



피지옴과 공학기술



심은보

강원대학교 기계메카트로닉스공학부 부교수
ebshim@kangwon.ac.kr

약력 : 서울대학교 기계설계학 학사
한국과학기술원 기계공학 석·박사
MIT 의공학센터 Visiting Scholar
미국 Percardia Inc. Research consultant
Harvard-MIT Div. of Health Science and
Technology Researcher
일본 코토대학교 의대 외국인학자

1. 피지옴 및 가상심장 연구의 배경

흔히 생명공학은 미래산업의 총아로 지칭되고 있으며, 향후 인간의 생활과 복지를 획기적으로 변화시킬 것으로 기대되고 있다. 현재 진행되고 있는 생명공학의 중요 이슈들에는 게놈(Genome), 프로테옴(Proteome), 메타볼롬(Metabolome) 등으로 대별되는 분자생물학적 분야들이 거론되고 있다. 그러나 이들과 병행하여 좀 더 거시적이고 총합적 특성의 생명공학 연구가 태동되어 전 세계적으로 활발한 연구가 시작되고 있는데 그것이 바로 피지옴이다.

지난 세기말, 난치병 치료에 대한 비전을 갖고 출발한 세계적인 게놈 프로젝트(Genome Project)가 유전자 지도의 완성과 함께 생명과학연구에 있어 혁신적 접근방법을 제시한 것은 분명한 사실이다. 그러나 인간유전자 분석을 통하여 생명현상이나 질병의 근본적 원인을 규명할 수 있을 것이라는 희망적인 가설과는 달리, 게놈프로젝트는 그 한계성을 명확히 들어내고 말았다. 즉 유전자 정보만으로는 실제적 생명현상 규명이나 질병 치료를 위한

의학적 응용이 매우 어렵다는 사실이 밝혀진 것이다. 이러한 게놈프로젝트의 한계성은 근본적으로는 생명현상의 복잡성에서 기인한다. 생명현상은 유전자뿐 아니라 환경 등과 같은 다른 요인들에 의해서도 많은 영향을 받는다. 실제로 유전자가 완전히 동일한 일란성 쌍둥이가 같은 병에 걸릴 확률이 20%~40%에 불과하다는 것이 이 사실을 잘 대별해주고 있다(Noble, 1999). 즉 인간의 생명현상은 유전자(Gene), 단백질(Proteins), 지질(Lipids), 대사(Metabolism), 환경(Environments) 등과 같은 수많은 요인들이 결합된 복합적 메커니즘의 산물이다. 이러한 인식을 바탕으로, 유전자와 단백질 등이 어떻게 상호 작용함으로써 생명현상을 유지하고 질병을 일으키는지를 세포, 장기, 또는 인체 시스템의 측면에서 종합적으로 연구하고자 하는 것이 바로 피지옴이다. 기존의 수많은 생물학 및 의학 데이터를 집적한 세포-조직-장기-시스템에 이르는 총합적 컴퓨터 모델을 만들고, 이를 생명현상 발견 및 질병치료를 이용하고자 하는 것이 피지옴의 주된 목적이다(그림 1). 즉 가상세포, 가상장기, 그리고 궁극적으로는 컴퓨터로 구현된 가상인간을 만들고

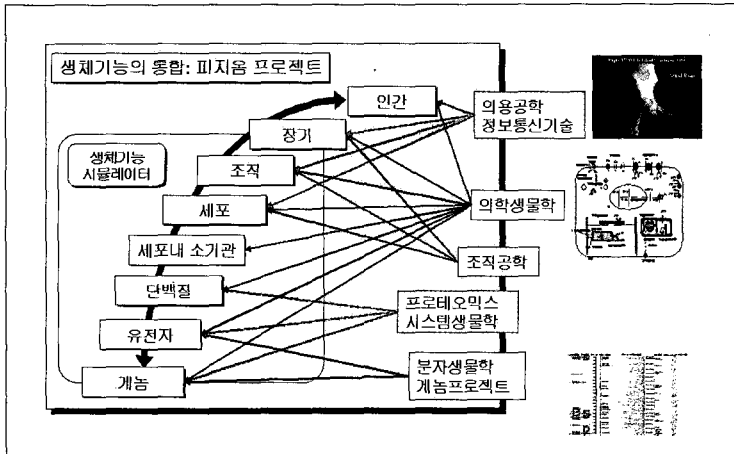


그림 1. 피지움 프로젝트의 발전방향.

자 하는 것이 바로 피지움의 지향점이다 (그림 1).

현재 생리학의 여러 분야에서 많은 연구그룹들이 의해서 다양한 인체장기 모델들이 만들어 지고 있는데, 그 중에서도 가장 많은 진전을 이룬 것으로 평가 되는 분야가 바로 심장피지움 (cardiome=cardiology+physiome)이다. 따라서 여기에서는 가상심장 구현과 관련된 기본적 이론 및 연구동향에 대하여 소개하며, 가상심장 구현에 있어 공학의 역할 및 중요성에 대해서 논의하고자 한다.

