J. Biomed. Eng. Res.
Vol. 23, No. 1, 33-38, 2002

한국형 심실 보조 인공심장과 자연심장 간의 counterpulsation 제어 알고리즘의 개발

남경원* · 최성욱* · 정진한* · 김욱은* · 민병구**, ***

*서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학전공, **서울대학교 의학연구원 의용생체공학연구소,
***서울대학교 의과대학 의공학과

(2001년 3월 26일 접수, 2002년 1월 25일 채택)

Development of the Control Algorithm for Counterpulsation between a Moving-actuator type Bi-Ventricular Assist Device (AnyHeart) and a Natural Heart

Kyoung Won Nam*, Seong Wook Choi*, Jinhan Chung*, Wook Eun Kim* and Byoung Goo Min**, ***

Interdisciplinary Program in Biomedical Engineering Major, Seoul National University
**Institute of Medical and Biological Engineering, Medical Research Center, Seoul National University
***Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University

(Received March 26, 2001. Accepted January 25, 2002)

요 약 : 심실보조장치(ventricular assist device, VAD)는 그 특성상 손상된 자연심장의 기능을 보조하기 위해서 사용된다. 따라서, 심실보조장치의 제어 알고리즘을 고려할 때에는 가능한 한 자연심장에 걸리는 부하를 최소한으로 줄여주는 것이 중요하다. 이처럼 자연심장에 걸리는 부하를 줄여주기 위해 가장 일반적으로 사용되는 제어 방식이 바로 자연심장과 심실보조장치 상호간의 동시 박출을 방지하는 counterpulsation 제어 방식이다. 실제로 Nanas[1][2] 등은 동물실험을 통해 좌심실이 손상된 상황에서 counterpulsation 장치가 혈류역학적으로 어떠한 영향을 미치는가를 연구하였다. 본 연구에서는, 현재 서울대학교 인공심장연구실과 (주)바이오메드랩에서 공동으로 개발 중인 이동작동기형 심실보조장치(AnyHeart™)에 사용할 수 있는 counterpulsation 제어 알고리즘을 개발하고, 개발된 알고리즘을 실제 동물 실험에 적용하기에 앞서 모의순환장치를 이용하여 개발된 알고리즘의 효용성을 검증하여 보았다. 자연심장의 박출 상태를 실시간으로 파악하기 위해 심전도(electrocardiogram, ECG) 신호를 입력으로 받아들여 제어를 수행하는 방식을 채택하였으며, 모의순환장치에서의 실험 결과 심실보조장치와 자연심장 간의 동시 박출 방지 효과가 정상적으로 일어남을 확인할 수 있었다.

Abstract : A Ventricular Assist Device(VAD) is used to support the injured natural heart. So, when considering a control algorithm for VAD, it is important to reduce a natural heart's load to enhance its recovery condition. To reduce natural heart's load, a counterpulsation algorithm is used commonly. In this study, we developed a counterpulsation control algorithm for moving-actuator type VAD and tested its usefulness using in vitro MOCK circulatory system. To notice a natural heart's pumping status, electrocardiogram(ECG) signal was used and as a result of test, the counterpulsation effect between VAD and a natural heart was occurred and Automatic Control Mode Transition was occurred properly.

Key words : Counterpulsation, Ventricular assist device, Control algorithm, Electrocardiogram

주 : 이 논문은 대한민국 보건복지부의 선도기술연구 (#HMP-98-G-2-040) 지원으로 수행되었음

통신저자 : 민병구, (110-744) 서울시 종로구 연건동 28
서울대학교 의학연구원 의용생체공학연구소,
서울대학교 의과대학 의공학교실
Tel. (02)760-3126, Fax. (02)760-7788
E-mail. bgmin@plaza.snu.ac.kr

서 론

완전히 손상된 자연심장을 대체하기 위한 완전인공심장(Total artificial heart, TAH)과는 달리, 심실보조장치(Ventricular assist device, VAD)의 제어 알고리즘을 설계할 때에는 기기 장착 후에 심실보조장치의 동작으로 인해 자연심장에 걸리는

