 작동기에는 축방향 힘이 작용하지 않으나 기어와 기어판이 작은 틈새를 두고 맞닿아 있으므로 그 사이에 존재하는 윤활유의 점도에 의해 마찰손실이 발생 가능하다. 두개의 태양기어와 6개의 유성기어에 의한 측면마찰 손실의 총합은 $\mu = 3cp$ 일 때 대략 0.01W로서 매우 작다⁽¹⁴⁾.

(viii) 기어손실 : 이상적인경우 평치차의 기어효율 η_g 는 맞물리는 기어잇수가 M_1, M_2 일때 다음과 같다⁽¹⁵⁾.

$$\eta_g = 1 - \pi\mu \left[\frac{1}{M_1} + \frac{1}{M_2} \right]$$

1,2단 기어열에서 모두 태양기어와 유성기어 사이에서 손실이 있으며, 이들은 종속적이고, 1단기어 효율 η_{g1} 과 2단기어효율 η_{g2} 는 각각 0.963, 0.971이므로 기어열의 전체효율은 약 0.935이다. 따라서 기어열에서의 손실 W_{gt} 는 다음과 같다.

$$E_g = E_b + W_b + W_{gt}$$

$$W_{gt} = \frac{1 - \eta_{gt}}{\eta_{gt}} \times E_g \approx 0.34 \text{ Watt}$$

(ix) 모터틈새(air gab)마찰손실 : 모터의 로터와 스테이터 사이에 기름이 채워지면 점성에 의하여 마찰력이 발생하며, 로터의 길이 L_r , 틈새 h , 로터의 각속도 ω_r , 로우터의 반경 r 일때 마찰손실 W_a 는 다음과 같이 표시된다⁽¹⁴⁾. $L_r \approx 4\text{cm}$, $h = 0.01\text{cm}$, $r = 1\text{cm}$, $v = 3cp$ 일 때

$$W_a = 2\pi v \cdot \frac{r^2 L_r \omega_r^2}{h} = 0.24 \text{ Watt}$$

(x) 시스템효율 : 이상의 손실전체의 합이 기계손실에 해당하므로 그 합 W_{me} 는

$$W_{me} = W_b + W_r + W_d + W_s + W_b + W_{gt} + W_a + W_a \approx 2.34 \text{ Watt}$$

기계효율 η_{me}

$$\eta_{me} = \frac{E_0}{E_0 + W_{me}} \approx 0.58$$

모터의 효율 η_{mo} 는

$$\eta_{mo} = \frac{E_{mo}}{E_{mo} + W_{mo}}$$

$$E_{mo} = E_0 + W_{mo}$$

시스템 전체효율 η_s 는

$$\eta_s = \eta_{mo} \cdot \eta_{me}$$

로 표시되며 기계효율 η_{me} 가 0.58 정도이므로 모터의 효율이 0.5 이상이면 시스템 전체의 효율은

0.25보다 클수 있다.

(2) 열평형

(i) 작동기는 혈액주머니와 접촉하고있기 때문에 펌프통의 표면을 단열시키면, 작동기에서 발생된열은 심실속의 혈액으로 전달되며, 이로 인해 작동기는 일정온도에서 정상상태 (steady state)를 유지하게 된다. 작동기공간을 윤활유로 채워주면, 작동기와 심실사이의 열전달을 원활히하고 작동기의 기어열과 기타 마찰부위의 윤활에도 유익하다. 기름층만에 의한 동력 손실량이 미미하므로, 기름의 심실막에로의 침투와 무게증가 효과가 문제되지 않으면 기름을 주입한다.

(ii) 작동기의 효율을 25%로 가정하면(2.1절(1)), 펌프내부에서 발생하는 열량은

$$H = \frac{1 - \eta_s}{\eta_s} E_0 = 9.57 \text{ Watt}$$

작동기에서 발생된열이 혈액으로 전달되는 과정은 Fig. 4와 같다.

열평형상태에서의 작동기의 온도를 T_c , 기름의 온도를 T_o , 심실에 들어오고 나갈 때의 혈액의 온도를 각각 T_{bd} , T_{bo} 라 하고 펌프 표면은 완전단열된다고 가정한다. 혈액의 단위시간당 유입량을 $Q = 300\text{cm}^3$, 비열을 $C = 4.2\text{Watt/g}^\circ\text{C}$ 라 하면 혈액의 온도상승량은 대략

$$\Delta T_b = T_{bo} - T_{bd} = \frac{H}{C \cdot Q} = 7.6 \times 10^{-3}^\circ\text{C}$$

로써 혈액의 온도상승은 무시할 수 있으며, 이로 인한 혈관이나 기타 기관에의 영향도 무시할 수 있어서, 작동기에서 발생한 열을 제거하는데 혈액의 유동이 매우 효과적으로 이용될 수 있음을 알 수 있다.

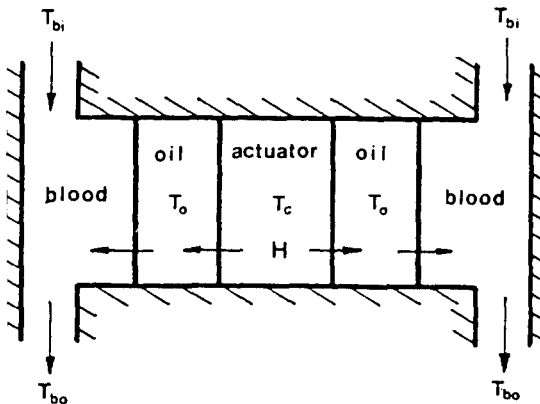


Fig. 4 Diagram of heat transfer in the artificial heart

(iii) 심실막을 경계로 기름과 혈액사이에는 온도구배가 형성되며(Fig. 5) 혈액과 기름은 계속 운동하므로 둘사이의 온도차는(16),

$$\Delta T_o = T_o - T_b = H \cdot \left[\frac{1}{h_o \cdot A} + \frac{t_s}{k_s \cdot A} + \frac{1}{h_b \cdot A} \right]$$

h_o, h_b : 기름과 혈액의 대류 열전달계수

k_s : 심실막의 열전도도

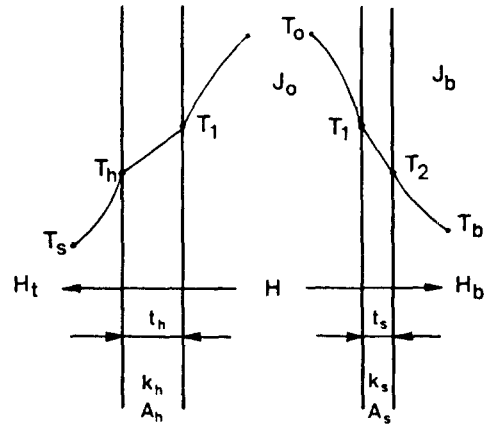
등가열전달계수 U 를

$$U = \frac{1}{\frac{1}{h_o} + \frac{t_s}{k_s} + \frac{1}{h_b}}$$

라 하면

$$\Delta T_o = \frac{H}{U \cdot A}$$

A 는 심실막의 면적으로서 양쪽에 있으므로 $A \approx 150\text{cm}^2$, $t_s = 1\text{mm}$, 강제 대류의 경우 h_o 와 h_b 를 대략 $1000 \text{ Watt/m}^2 \cdot ^\circ\text{C}$, k_s 를 대략 $0.1 \text{ Watt/m} \cdot ^\circ\text{C}$ 로 잡으면, $U \approx 83.3 \text{ Watt/m}^2 \cdot ^\circ\text{C}$ 이므로 기름의 온



