

# 근전도기의 구성과 실제 조작

서울보훈병원 재활의학과

편성범

- Abstract -

## Practical Instrumentation in Electrodiagnosis

Sung Bom Pyun, M.D., Ph.D.

Department of Rehabilitation Medicine, Seoul Veterans Hospital

The main purpose of electromyography (EMG) instrumentation is to accurately record and display the nerve and muscle signals that are physiologically relevant. Understanding the electrophysiologic instrument's components and processing of recorded biologic signals are important to avoid artifactual data collection leading to erroneous diagnostic conclusions. This paper approaches the basic components of the EMG machine and presents practical tips for its utilization in electrodiagnosis. The topics about basic electrical circuit, electrodes, filters, amplifiers, digital electronics, stimulator and interference are discussed in this paper at an introductory level. It will provide basic understanding about instrumentation and some familiarity to EMG instrument. The most important aspect to remember is that the skills necessary to practice accurate electrodiagnosis does not depend on the EMG instrument itself but the practitioner.

**Key Words** : Electrodiagnosis, Electrodes, Amplifiers, Stimulation

### 1. 근전도기의 구성과 기본적인 전기 회로

#### 1) 근전도기의 구성

검사자가 근전도기를 통해 원하는 전위를 선택적으로 기록하는 것은 전위와 함께 입력되는 수많은 잡음(noise)을 효과적으로 제거할 때 가능하다. 신경전도와 침근전도 검사, 유발전위 검사 등 다양한 전기생리학적 검사에서 나타날 수 있는 오류를 줄이고 올바른 검사를 수행하기 위해서는 근전도기의 구성요소와 기능을 이해하고 이를 실제 검사에 응용할 수 있어야 한다.

최근 개발된 근전도기는 매우 발전된 하드웨어와 소프트웨어를 제공하고 있어 검사자가 사용하기 편리한 다양

한 기능을 포함하고 있다. 근전도기는 기본적으로 주파수 1 Hz~30,000 Hz의 광범위한 파장을 기록하여야 할 뿐만 아니라  $\mu V$ 에서 mV까지의 다양한 전압에 반응해야 하기 때문에 심전도기나 뇌파검사기에 비해 훨씬 복잡한 구성을 가진다.<sup>1</sup> 근전도기의 일반적인 구성은 그림과 같다(Fig. 1). 근전도기를 통해 전위를 기록하는 과정을 간략히 살펴보면 신경과 근육에서 유발된 미세한 전위가 기록전극(recording electrode)을 통해 근전도기로 전달되고 이 전위는 전치증폭기(preamplifier)와 증폭기(amplifier)를 거치면서 함께 들어온 잡음은 제거되고 전위는 선택적으로 증폭된다. 이후 다음 단계인 주파수 여과장치(frequency filter)를 통해 필요없는 주파수 영역의 신호는 걸러지고 이렇게 기록된 아날로그 신호(analog signal)는 아날로그-디지털신호 변환기(A/D converter)를 거쳐 디지털 신호(digital signal)로 바뀌

Address reprint requests to **Sung Bom Pyun, M.D., Ph.D.**  
Department of Rehabilitation Medicine, Seoul Veterans Hospital  
#6-2 Dunchon-dong, Gangdong-gu, Seoul 134-791, Korea  
TEL : 82-2-2225-1497, FAX : 82-2-2225-1579, E-mail : rmpyun@e-bohun.or.kr

어 음극선관(cathode ray tube, CRT)을 통해 검사자가 관찰할 수 있도록 화면에 나타난다. 검사자는 이런 과정을 거쳐 기록된 전위의 잠시, 진폭, 지속시간을 포함한 다양한 지표를 측정하여 환자를 진단하게 된다.

이 중에서 전극, 주파수 여과범위의 설정, 민감도와 소인속도의 설정, 자극, 외부 잡음과 간섭의 제거 등과 같이 검사자가 실제 검사에서 주로 조작하면서 오류를 줄일 수 있는 부분에 대해서 충분히 이해하는 것이 더 중요하며 본고에서도 이를 중심으로 서술하고자 한다.

## 2) 기본적인 전기회로

신경과 근육에서 유발되는 전위는 그 크기가 매우 작다는 점 외에는 일반적인 전기적 성질과 원칙이 동일하게 적용된다. 전류는 우선 직류와 교류로 나눌 수 있으며 직류(direct currents, DC)는 건전지와 같이 일정한 수준의 전류를 유지하는 경우를 일컫고 교류(alternating currents, AC)는 전류가 한번에 흘러가지 않고 한 주기에 저장되었다가 다른 주기에 다시 사용되는 것을 말하며 이는 스프링에 추를 매달아 놓은 경우 위치에너지에 의해 추가 떨어졌다가 다시 스프링의 탄성에너지에 의해 올라가는 과정을 반복하는 것과 유사한 원리이다.<sup>2</sup> 전기회로에서 흔히 사용되는 전압(voltage), 전류(current), 저항(resistance 또는 impedance)은 유체역학이나 기계역학 등에서 사용되는 용어와 개념적으로 거의 동일하며 원칙도 동일하게 적용된다. 예를 들면 위치에너지의 크기가 두 지점의 높이에 의해 결정되는 것과 같이 전압은 서로 다른 두 지점의 전위의 차를 말하며, 전기적인 저항(resistance)은 일반적으로 기계적인 마찰력(friction)과 같은 의미를 지니고 있으며 전류의 흐름을 방해한다. 시간당 흐르는 전기의 양인 전류(current)는 전위의 차가 클수록 커지게 되며 저항은 작을수록 전류의 양은 증가하게 된다. 이를 개념으로 정리한 것이 전압( $E$ )=전류( $I$ )×저항( $R$ ), 또는  $I=E/R$ 로 표시되는 'Ohm의 법칙'이며, 직류에서는 저항을 'R'로 표시하고

교류에서는 'Z'(impedance)로 표시한다.<sup>2,3</sup> 전기회로에서 여러 종류의 저항이 서로 직렬 또는 병렬로 연결될 수 있으며 근전도기에서는 기록전극의 저항과 증폭기의 입력저항이 서로 직렬로 연결된 구조와 같다. 저항이 서로 직렬로 연결되면 각 저항은 총 입력전압에 대해 전압분할기(voltage divider)의 역할을 하며 각각의 저항에 자기 다른 크기의 전압이 부하된다. 이를 간단히 공식으로 나타내면  $R_{total}=R_1+R_2$ 라고 할 때,  $E_{total}=(R_1/R_1+R_2) \times E_{total}+(R_2/R_1+R_2) \times E_{total}$ 로 표시할 수 있으며 R1을 전극의 저항이라고 할 때 R2는 증폭기의 입력 저항(input impedance)에 해당한다. 이때 전극의 저항(R1)이 증폭기의 저항(R2)에 비해 매우 작은 경우 전극에서 소실되는 전압은 매우 적으며 대부분의 전압이 증폭기까지 도달하게 되어 근전도기에서 높은 입력저항은 근전도기의 기본적인 요건에 해당된다(Fig. 2).

