

환자의 박동형 심장의 폐순환 혈류 모델링에 대한 연구

김종세[†]·김문수*·최성욱*

Hemodynamic Modeling of the Pulsatile Cardiac Pulmonary Perfusion for the Patient's Heart

J. S. Kim[†], M. S. Kim*, S. W. Choi*

Key Words: ECMO(Extracorporeal Membrane Oxygenation), T-PLS(Twin-Pulse Life Support)

Abstract

Pulsatile Extracorporeal Membrane Oxygenation(ECMO) can mitigate the heart load and raise the patient's blood perfusion. But If the ECMO pulsate the blood flow during the systolic period, It can burden to the patient's heart. To avoid the heart injury, we have to consider the relation between output of ECMO, hemodynamic states and heart movement. To raise the efficacy of the pulsatile ECMO, we investigated the coronary perfusion, cardiac muscle tension and hemodynamic states during the ECMO perfusion by using the mathematical model of human blood circulatory system and ECMO. The outflow data of the pulsatile ECMO(T-PLS, Bioheartkorea, Korea) was obtained in vitro experiments. According to the phase and pumping rate of the ECMO, the heart's load and coronary perfusion could be adjusted to the proper levels. The results of the human- ECMO lumped parameter model showed that the synchronizing operation of the pulsatile ECLS can be helpful at stabilizing the patient's hemodynamic states.

1. 서론

의학기술이 발전하면서 인간의 수명이 과거에 비하여 증가되는 추세이며, 질병 및 사망원인 역시 달라지고 있다. 전염병이나 사고로 인한 사망률은 줄어드는 반면, 만성질환이나 암, 심장질환 등의 발병률은 높아지고 있다. 특히, 주요 장기인 심장에 발병하는 질환의 경우, 수술이나 약물로만 치료하는 것에는 한계가 있으며, 심장 이식이 필요한 경우가 많으나 요구되는 심장은 공급 가능한 심장에 비해 턱없이 부족한 것이 현실이다. 따라서 현재 강구할 수 있는 방법은 인공

적인 보조 장치를 사용하는 것이다. 특히 심장의 경우에는 인체에서 가장 중요한 기능을 담당하고 있기 때문에 매우 일찍부터 연구개발이 시작되었다.

인공 심장은 심실을 보조하는 장치 (Ventricular Assist Device:VAD)와 완전 이식형 인공 심장 (Totally Implantable Artificial Heart:TAH)이 있으며, VAD는 TAH와 달리 자연 심장이 공존하고 있기 때문에 시스템의 고장이 환자에게 미치는 영향이 TAH보다는 덜 치명적인 것으로 알려져 있다(1). 그럼에도 불구하고 이미 개발되어 있는 박동형 생명구조장치(Pulsatile ExtraCoporeal Life Support, pulsatile-ECLS)에 대하여 환자의 심장 박동과 생명구조장치의 박출이 동시에 일어나는 경우 환자의 심장에 손상을 줄 것을 우려하여 임상 의사들의 사용 빈도가 매우 낮은 형편이다.

최근 Koen D. Reesink등의 연구결과에 따르면, 심장이 박출한 후 판막이 닫히는 지점에서 비동기로 동작하는 Pulsatile ECLS의 박동이 심장으로

† 강원대학교 기계메카트로닉스공학부 대학원

E-mail : jjongdal2@kangwon.ac.kr

TEL : (070)7019-0809 FAX : (033)242-6013

* 강원대학교 기계메카트로닉스공학부

전파될 때, Pulsatile ECLS의 확장기 압력이 전달되는 경우(Diastolic Arrivals, DA)는 수축기 압력이 전달되는 경우(Systolic Arrivals, SA)에 비해 심장에 미치는 압력을 16 %가량 감소시킬 수 있었고, 심장 내의 잔류 혈류량을 30~40 % 가량 줄여줌으로써 심장의 부하를 감소시킬 수 있었다(2)는 내용을 바탕으로 Lumped parameter model을 만들어 보았다. 심혈관계를 전기적 시스템으로 변환하여 LabVIEW 8.5(NI Instrument)를 사용하여 이를 검증해 보았다. 따라서 기존의 가설대로 T-PLS(Twin-Pulse Life Support : NewheartBio Corporation, Seoul, Korea)가 심장의 박동이 동기, 비동기에 따라서 어떠한 변화가 있는지 알아보았다.