T_1 : temperature of housing and blood sac at oil side

T_2 : temperature of blood sac at blood side

T_h : temperature of housing at tissue side

T_s : temperature of tissue

H_t, H_b : heat transferred to tissue and blood

J_o, J_b : convective heat transfer coeff. of oil and blood

k_h, k_s : thermal conductivity of housing and blood sac

A_h, A_s : area of housing and blood sac

t_h, t_s : thickness of housing and blood sac

Fig. 5 Temperature gradients between blood, tissue, and oil

도 상승량은 약 7.7°C 이어서 기름의 온도 T_0 는 다음과 같다.

$$T_0 = T_b + \Delta T_0 = 44.2^\circ\text{C}$$

(iv) 심실막 뒷면의 온도 T_2 는,

$$T_2 = T_0 - \frac{H}{h_0 \cdot A} - \frac{t_s}{k_s} \cdot \frac{H}{A} \approx 37.2^\circ\text{C}$$

이다. 따라서 작동기통의 밀봉 두께를 2mm 정도 만 하면 작동기 표면의 온도는 37.2°C 보다도 훨씬 낮아져, 주위조직의 온도 36.5°C와 거의 비슷하게 될 것이다.

(v) 작동기 표면의 온도와 기름사이에는 ΔT 만큼의 온도구배가 형성되며, ΔT_a 는⁽¹⁶⁾

$$\Delta T_a = \frac{H}{h_a \cdot A_a}$$

$$h_a = \frac{1}{L_a} \times \frac{k_a \cdot k_0}{k_a + k_0}$$

L_a 는 작동기 표면의 거칠기로서 대략 0.005mm로 하면 작동기 재질의 열전도도 $k_a \approx 15 \text{ Watt/m} \cdot ^\circ\text{C}$ 기름의 열전도도 $k_0 \approx 0.15 \text{ Watt/m} \cdot ^\circ\text{C}$ 일때 ΔT_a 는 대략 0.03°C로써 작동기 표면의 온도는 기름의 온도와 비슷하다.

작동기는 금속으로 되어있고 스테이터와 모터몸체의 온도 차이는 매우 작으며, 모터코일의 내열한 계온도 155°C에는 훨씬 못 미치므로 모터의 과열에 의한 문제는 없을 것으로 판단된다.

(3) 생체조직에의 반력

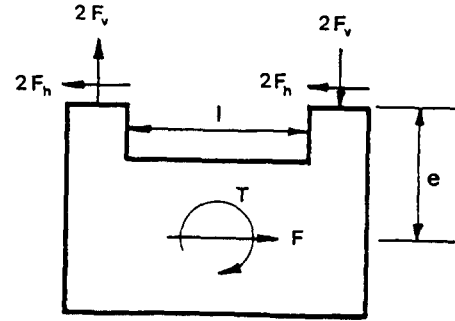
(i) 펌프가 작동할때 작동기에 의한 힘의 불균형으로 펌프통에 반력이 발생하며 이 힘이 연결부위에서 혈관에 그대로 전달된다. 작동기와 펌프통의 자유물체도를 고려하고 (Fig. 6) 작동기의 질량을 M_a , 가속도를 a_x 라 할 때 작동기의 운동방정식 과 펌프통의 평형방정식을 고려하면 연결부위에서의 수평·수직반력 F_h, F_v 는 각각 아래와 같이 표시된다⁽¹⁴⁾.

$$F_h = \frac{1}{4} [F_r - F_a] = \frac{1}{4} M_a a_x$$

$$F_r = \frac{2H_a}{L_a} F_h$$

윗식의 결과에 의하면 연결부위에서의 반력 F_h, F_r 는 모두 작동기의 가속 및 감속시에만 발생하고 등속 운동시에는 발생치 않는다.

(ii) 가속도가 작을수록 반력이 작으므로, 여러 가지 속도 파형중에서 Fig. 7 'C'형의 속도파형으로 작동기를 구동하는 것이 유리하다. 참고문헌 (14)에 의해 $V_{max} = 25.2 \text{ cm/sec}$, $t_s = 1/3 \text{ sec}$ 이므로



T : driving torque by actuator

F : traction force by rack

F_h : horizontal reactional force acting on connecting point

F_v : vertical reactional force acting on connecting point

e : distance between the center of pump housing and connecting point

l : distance between valves

Fig. 6 Freebody diagram of pump housing

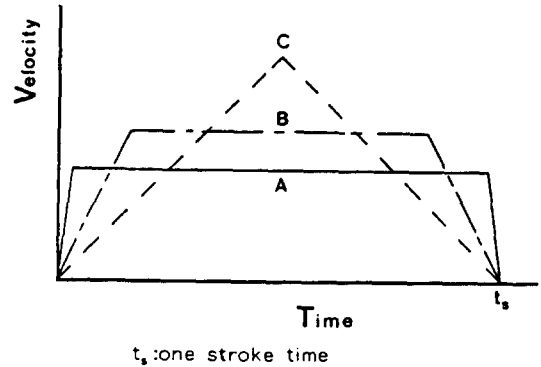
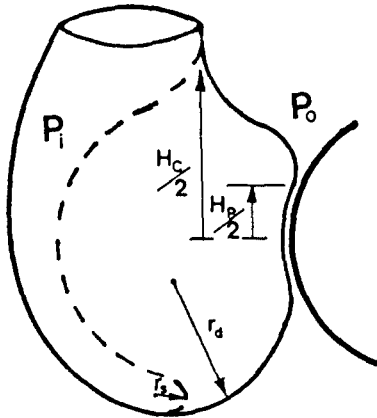


Fig. 7 Various types of velocity profile

작동기의 무게가 $W_a = 250 \text{ g}$ 일때 반력 F_h 와 F_v 는 각각 약 4.82g, 9.6g 정도로서 매우 작으므로, 이들에 의한 혈관 연결부위의 반력영향은 무시할 수 있을 것으로 예상된다.

