

심전계(ECG)의 제작설계

서 병 설

1. 서 론

지난번 강좌에서는 심전도를 생리학적인 측면에서 서술하였으나, 본 강좌에서는 심전계의 제작설계를 위한 기초지식을 서술하고자 한다.

2. 본 론

가. 전극의 위치

심전도를 기록하기 위해서는 체내에서 발생하는 이온전위(ionic potential)를 측정기에 의해 측정 가능한 전자전위(electronic potential)로 바꿀 수 있는 변환기(transducer)가 필요하다. 이러한 변환기는 체표에 부착하였을 때 이온전위를 측정케하는 한쌍의 전극으로 구성되어 있다. 전극의 위치는 우측상지(Right Arm ; RA)와 좌측상지(Left Arm ; LA)로 하여 심전도를 기록하고 세번째 전극은 판자를 계측기의 공통접지(common ground)로 사용하기 위해 우측하지(Right Leg ; RL)에 위치한다. 임상적으로는 우측상지(RA)와 좌측하지(LL), 좌측상지(LA)와 좌측하지(LL)에 전극을 놓는 방법도 사용되고 있다.

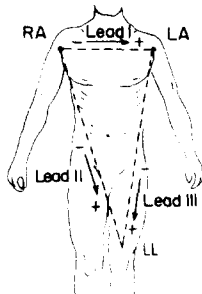


그림 1

<집수 : 1988년 12월 6일>

*한양대학교 전자공학과

Dept. of Electronic Communication Eng., Han-
 yang University.

$$V I = (\text{potential at LA}) - (\text{potential at RA})$$

$$V II = (\text{potential at LL}) - (\text{potential at RA})$$

$$V III = (\text{potential at LL}) - (\text{potential at LA})$$

나. 생체전위를 측정하기 위한 등가회로(equivalent circuit)

생체전위(biopotential)를 기록하기 위한 전극은 금속이며, 보통 심전도 측정에는 은으로 되어 있으며 특히 AgCl이다. 이외에도 전극과 체표면 사이에 전극연고 또는 접지등이 이용된다. 이온 전극연고와 은 전극의 배합은 전극과 체표면 사이에서 부분적인 금속의 용해를 형성한다. 그래서 은의 일부가 용해되어 Ag^+ 를 방출한다. 여기서 이온평형은 용해된 이온에 의해 형성된 전기장의 농도차이에 의한 힘과 균형을 이룰 때 이루어진다. 이 때 전극표면에서 Ag^+ 의 monomolecular층이 형성되고 Cl^- 층도 생긴다. 이것을 전극2중층(electrode double layer)이라고 부르며 이 층에서 형성되는 포텐셜강하 E가 있는데 이것을 half-cell 전위라고 부른다(Ag-AgCl전극의 경우에는 0.8V). 이 이중 층은 서로 반대부호의 전하에 의해 형성되었고 dielectric에 분리되어 있어 정전용량 C에 의해 표시될 수 있다. 그리고 전극 접합부분의 임피던스를 측정하면, -90° 보다 적은 위상각(phase angle)을 발견하게 되며 이것은 이 임피던스에 저항성분(resistive component)이 있다는 것을 의미한다. 그래서 전극접합부분의 생체전위를 아래와 같은 등가회로로 나타낼 수 있다.

그러나 그림 2의 직렬형 모델은 주파수가 0에 가까이 감에 따라 임피던스는 무한대까지는 증가할 수 없다는 사실은 설명하려면 수정이 필요하다. 이 수정은 전극과 전해질과의 접합부분에서 발생하는 전기적 화학(electrochemical) 프로세스들을 설명하여 줄 수 있는 저항 R_1 , R_2 , C의 값들은 전극의 면적, 표면조건, 전류밀도, 전극부착제의 종류와 농도에 달려있다.

