

# DEVS 형식론을 적용한 심혈관 시스템의 모델링 및 시뮬레이션

조용재, 손경식, 남기곤, 이영우\*, 김광년\*\*, 최병철\*\*, 전계록\*\*\*,  
부산대학교 전자공학과, \*부산대학교 의과대학, \*\*부산대학교 의공학협동과정, \*\*\*부산대학교병원  
의공학과

## Modeling and Simulation of the Cardiovascular System using DEVS formalism

Y. J. Cho, K. S. Son, K. G. Nam, Y. W. Lee\*, K. N. Kim\*\*, B. C. Choi\*\*, K. R. Jun\*\*\*

Dept. of Electronic Eng., Pusan National Univ.

\*Dept. of School of Medicine., Pusan National Univ.

\*\*Dept. of Interdisciplinary program in Biomedical Eng., Pusan National Univ.

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

### ABSTRACT

### 서론

This paper describes a methodology for the development of models of discrete event system(DES). 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 couple DES models within a framework. The structure employs the DEVS formalism for the DES models. The proposed formal structure has been applied to develop a DEVS model for the human cardiovascular system. For this, the cardiac cycle is partitioned into a set of phases based on events identified through VisSim simulation in the CS of the electrical analog model. VisSim is the simulation tool of visual environment for developing continuous, discrete, and hybrid system models and performing dynamic simulation. For each phase, a CS of the electrical analog model for the cardiovascular system has been simulated by VisSim 2.0. To validate this model, first develop the DEVS model, then simulate the model in the DEVSIM++ environment. It has same simulation results for the data obtained from the CS simulation using VisSim. The comparison shows that the DEVS model represents dynamics of the human heart system at each phase of cardiac cycle.

심장 시스템의 모델링은 순환생리학 및 병리학적인 심혈관계 질환을 비침습적인 방법으로 시뮬레이션하기 위한 효과적인 도구로서 사용되어져 왔다. 지난 수십년 동안 심혈관시스템(cardiovascular system : CVS)의 모델링과 시뮬레이션은 여러 학자들에 의해 연구가 수행되었다. 그러나 제안된 모델들은 대부분 연속시스템(전기적으로 아날로그 시스템) 모델이며, 대표적인 예는 1899년에 Otto Frank에 의해 제시된 Windkessel 모델과 1899년 Avanzolini와 Capello에 의해 제시된 심실 및 심방의 수축력(forcing function)을 고려한 CVS 모델 등이다. 제안된 모델들은 점성-탄성-컴플라이언스(viscous - elasticity-compliance) 성분들을 전기회로의 R-L-C (resistor-inductance-capacitance) 성분들로 표현하며, 심방 및 심실의 수축력을 고려하여 연속시스템(continuous system : CS)으로 구성되었다. 일반적으로 CS 모델들은 다양한 동적 특성 변화를 나타내기 때문에 ACSL(advanced continuous simulation language) 등과 같은 CS 시뮬레이션 언어를 사용하여 시뮬레이션이 수행된다. 시스템의 모델링은 대개 수학적인 형식론(formalism)에 의해 표현된다. CS 모델링에는 미분방정식(differential equation) 등을 사용한다. 그러나 이산사건시스템(discrete event system : DES) 모델링의 경우는 일반적인 형식론은 존재하지 않으므로 여러 가지 형식론 즉, Temporal 조직, 시간페트리네트(time-petric-nets), 그리고 DEVS (discrete event specification system) 등이 사용되고 있다. 이러한 형식론 중 DEVS는 1972년 Zeigler에 의해 제안되었으며, DES를 계층적인 구조를 지니는 모듈들로 구성하여 모듈화한 모델로 명세하는 형식