(4) 심실막의 응력

(i) 밀판이 심실막을 밀고 들어갈때 그 접촉 계면의 형상이 급격히 변하면 그 부근에서 심실막이 꺾여 접히면서 응력집중이 생기므로, 작동기의 단면형상은 직사각형보다 타원형태가 좋다. 이 경우 밀판과 닿는 심실막이 밀판위에서 밀리지 않고 접촉하는 그대로 밀판과 함께 밀려들어 가므로 응



- P_o : variable volume pressure
- P_i : ventricle pressure
- r_d : curvature radius in diastolic phase
- r_s : curvature radius in systolic phase
- H_p : straight distance of contacting area
- H_o : height of ventricle

Fig. 8 Geometry of blood sac deformation by the push plate

력집중부위가 발생하지 않고 응력이 균일하게 분포한다.

(ii) 밀판이 심실을 압축할때의 압력에 의한 응력 발생은 다음과 같다(Fig. 8).

심실막의 대칭단면에 대한 힘의 평형조건으로부터 심실막에 발생하는 응력 σ_p 를 유도하면⁽¹⁴⁾

$$\sigma_p = \left[P_i - P_o \right] \cdot \frac{L_{eq}}{2t} \cdot \frac{H_c - H_p}{H_c + L_{eq}}$$

L_{eq} : 작동기의 등가길이, t : 심실막의 두께
설계변수 t , L_{eq} , H_c 등이 일정할때 σ_p 의 최대값은 H_p 가 최소일때 발생하며, 심실내부의 압력 P_i 는 심실이 조금만 압축되어도 심실 최대 압력에 도달하므로 $H_p \approx 0$ 이고 P_o 는 펌프통의 압력으로서 보통 0 mmHg이다. P_i 로는 예상 최대 심실압력 250 mmHg를 기준으로 하고, $L_{eq} = 9\text{cm}$, $H_c = 6\text{cm}$, $t = 1\text{mm}$ 일때 최대 응력은 약 6kg/cm^2 가 된다.

(iii) 심실막의 응력은 내부압력에 의해서도 발생하고 변형에 의해서도 발생한다. 심실막의 변형은 완전팽창 및 완전수축시에 최대가되며 Fig. 8에서 알 수 있는바와 같이 심실막의 아랫면에서 최대변형이 일어난다. 곡률반경이 r_d 에서 r_s 로 변할때 발

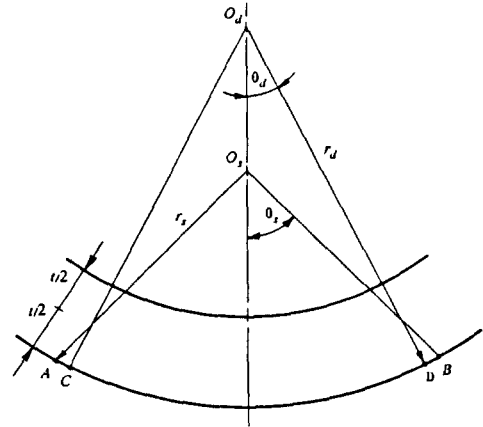


Fig. 9 Deformation shape of blood sac

생하는 응력은 다음과 같이 표시된다(Fig. 9)⁽¹⁴⁾.

$$\sigma_b \approx E \cdot \frac{r_d - r_s}{r_d \cdot r_s} \cdot \frac{t}{2}$$

$r_d \approx 30\text{mm}$, $r_s \approx 3\text{mm}$, $t = 1\text{mm}$ 이고 $E \approx 49.2\text{kg/cm}^2$ 이므로 굽힘에 의한 최대응력은 약 7.35kg/cm^2 가 된다.

(iv) 압력에 의한 응력은 압축 초기에 최대이고 압축 말기에 최소가 되며 굽힘에 의한 응력은 압축 초기에 최소이고 압축 말기에 최대가 된다. 이 둘에 의한 응력은 동시에 작용하며 이들 합 최대치는 심실압축 말기에 발생하여 그 크기는 약 9.38kg/cm^2 이다. 심실막의 재료로 사용되는 펠레세인(Pellethane : 폴리우레탄의 일종)의 극한강도는 약 290kg/cm^2 정도이므로, 압력과 변형에 의한 응력관점에서 살펴볼때 심실막은 충분히 안전하다. 따라서 심실이 밀판의 돌출부에 찢기거나 래크에 끼이지만 않으면 수년동안의 수명을 보장할 수 있다.

(5) 가변체적(variable volume)

(i) 가변체적의 정의와 필요성 및 그에 의한 문제점들은 이미 잘 알려져 있다^(10,11). 본 논문에서는 가변체적내의 압력형성원리, 압력의 크기 및 그에 의한 심실 충만과 정맥 폐쇄 가능성 등을 해석한다.

(ii) 가변체적내의 압력형성원리 : 펌프통의 체적은 두개의 심실체적과 하나의 작동기 체적 및 가변체적 등 4 가지로 구성된다(Fig. 10).

작동기의 체적은 항상 일정하므로 가변체적은 두 심실체적의 변화에 따라서 변화 한다. 즉 작동기가

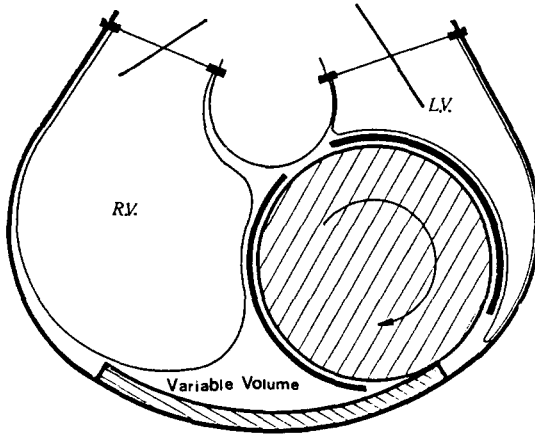


Fig. 10 Volume structure of pump housing

한쪽 심실을 밀어서 수축된 양만큼 다른쪽 심실이 팽창되지 않으면 그 차이 만큼 가변체적은 증가하게 되며 팽창량이 수축량보다 많으면 가변체적은 감소하게 된다. 펌프통이 대기압상태에서 밀봉되면 가변체적이 증가할때 가변체적의 압력은 음압으로 떨어지고, 가변체적이 감소하면 가변체적의 압력은 양압으로 증가하며 그 관계는 다음과 같이 표시된다.

$$\Delta P = -\frac{\Delta V}{V_0} \beta_{eq}$$

V_0 : 초기 밀봉시의 가변체적

ΔV : 가변체적 변화량

β_{eq} : 펌프통의 등가체적팽창계수 (bulk modulus)

만일 작동기 체적이 완전히 밀봉되지 않는다면 가변체적내의 압력은 항상 대기압과 같게된다. 등가체적팽창계수 β_{eq} 는 가변체적내의 유체와 펌프통의 체적팽창계수에 의해 결정된다^(14,17).

