

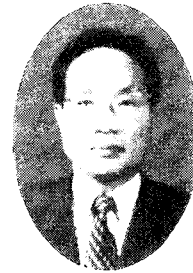
의료용 계측기기에 이용되는 기능성재료



송민종
(광주보건대학 의료정보공학과장)



황종선
(담양대학 전기공학과 교수)



박춘배
(원광대학교 전기전자공학부 교수)

1. 서론

최근 소득수준의 향상에 따라 건강과 복지에 지대한 관심이 증가하는 사회여건에 따라 인체를 포함한 생체는 최적화된 모델링 시스템으로 에너지 활용 등 의학분야의 연구에서 밝혀진 생체기능들이 공학적 분야에서 이용되고 있다.

생체 시스템의 기본구조는 세포인데, 이러한 세포들의 정보전달 메커니즘을 집중적으로 연구의 대상으로 하고 있다. 새로운 세기에는 DNA의 완전한 고조해석과 인간 게놈 프로젝트의 완성으로 유전자가 지니는 기능을 알아내 그로부터 질병치료를 도움이 되는 유익한 정보를 얻어내기 위하여 연구에 몰두하게 될 것이다.

의료서비스의 질 향상을 위해 CT(전산화 단층 촬영장치), MRI(자기공명 전산화 단층 촬영장치)등 고가의료장비 등을 연구 개발하고 있다.

따라서, 의료용 계측기기에 이용되는 기능성재료를 연구하기 위해 앞서 인체의 기본구조와 인체 내에서 전기적인 현상을 이해하고 인체와 전자측정 장치 사이를 연결시키는 계측 시스템과 계측에 사용되는 센서들을 간략히 설명하고자 한다.

2. 생체에서의 전기 발생원

2.1 세포막의 특성

생체시스템은 수많은 세포들로 구성되어 있으며, 생체내의 정보전달은 대부분 세포와 세포간의 신경들을 통하여 이루어지고 있다. 일반적으로 신경들이나 다른 세포들은 세포내액(intracellular fluid)과 세포외액(extracellular fluid)을 구분하는 세포막(cell membrane)으로 둘러싸여 있다. 세포막의 두께는 거의 7.5~10nm정도이고, 막 양단에는 이온들이 분포하고 있으며, 이 이온들의 농도 차에 의해 형성되는 전위가 생체정보를 이루고 있다. 표 1은 세포막 양단에 분포하고 있는 이온의 종류와 농도를 나타낸 것이다. 표에 의하

표 1. 세포막 내·외부의 이온들의 농도 차.

이온	세포막 내액농도	세포막 외액농도
Sodium(Na ⁺)	15	142
Potassium(K ⁺)	135	4
Chlorine(Cl ⁻)	4	115
Hydrogen(H ⁺)	1×10 ⁴	4×10 ⁵
Calcium(Ca ⁺⁺)	1×10 ⁴	2.5
Magnesium(Mg ⁺⁺)	30	1.5
Bicarbonate(HCO ₃ ⁻)	10	24

면 세포막 내부에는 potassium (K^+) 이온과 organic anions의 농도가 높으며, 세포막 외부에는 sodium(Na^+), calcium(Ca^{++}) 및 chloride(Cl^-) 이온의 농도가 높은 것을 알 수 있는데 이와 같은 농도 차는 세포막에 의해 만들어지며 유지되고 있다.

2.2 이온의 이동

세포가 기능을 수행한다고 하는 것은 세포막을 통하여 물질의 이동이 일어난다는 것을 의미한다. 세포막을 통하여 물질들이 이동하는 기전은 확산(diffusion) 혹은 능동전달(active transport)에 의해 이루어진다. 확산은 용액 중에 있는 입자들의 임의적인 자유운동의 결과로써 나타나며, 확산에 의해서는 농도 차가 형성되지 않는다. 그러나 만약 능동적인 작용에 의해 농도의 기울기(concentration gradient)가 존재한다면 입자들은 농도가 높은 쪽에서 낮은 쪽으로 이동한다. 특히 확산작용은 농도 차에 의하여 이동하는 것이기 때문에 에너지가 소비되지 않는다. 반면, 농도가 낮은 쪽에서 높은 쪽으로 물질을 이동시키려면 에너지가 필요한데 이 에너지는 생체내의 대사를 촉진하는 ATP(adenosine triphosphate)에너지로부터 공급된다. 이와 같은 물질의 능동적 이동은 sodium-potassium(Na^+K^+) pump에 의해 일어나는데 이 펌프의 기능은 세포 흥분시 세포 외부로부터 유입된 sodium을 외부로, 세포 외부로 유출된 potassium을 내부로 이동시키는 역할을 수행함으로써 세포내외의 이온의 분포를 조절하여 신경과 근육의 기능을 가능하게 하며, 세포의 용적을 일정하게 할뿐만 아니라 체내의 전해질 함량과 삼투질 농도를 조절하는 기능을 수행한다.