## DEVS 형식론을 적용한 심혈관 시스템의 모델링 및 시뮬레이션

론이다. DEVS 형식론은 집합이론에 기반을 두고 있으며, DES를 계층적으로 구분하기 위하여 두 가지 모델(Atomic, Coupled)로 구분된다. 본 연구에서는 실세계(real world)에 존재하는 수많은 동적시스템(dynamic system) 중에서 복잡하고 오묘한 동적 특성을 나타내는 인체의 CVS를 CS로 채택하고 DEVS 형식론을 사용하여 CVS 모델을 시뮬레이션하였다. 본 연구에 사용된 CVS 모델은 타 연구 즉, CVS 모델을 전기회로 모델로 구성한 후 범용적으로 사용되는 시뮬레이션 도구(simulation tool)인 VisSim을 이용하여 시뮬레이션을 수행한 연구 결과를 참조하였다. DES 시뮬레이션에 사용된 도구는 DEVS 형식론을 C++로 구현시킨 DEVSIM++을 사용하였다. DEVS 형식론을 적용하여 시뮬레이션을 수행한 결과 CS(VisSim)의 시뮬레이션 결과와 거의 일치하였으며, 모델의 구성이 CS 보다 간단하였고, 그리고 시뮬레이션 속도도 상당히 개선되었다.

### DEVS 모델

DES는 시간영역이 연속적인 실수 값으로 표현되나 상태공간은 유한 개의 이산적인 값으로 구성되는 시스템으로 정의된다. 따라서 DES는 임의의 시간에 상태천이가 발생되며 한 상태에 머무르는 시간도 랜덤(random)한 특징을 가지고 있다. 이러한 DES 모델을 모델링할 경우 사용하는 수학적인 형식론은 Temporal 로직, 시간 페트리네트, 그리고 DEVS 등이 사용되고 있다. 이들 중 DEVS는 시스템을 작은 구성요소들로 나누어 각각 모듈화된 형태로 모델링하고 각 모듈들을 계층적(hierarchical)인 구조로 명세하는 형식론이다. DEVS 형식론은 집합이론에 기반을 두며, DES를 계층적인 구조로 나타내기 위하여 두 가지 클래스(Atomic 모델과 Coupled 모델)로 구분할 수 있다. Atomic 모델은 시스템을 더 이상 분해할 수 없는 시스템의 구성원(component)으로 표현하는 모델이며, DEVS 형식론에 의해 다음과 같이 정의된다.

$$M = \langle X, S, Y, \delta_{ext}, \delta_{int}, \lambda, ta \rangle$$

X:외부입력사건 집합(external input event set);

S:상태변수 집합(sequential state set);

Y:출력사건 집합(output event set);

$\delta_{ext}$ :  $Q \times X \rightarrow S$  외부천이 함수(external transition function);

$\delta_{int}$ :  $S \rightarrow S$  내부천이 함수(internal transition function);

$\lambda: S \rightarrow Y$  출력함수(output function);

$ta:S \rightarrow R^+_{0,\infty}$  시간전진함수(time advance function);

여기서 시간전진함수 ta는 0을 포함한 양의 실수의

집합이고, 상태집합 Q는 다음과 같이 정의된다.

$$Q = \{(s, e) | s \in S \text{ and } 0 \leq e \leq ta(s)\}$$

그리고 Coupled 모델은 여러 개의 Atomic 모델들을 결합하여 규모가 큰 모델로 확장시키는 역할을 한다. Coupled 모델 CM의 정의는 다음과 같다.

$$CM = \langle X, Y, M, EOC, EIC, IC, SELECT \rangle$$

X:외부입력사건집합(external input event set);

Y:출력함수(output event set);

M:DEVS 구성요소 집합(DEVS component set);

EIC:외부입력연결관계(external input coupling);

EOC:외부출력연결관계(external output coupling);

IC:내부연결관계(internal coupling);

SELECT:subset of M  $\rightarrow$  M:(tie-breaking rule);

### DEVS 형식론

Zeigler는 1989년에 CS를 등가적인 DEVS 모델로 표현할 수 있는 새로운 방법 즉, CS 구성원들의 결합을 DEVS 모델로 표현할 수 있는 수학적인 형식론을 제안하였다. DEVS 형식론은 집합이론(set theory)에 기반을 두고 있으며, DES를 계층적인 구조를 지니는 모듈화된 모델로 모델링 할 경우 사용된다. 이러한 DES는 구성요소들을 계층적 구조로 분해하여 나타내기 위하여 두 가지 모델 즉, Atomic 모델 및 Coupled 모델로 구분된다. DEVS 형식론을 사용하여 DES를 구성하는 Atomic 모델과 Coupled 모델의 동적인 특성을 명세할 수 있다. CS를 DEVS 모델로 사상(mapping)하기 위해서는 아래의 가정들이 만족되어야 한다.

