

DEVCS 및 Discrete Time CAM을 이용한 심근 전도 시스템의 시뮬레이션

김광년, *남기곤, *손경식, **이영우, ***전계록,
부산대학교 의공학협동과정, *부산대학교 전자공학과,
부산대학교 병원 신경외과, *부산대학교 병원 의공학과

The Simulation of Myocardium Conduction System using DEVCS and Discrete Time CAM

K. N. Kim, *G. K. Nam, *K. S. Son, **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

Modelling and Simulation of the activation process for the myocardium is meaningful to understand special excitation conduction system in the heart and to study cardiac functions.

In this paper, we propose two dimensional cellular automata model for the activation process of the myocardium and simulated by means of discrete time and discrete event algorithm. In the model, cells are classified into anatomically similar characteristic parts of heart; SA node, internodal tracks, AV node, His bundle, bundle branch and four layers of the ventricular muscle, each of which has a set of cells with preassigned properties, that is, activation time, refractory duration and conduction time between neighbor cell. Each cell in this model has state variables to represent the state of the cell and has some simple state transition rules to change values of state variables executed by state transition function.

Simulation results are as follows. First, simulation of the normal and abnormal activation process for the myocardium has been done with discrete time and discrete event formalism. Next, we show that the simulation results of discrete time and discrete event cell space model is the same. Finally, we compare the simulation time of discrete event myocardium model with discrete time myocardium models and show that the discrete event myocardium model spends much less simulation time than discrete time myocardium model and conclude the discrete event simulation method is excellent in the simulation time aspect if the interval deviation of event time is large.

1. 서론

일반적으로 컴퓨터 시뮬레이션이란 실세계의 다양한 동적특성의 변화를 나타내는 객체(object)들 가운데 관심 있는 객체들의 구조(structure)와 행위(behavior)에 관한 자료를 수집하여 모델화하고 이를 수학적인 형식론(mathematical formalism)을 사용하여 모델링한 후 컴퓨터를 사용하여 모의 실험함을 의미한다. 따라서 실세계에 존재하는 모든 객체들의 입출력 특성과 상태전이현상 등을 관찰하거나 예측하여 현존하는 시스템의 성능을 평가하거나 최적화하는 경우, 복잡한 시스템의 내부 구조 및 변수들의 상호 작용을 관찰하는 경우, 그리고 새로운 시스템을 설계하고자 하는 경우 효과적으로 사용할 수 있다. 그러므로 이를 인체내의 심장에 존재하는 심근세포들의 활성화과정에 대하여 적용하고자 하였다.

심혈관시스템(cardiovascular system)은 혈액을 전신으로 공급하는 심장과 혈액이 통과하는 여러 종류의 혈관으로 구성되어 있다. 이러한 심혈관 시스템에서 심장은 주기적으로 혈액을 박출하는 일종의 펌프로서 작용한다. 심장의 펌프 기능은 심장에 존재하는 세 가지의 심근(myocardium muscle) 즉, 심방근(atrial muscle), 심실근(ventricular muscle), 그리고 특수흥분전도근섬유(special excitatory and conduction muscle fiber)에 의하여 이루어진다. 심장 내에 존재하는 특수흥분전도 시스템에 의해 심장은 두 가지 기본적인 기능을 수행한다. 즉, 심근의 규칙적인 수축을 야기하기 위한 규칙적인 심박동원(pacemaker)의 발생과 발생된 심박동원을 심근을 통하여 신속하게 전도하는 기능을 수행한다. 이러한 특수흥분전도 시스템에 의해 심근세포들이 규칙적 또는 주기적으로 탈분극과 재분극 과정을 수행한다.

심근의 활성화과정(activation process)에 대한 연구의 한 방편으로써 심근의 모델링과 시뮬레이션의 수행이 많은 연구자들에 의해 진행되어 왔다. 1988년에 Huiskamp와 Osterom, 그리고 1982년에 Roberts와 Scher는 동물의 심장 내에 다중 "plung-type" 전극을 삽입하여 동물의 심장 활성화 과정에 대해 연구하였다[1],[2]. 또한 단순한 탈분극

모델은 1968년 Okajima 등에 의해 제시되었다[3]. 1980년에 Van Capella와 Durrer는 2차원적으로 연결된 흥분성 세포에서 부정맥(arrhythmia)을 시뮬레이션하였다[4]. 그러나 이러한 연구는 주로 이론적으로 수행되었으며, 심근세포의 결합 구조 때문에 다차원 모델로 구성하기 어려우므로, 실험적으로 검증이 되지 않았다. 더구나 심근세포의 활성전위 형태와 심근세포들 간의 전도 특성, 심근세포들의 상호 연결 특성, 그리고 심근세포들의 비균질성 등의 변이성(variability)에 관한 연구 보고는 매우 적다. 특히 심근세포층의 영향이나 심근세포층 사이의 전도 방향과 전도 속도의 차이 등에 관한 연구보고는 매우 드문 실정이다. 1991년에 Adam은 유한요소법(finite element method:FEM)을 사용하여 3차원 심실 모델의 탈분극과 재분극과정에 대하여 연구하였다[5]. 1994년 전계록은 심실 세포의 활성화과정을 관측할 수 있는 세포오토마타 모델을 제안하였다[6].

