<학술논문> **DOI http://dx.doi.org/10.3795/KSME-B.2011.35.11.1205** ISSN 1226-4881

말기 심질환 환자를 위한 심실보조장치용 심박조율기의 개발§

김유석*· 박성민**· 최성욱***†

* 강원대학교 기계・메카트로닉스공학과 , ** 강원대학교 의과대학 흉부외과, *** 강원대학교 기계의용공학과

Development of a Pacemaker with a Ventricular Assist Device for End-Stage Heart Failure Patients

Yoo Seok Kim*, Sung Min Park** and Seong Wook Choi***†

* Dept. of Mechanical and Mechatronics Engineering, Kangwon Nat'l Univ.,
** School of Medicine, Kangwon Nat'l Univ.,
*** Dept. of Mechanical and Biomedical Engineering, Kangwon Nat'l Univ.
/ Medical & Bio-Material Research Center, Kangwon Nat'l Univ

(Received April 28, 2011 ; Revised August 18, 2011 ; Accepted August 29, 2011)

Key Words : Pacemaker(심박조율기), Ventricular Assist Device(VAD 심실보조장치), Cannula Electrode(도관전극), Electrical Therapy(전기치료)

초록: 본 논문은 말기 심질환 환자의 생존율과 치료효과를 증대시키기 위한 심실보조장치용 심박조율기의 개발에 대한 내용이다. 심실보조장치만을 이식 받은 환자는 부정맥이 발생할 가능성을 항상 갖고 있으며 심박조율기를 동시에 적용함으로써 혈류의 체순환량을 유지하고 부정맥으로 인한 장기의 손상을 예방한다. 심박조율기의 전극과 도선은 심실보조장치의 도관을 이용하여 제작되었으며, 전극은 심실보조장치의 도관이 삽관되는 좌심실의 심첨부에 도관과 함께 이식된다. 심박조율기는 0 bpm 에서부터 191.4 bpm 까지 자극 빈도를 조절할 수 있으며, 60 bpm 의 빈도로 자극이 가하여 질 때 0.25 J 의 에너지가 심장으로 인가된다. 심실보조장치용 심박조율기의 성능과 안정성을 검증하기 위하여 돼지를 이용한 동물실험을 수행하였다. 실험동물의 심장에 86.4 bpm, 100.2 bpm, 126.6 bpm 의 자극을 순차적으로 가하였고 ECG 및 대동맥혈압의 변화 대동맥 혈류를 관찰하였다.

Abstract: In this paper, we developed a pacemaker that can increase the efficacy of a left ventricular assist device (LVAD) and increase the survival rate for patients suffering end-stage heart failure. Because LVAD patients can experience arrhythmia, the pacemaker incorporated into the LVAD has the important role of sustaining sufficient blood circulation during arrhythmia. The electrode of the pacemaker is located at the apex of the left ventricle, where the VAD's inlet cannula is connected. This is efficient placement, in that the electrode can transmit electrical stimulation directly to the Purkinje fibers of the myocardium. The pacemaker can change the stimulation rate from 0 bpm to 191.4 bpm when a button is pressed on the external control module, and the pacemaker normally stimulates the heart at 60 bpm with 0.25 J of energy. We performed animal experiments to evaluate the performance and reliability of the combination of the LVAD and pacemaker. At pacemaker stimulation rates of 86.4 bpm, 100.2 bpm, 126.6 bpm, we recorded the ECGs, aortic pressures, and flow rates to analyze the heart loads.

1. 서 론

1.1 연구의 배경 및 목적

국내외의 심장질환 환자의 수는 매년 증가의 추이를 보이고 있으며, 주요 사망원인으로 대두되고 있는 추세이다. 현재까지의 말기 심장질환 환자의 생존율을 향상시키는 방법으로 심장이식수술을 제외하면 심실보조장치(VAD, Ventricular Assist Device)의 이식은 환자에게 효과적인 치료방법이며, 말기 심장질환 환자에게 치료의 목적으로 이식되는 빈도 또한 증가하고 있다.[1] 심실보조장치는 손상된 심장을 보조하여 환자의 혈액 순환을 유지시키는 장치이며, 심실보조장치의 펌프가 혈액을 박출하는 방법에 따라 크게 연속형 심실보조장치

§ 이 논문은 2011 년도 대한기계학회 바이오공학부문 춘계학술대회(2011. 4. 28.-30., 포항공대) 발표논문임

† Corresponding Author, swchoe@kangwon.ac.kr

© 2011 The Korean Society of Mechanical Engineers

(continuous flow VAD)와 박동형 심실보조장치(pulsatile VAD)로 나뉘어 진다.

