

심혈관 연속 시스템 모델의 DEVS / CS 혼합 모델링

전 계 록

=Abstract=

DEVS/CS (Discrete Event Specification System/Continuous System) Combined Modeling of Cardiovascular Continuous System Model

Kye Rok Jun

Combined models, specified by two or more modeling formalisms, can represent a wide variety of complex systems. This paper describes a methodology for the development of combined models in two model types of discrete event and continuous process. The methodology is based on transformation of continuous state space into discrete one to homomorphically represent dynamics of continuous processes in discrete events.

This paper proposes a formal structure which can combine model of the DES and the CS within a framework. The structure employs the DEVS formalism for the DES models and differential or polynomial equations for the CS models. To employ the proposed structure to specify a DEVS/CS combined model, a modeler needs to take the following steps. First, a modeler should identify events in the CS and transform the states of the CS into the DES. Second, a modeler employs the formalism to specify the system as the DES. Finally, a modeler develops sub-models for the CS and contiguous states of the DES and establishes one-to-one correspondence between the sub-models and such states.

The proposed formal structure has been applied to develop a DEVS/CS combined model for the human cardiovascular system. For this, the cardiac cycle is partitioned into a set of phases based on events identified through observation. For each phase, a CS model has been developed and associated with the phase. To validate the DEVS/CS combined model developed, then simulate the model in the DEVSIM++ environment, which is a model simulation results with the results obtained from the CS model simulation using SPICE.

The comparison shows that the DEVS/CS combined model adequately represents dynamics of the human heart system at each phase of cardiac cycle.

Key words : DEVS/CS combined model, Formalism, Framework, Atomic/Coupled model

부산대학교 의과대학 방사선학교실, 부산대학교병원 의공학과

Dept. of Radiology, College Medicine Pusan National Univ Hospital & Dept. of Biomedical Engineering, Pusan National University

통신저자: 전계록, (602-739) 부산시 서구 아미동 1가 10번지 부산대학교 의과대학 방사선학교실, 부산대학교병원 의공학과, Tel. (051) 240-7535, Fax. (051) 240-7534

서 론

심장시스템의 모델링은 순환생리학 및 병리학적인 임상 증례 즉, 여러 심질환을 비침습적인 방법으로 시뮬레이션을 수행하기 위한 효과적인 도구로서 사용되어져 왔다. 그리고 지난 수십년 동안 심혈관시스템의 모델링과 시뮬레이션은 여러 학자들에 의해 연구가 수행되었다¹⁻⁹⁾.

그러나 제안된 모델들은 대부분 연속시스템(전기적으로 아날로그시스템) 모델이며, 대표적인 예는 1899년에 Otto Frank에 의해 제시된 Windkessel 모델과 1988년 Avanzolini와 Capello에 의해 제시된 심실 및 심방의 수축력(forcing function)을 고려한 심혈관시스템 모델 등이다²⁾. 제안된 모델들은 점성-탄성-컴플라이언스(viscous-elasticance-compliance) 성분들을 전기회로의 R-L-C(resistor-inductance-capacitance) 성분들로 표현하며, 심방 및 심실의 수축력을 고려한 연속시스템으로 구성되었다^{3-7, 10-13)}. 대개의 경우 연속시스템 모델들은 매우 복잡하기 때문에 ACSL(adaptive control simulation language), CCSL(continuous system simulation language) 등과 같은 연속시스템 시뮬레이션 언어(simulation language)를 사용하여 시뮬레이션이 수행되었다^{2, 12, 14)}.

일반적으로 시스템은 시간영역과 상태공간의 조합에 의하여 네 가지 시스템으로 분류된다. 즉, 연속시스템(continuous system: CS), 샘플데이터시스템(sample data system: SDS), 이산사건시스템(discrete event system: DES), 그리고 디지털시스템(digital system: DS) 등으로 구분된다^{15, 16)}. 시스템의 모델링은 대개 수학적인 형식론(formalism)을 사용한다. CS 모델링에는 미분방정식(differential equation), SDS 모델링에는 차분방정식(difference equation), 그리고 DS 모델링에는 유한상태머신(finite state machine) 등을 사용한다¹⁵⁻¹⁹⁾. 그러나 DES 모델링의 경우는 수학적인 형식론에 관한 연구가 수행되었지만, CS에 사용되는 미분방정식과 같은 일반적인 형식론은 존재하지 않으며 다른 여러 가지 형식론이 사용되고 있다. 대표적인 예로 Temporal Logic, Time-Petri-Net, 그리고 DEVS(discrete event specification system) 형식론 등^{20, 21)}이다. 이러한 형식론 중 DEVS는 1972년 Zeigler에 의해 제안되었으며, DES를 계층적인 구조를 지니는 모듈들로 구성하여 모듈화한 모델로 명세하는 형식론이다^{15-19, 22-24)}. DEVS 형식론은 집합이론에 기반을 두고 있으며, DES를 계층적으로 구분하기 위하여 두 가지 모델(Atomic, Coupled)로 구분된다. 여기서 Atomic 모델은 시스템을 더 이상 분리할 수 없

는 최소 모듈들로 시스템 구성원(system component)을 표현한 모델이며, Coupled 모델은 여러 개의 구성원(Atomic 혹은 Coupled 모델)들로 구성된 복합적인 모델을 의미한다¹⁶⁾.

혼합모델(combined model)은 시간영역과 공간영역의 조합에 의해 분류되는 네 가지의 가능한 시스템들의 모델 중 두 모델 혹은 그 이상의 모델들이 혼합된 형태를 나타내는 모델이다. 예를 들면, 임의의 DEVS 모델과 CS 모델이 혼합된 독특한 모델 형태를 DEVS/CS 혼합모델이라고 한다. 이러한 DEVS/CS 혼합모델은 DES 모델과 CS 모델이 이산사건들로 각기 구성되고 서로 연결될 수 있다²⁵⁻²⁸⁾. 본 연구에서는 CS 모델과 DEVS 모델이 혼합된 DEVS/CS 혼합모델을 구성하기 위하여 1989년 Zeigler¹⁹⁾에 의해 제시된 프레임워크(framework)를 적용하였다. 그리고 CS를 DEVS 형식론으로 표현할 수 있는 형태구조(formal structure)를 제안하였다. 제안된 형태구조는 CS 모델의 동적상태를 기술하는 부가적인 정보(additional information)와 DEVS 모델의 Atomic 구조가 혼합된 형태로서 1991년 Fishwick²⁵⁾에 의해 제안된 형태구조와 유사하나, 형태구조에 연속 부모모델 명세(continuous sub-model specification)를 추가한 점이 다르다. 이 형태구조는 DEVS 형식론과 유사한 방법으로 DEVS/CS 혼합모델의 명세를 지원할 수 있다. 본 논문에서는 이러한 프레임워크와 형태구조를 사용하여 인체의 순환시스템 중의 하나인 심혈관시스템을 DEVS/CS 혼합모델로 개발할 수 있는 방법론에 대해 연구하였다. 그리고 DEVS/CS 혼합모델로 제안된 심혈관시스템을 시뮬레이션하였다. DEVS/CS 혼합모델의 시뮬레이션 결과는 CS 모델의 시뮬레이션 수행 결과와 유사하며 시뮬레이션 수행 속도는 훨씬 개선되었다.