본 연구에서는 심근세포의 활성화과정을 관측하기 위하여 세포오토마타 모델(cellular automata model:CAM)을 제시하고 이산시간(discrete time) 및 이산사건(discrete event) 시스템에 활용되는 형식론(formalism)을 사용하여 모델링하였고 이를 시뮬레이션하였다. 이산사건 세포오토마타 모델에 활용되는 형식론을 특별히 DEVCS(discrete event cell space model)이라 한다. 모델링된 CAM의 형태는 심방근의 경우 특수흥분전도 시스템에 관련된 경로(internodal pathway)만을 고려하였고, 심실근의 경우는 네 개의 섬유층 즉, 푸르키니에층(purkinje layer), 심내막층(subendocardial layer), 중간층(midlevel layer), 심외막층(epicardial layer) 등으로 구성되었다. 구성된 각 심근세포들의 특성 즉, 인접세포와의 종축 및 횡축전도 속도, 각 세포들의 활성 시간, 각 세포들의 불응기 시간 등은 타 연구에서 제시된 파라미터(Adam[5])와 생리학적 인 특성을 고려하여 할당하였다.

2. 세포오토마타 모델과 이산사건 시뮬레이션

2.1. 세포오토마타 모델(Cellular Automata Model : CAM)

CAM은 공간적으로 분포된 세포들(spatially distributed cells)의 유한 집합(finite set)으로 구성되며, 개개의 세포들은 자신의 상태를 나타내는 상태변수를 지니고 있다. 이러한 세포들은 인접한 세포들과 유사한 연결 패턴을 가지므로, 자신의 상태와 이웃에 인접한 세포들의 상태에 따라 자신의 상태를 천이하는 상태천이함수(state transition function)를 수행하고 상태가 천이된 세포들은 인접 세포들의 상태천이에 영향을 주며 이러한 과정이 시뮬레이션 시간동안 계속적으로 발생된다. 일반적으로 CAM은 일종의 계산기(computational machine)로서 다음과 같은 특성을 지닌다. 첫째, 복잡하고 다양한 동적 특성을 나타내는 물리적인 현상을 규명하기 위하여 물리학자들이 사용하는 수학적 기법 중의 하나인 편미분 방정식과 같은 형식론을 컴퓨터 분야의 과학자들이 응용하여 사용하는 형식

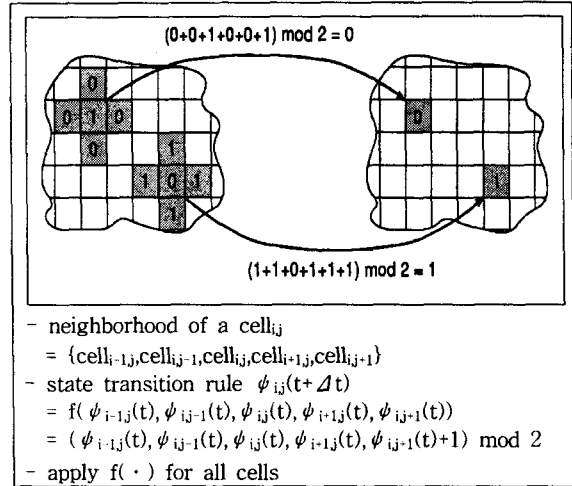


Fig. 1. Example of two dimensional CAM

론이고, 둘째, 다양한 동적 현상을 나타내는 실세계(real world)의 자연 현상을 이산시간 또는 이산사건 시스템으로 모델링할 수 있는 유용한 모델링과 라다임이며, 셋째, 이산시간 또는 이산사건에서의 상태천이는 이웃하는 인접세포들의 상호작용에 의해 결정되어 진다. 이러한 특성을 지니는 CAM의 응용 분야는 생물학(biology), 생태학(ecology), 그리고 컴퓨터학 등에 사용되며, 매력적인 한 분야의 적용 예는 GLSA(Game of Life in Scientific American)[7]이다.

CAM은 공간적으로 분포된 무한 세포의 집합으로 구성되며, 각 세포에서의 상태천이 법칙은 동일하고 모든 세포에서 이웃하는 인접세포와의 연결 패턴은 일정하므로 어떠한 세포에서의 다음 상태는 세포의 현재 상태와 세포 자신의 이웃하는 인접세포들에 의하여 결정되며 일례는 그림 1과 같다.

