

제세동 쇼크에 의한 심장 전류밀도 분포에 관한 시뮬레이션 연구

이 전 · 박광리 · 이경중

연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과, 의공학연구소

(1999년 12월 17일 접수, 2000년 7월 6일 채택)

A Simulation Study on the Cardiac Current Density Distribution during the Defibrillation Shock

J. Lee, K.L. Park, K.J. Lee

Department of Biomedical Engineering, College of Health Science and
Research Institute of Medical Engineering, Yonsei University

(Received December 17, 1999, Accepted July 6, 2000)

요약 본 연구는 3차원 유한요소 몸통 모델을 이용한 제세동 시뮬레이션 연구로서 제세동 자극인기시 임장에서 사용되는 세 가지 전극의 위치와 크기가 심장에서의 전류밀도 분포특성에 미치는 영향과 시뮬레이션에 사용되는 조직의 비저항 값이 시뮬레이션 결과에 미치는 영향에 대하여 시뮬레이션 하였다. 몸통 모델은 타원형 실린더를 사용하여 흉곽을 모델링하였고, 나머지 부분은 Visible Human의 2차원 영상들을 통하여 3차원 모델링을 하였다. 그리고, ANSYS 5.4를 통하여 유한요소의 전류밀도 해를 구하였다.

AP(anterior-posterior) 전극 위치의 경우, 몸통 표면에서 인가한 전류가 가장 효과적으로 심장으로 흘러들어 갔으며, LL(lateral-lateral) 전극 위치는 가장 균일한 전류밀도 분포특성을 나타내었다. 그러나, 전극의 크기변화는 전류밀도 분포특성에 거의 영향을 주지 않았다. 조직의 비저항 값의 변화에 대한 전류밀도분포 실험결과는 심근의 비저항 값의 변화가 최소·평균·최대 전류밀도 해에 가장 큰 영향을 주었다.

Abstract : This paper is about to simulate the defibrillation situations using 3D FE(finite element) thorax model and describes the effects of three clinical electrodes' positions and sizes and organ's resistivity used in simulation on the characteristics of current density distribution over myocardium.

The model was constructed with a ellipsoidal cylinder for the thorax and the 2D Visible Human images for remains. And, the distributions of current density were computed by a commercial program ANSYS 5.4.

The electrical shock of the AP(anterior-posterior) electrode provided more current flows with heart than the others and that of the LL(lateral-lateral) electrode showed the most uniform current density distribution. However, the electrode size had little effect on the current density distribution. In the evaluation of model's sensitivity to tissue resistivity variation, the variation of the myocardium's resistivity most affected the minimum, average and maximum current densities.

Key words defibrillation, 3-D FE thorax model, simulation, current density distribution

서 론

심장 질환 중 급사의 직접적인 원인은 심장의 카오스적인 흥분상태인 심실세동(ventricular fibrillation)이며, 현재 미국의

경우 매년 50만명 이상이 심실세동에 의해 급사하고 있다. 심실세동 치료법으로는 개흉된 심장에 직접적으로 또는 흉벽을 통하여 간접적으로 전류를 흘려주는 전기적 제세동 방법이 1899년에 Prevost와 Batelli에 의해 최초 시도된 후 가장 널리 사용되고 있다[1]. 그러나, 아직까지 심실세동 및 제세동에 관한 메카니즘이 명확한 규명이 되어 있지 않으며, 임계부피 가설(critical mass hypothesis)[2], ULV(upper limit of vulnerability) 가설[3] 및 최근 제안된 progressive hypothesis[4] 등의 가설들을 통해 제세동 기전에 대한 다양한 설명이 시도되고 있다. 한편, 공학적으로는 제세동 쇼크에 의한 제세동 메카니즘을 심근세포 단위로 설명하기 위한 심근세포 모델링이나

본 연구는 과학기술부·한국과학재단 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터(RRC)의 지원에 의한 것입니다.

통신저자 : 이경중, (220-710) 강원도 원주시 흥업면 개지리 234 연세대학교 의공학과

Tel. (033)760-2433, Fax (033)762-5985

E-mail. kjlee@driagon.yonsei.ac.kr

표 1. 기관의 부피와 사용된 요소 수 및 비저항 값
Table 1. Organ's volume, number of elements, and resistivities

조직	부피(cm ³)	요소(개)	비저항($\Omega \cdot \text{cm}$)	
지방	5,342	1,299	2180	
골격근	21,580	9548	700	
폐	좌	2,378	1794	1500
	우	2,318	1886	
심장	심근	807.0	7261	100
	좌심방·실	148.7	646	154
	우심방·실	101.8	565	
합계	32,678.5	22,999	.	

