

◆특집◆ 생체계측

생체전기현상

이경중*, 윤형로**

Bioelectric Phenomena

Kyoung Joung Lee* and Hyung Ro Yoon**

Key Words : Action potential(활동전위), Resting membrane potential(안정막 전위), Donnan equilibrium(도우넨평형), Electric double layer(전기 쌍극자 이중층), 심전도(ECG), EMG(근전도), EEG(뇌전도)

1. 생체전기의 근원

1.1 세포막의 특성

생체 시스템은 수많은 세포들로 구성되어 있다. 일반적으로 세포막은 단백질과 지방의 혼합체로 구성되어 있으며 두께는 7.5 ~ 10 nm 정도이다. 단백질은 지방과 함께 세포막을 통한 물질의 이동을 제어하는 역할을 한다. 특히 지방층은 지방에 잘 용해되는 산소나 탄산가스 등은 잘 통과시키지만, 지방에 잘 용해되지 않는 나트륨, 칼륨, 칼슘, 글루코스, 아미노산 등은 지방층 내부에 삽입되어 있는 단백질에 의해 조절된다. 세포막 양단에는 여러 종류의 이온들이 분포하고 있는데 세포막 내액(intracellular fluid)에는 칼륨 이온의 농도가 높으며, 세포막 외액(extracellular fluid)에서는 나트륨 및 염소 이온의 농도가 높다. 이와 같은 농도차는 세포막에 의해 형성되고 유지되며 이 농도차에 의해 막전위가 발생된다.

막전위가 형성되려면 막에 형성되어 있는 채널을 통하여 이온들이 이동해야 하는데, 이온의

이동도를 나타내는 척도로 컨덕턴스 (conductance)를 사용한다. 컨덕턴스는 흥분 시 열려진 채널의 수와 이온이 얼마나 쉽게 채널을 통과할 수 있는가와 밀접한 관계를 갖는다. 채널의 특성은 채널의 기하학적 형태와 막의 물리특성에 의해 결정된다. 나트륨과 칼륨 채널의 폭은 3~6 Å 정도이고 채널 한 개의 컨덕턴스는 10 picosiemens(양단에 1 V 인가시 1 pA 흐름) 정도이므로 활성화되는 채널의 수가 많으면 컨덕턴스가 증가하여 막을 통한 전류의 흐름이 증가하게 된다. 그러나 채널의 수보다 더 중요한 것은 나트륨만을 선택적으로 통과시키는 채널과, 칼륨만을 선택적으로 통과시키는 채널 수의 상대적인 비율이다. 나트륨과 칼륨 각 채널에 대한 컨덕턴스는 거의 같으나 흥분 시 열려지는 채널의 수가 다르기 때문에 두 이온에 대한 막 컨덕턴스는 다르다.¹

1.2 이온의 이동

세포가 정상적인 기능을 수행하려면 세포막을 통하여 물질들이 이동되는데 물질들이 이동하는 대표적인 기전은 확산(diffusion)과 능동전달(active transport)에 의해 설명될 수 있다. 확산은 용액 중에 있는 입자들의 농도차에 의한 자유이동 현상으로서 에너지를 필요로 하지 않는다. 이와같은 물질의 이동을 나타내는 척도로서 flux 를 이용하는데 flux 는 '단위시간당 단면적을 통과하는 물질의 양'으로서 정의되며 식(1)과 같이 Fick's 확산법칙

*연세대학교 보건과학대학 의공학부

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

Email kjleec@dragon.vonsei.ac.kr

생체시스템 모델링, medical instrumentation, 생체신호처리 및 보행신호분석 분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

**연세대학교 보건과학대학 의공학부

으로 표시된다.