CAM의 수학적 형식론(mathematical formalism)과 시뮬레이션 알고리즘은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

CA=<S,N,T> :이산사건 시스템(discrete time system) 여기서,
 S : 상태의 집합(the set of states)
 N : 좌표(0,0)의 이웃하는 패턴(the neighborhood pattern at (0,0))
 T : 천이 함수(the transition function)
 또한 N과 T는 다음과 같은 조건에 종속된다.

$$N \subseteq \mathbb{I}^2$$

$$T : S^{|N|} \rightarrow S$$
 여기서 2 차원 CAM에 의해 명세되는 오토마톤(automaton)을 고찰하기 위해 전역적 상태(global state) Q와 전역적 천이함수(global transition function) f를 다음과 같이 정의할 수 있다.

$$Q = \{q \mid q : \mathbb{I}^2 \rightarrow S\}$$
 즉, $Q = \{ \dots, q(0,0), q(0,1), q(0,2), \dots \}$

$$f(g(i,j)) = T(q \mid N + (i,j))$$
 즉, $f(q(0,0)) = T(q(-1,0), q(0,-1), q(0,0), q(1,0), q(0,1))$

2.2. 이산시간, 이산사건 시뮬레이션

시스템은 일반적으로 시간영역(time domain)과

상태공간(state space)의 조합에 의해 네 시스템으로 분류되며 각 시스템 및 시스템 모델링시에 사용되는 형식론, 그리고 구현 방법은 그림 2와 같다.

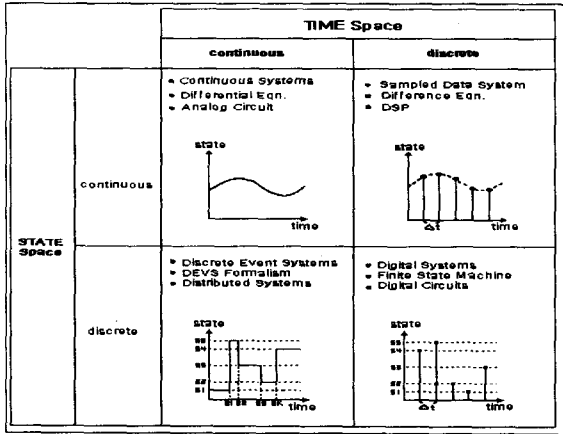


Fig. 2. System taxonomy

이산시간 시스템(discrete time system:DTS)과 이산사건 시스템(discrete event system:DES)의 시뮬레이션은 다음과 같은 차이가 존재한다. DTS는 일정한 시간 간격으로 입·출력 및 상태변이 등에 대한 자료를 획득한다. 그러나 만약 시간 간격이 너무 짧은 경우에는 필요없는 자료까지 계속하여 입력을 받기 때문에 처리하여야 할 자료가 많아지므로 시뮬레이션의 수행 시간이 많이 소요된다. 반면에 DES 모델의 시뮬레이션은 사건이 발생하는 특정한 시간에 대해서만 시스템의 상태변수를 추적하기 때문에 모델의 상태변이가 발생하는 시간을 미리 계획하고 계획된 시간에서 사건이 발생하여 시스템의 상태변수들이 천이되고 아울러 다음 계획을 수립하는 기능 등을 제공한다. 따라서 DES 모델의 시뮬레이션이 DTS 모델의 시뮬레이션보다 훨씬 효과적이다. 그러므로 컴퓨터의 운영 체제(operation system), 전쟁 게임 시뮬레이션, 그리고 교통관리시스템 등은 거의 DES로 DEVS 형식론을 사용하여 모델링되고 시뮬레이션을 수행할 수 있다.

3. 심장 시스템 모델

3.1 심장 시스템

심장은 신체내의 모든 장기들에게 혈액을 공급하는 원동력이 되는 기관으로서 주기적으로 혈액을 박출하는 일종의 펌프 기능을 수행한다. 심장의 펌프 기능은 심장에 존재하는 세 가지의 심근(myocardium muscle) 즉, 심방근(atrial muscle)과 심실근(ventricular muscle), 그리고 특수흥분전도 시스템에 의하여 수행된다. 심장내에 존재하는 특수흥분전도 시스템은 심근이 주기적으로 수축할 수 있도록 심박동원에서의 임펄스를 발생시키는 기능과 심박동원에서 발생한 임펄스를 심근을 통하여 신속하게 전도하는 두 가지 기능을 수행한다.