2. 피지움과 가상심장이 대한 학제적 연구 동향

현재 신약개발에 있어 동물실험/임상시험 관련 비용이 기하학적으로 증대되고 있다. 이로 인하여 세계적으로 개발신약의 수가 지속적으로 감소하고 있으며, 경제성을 갖추지 못한 희귀질병에 대한 신약개발은 거의 이루어지지 못하고 있다. 이러한 연유로 신약개발 비용의 절감을 위한 획기적 방안들이 요구되고 있으며 그 중 대표적인 것 중의 하나가 바로 in silico방법을 통한 동물실험/임상시험의 대체이다. 만약 피지움과 같은 in silico방법을 적용한다면 신약개발에 소요되는 막

대한 비용을 상당히 절감할 수 있을 것으로 기대되고 있다.

실제 인간이 만드는 가장 정교한 모든 장비(예를 들면 비행기, 자동차 등)들의 개발프로세스 중 상당부분은 컴퓨터 시뮬레이션이며 실험은 모델검증, 모델 상수추정 및 실제 제작을 위해서 주로 이용된다. 그러나 신약개발 분야에서는 아직도 시뮬레이션 기술이 그다지 활발하게 적용되지 못하고 있지만 그 유용성은 매우 큰 것으로 확인되고 있다 (Uehling, 2003). 이러한 이유

로 최근 미국 FDA에서는 제약회사들을 상대로 in silico기술을 널리 활용하도록 권장하고 있으며 이를 위해 신약승인 과정에서 적절한 in silico기술을 활용했을 경우 임상시험의 수를 크게 줄일 수 있도록 허용하고 있다 (Uehling, 2003). 최근의 보고에 따르면 컴퓨터 시뮬레이션 기술을 활용하였을 경우 신약개발 기간을 최대 2~3년으로 단축할 수 있으며 최소 200만\$ 이상의 신약개발 비용을 절감할 수 있을 것으로 예상하고 있다 (Mechelson, 2003). 이와 같은 경제적 파급효과로 인하여 가상세포-가상장기-가상인체를 구현하기 위한 피지움 연구가 선진국을 중심으로 매우 활발하게 이루어지고 있다.

여러 가지 피지움 영역들 중 선도적 과제로 인정받고 있는 심장 피지움(cardiome)의 경우 영국의 Noble교수팀, 뉴질랜드의 Hunter 교수팀, 일본의 Noma교수팀, 미국의 Winslow교수팀 등을 중심으로 매우 활발하게 연구 활동이 펼쳐지고 있는데, 그 자세한 연구동향은 다음과 같다.

1) 심근세포 피지움 선도그룹

최근까지 심근세포 피지움 개발의 선두주자는 영국 옥스퍼드대학 생리학 실험실의 Noble교수



그룹이다. 1960년대부터 시작된 심근세포 모델 개발은 동방결절, 심방근, 심실근에 이르는 다양한 분야에 걸쳐 진행된 바 있다. 이 모델들은 그동안 여러 생리학적 측면에서 수정 및 보완되어 왔으며 이러한 결과들은 다른 모든 심근세포 모델연구의 기초가 되어 왔다 (Earm et al., 1990; Noble et al., 1998 ; Kohl et al., 1999). 최근에는 3차원 심방조직에서의 전기생리적 현상에 관한 연구결과를 제시한 바 있다(그림 2).

2) 가상심장 피지움 : 뉴질랜드 오클랜드대학 Peter Hunter교수팀

Hunter교수는 현재 국제생리학연합회에서 피지움위원회 회장을 맡고 있으며 매우 정교한 심실의 3차원 모델을 개발하였다(Kohl et al., 1999; Hunter et al., 2003). 이 모델은 심근세포-심근조직-관상동맥계-가상심장에 이르는 전체 심장시스템에 대하여 세포수준의 이온전달, 전기생리메커니즘, 조직에서의 전기전도, 그리고 3차원 심장 조직의 수축-이완에 대한 구조역학적 해석 및 관상동맥계에서의 혈류순환을 모두 포함하고 있어 가상심장의 대표적 연구사

례로 인정받고 있다. 1997년 Hoffman-LaRoche사에서는 mibefradil이라는 신약(고혈압 치료제)개발 시 이러한 가상심장 기술을 활용하여 FDA 승인 시 요구되는 암상시험 수행 건수를 크게 줄일 수 있었다. 아울러 기존의 신약개발 과정에서 실패하였던 여러 심혈관계 약물들이 가상심장 피지움(cardiome)에 적용한 결과 대부분 부작용을 보였으나 경우에 따라서는 특정 그룹의 사람에게는 매우 효과적인 약이 될 수도 있었음을 보여주었다 (Buchanan, 1999).