[5], 심장의 전기적 상태를 정량적으로 분석하고 시각화함으로써 임상결과와 비교·검증하는 시뮬레이션 연구가 수행되고 있다[6]

본 연구에서는 타원형 실린더를 통하여 흉곽을 모델링하고, 나머지 부분은 Visible Human의 2차원 영상을 통해 모델링하였으며, 이를 기반으로 구성된 3차원 유한요소 모델을 통해 제세동은 시뮬레이션하였다. 구해진 심근의 전류밀도분포를 임계 부피가설을 근거로 평가함으로써 효과적인 제세동기의 설계를 위한 기초 자료로 활용하고자 한다. 임상에서 사용되고 있는 세 가지 제세동 전극의 위치와 크기에 따른 전류밀도분포 특성과 각 기관의 비저항 값의 변화로 인한 전류밀도 분포 특성 변화를 고찰하였다.

임계부피 가설(critical mass hypothesis)

환자에 인가된 제세동 쇼크는 심근 세포가 불응기에 들어가도록 하여, 비정상적 심근 흥분에 의해 발생된 세동을 멈추게 하고, 일정 시간이 지난 후에 다시 심장에서 동기화된 수축·이완 활동이 발생되도록 한다. 제세동 쇼크는 심실세동 뿐만 아니라, 심실빈맥(ventricular tachycardia), 심방세동(atrial fibrillation), 심방조동(atrial flutter)의 치료에도 사용이 된다[7]. 그러나, 정확한 치료 메커니즘에 대해서는 알려져 있지 않기 때문에, 여러 가지 가설들이 제시되고 있다. 그 중에서도 1975

표 2. 전극위치에 따른 전류밀도 분포특성
Table 2. The characteristics of current density distribution caused by electrode positions

전극 위치	흉통 임피던스 (Ω)	Jmin (mA/cm ²)	Jmax (mA/cm ²)	Jth> (%)
SA	114.93	9.43	75.33	16.53
AP	126.27	17.67	73.12	28.76
LL	136.58	12.22	53.51	24.43

표 3. 전극 크기에 따른 전류밀도 분포특성
Table 3. The characteristic of current density distribution caused by different electrode sizes

전극 크기	흉통 임피던스 (Ω)	I _{th} (A)	J _{th} /J _{th}	
			위치	
8×8	116.79	56.08	SA	8.07
			AP	4.13
			LL	4.51
10×10	93.46	59.17	SA	7.88
			AP	3.94
			LL	4.39

년 Zipes 등[8]에 의해 대부분의 심근이 탈분극되어 불응기에 들어가면 심실세동을 멈출 수 있다는 임계부피 가설이 가장 먼저 발표되어 제세동 평가의 자료로 널리 사용되고 있다. 또한, McWilliam은 심실세동은 흥분의 전파속도, 불응기, 재진입(re-entry) 발생경로의 길이 등의 변수들 간에 일정한 관계가 유지되어야만 지속되며, 심장의 크기가 작아 일정 길이 이상의 재진입 발생경로가 확보되지 않는 고양이, 고슴도치, 쥐와 같은 동물에는 심실세동이 발생하지 않음을 근거로 들어 임계부피 가설을 뒷받침해 주었다[9]. 이는 제세동 쇼크로 인해 대부분의 심근이 불활성화되면, 재진입 경로가 확보되지 않아 심실세동이 멈추게 됨을 의미한다.

현재 임계부피 가설에 기초한 연구들에는 불활성화 임계부피를 심근의 75-100% 로, 심근 불활성화 문턱치를 5-6V/cm의 전위경도, 혹은 25-35mA/cm²의 전류밀도로 가정하고 있다.

표 4. 조직의 비저항 변화에 따른 전류밀도의 변화
Table 4. The effects of the variation of organ's resistivity on current density distribution

조직	지방	골격근	폐	심근	혈액
비저항 범위	1700-2300	150-1150	705-2200	143-1130	132-217
최소 전류밀도 기울기	-0.78	1.86	0.31	-5.62	2.22
최대 전류밀도 기울기	-5.97	17.31	0.27	-36.16	-6.47
평균 전류밀도 기울기	-1.96	3.63	-0.29	-9.09	1.43
흉통 임피던스 기울기 10 ⁻² × Ω / ($\Omega \cdot \text{cm}$)	3.24	6.40	0.11	0.59	0.21

(전류밀도 기울기의 단위 : 10⁻²×(mA/cm²) / ($\Omega \cdot \text{cm}$))

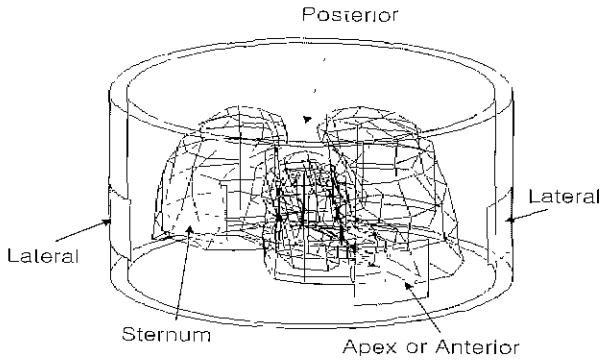


그림 1. 몸통 모델과 전극 위치
Fig 1. The thorax model and electrode positions

[10-12] 본 연구에서는 심근 100%에 30mA/cm²이상의 전류밀도가 분포되어야 제세동이 성공한 것으로 간주하였다.