또한, 심박조율기(Pacemaker)는 심장질환 환자의 심장박동을 규칙적으로 제어함으로써 부정맥으로 인한 박출량 감소를 최소화하는 장치이다.

하지만, 심장질환은 일반적으로 심근의 허혈(ischemia)로 인하여 부정맥(arrhythmia)이 유발되기 때문에 심실보조장치나 심박조율기들 중 하나만을 단독으로 환자에게 사용했을 때, 추가적인 심근의 손상이 유발되거나 부정맥이 더욱 악화됨으로 인하여 전체적인 혈류의 체순환량이 증가하지 못할 수 있다. 심박조율기를 장착한 환자의 경우, 심장근육의 추가적인 손상 사례가 있으므로,[2] 심박조율기를 심실보조장치와 함께 사용하는 것이 유리할 것으로 예상된다. 따라서 심실보조장치와 심박조율기를 동시에 적용함으로써 심장근육의 부하를 줄여주고 심장의 박동을 일정하게 유지해주는 기기 개발의 필요성이 대두된다.

기존의 연구에서는 심박조율기를 심실보조장치와 동시에 사용한 예는 거의 없는데, 이것은 심실보조장치를 사용할 때, 심장의 서맥(bradycardia)의 빈도가 나타나는 경우보다는 빈맥(VT, Ventricle Tachy-cardia), 심실세동(VF, Ventricular Fibrillation)의 위험이 높기 때문일 것으로 판단된다. 심장질환 환자의 장기적인 부정맥은 심장 근육이 추가적으로 손상 될 위험이 높고, 체내에 적절한 혈류 순환이 이루어지지 않음으로써 다양한 합병증을 유발할 수 있다. 심실보조장치를 사용하는 경우라도 환자의 심장이 극심한 부정맥 증상을 나타낼 때, 우심실에 혈류가 정체되고 이는 폐부종이나 다중장기부전(multi organ failure)으로 진행되어 환자가 사망에 이르게 될 위험성이 높다. 따라서 심실보조장치와 심장의 박동을 정상적으로 유지할 수 있는 심박조율기를 동시에 적용함에 따른 연구의 필요성이 요구된다.

심실보조장치와 심박조율기를 각각 독립적으로 체내에 이식하게 될 경우, 장치를 이식하기 위한 추가적인 시술과 이식 체내 공간이 많이 필요하게 되므로, 심실보조장치와 심박조율기가 융합된 새로운 형태의 심실보조장치의 개발이 요구되는 실정이다. 이때 좌심실에 연결되는 흡입도관전극(inlet cannula electrode)은 Fig. 1 과 같이 심근(myocardium)을 통과하면서 접촉되고 박출도관전극(inlet cannula electrode)은 대동맥(aorta)의 혈관벽을 통과하며 접촉한다. 따라서 우리는 심근과 대동맥 혈관벽에 접촉하는 catheter 의 표면에 주석