(1) 원 시스템의 입력은 piecewise 형태의 계단함수로 표시할 수 있는 시간 함수들이어야 한다.

(2) 출력은 유한 집합(finite set)이어야 한다.

(3) 상태공간은 상호배타적블록(mutually exclusive block)들의 유한집합으로 분할(partition)될 수 있어야 하며, 각 블록에 있는 여러 상태들은 동일한 출력을 발생하여야 한다. Zeigler는 실세계에 존재하는 수 많은 CS중에 DEVS 형식론에 입각한 네 가지 특성함수를 구하기 위한 방법으로 다음과 같은 네 가지 CS의 형태를 제시하였다. 첫 번째 분석적으로 쉽게 다룰 수 있는 미분 방정식에 의해 CS를 모델화 할 수 있는 경우, 두 번째 수치적으로 해결할 수 있는 미분방정식 모델로 표현하여 시뮬레이션을 수행한 후 출력 값을 기록한 표(tabular approximation) 형태의 특성함수들을 구할 수 있는 CS, 세 번째 모델은 존재하지 않으나 실제 시스템으로부터 실험치를 구할 수 있으며, 특성함수들이 실험을 통하여 구해진 데이터에 의해 표현될 수 있는 CS, 네 번째 DEVS 모델 구조를 온-라인 상으로 기계학습

(machine learning) 시킬 수 있는 시뮬레이션 시스템인 경우 등이다. 본 논문에서는 상기의 첫 번째와 두 번째 시스템을 고려하였다. 상기에 제시한 방법들은 CS의 수학적인 형식론을 추상화(abstraction) 및 결합화(association) 개념을 사용하여 DEVS 형식론으로 사상시킬 수 있음을 의미한다. 그리고 CS의 출력 집합을 상호배타적 블럭으로 분할하기 위하여 사건들의 식별(identity)이 필요하다. 비록 이러한 식별에 대한 수학적인 방법론은 일반화되지 않았으나, 1991년 Fishwick와 Zeigler에 의해 발견론적인(heuristic) 방법이 제시되었다. 제시된 방법은 입력, 출력, 그리고 상태궤도들에서의 합축성 있는 상태천이는 사건이 될 수 있으며, 객체에서 모델화되어 질 수 있는 출발과 도착 등과 같은 상호작용도 사건들이 될 수 있다. 그리고 모델내에서 관계의 변화(context switch) 등이 발생할 수 있는 상태로 분리하여 상(phase)들로 나타낼 수 있는 데 이러한 상들의 변화는 사건이 될 수 있다.

### 심장시스템의 간략한 설명 (HEART SYSTEM IN BRIEF)

인체의 심혈관시스템(cardiovascular system : CVS)은 혈액을 전신으로 공급하여 주는 심장과 혈액이 통과하는 여러 가지 혈관으로 구성되어 있다. 이들 중 심장은 혈액을 전신으로 박출하는 펌프의 역할을 담당하고 있다. 심장은 일정한 심주기(cardiac cycle)로 수축과 이완작용을 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 박출하고 그리고 전신을 순환하고 심장으로 되돌아 오는 정맥환류(venous return)에 의해 심방에 축적된다. 심주기 동안의 심실 내압(intraventricular pressure), 용적의 변화(volume variation), 그리고 동맥내의 압력 변화는 그림 1과 같이 나타난다.

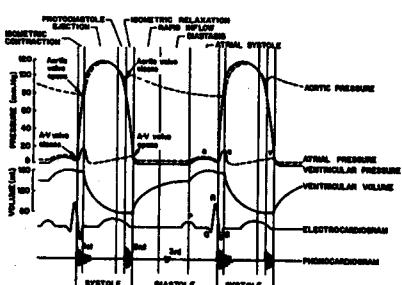


그림 1. 심주기 동안의 심실내의 압력변화,  
용적변화, 동맥 압력변화

그림 1의 각 파형(심전도, 대동맥 압력, 좌심실 압력, 심방 압력, 심실 혈류, 심실 용적, 심음도)의 의미는 일반적으로 잘 정의되어 있으므로, 심실의 용적을 예를 들어 간략하게 설명해보도록 하겠다.