부하를 최소한으로 줄여주는 제어 방식이 필요하다. 이러한 목적을 위해 일반적으로 사용되는 제어 방식이 바로 자연심장과 심실보조장치가 서로 동시에 박출하지 않도록 하는 counterpulsation 제어 방식이다. 이는 자연심장과 심실보조장치의 동시 박출로 인해 대동맥에 걸릴 수 있는 과도한 부하를 낮추고, 자연심장의 회복에 보다 유리한 환경을 조성하여 주는 데에 일차적인 목적이 있다. Nanas[1][2] 등의 연구 결과를 살펴보면 좌심실이 손상된 상황(LV Failure)에서 counterpulsation 장치를 적용한 경우 상행대동맥(ascending aorta) 상에 장치를 이식한 경우, counterpulation 장치를 사용하지 않은 경우에 비해 대동맥 확장기 말 압력이 58% 감소했으며, 대동맥 수축기 압력은 35.3% 감소했으며, 좌심실 확장기 말 압력은 26% 감소한 것으로 나타났다. 이는 counterpulsation 방식을 사용함으로써 대동맥에 걸리는 부하가 줄어들었으며, 혈류역학적으로도 긍정적인 영향을 미칠 수 있음을 나타내는 연구 결과이다. 본 연구에서는 이러한 counterpulsation 제어를 위해 심전도(Electrocardiogram, ECG) 신호를 사용하여 자연심장의 박출 시기를 실시간으로 검출해내고, 그에 따라 동시 박출 방지 제어를 수행하는 방식의 제어 알고리즘을 개발하였다. 심전도 신호의 QRS 파형 검출 알고리즘은 이미 여러 사람들에 의해 다양한 방법들이 개발되어 있으므로,[3][4][5][6] 본 연구에서는 counterpulsation 알고리즘 자체의 구현에 중점을 두어 연구를 진행하였다. 실험에 사용한 심실보조장치는 현재 서울대학교 인공심장연구실과 (주)바이오메드랩에서 공동으로 개발 중인 이식형 양심실보조장치(AnyHeart™, 그림 1)를 사용하였으며, 이 심실보조장치는 이동작동기(Moving-actuator)가 좌우로 움직이며 혈액을 박출함으로써 하나의 디바이스로 좌심실과 우심실을 동시에 보조하는 형태의 심실보조장치이다.

재료 및 방법

개발된 counterpulsation 제어 알고리즘은 기본적으로 자연심장의 현재 박출상태에 따라 심실보조장치의 박출 타이밍과 박동수를 자동적으로 조절하도록 설계되었다. 알고리즘을 작성할 때에는 일차적으로 좌심실에서 대동맥으로의 혈액 박출이 동시에 일어나지 않도록 하는 동시에 자연심장의 박출상태와 무관하게 항상 일정량 이상의 심실보조장치 박출량을 일정하게 유지시키는 데에 그 주안점을 두었다. 실험에 사용된 심전도 신호는 DNI Nevada Inc.에서 제작한 Patient Simulator 217A를 사용하여 얻은 신호를 증폭하여 사용하였다. 사용한 신호는 Normal Sinus, amplitude 2 mV, Normal axis deviation, ST segment variation off로 설정하였으며, 발생된 신호는 별도의 증폭회로를 통과한 후, 아날로그/디지탈(A/D) 변환되어 PC 상의 통신포트(COM2)로 입력되었다. 이렇게 입력된 심전도 신호를 신호처리해서 QRS 파형을 실시간으로 검출하면 이를 토대로 나머지 통신포트(COM1)를 통해 제어신호를 보내줌으로써 내부 제어기를 제어하게 된다.