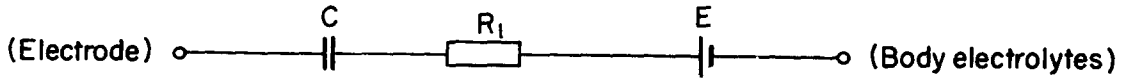


그림 2 전극과 전해질의 접촉부위를 위한 간단한 R-C 모델

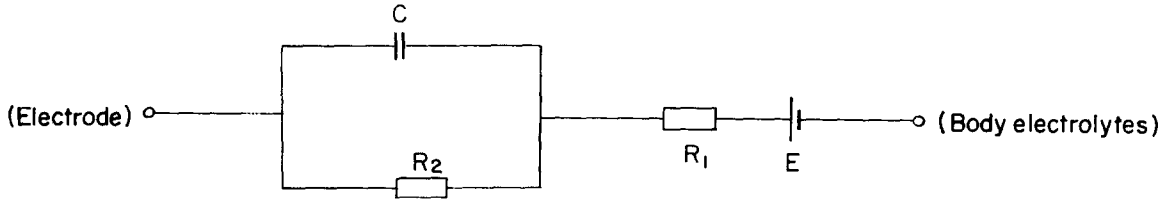


그림 3 생체전위의 전극 접촉부위에 있어서 대응회로

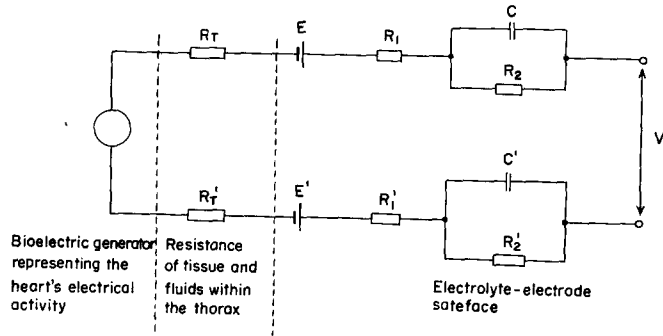


그림 4 표피조직과 전극 시스템을 위한 등가회로

그림 3과 같은 등가회로 시스템을 ECG시스템의 입력에서 볼 때 아래와 그림 4와 같이 전체를 구성하는 등가회로로 나타낼 수 있다.

그림 4에서, C와 C', R₁과 R₁', R₂와 R₂'는 서로 정확히 같은 값이 아닐지라도 E와 E'는 같은 값을 가져야 한다. 그러므로 전위 V는 ECG가 기록되어지는 신체의 2개의 부위(point)사이에서 이온 포텐셜을 나타내게 된다. 전위를 측정시 간섭(interference)의 주요 원인이 되는 movement artifact에 유의하여야 한다. 전극이 전해질인 점에서 움직인다면 이것이 전극의 접촉부에서의 전하의 분포에 충격을 가해 평형이 다시 이루어질 때까지 half-cell 전위의 순간적인 변화를 가져온다. 이와같이 전극의 움직임에 의해 발생하는 순간적인 전위를 movement artifact라고 부른다.

다. ECG 증폭기

ECG신호의 R파에 해당하는 그림 4에서의 전위 V의 최고값은 단지 1mV에 불과하다. 기록지에 표

시하거나 다른 프로세스를 위해서도 신호의 크기, 즉 전위를 증가시키기 위해서는 증폭이 필요 불가하다. 그러면 증폭시 증폭기 입력에서 존재하는 신호는 ECG전위 V이외에 잡음(noise)이 존재하는 문제점이 있다. 이는 신체가 a. c. 전력선, 조명기구, 모터등의 주위환경에 용량적으로 접속(coupling)되어 있기 때문이다. 전력선에서 나오는 정전용량(capacitance)은 근접거리에 따라 변하나 대략 50pF 정도 인데 이것은 50Hz에서 60MΩ의 저항에 해당된다. 만약 우측축지기가 5KΩ의 접촉저항을 갖는 전극으로 ECG증폭기의 공통접지에 연결되어있으며, 240V의 전원은 잡음입력신호로서 약 20mV까지 감소될 수 있을 것이다. 그러나 이 신호는 ECG의 입력신호를 훨씬 압도하고 있다. 50Hz잡음신호로부터 필요한 ECG신호를 추출하는 중요한 아이디어는 ECG는 2개의 전극사이의 전위차, 즉 차등전위(differential voltage)라는 것이다. 한편 50Hz에서 잡음전위는 각 전극에 상통으로 인가된다. 즉 common-mode전위가 된다.