심장의 내부구조 및 특수흥분전도 시스템은 그림 3과 같다. 이 중 특수흥분전도 시스템은 심박동원 기능을 수행하는 동방결절(SA node), 동방결절과

방실결절(AV node) 사이의 결절간 경로(internodal track), 방실결절, 심방과 심실을 연결하는 유일한 전도 경로인 히스속(bundle of His), 각(bundle branch), 그리고 푸르키니에 섬유(purkinje fiber) 등으로 구성된다. 심방근의 활성화과정은 주로 동방결절과 결절간 경로 그리고 방실결절등에 의해 이루어지나 심실근의 활성화과정은 심실근을 구성하고 있는 네 개의 섬유층 중에 푸르키니에 섬유가 가장 먼저 활성화되어 종축방향의 인접한 푸르키니에 섬유로 활동전위를 전도함과 동시에 횡축방향으로 인접한 심내막층, 중간층, 그리고 심외막층으로 활동전위를 전도한다. 심근세포들은 활동전위에 민감하게 반응하는 특성들을 가지며 각 세포들의 자신의 고유특성(활성화 시간, 종축 및 횡축전도시간, 불응기 시간 등)에 따라 인접한 세포들에 활동전위를 전도한다. 본 연구에서 제안한 심근세포들의 특성은 표 1과 같으며 특수흥분전도 시스템에서 심근세포들이 활성화되는 시간을 도식화하면 그림 4과 같이 나타낼 수 있다.

Table. 1. The myocardium parameters.

각 층 및 심방의 특수 전도 시스템	전도시간 (μs)		활성기 지연 시간 (ms)	불응기 지연 시간 (ms)
	심근 진행 방향	심근 수직 방향		
Purkinje fiber	좌)375 우)389	좌)1125 우)1167	38	130
Subendocardial	6818	20454	38	120
Midlevel	5357	16071	32	105
Epicardial	5357	16071	28	90
Internodal, SA	2000	6000	25	85
AV, Hisbundle	10000	30000	25	85

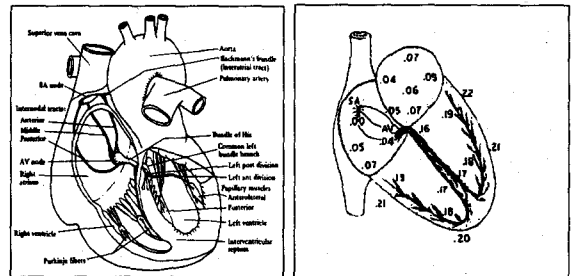


Fig. 3. Structure of the heart(left)

Fig. 4. The spatial activation time(right)

3.2 세포오토마타 이론에 의한 심장 시스템

심근의 활성화과정을 시뮬레이션 하기 위해 구성된 CAM은 cellular automata 이론에 근거하여 심방의 특수흥분전도 시스템과 심실근의 각 층의 세포들의 집합으로 모델을 구성하였다.

제안된 CAM은 다음과 같은 가정하에 구성되었다.

- 1) 좌·우심실근의 네 층은 각각 두께가 동일하며 좌심실근은 우심실의 두배의 심근층을 가진다.
- 2) 좌·우심실근의 각 층은 푸르키니에섬유, 심내막층, 중간층, 심외막층으로 구성하였으나 심실의 중격 부분에는 심내막층이 존재하지 않는다.
- 3) 방실결절과 히스속은 심방에서 심실방향으로만 전도가 가능하다는 가정하에 두 부분을 동일 특성의 세포들로 구성하였다.
- 4) 심방은 특수흥분전도 시스템만을 고려하였다.

5) 좌·우심실의 푸르키니에 섬유층의 전도속도는 다르게 하였으나 그 이외의 층들은 동일한 전도속도를 가지도록 하였다.

이상과 같은 가정 후, 구성된 심근의 CAM은 각 층의 인접세포가 다르고 각 층의 전도 속도가 다르기 때문에 각 층의 인접세포들의 집합과 각 층의 전도속도를 각각 다르게 정의하도록 CAM을 구성하였다. 따라서 CAM 내의 각 세포들의 상태천이는 표 1에 정의한 파라메타의 특성에 의해 각기 다른 상태천이함수를 적용하여야 한다. 구성된 모델의 각 세포들의 크기는 1.5×1.5 [mm]이고, 각 세포들의 활성화 시간 및 불응기 시간은 Adam에 의해 제시된 파라메타와 전기생리학적인 특성을 고려하여 할당하였다. 제안된 심장의 CAM모델은 그림 5와 같다.

