

# 한국형 박동식 생명구조장치(T-PLS) 순환회로를 위한 최적화 모델 연구

임춘학\* · 선 경\*\* · 손호성\*\* · 이정주\*\*\* · 황진욱\*\* · 이해원\* · 김광택\*\*

## A Study of Optimal Model for the Circuit Configuration of Korean Pulsatile Extracorporeal Life Support System (T-PLS)

Choon Hak Lim, M.D.\*, Kyung Sun, M.D.\*\*, Ho Sung Son, M.D.\*\*, Jung Joo Lee, Ph.D.\*\*\*  
Znuke Hwang, M.D.\*\*, Hye Won Lee, M.D.\*, Kwang Taik Kim, M.D.\*\*

**Background:** We have hypothesized that, if a low resistant gravity-flow membrane oxygenator is used, then the twin blood sacs of TPLS can be located at downstream of the membrane oxygenator, which may double the pulse rate at a given pump rate and increase the pump output. The purpose of this study was to determine the optimal configuration for the ECLS circuits by using the concept of pulse energy and pump output. **Material and Method:** Animals were randomly assigned to 2 groups in a total cardiopulmonary bypass model. In the serial group, a conventional membrane oxygenator was located between the twin blood sacs. In the parallel group, the twin blood sacs were placed downstream of the gravity-flow membrane oxygenator. Energy equivalent pressure (EEP) and pump output were collected at pump-setting rates of 30, 40, and 50 BPM. **Result:** At the given pump-setting rate, the pulse rate was doubled in the parallel group. Percent changes of mean arterial pressure to EEP were  $13.0 \pm 1.7$ ,  $12.0 \pm 1.9$  and  $7.6 \pm 0.9\%$  in the parallel group, and  $22.5 \pm 2.4$ ,  $23.2 \pm 1.9$ , and  $21.8 \pm 1.4\%$  in the serial group at 30, 40, and 50 BPM of pump-setting rates. Pump output was higher in the parallel circuit at 40 and 50 BPM of pump-setting rates ( $3.1 \pm 0.2$ ,  $3.7 \pm 0.2$  L/min vs.  $2.2 \pm 0.1$  and  $2.5 \pm 0.1$  L/min, respectively,  $p=0.01$ ). **Conclusion:** Either parallel or serial circuit configuration of the ECLS generates effective pulsatility. As for the pump out, the parallel circuit configuration provides higher flow than the serial circuit configuration.

(Korean J Thorac Cardiovasc Surg 2005;38:661-668)

**Key words:** 1. Cardiopulmonary bypass  
2. Life support system  
3. Circuits

### 서 론

생명구조장치(Extra-corporeal Life Support System, ECLS)

는 급성 심부전, 폐부전과 같은 응급 상황에서의 체외순환 보조장치로 사용되고 있으며, 심장이식 수술 전의 가교 역할도 하는 등 사용 영역이 점차 확대되고 있다. 막형

\*고려대학교 의과대학 마취통증의학교실

Department of Anesthesiology and Pain Medicine, College of Medicine, Korea University

\*\*고려대학교 의과대학 흉부외과학교실

Department of Thoracic and Cardiovascular Surgery, College of Medicine, Korea University

\*\*\*한국인공장기센터

Korea Artificial Organ Center, Korea University, Seoul, Korea

†본 연구는 보건복지부 의료공학융합기술개발사업 특정센터연구지원(휴대형 완전이식형 인공내분비순환장치개발센터: 02-PJ3-PG6-EV09-0001)에 의해 수행되었음.

논문접수일 : 2005년 8월 4일, 심사통과일 : 2005년 9월 8일

책임저자 : 선 경 (136-705) 서울시 성북구 안암동 5가 126-1, 고려대학교의료원 흉부외과

(Tel) 02-020-5559, (Fax) 02-927-3104, E-mail: ksunmd@kumc.or.kr

본 논문의 저작권 및 전자매체의 지적소유권은 대한흉부외과학회에 있다.