(iii) 심실에서의 혈액 유입량과 심방압력사이의 관계: 심방의 압력 P_{at} , 가변체적압력을 P_{vv} 이라 할때 심실팽창시 심방에서 심실로 들어오는 유량은 다음과 같이 표시된다⁽¹⁴⁾.

$$Q = K_1 (P_{at} - P_{vv}) t^2$$

$$K_1 = \frac{\pi}{8} \cdot \frac{1}{\rho} \cdot \frac{D_{eq}^2}{L_{eq}}$$

D_{eq} : 등가직경 L_{eq} : 등가길이

가변체적 변화량 ΔV 는 심실유입량 Q 와 반대심실 압축량 Q_a 의 차이와 같으므로

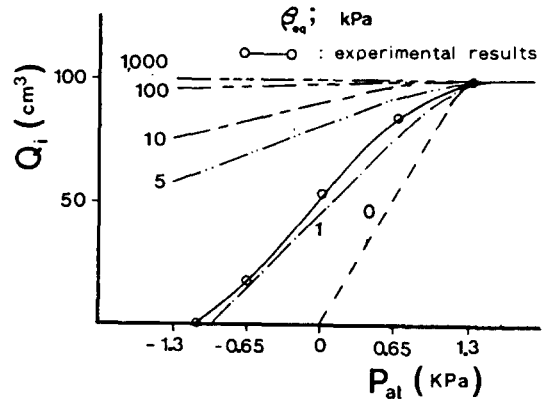


Fig. 11 Flow-in volume v.s. P_{at} according to β variation

$$\Delta P = \frac{Q - Q_a}{V_0} \beta_{eq}$$

초기 밀봉압력이 대기압이면 ΔP 는 바로 가변체적 압 P_{vv} 가 되므로

$$P_{vv} = \frac{Q - Q_a}{V_0} \beta_{eq}$$

위 식을 정리하면

$$Q = \frac{K_1 \cdot t^2}{K_1 \cdot K_2 \cdot t^2 + 1} (P_{at} + K_2 \cdot Q_a),$$

$$K_2 = \frac{\beta_{eq}}{V_0}$$

윗식에서 알수 있는바와 같이 심실유입량은 심방의 압력 P_{at} 와 펌프통의 등가체적계수 K_2 에 따라 결정된다. 만일 펌프통이 밀봉되지 않으면 팔호 안의 우측항은 소멸되어 유입량은 오직 P_{at} 에만 관계되며 이는 자연심장에서와 같은 경우이고, 이를 소극적 유입 (passive filling)이라 한다. $\beta_{eq} = 0$ 일때, $P_{at} = 0$ 이고 유입량이 없도록 상수 K_1 을 조절하면, β_{eq} 변화에 따른 Q 값의 변화는 Fig. 11과 같다.

심방압력이 일정치 이상으로 증가하면 β_{eq} 의 차이에 상관없이 유입량은 설계된 최대치에 도달한다. β_{eq} 값이 0.7kg/cm²정도만 되면 P_{at} 가 -10 mmHg까지 떨어져도 유입량은 최대유입량에 가까와진다. 따라서 펌프통을 완전 밀봉하고 β_{eq} 값을 적절히 조절함에 따라 심방압력이 매우 낮아질 경우에도 박출량을 내출 수 있게 된다. 이를 적극적 유입 (active filling)이라 한다. 이런 경우에도 박출수를 조절함에 따라 Frank-Starling 법칙을 만족

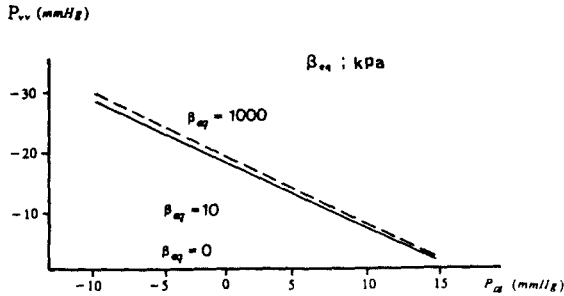


Fig. 12 Pressure variation of variable volume according to atrium pressure variation

시킬 수 있다. 초기 밀봉체적 V_0 가 100cm^3 이고 공기 함량이 1%, 나머지 99%가 기름으로 채워졌을 때 $\beta_{eq} \approx 2.1\text{kg/cm}^2$ 이다. 유입량은 주로 적극적 유입량을 결정하는 K_2 값에 좌우되고 K_1 값에는 큰 영향을 받지 않으므로, 인공심실과 심방사이의 거리와 직경을 결정할때, 공간상 설치상의 제한조건만을 고려해도 충분하다.

(iv) P_{at} 의 변화에 따른 P_{vv} 의 변화는 Fig. 12와 같다.

$\beta_{eq}=0$ 이면 P_{vv} 는 항상 0이며, P_{at} 가 감소할수록 P_{vv} 도 감소한다. P_{vv} 가 음이면 이는 작동기에 부하로서 작용하므로 P_{vv} 는 높을수록 좋다. 따라서 최적 등가체적 팽창계수는 작동기의 효율과 심실의 원활한 충만을 비교하여 결정하여야 한다. β_{eq} 값이 상당히 큰 경우에도 P_{vv} 최소값이 -30mmHg 정도 이어서, 혈액의 증기압보다 매우 높으므로 캐비테이션은 발생하지 않을것으로 판단된다.

(v) 폐정맥 혈관의 막힘은 폐정맥 혈관 끝단의 압력 즉, 심방의 압력 P_{at} 와 혈관 주위의 압력 P_a 에 의해 결정된다. $P_a \geq P_{at}$ 인 경우 폐에서의 압력 P_p 가 아무리 커도 혈관은 막히고 유입유량은 없게 된다(Fig. 13)⁽¹⁸⁾.

혈관주위의 압력은 흉곽내 압력으로서 대략 대기압과 같으므로, 혈관이 막히지 않기 위해서는 P_{at} 가 반드시 대기압보다 높아야 한다. 정상상태의 경우 정수압(hydrostatic pressure) 효과에 의해 $P_{at} = 5 \sim 10\text{mmHg}$ 를 유지하여 혈관 막힘 가능성이 없으나, 적극적 유입에 의해 심방으로 들어오는 혈류량보다 심실로 나가는 혈류량이 많게 되면 P_{at} 가 보다 낮아질수 있다.

