

論文96-33B-8-3

경계요소법을 이용한 토르소 표면전위의 계산

(The Computation of the Torso Surface Potentials Using the Boundary Element Method.)

李景中*,李世鎭*

(Kyoung Joung Lee and Se jin Lee)

요약

본 연구는 경계요소법을 이용하여 토르소 표면전위를 구하는 연구이다. '그린의 2차정리'로부터 토르소 표면 전위를 구하는 지배방정식을 유도한 후 균질성, 등방성 매질인 경우에 적합한 경계요소법을 적용하였다. 구모델을 이용하여 구의 중심에 소스를 배치하고 구표면의 전위를 경계요소법으로 구한 계산치와 이론치를 비교함으로써 알고리즘의 타당성을 검증하였다. 토르소 모델에 경계요소법을 적용하여 시뮬레이션 한 결과, 심실흥분에 의한 토르소 표면 등전위도 패턴은 정상심전도의 매펠결과와 유사한 패턴을 보였다.

Abstract

This study describes a method to find the torso surface potential based on the boundary element method. In order to find the torso surface potential, the governing equation was developed based on the Green's second theorem. The boundary element method(BEM) which has a good computing capability in case of homogeneous and isotropic medium was applied to solve the equation. To validate the BEM, we considered a homogeneous sphere model which has an electric dipole source inside. The results showed the good agreement between the analytic solution and the computed solution. In normal heart, the simulated torso surface isopotential maps are good agreement with that obtained from the ventricular excitation.

I. 서론

심장의 전기적 활동은 균일한 전기이중층(electric dipole layer)으로 표현이 가능하며, 전기이중층의 세기는 전기쌍극자 모우먼트(moment)에 의해 정확히 계산될 수 있다. 전기쌍극자 모우먼트의 발생근원은 심근 세포막에서 형성되는 활동전위인데 심근의 흥분과 회

복에 따라 전기쌍극자 모우먼트의 세기와 방향이 변하므로 임의의 시간에서의 전기쌍극자 모우먼트의 전체 합을 구하면 심장에서 발생하는 전기적인 현상을 단일 전기쌍극자 모우먼트로 표시할 수 있다. 체표면 전위는 이와 같은 전기쌍극자 모우먼트들의 시간적인 변화에 의해 형성되며, 전극을 표면에 부착하여 전위를 측정할 수 있다. 현재 임상에서 사용하고 있는 대부분의 심전계들은 이와 같은 원리들을 이용한 것이다^[1].

체표면 전위를 구하는 방법은 크게 두 가지로 대별된다. 첫째방법은 Gelernter 와 Swihart가 Helmholtz 정리의 특수한 형태인 쿨롱의 법칙(Coulomb's law)을 이용하여 먼저 체표면에서의 전류밀도를 구한 후 이 전류밀도로 부터 전위분포를 구하는 방법을 제시하였다^{[2], [3]}. 둘째 방법은 Barr등에 의해 제시된 방법

* 正會員, 延世大學校 保健科學大學 醫用電子工學科
(Dept. of Biomedical Eng., College of Heathe Science, Yonsei Univ.)

※ 이 연구는 1995년도 한국과학재단 연구비지원에 의한 결과임(과제번호 951-0918-331-1)

接受日字:1996年3月8日, 수정완료일:1996年8月12日

으로서 그린의 2차정리(Green's second theorem)를 이용하여 경계조건을 만족시켜주는 표면전위를 구하였다^[4]. 접근방법은 다르지만 이 두방법으로 부터 얻은 결과는 근본적으로 같다는 사실을 static equivalence principle를 이용하여 Rush가 설명하였다^[5]. 이 방법들을 이용하여 토르소의 기하학적 형태와 특성에 의해 심장과 토르소의 관계를 나타내는 전달함수를 구할 수 있으며 심전도의 역문제(inverse problem)를 해결하는데 이용될 수 있다는 가능성이 제시되면서 심장의 정-역문제(forward-inverse problem)에 관한 이론적인 연구가 활발히 시작되었다^{[6][7]}.

