

한국형 인공심장내의 심실간 압력 측정시스템의 개발

*최성욱[†], 안재목[†], 조영호[†], 엄경식[†], 민병구[†]

Development of an Interventricular Pressure Measurement System for the Korean Total Artificial Heart

*S. W. Choi[†], J. M. Ahn[†], Y. H. Jo[†], K. S. Om[†], and B. G. Min[†]

[†]Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University Hospital

[†]Dept. of Biomedical Engineering, College of Engineering, Seoul National University

Abstract

In the development of the totally implantable artificial heart (TAH), the information of the preload condition is important to find appropriate condition for the automatic control of the heart. Our TAH configuration consists of two artificial ventricles, and brushless DC motor within actuator. The pressure between ventricles could indicate the preload condition during the TAH operation. If we can measure accurately inspite of the noise induced from TAH and environmental condition. We suggested integrating a feedback loop to remove an unexpected DC drift. NPI 19-series Nova sensor was used which could measure pressure in gas and liquid. This method and sensor enabled us to develop the pressure transducer compact so (that) the systems can be implanted with TAH into patient. This system has been verified in *vitro* and in *vivo* test. This results showed that the output waveform of this system was stable irrespective of animal condition

I. 서론

현재 서울대학교 병원에서 개발중인 이동 작동기식 완전 이식형 인공심장의 심실간 압력 (IVP, Interventricular Pressure)은 자연심장과

같이 Starling Curve를 최대한 만족하는 조건에서 충분한 심박출량을 가질 수 있도록 제어하기 위해, 심방의 압력을 간접적으로 측정할 수 있는 효과적인 방법을 제시해준다.

기존에 개발된 IVP 증폭기는 부적합한 센서와 증폭기를 이용하여 IVP의 파형과 크기에 영향을 주는 경우가 많았다. 수술 또는 수술장비, 호흡 관련장비, 진단장비, 대기압, 환자의 자세, 운동 등은 직접적으로 IVP에 영향을 줄 수 있는 잡음들이며, 예측이 어렵지만 일상적으로 나타나고 있는 문제들이다. 또 이같은 잡음은 대부분 IVP 센서에 압력의 형태로 영향을 주고 있으므로 그 값이 비교적 작고, 극저주파의 특징을 갖는것이 많다. 따라서 필요한 신호를 얻기위해 필터를 사용하거나, noise margin을 높임으로써 잡음에 대한 민감도를 줄이는 방법을 사용하기도 했다. 그러나 인공심장의 동작 역시 낮은 저주파신호에 속하므로 파형의 왜곡 없이 쉽게 신호를 여과 하는데 어려움이 있었고, 정확한 기준점을 예측하기 어려워 Analog to Digital 변환시에 Digital Filter를 사용하지 않는 시스템의 경우 오차를 보상해야 주어야 하고 측정범위가 설계의도와 달라지는 경우가 많아 제어 프로그램을 개발하는데 어려움을 가져왔다.

또한 그 동안 사용한 센서는 기체 매질에서만 압력 측정이 가능하여 윤활제와 기체가 함께 존재하는 인공심실 사이에서 사용할 때 센서를 보호해주는 별도의 막을 필요로 하였다. 따라서 여러개의 막을 통해 압력을 측정함으로써 발생되는 비선형적인 특성과 직접 매질에 접촉시켜

야하는 막의 크기가 커짐으로써 내구성이 작아지는 약점을 가져왔다. 또한 부착할수 있는 위치가 제한되어 정확한 IVP측정에 어려움을 초래하였다.

이 논문에서는 IVP측정 시스템이 장기간 높은 신뢰도를 유지할 수 있도록 하기 위하여 적분 피드백 루프와 액체 및 기체 매질에서 이용될 수 있는 Nova NPI-19 series 센서를 이용하였으며 출력의 DC 성분을 기준으로 하여 출력범위를 결정할 수 있는 시스템을 설계해보고 파형의 왜곡정도를 분석해보았다. 또 실제 인공심장에 부착하여 동물실험에서 IVP 를 측정하였다.