심방에서 심실로 나가는 양이 심방으로 들어오는

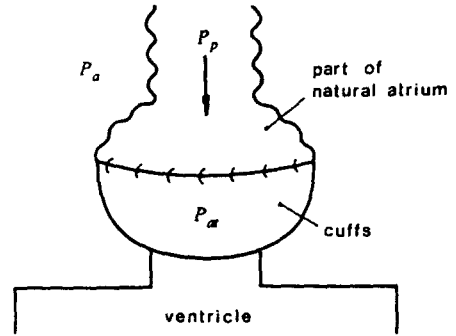


Fig. 13 Principal diagram of blood flow into atrium

양보다 ΔV 만큼 많을때 심방에서 발생하는 압력 강하량은

$$\Delta P = -\frac{\Delta V}{V_0} \beta_e$$

로서, 일정 ΔV 에 대해 V_0 에는 반비례, β_e 에는 비례하므로 혈관폐쇄를 막기 위해서는 가능한한 V_0 는 크게 β_e 는 작게한다. 즉, cuffs를 가능한한 크고 유연하게 제작 하여야한다. 정상적인 경우 cardiac output과 venous return의 평균치는 거의 같아서 $\Delta V=0$ 이 되고 따라서 $\Delta P=0$ 이 되나, 순간순간의 ΔV 차이는 존재 가능하고 이 양은 생리적인 변수에 따라 결정된다. ΔV 를 최대로 10cm^3 로 가정하고 P_{at} 의 최소값을 1mmHg 로 하며 cuffs에 의한 인공심방의 체적을 20cm^3 로 제작하였을 때, 혈관 폐쇄가 발생하지 않기 위한 인공심방의 등가체적계수는,

$$\beta_e < \Delta P \cdot \frac{V_0}{\Delta V} = 1.4 \times 10^{-3} \text{kg/cm}^2$$

정도를 보장할 수 있어야 한다.

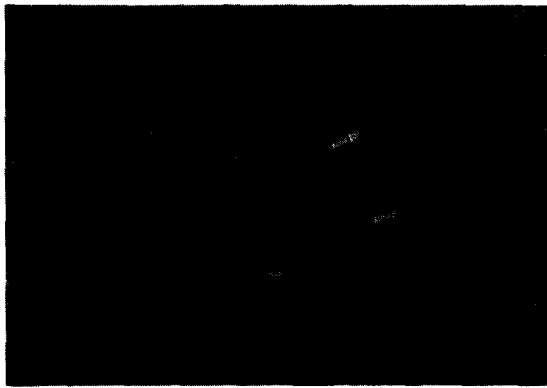
2.2 실험

실험은 모의 순환실험과 생체실험을 행하였으며 실험에 사용된 인공심장은 Fig. 14와 같다. 무게는 830g , 체적은 710cm^3 이다.

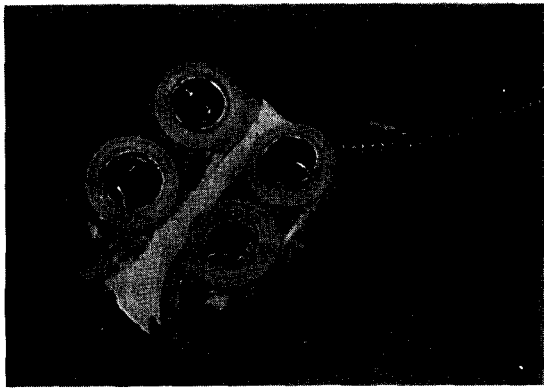
(1) 모의 순환 실험

(i) 실험장치

(가) 순환실험: 제작된 인공심장의 성능을 실험할 때 그때마다 동물을 사용할 수 없으므로 생체와 유사한 특성을 가지는 모의 순환계를 제작하고, 여기에 인공심장을 부착하여 그 성능을 실험한다. 모의 순환 실험장치는 여러 모델이 있으나 그 중에서도



(a)

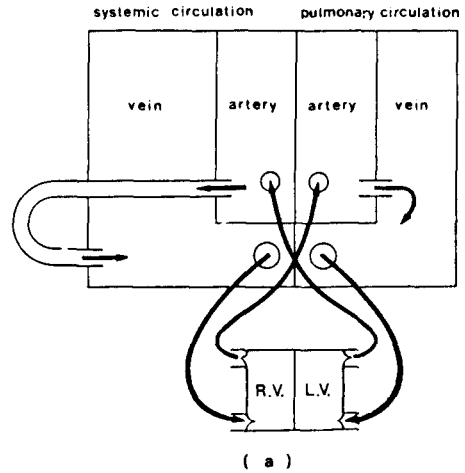


(b)

Fig. 14 (a) Inside view of pump housing
(b) Finished total artificial heart

도노반 모의 순환계(donovan mock circulation system)가 생체와 거의 근사한 특성을 지니는 것으로 알려져 있다⁽¹⁹⁾. 본 실험에서는 제작가능성과 측정의 양호성을 고려하여 도노반 모의 순환계를 약간 수정한 모의 순환계를 제작하여 사용하였다. 모의 순환계는 크게 체순환계와 폐순환계로 나뉘며, 각각은 다시 대동맥계와 대정맥계, 폐동맥계와 폐정맥계를 구성한다(Fig. 15).

순환계에는 유량과 압력을 측정하기 위해 압력계와 유량계가 부착되어 있다. 유체는 글리세린을 섞어 혈액의 점도 3.5cp와 같게한다. 모터 내부의 온도를 측정하기 위해서 스테이터 뒷면에 thermometer를 부착하고, 가변체적 압력을 측정하기 위해서 가변체적 공간에 튜브를 연결하여 압력계를 설치한다. 모터에 공급되는 전력은 전압계와 전류계로 측정한다(Fig. 16)⁽²⁰⁾.



(a)



(b)

Fig. 15 (a) Specific diagram of mock circulation system
(b) Photograph of mock circulation system

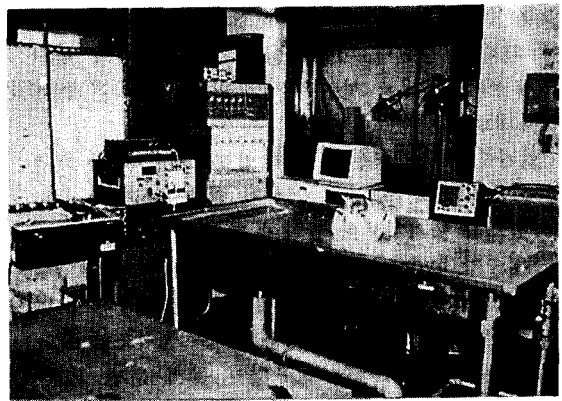


Fig. 16 Photograph of instrumentation and control system

(내) 내구성실험 : 피로파괴가능성이 제일 많을 것으로 예상되는 심실막의 내구성을 실험하기 위해 scotch-yoke를 이용한 왕복동기구를 제작하였다. 밀판의 앞면형상과 같게 제작한 판을 왕복동기구의 전면에 부착하여 심실을 압축하게하고, 심실의 압력은 튜브의 물기둥 높이로 조절한다. 도선의 내구성을 실험하기 위해서는 4절링크(4-bar linkage)를 이용한 반복회전 장치를 제작하였으며 그 가속 속도는 1초당 16회정도 이다.