$$\text{Flux} = D(C_1 - C_2) \quad (1)$$

D : 확산계수 C_1, C_2 : 물질의 농도

이 수식에 의하면 flux 는 농도차에 비례한다는 것을 알 수 있다. 그러나 실제 세포막 내부에는 단백질이 존재하므로 물질의 이동 초기에는 flux 가 농도차에 비례하지만, 어느 정도 물질의 이동이 있는 후에는 반발력으로 인하여 flux 는 더 이상 증가하지 못하고 포화상태에 도달하게 된다. 반면, 농도가 낮은 쪽에서 높은 쪽으로 물질을 이동시키려면 이온 스스로가 이동하기 힘들기 때문에 외부로부터의 에너지 공급이 필요한데, 이 에너지를 생체 내의 대사를 촉진하는 ATP 에너지로부터 공급된다. 물질의 능동적 이동은 능동펌프에 의해 일어나며 대표적으로 나트륨-칼륨($\text{Na}^+ - \text{K}^+$) 펌프가 있다. 이 펌프의 기능은 세포 흥분시 세포 외부에서 유입된 나트륨을 외부로, 세포 외부로 유출된 칼륨을 내부로 이동시키는 역할을 수행한다. 이렇게 함으로써 세포 내외부의 이온 분포를 조절하여 신경과 근육의 기능을 가능하게 하며, 세포의 용적을 일정하게 할 뿐만 아니라, 체내 전해질 함량과 삼투질 농도를 조절하게 된다.²

1.3 안정막 전위

세포가 외부로부터 자극을 받지 않은 안정상태 시 세포막을 통한 이온의 이동에 의해 형성되는 전압을 안정막 전위(resting membrane potential)라고 한다. fig. 1 은 실제 생체막 양단의 이온분포를 모델로 표시한 것으로 K^+, Cl^- 는 막을 통과하고 A^- (음이온, 주로 단백질임)은 막을 통과하지 못한다고 가정하였다. 우선 막양측의 KCl 의 농도가 같다면 $[\text{K}^+]_i > [\text{K}^+]_e$ 가 되어 칼륨이 내부에서 외부로 이동하게 된다. 이때 공간내의 전하중화법칙(생체조직의 공간내에서 양이온의 수는 음이온의 수와 같다는 법칙)을 만족하기 위해 Cl^- 도 외부로 이동하는데 이온들의 이동은 농도차에 의해 이동하려는 확산력과 반대쪽에서 이동을 저지하려는 전기적 반발력이 평형을 이룰 때까지(net flux 가 0 일 때까지) 이동하게 된다.

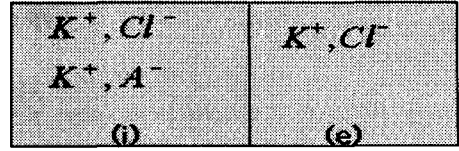


Fig. 1 Ionic distribution in biological cell

평형상태를 이룰 때 막 양단에 형성되는 전위가 평형전위이며 이때 평형상태를 도우넨평형(Donnan equilibrium)이라고 말하기도 한다. 즉 도우넨 평형은 모든 투과 가능한 이온들이 평형상태를 유지하는 조건을 제시해준다. 일반적으로 평형전위는 식(2)와 같은 Nernst 방정식으로 계산할 수 있다.³

$$V = 0.0615 \log_{10} \left(\frac{[C_i]}{[C_e]} \right) \quad (2)$$

C_i, C_o : 세포막 내부와 외부에서의 이온농도

막전위를 측정하는 방법은 모세관 내에 전해액을 넣어 세포 내부로 삽입시켜 세포 외부와의 전위차를 측정하는데 이때 측정된 전위는 음(-)의 값으로 표시된다(세포막 표면을 기준 전위로 설정함). 이와같은 상황에서 세포막 내외부에 많이 분포하여 있는 이온들 중 어느 이온의 평형전위가 안정막 전위에 영향을 주는가를 실험하여 본 결과 칼륨 평형전위가 안정막 전위와 거의 비슷하다는 것이 관찰되어 안정막 전위를 칼륨 평형전위라고 부르기도 한다. 그러나 칼륨 이온 농도가 낮은 부분에서는 실제값과 이론값과 약간의 차이를 보이는데 이는 실제 세포에서는 안정시에 세포 외부로부터 내부로 유입되는 소량의 나트륨 이온에 의해 세포 내부의 전위가 약간 양의 방향으로 이동하기 때문이다. 그러므로 위에서 언급한 Nernst 방정식은 정확한 막전위를 계산해 주지 못할 뿐 아니라 세포막 양단에 한 개의 이온이 존재할 경우에만 적용 가능하다. 그러나 실제 세포막 양단에는 여러 종류의 이온들이 함께 존재하기 때문에 Nernst 방정식만으로는 세포막전위를 정확히 계산하기 힘들다. 이에 Goldman 은 생체막 내에서의 전계는 일정하다(constant field)는 가정 하에 나트륨, 칼륨, 염소 이온들을 고려한 Goldman 방정식을 유도하여 막전위를 정확히 계산할 수 있도록 하였다.³

2. 활동전위

2.1 활동전위의 발생 및 측정

안정상태의 세포에 미세전극을 삽입하여 전위를 측정하면 일반적으로 음의 값을 갖는데, 이와 같은 세포에 자극을 인가하면 세포가 충분히 탈분극(depolarization)되어 fig. 2 와 같은 형태의 전위변화를 얻을 수 있는데 이 전위를 활동전위(action potential) 라고 부른다.