II. 본 론

2.1. IVP의 측정시 발생하는 문제점

그림 1에서 보듯이 한국형 인공심장의 작동기는 두개의 인공적으로 만들어진 심실과 DC 모터와 기어를 포함한 기계부로 이루어져있다. 그리고 인공심장은 자연심장과 달리 양쪽 심실 중 하나를 교대로 압박하여 혈액을 순환시키도록 설계되어있다. 심실과 기어 상자가 존재하는 공간의 부피가 한정되어있고 그 부피가 크게 변화되지 않는 구조상의 제한으로 기계부가 한쪽 심실을 압박할 때 심실공간의 압력이 작아지면서 반대편 심실과 심방의 압력을 낮추는 효과를 가져오게 된다. 심실간 압력(IVP)은 혈액이 좌, 우 심실 내에서 차지하는 크기와 심실간의 공간에 존재하는 기체의 양, 인공심장에 존재하는 완충창의 완충정도와 심장이 이식된 후 흉곽내 밀폐된 공간내 압력에따라 다르게 나타나게 된다. 우리는 심실간의 압력 파형을 통해 심방의 압력이 일정해지도록 인공심장이 동작하는 속도와 변위를 조정할 수 있다.

IVP값은 인공심장내의 혈액이 차지하는 부피에 의해 압력파형의 DC값이 결정되며 혈류량은 IVP 파형의 형태에 영향을 준다. 인공심실의 수축기에 다른 심방의 압력은 그 심방과 연결된 심실밖의 압력에 영향을 주게 되므로 작동기가 일정방향으로 진행되는 동안 나타나는 IVP의 최소값은 실제 심방의 압력을 가장 잘 전달해주는 수단이 된다. 이 외에도 IVP는 제작된 막의 상태와 심실간 기체량의 변화, 흉곽내의 압력등에 따라 직접적인 영향을 받게 되며, 이외도 대기압과 자세, 신체 상태에 의해서도 출력에 영

향을 받을 수 있다.

개발된 시스템은 인체에 이식될 목적으로 개발됐기 때문에 작고 간단하게 설계하여 고장의 원인을 줄이고 안정된 출력을 얻을 수 있도록 하였다. 압력파형의 크기는 50mHg에서 -100mHg까지의 범위에서 얻어진 정보를 ADC로 전송하지만 이 범위를 벗어나는 압력이 발생될 수 있는 모든 경우에도 TAH의 제어부에 정확한 자료를 제공하는 것을 목적으로 하였다.

2.2. 센서의 선택

두 심실사이에는 모터가 든 작동기가 존재하며 이 작동기의 기어를 보호하기위한 액체상태의 윤활제와 preload를 감소시키기위한 일정량의 기체가 존재한다. 따라서 압력을 측정하기 위한 압력센서는 기체와 액체의 압력을 모두 측정할 수 있어야한다. 인공심장의 동작과 관련된 영향을 줄이기 위해 매질과 접촉하는 면적이 넓어야 되고 인공 심장에 단단히 고정될 수 있으면서, 여러 가지 동맥들과 정맥들을 압박하지 않게 하기 위해 높이가 낮은 납작한 모양의 것이 요구된다. 이 실험에서 사용된 Lucas Control System 사의 NPI-19 series Nova 센서는 매질과 접촉면이 스테인레스합금으로 이루어져 매질의 종류에 영향을 받지 않고, 갑작스러운 충격에 강하며 최대 15psi의 측정범위를 가지는 저압용 정밀 센서이다.

2.3. 피드백 루프 앰프의 원리

이 시스템은 일차와 이차 증폭기, 적분기의 세 부분으로 이루어져있다. 전체증폭기의 이득은 일, 이차 증폭기의 이득 G_1 과 G_2 의 곱으로 이루어지며, 피드백 루프는 적분기를 이용하였다. 적분기대신에 저역통과 필터를 사용하기도 하는데 피드백 회로로 이용되어 전체적인 시스템은 고역필터의 특성을 가지게 된다. 입력은 센서의 두 출력단에 나타나는 차동전압을 이용한다.