부피전도체의 내부에 소스가 존재할 경우 체표면 전위를 구하는 문제는 정문제로서 지배방정식은 적분방정식의 형태를 취한다. 이 방정식을 수치해석학적으로 푸는 방법은 이산적분법(DIEM: Discretized Integral Equation Method), 유한요소법(FEM : Finite Element Method), 경계요소법(BEM : Boundary Element Method) 등이 있다. 이산적분법은 전위를 구하려는 점과 각 요소들 간의 입체각을 구한 후 선형방정식 해법을 이용하여 전위를 구한다. 이 방법은 입체각을 구할때 세심한 주의를 기울이지 않는 경우 계산오차가 매우 크기 때문에 불편한 면이 있다^[9]. 유한요소법은 부피전도체를 수많은 미세 요소로 분할하여 계산함으로써 부피전도체내의 임의의 위치에 있는 병소로부터 발생하는 비정상적인 전기적 현상을 잘 규명할 수 있는 반면 계산시간이 많이 소요되며 수식의 구현이 복잡하다^[10]. 반면 경계요소법 방식은 3차원 문제를 2차원의 문제로 처리함으로써 계산이 간단하며, 균질성(homogeneous), 등방성(isotropic), 전도도를 갖는 경우에 유한요소법에 비해 더 효율적인 분석방법이다.^[1]

^[10] 경계요소법은 심실의 수학적 모델을 이용하여 심실의 탈분극 및 재분극 현상을 모델링하거나^[11], 심장표면과 체표면으로 구성된 생체시스템의 소스와 표면전위와의 관계를 두개의 동심구 모델을 이용하여 구하는데 응용되었다^[12]. 반면 본 연구는 인간토르소 모델을 수학적으로 구성한 후 심실의 수학적 모델로 부터 얻은 생체소스 대신에 실제 사람의 심장으로 부터 얻은 생체소스를 이용하고, 상기에서 언급한 두개의 동심구 모델을 이용할 경우에 비해 적분방정식의 해를 구하기 위한 계산량을 줄일 수 있도록 지배방정식을 구한 후 경계요소법을 적용하여 토르소표면 전위를 구하려고 한다.

II. 연구방법 및 이론

본 연구의 내용은 크게 두 부분으로 구분된다.

- ① 토르소모델의 구성
- ② 경계요소법을 이용한 토르소 표면전위의 계산

① 토르소모델의 구성

토르소 표면전위를 구하기 위해서는 먼저 토르소 모델을 만들어야 한다. 토르소 모델을 만드는 방법은 CT 촬영을 통한 실제몸통 형태의 모델을 구성하는 방법과 실제몸통과 유사한 형태를 얻을 수 있는 수학적 수식들을 조합하여 모델을 만드는 방법이 있다. CT를 이용한 방법은 정밀한 데이터를 근거로 정확한 인간 몸통과 동일한 토르소 모델을 만들 수 있다는 장점이 있는 반면 전문적인 모델링 알고리즘 및 장비가 필요하다. 반면 수학적 모델은 인간의 몸통과 똑같지 않지만 수식의 조합에 의해 쉽게 모델링이 가능하며, 실제 CT를 이용한 모델들로부터 얻은 결과들과 유사한 효과를 얻을 수 있는 장점이 있기 때문에 본 연구에서는 인간의 목부위부터 허리부위까지 몸통데이터를 근거로 타원방정식들의 조합을 이용하여 토르소 모델을 그림 1과 같이 설계하였다^[8]. 경계요소법을 적용하기 위해서는 먼저 토르소표면을 삼각요소로 분할한다. 이를 위해 표면에 362개의 절점(node)을 설정하고 각 절점들을 연결하여 모두 720개의 삼각요소를 구성한 후 절점 및 삼각요소에 관한 정보를 화일로 저장한다. 그림 1의 삼각메쉬(mesh)위에 표시된 점은 전극의 위치이다.

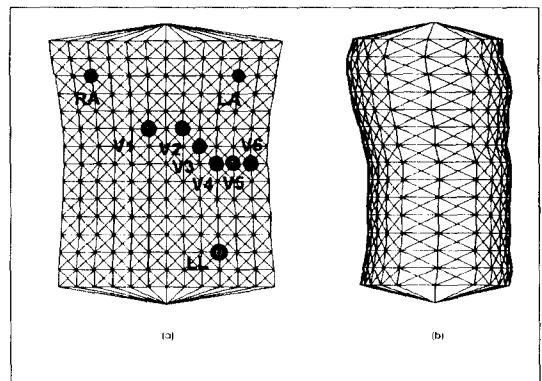


그림 1. 3차원 토르소모델 (a)정면 (b)측면
Fig. 1. Three dimensional torso model. (a) frontal side, (b) lateral side.

