

◆특집◆ 생체계측

생체전기신호의 측정, 처리 및 해석

우응제*

Biopotential Signal Measurement, Processing and Analysis

Eung Je Woo*

Key Words : Biopotential signal (생체전위신호), Electrode(전극), Biopotential amplifier(생체전위증폭기), Biosignal processing(생체신호처리), Biosignal analysis(생체신호해석)

1. 서론

본 글에서는 인체로부터 생체전기신호를 측정하고 처리 및 해석하는 기술을 소개한다. 일반적인 계측 시스템을 구성하는 필수적인 네 가지 요소는 측정대상, 센서부, 신호처리부, 그리고 출력부이다. 생체전기신호의 측정에서 측정대상은 인체를 포함하는 생명체이다. 경우에 따라서는 생명체로부터 떼어낸 특정 부위가 측정대상이 될 수도 있으나 본 글에서는 살아 있는 인체를 측정대상으로 설정하기로 한다. 또한 인체로부터 방사되는 에너지를 측정하는 비접촉 방식은 다루지 않고, 측정 부위를 인체의 내부 또는 표면으로 제한한다. 즉, 센서를 측정 부위에 직접 부착하는 접촉형 인체-센서 인터페이스 방법을 사용하는 경우 만을 다루기로 한다.

생체전기신호의 측정에 사용하는 센서는 전극(electrode)이며 최소한 한 쌍의 전극이 필요하다. 인체를 부피전도체(volume conductor)로 모델링할 때, 각 전극은 인체의 내부에 흐르는 전류인 이온전류(ionic current)를 계측을 위한 전자회로 및 도선 내부의 전자전류(electronic current)로 변환하거

나 또는 그 반대 방향으로 변환하는 기능을 수행한다. 인체에 부착한 두 전극 사이에서 감지되는 전위차(potential difference)인 생체전위신호(biopotential signal)는 그 크기가 수 mV 또는 수 μ V 정도로 작은 경우가 대부분이다. 따라서 크기를 수 V 정도로 증폭하기 위해서 아날로그 전자회로로 구현하는 생체전위증폭기(biopotential amplifier)를 사용한다. 이때 생체전위신호의 주파수 특성에 맞추어 증폭기의 대역폭을 설정하여 불필요한 잡음의 유입을 방지하여야 한다.

증폭한 생체전위신호는 아날로그-디지털 변환기(ADC, analog-to-digital converter)를 사용하여 디지털 신호로 바꾼 뒤, 컴퓨터 또는 마이컴 기반 디지털 시스템에 입력한다. 컴퓨터는 내장된 프로그램을 실행하여 다양한 디지털 신호처리 및 해석을 수행한다. 디지털 신호처리에서는 남아있는 잡음이나 방해신호를 제거하여 신호대잡음비(SNR, signal-to-noise ratio)를 증가시키는 전처리 부분, 신호의 주요 특징요소(feature)들을 추출하는 부분, 그리고 이를 이용하여 신호가 가지고 있는 유용한 정보를 해석하는 부분 등을 포함한다. 이러한 아날로그 및 디지털 신호처리 과정을 거친 후, 신호 자체를 출력하거나 또는 이와 더불어 신호를 해석한 결과를 출력한다.

본 글에서는 생체전위신호의 측정, 처리 및 해석에 필요한 요소기술들을 설명한다. 요소기술의 소개에 있어서는 현재 가장 많이 사용되고 있는

*경희대학교 전자정보대학 동서의료공학과
Tel. 031-201-2538, Fax. 031-201-2378
Email : ejwoo@khu.ac.kr
생체계측과 전기 임피던스 영상 기술 분야에서 연구활동을 하고 있다.

생체신호인 심전도(ECG, electrocardiogram)를 예로 설정하며, 실제로 적용이 가능한 생체전위신호의 측정, 처리 및 해석 기술을 의공학을 전공하지 않은 공학자들이 이해하기 쉽게 설명하고자 한다.

2. 생체전위신호의 측정 모델

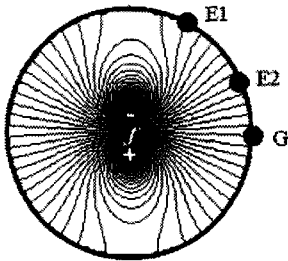
다음의 그림 1(a)는 생체전기 신호원(signal source)을 가진 인체를 매우 단순화하여 표현한 부피전도체 모델이다. 내부의 신호원은 f 로 표시하고 매질에 해당하는 생체조직의 전기적 특성인 도전율(conductivity)은 σ 로 표기한다. 전압을 v 로 나타내면, 이들 사이에는 다음의 식(1)과 같은 관계가 만족된다.

