

한국형 양심실 보조 인공 심장의 효율 분석 및 개선에 관한 연구

정진한 · 남경원 · 최성욱* · 이정주* · 박찬영* · 김육은* · 최재순* · 민병구****

*서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학전공

**서울대학교 의학연구원 의용생체공학연구소

***서울대학교 의과대학 의공학교실

(2001년 3월 26일 접수, 2001년 10월 11일 채택)

Analysis and Improvement of System Efficiency for the Moving-actuator type Bi-Ventricular Assist Device (AnyHeart™)

J.H. Chung*, K.W. Nam*, S.W. Choi*, J.J. Lee*, C.Y. Park***, W.E. Kim*, J.S. Choi* and B.G. Min****

*Interdisciplinary program in Biomedical Engineering Major, Seoul National University

**Institute of Medical and Biological Engineering, Medical Research Center, Seoul National University

***Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University

(Received March 26, 2001. Accepted October 11, 2001)

요약 : 한국형 양심실 보조 인공 심장의 효율 측정 방법과 측정 결과이다. 한국형 양심실 보조 인공 심장은 에너지 변환기로 브러시 없는 직류 모터를 사용한다. 이 브러시 없는 직류 모터가 기어 열을 따라 원추운동을 하며 혈액주머니에 힘을 가하게 되고, 이 힘에 의해 혈액주머니 안의 혈액이 박출하게 된다. 효율 측정을 위하여 제어기 및 모터부, 기어부 및 작동기부, 혈액주머니 및 기타부 등 크게 세 부분으로 나누었으며, 각각을 다시 소자별로 나누어 입, 출력의 효율을 측정했다. 부하의 토크, 분당 회전수, 각속도, 인가되는 전압 등을 바꾸어 가면서 시스템의 효율을 측정했고, 이 측정을 통해서 모터 운동시의 전체적인 효율과 부분별 효율을 알 수 있었다. 특히 양심실 보조 장치의 모터부와 작동기부의 효율측정에 중점을 두었다. 측정 결과 이동 작동기형 양심실 보조 장치의 평균 동작 영역인 4 l/min 박출량에서, 전체 효율은 8 %정도이며, 구체적으로는 모터부 50 %, 작동기부 85 %, 혈액주머니부 19 %정도의 효율을 보였다. 또한 6 l/min 박출량의 경우, 전체 효율은 5.5 %정도였다. 분석된 결과를 바탕으로 효율을 개선하기 위해 박출량에 따른 필요 구동 전압을 결정하고, 혈액주머니의 충전 상태에 따른 속도 파형을 연구, 제안하였다.

Abstract : This is a test report of system efficiency for the moving-actuator type Bi-ventricular assist device (AnyHeart™, Seoul National University). AnyHeart™, as an energy converter, utilizes a brushless DC motor(S/M 566-26A, Sierracin/Magnedyne, Carlsbad, CA, U.S.A.) generating their pendulous motion in the epicyclic gear train. It is necessary to know about the overall efficiency of the system. The system is subdivided into three parts: motor part, actuator part and blood sac part (including valves, etc.) according to system mechanism. The motor was operated with a variable range of torque, angular speed and width of voltage pulse. In this report, AnyHeart™ is focused on the efficiency of the motor and actuator parts. 4 l/min pump output, which is normal condition of AnyHeart™ system, the total system efficiency is 8%, which is composed of 50%, 85% and 19% efficiency (motor part, actuator part and blood sac part) respectively. In the analyzed result, applied input voltage on normal condition of AnyHeart™ is determined. Also speed profile with considering filling state of blood sac is provided. In the test of the *in vitro* mock circulation, some experimental results are provided to demonstrate the effectiveness of the presented approach.

Key words : Moving-actuator type VAD (AnyHeart™), Efficiency, Speed Profile, Filling state

이 논문은 대한민국 보건복지부의 선도기술연구 (#HWP-98-G-2-040) 지원으로 수행되었음.

통신저자 : 민병구, (110-744) 서울시 종로구 연건동 28
서울대학교 의과대학 의공학교실
Tel. 82-2-760-3126, Fax. 82-2-760-7788
E-mail. bgmin@plaza.snu.ac.kr

서 론

현재 개발중인 이동 작동기형 양심실 보조 장치는 전기 기계식이며 맥동식 방식이다. 궁극적으로 인공 심장은 이식형 시스템이므로 무선 에너지 전송 장치인 TET (Transcutaneous Energy Transmission system)를 사용하게 된다. 무선으로

에너지를 전송 받게 될 경우의 에너지 손실을 고려한다면 고효율의 시스템이 절대적으로 필요하다. 외부 인공심장 기관들의 시스템 효율을 살펴보면, 베일러 의과대학 (Baylor college of medicine)의 인공심장이 6 l/min의 구동 조건에서 10.7 ± 1.0 % [10], 펜실베니아 주립대학교 (Penn State University)의 인공심장이 17.2 ± 1.4 (watt)에서 7.0 ± 0.4 % [11], 그리고 일본 국립 심혈관 센터 (National Cardiovascular Center, NCVC, Japan)의 인공 심장이 18 (watt)에서 9 % [9] 정도이다. 한편 서울대학교 의과학교실과 (주)바이오메드랩에서 개발 중인 이동 작동기형 인공심장은 11 ± 1.0 (watt), 4 l/min의 구동조건에서 8 %, 24 ± 1.0 (watt), 6 l/min의 구동조건에서 5.5 %의 효율을 가진다. 이동 작동기형 인공 심장은 모터, 작동기, 기어, 혈액주머니를 통해 혈액을 박출하게 되는 메커니즘으로 현재 시스템에 대한 전체적인 효율 분석뿐만 아니라 내부 블록별 효율 분석과 진단이 필요하다. 이에 시스템을 모터부, 작동기 및 기어부, 혈액주머니 및 기타부로 크게 나누고 모터부와 작동기부의 효율을 분석했다. 분석된 결과를 바탕으로 박출량에 따라 효율을 극대화하는 인가 전압을 결정하였고, 혈액주머니의 충만 상태에 따른 부하 조건이 다를 때 작동기의 가속 구간을 달리하는 속도 파형을 인가하여 실험해 보았다.

