

# 생체 신호 측정

閔 丙 九 \* · 任 惠 煥 \*\*

- 1. 생체 신호 데이터 수집상의 문제
- 2. 문제점의 해석 및 해결방법

- 3. 생체 신호 수집의 실제  
참고문헌

## 1. 생체 신호 데이터 수집상의 문제점

생체 신호는 generator의 기원이나 종류가 복잡하고, 그 전파되는 양식도 다양하다. 또한 측정에 있어서의 문제점으로는 아주 낮은 진폭(마이크로 볼트)의 electropotential이고, 주변의 다른 여러 source에 의한 신호 또는 noise와 함께 섞여 있다는 특징을 갖는다.

이들 데이터는 생리학적 측면이나 임상적인 면에서 모두 중요한 정보를 제시하게 되며 측정하는 목적에 따라 방법상에 차이가 있을 수 있다.

즉, 동물 실험을 통한 생리학적 연구인 경우, 직접 원하는 지점에서 신호수집이 가능하지만, 임상적인 경우 인체에서 이런 방식은 허용되지 않는 경우가 많다 따라서 직접적인 방법과 우회적인 방법을 쓰게 되는데 이들 사이에는 각각 장단점이 있으므로, 적절한 취사선택과 보완이 있다.

우회적인 데이터 수집시에는 대체로 주변의 noise 제거가 주요문제이며 여러가지 filtering method 또는 convolution이나 averaging 방법을 이용한 기술들, 최근에는 digital computer algorithm에 의한 신호처리로 잡음을 제거하는 방식이 발달되었다.

그런데, 동물실험이나 임상실험의 경우 모두 문제가 되는 점을 살펴본다면, 우선 측정할 신호와 가장 인접한 부분(electrode section)의 특성을 알아야 한다는 것이다. 이 과정에서 error가 개입되면 그것은 좀처럼 제거되기 힘들다. 따라서 어느 정도의

오차는 어쩔 수 없지만, 실용상 지장이 없는 범위로 만들어 주어야 한다. 즉 그 특성과 적용한계를 잘 알아야 한다.

이러한 문제점의 한가지 예로서, cell membrane level에서의 이러한 bioelectric potential 측정의 실제 예를 살펴보고자 한다.

## 2. 문제점의 해석 및 해결방안

Biological unit activity를 측정하기 위한 microelectrode는 크게 glass microelectrode와 metal microelectrode로 분류해 볼 수 있으며 glass microelectrode는 D.C 및 저주파 신호 측정에 많이 쓰이며, metal microelectrode는 주로 A.C. potential을 포함해서 높은 주파수의 신호를 측정하는데 쓰이게 된다.

본문에서는 A.C potential을 측정하기 위한 metal microelectrode의 특성과 주의할 점을 살펴보고자 한다.

대부분의 microelectrode는 platinum, tungsten, stainless steel과 같은 재료이며 직경이 약 0.25 mm 이하의 것이다. 그리고 그 주위를 silastic과 같은 절연성 물질이 둘러싸고 있게 된다.

Cell membrane 근처에서의 전기적 특성은 그림 1과 같은 등가회로를 통해서 분석해 볼 수가 있다.

여기서  $C_d$ 는 metal과 주위의 conducting fluid 사이의 coaxial capacitor이다. 편의상 그사이 절연물질이 microelectrode 직경의 10%를 차지한다고 할때,  $d, D$ 를 각각 안쪽과 바깥쪽의 conductor의 직경이라 하고, 그사이의 dielectric constant를

\* 正會員 : 서울大 醫大 醫工學科 助敎授 · 工博

\*\* 正會員 : 서울大 醫大 醫工學科

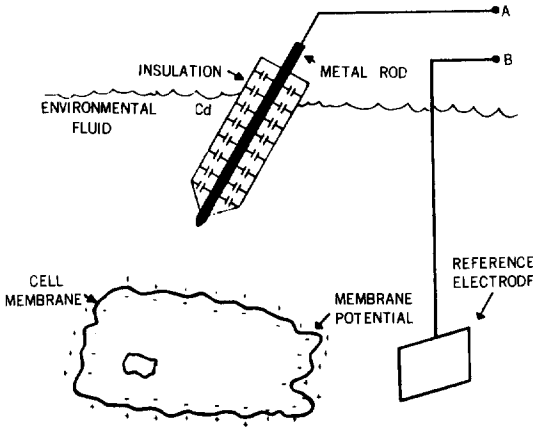


그림 1. 세포 주위에서의 마이크로 전극(금속형)