1. 박출량 자동제어

1.1 박출모드 자동선택 프로토콜

심실보조장치는 자연심장의 박출량 만으로는 적정량의 혈액 공급이 불가능할 때, 그 부족한 양을 대신 박출해 주기 위해 사용되므로, 일반적인 상황에서는 자연심장의 현재 박출상태에 무관하게 일정수준 이상의 전체 혈액 박출량을 항상 유지할 수 있어야만 한다.(5 ℓ/min) 일반적으로 손상된 자연심장의 박출량이 1~2 ℓ/min 정도라고 가정하면, 심실보조장치는 3~4 ℓ/min의 박출량을 항상 일정하게 유지해 주어야만 한다. 그리고, 이처럼 일정수준의 심실보조장치 박출량을 계속 유지할 수 있으려면, 자연심장의 박동수에 무관하게 항상 일정값 이상의 심실보조장치 박동수를 유지할 수 있어야만 한다. 본 연구에서는 이러한 심실보조장치의 목표 박출량을 3.0 ℓ/min, 3.5 ℓ/min의 두 가지로 설정하여 실험을 진행하였으며, 테스트 결과 실험에 사용된 심실보조장치의 경우 3.0 ℓ/min 정도의 박출량을 유지하려면 분당 90~100회, 3.5 ℓ/min 정도의 박출량을 유지하려면 분당 100~110회 정도의 박동수를 유지해 주는 것이 필요하였다. 그러므로 자연심장의 박동수에 무관하게 항상 이 정도의 심실보조장치 박동수를 유지할 수 있으려면, 자연심장의 박동수와 심실보조장치의 박동수 간에 일정한 정수비를 유지하도록 설계하는 작업이 필요하였다. 실험의

표 1. 각각의 박출모드에 따른 박출 프로파일
Table 1. Ejection profiles

박출모드	프로파일	HR : PR
3	1 : 1 : 1 : 0	4 : 3
4	1 : 1 : 1 : 1	4 : 4
5	1 : 1 : 1 : 2	4 : 5
6	1 : 2 : 1 : 2	4 : 6
7	2 : 2 : 2 : 1	4 : 7
8	2 : 2 : 2 : 2	4 : 8
9	2 : 2 : 2 : 3	4 : 9
10	2 : 3 : 2 : 3	4 : 10
11	3 : 3 : 3 : 2	4 : 11
12	3 : 3 : 3 : 3	4 : 12

표 2. 목표 박출량 3.5 ℓ/min일 때의 박출모드 자동선택
Table 2. Ejection mode automatic selection when reference VAD output is 3.5 ℓ/min

HR	박출모드	박출량(ℓ/min)
30-40	12	3.4
40-50	10	3.8
50-60	8	3.7
60-70	7	3.7
70-80	6	3.7
80-90	6	3.8
90-100	5	4.0
100-110	4	3.7

표 3. 자연심장의 박동수가 분당 70~80회, 분당 80~90회인 경우에 설정된 제어인자
Table 3. Selected control parameters when HR is 70~80 and 80~90

HR	박출 횟수	LV	RV	DT 1	DT 2
70-80	1	500	500	100	10
	2	650	650	50	10
	3				
80-90	1	500	500	80	10
	2	750	750	50	5
	3				

편의를 위해 사용하는 자연심장의 박동수를 분당 30~110회로 제한하였으며, 자연심장의 박동수가 분당 30회일 경우에 심실보조장치의 박동수를 분당 90회로 유지할 수 있도록 박동수 간의 최대 비를 1 : 3(4 : 12)으로 설정하였고, 또한 자연심장의 박동수가 분당 110회인 경우 심실보조장치의 박동수를 분당 90회로 유지할 수 있도록 박동수 간의 최소 비를 4 : 3으로 설정하였다. 그리고, 이러한 최대· 최소 비 내에서 총 10 종류의 박동수 비를 가지는 박출모드를 설정하였다. 즉, 자연심장의 박동수와 심실보조장치의 박동수 간에 4 : 3, 4 : 4, 4 : 5, 4 : 6, ..., 4 : 12의 비가 성립하도록 설정하였다. 그리고, 자연심장이 연속적으로 4회 박출할 동안 심실보조장치의 좌측 박출이 어떠한 형태로 일어나느냐를 나타내기 위해 표 1에 나오는 것과 같은 박출 프로파일의 개념을 도입하였다. 즉, 박출 프로파일이 1 : 1 : 1 : 1 이라는 것은 자연심장과 심실보조장치가 한 번씩 번갈아가며 박출한다는 것을 의미한다. 보다 안정적인 동작과 연속적인 혈액 박출을 위해, 동일 횟수의 경우 프로파일의 선택은 대칭성을 가지도록 선택하였으며(4 : 0 : 0 : 0이 아닌 1 : 1 : 1 : 1을 선택), 현재 자연심장의 박동수에 따라 사전에 지정된 10 종류의 박출모드들 중에서 목표 박출량 유지를 위해 필요한 박출모드를 자동적으로 선택하도록 하는 방식으로 심실보조장치의 박동수를 자동 제어하여 항상 목표 박출량에 근접한 심실보조장치 박출량을 유지할 수 있도록 설계하였다. 그리고, 이러한 박출모드 선택 프로토콜은 사전에 시행한 모의순환장치에서의 박출량 측정 실험에 의해 결정되었다. 표 2에는 목표 박출량이 3.5 ℓ/min인 경우의 자연심장의 박동수에 따른 박출모드가 나타나 있으며, 그림 2에는 실제 모니터링 프로그램상의 메뉴에서 박출량을 지정하는 화면이 나타나 있다.