②경계요소법을 이용한 토르소 표면전위의 계산

경계요소법을 이용한 토르소 표면전위를 구하는 방정식은 그린의 2차정리로 부터 유도되며 식(1)과 같이 표현된다¹⁴⁾.

$$\int_v (\phi \nabla^2 (\frac{1}{r}) - \frac{1}{r} \nabla^2 \phi) dV = \int_s (\phi \nabla (\frac{1}{r}) - \frac{1}{r} \nabla \phi) dS \quad (1)$$

단 S는 부피를 둘러싼 표면이고 부피 V는 균질하다고 가정한다. 이때 스칼라 함수 ϕ 는 전위이며, r은 이동점과 소스점과의 거리이다. 만약 이동점이 소스점쪽으로 이동하여 소스점과 일치할 때 식(1)의 좌변의 첫째 항은 r=0가 되어 적분값이 특이(singular)하게 되기 때문에 $-4\pi\phi(p)$ 가 된다. 또한 두 번째 항인 $\nabla^2\phi$ 는 토르소내부에 소스가 존재할 경우 poisson 방정식을 만족시키기 때문에 $\nabla^2\phi = -\rho/\sigma$ 의 관계를 갖는다. ρ 는 전하밀도이며, σ 는 전도도이다. 식 (1)의 우변의 첫째 항은 이동점이 토르소표면으로 이동시 적분값이 특이하게 되므로 특이점과 그 이외의 영역으로 분리하여 고려하면 식 (2)와 같다.

$$\int_s \phi \nabla (\frac{1}{r}) dS = \int_{s-s_\epsilon} \phi \nabla (\frac{1}{r}) dS + \int_{s_\epsilon} \phi \nabla (\frac{1}{r}) dS \quad (2)$$

단, s_ϵ 는 특이점을 둘러싼 미소 적분면적이다. 이 식의 우변의 두 번째 항은 특이점에서 $-4\pi\alpha(p)\phi(p)$ 가 되어 식 (2)는 식 (3)과 같이된다. $\alpha(p)$ 는 기하학적 형태에 의해 결정되는 상수이다¹¹⁾.

$$\int_s \phi \nabla (\frac{1}{r}) dS = \int_{s-s_\epsilon} \phi \nabla (\frac{1}{r}) dS - 4\pi\alpha(p)\phi(p) \quad (3)$$

또한 식 (1)의 우변의 두 번째 항은 토르소표면에서 $\nabla\phi = 0$ 가되기 때문에 상기의 결과들을 이용하여 식 (1)을 정리하면 식 (4)와 같이되며 최종적으로 토르소 표면전위를 구하기 위한 적분방정식인 식 (5)와 같이된다. 단 식(4)의 우변의 적분영역 s 는 특이점 이외의 영역을 표시한다.

$$-4\pi\phi(p) + \frac{1}{\sigma} \int_v (\frac{\rho}{r}) dV = \int_s \phi \frac{\partial}{\partial n} (\frac{1}{r}) dS - 4\pi\alpha(p)\phi(p) \quad (4)$$

$$4\pi\alpha(p)\phi(p) + \int_s \phi \frac{\partial}{\partial n} (\frac{1}{r}) dS = \frac{1}{\sigma} \int_v \frac{\rho}{r} dV \quad (5)$$

단, $c(p) = 1 - \alpha(p)$ 이다.

식 (5)의 좌변의 적분항을 수치 해석적으로 구하기 위해 토르소 표면을 M 개의 삼각요소로 분할하면 식

(6)과 같이되며

$$\int_s \phi \frac{\partial}{\partial n} (\frac{1}{r}) dS = \sum_{s=1}^M \int_{s_s} \phi \frac{\partial}{\partial n} (\frac{1}{r}) dS \quad (6)$$

보간(interpolation) 함수 $C_k(x)$ 를 이용하여 $\phi(x)$ 를 구하면 식(7)과 같이된다¹³⁾.

$$\phi(x) = \sum_{k=1}^3 C_k(x) V^k \quad (7)$$

V^k 는 삼각요소의 각 꼭지점에서의 전위이다. 식(6)과 식(7)을 식 (5)에 대입하여 정리하면 수치 해석적으로 구현가능한 식 (8)을 얻게 된다.

$$\begin{aligned} c(p)\phi(p) + \frac{1}{4\pi} \sum_{s=1}^M \sum_{k=1}^3 \int_{s_s} \phi_r^{s,k} \frac{\partial}{\partial n} (\frac{1}{r}) C_k dS \\ = \frac{1}{4\pi\sigma} \int_v \frac{\rho}{r} dV \end{aligned} \quad (8)$$

단, $\phi(p)$ 는 측정 점에서의 전위이며, $\phi_r^{s,k}$ 는 토르소표면의 s번째 요소의 k번째 꼭지점에서의 전위를 의미한다. 또한 식 (8)의 우변 항은 무한크기의 매질 내에서 소스로부터 거리 r만큼 떨어진 점의 전위를 나타내는 수식이다. 식(8)의 적분계산은 4x4 Gaussian-Radau quadrature에 의해 계산한다.

