

벨로우즈 방식의 폐회로를 가진 공압식 심실 보조장치의 최적 작동을 위한 압력 조절 시스템

김범수^{1,4}, 이정주⁴, 남경원⁴, 정기석^{1,4}, 안치범^{1,4}, 신경^{2,3,4}

¹고려대학교 BK21 의용생체공학, ²고려대학교 의과대학 의공학교실, ³고려대학교 의과대학 흉부외과, ⁴고려대학교 한국인공장기센터
(Received April 3, 2007. Accepted June 19, 2007)

Pressure Regulation System for Optimal Operation of the Pneumatic VAD with Bellows-Type Closed Pneumatic Circuit

Bum-Soo Kim^{1,4}, Jung-Joo Lee⁴, Kyung-Won Nam⁴, Gi-Seok Jeong^{1,4}, Chi-Bum Ahn^{1,4}, Kyung Sun^{2,3,4}

¹Biomedical Engineering of Brain Korea 21 Program, Graduate School, Korea University

²Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Korea University

³Department of Thoracic and Cardiovascular Surgery, College of Medicine, Korea University

⁴Korea Artificial Organ Center, Seoul, Korea

Abstract

Ventricular Assist Device(VAD) has switched its goal from a short-term use for bridge-to-transplantation to a long-term use for destination therapy. With this goal, the importance of long-term reliability gets more interests and importances. H-VAD is an portable extracorporeal biventricular assist device, and adopts an electro-pneumatic driving mechanism. The pneumatic pressure to pump out blood is generated with compression of bellows, and is transmitted in a closed pneumatic circuit through a pneumatic line. The existing pneumatic VAD adopts a air compressor which can generate stable pressures but has defects such as a noise and a size problem. Thus, it is not suitable for being used as a portable device. These problems are covered with adopting a closed pneumatic circuit mechanism with a bellows which has a small size and small noise generation, but it has defects that improper pneumatic setting causes a failure of adequate flow generation.

In this study, the pneumatic pressure regulation system is developed to cover these defects of a bellows-type pneumatic VAD. The optimal pneumatic pressure conditions according to various afterload conditions for an optimal flow rate were investigated and the afterload estimation algorithm was developed. The final pneumatic regulation system estimates a current afterload and regulate the pneumatic pressure to the optimal point at a given afterload condition. The afterload estimation algorithm showed a sufficient performance that the standard deviation of error is 8.8 mmHg. The pneumatic pressure regulation system showed a sufficient performance that the flow rate was stably governed to various afterload conditions.

In a further study, if a additional sensor such as ultrasonic sensor is developed to monitor the direct movement of diaphragm in a blood pump part, the reliability would be greatly increased. Moreover, if the afterload estimation algorithm gets more accuracy, it would be also helpful to monitor the hemodynamic condition of patients.

Key words : pressure regulation system, afterload estimation algorithm, pneumatic VAD

1. 서론

심실보조장치(Ventricular Assist Device, VAD)는 자연심장이 일부 손상되어 체내에서 요구하는 혈액 박출량을 만족시키지 못할 때, 자연심장과 병렬로 연결되어 부족한 혈액 박출량을 보조해 주는 역할을 하는 기계적 순환장치이다. 손상된 자연심장을 완전히 떼어내는 방식의 완전인공심장(Total Artificial Heart, TAH)과는 달리 심실보조장치의 경우 자연심장을 그대로 둔 채로 혈액 박출을 보조하므로, 추후 자연심장의 상태가 호전되

본 연구는 보건복지부 의료공학 융합기술개발사업의 특정센터 연구지원(휴대형 원전 이식형 인공 내분비 순환기 장치개발 센터: 과제번호 A020609) 과제와 교육인적자원부 두뇌한국21사업에 의하여 수행되었음.

Corresponding Author : 신경

서울시 성북구 안암동 5가 126-1 고려대학병원 3층 한국인공장기센터 (136-705)

Tel : 02-920-6451 / Fax : 02-922-4204

E-mail : ksunmd@kumc.or.kr

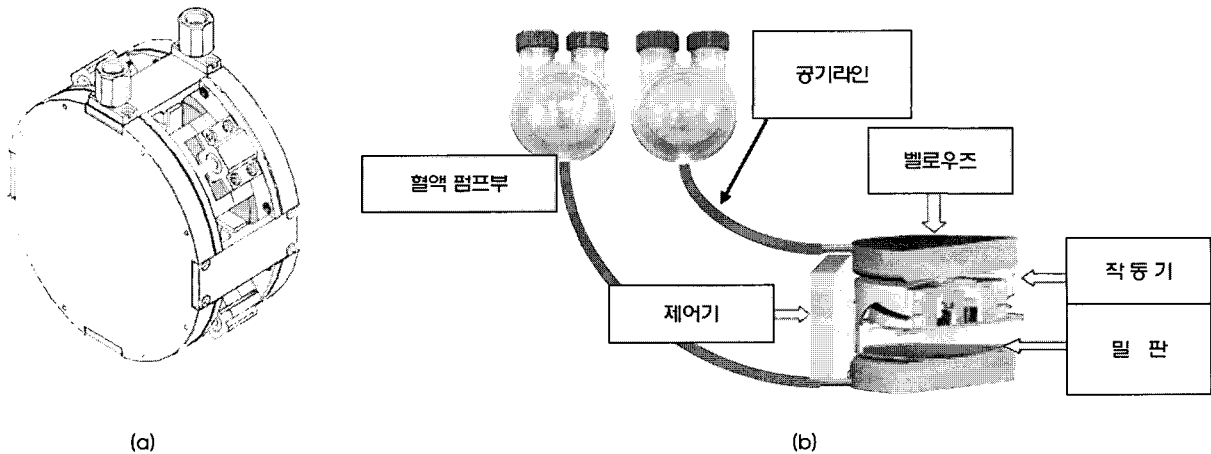


그림 1. H-VAD와 혈액 펌프.