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla v) = f \quad (\text{인체내부}), \quad (1-a)$$

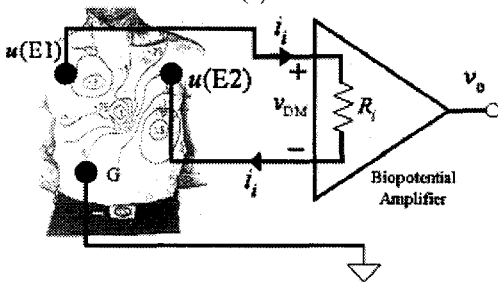
$$-\sigma \nabla v \cdot n = 0 \quad (\text{인체표면}), \quad (1-b)$$

$$\mathbf{J} = -\sigma \nabla v \quad (\text{인체내부}), \quad (1-c)$$

여기에서 n 은 인체표면에서 외부로 향한 단위 법선 벡터이고 \mathbf{J} 는 전류밀도를 나타내는 벡터이다.



(a)



(b)

Fig. 1(a) Equipotential lines in a homogeneous volume conductor with a current source at the center.

(b) Model for biopotential measurement.

그림 1(a)는 중앙에 정전류원이 있는 균질한 원통형의 3 차원 부피전도체 모델에 대하여 유한요소법(FEM, finite element method)을 이용하여 식 (1)의 수치적인 해를 구한 결과이며, 원통의 가운데 2 차원 단면에서 등전위선(equipotential line)의 분포를 보여주고 있다. 식(1-c)로 구해지는 전류밀도에 의한 전류의 유선(current streamline)은 등전위선과 직교한다. 이때 정전류원 f 는 심장이나 근육 또는 뇌에서 발생하는 생체전기 신호원을 단순화한 모델로 생각할 수 있다. 신호원에 의해 형성되는 부피전도체 내의 전류의 흐름과 등전위선의 분포는 신호원 f 의 위치, 크기 및 방향이 시간에 따라 변하면 이에 따라서 변형된다. 또한 인체 내부의 특정 장기나 생체조직들의 기능이나 상태(심장의 박동, 호흡, 뇌혈류의 변화, 질병에 의한 조직의 변형 등)에 따라 해당되는 부위의 도전율 σ 가 변하면 전류의 흐름과 등전위선이 변형된다.

이제 전위의 기준점인 지점 G 에 대한 표면의 두 지점 $E1$ 과 $E2$ 의 전위가 각각 $v(E1)$ 과 $v(E2)$ 라 하자. 신호원에 해당하는 특정 장기나 생체조직의 기능과 상태에 따라 f 와 σ 가 변하면 이러한 변화는 등전위선들의 변형을 유발하고, 두 지점 사이의 전위차인 $[v(E1)-v(E2)]$ 도 변한다. 따라서 측정하고자 하는 생체전위신호인 $[v(E1)-v(E2)]$ 의 시간적인 변화는 신호원의 기능과 상태에 대한 정보를 제공한다. 이제 $[v(E1)-v(E2)]$ 를 측정하기 위해서 다음의 두 가지 용어를 정의한다. v_{CM} 은 동상성분 전압(common-mode voltage)이라 하고 v_{DM} 은 차동성분 전압(differential-mode voltage)이라 하며 현재 측정하고자 하는 신호는 v_{DM} 이다.

$$v_{CM} = [v(E1) + v(E2)]/2. \quad (2-a)$$

$$v_{DM} = v(E1) - v(E2). \quad (2-b)$$

그림 1(b)는 v_{DM} 을 측정하기 위해서 두 지점 $E1$ 과 $E2$ 에 전극을 부착하고 각 전극과 생체전위 증폭기의 입력을 전선으로 연결한 상황을 보여주고 있다. 통상적으로 잡음의 유입을 줄이기 위해서 인체의 적당한 지점 G 에 기준전극을 부착하고 이를 계측을 위한 전자회로의 기준 전위점에 연결한다. 생체전위증폭기의 입력은 입력저항 R_i 로 모델링하며, 생체전위증폭기는 R_i 양단에 감지되는 전압을 증폭하여 출력한다. 따라서 v_{DM} 의 측정을 위해서는 인체와 전극 및 전선 그리고 R_i 를 통하

