

심혈관 시스템의 압수용체에 의한 심박동 제어의 수학적 모델링 및 시뮬레이션

최병철, 이승진, *엄상희, *남기곤, **이영우, ***전계록,
부산대학교 의공학협동과정, *부산대학교 전자공학과,
부산대학교 병원 신경외과, *부산대학교 병원 의공학과

Mathematical Modeling and Simulation on the Control of Heart rate by Baroreceptor Control System in the Cardiovascular System

B. C. Choi, S. J. LEE, *S. H. Eom, *G. K. Nam, **Y. W. Lee, ***K. R. Jun

Dept. of Interdisciplinary program in Biomedical Eng., Pusan Univ.

*Dept. of Electronic Eng., Pusan National Univ.

**Dept. of Neurosurgery, Pusan National Univ. Hospital

***Dept. of Medical Eng., Pusan National Univ. Hospital

ABSTRACT

The various function of the cardiovascular system(CVS) and the dynamic characteristics on each part of human body can be acquired in the electric analog circuit model. According to the performed outcome by other researchers, viscos resistance, flow inertia, and vascular compliance in the CVS are analogous to resister, inductor, and capacitor in electric circuit, so the CVS models were represented by the electric circuit models. these approaches were to propose the suitable models interest part of body and to simulate the various characteristics on the CVS.

In this paper, the electric circuit model considering the characteristics of morphologic structure is represented, the parameter values of model is setted up, and the dynamic characteristics of the the CVS is simulated using VisSim, one of the simulation tools. The observed simulation results are similar to the cardiovascular functions of nomal adults who have no heart failure. Besides, the simulation is operated to observe the pathophysiological abnormal symptoms(for example, bleeding within a certain period). The controller by baroreceptor, which is one of controllers to control the CVS, is appended in the model. and the dynamic response characteristics and the procedure to return normal state is observed in simulation when the bleeding last within a certain period.

I. 서 론

인체는 수 백개의 제환 제어 시스템(feedback control system)들이 존재한다. 이 제환 제어 시스템 들은 인체 내의 당분, 염분, 수분, 산 염기 평형(acid-base balance), 산소, 이산화탄소, 그리고 압력 및 생체 기관을 구성하는 여러 가지 물질들의 조절 뿐만 아니라 환경의 변화 및 질병 등에 대처하는 등

인체의 항상성(homostasis) 유지에 관여한다. 이러한 시스템 중 순환 시스템(circulation system)은 체액을 한 기관에서 다른 기관으로 운송하는 역할을 담당하며, 그 대표적인 예가 심혈관 시스템(cardiovascular system : CVS)이다[1].

CVS는 혈액을 전신으로 공급하여 주는 심장(heart)과 혈액이 통과하는 종류의 혈관(blood vessel)들로 구성되어 있다. 심장은 혈액을 박출하는 펌프의 기능을 가지며, 혈관들은 각각 혈액의 흐름을 조절하기 위한 저항(resistance), 이너턴스(inertia), 및 컴플라이언스(compliance) 성분들을 가지고 있다. 이들의 혈류역학(hemodynamic)적인 특성은 전기회로에서 사용하는 전원, 저항, 인덕턴스, 그리고 캐피시턴스의 기능과 매우 유사하기 때문에 CVS는 전기회로를 이용하여 모델링 할 수 있다. 그러나 CVS는 호르몬 분비 기능, 신장 기능(renal function), 그리고 자율신경계(교감 및 부교감 신경계) 등의 여러 가지 요인들에 의하여 변화하므로 완벽한 모델의 구현이 어렵다. 따라서 많은 연구자들은 혈류역학적 의미와 전기회로적 의미의 유사성을 이용하여 CVS의 모델을 구현하고 있다[2]~[3].

Marcello Guarini는 CVS를 비선형으로 작동하는 순환시스템으로 간주하여 전기회로 모델을 구성하고, 동맥탄성의 변화, 근위 및 원위 수축기의 혈압 관계, 박출량, 그리고 심실-동맥 연결기의 개선 등을 관찰하였다[4]. Ying sun은 CVS의 전기회로 모델을 이용하여, 병리생리학적(pathophysiologic) 조건(고혈압, 판막이상, 판막역류등)하에서 심혈관의 동특성을 관찰하였다[2]. Drezewiecki는 폐루프 CVS와 좌심실보조장치의 전기회로 모델을 제안하고 제안 모델을 이용하여 심장의 전부하와 후부하 간의 상호작용에 대해 시뮬레이션 하였다. 이들 연구자에 의해 제안된 모델들은 복합적인 병리생리학적인 현상들을 관찰하고 이해하기 위한 유용한 도구로 사용되고 있다.