DEVS 형식론

실세계 자연현상에서 나타나는 복잡하고 다양한 동적상태(dynamic state)를 나타내는 CS 모델은 이산사건 개념의 상태전이(state transition)를 이용하여 부모모델(submodel)로 분할(decomposition)함으로써 단순화시킬 수 있다^{19, 25, 27, 28)}. 1989년에 Zeigler는 CS 모델을 등가적인 DEVS 모델로 표현할 수 있는 새로운 방법 즉, CS 모델 구성원들의 결합을 DEVS 모델로 표현할 수 있는 수학적인 형식론을 제안하였다¹⁹⁾. 제안된 수학적 형식론에 따르면 CS 모델을 DEVS 모델로 사상(mapping) 하기 위해서는 아래의 가정들이 만족되어야 한다.

(A-1) 원 시스템의 입력(input stimulations)은 piecewise

형태의 계단함수로 표시할 수 있는 시간 함수들이어야 한다.

(A-2) 출력은 유한 집합(finite set)이어야 한다.

(A-3) 상태공간은 상호배타적블럭 (mutually exclusive block)들의 유한 집합으로 분할(partition) 될 수 있어야 하며, 각 블럭에 있는 여러 상태들은 동일한 출력을 발생하여야 한다.

Zeigler에 의해 도입된 방법론(methodology)을 사용하여 Atomic DEVS(Mdevs)를 구성하기 위하여 Atomic DEVS 구조 내에 네 가지 특성함수들을 명세할 필요가 있다. 이 특성 함수들은 내부전이함수(internal transition function), 외부전이함수(external transition function), 시간전진함수(time advanced function), 출력함수(output function) 등이다^{16~19}. Zeigler는 여러 형태의 CS에서 네 가지 특성함수를 구하기 위한 방법으로 다음과 같은 네 가지 CS의 형태를 제시하였다. 첫번째, 분석적으로 쉽게 다룰 수 있는 미분방정식에 의해 CS를 모델화 하고, 특성 함수들을 간결한 형태로 나타낼 수 있는 CS이고, 두번째, 수치적으로 해결할 수 있는 미분방정식 모델로 표현하여 시뮬레이션을 수행한 후 출력값을 기록한 표에 근접한(tabular approximation) 형태의 특성함수들을 구할 수 있는 CS이며, 세번째, 모델은 존재하지 않으나 실제 시스템으로 부터 실험치를 구할 수 있으며, 특성함수들이 실험을 통하여 구해진 데이터에 의해 표현될 수 있는 CS, 네번째, DEVS 모델 구조를 온-라인 상으로 기계학습(machine learning)시킬 수 있는 시뮬레이션 시스템인 경우이다²⁵.

본 논문에서는 상기의 첫번째와 두번째 시스템을 고려 대상으로 도입하였다. 앞에서 제시한 방법들은 이산사건 개념의 본질을 이해하기 위하여 CS의 수학적인 지식을 제공하여 준다. 그럼에도 불구하고, 표현방법은 CS의 출력 집합을 상호배타적블럭으로 분할하기 위해서 사건들의 식별(identify)이 필요하다. 비록 이러한 식별에 대한 수학적 방법론은 일반화되지 않았으나, 1991년 Fishwick와 Zeigler에 의해 발견론적인(heuristic) 방법이 제시되었다²⁵. 제시된 방법은 입력, 출력, 그리고 상태체도들에서의 함축성있는 상태천이는 사건이 될 수 있으며, 객체에서 모델화되어 질 수 있는 출발과 도착 등과 같은 상호작용도 사건들이 될 수 있다. 그리고 분리된 부모모델들은 관계의 변화(context switch) 등이 발생할 수 있는 모델 사이에서 상(phases)들로 나타낼 수 있으며 이러한 상들의 변화는 사건이 될 수 있다.

DEVS/CS 혼합모델

혼합모델은 앞에서 언급한 여러 가지 시스템 중 두 모델 혹은 더 많은 모델들의 조합으로 구성될 수 있다. DEVS/CS 모델은 DEVS 모델과 CS 모델들의 이산사건들이 서로 연결된다.

본 논문에서는 CS를 DEVS 형식론으로 표현할 수 있는 형태구조를 제안하였다. 제안된 형태구조는 CS 모델들의 동적상태를 기술하는 부가적인 정보와 DEVS 형식론을 사용한 Atomic DEVS 모델의 구조가 혼합된 형태이다. 이 형태구조는 Fishwick에 의해 제안²⁵된 형태구조와 유사하나, CS에서 상태천이를 나타내는 인접상태(contiguous state)들의 집합을 상(phase)들의 집합으로 구분하고 구분된 각 집합에 대해 연속부모모델(continuous submodel)로 정의한 점이 다르다. 이러한 정의는 DEVS 형식론과 유사한 방법으로 DEVS/CS 혼합모델의 명세를 지원할 수 있다. DEVS 형식론에 따라, 혼합모델은 두가지 클래스(Atomic, Coupled 혼합모델)로 구분할 수 있다^{15~19}. Atomic 혼합모델은 CS의 상천이(phase transition)의 명세를 나타내고, Coupled 혼합모델은 구성원들이 혼합된 혼합모델과 구성원들의 연결 명세(coupling specification)를 나타낸다. Atomic 혼합모델의 구조는 다음과 같이 정의한다.

$$Mcom = (X, S, Y, \delta_{int}, \delta_{ext}, \lambda, t_a, f_c, CM)$$

여기서

X: 외부입력사건 집합(external input event set);

S: 상태변수 집합(sequential state set);

Y: 출력사건 집합(external output event set);

λ : 출력함수(output function);

δ_{int} : 내부변이 함수(internal transition function);

δ_{ext} : 외부변이 함수(external transition sfuction);

t_a : 시간전진 함수(time advanced function);

f_c : 인접상태들의 상 집합

(phase sets of contiguous states)→CM;

CM: 연속 모델들의 집합(continous models set);