3) Leading project of biosimulation : 일본 교토대학 의대의 Noma 교수팀

2002년 일본에서는 피지움 프로젝트를 시작하면서 5년간 총 1600억 규모로 3개팀에 지원하는 과제를 시작하였다. 이중 교토대학 Noma교수팀의 경우 매년 100억 규모의 연구비로 심장과 당대사 관련 분야의 바이오시뮬레이터 개발을 진행 중이다. 특히 Noma교수는 심혈관 생리학분야에 많은 연구 업적을 쌓은 관계로 심근세포 피지움 개발 (Matsuoka et al., 2003; Sarai et al.,

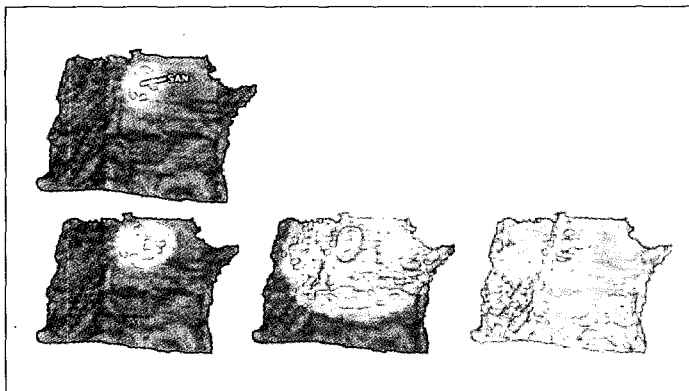


그림 3. 동방결절(SAN, sino-atrial node)로부터 3차원 심방조직으로의 활동전위(Action potential) 전파과정.

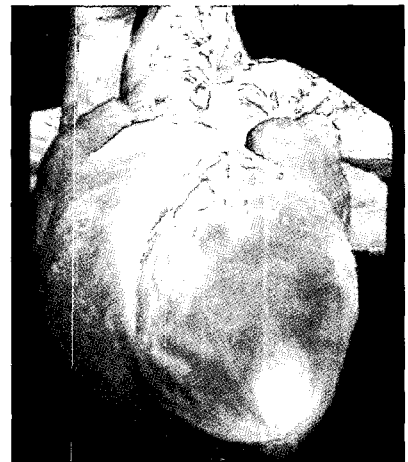


그림 4. Hunter교수팀에 의해 구현된 관상동맥계가 결부된 3차원 가상심장

2003)에 관한 다양한 연구를 진행 중에 있다.

4) Center for cardiac bioinformatics and modeling : John's Hopkins 대학 Winslow 교수팀

Winslow 그룹은 심근의 이온생리학 및 심실조직에서의 전기전도와 관련된 여러 가지 모델링 결과를 발표하고 있는 선도적 연구자들이다 (Rice et al., 1998; Greenstein et al, 2002; Cortassa et al., 2003). 최근의 연구활동들은 주로 심혈관계 유전자와 단백질 발현자료에 대한 통계적 모델과 분석, 심근 및 내피세포 모델, 심실근에서의 전기적 전도도 측정 및 모델 등에 관련된 것들이다.

5) 국내의 연구동향

국내의 경우 의대 생리학교실을 중심으로 피지움에 대한 연구가 진행되어 왔다. 특히 심근세포, 폐정맥, 위장관 세포 등에 대한 컴퓨터 모델 연구가 서울의대와 울산의대를 중심으로 진행되어 왔다 (Earm & Noble, 1990; Nam et al., 2000). 이후 2002년에 의학, 자연과학, 공학 등 다양한 분야의 학자들이 참여하는 한국피지움연구회가 결성되어 피지움 연구의 활성화를 도모하였다. 그러나 외국의 경우와는 달리 아직 국가적 차원의 조직적 연구지원이 이루어지지 못하고 있으며, 관련 학자들의 개별연구로서 진행되고 있는 실정이다. 2004년 4월 27일에는 한국과학재단(KOSEF) 주최 학연산교류회에서 국내의 피지움 관련 연구 현황 및 국제적 연구동향이 소개되었고 이에 대한 토의가 이루어진 바 있다.

3. 가상심장 구현에 대한 기본 이론

가상심장은 심근세포-조직-심장-심혈관계를

포괄하는 총체적인 컴퓨터 모델로 정의될 수 있다. 따라서 한 분야의 지식만으로는 이를 구현할 수 없으며 여러 학문분야가 복합적으로 관련된 융합과학이라고 할 수 있다. 가상심장의 구현에는 세포생물학, 전기생리학, 전기장 해석, 구조역학, 혈류역학 등과 같이 의학/생물학/공학/자연과학을 포괄하는 다양한 분야의 이론들이 요구된다. 심장 피지움의 경우, 핵심 소요소기술 및 관련 학문분야를 분류하면 다음과 같다.

- 가) 심근세포 모델(전기생리학) - 의학/생물학
- 나) 미토콘드리아 에너지대사 모델 - 의학/생물학
- 다) 조직에서의 전기전도 모델 - 공학/물리학
- 라) 조직에서의 수축/이완 역학 메커니즘 (고체역학) - 공학/물리학
- 마) 관련 소프트웨어 기술 (전처리, 후처리) - 컴퓨터 공학
- 바) 관상동맥계에서의 혈류해석 모델 (유체역학) - 공학/물리학
- 사) 심혈관계 혈류역학 시스템 모델 - 의학/공학

이 장에서는 심장피지움의 최종목적인 가상심장 구현에 필요한 다양한 분야의 기본적 이론들을 간단하게 소개하고자 한다. 그러나 관련된 모든 것들을 소개하기에는 그 내용이 너무나 방대하기 때문에, 여기에서는 주로 심근세포 및 조직 수준에서의 관련 이론들을 개괄적으로 소개한다.