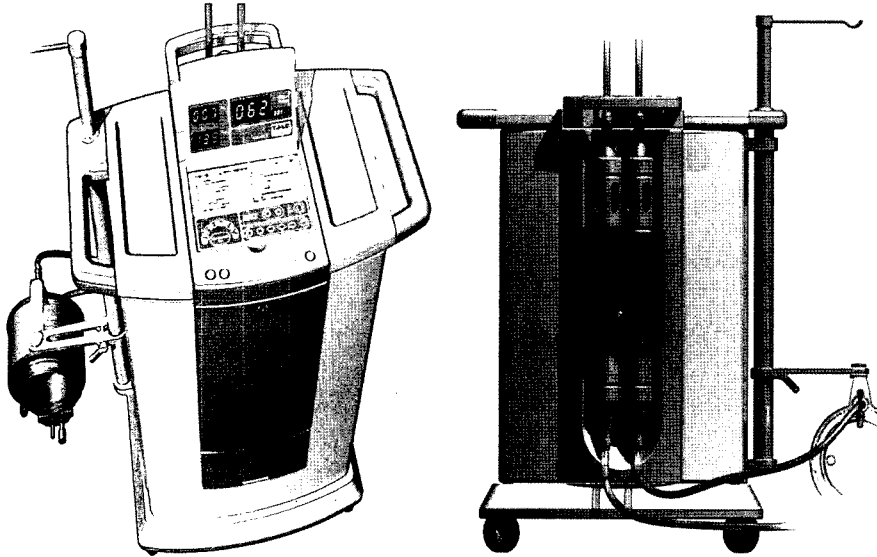


Fig. 1. Pulsatile ECLS (Twin-Pulse Life Support, T-PLS). The T-PLS unit consists of twin blood sacs, a moving actuator, a membrane oxygenator, an electrical power, and control units.

산화기를 사용하는 생명구조장치는 비박동식 원심펌프이든 박동식 구동펌프이든 저항이 높은 막형산화기를 통과하기 위해 구동펌프를 막형산화기 전방에 위치시켜 혈액을 밀어주어야 한다. 최근 국내에서 개발된 박동식 이중구동펌프(한국형 생명구조장치; Twin Pulse Life Support, T-PLS)는 막형 산화기 전방뿐 아니라 후방에 혈액 펌프를 추가하여 생리적인 박동성 혈류를 제공하도록 고안되었다(Fig. 1). 그간의 연구에서 T-PLS는 비박동식 원심펌프에 비해 심정지 상태에서 신장의 조직관류를 향상시키며 [1], 관상동맥의 저항지수를 낮추고 관상동맥의 혈류량을 높게 유지시키는 것이 확인되었다[2].

본 연구에서 저자들은 혈류저항이 낮은 gravity-flow hollow fiber 타입의 막형산화기를 사용한다면, T-PLS의 이중구동펌프를 막형산화기 후방에 설치함으로써 효과적인 박동성은 유지하면서 정해진 펌프속도(pump setting rate)에서 2배의 맥박 수를 얻을 수 있으므로 펌프박출량을 증가시킬 수 있으리라 가정하였다.

따라서 본 연구의 목표는 혈류장치의 박동성을 평가하는 박동에너지 개념을 도입하여[3-5], 등가압력에너지(energy equivalent pressure, EEP)와 잉여 혈액학 에너지(surplus hemodynamic energy, SHE)를 측정하고 펌프박출량을 비교함으로써 최적화 회로를 도출하고자 계획되었다.

## 대상 및 방법

### 1) 실험 디자인 및 모델

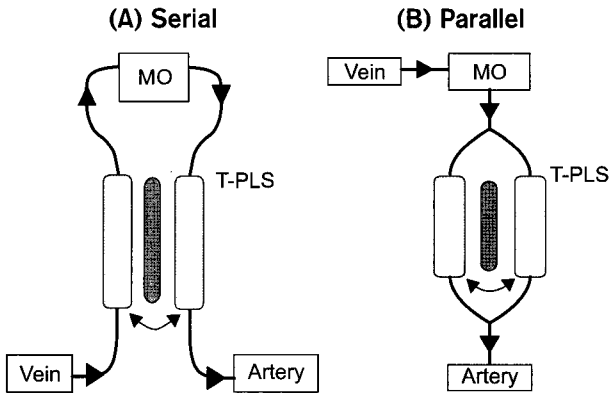
T-PLS의 회로에 따른 EEP와 펌프박출량을 관찰하기 위하여 9 볼트의 직류 전지로 심실 세동을 유도하였고 심장과 심막 상에 생리 식염수를 차게 하여 채움으로써 심실 세동을 유지하였다. 심정지 중 체외순환은 우심방과 대동맥을 우회하는 총 체외순환 기법을 사용하였다.

### 2) 실험 동물 및 실험군

실험 동물의 관리는 고려대학교 의과대학 실험 동물 관리 지침서의 기준에 준하였다. 암수 구별 없이 몸무게가 35~45 kg의 돼지(Yorkshire Swine) 12 마리를 대상으로 하여, 각각 6마리씩 무작위로 두 군으로 나누었다. 직렬군(Serial group, n=6)은 T-PLS의 두개의 구동 펌프 사이에 기존의 막형산화기(Capiox SX10, Terumo Co., Tokyo, Japan)가 존재하며 T-PLS의 구동 펌프가 직렬로 연결된 경우이며(Fig. 2A), 병렬군(Parallel group, n=6)은 T-PLS의 구동 펌프가 gravity flow 막형산화기(Capiox CX230, Terumo Co., Tokyo, Japan)의 후방에 병렬로 위치한 경우로 분류하였다(Fig. 2B).