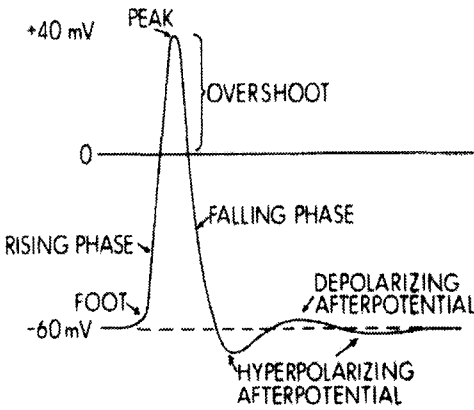


Fig. 2 Action Potential

세포에 자극을 인가 시 세포막은 탈분극되기 시작하며 이 탈분극의 크기가 문턱치보다 크게 되면 급격히 상승하는 형태의 전위를 발생시킨다. 이때 세포막 양단의 이온 이동을 살펴보면 자극이 인가되었을 때 외부에 많이 분포한 나트륨 이온이 급격히 유입되면서 막 양단의 전위는 + 방향으로 이동하게 되고(탈분극) 이로 인해 나트륨 이온의 유입을 가속화 시켜 막전위는 더욱 상승하여 0 전위를 지나 이론적으로는 나트륨 이온의 Nernst 전위(E_{Na})까지 상승한다. 그러나 실제적으로는 약간의 시간적인 지연을 갖고 내부에 많이 분포하고 있는 칼륨 이온의 유출로 전위값은 E_{Na} 보다 작은 값을 갖게 된다. 그 후 전위값은 하강하기 시작하는데 이 부분을 재분극(repolarization) 이라고 한다. 이때 나트륨 채널은 닫히게 되고(나트륨 불활성: Na inactivation) 칼륨 채널만 동작하게 되어 막전위는 더욱 하강하게 된다. 재분극되어 파형이

하강하는 일부분을 불응기(refractory period) 라고 부르며, 절대 불응기와 상대불응기로 구분한다. 절대 불응기 동안에는 외부에서 어떠한 자극이 인가 되더라도 세포가 활동전위를 발생시키지 못하는 부분이며 상대 불응기는 흥분상태에 있던 세포가 거의 회복된 상태로서 문턱치를 넘는 자극이 인가 될 경우에는 활동전위를 발생시키는 부분이다.

전기생리학자들은 생체막에서 활동전위가 발생할 때 이온채널을 통해 얼마만큼의 이온들이 이동하는가에 관심을 갖게 되었다. 그런데 일반적으로 신경세포의 경우 활동전위의 지속시간이 1ms 정도로서 이와같이 짧은 시간 동안에 발생하는 이온전류를 측정하기 어려웠다. 이를 해결하기 위한 방법으로 초기에는 막전위 고정법(voltage clamp method)을 고안하였다. 생체막은 커패시터 성분이 이온 채널들의 콘덕턴스를 고려한 저항 성분과 병렬구조를 갖고 있다. 이때 생체막에 흐르는 전류, I 는 커패시터를 통해 흐르는 전류 $C(dV/dt)$ 와 이온 채널을 통해 흐르는 전류(I_{ion})으로 구성되는데 막전위를 일정하게 하면 커패시터로 흐르는 전류는 영(zero)이 되므로 실제로 막을 통해 흐르는 이온전류는 외부에서 유입시킨 전류와 크기가 같고 방향이 반대임을 알 수 있기 때문에 이와같은 원리를 이용하여 구할 수 있다. 이 원리를 이용하여 Hodgkin 과 Huxley 는 오징어 거대신경 세포로부터 막전류를 측정하고 이를 근거로 신경세포의 활동전위 발생 및 전파모델을 고안하여 노벨상을 수상하였다. 그러나 크기가 오징어 세포에 비해 작은 구형 세포나 원통 모양의 세포에는 오징어 신경세포에 적용한 막전위 고정법을 적용할 수 없기 때문에 2 개 혹은 3 개의 미세전극을 이용한 막전위 고정법이 개발되어 막전류를 측정하였다.