3.1 심장근육의 생리학적 수축 메커니즘

심장은 인체에서 기계시스템의 펌프와 같은 역할을 하는데, 이를 통하여 혈액이 인체 곳곳에 도달할 수 있도록 한다. 이때 심장이 혈액을 가압하



는 기본적 원동력은 심근(cardiac muscle)의 수축(contraction)작용이며, 이것은 심근세포의 흥분(excitation)에 의해 유발된다.

심근세포의 수축은 동방결절(SA node)에서 발생한 활동전압에 의해 유발되며 gap junction 을 통하여 타세포로 전이된다. 장력발생과 관련된 세포생리학적 메커니즘은 다음 그림 4에 개략적으로 도시되어 있다. 이 그림에서 보는 바와 같이 심근세포의 장력발생은 주로 활동전위(AP: action potential)의 세포질 내 칼슘농도와 밀접히 연관되어 있다. 즉 활동전위의 작용으로 인한 세포막 전위의 탈분극 현상이 생기며 이로 인하여 T-tubule에서의 칼슘이온채널이 열리게 된다. 이를 통해 미소량의 칼슘이온이 세포질내로 유입되면 이것은 세포내 칼슘의 저장고인 근장그물(sarcoplasmic reticulum, SR)에서 실제수축에 필요한 정도의 많은 칼슘을 방출하도록 유도한다(CICR, calcium induce calcium release). 세포 내 칼슘농도가 증가하면 칼슘이 troponin C에 결합하여 actin(thick filament)의 cross-bridge가 myosin(thin filament)에 부착될 수 있도록 한다. 이후 ATP 존재 하에서 cross-bridge의 수축이 이루어지는데, 이것이 바로 장력발생의 원동력이 된다. 활동전위가 종결되면 세포내 칼슘은 주로 SR의 칼슘펌프(SERCA)에 의해 SR 내부로 되돌아오며, 일부는 세포막의 Na/Ca 교환 기전에 의해 세포 외부로 방출된다.

이와 같은 메커니즘을 수학적으로 구현한 심근세포 생리학 모델은 다수의 학자들에 의해 제시되었다. 앞에서 언급한 것처럼 Noble교수, Rudy교수, Hunter교수, Winslow교수, Noma교

수 등에 의하여 동방결절, 심방근, 심실근, Purkinje fiber 등에 관한 다양한 모델들이 제시된 바 있으며, 그 중 심근세포 모델에 대한 개략도가 그림 5에 나타나 있다.

3.2 심장 조직의 전기전도에 대한 Bidomain 모델

심근세포(cardiomyocyte)와 심방, 심실조직을 통한 전기적 전도는 흔히 bidomain 모델로 해석된다. 심장 조직은 공간적으로 세포 내와 interstitial공간의 두 연속 영역으로 나누어진다. 이것은 그들이 물리적으로 전체 조직체의 일부분을 차지한다는 사실과는 다소 대비된다. 각 영역은 마치 특정한 체적 평균 전위장(potential fields), 전류(currents)와 전기전도 텐서(conductivity tensor)를 가진 체적컨덕터(volume conductor)처럼 행동한다. 이온 전류들은 세포막을 통하여 하나의 영역으로부터 다른 영역으로 흐른다. 세포내 공간을 나가는 전류는 전부 interstitial 영역으로 들어가야만 한다는 전류 보존으로부터 이중 영역에 대한 식을 유도할 수 있다.

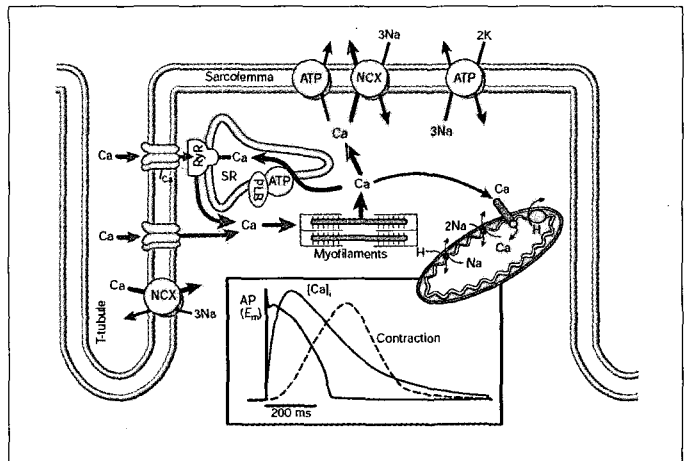


그림 4. 심근세포의 흥분-수축 메커니즘의 개략도 (Bers, 2002)

$$\nabla \cdot (J_i(\mathbf{x}, t) + J_e(\mathbf{x}, t)) = 0 \quad (1)$$

여기에서, ∇ 는 공간 좌표벡터이고 J_i 는 단위 면적당 전류밀도이다. 첨자 i 와 e 는 각각 세포내 공간과 interstitial 공간을 의미한다. 단위 체적당 공간 전류는 다음과 같이 표현된다.