3차원 유한요소모델 구성

최근 유한요소 모델을 통한 생체 전기현상에 대한 여러 연구가 수행되어 지고 있으며, EIT(electrical impedance tomography), 심장으로부터의 생체 전기장 연구, 이식형 제세동기의 설계 및 최적화 등에 사용하고 있다[13-14] 특히, Scpulveda 등[15]에 의한 2차원의 개 몸통 모델, Karlon 등[6]이 CT 사진으로부터 세구성한 3차원 개 몸통 모델, 그리고 Johnson 등[16]의 3차원 인체 몸통모델 등은 다양한 파라미터들이 제세동에 미치는 영향을 시뮬레이션하기 위해 사용된 바 있다.

본 연구에서는 미국의 The National Library of Medicine 에서 교육 및 연구용으로 제공하는 인체 단면 영상인 2차원 Visible Human 영상을 1cm 간격으로 획득한 후, 좌·우폐, 심근, 좌·우심방실의 특징점을 선별하였으며, 이 점들을 보간법을 사용하여 3차원 모델로 구성하고, 흉곽은 장축의 반지름이 22.55cm, 단축의 반지름이 18.64 cm인 타원형 실린더로 단순화하였다. 또한, 10개의 꼭짓을 갖는 22,999개의 사면체 요소와 29,602개의 절점을 통하여 유한요소 모델을 구성한 뒤, 제세동을 시뮬레이션하였다. 모델의 지배 방정식은 식 (1)와 같은 라플라스 방정식이며, 전극이 부착된 면(S1)에는 식 (2)과 같은 Dirichlet 경계조건이, 전극이 부착되지 않은 나머지 부분(S2)에는 식 (3)같은 Neumann 경계조건이 적용된다.

$$\nabla \rho^{-1} \nabla V = 0 \tag{1}$$

$$V(x, y, z)|_{S1} = V, \tag{2}$$

$$\frac{\partial V}{\partial n} |_{S2} = 0 \tag{3}$$

여기서 V는 전압, ρ는 전도율, V, 는 전극을 통한 인가전압을 의미한다.

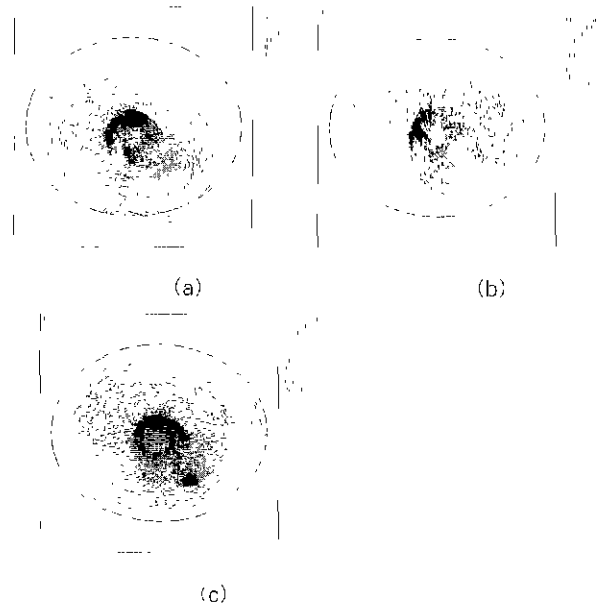


그림 2. 각 전극에 대한 전류흐름 벡터도 (a) SA 전극 (b) AP 전극 (c) LL 전극
Fig 2 The vector plots of current flow for each electrode (a) SA electrode (b) AP electrode (c) LL electrode

몸통모델은 2차원 영상으로부터 3차원 구성된 폐, 심장, 심방·심실, 그리고 타원형 실린더로 단순화된 몸통으로 구성되며, 동일 기관 내의 전도율은 균일한 것으로 가정을 하였다. 구성한 솔리드 모델의 전체 부피는 32,678.5(cm³)이고, 그림 1에 솔리드 모델(solid model)과 각 전극의 위치를 표시하였다. Posterior 전극은 모델의 중심 횡축에 대하여 Apex 전극에 대칭인 후면에 위치하고 있다.