위에서 언급한 방법들을 통해 측정한 이온전류는 측정부위에 분포하고 있는 이온채널들을 통해 흐르는 평균값이다. 최근에는 한 개의 채널에서 흐르는 미세한 전류(수 pA 정도)를 측정할 수 있는 패치 클램프(patch clamp)방법이 고안되어 전기생리학 분야 연구에 획기적인 기회를 제공하기도 하였다.⁴

2.2 활동전위의 전파

생체 내에서의 정보 전달은 자극에 의해 발생한 활동전위가 신경을 통하여 전달됨으로써 이루어진다. fig. 3 에서 나타난 바와 같이 활동전위의

전달은 인접한 부위의 세포를 흥분시키며 이 흥분의 세기가 활동전위를 발생시킬 수 있는 문턱치 값보다 크게 되면 새로운 활동전위가 발생되어 그 다음 인접부위의 세포로 전달된다.

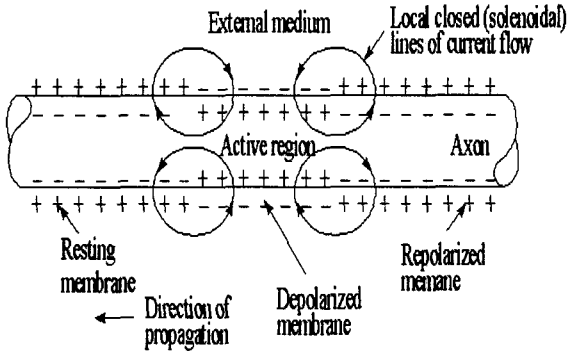


Fig. 3 Propagation of action potential

활동전위의 전파속도에 영향을 주는 인자는 크게 공간 시정수와 세포막의 커패시턴스인데 공간 시정수는 얼마나 많은 전류가 인접한 흥분성 세포막을 통해 이동할 수 있는가의 척도가 되며, 막의 커패시턴스는 막을 통해 흐르는 전류에 의해 얼마나 신속하게 흥분성 세포가 탈분극 되는가를 나타내는 척도가 된다. 즉 막의 용량이 적을수록, 공간 시정수가 클수록 전파속도는 빨라진다. 또한 전파속도에 영향을 주는 인자로서는 신경 축색(axon)의 지름이 있는데 전파속도는 직경의 제곱근에 비례하여 증가한다. 즉, 지름이 큰 신경세포에서의 전파속도가 더 빠르다. 예를 들면, 척수동물에서의 가장 큰 무수신경섬유인 경우 직경이 $1\mu\text{m}$ 정도인데 이 신경에서의 전파속도는 1m/s 이하이다. 반면, 거의 같은 크기의 유수신경인 경우의 전파속도는 6m/s 정도이다.

최근에는 신경세포에서의 흥분 전파뿐만 아니라 심근 및 골격근에서의 흥분 전파에 대한 연구도 활발히 진행되고 있다. 특히 심근에서의 흥분 전파에 관한 연구들이 주류를 이루고 있는데, 대부분 bidomain 모델을 근거로 이루어졌다. Bidomain 이란 복잡한 구조를 갖는 심근을 세포막을 경계로 두 개의 영역(세포막 내부, 세포막 외부)으로 구분하여 간단하게 만든 모델로서 복잡한 각 영역의 물리,전기적 특성은 각 영역에 존재하는 물질의 특성을 평균한 값으로 나타내고 있다.

전파 특성을 연구하기 위해 bidomain 모델에 케이블이론(cable theory)을 적용하여 흥분 전파 지배 방정식을 구성하고 수치해석학적 방법을 이용하여 3 차원 흥분 전파 모델에 관한 연구도 활발히 진행되고 있다. 반면, 최근 전자계측기술과 슈퍼컴퓨터의 개발에 힘입어 세포 수준에서의 흥분 전파 모델에 대한 연구도 진행되고 있다. 즉, 심근세포 하나하나를 고려한 실제와 유사한 모델을 만들어 각 세포에서의 흥분 전파현상을 시뮬레이션하는 것으로서 향후 유전자분야와 세포수준에 대한 지식을 결합시킨 실제적인 세포흥분전파모델도 출현할 예정이다.