$$I_v(\mathbf{x}, t) = -\nabla \cdot (M_e(\mathbf{x}) \nabla \phi_e(\mathbf{x}, t)) = \nabla \cdot (M_i(\mathbf{x}) \nabla \phi_i(\mathbf{x}, t)) \quad (2)$$

여기에서 ∇ 는 전기 전위이다. 체적 전도체에 대하여는 3×3 의 전기전도도 텐서이다. 또한 막전류는 다음과 같은 상미분방정식의 형태로 나타나게 된다.

$$I_m(\mathbf{x}, t) = C_m \frac{dV(\mathbf{x}, t)}{dt} + I_{ion}(\mathbf{x}, t) + I_{app}(\mathbf{x}, t) \quad (3)$$

위 식에서 C_m 은 단위 면적당 세포막의 정전용량, I_{ion} 은 단위면적당 가해진 자극 전류이며, I_{app} 은 로 정의되는 막전위이다. I_{ion} 은 단위면적당 이온전류의 합이며, 세포 모델에서 구해진 막전류인데, 이것은

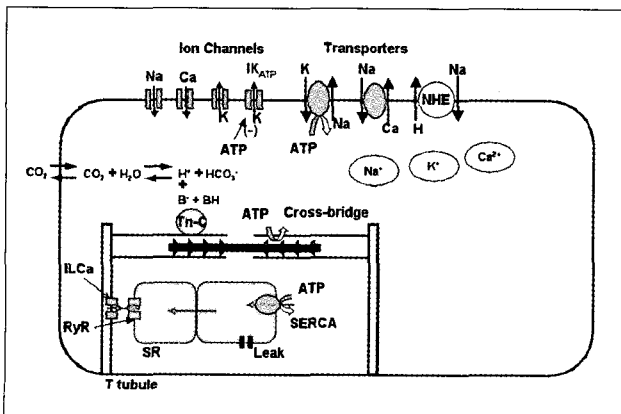


그림 5. 심근세포의 생리학적 모델에 대한 개략도

앞의 절에서 언급되었던 심근세포의 생리학적 모델에서 구해진다 (Noble et al., 1998; Luo and Rudy, 1994; Matsuoka et al., 2003). 단위 체적당 공간 전류는 체적에 대한 면적비와 단위면적당 막전류로 표현할 수 있다.

$$I_v = \beta I_m \quad (4)$$

식 (2)와 (4)를 식(3)에 대입하면 막전위에 대한 다음 미분방정식을 얻을 수 있다.

$$\frac{\partial V(\mathbf{x}, t)}{\partial t} = \frac{1}{C_m} \left[-I_{ion}(\mathbf{x}, t) - \frac{1}{\beta} \nabla \cdot (M_e(\mathbf{x}) \nabla \phi_e(\mathbf{x}, t)) \right] \quad (5)$$

여기에서 ∇ 는 심근섬유의 전기전도도 텐서(electric conductivity tensor)이다. 최종적으로 식(5)은 아래와 같이 막전위에 대한 reaction-diffusion 방정식이 된다 (Henriquez et al., 1996).

$$\frac{\partial V(\mathbf{x}, t)}{\partial t} = \frac{1}{C_m} \left[-I_{ion}(I_{app}(\mathbf{x}, t) + \frac{1}{\beta} \nabla \cdot (M_i(\mathbf{x}) \nabla V(\mathbf{x}, t)) \right] \quad (6)$$

식에서 k 는 근섬유의 방향에 따른 물성 차이를 표현해 주는 비등방성비 (anisotropic ratio)이다. 방정식 (6)에 대한 경계조건을 비롯한 좀 더 자세한 내용은 참고문헌(Harrild and Henriquez, 1997)에 잘 나타나 있다.

기존의 조직모델에 있어서는 전진차분 Euler와 같은 간단한 수치기법을 사용하여 시간항을 처리하고 이를 공간적 이산화항과



결합하였다. 그러나 이러한 방법은 매우 작은 시간 간격을 필요로 하기 때문에 많은 계산격자가 존재하는 대규모의 문제를 푸는 경우에는 상당한 난점이 존재하게 된다. 다른 연구자들은 유한체적법(finite volume method) (Harrild and Henriquez, 1997), Crank-Nicolson법(Keener and Bogar, 1998), wave front tracking (Vigmond and Leon, 1999) 그리고 operator-splitting법 (Qu and Garfinkel, 1999)과 같은 좀 더 복잡한 기법을 사용함으로써 효율적 계산을 시도하였다. (6)에 나타난 확산항에서 다이버전스 연산자(divergence operator)는 아래의 전개식처럼 1차, 2차 그리고 혼합된 2차 공간 미분항을 생성시키게 되는데, 이를 일반적인 3차원 공간에 대해 전개하면 다음과 같다.