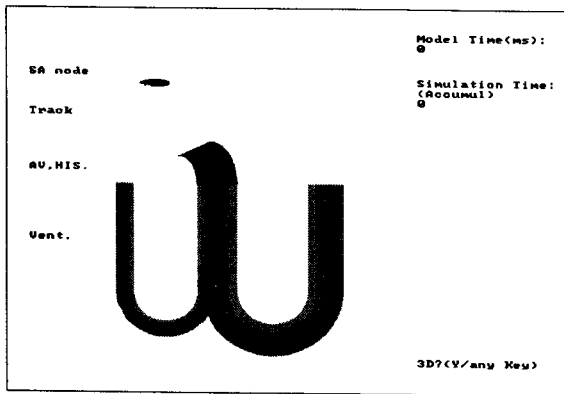


Fig. 5. The 2-D CAM for the myocardium

3.3. 이산시간 세포오토마타 모델

이 모델을 표현하기 위해 사용하는 상태변수 (state variable)들을 살펴보면 상변수(phase variable :Phase)와 시간변수(time variable; counter ;CNT)로 구분된다. 상변수는 활성화, 불응기, 그리고 비활성화 상태를 표시하는 세 가지 값을 가지게 되며 시간변수는 활동전위의 전도시간(conduction time), 활성화상태의 지속 시간, 불응기상태의 지속 시간 등으로 구분된다. 각 세포들의 상태는 상태천이함수에 의해 천이된다.

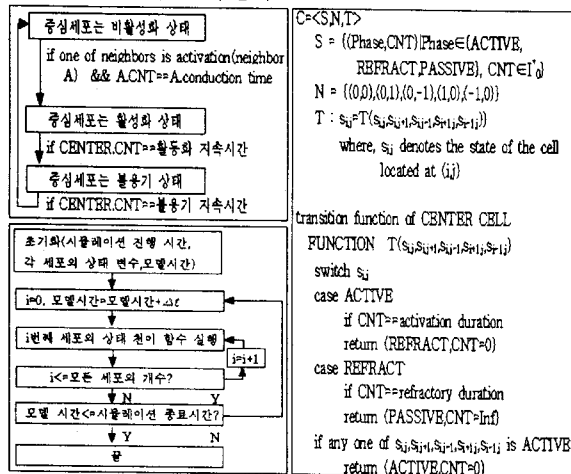


Fig. 6. Flowchart of disc. time CAM(up)

Fig. 7. Transition rule of disc. time CAM (down)

Fig. 8. Specification of disc. time CAM (right)

이산시간 CAM은 DTS에서의 경우처럼 임의의 시간 단계에서 CAM 내의 모든 세포들에 대해 상태천이규칙을 적용하여 수행한 후 결과를 저장한다. 다음 시간 단계에서는 저장된 결과를 이용해 다시 상기와 같은 방법을 적용한다. 이러한 과정이 시뮬레이션 수행시간 동안 반복되며 이를 순서대로 나타내면 그림 6와 같고 상태천이규칙은 그림 7과 같이 표현할 수 있다. 그리고 이산시간 CAM의 형식론을 명세하면 그림 8과 같이 표현할 수 있다.

3.4. 이산사건 세포오토마타 모델

이산사건 CAM(DEVCS)은 이산시간 CAM과는 다른 방법으로 시뮬레이션을 수행한다. 이산시간 CAM의 경우에는 매 시간단계마다 CAM내의 모든 세포들의 상태를 점검하고 상태천이함수를 수행하나 DEVCS의 시뮬레이션은 DEVCS내의 세포들 가운데 상태를 변화시킬 수 있는 세포들을 검색한 후 이를 사건목록(event list)에 저장한다. 그리고 사건목록에 저장된 세포들 중 현재의 모델시간에서 얼마 정도의 시간이 경과한 후 사건이 발생하는지를 결정하기 위해 시간전진함수(time advance function :ta)를 사용하여 사건목록을 검색한다. 그 후 시간전진함수는 최소값을 되돌려 준다. 여기서 다음에 사건이 발생할 시간을 임박시간(imminent time)이라 하며 임박 시간은 현재의 모델시간에서 시간전진함수의 리턴(return)값을 더하여 구한다. 이 시간에 사건이 발생할 세포들도 사건목록을 검색하여 알 수 있으므로 이 세포들(작용세포)만 상태천이함수를 실행하고 상태천이에 의해 영향을 받은 인접 세포들과 활성화된 세포들을 다시 사건목록에 저장시킨다. 그리고 임박 시간에 두 세포 이상이 상태천이를 요구할 경우에는 미리 정의한 우선순위(priority)에 따라 하나의 세포를 선택하여 상태천이를 수행하게 된다. 이러한 기능을 수행하는 함수를 선택함수(SELECT function)라 하며 선택된 세포를 임박세포(imminent cell)이라 한다. 상기에서 언급된 전 과정을 순서대로 나타내면 그림 9와 같으며, 상태천이규칙은 그림 10과 같이 나타낼 수 있다.