여 전류 i_i 가 흘러야 함을 알 수 있다. 그러나 이러한 추가적인 인체 외부로의 전류의 흐름은 생체전위증폭기를 접속하기 이전의 상태인 그림 1(a)와 같은 등전위선들을 교란하는 결과가 된다. 이는 결국 엄격하게 오차가 없이 v_{DM} 을 측정하는 것이 불가능하다는 것을 의미한다. 현실적으로는, 측정에 필수적으로 수반하는 측정대상에 대한 교란 즉 전류 i_i 의 크기를 최소화하여야 하며, 이는 R_i 를 매우 크게 하여 구현한다.

3. 전극

생체전위신호를 측정하기 위해서는 그림 1(b)와 같이 각각의 전극을 통하여 인체와 전자회로 사이에 전류 i_i 가 연속적으로 흐르게 된다. 이때 인체내부에서 흐르는 전류는 이온전류이고 도선 및 전자회로에서 흐르는 전류는 전자전류이다. 따라서 연속적으로 전류가 흐르기 위해서는 전극에서 전하 이동체(charge carrier)의 교환이 발생하여야 하며, 이는 인체-전극 인터페이스에서 화학반응이 발생하여야 함을 의미한다. 생체전위신호의 계측에는 주로 Ag/AgCl(은/염화은) 전극을 사용하므로 그림 2(a)에는 인체에 부착한 두 개의 Ag/AgCl 전극에서 발생하는 화학반응들을 나타내었다. 두 전극 사이의 생체전위의 극성이 바뀌면 전류의 방향이 반대로 되면서 각 전극의 역할이 서로 바뀌게 된다. 이러한 화학반응들을 포함하는 인체-전극 인터페이스의 특성은 그림 2(b)와 같은 등가회로모델로 표현할 수 있다. 결국 각 전극은 dc의 접촉전위 E_{hc} 와 접촉 임피던스 Z_E 로 표현할 수 있고, 이는 생체전위증폭기의 입력에 연결되어 추가적인 신호원 및 신호원 임피던스의 역할을 하게 된다.

인체표면에 전극을 부착하는 경우에는 피부의 역할을 고려하여야 한다. 피부 표피(epidermis)의 최외각층(stratum corneum)은 죽은 세포들로 구성되어서 매우 작은 도전율을 가지고 따라서 전기저항 값이 크다. 이러한 피부의 전기적 특성을 포함시키면, 그림 2(b)의 등가회로 모델에서 접촉 임피던스 Z_E 는 저주파에서 보통 수십~수백 KΩ의 값을 가지며 전극의 크기가 매우 작은 경우에는 수~수십 MΩ에 이른다. 이렇게 큰 신호원 임피던스는 측정하는 신호의 왜곡과 유입되는 잡음의 증가를 초래한다. 따라서 그림 2(a)에 나타낸 전압증폭기

인 생체전위증폭기의 입력저항 R_i 는 Z_E 에 비하여 상대적으로 매우 커야 하며, 전극을 부착하기 전에 피부를 전해액 등으로 닦거나 피부의 일부를 제거하여 Z_E 를 작게 하면 측정되는 생체전위신호의 품질을 개선할 수 있다.