심장시스템의 혼합모델

인체의 심혈관시스템(cardiovascular system)은 혈액을 전신으로 공급하여 주는 심장과 혈액이 통과하는 여러 가

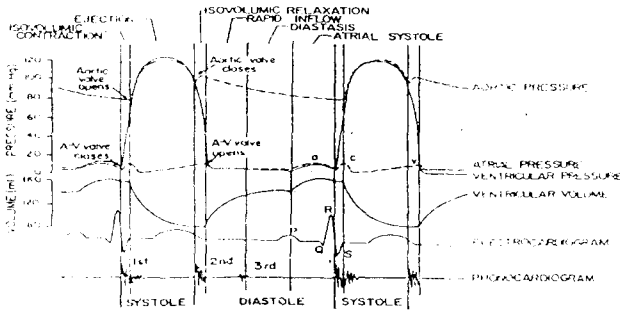


그림 1. 심주기 동안의 좌심방 압력, 좌심실 압력, 대동맥 압력, 심실 용적, 심전도, 심음도의 변화에 의해 나타나는 심주기의 사건들

Fig 1. The events of the cardiac cycle, showing changes in the left atrial pressure, left ventricular pressure, aortic pressure, ventricular volume, the electrocardiogram, and the phonocardiogram during one cardiac cycle.

지 혈관으로 구성되어 있다. 이들 중에서 심장은 심장의 형태학적인 구조와 심장에 존재하는 심장근(cardiac muscle) 즉, 심방근과 심실근 그리고 특수흥분전도시스템(special excitatory and conduction system)에 의해 규칙적인 심주기(cardiac cycle)동안 수축과 이완 작용을 수행한다. 심주기는 심장근이 이완하는 확장기(diastolic period)와 수축하는 수축기(systolic period)로 구분된다^{29~32)}.

심주기 동안의 심실 내압(intraventricular pressure), 용적의 변화(volume variation), 그리고 동맥 내의 압력 변화는 그림 1과 같이 나타난다^{29, 30)}.

DEVS/CS 혼합모델에서 정의된 Mcom의 형태구조를 이용하여 심장시스템의 DEVS/CS 혼합모델을 개발하고자 한다. 이를 위하여 다음의 가정이 만족되어야 한다. 첫째, 심장시스템의 입력, 출력, 그리고 상태 집합 등을 DEVS 형식론을 이용한 CS 모델로 구성하기 위해서는 가정(A-1), (A-2), 그리고 (A-3)들을 만족시켜야 한다. 둘째, 심장시스템은 미분방정식의 집합에 의해 모델화되어야 한다.

CS를 DEVS/CS 혼합모델로 구현하기 위해서는 다음의 가정들을 만족하여야 한다. 첫째, CS 상태공간을 DEVS 상태공간으로 사상하기 위하여 심주기에서의 상들을 식별하여야 한다. 둘째, 아나로그 회로에서 각 상에 대응하는 CS 모델을 개발하여 혼합모델 정의에 의해 기술된 Mcom 내에 CS 부모모델을 명세하는 CM(연속모델)의 집합을 구성하여야 한다. 셋째, Mcom의 사상함수 f_c 를 정의하고, 이 산사건들을 분할하여야 한다. 넷째, Mcom을 수행하기 위

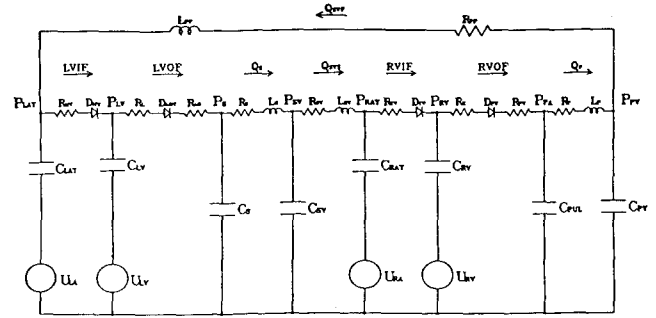


그림 2. 폐루프 심혈관 시스템의 CS 회로 모델

Fig. 2. CS circuit model for closed loop cardiovascular system

한 심장시스템의 특성방정식을 구하여야 한다.

심장시스템의 전기회로 모델

1. 심혈관시스템의 CS회로 모델

본 연구에서는 심혈관시스템의 기능을 고려하여 1988년 Capello와 Avanzolini에 의해 제시된 폐루프 심혈관 CS 회로 모델을 사용하였다²⁾. 심혈관시스템의 전기회로 모델은 그림 2와 같으며, 전기회로 모델에 사용된 각 파라메타들의 의미는 표 1과 같다. 각 파라메타의 값들은 정상 성인의 심혈관 상태를 나타내는 값들이며 CS 회로 모델의 시물레이션 도구 중의 하나인 SPICE를 사용하여 시물레이션하였다. 시물레이션의 수행 절차는 다음과 같다. 먼저 심장의 그림 1의 파형을 스캐너로 입력받아 이들을 시간대별 혈압, 용적 그리고 혈류의 값들을 구한 후 프로그램에 의하여 5개 파형(대동맥압력, 좌심실·좌심방압력, 심실의 혈류, 좌심실용적) 각각을 7개 구간(ASP, ICP, EJ1, EJ2, IRP, FP1, FP2)으로 나누고 각 파형에 대한 구간별 Chebyshev 다항식(polynomial equation)을 구한다. 그 후 각 구간별 출력 파형이 Chebyshev 다항식에 의해 구한 파형과 일치할 수 있도록 CS 회로 모델의 파라메타들을 파라메타 추정(parameter estimation)에 의해 구한다. 그리고 이 파라메타의 값들을 그림 2의 심혈관 CS 모델에 적용하여 시물레이션 도구인 SPICE를 사용하여 시물레이션하였다. 시물레이션 결과의 파형은 Capello와 Avanzolini에 의해 수행된 시물레이션 결과 파형과 유사하였다.