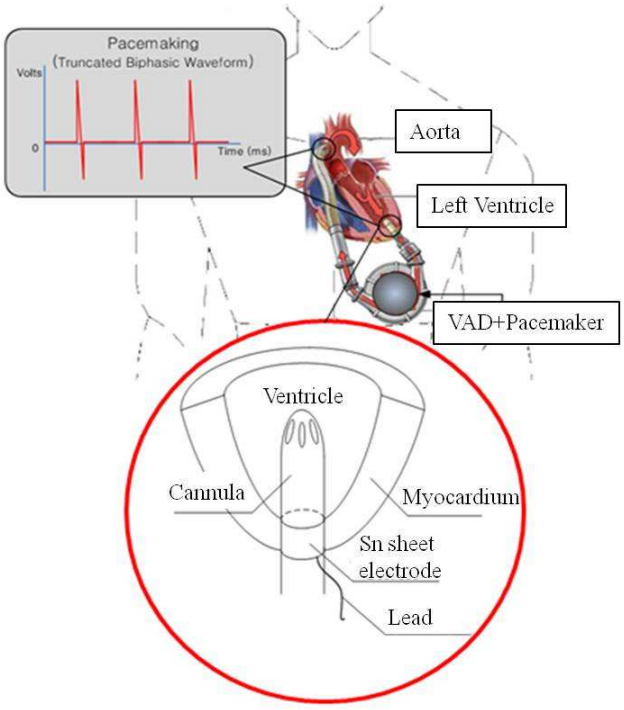

Fig. 1 Diagram of VAD and pacemaker

박판 전극을 설치하고 이를 통하여 심박조율을 위한 전기자극을 전달할 수 있도록 하는 catheter electrode 를 고안하였다(Fig. 2). 이는 기존의 이식형 심박조율기가 정맥을 통하여 심실 내부로 전극을 장착하기 위하여 행하여졌던 추가적인 시술이 필요 없어지는 동시에, 심장의 전기전도적 측면에서 심실의 내피(endocardium)를 자극하지 않고, purkinje fiber 와 가까운 심장근육(myocardium)을 직접 자극함으로써 전기자극의 효율을 높일 수 있는 장점이 있다. 따라서 기존의 심박조율기 보다 상대적으로 적은 전기자극 에너지로 높은 자극치료 효과를 예상할 수 있다. 이는 장기간 전기 자극치료에 있어서 수반될 수 있는 조직의 손상을 경감할 수 있을 것이다.

본 연구에서는 심실보조장치와 심장에 연결된 도관(cannula)의 외측에 전극을 설치하여 심장이 부정맥의 증상을 나타날 때, 심박조율을 위한 전기자극을 정기적으로 가할 수 있는 새로운 심실보조장치용 심박조율기를 개발하고, 이의 효능 및 효율성을 검증 분석하기 위하여 동물실험을 수행하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 도관전극 (Cannula Electrode)의 개발

일반적으로 심실보조장치(L-VAD)는 심장의 좌

심실의 심첨부(apex)를 도관(cannula)으로 관통하여 심실 내부의 혈액을 심실보조장치 쪽으로 흡입한 후 대동맥에 연결된 도관을 통하여 흡입된 혈액을 환류하여 박출하는 경로를 가진다. 도관전극은 체내에 이식되고 심장과 직접적으로 맞닿는 부분이므로 생체적합성 소재를 사용하여야만 하며, 장기간의 이식에도 혈액 누출 및 부식 방지를 위한 설계가 고려되어야 한다. 이에 심실보조장치의 도관에 전극을 설치하기 위하여 Fig. 2 와 같이 도관이 삽입되는 심실의 심첨부에 주석 박판 (Sn-sheet)을 도관에 부착하고 이와 연결된 전기도선(lead)이 심박조율기와 연결되는 형태의 도관전극(cannula electrode)을 제작하였다.

도관전극은 심실의 혈액을 심실보조장치로 흡입하기 위한 28Fr(9.3mm * 350 mm) 도관(Edwards Lifescience Inc.)과 심실보조장치로부터 대동맥으로 혈액을 박출하기 위한 18 Fr(6.0mm * 200 mm) 도관의 머리 부위에 심첨의 조직 및 대동맥 혈관의 조직이 닿는 면적을 고려하여 주석 박판을 접착하고 이를 심박조율기와 연결하기 위한 전선을 각각 설치하였다. 이 때 전선을 포함한 전극의 자체 저항은 각각 0.41Ω과 0.38Ω으로 측정되었다.

심박조율장치가 결합된 심실보조장치의 동물실험을 수행하기 위하여, 강원대학교 동물실험 윤리위원회를 거친 40 kg 의 수컷 돼지를 사용하였다. 개흉술을 거쳐 돼지의 심장을 노출 시킨 다음 연속류 심실보조장치(Stöckert, Cobe inc., Germany)와 연결하여 0.5 L/min 의 속도 로 혈액을 환류시켰다.

