

논문 2007-44SC-1-12

# 이동형 심폐보조시스템의 개발

## (Development of Portable Cardiopulmonary Support System)

이혁수\*, 민병구\*\*

(Hyuk-soo Lee and Byoung-goo Min)

### 요약

협심증과 급성 심근 경색증 등 관상동맥 질환이 급증함에 따라 병원 밖이나 응급실 중환자실 심도자 검사실 등에서 급성 심장 쇼크에 빠지거나 심장마비가 발생하는 경우가 많이 발생하고 있다. 이러한 심혈관 질환에는 정류성 체외생명보조장치가 널리 사용되고 있으나 이러한 장치는 그 무게와 크기로 인해 응급상황에 대처할 수 있는 능력이 작고, 막형 산화기의 전단에 인가되는 압력이 크며, 시스템 구성상 혈액이 공기에 노출된다. 박동성 혈액을 공급하기 위하여 단일 구동펌프를 이용한 시도가 있었으나 회로내의 순간 압력 상승 등으로 인한 여러 가지 단점들이 발생한다. 이러한 기존의 체외생명보조장치의 단점을 극복하고자 한국형 인공심장의 원리를 이용한 이중 박동식 혈액펌프를 개발하였다. 이 시스템의 구동원리는 막형산화기를 중심으로 전·후에 혈액펌프를 위치하여 혈액펌프를 Actuator가 한번씩 짜주는 것이다. 이런 방법으로 구동할 경우 막형산화기 후단에 있는 펌프가 음압을 동시에 일으킴으로, 막형산화기에 인가되는 큰 양압을 줄인다는 가정 하에 시스템을 개발한 것이다. 생체의 실험을 통하여 각 부분의 압력을 측정하고, 총 12건의 동물실험을 통하여 그 장점을 검증하였다.

### Abstract

Many cases of acute cardiac shock and cardiac arrest in emergency room and ICU have been increasing. In this case, ECMO with centrifugal pump has been used generally. However, due to the heavy weight and big size, the system is not adequate for emergency cases. And other defects of this system are that membrane oxygenator's pressure is high and blood are exposed to the air. There was some tries of ECMO using pulsatile pump, but it was found that the weak point of these system is high peak pressure and hemolysis. The mechanism of twin pulsatile pump is that Membrane oxygenator Outlet Pump(MOP) make negative pressure when Membrane oxygenator Inlet Pump(MIP) provides high positive pressure, and the negative pressure will decrease positive pressure of Membrane Oxygenator. Our group analyzed this advantage through *In-Vitro* and 12 Cases *In-Vivo* test.

**Keywords :** ECMO, Twin pulsatile pump, Membrane oxygenator

### I. 서론

체외 생명 보조 장치는 말기 심부전증 또는 호흡부전 환자들을 대상으로 수술장 내외에서 막형 산화기를 사용하여 시행하는 체외 순환보조장치이다. 대상이 되는

병명으로는 호흡부전 증후군, 선천성 횡경막 탈장, 폐렴, 패혈증, 수술 후 심부전 등이 있다. 체외 생명구조 장치(ExtraCorporeal Life Support: ECLS)는 1972년에 Hill 등이 처음으로 호흡부전 환자치료에 적용되었다<sup>[1]</sup>. 초기에는 호흡 보조로 많이 사용되다가 현재는 많은 연구자들이 신생아의 심폐 보조로까지 폭 넓게 사용하고 있다<sup>[2-3]</sup>. 이들이 사용한 심폐보조 시스템의 대부분은 산화기를 장착한 roller pump 또는 centrifugal pump이다. 최근 임상에서는 수술 후 심폐기능 부전의 치료에 효과가 크며, ECLS의 대상이 되고 특별한 금기증에 해당되지 않는 한 ECLS를 조기에 실행하는 것이 심한 신경학적 손상과 신장 손상 같은 합병증을 피할 수 있다는 보고가 있다<sup>[4]</sup>. 체외 생명 보조 장치는 혈액의 산소

\* 정회원, 안동대학교 정보전자공학교육과  
(Dept. of IT & Electronics Education, Andong National University)

\*\* 평생회원, 서울대학교 의공학과  
(Dept. of Biomedical Engineering, Seoul National University)

※ 이 논문은 2004년도 안동대학교 학술연구조성비에 의하여 연구되었음.