실험 방법 및 내용

이동작동기형 인공심장의 구동은 제어기가 브러시 없는 직류 모터(brushless DC motor)에 전기에너지를 공급함으로써 이루어진다. 브러시 없는 직류 모터가 회전할 때 모터의 회전축에 고정된 기어가 동시에 회전하게 된다. 이 기어의 회전력이 감속 기어에 계속 전달되면서 끝에 있는 운동 기어(moving gear)를 회전시킨다. 이 운동기어가 다시 래크 기어(rack gear)를 따라 움직이면서 모터를 포함한 작동기부 전체가 좌, 우 방향의 원추 운동으로 변환되고 이로부터 좌, 우 혈액주머니를 교대로 밀어서 혈액을 박출하게 된다. 인공심장의 동작

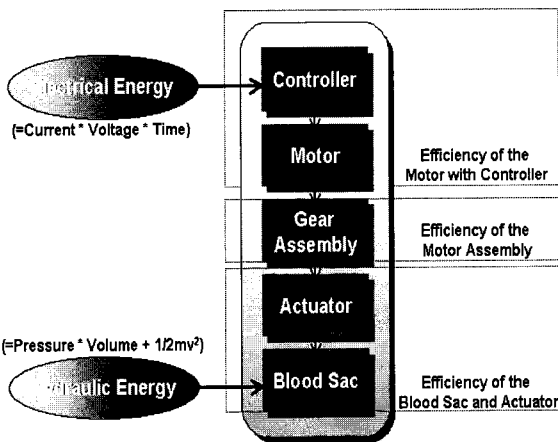


그림 1. 인공심장의 전기에너지 전달과정
Fig. 1. Mechanism of energy transmission for the moving-actuator type TAH

메커니즘별로 시스템을 다음과 같이 크게 세 부분으로 나누었다.(그림 1)

첫째, 전기에너지를 모터 토크로 바꾸어 주는 제어기 및 모터부

둘째, 모터 토크를 받아 원추 운동의 동력원으로 바꾸어 주는 작동기 및 기어부,

셋째, 혈액주머니와 밸브 등을 포함한 혈액주머니 및 기타부

1.1 제어기 및 모터부

1.1.1 제어기부의 구성 및 효율 측정

인공 심장의 제어기는 전원에 따라 모터 구동에 필요한 DC 36V 전원부와 중앙 처리부 및 기타 처리 장치 구동에 필요한 DC 5V 전원부로 크게 나눌 수 있다. 또한 DC 5V 전원부는 그 기능에 따라 중앙 처리부(CPU), 심실공간 압력신호(Inter Ventricular Pressure, IVP) 증폭기, 홀 센서 신호처리기 등으로 나눌 수 있다.(그림 2) 이용 전원 단에 따른, 그리고 내부 기능의 입력, 출력 단에 따른 효율을 측정했다.

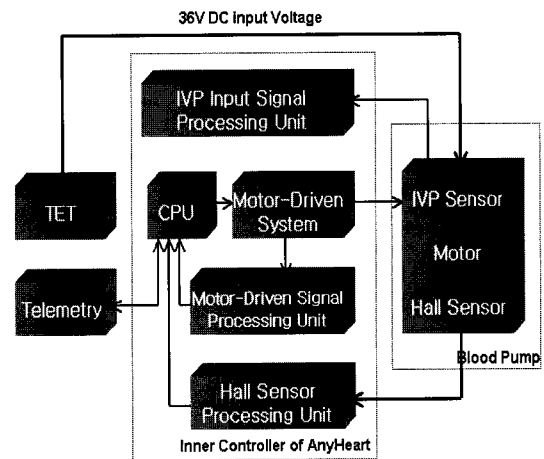


그림 2. 인공 심장 내부 제어기의 모식도
Fig. 2. Diagram of the inner driver

1.1.2 모터부의 효율 측정

제어기로부터 DC 36V의 전압을 공급받은 브러시 없는 직류 모터는 회전력을 가지게 된다. 이는 전기 에너지로부터 변환된 최초의 역학적 에너지이다. 모터부의 효율 측정은 토크 검사기를 이용했다. 브러시 없는 직류 모터에 36V의 전압을 가해준 상태에서 토크 검사기의 부하를 변화시켜 가면서 부하에 따른 모터의 분당 회전수(rpm)를 측정하고 이에 따른 효율을 구했다. 마찬가지로 방법으로 회전수를 변화시켜 가면서 분당 회전수에 따른 토크 검사기의 부하를 측정하고 이에 따른 효율을 구했다. 제어기에서는 모터의 속도를 제어하기 위하여 DC 36V 전원의 펄스 폭 변조(pulse width modulation, PWM) 방식을 사용했는데, 이는 펄스 폭의 길이에 의해서 모터에 가해주는 전압을 변화시키는 방식을 말한다. 제어기에서 펄스 폭 변조 방식으로 모터를 구동하는데 있어, 펄스 폭 변조의 유효

영역(0-255)을 모니터링 프로그램상에서 직접 사용자가 변화시킬 수 있게 프로그램 했다. 토크 검사를 행하여 PWM에 따른 토크와 분당 회전수 관계를 얻었고, 이와 같이 토크 검사에서 얻어진 값을 바탕으로 모터가 일정한 회전수로 작동하고 있는 상태에서 발생시키는 토크, 일정한 부하 토크에서의 분당 회전수를 구했다.

