

마이크로 컨트롤러를 이용한 전기유압식 좌심실보조기 제어시스템의 개발

이상우, 정찬일, 최진욱, 김희찬, 민병구
서울대학교 공과대학 제어계측공학과

Development of LVAD Control System using Micro Controller

SW Lee, CI Chung, JW Choi, HC Kim, BG Min
Department of Control and Instrumentation
College of Engineering, Seoul National University

<abstract>

In this paper, we describe about control system for eletro-hydraulic LVAD(Left Ventricular Assist Device) and control algorithm for two operation mode. One is asynchronous operation mode and the other is synchronous operation mode synchronized with natural heart's R pulse. We also present implementation method of software PI algorithm for velocity control of motor used in LVAD system and its response.

서론

심실보조기는 적용방식에 따라서 좌심실보조기(Left Ventricular Assist Device, LVAD), 우심실보조기(Right Ventricular Assist Device, RVAD), 양심실보조기(BiVentricular Assist Device, BVAD)로 구별할 수 있고 구동방식에 따라서 공압식, 모터구동식, 전기유압식등으로 나눌 수도 있다.

공압식 좌심실보조기는 가장 널리 알려져 있는 형태이며 Pierce와 Donachy가 만든 Thoratec사의 좌심실보조기가 가장 대표적이다. 공압식좌심실보조기의 몸체는 혈액과 접촉하는 혈액주머니와 외부의 두꺼운 외벽으로 구성되어 있으며 전달된 공기압이 혈액주머니를 자주게 된다.

모터구동식 좌심실보조기는 모터의 회전력을 직접 기계적인 운동으로 바꾸어 밀판(Pusher Plate)의 전후 왕복운동에 의하여 혈액주머니를 수축확장시킨다.

전기유압방식은 모터의 회전력에 의하여 유체가 담긴 유압실의 압력을 변화시키고 유압의 변화에 의하여 유체의 이동이 일어나 혈액주머니를 수축, 팽창시키는 방식을 말하며 본 연구에서도 이 방식을 채택하고 있다.

전기유압방식은 공압식에 비해 전체시스템의 크기를 작게 할수 있으며 또 정밀한 심박출량의 제어를 할수 있는 장점이 있으나 반면에 공압식에 비

해 기계적인 부속이 많이 첨가되고 이로 인해 시스템의 내구성에 많은 신경을 써야한다. 또 공압식에 비해 과도한 음압(Negative Pressure)이 발생하는 데 이로 인해 자연심장에 피해를 줄수도 있다.

실험 방법

1. 제어기

제어기는 전동기 구동부, 주제어부, 제어콘솔의 크게 3 부분으로 구성되어 있다. (그림 1)

1.1 전동기 구동부

전동기 구동부는 1회전에 200파형이 나오는 인코더(금성 encoder S-30-200 KO)를 사용하여 40W의 직류전동기에 대한 속도제어및 위치제어를 할 수 있도록 구성하였으며, 주제어부로부터 회전방향(Direction) 속도제어신호(PWM), 정지및 운전개시(start/stop) 신호를 받아 이에 따라 전동기에 적절한 전류를 공급하여 구동하도록 하였다.

1.2 주제어부

주제어부는 8/16 bit microcontroller(INTEL 8097)를 사용하였으며, 좌심실보조장치의 동작상태감시 및 전동기 구동에 필요한 명령의 출력, 제어콘솔로부터의 명령입력등의 기능을 수행하도록 되어있다.

1.3 제어 콘솔

제어콘솔로는 IBM PC (386)을 사용하였으며 작동자로부터 명령을 받아 Serial Communication Link인 RS232C를 통해 주제어기와 통신하도록 되어 있으며 각종 동작 상태를 화면에 표시하도록 되어 있다.

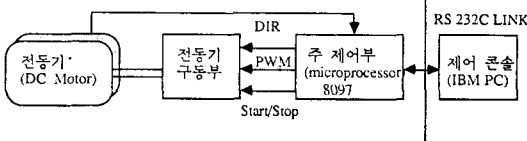
2. 작동방식

2.1 비동기식 작동방식(Asynchronous mode)

비동기식 작동방식에서는 좌심실보조기는 입력된 파라미터-박출거리(Stroke Length), 수축속도(Systole Velocity), 이완속도(Diastole Velocity)-에 의해서 동작되며 보조기의 박동수(Heart Rate)는 위의 세가지 입력파라미터에 의해서 결정된다. 비동기식 작동방식의 제어흐름도는 그림 (2)에 제시하였다.

