완전 이식형 전기기계식 인공심장 심실간 공간 압력 파형에 관한 연구

[0]조 영호*, 최 원우**, 박 성근*, 이 동준**, 최 재순**, 김 희찬*, 민 병구*
* 서울대학교 의과대학 의공학 교실
** 서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학 전공

A Study of Interventricular volume Pressure in a Totally Implantable Electromechanical Artificial heart

[0]Yung Ho Jo*, Won Woo Choi**, Seong Keun Park*, Dong Joon Lee**,
Jae Soon Choi**, Hee Chan Kim*, and Byoung Goo Min*

* Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University
** Dept. of Biomedical Engineering, College of Engineering, Seoul National University

요 약

인공심장에서의 박출량제어는 전부하에 따른 심박출균형, 심실내 완전충만과 완전구출을 구현하는데 그 목적이 있다. 본 논문에서는 인공심장 내부의 심실간 공간 압력파형을 심박출량의 제어에 활용하였다. 이를 위해서는 심실간 공간의 압력파형을 심실 유입부와 유출부의 혈류량에 대한 정보, 이동작동기의 위치신호와 동기시켜 해석하는 것이 필요하다. 이러한 압력파형의 해석을 바탕으로, 심실간 공간의 음압 크기로 좌,우 심방압을 추정하고 작동기의 좌,우 수축기때 심실간 공간의 음압크기를 비슷하게 유지하도록 작동거리를 제어하면 좌우 심박출 균형을 이룰 수 있음을 확인하였다. 또한, 심실의 완전충만과 완전구출의 실현을 위한 심실 충만 정도를 추정할 수 있게 하는 인자를 제시하였다.

I. 서 론

현대의 질병은 급성 감염성 질환이 쇠퇴하고 심장질환, 암, 뇌졸중과 같은 퇴행성 질환이 상대적으로 크게 증가하고 있는 추세에 있다. 특히 심혈관계 질환에 의한 사망률은 급격히 높아져 80년대에 이미 미국에서의 가장 큰 사망 원인으로 밝혀진 바 있다. 진단 및 치료기술이 발달함에 따라 심질환 환자의 발견과 치료는 괄목할 만한 성과를 거두고 있지만 아직까지도 말기 심장병 환자의 경우에는 장기 이식수술이 최선의 치료 방법이다. 그러나 심장의 특성으로 인하여 이식 장기 제공자의 수는 절대적으로 부족할 뿐만 아니라 제공자가 나타날 때까지 기다리기 어려운 현실 때문에 한국을 비롯한 미국, 일본 등의 여러 연구기관에서 완전이식형 인공심장의 연구, 개발이 활발히 진행되고 있다.

현재의 완전 이식형 인공심장은 해결해야 될 몇 가지 과제들을 가지고 있다. 흉곽내에 완전이식이 가능하도록 소형화시키고 자유로운 활동에 필수적인 충분한 심박출량을 보장해야 한다. 뿐만 아니라 전부하에 따른 좌,우 심박출량의 균형적인 제어, 인공심장의 열 발생에 따른 조직 손상 문제의 해결을 위한 전체적 효율의 증가 및 열 교환 방식의 개선점등을 들 수 있다. 한편, 혈전형성의 방지를 위해서는 심실의 완전충만과 완전구출이 이루어져 부분적 혈액 정체를 막을 수 있어야 하며, 혈액주머니의 항혈전처리, 장기간 이식에 의한 감염문제의 해결 또한 필요하다.

본 연구에서는 기계적, 재료적 문제를 제외한 인공심장의 중요한 제어 목표인 전부하에 따른 심박출 균형, 심실내 완전충만과 완전구출의 구현을 목적으로 인공심장내의 심실간 공간 압력파형을 이용하고자 한다.

그림 1은 본 연구에서 사용한 한국형 인공심장의 혈액펌프를 구조적으로 나타낸 것이다. 모터의 정역회전운동으로 이동작동기가 좌, 우 혈액주머니를 교대로 짜 준다. 이들은 폴리우레탄 외부케이스로 밀봉되어 있고 지나친 음압 발생을 방지하기 위한 창이 달려 있다. 여기에서 창은 혈액펌프 내부의 압력에 따라 수동적으로 움직여서 압력변화를 줄이는 역할을 담당한다. 심실간 공간이란 혈액펌프 내부의 공간중 혈액주머니와 작동기가 차지하는 부분을 제외한 공간을 일컫는데, 이동작동기의 원활한 동작과 열 발산에 필요한 100 cc의 윤활유와 좌,우 심박출량 차이를 보상하기 위한 50 cc의 공기가 채워져 있다.