제안된 DEVCS의 상태변수는 이산시간 CAM의 상태변수를 포함하며 세포가 활성화상태인 경우에는 종축방향의 전도 시간과 횡축 방향의 전도 시간이 다르기 때문에 종축 및 횡축을 구분하기 위하여 새로운 상태변수인 종축·횡축전도(longitudinal-transverse conduction; L_T)를 추가하였다. 즉, 상태변수의 집합 $S = \{Phase, CNT, L_T\}$ 로 구성된다. 여기서 상변수 Phase는 이산시간 CAM과 같이 {ACTIVE, PASSIVE, REFR ACT}의 값들의 집합으로 구성되며, 시간변수 CNT는 양의 정수값을 가질 수 있다. 새로운 새로운 상태변수 L_T는 {Longitudinal, Transverse, Active_End}의 값들의 집합으로 구성된다. 예를 들어 심근세포가 활성화 되면 Phase는 ACVTIVE, CNT는 종축전도시간, L_T는 Longitudinal 값으로 지정되며 모델 시간이 진행함에 따라 CNT 변수의 값은 점점 감소하게 되고 CNT 값이 0이 되면 종축방향의 비활성화상태인 인접세포들을 활성화시키며 동시에 자신도 Phase는 ACVTIVE, CNT는 횡축전도시간 - 종축전도시간, L_T는 Transverse 값으로 상태변수값을

수정하게 된다. 그리고 활성화상태에서 불응기상태, 불응기상태에서 비활성화상태로 천이할 경우에는 인접세포들의 상태는 변화시키지 않고 자기 자신의 상태변수값만을 수정한다. 이러한 과정이 심근 DEVCS내의 세포에 사건이 발생할 때마다 반복된다. DEVCS 시뮬레이션을 수행하는 과정을 순서대로 나타내면 그림 11과 같으며 DEVCS의 형식론의 명세는 그림 12와 같이 표현할 수 있다.

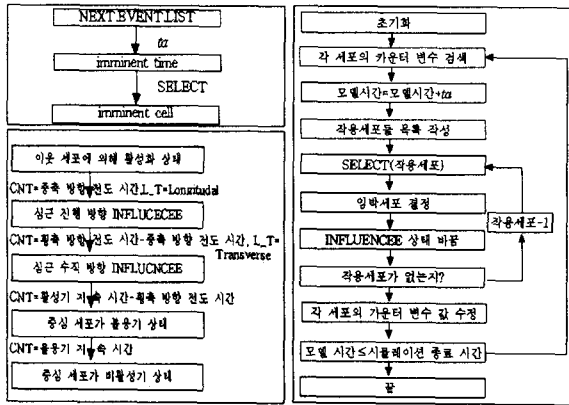


Fig. 9. Flowchart of cell selection process(up)

a) the time advance function b) the select function

Fig. 10. State transition rule of DEVCS(down)

Fig. 11. Flowchart of myocardium DEVCS(right)