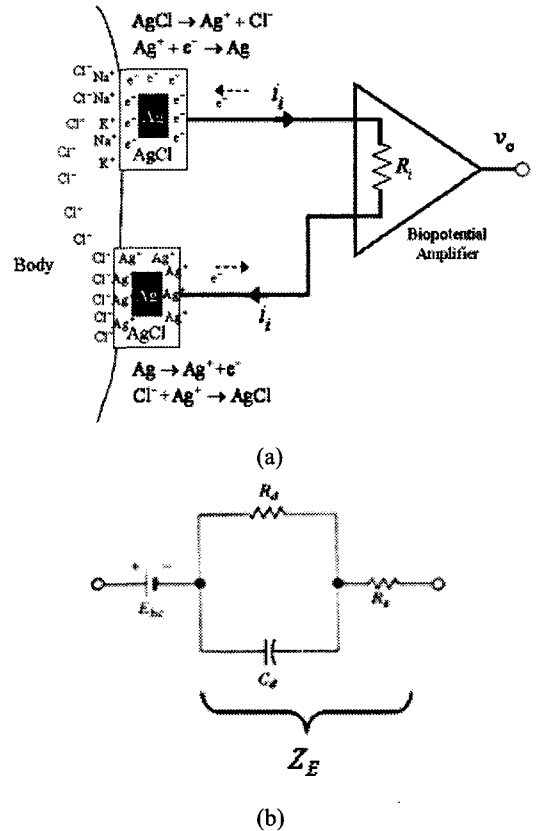


Fig. 2 (a) Body-electrode interface (Ag/AgCl electrodes).
(b) Equivalent circuit model.

4. 생체전위증폭기

그림 3은 생체전위 신호원과 전극에 대한 모델을 포함하는 생체전위증폭기의 예를 보여주고 있다. 생체전위증폭기의 첫 번째 단계에서는 입력저항이 매우 큰 연산증폭기(operational amplifier)들을 사용하여 측정에 수반하는 전류 i_i 를 최소화하고 또한 각 전극의 접촉 임피던스 Z_{E1} 및 Z_{E2} 에 의한 초단에서의 부하효과(load effect)를 최소화한다. 두 개의 연산증폭기로 구성되는 초단에서 차동성분 입력전압 ($v_1 - v_2$)는 A_{v1} 배 증폭되며 이는 사용하는

저항들의 값에 의해 다음과 같이 결정된다.

$$v_3 - v_4 = A_{v1}(v_1 - v_2) = (1 + 2R_2/R_1)(v_1 - v_2) \cong (1 + 2R_2/R_1)v_{DM}. \quad (3)$$

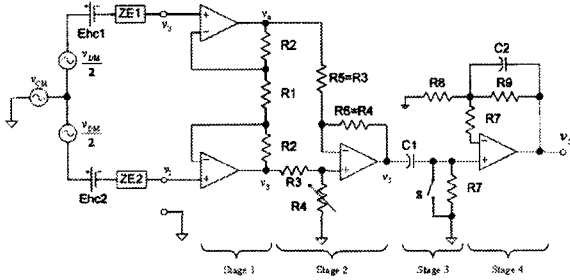


Fig. 3 Example of biopotential amplifier.

생체전위증폭기의 두 번째 단은 차동증폭기로 서 차동성분 전압 (v_3-v_4)를 회로의 기준 전위점에 대한 전압신호(single-ended signal)인 v_5 로 변환한다. 이때

$$v_5 = A_{v2}(v_3 - v_4) = (R_4/R_3)(v_3 - v_4) \quad (4)$$

의 관계가 성립한다. 이 차동증폭기는 생체전위증폭기의 전체적인 성능에 매우 큰 영향을 주는 주요 부분이다. 우선 식(2-a)에 표기한 동상성분 입력전압인 v_{CM} 을 제거하고 차동성분 입력전압인 v_{DM} 만을 증폭하기 위해서는 동상성분제거비(CMRR, common-mode rejection ratio)가 매우 커야 하는데, 이렇게 하기 위해서는 차동증폭기에 사용한 네 개의 저항들이 다음과 같은 관계를 만족시키도록 정밀하게 조정하여야 한다.

$$R_3R_6 = R_4R_5. \quad (5)$$

또한 두 개의 전극들의 dc 접촉전위의 차이 ($E_{hc1}-E_{hc2}$)는 통상적으로 $\pm 300mV$ 까지 발생한다. 이러한 dc 전위차는 측정하고자 하는 v_{DM} 에 더해 지므로, 첫 번째 및 두 번째 단과 같은 dc 증폭기의 이득이 과도하면 연산증폭기의 출력전압이 포화되어 측정하고자 하는 신호인 v_{DM} 이 사라지는 현상이 발생한다. 따라서 이를 방지하기 위해서는 첫 번째 단과 두 번째 단을 포함하는 이득 $A_{v1}A_{v2}$ 가 적절히 제한되어야 한다. 예를 들어서 연산증폭기의 dc 전원으로 $\pm 6V$ 를 사용하였고 각 연산증폭기가 $\pm 5V$ 에서 포화된다면 $A_{v1}A_{v2}$ 는 16 이내로

설정하여야 한다.