(a) H-VAD 공압 생성 구동부, (b) H-VAD의 전체 구성도. 밀판의 상하작용으로 인해 벨로우즈의 압축과 확장이 일어나고, 이때 생성된 양압과 음압에 의해 혈액 펌프부에서의 혈액의 박출과 유입이 일어남.

Fig. 1. H-VAD and blood pump.

(a) Operation department for pneumatic pressure of H-VAD,

(b) The whole composition of H-VAD. For up-and-down motion of pusher plate, it forms compression and extension of bellows. Just in time, it happened ejection and inflow of blood for blood pump by generated positive and negative pressure.

있을 때, 연결된 장치만을 떼어냄으로써, 환자가 완전히 치유될 수 있다는 장점을 가진다. 과거에는 이러한 심실보조장치의 주된 역할이 심장 이식 전단계의 단기 가교(Bridge-to- Transplantation) 역할로 국한되었으나[1,2], 최근의 세계적 추세는 심실보조장치의 역할이 최종 단계로서의 치료수단(Destination Therapy)으로 점차 확대되고 있는 추세에 있다[3,4]. 이처럼 심실보조장치의 사용기간이 확대되고 환자의 삶의 질 향상 및 사회 생활의 복귀가 중요한 문제로 대두되면서, 심실보조장치의 안정적인 장기간 구동을 위한 시스템 보호 장치의 중요성이 지속적으로 증가하고 있다.

현재 고려대학교 한국인공장기센터에서 개발 중인 공압식 양심실보조장치(Hybrid VAD, H-VAD)는 벨로우즈의 압축을 통해 생성된 공기압을 외부와 차단된 공압 라인에 전달하여, 혈액펌프부의 체적 변화를 유도하여 혈액을 유입, 박출하는 방식을 채용하고 있다[5]. 기존의 공압식 심실보조장치는 대형의 공압 컴프레서를 사용하여 박출, 유입기의 공기압력을 조절하는 방식을 사용하고 있다. 이러한 방식은 혈액펌프부에 전달되는 공기압력이 후부하(Afterload, 대동맥압)에 관계없이 일정하게 유지되는 장점이 있으나, 컴프레서의 부피로 인해 전체 시스템이 커지는 문제와 소음이 발생하는 단점이 있다.[6,7] H-VAD는 이러한 단점을 극복하여 소음이 적고 휴대가 가능할 정도로 시스템 크기를 줄여 환자의 사회 생활 복귀에 용이하도록 개발되었다. 이를 위해, 공기압력 생성을 위해 컴프레서 대신 벨로우즈 방식을 채택하였다. 이는 폐회로로 차단된 벨로우즈의 압축 및 확장을 통하여, 유입, 박출기 공기압력을 생성하는 방식으로서, 소음이 적고 전체 시스템 부피가 작은 장점을 가지고 있다.

그러나 이러한 벨로우즈 방식의 압력 생성 방식은, 항상 일정한 압력을 생성하는 컴프레서 방식에 비해, 폐회로에 갇혀있는 공기의 양에 따라 유입, 박출기의 공기압력이 변동하는 단점을 가지고 있다. 따라서, 폐회로의 공기 압력을 적절히 조절하지 않으면, 혈액 펌프부에서의 혈액 박출이 제대로 일어나지 않을 뿐만 아니라, 과도/과소 압력의 인가로 인해 전체 시스템에 큰 부하가 걸려 내구성을 떨어뜨리는 문제를 가지고 있다.

본 연구에서는, 소형화에 장점인 벨로우즈 방식의 심실보조장치가 가지고 있는 단점을 극복하기 위해, 공기 폐회로의 압력을 자동으로 조절하는 시스템을 개발하여 최대 박출량을 획득하고 전체 시스템 내구성을 향상시키는 것을 목표로 한다.

II. 연구 방법

혈액 펌프부의 다이어프램의 이동에 의한 혈액 박출은 벨로우즈를 포함한 공기 폐회로의 압력에 의존하게 된다. 후부하의 조건에 따라 폐회로의 압력도 적절하게 조절되어야 정상적인 혈액 박출이 이루어지게 된다. 따라서 본 연구는 후부하 조건에 따른 적절한 폐회로의 압력조건을 실험을 통하여 결정하고, 실제 적용을 위해 후부하를 예측하는 알고리즘을 개발하고, 예측된 후부하에 따라 적정 폐회로 압력으로 조절하는 최종 시스템의 개발로 구성되어 있다.

A. 시스템 구성

H-VAD

실험에 사용된 양심실 보조장치 H-VAD(그림 1-a)(지름 150

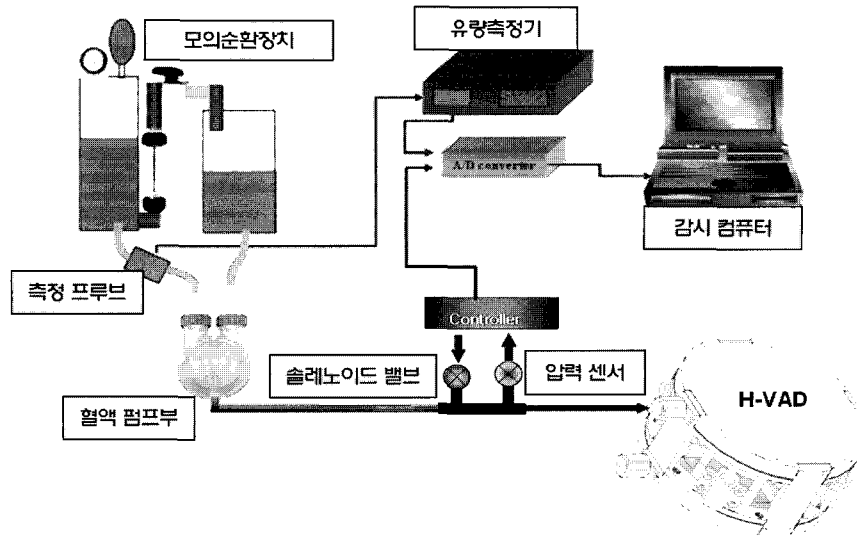


그림 2. 모의순환장치에 연결된 In vitro 실험 구성.
 Fig. 2. In vitro experimental composition connected mock circulation system.