전기회로에는 저항기(resistor) 외에도 전기를 저장할 수 있는 축전기(capacitor)가 함께 연결된 회로를 구성할 수 있는데 이는 주파수 여과장치의 기본적인 구성과 밀접하게 연관되어 있다. 축전기는 자체의 전기적인 성질이 고주파수일수록 자체 저항이 감소하는 경향을 보이기 때문에 고주파수 신호의 전류는 상대적으로 잘 통과시키는 반면 직류나 저주파수 신호는 통과를 방해하기 때문에 전기회로에서 축전기가 전류의 진행방향에서 저항기보다 앞에 위치한 경우 저주파수 여과장치(low frequency filter)로 작동하게 된다. 이에 비해 저항기는 모든 전류에 대해 주파수에 상관없이 일정하게 통과를 방해하며 축전기와 저항기의 조합을 통해 주파수 여과장치의 절단점을 조절하게 된다.<sup>2,3</sup>

## 2. 근전도기의 각 구성요소와 기기 조작

### 1) 기록 전극(Recording electrodes)

전극은 기능에 따라 활성전극(active electrode, G1 또는 E1), 참고전극(reference electrode, G2 또는 E2)

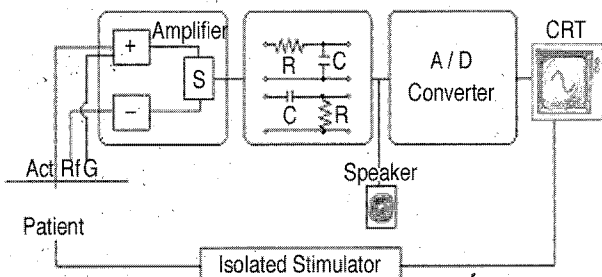


Fig. 1. Schematic representation of the electrophysiologic instrument's component parts (Act: active electrode, Rf: reference electrode, A/D converter: analog to digital converter, CRT: cathode ray tube).

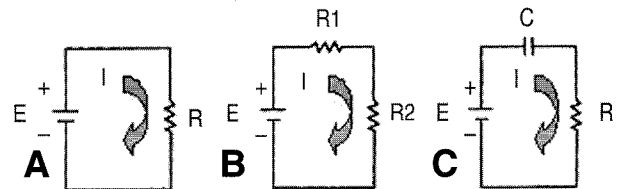


Fig. 2. Three simple electrical circuit diagrams. A. A basic circuit with a current source ( $E$ ) and resistor ( $R$ ). The direction of current flow ( $I$ ) is anode to cathode. (Ohm's law:  $E=IR$ ) B. An additional resistor to circuit A. Two resistor acts as a voltage divider.  $E_{total}=(R_1/R_1+R_2) \times E_{total}+(R_2/R_1+R_2) \times E_{total}$ . C. Addition of capacitor ( $C$ ) instead of resistor.

E2) 및 접지전극(ground electrode)으로 구분하며, 전극이 놓이는 신체부위에 따라 표면전극(surface electrode) 또는 침전극으로 구분한다.

### (1) 표면전극과 침전극

표면전극은 피부에 부착하여 신경 및 근섬유에서 나오는 복합활동전위(compound action potential)를 기록하는데 좋고 사용이 간편해 신경전도검사에 일반적으로 사용한다. 표면전극은 모양에 따라 원판전극(disc electrode), 막대전극(disc electrode imbedded in a plastic bar), 링 전극(ring electrode), 클립형 전극(self-retaining clips), 펠트전극(saline soaked felt pads)과 일회용 표면전극 등 종류가 다양하다. 전극의 지름은 약 0.5~2.5 cm 범위인데 일반적으로 지름 1 cm의 원판전극을 가장 많이 사용하지만 최근 일회용 표면전극의 사용도 많이 늘고 있는 추세이다. 전극의 재질은 전기 전도성이 좋은 금, 백금, 은, 주석, 스테인레스 스틸 등을 사용한다.

표면전극을 통해 전위를 기록하는 경우 피부는 전위의 발생원과 전극사이의 저항을 높이는 장벽으로 작용한다. 피부와 전극사이의 저항은 작게는 500 Ω에서부터 높게는 9 MΩ까지 올라갈 수 있어 저항을 줄이는 것이 전위의 손실을 줄이는데 매우 중요하다. 피부와 전극사이의 임계저항을 줄이기 위해서는 일반적으로 피부를 pumice solution이나 부드러운 사포로 문질러 각질을 제거해 준 후 전해질 겔(electrolyte gel)을 발라 사용하면 저항을 많이 줄일 수 있다. 이때 저항은 1 kΩ에서 5 kΩ 정도의 범위가 적당한데 만약 1 kΩ보다 저항이 작은 경우 피부에 땀이나 전해질 겔이 너무 많은 경우가 대부분이므로 피부를 다시 잘 닦고 검사해야 자극 artifact를 줄일 수 있다. 그리고 전해질 겔을 사용하게 되면 겔과 전극사이에서는 서로 이온의 이동이 발생하는데 겔이 전극과 피부사이의 마찰저항을 줄여 전극이 움직이는 경우 전극으로 인해서도 전위(electrode bias potential)가 발생할 수도 있으며 이 때는 편평한 원판 전극보다 컵 모양 전극을 사용하면 전극의 움직임을 줄일 수 있다. 최근에는 일회용으로 간단히 피부에 부착해 사용할 수 있는 전극이 많이 보급되었는데 이 전극은 피부와 전극사이의 움직임을 쉽게 줄일 수 있으며 전극과 전극선 사이의 결합에 따른 잡음이 섞일 위험이 적어 전위를 한 곳에서 장시간 기록하거나, 반복신경자극검사(repetitive nerve stimulation study)를 시행할 때 효과적으로 사용할 수 있다.<sup>1</sup>

신경전도검사에서 표면전극을 기록전극으로 사용할 때 전극의 종류에 따른 전위의 기시잠시와 정점잠시는 차이가 없지만 링 전극을 사용하는 경우 다른 전극에 비해 감각신경 활동전위의 진폭이 작은 것으로 알려져 있다.<sup>4,5</sup> 또한 막대전극이나 펠트전극과 같이 활성전극과 참고전극의 거리가 고정되어 있는 경우 두 전극 사이의

거리가 서로 다른 경우가 많은데 특히 전극간 거리가 4 cm보다 짧게 고정된 경우 전위의 진폭과 정점잠시는 모두 감소하게 된다.<sup>4,6</sup> 전극의 크기도 전위에 영향을 미치는 것으로 알려져 있다. 원판 전극의 경우 직경이 커져도 잠시에는 큰 영향이 없는 반면 진폭은 감소하게 된다. 이는 전극의 면적에 의해 전위가 평균화되기 때문인 것으로 설명하고 있으며<sup>7</sup> 이때 진폭은 감소하지만 여러 번 반복적으로 신경전도검사를 시행할 때 잠시와 진폭 등 전위의 측정 지표의 일관성은 오히려 작은 전극에 비해 높은 경향을 보인다.<sup>8</sup>

침전극은 단극 침전극(monopolar needle), 동심성 침전극(concentric needle), 쌍극 침전극(bipolar needle electrode), 단섬유 근전도용 침전극(Single fiber EMG needle), 뇌파용 침전극(EEG needle) 등 여러 종류가 있으며 12~75 mm의 길이를 가지고 있다. 이중 임상적으로 가장 많이 사용하는 것은 단극 침전극과 동심성 침전극이다. 단극 침전극은 길이 12~75 mm에 직경 0.3~0.5 mm 정도이고 침의 끝 부분 25~50 μm 정도만 원뿔모양으로 금속면이 노출되어 있으며 나머지는 부분은 전부 Teflon으로 코팅 처리되어 있다. 단극 침전극을 활성전극으로 사용할 때는 별도로 참고전극과 접지전극이 필요하다. 동심성 침전극은 단극 침전극보다 먼저 개발되어 검사에 사용했는데 금속으로 이루어진 침의 몸통부분에 활성전극과 참고전극을 모두 보유하고 있어 별도의 참고전극은 필요 없고 접지전극만 추가로 사용하면 된다. 이에 비해 동심성 침전극은 직경이 약 0.3~1.0 mm로 금속으로 이루어져 있으며, 전극의 끝 면이 15~20° 정도의 절단면을 가지고 있다. 침전극 속 중앙에는 활성전극의 역할을 담당하는 0.1 mm 직경의 금속선이 주위와 절연상태로 고정되어 있다.