1.1.3 3상 모터에서의 효율 측정

이동 작동기형 인공 심장의 모터는 3상의 브러시 없는 직류 모터(S/M 566-26A, Sierracin/Magneddyne, Carlsbad, CA, U.S.A.)를 사용한다. 디지털 파워 미터(WT130, Yokogawa electric corporation, Japan)를 사용하여 3상 모터에서의 효율을 측정했다.(그림 3)

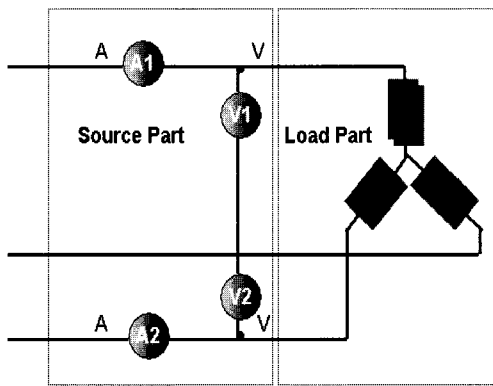


그림 3. 3상 전선 모식도
Fig. 3. Wiring diagram for three-phase, three-wire system

1.2 기어 및 작동기부

1.2.1 기어 및 작동기부의 효율 측정

기어 및 작동기부는 모터의 회전력에 의해 발생한 토크를 받아 원추 운동을 하는 작동기까지를 말한다. 기어의 연결 구조를 보면 모터의 회전축에 하나의 태양 기어(sun gear)가 연결되어 있고, 이 태양 기어에 3개의 위성 기어(planetary gear)가 연결되어 있다. 이 위성 기어에는 다시 링 기어(ring gear)가 연결되어 1차 기어 단을 이룬다. 마찬가지로의 연결 방법으로 3단의 기어 단을 이루며, 위성 기어로부터(감속기어비 1/44) 회전 운동이 전달되고, 이들 기어의 회전력은 맞물려 있는 랙 기어(rack gear)를 따라서 원추 운동으로 변환된다.

1.2.2 기어 및 작동기부의 토크 테스터기 설계

기어부와 작동기부의 에너지 손실을 측정하기 위하여 기존 토크 테스터기에 기어부와 작동기부의 관성을 모사할 수 있는 장치를 추가하였다. 기어부와 작동기부의 회전축을 기준으로 한 회전관성은 약 370,000 (g cm²) 이다. 이 관성을 모사하기 위하여 평기어를 모터와 작동기 사이에 추가하였으며 그 감속비가 1/44가 되도록 하였다. 평기어의 관성을 작동기와 기어열의 고정축에 대한 관성을 고려하기 위하여 실제 값에 15% 정

도의 여유를 두고 115% 정도의 관성을 가지게 설계하였다.(그림 4)

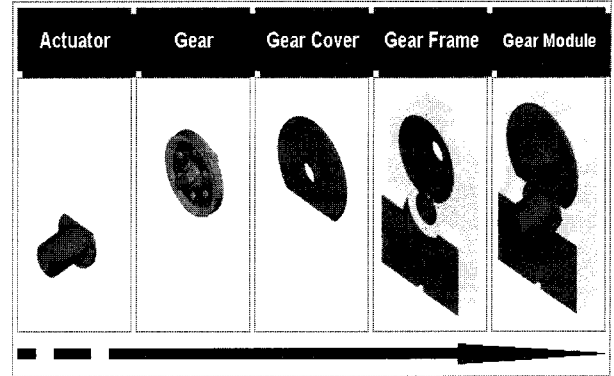


그림 4. 기어부와 작동기 효율측정을 위해 제작한 관성 시뮬레이터
Fig. 4. Inertia simulator for measuring of the motor and actuator parts

1.3 혈액 주머니부 및 기타부

정해진 기어 열을 따라 움직이는 작동기의 운동은 좌, 우 방향으로의 원추 운동으로 변환되고 이로부터 좌, 우 혈액주머니를 교대로 밀어서 혈액을 박출하게 된다. 이때 심실간 압력(InterVentricular Pressure, IVP)과 대동맥압(Aorta Pressure, AoP), 폐동맥압(Pulmonary arterial Pressure, PAP)의 압력차가 모터에 부하로 작용하게 된다. 이 부분은 유체에 대한 모델링과 해석이 함께 해야 하는 부분으로, 여기에서는 전체 시스템의 효율을 계산한 후, 작동기부까지의 효율을 빼어줌으로써 계산했다.

1.4 전체 시스템의 효율

1.4.1 시스템 효율

시스템의 효율은 입력 전력과 출력 전력의 비로 계산되어진다. 이동 작동기형 인공 심장의 경우 입력 전력은 전류와 전압으로 계산되어진다.

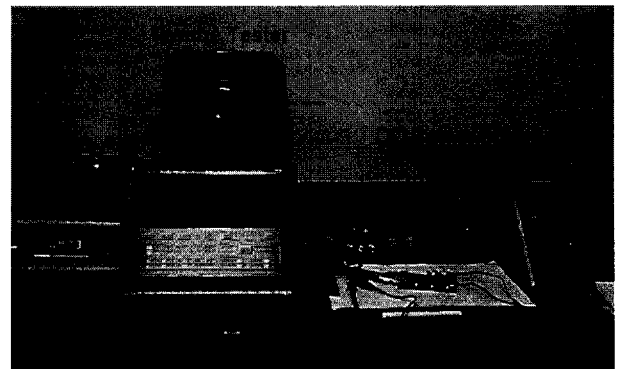


그림 5. 기어부와 작동기 효율측정을 위해 제작한 토크 측정기
Fig. 5. Torque tester for measuring of the motor and actuator parts

$$P_{in} = Current[A] \times Voltage[V]$$

이동 작동기형 인공 심장의 출력 전력은 대동맥압(Aorta Pressure, AoP)과 펌프의 박출량(Pump Output, P.O)으로 계산되어 진다.

$$P_{out} = PressureDifference[pascal] \times Flow[m^3/sec]$$

인체의 심장에서 압력차는 대동맥압과 좌심방압의 차(AoP-LAP), 폐동맥압과 우심방압(PAP-RAP)의 차이이다. 하지만 이동 작동기형 인공 심장의 경우 능동형 시스템으로 심실간압력(IVP)의 영향으로 압력차는 다음과 같다.