$$\nabla \cdot (\mathbf{M} \cdot \nabla V) = \nabla \cdot \left\{ \begin{matrix} [M_{11} & M_{12} & M_{13}] \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{matrix} \begin{matrix} \frac{\partial V}{\partial x} \\ \frac{\partial V}{\partial y} \\ \frac{\partial V}{\partial z} \end{matrix} \right\} \quad (7)$$

최종적으로 식 (6)을 풀기 위하여 유한요소법(finite element method) 또는 유한차분법(finite difference method)을 사용할 수 있다. 유한요소법의 경우, 먼저 식 (6)에 Galerkin방법을 적용한다. 그리고 시간항에 대한 Euler 전진차분방법을 사용하면 다음과 같이 격자점(mesh point)들에서의 상태값을 변수로 하는 연립대수방정식이 나온다.

$$KX = R \quad (8)$$

여기서 K는 강성행렬(stiffness matrix), X는 각 격자점에서의 변수값 벡터, R은 외력항(external driving force)을 의미한다. 일반적으로 식 (8)은 비선형 방정식이기 때문에 Newton-Raphson 방법이

나 연속대입법(successive substitution method) 등을 사용하여 각 시간에서의 해를 구한다. 그리고 이것을 바탕으로 심장근육의 수축에 관한 고체역학(solid mechanics) 방정식을 풀어서 시간에 따른 심근수축력 및 심장 수축형상을 구할 수 있다. 심장의 고체역학 방정식 및 이에 대한 해석방법은 참고문헌에 잘 나타나 있다 (Hunter et al., 2003).

4. 맺는말

여기에서는 피지움 연구의 세계적 현황에 대하여 소개하였으며, 그 중 선도과제로 인정받고 있는 심장 피지움(cardiome)의 국내외 연구 현황 및 관련 이론들을 소개하였다. 피지움이란 의학/생물학/공학/자연과학 등이 연계된 융합학문 분야로서, in silico모형을 통한 신약개발 및 생명현상 규명을 목적으로 하고 있다. 특히 전기전자공학/기계/컴퓨터 등의 공학 분야가 피지움의 주요한 구성요소 중 하나로 인정받고 있다. 그러나 현재 국내 피지움 연구의 경우 의대 생리학 교실을 중심으로 진행되고 있으며, 공학자들의 참여나 관심은 지극히 저조하다. 참고로 세계적인 피지움 연구팀의 리더인 오슬랜드 대학 Hunter교수나, 존스홉킨스대학 Winslow교수의 경우 공학전공자이며, 이는 피지움 연구의 핵심에 대한 상당한 시사점을 제공하고 있다.

아울러 앞서 언급하였듯이 국내 피지움 연구의 경우, 국가적인 조직적 대형과제로 지원되지 못하고, 관련학자들의 개별적 연구로 진행되고 있다는 취약점을 지니고 있다. 현재 전 세계적으로 가상세포-가상장기-가상인간에 이르는 방대한 목표를 달성하기 위하여 일종의 컨소시엄과 같은 국제적 협력 체제를 구축하고 있다. 따라서 세계의 유명 연구그룹들은 나름의 강점을 지닌 피지움 분야에 특화하여 연구를 진행하고 있으며 이를 통하여 전 세계적인

종합적 피지움 연구체제 구축에 기여하고 있다. 현재 미국, 유럽 및 일본을 중심으로 이루어지고 있는 관련 연구개발은 초기 단계에는 정보 공유가 이루어지고 있으나, 그 상업적 중요성 때문에 향후에는 정보공유가 어려울 것으로 예상된다. 즉 상대적 강점을 지닌 피지움 연구 분야를 가지지 못할 경우, 국제적 피지움 연구협력체제에 동참하기 어려우며, 이는 국내 생명공학산업의 손실로 이어질 수 있다. 따라서 국내에서도 경쟁력있는 피지움분야를 발굴한 후 국가가 이를 집중적으로 지원하는 종합적 연구개발 체제구축의 필요성이 절실히 요구되고 있다.

