

논문 2000-9-1-08

좌심실 전동순환 보조장치에 관한 연구

김명남*, 이정우**, 장봉현***, 조진호***

Study on Electrically Powered Left Ventricular Circulation Assist Device

Myoung-Nam Kim*, Jeong-Woo Lee**, Bong-Hyun Chang***, Jin-Ho Cho***

요약

본 논문에서는 정상류형 혈액 펌프의 일종인 축류형 혈액 펌프를 이용하여 혈액 펌프 시스템을 설계하였다. 이 시스템은 혈액 펌프, 신호 획득부, 인터페이스부, 신호 처리부로 구성되어 있고, 혈압과 심박수를 이용하여 혈압과 혈류량을 적절히 제어함으로써 좌심실의 기능을 보조할 목적으로 연구되었다. 전동 펌프가 회전할 때 생체내의 순환조건에 알맞도록 혈액 펌프의 회전수, 혈액 펌프에 걸리는 부하와 압력 정보를 적용하여 실험식을 만들어 제어에 이용하였으며 설계 제작된 모의 순환장치로써 실험한 결과 모의 혈관 내에서 적절한 혈압과 혈류의 제어가 가능하였고, 혈구의 변화량 실험 결과는 임시의 목적으로 사용가능함을 알 수 있었다.

Abstract

This paper outlines the development of a non-pulsatile axial flow type blood pump control system. By utilizing blood pressure and heart rate, this system can assist the left ventricle in controlling blood pressure and blood volume. The system is comprised of a blood pump, signal sensor, signal interface, and signal-processing component. A control algorithm is also proposed which can control non-pulsatile, continuous blood flow in the human circulatory system. To facilitate the control required for non-pulsatile blood pump in a physiological system, an experimental control rule was developed utilizing ECG and blood pressure data, both of which are easily detectable variables in the body. The system was then tested using a mock-up circulation system and we found that it is possible that this systems could be temporarily used in clinic.

1. 서론

* 경북대학교 의공학교실 및 경북대병원 의공학과

(Dept. of Biomedical Eng., Kyungpook National University and Department of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital)

** 경북대학교 전자전기공학부 (School of Electronic & Electrical Engineering, Kyungpook National University)

*** 경북대학교 흉부외과학교실 (Dept. of Thoracic and Cardiovascular Surgery, Kyungpook National University)

<접수일자 : 1999년 11월 13일>

물질 문명의 발달에 따라 비만과 성인병의 증가 및 과도한 스트레스 등으로 인하여 심장계통의 질환을 갖는 환자들이 증가 추세에 있다. 심장 질환자들 중에는 심장의 기능이 심하게 손상되어 심장을 완전히 대체하는 뇌사자로부터 기증된 심장이나 인공심장을 필요로 하는 경우도 있지만, 단순히 심장의 부하를 일시적으로 덜어줌으로써 심장 스스로의 회복을 촉진시키거나 나아가, 영구적으로 심장기능을 보완해줄 수 있는 장치만으로도 충분한 경우가 대부분이다. 따라서 최근 심장기능의 일부를 대행할 수 있는 심장 보조용 혈액 펌프

에 대한 연구가 활발하게 진행되고 있으며, 일부에서 이미 상용화 된 사례도 있다.^[1-5] 인체에 사용할 목적으로 개발되는 혈액 펌프의 방식은 다양하지만 혈액의 흐름에 따라 크게 박동류형 (pulsatile type)과 정상류형 (non-pulsatile type)으로 나눌 수 있다.^[6] 박동류형의 펌핑 형태가 사람의 순환계와 유사하기 때문에 초기의 심장 보조용 혈액 펌프에 관한 연구는 이를 중심으로 진행되었다. 그러나 박동류형에서는 박동을 일으키기 위한 기구 및 판막 등의 메커니즘을 포함하여야 하므로 기기가 복잡하다는 단점이 있다. 한편 정상류형은 임펠러가 고속으로 회전하여 연속적으로 혈류를 펌핑하기 때문에 판막이 필요 없는 등 구조가 간단하여 고장이 적다. 그리고 소형화가 가능하여 무게를 가볍게 할 수 있고 다양한 크기의 가슴에 적용이 가능하며, 혈액과의 접촉 면적이 적어 혈전 형성의 기회를 감소시킬 수 있는 장점도 예견되고 있다.^[6-7] 따라서 NASA (National Aeronautics and Space Administration) 등 국외의 여러 연구자들이 정상류형 혈액 펌프를 개발하기 위하여 노력을 경주하고 있다.^[7-8] 정상류 형식의 혈액 펌프에 거는 기대가 큰 만큼 개발에는 여러 가지 어려운 점이 제기되고 있다. 주된 문제점은 인체에 필요한 혈류량과 혈압을 얻을 수 있으면서 혈구들의 손상을 최소화시킬 수 있는 임펠러의 설계 기법과 고효율 소형 모터 개발 및 생체리듬에 알맞게 정상류 펌프를 제어해야 하는 등의 과제로 요약된다. 따라서 정상류형 혈액 펌프 개발을 위한 관련 연구로서 인체에 넣을 만큼 소형화되지는 않았다 하더라도 정상류를 발생하는 초기 단계의 혈액 펌프를 설계 제작하여 장래에 이 정상류형 펌프를 인체에 삽입했을 때 나타나는 문제점을 파악할 수 있도록 심장박동과 회전수에 연동시켜 혈압과 혈류를 제어하는 연구가 필요한 실정이다.