먼저 심실에 혈액이 축적되는 기간(filling phase : FP)을 심실의 급속한 축적기간(rapid filling phase : FP1)과 심실에 혈액이 서서히 축적되는 기간인 심박정지기(diastasis : FP2)로 구분하였고, 확장기의 마지막 1/3 지역에서 심방수축이 일어나는 심방수축기(atrial systole phase : ASP), 심실의 용적은 일정하나 압력은 급속히 증가하는 등용적성 수축기(Isovolumic contraction phase : ICP), 심실근은 계속하여 이완하나 심실 용적은 변하지 않는 등용적성 이완기(Isovolumic relaxation phase : IRP), 그리고 심실에서 대동맥으로 혈액이 유출되는 박출기(ejection phase : EP)를 급속한 박출기(rapid ejection phase : EP1)와, EP의 나머지 약 30%의 혈액이 심실로 유출되는 늦은 박출기(slow ejection phase : EP2)로 구분하였다.

### 심장시스템의 DEVS 모델

DEVS 모델에서 정의된 Atomic 모델과 Coupled 모델의 형태구조를 이용하여 심장시스템의 DEVS 모델을 개발하고자 한다. 이를 위하여 다음의 가정이 만족되어야 한다. 첫째, 심장시스템의 입력, 출력, 그리고 상태 집합 등을 DEVS 형식론을 사용하여 나타내기 위해서는 가정 (1), (2), (3)등을 만족시켜야 한다. 그리고 연속시스템 데이터(VisSim)를 DEVS 모델로 구현하기 위해서는 다음의 가정들을 만족하여야 한다. 첫째, 연속시스템 상태공간을 DEVS 상태공간으로 사상하기 위하여 심주기에서의 상(Phase)들을 식별하여야 한다. 본 논문에서는 상기와 같이 7개의 상(ASP, ICP, EP1, EP2, IRP, FP1, FP2)으로 구분하였다. 둘째, 사상기준을 정의하고, 이산사건들을 분할하여야 한다. 여러 가지 기준이 있으나 본 논문에서는 시간전진함수(time advance function)로 설정하였다. 셋째, M(Atomic Model)을 수행하기 위한 심장시스템의 특성방정식을 구하여야 한다.

### 심혈관시스템의 상 식별과 상 분할 (Phase Identification and Partitioning of Cardiovascular System)

상기의 가정에 의해, CS에서 연속적으로 발생하는 사건들(VisSim data)을 사건목록(event list)이라는 데이터 파일에 저장한 후 이산사건 시스템(DES)에서 이산적으로 발생하는 사건들을 식별하여 사건목

## DEVS 형식론을 적용한 심혈관 시스템의 모델링 및 시뮬레이션

록(event list)에 수록된 값으로 상천이(phase transition)를 수행하도록 하였다. CS에서 사건들을 식별하기 위하여 DEVS 형식론에서 언급한 세 번째 발견론적 방법(3)을 사용하였다. 이 방법을 사용한 이유는 심장 기능에 대한 실험치들을 VisSim을 사용하여 구할 수 있으며, 실험치들을 이용하여 심장 기능을 나타내는 DEVS 특성 함수들을 구할 수 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 7개의 상태 즉, ASP, EP1, EP2, IRP, FP1, FP2들의 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.

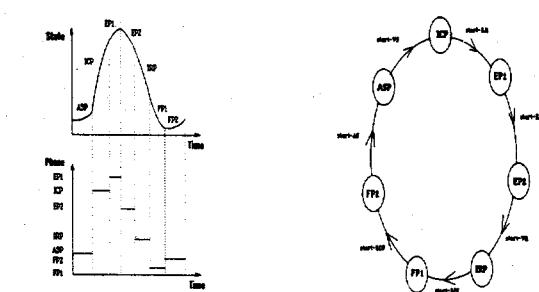


그림 2. 이산사건 다이어그램 (a) 상태천이,  
(b)상분할, (c)상천이 다이어그램

### 이산사건 분할(Discrete Event Partition)

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

표 1. 이산사건 분할

Table1. Discrete Event Partitioning for the Heart

### 심장 시스템의 DEVS Atomic 모델

표 1에 정의된 상들의 부가적인 정보를 포함하는 심장의 DEVS 모델의 명세를 DEVS 형식론에 의해 나타내면 표 2와 같다.