### 3) 마취

실험 동물에 ketamine 10 mg/kg을 근주하여 전처치하였으며 몸무게를 측정 후 수술대로 옮겼다. 실험 동물의 좌우측 앞다리와 좌측 뒷다리에 심전도 유도전극을 고정



**Fig. 2.** Circuit Configurations of T-PLS. MO=Membrane oxygenator. (A) The serial circuit configuration; a conventional membrane oxygenator (Capiiox SX10, Terumo Co., Tokyo, Japan) is placed between the twin blood sacs serially. (B) The parallel circuit configuration; the twin blood sacs of T-PLS are placed downstream of a gravity flow membrane oxygenator (Capiiox CX230, Terumo Co., Tokyo, Japan) parallelly.

하여 심전도를 관찰하였다. 양와위 자세에서 목 부위에 2% lidocaine을 피부에 주입하여 국소마취를 시행하고 기관 절개술을 하여 튜브의 내경이 6~7 mm인 기관내 튜브로 기도 삽관을 시행하였다. 우측 경정맥에 정맥로를 확보하고 Thiopental sodium 5~10 mg/kg와 vecuronium bromide 0.1 mg/kg를 정주하여 마취를 유도하였으며 정맥마취제인 propofol을 6 mg/kg/hr 속도로 지속적으로 정주하고 N<sub>2</sub>O/O<sub>2</sub>를 각각 2 L/min 기계환기시켰다. 이 때 일회 호흡량은 10~15 ml/kg로 하였으며 호흡 수는 분당 20~25회로 조절하였다. 우측 경동맥에 씌지 봉합(Purse-String Suture)을 이용하여 20 G 도관을 거치하여 지속적으로 동맥압을 측정하였다.

#### 4) 실험 방법

실험 동물을 양와위자세에서 3번 늑골간 사이로 횡흉골 절개술(Clamshell Incision)을 시행하였다. 양쪽 내흉 동맥을 박리, 절찰 후 흉골을 절단하였고 심막을 박리하여 절개한 후 심장을 노출시켰고 안정적인 수술 시야를 확보하기 위해 심막을 이용하여 심장 요람을 만들었다. 헤파린 3 mg/kg를 투여한 후, ACT를 측정하여 400초가 넘는 것을 확인한 후 22 F 캐놀라를 각각 우심방 이개부를 통하여 상대정맥에, 우심방 하단부를 통하여 하대정맥에 삽입하고, 18 F 캐놀라를 대동맥 기시부에 삽관하여 두 군에 T-PLS를 각각 연결하였다. 기초치를 측정한 후 9 볼트의

배터리로 심실 세동 상태를 유도하면서 총 심폐우회술을 시행하였다. T-PLS의 회로는 lactated Ringer 1,300 mL 용액을 사용하여 채웠으며 막형산화기의 가스는(FiO<sub>2</sub> 0.6) 2 L/min로 하였다. 각각의 측정치를 구하였다. 최종 관찰이 끝난 후 실험 동물은 마취상태에서 안락사시킨 후 실험실 규정에 따라 폐기하였다.

#### 5) 관찰 지표

혈류는 ultrasonic flow meter (TS410 flow meter, ME-11PXL probe, Transonic, NY, USA)를 대동맥 캐놀라에 거취하여 측정하였고, 평균 동맥압은 하행 대동맥에서 측정하였다. 구동 펌프의 속도는 30, 40, 50 BPM에서 30초 동안 혈압과 혈류 파형을 동시에 연속적으로 측정하였으며 각 측정치는 6번씩 반복하여 측정하여 MATLAB software (Mathworks, MA, USA)를 이용하여 분석하였다.

혈압-혈류 파형 분석(Quantification of pressure-flow waveforms)

등가압력에너지(Energy Equivalent Pressure, EEP)를 정의하는 식은 다음과 같다[3-5].

$$EEP \text{ (mmHg)} = (fpfdt)/(ffdt)$$

f는 혈류 속도(L/min), p는 동맥압(mmHg)을 나타내며, 혈류와 압력의 한 사이클 동안 혈류와 압력을 곱한 파형을 시간에 따라 적분한 수치인 혈역학적 힘(hemodynamic power curve)을 혈류를 시간에 따라 적분한 수치(pump flow-rate curve)로 나눈 값이다.

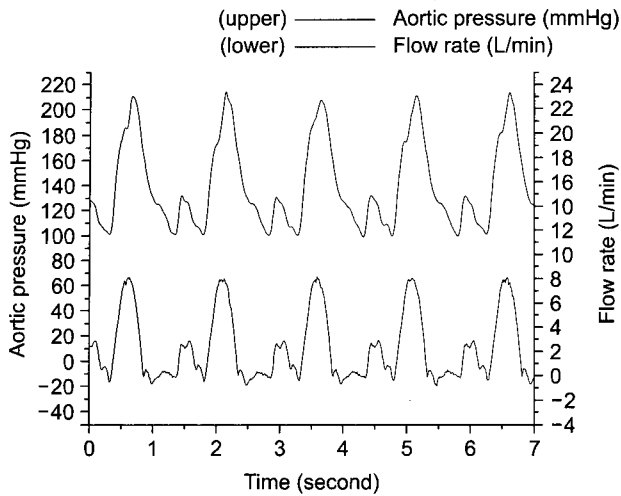
잉여 혈역학 에너지(Surplus Hemodynamic Energy, SHE)는 다음과 같이 정의된다[4].