본 연구에서는 CVS의 형태구조학적인 특성을 고려하여 전기회로 모델을 구성하고 미분방정식을 사용하여 전기회로 모델의 파라메타들을 구하였다. 제시한 전기회로 모델의 타당성을 검증하기 위하여 범용적으로 사용되고 있는 시뮬레이션 도구인 VisSim

심혈관 시스템의 압수용체에 의한 심박동 제어의 수학적 모델링 및 시뮬레이션

을 이용하여 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션 수행 결과 관측된 파형 들은 병리학적으로 심질환이 없는 정상 성인의 심기능과 거의 일치하였다. 그리고 일례로 말초 정맥에서 출혈이 일정 시간 동안 지속 되는 비정상적인 중후 현상이 발생하는 경우에 CVS에서 발생하는 다양한 동적 특성 변화를 관측하기 위해 시뮬레이션을 수행하였다. 또한 이러한 중후 발생시 CVS를 제어하는 여러 제어 시스템 중에 중추신경계(central nervous system : CNS)[7][9]의 제어 기능을 고려하여 PID 제어기를 구성하였다. PID 제어기의 기능은 압수용체를 관류하는 혈압을 감지하여 정상상태와 출력상태시를 비교하고 변화치를 보상하기 위해 CVS의 특징과파라메타를 변화시키는 값을 출력한다. 이러한 제어기의 동적 변화에 따른 CVS의 응답 특성 변화와 정상상태로 복귀하는 현상을 관측하기 위하여 시뮬레이션을 수행하였다.

II. 본 론

2.1. 심혈관 시스템(CVS) 모델

CVS의 다양한 동적 특성은 서론에서 언급한 혈류역학적인 현상과 호르몬, 신장기능, 뇌간, 그리고 자율신경계(교감, 부교감신경계)등의 여러 가지 요인들에 의하여 변화된다. 그리고 아직까지 알려지지 않은 기전들에 의하여 변화될 수도 있다. 그러므로 생체의 복잡하고 오묘한 CVS기능을 제대로 나타내는 CVS 모델의 구현은 거의 불가능하다. 따라서 많은 연구 그룹에서는 CVS의 혈류역학적인 의미와 연구 관심 영역의 제어 기능만을 고려한 CVS 모델의 구현에 관하여 연구를 수행하고 있다[5].

본 연구에 사용된 CVS 전기회로 모델은 Rideout[6]에 의해 제안된 페루프 심혈관 전기회로 모델의 형태 구조를 기반으로 하였으나 CVS의 형태 구조화적인 특성을 고려하여 일부분을 수정하여 구성되었다. 본 연구에서 제시한 CVS 전기회로 모델은 CVS의 형태구조화적인 특징을 고려하여 CVS의 각 구성요소들을 세분하였다. 즉, 대동맥계를 대동맥 1(근위 대동맥)과 대동맥 2(원위 대동맥)로 구분하였으며, 체순환 혈관계를 체동맥, 체정맥, 1, 그리고 체정맥 2로 구분하였고, 폐동맥계를 폐동맥 1, 폐동맥 2, 폐동맥 3, 폐정맥 1, 그리고 폐정맥으로 구분하였다.

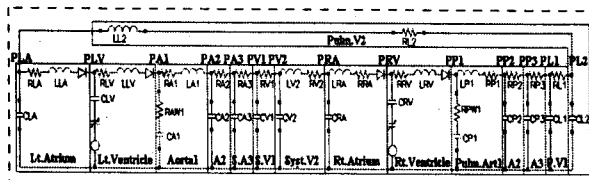


Fig. 1. Proposed electrical analog model of the cardiovascular system

그림 1의 전기회로 모델의 파라메타들을 구하기 위하여 연속시스템에 사용되는 형식론(formalism)인 미분방정식을 사용하였다. 일례로 좌심실 부분의 미분방정식은 다음과 같은 수식으로 표현된다.

$$CLV \times \frac{dPLV}{dt} = FLA - FLV$$

$$LLV \times \frac{dFLV}{dt} = PLV - PA1 - RLV \times FLV$$

여기서, CLV(compliance of left ventricle)는 좌심실의 컴플라이언스이고, FLA(outflow from the left atrium)와 FLV(outflow from the left ventricle)는 좌심방과 좌심실에서 출력되는 혈류이며, LLV(inertia of left ventricle)은 좌심실의 이너턴스이고, PA1(pressure of proximal aorta)과 PLV(pressure of left ventricle)은 근위 대동맥 압력과 좌심실의 압력을 의미하고, 그리고 RLV(resistance of left ventricle)는 좌심실의 저항성분을 의미한다.