(ii) 실험방법

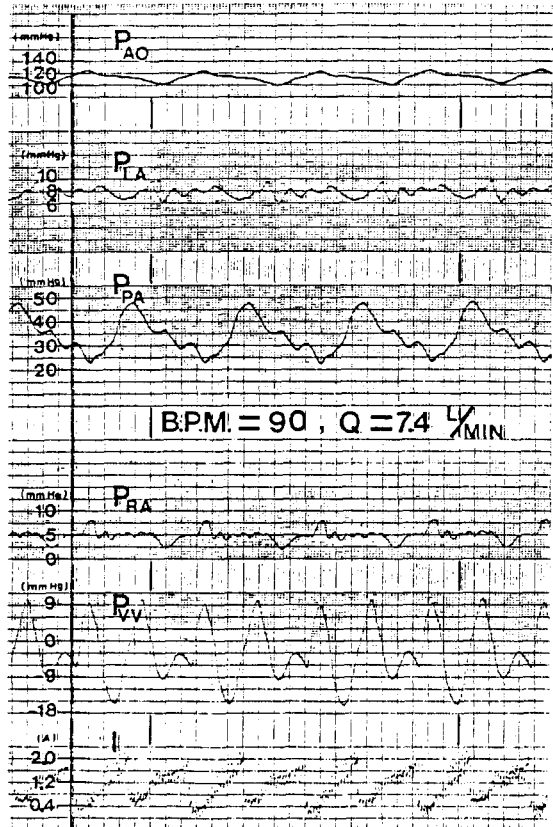
(가) 펌프의 기계적성능을 실험하기 위해 연결관을 사용하여 펌프를 모의 순환계에 결합하고 작동시킨다. 조절밸브를 이용하여 동맥의 압력을 적정수준으로 유지시키면 유량은 그에 따라 결정된다. 박동수는 실제의 경우와 같게하며, 제반변수들을 일정 시간 간격으로 측정한다.

(나) 심실막과 도선의 내구성 실험을 위해서는 두께와 굵기 및 형상이 다른 심실막과 도선을 연결하여 가속실험 한다.

(iii) 실험결과 및 고찰

(가) 기계적성능 : 대동맥의 평균압력을 120mmHg, 폐동맥의 평균압력을 40mmHg로 유지할때, 박동수 90에서 분당유량(C.O.)은 7.4l/min, 공급 전력 $V=20V$, $I=1.2A$ 이다(Fig. 17).

이때 출력에너지 E_0 는 대략 2.63 Watt이고 입력 에너지 E_i 는 약 24 Watt이다. 따라서 펌프 전체 효율 η_s 는 약 11%로서 예상효율보다 매우 낮다. 펌프의 효율은 기계효율과 모터효율의 곱으로 표시되는데, 양쪽에서 모두 예상보다 낮은 효율을 내기 때문인 것으로 판단된다. 예상효율과의 차이를 낼 수 있는 주된 기계요소는 밸브, 기어열, 모터틈새 및 안내막대 등인데, 예상마찰계수와 윤활유의 점도등이 실제치와 다를수 있고, 또한 기어 효율계산시 적용한 식은, 기어가 아주 이상적으로 제작되어 작동될때의 식이므로, 연마되지 않고 제작된기어를 사용한 관계로 기어의 효율이 예상치 보다 낮아질 수 있다. 밸브손실도 10% 미만을 가정하였으나 결합부의 형상과 결합방법에 따라 더 커질 수도 있다. 모터의 효율은 50% 정도로 가정하였으나 air gap사이에 기름이 채워져있기 때문에 자장이 약화되어 예상출력을 못낼 가능성이 있다. 또한 모터가 한쪽방향으로만 돌지않고 계속해서 반전하므로 기동 토크에 의한 마찰손실량도 커서 모터의 효율을 떨어뜨리는 주된 요인이 될것으로 분석된다. 위에



P_{AO} : pressure of aorta
 P_{LA} : pressure of left atrium
 P_{PA} : pressure of pulmonary aorta
 P_{RA} : pressure of right atrium
 P_{VV} : pressure of variable volume
 I : current

Fig. 17 Mock circulation test results

서 살펴본 여러 요인들에 의해 펌프의 효율이 매우 낮은 것으로 해석되며, 앞으로 이들에 대한 해석을 보다 정밀히 하고, 주된 손실 요인을 개선함에 따라 펌프의 효율은 좀더 증가될 수 있을 것으로 판단된다.

박동수 90 일때의 1회당 박출량은 약 82cc로서 설계치에 약간 못 미친다. 박동수 110일때 분당유량은 8.2L로서 1회당 박출량은 약 75cc, 박동수 70 일때 분당유량은 6L로서 1회당 박출량은 약 86cc 이다(Fig. 18).

결과에 의하면 박동수가 증가함에 따라 분당 박출유량은 증가하나 단위 박동수당 박출량은 감소함을 알 수 있다. 이는 박동수가 증가함에 따라 단위 박

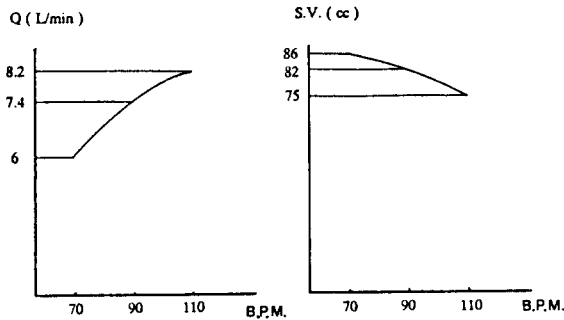


Fig. 18 Cardiac output and stroke volume according to beat rate variation.

동수 당의 시간이 짧아지고, 따라서 심실이 미처 채워지기 전에 심실이 재차 압축되기 때문이다. 좌심실 팽창시간은 우심실 수축시간에 해당하고 그 역도 성립하므로, 이러한 경향을 이용하여 압축시간과 팽창시간의 비율을 조절하면, 좌·우 심실의 팽창시간을 다르게 할 수 있고, 따라서 좌·우 심실의 박출량이 동일하지 않게 조절할 수 있어서 좌·우 심실의 박출량 불균형을 해결하는데 이용할 수 있다.

정상상태의 인체의 대동맥 압력이 통상 100 mmHg일때 분당 박출량이 5~9/이므로 본 설계에 의한 펌프의 기계적 성능은 생리적으로 요구를 만족시킬 수 있을 것으로 판단 된다.