본 논문에서는 정상류형 혈액 펌프를 이용하여 적절한 혈압 및 혈류량을 유지할 수 있도록 혈압과 심박수를 제어 인자로 하는 혈액 펌프 제어 시스템을 설계 제작하였다. 제안한 시스템에서는 실험을 통하여 정상류형 펌프의 회전수와 혈압 및 혈류량의 관계를 도출하고 회전수에 따른 혈류량을 추정함으로써 적절한 혈압과 유량을 유지하기 위한 제어 알고리즘을 제안하였다. 제안한 알고리즘을 실험하기 위하여 기본적인 정상류형 펌프인 축류형 펌프를 제작하였으며 제어기의 입력 변수인 혈압과 심전도를 얻기 위한 관련 신호 처리 회로를 설계 제작하였다. 이를 제작한 축류형 펌프와

연동시켜 실험한 결과 모의 혈관내에서 적절한 혈압과 혈류의 제어가 가능함을 알 수 있었다.

II. 혈액펌프시스템

심실보조기는 크게 혈액펌프시스템과 제어알고리즘으로 나누어지며 그 중에서 혈액펌프시스템은 다시 임펠러와 축류펌프로 구성된 혈액펌프장치와 혈류를 제어하기 위한 혈류제어시스템으로 구성된다.

1. 혈류 제어 시스템

제안한 혈류 제어 시스템의 구성은 심박수를 획득하기 위한 심박수 획득부, 펌프로부터 토출되는 혈액의 압력을 측정하기 위한 혈압 측정부, 모터의 회전수를 얻어 속도를 제어해주는 모터 제어부, 신호를 전달하기 위한 인터페이스부 및 신호를 처리하기 위한 PC부로 구성된다.

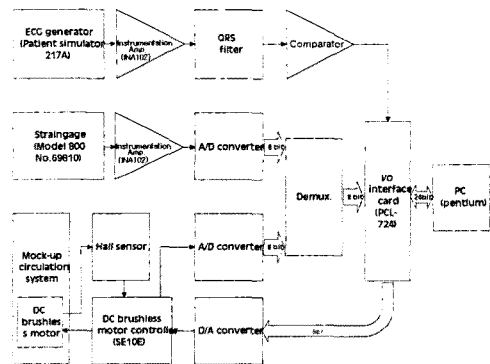


그림 1. 시스템의 설계 구성도

Fig. 1. Block diagram of the designed system.

심박수 획득부는 측정 대상물의 ECG (electrocardiogram) 신호를 획득하여 ECG 신호의 QRS 파의 첨두 부분의 신호를 추출하고 이로부터 심박의 주기를 측정하게 된다.^[9] ECG 신호는 1mV 정도로 아주 미세하기 때문에 잡음이 없는 신호를 얻기 위해서는 CMRR 성능이 우수한 계측 증폭기 (instrumentation amplifier)를 사용하여야 한다. 따라서 본 연구에서는 INA102 (Burr Brown Co.)를 이용하였다. 이 시스템에서는 심박수를 측정하여야 하므로 ECG 신호의 QRS 파 부분을 추출하여 이 간격의 시간을 측정하여 주기를 측정한다. 그러므로 외부 잡음없이 이 파를 추출하기 위하여 중심 주파수

가 17Hz이고 대역폭이 6Hz인 QRS 필터를 사용하였다.^[10] 이 다음 비교기를 거쳐 구형파로 만든 후 주기 신호로서 입력포트에 들어간다. 또한, 생체에 적용시키려는 시스템은 모든 경우에 대비하여야 하므로 ECG 신호가 없는 경우에도 적절한 값을 설정하여 동작할 수 있도록 하였으며, 심박수의 측정 오차를 줄이기 위하여 적분기를 사용하였다.

압력 측정부는 두 개의 스트레인게이지 (strain gage: Model 800 No. 69810, bentley trantec Co.)를 사용하여 차압력의 변화를 전압의 변화로 변환한 다음, 그 전압을 증폭한다. 위에서와 마찬가지로 전압의 변화가 수십mV로 미소하므로 계측 증폭기를 이용하여 증폭한 다음 DC 레벨을 조정하고, AD 컨버터를 이용하여 디지털 신호로 만든 다음 입력포트에 들어간다.

정상류형 혈액 펌프 시스템을 구현하기 위하여 혈액 펌프는 구동원으로 소형이고 최대 12000rpm까지 고속 회전이 가능한 고토코의 브러쉬없는 직류 전동기 (DC brushless motor: 10SH24SF, Transicoil Co. U.S.A.)를 선택하였다. 모터 회전수 획득부는 모터에 장착된 홀 센서를 이용하여 모터의 단위 시간당 회전수를 측정하게 된다.^[11] 모터 제어부는 PC상에서 동작되며 설정된 회전수와 피드백된 회전수를 비교하여 모터의 출력을 제어하기 위한 출력 전압의 디지털 값을 아날로그 신호로 바꾼 뒤 모터드라이버 (SE10E, Transicoil Inc. U.S.A.)에 입력시켜 모터 속도를 제어한다.

PC와 인터페이스를 시키기 위하여 24비트 입출력 카드 (24bit digital I/O card: PCL-724, Adventech Co. Ltd.)를 사용하였다. 이를 이용한 전체 시스템의 구성이 그림 1과 같다.

2. 축류형 혈액 펌프의 제작

정상류를 발생하는 축류형 혈액 펌프는 테프론을 이용하여 제작하였으며 혈구의 파손이 일어나지 않도록 축부분과 임펠러부분을 유선형구조와 나선형으로 가공하였다. 축부분의 직경은 20mm이고 나선형 임펠러의 높이는 4mm이며 임펠러의 경사각도는 15도인 나선형 스크류 임펠러를 길이 100mm 내경 29mm의 원통에 베어링을 이용하여 고정시켜 회전할 수 있도록 하였다. 이의 단면 및 분해된 실물 사진을 각각 그림 2와 그림 3에 나타내었다.

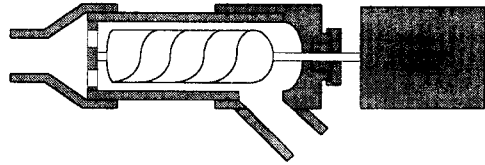


그림 2. 혈액 펌프 단면도
Fig. 2. The cross section view of the blood pump.