세 번째 단에는 보통 고역통과필터(high-pass filter)를 설치하여 전압 v_5 에 포함된 dc 성분을 제거한다. 이렇게 dc 성분을 제거하는 이유는 다음 단에서 추가적으로 필요한 전압이득을 구현하면서 연산증폭기의 출력이 포화되지 않도록 하기 위함이다. 만약 측정하고자 하는 생체전위신호 v_{DM} 자체가 dc 성분을 포함하고 있다면 고역통과필터를 사용할 수 없으므로 다른 방법에 의해 ($E_{hc1}-E_{hc2}$)의 원하지 않는 dc 성분을 제거하는 것이 필요하다. 그림 3에서는 측정하려는 신호 v_{DM} 이 dc 성분을 포함하지 않는다고 가정하고, 가장 단순한 수동필터로 고역통과필터를 구현하였다. 이때 필터의 차단주파수 f_{c1} 은 측정하고자 하는 생체전위신호의 후리에 해석으로부터 파악되는 이 신호에 포함된 최저 주파수 성분이 통과될 수 있도록 설정하여야 한다. 예를 들어서 심전도는 보통 0.05-100Hz의 주파수 성분들을 포함하므로

$$f_{c1} = (2\pi R_7 C_1)^{-1} = 0.05Hz \quad (6)$$

로 한다.

네 번째 단은 추가적인 이득을 구현하는 증폭기와 대역폭의 제한을 위한 저역통과필터(low-pass filter)이다. 그림 3에서는 저역통과필터의 기능을 가지는 비반전증폭기(non-inverting amplifier)로 구현한 예를 보여주고 있다. 네 번째 단의 이득 A_{v3} 는 다음의 식(7)로 주어진다. 인체표면에서 측정하는 심전도의 크기는 보통 $\pm 5mV$ 의 범위에 포함되므로, 전체적으로 1000 배를 증폭하여 $\pm 5V$ 범위의 출력을 제공하기 위해서, $A_{v1}A_{v2}$ 를 16으로 하고, A_{v3} 는 62.5로 하였다. 또한 저역통과필터의 차단주파수 f_{c2} 는 100Hz로 하였다.

$$A_{v3} = 1 + R_9/R_8 = 62.5. \quad (7)$$

$$f_{c2} = (2\pi R_9 C_2)^{-1} = 100Hz. \quad (8)$$

심전도가 아닌 다른 생체전위신호를 증폭하기 위해서는 해당 신호의 크기 및 주파수 성분에 따라 전체적인 이득 및 대역폭을 달리하면 된다. 경우에 따라서는 더 큰 이득을 구현하기 위해 추가적인 증폭단이 사용되며, 2차 이상의 고차 능동필터(active filter)나 대역저지필터(band rejection filter 또는 notch filter) 등이 사용되기도 한다. 이러한 생

체전위증폭기의 구현에 있어서는 연산증폭기의 실제적인 특성들인 입력 바이어스 및 오프셋 전류, 입력 오프셋 전압, 입력 저항, 이득대역폭적(GBP, gain-bandwidth product), CMRR, PSRR(power supply rejection ratio), 잡음특성 등을 면밀하게 검토하여 사용할 연산증폭기를 선택하는 것이 필요하다. 심전도와 같이 수 mV의 신호를 증폭하는 경우에는 범용 연산증폭기를 사용하여도 어느 정도의 성능을 얻을 수 있다. 최근에는 초단에서 차동고역통과필터를 사용한 뒤에 바로 이득이 큰 차동증폭기를 사용하여 회로를 단순화하는 방법도 사용되고 있으며, 생체신호 전문업체에서는 생체전위증폭기를 ASIC으로 구현하기도 한다.

5. 아날로그-디지털 변환기(ADC)

마이크이 계측에 이용된 이후에는 생체계측뿐 아니라 모든 계측 시스템에서 아날로그 부분을 최소화하고 가능한 많은 신호처리 기능을 디지털 방식으로 처리하고 있다. 따라서 더 이상의 아날로그 신호처리를 수행하지 않고 앞에서 기술한 생체전위증폭기의 출력을 ADC에 연결하여 디지털 신호로 변환한다. 증폭기의 출력이 $\pm 5V$ 의 범위를 가지도록 하였다면 ADC의 입력범위 또한 $\pm 5V$ 로 설정하여야 한다. 그렇지 않을 경우에는 적절한 회로를 추가하여 아날로그 신호의 범위와 ADC의 입력범위를 맞추는 것이 필요하다.