2. 재료 및 방법

2.1 시스템의 구성

혈관의 압력에는 혈류량과 저항, 혈액의 속도 및 관성 성분이 작용한다. 이러한 조건들은 전류와 저항 인덕턴스와 전류를 미분한 값으로 식 1과 같이 나타낼 수 있다. 식 1은 혈관의 탄성 및 볼륨을 볼 수 없으므로 $P = Q/C$ 의 식을 이용하여 식 2와 같이 변환하여 볼 수 있다. 또한 각 구간의 압력은 식 3과 같이 나타낼 수 있다.

$$P - P' = IR + L(I - I')\Delta t \quad \text{식 1}$$

$$\frac{Q}{C} - \frac{Q'}{C} = IR + L(I - I')\Delta t \quad \text{식 2}$$

$$P = \frac{1}{C_1}((I_a - I_b)\Delta t + Q) \quad \text{식 3}$$

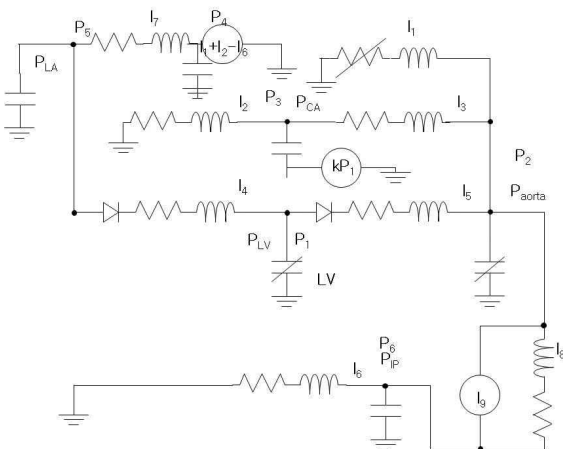


Fig. 1 Circuit representation. P, pressure; I, Impedence.

심혈관계 응답을 전산 모델로 구현하였던 Thomas Heldt의 모델(3)에 따라 Fig. 1과 같이 나타내었다.

Fig. 1에서 좌심실과 대동맥, 대동맥과 모세혈관, 모세혈관과 정맥, 정맥과 좌심방, 대동맥과 관상동맥, 관상동맥과 좌심방, 정맥과 인공심장, 인공심장과 대동맥 총 8곳의 방정식과 6곳의 압력의 방정식이 나오게 되는데, 각각의 방정식에 구분구적법을 사용하여 계산하였다.

$$P_5 - P_1 = I_4 R + \frac{\Delta I_4}{\Delta t}$$

$$1) \frac{Q_5}{C_5} - \frac{Q_1}{C_1} = I_4 R_4 + L_4 \frac{I_4 - I_4'}{\Delta t}$$

$$2) \frac{Q_1}{C_1} - \frac{Q_2}{C_2} = I_5 R_5 + L_5 \frac{I_5 - I_5'}{\Delta t}$$

$$3) \frac{Q_2}{C_2} - \frac{Q_3}{C_3} = I_3 R_3 + L_3 \frac{I_3 - I_3'}{\Delta t}$$

$$4) \frac{Q_2}{C_2} = I_4 R_4 + L_4 \frac{I_4 - I_4'}{\Delta t}$$

$$5) \frac{Q_4}{C_4} - \frac{Q_5}{C_5} = I_7 R_7 + L_7 \frac{I_7 - I_7'}{\Delta t}$$

$$6) \frac{Q_3}{C_3} = I_2 R_2 + L_2 \frac{I_2 - I_2'}{\Delta t}$$

$$7) -\frac{Q_6}{C_6} = I_6 R_6 + L_6 \frac{I_6 - I_6'}{\Delta t}$$

$$8) \frac{Q_2}{C_2} - \frac{Q_6}{C_6} = I_8 R_8 + L_8 \frac{I_8 - I_8'}{\Delta t}$$

$$9) Q_1 = ((I_4 - I_5)\Delta t + Q_1)$$

$$10) Q_2 = ((I_5 + I_9 - I_1 - I_3 - I_8)\Delta t + Q_2)$$

$$11) Q_3 = ((I_3 - I_2)\Delta t + Q_3)$$

$$12) Q_4 = ((I_1 + I_2 - I_6 - I_7)\Delta t + Q_4)$$

$$13) Q_5 = ((I_7 - I_4)\Delta t + Q_5)$$

$$14) Q_6 = ((I_6 + I_8 - I_9)\Delta t + Q_6) \quad \text{식 4}$$

식 4를 행렬로 표현하여 그래프로 나타낼 수 있다.

C_1 의 값은 LV Volume과 Pressure의 실측정치를 이용하여 시간에 따라 변화하게 하였다. 맥박이 분당 약 67 회라 가정할 때 주기는 0.9초 정도 되며, 180 개의 값이 0.9 초 동안 한 값씩 변화하도록 설계하였다. C_2 값 또한 같은 방법으로 180 개의 값이 변화하도록 설계하였다.