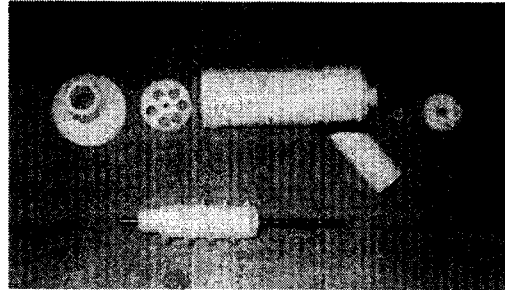


그림 3. 혈액 펌프의 임펠러부를 분해한 사진
Fig. 3. The photograph of the blood pump.

III. 제어 알고리즘

1. 혈류량 제어 알고리즘

정상인의 경우, 운동이나 흥분 등으로 인해 신체가 평균 보다 많은 혈류량을 요구할 때 심장 박동수가 증가하게 된다. 즉 심장 박동수 증가로 인해 혈관내의 혈류량이 증가한다. 만일 심장에 질병이 있을 경우에는 심근의 펌핑 능력이 떨어지기 때문에 심박수의 상승에 대응하여 필요한 혈류를 공급할 수 없게 된다.

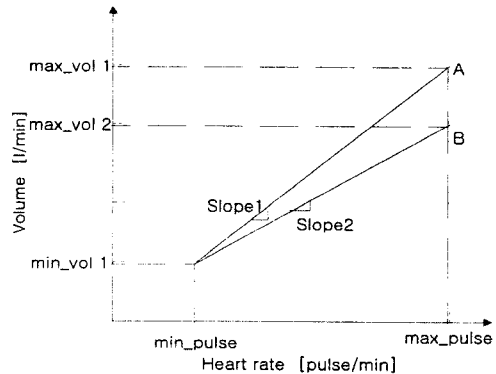


그림 4. 혈압에 따른 심박수와 유량의 관계
Fig. 4. The relation between heart rate and blood flow.

이러한 환자의 경우 심실 보조 장치의 적용이 필요하다. 이때 환자에게 필요한 심박수를 나타내는 심전도 신호를 검출하여 심실 보조기를 그대로 구동할 경우에는 급격한 혈압 상승을 가져 올 수가 있기 때문에 위험하다.

본 논문에서는 이러한 문제점을 극복하기 위하여 다음과 같은 혈압 제어 규칙을 만들었다. 즉 먼저 각 사람에 맞게 정상 심박수에 맞는 혈류량인 min_vol 1을 설정하고, 심박동이 최대로 빨리 될 때의 혈류량인 max_vol 1을 설정한다. 그렇게 하여 최소 심박수와 최대 심박수 사이에서 심박수가 변할 때 그림 4의 그래프 A와 같이 심박수의 변화량에 비례하여 혈액을 공급하는 것이다. 그러나 신체가 경우에 따라서는 외부의 자극에 의해 비정상적으로 혈압이 올라가는 경우가 발생할 수 있다. 이때에는 혈관에 미치는 혈압이 너무 커지면 고혈압으로 인한 혈관의 손상이 발생할 수 있기 때문에 이를 조절하기 위해 그림 4의 그래프 B와 같이 심박수의 변화에 따른 혈류량의 변화로 표현되는 기울기 가중치(slope weight value : Kpp)를 작게 하여 혈류량을 줄임으로써 이에 따른 혈압을 낮추게 하였다.^[12] 이를 구현한 알고리즘을 그림 5에서 나타내었다.

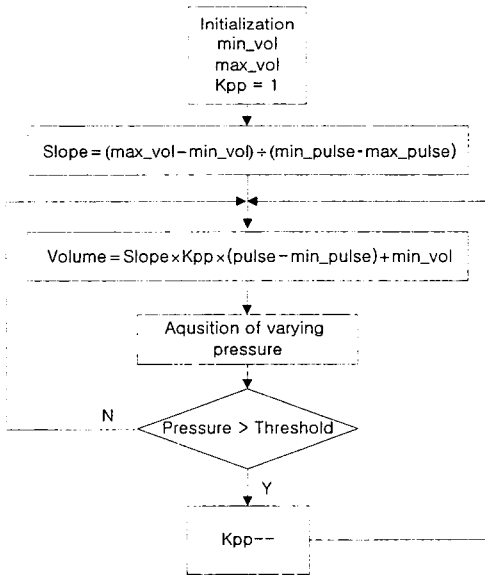


그림 5. 유량 제어 알고리즘
Fig. 5. The flow control algorithm.

2. 회전수 제어 알고리즘

본 시스템은 신체의 순환계에서 심장 박동수의 변화

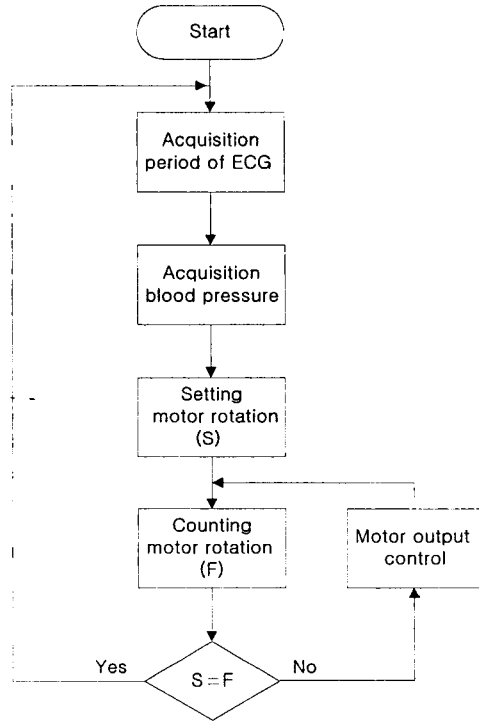


그림 6. 프로그램상의 제어 흐름도
Fig. 6. Control flowchart in program.

