

완전이식 인공심장을 위한 제어시스템의 개발에 관한 연구

Development of a Microcontroller-based Control System for a Total Artificial Heart

최원우, 박성근, 김희찬, 민병구

(Won Woo Choi, Seong Keun Park, Hee Chan Kim and Byoung Goo Min)

Abstract : For use in patients with severe forms of heart disease for which no surgical repair is possible, development of artificial hearts has many importance in point of economics, medical and industrial applications. To provide a sufficient cardiac output to the physiological demands of circulatory systems is the objective of control systems for an electromechanical artificial heart, which is based on the stable controller design for the motor in the artificial heart. In this paper, an implantable microcontroller-based brushless DC motor control system with the implantability, reliability, and stability is introduced. The developed control system for the artificial heart has the following advantages: (1) It is possible to be implanted in a body by realizing the fundamental functions such as a motor speed detection, proportional-integral control, timer, and PWM generation through a software programming. (2) Thus, the power consumed in the controller is reduced. (3) The reliability and stability are improved through the reduction of electronic parts and line connections at the controller. The performance of the artificial hearts and control system developed was evaluated through a series of mock circulatory experiments and a reliability test for one and half years. A sheep with the artificial heart and control system was survived for three days.

Keywords: electromechanical artificial heart, brushless dc motor, microcontroller based controller

1. 서론

심장은 생명과 직결된 중요한 생체기관이지만 다른 내장 기관에 비해 상대적으로 단순한 역할을 담당하므로 인공으로 제작한 펌프에 의한 혈액순환으로 그 기능을 대신할 수 있다. 이처럼 생체내에 완전히 이식되어 회복불능의 자연심장의 기능을 완전히 대신하는 인공심장에 관한 연구는 1957년 클리블랜드 클리닉에서의 Williem J. Kolff와 Tetsuzo Akutsu에 의한 개발 프로젝트를 시작으로 지난 30여년간 꾸준한 발전을 거듭해 오고 있다. 특히, 1982년 DeVries는 연구용 인공심장을 최초로 Barney Clark에게 이식하여 112일을 살았는데 이는 인공심장의 개발에 박차를 가하는 결정적인 계기가 되었다.

인공심장의 개발에 관한 연구는 미국, 일본, 프랑스, 독일, 이태리등이 주도해 가고 있으며, 이밖에 아르헨티나, 브라질, 오스트리아, 중국, 체코등이 후발주자로 이 분야의 연구에 참여하고 있다. 국내의 경우도 경제발전에 따른 생활방식의 변화로 인해 심혈관계 질환의 환자가 점차 증가하고 있으며 우리에게 적합한 형태의 인공심장에 대한 개발의 필요성 및 중요성은 의학적, 경제적, 공학적 측면등 여러 방면에서 큰 비중을 차지하고 있다.

지난 1984년부터 서울대학교 의공학 연구소를 중심으로 개발해 오고 있는 전기 구동형 완전이식 인공심장은 자연심장을 완전히 제거한 후 인공심장내에 조립된 브러쉬없는 직류모터를 동력원으로 하여 혈액을 순환시키는 인공장기로서 수 차례의 동물실험을 통해 그 성능이 국제적으로 인정되고 있다[1-3].

그림 1은 이 모터구동형 완전이식 인공심장의 구조를 나타낸다. 좌,우 혈액주머니(Right, Left Sac)사이로 고정기어

(Fixed Gear)에 붙린 이동작동기(Moving Actuator)가 내부에 위치한 모터의 정역 회전운동에 따라 좌,우로 일정한 각도만큼 움직이면서 좌,우 혈액주머니를 교대로 압박하여 혈액의 박출을 유도한다. 이 작동기와 혈액주머니는 바깥 하우징에 의해 밀봉되어 있어서 혈액의 박출시 반대쪽 혈액주머니에는 혈액이 능동유입된다. 각각의 혈액주머니는 두개의 연결구가 있고 그곳에는 인공판막이 달려있어 한쪽 방향으로의 혈액흐름을 보장한다.

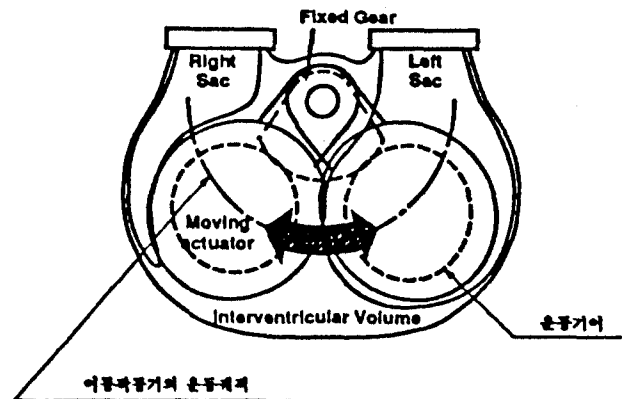


그림 1. 모터구동형 완전이식 인공심장의 구조 및 동작원리도.

Fig. 1. A schematic diagram of the motor-driven total artificial heart.

모터구동형 인공심장을 개발할 때 적합한 모터의 선택은 전체시스템의 성능을 결정하는 중요한 요소이다. 인공심장의 에너지 변환기로 사용되는 모터로는 브러쉬없는 직류모터 (Brushless DC motor)가 고유의 우수한 신뢰도와 출력대 무게비율이 높아서 거의 모든 연구팀에 의해 사용되고 있다. 이는 인공심장이 높은 신뢰도를 필요로 하고 부하의 성격이 대체로 높은 압력하에서 혈액을 박출하는 소위 압력

접수일자 : 1995. 6. 16., 수정완료 : 1995. 9. 5.

최원우 : 서울대 의용생체 공학과

박성근 : 서울대 대학원 의과대학

김희찬 : 서울대 의공학

민병구 : 서울대 의공학과

* 이 논문은 1992년도 서울대학교 병원 지정연구비 (92지정-198) 지원으로 이루어진 것임.

용적이므로 고 토오크를 필요로 하기 때문이다.

인공심장을 위한 제어시스템의 궁극적인 목표는 순환계의 생리학적 요구에 대해 충분한 심박출량을 제공하는 것이다. 또한, 모터구동형 인공심장에서 심박출량의 제어는 근원적으로는 안정되고 충실한 모터제어에 그 기반을 둔다. 즉, 인공심장의 심박출량은 이동식동기의 위치와 속도 제어의 결과로 나타나므로 정확한 적절한 모터의 제어가 중요한 관건이 된다. 실제로 미국의 Penn State 대학에서 개발 중인 전기기계식 인공심장의 경우 222일간 생존했던 환자의 직접적인 사망원인은 전자부품의 고장으로 인한 것이었다 [1]. 따라서 본 논문에서는 전통적 구동형 인공심장을 위하여 생체 이식성, 신뢰성과 인성성, 내구성 및 장인성등과 같은 성능요건들을 적절히 만족하는 소형의 대상형 모터 제어 시스템을 개발하고 모의실험 및 동물실험에서 그 성능을 확인하였다.