이 때, 실험에 사용된 동물의 생체특성은 Table 1 과 같다. 돼지의 심장에 삽관되는 도관은 기 제작된 도관전극을 이용하고 전극은 심박조율기 전기자극 모듈과 전선을 이용하여 연결하였다. Fig. 3 과 같이 흡입도관전극(inlet cannula electrode)은 좌심실의 심첨(apex)을 절개하고 전극의 주석 박판 부위가 심근과 닿도록 삽입된 후 봉합되었다. 박출도관전극(inlet cannula electrode)은 대동맥 근위부를 절개한 후 삽입되고 이 후 봉합되는 과정을 거쳐 이식되었다. 실험동물의 생체 데이터를 측정하기 위하여 환자감시장치(patient monitor, HR-500, Fukudadenshi, Japan)를 이용하여 돼지의 ECG 를 측정하였다. 또한 유량측정장치(flowmeter, T106, Transonic System Inc., USA)를 이용하여 돼지 심장으로부터의 심박출량을 측정하였다. 심실보조장치의 분당 혈액환류량 측정을 위하여 유량측정장치(flowmeter, T109, Transonic System Inc., USA)가 사용되었다. 또한, 데이터들은 상용소프트웨어인

Table 1 Animal (swine) characteristics

Weight	Sex	Blood Pressure	Central Vein Pressure	Heart Rate
40Kg	Male	48.6mmHg	97mmHg	84bpm

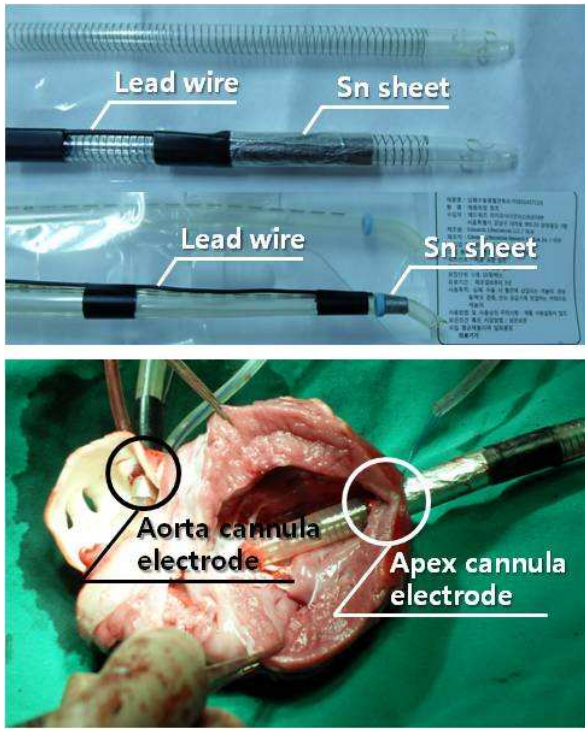

Fig. 2 Inlet cannula electrode(top), outlet cannula electrode(middle), application of cannula electrode for *in-vivo* experiment(bottom)

LabVIEW (National Instruments Inc., USA)와 데이터 수집장치 DAQ device(Data Acquisition Device, NI USB-6259, NI, USA)를 통하여 PC 로 전송되어 저장되도록 실험 환경을 구축하였다.

실험동물의 심장으로부터 심실보조장치가 0.5 L/min 의 혈액을 환류하고 있는 가운데 심박조율기를 작동하여 도관전극으로부터 전기자극을 가하였다. 자극은 실험동물의 심장으로 1.39 Hz (86.4 bpm), 2.11 Hz (126.6 bpm) 1.39 Hz (86.4 bpm), 1.67 Hz (100.2 bpm)의 순서로 순차적으로 가하였고 심박조율시간은 각각 2 분 동안 측정하였다. 전기자극을 가하지 않은 경우 실험동물의 심박동수(HR, heart rate)는 평균 84 bpm 의 속도로 박동을 유지하고 있었고, 대동맥에서 유량계로 측정한 평균 혈압은 48.6 mmHg 로 측정되었다. 또한 평균 심박출량은

3.28 L/min 으로 측정되었다. 심박조율기의 자극빈도를 자극을 가하지 않은 상태의 심박동수와 유사한 1.39 Hz (86.4 bpm)로 설정하고 자극을 가한 후 ECG 및 대동맥 혈압을 관찰한 결과, 자극을 가하지 않을 때 보다 심박동수는 소폭 상승하여 87 bpm 의 심박동수를 보여주었다.