Conditions	Phase	Sympotn	State Range
VP<AP<AOP A-V:open AO-V:close	ASP	P <sub>LV</sub> increasing P <sub>AO</sub> decreasing & decreasing	4<P <sub>LV</sub> <8mmHg 80<P <sub>AO</sub> <90mmHg 0.7456<t <sub>a</sub> <0.8
AP<VP<AOP A-V: close AO-V:close	ICP	P <sub>LV</sub> rapid increasing P <sub>AO</sub> decreasing P <sub>ART</sub> increasing	8<P <sub>LV</sub> <100mmHg 80<P <sub>AO</sub> <100mmHg 4<P <sub>ART</sub> <15mmHg 0≤t <sub>a</sub> ≤0.0512
AP<VOP<VP A-V :open AO-V:open	EP1	P <sub>LV</sub> increasing	90<P <sub>LV</sub> <140mmHg 90<P <sub>AO</sub> <140mmHg 6<P <sub>ART</sub> <15mmHg 0.0512<t <sub>a</sub> ≤0.144
AP<VOP<VP A-V:open AO-V:open	EP2	P <sub>LV</sub> decreasing P <sub>AO</sub> decreasing P <sub>ART</sub> increasing	80<P <sub>LV</sub> <140mmHg 90<P <sub>AO</sub> <140mmHg 6<P <sub>ART</sub> <20mmHg 0.144<t <sub>a</sub> ≤0.192
AP<VP<AOP A-V:close AO-V:close	IRP	P <sub>LV</sub> decreasing P <sub>AO</sub> increasing P <sub>ART</sub> increasing	10<P <sub>LV</sub> <100mmHg 90<P <sub>AO</sub> <110mmHg 8<P <sub>ART</sub> <20mmHg 0.192<t <sub>a</sub> ≤0.2976
VP<AP<AOP A-V:open AO-V:close	FP1	P <sub>LV</sub> decreasing & increasing P <sub>AO</sub> decreasing P <sub>ART</sub> decreasing & increasing	2<P <sub>LV</sub> <150mmHg 80<P <sub>AV</sub> <110mmHg 2<P <sub>ART</sub> <15mmHg 0.2976<t <sub>a</sub> ≤0.5088
VP≤AP<AO P A-V:open AO-V:close	FP2	P <sub>LV</sub> increasing P <sub>AO</sub> decreasing P <sub>ART</sub> increasing	2<P <sub>LV</sub> <8mmHg 80<P <sub>AV</sub> <100mmHg 2<P <sub>ART</sub> <8mmHg 0.5088<t <sub>a</sub> ≤0.7456

표 2. 심장시스템의 DEVS Atomic 모델의 명세  
Table 2. DEVS Atomic model specification of Heart System

```

MAtomic=<X,S,Y,δext,δint,λ,ta>
X={(Pressure, Volume)|Pressure∈(0, 130),Volume∈(60, 160)};
Y={(p, v)|p∈R+, v∈R+};
φ ∈{(ASP, ICP, EP1, EP2, IRP, FP1, FP2), (Busy, Passive)};
δext = ((σ, φ, p(v)), e, pressure(volume));
case condition : 0 ≤ ta ≤ 0.0512 (φ ← ICP )
case condition : 0.0512 < ta ≤ 0.144 (φ ← EP1 )
case condition : 0.144 < ta ≤ 0.192 (φ ← EP2 )
case condition : 0.192 < ta ≤ 0.2976 (φ ← IRP )
case condition : 0.2976 < ta ≤ 0.5088 (φ ← FP1 )
case condition : 0.5088 < ta ≤ 0.7456 (φ ← FP2 )
case condition : 0.7456 < ta ≤ 0.8 (φ ← ASP )
λ((σ, φ, p(v))) ← p(v) ;
ta((σ, φ, p(v))) ← p(v) ;