에 비례하여 혈류량이 적절히 조절 유지시키는 것을 목적으로 한다. 이를 위해서는 혈액 펌프 속의 임펠러 회전수의 적절한 제어가 필요하다. 이를 위한 알고리즘을 그림 6과 같이 나타내었다. 회전수를 제어하기 위해서는 프로그램의 모터 출력 제어 루프를 돌면서 설정 회전수와 피드백 된 회전수를 비교하여 모터의 출력을 제어하기 위한 출력 전압의 크기를 조정하게 된다. 이때 루프를 한번 순환할 때 출력 전압 값의 더하거나 빼는 값의 설정은 그림 6의 PID (proportional integral derivative) 제어를 이용하여 좀 더 빨리 원하는 회전수의 응답이 나올 수 있도록 하였다.^[13] 공급해야 할 혈류량이 정해지고, 혈압이 측정되면 이에 따른 회전수의 설정은 실험으로 얻은 회전수와 차압력의 관계, 회전수와 혈압의 관계에 대한 정보를 이용하게 된다. 먼저 기준 회전수 5000rpm에 따른 차압력을 얻어 이를 회전수에 대한 혈압의 실험식에 대입하여 혈관에 가해지는 부하를 추정하고 다시 이를 이용하여 회전수에 따른 유량의 변화에 대한 실험식을 이용하여 원하는 유량에 대한 회전수를 구할 수 있다.

본 논문에서 사용하는 혈액 펌프는 회전하여 연속적

으로 정상류를 발생시키는 축류형 펌프이다. 구동원으로 브러쉬없는 DC 모터를 사용하는데 회전 속도는 입력되는 DC 전압의 크기로써 제어된다. 그러나 같은 DC 입력이라 할지라도 모터에 가해지는 부하에 따라 모터의 속도는 달라진다. 그러므로 원하는 특정 회전수가 설정되면 실제 회전수와 일치하여야 하므로 본 시스템에서는 실제 회전수를 피드백 시킴으로써 정확한 회전수가 될 수 있도록 하는 피드백 제어를 이용하였다.

본 논문에서 빠른 응답 속도를 얻기 위해서 사용한 디지털 PID제어기의 전달함수를 구하기 위해 그 적분, 미분 항을 각각 사다리형 합산과 후향차분으로 근사화해서 이산화시키면

$$u(k) = K_P e(k) + K_I \sum_{i=1}^k \frac{T}{2} \{e(i-1) + e(i)\} + K_D \{e(k) - e(k-1)\} \quad (1)$$

와 같다. 여기서, K_P 는 비례이득 K_I 는 적분이득 K_D 는 미분 이득이며 $e(k)$ 는 원하는 회전수와 측정회전수와의 차이이고 $u(k)$ 는 제어입력신호이다. 이 차분 방정식을 z-변환으로 표현하면 다음과 같다.

$$U(z) = [K_P + K_I \frac{T}{2} \frac{1+z^{-1}}{1-z^{-1}} + \frac{K_D}{T} (1-z^{-1})] E(z) \quad (2)$$

이 PID제어기를 블록다이어그램으로 구현해 보면 그림 7과 같다.

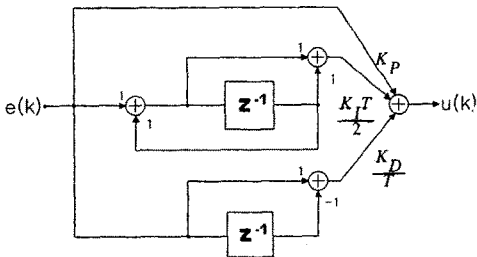


그림 7. 설계된 PID 제어기

Fig. 7. PID controller.

IV. 실험 및 고찰

1. 전체 시스템

본 논문에서 제안한 혈액펌프시스템과 제어알고리즘으로 구성된 심실보조용 혈액펌프시스템 전체 실물을 그림 8에 보였고 PC를 이용한 윈도우 프로그램을 작성하여 윈도우를 통하여 매초 시스템의 모든 정보를 모니터링 할 수 있도록 하였으며 설계된 윈도우 화면은 그림 9와 같다.

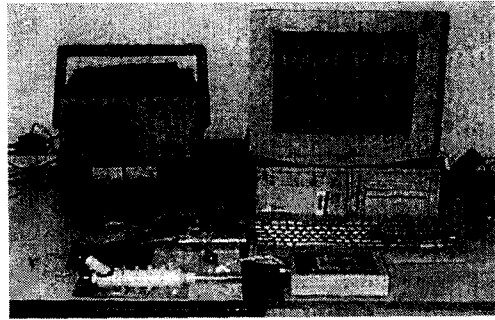


그림 8. 전체 시스템의 구성 사진

Fig. 8. The photograph of total system.

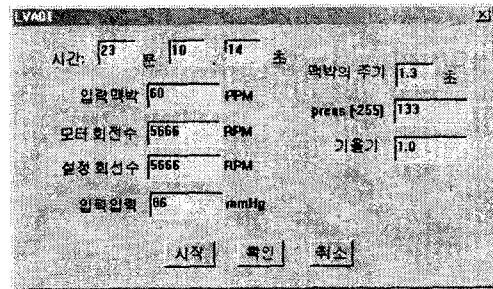


그림 9. 시스템을 모니터링하기 위한 윈도우

Fig. 9. The window for monitoring the system.

2. 모의 순환 장치

혈액 펌프 시스템의 특성을 알아내고 모의 실험을 하기 위해서 모의 순환 장치를 그림 10과 같이 구현하였다.¹⁸⁾ 이 모의 순환 장치는 사람의 심장을 통해 피가 순환하는 순환계를 나타낸다. 실제 신체의 순환계는 혈류의 흐름이 박동류형이나 여기서는 정상류형으로 가정하였다. 순환계에서 혈압은 대동맥에서 가장 크고 계속해서 줄다가 대정맥에서 가장 작게 된다. 이것을 구현하기 위하여 식 (3)의 Bernoulli의 원리를 적용하였다.

$$P + \rho gh + \frac{\rho v^2}{2} = constant \quad (3)$$

여기서 P는 압력, ρgh 는 위치 에너지, $\frac{\rho v^2}{2}$ 는 운동 에너지를 나타낸다.