참고 문헌

- BERS, DM. (2002). Cardiac excitation-contraction coupling. *Nature* 415: 198~205.
- BUCHANAN, M. (1999). The heart that just won't die. *New Scientist* 161: 24~29.
- CORTASSA, S, AON, MA, MARBAN, E, WINSLOW, RL and O'ROURKE, B. (2003). An integrated model of cardiac mitochondrial energy metabolism and calcium dynamics. *Biophys J* 84: 2734~2755.
- EARM, YE and NOBLE, D. (1990). A model of the single atrial cell: relation between calcium current and calcium release. *Proc R Soc Lond B Biol Sci* 240: 83~96.
- GREENSTEIN, JL and WINSLOW, RL. (2002). An integrative model of the cardiac ventricular myocyte incorporating local control of Ca²⁺ release. *Biophys J* 83: 2918~2945.
- HARRILD DM and HENRIQUEZ CS. (1997) A finite volume model of cardiac propagation. *Ann Biomed Eng* 25: 315~334.
- HENRIQUEZ CS, MUZIKANT AL and SMOAK CK. (1996) Anisotropy, fiber curvature, and bath loading effects on activation in thin and thick cardiac tissue preparations: simulations in a three-dimensional bidomain model. *J Cardiovasc Electrophysiol* 7: 424~444.
- HUNTER PJ, PULLAN AJ, and Smaill BH. (2003) Modeling total heart function. *Annu Rev Biomed Eng* 5: 147~77.
- KEENER JP and BOGAR KA. (1998) numerical method for the solution of the bidomain equations in cardiac tissue. *Chaos* 8: 234~241.
- KOHL, P, HUNTER, P and NOBLE, D. (1999). Stretch-induced changes in heart rate and rhythm: clinical observations, experiments and mathematical models. *Prog Biophys Mol Biol* 71: 91~138.
- LUO, CH and RUDY, YA. (1994) dynamic model of the cardiac ventricular action-potential. *Circ Res* 74: 1097~1113
- MATSUOKA, S, SARAI, N, KURATOMI, S, ONO, K and NOMA, A. (2003). Role of individual ionic current systems in ventricular cells hypothesized by a model study. *Jpn J Physiol* 53: 105~123.
- MECHELSON, S. (2003). Assessing the impact of predictive biosimulation on drug discovery and development. *J Bioinform, Comput. Biol* 47: 169~177.
- NAM, GB, CHOI, KJ, LEEM, CH and KIM, YH. (2000). The characteristics of spontaneous action potentials if myocytes in rabbit pulmonary vein : Implication in initiation mechanism of focal atrial fibrillation. *PACE* 23 604:206P.
- NOBLE, D, VARGHESE, A, KOHL, P and NOBLE, P. (1998). Improved guinea-pig ventricular cell model incorporating a diadic space, IKr and IKs, and length- and tension-dependent processes. *Can J Cardiol* 14: 123~134.
- NOBLE D, LEVIN J and SCOTT, W. (1999) Biological simulations in drug discovery, *Drug Discov Today*, 4(1):10~16.
- RICE, JJ, WINSLOW, RL, DEKANSKI, J, and MCVEIGH, E. (1998). Model studies of the role of mechano-sensitive currents in the generation of cardiac arrhythmias. *J Theor Biol* 190:295~312.
- QU, Z and GARFINKEL, A. (1999) An advanced algorithm for solving partial differential equation in cardiac conduction, *IEEE Trans Biomed Eng* 46(9): 1166~1168.
- SARAI, N, MATSUOKA, S, KURATOMI, S., ONO, K. and NOMA, A. (2003). Role of individual ionic current systems in the SA node hypothesized by a model study. *Jpn J Physiol* 53: 125~134.
- UEHLING, M. (2003). Model Patient. *Bio-IT World* 12: 1~4.
- VIGMOND, EJ and LEON, LJ. (1999) Computationally efficient model for simulating electrical activity in cardiac tissue with fiber rotation. *Ann Biomed Eng* 27:160~170.



멀티에어컨의 기술 동향



박 윤 철

제주대학교 기계공학과 조교수
ycpark@cheju.ac.kr

약력 : 고려대학교 기계공학과 졸업
고려대학교 대학원 공학박사

University of Illinois at Urbana-Champaign PostDoc.
삼성전자(주) 시스템가전사업부 책임연구원

1. 서론

인간의 주거공간수준이 향상되고 쾌적한 환경에 대한 요구가 증가되는 시점에서 건물이 대형화·복합화 되는 추세에 따라서 대형 냉난방설비의 사용이 증가하고 있다. 대형 건물의 공조방식도 건물 전체를 하나의 공간으로 간주하여 공조를 하던 기존의 중앙공조방식에서 각각의 실마다 하나의 에어컨을 가동하는 개별공조 방식으로 변화하고 있다. 최근에는 중앙공조방식과 같이 기계실에 실외기가 존재하며 하나의 실외기로 다수개의 실내기가 운전될 수 있는 개별공조의 개념을 도입한 멀티에어컨의 시장이 점차 증가하고 있는 실정이다.

멀티공조시스템의 중앙공조와 같이 집중화된 설비를 사용하는 장점과 부하에 따라서 임의로 시스템을 제어할 수 있는 개별공조의 개념을 접목시킨 복합시스템이라 할 수 있다. 이러한 방식은 쾌적 냉난방 개념이 각각 다른 개인들의 취향을 추종할 수 있는 시스템이며, 또한 일률적인 부하적용을 탈피하여 각각의 공간에 적합한 최적공조가 가능하여 부하의 과부족을 해소하고 에너지

절약에 기여 할 수 있는 기술이다.