1.2 제어인자 자동변경 프로토콜

심실보조장치의 동작 상태를 조정하기 위해 사용되는 기존의 여러 제어인자들 중에서 counterpulsation 알고리즘의 박출량 자동제어에서 직접적으로 사용되는 것들에는 좌우 이동속도(LV, RV), 좌우 정지시간(LBT, RBT)이 있다. 또한, 기존의 제어인자 외에 새로 추가된 제어인자로는 제1 · 제2 지연시간(DT_1, DT_2)이 있다. 이들에 대해 간략히 설명하면 다음과 같다.

좌우 이동속도-심실보조장치의 이동 작동기(moving-actuator)가 기어열 위를 이동하는 속도(deg/sec)

좌우 정지시간-심실보조장치의 이동 작동기가 양쪽 끝 위치에서 정지한 후, 방향 전환하여 반대 방향으로 움직이기까지의 시간 지연((*10) msec)

제 1 지연시간-새로운 QRS 파형이 감지된 직후 심실보조장치의 최초 좌측 박출을 위해 이동 작동기가 움직이기 시작할 때까지의 시간 지연(msec)

제 2 지연시간-연속된 두 개의 QRS 파형 사이에 2회 이상의 심실보조장치 박출이 일어나는 경우(HR : PR=4 : 5 혹은 4 : 9 등과 같은 경우)에 심실보조장치의 첫 박출이 이루어지고 다시 이동 작동기가 우측 끝 위치로 돌아온 직후부터 다음 좌측 박출을 위해 이동 작동기가 움직이기 시작할 때까지의 시간 지연(msec)

각 박출모드 별로 연속된 두 개의 QRS 파형 사이에 위치하는 심실보조장치의 박출 횟수가 다르므로, 보다 안정적인 동작을 위해 현재 자연심장의 박동수와 목표 박출 횟수에 따라 위의 제어인자들의 값을 자동적으로 변경시켜 주는 알고리즘을 작성하였다. 즉, 현재 자연심장의 박동수가 분당 60회인 경우와 분당 90회인 경우, 또는 연속된 두 개의 QRS 파형 사이에 위치하는 심실보조장치의 박출 횟수가 1회일 때와 2회일 때, 그리고 3회일 때의 좌우 이동속도, 지연시간들을 각각 다르게 설정함으로써, 지정된 구간 내에 목표로 하는 횟수만큼의 심실

표 4. 박동수비 4 : 4 와 4 : 2 인 경우의 자연심장과 심실보조장치의 박동수
Table 4. Heart rate and pump rate for 4 : 4 and 4 : 2 ejection mode

Heart Rate	VAD Rate		Heart Rate	VAD Rate
30	30		30	15
40	40		40	20
50	50		50	25
60	60		60	30
70	70		70	35
80	80		80	40
90	90		90	45
100	100		100	50
110	110		110	55