2.2. VisSim을 이용한 CVS 모델

그림1과 같이 제시된 전기회로 모델의 타당성을 검증하기 위하여 범용적으로 사용되고 있는 시뮬레이션 도구인 VisSim을 이용하여 시뮬레이션을 수행하였다[10]. 일례로 VisSim을 사용하여 재구성된 좌심실의 블록다이하그램 그림 2와 같다.

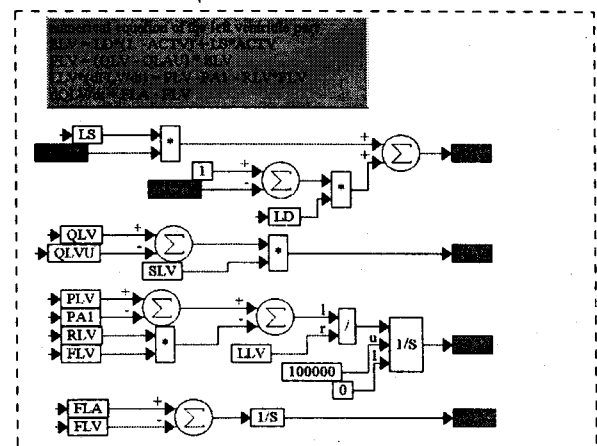


Fig. 2. The block diagram of left Ventricle in VisSim

그림 2에서 사용된 파라메타들은 좌심실에서의 혈류(FLV), 압력(PLV), 그리고 용적(QLV)등이며, 이들 파라메타 값들은 그림 2의 상면에 표시된 미분방정식에 의하여 구하여 지고 이를 블록다이하그램으로 나타내면 하변과 같이 된다. 그리고 초기에 설정한 파라메타의 값들은 정상성인에서 측정된 타연구의 결과치[6]들을 사용하였으며, 이들을 이용하여 좌심실 모델의 변수치들을 구하였다. 이들의 의미와 단위들은 표-1과 같다.

Table 1. The parameters of left Ventricle in CVS

Left Ventricle Section	Symbol	Values	Units
Circulatory variables			
Ventricular activity function	ACTV	0~1	
Left ventricular stiffness	SLV	35~2500	
Left ventricular pressure	PLV(M)	3~120	mmHg
Aortic pressure	PA1(M)	64~120	mmHg
Left ventricular volume	QLV	62~128	ml
Outflow from the ventricle	FLV	0~840	ml/s
Outflow from the atrium	FLA	0~230	ml/s
Circulatory parameters			
Left ventricular systolic stiffness	LS	2500	
Left ventricular diastolic stiffness	LD	45	
Left ventricular unstressed volume	QLVU	10	ml
Resistance	RLV	5	gm/(cm ⁴ *s)
Inertance	LLV	1	gm/cm ⁴

본 연구에서 제시된 CVS 전기회로 모델은 VisSim에서 구현하기 위하여 약 1200개의 상태변수와 변수값들을 사용하였으며, 다음과 같은 가정하에서 시뮬레이션을 수행하였다. 첫째, 제시된 모델은 단일 폐환루프(single feedback loop)이며 동정맥 경로

(arteriovenous pathway)는 고려하지 않았다. 둘째, 그림 1에 제시된 각 구성요소들은 컴플라이언스 성분 외는 선형 소자로 간주하였고 컴플라이언스 성분의 경우 초기 용적값과 압력이 인가되었을 때의 용적 및 압력이 인가되지 않았을 때의 용적 등을 고려하여야 한다. 셋째, 정맥계, 폐순환계, 그리고 체순환계 등은 CVS의 형태구조학적인 측면을 고려하여 세부 영역으로 구분한 후 그림 2와 같은 방법을 적용하였다.

이상과 같은 가정 하에 정상 성인의 CVS 내의 각 영역별 압력, 용적, 혈류, 그리고 좌심실에서의 압력과 용적의 관계를 구하기 위하여 VisSim에서 제공하는 수학적 형식론 RUNGE KUNTA 4차 방정식을 사용하여 시뮬레이션을 수행하였다.

2.3. 압수용체에 의한 PID 제어 시스템

중추신경시스템(central nervous system : CNS)은 인체의 모든 기관 및 조직과 각 시스템들에서 발생하는 현상들을 감지하고 제어하는 기능을 총괄적으로 담당하는 신경계이므로 CNS의 기능 중에는 CVS를 제어하는 기능도 포함되어 있다. CVS 내의 압력 및 혈류를 감지하여 정상 범위를 벗어나는 경우에는 관련되는 여러 정보들을 참조하여 정상 상태로 복귀시키려는 제어 기능도 수행하고 있다. 그러므로 CVS 내에는 이러한 기능을 담당하고 있는 압수용체(baroreceptor)들이 존재하며 CVS의 현재 상태 또는 활동 상태를 감지하여 구심성 신경으로 정보를 전달하고 이 정보가 중추신경을 거쳐 원심성 신경으로 제어 신호를 전달하면 전달된 제어 신호에 의해 조절기 또는 효과기가 제어 기능을 수행한다[7][8]. 이러한 과정을 도식적으로 나타내면 그림 3과 같다.