유한요소 모델의 경우, 제세동의 성공 여부를 결정하는 심근은 많은 수의 요소로 모델링하여 전류밀도분포 특성을 자세히 관찰할 수 있도록 하였으며, 표 1에는 모델을 구성하는 각 기관의 부피와 사용된 요소의 개수 및 적용된 비저항 값 [12],[17-19]들을 기록하였다.

시뮬레이션 결과 및 검토

1 전극 위치에 따른 전류밀도 분포

제세동 쇼크에 의한 전류밀도 분포특성은 제세동의 성공 여부를 결정하는 중요한 요소이며, 인가하는 전극의 위치와 크기에 따라 다르게 나타난다. 그래서, 최적의 전극 시스템을 찾아내기 위해 다양한 크기 및 위치의 전극에 의한 제세동 임상 실험과 시뮬레이션 연구가 진행되고 있다. 최적 전극 시스템이란, 1) 인가된 전류의 보다 많은 양이 심장을 통해 흐를 수 있도록 하고, 2) 보다 균일한 전류밀도 분포를 얻어내며, 3) 심근의 손상을 최소화할 통하여 후제세동 부정맥(post defibrillation arrhythmia)의 발생을 방지할 수 있는 시스템을 의미한다. 이 경우, 환자의 소생률을 높일 수 있을 뿐만 아니라, 제세동 필스 발생장치에 요구되는 에너지량을 낮출 수 있기 때문

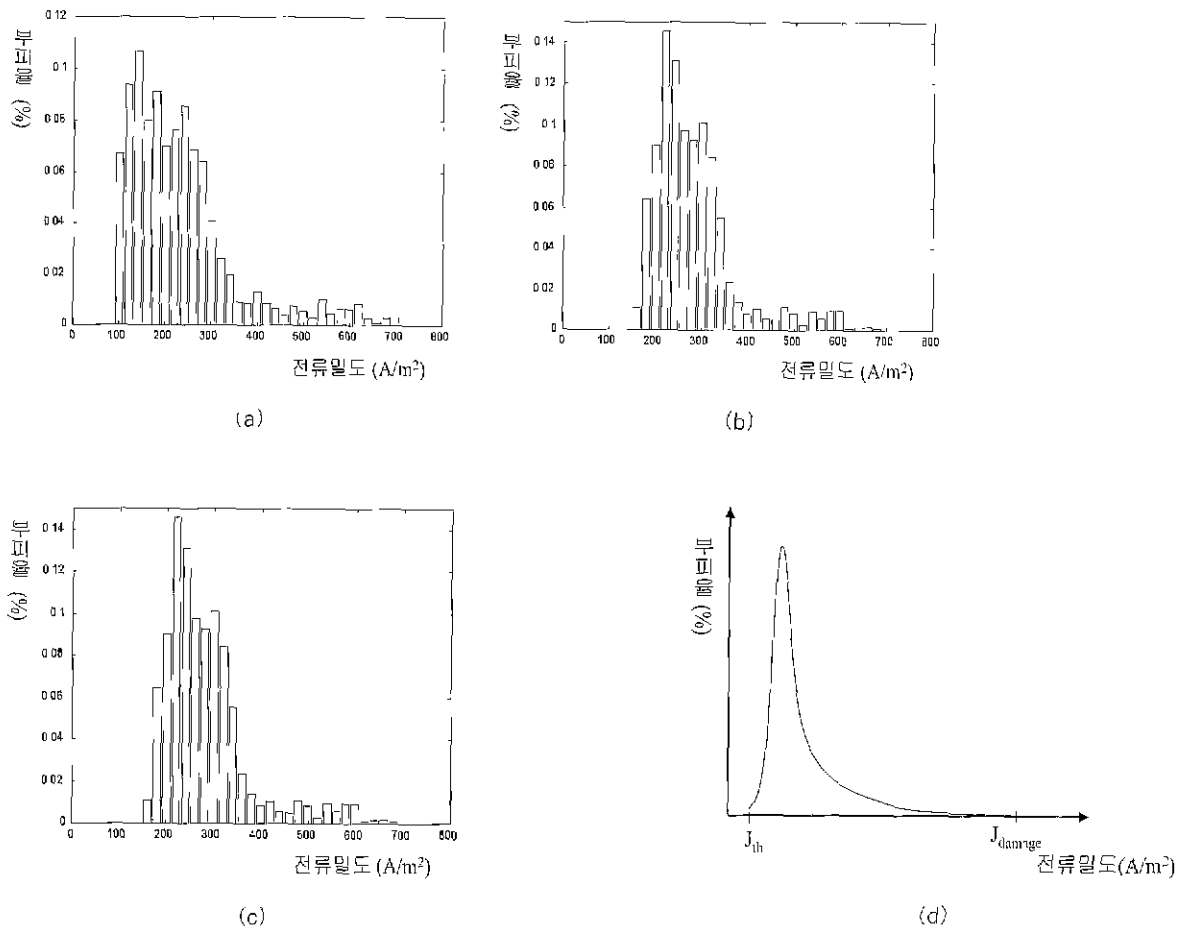


그림 3. 전류밀도 분포 히스토그램

(a) SA 전극 (STD = 117.36) (b) AP 전극 (STD = 88.51) (c) LL 전극 (STD = 84.74) (d) 이상적인 전류밀도 분포