2.3 안정막 전위

세포막을 통한 이온의 이동에 의하여 형성되는 전압을 막 전위(membrane potential)라고 한다. 이와 같은 막전위 형성은 인공막 양단에서 형성되는 전위 차를 알아보면 쉽게 알 수 있다. 인공막 양단에서 형성되는 전위 차의 원인은 확산전위와 평형전위로 알 수 있으며, 그림 1에 나타내었다.

확산전위는 막을 사이에 두고 막 양단에 서로 다른 농도를 갖는 두 종류의 이온이 분포하고 있을 때, 두 이온 모두 막을

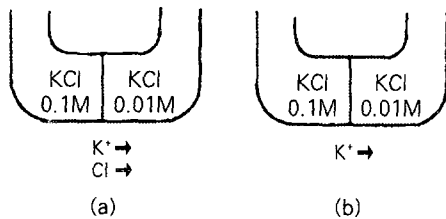


그림 1. 확산전위와 평형전위의 발생.

통과할 수 있으며, K^+ 이온의 이동도가 Cl^- 이온의 이동도에 비해 빠르다고 가정한다. 처음에는 막 우측이 (+)로 대전되고, 막 좌측이 (-)로 대전되어 전위 차가 형성되게 되는데 이때 형성되는 전위가 확산전위이다.

평형전위는 단지 한 종류의 이온만이 막에 대한 투과도가 존재하고 다른 이온은 막을 통과하지 못한다고 가정할 때 농도 차에 의해 좌측에서 우측으로 이동하려는 힘과 우측에 형성된 전기적 반발력이 크기가 같고 방향이 반대가 될 때 형성되는 전위가 평형전위이다.

2.4 활동전위 발생

안정상태의 세포막내에 미세 전극을 삽입하여 전위를 측정하면 일반적으로 음(-)의 값을 갖는데 이와 같이 세포에 자극을 인가하면 세포가 충분히 탈분극되어 그림 2와 같은 형태의 전위의 변화를 얻을 수 있으며, 이 전위를 활동전위(action potential)라고 부른다. 자극에 의해 세포막은 활동전위를 발생시킬 수 있는 문턱치까지 탈분극되며, 이 탈분극의 크기가 문턱치보다 크게 되면 활동전위를 발생시킨다. 활동전위의 초기 상승부분을 upstroke라고 부르며, 이기간 동안에 세포막은 Na^+ 평형전위까지 급속히 탈분극하고 세포막전위가 양(+)인 부분을 overshoot라고 한다. 활동전위의 하강부분을 downstroke라고 하며, 이 기간 동안에 세포막 전위는 K^+ 평형전위까지 재분극하며, 막전위는 안정막 전위보다 더 음(-)으로 되며 이 부분을 undershoot라고 한다. 특히 downstroke의 일부분을 불응기(refractory period)라고 하는데 절대불응기와 상대불응기로 구분한다.

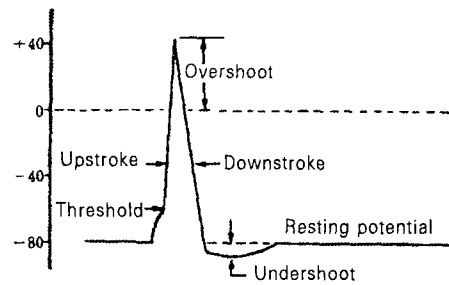


그림 2. 활동전위.

2.5 활동전위의 전파

생체 내에서의 정보전달은 흥분자극에 의해 발생된 활동전위가 신경을 통하여 전달됨으로써 이루어진다. 이와 같은 활동전위의 전달은 인접한 부위의 세포를 흥분시켜서 이 흥분의 세기가 활동전위를 발생시킬 수 있는 문턱치 값보다 크게 되면 새로운 활동전위가 발생되어 그 다음 인접부위의 세포

로 전달된다. 이와 같은 과정이 그림 3에 나타내었다. 세포의 한 부위에서 발생한 활동전위는 다른 부위와의 전위 차가 존재하므로 아직 흥분이 안 된 축색 원형질(axoplasm)을 따라 전류가 흐르게 된다. 그러나 세포막에는 이온들이 통과하는 막 채널이 존재하므로 일부분의 전류가 채널을 통해 세포 외부로 유출되며, 유출된 부위의 세포는 흥분된다.

2.6 생체전위 측정이론

생체의 조직과 체액은 전기적인 전도성을 가지고 있으므로 활성화된 세포 주위에 전류가 흐르게 된다. 그러므로 적당한 위치에 전극을 부착한다면 생체 내의 전기적인 현상을 나타내는 전압을 검출할 수 있다. 이때 검출된 파형의 형태는 전극의 크기 및 위치와 bioelectric generator의 탈분극 및 재분극 과정의 일시적인 성질에 의해 결정된다. 두 개의 기록전극간에 나타나는 전위 차는 전극이 부착된 부위의 조직 내에서 발생한 전위차이다. 그러나 세포 외부에 설치한 전극에서 검출된 전위 차와 막간 전위 차(transmembrane potential difference)의 관계가 간단치 않다. 그럼에도 불구하고

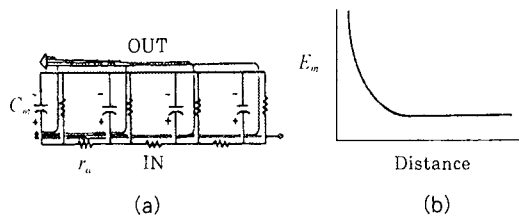


그림 3. 활동전위의 전파 메카니즘.