3. 부피전도체(volume conductor)

일반적으로 소스의 영향을 받는 모든 공간을 계(field)라고 한다. 예를 들면 심장은 수축과 이완을 통해 전기를 발생시키는 생체전기 소스로 간주할 수 있는데 이 소스로부터 발생한 전기는 조직이나 체액을 통해 몸통으로 전파하게 되며 체표면에 부착한 전극을 통해 심전도 신호를 측정할 수 있게 된다. 이때 검출된 파형의 형태는 전극의 크기 및 위치와 생체전기 발생원의 탈분극 및 재분극 과정에 의해 결정된다. 이와같이 전기적인 전도성을 갖는 생체조직내에서 발생한 소스에 의해 영향을 받는 모든 영역을 부피전도체라고 한다. 생체조직과 체액은 대표적인 부피전도체이다. 부피전도체내에서 소스와 소스로부터 임의의 거리 r 위치에서의 전위를 구하는 소스-필드 문제는 생체전기분야의 주 연구분야 중의 한 분야다. 이 문제는 크게 생체전기소스를 어떻게 수식화 할 것인가?와 소스에 의한 필드전위를 어떻게 구할 것인가?로 생각할 수 있다. 많은 연구 결과들에 의하면 생체전기 소스는 쌍극자이론(dipole theory)으로 설명할 수 있는데 이 이론은 조직의 흥분과 회복을 활성화된 조직과 회복된 조직 간의 경계면에 존재하는 쌍극자들의 이동으로 설명하고 있다. 즉, 흥분은 양극(positive pole)을 흥분이 전파되는 방향과 같은 방향에 위치한 쌍극자들의 배열로 표시하고, 회복은 음극(negative pole)을 흥분이 전파되는 방향과 같은 방향에 위치한 쌍극자 층의 배열로 표시되므로 보통 생체전기 소스는 전기 쌍극자 이중층(electric double layer)으로 표시된다. 심장의 경우 흥분이 전파되어 심근을 흥분시킬 때 동시에

홍분되는 점들을 연결한 선이 등시선도(isochrone)이다. 이때 등시선도의 한쪽은 양극으로 반대편은 음극으로 표시되는 대표적인 전기 쌍극자 이중층 소스로 표현된다. fig. 4는 전기쌍극자 이중층의 한 면을 나타낸 것으로 이 소스로부터 거리 r 만큼 떨어진 지점에서의 전위는 식(3)과 같이 표시된다.

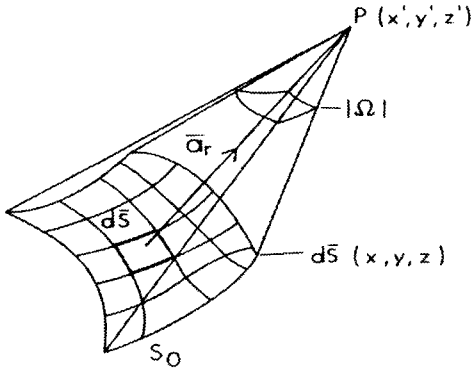


Fig. 4 The solid angle of the surface S_0 .

$$\phi_p = \frac{\delta}{4\pi\sigma} \int d\Omega = \frac{\delta}{4\pi\sigma} \Omega_0 \quad (3)$$

Ω 는 입체각(solid angle)이며, δ 는 전기쌍극자의 세기, σ 는 전도도이다. 이 식은 생체 소스가 무한 공간의 매질내에 위치할 경우의 필드전위를 구하는 식으로서 실제 인체의 경우 몸통으로 둘러싸여 있기 때문에 이 식에 경계조건에 의한 영향을 고려하여야 한다. 실제로 소스의 크기를 구할 때에는 각 흥분순간마다 전기 쌍극자 이중층 소스로부터 평균쌍극자 모멘트를 구한다. 평균 쌍극자 모멘트는 심장 흥분에 따라 크기와 방향이 변하게 되며 이 변화에 의해 체표면에 부착된 전극으로부터 신호를 검출한 것이 심전도 신호이다. 즉, 심장의 변화를 한 개의 쌍극자 소스가 시간에 따라 크기와 방향이 변하는 모델로 간주한 것으로서 병원에서 사용되고 있는 심전도 기록기의 기록원리이다.⁵

4. 대표적인 생체전위

생체세포들의 전기적인 활동에 의해 발생된 전위를 총괄하여 생체전위라 부르며 생체전위의 소스는 인체의 여러 부위에 분포하여 있다. 대표

적인 생체전위인 심전도, 근전도 및 뇌전도에 대하여 살펴본다.