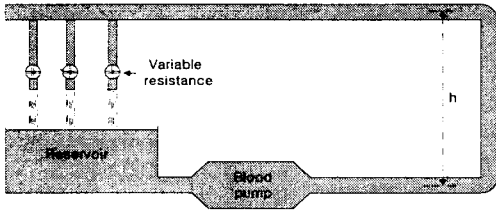


그림 10. 모의 순환 장치
Fig. 10. The mock-up circulating system.

이 식에 의하면 도관의 직경이 일정하다고 가정하면 위치에너지가 크질 수록 압력은 낮아진다. 그러므로 혈액 펌프의 출구를 기준으로 하여 출구쪽 도관의 끝의 위치를 높게 하면 그 높이에 따라서 압력은 줄어들게 되어 이것이 순환계에서의 압력의 변화와 유사하게 된다. 그리고, 순환계에서 혈류의 저항을 가장 많이 받는 곳이 소동맥이므로 모의 순환 장치의 끝단에 밸브를 달아 구현하였다.^[8] 그리고 수조 (reservoir)는 압력이 낮은 순환계 즉 정맥계를 나타낸다. 실제 혈관은 수축성이 있어 박동류에 의한 급격한 압력의 변화를 혈관의 수축과 팽창으로 혈관 내의 압력의 변화를 줄이는 역할을 한다. 본 시스템에서는 정상류형 펌프이므로 도관의 수축성이 필요 없으므로 일반적인 플라스틱 튜브를 사용했다. 유입측 내경은 6mm이고, 유출측 내경은 15mm를 이용하였다. 그리고 순환하는 유체로는 물을 사용하였다.

3. 혈액 펌프에 의한 혈구의 변화량 실험

위의 모의 순환장치를 이용하여 혈액이 순환 중에 혈액 펌프에 의한 혈구 파괴 정도를 측정하여 보았다. 모터의 회전수를 3200rpm으로 설정한 후 혈액을 순환시켰을 때 도관에 걸리는 부하는 60mmHg이었다. 이때 시간이 경과함에 따라 적혈구, 백혈구, 혈소판의 변화 추이를 측정하였다. 1시간이내 15분 단위로 채혈하였고, 이후에는 30분 단위로 채혈하였다. 혈액을 5시간 동안 순환시킨 결과 순환 초기 약 5분간에는 세포들의 파괴가 심하였으나 그 이후에는 세포의 파괴 정도가

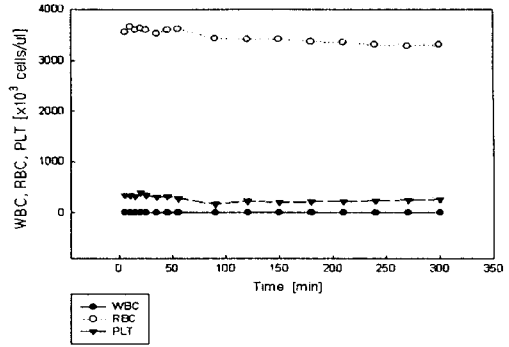


그림 11. 회전수가 3200rpm일 때의 시간의 흐름에 따른 백혈구, 적혈구, 혈소판 개수의 변화그래프
Fig. 11. The graph of variation of the number of white blood cell, red blood cell and platelet when the rotation number is 3200rpm.

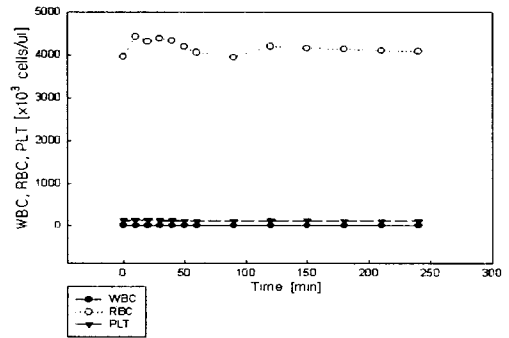


그림 12. 회전수가 7000rpm일 때의 시간의 흐름에 따른 백혈구, 적혈구, 혈소판 개수의 변화그래프
Fig. 12. The graph of variation of the number of white blood cell, red blood cell and platelet when the rotation number is 7000rpm.

백혈구는 약 30%, 적혈구는 약 7%, 혈소판은 약 23%의 감소가 발생하였는데 이는 임시로 사용할 목적으로 써의 혈액 펌프의 성능으로서는 적합하였다.

회전수를 7000rpm으로 설정한 후 혈액을 순환시켰을 때 도관에 걸리는 부하는 92mmHg이었다. 이때 시간이 경과함에 따라 적혈구, 백혈구, 혈소판의 변화 추이를 1시간 이내 10분단위로 6회 채혈하였으며 이후에는 30분단위로 채혈하였다. 이 경우에도 백혈구를 제외한 적혈구와 혈소판의 감소는 미미하였으며 그 결과를 그래프로 나타낸 것이 그림 11과 12이다. 따라서 임펠러

가 고속 회전함에도 불구하고 혈액에 미치는 영향이 그다지 크지 않음을 확인할 수 있었다. 혈구 변화량의 실험 결과 유체역학적인 요소를 고려하여 임펠러부분의 설계가 개선된다면 그림 2와 같은 구조를 가진 축류형 펌프가 혈액펌프로써 응용 가능할 것이다.

