

# 심혈관 시스템의 DEVS/CS 혼합 모델링

o 조용재, 전계록, \*이권순, \*장용훈, \*이상렬  
( 부산대학교 의공학과, \*동아대학교 전기공학과 )

## DEVS/CS Combined Model Approach for the Cardiovascular System

oYong-Jae Cho, \*Gye-Rok Jeon, Kwon-Soon Lee, Yong-Hoon Chang, Sang-Yeol Lee  
( Dept. of Electrical Eng., Dong-A Univ. · \*Dept. of Biomedical Eng., Pusan National Univ. )

### ABSTRACT

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 events 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. As an example, a combined model of human heart is developed which incorporates conventional differential equation formalism with Zelgler's DEVS(Discrete Event Specification System) [4] formalism.

### 서론(INTRODUCTION)

심장의 모델링 시뮬레이션은 순환생리학 및 병리학적인 임상 증례들을 비침습적인 방법으로 여러 가지 심질환을 시뮬레이션 하기 위한 효과적인 도구로서 사용되어져 왔다. 지난 수십년 동안 심혈관 시스템의 모델링과 시뮬레이션은 여러 학자들에 의해 연구되어 왔다. 그러나 제안된 모델들은 대부분 연속시스템(전기적으로 아나로그 시스템) 모델이며, 대표적인 예는 1899년에 Otto Frank에 의해 제시된 Windkessel 모델과 1990년 Marcello Guarini에 의해 제시된 심실 및 심방의 수축력(forcing function)을 고려한 심혈관 시스템 모델 등[9],[10]이다. 제안된 모델들은 점성-탄성-컴플라이언스(viscous-elastance-compliance) 성분들을 전기회로의 R-L-C(Resistor- Inductor-Capacitor) 성분들로 나타내고 심방 및 심실의 수축력을 고려한 연속시스템(CS)으로 구성되었다[9]. 이러한 연속시스템 모델들은 매우 복잡하기 때문에 ACSL, CCSL 등과 같은 CS 시뮬레이션 언어(Simulation Language)를 사용하여 시뮬레이션이 수행되었다[11].

시스템은 시간영역과 상태공간의 조합에 의해 네 가지 시스템으로 분류된다. 즉, 연속시스템(Continuous System:CS), 샘플 데이터시스템(Sample Data System:SDS), 이산사건시스템(Discrete Event System:DES), 그리고 디지털시스템(Digital System:DS) 등으로 구분된다[11].

시스템의 모델링은 대개 수학적 형식론(formalism)을 사용한다. CS 모델링에는 미분방정식(differential equation), SDS 모델링에는 차분방정식(difference equation), 그리고 DS 모델링에는 유한상태머신(finite state machine) 등을 사용한다[8]. 그러나 DES 모델링의 경우는 수학적 형식론에 관한 연구가 많이 되었지만 CS에서 사용되는 미분방정식과 같은 일반적인 형식

론은 존재하지 않으며 다른 여러 가지 형식론이 사용되고 있다. 대표적인 예로 Temporal Logic, Time-Petri-Net, 그리고 DEVS(discrete event specification system) 형식론 등[11]이다. 이러한 형식론 중 DEVS는 1972년 Zelgler에 의해 제안되었으며, DES를 계층적인 구조를 지니는 모듈화된 모델로 명세하는 형식론이다. DEVS 형식론은 집합이론에 기반을 두고 있으며, DES를 계층적으로 구분하기 위하여 두 가지 모델로 구분(Atomic, Coupled)된다. 여기서 Atomic 모델은 시스템을 더 이상 분리할 수 없는 시스템 구성원으로 표현하는 모델이며, Coupled 모델은 여러 개의 구성원(Atomic 혹은 Coupled 모델)들로 구성된 복합적인 모델을 나타낸다[13].

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, 임이의 DEVS 모델과 CS 모델이 혼합된 독특한 모델 형태를 DEVS/CS 혼합모델이라고 한다. 이러한 DEVS/CS 혼합모델은 DES 모델과 CS 모델이 이산사건으로 서로 연결된다[8].