III. 결 과

1. 구(球)전도체 모델을 이용한 검증

체표면 전위를 이론적으로 계산하기 위한 가장 쉬운 방법은 사람의 몸통을 구형, 혹은 실린더 형태의 부피 전도체로 모델링하여 모델 내부의 임의의 점에 소스가 존재시 모델표면에서의 전위분포를 구하는 것이다. 이를 위해 본 연구에서는 식(8)을 토르소 모델에 적용하여 전위를 계산하기에 앞서 먼저 식(8)을 구모델에 적용하여 정확도에 대한 검증을 수행하였다.

반지름 $r = 160$ cm인 구모델을 설정하여 절점은 58개, 삼각요소는 112개로 분할하였다. 구내부의 전도도 $\sigma = 1$, 쌍극자의 세기는 Z방향만 존재한다고 가정하여 크기를 1로 정한 후 식 (8)을 적용하여 얻은 이론값과 계산값을 그림 2에 나타내었다. 황축은 구의 절점갯수이고 종축은 각 절점에서의 전위값을 나타낸다. 그림 2에서 알 수 있는 바와 같이 두 값은 매우 근사하게 일치하였다. 식(9)를 이용하여 계산한 이 두값의 상대오차(RE)는 0.0361로서 본 알고리즘의 전위계산에의 적용타당성을 입증할 수 있다. 만약 삼각요소의 갯수를 증가시켜서 분

할한다면 더욱 작은 오차를 얻을 수 있다.

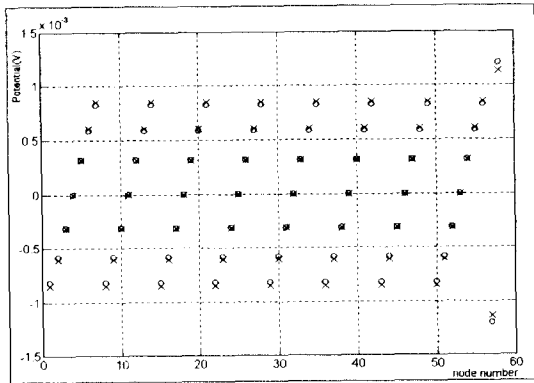


그림 2. 구(球) 표면전위값들의 이론값(x)과 계산값(o)의 비교

Fig. 2. The comparison theoretical value with computed value of the spherical surface potentials.

$$\text{상대오차}(R.E) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M (V_i^T - V_i^C)^2}{\sum_{i=1}^M (V_i^T)^2}} \quad (9)$$

단 M은 절점의 수, V_i^T 는 이론값, V_i^C 는 계산값이다.

2. 토르소모델을 이용한 전위계산

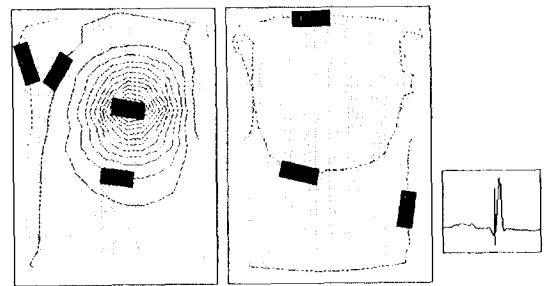
토르소모델을 이용하여 표면전위를 계산하기 위해 먼저 심장의 위치와 심장의 흥분에 따른 전기쌍극자 모우먼트의 크기와 방향을 구하여야 한다. 심장의 위치는 실제 해부학적인 위치를 고려하여 설정하였다. Cuffin 등^[14]은 실제심장을 이용한 Durrer^[21]의 실험결과를 X선 시스템을 이용하여 심실의 흥분상태를 여러 단계로 나눈 후 각 단계에서의 전기쌍극자 모우먼트를 계산하였다.

표 1. 심실흥분후 각 시간별로 계산된 전기쌍극자 모우먼트의 크기[단위:A.m][14]

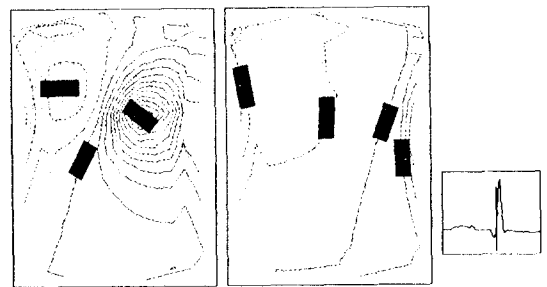
Table 1. The magnitude of electric dipole moments at the elapsed time after ventricular excitation[Unit:A.m].