mm, 높이 86 mm, 중량 2 kg, 최대 박동수 120 bpm 이상, 최대 박출량 7 L/min 이상)는 모터의 회전운동을 롤러 스크류를 통해 가운데 위치한 밀판(pusher plate)의 상하운동으로 전환시켜, 상하에 위치한 벨로우즈를 압축 또는 팽창시켜 혈액의 박출과 유입을 위한 양압과 음압을 생성한다. 이러한 양압과 음압으로 인해 혈액펌프부(그림 1-b)의 다이어프램이 확장 및 수축을 하여 혈액을 박출 또는 유입하게 된다. 상하의 벨로우즈는 각각 하나의 혈액펌프부에 연결이 되어, 전체적으로 양심실을 보조할 수 있는 장치이다.

압력 조절 장치 구성

공압 폐회로내의 압력을 측정하기 위하여 초소형 절대 압력 센서(ADP1141, Matsushita Electric Works, Ltd., Tokyo, Japan)가 사용되었고, 센서의 출력은 H-VAD 제어기의 CPU(TMS2812, Texas Instruments Inc, Texas, USA)의 ADC 포트에 입력된다. 공압 조절을 위해 양방향 솔레노이드 밸브(Series 3 2-way, Parker Hannifin Corp., fairfield, USA)가 사용되었는데, 벨로우즈의 압축 및 팽창을 통해 양압과 음압이 시간에 따라 생성이 되므로, 공기 펌프를 사용할 필요 없이 양압과 음압구간에서 솔레노이드 밸브의 개폐를 통해, 원하는 평균 폐회로 압력으로 조절 가능하도록 하였다. 솔레노이드 밸브는 CPU로부터 개폐 제어 신호를 받게 된다.

실험 구성

본 실험들은 그림 2와 같이 H-VAD를 모의순환장치에 연결하여 수행되었으며, 후부하에 해당하는 대동맥 압력 값과 초음파 유량측정기(TS420, Transonic Systems Inc., , New York, USA)를 이용한 혈액 박출량이 측정되었다. 이러한 신호들은 CPU(TMS2812, Texas Instruments Inc., Texas, USA)의 ADC 포트

에 입력되어 저장되었다.

B. 후부하 조건에 따른 최적 폐회로 압력 조건 획득

혈액의 박출은 벨로우즈 압축에 의해 생성된 폐회로 공기 압력에 의존하게 되므로, 후부하 조건에 따라 최적의 혈액 박출을 위해서는 적절한 폐회로 압력 조건도 달라지게 된다. 본 실험에서는 각 후부하 조건에 따라 폐회로 공기 압력 조건을 달리하였을 때, 혈액 박출량을 측정하고 최적의 폐회로 압력을 결정하였다. 후부하 조건은 40 mmHg에서 180 mmHg까지 20 mmHg씩 변화시켰고, 각 후부하 조건에 대해 폐회로 공기 압력의 평균값을 -100 mmHg에서 200 mmHg까지 달리하며 실험하였다. 혈액 박출 파형과 폐회로 압력 파형과 소모 전류 값을 측정하고, 이를 토대로 각 후부하 조건에 대하여 최적의 혈액 박출을 획득하는 최적 폐회로 공기압력 값을 결정하였다.

C. 후부하 예측 알고리즘

적절한 폐회로의 압력 설정은 후부하 상태에 따라 달라지게 된다. 따라서 실제 동작에 있어서 후부하의 예측이 선행되어야 한다. 후부하 압력은 혈액 펌프부의 다이어프램을 통하여 폐회로 공기 압력에 영향을 미치게 된다. 예를 들어 후부하 압력이 높으면, 벨로우즈 압축으로 유도된 폐회로 공기 압력의 상승에도 불구하고 다이어프램의 이동에 저항이 생겨, 결과적으로 폐회로 공기압의 평균 압력이 상승된다. 따라서 폐회로 공기압력 파형으로부터 후부하 압력을 예측하는 알고리즘을 개발하였고, 이를 위해 후부하 예측에 필요한 독립 변수들을 선별하였고, 선형 회귀를 통하여 후부하 예측식을 획득하였다.