· 좌 스트로크 : 대동맥압-우심방압 (AoP-RAP)

· 우 스트로크 : 폐동맥압-좌심방압 (PAP-LAP)

인공 심장 전체의 효율 식은 다음과 같이 나타내어 질 수 있다.

$$E_f = \left[\frac{\{(AoP - RAP) \times Lt.flow\} + \{(PAP - LAP) \times Rt.flow\}}{Mean.Input.Current \times Input.Voltage} \right] \times u.c.t + \frac{mv^2}{2} + alpha$$

여기서 $\frac{mv^2}{2} + alpha$ 의 값은 무시할 수 있을 만큼 작다.[13]

$$E_f = \left[\frac{\{(AoP - RAP) \times Lt.flow\} + \{(PAP - LAP) \times Rt.flow\}}{Mean.Input.Current \times Input.Voltage} \right] \times u.c.t$$

또한 좌혈류량과 우혈류량이 같고, 좌심방압과 우심방압의 합이 폐동맥압과 같다면, 효율은 다음과 같은 식으로 근사되어 질 수 있다.

$$E_f = \left[\frac{AoP \times PumpOutput}{Mean.Input.Current \times Input.Voltage} \right] \times u.c.t.$$

(u.c.t = unit conversion terms)

입력, 출력 관계식에 의하여 전체 시스템의 효율을 측정하여 정리했다.

1.4.2 모의 순환 장치(Mock Circulation)

인공 심장을 인체의 순환계를 모사한 모의 순환 장치에 연결하여 구동하였다.(그림 6) 모의 순환 장치는 대동맥, 대정맥,

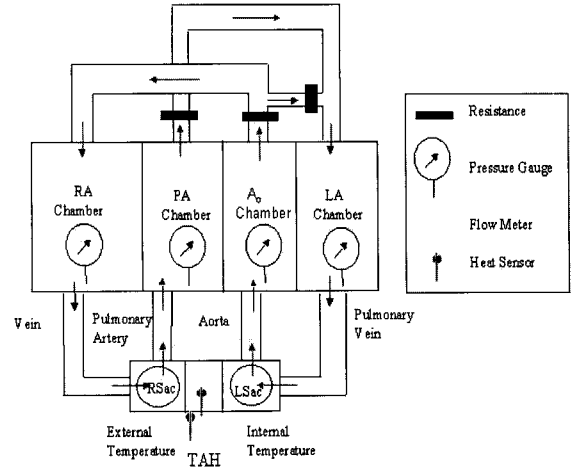


그림 6. 모의 순환 장치의 모식도
Fig. 6. Diagram of the mock circulation system

폐동맥, 폐정맥의 혈압을 대신하는 네 개의 물관으로 구성되어 있다. 물관의 압력은 대기압을 기준으로 각 혈관의 평균압력으로 설정하였고, 그 값은 다음과 같다.

- 대동맥압 (Aorta Pressure, AoP) : 100 mmHg
- 폐동맥압 (Pulmonary Artery Pressure, PAP) : 20 mmHg
- 우심방압 (Right Atrial Pressure, RAP) : 10 mmHg
- 좌심방압 (Left Atrial Pressure, LAP) : 10 mmHg

실험 결과

2.1 제어기 및 모터부

2.1.1 제어기부의 효율

제어기 내부에서 사용되는 전원, 기능에 따라 분류하여 전력을 측정하여 표 1에 정리했다.

2.1.2 모터부의 효율

모터부의 효율을 부하 토크, 분당 회전수, 인가 전압 변화에 따라 그래프로 나타냈다.(그림 7) 위의 실험을 반복하여 필요한 상수를 결정하여 표 2에 정리했다.

결정된 상수로 브러시 없는 직류 모터의 응답곡선을 그려보면, 일반적인 브러시 없는 직류모터보다 응답 속도가 빠름을 알 수 있다.(그림 8)

표 1. 제어기에서 사용 전원, 기능에 따른 전압, 전류 측정

Table 1. Measurement of voltage and current in the controller

Input Power	DC 36V		DC 5V			
	Motor Drive (MOSFET)		CPU (ADMC 300), IVP, Serial Communication		5V Regulator (LM2576)	
Function	Input Power	Measured Value	Input Power	Measured Value	Input Power	Measured Value
Voltage(V)	36	35.8	36	5	36	5
Current(A)	0.33	0.32	0.33		0.33	0.09

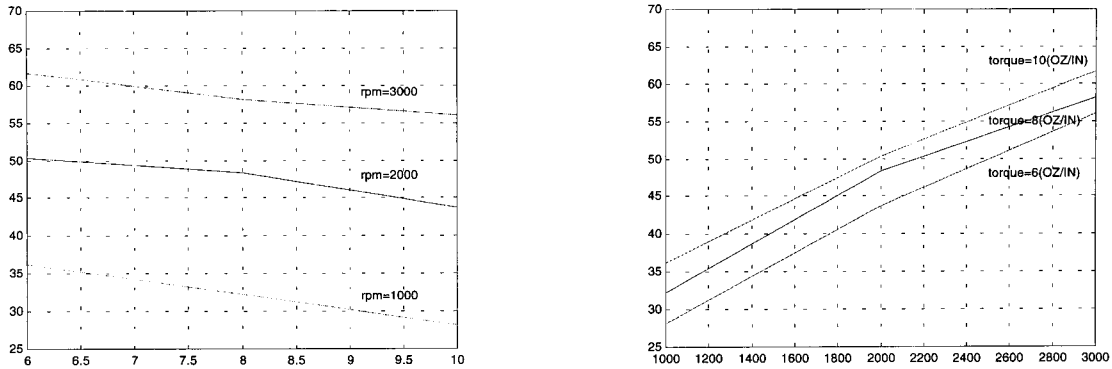


그림 7. DC 36V의 전압을 인가하였을 때 (a) 부하 토크, (b) 분당 회전수에 따른 효율.
Fig. 7. (a) Load torque vs efficiency (b)rpm vs efficiency, when DC 36 volts applied.