$$SHE \text{ (ergs/cm}^3\text{)} = 1,332 \times (EEP - MAP)$$

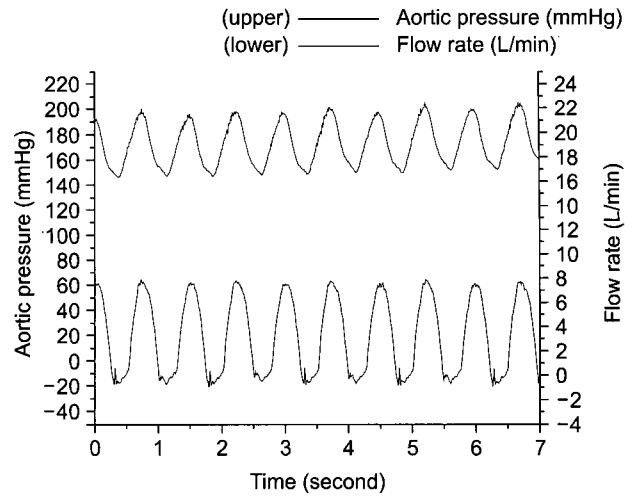
MAP는 평균동맥압을 나타내며, 1,332는 압력 단위인 mmHg를 에너지 단위인 erg/cm<sup>3</sup>로 전환하기 위한 상수이다. SHE는 EEP와 평균 동맥압의 차이인 'extra energy'를 의미하는 것으로 비박동성 혈류에서는 EEP가 평균동맥압과 같아서 그 수치가 0이지만 박동성이 있는 상태에서 EEP 값이 평균동맥압보다 높으므로 의미 있는 수치를 갖는다.

#### 6) 통계 처리

모든 관찰치는 평균±표준오차(mean±SEM)으로 표시하였으며, 통계프로그램으로 SAS (version 8.0)을 사용하였다. 두 군 사이에 EEP와 평균동맥압의 차의 백분율 값과 펌프박출량을 비교하기 위해 Wilcoxon rank sum test를 이용하였으며, 각 군 안에서 혈류속도에 따른 관찰치를 비



**Fig. 3.** Pressure and flow waveforms in the serial circuit configuration. In the serial group, the pressure and flow waveforms showed a large pulse followed by a small pulse, i.e. twin pulses.



**Fig. 4.** The pressure and flow waveforms in the parallel circuit layout. In the parallel group, the pressure and flow waveforms showed 'doubled pulse rate' of similar amplitude at a given pump-setting rate.

**Table 1.** Pulse pressure, percent changes from MAP to EEP, pump output, and SHE according to the pump-setting rates

Group	Pump-setting rate (BPM)	Pulse pressure (mmHg)	Change from MAP to EEP (%)	Pump output (L/min)	SHE (ergs/cm <sup>3</sup> )
Parallel	30	47.3±4.6*	13.0±1.7* <sup>†</sup>	2.3±0.2 <sup>†</sup>	20,131±1,408*
	40	57.1±5.4*	12.0±1.9*	3.1±0.2* <sup>†</sup>	21,739±2,470* <sup>§</sup>
	50	68.8±9.1*	7.6±0.9* <sup>†</sup>	3.7±0.2* <sup>†</sup>	15,048±2,108* <sup>§</sup>
Serial	30	94.9±5.4	22.5±2.4	1.9±0.1 <sup>†</sup>	33,968±3,001
	40	107.5±5.0	23.2±1.9	2.2±0.1 <sup>†</sup>	38,232±3,281
	50	112.6±5.7	21.8±1.4	2.5±0.1 <sup>†</sup>	37,964±2,693

MAP=Mean aortic pressure; EEP=Energy equivalent pressure; SHE=Surplus hemodynamic energy/Values are given as mean±SEM. \*p<0.05, differences between the groups at the given pump-setting rate; <sup>†</sup>p<0.05, difference of pump outputs within each group; <sup>‡</sup>p<0.05, difference of percent changes from MAP to EEP within the parallel group; <sup>§</sup>p<0.05, difference of SHE within the parallel group.

교할 때는 Kurskal-Wallis test를 이용하였다. p값이 0.05 이하일 때 통계적으로 유의하다고 간주하였다.

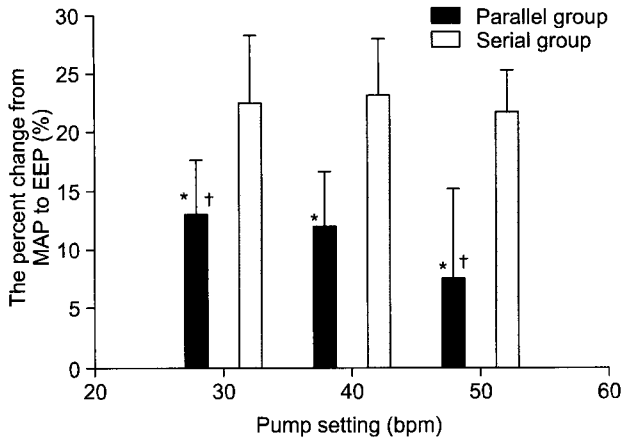
### 결 과

몸무게는 두 군간에 차이가 없었다(병렬군: 40±1.5 kg, 직렬군: 41±1.3 kg, p=NS).