(나) 열평형 : 작동기 통 중앙에 실리콘오일 (silicon oil)을 채우고 스텝핑 모터 (stepping motor)를 사용하였을때, 모터의 온도는 작동시작 후 부터 상승하기 시작하여 약 50분 후 부터는 88°C에서 평형을 이루었다. 이때의 열 손실 전력은 30 Watt로서 브러쉬리스 직류 모터를 사용할 때 보다 효율이 좋지 않았다. 냉각기름이 없이 브러쉬리스 직류 모터를 사용하였을때, 장시간 구동시켜도 펌프 표면의 온도는 안내 막대가 고정된 부분에서 상온 보다 1~2°C 정도 밖에 높지 않았고 다른 부위에서는 상온과 차이가 없었다.

펌프 표면의 온도가 주변 조직의 온도 보다 2~3°C 정도 높을 경우에도 생리적으로 별다른 이상이 없다는 실험결과가 있으므로^(3,5), 본 펌프의 사용에 의한 과열 문제는 모터 자체나 주위 조직 모두에 없을 것으로 판단된다.

(다) 내구성 : 마멸이 제일 심할 것으로 예상되는

요소가 미끄럼 접촉을 하는 안내막대와 2단 유성기어판인데 유성기어 판을 스테인리스 강으로, 안내막대를 듀랄류민으로 제작하였을 경우 약 40시간 사용후에 심한 마멸이 발생하고 이로 인하여 작동기 운동이 충격적으로 시작되는 경향을 보였다. 마멸 깊이를 줄이기 위해서는 마멸 계수 K 값이 작아야 하므로 금속·금속간 마찰을 금속-비금속 마찰로 바꾸기 위해 유성기어판을 공업용 플라스틱으로 바꾸어 제작한다. MC 901을 사용할때 마멸계수 K 는 대략 10^{-7} 정도이어서, 실제 사용시간 약 2000시간 후에도 마멸 깊이는 측정이 곤란할 정도로 적었다. 따라서 유성 기어판은 공업용 플라스틱으로 제작하는 편이 무계면에서나 내구성 면에서 모두 만족스러운 것으로 판단된다.

무게 감소를 위해 플라스틱으로 기어열을 제작하고, 1단 태양 기어를 모터축에 킴을 사용하여 고정하였을때 키의 홈이 서서히 확대되었으나 기어어의 절단은 발생하지 않았다. 금속을 사용하여 기어열을 제작하고 축과 1단 태양기어를 일체로 제작한 후에는 어느 요소에서도 파괴나 마멸이 관찰되지 않았다.

혈액주머니의 파괴는 피로에 의한 파괴가 아니고, 주머니가 래크와 작동기 사이에 끼어서 찢어지거나, 밀판의 모서리에 걸려서 찢어짐에 의해 발생하였다. 래크와 작동기 사이에 끼이는 걸 방지하기 위해서 주머니의 아래부분 형상을 수정하여 래크와의 사이를 충분히 띄우고, 밀판을 원통 형태로 제작한 후 이와같은 파괴는 방지할 수 있게되었다. 순수하게 내부 압력과 반복 굽힘에 의한 피로 파괴는 발생한 예가 아직 없다.

(라) 반력 : 펌프를 모의 순환계에 연결한 후 펌프를 작동시키면, 작동기의 반력에 의해 펌프가 약간씩 움직이나, 그 변위와 반력은 매우 미소하여 별다른 문제를 유발하지 않을 것으로 판단된다.

(마) 가변체적 : 펌프통을 완전히 밀봉하지 않고 도선 유출부에 구멍을 내어 작동기 공간의 압력이 대기압과 같게한후, 심방의 압력을 낮추면 심실의 팽창량이 서서히 감소하며 그에따라 분당 박출량도 비례하여 감소한다. 심방의 압력이 0mmHg에 가까워지면 박출량도 '0'에 가까워지고, 심방압력이 음으로 떨어지면 박출량은 전혀없다(Fig. 19). 그러나 펌프통을 완전히 밀봉한 후에는 좌심방의 압력이 0mmHg가 되어도 박출량이 존재하며, -5 mmHg에 도달할때 박출량이 '0'이 되었다. 따라서

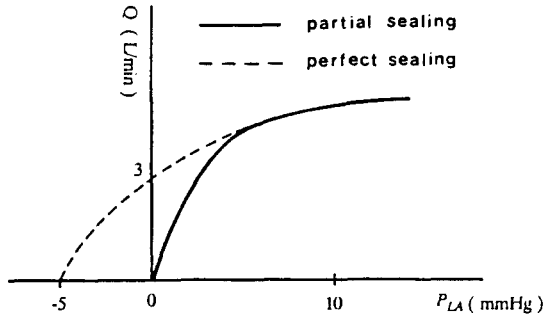


Fig. 19 Flow rate v.s. left atrium pressure

완전 밀봉에 의한 적극적 유입 효과가 확실히 존재하며, 이로 인해 심방의 압력이 음으로 떨어질 경우에도 박출량을 낼 수 있음을 알 수 있다.

(바) 좌·우 박출량 불균형 : 좌·우 심실을 동일한 크기로 제작하였을때 좌 심방의 압력은 정상치보다 높고, 우심방의 압력은 정상치보다 낮은 상태에서 평형을 이룬다. 이는 대동맥 압력이 폐동맥보다 높기때문에 밸브가 닫힐때 역류되는 양이 좌심장에서 더 많고, 따라서 체순환 박출량이 폐순환 박출량보다 적기 때문에 유량이 폐순환계에 몰리기 때문이다. 이는 폐동맥 압력을 대동맥 압력 정도로 올렸을때 좌·우심방 압력의 불균형이 사라지는 점에서 분명하다. 이러한 현상은 인공 심장의 주된 사망 원인인 pulmonary edema 현상과 같은 현상이다. 이러한 문제를 해결하기 위해 좌심실을 우심실보다 크게(약 10cc)제작하여 실험하면, 좌·우심방 압력의 심한 불균형 현상이 발생하지 않고 양쪽 심방 모두에서 정상적인 압력을 보인다.

따라서 좌·우심방의 박출량 불균형에 의한 문제는 좌·우심실의 크기를 다르게 제작함으로써 대부분 해소되고, 작은 변화는 박동수나 S/D 비율변화와 같은 제어적인 방법에 의해 해결할 수 있을 것으로 판단된다.

(2) 동물 실험

모의 순환 실험에서 사용된 것과 동일한 성능의 인공 심장을 약 100kg의 체중이 나가는 암송아지에 이식하였다. 이식 후 인공심장이 원활히 작동되고 송아지의 상태가 순조로이 회복되어 각종 생체 데이터들이 정상치에 도달하였으며, 수술후 3일째에는 송아지가 스스로 일어선서 먹이를 먹을 정도 까지 회복되었으나 전력 공급도선 연결부의 결함에



Fig. 20 Photograph of the calf with implanted total artificial heart

의한 사고로 수술후 94시간만에 희생되었다(Fig. 20)⁽²²⁾.