4.1 심전도(Electrocardiogram : ECG)

심전도란 흥분된 심장근육이 수축과 이완과정을 통해 발생하는 전기적인 현상을 체표면에서 기록한 전위이다. 심장은 수축 가능한 방 (atrium)과 실(ventricle)로 구성되어 있으며 특히 인체의 다른 기관과는 달리 자동적으로 수축과 이완을 유발시키는 소스 기능을 갖고 있다. 이 기능을 페이스메이커(pacemaker)라고 부르는데 동방결절(Sinoatrial node)에서 가장 크게 발생한다.

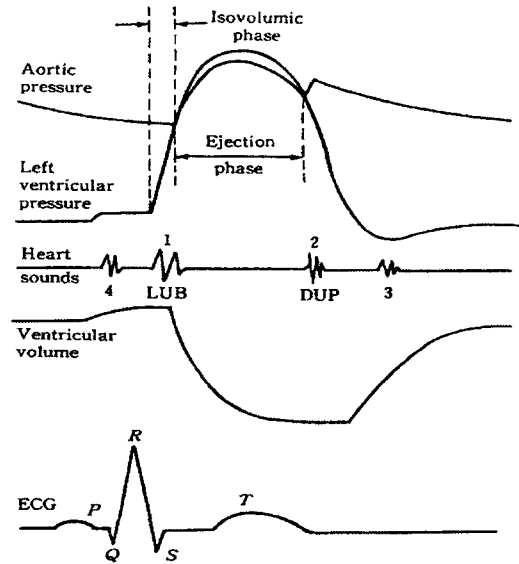


Fig. 5 Relationship of ECG signal and various cardiac activities.

발생한 흥분파는 방실결절 (atrioventricular node)를 거쳐 심장중벽 (septum)과 퍼킨제섬유 (Purkinje fibers)를 흥분시키면 이에 의해 순차적인 과정에 의해 심장이 수축 및 이완 기능을 수행하게 된다. fig. 5는 전형적인 ECG 파형과 심장의 여러 상황(대동맥압, 좌심실압, 심음, 심실부피)과의 관계를 나타내고 있다. P 파는 심방이 흥분되어 혈액을 심실로 보낸 후에 발생되는데 이 때 제 4 심음을 수반한다. 그 후 심방은 회복되지만 QRS 파형을 발생시키는 심실의 흥분 때문에 잘 나타나지

않는다.

QRS 파형이 완성되는 부분에서 A-V 밸브가 닫히지면서 제 1 심음을 발생한 후에 혈액은 우심실에 의해 허파로 보내어지며, 좌심실에 의해 대동맥으로 보내어진다. 심실의 회복은 T 파로 표시된다. 심실의 압력이 혈액의 유출압보다 작게 되면 폐동맥판(pulmonary valve)과 대동맥판(aortic valve)은 닫히게 되며 이것은 제 2 심음으로 발생시킨다. 그리고 심실압이 동맥압보다 작으면 심실로 혈액이 유입되며 제 3 심음을 발생시킨다. 심전도 신호는 1889 년 Waller 에 의해, 그의 애완견으로부터 처음으로 측정되었으며, 1903 년 Einthoven 에 의해 측정방법이 개선, 향상되었다. 심전도의 파형은 체표면의 두 점간에 부착된 전극으로부터의 전위차로 측정되는데 이와 같은 차동 측정을 리드라고 한다. Einthoven 은 심전도의 신호 측정을 위해 3 개의 리드(lead) I, II, III 를 제안하였다. 그후 Wilson 에 의해 3 개의 사지리드를 합하여 평균한 점을 측정기준점으로 하여 각 사지(aVL, aVR, aVF)와 흉부(V1 ~ V6)에서 측정할 수 있는 방법이 고안되어 현재 12 리드 시스템이 널리 사용하고 있다. 또한 신호의 사용 용도에 따라 다양한 리드 시스템들이 개발되었다

상용화된 제품으로는 병원에서 진단시 이용되고 있는 12 리드 심전도 진단 시스템, 환자가 일상 생활을 하면서 장시간 동안 심장의 상태를 기록하는 Holter 모니터링 시스템, ICU 와 CCU 에서 환자 감시를 위해 사용하는 환자감시장치, 심근허혈이나 심근경색 등 심혈관계의 질환을 진단하기 위해 심장에 부하를 인가하여 파형을 기록, 진단하는 스트레스 심전계 시스템등이 널리 사용되고 있다.