다음으로는 몇 bit의 ADC를 사용할 것인가를 결정하여야 한다. N bit의 ADC를 사용하는 경우에는 ADC의 입력범위인 FS(full scale)를 2^N 등분하여 아날로그-디지털 변환을 수행하므로 1bit의 변화에 해당하는 ADC의 해상도 Δ 는 $FS/2^N$ 이다. 아날로그-디지털 변환에 따른 양자화 잡음(quantization noise)은 통상적으로 $(-\Delta/2, +\Delta/2)$ 사이에 균일하게 분포하는 랜덤잡음(random noise)으로 모델링한다. 전체 이득이 1000 일 때, 입력에서 $\pm 5mV$ 의 범위를 가지는 신호에 포함된 $5\mu V$ 의 크기 변화를 검출하려면, 출력에서는 $\pm 5V$ 의 범위에서 $5mV$ 의 변화를 검출하여야 한다. 즉 $\Delta = 10/2^N \leq 0.005$ 이어야 하며, 따라서 $2^N \geq 2000$ 에서 $N \geq 11$ 이 된다. 이렇게 하여 11bit ADC 또는 가용한 ADC 소자의 종류가 제한되어 있어서 12bit ADC를 사용하기로 하였다면, 생체전위증폭기의 출력에서 측정된 아날로그 신호에 포함된 잡음의 크기

또한 $5mV$ 이내가 되도록 하여야 한다. 이를 위해서는 인쇄회로기판(PCB, printed circuit board) 상에서의 부품의 배치와 배선이 중요하며, 디지털 부분의 클럭(clock) 및 스위칭 잡음이 아날로그 부분으로 유입되지 않도록 여러 가지 대책을 세워야 한다. 또한 전원잡음과 외부에서 유입하는 잡음을 최소화하는 아날로그 회로적인 기술이 필요하다.

ADC의 입력범위와 bit 수를 결정한 다음에는 샘플링 주파수를 정하여야 한다. 물론 Nyquist의 샘플링 이론을 기본으로 하면 되겠으나 과형을 화면에 도시하는 경우에는 최소의 샘플링 주파수보다 크게 하는 것이 필요한 경우가 많다. 또한 이후의 디지털 신호처리에 사용하는 신호처리 프로그램은 샘플링 주파수에 따라 상세한 부분이 달라지므로 샘플링 주파수는 디지털 신호처리 방법과 연동하여 결정하는 것이 바람직하다. 사용하는 마이크의 성능에 따라서는 모든 디지털 신호처리를 실시간으로 수행하지 못하는 경우도 발생한다. 반드시 실시간 처리가 필요하며 또한 샘플링 주파수를 낮출 수 없는 경우에는 성능이 더 우수한 마이크나 적절한 DSP(digital signal processor)를 사용하여 할 것이다.

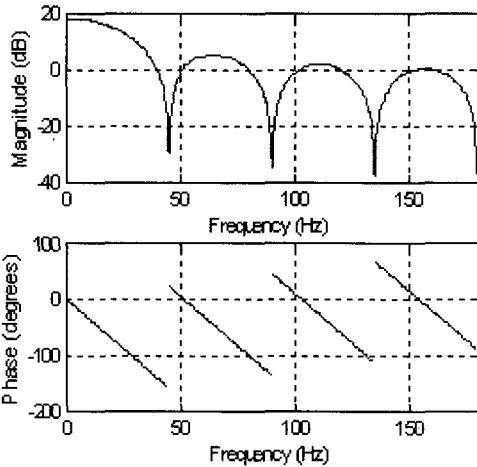
6. 디지털 신호처리 및 해석

마이크이나 컴퓨터에 입력된 디지털 생체전위 신호는 디지털 신호처리 및 해석의 과정을 거치게 된다. 이 부분은 모두 사전에 고안한 신호처리 알고리즘을 기반으로 하여 작성한 프로그램의 실행에 의해 수행된다. 기본적인 과정으로는 우선 남아 있는 잡음이나 방해신호를 제거하는 전처리를 수행한다. 이렇게 해서 SNR을 개선한 후에는 신호에 포함된 주요한 특징요소들을 추출한다. 추출한 특징요소들은 신호의 정상 여부를 판별하거나 또는 특정 질병에 대한 연관성의 제시 등을 포함하는 신호의 해석에 사용된다.