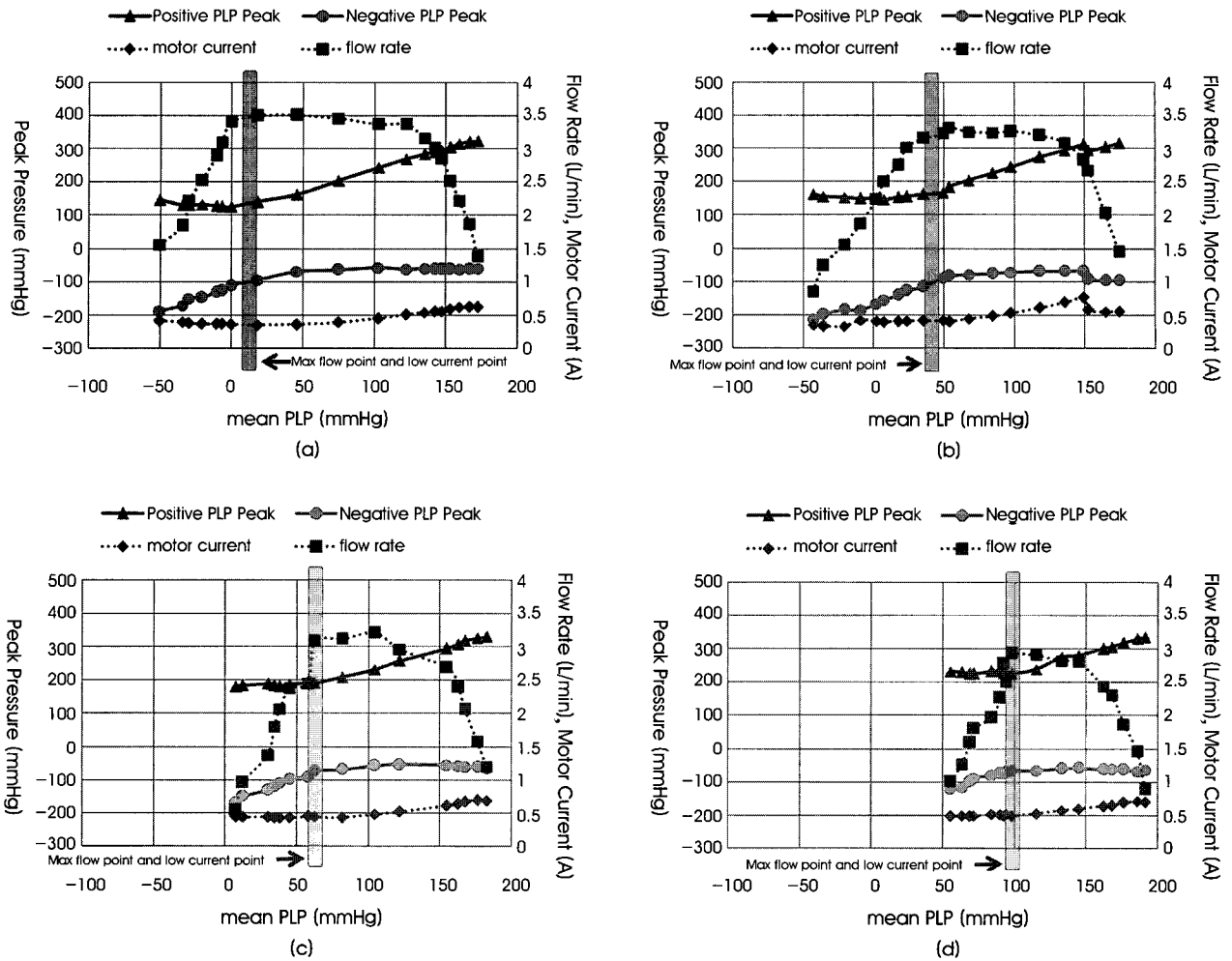


그림 3. 각 후부하 조건에 대한 폐회로 평균 압력에 따른 혈액 박출량과 소모 전류 및 폐회로 압력의 최대/최소값에 대한 그래프. (PLP : Pneumatic Line Pressure, 폐회로 압력).

(a) 평균 후부하가 60 mmHg 일 경우, (b) 평균 후부하가 100 mmHg 일 경우, (c) 평균 후부하가 140 mmHg 일 경우, (d) 평균 후부하가 180 mmHg 일 경우

Fig. 3. Blood ejection for average pressure of closed circuit toward afterload condition, dissipation current and graph by maximum/minimum of closed circuit pressure (PLP: Pneumatic Line Pressure, closed circuit pressure).

(a) In case of average afterload 60 mmHg, (b) In case of average afterload 100 mmHg, (c) In case of average afterload 140 mmHg, (d) In case of average afterload 180 mmHg

D. 개발된 시스템의 성능 평가 실험

최적 폐회로 공기 압력으로의 조절을 위한 솔레노이드 밸브 시스템의 개폐 알고리즘을 개발하였다. 압력 상승을 위해서는 폐회로 압력이 음압인 구간에서만 밸브가 열려 공기의 유입을 유도해 다음 양압인 구간에서 전체적인 압력상승을 꾀하도록 하였으며, 반대로 압력하강을 위해서는 폐회로 압력이 양압인 구간에서만 열리도록 하였다.

최종적으로 구성된 시스템의 적절한 후부하 예측 성능과 그에 따른 폐회로 공기압력 조절 성능을 평가하기 위한 실험을 하였다. 모의순환장치에 H-VAD를 연결하여 실험하였으며, 크게 세 가지로 나눠 실험을 진행하였다.

- ① 낮은 후부하 상황일 때, 최적값보다 높은 폐회로 압력 상황에서의 조절 능력
 - 후부하를 40 mmHg, 폐회로 압력을 80 mmHg로 설정한 상태에서, 압력 조절 장치를 가동하였을 때, 최적 폐회로 압력 조건인 0 mmHg로 조절되는지를 확인한다.
- ② 높은 후부하 상황일 때, 최적값보다 낮은 폐회로 압력 상황에서의 조절 능력
 - 후부하를 100 mmHg, 폐회로 압력을 10 mmHg로 설정한 상태에서, 압력 조절 장치를 가동하였을 때, 최적 폐회로 압력 조건인 42 mmHg로 조절되는지를 확인한다.