표 1. 미국 4대 인공심장 연구그룹의 제어시스템 개발현황.

Table 1. A current status of control system development at four major research groups of artificial artificial heart in the United States.

	Utah 대학	Penn State 대학	CCF NIMBUS	MBIOMED
VCU	3상 직류모터	3상 직류모터	3상 직류모터	3상 직류모터
제어 시스템	마이컴 68HC11 (Motorola) 하이브리드화	마이컴 80C196 (intel) 제어	마이컴 개발중	마이컴 개발중

한편, 미국의 4대 인공심장 연구그룹에서의 제어시스템 개발현황을 보면 표 1과 같다. Penn State 대학에서는 원점 마이크로 컨트롤러(이하 마이컴)로 80C196 (intel, USA)를 사용하고 있으나 이는 ROM이 내장되어 있지 않아서 추가의 공간을 확보해야 하며, Utah 대학의 경우에는 8비트의 마이컴을 이용하여 제어시스템을 구현하고 있는데, 구상상 주변회로가 복잡하고 제내에 내장하기 위해서는 하이브리드화해야 하는 단점이 있다. 반면, 본 논문에서 제시하는 제어 시스템은 속도감출기, 비례적분제어기, 타이머, PWM (Pulse Width Modulation)발생기등 모터제어에 필요한 기본적인 기능들을 소프트웨어로 구현함으로써 하이브리드화하지 않아도 제내에 이식이 가능하며 다른 연구기관들에 비해 제어기에서 소모되는 에너지가 작고 결선이나 부품수의 감소로 인한 시스템의 내구성이 우수하다는 장점을 지니고 있다.

제시된 인공심장용 모터 제어시스템은 제내에 인공심장 및 충진용 축전지와 함께 이식되는 내부제어기와 외부에서 인공심장의 상태를 모니터링하고 필요한 명령정보를 전송하는 환자관리용 외부제어기로 구성된다. 또한, 기능적으로는 위치제어부, 속도제어부 및 정보통신부로 구성된다.

개발된 인공심장과 제어시스템은 수차례의 모의순환실험과 1년 6개월간의 내구성 실험을 거쳐 동양인의 체형에 맞는 63Kg의 양에 이식되어 만 3일간 생존시켰다.

II. 제어시스템의 성능요건

인공심장에서 제어장치의 오동작은 이식받은 환자에게 치명적인 영향을 직접적으로 미치게 된다. 따라서 인공심장용 제어시스템은 의료기기가 갖추어야 할 일반적인 조건들을 만족해야 하는 물론이고, 다음과 같은 추가적인 요구들을 필요로 한다. 그러나 모든 요구를 만족시키기에는 쉽지 않으며 서로 상충하는 요소들도 있어 개발중인 인공심장의 연

재의 성과 수준에 가장 적합한 제어장치의 구현을 위해 이들 요소들 간에 적절한 타협을 필요로 한다.

첫째, 제어장치의 이식성과 운반성이다. 인공심장의 장기간의 구동에서 제어장치를 포함한 제장치들이 제내에 이식되지 않을 경우에는 외부로 부피가 나온 구동선을 통해 제교감입의 가능성이 매우 크고 환자의 활동에 큰 제약이 되어 전체 시스템의 신뢰도를 떨어뜨리는 결과를 초래해 된다. 따라서 내부제어기는 제내된 흉곽 내지 복강내에 원점 이식이 가능하도록 소형화하여야 하며 외부제어기는 운반성이 우수하여 환자의 활동상의 자유를 극대화할 수 있어야 한다. 본 제어시스템은 이를 만족시키기 위해 기존의 제어기에서 하드웨어가 담당하는 많은 부분을 소프트웨어로 구현하였으며 또한 하드웨어의 전자부품수준을 가능한 한 최소화하였고 SMD(Surface Mount Device)형을 사용하여 8 cm x 6 cm x 3.5 cm 부피의 초소형 제어기를 제작하였다. 그리고 소형의 IBM PC를 이용하여 외부제어기의 운반성을 향상시켰으며 내부제어기와의 통신에서 무선전송 방식을 도입되하여 환자로 하여금 정상인과 동일한 생활을 영위할 수 있도록 하였다.

둘째, 신뢰성과 내구성이 있어야 한다. 제어시스템의 내구성을 향상시키기 위해서 각종 센서의 사용을 최소화하였으며 전자부품 및 연결선을 줄여 고장의 가능성을 최소화하였다. 또한 신뢰도 성능을 평가하기 위한 장기간의 모의 순환실험에서 하드웨어 및 소프트웨어의 결함을 반복적으로 해결함으로써 신뢰도를 극대화하였다. 현재까지 검증된 본 제어시스템의 신뢰도는 약 1년 6개월 이상의 정상적인 동작으로 가능한 수 있다. 이 신뢰도 실험은 인공심장내의 이동식동기의 기어할 때로 인한 기계적인 결함으로 동작이 중단되어 제어시스템의 실제적인 신뢰도는 훨씬 높을 것으로 기대된다.

셋째, 제어시스템은 최소에너지 소모를 필요로 한다. 원점이식 인공심장의 경우 인공심장 및 내부제어기와 함께 고장능의 재충전이 가능한 축전지가 제내에 이식되어 에너지원으로 사용되고 제외로부터는 무선에너지 전달장치로부터 전원이 공급된다(6). 인공심장의 에너지 소모를 최소화하는 것은 내장되는 축전지의 크기를 줄여주는 점에서 제외로부터의 에너지 전달용량은 감소시킨다는 점에서 중요한 요건이 된다.

제어시스템의 에너지는 내부제어기와 모터에서 대부분 소모된다고 할 수 있다. 내부제어기에서는 전자부품의 수를 가능한 한 최소화하여 전류소모를 줄였으며, 모터의 에너지 소모를 최소화하는데는 정적해석과 동적해석의 두가지 접근방법이 있다. 정적해석은 모터의 효율이 최대가 되도록 그 동작점을 선정하는 것으로 이러한 모터의 동작점 선정은 기어 감속비와 같은 기계설계와 관련된 문제이고, 동적해석은 주어진 모터의 동작환경, 수 회전기나 부하조건하에서 최소 에너지 소모를 제공하는 최적속도 프로파일(Optimal Velocity Profile)대로 모터를 동작시키는 것이다. 그러나, 이때는 속도프로파일 한가지 형태로 고정되어 시스템의 외란이나 모터상수의 시간에 따른 변화에 대해 최적상태의 보장이 약해지는 문제가 있다.

네째, 순환계의 각종외란이나 시스템 파라미터의 변화에 대한 강인성이 있어야 한다. 인공심장의 속도 및 위치제어에서는 다음과 같은 모터의 동작환경의 변동을 고려해야 한다. 즉 인공심장 부하의 대부분을 차지하는 모터의 마찰부하에 해당하는 대동맥압은 인회 박동시에도 50-150 mmHg 까지 변화하며 장기간의 연속동작으로 인한 모터의 온도상승과 부하관련 상수인 관성모멘트와 점성마찰계수등은 동작점에서의 값 자체의 추정도 어렵지만 장기간의 구동시에는 기계부품의 마모나 유희상태의 변화에 따라 그 값이 변한다. 따라서 인공심장의 속도제어와 위치제어는 이러한 동작환경의 조건하에서도 강인하게 수행되어야 한다.