침전극은 주로 침근전도 검사에서 기록전극으로 사용하지만 신경전도검사에서 활성전극으로 사용하거나 자극기의 음극으로 사용하는 경우가 있다. 신경전도검사에서 침전극 중에는 단극 침전극이 다른 침전극에 비해 검사결과의 일관성이 높기 때문에<sup>10</sup> 더 많이 사용되며 침전극으로 전위를 기록하는 경우 표면전극과 비교하여 잠시에는 특별한 차이가 없는 것으로 알려져 있다.<sup>11</sup> 그러나 표면전극이 신경과 근육에서 유발되는 전체적인 복합활동전위를 기록할 수 있는 반면 침전극은 국소적인 활동전위 밖에 기록할 수 없기 때문에 신경병변이 국소적인 경우 비정상 소견이 나타나지 않을 수 있으며, 침전극의 끝이 놓이는 위치에 따라 파형의 변화가 심해 검사결과의 일관성이 떨어지는 단점이 있어 신경전도검사에 일상적으로 사용하지는 않는다. 하지만 신경병변으로 전위가 유발되지 않는 경우 침전극으로 신경근접 기록법(near nerve recording)을 시행하면 매우 작은 전위도 volume 전도체에 의해 손실되는 것을 막아 기록할 수 있으며,<sup>12,13</sup> 심한 수근관후후근으로 감

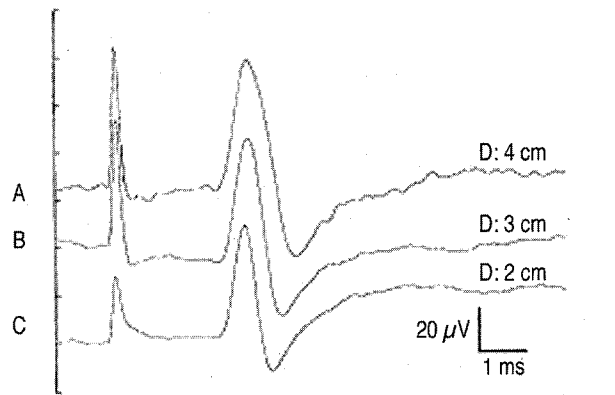
각신경 활동전위가 유발되지 않은 경우 이 방법으로 85% 정도까지도 전위를 기록할 수 있다.<sup>13</sup>

침전극도 검사에는 단극 침전극과 동심성 침전극을 모두 많이 사용하는데 일반적으로 단극 침전극이 동심성 침전극보다 삽입할 때 통증이 적고 가격이 저렴하며 세동전위나 양성 에파를 기록하는데 좋아 더 많이 사용한다.<sup>1</sup> 단극 침전극을 사용할 때는 별도의 참고전극을 사용해야 하는데 이때 참고전극은 활성전극인 침전극에 가능한 한 가깝게 부착해야 검사할 때 잡음을 줄일 수 있다. 이에 비해 동심성 침전극은 통증이 심한 단점이 있으나, 내구성이 좋고, 주위의 간섭파와 잡음이 적게 나타난다는 장점이 있다.<sup>1,9,14</sup> 두 전극에서 기록된 전위는 조금 다른 특성을 보이는데 일반적으로 단극 침전극으로 기록한 운동단위 활동전위의 진폭이 동심성 침전극에 비해 크고 다상성 활동전위가 더 많이 관찰되며, 전위의 지속시간(duration)이 같거나 조금 긴 양상을 보인다.<sup>15,16</sup>

단극 침전극을 오래 사용하여 Teflon 코팅이 많이 벗겨지면 활동전위의 지표에도 영향을 미치는데 코팅이 벗겨져 원래 상태에 비해 전극의 기록영역이 넓어지면 전위는 기록면적에 의해 평균화되는 효과가 나타나 진폭과 영역은 감소하며, 위상(phase) 수와 전환(turn) 수도 감소하는 양상을 보인다. 일반적으로 Teflon 코팅이 벗겨져도 지속시간에는 큰 영향을 주지 않지만 원래의 노출면보다 10배 이상 벗겨지는 경우에는 지속시간도 감소하는 경향을 보인다.<sup>7,9</sup>

(2) 활성전극과 참고전극 사이의 거리(electrode separation)

잘 알려진 바와 같이 신경전도검사에서 활성전극과 기록전극 사이의 거리를 적절히 유지하는 것은 매우 중요하다. 감각신경 전도검사에서 전위의 활성기록전극과 참고전극 사이의 거리는 4 cm가 적절한 것으로 알려져 있으며 이때 감각신경 활동전위의 최대진폭을 기록할 수 있고 4 cm보다 거리가 짧아지는 경우 전위의 진폭과 정점잠시는 감소하게 된다(Fig. 3).<sup>9</sup> 이는 일반적인 감각신경 활동전위의 상승시간을 0.8 ms, 전도속도를 50 m/s로 가정할 때 속도=거리/시간(50 m/s=거리/0.8 ms, 거리=5 cm/ms×0.8 ms=4 cm)의 공식을 통해 나온 값으로 신경이 탈분극되어 전파된 활성전위의 선두 부분이 참고전극에 도달하기 전에 전위의 정점 부분이 활성전극을 통과하는 거리에 해당한다.<sup>9</sup> 그러므로 감각신경 전도검사서 활성전극과 기록전극이 분리된 경우에는 전극간 거리를 4 cm로 유지하는 것이 바람직하며, 막대 전극이나 펠트전극과 같이 활성전극과 참고전극 사이의 거리가 고정되어 있는 경우 대부분 4 cm 보다 짧기 때문에 진폭과 정점잠시의 감소가 나타날 수 있다는 점을 염두에 두고 검사하여야 한다(Fig. 3).<sup>13</sup>



	Distance	Onset / peak (ms)	O-P / P-P (μV)
A	4 cm	2.1 / 2.7	55.1 / 82.5
B	3 cm	2.1 / 2.7	52.2 / 74.2
C	2 cm	2.1 / 2.6	46.0 / 60.6

Fig. 3. Effect of interelectrode distance in sensory nerve conduction study. The amplitude and peak latency of the sensory nerve action potential decrease as distance shortens. (Median sensory nerve conduction study, A, distance 4 cm, B, distance 3 cm, C, distance 2 cm. O-P: onset to peak amplitude, P-P: peak to peak amplitude).

운동신경 전도검사에서는 활성전극을 근육(muscle belly)에 두고 참고전극을 전기적 불활성 부위에 놓는 근육-건 기록법(belly-tendon recording)을 주로 사용하기 때문에 거리가 큰 문제가 되지 않지만, 만약 참고전극을 활성전극과 동일한 근육 내에 두고 검사하면 감각신경과 마찬가지로 진폭이 감소하게 된다.<sup>5,9,17</sup>

2) 증폭기

근전도기의 구성요소 중에서 전위를 기록하는데 매우 중요한 역할을 하는 것이 바로 증폭기이다. 증폭기라고 할 때는 일반적으로 전치증폭기(preamplifier)와 주증폭기(main amplifier)를 함께 일컫는 경우가 많으며 크게 두 가지 기능을 가진다(Fig. 4). 우선 첫번째로 기록전극을 통해 받아들여지는 전위를 증폭시키는 것이며 다음으로 전극을 통해 섞여 들어오는 수많은 불필요한 잡음을 제거하는 역할이다. 이상적인 증폭기가 갖추어야 할 조건으로 흔히 1) 높고 일정한 수준의 증폭능력, 2) 주파수 범위 2~10,000 Hz에 충분히 반응할 수 있고, 3) 이중증폭 능력(differential input), 4) 증폭기의 높은 입력 교류저항(high input impedance and low input capacitance), 5) 높은 CMRR(common mode rejection ratio), 6) 증폭기 자체의 적은 잡음 등을 들 수 있다.<sup>2,18</sup>