	X	Y	Z
10 ms	0.200	0.990	0.275
20 ms	2.000	1.305	0.920
30 ms	3.240	0.675	1.345
40 ms	2.070	-0.910	0.995
50 ms	0.735	-1.685	-0.070
55 ms	0.585	-1.300	0.005

표 1은 Cuffin에 의해 심실흥분후 각 시간별로 계산된 전기쌍극자 모우먼트의 크기로써, 위치는 고정되고, 시간에 따라 크기와 방향만 변화하는 경우를 고려하였다. 또한 X, Y, Z 방향은 Frank lead 좌표계를 따른 것이다. 표 1의 값들을 식 (8)에 적용하여 계산된 토르소 표면의 등전위 분포를 매핑한 것이 그림 3이다. 토르소내부의 전도도 σ 는 근육, 폐, 혈액등의 전도도들의 평균값인 $0.0004 (\Omega.cm)^{-1}$ 를 사용하였다^[18]. 그림 3의 좌측 첫째행과 둘째행은 각각 토르소 정면과 후면에서 얻은 체표면전위의 매핑결과이다. 또한 각 그림의 맨우측의 파형은 체표면전위를 구한 시점의 위치를 나타낸다. 그림 3(a)는 심실흥분후 10 ms 시점에서의 계산된 체표면 등전위를 매핑한 결과인데 심장근처에 + 극이 지배적임을 나타낸다. 그러나 시간이 경과함에 따라 토르소의 우측팔 부분에 지배적이던 - 극이 심장근처로 이동하며, 동시에 + 극은 좌측늑골쪽으로 이동한다. 심실흥분의 후기부분인 55 ms 지난 시점에서 토르소의 정면부분은 대부분 - 극이 지배적이며 + 극은 좌측팔 뒤쪽으로 이동하였다. 즉 정상심장의 QRS 콤플렉스동안 전기적인 현상을 +극과 -극의 이동추이로서 표현이 가능하며 이 결과로부터 심장주위의 토르소표면 전위분포를 알 수 있다. 계산된 체표면전위를 이용하여 심실흥분기간(55 ms)동안 그림 1의 각 전극위치에서 구한 리드전위는 그림 4와 같다.



(a)



(b)

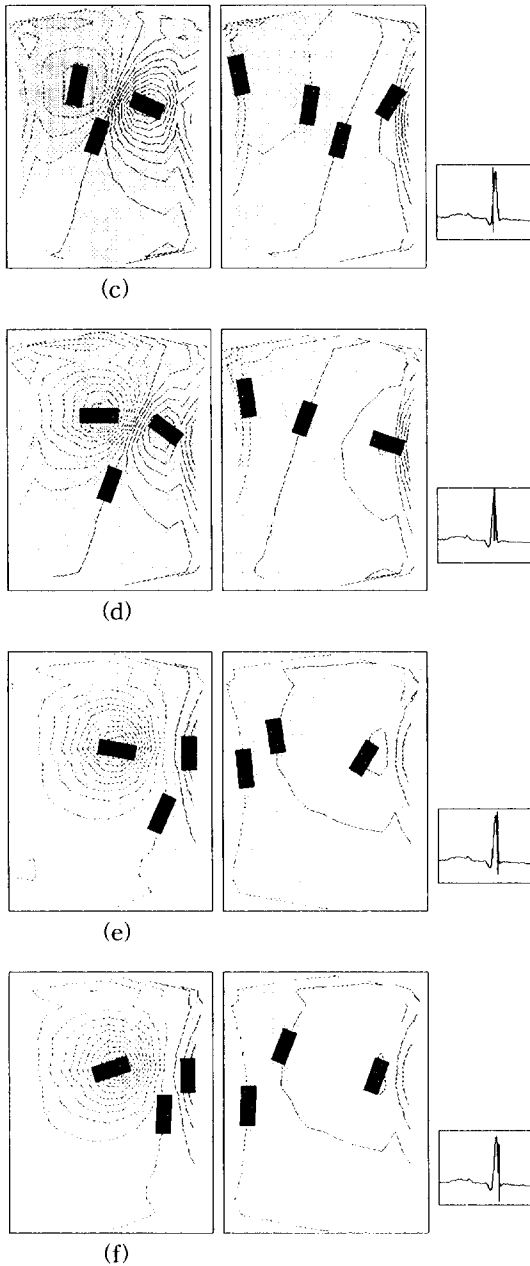


그림 3. 심실흥분후 각 시간에서 계산된 토르소 표면의 등전위도(첫째행 : 전면, 둘째행:후면, 점선:음전위, 실선:양전위, 단위: mV). (a)10 ms,(b) 20 ms, (c)30 ms, (d) 40 ms, (e) 50 ms (f) 55 ms