본 논문에서는 먼저 고정된 동작환경에서 에너지소모를

최소화하는 최적속도 프로필을 사용하였다. 강인한 제어기의 설계는 [7]에서 수동적응제어 개념을 도입한 바 있으나 제어기 하드웨어의 축소와 어셈블리어로 프로그램할 경우 그 양이 방대해져 내부 메모리의 부족이라는 한계로 인해 본 제어시스템에의 적용은 현재로서는 거의 불가능하다. 인공심장을 연구하는 어느 연구그룹에서도 이러한 강인 제어기를 갖춘 제어시스템을 구현한 곳은 없으며 현재로서는 심박출량을 충분히 보장하는 기본적인 성능과 3년 이상의 신뢰도를 가진 소형의 이식형 제어기를 개발하는 것을 목표로 하는 실정이다. 따라서 강인 제어기의 설계는 더 우수한 성능의 마이컴의 확보와 2년 이상의 동물 생존을 이룩한 후에나 당면의 해결과제가 될 것이다.

다섯째, 동작상의 안전성이 있어야 한다. 어떤 경우라도 동작이 중지되는 안되고 따라서 제어기의 동작을 스스로 감시하는 기능이 있어야 한다. 본 제어시스템은 외부제어기가 이런 기능을 담당하고 있다. 또한 비상시를 위해 동작상의 단절이 없이 여분의 이식된 제어기로의 이전이 가능해야 하고 제어장치와 인공심장을 연결하는 전선의 연결상태도 단절이나 단락이 없어야 한다. 본 제어시스템의 내부제어기는 이러한 응급상황을 스스로 점검하는 기능을 갖추고 있고 이 경우 즉시 외부제어기의 경고음을 통하여 환자관리사에게 통고하도록 구현하였다.

III. 제어시스템의 구조

인공심장용 제어시스템은 체내에 이식되어 인공심장내의 모터를 제어하는 내부제어기와 환자관리용 외부제어기로 구성된다. 외부제어기는 무선통신방식으로 내부제어기에 명령 정보를 전송하고 체내에 이식된 인공심장과 제어기의 상태를 모니터링하며 필요한 데이터를 저장하는 역할을 한다. 그림 2는 본 제어시스템의 구조를 나타내는 블럭도이다.

IV. 내부제어기

1. 하드웨어

내부제어기를 구성하는 하드웨어는 그림 3에 나타난 것처럼 마이크로컨트롤러를 중심으로 하는 주제어부, 모터구동부, 모터속도 및 입력전류 감지회로, 통신용 회로등으로 이루어져 있다.

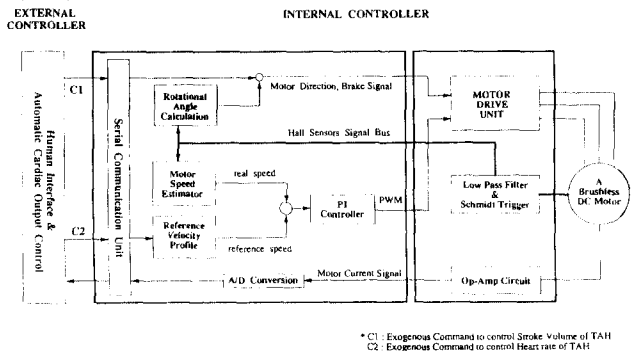


그림 2. 인공심장 제어시스템의 전체블럭도.
Fig. 2. Structural block diagram of control system.

주제어부의 87C196KB(Intel Co., USA)는 8096 계열의 고성능 16비트 마이크로컨트롤러로서 8Kbyte의 EPROM을 내장하고 있다. 12MHz의 클럭을 사용하여 16비트 덧셈에 0.66 msec, 한 명령의 수행속도가 대체로 0.5 msec-1.5 msec 정도가 소요된다. 또한 입력신호의 고속측정으로 실시간처리가 가능하며 8채널의 10비트 A/D converter, watchdog timer, 직렬통신포트 그리고 PWM 출력등이 내장되어 있다.

모터구동부에서는 브러쉬없는 직류모터의 정류를 위해서 3개의 홀센서(Hall effect sensor)를 사용하고 있으며 모터의 회전에 따라 구형파의 펄스가 발생한다. 이들 펄스열은

고성능의 직류모터 구동칩인 MC33035(Motorola Inc., USA)로 입력되어 6개의 모터구동용 파워트랜지스터를 스위칭하게 된다. MC33035에 내장된 PWM증폭기는 마이컴에서 계산된 디지털 PI제어기 출력과 삼각파와의 비교기 출력을 파워트랜지스터 회로에 인가하며 이때 PWM의 스위칭주파수는 모터의 전기적 시정수를 고려하여 25KHz로 하였다.

이들 홀센서 신호펄스열은 또한 모터의 속도추정을 위한 마이컴으로의 귀환회로에도 사용된다. 속도추정용 귀환회로는 모터로부터의 홀센서 신호열을 고주파 노이즈 제거를 위해 저역통과필터를 거친 후 다시 정형의 구형파를 만들어주는 Schmitt trigger회로를 통과하여 마이컴의 고속 신호입력단으로 보내준다.

모터에 공급되는 입력전류는 증폭회로를 거쳐 마이컴에 내장된 A/D converter로 전달되고 변환된 디지털 데이터는 직렬통신회로의 MAX233을 통해 인공심장의 상황을 점검하기 위한 외부제어기로 전송된다.

2. 최적 속도프로필의 계산

2.1. 시스템 모델링

일반적인 직류모터에 대한 수학적 모델은 다음과 같은 미분방정식으로 주어진다.

$$\frac{d\theta}{dt} = \omega$$

$$K_t i = J_m \frac{d\omega}{dt} + B_m \omega + T_L \quad (1)$$

$$E_m = L \frac{di}{dt} + Ri + K_e \omega$$

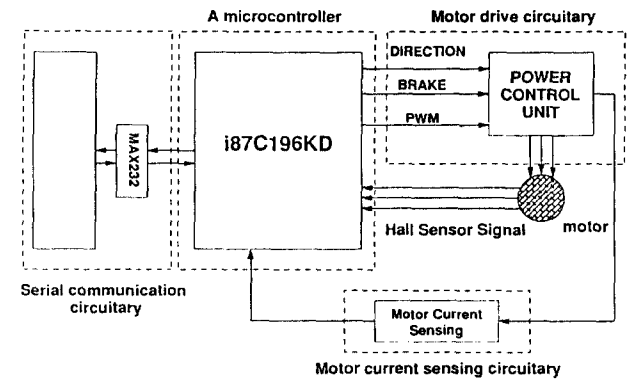


그림 3. 인공심장 제어시스템의 하드웨어 블럭도.
Fig. 3. Block diagram of internal controller hardware.