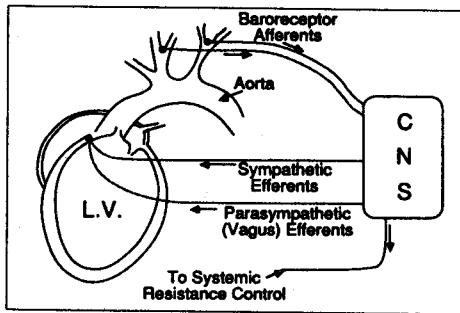


Fig. 3. The baroreceptor and CNS control system

본 연구에서는 CVS 내에서 압력 변화에 대한 자극을 감지하는 압수용체 중 가장 대표적인 경동맥동(carotid sinus) 압수용체를 고려하였다. 경동맥 압수용체들에 의해 감지되는 압력에 대응되는 전기회로 모델의 측정부위는 그림 1의 PA3에 해당된다. PA3에서 측정된 압력이 정상 상태를 나타내는 범위를 벗어날 경우에는, CNS의 제어기능과 유사한 기능을 담당하는 제어기(controller)를 구성하여, 제어기에서 보상 기전을 제공하여 정상상태로 복귀하게 한다. 이러한 기능을 효과적으로 수행하게 하기 위하여 본 연구에서는 PID 제어기를 구성하였다.

본 연구에 사용된 PID 제어기는 그림 4와 같으며 기능은 다음과 같다. 그림 1의 전기회로 모델의 경동맥동 압수용체에서 측정된 압력(PA3)은 펄스 형태(pulsatile)로 변화하기 때문에 평활화(filtering)를 하

면 일정한 평균치를 구할 수 있다. 일반적으로 정상 성인의 경우에는 PA3이 72mmHg 정도이며 변화 폭이 좁으나 심혈관계 질환이 있을 때는 변화 폭이 상당히 넓어질 수 있다. PA3이 정상 상태일 경우에는 PID 제어기의 입력단자인 오차(error)가 거의 없기 때문에 PID 제어기의 출력값(Y)은 거의 1에 근접하게 되어 초기에 설정한 심박동(heart rate : TH), 수축기(systolic period : TS), 좌심실의 수축 강도(left stiffness : LS), 우심실의 수축 강도(right stiffness : RS), 그리고 말초저항(peripheral : RA3)값 등이 유지되게 된다. 그러나 PA3에서 측정된 압력이 정상상태를 벗어나는 경우에는 정상상태의 압력에서 측정된 압력을 뺀 압력치가 PID 제어기에 입력되어 PID 제어기의 출력값이 변화하게 되므로 TH, TS, LS, RS, 그리고 R의 값들이 아래의 수식에 의해 계산된 값들로 변화되어 CVS를 정상 상태로 복귀하려고 하는 반사 메커니즘으로 작동한다.

$$\begin{aligned}
 TH &= 0.2 + 0.6*Y, & LS &= LSI / (0.5*Y+0.5), \\
 TS &= 0.14 + 0.2*Y, & RS &= RSI / (0.5*Y+0.5), \\
 RA3 &= 1000 / (0.8*Y+0.2)
 \end{aligned}$$

여기서 LSI(initial value of left stiffness)는 좌심실 수축 강도의 초기치이며, RSI(initial value of right stiffness)는 우심실 수축 강도의 초기치이다.

PID 제어기의 출력값(Y)이 증가하는 경우는 경동맥동 압수용체에서 감지되는 압력이 증가할 때 발생된다. 따라서 경동맥동 압수용체에 의한 CNS 제어 기능은 경동맥동의 압력이 증가하면 TH와 TS는 증가하는 방향으로 제어되나 LS, RS, 그리고 RA3은 감소하는 방향으로 제어된다. 이러한 변화들은 동맥압과 심박출(cardiac output) 등을 원래의 상태로 복귀하게 하도록 하는 기전으로 작동된다.

그러므로 CNS의 제어 기능에 대응하는 PID 제어기를 사용하면 여러 가지 심혈관계의 질환 즉, 고혈압(hypertension), 심근경색(myocardial infarction), 허혈(ischemia), 그리고 출혈(bleeding loss) 등이 발생하는 상황에서 CVS 내의 여러 부위의 혈압, 용적, 혈류의 변화와 심실에서의 압력과 용적 관계 등을 관측할 수 있으며 제어 기전 및 제어 과정도 예측할 수 있으리라 생각한다.