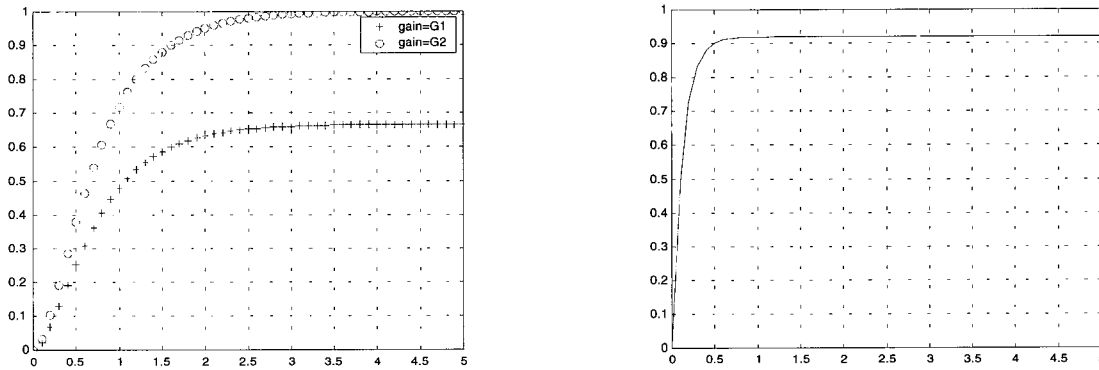


그림 8. (a)일반적인, (b)인공심장에 사용된 브러시 없는 직류모터의 응답곡선
Fig. 8. Motor speed response of (a)general BLDC motor, (b)BLDC motor of moving-actuator type TAH

2.2 기어부 및 작동기부의 효율

2.2.1 작동기부의 효율

제어기부 및 모터부와 같은 방식으로 부하 토크, 분당 회전수, 인가 전압 변화에 따라 그래프로 나타냈다.(그림 9)

2.2.2 모터부와 작동기부 간의 효율 차

다음의 그래프들은 부하토크가 6(OZ/IN), 8(OZ/IN)인 경우, 분당 회전수 변화에 따른 모터부와 작동기부까지의 효율차다.(그림 10)

다음의 그래프들은 분당 회전수가 1000rpm, 2000rpm인 경

우, 부하 토크 변화에 따른 모터부와 작동기부까지의 효율차다.(그림 11)

2.3 전체 시스템의 효율

in vitro 테스트를 통해 이동 작동기형 인공심장의 박출량에 따른 전력과 시스템 효율을 측정하여 표 3에 정리했다. 특히 양심실 보조 장치로 사용시 평균 동작 영역으로 예상되어 지는 4 l/min에서 관찰하여 표 4에 정리했다.

효율 개선을 위한 연구

3.1 인가전압에 따른 효율

표 2. 이동작동기형 인공심장의 브러시 없는 직류모터 상수 값
Table 2. Motor constant of the moving-actuator type TAH

Motor Parameters	Motor Constant	Friction Torque	Rotor Inertia	DC Resistance	Torque Constant	Back EMF	Inductance
Unit	OZ-IN/WATT ¹ / ₂	OZ-IN	OZ-IN-SEC ²	OHMS	OZ-IN/AMP	VOLTS/RAD/SEC	MILLI-HYLS
Symbol	K_m	T_f	J_m	R_a	K_t	K_b	L_a
Value	3.08	.25	.0000818	6.5	7.63	.056	1.71

(ALL VALUES @ 25 °C)

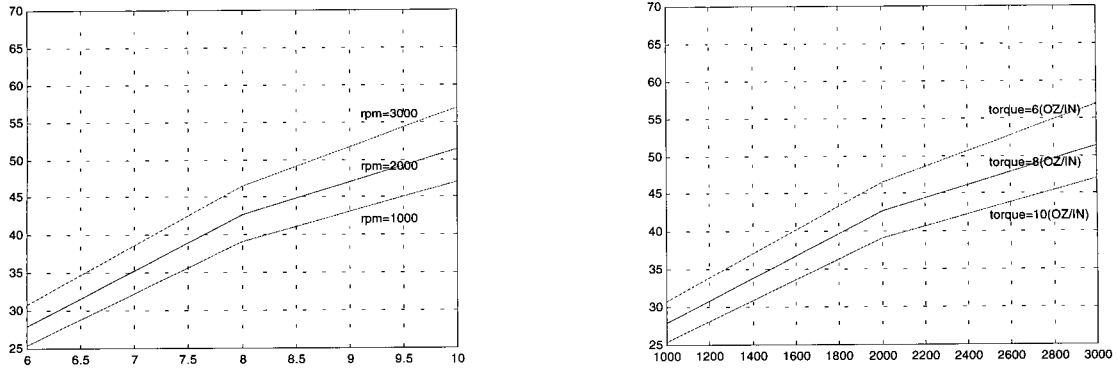


그림 9. DC 36V의 전압을 인가하였을 때 (a) 부하 토크, (b) 분당 회전수에 따른 효율
 Fig. 9. (a) Load torque vs efficiency (b)rpm vs efficiency, when DC 36 volts applied

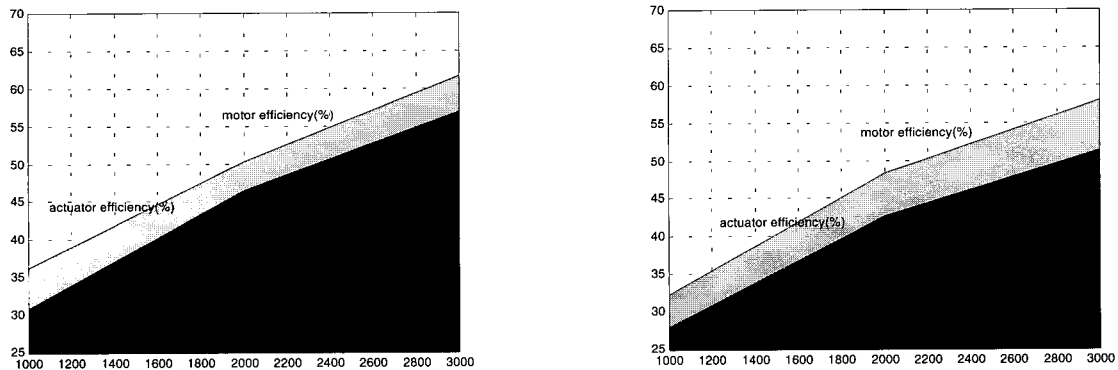


그림 10. 부하 토크가 (a) 6(OZ/IN), (b) 8(OZ/IN)일 때, 분당 회전수에 따른 모터부와 작동기부의 효율차
 Fig. 10. Rpm vs efficiency differential between motor and actuator parts, when load torque is (a) 6(OZ/IN) (b) 8(OZ/IN)