여기서 θ 는 회전각 (rad), ω 는 각속도 (rad/sec), i 는 모터의 입력전류 (amp), E_m 은 인가전압 (volt), T_L 은 모터의 마찰부하 (N-m), K_t 은 모터의 토모코상수 (N-m/amp), K_e 는 역기전력 상수 (volt-sec/rad), R 은 고정자 코일의 직류저항 (Ohm), L 은 고정자 코일의 인덕턴스 (H), J_m 은 부하의 관성모멘트(N-m-sec²), B_m 은 부하의 점성마찰계수(N-m-sec)이다.

일반적으로 직류모터의 인덕턴스(L)의 값은 아주 작으므로 위 (1)에서 이를 무시하고 간략화된 모델의 상태방정식을 쓰면 다음의 (2)와 같다.

이 상태방정식에서 모터의 마찰부하는 인공심장이 혈액을 박출할 때 대부분 대동맥 압력에 의해 결정되므로 다음과 같이 해석할 수 있다. 즉, 대동맥압은 인공심장의 좌심실 수축기간 중 박출되는 혈류가 구동원이 되고 심혈관계가 부하 임피던스가 되어 발생하게 되는데 이 부하 임피던스를 구성하는 요소 중 저항성분이 가장 우세하다고 보면 모터의 부하는 이동작동기의 회전각에 비례해서 직선적으로 증가한다고 생각할 수 있다. 따라서 식(2)에서 T_L 은 다음과 같이

표시될 수 있다.

$$\frac{d}{dt} \begin{pmatrix} \theta \\ \omega \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ 0 & -\frac{B_m}{RJ_m} - \frac{K_r}{J_m} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \theta \\ \omega \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ \frac{K_r}{RJ_m} \end{pmatrix} E_m + \begin{pmatrix} 0 \\ -\frac{1}{J_m} \end{pmatrix} T_L \quad (2)$$

$$T_L = \frac{P_{s_{max}}}{\theta_{max}} C \theta \quad [Nm] \quad (3)$$

여기서 $P_{s_{max}}$ 는 수축기간의 최대동맥압 [mmHg], θ_{max} 는 이동작동기 (moving actuator)의 최대회전각 [rad], C 는 변환상수 [N·m/mmHg], θ 는 이동작동기의 회전각 [rad] 이다.

위 식(2)에 식(3)의 부하모델을 포함시킨 전체모델의 상태방정식은 다음과 같다.

$$\frac{d}{dt} \begin{pmatrix} \theta \\ \omega \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ \frac{P_{s_{max}} C}{J_m \theta_{max}} - \frac{K_r K_r}{RJ_m} - \frac{B_m}{J_m} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \theta \\ \omega \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ \frac{K_r}{RJ_m} \end{pmatrix} E_m \quad (4)$$

2.2. 최소 에너지소모의 속도프로필

본 논문에서의 최적제어 문제는 위 식(4)로 주어지는 모터시스템을 구동할 때 모터에서 소모되는 에너지를 최소화 하는 최적상태변수의 궤적을 구하는 것이다.

이제 상태변수가 $X^*(t) = [\theta(t) \ \omega(t)]$ 로 주어지는 시스템에서 성능지수함수를 다음과 같이 정의하고 이를 최소화하는 $E_m^*(t)$ 와 $X^*(t)$ 를 구한다.

$$\begin{aligned} J(E_m(t)) &= \int_0^{t_f} (E_m(t) i(t)) dt \\ &= \int_0^{t_f} (E_m(t) \frac{E_m(t) - K\omega(t)}{R}) dt \\ &= \int_0^{t_f} (\frac{1}{R} E_m^2(t) - \frac{K}{R} E_m(t)\omega(t)) dt \end{aligned} \quad (5)$$

여기서 Pontryagins minimum principle을 적용하기 위한 Hamiltonian을 구해보면,

$$\begin{aligned} H(X(t), E_m(t), P(t), t) &= \frac{1}{R} E_m^2(t) - \frac{K_r}{R} E_m(t)\omega(t) + P_1(t)\omega(t) \\ &+ P_2(t) \left(\frac{P_{s_{max}}}{J_m \theta_{max}} C \theta(t) - \left(\frac{K_r K_r}{RJ_m} + \frac{B_m}{J_m} \right) \omega(t) + \frac{K_r}{RJ_m} E_m(t) \right) \end{aligned} \quad (6)$$

이 되고 이동작동기의 구동시간이 t_f 일때 $0 \leq t \leq t_f$ 의 범위에서 허용가능한 제어입력에 제한조건이 없다고 가정하고 최적제어입력 $E_m^*(t)$ 을 구해보면 다음과 같다.

$$E_m^*(t) = \frac{K_r}{2} \omega^*(t) - \frac{K_r}{2J_m} P_2^*(t) \quad (7)$$

이상의 결과를 종합하여 확장된 상태방정식을 쓰면 다음과 같다.

$$\frac{d}{dt} \begin{pmatrix} \theta(t) \\ \omega(t) \\ P_1(t) \\ P_2(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\frac{P_{s_{max}}}{J_m \theta_{max}} \Gamma & 0 & -\frac{K_r}{2RJ_m} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{P_{s_{max}}}{J_m \theta_{max}} C \\ 0 & \frac{K_r}{2R} & -1 & -\Gamma \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \theta^*(t) \\ \omega^*(t) \\ P_1^*(t) \\ P_2^*(t) \end{pmatrix}$$

$$\Gamma = - \left(\frac{K_r K_r}{RJ_m} + \frac{B_m}{J_m} \right) + \frac{K_r A_r}{2RJ_m} \quad (8)$$

이제 최적상태변수의 궤적을 구하기 위해 위 식(8)로 주어지는 미분방정식을 풀 때 사용되는 경계조건은

$$\begin{bmatrix} \theta(0) & \omega(0) \\ \theta(t_f) & \omega(t_f) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (9)$$

와 같고 이로부터 최소에너지 소모를 보장하는 속도프로필은 다음과 같이 2차함수로 주어진다.

$$\omega^*(t) = \frac{6\theta_{max}}{t_f^3} (t_f - t)t \quad (10)$$

표 2. 모터의 속도프로필에 따른 혈액펌프의 효율.
Table 2. Simulation results of blood pump efficiency to the different velocity profiles of the motor.