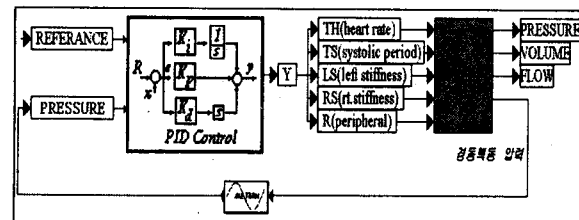


Fig. 4. The proposed PID control system

2.4. 출혈에 따른 CVS의 변화

CVS 내의 특정 부위에서 출혈이 발생하는 경우에는 혈액의 용적이 감소되므로 압력이 저하되고, 심방과 심실 이완기 말기(ventricular end-diastolic) 지점에서 심방과 심실의 용적이 감소되며, 그리고 동맥압이 저하되는 현상이 나타난다.

그림 1의 전기회로 모델에서 출혈 상태를 나타내기 위해서는 특정 부분을 출혈이 발생하는 위치로

심혈관 시스템의 압수용체에 의한 심박동 제어의 수학적 모델링 및 시뮬레이션

선택한 후 출혈량을 수학적 방정식으로 표현하여 출혈 부위의 혈류량을 감소하게 한다.

본 연구에서는 말초 정맥에서 일정시간 동안 출혈이 지속되는 상황이 발생될 때 CVS 내의 말초 정맥의 압력은 그림 1의 PV1에 대응되며, 출혈이 발생하는 시점부터 출혈의 양을 선택하여 PV1을 곱하여 출혈 현상을 나타나게 하였다.

III. 시뮬레이션 결과 및 고찰

본 연구에서는 CVS의 형태구조학적인 특성을 고려한 심혈관 전기회로 모델을 제시하고 제시한 모델의 파라메타를 설정한 후 범용적으로 사용되고 있는 시뮬레이션 도구인 VisSim을 이용하여 세 가지 경우에 대한 시뮬레이션을 수행하였다. 즉 병리생리학적으로 정상상태로 고려한 경우, 말초 정맥에서 일정시간 동안 출혈이 유지되는 경우, 그리고 일정시간 출혈이 지속되는 상태이나 PID 제어기에 의해 CVS가 정상 상태로 복구되는 과정에 관한 시뮬레이션을 수행하였다. 상기의 세 가지 경우에 대한 시뮬레이션의 수행 결과는 다음과 같다.

먼저 병리생리학적으로 정상 성인으로 고려한 CVS의 시뮬레이션 결과는 그림 5와 같다. 그림 5의 시뮬레이션을 수행하기 위하여 파라메타의 초기값을 다음과 같이 설정하였다. 수축기(systolic period)는 0.3초, 확장기(diastolic period)는 0.5초, 그리고 심박동수(heart rate)는 75회로 하였다. 또한 우심실과 좌심실의 초기 용적치를 약 147ml와 약 128ml로 하였으며, 우심방과 좌심방의 초기 용적치를 약 2346ml와 약 868ml로 가정하였다.

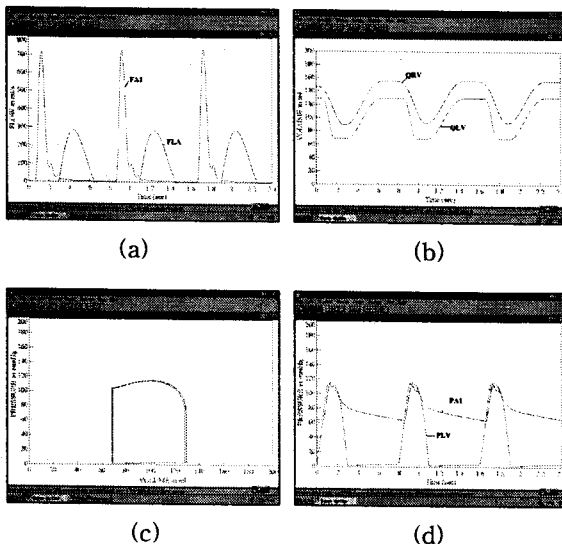


Fig. 5. The CVS waveform in normal operation

- (a) Left ventricular volume(QLV)
Right ventricular volume(QRV)
- (b) Mitral valve inflow(FLA)
Aortic flow(FA1)
- (c) Left ventricular pressure(PLV)
Aortic pressure(PA1)
- (d) Left ventricle pressure-versus-volume locus.