본 연구에서는 CS 모델과 DEVS 모델이 혼합된 DEVS/CS 혼합 모델을 구성하기 위하여 1989년 Zelgler[4]에 의해 제시된 프레임워크(framework)를 적용하였다. 그리고 CS를 DEVS 형식론으로 표현할 수 있는 형태구조(formal structure)를 제안하였다. 제안된 형태구조는 CS 모델의 동적 상태를 기술하는 부가적인 정보(additional information)와 DEVS 모델의 Atomic 구조가 혼합된 형태로서 1991년 Fishwick[3]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. 따라서 본 논문에서는 이러한 프레임워크와 형태구조를 사용하여 인체의 순환시스템 중의 하나인 심혈관시스템을 DEVS/CS 혼합모델로 개발할 수 있는 방법론에 대해 연구하였다.

### DEVS 형식론

#### (THE DEVS FORMALISM ON THE SYSTEM-THEORETIC APPROACH)

실세계 자연현상에서 나타나는 복잡하고 다양한 동적상태(dynamic state)를 나타내는 CS 모델은 이산사건 개념의 상태전이(state transition)를 이용하여 부모모델(sub-model)로 분할(decomposition)함으로써 단순화 시킬 수 있다[5]. 1989년에 Zelgler[4]는 CS 모델을 등가적(isomorphic)인 DEVS 모델로 표현할 수 있는 새로운 방법을 제안하였다. 이 방법은 CS 모델 구성원들의 결합을 DEVS 모델로 표현할 수 있는 수학적 형식론이다. CS 모델을 DEVS 모델로 사상(mapping) 하기 위해서는 아

래의 가정들이 만족되어야 한다.

(A-1) 원 시스템의 입력(input stimulations)은 piecewise 형태의 계단함수로 표시할 수 있는 시간 함수들 이어야 한다. 일정한 시간함수이다.

(A-2) 출력은 유한 집합(finite set)이어야 한다.

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

Zeigler는 이러한 가정들이 원 시스템(CS)의 입력-출력 궤도. (input-output trajectory) 레벨과 DES의 입력-출력 궤도 레벨 사이에 등가적인 관계가 되기 위한 충분한 조건들 임을 증명하였다. DES 모델이 원 시스템의 내부구조를 반드시 보존할 필요성은 없으며, 위에서 논의된 등가적인 관계는 원 시스템의 입력-출력 궤도 레벨상에서 출력이 변화하는 시간을 나타내는 점(point)들이 DEVS 모델상에서 새로운 값을 나타내는 동등한 출력으로 대응되는 것을 의미한다. 즉, 사건이 발생하는 점에서의 DEVS 모델의 출력값과 CS 모델의 샘플링 점에서의 출력값이 같음을 의미 한다. 따라서, 위에서 논의한 가정에 입각하여 CS를 나타낼 수 있는 DEVS 모델을 어떻게 구성하는지 간략히 고려하면 다음과 같다.

Mc를 CS이라고 하며 이에 대응하는 atomic DEVS 를 Mdevs라고 하면, 가정 (A-1)에 의해 Mc의 입력은 계단함수로 되며 가정 (A-2)와 (A-3)에 의해 Mc의 상태공간은 이산화(discretize)되어 Mdevs의 상태공간 으로 사상될 수 있다. 즉, Mdevs의 상태공간은 Mc내의 상태들의 동등 클래스(equivalent class)들의 상호배타적불력의 경계를 나타내는 이산값들로 구성된다.

1989년 Zeigler[4]에 의해 도입된 방법론(methodology)을 사용하여 Mdevs를 구성하기 위하여 atomic DEVS 구조 내에 네 가지 특성함수들을 명세할 필요가 있다. 이 특성함수들은 내부전이 함수(internal transition function), 외부전이함수(external transition function), 시간진전함수(time advanced function), 출력함수(output function) 등이다. Zeigler는 CS가 여러 가지 형태이더라도 네 가지 특성 함수를 구하기 위한 방법으로 다음과 같은 네 가지 CS의 형태를 제시하였다.