Fig. 3. The torso surface isopotential maps computed at the elapsed time after ventricular excitation(First column: frontal surface, Second column: rear surface, dotted line : negative potential, solid line : positive potential, unit : mV) (a)10 ms,(b) 20 ms, (c)30 ms, (d) 40 ms, (e) 50 ms (f) 55 ms

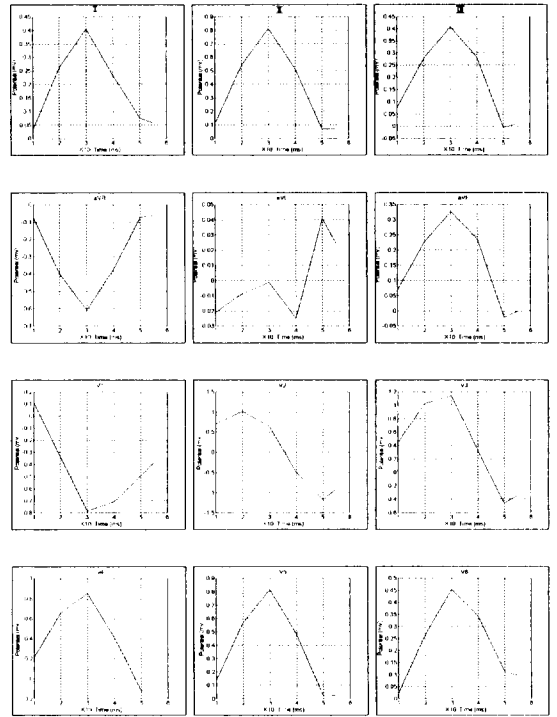


그림 4. 토르소표면에 부착된 전극위치에서 측정된 12 리드 전위
Fig. 4. 12 lead potentials mesured at the position of electrodes on the torso.

토르소 표면전위를 계산하기 위한 프로그램은 Fortran 77로 작성하여 워크스테이션에서 실행하였으며, 실행결과는 Amtec사의 Tecplot을 이용하여 디스플레이하였다.

IV. 고찰

경계요소법의 적용타당성에 관한 실험 결과로부터 계산값과 이론값은 거의 일치하며, 단지 끝의 두점(구의 맨윗부분과 아랫부분의 두 극점)에서 약 $100 \mu V$ 정도의 오차를 갖는다(그림2). 그러나 실제 관심을 갖는 부분은 구의 중심부분이므로 이 정도의 오차는 토르소 표면전위를 구하는데 큰 영향을 주지 못한다. 상대오차는 0.0361로서 구 전체에 대한 전위의 계산오차가 1 mV 에 대해 $36 \mu V$ 이므로 계산시 무시할 수 있는 값이다. 이 결과로부터 토르소 표면전위를 구하는 수단으로서 경계요소법의 적용타당성을 검증하였다.

경계요소법을 적용하여 계산된 표면전위를 매핑한

그림 3의 결과의 타당성을 검증하기 위해 Taccard¹¹⁵, Miller등¹¹⁶, Aoki등¹¹⁷의 실험결과와 비교하였다. 정상적인 심장상태에서 심실흥분후 + 극과 - 극의 이동추이에 대한 결과는 본 연구에서 얻은 결과와 유사하였다. 등전위선의 매핑결과는 심실내의 각 세포들에서의 전위분포, 토르소 표면과 심장간의 거리, 경계 효과들을 근거로 설명되어진다. 쌍극자소스의 변화에 따른 12 리드 심전도파형을 나타낸 그림 4의 결과들은 Cuffin¹¹⁴의 실험결과 파형과 유사함을 보였다. 그러나 avL 리드 파형이 10-20 ms 범위에서 전위값이 작게 계산되었는데 이는 Cuffin의 모델과 본 모델간의 기하학적 오차때문인 것으로서 모델의 형태를 조정함으로써 파형의 오차를 줄일 수 있다. 특히 본 연구에서는 경계요소법을 전위계산을 하는데 적용가능한가에 대하여 초점을 두었기 때문에 토르소내부의 매질은 균질하며, 등방성으로 가정하였다. 즉 부피전도체내에 실제로 존재하는 폐, 심장내의 혈액, 심근, 골격근등 구조들을 동일한 매질로 가정하였으며, 각 매질에서의 흥분의 전파는 등방성을 지니고 있다. 일반적으로 폐는 표면전위분포에 큰 영향을 주지 않는다고 보고가 되어있다^{141, 120}, 심장내의 혈액은 표면전위분포에 영향을 준다. 그러나 표면전위분포의 패턴 및 이동추이에 변화를 주는 것이 아니라 전압의 크기만 약간씩 변화하기 때문에 전체적인 전위분포의 패턴에는 큰 영향을 주지 않는다고 보고되었다¹⁷¹. 또한 심근의 비등방성(anisotropic) 영향은 큰 것으로 보고되었는데 모델실험시 방사(radial)방향과 절선(tangential)방향의 전도도가 3:1 일때 등방성인 경우에 비해 표면전위는 14% 까지 감소되는 결과를 얻었다. 그러나 전위분포의 패턴은 크게 변화하지 않는다는 결과를 발표하였다¹¹⁸. 특히 실험결과에 대한 정량적인 비교가 힘든 이유는 각 연구자들이 실험한 토르소 모델 형태가 약간씩 다르고, 각 토르소를 분할시 절점의 수와 삼각요소의 수가 다르기 때문이다. Cuffin은 Durrer²¹의 데이터를 이용하여 고정위치의 단일소스를 구하였지만 Durrer의 실험결과는 실제 살아있는 심장을 이용한 것이 아니라 죽은 심장이기 때문에 전형적인 실험데이터와 오차가 발생한다. 또한 본 연구에서는 균질성, 등방성 매질을 고려하였지만 비균질성, 비등방성을 함께 고려해야 할 경우에는 경계요소법과 유한요소법을 동시에 적용함으로써 전위계산을 정확히 할 수 있다¹⁰¹.