Table 2 Results of pacing electrical stimulations.

Pacemake(Hz)	0	1.39	2.11	1.39	1.67
HR(bpm)	84	86.4	126.6	86.4	100.2
NIBP(mmHg)	48.6	56.6	53.6	58.4	58.2
VAD flow(L/min)	0.53	0.56	0.57	0.57	0.58
CO (L/min)	3.28	2.86	2.36	2.78	2.53

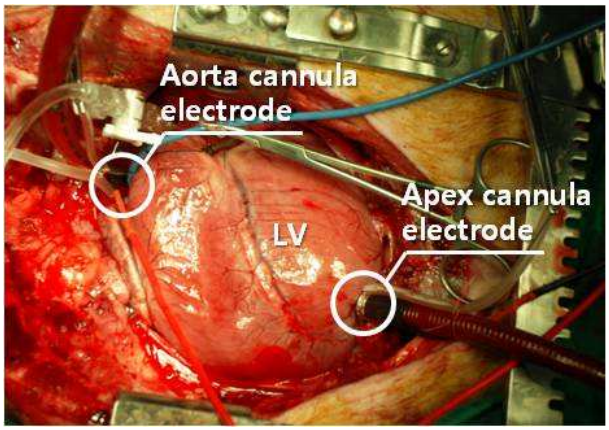

Fig. 3 *In-vivo* experiment of VAD pacemaker

Fig. 4 ECG and aortic pressure measured by patient monitor(HR-500, Fukudadenshi, Japan)

또한, 자극을 가하지 않았을 때와 비교하여 ECG 상에서 QRS 파형이 전기자극에 의해 큰 폭으로 떨어지는 것이 관찰되었다. 이 는 원래의 심장이 동방결절(SA node)에서 방실결절(AV node)를 거쳐 심실근 전체로 퍼져나가는 방향성과는 반대로, 심박조율기의 전극이 심장의 심첨에 부착되어 있으므로 심실의 수축에 대한 흥분전위의 전도가 아래방향에서 위로 거슬러 올 라가는 현상에 의해 벡터의 방향이 반대로 나타나게 되는 것이다.

원래 심장의 심박동수 보다 150% 상승시킨 2.11 Hz (126.6 bpm)의 자극 빈도로 심박조율 전기

Fig. 5 ECG and aortic pressure when pacemaker stimulus with 1.39Hz(top), 1.67Hz(middle), 2.11Hz(bottom)

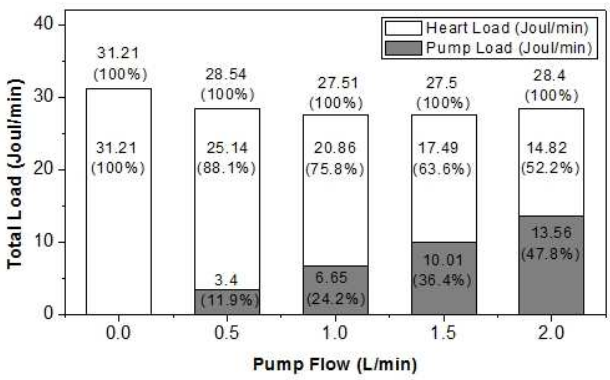

Fig. 6 Compared the loads of VAD and heart when changed VAD's circulation volume 0.5 L/min to 2.0 L/min

Table 3 Total Loads, Pump Loads and NH(Native Heart) Loads with increased pacemaker's stimulus frequency rate

Frq. Rate	Pump Loads (Joul/min)	NH Loads (Joul /min)	Totl. Loads (Joul /min)
0 (bpm)	3.4	25.14	28.54 (100%)
86 (bpm)	4.28	24.79	29.07 (101.8%)
100 (bpm)	4.3	22.12	26.42 (92.6%)
126 (bpm)	3.95	18.77	22.72 (79.6%)