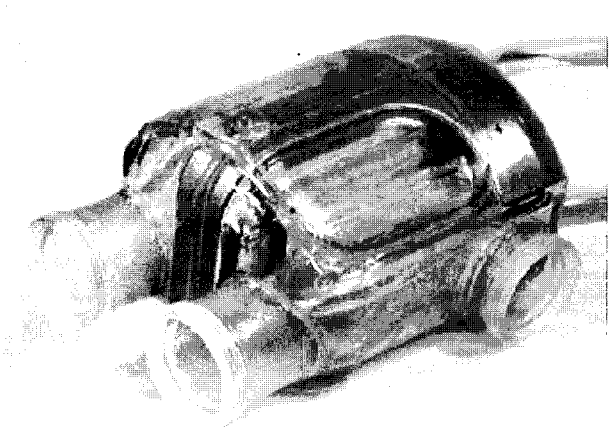

그림 1. 사용된 심실보조장치, AnyHeart™
Fig. 1. Used ventricular assist device, AnyHeart™

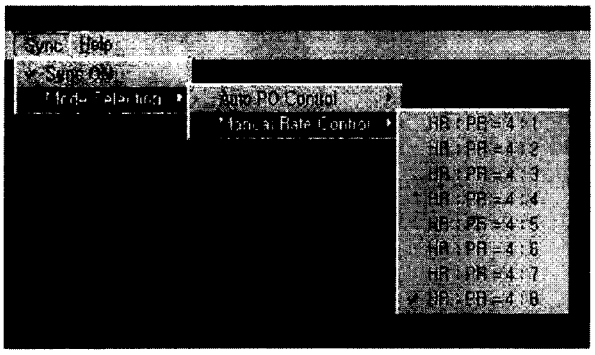

그림 3. 메뉴 상에서 박출량비 1 : 2를 선택한 화면
Fig. 3. Selection of ejection ratio 1 : 2 in the menu

보조장치 박출이 정확히 이루어질 수 있도록 설계하였다. 이 때 사용되는 제어인자 값들은 모의순환장치를 이용한 사전 실험을 통해 얻어진 결과값들을 사용하였다. 표 2를 보면 자연심장의 박동수가 분당 70~80회인 경우와 분당 80~90회인 경우에 모두 동일한 박출모드 6이 선택되었지만, 실제로 각 박출모드에서 선택되어지는 제어인자 값들은 각기 다르다. 표 3에는 자연심장의 박동수가 분당 70~80회인 경우와 분당 80~90회인 경우에 설정되는 제어인자 값들이 나타나 있다.

2. 박출모드 수동선택

앞에서 설명한 자동 박출량 제어모드에서는 정상 상황에서 자연심장의 박동수 변화에 따라, 심실보조장치의 박동상태가 자동적으로 변경되어 그 박출량을 일정하게 유지하게 된다. 하지만, 상황에 따라서는 이러한 방식의 제어보다는 자연심장과 심실보조장치 간의 박동수 비를 인위적으로 고정시켜 주어야 하는 경우가 있다. 이러한 경우에는 앞에서 설명한 박출모드 자동선택 기능을 사용하지 않고, 모니터링 프로그램의 메뉴 상에서 임의로 하나의 박출모드를 강제 지정해 주는 것이 필요하다. 이러한 기능을 나타내는 것이 그림 3이다. 이 경우에는

그림 2. 메뉴상에서 심실보조장치 박출량 3.0 ℓ/min을 선택한 화면
Fig. 2. Selection of 3.0 ℓ/min for VAD output in the menu

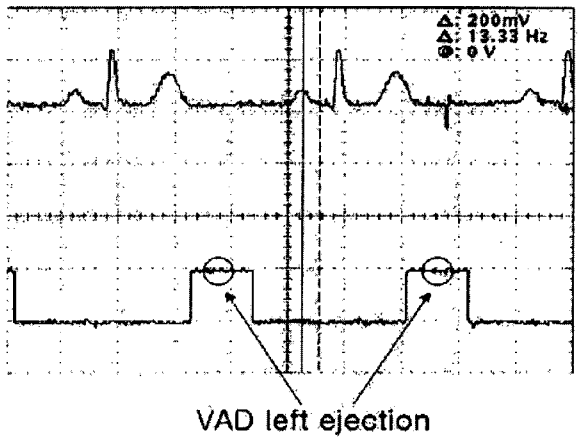

그림 4. 자연심장의 박동수가 분당 60회인 경우에 박출모드 4가 선택된 화면(1 : 1 : 1 : 1 박출)
Fig. 4. Ejection mode 4 for HR 60(1 : 1 : 1 : 1 ejection)