```

### 심혈관 시스템의 DEVS 모델 시뮬레이션

심혈관시스템의 DEVS 모델을 시뮬레이션하기 위하여 DEVS 형식론을 C++로 구현한 DEVSIM++ 을 사용하였다. 본 연구에 적용된 시뮬레이션의 절차는 다음과 같다. 제안된 심혈관시스템의 CS를 VisSim

을 사용하여 시뮬레이션을 수행한 결과 나타나는 각각의 심방과 심실, 그리고 폐에서의 입력 파형을 관찰한 후 각각의 파형의 입력궤도 상에서 상 천이를 일으키는 영역들을 구분하여 7개의 상(ICP, EP1, EP2, IRP, FP1, FP2, ASP)들로 분할하였다. 분할된 상들의 각 파형별 측정치를 구하고, 각 파형별 상들의 특성을 나타내는 다항식을 구성하여 이들을 이용하여 전달함수를 구하였다. 전달함수는 각 모델의 입력과 출력의 다항식을 이용하여 구하였다. 여기에 사용된 출력 다항식들은 심방(심실)의 압력과 용적, 그리고 대동맥 압력들이다. 입력 다항식들은 심방(심실)의 압력과 용적들을 나타낸다. 따라서 각 파형별 각 상별 다항식을 이용하여 각 상별 전달함수를 구하고 이들을 사건 목록(Event List)에 저장하였다. 그 후 외부입력사건, 외부천이 함수, 내부천이 함수, 그리고 시간전진 함수 등이 입력되면 사건목록에 수록된 상 천이를 수행하여 출력을 구한다. 이러한 과정을 간략하게 나타내는 심혈관 시스템의 DEVS 모델 블록다이어그램은 그림 3과 같다. 그림 3에서 Atomic 모델은 GENR, TRANSD, L.A., L.V., PULMONARY, R.A., RV이고, Coupled 모델은 EF(Experimental Frame), HEART, HEARTSIM이다. 그림 3에서 제시한 Atomic 모델의 기능은 다음과 같다. GENR 모델은 일정한 주기로 우심방의 압력 및 용적의 데이터를 생성(generation)하여 Coupled 모델인 HEART로 보낸다. 여기서 일정한 주기는 심장 주기 / 샘플링 주기(0.8/250 sec)를 의미한다. 만약 Atomic 모델 GENR의 입력단자(stop port)에 "STOP" 메시지가 도달하면 데이터 생성을 중단하게 된다. Atomic 모델 TRANSD는 심장에서 출력된 대동맥 압력, 좌심실 압력 및 용적들의 데이터들을 입력받아 저장하거나 화면에 출력한다. 만약 시뮬레이션을 끝내고자 할 때에는 출력단자(stop port)에 "STOP" 메시지를 보낸다. Coupled 모델 HEART가 수행하는 기능은 다음과 같다. EF(Experimental Frame)에서 데이터들을 입력단자 "in\_atri\_p", "in\_atric\_vol"로부터 전달 받고, 출력단자 "out\_vent.vol", "out\_vent\_p", "out\_aortic\_p"를 통하여 처리한 데이터를 전송한다. HEART에는 5가지 Atomic 모델들이 존재하는 데 각각의 모델들은 상태(state)를 두 개의 상(phase)으로 즉, 상 1과 상 2로 구분한다. 상 1은 다시 "ASP", "ICP", "EP1", "EP2", "IRP", "FP1", "FP2"로 구분하고, 상 2는 "BUSY", "PASSIVE" 메시지로 구분한다. 여기서 상 1은 시뮬레이션의 시간에 따라 구분시킨다. 즉, ICP는  $0 \leq \text{SIMUL\_TIME} \leq 0.0512$ , EP1은  $0.0512 < \text{SIMUL\_TIME} \leq 0.144$ , EP2는  $0.144 < \text{SIMUL\_TIME} \leq 0.192$ , IRP는  $0.192 < \text{SIMUL\_TIME} \leq 0.2976$ ,