Fig 3. The histograms of current density distribution

(a) SA electrode (STD = 117.36) (b) AP electrode (STD = 88.51) (c) LL electrode (STD = 84.74) (d) ideal current density distribution

에 제세동기 장치의 크기를 줄일 수 있다[20].

본 연구에서는 임상에서 사용되는 SA(sternum-apex), AP (anterior-posterior), LL(lateral-lateral) 전극 위치와 크기에 따른 제세동 문턱치, 전류밀도 분포의 균일성, 심근손상 정도 등을 비교하였다. 제세동 문턱치(I_{th})는 심근 전체 부피에 심근 불활성화 문턱치 J_{th} 이상의 전류밀도가 분포되도록 하는 최소 전류로 정의하였다. 전류밀도 해석은 FEM 상용 프로그램인 ANSYS 5.4를 통하여 획득하였다.

먼저, 전극 위치가 제세동에 미치는 영향과 특성을 관찰하기 위하여, 몸통 모델에 $8 \times 8(\text{cm}^2)$ 크기의 전극을 통하여 실제 제세동기의 출력 중 하나인 damped sine wave(10ms, 2000V)의 피크 값인 2000V를 동일하게 인가하였다.

각 전극위치에 따른 몸통 임피던스, 심근에 분포하는 최소 전류밀도 J_{min} , 최대 전류밀도 J_{max} , 그리고 심근 불활성 문턱치 J_{th} 이상이 분포하는 심근 부피의 전체 심근에 대한 백분율을 표 2에 표시하였다. 한편, 최대 전류밀도와 심근 불활성화 문

턱치의 비(J_{max}/J_{th})를 심근손상 여부를 평가하는 안전도 인자 (safety factor)로 정의하였으며, 실험적으로 10 이상이면 심근 손상이 발생하며, 4 이상이면 심근손상이 발생할 가능성이 있는 것으로 간주하였다[10]

몸통 임피던스는 전극의 위치에 따라 다른 값을 나타내는데, 이것은 전극 사이에 놓인 기관들의 서로 다른 기하학적 특성 및 비저항으로 인해 다른 전류 경로가 형성되기 때문이다. 이와 같은 이유로 몸통 내에 분포하는 전류밀도의 형태도 다르게 나타난다. 그림 2에는 각 전극에서 인가된 쇼크에 의해 생성된 전류흐름 벡터도를 보였다.

불활성화된 심근 부피의 전체 심근부피에 대한 백분율은 SA, AP, LL 전극 위치에 대하여 각각 16.53, 28.76, 24.43 %으로 나타났으며, AP 전극은 다른 전극에 비하여 보다 낮은 에너지를 인가하고도 인계부피가설에 근거하여 제세동을 성공할 수 있음을 의미한다.

그림 3은 각 전극에 의한 심근 전류밀도 분포의 균일성 정도를 평가하기 위한 심근 전류밀도의 히스토그램으로 STD는

각 분포의 표준편차 값이다 SA 전극 경우는 가장 넓은 범위의 전류밀도 분포를 갖으며, LL 전극인 경우는 전류밀도가 가장 좁은 범위에 분포하여 전류밀도 분포의 균일성이 가장 좋은 것으로 나타났다. 균일성이 좋지 않은 전극은 심근 전체가 심근 불활성 문턱치 J_{th} 를 넘도록 에너지를 인가하면, 히스토그램이 오른쪽으로 이동하게 되고 심근손상을 일으킬 수 있는 전류밀도(J_{damage})를 넘는 부분이 증가되어, 심근 괴사로 인한 기능 장애나 후 제세동 부성맥을 야기시킬 수 있다. 그러나, 각 전극의 전류밀도 분포를 참조하여 보면, J_{max} 와 J_{min} 의 차는 $700A/m^2(=70mA/cm^2)$ 이하이므로, J_{min} 가 J_{th} 와 같도록 적절한 쇼크 인가된다면, 안전성인자가 4이상이 되어 심근손상의 발생 가능성은 낮다.