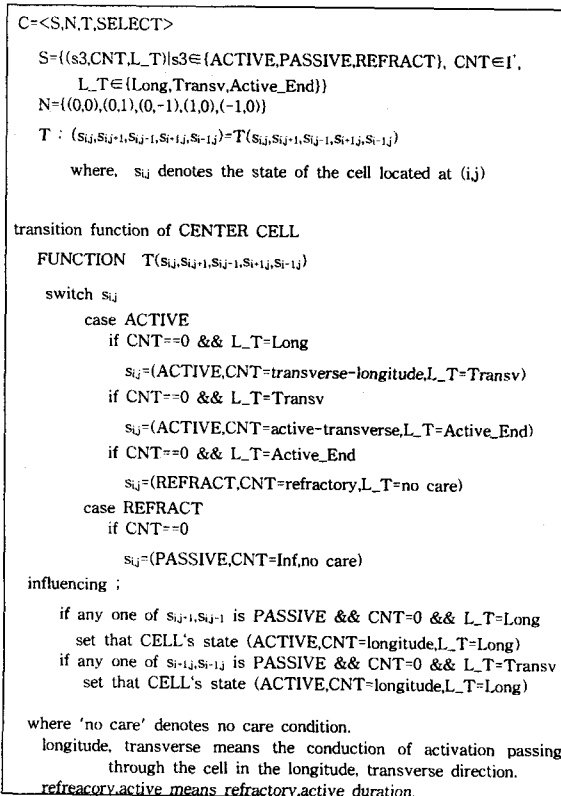


Fig. 12. The specification of DEVCS

4. 시뮬레이션 및 결과 고찰

본 연구에서는 심근의 활성화과정을 쉽게 이해할 수 있도록 그림 5와 같은 심근 CAM을 제안하였

다. 제안된 심근 CAM은 해부생리학적인 특성을 고려하여 심근세포들을 공간상에 분포시켰으며, 심방은 특수흥분전도 시스템만을 고려하였고 심실근은 네 개의 섬유층으로 구성하였다. 심근세포들은 표 1에서 정의한 파라미터들에 의해 세포의 상태가 천이되도록 하였으며, DTS 및 DES에 사용되는 형식론을 적용하여 시뮬레이션하였다. 그리고 특수흥분전도 시스템에 의해 심근세포들이 활성화되는 정상적인 경우와 좌심실의 중간층에서 이소성 중추에 의해 심근세포들이 활성화되는 비정상적인 경우에 대해 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션에 사용된 프로그램은 Boland C 언어를 사용하여 작성하였으며 시뮬레이션 수행은 586 컴퓨터에서 수행하였다.

4.1 정상상태의 시뮬레이션

본 연구에서 제안한 심근 CAM의 정상상태, 즉 동방결절에서의 심박동원이 활성화되어 결절간 경로, 방실결절, 히스속, 각, 그리고 푸르키니에 섬유로 전도되는 심근의 활성화과정을 시뮬레이션하였다.

정상상태에 대한 심장의 활성화과정을 0.00, 0.03, 0.05, 0.16, 0.17, 0.21초의 시간에서 관측한 결과를 입체적인 형태로 나타내면 그림 13과 같다. 그림 13(a),(b),(c)는 심방의 활성화과정을 나타내고 있으며, 동방결절에서 발생한 심박동원이 결절간 경로와 방실결절 및 히스속을 거쳐서 정상적으로 전도되고 있음을 보여준다. 그림 13(c),(d)를 비교하여 보면 히스속에서 약 0.11초간 시간 지연이 일어남을 알 수 있다. 심실근에서의 활성화과정을 나타내는 그림 13(e),(f)를 비교하면 좌·우심실의 푸르키니에 섬유에서는 거의 동일한 전도특성을 보이지만 좌심실근의 활성화가 다소 지연됨을 알 수 있다. 이것은 좌심실을 구성하고 있는 섬유층이 우심실을 구성하고 있는 섬유층보다 두껍기 때문에 나타나는 현상이다. 또한 심실근이 활성화상태로 천이되는 경우에는 심방과 히스속은 불응기 또는 비활성화상태로 천이되는 현상을 관측할 수 있고 이는 심방이 먼저 수축한 후 심실이 수축되는 현상을 제안된 심근 CAM이 잘 나타내고 있음을 알 수 있다.

4.2 비정상상태의 시뮬레이션

비정상적인 활성화 과정 중 좌심실의 중간층에서 심박동원이 발생한 경우를 고려하여 활성화과정을 시뮬레이션하였다. 그림 14은 비정상적인 상태의 심근의 활성화과정을 0.02초 간격으로 관측한 결과를 삼차원으로 나타낸 것이다. 그림 14(a)는 이소성 중추에 의해 심박동원이 발생한 지점을 나타내었다. 그림 14(b)에서 그림 14(f)는 이소성 중추에 의해 심근이 비정상적으로 활성화되는 과정을 나타내었다. 약 0.4초 정도의 시간이 경과한 후에는 좌심실근의 대부분은 활성화상태로 천이되었으나 우심실은 비활성화상태를 유지하고 있었으며, 0.06초 정도의 시간이 경과한 후부터 우심실근이 활성화과정을 진행함을 알 수 있었다. 이와 같이 심근경색과 같은 심질환에 의해 재복귀(reentry)상의 문제에 의하여 이소성 중추에 의해 심박동원이 발생하여 심

근의 활성화과정이 진행되는 과정을 시뮬레이션할 수 있었다.

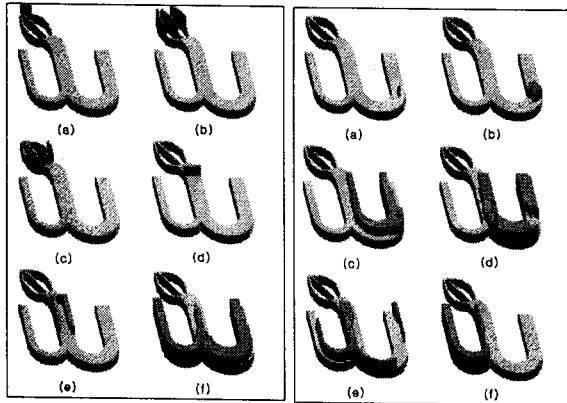


Fig. 13. Normal activation process of DEVCS(left) (a)0.00 (b)0.03 (c)0.05 (d)0.16 (e)0.17 (f)0.21

Fig. 14. Abnormal activation process of DEVCS (a)0.00 (b)0.02 (c)0.04 (d)0.06 (e)0.08 (f)0.10sec