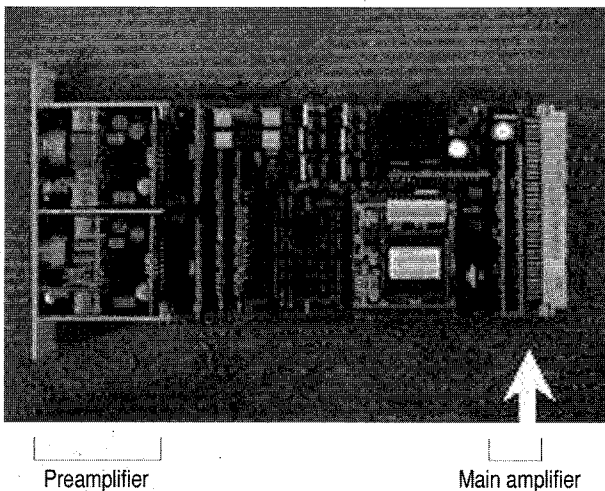


Fig. 4. Inside view of preamplifier and main amplifier

증폭기의 증폭능력을 gain이라고 하며 입력된 신호에 대한 증폭된 출력신호의 비율로 나타낼 수 있다. 만약 1  $\mu$ V의 전위가 증폭기를 거쳐 1 mV의 신호로 출력되었다면 gain은 1,000이다. 순수한 신경과 근육의 전위만을 증폭시키기 위해서 근전도기의 증폭기는 여러 단계로 구성되어 있다. 예를 들면 입력된 신호가 전치증폭기에서 gain 500 정도로 증폭된 후 여러 단계의 증폭기와 감쇠기(attenuator)의 단계를 거치면서 gain 2~2,000 정도로 다시 증폭되며 이 과정을 거치면서 전위/잡음 비(S/N ratio)가 높아지고 순수한 전위의 비율은 높아지게 된다.<sup>14</sup> 이 과정을 올바르게 수행하기 위해서는 전치증폭기와 증폭기의 입력 교류저항이 높아야 하고 자체의 잡음이 적어야 한다.<sup>14</sup> 전극과 증폭기에는 각각 자체적인 저항이 있으며 이는 인체에 대해 두 저항이 서로 직렬로 연결된 전기회로 구조와 같다. 앞서 서론 부분에서 설명한 바와 같이 전극과 증폭기의 저항은 생체전위에 대해 전압분할기로 작용하며 이때 증폭기의 저항을 무한대로 높이면 대부분의 전위는 증폭기에 걸리고 전극자체의 저항으로 소실되는 전위는 최소화된다. 또한 전치증폭기는 자극 artifact를 줄이는데도 관여하며 적절한 자극강도와 기록법을 사용하였는데도 지속적으로 큰 shock artifact가 나타난다면 전치증폭기의 성능이 떨어지는 것으로 좋지 않은 기기에 속한다.<sup>19</sup>

순수한 생체전위를 기록하기 위해서는 전위의 수백만 배에 달하는 잡음을 효과적으로 제거하여야 하는데<sup>14</sup> 이 기능을 위해서 현재 시중에 나와 있는 모든 근전도기는 이중증폭기를 사용하고 있다. 이중증폭기는 성능이 같은 두 개의 증폭기가 각각 활성전극과 참고전극에 연결되어 각각의 증폭기에서 받아들인 전위를 활성전극은 양(+)<sup>14</sup>의 방향으로 증폭하고 참고전극의 전위는 반대방향인 음(-)의 방향으로 증폭시켜줌으로써 소거과정(cancellation)을 통해 활성전극과 참고전극에서 함께 들어오는 잡음을 제

거한다. 이처럼 증폭기가 동일신호를 제거할 수 있는 능력을 CMRR(common mode rejection ratio)이라고 하며 높은 CMRR을 가지려면 활성전극과 참고전극에 연결된 두 증폭기의 성능이 동일해야 하지만 실제로 제조과정에서 완전하게 똑같은 증폭기를 만들 수는 없기 때문에 잡음을 완전히 제거할 수는 없다. 좋은 근전도기의 조건을 충족하려면 CMRR이 최소한 1:100,000(또는 100 dB,  $\text{dB}=20 \log V_o/V_i$ ) 이상은 되어야 하며<sup>14</sup> 최근 제조된 근전도기들은 대부분 100~110 dB 범위의 CMRR을 가진다. 그렇지만 CMRR이 높아도 활성전극과 참고전극이 놓인 부위가 다르고 사용하는 두 전극의 성능과 저항이 동일하지 않기 때문에 순수한 전위만을 완벽하게 기록하는 것은 불가능하다.<sup>9,18</sup>

### 3) 주파수 여과장치

인체에서 화면을 통해 보여지는 생체 신호(biologic signal)는 다양한 주파수 영역의 수많은 사인 파형(sine wave)으로 구성되어 있다. 잡음(noise)을 최소화하면서 원래의 전위가 변형되지 않도록 기록하는데 주파수 여과 범위의 설정은 매우 중요하다. 특정 영역의 주파수 신호는 파형의 특정 부위 형성에 관여하는데 일반적으로 고주파수 파형은 기시점과 같이 전위가 기저선을 벗어나는 점(baseline takeoffs)과 상승 시간(rise time), 전위의 정점(summit)의 형성에 기여한다. 반면 저주파수 파형은 전체 전위의 지속시간(total duration)과 전위가 기저선으로 복귀(baseline returns)하는데 주로 영향을 미친다.<sup>9,20</sup>

#### (1) 주파수 여과장치의 특성

주파수 여과장치는 고주파수 또는 저주파수 신호를 선택적으로 걸러 정해진 범위내의 주파수 파형만을 통과시켜주는 장치로 전기회로에서 저항기(resistor)와 축전기(capacitor)의 연결순서에 따라 고주파수 또는 저주파수 여과장치로 작용한다. 전기회로에서 전류가 축전기를 먼저 통과하는 경우에는 고주파수 파형은 통과가 원활한 반면 저주파수 파형은 통과가 저지되어 저주파수 여과장치(low frequency filter, high pass filter)로 작용하며 축전기와 저항기의 연결상태에 따라 주파수 여과장치의 절단점이 결정된다.<sup>3,9</sup> 우리가 상상하듯이 주파수 여과 절단점을 변화시키는 경우 절단점 이상 또는 이하의 주파수 파형을 모두 제거하는 것은 아니다. 예를 들면 10,000 Hz로 고주파수 여과 절단점을 설정하면 10,000 Hz 주파수의 파형은  $(1/2)^{1/2}$ 에 해당하는 30% 정도의 진폭이 감소하고 20,000 Hz의 파형은 65% 정도 진폭이 감소한다.<sup>1,2</sup>

신경전도검사에서 주파수 여과범위 설정을 바꾸면 전위의 잡음과 진폭 등 측정 지표에 영향을 주기 때문에 원

래의 파형을 변형시키지 않으면서 잡음을 최소화할 수 있도록 검사방법에 따라 알맞은 범위를 설정해 사용해야 한다(Table 1).<sup>1,9,21</sup> 일반적인 신경전도 검사에서는 2(20)~10,000 Hz 범위를 사용하게 되는데, 유발전위검사나 교감신경 피부반응(sympathetic skin response) 검사와 같이 주로 저주파수 영역의 신호가 파형에 주로 관여하는 경우에는 고주파수 여과 절단점을 낮추어 사용하고 단섬유 근전도(single fiber EMG)와 같이 고주파수 영역의 신호가 주된 관찰대상인 경우에는 저주파수 여과 절단점을 500 Hz까지 올려서 사용한다.