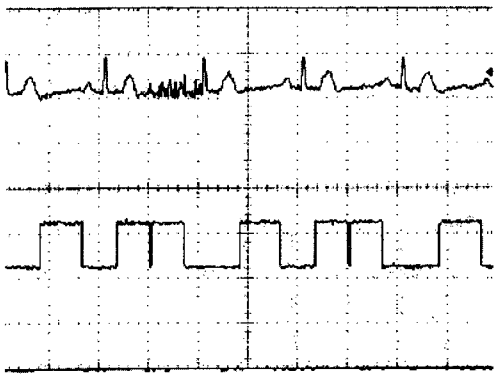

그림 5. 자연심장의 박동수가 분당 60회인 경우에 박출모드 6이 선택된 화면(1 : 2 : 1 : 2 박출)
Fig. 5. Ejection mode 6 for HR 60(1 : 2 : 1 : 2 ejection)

자연심장의 박동수와 심실보조장치의 박동수 간의 비가 1 : 2 (4 : 8)로 강제 지정되어 심실보조장치가 동작하게 된다. 이 경우, 선택된 박출모드에 따른 제어인자의 자동변경 매커니즘은 자동 박출량 제어모드에서의 경우와 동일하지만, 이 경우에는 박출량 유지보다는 박출모드 변경이 더 중요하므로, 4 : 1에서 4 : 8까지 모두 8가지의 박출모드가 선택 가능하도록 설계하였다.

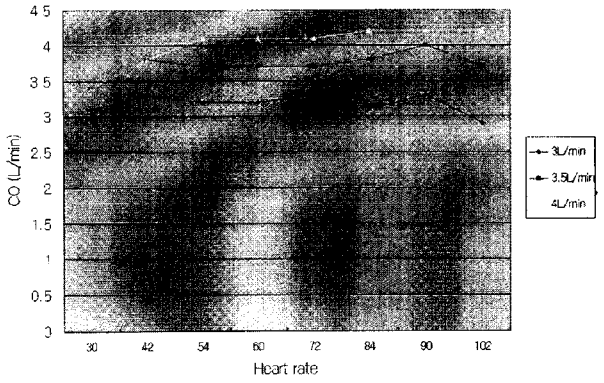

그림 6. 실제 모의순환장치에서의 박출량 유지 실험 결과
Fig. 6. Result of VAD output maintenance test using mock circulation experiment

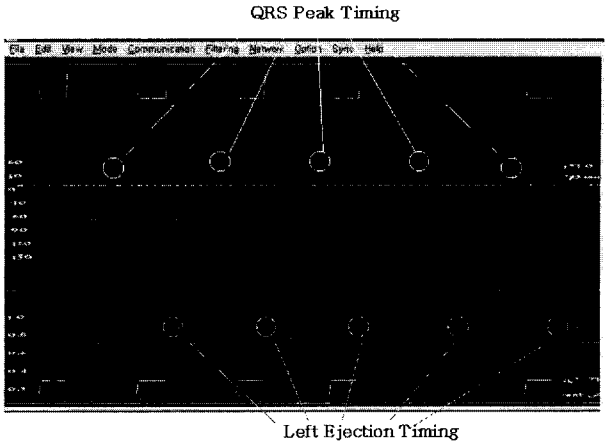

그림 7. 실제 PC 모니터링 프로그램에서의 counterpulsation 구동 화면
Fig. 7. Counterpulsation in PC monitoring program