먼저 전처리 과정에서는 디지털 필터가 가장 많이 사용된다. 아래에서는 간단한 디지털 저역통과필터의 구현 방법을 예로 들어 설명한다. 샘플링 주파수가 360Hz 일 때 식(9)의 전달함수를 가지는 디지털 필터의 주파수 특성은 그림 4(a)와 같으며 $-3dB$ 차단주파수가 약 20Hz 인 저역통과 필터이다. 이러한 디지털 필터는 C-언어를 이용하여 그림 4(b)와 같은 함수로 구현된다. 전처리에는

이렇게 단순한 디지털 필터뿐 아니라 적응필터 (adaptive filter)를 포함한 여러 가지 통계적 신호처리 기법과 각종 신호 변환법 및 미분방정식을 이용한 잡음 제거법 등 다양한 기술들이 사용되고 있다.

$$H(z) = (1 - z^{-8}) / (1 - z^{-1}). \quad (9)$$



(a)

```
int LP_Filter(int d)
{
    static int x1, x2, x3, x4;
    static int x5, x6, x7, x8;
    static int y1;
    int y;

    y=d-x8+y1;
    x8=x7; x7=x6; x6=x5; x5=x4;
    x4=x3; x3=x2; x2=x1; x1=d;
    y1=y;
    return(y); }

```

(b)

Fig. 4 (a) Frequency response of a digital filter.
(b) Implementation of the digital filter using C.

전처리가 완료된 신호로부터 주요한 특징요소를 추출하기 위해서도 다양한 디지털 신호처리 방법이 사용된다. 디지털 신호의 수치적인 미분과 적분 그리고 문턱치(threshold)의 적용 등이 여기에 포함되며, 신호의 크기 및 폭 등을 기준으로 한 시간영역에서의 신호 탐색법이 사용되기도 한다. 또한 후리에 변환이나 웨이블렛 변환 등의 방법에 의해 주파수 또는 시-주파수 영역에서 특징요소를

추출하는 방법도 많이 시도되고 있다. 아래의 그림 5 와 같은 심전도의 예에서는 R 파가 가장 중요한 특징요소가 되므로 우선 R 파를 검출한 이후에 QRS 폭, ST 기울기, P 파, T 파 등 나머지 주요 특징요소들을 추출한다. 그림 5(a)는 정상적인 심전도에서 특징요소들이 추출된 결과를 보여주며 그림 5(b)는 비정상적인 심전도에서의 결과를 보여주고 있다.

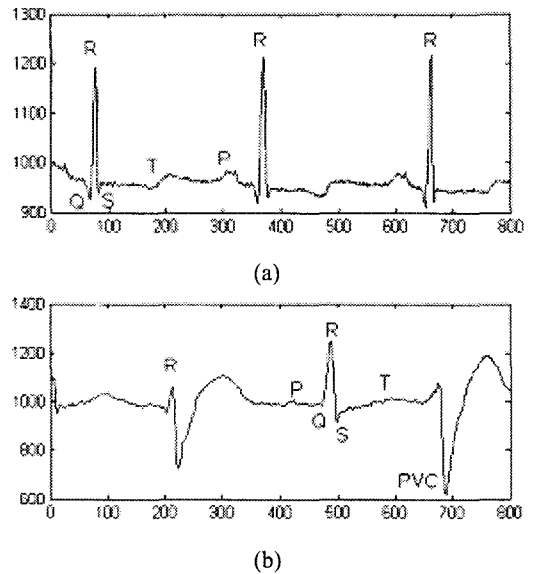


Fig. 5 (a) Normal ECG and its features.
(b) Abnormal ECG and its features.

이렇게 추출한 특징요소들을 이용한 신호의 해석과정은 신호의 분류작업으로 생각할 수 있다. 의학적인 지식에 기반을 두어 특징요소들의 값에 따른 신호의 분류에 대한 기본적인 규칙(rule)을 설정한 뒤에 다단계의 판단과정을 거치는 규칙 기반 분류법(rule-based classification)과 인공신경망 (ANN, artificial neural network) 등의 방법이 주로 사용된다. 이 부분에서는 개발자의 전문적 지식 (know-how)과 경험이 중요한 요소가 되며, 임상시험 결과의 피드백에 의한 지속적인 개선작업과 성능의 검증이 필요하다.