Profiles	Input power [W]	Motor efficiency [%]	Pump efficiency [%]	Total efficiency [%]
Rectangular	16.6	43.5	40	17.4
Trapezoidal	13.5	53.3	40	21.3
Triangular	13.5	53.4	40	21.4
Optimal	12.3	57.0	40	22.8

이상과 같이 구한 최적속도 프로필을 이용하여 모터를 구동할 경우 에너지 절약면에서의 이득은 표 2의 시뮬레이션 결과로부터 예측할 수 있는데 최대 대동맥압이 120 mmHg, 심박동수가 60 BPM일때, 최적속도 프로필을 사용

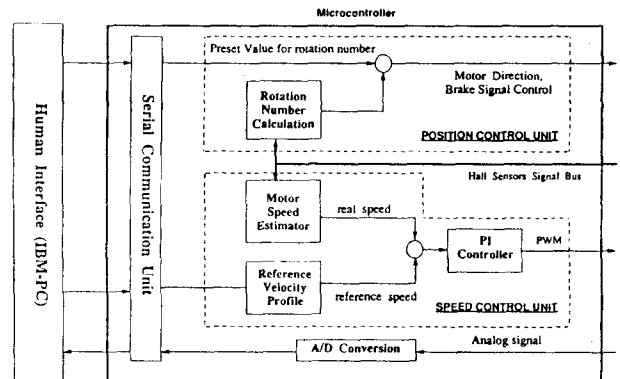


그림 4. 인공심장 제어시스템의 소프트웨어 블럭도.
Fig. 4. Block diagram of internal controller software.

한 경우가 직사각형의 프로필을 사용한 경우에 비해 절대효율 면에서 5.4 %의 증가를 보이고 있다. 이것은 효율증가분/효율에 해당하는 상대효율 증가측면에서는 31 %에 달하는 것으로 4.3 Watt의 전력이 절약되어 10 Ah의 축전지를 사용할 경우 약 50 min의 동작연장을 얻을 수 있는 수치이다.

3. 소프트웨어

내부제어기의 소프트웨어는 그림 4에 나타난 것처럼 기능적으로 위치제어부, 속도제어부, 정보통신부로 구성된다.

3.1. 위치제어부

모터의 위치제어를 구현하는 방법으로는 상대적 위치제어와 절대적 위치제어의 두 방식으로 구분할 수 있다.

인공심상용 모터의 경우 환형된 거리사이클 왕복운동해야 하므로 절대적 위치제어가 요구되지만 이를 위해서는 추가의 위치센서를 부착해야 하는데 인공심장의 경우 가능한

한 별도의 센서를 사용하지 않는 것이 신뢰도나 안정도 면에서 바람직하다. 따라서 본 논문에서는 위치센서를 추가로 사용하지 않고 브러쉬없는 직류모터의 정류를 위한 3상의 홀센서 펄스를 카운트하는 상대적 위치제어를 사용하였다.

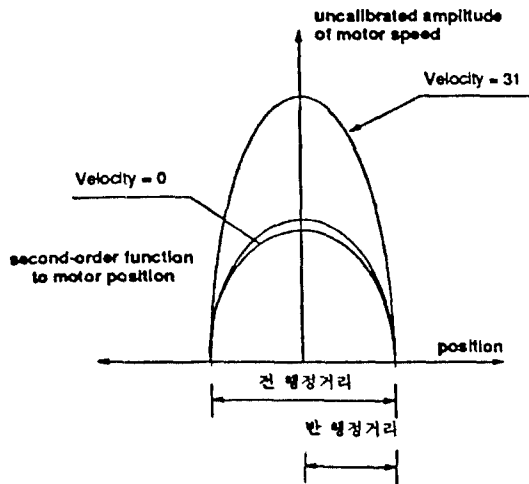


그림 5. 세분화된 모터의 기준속도 프로파일.
Fig. 5. Segmented reference velocity profiles.

또한 이동작동기의 왕복운동의 절대적인 위치기준점은 처음 구동을 시작할 때 좌,우 심실 중 임의의 곳으로 완전히 수축하여 그곳을 절대기준점으로 인식하는 방법을 사용하였다. 모터구동형 인공심장에서 이러한 위치제어가 정확하지 않은 경우에는 최대의 심박출량을 보장하지 못하거나 불규칙한 박동을 하므로 세심한 주의가 요구된다.

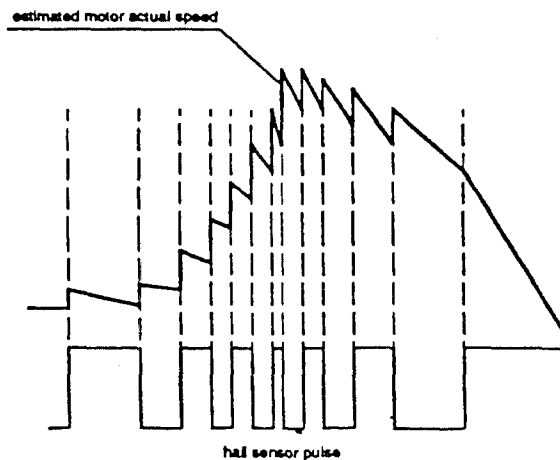


그림 6. 모터속도의 추정원리도.
Fig. 6. Mechanism of motor speed estimation.

3상의 홀센서 신호열은 마이컴의 고속 신호처리용 포트에 각각 병렬로 입력되고 이들 신호의 상승 또는 하강 에지에서 인터럽트가 발생하도록 하였다. 이 인터럽트 처리루틴에서 카운트한 값이 외부제어기로부터의 명령정보에 의해 이미 설정된 값과 일치할 때까지 인공심장의 이동작동기 운동을 하게된다. 이후 마이컴의 입,출력 포트를 통해 모터의 정지신호(brake)가 출력되고 모터의 방향을 바꾸기 위해 반전된 모터 방향신호(direction)가 출력된다. 일정한 정지시간 후 이동작동기는 방향을 바꾸어 전술한 바와 같은 방법으로 왕복운동을 하게된다.

3.2. 속도제어부

속도제어부는 기준속도 프로파일, 모터속도 추정, 디지털 PI제어기의 세 모듈로 크게 구성된다. 기준속도 프로파일은 전술한 바와 같이 에너지 소모를 최소화하도록 포물선형용

채택하였다. 또한 이들의 진폭을 저속에서 고속까지 32개로 세분하여 그림 5와 같이 32개의 속도프로필을 생성한 후 마이컴의 내장된 메모리에 저장하였다. 따라서 외부제어기로부터의 명령정보에 따라 이들 속도프로필 중 적당한 것을 선택함으로써 인공심장의 심박동수의 제어가 가능해진다.

모터속도의 측정을 위해 기존의 제어기에서는 frequency-to-voltage (F/V) converter를 사용하였으나 이를 사용하지 않고도 다음과 같은 간단한 계산에 의해 속도의 추정이 가능하다. 즉, 모터에 부착된 3개의 홀센서간의 거리는 일정하므로 모터가 회전함에 따라 이들 홀센서 신호의 각 에지간의 시간을 마이컴의 인터럽트 루틴에서 계산함으로써 모터의 속도를 추정할 수 있다. 이때 홀센서 펄스열의 각 에지사이의 구간에서는 그림 6에서와 같이 지수함수적으로 그 값을 감소시켜 주어야 한다. 이를 간단한 계산식으로 나타내면 다음과 같다.

$$S[k] = \frac{C}{T[k]} - D[k] \tag{11}$$

$$D[k] = \frac{S[k-1]}{2}$$

S[k]는 k번째에 계산된 추정속도, C는 각 홀센서간의 일정거리를 나타내는 상수, T[k]는 k번째와 그 한 단계 앞의 홀센서 에지간의 시간, D[k]는 각 에지사이 구간에서의 감소량을 나타낸다. 이때, 홀센서간의 일정거리용 상수는 실험적으로 그 값을 구하였다.