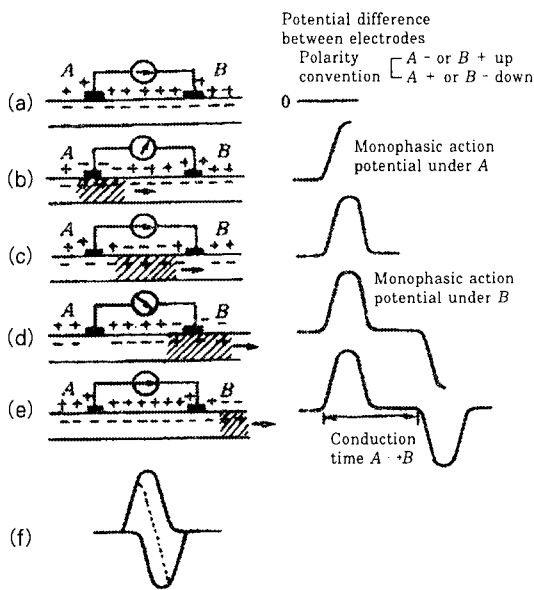


그림 4. 이상(biphasic) 활동전위의 발생.

구하고 세포외부에 설치한 전극에 의해 검출된 전위를 설명해 주는 매우 유용한 이론은 간섭이론과 쌍극자 이론이다.

간섭이론으로서의 세포외부에 설치한 전극은 각 전극이 위치한 부위의 조직내에서 발생하는 전위 차를 전압의 형태로 검출하며, 각 전극에서 검출된 전위는 막간 전위의 감소된 형태라고 가정한다. 그러므로 전파되는 시간만큼 시간적으로 분리되어 있는 두 전위는 서로 간섭한다는 이론이며, 그림 4에 나타내었다.

쌍극자 이론으로서의 조직의 흥분과 회복을 활성화된 조직과 회복된 조직간의 경계면에 존재하는 쌍극자들의 이동으로 설명할 수 있다. 즉, 흥분은 양극을 흥분이 전파되는 방향과 같은 방향에 위치한 쌍극자들의 배열로 표시하고, 회복은 음극을 흥분이 전파되는 방향과 같은 방향에 위치한 쌍극자들의 배열로 표시된다.

3. 의료 계측의 일반적 기본 개념

3.1 일반적인 의료계측 시스템

일반적인 의료계측 시스템은 그림 5과 같으며, 기능적 부분 중 적어도 몇 부분이상으로 구성되어 있다. 정보의 기본적인 흐름은 왼쪽에서 오른쪽으로 이동하며, 의료장비가 다른 일반적 장비와 기본적으로 다른 점은 신호의 발생원이 생체조직이거나 생체조직에 투입된 에너지라는 것이다.

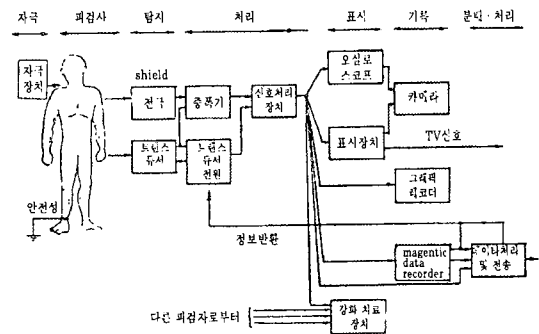


그림 5. 일반적인 계측 시스템.

3.2 간섭입력 및 변형입력

측정시스템에서의 원하는 입력과 원하지 않는 입력으로 구분될 수 있는데, 원하는 입력이란 기기가 분리하여 측정하려고 하는 바로 그 측정현상이다. 간섭입력이란 원하는 입력을 얻어 처리하는 과정에서 부주의에 의하여 기기에 영향을 미치는 대상이다. 측정대상의 공간적 또는 시간적 분리가 불완전한 경우에는 간섭입력도 원하는 입력과 같은 종류의 양이 된다. 변형입력이란 장비자체의 성능을 바꾸어 출력에 간접

적으로 영향을 주는 원하지 않는 입력을 지칭한다. 변형입력이란 원하는 입력과 간섭입력의 처리과정에 영향을 줄 수 있다. 그림 6은 전형적인 심전도 측정 시스템에 대하여 이들 개념을 설명한 것이다.

4. 의료 계측용 기본 센서

transducer는 한 에너지를 다른 형태로 변환하는 장치이며, sensor는 물리적인 값을 전기적으로 변환시키는 것이다. actuator는 전기적인 신호에 해당하는 물리적인 출력을 내는 장치이다.