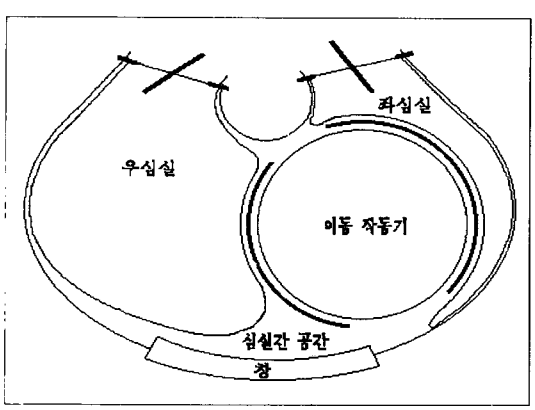


그림 1. 인공심장의 펌프내부구조

II. 연구 방법

1. 실험 장치

생체순환계의 저항성분과 Compliance를 모사해서 만든 모의순환장치에 인공심장을 부착하고 각 계에서의 압력파형, 시간에 따른 혈류량, 이동작동기의 위치신호를 표시하기 위해 Polygraph에 연결한 모식도가 그림 2이다.

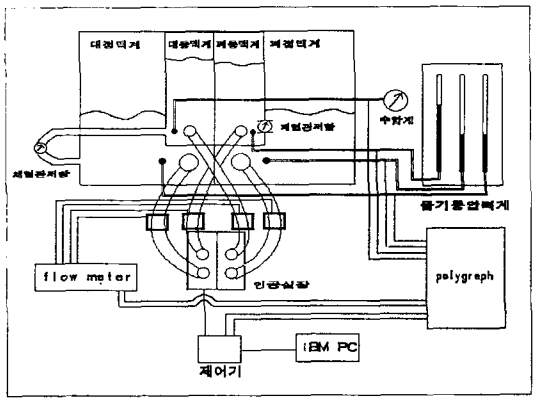


그림 2. 실험장치의 모식도

인공심장의 좌심실이 수축할 때 혈액은 모의순환장치의 대동맥계로 유출되고, 이와 동시에 폐정맥계의 혈액이 우심실로 유입된다. 대동맥계의 공기양으로 Compliance를 조절할 수 있고 대정맥계와의 사이에 있는 코크밸브를 이용하여 대동맥계의 저항을 원하는 크기로 설정할 수 있다. 한편 우심실 수축기에는 대칭적으로 대정맥계의 혈액이 좌심실로 유입되고 우심실의 혈액은 폐동맥계로 유출된다. 이 실험에서는 혈액이 아닌 물을 순환유체로 사용하였다.

좌, 우심실 유입부와 유출부에서의 시간에 따른 혈류량과 모의순환장치 각 계의 압력파형, 그리고 인공심장 내부의 심실간 공간 압력파형을 동기시키도록 두 심실 유입부와 유출부에 그림 2와 같이 Flow meter를 연결하였고, 여기에서 출력된 각각의 혈류파형과 모의순환장치 각 계의 압력파형, 이동작동기의 위치신호인 모터의 회전방향신호와 정지신호등을 Polygraph에 입력하여 시간에 대하여 동기시킴으로써 인공심장의 구동에 따른 혈류역학적 정보의 해석이 가능하도록 하였다.

2. 심실간 공간내의 압력형성 원리

혈액펌프 내부의 체적은 그림 1에 나타난 바와 같이 두 혈액주머니와 이동작동기의 체적 및 과음압 방지용 창과 심실간 공간의 4부분으로 구성된다.

이동작동기의 체적은 항상 일정하므로 심실간 공간은 두 심실체적의 변화와 과음압 방지용 창의 체적보상 정도에 따라 변화한다. 예를 들어 좌심실 수축기의 경우, 우심실의 유입량이 좌심실의 박출량보다 작을 때 그 차이는 과음압 방지용 창에 의해 일부가 보상되고 나머지는 심실간 공간의 증가로 나타난다. 그러므로, 심실간 공간의 압력변화는 유출되는 혈액의 양이 유입되는 혈액의 양과 창의 체적보상량의 합보다 많으면 심실간 공간의 압력강하가 나타나고 반대로 유입되는 혈액의 양이 유출되는 혈액의 양과 창의 체적보상량의 합보다 많으면 압력상승이 나타난다.