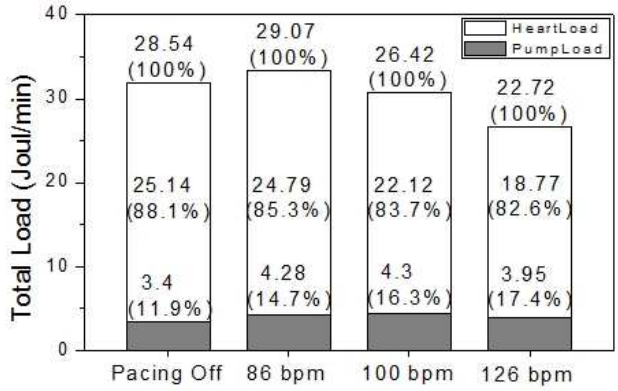

Fig. 7 Compared the loads of VAD and Heart when changed bit rate of pacemaker 86 bpm to 126 bpm

자극을 인가하였을 때 또한 동일한 양상을 보이며 심실의 수축 이 후 곧바로 대동맥압의 상승이 이어지는 정상적인 결과를 보여주었다. 하지만, 100.2 bpm(1.67 Hz)의 자극빈도로 전기자극을 가하였을 때는 특정한 구간에서 전기자극이 전달되지 않는 구간이 나타나는데 이는 심박조율기의 전기자극의 주파수와 심장의 동방결절에서 방실결절을 거쳐 심실근육조직 전체로 파생되는 흥분전위(action potential)의 자극전도가 일정 간격 딜레이가 발생하므로 원래 심장의 흥분전위에 뒤따르는 불응기(refractor period)에 의해 심박조율기의 전기자극의 전도가 이루어지지 않았음을 예상할 수 있었다.

심박조율기를 작동하지 않았을 시 심실보조장치의 혈액환류량의 변화에 따른 심실보조장치와 심장간의 부하를 비교한 결과, Fig. 6 과 같이 심실보조장치의 혈류량이 증가할 때 마다 심실보조장치의 부하는 증가하고, 반대로 심장의 부하는 감소하였다. 심실보조장치가 0.5 L/min 의 혈류량을 유지를 하고 있는 상태에서, 심박조율기를 86 bpm, 100 bpm, 126 bpm 의 자극빈도로 전기 자극을 가하였을 때의 심장과 심실보조장치의 부하의 변화를 Fig. 7 에서 확인할 수 있다. 심장의 원래 박동수와 유사한 86 bpm 의 자극을 5 분간의 시간 간격을 두고 자극을 하였을 때에는 심박조율기를 작동하지 않는 상태보다 근소하게 상승하였다. 이후 100bpm 및 126 bpm 으로 자극 빈도를 높여 나감에 따라 심장의 부하는 100%에서 각각 92.6%, 79.6%로 확연히 감소하는 것을 확인할 수 있었다 (Table 3).

3. 토의 및 결론

본 논문은 말기 심질환 환자에게 적용되는 심실보조장치용 심박조율기의 개발과 그 성능과 안전성에 대한 검증을 동물실험을 통하여 규명하는데 목적이 있다. 동물실험은 40 kg 중량의 돼지를 이용한 단기간 (1 일) 동물실험으로 수행되었다. 결과에서 보듯 심실보조장치가 혈액을 지속적으로 환류하고 있는 도중에 심실보조장치의 도관을 이용한 전극을 통하여 심박조율기의 전기 자극을 부가하는 실험을 수행하였다. 심박조율기의 성능을 확인할 수 있었고 실험을 수행하고 있는 동안 실험동물의 심장은 부정맥이나 심실세동과 같은 부작용이 관찰되지 않았다.

심실보조장치를 단독으로 사용한 경우와 심실보조장치와 심박조율기를 동시에 사용한 경우를 심장의 부하의 변화의 관점에서 비교한 결과, 심박조율기를 심실보조장치와 함께 사용할 경우 심장의 부하가 감소하는 것을 확인하였고(Table 3), 이는 심실보조장치를 단독으로 이식하여 사용하는 경우보다 심장의 부하를 감소시켜 치료효과를 증대시킬 수 있을 것으로 판단한다. 또한 중심정맥압(Central Vein Pressure) 측정을 통하여 혈액이 잔류되는 현상은 관찰되지 않았으며 이는 우심실 울혈 및 폐 부종 등의 부작용의 가능성이 줄어듦을 유추해볼 수 있다.[8~10]