접수일자: 2006년7월19일, 수정완료일: 2006년12월26일

농도 유지, 체온 조절, 관류 유지 등이 가능하고, 응급 상황에서 개흉술 없이 경피적으로 체외 심폐 보조가 가능하여 매우 효과적으로 심폐 소생술이 가능하여 수술 후 환자의 부담이 적다. 또한 ECLS 전에 심폐소생술을 시행한 경우 환자의 생존율이 60.8 % 인데 반해 심폐소생술 전 조기에 ECLS를 시행했던 경우 생존율이 81.6 %로 상승한 보고가 있다<sup>[5]</sup>.

선진국화 되어가는 나라에서는 심혈관 질환 특히 협심증과 급성 심근 경색증 등 관상동맥 질환이 급증함에 따라 병원 밖이나 응급실, 중환자실, 심도자 검사실 등에서 급성 심장 쇼크에 빠지거나 심장마비가 발생하는 경우가 많이 발생하고 있다. 이러한 심혈관 질환에도 정류성 체외생명보조장치가 널리 사용되고 있으나, 그 무게와 크기로 인해 응급상황에 대처할 수 있는 능력이 작고, 사용되는 막형 산화기의 전단에 인가되는 압력이 크며, 혈액이 공기에 노출되어 감염의 위험이 있다. 또한 박동성이 없는 혈류를 장시간 공급할 경우에는 말초장기에 해로운 영향을 주며, 저체온 수술법, 혈액이 많이 희석된 경우 등에 조직의 산소 교환이 좋지 않다는 보고가 있다<sup>[6]</sup>.

이러한 기존의 체외 생명 보조장치의 단점을 보완하고, 일정기간 생명 유지에 필수적인 심장과 폐기능을 유지하여 병원이나 밖에서 생명 구조 및 연장을 가능하게 하고자 한국형 인공심장의 원리를 이용한 이중 박동 생명 보조장치를 개발하였다. 이는 수술 부작용의 감소, 응급상황에 대한 대처, 혈류에 대한 말초장기의 영향, 세포 손상 등에 많은 향상을 가져올 것으로 기대 된다. 이를 검증하기 위하여 모의 순환장치와 동물을 이용한 In-Vitro 및 In-Vivo 실험을 시행하였다.

## II. 혈액펌프의 작동원리와 구조

### 1. 작동원리

그림 1과 같이 혈액 펌프의 중앙에 위치한 작동기가 산화기가 연결된 오른쪽으로 이동하면서 혈액주머니에 압을 가할 때 혈액은 산화기 inlet 방향으로 혈액을 밀어내게 된다. 이때 밀어냄과 동시에 반대쪽의 산화기 outlet 방향에 연결된 혈액주머니는 실리콘 튜브의 탄성으로 인해 원래의 튜브 모양으로 복원되면서 혈액 주머니 내부에 음압을 형성한다. 다시 말하면 산화기에 가해지는 양압과 산화기에서 펌프로 연결된 곳에서 생기는 음압은 동시에 발생하게 되는 것이다. 이때 양압의 크기는 산화기에서 펌프로 연결된 곳에서 생기는

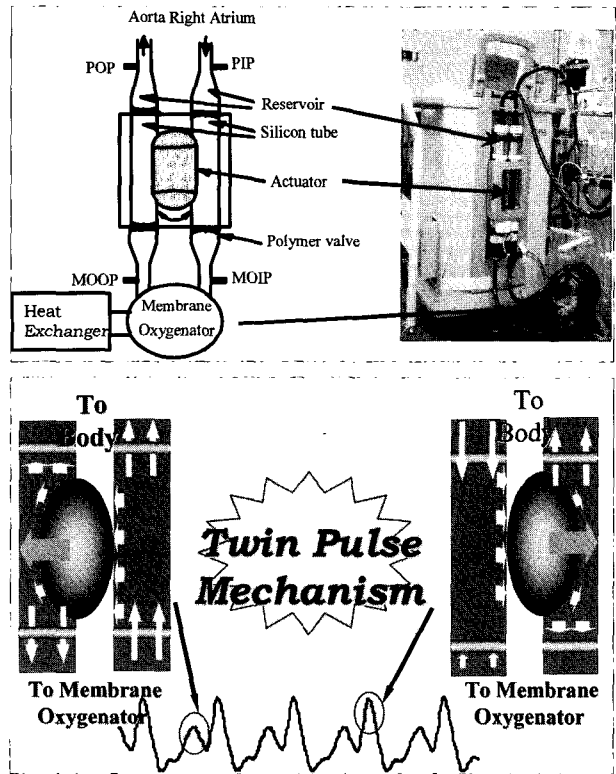


그림 1. 혈액펌프의 개념도

Fig. 1. Basic scheme of blood pump.