그림 5(a)는 심근이 이완되는 확장기와 수축하는

수축기로 구성되는 심주기 동안 좌심실과 우심실에서의 혈액 유입 및 유출에 의한 용적의 변화를 나타내었다. 확장기 동안의 우심실의 최대용적은 약 150ml이었고, 좌심실의 최대 용적은 약 130ml이었다. 그리고 수축기 동안의 우심실의 최소 용적은 약 90ml이었고, 좌심실의 최소 용적은 약 68ml이었다. 그림 5(b)는 좌심실로 유입되는 혈류량의 변화와 좌심실로부터 대동맥으로 유출되는 혈류량의 변화를 나타내었다. 심주기의 수축기중 박출기(ejection period) 동안 좌심실로부터 대동맥으로 유출되는 혈류량은 최대 약 700ml/sec이었다. 그리고 심주기의 이완기 중 충전기(filling period) 동안 좌심방으로부터 좌심실로 유출되는 혈류량은 최대 약 280ml/sec이었다. 그림 5(c)는 좌심실과 대동맥에서의 압력 변화를 나타내었다. 심주기의 수축기 동안 좌심실의 압력은 급격하게 증가하며 대동맥의 압력보다 증가되는 시점에서 대동맥 판막이 개방되어 좌심실로부터 대동맥으로 혈액이 유출되므로 대동맥의 혈압도 증가한다. 그리고 심실의 에너지가 대동맥의 에너지 보다 낮아지는 지점에서 대동맥 판막이 폐쇄되어 대동맥으로 혈액의 유출이 멈추어지는 현상을 관측할 수 있다. 그림 5(d)는 심주기 동안 좌심실에서 용적간의 관계를 나타내었다.

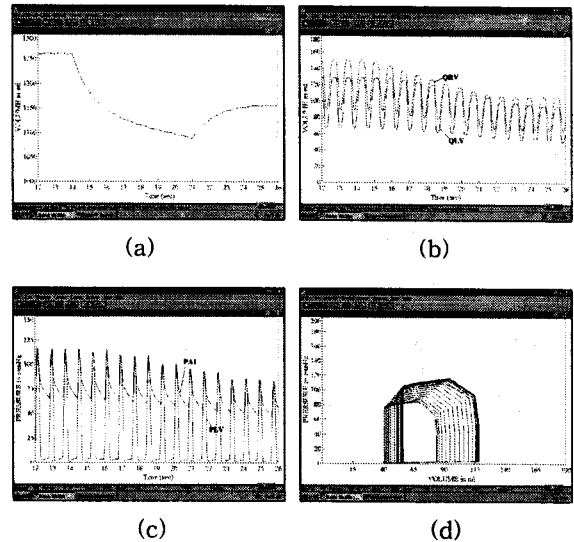


Fig. 6. The response of the CVS with no baroreceptor feedback, to a vein bleeding during 14 ~ 21 sec

- (a) Volume variation in vein(QV1)
- (b) Right ventricular volume(QRV)
Left ventricular volume(QLV)
- (c) Left ventricular pressure(PLV)
Aortic pressure(PA1)
- (d) Pressure-volume plot for the left ventricle

다음으로 말초정맥에서 일정시간 동안 출혈이 지속되는 경우를 고려하여 시뮬레이션을 수행한 결과는 그림 6과 같다. 출혈량은 약 75ml/sec이며 출혈은 14초에서부터 시작되어 7초동안 지속되고 총 출혈량은 약 527ml이라고 가정하였다. 그림 6(a)는 말초정맥에서 출혈이 발생함에 의해 말초정맥의 혈류량과 압력(PV1)이 감소하므로 용적(QV1)이 출혈량만큼 감소되는 현상을 나타내었다. 그림 6(b)는 말초정맥

의 용적(QV1)이 감소됨에 따라 좌심실과 우심실로 유입되는 혈류량이 줄어들어 좌심실과 우심실의 용적이 줄어드는 현상을 나타내었다. 그림 6(c)는 말초정맥 압력(PV1)이 감소함에 따라 심장으로 회귀하는 정맥의 혈류량이 감소되며, 이에 의해 심방의 압력이 저하되며 심실 이완기 말기의 용적이 감소하게 된다. 이러한 현상에 의해 심박출량이 감소하게 되어 결과적으로 대동맥 압력(PA1)이 저하되는 현상을 나타내었다. 그림 6(d)는 말초정맥에서의 출혈 현상이 발생됨에 의해 심주기 동안 좌심실에서 압력과 용적 간의 관계를 압력과 용적 평면에서 그래프 형태로 나타내었다. 좌심실의 압력과 용적이 감소됨에 의해 압력과 용적 평면이 좌측으로 이동되는 현상을 관측할 수 있었다.