4. 회전수에 따른 유량 감사를 위한 실험

본 연구의 목적은 적절한 혈류량의 제어와 적정 압력을 유지시키는 것이다. 이들을 일정 범위 내에 들어 오게 제어하는 방법은 혈액 펌프의 구동 회전수를 변화시키는 것에 의하므로 여러 상황에서 각 회전수에 따른 혈류량을 알고 있어야 한다. 그러므로 모의 순환장치를 이용하여 혈액 펌프에 다양한 부하를 따른 회전수와 유량의 관계를 실험을 해보았다. 부하의 크기의 조정은 혈관의 직경을 달리하여 변화시킬 수 있고 관의 유출 쪽 높이를 달리하여 설정이 가능하다. 본 실험에서 부하의 변화는 혈액 펌프에 대해서 출구 쪽의 물기둥의 높이를 달리하여 설정하였는데, 150mm부터 1200mm까지 150mm간격으로 측정하였다. 회전수의 설정은 위의 주어진 부하 내에서 적절한 유량이 유출이 되는 5000rpm에서 주어진 선택된 모터가 최대한 회전할 수 있는 8000rpm까지 실험을 하였다. 주어진 부하가 일정할 때 회전수에 따른 유량의 변화에 대한 실험

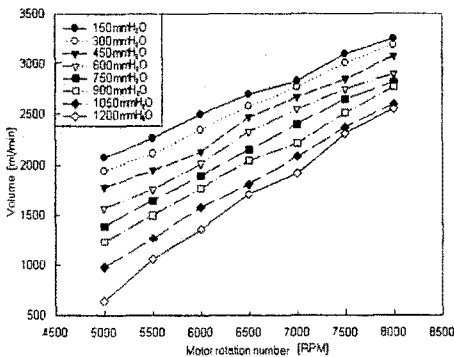


그림 13. 혈액 펌프의 회전수에 따른 유량의 변화 특성
Fig. 13. The volume characteristic of the blood pump by revolutions.

은 그림 13에서와 같고 이는 실험하는 회전수와 부하영역 안에서는 선형적으로 근사화가 가능하였다. 회전수에 대한 유량의 관계식은 그림 13의 그래프 중 기준이 되는 제일 위의 곡선을 기준으로 하여 실험식을 도

출하였으며 이는

$$v = (0.39 + a)x + v_0 \quad (4)$$

로 나타낼 수 있다. 여기서 v 는 분당 유량 (단위: ml/min)을 나타내고, a 는 기율기의 변화율 (단위: ml/cycle)로 0.025 씩 커지고, v_0 는 유량축의 절편으로 -300 씩 줄어들게 표현을 하면 전체 측정값과의 표준편차는 34.8ml/min이 된다. 이로써 혈류 저항을 알면 그에 해당하는 회전수대 혈류량을 식을 구하게 되고, 주어진 심박수에 의해 혈류량이 설정되면 회전수가 정해진다.

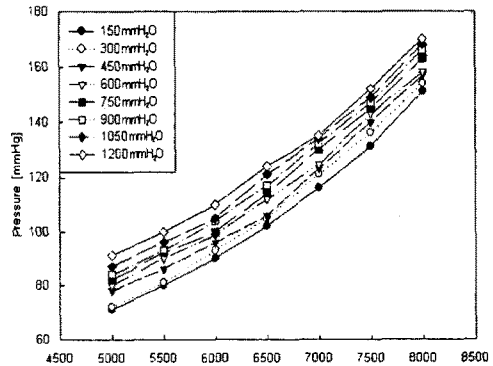


그림 14. 혈액 펌프의 회전수에 따른 압력의 변화 특성
Fig. 14. The pressure characteristic of the blood pump by revolutions.

혈류 저항은 사람에 따라서 또 상황에 따라서 달라진다. 혈류 저항이 달라지면 그에 따라서 혈류량과 회전수의 관계식도 달라진다. 그러므로 주기적으로 혈류 저항을 측정하여 그에 따른 혈류량과 회전수의 관계식을 수정하여야만 원하는 혈류량을 계속적으로 공급할 수 있다. 혈류 저항은 회전수에 따른 차압력의 관계로 추정이 가능하다. 그 관계에 대한 실험이 그림 14에서 나타내고 있는데 주어진 회전수에서 혈압을 측정하면 그에 따른 혈류 저항을 알 수 있다. 그래프에 나타내 보인 데이터를 바탕으로 하여 실험식을 도출하여 나타내어 보면 회전수에 대한 혈압의 관계식은

$$y = 12.154e^{0.0003x} + y_0 \quad (5)$$

로 나타낼 수 있는데, 여기서 x 는 회전수 (단위;

cycle/min)를 나타내고, y_n 는 차압력, y_0 는 차압력 축의 절편을 나타내고, 이 y_0 값을 변화시키면 실험식이 구해진다. 이때 측정값과의 표준편차는 1.18mmHg이다. 여기서 기준 회전수에 따른 차압력을 구하게 되면, 차압력 축의 절편을 구할 수 있고, 이것에 해당하는 혈류 저항에 대해 그에 해당하는 유량의 절편인 v_0 와 기울기 $0.39 + a$ 를 구하게 되어 이에 회전수에 따른 유량을 추정할 수 있게 된다.

위의 두 실험 결과를 종합하여 실제 측정되는 두 요소인 차압력과 회전수를 이용하여 유량을 알아 낼 수 있는 그래프를 그림 15에 나타내었다.

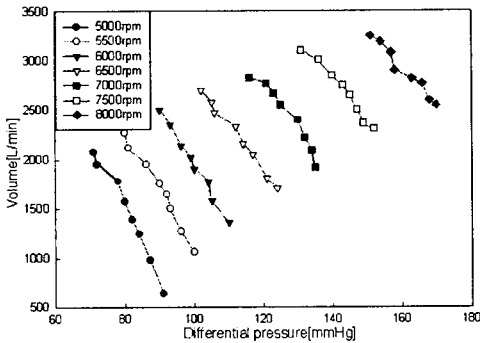


그림 15. 혈액 펌프의 차압력에 따른 유량의 변화
Fig. 15. The relationship between pressure and volume.