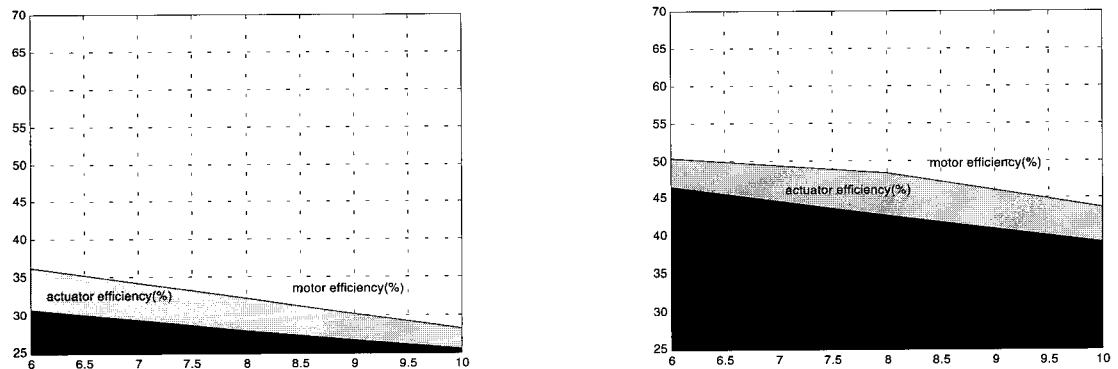


그림 11. 분당 회전수가 (a) 1000rpm, (b) 2000rpm일 때, 토크 부하에 따른 모터부와 작동기부의 효율차
 Fig. 11. Load torque vs efficiency differential between motor and actuator parts, when rpm is (a)1000 (b)2000

부하 토크가 6(OZ/IN)일때의 인가된 전압에 따른 모터부와 작동기부의 효율 변화는 다음과 같다.(그림 12)

부하 토크가 8(OZ/IN)일때의 인가된 전압에 따른 모터부와 작동기부의 효율 변화는 다음과 같다.(그림 13)

인공 심장시스템에서의 인가 전압과 효율과의 관계를 측정하여 표 5에 정리하였다.

3.2 혈액주머니 충전 상태에 따른 속도 파형

3.2.1 PTBC(Percent time before contact)

인공 심장의 작동기는 미리 정해진 속도 파형대로 움직일 수 있도록 브러시 없는 직류 전동기의 입력 신호를 제어한다. 전동기에 대한 부하는 전동기와 작동기의 질량, 혈액주머니의

표 3. 이동 작동기형 인공심장의 박출량에 따른 시스템 효율

Table 3. System efficiency and power of the moving-actuator type TAH

Pump Output	Power (watt)	Efficiency (%)
4 ℓ/min	12 ± 1.0 watt	8
6 ℓ/min	24 ± 1.0 watt	5.5

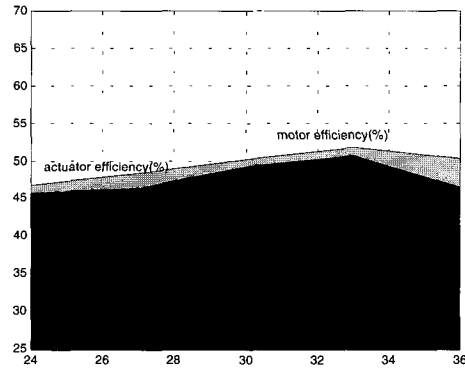
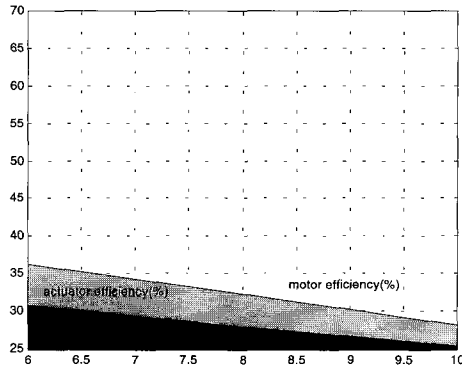


그림 12. 부하 토크가 6(OZ/IN)이고, 분당 회전수가 (a) 1000rpm, (b) 2000rpm일 때 인가된 전압에 따른 모터부와 작동기부의 효율차
Fig. 12. Input Voltage vs efficiency differential between motor and actuator parts, when load torque is 6(OZ/IN), rpm is (a) 1000 (b) 2000

압력과 기어 사이의 마찰 등이 있다. 이중 주된 부하는 혈액주머니의 충만상태에 대한 것이다. 혈액 주머니의 충만 상태를 알기 위한 수단으로 PTBC라는 전류 지표를 사용한다. PTBC는 모터 전류 신호의 형태적 특성에 의한 것으로 일정한 전류 역치(threshold)를 정하여 주고, 이 전류 역치와 만나는 점을 전체 스트로크 백분율로 표시한다.(그림 14)[5]

$$PTBC_L = \left[\frac{L_1}{L_1 + L_2} \right] * 100$$

$$PTBC_R = \left[\frac{R_1}{R_1 + R_2} \right] * 100$$

혈액주머니의 충만 상태는 아래의 식으로 계산되어진다. 여기서 혈액 주머니가 완전 충만된 경우 f 는 1의 값을 갖게 된다.

$$SV_L = SV_{L0} \times f(\text{fillingstate}) \times f(mAoP)$$

$$f(\text{fillingstate}) = 1 - \frac{PTBC}{100}$$

식을 바탕으로 혈액 주머니의 충만 상태를 예측하여, 완전히 충만된 상태, 부분 충만된 상태, 거의 충만되지 않은 상태의 세 단계로 정의하였다.