실험 종료 후 부검을 통하여 전극과 심근이 밀착된 부위의 손상여부와 심실내부에 전극이 노출된 부위의 혈전 생성여부를 관찰하였다. 전극이 설치된 부위의 심근조직에서는 조직괴사(tissue necrosis)나 부종, 울혈과 같은 증상은 발견된 바 없으나, 5 시간 가량의 동물실험이 종료된 시점에서 심실내부의 전극이 노출된 부위와 심근이 맞닿아 있는 부위에 미세한 응혈 현상을 관찰하였다. 하지만 이 현상은 전기적 자극에 의한 혈구세포의 손상이라기 보다 단기간 동물실험에 있어서 심첨부의 절개 및 봉합에 따른 현상으로 판단한다.

차기 동물실험에서는 부정맥(arrhythmia)이나 빈맥(tachycardia), 서맥(bradycardia) 등의 질환이 유도된 실험모델을 구축할 수 있다면, 심실보조장치용 심박조율기의 실질적인 치료효과를 규명에 대한 근거로 적용이 될 것이다.

현재까지의 실험에서 사용된 심실보조장치는 롤러펌프(roller pump)를 이용한 연속류 심실보조장치였다. 하지만 박동형 심실보조장치가 이식된 경우에는 심박조율기의 역할은 더욱 확대되어야만 한다. 박동형 심실보조장치는 대동맥으로 혈액을 박출할 때 박동성을 갖춘 혈류를 전달하게 되는데, 이 때, 심실보조장치로부터 전달된 맥파와 실제 심장의 수축에서 발생하는 맥파가 대동맥 내에서 만나게 된다면 대동맥에 무리하게 큰 부하가 걸리게 되며, 심장의 후부하가 증가하게 되면서 발생하는 혈액의 역류 및 심근조직의 비후 등의 부작용이 발생할 가능성이 크다[16]. 따라서, 박동형 심실보조장치를 사용함에 있어서 심박조율기는 심장과 심실보조장치의 동기박동(synchronized pulsation)과 비동시성박동(counter pulsation)이 고려된 제어기능을 추가되어야만 한다.

말기 심장질환을 가진 환자가 심실보조장치를 사용함에 있어서 심박조율기가 동시에 적용되는 것은 심실보조장치가 단독으로 적용되는 것에 비하여 발생할 수 있는 부정맥 및 심실세동 등의 부작용의 발생가능성을 낮추어 줄 수 있으므로, 환자의 생존율과 치료효과를 증가시키는 대안이 될 것으로 판단한다. 아울러 자극 알고리즘의 개선이 뒤따른다면 환자 맞춤형 심실보조장치용 심박조율기를 통하여 말기 심장질환 환자의 삶의 질의 향상에 이바지 할 것으로 예상한다.

후 기

본 논문은 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 광역경제권 선도산업 인재양성사업의 연구결과입니다.

참고문헌

(1) Long, J.W.K., Kfoury, A.G., Slaughter, M.S., Silver, M.A., Milano, C.A., Rogers, J.G., Naka, Y., Mancini, D. and Miller, L.W., 2007, “Outcomes of Left Ventricular Assist Device Implantation as Destination Therapy in the Post-REMATCH Era Implications for Patient Selection,” *Circulation*, Vol. 116, pp. 497~505

(2) Park S.J., Tector, A., Piccioni, W., Raines, E., Gelijins, A., Moskowitz, A., Rose, E., Holman, W., Furukawa, S., Frazier, O.H., Dembitsky, W., 2005, “Left Ventricular Assist Devices as Destination Therapy: A New Look at Survival,” *J Thorac Cariovasc Surg*, Vol. 129(1) , pp. 9~17

(3) Simon, M.A., Kormos, R.L., Murali, S., Nair, P., Heffernan, M., Gorcsan, J., Winowich, S., McNamara, D.M., 2005, “Myocardial Recovery Using Ventricular Assist Devices: Prevalence, Clinical Characteristics, and Outcomes,” *Circulation*, Vol. 112(suppl I) , pp. I-32-I-36