FP1은  $0.297 < \text{SIMUL\_TIME} \leq 0.5088$ , FP2는  $0.5088 < \text{SIMUL\_TIME} \leq 0.7456$ , ASP는  $0.7456 < \text{SIMUL\_TIME} \leq 0.8$  등으로 구분한다. Coupled 모델 HEART의 구성 요소인 각각의 Atomic 모델들은 각각의 전달함수가 존재하게 된다. 각각의 Atomic 모델들은 입력단자를 통하여 들어오는 데이터를 외부천이 함수 및 내부 천이함수를 거쳐 각각의 출력함수를 통하여 출력 포트로 데이터를 전송하며, 각 출력함수는 입력데이터와 시뮬레이션 시간을 전달함수에 대입하여 출력을 구한다. 이러한 전반적인 과정을 거쳐 심혈관시스템의 DEVS 모델 시뮬레이션이 수행된다.

본 연구에서 구현한 각각의 심방(심실) 및 폐 모델 시뮬레이션을 수행한 결과의 파형들은 그림 4와 같다. 각각의 모델의 출력을 VisSim의 출력 파형과 비교해 보면 거의 일치하는 파형을 구현해 내는 것을 볼 수가 있다. 결국 본 심장 모델링은 타당하다는 결론을 얻을 수 있었다. 그리고 본 논문에서는 수행하지 않았지만 이 모델을 사용하여 심질환별 모델링도 가능하리라고 생각된다. 그래서 침습적(invasive)인 방법 또는 수술중이 아니면 관측하기 어려운 심혈관 시스템의 각 영역별 압력 및 용적을 비침습적인(noninvasive)인 방법으로 예측할 수 있다는 점에서 제안된 DEVS 모델은 상당히 유용하다고 생각된다.