(2) 주파수 여과범위 설정에 따른 변화

① 저주파수 여과 절단점을 올릴 때 나타나는 전위의 변화

저주파수 여과 절단점을 상승시키면 일반적으로 복합근 활동전위와 감각신경 활동전위의 진폭, 정점 잠시, 전체 지속시간 및 음성파 지속시간이 감소되고 위상(phase)의 증가가 나타난다.<sup>9,21,22</sup> 그러나 운동 및 감각신경 전도검사에서 여과절단점의 상승에 따른 변화의 폭은 서로 많은 차이를 보인다. 그 이유는 복합근 활동전위의 형성에 주로 큰 영향을 미치는 파형은 저주파수 파형인 것에 비해 감각신경 활동전위는 상대적으로 고주파 영역의 파형으로 구성되어 있기 때문이다.<sup>9,21</sup> 예를 들어 감각신경 활동전위의 상승시간(rise time)을 0.8 msec로 간주하면 전위의 형성은 1 sec/0.8 msec=1,250 Hz 이상의 파형이 주로 관여하기 때문에 상대적으로 저주파수 파형의 영향을 적게 받는다. 이 영향은 Fig. 5와 6에서도 쉽게 관찰할 수 있으며 단계적으로 저주파수 여과 절단점을 올릴 때 복합근 활동전위에서 감각신경 활동전위에 비해 더 큰 진폭의 감소를 보인다. 1 Hz에서 300 Hz까지 올리는 경우 복합근 활동전위는 약 70% 정도의 진폭이 감소하는 반면 감각신경 활동전위는 36.6%의 감소를 보인다.<sup>21</sup> 정점잠시도 복합근 활동전위에서 뚜렷한 감소를 보이지만 감각신경에서는 감소의 폭이 복합근 활동전위에 비해 크지 않다.<sup>21,22</sup> 이에 비해 기시잠시는 운

동 및 감각신경검사에서 모두 변화가 없으며 절단점이 너무 낮으면 기저선이 불안정한 소견을 보인다.

② 고주파수 여과 절단점을 낮출 때 나타나는 전위의 변화

고주파수 여과 절단점을 낮출 때 일반적으로 복합근 활동전위와 감각신경 활동전위의 기시 및 정점잠시가 지연되며 진폭은 감소한다(Fig. 7, 8).<sup>9,21,22</sup> 앞서 설명한 바와 같이 복합근 활동전위보다 감각신경 활동전위의 형성에 고주파수 파형이 더 많이 관여하기 때문에 고주파수 여과 절단점을 낮추면 그 변화도 감각신경 활동전위에서 크게 나타난다. 복합근 활동전위에서는 10,000 Hz에서 500 Hz까지 낮춰도 진폭의 감소가 3.3% 정도로 크지 않은 반면, 감각신경 활동전위는 약 33.5%의 진폭 감소가 나타나 복합근 활동전위보다 큰 감소를 보

Table 1. Recommended Filter Settings

Procedure	Low frequency	High frequency
NCS1 (motor)	2~10 Hz	10,000 Hz
NCS (sensory)	2~10 Hz	5,000~10,000 Hz
EMG2 (routine)	20~30 Hz	10,000 Hz
EMG (quantitative)	2~5 Hz	10,000 Hz
SFEMG3	500~1,000 Hz	10,000~20,000 Hz
SEP4	1~10 Hz	500~3,000 Hz

- 1. NCS: Nerve conduction study 2. EMG: Electromyography
- 3. SFEMG: Single fiber electromyography
- 4. SEP: Somatosensory evoked potential

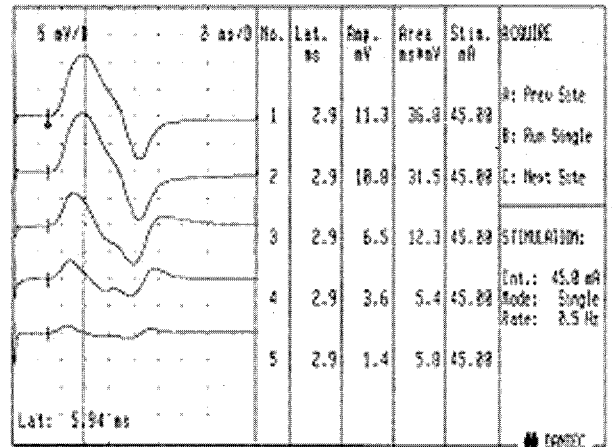


Fig. 5. Low frequency filter (LFF) effects on compound muscle action potentials (CMAPs). LFF: From the top trace, 1 Hz, 10 Hz, 100 Hz, 300 Hz, and 500 Hz; High frequency filter, 10,000 Hz. Reprinted with permission.<sup>21</sup>

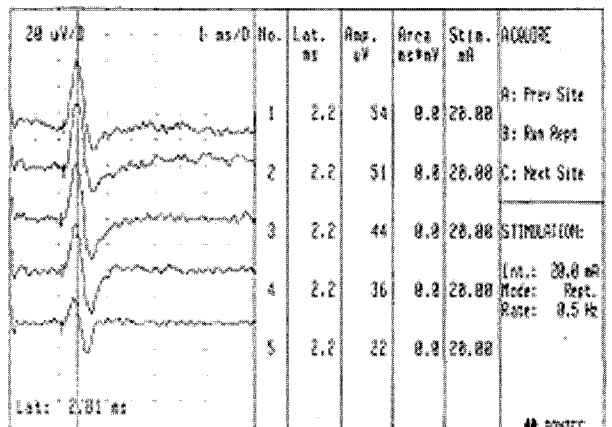


Fig. 6. Low frequency filter (LFF) effects on sensory nerve action potentials (SNAPs). LFF: From the top trace, 1 Hz, 10 Hz, 100 Hz, 300 Hz, and 500 Hz; High frequency filter, 10,000 Hz. Reprinted with permission.<sup>21</sup>

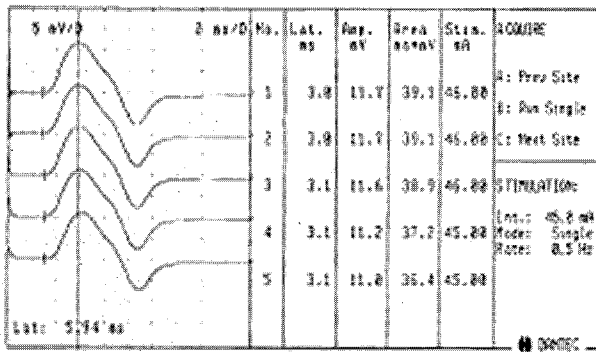


Fig. 7. High frequency filter (HFF) effects on compound muscle action potentials (CMAPs). HFF: From the top trace, 10,000 Hz, 5,000 Hz, 2,000 Hz, 1,000 Hz, and 500 Hz; Low frequency filter, 1 Hz. Reprinted with permission.<sup>21</sup>

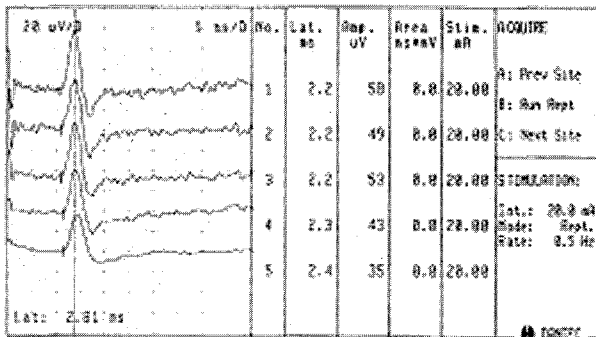


Fig. 8. High frequency filter (HFF) effects on sensory nerve action potentials (SNAPs). HFF: From the top trace, 10,000 Hz, 5,000 Hz, 2,000 Hz, 1,000 Hz, and 500 Hz; Low frequency filter, 1 Hz. Reprinted with permission.<sup>21</sup>

인다(Fig. 7).<sup>21</sup>

기시잠시와 정점잠시의 지연에 대한 고주파수 절단점의 영향은 복합근 활동전위와 감각신경 활동전위에서 모두 비슷한 양상을 나타낸다. Dumitru와 Walsh<sup>23</sup>에 의하면 감각신경 활동전위에서 10,000 Hz에서 500 Hz로 절단점을 낮추면 기시잠시는 약 11%, 정점잠시는 약 27%의 잠시의 지연이 나타나며 복합근 활동전위도 유사한 변화를 보인다고 하였으나, 다른 연구<sup>21,22</sup>에서는 변화의 폭이 3~6%로 작다고 보고하여 서로 차이가 있다.