한편, 그림 7에 나타난 바와 같이 기준속도 프로파일의 값과 추정된 속도값의 차이는 페루프 귀환제어를 위한 디지털 PI제어기로 입력된다. 아날로그함수의 이산화는 Tustin[8] 방법을 사용했으며 PI-gain은 시블레이션으로 기준속도에의 추종성이 우수하도록 그 값을 정한 후 실제의 실험을 통해 모델링 오차에 해당하는 양만큼을 보정하였다. 또한 디지털 PI제어기의 샘플링 시간은 1.65msec로 이는 최고속도 2500-3000 rpm의 모터구동에서는 충분한 계산상의 해상도를 확보하고 있다.

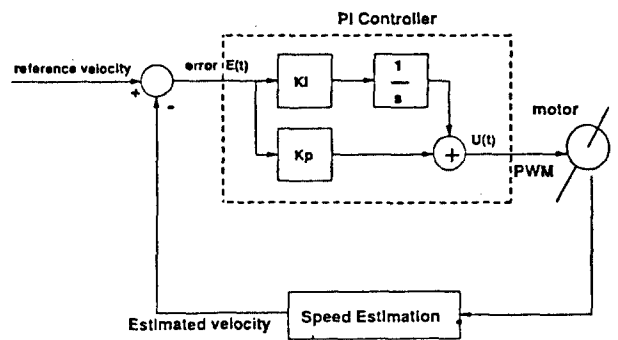


그림 7. 디지털 PI제어기의 블럭도.
Fig. 7. Block diagram of digital PI controller.

3.3. 정보통신부

체내에 이식된 인공심장 및 모터의 동작상태를 점검하기 위해 모터의 입력전류, 기준속도 프로파일, 추정된 모터속도, 응급상황등에 대한 정보가 실시간으로 외부제어기에 전송된다. 한편, 인공심장의 일박출량을 결정하는 이동작동기의 왕복거리, 심박동수에 관련된 기준속도 프로파일의 진폭, 좌우심방압의 균형을 위한 불균형 인자등의 명령정보가 매번의 박동주기마다 외부제어기로부터 내부제어기에 전달된다.

V. 환자관리용 외부제어기

1. 인공심장 및 내부제어기의 동작상태 감시

체내에 이식된 인공심장의 동작상태를 감시하기 위한 지표로 인공심장내의 모터에 공급되는 전류의 파형과 모터의 속도응답의 파형을 정하고 이들 데이터를 내부제어기로부터

전달받아 그림 8에 나타난 것과 같이 외부제어기인 개인용 컴퓨터 화면에 표시한다. 또한 생리제어 알고리즘에 의해 추정된 인공심장의 심박동수, 일박출량, 좌,우심방압과 심박출량등을 컴퓨터 화면에 나타낸다. 한편, 내부 제어기로부터는 TET에서 공급되는 전원에 대한 정보를 화면에 표시하여 에너지의 공급이 안정적으로 이루어지는지를 검사한다.

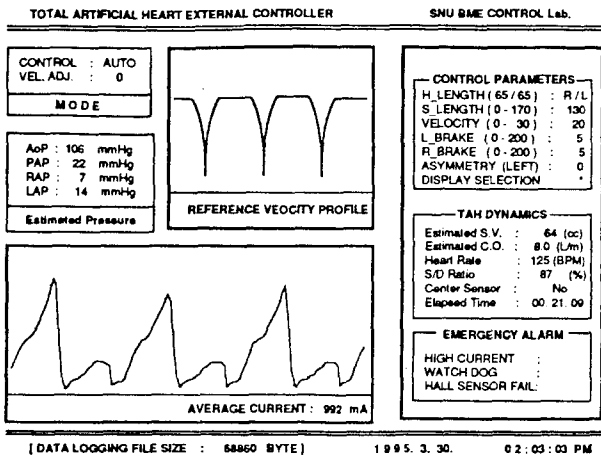


그림 8. 환자관리용 외부제어기의 컴퓨터화면.
Fig. 8. A computer screen panel of the external controller for patient management.

2. 환자의 생리적 상태의 추정

혈관계를 제외한 생체시스템에 대해 혈관계 및 체액에 중요한 영향을 미치는 요소들만을 간단히 모델링하여 혈액의 산소분압, 이산화탄소분압, 산성도, 헤마토크리트등 환자의 생리적 상태에 대한 추정치를 화면에 표시한다.

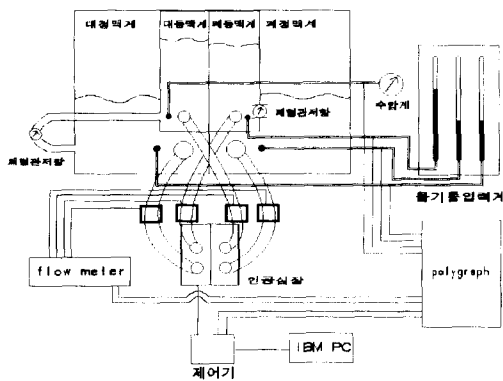


그림 9. 인공심장용 모의순환장치의 모식도.
Fig. 9. Schematic diagram of mock circulatory system.

3. 응급상황에의 자동제어

인공심장의 구동시 예상할 수 있는 응급상황으로는 과도한 모터입력 전류로 인한 제어 시스템의 고장, 장기간의 구동에 따른 기어열의 마모등과 같은 인공심장의 전자, 기계에 관련된 것과 환자의 생리적 상태의 급격한 악화등과 같은 의학적 문제에 기인한 것으로 크게 구분할 수 있는데, 본 알고리즘에서는 우선 인공심장 자체의 문제로 인한 응급 상황에 대해서만 대처하는 방안을 확정한다. 과전류 공급문제는 최대전류값을 연속적으로 감시하여 허용치이상 입력될 경우에는 모터의 회전방향을 바꾸어 준다. 만일, 모터의 구동에 필요한 홀센서 신호열에 신호선의 단절과 같은 문제가 있는 경우에는 인공심장의 모든 복잡한 제어 알고리즘은 중지하고 기본적인 왕복운동만을 제공하기 위해 프로그램에서 이에 상응하는 적절한 신호열을 만들어

모터구동부에 공급한다. 기어열의 마모는 모터의 입력전류 파형과 속도응답 파형으로부터 판단하며 이 경우에는 기어의 파열을 방지하기 위하여 최소한의 속도로 기본적인 왕복 운동만을 수행한다.