3. Flow meter 파형에 의한 인공판막 개폐 시기

Flow meter에서의 혈류 파형으로부터 판막의 개폐시기는 그림 3과 같이 세 구간으로 나누어 설명할 수 있다.

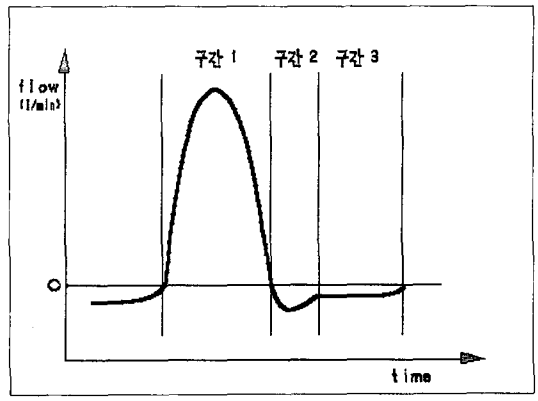


그림 3. Flow meter 파형과 판막 개폐 시기

구간 1은 심실내 압력의 증가로 판막이 열리면서 외부로 혈액 유출이 이루어지는 시기이며 구간 2는 이동작동기의 움직임이 끝나면서 그때까지 열려 있던 판막을 통해 혈류가 역류함과 동시에 판막이 급속히 닫혀지는 시기이다. 그리고 구간 3은 닫혀 있는 판막의 틈새를 통한 혈류의 역류시기를 의미한다. 이에 근거하여 판막 개폐시기를 결정하였다.

III. 실험결과 및 고찰

1. 심실간 공간 압력파형과 판막 개폐시기

이동작동기가 한쪽 심실의 혈액을 배출함으로써 발생되는 심실간 공간의 음압이 반대쪽 심실에서의 혈액유입을 유발하는 경우, 이를 능동적 유입(active filling)방식이라 하고, 반면에 혈액주머니로의 혈액유입이 심방압에 의해서만 이루어지는 경우를 수동적 유입(passive filling)방식이라 한다.

1.1 능동적 유입시 판막의 개폐시기와 심실간 공간의 압력파형

그림 4는 좌,우심방 압력이 각각 4mmHg, 2mmHg이고 심실간 공간 초기 밀봉압력이 0mmHg인 상태에서 판막의 개폐시점을 심실간 공간의 압력파형에 나타낸 그림이다.

좌심실 수축기에 대동맥 판막이 열리면(AoV_O) 심실간 공간의 음압이 형성되고 이에 따라 우심방(폐정맥계) 판막이 열려(RAV_O) 우심실로의 혈액유입이 시작된다. 심실간 공간에 음압이 형성되면 과음압 방지창이 인공심장 내부 방향으로 이동하여 체적보상을 시작하는데 좌심실 수축기가 지난 후에는 급격히 혈액 구출량이 줄어들어 대동맥 판막의 닫힘(AoV_C)과 함께 창의 과도한 체적 보상이 압력파형에서의 첨점으로 나타난다. 이후 창의 과도한 보상이 복귀되고 첨점은 소실된다. 우심실로의 혈액유입은

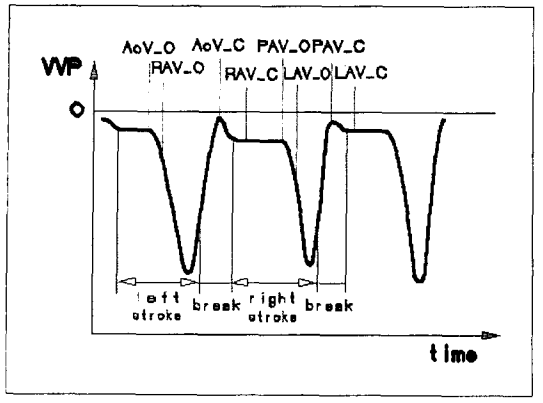


그림 4. 심방 압력이 낮을 때 심실간 공간 압력파형 모식도

이동작동기의 정지기가 끝난 후에도 지속되는데(RAV_C) 이 기간의 혈액 유입은 창을 초기상태로 복원시키므로 심실간 공간의 압력파형의 상승이 나타나지 않는다. 이는 Flow meter 파형과 심실간 공간의 압력파형을 동기시킨 그림 5를 보면 알 수 있다.