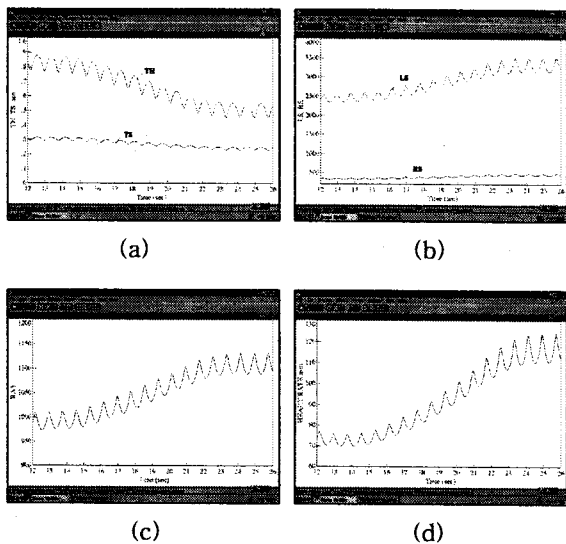


Fig. 7. The response of the CVS with baroreceptor feedback, to a vein bleeding during 14 ~ 21sec
 (a) Heart period(TH)
 Systolic period(TS)
 (b) Left ventricle stiffness(LS)
 Right ventricle stiffness(RS)
 (c) Peripheral resistance(RA3)
 (d) Heart rate

마지막으로 출혈 상태가 일정시간 동안 지속되는 상황에서 경동맥동 압수용체에 의한 CNS의 제어 기능을 대처한 PID 제어를 고려하는 경우, CVS가 정상 상태로 복귀되어 가는 과정에 대해 시뮬레이션을 수행한 결과는 그림 7과 같다. 그림 7(a)는 말초정맥에서 출혈이 발생됨에 의해 경동맥동에 위치한 압수용체에서는 압력이 정상상태의 범위를 벗어나며 계속 저하하는 현상을 감지하고 CVS를 정상상태로 복귀할 수 있도록 하는 보상기전으로 PID의 출력값(Y)을 변화시켜 TH와 TS가 감소되는 현상을 나타내었다. 그림 7(b)는 출혈에 의해 동맥압과 심박출이 감소되므로 동맥압과 심박출을 정상상태로 복귀될 수 있도록 하기 위하여 우심실 및 좌심실의 수축 강도(stiffness)가 서서히 높아지는 현상을 나타내었다. 그림 7(c)에서는 출혈현상에 의해 CVS 내의 압력이 저하되므로 말초저항을 증가시켜 압력이 상

승하게 하여 복귀하는 과정에 대한 기전을 나타낸 것이다. 그림 7(d)는 심박동수를 초기값으로 75회로 두었으나 TH가 감소됨에 따라 심박동수가 증가하는 현상을 나타내었다.

본 연구에서는 정맥에서 출혈 상태가 일정시간 동안 지속되는 경우 경동맥동 압수용체에 의한 CNS의 제어 기능을 PID 제어회로 모델로 대체하여 시뮬레이션을 수행하였다. 그림 1의 전기회로 모델의 파라미터를 간단히 조정함으로써 다른 부위에서도 출혈 상태를 발생시킬 수 있으며, 혈액의 주입(infusion), 병리생리학적 여러 가지 심질환에 대한 시뮬레이션도 가능하리라 생각된다. 실제 출혈 환자의 출혈상태에 대한 정확한 자료가 부족하여 출혈량을 임의로 가정하여 시뮬레이션하였기 때문에 실제 임상적인 실험치와 차이가 있지만 시뮬레이션 결과 CVS의 다양한 동적 특성을 관측할 수 있었다. 향후 임상 데이터를 접목시켜 시뮬레이션을 수행하면 임상 및 교육적인 측면에서 많은 이용 가치를 가질 수 있다고 생각한다.

IV. 결 론

인체에 존재하는 순환시스템 중 가장 대표적인 CVS는 복합적인 병리생리학적인 현상들에 의해 복잡하고 오묘한 동적 특성 변화를 나타내기 때문에 많은 연구 그룹에 의해 연구가 수행되었다. 이러한 연구 결과들은 여러 가지 심혈관질환을 비침습적인 방법으로 시뮬레이션하기 위하여 효과적인 도구로 사용된다.

본 연구에서는 CVS의 형태구조학적인 특성을 고려하여 전기회로 모델을 구성하고 미분방정식을 이용하여 전기회로 모델의 파라미터들을 구하였다. 제시한 전기회로 모델의 타당성을 검증하기 위하여 범용적으로 사용되는 시뮬레이션 도구인 VisSim을 이용하여 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션은 세 가지 현상에 대해 수행되었다. 즉, 생리학적으로 정상 성인에 해당하는 경우와 병리학적으로 비정상적인 증후 중에 하나인 출혈 상태가 일정시간 동안 지속되는 경우, 그리고 일정 기간 동안 출혈이 지속될 때 경동맥동 압수용체에 의한 CNS의 제어 기능을 PID 제어기로 대처한 경우에 관한 시뮬레이션을 수행하여 CVS의 다양한 동적 특성 변화를 관측하였다.