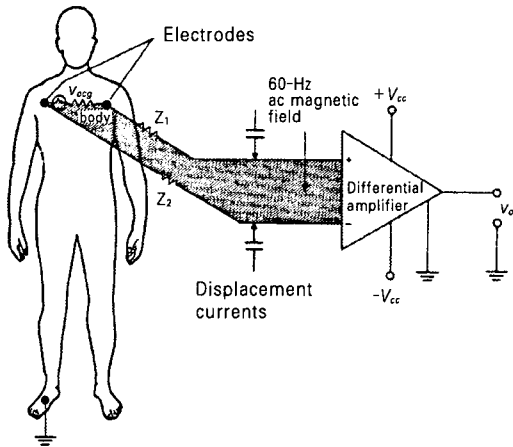


그림 6. 간단히 표시된 심전도 기록 시스템.

4.1 변위 센서

의사와 의료공학을 연구하는 사람은 인체 장치와 조직의 크기, 모양, 및 위치를 측정하는데 흥미를 가지고 있다. 이 값들의 변화는 정상 여부를 판별하는데 중요한 역할을 한다. 변위 센서들은 측정 시스템에서 직접 혹은 간접적으로 사용될 수 있다. 변위의 직접적인 측정은 혈관 직경의 변화, 심실의 체적, 형태의 변화를 결정하는데 사용된다. 간접적인 측정은 심장 판막을 통해 흐르는 혈류의 이동을 정량화 하는데 사용된다. 그 한 예로 심장의 운동을 간접적으로 검출하기 위해 심장의 운동으로 발생하는 심잡음을 마이크로폰 진동판의 움직임을 통해 측정하는 것이다.

4.2 저항 센서

변위를 측정하는데 사용되는 전이형(translational), 단일 회전형(single-turn), 복수회전형(multi-turn) 등 3가지 전위차계가 있으며, 변위를 측정하는데 사용되는 저항에는 감은 전선(wire - wound), 탄소막(carbon - film), 전기

전도 프라스틱(conducting plastic) 혹은 세라믹 재료 등이 있는데, 이들에 교류 혹은 직류 전압을 인가한다. 전위차계는 변위에 대해 0.01% 내에서 선형적인 출력이 나타나며, 또한 스트레인게이지는 가는 전선(25 μ m)을 탄성한도 내에서 잡아당기면, 전선의 직경, 길이, 저항성(resistivity)이 변하기 때문에 전선의 저항이 변하게 된다. 이를 이용하면 나노미터(nm) 단위의 극히 미소한 변위도 측정할 수 있다.

스트레인게이지는 접합형(bonded)과 비접합형(unbonded)으로 분류할 수 있다.

접합형 스트레인게이지는 금속선, 에칭 포일, 진공 피복 필름 혹은 반도체 막대기로 구성되며, 이들이 스트레인을 받는 표면에 결합되어 있다.

의공학 응용 특히 심혈관과 심혈관과 호흡기의 치수 및 체적 측정에는 탄성 스트레인 게이지가 광범위하게 사용되고 있다.

저항형 센서들은 브리지 회로의 하나 혹은 몇 개의 팔(arm)들에 연결되어 있다. 저항의 변환은 평형성 또는 비평형성 브리지 회로로서 검출할 수 있다.

센서의 저항 변화가 브리지에서 인접한 팔의 가변 저항에 의해 평형이 될 때 평형성 브리지라 한다. 평형을 위해 수정이 필요한 센서 저항에 변화가 있음을 나타낸다.

4.3 유도성 센서

인덕턴스 L은 3개의 코일 매개변수들을 변화시킴으로써 변위를 측정하는데 사용될 수 있다.

$$L = n^2 G \mu \quad (1)$$

여기서 μ 는 매체의 유효 투자율(effective permeability)을 나타내는데, 각 매개변수들은 기계적인 방법으로 변화시킬 수 있다.

유도성 센서는 환경의 유전성에 영향을 받지 않지만 자성체 근처에서는 외부 자장에 의한 영향을 받을 수 있다.

상호 인덕턴스 센서는 심장의 치수 측정, 유아의 호흡제어, 동맥의 직경을 확인하는데 이용되고 있다.

4.4 용량성 센서

면적이 A인 평행판 두 개 간의 간격이 x일 때 그 캐패시턴스는

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r A / x \quad (2)$$

용량성 센서를 이용하여, 흉벽의 운동, 심첨(apex)의 운동, 심박음, 상박의 박동, 요골의 박동을 측정하기 위하여 1969년에 Podolak이 처음 시도하였다. 장점은 비접촉성(피부가 캐패시터의 한 면으로 작용), 성형성, 고품질의 주파수

특성 등이다. 이 센서의 문제점은 높은 교류전압으로부터 환자의 보호, 프로브의 기계적 위치선정, 측정시 호흡으로 인한 운동 등이다.