2.2 데이터 값의 입력

각각의 입력된 혈류량과 저항, 혈액의 속도 및 관성 성분은 Thomas Heldt의 모델을 기초로 하여 입력하였으며(3), LabVIEW를 이용하여 Fig. 2와 같이 회로를 구성하여 보았다. Data는 Text files를 사용하여 입력하였으며, 각각의 결과는 그래프와 Text file을 통하여 출력하도록 구성하였다. 또한 각각의 정확한 Peak와 Mean값 등은 Block Diagram상에서 Maximum과 Index를 출력하도록 회로를 구성하여 따로 계산하지 않도록 하였다. 이때 출력되는 Front Panel은 Fig. 4와 같이 출력되었다. 각각의 그래프 중에서 Control Indicator를 사용하여 자세하게 표현 할 수 있도록 하였으며, Controller를 통하여 ECLS의 Rate와 Phase를 간단히 바꿀 수 있도록 구성하여, 매번 프로그램을 바꿔줄 필요가 없도록 구성하였다.

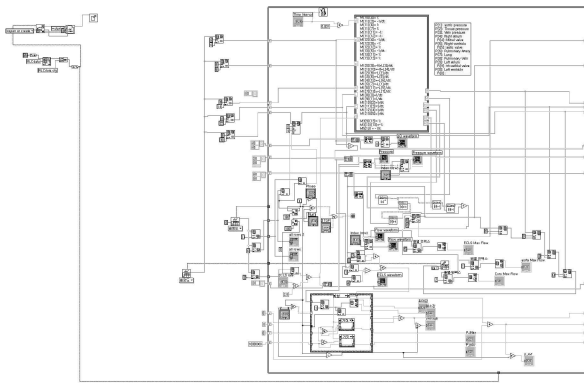


Fig. 2 Circuit Block diagram

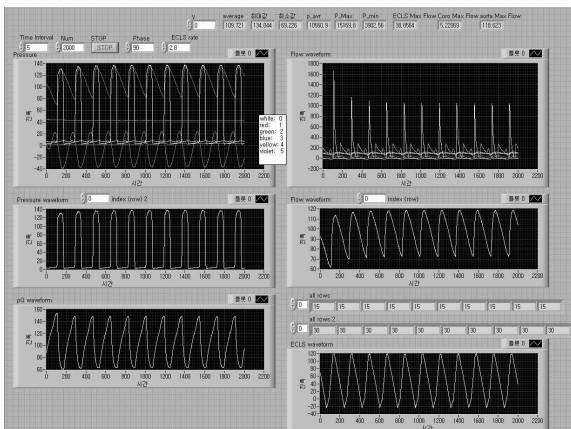


Fig. 3 Result of circuit : Front Panel

3. 결 과

T-PLS의 박동시 위상의 차이를 두고 박출량은 2.8 L/min으로 하였을 경우 Fig. 4와 같이 대동맥 압력에서의 전체 평균압은 변함이 없이 거의 일정하였으며, 수축기와 이완기의 압력의 차이만 발생하였다. 변화폭은 수축기 보다는 이완기 때의 변화가 보다 크게 나타났으며, 수축기 때는 T/4에서 최저를 3T/4에서 최고를 타나냈고, 이완기 때는 T/2에서 최저를 0에서 최고를 나타냈다. 심장의 부하 역시 평균적으로는 차이를 보이지 않았으나, 최대 부하는 T/2에서 나타났다. 그러나 이는 최댓값에 국한된 것으로 전체적인 평균값의 변화가 없는 것으로 보아 위상의 변화에 따라 심장의 부하는 크게 차이가 없는 것으로 보였다. 그러나 상대적으로 혈류량은 T/2에서부터 3T/4까지 Cardiac Flow가 증가하며, 0에서 T/4까지 감소하는 양상을 보였다. Coronary Artery의 Flow는 위상에 따라 보다 많은 변화를 보였다. T/4에서 최고 혈류량을 나타냈으며, 3T/4에서 최저의 혈류량으로 3.14 %의 변화율을 기록하였다. 따라서