만약 V_1 과 V_2 가 이득시의 이상적인 차동증폭기의 입력 1과 2에서 나타나는 ECG전위라면 다음과 같은 식으로 표현하다.

$$\text{차동증폭기 전위} = A(V_1 + V_{cm}) - A(V_2 + V_{cm}) = A(V_1 - V_2)$$

여기서 V_{cm} = common-mode 전위

실제적으로 common-mode 신호를 제거시킬 능력의 기준은 common-mode 제거율(CMRR-dB로 표시) :

$$\text{CMRR(dB)} = 20 \log \frac{A_d}{A_{cm}}$$

여기서 A_d 는 차동이득을 의미하여 A_{cm} 은 common-mode 입력전위를 위한 증폭기의 이득이다. 차동증폭기의 가장 간단한 형태는 다음과 같다.

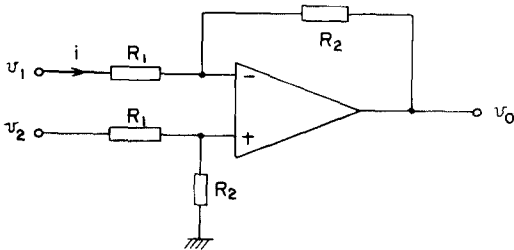


그림 5 차동증폭기

입출력 관계식을 구하면,

$$i = \frac{V_1 - V^-}{R_1} = \frac{V^- - V_0}{R_2}$$

$$\therefore R_1 V_0 = (R_1 + R_2)V^- - R_2 V_1$$

$$\text{그러나 } V^- = V^+ = \frac{R_2}{R_1 + R_2} V_2$$

$$\therefore R_1 V_0 = R_2 V_2 - R_2 V_1$$

$$\text{예를 들면, } V_0 = \frac{R_2}{R_1} (V_2 - V_1) \text{ 이다.}$$

위의 회로의 CMRR은 저항의 값과 증폭기 자체의 CMRR의 값에 달려있다. 그리고 close-tolerance 저항들을 사용했을 때 조차 CMRR은 일반적으로 증폭기 자체의 CMRR보다 작다. 이 회로의 또 하나의 결함은 차동입력의 저항이 $2R_1$ 이 된다는 것이다. 즉 그와같은 2개의 입력저항이 상당히 크다면 잡음전위가 발생되며 증폭기의 전류잡음도 현저하게 존재하게 될 것이다. 이와 같은 결함을 해결하기 위해서 다음과 같은 3개의 증폭기로 구성된 회로가 고안되었으며 심전도의 기준증폭회로가 된다고 할 수 있다.

2개의 입력증폭기에 의해 형성된 입력인 점에서, 입·출력 관계수를 고려하면,

$$i = \frac{V_1' - V_1}{R_2} = \frac{V_1 - V_2}{R_1} = \frac{V_2 - V_2'}{R_2}$$

$$V_1' = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) V_1 - \frac{R_2}{R_1} V_2$$

$$V_1' = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) V_2 - \frac{R_2}{R_1} V_1$$

$$V_2' - V_1' = (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right)$$

여기서 $V_1 = V_2 = V_{cm}$ 이면 $V_2' = V_1' = V_{cm}$ 이 되어 단위 입력이득에서 common-mode 입력신호를 통과하게 된다. 그리고 출력은 한개의 증폭기로 형성되며 그 관계식은 다음과 같다.

$$V_0 = R_4/R_3 (V_2' - V_1') = \left(1 + 2 \frac{R_2}{R_1}\right) \frac{R_4}{R_3} (V_2 - V_1)$$