표 4. in-vitro에서의 펌프 평가 결과

Table 4. In-vitro evaluation results of the pump performance(All VALUES @ 38 °C)

	Maximum output	4 ℓ/min Pump Output
Left Pump Output	5.4 ℓ/min	4.0 ℓ/min
Right Pump Output	5.0 ℓ/min	3.9 ℓ/min
Stroke Length (Left/Right)	50 / 50	50 / 50
Stroke speed (Left/Right)	800 / 800	600 / 600
Pump Rate	163 BPM	113 BPM
Afterload (mAoP/mPAP)	100 mmHg / 20 mmHg	100 mmHg / 20 mmHg
Preload (mLAP/mRAP)	10 mmHg / 10 mmHg	10 mmHg / 10 mmHg
Input Voltage	32.9 V	32.9 V
Mean motor current input	0.654 A	0.304 A
Stroke Volume (Left/Right)	33.128 cc/ 30.674 cc	35.39 cc/ 34.51 cc
Efficiency	5.578 %	8.87 %

(ALL VALUES @ 38 °C)

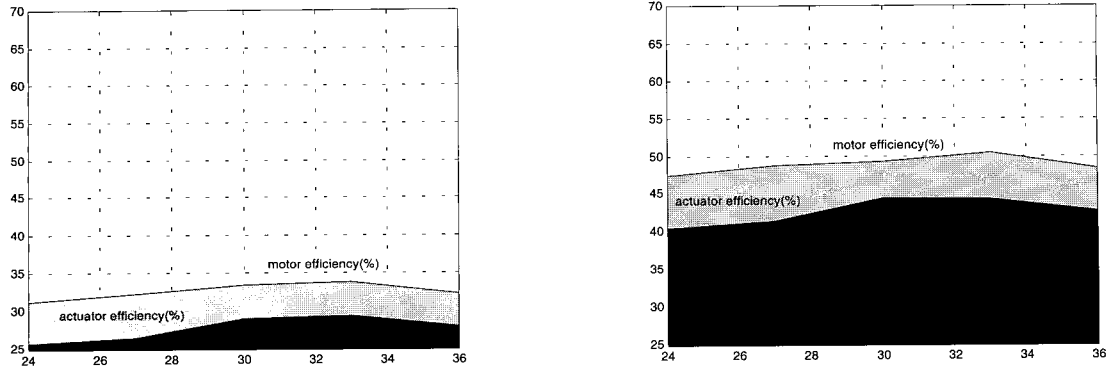


그림 13. 부하 토크가 8(OZ/IN)이고, 분당 회전수가 (a) 1000rpm, (b) 2000rpm일 때 인가된 전압에 따른 모터부와 작동기부의 효율차
 Fig. 13. Input Voltage vs efficiency differential between motor and actuator parts, when load torque is 8(OZ/IN), rpm is (a) 1000, (b) 2000.

표 5. 이동 작동기형 인공심장의 인가 전압과 시스템 효율

Table 5. System efficiency and input voltage of the moving-actuator type TAH(N.P.P: Negative Peak Pressure)

Input Voltage	Average Current	N.P.P Value	Efficiency
volts	ampere	mmHg	%
36	0.304	-43.85	8.35197368
33	0.316	-43.81	8.9413119
30	0.345	-43.82	8.7942029
27	0.384	-42.77	8.3506944

(N.P/P : Negative Peak Pressure)

3.2.2 혈액 주머니 충만에 따른 속도 파형

작동기가 좌에서 우로 이동할때는 가속과 감속을 통해 제어한다. 전동기 속도는 정지한 상태에서 최대 속도로 순간 가속한 다음 다시 감속하여 정지하는 과정을 반복한다. 이때 전동기에 대한 부하는 다음 식과 같이 나타내어 질 수 있다.

$$T = J \frac{dw}{dt} + Bw + T_L$$

여기서 T_L 이 외부로부터 모터에 가해지는 부하인데, 가장 큰 요소가 혈액 주머니 충만 상태에 따른 압력이며, 그 힘의 크기는 다음과 같다.

$$F = PA = (P_s - P_{VVS}) * A_{contact}$$

여기서 P_s 는 혈액 주머니의 압력이며, P_{VVS} 는 가변 체적 공간의 압력, $A_{contact}$ 는 작동기와 혈액 주머니가 접촉한 면적이다. 작동기가 진행함에 따라 혈액이 박출되고, P_s 는 증가하게 된다. 가해주는 속도 파형은 위와 같은 혈액 주머니의 충만 상태(완전히 충만된 상태, 부분 충만된 상태, 거의 충만되지 않은 상태)를 고려하여 속도 파형의 가속 구간을 변경하였다.

3.2.3 심박출량 3.5 l/min의 경우, 충만 상태에 따른 속도 파형

기존의 속도 파형의 가속구간에서 PTBC를 이용하여 충만 상태를 예측한 다음, 위의 3단계 별로 가속 구간이 다른 속도 파형을 인가했을 때, 일박출량과 효율의 관계를 표 6에 정리하였다.

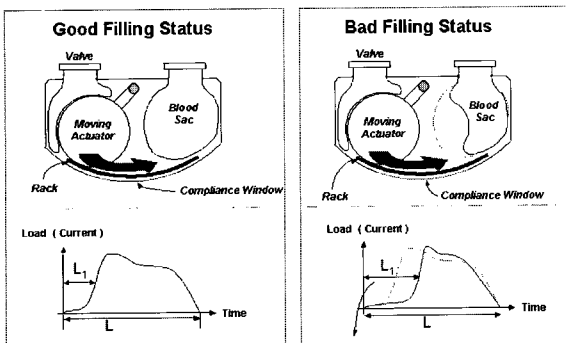


그림 14. PTBC와 혈액주머니 충만 상태와의 관계
 Fig. 14. PTBC vs filling state of blood sac

표 6. 충전 상태를 고려한 속도 파형의 일박출량과 효율

Table 6. System efficiency and stroke volume of applied new speed profile(ALL VALUES @ 38 °C)

Filling State	Velocity	Stroke Volume(cc)		Efficiency(%)	
		Value	Difference	Value	Difference
Full filling state	Former Velocity Profile	35.213	0	7.28	0
	Applied Velocity Profile	35.213		7.28	
80% filling state	Former Velocity Profile	26.042	+4.434	6.046	+1.078
	Applied Velocity Profile	30.476		7.124	
60% filling state	Former Velocity Profile	23.404	+3.037	5.278	+0.953
	Applied Velocity Profile	27.451		6.231	