위 설명에대한 회로의 전달함수는 식(1)과 같다.

$$V_{out}(s) = G_1 \nabla V \times \frac{G_2}{1 + G_2 \cdot (1/ks)} \quad (1)$$

여기서 k 는 적분기의 R과 C값에 의해 결정되며, 피드백 루프에의해 전체 시스템이 고역필터로 동작하는 것을 알 수 있다. 위 식에서 보듯이 회로의 cut-off 주파수는 적분기의 RC값과 2차증폭기의 이득 G_2 에 의해 결정된다.

실제 회로는 체내에 인공심장 제어회로와 함께 삽입될 수 있도록 단순한 형태로 구성하였으며 이 회로도 및 블록다이어그램을 그림 2에 나타내었다. 블록다이어그램은 회로도를 더욱 쉽게 이해할 수 있도록 각 부분의 수학적 역할을 도식화하였다. 이 회로의 전달함수는 식 (2)와 같이 나타나므로 역시 고역통과 필터의 특성을 가진다.

$$V_{OUT}(s) = \frac{-G_1 \nabla V \times -G_2}{1 + (G_2 + 1) \cdot (1/k_s)} \quad (2)$$

이 시스템에서 사용된 센서의 전체 범위는 15 psi (=776mHg) 이며, 1mA의 전류를 공급하였을 때 전체 압력에 의해 나타나는 차동전압은 0.1V 이다.

출력되어야 할 주파수는 0.1Hz 이상이므로 $(G_2 + 1)/2\pi k$ 의 값은 0.1 이하로 조정한다. k 값은 R과 C의 곱이므로 RC값이 크면 G_2 의 값을 높일 수 있다. 실험에서는 10uF의 용량기와 10MΩ의 저항을 사용하였으므로 RC값은 100이 되고 G_2 의 이득은 67배까지 조정할 수 있다. 만일 이득을 낮추면 더욱 낮은 주파수에서 cut off를 가지는 필터를 구할 수 있다. 이와 같은 방법으로 본 시스템이 갖는 회로의 전달함수는 식 5와 같다.

$$V_{OUT} = 0.045 \frac{P}{1 + 0.08/s} \quad (5)$$

(P의 단위는 mHg, 전압의 단위는 V)

심박수는 일분에 50회 이상이지만 인공심장은 심실용량이 작기 때문에 심박수가 더욱 높다. 특히 심실을 교대로 압박하기 때문에 심실사이의 압력 파형의 주파수는 분당 120회 이상으로 나타난다. 0.5Hz 이상의 압력파형에 대해 0.08/s항은 0.031 이하의 값을 가지므로 이 신호의 출력 V_{OUT} 은 0.045P와 거의 같은 값으로 볼 수 있다. 파형 이외에도 IVP의 실제 값을 고려해야 할 때가 있다. 그러나 이 출력은 고역필터를 통과한 파형과 같으므로 일정한 상태의 압력을 측정할 수 없다. 센서에 일정한 p' 의 압력이 인가되었을 때 출력은 식 (7)과 같다.

$$V_{OUT}(s) = 0.045 \frac{p'}{s + 0.08} \quad (6)$$

$$V_{OUT}(t) = 0.045 p' e^{-0.08t} \quad (7)$$

즉 일정한 입력에 대해 출력은 $e^{-0.08t}$ 만큼 시간에 따라 감소한다.

그러나 그림 2에서 $V_{REF}(t)$ 는 실제 압력을 측정하는 유용한 방법을 마련해 줄 수 있다. $V_{REF}(s)$ 는 압력 P에 대해 식 (8)과 같은 전달함수를 가진다. 그러므로 일정한 압력 p' 가 인가 되었을 때 $V_{REF}(t)'$ 는 식 10와 같다.

$$V_{REF}(s) = 0.045 \frac{P}{1 + 0.08/s} \cdot \frac{-1}{100s} \quad (8)$$

$$V_{REF}(s)' = 0.045 \frac{p'/s}{1 + 0.08/s} \cdot \frac{-1}{100s} \quad (9)$$

$$V_{REF}(t)' = \frac{0.045}{8} (p' - p' e^{-0.08t}) \quad (10)$$

여기서 P' 는 $(V_{OUT} - 8V_{REF})/0.045$ 이므로 우리는 일정한 p' 의 입력을 두개의 출력을 통해 간접적으로 계산할 수 있다.