결론적으로, 전류밀도의 균일성과 필요 전압을 동시에 고려한다면, 그림 3(d)와 같은 전류밀도 분포가 가장 이상적이나, 본 시뮬레이션에 대해서는 균일성보다 $J_{th}>(\%)$ 가 중요한 요소이므로, 세 가지 전극 중에서는 AP가 가장 효과적이고, LL, SA 순으로 효과가 좋은 것으로 평가하였다 이 결과는 기존의 시뮬레이션 연구의 결과와 유사하다[10], [12], [21-22].

2. 전극 크기에 따른 전류밀도 분포

전극의 크기가 제세동에 미치는 영향을 관찰하기 위하여, 임상에서 가능한 $8 \times 8(cm^2)$ 와 $10 \times 10(cm^2)$ 전극을 각각 SA, AP, LL에 위치시켰을 때, 제세동 문턱치, 몸통 임피던스, 전류밀도 분포특성을 관찰하였다.

표 3에는 $8 \times 8(cm^2)$ 와 $10 \times 10(cm^2)$ 전극의 전류밀도 분포 특성을 나타내었다.

몸통 임피던스는 크기가 큰 전극을 사용하였을 때에 감소하는 경향을 보였으며, 제세동 문턱치 I_{th} 는 약간 증가하였다. AP 전극의 제세동 문턱치가 가장 낮아서, 세 가지의 전극위치 중에서 가장 적은 에너지를 통하여 제세동이 가능함을 다시 확인할 수 있다. 안전도 인자는 큰 전극인 경우 약간씩 감소하였으며, $10 \times 10(cm^2)$ AP 전극의 안전도 인자는 3.94로 위의 6 가지 전극 중 심근손상 없이 가장 안전하게 제세동 할 수 있는 전극 시스템임을 알 수 있었다. 그러나, $8 \times 8(cm^2)$ SA 전극과 $10 \times 10(cm^2)$ SA 전극의 요소 빈도 대 전류밀도 값의 2 차원 데이터는 0.9996의 상관도를 나타내었으며, AP 전극과 LL 전극은 각각 0.9991과 0.9998의 상관도를 보였다. 이는 전극 크기 변화는 전류밀도 분포특성에는 거의 영향을 주지 않음을 의미한다 결국, 전극의 크기의 변화는 제세동 문턱치를 낮추는 약간의 효과는 있지만, 전류밀도 분포의 균일성을 향상 등의 전류밀도 분포특성 변화는 기대하기 어렵다.

3. 조직의 비저항 변화에 의한 전류밀도 분포의 변화

제세동 시의 생체전기 현상 및 제세동 시뮬레이션 연구에 사용되는 조직의 비저항은 정상상태에서의 비저항과 다르기 때문에 이에 대한 자료가 희귀하다. 그래서, 대부분의 연구에서는 동물실험에 의한 비저항을 사용하고 있으며, 그 결과 값은 넓게 분포하고 있다. 심근의 경우는, DeGaravilla 등[23]이 개의

심장 조직에 30ms, 33~405 V/cm의 구형 펄스를 인가하여 저항센서를 통해 측정된 결과, $143\Omega \cdot cm$ 에서 $1130\Omega \cdot cm$ 까지의 범위에 분포함이 밝혀졌다. 또, 혈액은 hematocrit의 양에 따라 비저항이 식(4)과 같이 변하며, hematocrit의 양이 35%에서 55%까지 변한다고 가정하면, 혈액 비저항의 최소값은 $132\Omega \cdot cm$ 이고, 최대값은 $217\Omega \cdot cm$ 이다[24]

$$\rho = 54.9 e^{0.025H} (\Omega \cdot cm) \tag{4}$$

ρ 는 혈액의 비저항, H는 percent hematocrit이다

Tacker 등[23]은 정상적인 흡기시에 폐의 제세동 비저항은 $1500 \sim 2200\Omega \cdot cm$ 임을 측정하였고, Witsoe와 Kinnen[25]은 개의 완전 호기시 폐 비저항이 $705\Omega \cdot cm$ 으로 낮아짐을 밝혔다. 또, Tacker 등[23]은 30ms, 50~400V/cm의 구형 펄스를 인가하여 지방과 골격근의 저항이 각각 $1700\Omega \cdot cm \sim 2300\Omega \cdot cm$ 과 $150\Omega \cdot cm \sim 1150\Omega \cdot cm$ 에 분포함을 밝혀냈다

표 1의 기준 비저항이 적용된 모델에 대해 구한 $8 \times 8(cm^2)$ SA 전극의 제세동 문턱치 전압을 각 조직 비저항의 최대, 최소값을 적용한 모델에 동일하게 인가하여 전류밀도 분포특성을 관찰하였다 골격근 비저항의 최대값과 최소값을 모델에 적용하였을 때에 심근에 분포한 최소 전류밀도 값의 차와 비저항의 최대값과 최소값 차의 비를 골격근 최소전류밀도 기울기라 정의하며, 나머지 경우도 비슷한 방법으로 정의하였다.