이와 같은 사실들을 종합해볼 때 균질성, 등방성 부

피전도체에 경계요소법을 적용함으로써 정확히 토르소 표면의 전위분포를 구할 수 있으며, 정상 심전도신호의 QRS 콤플렉스 동안 발생하는 전위분포의 패턴변화를 통해 토르소 모델의 입상 및 교육적인 면에서의 응용 가능성을 예측할 수 있다.

입상적으로는 토르소에 관련된 정보를 모두 알 수 있기 때문에 역문제를 해결하기 위한 방법으로 이 결과를 응용할 수 있으며, 부정맥의 근원 및 심장질환의 근원을 정확히 파악함으로써 진단 및 수술시 보조 자료로써 활용가치가 매우 높다. 또한 심실성 부정맥인 경우 QRS 콤플렉스의 형태가 변하므로 이에 따라 전기 쌍극자 모우먼트의 값도 변하게 되고 결국 토르소 표면전위 분포도 다르게 나타나기 때문에 심질환진단 자료로 사용할 수 있다.

교육적인 면에서는 심전도 신호의 전 주기동안의 각 순간마다의 심근활성화 변화를 정량적으로 제시함으로써 반복 심실의 흥분 및 회복에 대한 과정을 관찰할 수 있으며, 심장에 관련된 일련의 이론과 정리들을 시뮬레이션 가능하다. 또한 단일쌍극자 모우먼트에 의한 전위 분포뿐 아니라 다중쌍극자모우먼트에 의한 전위분포의 계산이 가능하며, 이 방법으로부터 구한 몸통의 전달함수를 이용하면 심전도의 역문제도 풀 수 있는 방법을 제시해준다.

V. 결론

본 연구에서 수학적 수식을 근거로 토르소모델을 구축하였고, 실제 QRS 기간동안 사람의 심장으로부터 얻은 쌍극자 소스를 근거로 경계요소법을 적용하여 토르소 표면전위를 구하였다. 기존의 연구결과와 유사한 체표면전위 변화의 패턴을 얻음으로써 생체소스와 체표면전위와의 관계를 규명하는데 경계요소법의 유용성을 보였다.

참고문헌

- [1] R.Plonsey, "The biophysical basis for electrocardiography", CRC Critical Reviews in Bioengineering, Vol. 1, pp. 1-48, CRC press, 1971.
- [2] H.L. Gelernter, and J.C. Swihart, "A mathematical physical model of the genesis