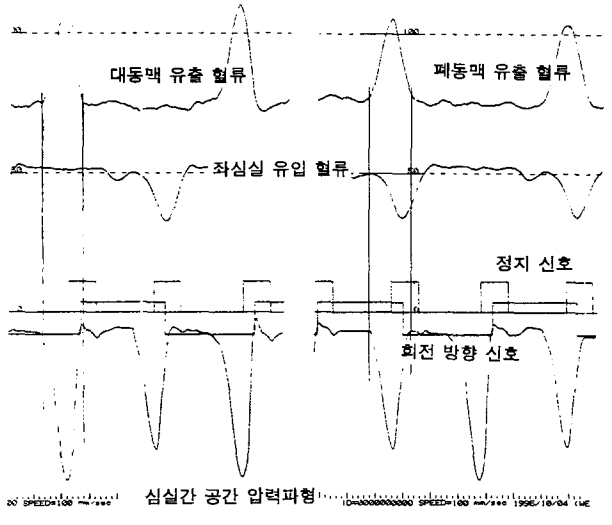


그림 5. 저심방압때 Flow meter 파형과 심실간 공간 압력파형

한편, 우심실의 수축기도 동일하게 해석할 수 있는데 차이점은 폐동맥 압력이 대동맥 압력의 15 % - 20 % 정도로 낮기 때문에 폐동맥 판막이 닫힘에 따라 나타나는 창의 과도한 체적 보상은 상대적으로 작게 나타나는 것이다.

1.2. 수동적 유입시 판막의 개폐시기와 심실간 공간의 압력파형

그림 6은 좌심방 압력이 15mmHg, 우심방 압력이 12mmHg이고 심실간 공간 초기 밀봉압력이 0mmHg일 때의 심실간 공간 압력파형의 분석 결과이다.

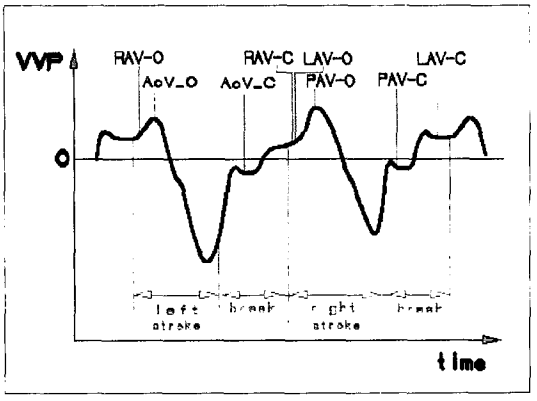
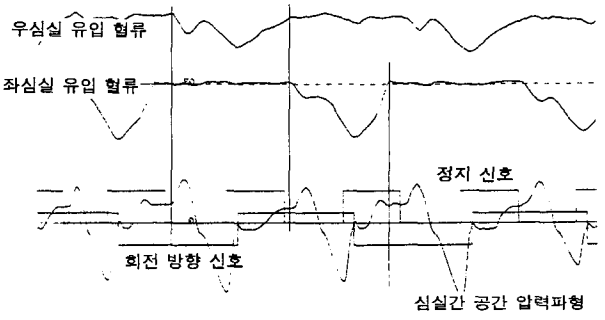


그림 6. 심방 압력이 높을 때 심실간 공간 압력파형 모식도

좌심실 수축기에 이동작동기가 우심실 혈액주머니로부터 분리되자마자 우심실로의 혈액유입이 시작되고(RAV_O), 이후 우심실을 수축시켜 대동맥 판막이 열리게 되는데(AoV_O) 이때부터 압력파형의 하강이 일어난다. 심방압력이 낮을 때에 비하여 우심방 판막열림이 왼쪽으로 이동하였음을 알 수 있고, 이로 인해 압력파형의 상승이 나타난다. 앞절에서와 마찬가지로 대동맥 판막의 닫힘(AoV_C)과 함께 창의 과도한 체적 보상이 첨점으로 이어진 후 소실된다. 우심방 판막의 닫힘(RAV_C)은 열림의 좌방이동과 달리 비슷한 시기에 일어나므로 전체 혈액 유입양은 증가하게 된다.

대동맥 판막이 닫힌 뒤 우심실로의 혈액유입은 창을 원상태로 복귀시키고 그 이후에는 이미 우심실에 많은 혈액이 차 있게되어 압력파형 상승이 완만해진다. 역시 좌심방 압력도 높은 상태이므로 우심실 수축기가 시작되면 좌심실의 혈액유입이 시작되고(LAV_O), 이때는 좌심실이 비어 있으므로 상대적으로 가파른 압력상승 곡선을 그리게 된다. 이는 그림 7로부터 확인할 수 있고, 이후의 압력파형은 대칭적으로 생각할 수 있다.