3. 토의 및 결론

설계된 인공 심장에 대해 시스템으로서의 효율, 생체 조직에의 반력, 열평형 문제, 혈액 주머니의 내구성 및 가변체적에 대한 이론 해석을 행하였다.

동력이 전달되는 과정에 대한 해석에 의해 각 요소들이 동력 손실에 미치는 영향의 상대적 크기와 그 요인을 규명하였다. 그 결과 기계요소부 중에서 시스템의 효율을 증대시키기 위해 개선되어야 할 요소중 제일 중요한 요소가 안내 막대임을 밝혔다. 안내막대는 미끄럼 운동을 하게 되어 있으므로 앞으로 설계를 변경하여 구름 운동을 하도록 해주면 기계 효율의 증대에 크게 기여할 것으로 판단된다.

모터의 운동이 24시간 연속적인 운동인데다가 거의 0.5초 간격으로 회전 방향이 바뀌기 때문에 모터의 효율이 모터 제작회사에서 제시하는 정도에 까지 이르지 못함으로써 예측된 시스템의 효율을 얻지못한 것으로 판단되므로, 앞으로 반전을 반복하여 연속 운전하는 경우의 모터 자체만의 효율을 실험 측정함으로써 시스템 전체 효율에 미치는 모터부와 기계 요소부의 영향력의 크기와 시스템 자체 효율이 정확히 규명될 것이다.

연결된 생체 조직에의 반력, 열평형 및 혈액 주머니의 내구성에 대한 해석은 실험 결과와 거의 일치하며, 이들에 의한 문제는 앞으로도 없을것으로

판단된다. 가변체적에 대한 해석을 행함으로써 펌프 유연성의 정도를 결정하는데 이용하였고, 결과적으로 폐정맥 폐색이나 좌우심실의 박출량 불균형 문제등을 효과적으로 해결할 수 있었다.

최희의 동물 실험에서 약 94시간을 생존 시킴으로써, 이와같은 정도의 생존기간을 확보하는데 거의 10여년이 걸렸던 외국의 예와 비교할때 시스템 설계에 있어서 체계적인 설계 방법론 적용의 효용성과 타당성을 입증하였다 하겠다.

앞으로 인공 심장에 설치된 밸브 및 혈액 주머니에서의 유동 특성을 해석 함으로써 밸브의 설계 및 설치 방법과 혈액 주머니의 형상을 개선하고, 크기와 무게를 좀더 줄이는 것과 함께 보다 장기간의 내구성 실험에 의해 안정된 성능을 확보한다면 인체 내에도 내장 시킬 수 있을 것으로 판단된다.

참 고 문 헌

- (1) Schmidt, R.F., Thews, G., 1983, "Human Physiology", Springer Verlag, N.Y.
- (2) Tsach, U., Geselowitz, D.B., Sinha, A., et al., 1987, "Minimum Power Consumption of the Electric Ventricular Assist Device Through the Design of an Optimal Output Controller", Vol. XXXIII Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs, pp.714~719.
- (3) Rosenberg, G., Snyder, A.J., Weiss, W., et al., 1982, "A Cam-Type Electric Motor-Driven Left Ventricular Assist Device", Trans. of ASME, Vol. 104, pp.214~220.
- (4) Smith, L., Backman, K., Sandquist, G., et al., 1974, "Development on the Implantation of a Total Nuclear-Powered Artificial Heart System", Vol. XX Trans. Ame. Soc. Artif. Inter. Organs, pp.732~736.
- (5) Mott, W.E., Cole, D.W., 1972, "Development of a Nuclear-Powered Artificial Heart", Vol. XVIII Trans. Ame. Soc. Artif. Inter. Organs, pp. 152~158.
- (6) Yarnoz, M. D., Kovacs, S.G., 1983, "Magnetically Actuated LVAD", Vol. XXIX Trans. Ame. Soc. Artif. Inter. Organs, pp.574~579.
- (7) Poirier, V., Szycher, M., Whalen, R., 1979, "Comprehensive, Real Time, Endurance Testing of Cardiac Assist Pump Bladders", Vol. XXV Trans. Ame. Soc. Artif. Inter. Organs, pp.319~324.
- (8) Zartnack, F., Dunkel, W., Affeld, K., et al., 1978, "Fatigue Problems in Artificial Blood Pumps", Vol. XXIV Trans. Ame. Soc. Artif. Inter. Organs, pp.600~605.
- (9) Whalen, R. L., Snow, J. L., Harasak, H., et al., 1980, "Mechanical Strain and Calcification in Blood Pumps", Vol. XXVI Trans. Ame. Soc. Artif. Inter. Organs, pp.487~492.
- (10) Lee, S.Y., Rosenberg, G., Donachy, J.H., et al., 1984, "The Compliance Problem : A Major Obstacle in the Development of Implantable Blood Pumps", Artificial Organs, Vol. 8, No. 1, pp.82~90.
- (11) Troiani, J.S., Fuqua, J.M., Moguee, M.G., et al., 1982, "Evaluations of Textured Compliance Chambers for Left Ventricular Assist System", Vol. XXXVIII Trans. Ame. Soc. Artif. Inter. Organs, pp. 552~556.
- (12) Martin, T.R.P., Tindale, W.B., Noort, R.V., et al., 1981, "In Vitro Heart Valve Evaluation : Fact or Fantasy?", Vol. XXVII Trans. Ame. Soc. Artif. Inter. Organs, pp.475~479.
- (13) Sarbersky, R.H., Acosta, A.J., Hauptmann, E.G., 1971, "Fluid Flow", Macmillan, N.Y.
- (14) 천길정, 1988, "모터구동형 인공심장의 기계적 설계에 관한연구", 서울대학교 박사학위 논문.
- (15) Spott, M.F., 1964, "Mechanical Design Analysis", Prentice-Hall, N.Y.
- (16) Holman, J.P., 1976, "Heat Transfer", McGraw-Hall, N.Y.
- (17) Merritt, H.E., 1967, "Hydraulic Control Systems", John Wiley & Sons, N.Y.
- (18) Milnor, W.R., 1982, "Hemodynamics", Williams and Wilkins, Baltimore.
- (19) Kolff, W.J., 1977, "Mock Circulation Instruction Manual", Univ. of Utah, Utah.
- (20) 김희찬, 1989, "전동기 구동형 인공심장의 제어에 관한 연구", 서울대학교 박사학위 논문.
- (21) Collins, J. A., 1981, "Failure of Materials in Mechanical Design", John Wiley & Sons, N.Y.
- (22) 민병구, 한동철, 천길정 외, 1988, "인공심장 개발에 관한 연구", 과학 기술처 특정연구 개발 연구 보고서.