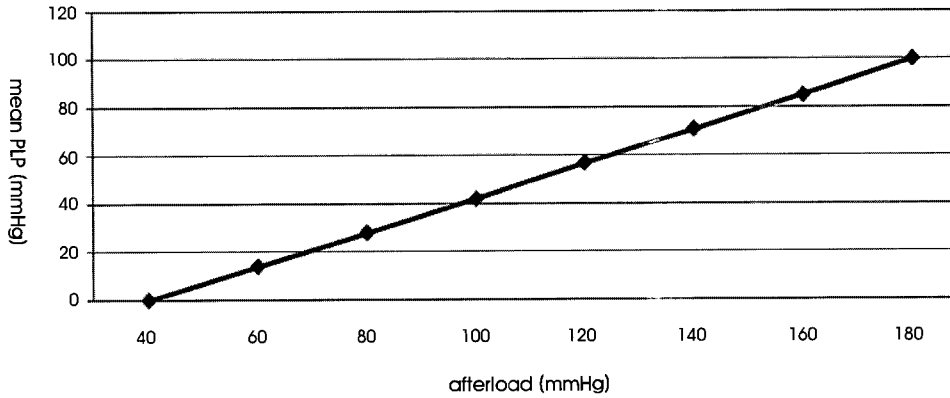


그림 4. 펌프 박동수 60 bpm 의 조건에서, 각 후부하 조건에 대한 최대 박출량 상태를 보장하는 최적의 폐회로 평균 압력값. (PLP : Pneumatic Line Pressure, 폐회로 압력)

Fig. 4. The terms of pump rate 60 bpm , average pressure with optimal closed circuit guarantee for maximum ejection toward afterload condition. (PLP: Pneumatic Line Pressure, closed circuit pressure)

- ③ 후부하의 변환에 따른 압력 조절 장치의 대응 능력
 - 폐회로 압력 0 mmHg, 후부하 40 mmHg으로 최적의 박출량을 내고 있을 때, 후부하에 과도한 부하가 걸려 후부하가 140 mmHg까지 올라 갔을 때의 상황에서 압력 조절 장치를 켜는 경우, 시스템이 효과적으로 대처하는지를 확인한다.

III. 결 과

A. 후부하 조건에 따른 최적 폐회로 압력 조건 획득

H-VAD 박동수를 60 bpm으로 고정시키고, 후부하를 40 mmHg에서 180 mmHg까지 변화시키며 각 조건에 대해 최적 폐회로 압력 조건을 찾기 위한 실험이며 결과는 그림 3과 같다. 그림 3 (a)~(d)는 각각 후부하 60, 100, 140, 180 mmHg에 대한 실험 결과이며, 각 그림에는 각 평균 폐회로 압력 상태에 대한 박출량과 모터 소모 전류, 폐회로 압력의 최대/최소값이 표시되어 있다. 그림 3 (a)와 같이 후부하가 60 mmHg일 때, 낮은 평균 폐회로 압력 상황에서는 박출량이 1.5 L/min 수준이지만 폐회로 압력이 증가함에 따라 박출량도 최대 3.5 L/min까지 증가한다. 그러나 어느 수준 이상의 평균 폐회로 압력 증가는 음압 구간의 생성을 감소시켜, 혈액 유입 구간이 줄어들어 전체적인 혈액 박출량의 감소를 가져온다. 이 때는 과도한 폐회로 압력이 설정된 상태로서 혈액 박출량의 감소와 소모 전류의 증가, 최대 폐회로 압력의 상승으로 인해 혈액 펌프부 및 모터, 작동기의 기계적 내구성에 나쁜 영향을 미칠 수 있게 된다. 따라서, 혈액 박출량과 소모 전류, 최대/최소 폐회로 압력을 고려하여 최적 평균 폐회로 공기 압력 조건을 14 mmHg로 결정하였다. 같은 방법으로 나머지 실험들에 대해서도 최적 평균 폐회로 공기 압력 조건들을 결정하였다. 후부하 압력이 증가될수록, 최적 평균 폐회로 공기 압력도 증가하였으며 이러한 관계는 그림 4

에 표시되어 있다. 1차 선형 관계식으로 도출하였으며 다음의 식1과 같다.

$$\text{desired_m_LP} = 0.71 * \text{m_AL} - 28.57 \quad (1)$$

여기서, desired_m_LP 는 최적 폐회로 평균 압력 (mmHg)
 m_AL 평균 후부하 압력 (mmHg)

B. 후부하 예측 알고리즘

앞서서 행한 1번 실험 데이터들을 토대로, 평균 후부하 값을 반영하는 독립 변수들을 선정하였다. 앞서 설명할 바와 같이 폐회로 평균 압력 값이 상관성이 높았으며, 다른 변수들로 폐회로 압력의 양압 구간의 평균값과 폐회로 압력의 양압 반구간의 평균값을 선정하였다. 폐회로 압력의 음압 구간은 혈액 유입과 상관성이 있는데 반해, 양압 구간이 혈액 박출과 상관성이 있으므로, 후부하를 반영하기 위한 변수로 양압 구간을 선정하였다. 또한 양압 구간 중에서도 후반부 양압 구간은 혈액 펌프부의 완전 박출(다이아프램의 완전 확장)이후의 압력구간이고, 전반부 양압 구간이 후부하를 이기며 혈액의 박출이 이루어지는 구간이므로, 전반부 양압 반구간의 평균값이 상관성이 크게 나타났다. 이러한 세 변수들로부터 선형회귀 분석 결과, 세 변수를 다 사용하는 것이 결정계수(R²) 0.96으로 폐회로 평균 압력값과 양압 반구간 평균 압력값 두 개를 사용한 경우(R²=0.91)보다 좋은 결과를 보여주었다. 세 파라미터들로부터의 후부하 예측 식은 다음의 식2와 같고, 표준 오차도 8.8mmHg 정도로 본 시스템에의 사용에는 충분한 성능을 보여주었다.

$$\text{eAL} = -283.568 + (-1.78289 * \text{m_LP}) + (1.15301 * \text{m_POS}) + (2.55511 * \text{m_half_POS}) \quad (2)$$

여기서, eAL은 예측된 후부하 값 (mmHg)
 m_LP 평균 폐회로 공기 압력 (mmHg)
 m_POS 폐회로 압력의 양압 구간의 평균값 (mmHg)
 m_half_POS 폐회로 압력의 양압 반구간의 평균값 (mmHg) 이다.