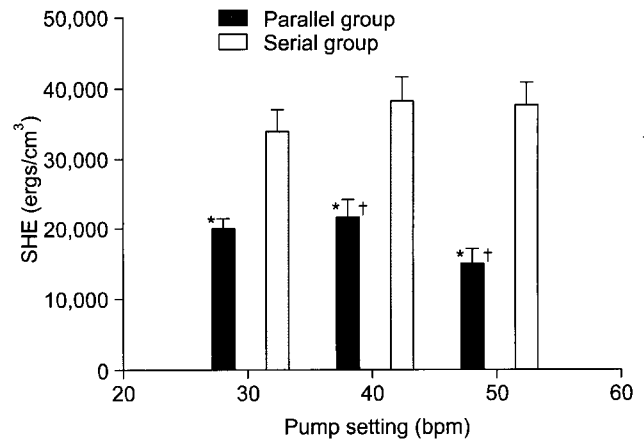
혈압 혈류 파형에서 직렬군에서는 큰 맥박을 연이은 작은 맥박 파형을 보여주어 한 사이클의 펌프작동으로 한 개의 큰 맥박이 발생하는데 반해 병렬군에서는 한번의 펌프시 두 개의 맥박이 발생하였다(Fig. 3, 4).

병렬군에서는 MAP와 EEP의 백분율 변화는 펌프속도 30, 40, 50 BPM에서 각각 13.0±1.7%, 12.0±1.9%, 7.6±0.9%였으며 펌프속도에 따라 의미있는 차이를 보였다(p=0.035). 직렬군에서는 MAP와 EEP의 백분율 변화는 펌프속도 30, 40, 50 BPM에서 각각 22.5±2.4%, 23.2±1.9%, 21.8±1.4%였으며 펌프속도에 따른 차이를 나타내지 않았다(p=NS). 직렬군은 병렬군에 비해 각각의 펌프속도 30, 40, 50 BPM에서 MAP와 EEP의 백분율 변화가 높게 나타났다(p=0.030)(Table 1, Fig. 5).

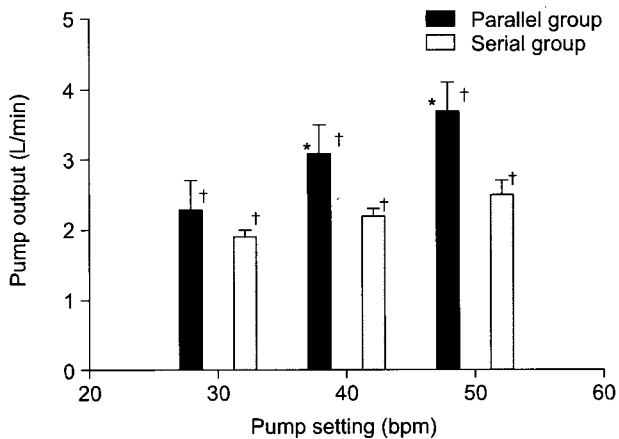
펌프박출량은 병렬군에서 펌프속도 30, 40, 50 BPM에서 각각 2.3±0.2 L/min, 3.1±0.2 L/min, 3.7±0.2 L/min이었으



**Fig. 5.** Percent changes from MAP and EEP at the given pump-setting rates Values shown are as means  $\pm$  SEM. \* $p < 0.05$ , the differences between the groups at the given pump-setting rate. † $p < 0.05$ , the difference within the parallel group. No difference within the serial group was noted ( $p = NS$ ).



**Fig. 7.** SHE (ergs/cm<sup>3</sup>) at the given pump-setting rates Values are presented as means  $\pm$  SEM. \* $p < 0.05$ , the differences between the groups. † $p < 0.05$ , the differences within each group.



**Fig. 6.** Pump outputs (L/min) at the given pump-setting rates Values are presented as means  $\pm$  SEM. \* $p < 0.05$ , the differences between the groups. † $p < 0.05$ , the difference within each group. Both groups showed increased pump output as the pump-setting rate increased.

며 펌프속도에 따라 의미있는 차이를 보였다( $p = 0.003$ ). 직렬군에서 펌프속도 30, 40, 50 BPM에서 각각  $1.9 \pm 0.1$  L/min,  $2.2 \pm 0.1$  L/min,  $2.5 \pm 0.1$  L/min이었으며 펌프속도에 따라 의미있는 차이를 보였다( $p = 0.001$ ). 두 군 모두 펌프속도가 증가함에 따라 펌프박출량이 증가되었으며 병렬군에서 펌프속도 40, 50 BPM에서 직렬군에 비해 높은 펌프박출량을 나타냈다( $p = 0.010$ )(Table 1, Fig. 6).