감각신경 전도검사에서 고주파수 여과 절단점을 낮출 때 나타나는 또 하나의 특징은 기저선 잡음(baseline noise)의 감소이다. 잡음은 주로 근전도기 자체에서 많이 발생하는데 고주파수 영역의 신호를 포함하고 있어 고주파수 여과 절단점을 낮추면 많이 줄일 수 있지만 절단점을 너무 많이 낮추는 경우 진폭의 감소와 잠시의 지연이 초래될 수 있으므로 주의해야 한다. 일반적인 감각신경전도검사서 고주파수 여과절단점을 5,000 Hz까

지 낮추어도 진폭과 잠시에 의미있는 영향을 미치지 않지만<sup>21</sup> 잡음이 계속 남아있는 경우 절단점을 더 낮추는 것보다 평균화법을 사용하여 신호 잡음비(S/N ratio)를 높이는 것이 더 좋은 방법으로 생각된다(Fig. 8).

(3) 주파수 여과범위 설정이 운동단위 활동전위에 미치는 영향

침근전도 검사에서 주파수 여과범위의 설정이 운동단위 활동전위에 미치는 영향도 다른 검사와 유사하다. 우리가 침근전도의 기록전극으로 표면전극을 사용하는 경우 근 수축에 따라 저음의 끝이 몽툰한 활동전위만 관찰되는데 이는 volume 전도체인 피하조직이 고주파수 여과장치로 작용하였기 때문이다. 그러므로 파형은 기시부와 정점부가 빠르게 변화하지 못하고 몽툰한 모양을 보이며 고주파수 신호인 세동전위 등 비정상 자발전위의 정보는 대부분 소실된다.<sup>2,9</sup>

일반적으로 운동단위 활동전위는 상승시간이 0.5~1.0 ms 범위로 파형을 형성하는 신호의 주파수 영역도 1,000~2,000 Hz의 범위에 속하게 된다. 주파수 여과 절단점을 10,000 Hz에서 2,000 Hz까지 낮춰도 활동전위 진폭이나 지속시간 등 측정지표에 큰 영향을 미치지 않지만<sup>24</sup> 세동전위와 같이 더 빠른 주파수 영역의 신호로 구성되는 파형은 영향을 받게 된다.

저주파수 여과절단점도 2 Hz에서 20 Hz까지 올려도 활동전위의 진폭이나 전환(turn)에 큰 영향은 미치지 않지만 저주파수 파형에 의해 영향을 받는 전체 지속시간은 의미있는 감소를 보인다. 그러므로 정량적 운동단위 분석과 같이 지속시간이 중요한 측정지표일 경우에는 저주파수 여과 절단점을 2~5 Hz 정도로 낮춰서 검사하는 것이 필요하다.<sup>9,21</sup>

### 3. 아날로그-디지털신호 변환기(Analog-Digital converter)와 음극선관

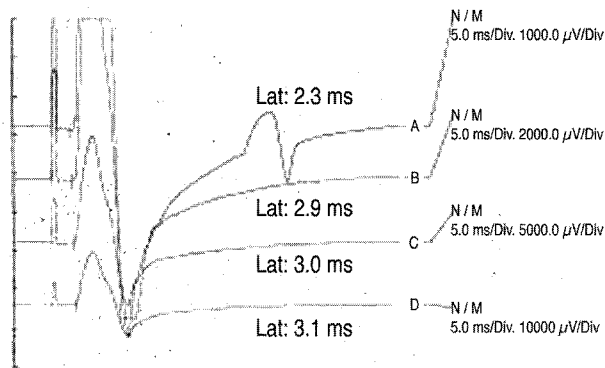
(1) 수평해상도와 수직해상도

전기생리검사서 처음 기록하여 증폭하는 모든 신호는 원래 실시간 정보인 아날로그 신호이다. 이 신호는 아날로그-디지털신호 변환기를 거쳐 디지털 신호로 바뀌게 되며, 모눈종이의 눈금과 같이 음극선관의 수많은 점들에 각 신호의 수평-수직 값들을 대응시킴으로써 직선 또는 곡선 파형 등 검사자가 볼 수 있는 형태로 재현된다. 디지털 신호로 바뀌면 근전도기의 기억장치에 저장 가능하므로 검사자가 파형을 화면의 특정 부위에 정지시키거나 확대 또는 축소 등 필요에 따라 다양한 조작이 가능하다. 요즘 제조된 근전도기는 컴퓨터 시스템에 각 제조사가 개발한 근전도기 하드웨어와 소프트웨어가 결합한 형태이며 A/D 변환기는 컴퓨터 본체에 설치되어 있다. 근전도기의 화면에 해당하는 음극

선관도 일반 컴퓨터에서 사용하는 모니터를 그대로 사용하는데 최근에는 얇은 박막모니터를 사용하여 공간을 효율적으로 사용할 수 있도록 하고 있으며 가격과 성능에 따라 화면의 수평 및 수직해상도를 640×480에서 1600×1200 까지 설정할 수 있다.

근전도기의 음극선관 화면은 2차원 평면그래프의 x축과 y축으로 볼 수 있는데 이때 x축의 좌표값은 잠시, y축은 진폭에 해당한다. 이때 화면을 구성하는 한 점 한 점을 픽셀(pixel)이라고도 하는데 이는 그래프의 좌표처럼 나름의 수평 수직 좌표 값을 가진다. 기록된 전위는 화면의 픽셀에 대응하여 표시되고 이것이 연결된 하나의 파형으로 화면에 나타나는데 만약 기록된 값이 화면의 점과 점 사이의 값에 해당하는 경우 화면에서 재현이 안 될 수도 있다. 그러므로 파형을 화면에 표시할 수 있으려면 음극선관의 표본추출율(sampling rate)이 그 파형을 구성하는 가장 빠른 주파수 신호의 두 배는 되어야 하며 적어도 4~5배는 되어야 올바르게 파형을 재현할 수 있다.<sup>9,25</sup>

이와 같이 파형을 분석하는데 있어서 음극선관 화면의 수평 및 수직해상도의 설정에 관한 내용을 소인속도(sweep speed)와 민감도(sensitivity)라고 한다. 일반적으로 근전도기의 전체 화면은 수직축과 수평축을 각각 10개씩의 큰 구간(division)으로 나누고 있다. 이때 수직축의 값인 진폭을 한 구간에 얼마로 설정했는가에 대한 내용이 민감도이며, 20  $\mu\text{V}/\text{div}$  또는 5  $\text{mV}/\text{div}$ 과 같이 표시하고 전자의 경우를 민감도가 더 높다고 말한다. 민감도는 gain과는 의미에 차이가 있는데 gain은 증폭기에서 입력전압과 출력전압의 비( $V_i/V_o$ )를 의미하는 반면 민감도는 증폭된 출력전압을 화면에 나타내는 표시비율이라고 할 수 있다. 그러므로 민감도를 높인다는 말은 화면에 전위를 크게 보이도록 설정하는 것을 의미한다. 예를 들어 화면의 수직해상도를 800×600 픽셀

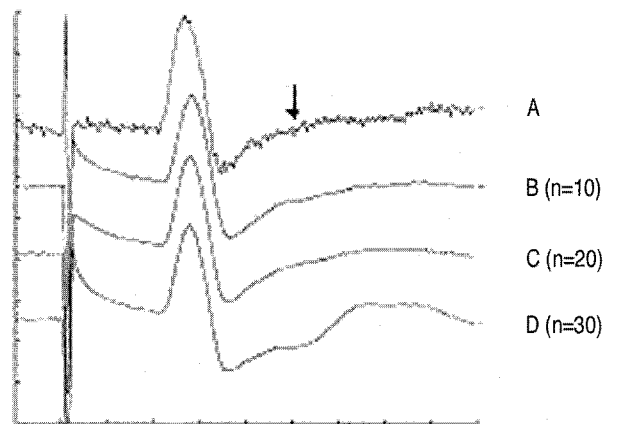


**Fig. 9.** The effect of sensitivity change on compound muscle action potential onset latency. A sequential reduction in amplifier amplification results in a prolongation of the potential's onset latency (Sensitivity: from top to bottom trace, 1 mV/div, 2 mV/div, 5 mV/div, 10 mV/div).