이와같은 기준 증폭회로를 실제적으로 응용하여 사용할 때 중요시하여야하는 또 하나의 문제점이 있다. 전극과 표피가 접촉될 때 발생하는 접촉 임

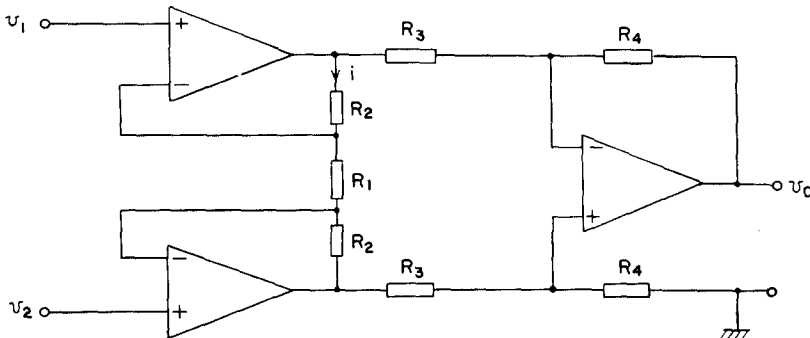


그림 6 심전도 증폭기의 기준 회로도

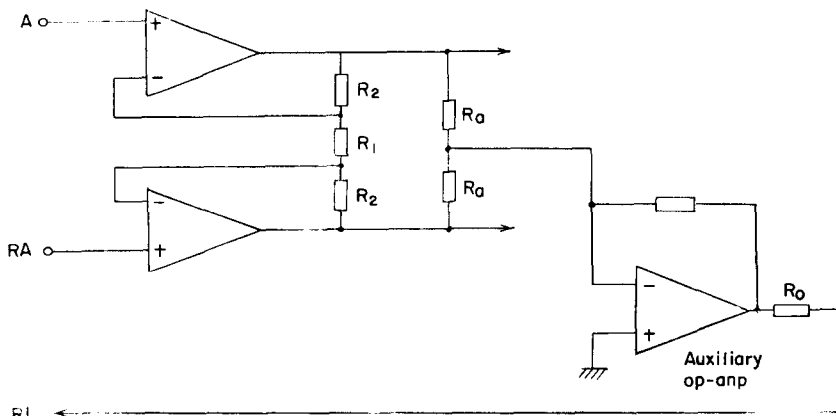


그림 7 수정된 심전도 우측하지 회로도

피턴스(contact impedance)에 있어서 심한 불균형이 있다면, 즉 common-mode의 전위가 어느한편의 입력보다 다른 한편의 입력에서 높게된다는 것이다. 이렇게 하여 common-mode의 전위의 일부가 차동전위로서 나타나게된 것이며 증폭기의 이득에 의해 확대 될 것이다. 이러한 문제점 해결로 다음과 같은 수정된 회로가 분리 응용되고 있다.

심전도를 기록할 때 환자를 일반적으로 접지시키지 않고 대신에 그림 7에서 우측하지 전극에 보조(auxiliary) 증폭기를 출력에 연결시킨다.

common-mode 전위는 2개의 저항 즉 R₁들이 평균에 의해 감지되며 R_o을 통해 우측하지에 귀환(feed back)된다. 이 회로는 사실상 1 μ A보다 작은 미소의 전류를 체표면에 흐르고 있는 displacement 전류와 같게되도록 우측하지로 보낸다. 그래서 체표면은 사실상 이 케환루프에서 summing junction역

활을 하게 되며 케환은 common-mode 전위를 매우 낮은 값까지 낮출 수 있게한다. 또한 이 회로는 혹은 다른 원인에 의해 환자와 접지사이에 매우높은 전위가 발생하였다면 우측하지에 있는 보조 증폭기는 saturation되어 전류를 접지사이의 저항은 대체로 M Ω 이므로 환자를 보호하기 충분하다. 예를 들면 5M Ω 의 저항과 10V의 공급전원일 때 증폭기는 2 μ A 보다 큰 전류에서는 saturation을 일으킨다.

3. 결 론

심전도 제작설계를 위한 기초지식을 제한된 지면 관계등으로 간략히 서술하였다. 이 분야에 관심 있는 공학도나 의료계의 종사자들을 위해 다소 도움이 되었으면 한다.