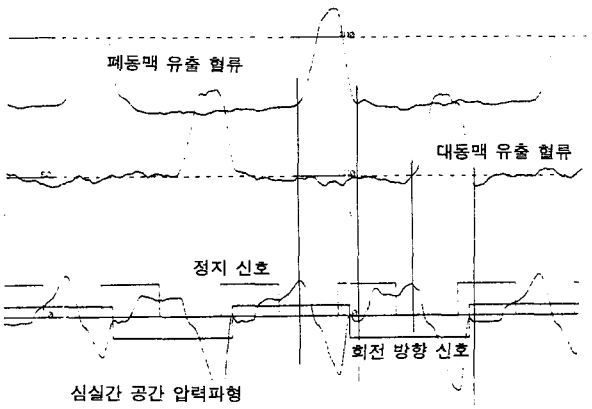


그림 7. 고심방압때 Flow meter 파형과 심실간 공간 압력파형

2. 심방압 변화에 따른 심실간 공간의 압력변화

심실간 공간 음압의 크기는 유입 혈류량이 반대쪽 심실 구출량을 따라가는 속도에 의해서 결정된다. 그러므로 음압 첨점의 절대값은 혈류유입량에 관계되는 심방압력을 반영하게 된다. 좌심방 압력은 정상인에서 약 7 mmHg인데 20 mmHg가 넘게되면 폐에 조직액이 축적되는 폐부종이 발생하여 호흡곤란을 일으키게 된다. 또 우심방 압력이 높아지면 하지부종, 복수 등이 나타나므로 자연 심장은 심장의 자체 조절, 신경계에 의한 조절, 호르몬에 의한 조절 등으로 정교하게 심방압을 일정수준으로 유지시키고 있다. 따라서 인공심장의 제어관점에서 볼 경우 좌심방압 조절 실패는 우심방압보다 더 큰 위기상황을 가져올 수 있다.

표 1은 좌,우심방압의 변화에 따른 심실간 공간의 압력을 측정한 자료로서 동일한 심방압에서는 구동상태가 다르더라도 심실간 공간의 음압의 크기가 비슷함을 보여주고 있다. 그림 8은 좌심방 압력과 심실간 공간 음압의 관계를 그래프로 나타낸 것이다. 좌심방압이 0 mmHg에서 15 mmHg까지 증가함에 따라 심실간 공간 압력은 구동거리가 변하고 심박동수가 달라지더라도 일정하게 유지되면서 비례적으로 상승하고 있음을 알 수 있다. 그러므로 심실간 공간 압력의 음압 첨점의 크기는 심방압을 추정하게 하는 중요한 인자가 될 수 있다는 것을 알 수 있었다.

S_length	LAP	RAP	VVP1	VVP2
100	0	0	-60	-68
	5	5	-57	-63
	10	11	-52	-64
110	0	0	-60	-70
	5	5	-52	-63
	11	15	-47	-52
120	0	0	-60	-66
	7	8	-55	-57
	11	12	-49	-55
130	0	0	-60	-72
	5	5	-56	-64
	10	10	-53	-58
	15	15	-48	-55
140	0	0	-66	-73
	5	5	-57	-68
	10	10	-55	-61
	14	16	-50	-55

표 1. 심방압과 심실간 공간압력

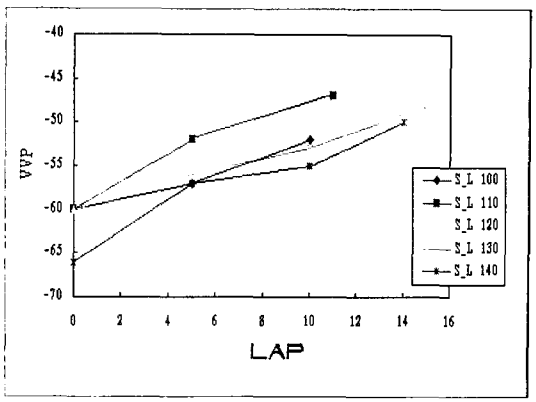


그림 8. 좌심방압과 심실간 공간 음압

3. 심실의 혈액충만에 따른 심실간 공간의 압력변화

3.1. 심실 수축기 시작시 심실간 공간 압력크기

전술한 바와 같이 심실간 공간의 압력은 좌,우 혈액주머니의 혈액량을 반영한다. 이동작동기가 정지기 직후 움직임을 시작할 때는 한쪽 심실은 작동기에 의해 수축되어 있고 반대쪽 심실은 더 이상의 혈액 유입이 거의 없으므로 이 순간의 심실간 공간 압력은 반대쪽 심실의 혈액충만 정도에 의해 결정된다.