결 과

그림 4는 자연심장의 박동수가 분당 60회인 경우에 박출모드 4가 선택된 결과 화면이다. 그림 4와 그림 5에서 상단의 파형은 심전도 시뮬레이터에서 발생한 심전도 신호를 나타내며, 하단의 파형은 심실보조장치의 박출상태를 나타낸다. 즉, 아래의 파형에서 High 영역은 심실보조장치의 이동 작동기가 움직이는 구간이며, Low 영역은 이동 작동기가 정지해있는 구간이다. 그리고, High 영역의 중간부분이 바로 심실보조장치의 좌측 박출이 일어나는 시기를 의미한다. 그림 4를 보면 T파가 사라진 이후에 심실보조장치의 좌측 박출이 이루어지는 것을 확인할 수 있다. 그림 5는 동일한 자연심장 박동수(분당 60회)하에서 박출모드 6이 선택된 화면이다. 이 경우 심실보조장치는 박출 프로파일 1 : 2 : 1 : 2 에 따라 구동되어 박동수비는 HR : PR=4 : 6 이 된다. 또한, 그림 5를 보면 1회 박출시의 제어인자 값과 2회 박출시의 제어인자 값이 서로 다름을 육안으로 확인할 수 있다. 실제 값에 있어서도 1회 박출시의 제어인자 값이 (LV, RV, DT_1, DT_2)=(450, 450, 110, 10)인 반면에 2회 박출시의 제어인자 값은(LV, RV, DT_1, DT_2)=(600, 600, 50, 10)으로 각기 다르게 설정되어 있다. 이는 앞에서 설명한 제어인자 자동변경 매커니즘에 따른 것으로, 현재 자연심장의 박동수와 목표 박출 횟수에 따라 각 경우의 제어인자 값이 자동적으로 변경됨을 나타낸다. 그림 6은 메뉴에서 3.0 ℓ/min이나 3.5 ℓ/min이 선택된 경우, 자연심장의 박동수가 임의로 변경되는 가운데 모의순환장치에 연결된 심실보조장치에서 나오는 박출량을 나타낸다. 그림에서 알 수 있듯이, 박출량 자동제어모드의 경우 자연심장의 박동수 변화에 무관하게 항상 목표 박출량 이상의 심실보조장치 박출량이 꾸준히 유지됨을 확인할 수 있다. 표 4에는 박출모드 수동제어모드에서 박동수비 4 : 4 와 4 : 2 가 선택된 경우, 각각의 자연심장 박동수와 심실보조장치 박동수가 나타나 있다. 표에서 보듯 자연심장의 박동수가 변하더라도 지정된 박동수비는 항상 일정하게 유지됨을 확인할 수 있다. 물론, 모든 경우에서 자연심장과 심실보조장치 간의 counterpulsation은 항상 유지되었다. 그림 7은 실제 PC 모니터링 프로그램 상에서 counterpulsation 구동이 일어나는 화면이다. 이 경우 PC의 COM2를 통해 심전도 신호가 실시간으로 입력되면, 그 신호를 받아 모니터링 프로그램 상에서 QRS 파형을 검출하고, 현재 자연심장의 박동상태와 설정된 제어 조건에 따라 최적의 파라메터들을 선정하여 COM1을 통해 내부 제어기와 통신하며 counterpulsation 제어를 수행하였다.

고 찰

지금까지의 실험 결과에 의하면, 박출량 자동제어모드의 경우 이동 작동기형 심실보조장치에서 자연심장의 박동상황이 변화하더라도 항상 일정 수준 이상의 심실보조장치 박출량을 유지하는 동시에 자연심장과 심실보조장치 간의 counterpulsation이 일어남을 확인할 수 있었다. 그리고 박출모드 수동제어모드의 경우에는 자연심장의 박동상황이 변화하더라도 항상 둘 간의 박동수비가 일정하게 유지됨을 확인할 수 있었다. 이러한 실험 결과로 미루어 볼 때, 제안된 제어 알고리즘은 현재 서울대학교와 (주)바이오메드랩에서 공동으로 개발 중인 이식형 심실보조장치에 적용되어 자연심장과 심실보조장치 간의 counterpulsation을 항상 유지하는 동시에, 정상 상황에서는 심실보조장치의 박출량을 일정 수준 이상으로 유지하다가, 필요할 때에는 심실보조장치와 자연심장의 박동수비를 일정하게 유지시키기 위한 목적으로 사용 가능하다고 판단된다. 또한, Nanas 등의 연구 결과로 미루어볼 때 심실보조장치의 제어에 counterpulsation 기법을 적용함으로 인해 혈류역학적으로도 긍정적인 효과를 얻을 수 있을 것으로 기대된다. 다만, 현재 제안된 제어 알고리즘은 박출량 유지를 위해 좌우 이동거리를 고정시키고 좌우 이동속도와 정지시간 만을 변화시키는 방법을