2. 심혈관시스템의 상식별과 상분할

본 연구에서는 심장시스템의 혼합모델에서 언급한 가정

표 1. 심혈관 시스템의 파라메타

Table 1. parameter of cardiovascular system

파라메타	의 미	파라메타	의 미
LVIF	Left ventricle input flow	RVIF	Right ventricle input flow
LVOF	Right ventricle input flow	RVOF	Left ventricle output flow
DAOV	Aortic Valve,	DTV	Tricuspid Valve
DPV	Pulmonary Artery Valve	DMV	Mitral Valve
PLAT	Left Atrial Pressure	PLV	Left Ventricle Pressure
Ps	Aortic Pressure	PSV	Arterial Pressure
PRAT	Right Atrial Pressure	PRV	Right Ventricle Pressure
PPA	Pul. Artery Pressure	PPV	Pul. Arterial Pressure
QS	Arterial Blood Flow	QSVS	Systemic Venous Blood Flow
QP	Pul. Arterial Blood Flow	QSVP	Pulmonary Venous Blood Flow
RMV	Mitral Impedance	RL	Aorta Impedance
RAO	Aortic Valve Resistance	RS	Arterial Blood Column Resistance,
RSV	Systemic Peripheral Resistance	RTV	Tricuspidal Impedance
RR	Pulmonary Artery Impedance	RPV	Pulmonary Artery Valve Resistance
RP	Pulmonary blood column Resistance	RPP	Pulmonary Peripheral Resistance
CLAT	Distal Pulmonary Venous Capacitance	CLV	Left Ventricle Compliance
CS	Proximal Arterial Capacitance	CSV	Distal Arterial Capacitance
CRAT	Distal Venous Capacitance,	CRV	Right Ventricle Compliance
CPUL	Proximal Pulmonary Artery Capacitance	CPV	Distal Pulmonary Artery Capacitance
LS	Arterial Blood Column Inertia,	LSV	Atrial Blood Column Inertia
LP	Pulmonary Artery Blood Column Inertia	LPP	Pulmonary Venous Blood Column Inertia
ULA	Left Atrial Volume	ULV	Left Ventricle Volume
URA	Right Atrial Volume	URV	Right Ventricle Volume

에 입각하여, CS에서 이산적으로 발생하는 사건들을 식별하여 사건목록(event list)에 수록된 상전이(phase transition)를 수행하였다. CS에서 사건들을 식별하기 위하여 DEVS 형식론에서 언급한 세번째 발견론적 방법(A-3)을 사용하였다. 이 방법을 사용하는 이유는 심장 기능에 대한 실험치들을 직접 혹은 간접적인 방법에 의해 구할 수 있으며, 실험치들을 이용하여 심장 기능을 나타내는 DEVS 특성함수들을 구할 수 있고, 그리고 심주기에서의 상전이가 이산사건에서의 상전이와 호환되기 때문이다.

그림 1의 각 파형들 중에서 좌심실의 압력 변화를 나타내는 파형의 궤적을 고려하여 상태전이, 상분할, 그리고 상전이하면 그림 3과 같이 나타낼 수 있다. 그림 3(a)는 동적으로 변화하는 심실의 압력 변화 궤도상에서 중요한 의미를 지니는 상태들의 전이를 관찰하여 7개의 상태 즉, ASP(atrial systole phase), ICP(isovolumic contraction phase), EP1(rapid ejection phase), EP2(reduce ejection phase), IRP(isovolumic relaxation phase), FPI(rapid filling phase), FP2(reduce filling phase)들의 구분이며, 각 상태의 전이는 사건들의 발생에 의하여 이루어진다. 그림 3

(b)는 CS 상태공간에서 관측된 상태들을 DEVS 상태공간으로 사상하기 위한 상분할과 상전이를 나타낸 것이고, 그림 3(c)는 이산 사건들의 상전이 다이어그램을 나타내었다. 여기서 그림 3(c)의 상전이 다이어그램의 사건(start-AS, etc.)들은 표 2에 정의하였다.

3. 심혈관시스템의 DEVS/CS 회로 부모델

본 논문에서는 심혈관시스템의 CS 모델을 DEVS/CS 혼합모델로 표현하기 위하여 미분방정식 모델들의 집합으로 구성되는 7개의 상에 대응하는 심혈관 전기회로 부모델을 제안하였다. 폐순환에서의 전기회로 모델은 체순환에서와 유사하기 때문에 체순환 전기회로 모델만 제시하였다. 체순환에서 ASP에 대한 심혈관시스템은 그림 4(a)의 회로처럼 모델화될 수 있다. 유사하게 ICP, EP1, EP2, IRP, FPI, FP2 상들에 대한 심혈관시스템의 회로 모델들은 그림 4(b), 4(c), 4(d), 4(e)와 같은 회로들로 모델화될 수 있다.

이상과 같이 구현된 부모델을 이용하여 그림 3에 의해 정의된 심장시스템의 이산사건들을 분할하고, 각 이산사건에 대응하는 상들과 연속 부모델들, 그리고 각 상태들의

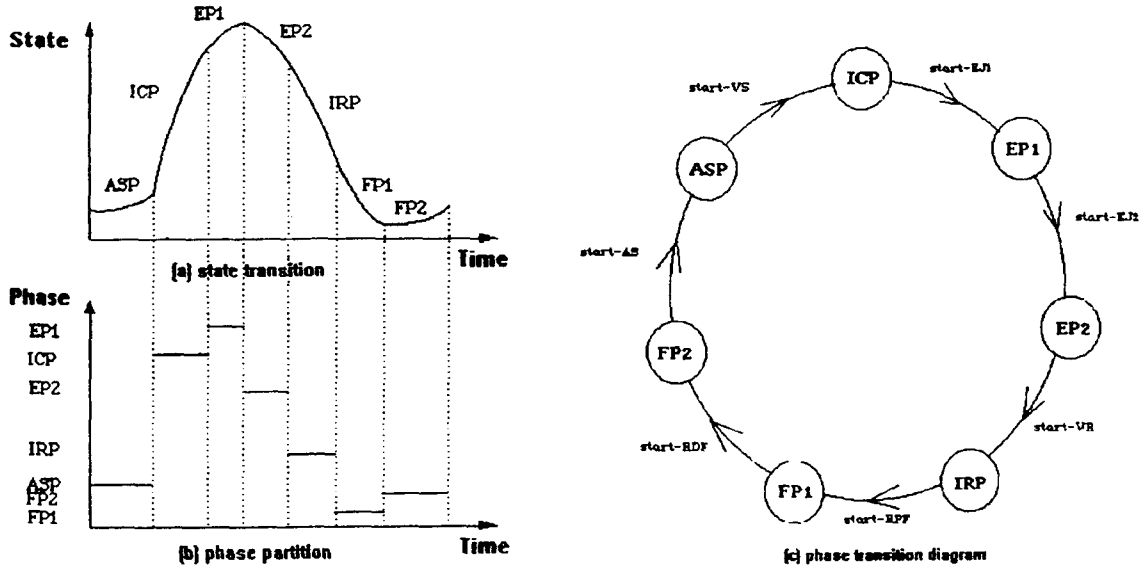


그림 3. 이산사건 다이어그램 (a) 상태전이, (b) 상분할, (c) 상전이 다이어그램
 Fig 3. Discrete event diagram (a) state transition, (b) phase partition, (c) phase transition diagram.