실제 이 방법은 마이크로 프로세서를 사용하는 경우 V_{REF} 에 대한 quantization error의 영향으로 동일하게 높은 해상도의 값을 얻었다고 말하기 어렵지만 절대값의 측정 범위를 8배 이상 늘려 줄 수 있으므로 높은 압력이나 충격이 있을 수 있는 곳의 측정에 적합하다.

III. 결 과

그림3은 이 시스템이 설치된 인공심장이 실험동물의 체내에서 동작하며 얻어진 IVP 증폭기의 출력이다.

그림에서 IVP는 인공심장이 좌, 우 수축을 할 때마다 파형이 감소되는 형태로 나타남을 알 수 있다. IVP 파형의 DC성분은 실제로 별로 변화되지 않았으므로 IVP의 최소값을 통해 심방에 미치는 영향을 측정할 수 있었다. 그림에서 LAP와 RAP의 값이 증가할 때는 IVP의 최소값이 커지고 LAP와 RAP의 값이 감소할 때는 IVP의 최소값이 작아짐을 볼 수 있다.

IV. 토 의

DC 성분을 제거하기 위해, 고역필터를 통과하여 신호의 출력을 일정한 범위로 유지시키는 것이 가능하였다. 이 경우 필터는 최종 증폭단 이전에 신호를 여파 하여야 하는데, 필터이후의 증폭단을 통하여 출력되는 값은 증폭단 이전의

error값에 최종증폭단의 이득이 곱하여져 나타나므로 최종증폭단의 출력의 DC 성분에 따라 출력을 보정해주는 것이 필요하다.

피드백 루프에 적분기대신 저역통과 필터를 사용하는 경우엔, 완전한 DC의 성분을 제거하기 어렵다.

$$V_{OUT}(s) = k' \frac{G_1 G_2 P}{1 + \frac{G_2 + 1}{ks + 1}} \quad (11)$$

식 11는 저역통과 필터를 피드백 시스템에 사용한 시스템의 전달함수로 G_2 의 값이 클 때 완전한 직류성분의 압력에 대해 출력은 $k'G_1P$ 와 같이 나타난다. 즉 이 시스템의 출력은 초단증폭기의 값에 비례하는 DC성분의 값을 제거하지 못한다. 통과대역주파수는 $(G_2+2)/k$ 로 결정되며 통과대역에서 감쇄가 적분기를 이용한 회로보다 크게 나타남을 볼 수 있다.

IVP를 측정하기 위한 증폭장치는 출력의 base line를 일정하게 유지시켜주고 극저주파 성분을 효과적으로 여파하여주는 간단한 방법을 채택하므로써 인공심장의 제어를 위한 효과적인 정보를 제공하였다. 이와 같은 IVP의 회로는 파형의 형태를 왜곡 없이 얻어야 할 필요가 있는 계측기와 재생성이 없는 저주파의 파형을 관측할 필요가 있는 폭넓은 분야에 이용될 수 있다. 출력 신호를 low-pass filter를 이용하여 여파한 것 보다 쉽게 일정한 값으로 재조정을 해 줄 수 있어서, 디지털 필터를 사용할 수 없는 간단한 아날로그 계측기에 쉽게 이용될 수 있고, 극저주파에서도 회로를 단순화 안정화할 수 있어 특히 호흡관련 의료용기기, 의료용 계측기 기타의 산업적 계측기나 증폭기에 넓게 이용될 수 있다.

참고 문헌

1. 조영호 외 12인, "이동작동기식 완전 이식형 인공 심장의 심실간 공간 압력 파형 해석에 관한 실험적 연구," 의공학회지, 제 18 권, 제 1 호, pp. 25-35, 1997.
2. NovaSensor Catalog, Lucas Co. 1995.