음압이 감소시키므로 산화기에 걸리는 양압은 줄어들게 된다. 따라서 산화기에 걸리는 양압을 줄임으로서 혈액 펌프가 가질 수 있는 용혈을 줄일 수 있는 장점을 가지게 된다.

### 2. 전체 시스템의 구조

그림 2, 3과 같이 전체 시스템의 구성은 혈액펌프를 구동하기 위한 본체, 혈액펌프, 막형산화기 등으로 이루어져 있으며, 본체는 동력부, 제어장치, 손잡이, 바퀴 등으로 구성되어있다. 동력부는 단방향 전기모터 (AXH450K-20, oriental motor co., USA)와 크랭크/캠에 의한 actuator 왕복 구조로 되어 있다. 왕복 가동체는 동력 축을 통해 전달된 힘에 의해 원주상을 왕복 운동 함으로써 좌우 혈액주머니를 교차로 눌러 주게 되어 혈액 주머니 내에 압력을 생성한다. 혈액 주머니 내에는 단방향 고분자 인공판막이 위치하여 있어 항상 한 방향으로만 혈액이 배출된다. 제어 장치에서는 혈액 펌프의 구동수를 조정하고, 이동시 battery의 잔량을 표시할 수 있도록 하였다. 또한 혈액 펌프의 박출량을 추정하여 박출 혈류량도 표기하도록 되어 있다.

이동형 이중 박동식 펌프에서 혈액을 박출해 주는 역할을 하는 혈액펌프는 혈액 주머니, 혈액 주머니 지지

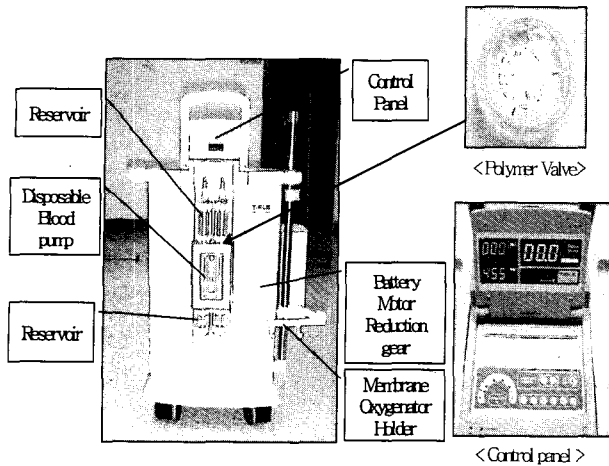


그림 2. 혈액펌프의 구조  
Fig. 2. Blood pump configuration.

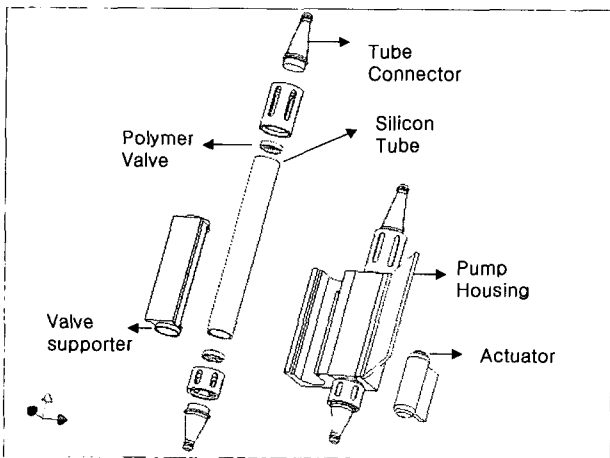
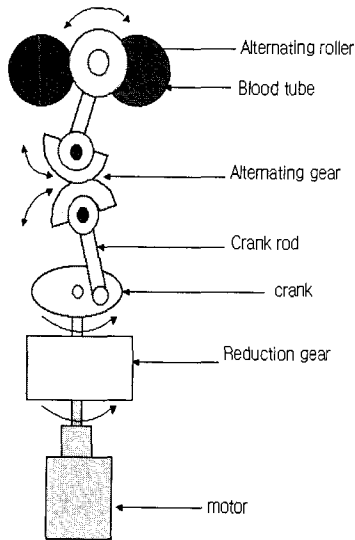


그림 3. 혈액펌프의 메카니즘  
Fig. 3. Blood pump mechanism.