4.2 근전도(Electromyogram : EMG)

근전도는 근육의 전기적인 활동을 기록한 신호로서 신뢰성있는 근전도의 측정은 1929 년 Adrian 과 Bronk 에 의해 동심바늘 전극(원통전극 안에 또 다른 전극이 삽입되어 있는 형태)이 개발됨으로서 가능해졌다. fig. 6(a)는 single motor unit 와 대표적인 근전도의 파형이다. 근전도의 발생기전을 설명할 수 있다. 대뇌피질에서 발생된 신경임펄스열(impulse train)이 척수를 통해 MU(motor unit)에 도달하면 그 신호자극에 의해 MU 는 활성화되고 이에 의해 운동활동전위열(motor action potential train)이 발생되어 근수축이 일어난다. 이때 MU 들

의 활동전위를 세포외에서 측정하는 것이 근전도이다. Fig.6(b)는 근육수축에 따른 근전도를 측정하는 것이다.

현대의학에서 근전도는 다양한 분야에 응용되고 있는데 그중 진단의학(근육질환진단), 스포츠 과학분야(근피로도측정), 보철제어 응용분야(근전도로 부터 제어신호를 추정하여 제어)등에 널리 응용되고 있다.

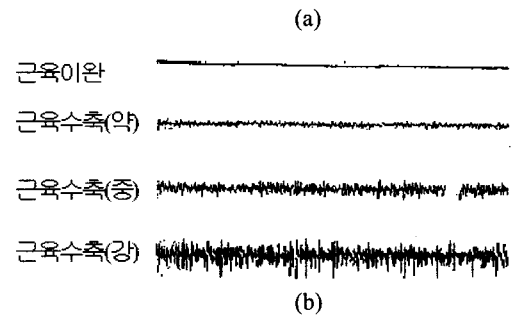
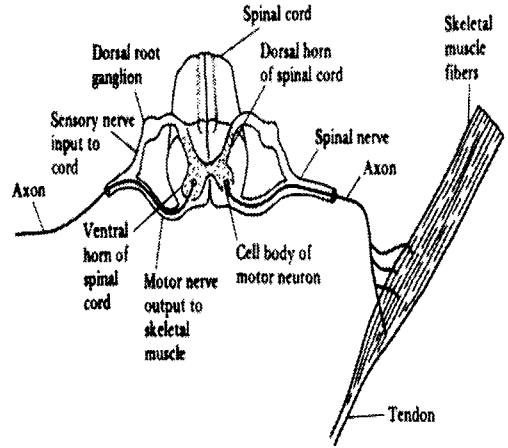


Fig. 6 (a) Single motor unit(SMU) (b) EMG

대표적인 응용 예로서 근무력증(myasthenia gravis)이 있는데 이 증상은 근섬유는 정상적인 신경지배를 받고 있으나 근신경 연결부위에서의 임펄스 전달이 손상을 입은 경우로서 근수축은 짧은 기간 동안만 유지된다. 그러나 심각한 경우에는 호흡근육을 포함한 광범위한 근육이 마비된다. 또한 특정부위 근육을 지속적으로 사용시 피로도가 증가하고 고통이 유발되기 때문에 근피로도를 정량적으로 측정하여 근육의 피로를 최소화시키면서 근육운동을 하게하는 재활치료분야에서 널리 응용

되고 있다. 보철제어분야에도 널리 응용되고 있는데 이를 위해 근전도로부터 사지기능을 제어할 수 있는 제어신호를 추출하여 사지제어(limbs control)를 위한 신호로 사용하거나 FES(Function Electrical Stimulation)을 이용하여 사지기능을 활성화시키기 위한 연구가 진행되고 있다.³

4.3 뇌전도(Electroencephalogram : EEG)

뇌전도란 뇌의 수많은 신경에서 발생된 전기적인 신호의 합성으로 뇌표면에서 측정된 미세전위(약 300 μV 이하)를 기록한 것으로서 뇌파라고 부른다. 즉 뇌파는 뇌에 분포하고 있는 수많은 신경세포들의 활동을 반영시킨 것이다.