첫번째 CS는 CS가 분석적으로 쉽게 다룰 수 있는 미분방정식에 의해 모델화 된다면, 특성함수 들은 간단한 형태로 나타낼 수 있는 시스템인 경우이며, 두번째 CS는 CS가 수치적으로 해결할 수 있는 미분방정식 모델을 가지며, CS를 시뮬레이션하여 출력 값을 기록한 표에 접근하는(tabular approximation) 형태의 특성함수들을 구할 수 있는 시스템인 경우, 세번째 CS는 모델은 존재하지 않으나 실제 시스템으로 부터 실험치를 구할 수 있는 CS이며, 특성함수들이 실험을 통하여 구해진 데이터에 의해 나타내어 질 수 있는 시스템인 경우, 그리고 네번째 CS는 DEVS 모델 구조를 온-라인 상으로 기계학습(machine learning)시킬 수 있는 시뮬레이션 시스템이다.

본 논문에서는 상기의 첫번째와 두번째 시스템을 고려의 대상으로 도입하였다. 앞에서 제시한 방법들은 이산사건 개념의 본질을 이해하기 위하여 CS의 수학적인 지식을 제공하여 준다. 그럼에도 불구하고, 표현방법은 CS의 출력집합을 앞에서 설명된 동등불력으로 분할하기 위해서 사건들의 식별(identify)이 필요하다. 비록 이러한 식별에 대한 수학적인 방법론은 알려져 있지 않으나, 약간의 발견론적인(heuristic)방법이 1991년에 Fishwick 과 Zeigler[3]에 의해 아래와 같이 제시되었다. 즉, 입력, 출력, 그리고 상태궤도들에서의 합축성있는 친이는 사건이 될 수 있으며, 객체에서 모델화되어 질 수 있는 출발과 도착 등과 같은 상호작용도 사건들이 될 수 있다. 그리고 분리된 부-모델들은 관계의 변화(context switch)등이 발생할 수 있는 모델 사이에서 상(phases)들 나타낼 수 있다. 이러한 상들의 변화도 사건이 될 수가 있다.

DEVS/CS 혼합모델(DEVS/CS COMBINED MODEL)

혼합모델은 앞에서 언급한 여러 가지 시스템 중 두 모델 혹은 더 많은 모델들의 조합으로 구성될 수 있다. 예를 들어 DEVS 모델과 CS 모델이 혼합된 모델을 DEVS/CS 혼합모델이라고 한다[2],[7].

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 제안[3]된 형태구조와 유사하나, CS에서 상태천이를 나타내는 인접상태(contiguous state)들의 집합을 상(phase)들의 집합으로 구분하고 구분된 각 집합에 대해 연속부모델(continuous sub-model)로 정의한 점이 다르다. 이러한 정의는 DEVS 형식론과 유사한 방법으로 DEVS/CS 혼합모델의 명세를 지원할 수 있다.

DEVS 형식론[6]에 따라, 혼합모델은 두가지 클래스(atomic 혼합모델과 coupled 혼합모델)로 구분할 수 있다. Atomic 혼합모델은 CS의 상천이(phase transition)의 명세를 나타내고, Coupled 혼합모델은 구성원(component) 혼합모델들과 구성원들의 연결 명세(coupling specification)를 나타낸다. Atomic 혼합모델의 구조는 다음과 같이 정의한다.

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

- 여기서 X : 외부입력사건 집합(external input event set);
- S : 상태변수 집합(sequential state set);
- Y : 출력사건 집합(external output event set);
- $\delta_{int}$  : 내부변이 함수(internal transition function);
- $\delta_{ext}$  : 외부변이 함수(external transition function);
- $\lambda$  : 출력함수(output function);
- $t_a$  : 시간진전 함수(time advanced function);
- $f_c$  : 인접상태들의 상들의 집합(phase sets of contiguous states)  $\rightarrow$  CM;
- CM : 연속 모델들의 집합(continuous models set);

CM에서의 연속 모델들은 일반적으로 미분방정식 모델들이다.