표 4에는 각 조직의 비저항 변화 범위와 최소 전류밀도 기울기, 최대 전류밀도 기울기, 평균 전류밀도 기울기, 그리고 몸통 임피던스 기울기를 표시하였다.

최소 전류밀도 기울기, 최대 전류밀도 기울기, 평균 전류밀도 기울기의 절대값 모두 심근의 경우가 가장 컸으며. 이는 심근 비저항이 $1\Omega \cdot cm$ 만큼 변할 때에 최소 전류밀도, 최대 전류밀도, 평균 전류밀도 값의 변화가 다른 조직의 비저항 변화에 의한 전류밀도 값의 변화보다 크을 의미한다. 즉, 심장 전류밀도 분포특성은 심근의 비저항 값에 가장 민감하게 응답한다. 따라서, 제세동 시뮬레이션에서는 심근 비저항값이 정확해야만 보다 실제에 가까운 전류밀도 분포 결과를 얻을 수 있다. 반면에 폐의 최소 전류밀도 기울기, 최대 전류밀도 기울기, 평균 전류밀도 기울기의 절대값은 비교적 작아서, 폐의 비저항 값은 전류밀도 분포특성에 거의 영향을 주지 않았다.

한편, 몸통 임피던스 기울기는 골격근의 경우가 6.40로 가장 커서 골격근 비저항 변화에 몸통 임피던스가 가장 민감하게 응답하고, 폐의 경우는 0.11로 가장 작아서 폐 비저항의 변화는 몸통 임피던스의 변화에 영향을 가장 적게 주었다. 따라서, 제세동 시뮬레이션 연구에서 정확한 전류밀도 분포와 몸통 임피던스 결과를 획득하기 위해서는 목표로 설정된 모델의 정확한 심근 및 골격근 비저항을 필요로 한다. 그렇지 않으면, 측정 또는 예측한 전류밀도 분포 및 몸통 임피던스 값과 다른 시뮬레이션 결과를 얻게 될 것이다

결론

본 연구에서는 3차원 몸통 모델에 유한요소법을 적용하여 세세등에 관한 시뮬레이션을 수행하였다. 실험 결과는 세세등 쇼크에 의해 심근에 분포한 전류밀도분포와 인제부피 가설을 근거로 분석하였으며, 얻은 결론은 다음과 같다

1) 전극의 위치에 따라 각각 다른 전류밀도 분포특성을 나타냈으며, AP 전극을 통하여 몸통 표면에서 인가한 전류가 가장 효과적으로 심장으로 흘러들어 갔으며, LL 전극의 위치는 전류밀도 분포의 균일성이 가장 우수하였다. 2) 전극의 크기는 전류밀도 분포 범위에 약간의 영향을 주기는 하나, 전류밀도 분포특성에는 거의 영향을 주지 않았다. 3) 최소·평균·최대 전류밀도변화는 심근의 비저항 변화에 예 가장 민감하게 변하며, 이는 정확한 전류밀도 분포를 얻기 위해서는 정확한 심근의 비저항값이 필요함을 뜻한다.