Burger(1924)에 의해 사람으로부터 처음 뇌파가 기록된 이후 많은 뇌파측정 연구결과를 통해 국제 뇌파 및 임상 뇌대사 학회연맹에서 뇌파측정을 위한 전극배치로 10-20 시스템을 제안하였으며 현재 널리 사용되고 있다.

측정전극의 크기는 지름이 1- 3 mm, Ag-AgCl 재질의 전극으로서 전극의 수는 8 - 32 개를 사용하고 해상도가 높은 경우에는 128-256 개의 전극을 이용하기도 한다.

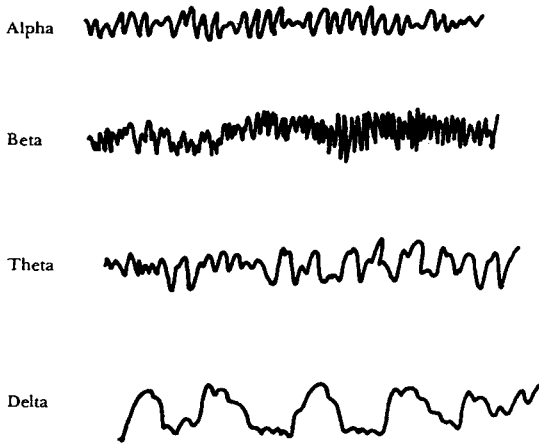


Fig. 7 Typical EEG signals

대표적인 뇌파가 fig. 7 에 나타나 있다. 정상적인 사람이 안정상태에 있을 때 scalp 전극을 이용하여 뇌의 전기적인 상태를 기록하면 8~12 Hz 정도의 주파수를 갖고 크기가 약 200 μV 정도인 파

형을 얻을 수 있는데 이것을 알파(alpha)파라고 한다. 이 파는 눈을 감고 있거나 집중을 하지 않을 때 많이 나타나며 종(species)에 따라 다르게 나타난다. 또한 알파 파 만큼 우세하지는 않지만 18 ~ 30 Hz 정도의 저전압 파형이 존재하는데 이 파형을 베타(beta)파라고 하며 알파 파가 차단시 우세하게 나타난다. 1~3.5 Hz 범위의 델타(delta)파는 정상인의 수면중 혹은 1 세 미만의 어린아이에게서 나타나며 뇌질환을 갖고 있는 경우에 타난다. 4 ~7 Hz 대역폭을 갖는 세타(theta)파는 2~5 세 사이의 어린아이에서 주로 나타난다. 이와같은 뇌파는 뇌의 활동 및 상태, 간질등의 뇌기능 장애진단, 수면진단등에 응용되고 있다.⁷

5. 결론

본 논고를 통해 생체전기의 발생기전과 전과 특성, 소스 - 필드 문제 및 전형적인 몇 종류의 생체신호를 고찰하였다. 생체전기의 소스는 생체막 양단에 분포하는 이온들의 차이에 의해 발생하는 막전위이며, 이 소스에 의한 필드전위는 입체각을 구함으로 계산될 수 있다. 생체전기 기전에 관한 연구는 새로운 생체전위 측정기법 개발에 응용될 수 있으며, 최근 많은 관심을 끌고 있는 재활공학분야에서 새로운 치료기법을 개발하는데 응용될 수 있다

참고문헌

1. Vander, Sherman, Luciano, "Human physiology," McGraw-Hill, pp.38-43, 2001.
2. 이병희, 생리학, 신광출판사, pp.84-109, 1997.
3. Webster, John G., "Medical instrumentation," Houghton Mifflin Company, pp.121-181, 2001.
4. Plonsey, Robert and Fleming, David, "Bioelectric Phenomena," pp.140-200, 1969.
5. Plonsey, Robert and Barr, Roger C., "Bioelectricity," Plenum press, pp.260-266, 1988.
6. Tompkins, Willis J., "Biomedical digital signal processing," Prentice Hall, pp.24-53, 1995.
7. Carr, Joseph J. and Brown, John M., "Introduction to biomedical equipment technology," pp.297-322, 1993.