심장시스템의 설명(HEART SYSTEM IN BRIEF)

인체의 심혈관시스템(cardiovascular system)은 혈액을 전신으로 공급하여 주는 심장과 혈액이 통과하는 여러 가지 혈관으로 구성되어 있다[1]. 이중 심장은 혈액을 전신으로 배출하는 펌프의 역할을 담당하고 있다. 심장은 두개의 분리된 펌프로 구성되며 각 펌프는 두개의 방 측, 심방(atrium)과 심실(ventricle)로 구성되어 있다. 그리고 심장에는 4개의 판막 즉, 심실과 동맥 사이에 존재하는 반월형판막(semilunar valve)인 폐동맥판막(pulmonary valve)과 대동맥판막(aortic valve), 심방과 심실 사이에 존재하는 방실판막(atrioventricular valve)인 삼첨판(tricuspid valve)과 승모판막(mitral valve) 등이 존재한다. 이러한 심장의 형태학적인 구조와 심장에 존재하는 심장근 축, 심방근과 심실근 그리고 특수흥분전도시스템(special excitatory and conduction system)에 의해 심장은 규칙적인 심주기(cardiac cycle)로 수축과 이완 작용을 수행한다. 심주기는 심장근이 이완하는 확장기(diastolic period)와 수축하는 수축기(contraction period)로 구분된다.

확장기 동안 심장은 혈액을 심장내의 심실에 축적하고, 수축기 동안에 심실에 축적된 혈액을 전신으로 배출하고 그리고 전신을 순환하고 심장으로 되돌아 오는 정맥환류(venous return)에

의해 심방에 축적한다. 이러한 확장기와 수축기가 연속적으로 발생한다.

심주기 동안의 심실 내압(Intraventricular pressure), 용적의 변화(volume variation), 그리고 동맥 내의 압력 변화는 그림 1과 같이 나타난다.

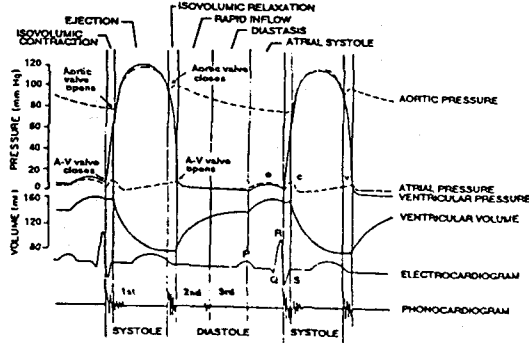


그림 1. 심주기 동안의 심실 내의 압력 변화, 용적 변화, 동맥 압력 변화

그림 1의 각 파형(심전도, 대동맥 압력, 좌심실 압력, 심방 압력, 심실 혈류, 심실 용적, 심방 용적, 심음도)의 의미는 일반적으로 잘 정의되어 있으므로 본 논문에서는 CS를 DEVS로 사상할 때 상(phase)과 사건(event)의 구분이 명확한 좌심실 압력을 고려하면 다음과 같다.

먼저 심실에 혈액이 축적되는 기간(filling phase:FP)을 고려하여 보자. 심실이 수축하는 동안에는 방실판막(AV valve)이 닫혀있기 때문에 심방 내에는 많은 혈액이 축적된다. 따라서, 심실이 수축을 끝내면 심실의 압력은 낮은 확장기의 값으로 떨어지므로 이때 심방 내의 높은 압력이 AV판막을 밀어서 열리게 하여 많은 양의 혈액이 심방으로 부터 심실로 흘러 유입된다. 이것이 심실의 용적을 상승시키므로 이 기간을 심실의 급속한 축적 기간(rapid filling phase:FP1)이라고 한다. 이때 심방의 압력은 급격히 떨어지게 된다. FP1은 확장기(diastole period)의 거의 1/3 정도이다. 확장기의 중간의 1/3 지역에서는 약간의 혈액만이 심실로 흘러들어 간다. 이것은 정맥(vein)으로 부터 심방(atria)으로 계속하여 흘러 들어오는 혈액이며 심방에서 심실로 바로 유입된다. 이 기간을 심박정지기(diastasis:FP2)라 하며 심실 내로 유입되는 혈액은 거의 정지(standstill)된다. 확장기의 마지막 1/3 지역은 심방수축이 일어나는 기간(atrial systole phase:ASP)이며 심방 내에 잔류하였던 혈액이 심실로 유입된다. 이 양은 심실 축적량의 거의 20% 정도이다.