K라 하면 그값은 다음과 같이 구해진다.

$$C_d = \frac{0.024 K}{\log_{10} D/d} \text{ PF/mm}$$

여기서  $D/d = \frac{110}{100} = 1.1$   $K = 4$  (보통 절연체의 dielectric constant)로 하면,

$$C_d = \frac{0.024 \times 4}{\log_{10} 1.1} = 2.1 \text{ PF}$$

정도가 된다.

여기서  $C_d$ 는 microelectrode의 fluid에 의해 둘러싸인 부분의 길이와 관계하며, microelectrode 자체의 직경에 무관하고, 그비  $D/d$ 에 관계함을 알 수 있다. 여기서 실지로 조그만 면적을 갖는 metal-electrolyte interface 부분을 등가적으로 capacitance  $C_{ma}$ 와 resistance  $R_{ma}$ , 그리고 potential  $E_{ma}$ 로 나타낼 수가 있다. 여기서 이들 값들은 electrode의 Tip부분의 면적과 사용된 metal과 electrolyte의 종류 및 cell 주위의 환경에 의해 결정되게 된다. 비교적 크기가 큰 reference electrode는 active electrode인 metal microelectrode의 경우와 마찬가지로 capacitor  $C_{mb}$ , resistance  $R_{mb}$ , 그리고 potential  $E_{mb}$ 로 표시될 수가 있다.

이때 A, B 두 electrode wire 간의 capacitance를  $C_w$ 라 하고 cell 주위의 fluid에 의한 저항성분을  $R_{exc}$ 라 하면 그림 2와 같은 등가회로를 만들 수 있다.

여기서 reference electrode B는 A에 비해 크므로,  $C_{mb}$ ,  $R_{mb}$ 를 무시할 수 있지만  $E_{mb}$ 는 면적에 관계하지 않으므로 무시할 수가 없다.

따라서 어떤 주기로 cell에서의 depolarization 과

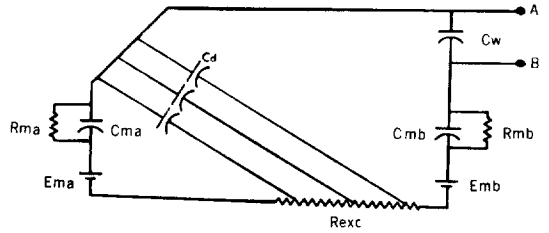


그림 2. 그림 1에 대한 등가회로 모델

repolarization이 주위의 fluid에 current를 흐르게 하며 이것이 등가회로상의  $R_{exc}$ 에 나타나게 된다.

이때 실지로 A와 B 단자에 나타나는 voltage의 크기는 cell로부터 electrode까지의 거리와 방향 그리고  $R_{ma}$ ,  $C_{ma}$ ,  $R_{mb}$ ,  $C_{mb}$ ,  $C_d$ ,  $C_w$ 로 이루어진 electrode의 임피던스에 의해서 영향을 받고, 외부적으로는 A, B 단자에 연결되는 측정기구의 임피던스의 크기에 영향을 받는다.

여기서  $E_{ma}$ ,  $E_{mb}$ 에 의해 D.C potential의 측정에 오차가 있게 된다. 아울러 측정기의 임피던스와 완전히 matching되지 않으면, D.C, A.C potential 모두 오차가 생기게 된다.

다음은 그림 3과 같은 경우로 cell내로 metal microelectrode가 삽입된 경우를 생각해 볼 수 있다.