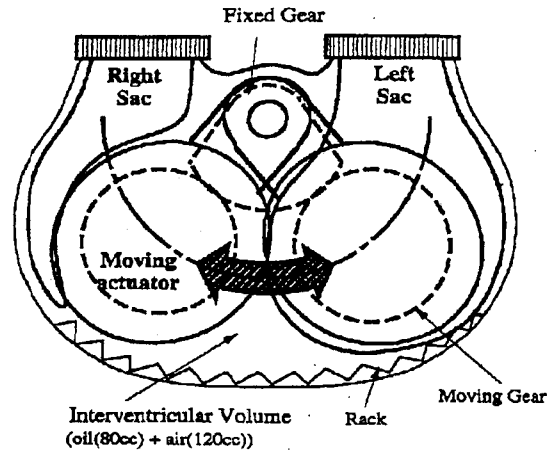


그림 1. 인공 심장의 모식도

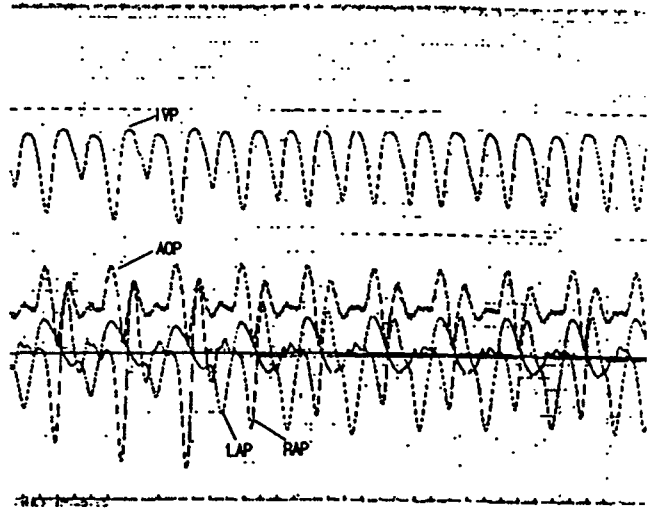
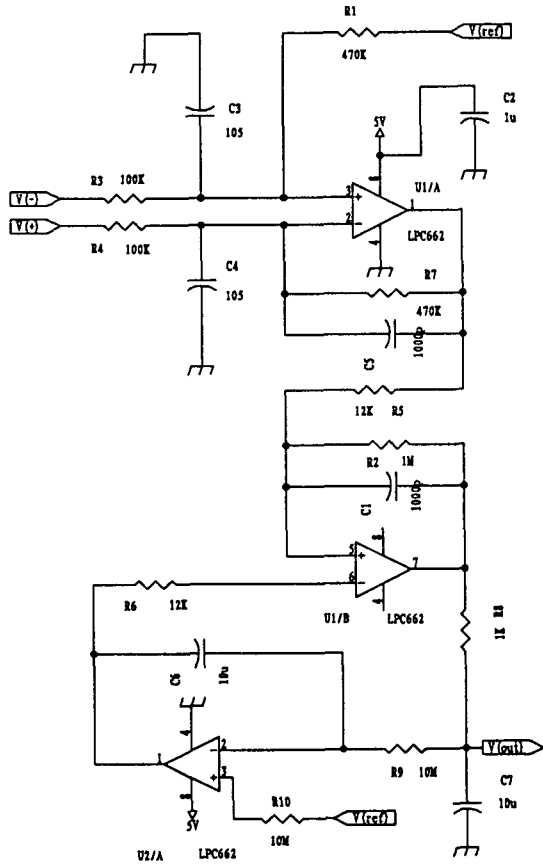


그림 3. 동물 실험 결과

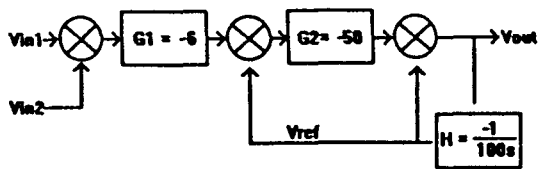


그림 2. 제안된 IVP 추정 회로도 및 블록도