이러한 관계는 그림 5와 같으며 실제 후부하 평균값이 점들로, 예측된 값이 실선으로 표시되어있다.

C. 개발된 시스템의 성능 평가 실험

① 그림 6-a 는 평균 후부하가 40 mmHg 일 때, 평균 폐회로 공기 압력이 초기 80 mmHg 로 높게 설정되어 있을 때, 최적 평균 폐회로 압력값인 0 mmHg로 조절되는 성능을 보여주고 있다. 초기에 3.60 L/min의 박출량을 보이는 상태에서, 압력 조절 장치가 켜졌을 때, 후부하는 40 mmHg로 예측되어 이 때의 최적 평균 폐회로 압력 값인 0 mmHg로 조절되는 모습을 보여주고 있다. 박출량은 3.77 L/min으로 증가하였고, 이러한 조절 작업은 5초 안에 이루어짐으로써, 반응 속도 또한 충분히 빠른 것을 보여준다.

② 그림 6-b 는 평균 후부하가 100 mmHg 일 때, 평균 폐회로 공기 압력이 초기 10 mmHg 로 낮게 설정되어 있을 때, 최적 평균 폐회로 압력값으로 조절되는 성능을 보여주고 있다. 초기에 2.15 L/min의 박출량을 보이는 상태에서, 압력 조절 장치가 켜졌을 때, 후부하는 109 mmHg로 예측되어 이에 해당하는 최적 평균 폐회로 압력 값인 49 mmHg 로 조절되는 모습을 보여주고 있다. 비록

평균 후부하 예측에 9 mmHg의 오차가 있어서, 42 mmHg가 아닌 49 mmHg로 조절되었지만, 후부하 예측의 표준 오차가 8.8 mmHg 임을 감안할 때, 수용 가능한 오차 범위 내에서 작동함을 알 수 있다. 박출량은 3.27 L/min으로 증가하였고, 반응 속도도 10 초 이내로 충분함을 알 수 있다.

③ 그림 6-c 은 후부하가 40 mmHg 일 때, 최적 폐회로 평균 압력인 0 mmHg로 작동하여 최대 박출량인 3.83 L/min을 보이고 있을 때, 후부하를 140 mmHg로 변화시켰을 때의 대응 성능을 보여주고 있다. 압력 조절 시스템이 동작 하지 않고 있을 때, 후부하의 증가로 인해 수동적으로 평균 폐회로 압력은 44 mmHg까지 증가하지만 혈액 박출량은 2.14 L/min 으로 확연히 떨어진다. 이 때, 압력 조절 장치가 작동 하면 후부하는 132 mmHg로 예측되고 이 때의 최적 평균 폐회로 압력 값인 66 mmHg로 조절되어, 혈액 박출량이 3.19 L/min 상황으로 조절되었다. 비록 후부하 예측에 있어서 8 mmHg의 오차가 발생하여 최적 평균 폐회로 압력값인 71 mmHg가 아닌 66 mmHg로 조절되었지만, 후부하 예측 표준 오차 8.8 mmHg 내의 오차에 인한 것으로서, 수용 가능한 오차 범위 내에서 충분한 성능을 보여주었다.

IV. 토 의

본 시스템은 후부하 예측과 그에 따른 최적 폐회로 공기압력 조절의 두 부분으로 구성되어 있다. 폐회로 공기 압력 신호만으로도 후부하를 예측할 수 있다는 것은 실제 환자 적용에 있어서 직접

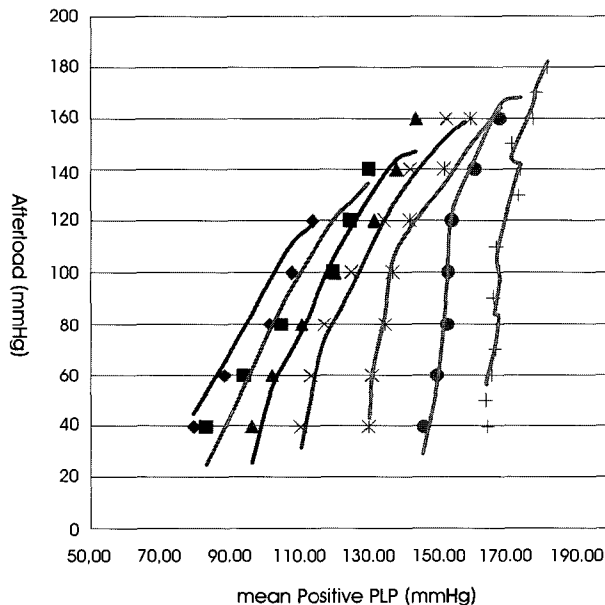


그림 5. 실제 평균 후부하(점선)와 예측한 후부하 값(실선). (PLP : Pneumatic Line Pressure, 폐회로 압력)
 Fig. 5. Real average afterload(a dotted line) and estimated afterload(a solid line). (PLP: Pneumatic Line Pressure, closed circuit pressure)