대, 판막 지지대, 펌프 하우징(pump housing)으로 구분할 수 있다. 혈액주머니는 좌심실·우심실 대응 혈액

주머니로써 실리콘 튜브로 만들어져 있으며, 각각의 혈액 주머니는 혈액 주머니 지지대에 접촉하지 않은 상태에서 지지를 받고 있다. 이들 혈액 주머니는 판막 지지대와 펌프 하우징에 결합되어 있다. 판막 지지대와 튜브 연결부 사이의 공간에는 접촉하지 않은 상태에서 단방향 고분자 인공판막이 위치하여 혈액의 역류를 방지하는 역할을 맡는다. 판막 지지대와 튜브 연결부는 접촉하지 않고, 결합너트에 의해 조립되어 있다. 튜브 연결부를 통해 튜브가 연결되어 인체의 혈관이나 다른 의료 장비와 접속할 수 있다. 실리콘 튜브의 사이에 위치한 작동기(Actuator)가 이동하며 실리콘 튜브를 밀어주어 혈류를 일으키는 구조로 구성되어 있다. 단방향 고분자 인공판막의 전·후단에는 혈액주머니로 사용된 실리콘 튜브의 길이를 늘려 주어 혈액 유입량에 따른 저장소 및 압력 완충작용 역할을 한다.

### III. 실험

#### 1. In-Vitro 실험

산화기에 걸리는 양압을 줄임으로서 혈액 펌프가 가질 수 있는 용혈을 줄일 수 있는 장점을 검증하기 위해 모의 순환장치를 사용하여 박동식 단일 구동장치와 이중 박동식 구동장치를 비교 실험하였다. 모의 순환장치는 Donovan type을 사용하였고, 정맥(RA)과 동맥(Ao)에 해당되는 chamber를 두 개 사용하였다. 압력 측정과 유량 측정을 위해 flowmeter(T206, Transonic system Inc., USA)와 압력센서(PSHB0800HAAG, MCMillan Company, USA)를 산화기의 전·후단에 연결하여 측정하였다. 실험조건은 인체와 비슷한 조건인 정맥압(RAP) 10 mmHg, 동맥압(AoP) 100 mmHg로 유지하였고, Flow는 1.8~2.0 L/min로 유지하였다.

#### 2. In-Vivo 실험

생체내 실험은 임상을 대비하여 성인과 소아에 해당하는 대형동물과 소형동물로 나누어 실험을 하였다. 대형동물의 동물실험은 총 6건을 시행하였으며, 실험동물은 송아지(72 kg-89 kg)이다. 실험 방법은 케놀라를 경정맥으로 경피적 삽입하여 정맥피를 심폐보조펌프로 끌어와 산화기에서 산화를 거쳐 경동맥으로 공급하는 방법을 사용하였다. 평균 혈류량은 2 L/min으로 설정하였다. 심폐보조 펌프의 성능을 평가하기 위하여 혈액펌프 입력단·출력단, 산화기의 입력단·출력단에 압력센서를 연결하여 압력을 측정하였다. 또한 ABGA, 혈액검사

를 통하여 생물학적 안정성 검사를 실행하였다. 소형동물의 실험은 6건을 시행하였으며, 실험동물은 돼지(22 kg-34 kg)이다. 실험 방법은 케놀라를 우심방으로 삽입하여 정맥피를 심폐보조펌프로 끌어와 산화기에서 산화를 거쳐 경동맥으로 공급하는 방법을 사용하였다. 폐의 기능을 억제하기 위해 폐동맥을 bending 하였다. 평균 혈류량은 2 L/min으로 설정하였다. 성능 평가는 대형동물과 동일하게 시행하였다.