그림 5 는 정상과 비정상 심전도의 주요 특징 요소들이 상당히 다른 경우를 보여주고 있다. 그러나 생체신호들은 일반적으로 개인적인 차이가 매우 크고, 정상과 비정상을 구분하는 것이 어려

은 경우도 많이 발생한다. 이러한 어려움은 생체 신호에 대한 자동해석 결과의 신뢰도를 제한하고 있으며, 생체신호처리 분야의 연구와 개발은 신호의 측정, 처리 및 해석의 전 과정을 개선하여 보다 정확한 해석을 수행하는 데에 주력하고 있다.

7. 결론

본 글에서는 주로 심전도를 예로 하여 생체전위신호를 측정, 처리 및 해석하는 방법에 대해 소개하였다. 뇌파, 신경전도, 근전도, 안구전도 등의 신호들에 대해서도 비슷한 방법을 적용하는 것이 가능하다. 다만 각 신호의 특성에 맞도록 세부적인 방법들을 변형하는 것이 필요할 것이다. 생체계측에서는 인체를 측정대상으로 하기 때문에 계측 시스템의 전기적인 안전도가 중요한 요소이다. 전기적인 안전도를 위해서는 기본적으로 인체와 전기적으로 연결되는 모든 부분을 접지(earth)와 절연하는 방법이 사용되고 있다. 이러한 방법에는 전원분리 기술과 신호의 광결합(optical coupling) 및 용량성 결합(capacitive coupling) 그리고 소형 트랜스포머를 이용하는 유도성 결합(transformer coupling) 기술 등이 포함된다.

최근에는 질병의 진단과 치료 및 재활 등을 다루는 임상의학 분야뿐 아니라 일상생활 환경이나 다양한 산업분야에서 생체신호의 응용이 모색되고 있다. 환자가 아닌 일반인을 대상으로 하는 생체신호의 계측은 새로운 대규모의 시장을 창출할 것으로 기대된다. 이러한 신개념의 생체계측을 위해서는 의공학, 전기전자, 기계, 재료, 화공 등 다양한 분야의 전문가들이 생체계측에 대한 기본개념을 공유하면서 공동으로 연구를 수행하는 것이 필요하다.

본 글을 작성하면서 의공학이나 전기전자공학을 전공하지 않은 공학자들이 생체전기신호의 측정과 처리 및 해석 방법을 쉽게 이해할 수 있도록 노력하였으나, 일부 내용에 있어서는 참고문헌들을 참조하여야 완전한 이해가 가능할 것으로 생각된다. 참고문헌으로는 네 권의 대표적인 책들을 제시하였다. 강의록 성격의 자료들은 필자의 홈페이지, 미국 위스콘신대학의 Webster 교수와 Tompkins 교수의 홈페이지 등에서 구할 수 있을 것이다. 최신의 연구내용과 동향은 대한의용생체공학회(<http://www.kosombe.or.kr>) 학술지인 의공

학회지, IEEE EMBS(Engineering in Medicine and Biology Society, <http://www.eng.unsw.edu.au/embs/index.html>)의 여러 학술지들과 국제의공학회인 IFMBE(International Federation for Medical and Biological Engineering, <http://www.ifmbe.org>)의 학술지인 Medical & Biological Engineering & Computing을 참조하고, 관련된 논문들의 광범위한 검색을 위해서는 미국 NLM(National Library of Medicine)의 PubMed를 추천한다.

참고문헌

1. Franco, S., Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits, 3rd, ed., McGraw-Hill, 2002.
2. Grimnes, S. and Martinsen, O. G., Bioimpedance and Bioelectricity Basics, Academic Press, 2000.
3. Webster, J. G., ed., Medical Instrumentation: Application and Design, 3rd. ed., John Wiley & Sons, 1997.
4. Tompkins, W. J., ed., Biomedical Digital Signal Processing, Prentice Hall, 1993.
5. 우응제, <http://web.khu.ac.kr/~bil/>.
6. Webster, J.G., http://www.engr.wisc.edu/bme/faculty/webster_john.html.
7. Tompkins, W. J., http://www.engr.wisc.edu/bme/faculty/tompkins_willis.html.
8. PubMed, <http://www.ncbi.nih.gov/entrez/query.fcgi>.