4.5 압전센서

압전 센서는 생리적 변위를 측정하고 심박음을 기록하는데 사용된다. 압전 물질은 기계적인 스트레인을 받으면 전위 차를 발생시키고, 반대로 전위 차이가 압전 물질 양단간에 인가되면 물리적 변위를 한다. 비대칭적인 결정 격자가 뒤트리면 전하가 재배열되어 음전하와 양전하의 상대적인 변화가 생기게 된다. 변위된 내부전하는 결정의 양단에 반대 극성을 가진 표피전하를 발생시킨다 표피전하는 표피에 연결된 전극간 전압차를 측정함으로써 알 수 있다. 그림 7은 압전 센서의 등가회로를 나타낸 것이다.

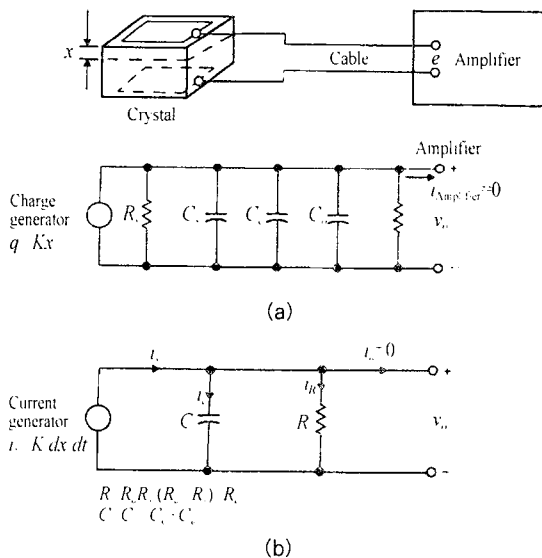


그림 7. 압전센서의 등가회로.

압전 센서는 외부(피부), 내부(심장내) 심음도를 측정하는 심장학에서 광범위하게 이용되고 있다. 또한 혈압측정에서 Korotkoff음을 검출, 생리적 가속을 측정, 사람의 움직임을 측정해서 에너지 소모를 추정, 그리고 방출한 고주파음을 감지하는 초음파 혈류계에 사용된다.

5.6 온도측정

환자의 체온은 생리 상태를 나타내므로 의사에게는 중요한 정보가 된다. 외부체온은 환자가 충격을 받았는지를 평가하는 매개변수들 중 하나 이다. 체온기록을 위한 부위의 선택

은 환자의 실제 체온을 반영할 수 있도록 주의하여야 한다. 측정을 위한 감지기법은 열전쌍, 서미스터, 방사검출기, 광섬유 검출기, p-n접합 다이오드 등을 들 수 있다. 이는 인큐베이터내의 유아의 체온 안정화를 위한 온도 시스템, 관절염과 만성염증으로 인한 혈류 증가 온도 등에 사용된다.

4.7 열전쌍

열전온도 측정은 1821년 Seebeck의 발견을 기초로 두고 있다. 열전쌍을 적절히 사용하기 위해서는 세가지의 경험적 열전쌍 법칙을 이해하여야 한다. 첫번째 법칙은 균질회로로서 단일 균질 금속으로 이루어진 회로에서 열만으로는 전류를 유지할 수 없다는 것이다. 두번째 법칙으로는 중간 금속 법칙으로 여러 개의 다른 금속으로 연결되어 구성된 회로의 기전력은 온도가 같으면 0이 된다는 것이다. 세번째 법칙으로는 연속적인 혹은 중간온도 법칙이다. 이런 열전쌍은 빠른 응답시간(시정수, 1ms), 연속(12μm), 제작의 간편성, 장기 안전성 같은 장점을 가지고 있다. 단점은 작은 출력전압, 저감도, 기준 온도의 필요성 등이다.

4.8 서미스터

서미스터는 높은 정·부저항 온도 계수를 가진 열저항인 세라믹 재료로 만든 반도체이다. 이 재료는 온도변화에 작용하는 방식이 금속과는 같은 혹은 반대 성질을 갖는다. 서미스터의 저항은 온도가 올라가면 증가(감소)하고 온도가 떨어지면 감소(증가)한다. Sapoff는 1971년에 의료용으로 적합한 각종 형태의 서미스터들을 검토하였으며, 1967년 Nancollas와 Hardy는 세포 성분의 열 반응을 결정하는데 사용되는 열량 측정계용 교류 구동 차동 브리지를 설계하였다. 반송주파수(carrier frequency)는 증폭기와 서미스터의 잡음이 최소화되도록 선택해야 한다. 구슬형(bead), 칩형, 막대기형, 그리고 와셔형 등 각종 형태의 서미스터가 있다. 응용으

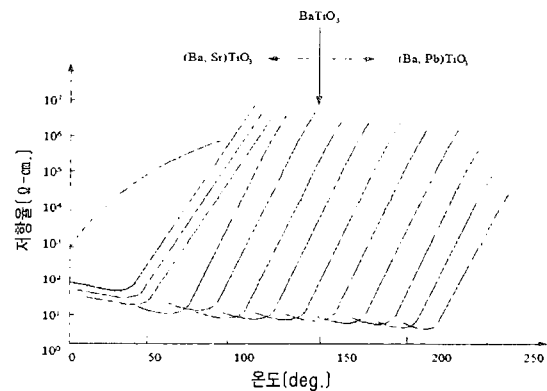


그림 8. PTC 서미스터의 특성.