SHE는 병렬군에서 펌프속도 30, 40, 50 BPM에서 각각

$20,131 \pm 1,408$  erg/cm<sup>3</sup>,  $21,739 \pm 2,470$  erg/cm<sup>3</sup>,  $15,048 \pm 2,108$  erg/cm<sup>3</sup>이었으며 펌프속도에 따라 의미있는 차이를 보였다( $p = 0.04$ ). 직렬군에서는 펌프속도 30, 40, 50 BPM에서 각각  $33,968 \pm 3,001$  erg/cm<sup>3</sup>,  $38,232 \pm 3,281$  erg/cm<sup>3</sup>,  $37,964 \pm 2,693$  erg/cm<sup>3</sup>이었으며 펌프속도에 따른 차이를 보이지 않았다( $p = NS$ ). 직렬군은 병렬군에 비해 각각의 펌프속도 30, 40, 50 BPM에서 SHE가 높게 나타났다( $p = 0.030$ )(Table 1, Fig. 7).

## 고 찰

생명구조장치에서 생리적인 박동혈류를 제공하기 위한 노력이 있어 왔다. 단일 박동형 구동장치가 시도되었으나 막형산화기 기시부에서의 높은 회로 압력이 발생되고 심한 적혈구 손상이 초래되어 박동형 생명구조장치 개발에 실패하였다[6,7]. 이에 대해 이중구동장치인 한국형 인공심장(AnyHeart)의 기술을 채택함으로써 새로운 형태의 박동성 생명구조장치(T-PLS)가 개발되었다[8,9]. 이중구동펌프인 T-PLS은 효과적으로 막형산화기 기시부의 회로내 압력을 감소시키고 회로내 압력 증가율( $dp/dt_{max}$ )을 감소시켜서 결과적으로 혈구 손상을 감소시킬 수 있었다( $216$  vs.  $744$  mmHg/sec)[10]. 막형산화기 전후의 압력 변화가 혈류의 박동성에 영향을 미칠 수 있다는 의견이 제시되고 있다[7,11]. Capiiox CX230 (Terumo Co., Tokyo, Japan)과 같은 gravity flow hollow fiber 타입의 막형산화기인 경우 다른 어떤 형태의 산화기보다 박동성 측면에서 효과적일 수 있는데, 이는 gravity flow hollow fiber membrane은 혈류에 대

한 저항이 낮아 체외순환 회로의 정맥 혈류가 중력에 의해 산화기를 통과하며 펌프는 산화기 후방에 위치하므로 산화기로 인한 펌프의 박동성에 영향을 미치지 않기 때문이다. 저자들은 gravity flow hollow fiber 막형산화기를 사용할 경우 T-PLS의 이중 펌프를 산화기의 후방에 위치시킬 수 있으며 효과적인 박동성을 유지하면서 기존의 막형산화기를 이용한 직렬회로 구조에 비해 주어진 펌프의 속도에 대해 두 배의 혈류 속도를 얻으므로 펌프 박출량을 증가시킬 수 있으리라 가정하였다(Fig. 2, 3).

본 실험을 통하여 새로운 병렬회로 구조는 직렬회로 구조에 비해 펌프박출량을 높일 수 있으며 동시에 효과적인 박동성을 보장하는 것이 관찰되었다. 병렬회로 구조인 경우 직렬회로 구조보다 높은 펌프 박출량을 나타냈는데, 이는 두 개의 혈액주머니가 대동맥 캐놀라쪽에 병렬로 연결되어 있어 actuator가 좌우로 움직이면서 각각의 혈액주머니를 번갈아 압박할 때 두 개의 맥박이 발생하게 되어 결과적으로 한번의 펌프 시 두 개의 맥박이 발생하게 된다. 반면, 직렬회로인 경우 혈액주머니가 막형산화기 전방과 후방에 직렬로 연결되어 있고 actuator가 좌우로 움직이면서 각각의 혈액량을 순차적으로 압박하게 된다. 이때 대동맥 캐놀라쪽에 위치한 혈액주머니를 압박할 때 큰 맥박이 생성된다. 결과적으로 한 사이클의 펌프 작동에서 한 개의 큰 맥박이 발생하게 된다. 즉 병렬회로인 경우 펌프속도 30 BPM에서 맥박수는 60 BPM이 되며, 직렬회로인 경우 펌프속도가 30 BPM에서 맥박수는 30 BPM을 나타내게 된다.