5. 제어시스템의 응답 성능 실험

제안한 제어알고리즘들을 탑재한 제어시스템의 응답 특성을 조사하기 위하여 앞의 실험 결과를 바탕으로 축류형 혈액 펌프의 프로토타입을 사용한 모의 실험을 행하였다. ECG신호원으로써 ECG발생기 (patient simulator 217A: Dynatech Nevada Inc.)를 사용하였고, 외부에서 ECG발생기를 이용하여 심박수 변화를 변화시켰을 때 혈압과 회전수의 시간적 변화를 측정하였다. 프로그램에서 혈압과 심박수를 측정하는 것은 전체 메인 루프를 돌 때 한번씩 카운팅했고, 회전수 측정은 루프 중 심장 박동의 주기를 재는 시간과 회전수를 카운팅하는 시간을 제외하고, 1초마다 여러 가지 값을 측정하였다. 그러므로 측정하는 동안 1초 간격을 벗어나는 경우가 발생하고 이 경우 측정 지연이 발생하기도 한다.

먼저 혈류량 제어 알고리즘을 사용하지 않았을 때의

기록이 그림 16에 나타나 있다. 초기 설정은 최소 심박수는 60pulse/min, 최고 심박수는 100pulse/min으로 설정하였고, 혈류량은 최소량을 2100ml/min (회전수; 5000rpm), 최대량을 2880ml/min (회전수; 7000rpm)으로 설정하고, 심박수를 60에서 84로 변화시켰을 때의 기록이 그림 16이다.

그림 16(a)의 그래프를 보면 심박수 측정부분을 실제 심박수와 프로그램에 입력되는 심박수 사이에는 약 13초 정도의 시간지연이 있다. 이는 심박수가 아주 낮은 주파수이기 때문에 주기를 측정하여도 아주 큰 오차가 발생하는데 이 측정오차를 줄이기 위해 식 (6)과 같이 이동평균(moving average)을 이용하였기 때문이다. 이것을 이용하면 응답에 시간 지연은 발생하지만 측정 오차를 줄일 수 있다.

$$y_n = \frac{1}{3}(x_n + x_{n-1} + x_{n-2}) \tag{6}$$

그리고 심박수에 따라서 설정 회전수가 결정되어 실제 모터의 회전수는 PID제어 기법을 이용하여 약간의 지연은 있으나 충실히 응답함을 보여 준다. 그리고 압력은 회전수에 비례하여 증가하였다

그림 17은 혈류량 제어 알고리즘을 사용하였을 때의 기록이 나타나 있다. 이 알고리즘은 혈압이 과도하게 상승하는 것을 막는 알고리즘으로서 혈압의 상승 문턱치 (threshold)는 115mmHg로 설정하였고 혈압의 하강 문턱치는 105mmHg로 설정하였다. 그림 17(b)의 그래프를 보면 혈압이 설정된 상승 문턱치 압력인 115mmHg이상이 되자 세 번째 그래프인 심박수대 회전수의 변화율의 기울기가 줄어들기 시작하고 이에 압력이 작아져서 히스테리시스 구간 (115~105mmHg)에서 압력이 유지되는 것을 보여준다. 이때 기울기의 값이 기준값 1에서 줄어들어 0.75에서 머물고 있음을 보여 준다.

본 실험에서는 모의 실험 장치를 이용하여 혈류 저항으로 물기둥을 이용하여 150mm부터 1200mm까지의 범위에서 혈류량의 관계를 측정했는데, 범용으로 사용하기 위해서는 차후 이보다 더 큰 혈류 저항에 대해서도 측정이 필요하다. 유체로 혈액 대신 물을 사용하였는데 실제 혈액은 물 보다 점성이 크기 때문에 이로 인한 실험이나 혈액을 대체할 수 있는 점성을 가진 물질로 추가적으로 실험이 필요하다. 본 시스템에 사용된 혈액 펌프는 구조상, 에너지 손실이 많고, 회전축 사이

로 유체의 유출이 있는데 이는 구조의 개선을 통하여 해결될 것으로 본다.

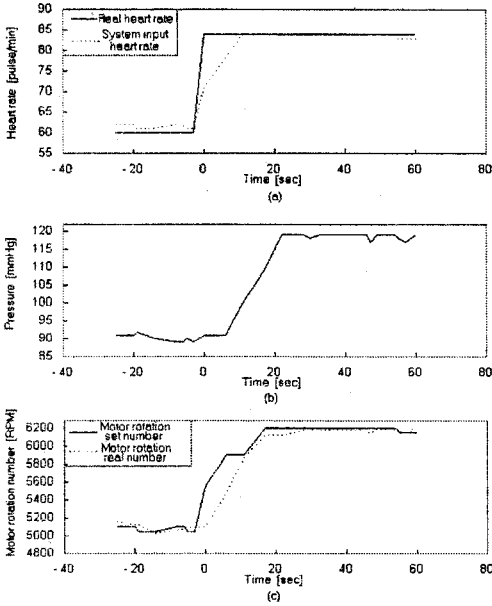


그림 16. 혈류량 제어 알고리즘 사용전의 심박수 증가에 따른 응답곡선 : (a) 심박수 ; (b) 압력 ; (c) 모터 회전수

Fig. 16. System response not using heart pressure control algorithm when heart rate is going up : (a) Heart rate ; (b) pressure ; (c) motor rotation number.

V. 결론

본 논문에서는 기본적인 혈액 펌프를 제작하고 이를 제어할 수 있는 혈류 제어 시스템을 제작하였다. 제작된 혈액 펌프와 모의 순환 장치를 이용하여 제어 변수인 압력과 모터 회전수의 변화에 대한 혈압과 회전수 및 혈류량의 관계를 측정하였고, 이 측정결과로써 임의의 회전수에 따른 혈류량을 추정할 수 있었다. 실험에서 얻어진 유량과 압력의 실험식과 혈류량 제어 알고리즘 및 회전수 제어 알고리즘을 이용하여 심장 보조용 혈액 펌프의 제어기를 설계 제작하였다.