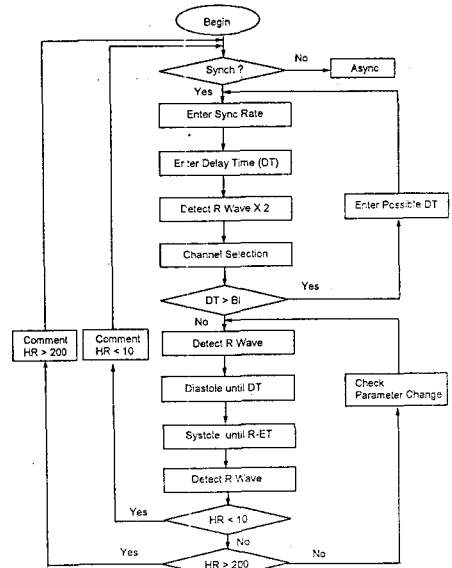
2.2 동기식 작동방식(Synchronous mode)

동기식 작동방식에서는 좌심실보조기는 자연심장의 R pulse에 동기되어서 동작한다. 즉 보조기는 EKG 신호를 1ms마다 검사하여 R pulse가 인가된 시점을 조사하고 그 시점부터 지정된 지연시간(Delay Time) 이후에 수축을 시작한다. 동기식 작동방식은 비동기식 작동방식에 비해서 다음과 같은 두가지의 장점을 가지고 있다. 첫째는 자연심장의 수축기(Systole time)에 보조기가 동시에 수축을 하게 되면 자연심장에 과도한 후부하(After Load)가 가해지는데 동기식 작동방식에서는 이를 피할수 있고 둘째로 자연심장의 이완기(Diastole Time)에서 보조기가 수축을 함으로써 이완기혈압(Diastole Pressure)이 증가하여 관상동맥으로 흐르는 혈류의 양을 증가시킬 수 있다. 동기식 작동방식의 제어흐름도는 그림(3)에 제시하였다.



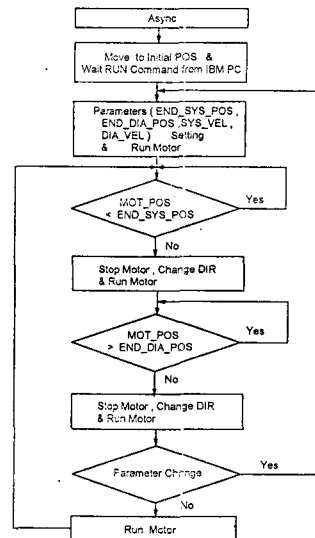
전동기구동부, 주 제어부, 제어콘솔로 구성된 제어기

그림(1)



Control Algorithm of Synchronous mode

그림(3)



Control Algorithm of Asynchronous mode

그림(2)

3. 소프트웨어 PI 속도제어

결과 및 고찰

3.1 이론

모터의 현재속도를 $W(t)$, 원하는 모터의 속도를 $W_d(t)$ 라 하면 에러는 다음과 같이 정의된다.

$$E(t) = W_d(t) - W(t)$$

또 PI 제어기의 output $U(t)$ 는 다음과 같다.

$$U(t) = K_p E(t) + K_i \int E(t) dt$$

위의 식에서 적분항을 $X(t)$ 라 하면 $X(t)$ 는

$$X(t) = \int (W_d(t) - W(t)) dt + X(t_0)$$

이며 이 식을 controller에서 계산할 수 있도록 바꾸어주면 다음과 같이 근사된다.

$$X(kT) = W_d(kT)T - (T/2)(W(kT) + W(kT - T)) + X(kT - T)$$

T : Sampling Rate

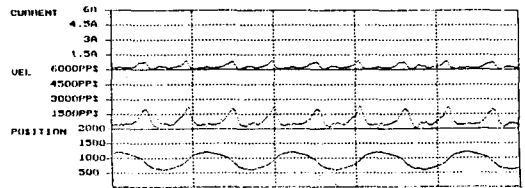
또 $U(t)$ 도 같은 방식으로 바꾸면 다음과 같다.

$$U(kT) = K_p (W_d(kT) - W(kT)) + K_i X(kT)$$

3.2.PI 제어기의 적용 및 결과

앞에서 제시된 식에 근거해서 8096 assembler로 PI제어기를 구현하였다. P gain과 I gain은 여러번의 실험을 통해서 각각 3,7로 결정하였다. 두 종류의 $W_d(t)$ 에 대한 PI제어기의 응답을 그림(4), 그림(5)에 나타내었다.

몇차례의 동물실험을 통해서 살펴본 결과 두 가지의 문제점을 발견할수 있었다. 첫째는 급속한 가속과 빠른 왕복운동에 의한 기계적인 부분의 손상이었다. 이는 우리가 만든 좌심실보조기의 구조상 필연적으로 발생하는 결과인데 처음 연구를 시작하였을때에는 간과되었던 부분이었다. 지금은 이 문제의 해결을 위해서 다각도의 접근이 진행되고 있다. 둘째는 보조기가 보조해 주어야 하는 혈액량의 결정에 있어서 분석적인 방법을 간과한 것이었다. 실제로 동물실험에서는 초기에 적당한 양의 보조혈액량을 설정하고 눈으로 혈액주머니의 상태를 관찰하여 보조혈액량을 변경하였는데 이로 인해 정상적으로 공급해주어야 하는 혈액양보다 상당히 적은 양만큼만 보조해주게 되었다. 이 문제에 대해 본 연구소에서는 전류파형의 분석에 의한 방법을 간구하고 있으며 앞으로 많은 시간과 노력이 필요하게 될 것이다.



삼각형 입력을 가했을때의 제어기의 응답곡선

그림(4)



사각형 입력을 가했을때의 제어기의 응답곡선

그림(5)