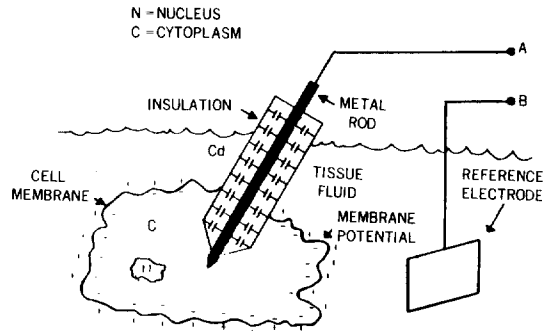


그림 3. 세포 내부에서의 마이크로 전극(금속형)

이때는 앞서 고찰한 경우에서 cell membrane 자체의 membrane potential  $E_{mp}$ 가 더 첨가되게 된다.

그리고, 등가회로상에서 current의 flow에 대한 potential은, cell내부의 fluid에 대한 resistance  $R_{inc}$ 와  $E_{mp}$ ,  $R_{exc}$  사이에서 나타나게 된다. (그림 4.)

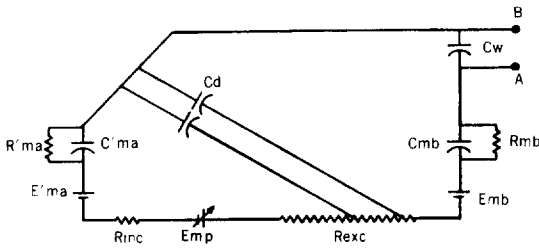


그림 4. 그림 3에 대한 등가회로 모델

여기서 microelectrode Tip의 크기와 주변 fluid에 의한 capacitance는  $C'ma$  resistance는  $R'ma$  그리고 potential은  $E'ma$ 로 그림 2의 경우와 달라졌음에 유의해야 한다고 생각된다.

이는 Tip부분과 접촉하는 fluid가 cell 외부에서 cell 내부로 그 특성이 바뀌었기 때문이다.

이때도 그림 1의 경우와 마찬가지로 여러가지 error source가 있다. 실지로 metal microelectrode를 사용하는 경우에는 이러한 error source를 최소화시키는 재료 및 기하학적 구조를 갖도록 electrode를 제작해야 하며, 외부의 측정기구와의 임피던스를 정합시켜야 한다. 참고로 특수한 조건에서 재료 및 기하학적 구조변화에 따른 metal microelectrode에 대해 impedance - frequency 특성을 열거해 보았다. (그림 5)

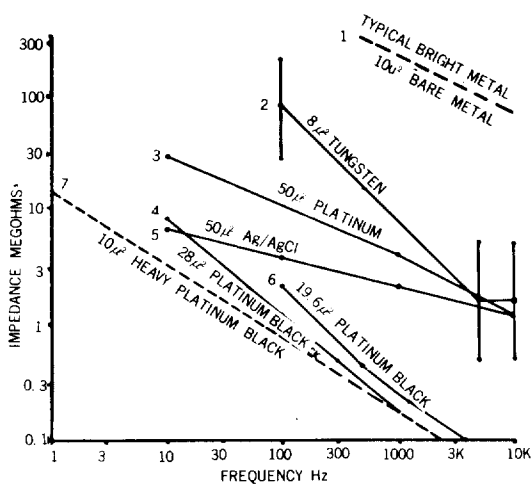


그림 5. 여러가지 금속형 마이크로 전극의 임피던스 - 주파수 특성 도표

### 3. 생체 신호 수집의 실예

이번에는 앞서 언급된 metal microelectrode를 사용해서 본 서울의대 의공학과 실험실에서 실지 Guinea Pig의 inner ear에서 biopotential을 측정할 결과를 제시하고자 한다.

Cochlear Microphonics(CM)는 내이의 와우각 내 hair cell에서 발생되며 그 크기는  $\mu V$ 단위이며, 음향신호가 동일한 과정의 전기신호로 변환된 것이다. 측정을 위한 시스템은 그림 6과 같다.