(4) Goldstein, D.J., 2003, “Worldwide Experience With the MicroMed DeBakey Ventricular Assist Device as a Bridge to Transplantation,” *Circulation,* Vol. 108(suppl II) , pp. II-272-II-277,

(5) Oz, M.C., Rose, E.A., Slater, J., Kuiper, J.J., Catanese, K.A., Levin, H.R., 1994, “Malignant Ventricular Arrhythmias are Well Tolerated in Patients Receiving Long-Term Left Ventricular Assist Devices,” *J Am Coll Cardiol*, Vol. 24, pp. 1688~1691

(6) Kulick, D.M., Bolman, R.M., Salerno, C.T., Bank, A.J., Park, S.J., 1998, “Management of Recurrent Ventricular Tachycardia With Ventricular Assist Device Placement,” *Ann Thorac Surg*, Vol. 66, pp. 571~573

(7) Rose, E.A., Gelijns, A.C., Moskowitz, A.J., Heitjan, D.F., Stevenson, L.W., Dembitsky, W., Long, J.W., Ascheim, D.D., Tierney, A.R., Levitan, R.G., Watson, J.T., Meier, P., 2001, “Long-Term Use of A Left Ventricular Assist Device For End-satge Heart Failure,” *N Engl J Med*, Vol. 345(20) , pp. 1435~1443

(8) Catanese, K.A., Goldstein, D.J., Williams, D.L., Foray, A.T., Illick, C.D., Gardocki, M.T., Weinberg, A.D., Levin, H.R., Rose, E.A., Oz, M.C., 1996, “Outpatient Left Ventricular Assist Device Support: A Destination Rather Than a Bridge,” *Ann Thorac Surg*, Vol. 62, pp. 646~653

(9) Fukamachi, K., McCarthy, P.M., Smedira, N.G., Vargo, R.L., Starling, R.C., Young, J.B., 1999, “Preoperative Risk Factors for Right Ventricular Failure After Implantable Left Ventricular Assist Device Insertion,” *Ann Thorac Surg*, Vol. 68, pp. 2181~2184

(10) Matthews, J.C., Koelling, T.M., Pagani, F.D., Aaronson, K.D., 2008, “The Right Ventricular Failure Risk Score,” *JACC*, Vol. 51(22) , pp. 2163~2172

(11) Nakata, K., Akiyama, K., Sankai, Y., Shiono, M., Orime, Y., Saito, Y., Hata, M., Sezai, A., Minami, T., Negishi, N., 2007, “Estimation of Cardiac Function with Rotary Blood Pump,” *Ann Thorac Cardiovasc Surg*, Vol. 13, pp. 240~246

(12) Ochiai, Y., McCarthy, P.M., Smedira, N.G., Banbury, M.K., Navia, J.L., Feng, J., Hsu, A.P., Yeager, M.L.,

Buda, T., Hoercher, K.J., Howard, M.W., Takagaki, M., Doi, K., Fukamachi, K., 2002, "Predictors of Severe Right Ventricular Failure After Implantable Left Ventricular Assist Device Insertion: Analysis of 245 Patients," *Circulation*, Vol. 106(suppl I), pp. I-198-I-202

(13) Connelly, D. T., 2001, "Electrophysiology Implantable cardioverter-defibrillators," *Heart*, Vol. 86, pp. 221~226.

(14) Babuty, D., Fauchier, L., Cosnay, P., 1999, "Inappropriate Shocks Delivered by Implantable Cardiac Defibrillators During Oversensing of Activity of Diaphagmatic Muscle," *Heart*, Vol. 81, pp. 94~96.

(15) Saksena, S., DeGroot, P., Krol, R.B., Raju, R., 1993, "Low-Energy Endocardial Defibrillation Using an Axillary or a Pectoral Thoracic Electrode Location," *Journal of The American Heart Association*, Vol. 88, pp. 2655~2660.

(16) Reesink, K. D., Sauren, L.D.C., Dekker, A.L.A.J., Severdija, E., Van Der Nagel, T. Geskes, G.G., van der Veen, F.H., Maessen, J.G., 2005, "Synchronously Counterpulsating Extracorporeal Life Support Enhances Myocardial Working Condition Regardless of Systemic Perfusion Pressure," *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, Vol. 28, pp. 790~796.