### V. 결 과

#### 1. In-Vitro 실험결과

실험결과는 그림 4, 5와 같다. 박동형 단일 구동 펌프를 사용하였을 경우에는 대동맥 압과 펌프에서 발생하는 양압이 더해져서 높은 압력을 형성하고 있음을 볼 수 있다. 이중 박동식 구동펌프의 경우에는 후단의 음압이 이러한 양압을 감소시켜 같은 양의 혈액량을 박출해도 낮은 압력을 형성하고 있다.

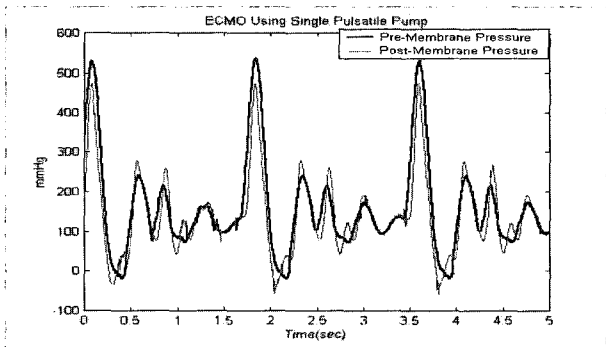


그림 4. 박동형 단일 펌프의 산화기 전·후 압력  
Fig. 4. Membrane oxygenator inlet and outlet pressure of single pulsatile pump.

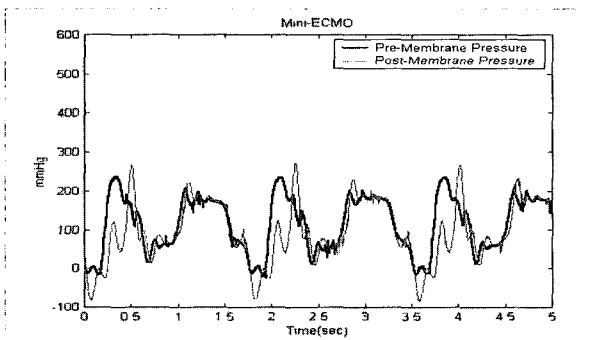


그림 5. 이중 박동식 펌프의 막형산화기 전·후 압력  
Fig. 5. Membrane oxygenator inlet and outlet pressure of twin pulsatile pump.

#### 2. In-Vivo 실험결과

대형동물을 이용한 동물실험의 경우의 혈액검사 데이터는 그림 6, 7, 8과 같다.

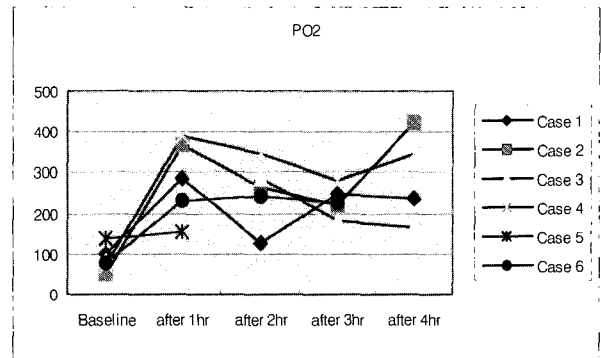


그림 6. PO2 (대형동물을 이용한 실험)  
Fig. 6. PO2 (Big animal experiment).

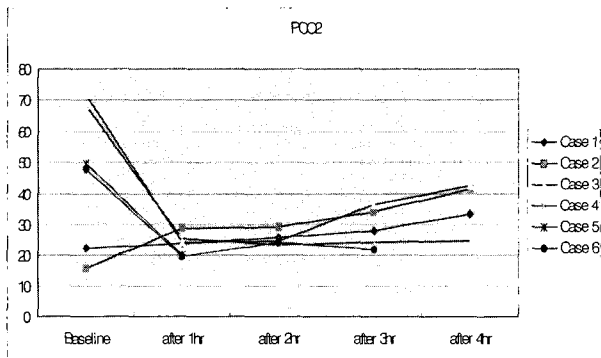


그림 7. PCO2 (대형동물을 이용한 실험)  
Fig. 7. PCO2 (Big animal experiment).