멀티에어컨은 Fig. 1에 나타난 바와 같이 별도의 기계실이나 환코일유닛(FCU) 또는 에어핸들링유닛(AHU) 없이도 냉매배관을 이용하여 각 실별로 설치된 실내기에 냉매를 공급하여 각실별로 공간공조를 하는 방식이다. 기존의 중앙공조 방식에서는 몇몇 세대의 공조를 위해서라도 중앙공조설비가 가동되어야 하므로 각 세대당 냉각탑 및 펌프 등에 소비되는 전력에 대한 기본요금이 발생하나, 멀티에어컨은 사용량에 따라 동력비가 산정되는 개별공조방식이며, 고효율의 부분부하 운전제어를 통하여 부하변동에 대한 에너지 절약을 도모할 수 있는 시스템이다.

멀티에어컨은 중앙공조방식에서 발생하는 설치상의 어려움과 기능상의 단조로움에서 탈피하고, 개별에어컨에 있어서 여러 대의 실외기를 설치해야 하는 난점을 극복하여 건물 당 실외기 설치면적을 감소시켜 공간상 잇점을 가지며, 자신만의 생활공간에 대한 개별·분산 공조의 요구에 부합하는 시스템이라고 할 수 있겠다.

최근의 멀티에어컨은 실내기를 건축공간에 매립하는 매립형(built-in) 제품과 실내기를 다수

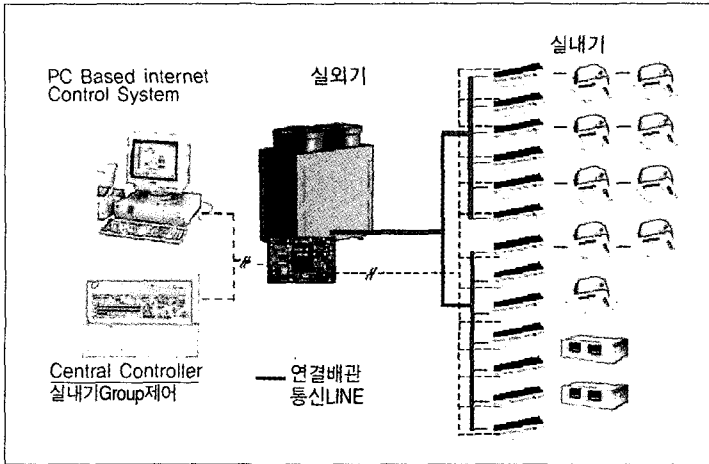


Fig. 1 Structure of the multi air conditioning system.

로 설치하여 국지제어(zone control)가 가능한 프리멀티제품의 보급이 확대되고 있는 상황이며, 건축물의 대형화, 고급화 및 인텔리전트화 추세에 따라 그 수요가 상승하고 있어서 향후 에어컨 시장의 미래대응 기술로서 전세계 각 제조사들의 기술개발 경쟁이 치열한 상황이다.

국내에서 에어컨 보급율이 약 40%에 달하고, 건축물이 고급화되고 있는 추세를 이루고 있어 기존의 단품에어컨 제품시장의 성장성이 둔화되고 수익성 감소하고 있으나, 멀티에어컨이 시장에 참여함으로써 새로운 수익모델을 만들어 가고 있다. 멀티에어컨은 장치사업이라는 특성과 건축과 동시에 시공되는 특성으로 인하여 여름철에 집중되던 기존의 에어컨 수요와는 달리 연중 수요가 발생하여 각 에어컨 제조메이커 뿐만 아니라 유통업체들도 시장에 참여하고 있는 실정이다.

2. 멀티에어컨 주요기술

멀티에어컨은 일반에어컨에 비하여 많은 기술

이 필요한 제품이며, 현재까지 개발중이거나 개발된 멀티에어컨에 관련된 기술은 다음과 같다.

2.1 용량가변형 압축기

멀티에어컨에 사용되는 압축기는 기본적으로 용량가변형 기종을 채택하고 있으며, 국내에서 주종을 이루고 있는 용량가변형 압축기는 인버터형과 PWM제어를 통한 압축엔로딩방식이다. 인버터 방식은 인버터 제어기술과 인버터 구동부가 복합된 전력변환기술이며, 일본

의 경우에는 BLDC 전동기를 채용한 압축기가 개발되고 있다. 각 제조사에서는 인버터형 멀티에어컨의 고가격을 해결하고, 범세계적으로 주요한 테마인 친환경(절전, EMI free, 청정, 신냉매 등) 제품개발에 대응하기 위하여 많은 노력을 기울이고 있다.

국내에서는 LG에서 인버터스크롤 압축기를 사용한 용량가변형 시스템과 인버터를 사용하지 않고 2대의 압축기를 병렬 연결한 고효율시스템을 개발하여 친환경에 대한 노력을 가속화시키고 있다. 삼성전자에서 개발한 중대형 용량가변형 냉난방기는 가정용, 영업용, 빌딩용 및 학교용 냉난방을 가능하게 한 제품으로서, 기존에 이용하던 인버터 방식과 달리 냉매의 바이패스회로를 통하여 용량제어가 가능하도록 한 제품이다.

2.2 자유조합형(free joint type)

멀티에어컨은 개별 공조 시스템으로 건축초기에 실내기의 용량과 제품 형태를 건물구조에 맞게 선정하므로 각각의 실내기를 자유자재로 연결할 수 있는 자유조합형(free joint)이어야 한다.