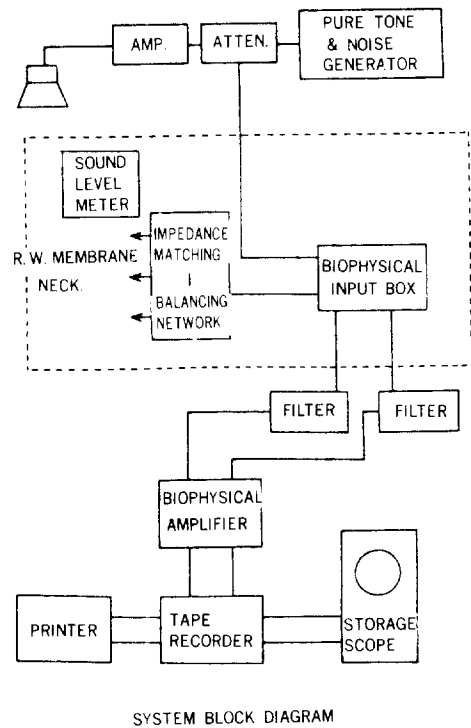


그림 6. 측정 시스템 계통도

여기서 CM은 잡음에 민감해서 shield room (점선부분)과 filter를 필요로 한다. 그리고 electrode는 single과 differential 두가지 방식으로 사용할 수 있게 되어 있으며 active electrode, indifferent electrode 재료는 platinum이 사용되었다.

electrode 초단은 2개의 emitter follower stage를 사용한 impedance matching network과 평형회로가 제작 사용되었으며, 이부분은 생리학적 특성을 이용해서 Action Potential (AP)과 Cochlear

Microphonics (CM) 를 선별 측정할 수 있게 되어 있다. (그림 6, 7)

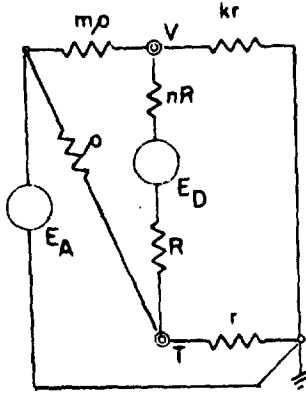


그림 7. CM과 AP 측정을 위한 등가회로 모델

V : Scala vestibuli

T : Scala Tympani

CM Measurement

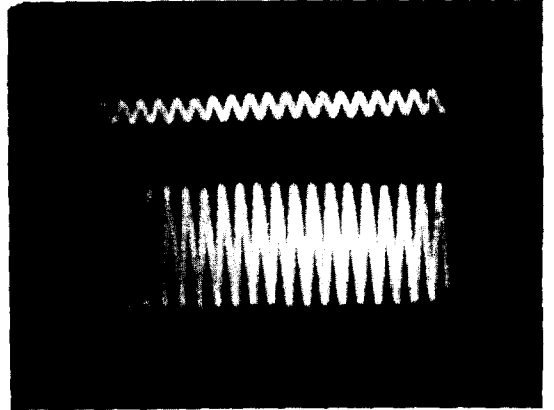
$$= \frac{rE_D}{D} [k(m+1)r\rho + (k+1)m\rho^2] + \frac{rE_A}{D} [(n+1)(k-m)\rho R]$$

AP Measurement

$$= \frac{rE_D}{2D} [(K-1)m\rho^2 + k(m-1)r\rho] + \frac{rE_A}{2D} [k(n+1)(r+\rho)R + k(m+1)r\rho]$$

단,  $D = r[m+1]kr\rho + (k+1)m\rho^2 + R(n+1) [kr + (r+\rho)m\rho]$

이상의 시스템에서 정현파음에 대해 Cochlear Microphonics 파형을 측정해서 그림 8 과 같은 결과를 얻었다.



upper : Acoustic signal : 1000 Hz 90 dB (SPL)  
lower : Evoked CM waveform : 1000 Hz 61 μV uV

그림 8. Cochlear Microphonics 파형

참 고 문 헌

- [1] E.M. Glaser, D.S. Ruckin; "Principles of Neurobiological signal analysis" Academic Press, 1976.
- [2] "Biological signals" Proc. IEEE, vol. 65(5) 1977.
- [3] L.A. Geddes; "Electrodes and the measurement of bioelectric events," John Wiley, 1972.
- [4] D.H. Lim, B.G. Min, K.T. Noh, C.W. Lee; "Changes of Cochlear Microphonics in response to white noise and NaCl crystal in guinea Pigs" Ears; preliminary study for design of electronic ears" KIEE, vol. 19(1), 1982.