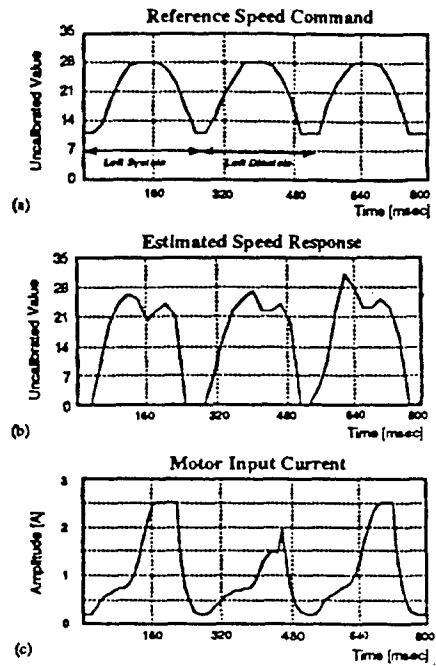


그림 10. 대동맥압이 70 mmHg일때의 디지털 PI제어기의 성능평가 결과. (a), 기준속도 프로파일 (b), 추정된 모터속도 (c), 모터의 입력전류.
Fig. 10. Performance results of digital PI controller at 70 mmHg of aortic pressure (a) reference velocity profile, (b) estimated motor speed, (c) motor input current.

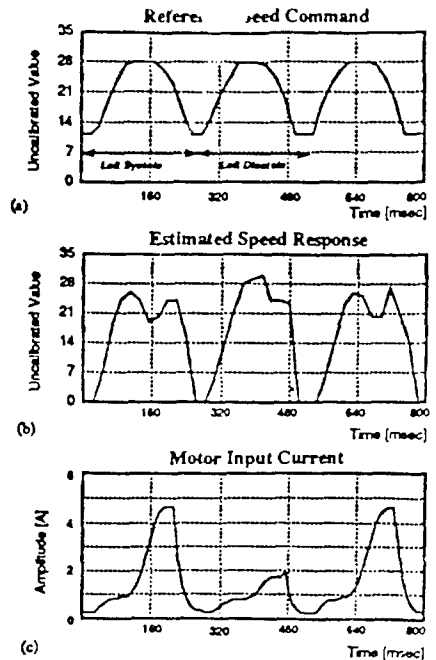


그림 11. 대동맥압이 150 mmHg일때의 디지털 PI제어기의 성능평가 결과 (a) 기준속도 프로파일, (b) 추정된 모터속도, (c) 모터의 입력전류.
Fig. 11. Performance results of digital PI controller at 150 mmHg of aortic pressure (a) reference velocity profile, (b) estimated motor speed, (c) motor input current.

VI. 모의순환실험과 동물실험 결과 및 고찰

인공심장의 개발의 최종목표는 임상에의 응용이지만 현재로서는 전세계적으로 아직 그 전단계인 동물실험의 수행에 그치고 있다.

인공심장 및 제어시스템의 성능평가를 위해 항상 동물실험을 할 수는 없으므로 일반적으로 실제 순환계의 모형으로 제작한 모의순환장치를 이용하여 그 실험결과를 활용한다. 본 연구에서 사용한 모의순환장치는 그림 9에서처럼 완전 밀폐된 4개의 방으로 구성되어 있으며 두 개씩 각각 연결되어 체순환과 폐순환을 대신한다.

그림 10과 그림 11은 구현된 제어시스템, 특히 디지털 PI 제어기의 성능을 평가한 모의순환실험 결과이다. 각각은 모터의 마찰부하의 대부분을 차지하는 평균 대동맥압이 70 mmHg로 낮은 경우와 150 mmHg로 높은 경우에 대해 추정된 모터의 실제속도가 부하의 크기에 관계없이 기준속도를 충실하게 따라가고 있는 결과를 보여준다. 다만, 감속구간에서는 특히 낮은 부하에서 기준속도에 비해 시간지연이 커지는 것을 볼 수 있는데 이는 제작된 내부제어기의 모터 구동부가 양의 단일전원을 사용하고 있기 때문으로 풀이할 수 있다.

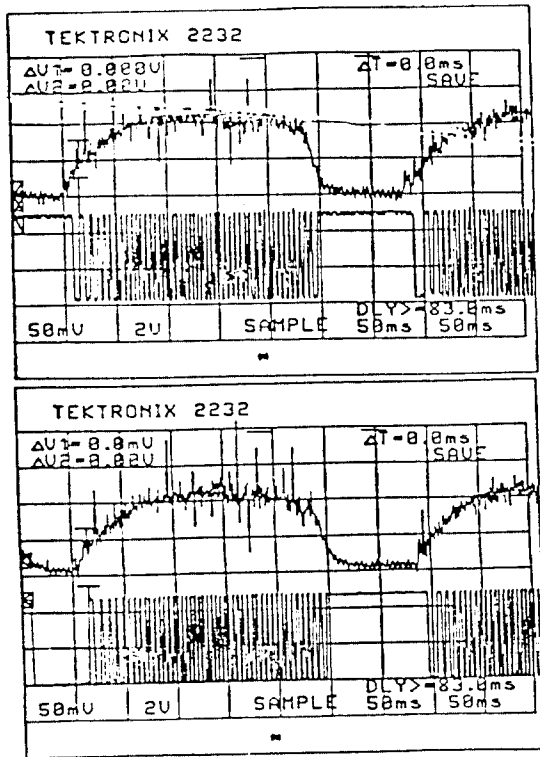


그림 12. 대동맥압이 (a) 70 mmHg, (b) 150 mmHg일 때 상업용의 F/V converter를 사용한 모터의 속도응답파형.

Fig. 12. Motor speed response using a commercial F/V converter from the Hall sensor pulses at (a) 70 mmHg, (b) 150 mmHg of aortic pressure.

즉, 감속구간에서 기준속도와 실제속도간의 오차가 음수일 경우에는 소위 4 quadrant 제어방식에서와 같이 마이너스 전원이 필요하기 때문이다. 이를 해결하기 위해서 양전원의 모터구동 회로를 제작할 수 있으나 전술한 인공심장용 제어시스템의 성능요건상 복잡한 회로는 지양해야 하며 실제의 인공심장의 구동에서는 대체로 부하인 대동맥압이 100-120 mmHg로 이 정도의 부하는 오히려 전술한 감속구간에서의 시간지연효과를 보상해 주어 본 연구에서는 단일전원과 음의 속도오차에 모터의 brake라는 수동적인 대응으로도 충분히

히 안정되고 신뢰도가 높은 제어기의 동작을 확인하였다.

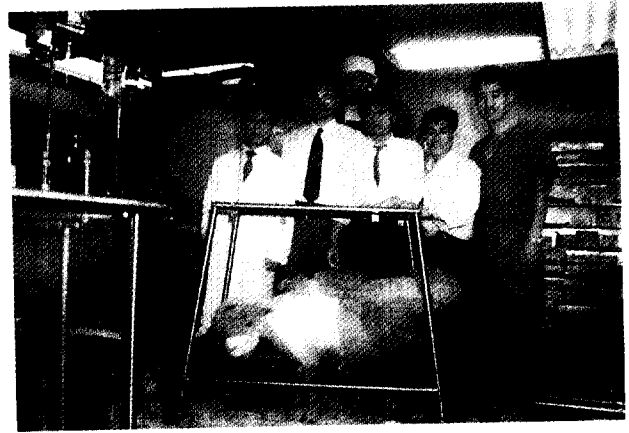


그림 13. 인공심장을 이식받은 양의 모습.
Fig. 13. A sheep with an implanted artificial heart.