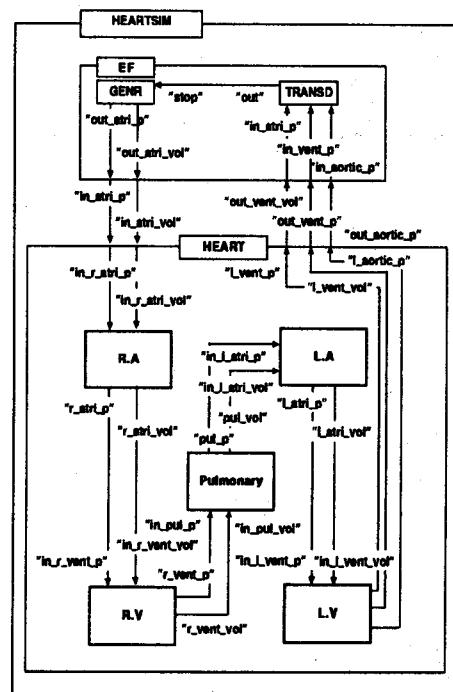


그림 3. 심혈관시스템의 DEVS 모델  
블록다이어그램

## DEVS 형식론을 적용한 심혈관 시스템의 모델링 및 시뮬레이션

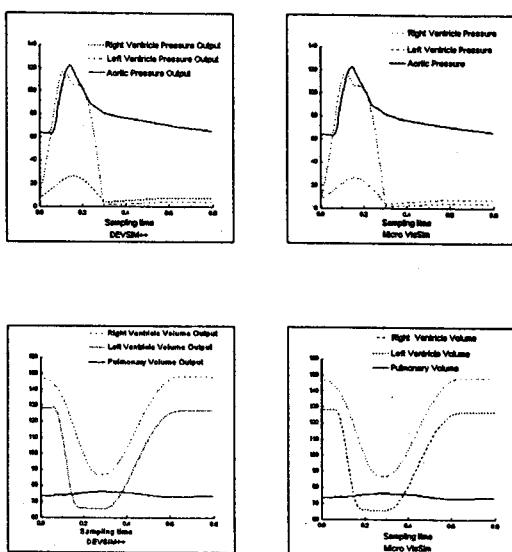


그림 4. DEVSIM++ 과 Micro VisSim의 결과 비교

### 결론

본 연구에서는 CS를 DEVS 모델로 해석할 수 있는 형식론을 제공하고, 이러한 DEVS 형식론을 바탕으로 CS에서의 동적상태를 DES의 상태공간으로 등가적으로 변환하여 시뮬레이션을 수행하였다. 적용된 DEVS 모델의 방법론과 제안된 모델의 타당성을 검증하기 위해 생체 내의 심혈관시스템을 일례로 도입하였다. 심장의 한 주기 동안 발생하는 심혈관시스템의 압력과 용적의 변화를 관찰하여 상태천이가 발생되는 궤도를 구분하여 심혈관시스템을 여러 개의 Atomic 모델로 나타내었으며, 이들을 Coupled 모델로 결합하여 하나의 모듈로서 구성하였다. 그리고 DEVS 형식론을 C++로 구현된 DEVSIM++를 사용하여 수행하였다. 그리고 DEVS 모델과 CS의 형태구조학적인 특성을 고려한 전기회로 모델을 제시하고 제시한 모델의 파라메타를 설정한 후 범용적으로 사용되고 있는 시뮬레이션도구인 VisSim을 이용하여 CS의 다양한 동적특성에 관한 시뮬레이션을 수행하여 얻은 데이터 곡선인 VisSim의 출력파형을 비교·검토한 결과 CS에서 상태천이가 발생되는 시간과 DEVS 혼합모델의 상 천이가 발생하는 시간이 일치하였으며, 같은 시간에서의 출력값들이 거의 일치하였다. 따라서 심혈관 시스템의 모델링 및 시뮬레이션은 타당함을 검증하였으며, 다음과 같은 결론을 도출할 수 있었다.

1. DEVS 모델을 적용하여 시뮬레이션을 수행하므로 계산이 간단하고 계산속도가 훨씬 개선되었다.
2. CS 모델에서는 상태별로 미분방정식을 적용하나, DEVS 모델에서는 각각의 모델에 대해서 상 별로

전달함수를 구하여 상별로 각기 다른 다항식을 적용하므로 CS보다는 훨씬 정확한 출력을 얻을 수 있었으리라 추측된다. 3. 정확한 CS 모델의 입력 데이터를 정확히 추출하여 DEVS 모델의 출력을 구하면 임상에 적용할 경우 비 침습적인 방법으로도 심질환에 대한 예측이 가능하리라고 생각한다. 그리고 자율신경계, 신장기능, 호르몬에 의한 심장의 기능 변화도 고려한 모델링에 관한 연구가 수행되어 만족한 결과가 도출될 경우 생리학 또는 병리학적인 여러 현상을 이해하기 위한 유용한 도구로 사용되리라고 생각된다. 끝으로 본 모델링의 응용 예로는 인공심장 시스템을 지능적으로 제어하는 이산사건에 근거한 제어시스템을 설계하는데 이용될 수 있으리라 생각된다.

### 참 고 문 헌 (REFERENCES)

1. 전계록, 1992, “DEVS/CS 혼합 모델을 적용한 심장시스템의 시뮬레이션.”
2. 강두희. 생리학, 신광출판사, 1992.
3. 김탁곤, “이산사건 시스템 모델링 시뮬레이션 기법”, 전자공학회지, 제 19권, 제 1호, pp. 105-114, 1992.
4. B. P. Zeigler, “Theory of Modelling and Simulation,” John Wiley, NY, 1976.
5. B. P. Zeigler, “Multifaceted Modelling and Discrete Event Simulation,” Academic Press, Orlando, FL, 1984
6. B. P. Zeigler, “Object-oriented Simulation with Hierarchical, Modular Models : Intelligent Agents and Endomorphic systems.” Academic Press, 1990
7. T. G. Kim, “A Knowledge-Based Environment for Hierarchical Modelling and Simulation,” Ph. D. Dissertation, Dept. of Electrical and Computer Engineering, University of Arizona, Tucson, AZ, 1988.
8. T. G. Kim and B. P. Zeigler, “The DEVS-Scheme Simulation Modeling Environment” Chapter 2 in Knowledge Based Simulation : Methodology and Applications, (eds : P. A. Fishwick and R. B. Modestki) Springer Verlag, 1990.
9. T. G. Kim. 1994a. “DEVSIM++ User’s Manual : C++ Based Simulation with Hierarchical ModularDEVS Models,” Tech. Report CORE-94-1 , CORE-LAB., KAIST.