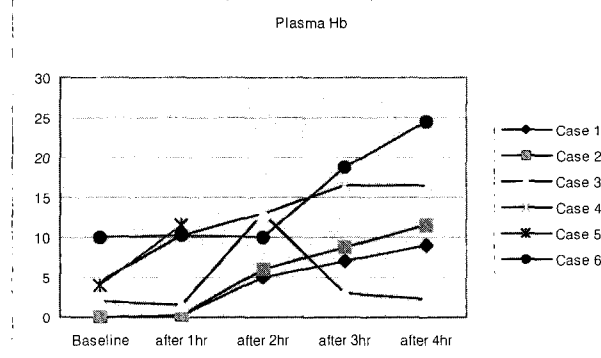


그림 8. Plasma Hemoglobin (대형동물을 이용한 실험)  
Fig. 8. Plasma Hemoglobin (Big animal experiment).

소형동물을 이용한 동물실험의 경우의 혈액검사 데이터는 그림 9, 10, 11과 같다.

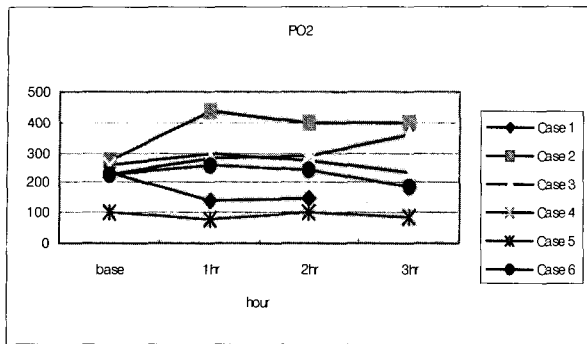


그림 9. PO2 (소형동물을 이용한 실험)  
Fig. 9. PO2 (Small animal experiment).

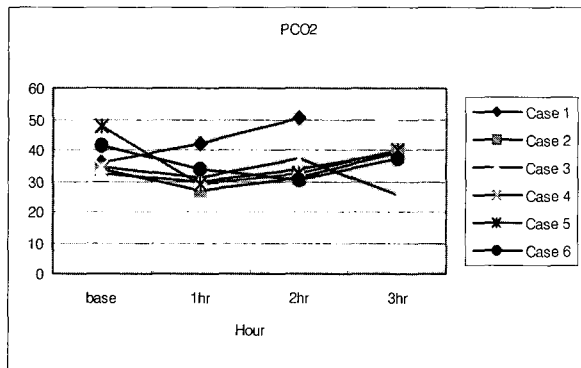


그림 10. PCO2 (소형동물을 이용한 실험)  
Fig. 10. PCO2 (Small animal experiment).

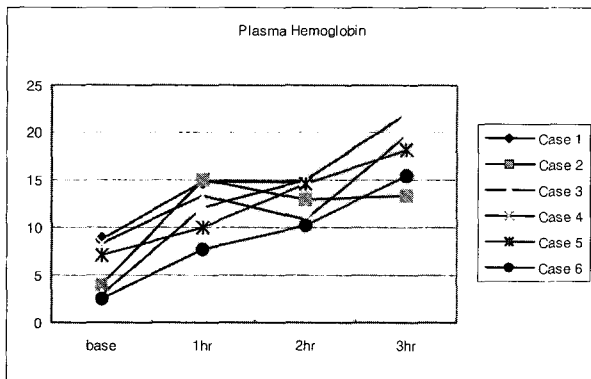


그림 11. Plasma Hemoglobin (소형동물을 이용한 실험)  
Fig. 11. Plasma Hemoglobin (Small animal experiment).

### VI. 결론 및 고찰

In-Vitro 와 In-Vivo 실험을 통해, 박동형 단일 구동 펌프와 이중 박동식 펌프의 성능 비교, 산화 정도, 혈구 파괴의 정도 등을 측정 비교하였다. In-Vitro 실험에서는 작동기가 막형산화기 전단에 위치한 혈액 주머니를 밀어낼 때 생기는 큰 크기의 양압이 후단에 위치한 혈