본 연구에서 수행한 시뮬레이션의 결과는 아래와 같다.

첫째, 정상 성인으로 고려한 경우에 대한 시뮬레이션의 결과 파형들은 병리학적으로 심질환이 없는 정상 성인의 심기능과 거의 일치하였다.

둘째, 말초정맥에서 일정시간 동안 출혈이 계속되는 현상을 고려하여 시뮬레이션을 수행한 결과는 다음과 같다. 말초정맥에서 출혈이 발생함에 의해 말초정맥의 혈류량과 압력(PV1)이 감소하므로 용적(QV1)이 출혈량 만큼 감소되는 현상이 발생되었고, 말초정맥의 용적(QV1)이 감소됨에 따라 좌심실과 우심실로 유입되는 혈류량이 줄어들어 좌심실과 우심실의 용적이 줄어드는 현상이 발생되었다. 그리고 말초정맥 압력(PV1)이 감소함에 따라 심장으로 회귀하는 정맥의 혈류량이 감소되었고, 이에 의해 심방의 압력이 저하되며 심실 이완기 말기의 용적이 감소하였고, 이러한 현상에 의해 심박출량이 감소하게 되어

심혈관 시스템의 압수용체에 의한 심박동 제어의 수학적 모델링 및 시뮬레이션

결과적으로 대동맥 압력(PA1)이 저하되는 현상이 발생되었다.

셋째, 출혈 상태가 일정시간 동안 지속되는 상황에서 경동맥동 압수용체에 의한 CNS의 제어 기능을 대체한 PID 제어기를 고려하는 경우, CVS가 정상 상태로 복귀되어 가는 과정에 대해 시뮬레이션을 수행한 결과는 다음과 같다. 말초정맥에서 출혈이 발생됨에 의해 경동맥동에 위치한 압수용체에서는 압력이 정상상태의 범위를 벗어나며 계속 저하되는 현상을 감지하고 보상기전으로 PID의 출력값(Y)을 변화시켜 TH, TS, LS, RS, RA3의 값이 변하게 하여 CVS가 정상 상태로 복귀되어 가는 과정을 관측할 수 있었다. 출혈에 의해 TH와 TS가 감소되는 현상이 발생되었으며, 동맥압과 심박출이 감소되므로 우심실 및 좌심실의 수축 강도(stiffness)가 서서히 높아지는 현상이 발생되었다. 심박동수를 초기값으로 75회로 두었으나 TH가 감소됨에 따라 심박동수가 증가하는 현상이 발생되었다.

따라서 다음과 같은 결론을 도출할 수 있었다. 제시한 CVS 전기회로 모델의 파라메타를 정확히 추출하고, 여러 가지 심혈관 질환에 대한 임상 데이터를 적용하여 각 질환별 파라메타의 변화를 데이터베이스화하면 복합적인 병리생리학적인 현상들을 비침습적인 방법으로 이해할 수 있는 유용한 도구로 활용되리라 생각된다.

참고문헌

1. 전계록, "DEVS/CS 혼합 모델을 적용한 심장 시스템의 시뮬레이션" 공학박사 학위논문, 1992.
2. Sun Y, "Simulation of Cardiovascular Dynamics," Dept. of Electrical Engineering, University of Rhode Island, Kingston, RI 02881, 1990
3. S.Mantero, R. Pietrabissa and R. Fumero, "The coronary bed and its role in the cardiovascular system: a review and an introductory single-branch model," J. Biomed. Eng. vol. 14, March. 1992.
4. Gary M. drzwiecki, James J. Pilla, and Welkowitz, "Design and Control of the Atrio-Aortic Left Ventricular Assist Device Based on O_2 Consumption," IEEE trans. on Biomed. Eng., vol 37, no. 2, pp. 128-137, Feb., 1990.
5. G. Ferrari, C. De Lazzari, R. Mimmo, G. Tosti and D. Ambrosi, "A modular numerical model of the cardiovascular system for studying and training in the field of cardiovascular physiopathology," J. Biomed. Eng, vol. 14, March
6. Rideout VC, "Mathematical and Computer Modeling of Physiologica Systems," Englewood Cliffs, NJ, Prentice-Hall. 1991.
7. Melchior, Francois M., R.Srini Srinivasan, and John B.Charles "Mathematica modeling of human cardiovascular system for simulation of orthostatic response," Am. J. Physiol, vol. 262, pp. 1920-1933, 1992
8. Ramachandra Srinivasan AND Harvey B.

Nudelman, "Modeling the carotid sinus Baroreceptor," Biophysical Journal vol. 12, 1972

9. 강두희. 생리학, 신광출판사, 1985
10. VisSim user's guide. Visual Solutions, Inc., 1995.