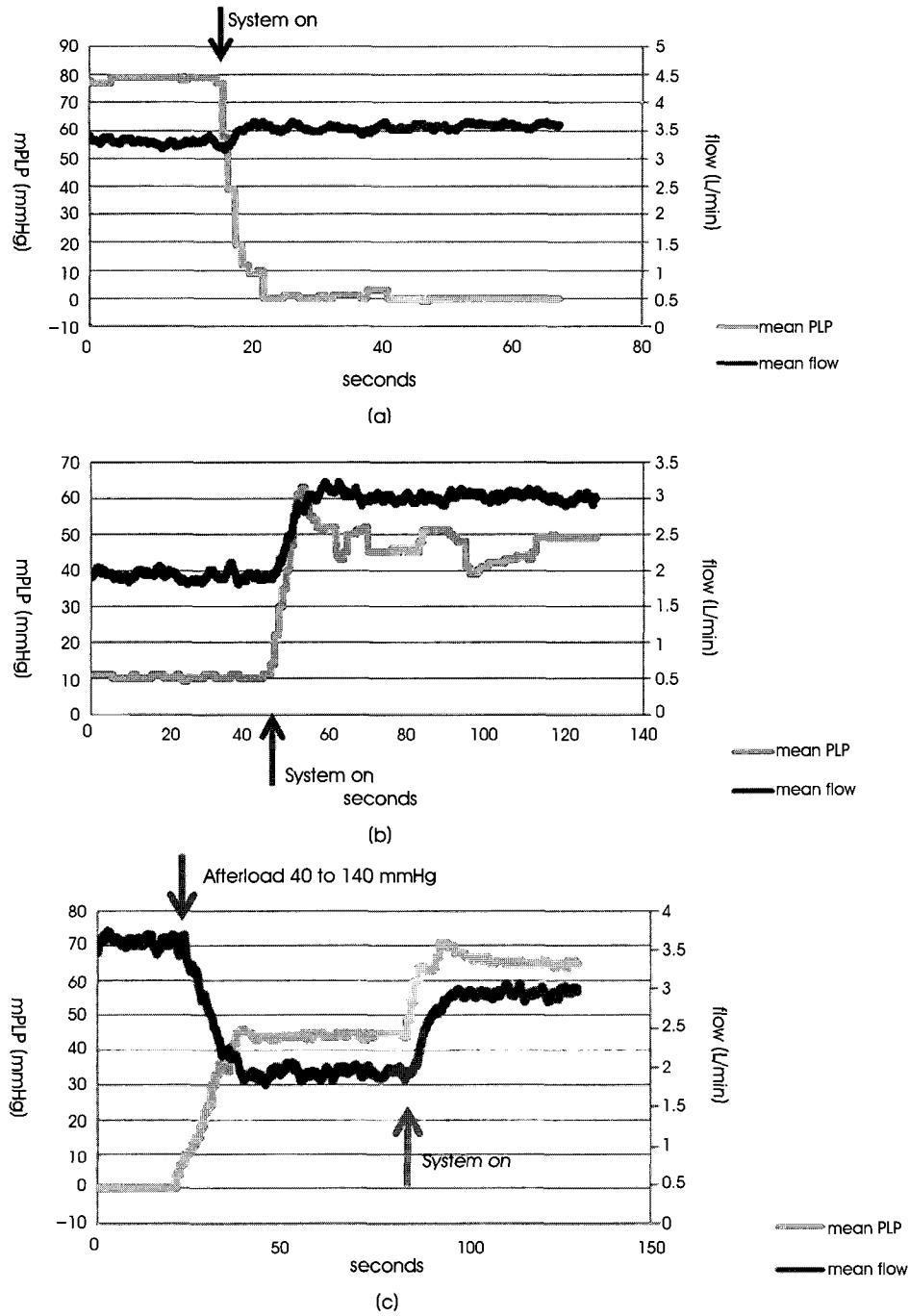


그림 6. 압력 조절 장치의 성능 평가 실험 결과 그래프.

- (a) 후부하가 40 mmHg, 폐회로 평균 압력이 80 mmHg인 상태에서의 반응. 박출량이 3.60 L/min에서 3.77 L/min으로 상승,
- (b) 후부하가 100 mmHg, 폐회로 평균 압력이 10 mmHg인 상태에서의 반응. 박출량이 2.15 L/min에서 3.27 L/min으로 상승,
- (c) 후부하가 40 mmHg, 폐회로의 평균 압력은 최적 상황인 0 mmHg에서 후부하 조건의 변화에 대한 반응. 3.83 L/min에서 2.14 L/min 까지 떨어진 박출량은, 압력 조절 시스템의 작동과 함께 다시 3.19 L/min으로 회복.

Fig. 6. Result graph for performance assessment experiment of pressure regulation system.

- (a) In afterload 40mmHg, reaction of situation to average pressure 80 mmHg in closed circuit. The ejection ascent from 3.60 L/min to 3.77 L/min,
- (b) In afterload 100mmHg, reaction of situation to average pressure 10 mmHg in closed circuit. The ejection ascent from 2.15 L/min to 3.27 L/min,
- (c) In afterload 40mmHg and optimal situation 0 mmHg of average pressure in closed circuit, reaction of afterload change. The ejection descent from 3.83 L/min to 2.14 L/min, recovery of 3.19 L/min with operation for pressure regulation system.

측정하기 힘든 대동맥압력의 감시가 가능하다는 점에서 의미가 있다고 생각된다. 그리고 성능에 있어서도 오차의 표준편차가 8.8 mmHg인 점은 실제 대동맥압력의 범위가 넓다는 점에서 의미있는 성능이라고 보여지며, 본 시스템의 구동 성능상 만족할 만한 성능이라고 여겨진다. 그러나 보다 정확도 높은 예측이 이루어진다면, 본 시스템의 사용 목적 외 환자의 감시라는 측면에서도 유용할 것이라 생각된다.

이렇게 예측된 후부하 조건에 대해 미리 결정된 최적 폐회로 공기압력 조절 시스템은 여러 후부하 조건에 대해 충분한 성능을 보여준다고 생각된다. 특히 이 시스템의 개발을 통하여, 고정된 폐회로 공기 압력 설정에 대해 후부하의 변동에 따라 2 L/min 이하로 혈액 박출량이 줄어들 수도 있는 상황이 해결되었다는 점에서 동물 실험 및 환자 적용에 있어서 안정성을 보다 높이는 의미가 있다고 여겨진다. 또한 최적 폐회로 공기압력으로 조절되는 시간이 10 초 이내에서 조절이 되므로, 소형 솔레노이드 밸브의 토출량도 적정하다고 보여진다.