로는 구강온도의 임상측정 등이 있다. 그림 8은 PTC(정온도 계수)서미스터의 특성을 나타낸 것이다.

4.9 복사온도 측정

복사온도 측정(radiation thermometry)의 기본은 물체의 표면 온도와 복사력과 관계이다. 이 관계에서 인체와의 물리적 접촉 없이도 체온을 잴 수 있다. 의학용 서머그래피는 인체의 온도 분포를 영점 몇도의 감도로 나타내는 기술이다. 이는 인체의 각 부위에 따라 세포작용 혹은 순환작용이 달라서 피부온도가 다르다는 것을 이용한 것이다. 유방암 조기발견, 관절염의 위치 및 진행정도의 결정, 각종말초 순환장애(정맥 혈전증, 경동맥 폐색 등)검출 등에 이용된다.

4.10 화학적 온도 측정

고체-액체간 상 변화 온도가 잘 정의된 물질을 이용하는 일회용 구강체온계가 있다. 이러한 체온계는 9-101°F의 범위에서 0.2°F의 간격으로 융점이 변화하는 물질을 이용하고, 사용 전에는 화학반응이 억제되도록 만들어져 있다.

4.11 광측정

센서와 광섬유는 소형화가 가능하고, 표면처리 후에는 생체이식이 적합하다. 한 섬유는 빛을 광방출 다이오드에서 센서로 전달하는 역할을 하는데 이 빛은 GaAs(일반적으로 사용)를 통과해서 검출용의 다른 섬유에서 집광 된다. 반도체를 통과하는 광의 일부는 원자가 전자대 전자가 금지 에너지를 넘어 전도대로 가는 작용에 의해 흡수된다. 금지대에너지 갭은 재료 온도, 온도에 따른 흡수 동력 양에 민감한 함수이다. 이는 대부분 임상-화학 검사에 사용되는데 보전사들은 이를 이용해서 혈액 표본이나 인체로부터 채취한 조직등을 분석하거나, 광 기기는 헤모글로빈의 산소 포화도나 심박출량을 측정하기 위해 심장내 카테터를 삽입하는 과정에서 이용된다.

5. 생체전위 전극

인체 내에서의 전기적인 현상을 측정하기 위해서는 인체와 전자 측정장치 사이를 연결시키는 전극이 필요하다. 실제로 전위를 측정할 때 전류는 최소값이 되도록 측정회로에 흘러야 한다. 생체전위 전극의 특성은 인체와 전자 측정회로 사이에 연결되어 전류가 흐를 수 있어야 하며, 출력 특성은 상대적으로 선형성을 유지해 한다.

5.1 전극-피부 접촉영역과 움직임에 의한 잡음

생체전위가 피부표면에 나타날 때 전극의 동작을 이해하기 위해서는 전극-전해질과 피부 사이의 부가적인 접촉영역

에 대해 고려해야 한다. 전극을 피부에 부착할 때 주 음이온으로서 Cl-을 포함하는 전해질 접촉제를 쓴다. 그림 9는 피부의 단면도이다. 이는 환경으로부터 세포를 보호하기 위해 몸을 둘러싸고 있는 적절한 접촉영역으로 작용한다.

5.2 표면 전극

생체 전위를 측정하는 전극 중 가장 많이 쓰이는 형태가 바로 금속판 전극이다. 기본적으로 이것은 피부와 접촉하게 되는 금속 도체로 이루어진다. 이 접촉을 유지하기 위해 전해질 접촉제가 쓰인다. 그림 10은 전극의 종류를 나타내고 있다. 전극의 종류는 floating, 흡입, flexible, dry 등이 있으며, 흡입전극은 특정 위치에 붙었다가 측정 후에 재빨리 다른 위치로 바꿀 수 있기 때문에 ECG에서 흉부(precordial) 전극으로 쓰인다.

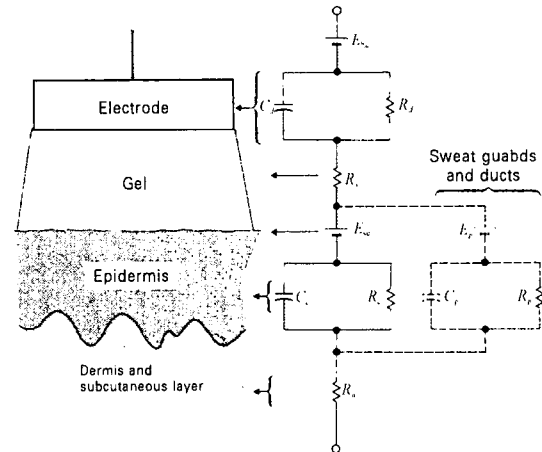


그림 9. 피부의 단면도와 전극의 등가회로.