액주머니에 동시에 발생하는 음압으로 인해 막형산화기의 전·후단의 순간 압력을 효과적으로 감소시킴을 확인하였다. 또한 비슷한 양의 박동형 유량이 안정적인 낮은 유량 형태로 두 번에 나뉘어 발생됨으로 혈류역학적 안정성을 유지하는 장점을 가지고 있고, 적은 양의 혈구 손상이 가능함을 알 수 있다. In-Vivo 실험에서도 동맥혈 산소 분압, 이산화탄소 분압, 용혈 정도의 수치를 보면 산화 능력 및 혈액 적합성에 있어 안정적인 범위에서 동작함을 확인할 수 있었다. 따라서 허혈, 관류 부전에 직면한 말초 생명장기에 박동성 혈류를 안정적이고 효과적으로 공급하는 장치, 응급실에서 환자의 생명 연장의 보조 기기, 수술실에서 심폐보조기구로서 충분히 활용될 수 있을 것이다.

### 참고 문헌

- [1] Hill JD, O'Brien TG, Murray JJ, et al. "Prolonged extracorporeal oxygenation for acute post-traumatic respiratory failure (shock-lung syndrome)," *N Engl J Med*, 286, pp. 629-634, 1972.
- [2] Bartlett RH, Gazzaniga AB, Fong SW, et al. "Extracorporeal membrane oxygenator support for cardiopulmonary failure: experience in 28 cases," *J Thorac Cardiovasc Surg*, 73, pp. 375-386, 1977.
- [3] Pennington DG, Merjavay JP, Codd JE, et al. "Extracorporeal membrane oxygenation for patients with cardiogenic shock," *Circulation*, 70(Pt2), pp. 1130-1137, 1984.
- [4] Kirk RK, Thomas RW, Miriam AZ, et al. "Extracorporeal membrane oxygenation for postoperative cardiac support in children," *J Thorac Cardiovasc Surg*, 93, pp. 27-35, 1987.
- [5] John JD, Jeffrey B, David SL, et al. "Outcome of infants requiring cardiopulmonary resuscitation before extracorporeal membrane oxygenation," *J Pediatr Surg*, 30, pp.1318-1321, 1997.
- [6] Sanderson JM, Wright G, Sims FW "Brain damage in dogs immediately following pulsatile and non-pulsatile blood flows in extracorporeal circulation," *Thorax*, 27, pp. 225-286, 1972.
- [7] Eisenberg MS, Horwood BT, Cummins RO, et al. "Cardiac arrest and resuscitation : A tale of 29 cities," *Ann. Emerg. Med.*, 19, pp. 179-186, 1990.
- [8] Eisenberg MS, Hallstorm AP, Bergner L. "Long-term survival after out-of-hospital cardiac arrest," *N. Engl. J. Med.* 306, pp. 1340-1348,

1982.

[9] Hill JG, Bruhn PS, Cohen SE, et al. 'Emergent applications of cardiopulmonary support: a multiinstitutional experiences," Ann Thorac Surg. 54, pp, 699-704, 1992.

[10] Pretto E., Safar P., Saito R., et al. "Cardiopulmonary bypass after prolonged cardiac arrest in dogs," Ann. Emerg. Med. 16. pp. 611-619, 1987.

[11] Levine R, Gorayeb M, Salar P, Abramson N, Stezoski W, Kelsey S. "Cardiopulmonary bypass after cardiac arrest and prolonged closed-chest CPR in dogs," Ann. Emerg. Med. 16, pp. 620-627, 1987.

[12] Reichman RT, Joyo CI, Dembitsky WP, et al. "Improved patient survival after cardiac arrest using a cardiopulmonary support system," Ann. Thorac. Surg. 49, pp. 101-105, 1990.

저 자 소 개



이 혁 수(정회원)  
 1997년 고려대학교 응용전자 공학과 학사 졸업.  
 1999년 단국대학교 의학과 석사 졸업  
 2002년 서울대학교 협동과정 의용 생체공학전공 박사졸업.  
 2003년~현재 안동대학교 정보전자공학교육과 조교수  
 <주관심분야 : 인공장기, 의료기기, 신호처리>



민 병 구(평생회원)  
 1965년 서울대학교 전기과 학사 졸업.  
 1970년 뉴저지주립대학교 의공학과 석사 졸업.  
 1972년 뉴저지주립대학교 의공학과 박사 졸업.  
 1979년~현재 서울대학교 의공학교실 교수  
 <주관심분야 : 인공장기, 의료기기>