채택하고 있기 때문에, 자연심장의 박동수가 높아질수록 이동작동기의 동작속도가 증가하여 전체적인 전류 증가가 일어나는 문제가 있었다. 이러한 전류 증가 문제의 해결을 위해서는 좌우 이동속도와 정지시간 외에 좌우 이동거리를 동시에 변경시킴으로써 박출량을 유지시키는 방식으로의 연구가 추가적으로 필요할 것으로 판단된다. 또한, 개발된 알고리즘을 실제 동물실험 상황에 적용하기 위해서는 체내에 이식하여 심전도 신호를 실시간으로 검출해 낼 수 있는 이식형 전극과 그와 연관된 소형 하드웨어를 따로 개발할 필요가 있었다. 실제 동물실험실에서 사용되고 있는 Patient Monitor 장비의 RS-232 포트를 통해 나오는 데이터 값은 실제 입력 값보다 많이 지연되어(250 msec 정도) 출력되므로 정확한 제어의 용도로 사용하기에는 부적절하였다. 그밖에도, 현재 개발된 알고리즘은 혈액주머니의 혈액 충만상태가 최고인 상태(full-fill)인 경우를 가정하여 작성되었으므로, 실제 상황에서는 혈액주머니의 현재 충만상태를 파악하여 그에 따른 추가적인 조절을 가해주는 알고리즘의 추가적 보완이 필요하리라 판단된다. 이를 위해 현재 심실보조장치의 자동제어에 사용되는 제어값인 PTBC(Percent-time before contact)을 사용하여 현재의 PTBC 값에 따라 혈액 충만도를 파악하고 그 값에 따라 박출 프로파일과 제어 인자들의 값을 자동 변경하는 알고리즘의 개발이 추가적으로 요구된다.[7]

참 고 문 헌

1. John N Nanas, Serafim N Nanas, Chris E Charitos, Anastasios D Poyiadjis, Dimitrios Kontoyannis, Abed Melkaoui, Gerasimos Kokolis and Spyridon D Moulopoulos. "*Effectiveness of a counterpulsation device implanted on the ascending aorta*", ASAIO Trans, 33(3), pp. 203-206, 1987
2. JN Nanas, DB Olsen, Y Hamanaka, B-Y Chiang, SD Nielsen, SD Hughes and W J Kolff, "*Experience with a valveless, implantable abdominal, aortic counterpulsating device*", ASAIO Trans, 30, pp. 540-544, 1984
3. Jiapu Pan and Willis J. Tompkins, "*A Real-Time QRS detection Algorithm*", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-32, pp. 230-236, 1985
4. H.G. Goovaerts, H.H. Ros, T.J. vanden Akker, and H. Schneider, "*A digital QRS detector based on the principle of contour limiting*", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-23, p. 154, 1976
5. N.V. Thakor, J.G. Webster, and W.J. Yompkins, "*Optimal QRS detector*", Med. Biol. Eng. Comput., vol. 21, pp. 343-350, 1983
6. H. K. Chung, "*QRS Detection using MAP Estimation*", J. of KOSOMBE, Vol. 8, no. 2, pp. 205-214, 1987
7. J.J. Lee, "*Pump output estimation using current waveform in the moving-actuator type bi-ventricular assist device, 'AnyVAD'*", KOSOMBE conf., vol 22, no. 1, p77, 2001