심실이 수축하는 기간을 고려하면, 심실 수축이 시작된 후 AV 판막이 닫히기 때문에 즉시 심실 압력은 급격하게 증가하게 된다. 그리고 심실의 압력이 대동맥이나 폐동맥 내의 압력보다 높아야 대동맥판막이나 폐동맥판막을 열리게 하므로 이 기간 동안에는 대동맥판막과 폐동맥판막은 닫혀 있는 상태로 존재한다. 따라서 심실 내에서는 수축이 발생하여 압력은 증가하나 용적은 일정하고 혈액의 흐름이 없는 상태가 되므로 이 기간을 등용적성 수축기(isovolumic contraction phase:ICP)라고 한다. 일정기간의 ICP를 거친 후 심실 내의 압력이 대동맥 또는 폐동맥의 압력보다 높을 경우 대동맥판막 또는 폐동맥판막을 밀어 열리게 되며, 이 때 혈액이 심실로 부터 흘러나오게 된다. 이 기간을 박출기(ejection phase:EP)라고 하며 EP의 첫 1/3 동안에 약 70%의 혈액이 심실로 부터 유출되므로 이 기간을 급속한 박출기(rapid ejection phase:EP1)라 하고, EP의 나머지 2/3 동안에 약 30%의 혈액이 심실로 유출되므로 이 기간을 늦은 박출기(slow ejection phase:EP2)라고 한다. EP의 마지막 부분에서 심실의 이완이 갑자기 시작되고 심실 내의 압력이 급속하게 떨어

지게 된다. 이 기간에는 심실근은 계속하여 이완하나 심실 용적은 변하지 않으므로 등용적성 이완기(isovolumic relaxation phase:IRP)라고 한다. IRP의 마지막 부분에서 AV판막이 열리게 되며 새로운 심장 주기를 시작하게 된다.

심장시스템의 혼합모델  
(DEVS/CS COMBINED MODEL OF HEART SYSTEM)

상기의 DEVS/CS 혼합모델에서 정의된 Mcom의 형태구조를 토대로 심장시스템의 DEVS/CS 혼합모델을 개발하고자 한다. 이를 위하여 다음의 가정이 만족되어야 한다.

- (1) 심장시스템은 입력, 출력, 그리고 앞에서 언급한 상태 집합 등이 DEVS에서의 연속모델을 설명하기 위하여 가정(A-1), (A-2), 그리고 (A-3) 등을 만족시켜야 한다.
- (2) 심장시스템은 미분 방정식의 집합에 의해 모델화 된다.

DEVS/CS 혼합모델들을 구현하기 위해서는 다음의 가정을 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, 이산사건을 분할하여야 한다.
- 넷째, Mcom을 수행하기 위한 심장시스템의 특성방정식을 구하여야 한다.

상 식별과 상 분할(Phase Identification and Partitioning)

상기의 가정에 의해, CS에서 이산적으로 발생하는 사건들을 식별하여 사건목록(event list)에 수록된 상천이(phase transition)를 수행하였다. CS에서 사건들을 식별하기 위하여 DEVS 형식론에서 언급한 세번째 발전론적 방법(A-3)을 사용하였다. 이 방법을 사용한 이유는 심장 기능에 대한 실험치들을 직접 혹은 간접적인 방법에 의해 구할 수 있으며, 실험치들을 이용하여 심장 기능을 나타내는 DEVS 특성 함수들을 구할수 있으며 그리고 심주기에서의 상 천이가 이산사건에서의 상 천이와 호환되기 때문이다.

그림 1의 각 파형들 중에서 좌심실의 압력 변화를 나타내는 파형의 궤적에서의 상 분할, 상 천이, 그리고 상태 천이는 그림 2와 같다. 그림 2(a)는 동적으로 변화하는 심실의 압력 변화 궤도상에서 중요한 의미를 지니는 상태들의 천이를 관찰하여 7 개의 상태 즉, ASP(atrial systole phase), ICP(isovolumic contraction phase), EP1(rapid ejection phase), EP2(reduce ejection phase), IRP(isovolumic relaxation phase), FP1(rapid filling phase), FP2(reduce filling phase) 들의 구분이며, 각 상태의 천이는 사건들에 의해 발생된다. 그림 2(b)에서는 CS 상태공간에서 관측된 상태들을 DEVS 상태공간으로 사상하기 위해 상 분할과 상 천이를 나타내었다. 이를 위한 상 천이 다이어그램은 그림 2(c)와 같다.