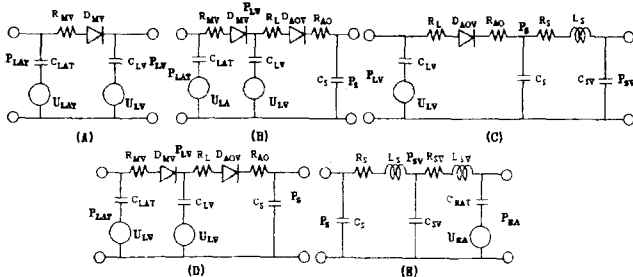


그림 4. 심혈관시스템의 전기회로 부모델, (a) 심방수축기 부모델 (M_{ASP}), (b) 등용적성 수축기 부모델 (M_{lCP}), (c) 박출기 부모델 (M_{EP}), (d) CS 등용적성 이완기 부모델 (M_{lRP}), (e) 축척기 부모델 (M_{FP})

Fig 4. Electrical circuit sub-models of the Cardiovascular system in systemic circulation
 (a) CS M_{ASP} sub-model, (b) CS M_{lCP} sub-model, (c) CS M_{EP} sub-model, (d) CS M_{lRP} sub-model, (e) CS M_{FP} sub-model.

영역을 정리하면 표 2와 같이 정의된다.

심장시스템의 DEVS/CS 혼합모델

표 1. 에 정의된 상들의 부가적인 정보를 포함하는 심장 의 DEVS/CS 혼합모델의 명세를 DEVS 형식론에 의해 나타내면 표 3과 같다.

심혈관 시스템의 DEVS/CS 혼합모델 시뮬레이션

심혈관시스템의 DEVS/CS 혼합모델을 시뮬레이션하기 위하여 DEVS 형식론을 C++로 구현한 DEVSIM++을 사용하였다²⁴⁾.

본 연구에 적용된 시뮬레이션의 절차는 다음과 같다. 제안된 심혈관시스템 아날로그 모델을 SPICE를 사용하여 시뮬레이션을 수행한 결과 나타나는 5개 파형(대동맥압력, 좌심실압력, 좌심방압력, 심실혈류, 좌심실용적)을 관찰한 후 좌심실 압력케도 상에서 상전이를 일으키는 영역들을 구분하여 7개의 상(ASP, ICP, EJ1, EJ2, IRP, FP1, FP2)들로 분할하였다. 분할된 상들의 각 파형별 측정치를 구하고, 각 파형별 상들의 특성을 나타내는 다항식을 구성하여 이들을 이용하여 전달함수를 구하였다. 전달함수는 출력 다항식을 입력 다항식으로 나누어서 구한다. 여기에 사용된 출력 다항식들은 대동맥 압력, 좌심실 압력, 그리고 좌심방 압력케도를 나타내는 다항식들이며, 입력 다항식들은 좌심실 용적케도와 좌심방 용적케도를 나타내는 다항식들이다. 따라서 각 파형별 각 상별 다항식을 이용하여 각 상별 전달함수를 구하고 이들을 사건 목록(event list)에 저장하였다. 그 후 외부입력사건, 외부천이함수, 그리고 시간전진함수 등이 입력되면 사건 목록에 수록된 상

표 2. 이산사건 분할

Table 2. Discrete Event Partitoning for the Heart

Event	Type	Conditions	Phase	Model	Sympton	State Range
start-AS	I	PLV < PLAT < Ps DMV: open DAOV: close	ASP	M _{ASP}	Ps : increasing PLAT, PLV: increasing & decreasing	4 < PLV < 15mmHg 80 < Ps < 100mmHg 4 < PLAT < 15mmHg 0 ≤ t _a < 0.15
start-VS	S	PLAT < PLV ≤ Ps DMV: close DAOV: close	ICP	M _{ICP}	PLV: rapid increasing Ps: decreasing PLAT: increasing	8 < PLV < 100mmHg 80 < Ps < 100mmHg 4 < PLAT < 15mmHg 0.15 ≤ t _a < 0.21
start-EJ1	S	PLAT < Ps < PLV DMV: close DAOV: open	EP1	M _{EP1}	Ps, PLV: increasing PLAT: decreasing & increasing	90 < PLV < 140mmHg 90 < Ps < 140mmHg 6 < PLAT < 20mmHg 0.21 ≤ t _a < 0.32
start-EJ2	S	PLAT < Ps < PLV DMV: close DAOV: open	EP2	M _{EP2}	PLV: decreasing Ps: decreasing PLAT: increasing	90 < PLV < 140mmHg 90 < Ps < 140mmHg 6 < PLAT < 20mmHg 0.32 ≤ t _a < 0.49
start-VR	S	PLAT < PLV < Ps DMV: open DAOV: close	IRP	M _{IRP}	PLV: decreasing Ps: increasing & decreasing PLAT: increasing	10 < PLV < 100mmHg 90 < Ps < 110mmHg 8 < PLAT < 20mmHg 0.32 ≤ t _a < 0.49
start-RPF	S	PLV < PLAT < Ps DMV: open DAOV: close	FP1	M _{FP1}	PLV: decreasing & increasing Ps: decreasing PLAT: decreasing & increasing	2 < PLV < 10mmHg 80 < Ps < 110mmHg 2 < PLAT < 15mmHg 0.49 ≤ t _a < 0.55
start-RDF	S	PLV < PLAT < Ps DMV: open DAOV: close	FP2	M _{FP2}	PLV: increasing Ps: decreasing PLAT: increasing & decreasing	2 < PLV < 15mmHg 80 < Ps < 100mmHg 2 < PLAT < 8mmHg 0.66 ≤ t _a < 0.86

(주) start-AS: Atrial Systole Event,
start-EJ1: Rapid Ejection Event,
start-VR: Ventricle Relaxation Event,
start-RDF: Reduce Filling Event,

start-VS: Ventricle Systole Event,
start-EJ2: Reduce Ejection Event,
start-RPF: Rapid Filling Event,

천이를 수행하여 출력을 구한다. 이러한 과정을 간략하게 나타내는 심혈관시스템의 DEVS/CS 혼합모델의 블록 다이어그램은 그림 5와 같다. 그림 5에서 Atomic 혼합모델은 GENR, HEART, 그리고 TRAND이고, Coupled 혼합모델은 SIM_HEART이다.

그림 5에 제시한 Atomic 혼합모델의 기능은 다음과 같다. Atomic 혼합모델 GENR은 일정한 주기로 TRAND로부터 심실 용적과 심방 용적의 데이터를 입력받아 심방·심실 압력의 데이터를 생성(generation)하여 HEART로 보낸다. 여기서 일정한 주기는 심장 주기/샘플링 주기(0.