그러나 본 연구에서 H-VAD의 구동 속도는 박동수 60 bpm으로 제한되었다는 제약을 가지고 있다. 그러나 실제 동물 실험 및 환자 적용에 있어서, 몇몇의 상황을 제외하고는 박동수의 동적인 조절을 통하여 혈액박출량의 변화를 피하는 상황이 많이 필요하지 않다는 점에서, 비록 박동수 60 bpm 한가지 조건으로 제한되었지만 대표적인 조건에 대하여 충분한 반응 성능을 획득했다는 점에서 의미가 있다고 여겨진다.

본 연구에서 제안된 각 후부하 조건에 대한 최적 폐회로 공기압력은 최대 박출량 및 최대/최소 압력 피크 차이의 최소화 관점에서 결정된 조건으로서, 후부하가 높은 경우에 대해서도 최대 박출량을 가질 수 있도록 개발되었다. 높은 후부하에 대해서도 최대 박출량을 유지할지와 조금 낮은 박출량으로 조절하여 높은 대동맥압력의 감소를 유도할 것인가의 결정은 심실보조장치의 생리적 제어와 관계된 문제로서 본 연구의 범위에서 벗어난다고 생각된다. 본 연구에서는 최대 박출량의 관점에 의해서 설정되었지만, 후부하 대상 생리적 제어의 관점으로 변경된다면, 기 설정된 최적 폐회로 공기압력 조건들을 변경하여 충분히 대응가능하다고 생각된다.

폐회로 공기 압력의 조절에 있어서 에어펌프의 사용대신 양방향 밸브의 사용으로 인해 시스템의 복잡도를 줄인 장점이 있으며, 폐회로 압력 조절을 위한 밸브의 개폐의 과정에서 소량이지만 폐회로 내의 공기와 외부 공기의 혼합을 가져와, 폐공간 내에서 생길 수 있는 이슬 발생 현상을 없앴다는 점에서 추가적인 의미가 있다고 생각된다.

실제로 다수의 H-VAD에 본 연구에서 개발된 시스템을 적용할 경우, 개체간의 제작 편차로 인해 후부하 예측 알고리즘 및 최적 폐회로 공기압 조건 등에 편차가 있을 수 있다. 이러한 문제는 각 개체에 대해 사전 보정 작업을 통해 대응할 수 있을 것이다. 또한, 현재 개발된 조절 장치에 좀 더 정확한 박출량 상태를 알기 위해, 초

음과 센서와 같은 실제 혈액 유입과 박출을 실시간으로 통제하는 센서가 시스템에 첨가된다면, 시스템의 완성도가 한 층 좋아질 것으로 예상된다. 따라서, 향후 추가적인 센서에 대한 연구가 후속 연구로서 진행되어야 할 것이다.

V. 결론

컴프레서를 채용한 기존의 공압식 심실 보조 장치가 가지는 크기와 소음 문제의 해결을 위해 제시된 벨로우즈 방식의 H-VAD는 작은 크기와 소음 성능으로 휴대형으로의 장점을 보여주나, 폐회로의 공기압 설정에 따라 박출, 유입기의 압력의 크게 흔들려 혈액 박출량이 크게 낮아지고 과도/과소한 압력으로 인해 기계적 내구성에 큰 영향을 미치는 단점을 가지고 있었다. 본 연구에서는 이를 해결하기 위해, 후부하 조건에 따른 최적의 혈액 박출량을 생성할 수 있도록 폐회로 공기 압력을 조절하는 시스템을 개발하였다. 본 연구를 통하여 개발된 후부하 예측 알고리즘과 최적 폐회로 공기압력 조절 시스템은 모의순환장치를 이용한 실험을 통해 충분한 성능을 보여주었다. 이는 벨로우즈 방식의 심실 보조 장치도 동물 실험 및 환자에게 적용되었을 때, 후부하의 변화에 대해서도 충분한 혈액 박출량을 유지할 수 있는 안정성을 획득했다는 의미를 가질 것이다. 추후에 초음파 거리 센서 등의 적용을 통해 혈액 펌프부의 다이어프램의 실제적인 이동 상황을 감시할 수 있다면, 이러한 시스템의 안정성을 보다 더 향상시킬 수 있을 것이라 생각되며, 또한 후부하 예측 알고리즘의 정확도도 보다 높아진다면, 동물 및 환자의 상태 감시를 위한 정보로도 유용한 역할을 할 것이라 기대된다.

참고문헌

- [1] Richards NM and Stahl MA, "Ventricular assist devices in the adult," *Crit Care Nurs Q*, vol.30, no.2, pp.104-118, April/June, 2007.
- [2] Leibundgut G. and Brunner-La Rocca H., "End-stage chronic heart failure," *Swiss Med Wkly*, vol.137, no.7-8, pp.107-113, 2007.
- [3] Shiba N., "Ventricular assist system," *Nippon Rinsho*, vol.64, no.5, pp.957-961, 2006.
- [4] Flecher E. and Joudinaud T., "The results of the artificial heart," *Ann Cardiol Angeiol(Paris)*, vol.56, no.1, pp.54-59, 2007
- [5] J.S. Kang, G.S. Jeong, M.W. Jung, J.J Lee, C.M. Hwang, K. Sun, "Pump output estimation for electro pneumatic type Hybrid VAD(H-VAD)," *ASAIO Journal*, vol.51, no.2, pp.41A, 2005.
- [6] W. Jin and C. Clark, "Pressure development within a sac-type pneumatically driven ventricular assist device," *J. Biomechanics*, vol 27, no.11, pp.1319-1329, 1994.
- [7] Nafz b, Persson PB, Elunke H, Kirchheim HR, "A servo-control system for open- and close-loop blood pressure regulation," *Am J Physiol*, vol.262, no.2, pp.320-325, 1992.