이산사건 분할(Discrete Event Partion)

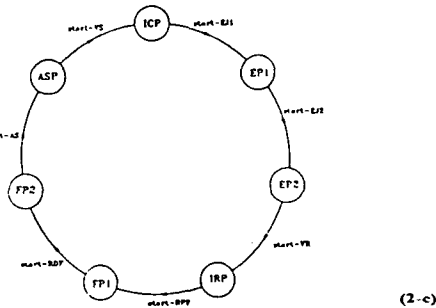
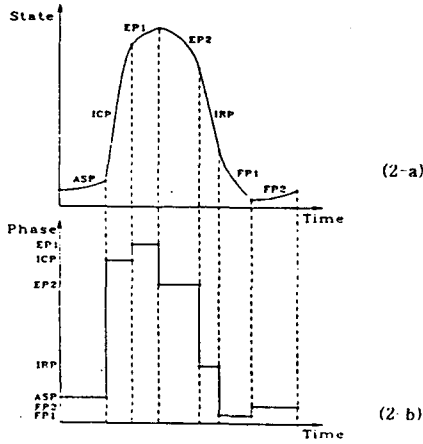


그림2 이산사건 다이어그램. (a) 상태 분할, (b) 상 분할, (c) 상 천이.

전기회로 부모모델(Electric Circuit Sub-Models on Each Phase)

심장시스템의 DEVS/CS 혼합모델에서 미분방정식 모델들의 집합을 구성하는 7개의 상에 대응하는 심장의 전기회로 부모모델을 개발하였다. 폐순환에서의 전기회로 모델은 체순환에서와 유사하기 때문에 체순환에 대한 모델들만 제시하였다. 체순환에서 ASP에 대한 심장시스템은 그림 3.a의 회로처럼 모델화될 수 있다. 그리고 ICP에 대한 심장시스템은 그림 3.b의 회로로 모델화될 수 있다. 유사하게 EP1, EP2, IRP, FP1, FP2 상들에 대한 심장시스템의 회로 모델들은 그림 3.c, d, e와 같은 회로들로 모델화될 수 있다.

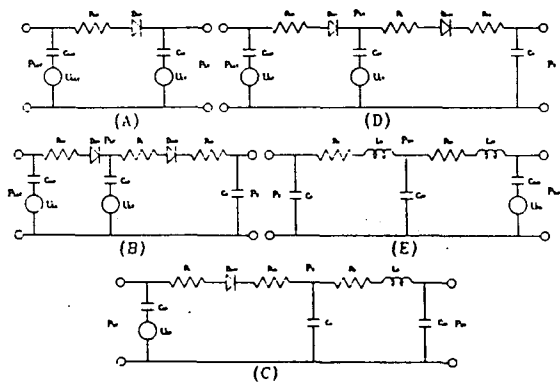


그림 3. 심장시스템의 회로 모델, (a) CS MAASP sub-model, (b) CS MAICP sub-model, (c) CS MAEP sub-model, (d) CS MAIRP sub-model, (e) CS MAFP sub-model.

그림 1과 그림 2에 의해 정의된 심장시스템의 이산사건들의 분할, 각 이산사건에 대응하는 상들과 연속 부모모델들, 그리고 각 상태들의 영역을 정리하면 표 1과 같다.