- of the electrogram," *Biophys. J.*, pp. 285-301, 1964.
- [3] A.C.L. Barnard, I.M. Duck, M.S. Lynn, and W.P. Timlake, "The application of electromagnetic theory to electrocardiography : II. Numerical solution of the integral equations," *Biophys. J.*, Vol. 7, pp 463-491, 1967.
- [4] R.C. Barr, T.C. Pilkington, J.P. Boineau and M.S. Spach, "Determining surface potentials from current dipoles with application to electrocardiography," *IEEE Trans. BME* -13, pp. 88-92, 1966.
- [5] S. Rush, "Relationships among Green's theorem, helmholtz' theorem, and integral equation methods of solving the forward ECG problem." *IEEE Trans. BME*-25, No. 3, pp. 283-287, 1978.
- [6] A.N. Tikhonov, and V.Y. Arsenin, "Solution of ill-posed problems", Wiley, New York, 1977.
- [7] Y. Rudy, and B.J. Messinger-Rapport, "The inverse problem in electrography: Solution in terms of epicardial potentials, *CRC Critical Reviews in Bioengineering*, Vol. 16, pp. 215-268, CRC press, 1988.
- [8] 이 경중, "3차원 심실모델에서의 탈분극과 재분극", *의공학회지*, Vol. 15, No. 4, pp. 407-412, 1994
- [9] R.C. Barr, M. Ramsey, and M.S. Spach, "Relating to body surface potential distributions by means of transfer coefficients based on geometry measurements." *IEEE Trans. BME*-24, pp. 1-11, 1977.
- [10] P. Stanley, and T.C. Pilkinton, "The combination method: a numerical technique for electrocardiographic calculations," *IEEE Trans. BME*-36, No. 4, pp. 456-461, 1989.
- [11] M. Aoki, Y. Okamoto, T. Musha, K. Harumi.: Three dimensional simulation of the ventricular depolarization and repolarization process and body surface potentials: normal heart and bundle branch block. *IEEE Trans. BME*-34, pp. 454-462, 1987.
- [12] H.S. Oster, and Y. Rudy, "The use of temporal information in the regularization of the inverse problem of electrocardiography" *IEEE Trans. BME*-39, pp. 65-75, 1992.
- [13] T.A. Cruse, "An improved boundary-integral equation method for three dimensional elastic stress analysis," *Comput. Struct.* Vol. 4, pp. 741-754, 1974.
- [14] B.N. Cuffin, and D.B. Geselowitz, "Studies of the electrocardiogram using realistic cardiac and torso models," *IEEE Trans. BME*-24, pp. 242-252, 1977.
- [15] B. Taccard, "Distribution of heart potential on the thoracic surface of normal human subjects." *Circulation Research*. Vol. 12, pp. 341-352, 1963.
- [16] W.T. Miller. III and Geselowitz D.B, "Simulation studies of the electrocardiogram I: the normal heart. *Circ. Res.* Vol. 43, pp. 301-315, 1978.
- [17] B.S. Lynn, A.C.L. Barnard, J.H. Holt and L.T.A. Sheffield, "A proposed method for the inverse problem in electrocardiology." *Biophys. J.*, Vol. 7, pp. 925-945, 1967.
- [18] J.A. Schmidt and T.C. Pilkinton, "The volume conductor effects of anisotropy muscle on body surface potentials using an eccentric sphere model," *IEEE Trans. BME*-38, No. 8, pp. 300-303, 1991.
- [19] T.C. Pilkinton, M.N. Morrow, and P. Stanley, "A comparison of finite element and integral equation formulations for the calculation of electrocardiographic potentials," *IEEE Trans. BME*-32, No. 2, pp. 166-173, 1985.
- [20] Y. Rudy, "The effects of the thoracic volume conductor on the electrocardiogram," Y. Rudy, J. Liebman and R. Plonsey (eds), *Pediatrics and fundamental electrocardiography.*, Martinus Nijhoff publishing, pp 49-73, 1987.
- [21] Durrer, D., R.T. van Dam, G.E. Freud, M.J. Janse, F.L. Meyler, and R.C. Arzbacher, "Total excitation of the isolated human heart," *Circulation*, vol. 41, pp. 899-912, 1970.

저 자 소 개



李景中(正會員)

1958년 9월 17일생. 1981년 2월 연세대학교 전기공학 공학사. 1983년 2월 연세대학교 대학원 전기공학과 공학석사. 1988년 8월 연세대학교 대학원 전기공학과 공학박사.

1987년 3월 ~ 1989년 2월 연세대학교 의용전자공학과 연구강사. 1989년 3월 ~ 1990년 2월 연세대학교 의용전자공학과 전임강사. 1990년 3월 ~ 1994년 2월 연세대학교 의용전자공학과 조교수. 1993년 1월 ~ 1993년 12월 Case Western Reserve University 객원교수, 1994년 3월 ~ 현재 연세대학교 의용전자공학과 부교수. 주 관심분야는 생체전기현상, Forward and Inverse Problems in Electrocardiology, Cardiac Conduction Model, 마이크로컴퓨터응용, 심전도신호처리, Medical Instrumentation.



李世鎭(正會員)

1972년 10월 23일생. 1995년 2월 연세대학교 의용전자공학과 공학사. 1995년 2월 ~ 현재 연세대학교 대학원 의용전자공학과 석사과정. 주 관심분야는 GUI(Graphic User Interface), 심전도신호처리.