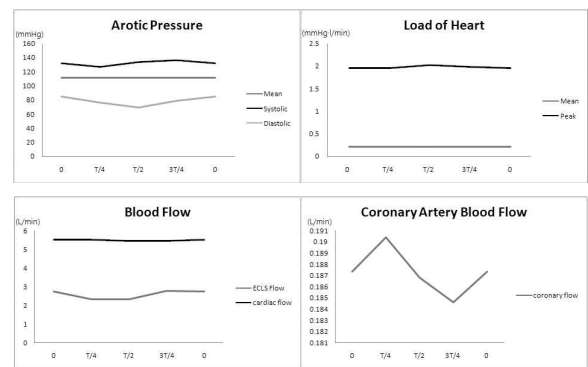


Fig. 4 The graph which follows in change of phase

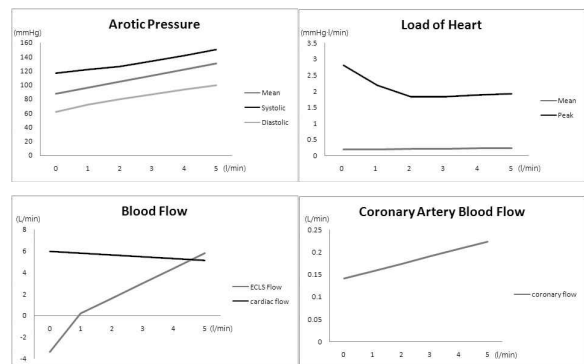


Fig. 5 The graph which follows in change of output flow

위상에 따른 심혈관계의 변화 중에 심장의 부하나 압력의 변화보다는 관상동맥의 혈류량의 변화를 일으키는 것으로 나타났다. ECLS의 위상의 변화를 주지 않고, 박출량을 시간에 따라 늘려 보았을 때에는 박출량이 증가함에 따라 압력과 관상동맥의 혈류량이 증가하는 것으로 나타났다. 그러나 ECLS의 박출이 시작되면서 심장의 부하는 급격히 줄어들었으며, 박출량이 증가하여도 심장의 부하는 그 후에 크게 증가하지 않았다. Cardiac Flow는 ECLS의 박출량이 증가함에 따라 감소하는 것으로 나타났다. ECLS의 박출이 시작되기 전에는 오히려 ECLS쪽으로 음압이 걸려서 심장의 부하가 커진 것으로 나타났으며, 박출이 시작된 1 l/min을 기준으로 비교해보면 ECLS가 2427.54 % 증가하는 동안 Cardiac Flow는 41.21 % 감소하여 비율로만 보면 큰 변화는 없었지만 분당 1 L가 감소하는 것으로 나타났다. 대동맥 압력은 ECLS의 박출이 되면서 수축기압은 28.65 % 증가하였으며, 이완기압은 61.50 % 증가하였다. 관상동맥의 혈류량도 분당 2.63 l/min에서 3.72 l/min으로 41.21 % 증가하였다.

4. 토 의 및 결 론

본 연구에서는 T-PLS의 동작에 따른 심혈관계의 변화를 관찰하였다. 그 결과 T-PLS의 위상이 변함에 따라 혈류량과 심장의 부하, Cardiac Flow의 변화는 크지 않았으나, 관상동맥의 혈류량의 변화는 크게 나타났다. 그래프 상으로는 심한 변동이 있는 것으로 나타났으나, 수치상으로 보면 그 차이가 0.006 l/min 정도로 매우 작다. 이는 관상동맥의 평균 혈류량이 분당 0.142 l/min으로 적은 혈류량을 가지고 있기 때문에 작은 변화에도 크게 나타난 것으로 보인다. 위상의 변화보다는 ECLS의 박출량을 증가한 경우 관상동맥의 변화 폭이 41.21 %로 크게 나타났다. 특히 심장의 최대부하는 최대 48.30 %까지 감소하는 것으로 나타났다. 본 논문을 통해 검증하고자 하였던 ECLS의 박출이 심장으로 전과될 때, ECLS의 확장기 압력이 전달되는 경우와 수축기 압력이 전달되는 경우에 심장에 미치는 압력이 16 % 감소하였다는 것과 비교하였을 때 6.44 % 감소시킬 수 있었다. 결과적으로 체외 박동형 인공심장의 경우 작동시 심장과의 동기, 비동기에 따라 변화는

크지 않았으며, 박출량의 비중이 큰 것으로 나타났다.

5. 후 기

This Work was Supported by Korea Science & Engineering Foundation through the NRL Program 과제번호 ROA-2008-000-20127-0

참고문헌

- (1) Chan Young Park, Byoung Goo Min, 2000, "State Of the Art of Research and Development of Artificial Heart", *Journal of Korean of Precision Engineering*, Vol. 17, No. 11, pp. 5-16
- (2) Koen D. Reesink, Loes D.C. sauren, et al, 2005, "Synchronously Counterpulsating Extracorporeal Life Support Enhances Myocardial Working Conditions Regardless of Systemic Perfusion Pressure," *ELSEVIER*, No. 28, pp. 790-796
- (3) Thomas Heldt, Shim, E. B, Roger D. Kamm, Roger G. Mark., 2002, "Computational modeling of cardiovascular response to orthostatic stress", *J Appl Physiol*, 92, pp.1239-1254