이 방식이 적용되려면 심장 박동수의 변화에 따른 과음압 보상 창의 움직임이나 위치를 정확히 알아야 할 필요성이 있다. 이는 이동작동기의 정지기간을 충분히 늘려 항상 창의 위치가 초기 복원 상태에 있게 함으로써 창의 위치를 고정시킬 수 있지만 심박동수의 감소로 인한 전체 심박출량이 저하되는 단점이 있다.

3.2. 작동기의 동작 후 유출 판막이 열릴 때까지의 시간

대동맥 판막과 폐동맥 판막이 열리는 순간은 심실간 공간 압력파형이 하강하는 시점이므로 감지해 낼 수 있다. 좌심실 수축기에 대동맥 판막이 열리는 시간이 빠르면 바로 직전 우심실 수축기(좌심실 확장기)때 혈액 유입양이 많아서 이동작동기와의 접촉이 빨리 이루어졌음을 의미하며, 반대로 늦어지면 혈액유입양이 적다는 것을 의미한다.

그러나 수동적 유입량이 증가하게 되면 심실간 공간 압력파형에 영향을 끼쳐서 파형의 첨점을 완만하게 만드므로 정확한 유출 판막 열림 시간을 추정하는데 어려움이 있다. 따라서 이 방식에서는 수동적 유입과 무관한 전류의 파형분석이 더 유리할 것으로 생각된다.

3.3. 심실간 공간 음압의 합(면적)

동일한 심방압에서는 구동상태가 다르더라도 심실간 공간 음압의 크기가 비슷하다는 것은 전술한 바 있고, 이때의 일박출양은 심실간 공간 음압의 면적에 비례한다는 사실이 확인됐다. 그러므로 먼저 심방압을 추정한 후 이때의 심실간 공간 음압의 면적을 계산하면 일박출양인 심실충만정도를 추정할 수 있다.

그림 9는 좌,우심방압이 6-7 mmHg를 유지하는 동안 작동거리를 바꾸면서 얻어낸 일박출양과 좌심실 수축기때의 심실간 공간 음압의 면적과의 관계이다. 면적의 증가에 따라 일박출량이 비례하여 증가하고 있음을 알 수 있다.

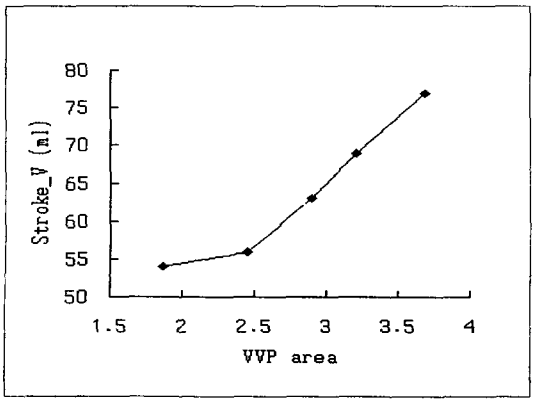


그림 9. 일박출양과 심실간 공간 음압의 면적과의 관계

IV. 결 론

본 연구에서는 혈액 유입량과 유출량을 시간에 따른 파형으로 표시하고 이를 심실간 공간 압력파형과 동기시킴으로써 심실간 공간 압력파형의 음압 크기로 좌,우심방압을 추정할 수 있음을 확인하였다. 또 이동작동기의 좌,우 수축기때 심실간 공간의 음압크기를 비슷하게 유지하도록 작동거리를 제어하면 좌우 심박출 균형을 이룰 수 있다는 점을 확인하였다. 그리고 심실의 완전충만과 완전구출의 구현을 위한 심실 충만 정도를 추정할 수 있게 하는 인자로 심실간 공간의 음압의 면적을 이용할 수 있음을 제시하였다.

참고 문헌

김 인영 : "컴퓨터 시뮬레이션에 의한 완전 이식형 전기기계식 인공심장의 분석", 서울대학교 대학원 의학과 박사학위 논문, 1994

천 길정 : "모터 구동형 인공심장의 기계적 설계에 관한 연구", 서울대학교 대학원 기계설계학과 박사학위 논문, 1988

최 원우 : "전류파형분석에 의한 완전 이식 인공심장의 심박출량 자동제어 알고리듬", 서울대학교 대학원 의용생체공학과 석사학위 논문, 1993