86/229)를 의미한다. 만약 Atomic 혼합모델 GENR의 입력 단자(input port) "STOP"에 신호가 도달하면 데이터 생성을 중단하게 된다. Atomic 혼합모델 TRAND는 심장에서 출력된 대동맥 압력, 심방 압력, 그리고 심실 압력의 데이터들을 입력 받아 저장하거나 화면에 디스플레이한다. 만약 시뮬레이션을 끝내고자 할 경우에는 출력단자 "out"로 신호를 보낸다. Atomic 혼합모델 HEART가 수행하는 주요 기능은 다음과 같다. Atomic 혼합모델 HEART의 입력 단자는 "in_vent_vol"과 "in_atri_vol"이며, 출력 단자는 "out_aortic_p", "out_vent_p", "out_atri_p"이다. 먼저

표 3. 심장시스템의 DEVS/CS Atomic 혼합모델의 명세

Table 3. DEVS/CS Atomic model specification of Heart System

$M_{com} = \langle X, S, Y, \delta_{int}, \delta_{ext}, \lambda, \tau_a, f_c, CM \rangle$ $X = \{ \text{pressure} \mid \text{pressure} \in \{a, 20\} \};$ $Y = \{ p \mid P_{LV} \in R_0^+,$ $\psi \in \{ASP, ICP, EP1, EP2, IRP, FP1, FP2\};$ $p \in \{a, 140\} \};$ $\delta_{ext} ((\sigma, \psi, p), e, \text{pressure}):$ case condition : $4 < P_{LV} < 15, 80 < P_s < 100, 4 < P_{LAT} < 15, 0 \leq \tau_a < 0.15 (\psi \leftarrow ASP);$ case condition : $8 < P_{LV} < 100, 80 < P_s < 100, 4 < P_{LAT} < 15, 15 \leq \tau_a < 0.21 (\psi \leftarrow ICP);$ case condition : $90 < P_{LV} < 140, 90 < P_s < 140, 6 < P_{LAT} < 20, 0.21 \leq \tau_a < 0.32 (\psi \leftarrow EP1);$ case condition : $90 < P_{LV} < 140, 90 < P_s < 140, 6 < P_{LAT} < 20, 0.32 \leq \tau_a < 0.49 (\psi \leftarrow EP2);$ case condition : $10 < P_{LV} < 100, 90 < P_s < 110, 8 < P_{LAT} < 20, 0.49 \leq \tau_a < 0.55 (\psi \leftarrow IRP);$ case condition : $2 < P_{LV} < 10, 80 < P_s < 110, 2 < P_{LAT} < 15, 0.55 \leq \tau_a < 0.66 (\psi \leftarrow FP1);$ case condition : $2 < P_{LV} < 15, 80 < P_s < 100, 2 < P_{LAT} < 8, 0.66 \leq \tau_a < 0.86 (\psi \leftarrow FP2);$ $\lambda ((\sigma, \psi, p)) \leftarrow p;$ $\tau_a ((\sigma, \psi, p)) \leftarrow \sigma;$ $f_c : \text{case phase of } ASP : f_c = M_{ASP};$ $ICP : f_c = M_{ICP};$ $EP1 : f_c = M_{EP1};$ $EP2 : f_c = M_{EP2};$ $IRP : f_c = M_{IRP};$ $FP1 : f_c = M_{FP1};$ $FP2 : f_c = M_{FP2};$ $CM : \{ M_{ASP}, M_{ICP}, M_{EP1}, M_{EP2}, M_{IRP}, M_{FP1}, M_{FP2} \}$
--

Atomic 혼합모델 HEART의 상태(state)를 두 개의 상(phase)으로 즉, 상 1과 상 2로 구분한다. 상 1은 다시 "ASP", "ICP", "EP1", "EP2", "IRP", "FP1", 그리고 "FP2"로 구분되고, 상 2는 메세지 "SEND"와 "PASSIVE"로 구분된다. 여기서 상 1은 시뮬레이션의 시간에 따라 구분시킨다. 즉, ASP는 $0 \leq \text{sim_time} < 0.15$, ICP는 $0.15 \leq \text{sim_time} < 0.21$, EP1은 $0.21 \leq \text{sim_time} < 0.32$, EP2는 $0.32 \leq \text{sim_time} < 0.49$, IRP는 $0.49 \leq \text{sim_time} < 0.55$, FP1은 $0.55 \leq \text{sim_time} < 0.66$, 그리고 FP2는 $0.66 \leq \text{sim_time} < 0.86$ 등으로 구분한다. Atomic 혼합모델 HEART의 출력은 일곱 개의 상에 대하여 각각의 전달함수(transfer function)에 입력 데이터를 곱하여 구한다. 여기서 Atomic 혼합모델 HEART에 필요한 전체 전달함수의 개수는 21개가 된다.

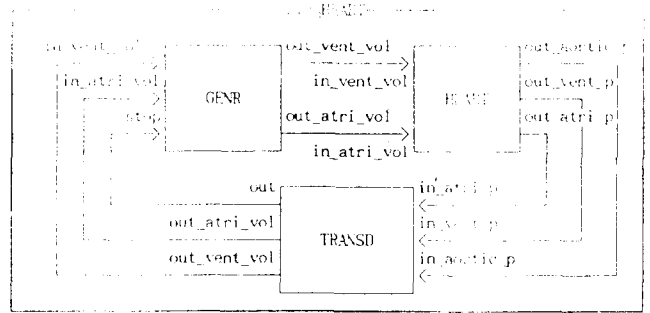


그림 5. 심혈관시스템의 DEVS/CS 혼합모델의 블록 다이어그램

Fig. 5. DEVS/CS Combined model block diagram of the Cardiovascular system.

왜냐하면 세 가지 형태의 전달함수 즉, (out_aortic_p/in_vent_vol), (out_vent_p/in_vent_vol), 그리고 (out_atri_p/in_atri_vol)들이 일곱개의 상에 각각 존재하기 때문이다. Atomic 혼합 모델 HEART의 외부천이 함수는 입력단자에 입력되는 데이터를 두 변수 즉, "in_vent_vol"와 "in_atri_vol"에 각각 저장한다. Atomic 혼합모델 HEART의 출력 함수는 입력 데이터와 시뮬레이션 시간을 전달함수에 대입하여 출력을 구한다. 이때 상 1의 각 상에 따라 대입되는 전달함수가 달라진다. 구해진 출력을 세 개의 출력 단자를 통하여 TRANSD로 보낸다. 이러한 전반적인 과정을 거쳐 심혈관시스템의 DEVS/CS 혼합모델 시뮬레이션이 수행된다.