본 실험에서는 박동성 생명구조장치인 T-PLS의 두 개의 다른 회로 구조를 설정하고 각각의 박동성을 평가하는데 EEP와 SHE 수치를 비교하였다. EEP개념은 박동성 혈류는 압력차에 의해서 발생되기보다 에너지차에 의존하다는 개념을 바탕으로, 압력 파형과 혈류 파형의 주기동안 압력과 혈류를 곱한 파형을 시간에 따라 적분한 혈액학적 힘(hemodynamic power)을 시간에 따른 혈류 파형의 적분값(flow-rate curve)으로 나눈 수식으로 1966년 Sheperd에 의해 발표되었다[3]. SHE는 EEP와 평균 동맥압의 차에, 압력에서 에너지로 전환시키는 상수를 곱한 값으로 혈류가 가지는 여분의 에너지(extra energy)를 나타내는 데 유용한 개념이라고 소개되고 있다[4]. 현대적인 심폐우회장치가 소개된지 40여 년이 지났으나 현재까지 박동성을 평가하는데 명확한 정의가 정립되지 않았다. 대개 기기장치의 브랜드 이름으로만 박동성으로 분류하여 비박동성 장치와 비교하기도 하며, 어떤 경우에는 맥압차가 15

mmHg 이상이면 박동성 혈류를 발생시키며 맥압차가 15 mmHg 미만이면 비박동성이라고 정의하기도 한다[11]. Undar는[12] 박동성 롤러 펌프와 비박동성 롤러 펌프 비교 실험에서 심폐우회술동안 뇌혈류량과 뇌산소 소모율에 차이를 나타내지 못했는데 이는 두 펌프간에 EEP차이가 없었으며 박동성이라고 알려진 롤러 펌프가 충분한 에너지를 나타내지 못했기 때문이라고 설명하고 압력차로 박동성 유무를 평가하는 것은 적절치 못하며 EEP로 박동성 유무를 평가할 수 있고 박동성 유무의 평가가 전제된 후에 박동성 장치와 비박동성 장치의 우위를 평가하는 것이 바람직하다고 주장하였다. 저자들도 이 실험을 통해 박동성 생명구조장치에서 두 개의 회로 구조의 박동성의 정도를 비교할 때 EEP와 SHE는 유용한 지표라 동의한다. 기존의 in-vitro mock 실험에서 EEP와 MAP의 백분율 변화보다 SHE가 더 일정한 값을 나타내는 경향이 있음을 관찰하였는데[13] 이에 대한 추가연구가 필요하다고 생각된다.

이 연구의 제한점으로는 각 회로내의 압력과 혈구 파괴를 나타내는 혈액학적 데이터를 동시에 비교하지 않았으나 신화균 등[14]은 송아지의 심장지 모델에서 T-PLS의 회로 내부 압력이 낮고, 용혈 등의 심각한 부작용이 없었다고 보고하였다. 이 실험의 목적이 회로 구조에 따른 박동성과 펌프박출량 변화에 중점을 두고 T-PLS의 회로 구조의 최적화 모델을 찾는 데 있었지만, 추후 보완연구가 제시되어야 한다고 생각된다. 또 다른 제한점으로는 35~45 kg의 동물에서 30, 40, 50 BPM 펌프속도가 느릴 수 있다는 점이다. 이러한 펌프속도는 이중구동펌프인 T-PLS의 구동 메커니즘상의 특징으로 기인한 것이며, 병렬회로 구조로 바꿀 경우 펌프속도 30, 40, 50 BPM에서 맥박수 60, 80, 100 BPM이 구현되었다.

결론적으로 박동성 이중구동펌프인 T-PLS의 회로가 병렬과 직렬회로 모두에서 효과적인 박동성을 나타내었다. 펌프 박출량의 측면에서 고려한다면 병렬회로 구조가 직렬회로 구조보다 주어진 펌프속도에 2배의 맥박수를 나타내므로 높은 펌프박출량을 제공하였다.

## 결 론

본 연구는 한국형 생명구조장치의 회로구성을 최적화하기 위해 계획되었으며, 박동에너지와 펌프박출량을 이용하여 기존의 막형산화기를 사용한 직렬회로구조와 gravity-flow hollow fiber 막형산화기를 이용한 병렬회로 구조를 비교하였을 때, 두 구조 모두 효과적인 박동성을 나타

내었으나 펌프 박출량 측면에서 gravity-flow hollow fiber 막형산화기를 이용한 병렬회로 구조가 기존의 직렬회로 구조보다 높은 펌프 박출량을 나타내었다.