(ALL VALUES @ 38 °C)

결론 및 고찰

앞에서 우리는 시스템을 크게 제어기 및 모터부, 기어 및 작동기부, 혈액주머니와 기타부로 나누었다. 부분별로 보면 제어기에서 효율 손실은 거의 없었다. 내부 소자들도 구별키 힘들만큼의 적은 손실만이 있었다. 모터부에서는 토크, 분당 회전수, 그리고 인가되는 전압에 따라 효율을 살펴보았다. 토크가 클수록, 분당 회전수가 작을수록, 효율이 낮음을 확인했다. 일반적으로 이동작동기형 양심실 보조 장치의 평균 동작 영역인, 4 l/min의 박출량을 유지하는 토크 8 (OZ/IN), 분당 회전수 2500rpm에서는 50 %정도의 효율을 보였다. 인가되는 전압에 따라서는 27V에서 36V의 범위 내에서 효율은 큰 차이가 없음을 알 수 있었다. 작동기부에서도 모터부와 마찬가지로 토크, 분당 회전수, 인가되는 전압에 따라 효율을 살펴보았다. 토크가 클수록, 분당 회전수가 작을수록, 효율이 낮음을 확인하였다. 토크와 분당 회전수의 변화에 관계없이 작동기부만의 효율은 85 %정도의 효율을 보였다. 전체 시스템의 효율이 4 l/min의 조건에서 8 %정도이므로 혈액 주머니와 기타 부분에서의 효율이 19 %정도임을 예측할 수 있다. 혈액 주머니 부에서는 혈액 주머니 내의 유체와 작동기가 실제적으로 만나는 시간을 모터 전류 파형으로 유추하여, 작동기와 유체가 만나는 순간에 모터 속도를 가속시켜 주어 효율에서 이득을 보았다.

이상에서 살펴 본 결과, 이동 작동기형 인공 심장의 효율 저하의 원인부분은 모터부와 혈액 주머니부이다. 인가 전압을 36V에서 27V까지 낮추어 감에 따라 전류가 증가하는 경향을 보였다. 제어기 내부 소자가 견뎌 낼 수 있는 전류를 고려하여 전압을 결정하였는데, 전압을 낮추어 줌에 따라 목표 속도를 넘어서는 모터 전류의 오버슈트(overshoot)를 걱정하였다. 하지만, 32V의 인가 전압 결정 후 인공 심장을 구동하였을 때, 오버슈트는 관찰되지 않았다. 또한 제어기 내부의 모터를 구동하는 MOSFET도 별다른 문제를 보이지 않았다.

전부하를 예측하기 위한 수단으로 사용한 전류 지표 PTBC로 혈액 주머니의 충전 상태를 추측하여 속도 파형의 가속구간을 바꾸어 주었다. 작동기가 한 스트로크가 지난 뒤의 심박출량은 가속 구간이 변하여도 같아야 한다. 그럼에도 불구하고 나타난 위의 실험 결과는 주어진 모터 속도 파형과 실제 작동

기 속도 파형 사이에 지연이 있음을 의미한다. 이에 앞서 가장 효율 저하의 원인인 혈액 주머니의 설계 및 유체에 대한 해석이 필요하다.

참고문헌

1. D.A. Casada, J.D. Kueck, R.H. Staunton, et al, "Efficiency Testing of Motors Powered from Pulse-width Modulated Adjustable Speed Drives", *IEEE transactions on energy conversion*, Vol. 15, No. 3, pp. 240-242, 2000
2. Claudio De Capua, Carmine Landi, "Measurement Station Performance Optimization for Testing on High Efficiency Variable Speed Drives", *IEEE transactions on instrumentation and measurement*, Vol. 48, No. 6, pp. 1149-1154, 1999
3. M.M. Hodowanec, "Proper Application of Motor Operated on Adjustable frequency Control", *IEEE industry applications magazine*, pp. 40-46, 2000
4. Yung Ho Jo, Jae Soon Choi, Wook Eun Kim, et al, "Analysis of the Interventricular Pressure Waveform in the Moving-actuator Total Artificial Heart", *ASAIO J*, pp. 749-755, 2000
5. K.S. Om, "A Study on the Pump Output Control of the Moving-Actuator Type Implantable Biventricular Assist Device", *Ph. D. Dissertation, Department of Biomedical Engineering, Seoul National University*, 2000
6. Jinhan Chung, "A Study on Analyzing and Improving System Efficiency of the Moving-Actuator Type Total Artificial Heart", *M. S. Dissertation, Department of Biomedical Engineering, Seoul National University*, 2001
7. T. Kenjon, *Electric Motors and their Controls*, Oxford science publications, 1994
8. Wen-Jieh Wang, Chun-Chieh Wang, "Speed and Effi-

- ciency control of an Induction Motor with Input-Output Linearization*", *IEEE transactions on energy conversion*, Vol. 14, No. 3, pp. 373-378, 1999
9. Y. S. Sohn, Eisuke Tatsumi, Toru Masuzawa, et al, "Development and in vivo test of an Electrohydraulic Total Artificial Heart at National Cardiovascular Center in Japan", *J. KOSOMBE*, Vol. 19, No. 2, pp. 163-170. 1998
 10. Y. Orime, S. Takatani, Y. Ohara, et al, "The Baylor-ABI electromechanical Total Artificial Heart", *ASAIO J*, Vol. 39, No. 3, pp. M172-M176, 1993
 11. W.J. Weiss, G. Rosenberg, A.J. Snyder, et al, "Recent improvements in a completely Implanted Total Artificial Heart", *ASAIO J*, Vol. 42, No. 5, pp. M342-M346, 1996
 12. Makoto Yoshizawa, Akira Tanaka, Ken-ichi Abe, et al, "Optimal Operating Point Controller for Total Artificial Heart", *IEEE-EMBC and CMBEC*, Theme 1: Cardiovascular System, pp. 111-112, 1995
 13. Vincent C. Rideout, "Mathematical and Computer Modeling of Physiological Systems", Prentice-Hall International, Inc, 1991