참고 문헌

1. Paula J. Crockett, Beth M. Droppert and Sandra E. Higgins, "Defibrillation: what you should know", Third Edition, Physio-Control Corporation, 1991
2. D.P. Zipes, J. Fischer, R.M. King, A. Nicoll, W. W. Jolly, "Termination of ventricular fibrillation in dogs by depolarizing a critical amount of myocardium", American Journal of Cardiology, Vol. 36, pp. 37-44, 1975
3. Peng-Sheng Chen, N. Shibata, E.G. Dixon, R.O. Martin, R.E. Ideker, "Comparison of the defibrillation threshold and the upper limit of ventricular vulnerability", Circulation, Vol 73, No. 5, pp 1022-1028, 1986
4. S.M. Dillon, K.F. Kwaku, "Progressive Depolarization: A Unified Hypothesis for Defibrillation and Fibrillation Induction by Shocks", Journal of Cardiovascular Electrophysiology, Vol 9, No. 5, pp 529-552, 1998
5. A. Pumar, G. Romey, and V. Krinsky, "De-excitation of Cardiac Cells", Biophysical Journal, Vol. 74, pp 2850-2861, 1998
6. W.J. Karlon, S.R. Eisenberg, and J.L. Lehr, "Effect of paddle placement and size on defibrillation current distribution: A three-dimensional finite element model", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol 40, pp 246-255, 1993
7. R.E. Kerber, J.B. Martins, M.G. Kienzle, L. Constantin, B. Olshansky, R. Hopson, and F. Charbonnier, "Energy, current, and success in defibrillation and cardioversion: clinical studies using an automated impedance-based method of energy adjustment", Circulation, Vol. 77, No. 5, pp. 1038-1046, 1988
8. D.P. Zipes, J. Fischer, R.M. King, A. Nicoll, and W.W. Jolly, "Termination of ventricular fibrillation in dogs by depolarizing a critical amount of myocardium", American Journal of Cardiology, Vol. 36, pp. 37-44, 1975
9. L.A. Geddes, W.A. Tacker, C.F. Babbs, J.D. Bourland, "Ventricular defibrillation threshold: Strength-duration and percent-success curves", Medical & Biomedical Engineering & Computing, Vol 35, pp. 301-305, 1997
10. Marc A. Camacho, John L. Lehr, and Solomon R. Eisenberg, "A Three-Dimensional Finite Element Model of Human Transthoracic Defibrillation: Paddle Placement and Size", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 42, No. 6, pp. 572-578, 1995
11. James Eason, John Schmidt, Andrew Dabasinskas, Greg Siekas, and Natalia Trayanova, "Influence of Anisotropy on Local and Global Measures of Potential Gradient in Computer Model of Defibrillation", Annals of Biomedical Engineering, Vol. 26, pp 840-849, 1998
12. D. Panescu, J.G. Webster, W.J. Tompkins and R.A. Stratbucker, "Optimization of Cardiac Defibrillation by Three-Dimensional Finite Element Modeling of the Human Thorax", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol 42, No 2, pp. 185-191, 1995
13. Ruth Nicholson Klepfer, Christopher R. Johnson, and Robert S. Macleod, "The Effects of Inhomogeneities and Anisotropies on Electrocardiographic Fields: A 3-D Finite Element Study", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol 44, No. 8, pp. 706-719, 1997
14. A.L. De Jongh, E.G. Entcheva, J.A. Replogle, R.S. Booker, B.H. Kennight, and F.J. Claydon, "Defibrillation Efficacy of Different Electrode Placements in a Human Thorax Model", PACE, Vol. 22, pp 152-157, 1999
15. Nestor G. Sepulveda, John P. Wikswo, Jr and Debra S. Echt, "Finite Element Analysis of Cardiac Defibrillation Current Distribution", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 37, No. 4, pp. 354-365, 1990
16. C.R. Johnson, R.S. MacLeod, and P.R. Ershler, "A computer model for the study of electrical current flow in the human thorax", Comput. Biol. Med., Vol

22. pp. 305-323, 1992
17. L.A. Geddes and L.E. Baker. "The specific resistance of biological material, a compendium of data for the biomedical engineer and physiologist", Med. Biol Eng., Vol. 5, pp. 271-293, 1967
 18. K.R. Foster and H.P. Schwan, "Dielectric properties of tissues and biological materials: A critical review". Crit. Rev. Biomed Eng., Vol. 17, pp. 25-98, 1989
 19. W.A. Tacker, J. Mereer, P. Foley, and S. Cuppy. "Resistivity of skeletal muscle, skin, fat, and lung to defibrillator type shocks", in AAMI 19th Anna. Meet., Washington, D. C., pp. 81, Apr 14-18, 1984
 20. Dawn Blilie Jorgenson, David R. Haynor, Gust H. Bardy, and Yongmin Kim, "Computational Studies of Transthoracic and Transvenous Defibrillation in a Detailed 3-D Human Thorax Model", IEEE Trans Biomed. Eng., Vol. 42, No. 2, pp. 172-184, 1995
 21. Robert Patterson and Li Wang, "Thoracic Current Pathways for Different Size and Position External Defibrillation Electrodes based on a 3D Model", IEEE EMBS 15th Annual Conference, pp. 830-831, 1993
 22. I.F. Ramirez, S.R. Eisenberg, J.L. Lehr and F.J. Schoen, "Effects of cardiac configuration, paddle placement and paddle size on defibrillation current distribution: a finite-element model", Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 27, pp. 587-594, 1989
 23. L. deGaravilla, W.A. Tacker, L.A. Geddes, J.D. Bourland, and C.F. Babbs, "In vitro resistivity of canine heart to defibrillation shocks", in AAMI 16th Anna Meet., Washington, D. C., pp. 28, May 10-13, 1981
 24. L. deGaravilla. "Resistivity of canine myocardial tissue and blood to defibrillator-type shocks" M. S. thesis, Purdue Univ., 1982
 25. D.A. Witsoe and E. Kinnen, "Electrical resistivity of lung at 100 kHz", Med. Biol Eng., Vol. BME-33, pp. 815-823, 1986