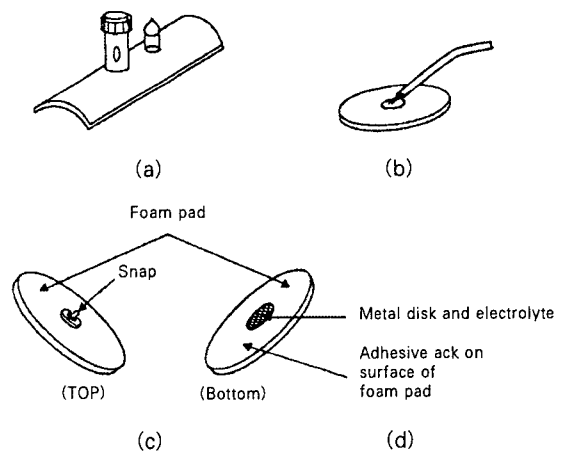


그림 10. 표면전극의 종류.

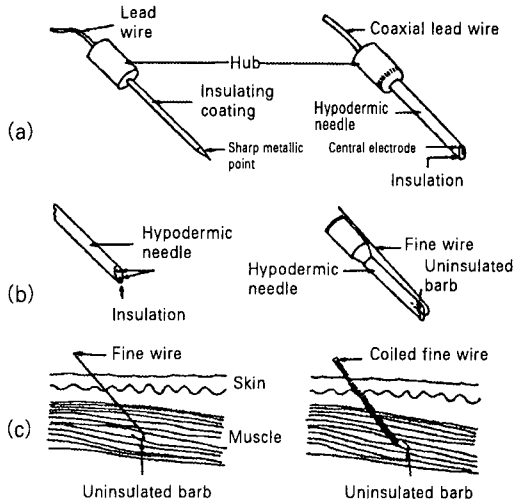


그림 11. 내부전극의 종류.

flexible 전극은 가재, 스펀지와 같이 부드럽고 은으로 짠 그물로 대체되어 전극선에 붙은 형태로 되어 있다.

5.3 내부전극

전극은 체내에서 생체전위를 측정하는데 이용될 수 있다. 이것은 표피를 뚫고 선을 삽입하는 전극의 형태와 무선 송신기와 같이 전자회로를 인식하여 체내에 완전히 삽입한 내부전극이 있다. 이런 전극들을 전극-전해질 접합이 없다는 점에서 표피전극과 다르다. 그림 11은 내부전극의 경피성 바늘과 코일 전극의 예를 나타낸 것이다.

5.4 미세전극

세포의 전기생리학을 연구함에 있어서 자주 세포막 양단의 전위차를 측정하는 것이 필요하다. 이를 위해서는 세포내에 전극을 삽입시켜야 한다. 세포의 심각한 파손이나 그로 인한 세포활동의 변화를 막는 세포적 차원에서 그런 전극들은 작아야 한다. 또한 세포내 전위를 측정하는 데 사용되는 전극들은 세포막을 관통하고 기계적으로 안정하게 남아있을 수 있을 정도로 강해야 한다. 이런 조건들을 모두 만족하는 전극은 미세 전극이라고 알려져 있다. 이것은 크기가 약 0.05 ~ 10 μ m인 tip을 가진다. 미세 전극은 고체-금속 바늘이나 유리바늘 표면이나 속에 있는 금속, 전해질 용액으로 차 있는 내강(lumen)을 갖고 있는 유리 micro pipet으로부터 만들어진다. 이런 종류는 금속 미세 전극, 지지-금속 미세 전극, micropipet전극 등이 있다.

5.5 전극의 실제 사용상의 문제점

첫째, 같은 재료의 모든 전해질에 대해 노출된 전해질과 전

극은 모두 같은 재료이어야 한다. 납과 같은 제3의 재료는 전해질과 접촉되지 않는다 하더라도 전극의 연결에 사용되어서는 안 된다.

둘째, 리드선의 절연과 전극간의 관계이다. 전극은 대단히 습도가 높은 환경에서 사용되며, 따라서 습기가 전극 및 리드선 등에 침투할 가능성이 높다. 셋째, 전극의 임피던스의 문제이다. 전극의 등가회로에서 얻을 수 있는 임피던스는 생체의 출력 임피던스보다 커야 한다. 그렇지 않을 경우 전위는 실제 값보다 낮게 측정되어질 것이다.

6. 결론

첨단화된 의료기기 분야는 막대한 시장잠재력과 고부가가치의 산업기술로서 국민보건복지 및 삶의 질 향상에 직접적으로 기여하고 있다. 생체 제어 계측기기 기술은 인공재료와 생체조직의 적합성에 의하여 크게 변화한다. 생체는 외부의 침입에 대하여 방어기구를 갖고 있으므로 인공재료가 접촉하면 방어적 반응을 하기 쉽기 때문에 생체 친화적 재료를 개발하지 않으면 안되는 실정이다. 지금까지 생체에서 전기가 어떻게 발생되고, 그에 대한 전위의 전파 메카니즘, 의료 계측을 위한 계측 시스템, 계측을 위한 피부와 의료기기 사이에 부착하는 전극에 대하여 설명하였다. 계측용 기능성재료가 의학적으로 활용되기 위해 연구가 활발히 진행되고 있으며, 그에 대한 파급효과가 크게 나타나고 있는 실정이다.