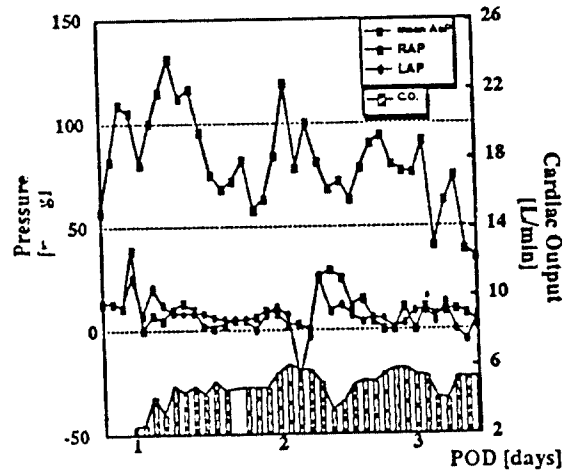


그림 14. 수술후 3일간의 혈류역학적 상태도.
Fig. 14. Hemodynamic data of a sheep during post-operative period.

또한, 제시된 모터속도 추정 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 모터의 구동시 홀센서 신호를 상용의 F/V converter를 통한 결과를 그림 12에 표시하였다. 여기서도 부하에 관계없이 모터의 속도가 기준속도를 충실히 따라가고 있음을 알 수 있고 제시된 알고리즘에 의해 추정된 모터속도의 파형과 거의 일치함을 보여주고 있다.

한편, 개발된 인공심장과 제어시스템은 동물실험에서의 성능평가를 위해 63kg의 양에 이식되어 3일간 생존시켰다. 그림 13은 인공심장을 이식받은 양의 수술후 회복된 상태의 모습을 보여주고 있는 사진이다. 수술후 3일동안 혈압을 비롯한 모든 생리적 기능들은 정상이었으며 이 기간중의 혈류역학적 데이터는 그림 14에 나타나 있다.

VII. 결론

본 논문에서는 외과적 치료가 불가능한 환자의 심장을 완전히 대체하기 위한 모터구동형 인공심장을 개발함에 있어 제반 성능요건들을 만족시키는 소형의 체내이식형 제어시스템을 구현하고 모의실험과 동물실험을 통해 그 성능을 평가함으로써 임상에의 응용가능성을 확인하였다.

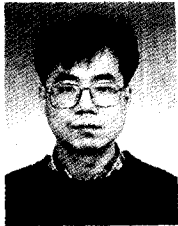
본 제어시스템은 대표적 동작점에서의 시스템에 대한 최적속도 프로필을 사용함으로써 모터에서 소모되는 에너지를 최소화하였다 뿐만아니라, 체내에 이식되는 내부제어기를 구현함에 있어서는 우수한 성능의 마이크로컨트롤러의 사용과 함께 기존의 제어기와는 달리 하드웨어가 차지했던 많은

부분을 소프트웨어로 구현함으로써 소형화가 가능해 졌고 제어기에서의 전류소모를 줄이고 전자부품의 감소로 인한 내구성의 향상을 이룰 수 있었다.

참고문헌

[1] B.G. Min, et al., "A moving actuator type electromechanical total artificial heart Part I : Linear type and mock circulation experiments", *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 37, no. 12, pp.1186-1194, 1990.
 [2] B.G.Min, et al., "A moving actuator type electro-mechanical total artificial heart-Part II : Circular type and animal experiment", *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 37, no. 12, pp. 1195-1200, 1990.
 [3] B.G.Min, et al., "Development of a new moving actuator type electro mechanical total artificial heart", *Artificial Organs*, vol. 15, no.2, 1991.

[4] W.J. Weiss, et al., "Permanent circulatory support systems at the Pennsylvania State University", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, pp. 138-144, 1990.
 [5] 최 원우, 강 동우, 최 재순, 김 희찬, 민 병구, "완전이식 인공심상용 무선정보 전송장치의 개발", 대한전자공학회지, 심사중, 1995.
 [6] W.J. Weiss, et al., "In Vivo performance of a transcutaneous energy transmission system with the Penn State motor driven ventricular assist device", *ASAIO Trans.*, vol. 35, pp. 284-288, 1989.
 [7] H.C.Kim, et al., "Optimal and physiological control for the new moving actuator type electromechanical total artificial heart", *Artificial Organs*, vol. 14, 1990.
 [8] S.G.Tzafestas, *Applied Digital Control*, North Hall, 1985.



최 원 우

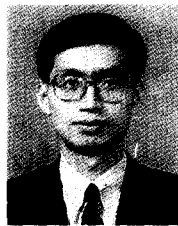
1969년 9월 24일생. 1991년 서울대학교 해양학과 졸업(제어계측공학 부전공). 1993년 서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학과 졸업(석사). 1993년 ~ 현재 동 대학원 박사과정 재학 중. 1994년 4월 ~ 1995년 3월 일본 국립 순환기병센터 연구소 인공장기부 연구

원. 1996년 1월 ~ 1996년 2월 일본 기계기술 연구소 방문 연구원. 연구분야는 인공심장의 혈류역학 및 제어, 적응제어, 신경회로망 및 퍼지제어.



박 성 근

1966년 11월 20일생. 1993년 서울대학교 의과대학 의학과 졸업. 1995년 서울대학교 대학원 의과대학 의공학석사. 현재 서울대학교 대학원 의과대학 의공학교실 박사과정 재학 중. 주요 연구분야는 생체 신호처리임.



김 희 찬

1959년 6월 5일생. 1982년 서울대학교 공과대학 전자공학과 졸업. 1984년 서울대학교 대학원 전자공학과 졸업(석사). 1989년 서울대학교 대학원 제어계측공학과 졸업(공학박사). 1989년 ~ 1991년 미국 유타대학 인공심장 연구소 연구원. 1991년 서울대학교 의과대

학 의공학교실 전임강사. 1993년 ~ 1994년 미국 유타대학 인공심장 연구소 객원교수. 1994년 ~ 현재 서울대학교 의과대학 의공학교실 조교수. 주요 연구분야는 인공장기임.



민 병 구

1942년 11월 20일생. 1965년 서울대학교 공과대학 전기공학과 졸업. 1970년 Rutgers University 의공학과 졸업(석사). 1972년 Rutgers University 의공학과 졸업(공학박사). 1972년 9월 ~ 1974년 9월 미국 뉴욕 마운틴 사이나대학 수석 연구원. 1975년 2월 ~ 1979년 6월 미국 뉴저지

주립대학 조교수. 1979년 6월 ~ 현재 서울대학교 의과대학 의공학교실 정교수. 1979년 6월 ~ 현재 서울대학교 공과대학 겸임교수. 1979년 6월 ~ 현재 서울대학교 병원 의공학과 과장. 1989년 10월 ~ 현재 의공학 연구소 소장.