Event	Type	Conditions	Phase	Model	Sympton	State Range
start-AS	I	VP<APKAOP A-V:open AO-V:close	ASP	Masp	Plv increasing Pao decreasing Paer increasing & decreasing	4<Plv<8mmHg 80<Pao<90mmHg 2<Paer<8mmHg 0 ≤ t < 0.15
start-ES	S	AP<VPKAOP A-V:close AO-V:close	ICP	Micp	Plv rapid increasing Pao decreasing Paer increasing	8<Plv<100mmHg 80<Pao<100mmHg 4<Paer<15mmHg 0.15 ≤ t < 0.21
start-EJ	S	AP<VPKVP A-V:open AO-V:open	EP1	Meep1	Plv increasing & decreasing Pao increasing Paer decreasing	90<Plv<140mmHg 90<Pao<140mmHg 6<Paer<15mmHg 0.21 ≤ t < 0.32
start-EJ2	S	AP<VPKVP A-V:open AO-V:open	EP2	Meep2	Plv decreasing Pao decreasing Paer increasing	80<Plv<140mmHg 90<Pao<140mmHg 6<Paer<20mmHg 0.32 ≤ t < 0.49
start-ER	S	VP<APKAOP A-V:close AO-V:close	IRP	Mierp	Plv decreasing Pao increasing Paer increasing	10<Plv<100mmHg 90<Pao<110mmHg 8<Paer<20mmHg 0.32 ≤ t < 0.49
start-RF	S	VP<APKAOP A-V:open AO-V:cnlse	FP1	Mfep1	Plv decreasing & increasing Pao decreasing Paer decreasing & increasing	2<Plv<150mmHg 80<Pao<110mmHg 2<Paer<15mmHg 0.49 ≤ t < 0.55
start-RD	S	VP<APKAOP A-V:open AO-V:cnlse	FP2	Mfep2	Plv increasing Pao decreasing Paer increasing	2<Plv<8mmHg 80<Pao<100mmHg 2<Paer<8mmHg 0.66 ≤ t < 0.86

표 1. 이산사건 분할  
Table 1. Discrete Event Partioning for the Heart

심장시스템의 DEVS/CS Atomic 혼합모델  
(DEVS/CS Atomic Combined Model in Heart System)

표 1.에 정의된 상들의 부가적인 정보를 포함하는 심장의 DEVS/CS Atomic 혼합모델의 명세를 DEVS 형식론에 의해 나타내면 표 2와 같다.

```

Mem = (X, S, Y, δint, δext, λ, to, fo, O)
X = (pressure|pressure ∈ (0, 200));
Y = (p|po ∈ R+);
φ = {ASP, ICP, EP1, EP2, IRP, FP1, FP2};
p ∈ (0, 140);
δint((o, φ, p), e, pressure):
case condition : 4<po<8, 80<po<90, 2<Paer<8
0 ≤ t < 0.15, 2<Po<10;
φ - ASP;
case condition : 8<po<100, 80<po<100, 4<Paer<15
0.15 ≤ t < 0.21, 6<Po<15;
φ - ICP;
case condition : 90<po<140, 90<po<140, 6<Paer<15
0.21 ≤ t < 0.32, 4<Po<15;
φ - EP1;
case condition : 80<po<140, 90<po<140, 6<Paer<20
0.32 ≤ t < 0.49, 4<Po<15;
φ - EP2;
case condition : 10<po<100, 90<po<110, 8<Paer<20
0.49 ≤ t < 0.55, 6<Po<20;
φ - IRP;
case condition : 2<po<15, 80<po<110, 2<Paer<15
0.55 ≤ t < 0.66, 2<Po<15;
φ - FP1;
case condition : 2<po<8, 80<po<100, 2<Paer<8
0.66 ≤ t < 0.86, 2<Po<8;
φ - FP2;
λ((o, φ, p)) - p;
λo((o, φ, p)) - o;
fo: case phase of
ASP : fo = Masp;
ICP : fo = Micp;
EP1 : fo = Meep1;
EP2 : fo = Meep2;
IRP : fo = Mierp;
FP1 : fo = Mfep1;
FP2 : fo = Mfep2;
O = {Masp, Micp, Meep1, Meep2, Mierp, Mfep1, Mfep2}
    
```

표 2. 심장시스템의 DEVS/CS Atomic 혼합모델의 명세  
Table 2. DEVS/CS Atomic model specification of Heart System

결 론 (CONCLUDING)

혼합모델은 매우 복잡하고 다양한 시스템의 명세를 지원할 수 있는 두 가지 이상의 서로 다른 모델링 형식론을 사용하여 정의되어 질 수 있으나, 본 연구에서는 CS 모델과 DES 모델이 혼합된 DEVS/CS 혼합 모델링 방법론을 적용하였다. 이 방법론은 CS의 동적 상태를 DES의 상태공간으로 등가적으로 변환하는 것을 의미한다.