참고문헌

- [1] 일요스페셜, "21세기 희망의 조건, 대학혁명, 미래 엘리트는 어떻게 만들어지나", 한국방송공사, 12월 5일, 1999, www.kbs.co.kr/special/review/script/991205.txt
- [2] 이명호, "의용계측설계", 경문사, pp.33-168, 1996.
- [3] 고한우 외, "디지털 생체 신호처리", 여문각, pp.1-78, 1997.
- [4] Kimes 2000(16th Korea International Medical, Clinical, Laboratories & Hospital Equipment Show) Mar., 23~26, Coex, 2000. <http://kimes.co.kr>
- [5] J. R. Cameron and J. G. skofronick, "Medical Physics". Jhon Wiley & Sons. NY. 1978.
- [6] 정영태, "인체생리학", 청구문화사, pp.178-184, 1998.
- [7] 의공학 교육연구회, "의용 계측공학", 여문각, pp.3-311, 1998.

- [8] 편집부역, "의용 전자공학", 기전연구소, pp.67-156, 1995.
- [9] Allard, E. M., "Sound and pressure signals obtained from a single intracardiac transducer." IRE Trans. Bio-Med. Electron., BME-9, pp.74-77, 1962.
- [10] Bowman, L. and J. D. Meindl., "Capacitive sensors," in J. G. Webster (ed.), Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. New York: Wiley, pp.551-556, 1988.
- [11] Bryce, C. H., and V. H. R. Hole, "Measurement and control by thermistors". Ind. Electron., 1967, 5(1), 294~296; 5(2), pp.358-363, 1967.
- [12] Cobbold, R. S. C., "Transducers for Biomedical Measurements". New York: Wiley, 1974.
- [13] Coremans, J., "Thermistors", in J. G. Webster (ed.), "Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation". New York: Wiley, pp.2730-2738, 1988.
- [14] Gurtler, R. W., and C. Maze, "Liquid crystal displays". IEEE Spectrum, Nov. pp.25-29, 1972.
- [15] Hennig, E. M., "Piezoelectric sensors", in J. G. Webster (ed.) "Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation", New York: Wiley, pp.2310-2319, 1988 .
- [16] Nancollas, G. H., and J. A. Hardy, "A thermistor bridge for use in calorimetry". J. Sci. Instrum., 45, pp.290-292, 1967 .
- [17] Patel, A., M. Kothari, J. G. Webster, W. J. Tompkins, and J. J. Wertsch, "A capacitance pressure sensor using a phase-locked loop", J. Rehabil. Res. Devel., 26(2), pp.55-62, 1989.
- [18] Podolak, E., J. B. Kinn, and E. E. Westura, "Biomedical applications of a commercial capacitance transducer". IEEE Trans. Bio-Med. Eng., BME-16(1), pp.40-44, 1969.
- [19] Re, T. J, and M. R. Neuman, "Thermal contact-sensing lectronec thermometer", Boomed. Instrum. Technol., 25, pp.54-59, 1991.
- [20] Sapoff, M., "Thermistors for Biomedical Use. Fifth Symposium on Temperature", Proceedings. Washington, DC: Instrument Society of America, pp.2109-2121, 1971.

저 자 약 력

성명 : 송 민 증

❖ 학 력

- 1984년-1989년 원광대학교 공과대학 전기공학과
 1989년-1991년 원광대학교 대학원 전기공학과(석사)
 1992년-1992년 홍익대학교 대학원 전기제어공학과(박사)

❖ 경 력

- 1991년-1996년 원광대학교 공과대학 조교 및 시간강사
 1992년-1996년 서원대학교 및 익산대학 시간강사
 1997년-현재 광주보건대학 의료정보공학과 학과장, 조교수
 1998년-현재 한국의학생체공학회 교육위원
 2000년-현재 한국전기전자재료학회 광주전남지부 이사
 2001년-현재 한국전기전자재료학회 교육위원회 부위원장

성명 : 황 중 선

❖ 학 력

- 1974년 한양대학교 전기공학과 공학사
 1979년 한양대학교 산업공학과 공학석사
 1995년 전북대학교 전기공학과 공학박사

❖ 경 력

- 1998년-현재 담양대학 초고속정보통신공학부 교수
 1999년-현재 세계기능올림픽 국제심사위원
 1999년-현재 광주광역시 지방건설 심의원
 2000년-현재 한국산업단지공단 자문위원
 현재 한국전기전자재료학회 기술교육위원장

성명 : 박 춘 배

❖ 학 력

- 1973년 조선대학교 전기공학과 공학사
 1975년 조선대학교 전기전자재료공학과 공학석사
 1990년 전남대학교 전기전자재료공학과 공학박사

❖ 경 력

- 1983년3월-현재 원광대학교 전기전자 및 정보공학부 교수
 1999년3월-2001년 2월 원광대학교 공과대학장
 1999년3월-2001년 2월 원광대학교 산업대학원장
 2001년1월-2001년12월 원광대학교 원광바이오텍 창업보육센터장