로 설정한 경우 민감도를 20  $\mu\text{V}/\text{div}$ 으로 설정하면 음극선관에서 표시할 수 있는 전체 진폭은 10 division×20  $\mu\text{V}/\text{div}$ 으로 200  $\mu\text{V}$ 가 되고 음극선관의 한 픽셀간의 간격은 0.33  $\mu\text{V}$ (=200  $\mu\text{V}/600$ )가 된다.

민감도를 너무 높이면 전체 화면에서 파형이 잘리거나 기시잠시가 전반적으로 빨라지는 경향을 보이고 너무 민감도를 낮게 설정되면 화면에 나타나는 파형의 기시부에 나타나는 작은 변화가 제대로 표현되지 않으므로 기시잠시는 지연되는 양상을 보여준다. 그러므로 적절한 수준의 민감도는 활동전위가 화면에서 1/2 정도 크기로 보이도록 설정하는 것이 좋으며<sup>9</sup> 검사자간의 측정 오류를 줄이기 위해서는 각 검사방법에 대해 소인속도와 민감도를 일관되게 설정하고 필요한 경우에만 변화시키면서 검사하는 것이 좋다(Fig. 9).

소인 속도는 화면에서 시간에 대한 수평구간의 설정을 의미하는데 1 ms/div, 또는 10 ms/div과 같이 표시하며 이때 10 ms/div이 상대적으로 소인속도가 느리다고 표현하며 이때 음극선관에서 화면의 총 sweep은 각각 10 ms와 100 ms가 된다. 총 sweep이 10 ms에서 100 ms로 늘어나는 경우 음극선관의 수평해상도를 800 픽셀로 설정했을 때 한 점과 점 사이의 시간 간격이 0.013 ms에서 0.13 ms로 10배 늘어나고 단위시간당 할당된 픽셀의 수와 표본추출율은 1/10로 감소한다. 만약 소인속도를 너무 느리게 설정해서 각 점과 점 사이의 시간 간격이 커지면 파형에서 빠르게 변화하는 부분인 기시부나 정점 부분이 화면에 잘 표현되지 않을 수 있으며 기시잠시와 정점잠시를 측정할 때도 원래 값과 오차가 발생할 수 있다.



**Fig. 10.** Averaging effect in sensory nerve action potentials.

From top (A) to bottom traces (C) signal to noise ratio (S/N ratio) improves in proportion to number of averaging (n). The arrow in trace A indicate baseline noise (Filter setting, low frequency filter: 20 Hz, high frequency filter: 10,000 Hz).



## (2) 평균화법(averaging)과 전위/잡음 비(signal to noise ratio)

전기생리검사에서 유발전위검사를 통해 기록한 전위나 병적인 감각신경 활동전위의 경우 진폭이 매우 작아 주위의 잡음과 구분이 어려운 경우가 자주 발생한다. 이때 잡음을 줄이고 원래의 순수한 전위를 기록하기 위해서 평균화법을 사용한다. 평균화법의 원리는 원래 기록하고자 하는 전위는 일정한 시간에 반복적으로 출현하는 반면 잡음은 불규칙하게 무작위적(random)으로 나타난다는 것에 기초하여 잡음은 위상소거(phase cancellation)를 통해 제거되고 전위는 이전 전위에 계속 합해지게 되며 그 값을 반복한 횟수로 나누어 준 평균값이 파형으로 재현된다. 평균화법의 목적은 일차적으로 전위/잡음비(S/N ratio)를 향상시키는 것이라고 할 수 있는데 일반적으로  $S/N \text{ ratio} = (S \times \sqrt{n}) \div A$  (S: 전위, n: 평균화한 횟수, A: 잡음)의 공식과 같이 반복한 횟수에 비례해 향상된다(Fig. 10).<sup>9,25</sup> 평균화법은 이전에 아날로그 신호를 직접 음극선관에 보여주던 근전도기에서는 불가능한 방법이였지만 이제는 모든 근전도기가 A/D 변환기를 통해 디지털신호로 변환하기 때문에 10회 또는 200회 등 검사자가 정한 횟수만큼 평균화할 수 있다. 평균화법은 유발전위 검사에서는 일상적으로 사용하고 있는 방법이지만 그 외에도 감각신경 활동전위를 기록할 때도 유용하게 사용할 수 있으며 병적으로 시간상 산포가 많은 작은 감각신경 또는 혼합신경 활동전위를 기록할 때 3회 이상 평균화법을 시행하면 화면에 나타난 전위가 진짜 전위인지, artifact인지 판단하는데 쉽게 도움을 얻을 수 있다.<sup>1</sup>

## 4) 자극기

자극기는 0.5~1 cm의 직경을 가진 양극(anode)과 음극(cathode)이 2~3 cm 거리를 두고 고정되어 있으며 전류의 방향은 양이온의 이동방향과 같이 양극에서 음극으로 진행하며 신경을 흥분시킬 정도의 충분한 자극이 주어지면 음극 아래의 신경은 탈분극이 일어나고 이때 발생한 탈분극은 신경을 따라 근위부와 원위부의 양방향으로 전파된다. 자극기는 전기자극의 강도를 조절하는 방식에 따라 전류를 일정하게 유지하고 전압이 저항(impedance)에 따라 변화하는 항전류 자극기(constant-current stimulator)와 전압은 일정하게 유지되면서 전류가 변화하는 항전압 자극기(constant-voltage stimulator)의 두 가지로 구분할 수 있다. 두 자극기 모두 임상적으로 사용하는데 큰 차이는 없지만 항전류 자극기가 좀더 일관성 있게 자극 강도를 조절할 수 있는 것으로 알려져 있다.<sup>14</sup>

자극기의 양극과 음극은 표면전극으로 구성되어 있지

만 서혜부의 대퇴신경이나 좌골신경과 같이 피부에서 깊은 곳에 신경이 위치한 경우 자극기의 음극에 침전극(needle electrode)을 연결해 직접 신경 근처에서 자극하기도 한다. 이때 침전극으로는 주로 단극성 침전극을 사용하며 피부를 뚫을 때의 통증은 있지만 낮은 전기장도로도 효과적으로 신경을 자극할 수 있고 자극 artifact를 줄일 수 있는 장점이 있다. 침전극을 통해 전기를 방출하는 경우 침전극의 끝이 위치한 조직 주위 0.5 mm 이내의 반경에 약 2.5°C 정도의 온도상승이 발생하는 것으로 알려져 있으나, 임상적으로 문제가 발생할 정도의 직접적인 조직 손상은 발생하지 않는 것으로 알려져 있다.<sup>9,26</sup>