본 연구에서는 CS 모델에서의 미분방정식 형식론과 DES 모델에서의 DEVS 형식론을 혼합하기 위한 새로운 형태구조를 제안하였다. 이를 이용하여 CS를 대응되는 DES로 모델링하는 프레임워크를 제안하였다. 이 구조는 DEVS 형식론에 바탕을 두며, CS 모델의 동적 특성에서 특이한 상태천이가 발생하는 점들을 DEVS 모델의 상들로 일대일 대응시킨다. 즉, CS 모델에서의 상태천이에 대한 미분방정식 형식론을 DEVS 모델의 각 상에 대응하는 부모모델로 사상시킨 후 이를 DEVS/CS 혼합모델로 구성하였다.

적용된 DEVS/CS 혼합모델과 제안한 형태구조의 타당성을 검증하기 위해서 심장시스템의 모델링과 시뮬레이션을 수행하는 일례를 도입하였다. 제안된 심장시스템의 DEVS/CS 혼합모델 시뮬레이션은 DEVS 형식론을 기반으로 하며 모델링 시뮬레이션을 지원하는 환경을 필요로 한다. 그러한 환경중의 하나가 DEVSIM++이 될 수 있다.

C++에서 DEVS형식론을 실현하는 DEVSIM++은 1992년 Park & Kim[8]에 의해 제안되었다. 시뮬레이션 결과들은 제안된 프레임워크가 심장시스템에서의 다른 연구보다도 상천이와 복잡한 경계조건들을 포함하는 복잡한 심장시스템을 설명하기에 적합하다는 것을 시사한다.

참 고 문 헌(REFERENCES)

1. Beneken, J.E.W. and De Wit, R. 1967. "A Physical Approach to Hemodynamic Aspects of the Human CardioVascular System", In *Physica Bases of Circulatory Transport*(Eds:E.B. Beeve and A.C. Guyton), W.B. Saunders, Philadelphia, pp. 1-46.
2. Korn,G.A. and Wait, J.V., 1978 *Digital Continuous System Simulation* Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey.
3. Fishwick, P and Zeigler, B.P., 1991, "Qualitative and Combined Models with Discrete Events," Proc in 2nd International Conf. on AI, Planning and High Anatomy Systems, pp. 306-31.
4. Zeigler, B.P., 1989, "DEVS Representation of Dynamic Systems: Event -Based Control", Proc of IEEE vol 77, no.1, pp. 72-80.
5. Shearer, L,Murphy, A.T., and Richardson H., 1967 *Introduction to System Dynamics* Addison Wesley.
6. Zeigler, B.P., 1984, *Multifaceted Modeling and Discrete Event Simulation* Orlando, FL : Academic Press, 1984.
7. Praehofer, H. 1991,"System Theoretic Foundations for Combined Discrete Continuous System Simulation",*International Journal of General Systems, Special Issue on Knowledge Based Simulation.*
8. Kim, Tag G. and Park, Sung B., 1992, "The DEVS Formalism : Hierarchical Modular Systems Specification in C++", Proc of 1992 European Simulation Multiconference, pp. 152-156.
9. Pater,L. de and van den Berg, J.W., 1964, "An Electrical Analogue of the Entire Human Circulatory System", *Biol. Eng.*, 2. pp. 161-166.

10. 전계득, 1992, 'DEVS/CS 혼합 모델을 적용한 심장 시스템의 시뮬레이션.'
11. 김탁곤, '이산사건 시스템 모델링 시뮬레이션 기법', 전자 공학회지, 제 19권, 제 1호, pp. 105-114, 1992.
12. Bernard P. Zeigler, 1985, "Theory of Modelling and Simulation", Library of Congress Cataloging In Publication Data.
13. Jerry Banks. John S. Carson,II, 1984, Prentice Hall "Discrete-Event System Simulation."