본 연구에서 구현한 심혈관시스템의 DEVS/CS 혼합모델 시뮬레이션을 수행한 결과의 파형은 그림 6과 같이 나타난다. 이 파형은 그림 1의 파형과 거의 유사하나 다음과 같은 차이점들을 나타내었다. Atomic 혼합모델 HEART의 입력 제도를 나타내는 좌심실의 용적제도가 상 ASP 영역에서 찌그러지는 현상과 상 FP2 영역과 EP 영역에서 약간 굴곡되는 현상이 발생하였다. 그리고 좌심방의 용적제도가 EP1 영역에서는 너무 빠르게 감소되고 EP2 영역에서는 너무 늦게 감소되는 현상이 발생되었다. Atomic 혼합 모델 HEART의 출력제도를 나타내는 대동맥 압력제도가 EP2 영역에서 약간 굴곡되는 현상, 좌심실 압력제도가 IRP 영역에서 약간 찌그러지는 현상, 그리고 좌심방의 압력제도가 FP1 영역에서 너무 빠르게 감소하는 현상이 관측되었다. 이러한 차이점들은 심혈관시스템의 CS 모델로 사용된 회로(그림 2)의 파라메타 값들이 정확히 추출되지 않은 결과라고 생각된다. 보다 많은 실험을 거쳐 보다 정

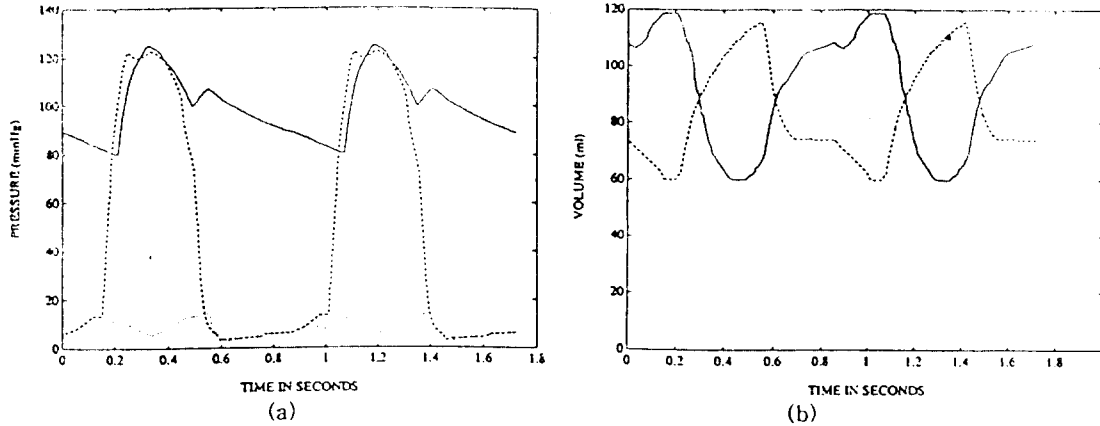


그림 6. 심혈관시스템의 DEVS/CS 혼합모델 시뮬레이션 결과 파형, (a) 대동맥, 좌심실, 좌심방의 압력 파형, (b) 좌심실, 좌심방의 용적 파형

Fig. 6. The result waveform applied to DEVS/CS combined model simulation of the Cardiovascular system, (a) Pressure waveform of Aorta, Left Ventricle, Left Atrium (b) Volume waveform of the Left Ventricle, Atrium.

확한 파라메타 값들이 추출할 경우 그림 1과 거의 비슷한 궤도들을 구할 수 있다고 판단되며, 이 경우 심질환별 모델링도 가능하리라 생각된다. 그리고 침습적(invasive)인 방법 또는 수술 중이 아니면 관측하기 어려운 심혈관시스템의 각 영역별 압력 및 용적을 비침습적(noninvasive)인 방법으로 예측할 수 있다는 점에서 제안된 DEVS/CS 혼합 모델은 상당히 유용하다고 생각된다.

결 론

혼합모델들은 매우 복잡하고 다양한 시스템의 명세를 지원할 수 있는 다른 모델링 형식론들을 사용하여 정의되어 질 수 있으나, 본 연구에서는 CS 모델과 DES 모델이 하나의 프레임워크에서 혼합되는 DEVS/CS 혼합모델의 모델링 방법론을 적용하였다. 이 방법론은 CS의 동적 상태를 DES의 상태공간으로 등가적으로 변환하는 것을 의미한다^{24, 28)}.

본 연구에서는 CS 모델에서의 미분방정식 형식론과 DES 모델에서의 DEVS 형식론을 혼합하기 위한 형태구조를 제안하였다. 제안된 구조는 DEVS 형식론에 기반을 두며 CS 모델의 동적 특성에서 특이한 상태천이가 발생하는 점들을 DEVS 모델의 상들로 일대일 대응시킨다. 즉, CS 모델에서의 상태천이에 대한 미분방정식 형식론을 DEVS 모델의 부모모델로 사상시킨 후 이를 DEVS/CS 혼합 모델로 구성하고 DEVS 형식론을 적용시킨다. 적용된

DEVS/CS 혼합모델의 방법론과 제안한 형태구조의 타당성을 검증하기 위해 생체 내의 심혈관시스템을 일례로 도입하였다. 심장의 한 주기 동안 발생하는 심혈관시스템의 압력과 용적의 변화를 관찰하여 상태천이가 발생하는 궤도를 구분하여 심혈관시스템의 부모모델로 나타내었으며, 이를 DEVS 형식론에 입각한 DEVS/CS 혼합모델의 시뮬레이션을 DEVSIM++를 사용하여 수행하였다. 그리고 DEVS/CS 혼합모델과 CS 모델의 시뮬레이션 결과를 비교·검토한 결과 CS 모델에서 상태천이가 발생하는 시간과 DEVS/CS 혼합 모델의 상천이가 발생하는 시간이 일치하였으며, 같은 시간에서의 출력 값들이 거의 일치하였다.

따라서 다음과 같은 결론을 도출할 수 있었다.

1. DEVS/CS 혼합 모델을 적용하여 시뮬레이션을 수행하므로 계산이 간단하고 계산 속도가 훨씬 개선되었다.
2. 모든 상을 한 개의 모델로 표시하는 방법 대신에 각 상별 부모모델들을 제시할 수 있기 때문에 보다 상세한 회로를 개발할 수 있었다.
3. CS 모델에서는 상태별로 미분방정식을 적용하나, DEVS/CS 혼합모델에서는 상 별로 부모모델을 개발할 수 있으며 부모모델 별로 각기 다른 다항식을 적용할 수 있기 때문에 CS 모델 보다는 훨씬 정확한 출력을 추출할 수 있었리라 생각한다.
4. 제안한 CS 회로 모델의 파라메타 값들을 정확히 추출하여 임상에 적용할 경우 비침습적인 방법으로도 심질환에 대한 예측이 가능하리라 생각된다. 그리고 자율 신

경계, 신장 기능, 호르몬에 의한 심장의 기능 변화도 고려한 모델링에 관한 연구가 수행되어 만족한 결과가 도출될 경우 생리학 또는 병리학적인 여러 현상들을 이해하기 위한 유용한 도구로 사용되리라고 생각된다.