4.3 이산시간과 이산사건 시뮬레이션

이산시간 및 이산사건 CAM의 형식론을 프로그램화한 이산시간 프로그램(DISC_H)과 이산사건 프로그램(DEVS_H)의 시뮬레이션에 소요된 시간을 비교하기 위하여 정상적인 활성화과정에서 관측된 시뮬레이션 소요 시간을 표 2에 정리하였다. 이를 보면 이산시간 시뮬레이션이 이산사건 시뮬레이션보다 훨씬 많은 시뮬레이션 시간이 소요됨을 알 수 있었다. 이와 같은 결과는 DISC_H를 수행하는 경우에는 CAM내의 모든 세포들의 상태를 점검하고 상태전이함수를 실행하기 때문이다. 반면에 DEVS_H의 시뮬레이션에서는 사건이 발생하는 세포들을 사건목록에 저장하고 사건목록에 저장된 세포들만 상태전이함수를 실행하기 때문에 상대적으로 계산량이 감소하였기 때문이다. 따라서 이산사건 CAM 모델의 시뮬레이션이 이산시간 CAM 모델의 시뮬레이션보다 훨씬 효과적임을 알 수 있었다.

Table. 2. The comparison of simulation time in discrete time and discrete event CAM(Unit:10ms)

모델	0.03초	0.05초	0.16초	0.17초	0.21초
DISC_H	4086	6797	21973	23065	27693
DEVS_H	3	5	8	11	63

5. 결론

본 연구에서는 심근세포들의 활성화 과정을 관찰하기 위하여 심근 CAM을 제안하였다. 그리고 제안된 심근 CAM에 DTS와 DES의 모델링에 활용되는 형식론을 적용하여 시뮬레이션을 수행하였다.

본 연구에서 제안한 CAM의 시뮬레이션 결과는 다음과 같다. 1) 이산시간 CAM의 시뮬레이션은 이산사건 CAM의 시뮬레이션에 비해 시뮬레이션 수행시간이 훨씬 많이 소요되었다. 2) 심실근은 푸르키니에 섬유부터 활성화된 후 심내막층, 중간층, 그

리고 심의막층 순서로 활성화과정이 진행되며, 우심실이 좌심실보다 빨리 활성화상태에 도달함을 알 수 있었다. 3) 심박동원이 동방결절이 아닌 다른 지역에서 발생하는 경우에는 심박동원이 발생한 지점에 존재하는 세포부터 활성화되고 인접세포들로 활성화과정이 진행됨을 알 수 있었다.

이러한 시뮬레이션 결과를 이용하여 여러 가지 병리생리학적인 심질환의 발생 기전과 현상에 관한 기초 연구를 수행할 수 있음을 기대할 수 있다. 즉, 정상 심근의 활성화과정에서부터 변조율 기의 수축 및 탈락, 빠른 조율, 심실비대, 허혈성 질환, 그리고 심근경색에 이르기까지 다양한 심질환의 시뮬레이션의 수행에 유용하게 사용되리라 사료된다.

Reference

- [1] Huiskamps G. M., and Van Osterom, "The Depolarization Sequence of the Human Heart Surface Computered from Measured Body surface Potentials." IEEE Trans. Biomed. Eng., pp. 1047-1058, 1988.
- [2] Roberts D. E., and Scher A. M. "Effect of Tissue Anisotropy on Extracellular Potential Fields in Canine Myocardium *in situ*." Circ. Res., pp. 342-251, 1982.
- [3] Okajima M., Fuhino T., Kobayashi T., and Yamado K. "Computer Simulation of the Propagation Processes in Excitation of the Ventricles." Circ. Res., pp. 203-211, 1968.
- [4] Van Cappelle F. J. L., and Durrer D. "Computer Simulation of Arrhythmias in a Network of Coupled Excitable Elements." Circ. Res., pp. 454-464, 1980.
- [5] Adam D. R., "Propagation of Depolarization and Repolarization Processes in the Myocardium an Anisotropic Model." IEEE Trans. Biomed. Eng., pp. 133-141, 1991.
- [6] Kye Roc Jun, Yeong Rack Seong, Tag gon Kim, "A Cellular Autoata Model of Activation Process in Ventricular Muscle," Proc. of Summer Computer Simulation 1994
- [7] Gardner M. "The Fantastic Combinations of John Conway's New Solitaire Game Life," Scientific American. 23(4), pp. 120-123, 1970.
- [8] Zeigler B. P. "Multifaceted Modeling and Discrete Event Simulation." Academic Process, 1984.
- [9] Bernand P. Zeigler, "Theory of modelling and simulation," Robert E. Krieger Publishing Company, 1976