### 참 고 문 헌

1. Kim HK, Son HS, Fang YH, et al. *The effects of pulsatile flow on renal tissue perfusion during cardiopulmonary bypass: A comparative study of pulsatile and nonpulsatile flow.* ASAIO J 2005;51:30-6.
2. Son HS, Sun K, Fang YH, et al. *The effects of pulsatile versus non-pulsatile extracorporeal circulation on the pattern of coronary artery blood flow during cardiac arrest.* Int J Artif Organs 2005;28:609-16.
3. Shepard RB, Simpson DC, Sharp JF. *Energy equivalent pressure.* Arch Surg 1966;93:730-40.
4. Ündar A, Zapanta CM, Reibson JD, et al. *Precise quantification of pressure flow waveforms of a pulsatile ventricular assist device.* ASAIO J 2005;51:56-9.
5. Wright G. *Hemodynamic analysis could resolve the pulsatile blood flow controversy.* Ann Thorac Surg 1994;58:1199-204.
6. Kim TS, Sun K, Lee KB, et al. *Application of a pressure-relieving air compliance chamber in a single-pulsatile extracorporeal life support system: An experimental study.* Artif Organs 2004;28:1106-9.
7. Lee HS, Rho YR, Lee HS, et al. *In vivo evaluation of the pulsatile ECLS system.* J Artif Organs 2003;6:25-9.
8. Sun K, Son HS, Jung JS, et al. *Korean artificial heart (AnyHeart): An experimental study and the first human application.* Artif Organs 2003;27:8-13.
9. Shin JS, Sun K, Son HS, et al. *A preclinical cadaver fitting study of implantable biventricular assist device—AnyHeart.* Int J Artif Organs 2004;27:495-500.
10. Rho YR, Choi H, Lee JC, et al. *Applications of the pulsatile flow versatile ECLS: in vivo studies.* Int J Artif Organs 2003;26:428-35.
11. Undar A, Frazier OH, Fraser CD Jr. *Defining pulsatile perfusion: Quantification in terms of energy equivalent pressure.* Artif Organs 1999;23:712-6.
12. Ündar A, Eichstaedt HC, Bigley JE, et al. *Effects of pulsatile and nonpulsatile perfusion on cerebral hemodynamics investigated with a new pediatric pump.* J Thorac Cardiovasc Surg 2002;124:413-6.
13. Lee JJ, Lim CH, Son HS, et al. *In vitro evaluation of the performance of Korean pulsatile ECLS (T-PLS) using precise quantification of pressure-flow waveforms.* ASAIO J 2005 (in press).
14. Shin HK, Won YS, Lee JY, et al. *Application of the pulsatile cardiopulmonary bypass in animal model.* Korean J Thorac Cardiovasc Surg 2004;37:1-10.

=국문 초록=

배경: 체외순환장치 중 막형산화기를 사용하는 인공심폐기나 생명구조장치(Extra-corporeal Life Support System; ECLS)는 혈액이 통과하기 위해 막형산화기 전방에 구동펌프가 요구된다. 국내에서 개발된 박동식 생명구조장치(T-PLS)의 경우는 막형산화기가 두 개의 혈액주머니 사이에 위치하여 액추에이터가 번갈아 짜내는 구조로 되어 있다. 저자 등은, 만일 저항이 낮은 gravity-flow hollow fiber 막형산화기를 사용한다면 두 개의 혈액주머니와 박동펌프를 막형산화기 후방에 설치하는 것이 가능하며, 이러한 구조는 같은 펌프박동 조건에서 2배의 맥박수를 보장하므로 펌프박출량이 증가될 것으로 가정하였다. 본 실험은 한국형 생명구조장치의 회로구성을 최적화하기 위해 계획되었으며, 기존의 막형산화기를 사용한 직렬회로구조와 gravity-flow hollow fiber 막형산화기를 이용한 병렬회로 구조를 박동에너지와 펌프박출량을 이용하여 비교하였다. 대상 및 방법: 실험은 35~45 kg의 돼지 12마리에서 심실세동혈 심정지 모델을 만들었으며, T-PLS 회로구성 형태에 따라 두 군으로 나누었다. 직렬군은 두 개의 혈액주머니 중간에 기존 막형산화기를 직렬로 설치하였으며, 병렬군은 gravity-flow hollow fiber 막형산화기 후방에 이중구동펌프를 병렬로 설치하였다. 펌프박출량은 대동맥 도관에서 직접 혈류를 측정하였고, 등가압력에너지(EEP)는 실시간으로 컴퓨터에 저장된 펌프박출곡선과 하행대동맥 혈압곡선에서 계산하였다. 각 지표는 펌프속도 30, 40, 50 BPM에서 매번 측정하였다. 결과: 두 군 모두 박동에너지 측면에서 충분한 박동성을 보여주었다. 펌프속도 30, 40, 50 BPM에서 EEP와 평균동맥압의 변화율은 병렬군의 경우  $13.0 \pm 7\%$ ,  $12.0 \pm 1.9\%$ , and  $7.6 \pm 0.9\%$  였으며, 직렬군의 경우  $22.5 \pm 2.4\%$ ,  $23.2 \pm 1.9\%$ , and  $21.8 \pm 1.4\%$  였다. 펌프박출량의 경우는 펌프속도 40, 50 BPM에서 병렬군의 경우  $3.1 \pm 0.2$  and  $3.7 \pm 0.2$  L/min 였으며, 직렬군의 경우  $2.2 \pm 0.1$  and  $2.5 \pm 0.1$  L/min 였다( $p < 0.05$ ). 결론: 혈류 저항이 낮은 gravity-flow 막형산화기를 사용하여 T-PLS 구동펌프를 병렬회로로 배치할 경우 효과적인 박동성은 유지하면서, 기존의 막형산화기를 이용한 직렬회로 구조에 비해 펌프박출량을 증가시켰다.

- 중심 단어 : 1. 체외순환  
2. 생명구조장치  
3. 회로