끝으로 본 모델링의 응용의 한 예로는 인공심장 시스템을 지능적으로 제어하는 이산사건에 근거한 제어 시스템을 설계하는데 이용될 수 있으리라 생각된다.

참 고 문 헌

1. G. Avanzolini, P. Barbini, A. Cappello, and G. Cevenini, "Time-varying mechanical properties of the left ventricle a computer simulation", IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-32, pp. 756-763, 1985.
2. G. Avanzolini, P. Barbini, A. Cappello, and G. Cevenini, "CADCS Simulation of the Closed-Loop Cardiovascular System", Int. J. Biomed. Computer, vol. 22, pp. 39-49, 1988.
3. J. Clark, R. Ling, R. Srinivasan, "A Two-Stage Identification Scheme for Determination of the Parameters of a Model of the Left Heart and Systemic Arterial Circulation", IEEE Trans. on Biomed. Eng., BME-27, pp. 20-29, 1980.
4. H. Suga, "Theoretical Analysis of a Left-Ventricular Pumping Model Based on the Systolic Time-varying Pressure/Volume ratio", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 18, pp. 47-55, 1971.
5. 이상훈, "한국형 인공심장의 제어 및 무선 에네지 전송방식에 관한 연구", 공학박사학위, 서울대학교 대학원 제어계측공학과, 1992.
6. H. Suga, "Theoretical analysis of a left-ventricular pumping model based on the systolic time-varying pressure/volume ratio", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-18, pp. 47-55, 1971.
7. K. J. L. John, Ting Cui, and G. M. Drzewiecki, "A nonlinear Model of the Arterial System Incorporation a Pressure-Dependent Compliance", IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol. 37, no. 7, pp. 673-677, July, 1990.
8. L. Pater, and De Van Berg, "An Electrical Analogue of the entire Human Circulatory System", Med. Elec. Biol. Eng., no. 2, pp. 161-166, 1964.
9. E. Saul Greenhut, J. W. Lee, J. C. Monsur, and J. M. Nicklas, "Computer Analysis of Physiologic Signals in A Cardiovascular Research Laboratory", Computer Analysis of Physiologic Signals, pp. 79-96, 1990.
10. Gary M. Drzewiecki, James J. Pilla, and Walter Welkowitz, "Design and control of the Atrio-Aortic Left Ventricular Assist Device Based on O₂ Cosumption", IEEE trans. on Biomed. Eng., vol 37, no. 2, pp. 128-137, Feb., 1990.
11. D. Jaron and T. W. Moore, "Engineering techniques applied to the analysis and control of in-series cardiac assistance", Proc. of 6th Ann. Conf., IEEE front. Eng., Comp. Health Care, pp. 893-899, 1984.
12. L. Pater, de and J. W. van den Berg, "An Electrical Analogue of the Entire Human Circulatory System", Med. Elect. Biol. Eng., no. 2, pp. 161-166, 1964.
13. A. Shlome. Ben-Haim, Gila Fruchter, and Yeouda Edoute, "Periodicities of cardiac mechanics", American Physiological Society, pp. H424-H433, 1991.
14. G. A. Korn, and J. V. Wait, : *Digital Continuous System Simulation*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1978.
15. 김탁곤, "이산사건 시스템 모델링 시뮬레이션 기법", 전자공학회지, 제19권, 제1호, pp. 105-114, 1992.
16. B. P. Zeigler, *Theory of Modeling and Simulation*, John Wiley, NY, 1976.
17. B. P. Zeigler, *Multifaceted Modeling and Discrete Event Simulation*, Academic Press, Orlando, FL, 1984.
18. J. S. Banks and S. Carson, *Discrete-Event System Simulation.*, Prentice Hall, Inc., Englewood Cliffs, NJ, 1984.
19. B. P. Zeigler, "DEVS Representation of Dynamic System: Event-Based Control", Proc. of IEEE vol. 77, no. 1, pp. 72-80, Jan., 1989.
20. J. McDermott, "A Temporal Logic for Reasoning about Processes and plans", Cognitive Science, no. 6, pp. 101-155, 1982.
21. J. L. Deterson, *Petri Nets Theory and the Modeling of Systems*, Printice-hall, Englewood Cliffs, NJ, 1981.
22. A. I. Conception and B. P. Zeigler, "DEVS formalism: A framework for hierarchical model development", IEEE Trans. on Software Eng., vol. 14, no. 2, pp. 228-241, Feb., 1988.
23. B. P. Zeigler, DEVS-Scheme User Manual., June, 1989(Eric R. Christensen Dept. of Elect. and Computer Eng., Univ. of Arizona, Tucson. AZ 85721, B. P. Zeigler, 1989).
24. T. G. Kim, S. B. Park, "The DEVS Formalism: Hierarchical Modular Systems Specification in C++", Proc. of European Simulation Multiconference, pp. 152-156, Feb. 1992.
25. P. Fishwick, B. P. Zeigler, "Qualitative and Combined Models with Discrete Events", Proc in 2nd International Conf. on AI, Planning and High Autonomy Systems, pp. 306-315, 1991.
26. I. Futo, "Combined Discrete/Continuous Modeling and Problem Solving", Proc. A. I. Graphics and Simulation, SCS, San Diego, CA, pp. 23-28, 1985.
27. H. Praehfer, "System Theoretic Foundation for Combined Discrete Continuous System Simulation", Int. J. of General System, Special Issue on Knowledge Based Simulation, 1991.
28. K. R. Jun, B. G. Kim, and T. G. Kim, "Representing Continuous Process in Discrete Events: A Combined Modeling Approach", Proc. of Simulation Eng., Education Conf. ICSEE Jan. 1993, San Diego, CA, USA.
29. 강두희. 생리학, 신광출판사, 1992.
30. C. Guyton. *Textbook of Medical Physiology*, W. B. Saunders Company, 1986.
31. Cecil. *Textbook of Medicine*, W. B. Saunders Company, 1988.
32. Zipers and Jalife. *Cardiac Electrophysiology from Cell to Bedside*, W. B. Saunders Company, 1990.