혈류 제어기를 모의 순환 장치에 적용시켜 실험을 한 결과, 원하는 혈류량의 제어가 가능함을 보였으며 압력도 원하는 수준에서 유지시킬 수 있었다. 이는 실제 심장 보조용 혈액 펌프의 제어기로 사용이 가능함

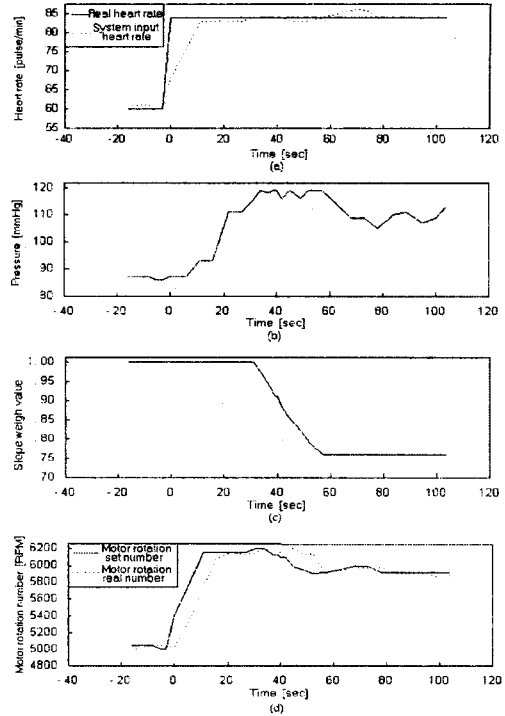


그림 17. 혈압 보정 알고리즘 사용시 심박수 상승에 따른 응답 곡선 : (a) 심박수 ; (b) 압력 ; (c) 기울기 ; (d) 모터 회전수

Fig. 17. System response using heart pressure control algorithm when heart rate is going up : (a) Heart rate ; (b) pressure ; (c) slope ; (d) motor rotation number.

을 보여 주는 것이다. 본 실험에서 사용된 혈액 펌프는 회전수가 8000rpm에서 차압 150mmHg에서 분당 3.2리터의 유량을 흘릴 수 있었는데, 이는 심장의 기능을 보조할 수 있는 수준이나 아직 성능상 부족함이 있다. 향후 더욱 개선된 형태의 축류형 혈액 펌프가 개발되면 본 논문에서 제안된 제어시스템과 결합하여 임상에 적용 가능한 축류형 혈액 펌프 시스템을 개발할 수 있을 것이다.

참고문헌

[1] E. S. Bour, C. B. Wisman, and J. D. Arenas, "Hemodynamic Effects of a New Right Ventricular Assist Device," *Trans ASAIO*, vol.

- 36, pp. 512-551, 1990.
- [2] B. C. McInnis, Z. W. Guo, P. C. Luo, and J. C. Wang, "Adaptive Control of Left Ventricular Bypass Assist Devices," *IEEE Trans Autom. Control*, vol. AC-30, no. 4, pp. 322-329, 1985.
- [3] E. Sasaki, H. Takano, and S. Sato, "Left Ventricular Assist System with a Simplified Cannulation Technique," *Trans ASAIO*, vol. 35, pp. 609-611, 1989.
- [4] R. A. Peura, "Cardiac Assist Devices," *IEEE EMB Magazine*, vol. 5, no. 1, pp 8-13, 1986.
- [5] 최진욱, 전기유압식 좌심실 보조기 개발에 관한 연구, 의학박사학위논문, 서울대학교, 1992.
- [6] 김동욱, 三田村 好矩, "심장내 이식형 축류 혈액 펌프의 in-vitro특성에 관한 연구," 의공학회지 vol. 19, no. 1, pp. 33-38, 1998.
- [7] <http://www.lri.ccf.org/ri/bme/cvard/npca/lvad.html>
- [8] <http://info.pitt.edu/~gwb1>
- [9] J. G. Webster, *Medical Instrumentation Application and Design*, Houghton Nfflin, 1992.
- [10] W. J. Tompkins, *Biomedical Digital Signal Processing*, Prentice Hall, 1993
- [11] W. J. Tompkins and J. G. Webster, *Interfacing Sensors to the IBM PC*, Prentice Hall, 1988.
- [12] 강두희, 생리학 4판, 신광출판사, 1992.
- [13] C. L. Phillips and H. T. Nagles, *Digital Control System Analysis and Design*, Prentice Hall

 著 者 紹 介

김 명 남

「센서학회지 제3권 3호」 논문94-3-3-05 pp.35 참조
 현재 경북대학교 의대 의공학교실 조교수



이 정 우

1970년 9월 6일생. 1995년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업. 1996년 1월 ~ 8월 LG전자 영상기술연구소 연구원. 1999년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 공학석사학위 취득. 1999년 3월 ~ 현재 경북대

학교 대학원 전자공학과 박사과정.

주관심분야 : 의용신호처리, 회로시스템설계



장 봉 현

1955년 3월 10일생. 1980년 2월 경북대학교 의학과 졸업. 1986년 2월 경북대학교 대학원 의학과 의학석사학위 취득. 1995년 2월 충남대학교 대학원 의학과 의학박사학위 취득. 1989년 ~ 현재 경북

대학교 의학과 흉부외과학교실 부교수.

주관심분야 : 흉부외과학. LVAD

조 진 호

「센서학회지 제3권 3호」 논문94-3-3-05 pp.35 참조
 현재 경북대학교 전자전기공학부 교수, 경북대학교 의학과 의공학교실 주임교수 겸무, 경북대학교 대학원 의공학과장 겸무, 경북대학교병원 의공학과장 겸무.