신경전도검사에서 검사자는 주로 자극 강도(intensity), 자극 지속시간(duration), 자극 반복속도(rate) 등 세 가지 요소를 변화시키면서 검사한다. 자극 강도는 대체로 낮은 강도부터 시작하여 점차 높은 자극강도로 올리면서 검사하는데 화면에 나타나는 활동전위의 크기나 모양이 변화가 없을 때의 강도를 최대자극강도(maximal stimulation intensity)라고 하고, 그보다 작은 자극강도를 주는 것을 최대하자극(submaximal stimulation), 최대자극보다 10~20% 정도 초과한 강도로 자극하는 것을 초최대자극(supramaximal stimulation)이라고 한다. 운동신경 및 감각신경 전도검사와 F파 검사에는 주로 초최대자극을 사용하며, H 반사를 검사하는 경우에는 최대하자극을 이용한다. 일반적으로 건강한 신경을 완전히 자극하려면 자극강도는 100~300 V 또는 5~40 mA 정도면 충분하지만 신경질환이 있으면 신경의 흥분성이 감소하기 때문에 400~500 V 또는 60~75 mV 정도의 높은 자극강도가 필요하게 된다.<sup>14</sup>

자극 지속시간은 일반적으로 0.05~1.0 ms 범위를 사용하며, 1.0 ms보다 길게 자극하면 환자가 견디기 힘들고, 0.05 ms보다 짧으면 효과적인 자극을 주지 못한다. H 반사를 검사할 때는 일반적으로 0.5~1.0 ms로 긴 자극 지속시간을 사용해 검사한다. 자극의 반복속도는 반복신경자극 검사에서 중요한 요소이며 근무력증과 같은 시냅스 후막(post-synaptic)의 병변인 경우 2~3 Hz의 저속자극으로 검사하고 시냅스 전막(pre-synaptic)의 질환인 경우 5 Hz 이상의 고속 자극으로 검사한다.

신경 자극에서 음극에서 신경의 탈분극이 일어나는 과정뿐만 아니라 양극에서 일어나는 양극차단 현상도 많은 관심의 대상이다. 일반적으로 양극 아래에서는 과분극(hyperpolarization)이 발생하는 것으로 알려져 있으며 양극이 음극과 마찬가지로 신경의 주행방향에 따라 놓인 경우 이론적으로는 음극에서 형성된 탈분극이 더 이상 전파되지 못하는 양극차단(anodal block) 발생한다고 믿고 있다. 그러나 이 양극차단은 특수한 실험 환경 속에서는 발생하는 것으로 알려졌지만 실제로 일상적인 신경전도검사에서는 발생하지 않으며,<sup>9,27,28</sup>

오히려 강한 전기자극을 주는 경우 양극에서도 탈분극이 발생하는 것으로 알려져 있으나 아직 그 기전에 대해서 명확하게 밝혀져 있지 않다. 그러므로 일상적인 신경전도검사에서도 양극과 음극의 위치를 바꿔 검사하는 경우 양극 차단보다는 음극이 기록전극에서 멀어지는 잠시 지연 효과만 나타난다(Fig. 11).

신경전도검사에서 골치 아픈 문제 중의 하나가 자극 artifact로 특히 감각신경 전도검사에서 전위를 기록하는데 어려움을 초래한다. 자극 artifact가 생기는 이유는 자극기를 통해 방출된 전류 또는 전압이 세포외액이나 땀 등 신경보다 훨씬 저항이 적은 경로를 통해 기록전극으로 volume 전도되어 기록한 파형으로 신경보다 전도속도가 더 빠르기 때문에 항상 전위보다 앞서 화면에 나타난다.<sup>9</sup> 자극 artifact가 음성 파형으로 나타난 경우 기저선으로 내려오는 과정에서 전위의 앞부분과 중복되면 기시잠시는 실제보다 지연된 것처럼 나타나며 기시 정점 간 진폭도 감소한다. 자극 artifact를 줄이기 위해서는 여러 가지 유용한 방법들이 알려져 있는데 이 중에서 자극기의 양극을 음극에 대해서 시계 또는 반시계 방향으로 회전시켜 주면 기록전극에 대해 자극기의 양극과 음극이 만드는 등전위선(isopotential line)에 전극이 놓여 효과적으로 자극 artifact를 줄일 수 있다.<sup>29</sup> 그 외에도 1) 자극기의 음극과 활성기록 전극사이의 땀의 제거, 2) 전해질 겔을 가능한 한 최소량 사용, 3) 적절한 자극강도의 사용, 4) 접지전극을 활성전극 주위나 원위부에 위치, 5) 침전극으로 신경 근접자극, 6) 자극점과 기록전

극사이의 거리를 늘려서 검사하면 자극 artifact를 줄이는데 도움을 받을 수 있다.<sup>25,26</sup> 일부 근전도기 중에는 자극할 때 이중자극(dual stimulation) 기능을 채택해 자극 artifact를 효과적으로 줄이면서 검사할 수 있도록 구성되어 있다.

### 5) 간섭(Interference)의 제거

잡음과 간섭은 모두 순수한 전위 이외에 주변 환경에서 섞여 들어오는 불필요한 신호를 의미한다. 두 단어는 서로 같은 의미로 쓰이거나 신호의 발생원에 따라 근전도기 자체에서 유래한 경우 잡음이라고 하고 근전도기 이외의 다른 주변 환경일 경우에는 간섭파로 나누어 말하기도 한다.<sup>25</sup>

전기생리학적 검사에서 흔히 볼 수 있는 간섭파는 기록전극이 움직이거나, 환자가 충분히 이완되지 않는 경우 근육의 운동단위 활동전위가 기록되어 나타나는 것으로 근전도기의 스피커 볼륨을 올려 소리를 듣고 확인할 수 있다.<sup>9</sup> 그 외에 가장 흔하게 볼 수 있는 간섭파는 60 Hz 간섭파로 16.7 ms의 파장을 가진 파형이 규칙적으로 반복되는 경우 쉽게 알 수 있다. 검사를 시작할 때나 검사 중에 갑자기 60 Hz 간섭파가 나타나는 경우에는 전극이 피부에서 떨어졌거나, 전선이 손상되었는지 꼭 확인해 보아야 한다. 그리고 활성전극과 참고전극을 서로 다른 종류를 사용하거나 전극이 깨끗하지 않아 두 전극의 저항에 차이가 많이 생긴 경우 두 전극을 통해 들어오는 동일 신호의 제거가 충분히 이루어지지 않아 60 Hz 간섭파는 오히려 화면에 증폭되어 나타난다. 그러므로 검사할 때 기록전극으로 동일한 재질의 전극을 사용하고 전극은 항상 깨끗이 닦아 저항이 적은 상태로 유지해야 한다.

외부 전원기 중 60 Hz 간섭파의 강력한 원인이 되는 것 중의 하나가 형광등이다.<sup>30</sup> 이 때는 형광등을 끄고 자연광을 이용하거나 작은 백열등 스탠드를 사용하면 간섭파를 줄일 수 있다. 60 Hz 간섭파뿐만 아니라 외부 간섭을 줄이기 위해서 근전도 검사실 전체를 구리선으로 처리하여 소위 Faraday's box를 만들면 좋지만 비용이 비싸기 때문에 간단하게 근전도기를 벽의 전용 플러그에 직접 연결하여 다른 전기기구와 분리하여 사용하고 접지선을 연결하는 것만으로도 많이 줄일 수 있다.<sup>9,20</sup>

대부분의 근전도기에는 60 Hz 신호를 선택적으로 제거할 수 있도록 60 Hz notch filter 기능이 포함되어 있다. 이 기능을 이용하면 60 Hz 간섭파를 대부분 손쉽게 제거할 수 있지만 원래 파형의 형성에 관여하는 60 Hz 신호도 함께 없어져 변형이 생길 수 있으므로 필요한 경우에만 선택적으로 사용하여야 한다(Fig. 12).<sup>9</sup>

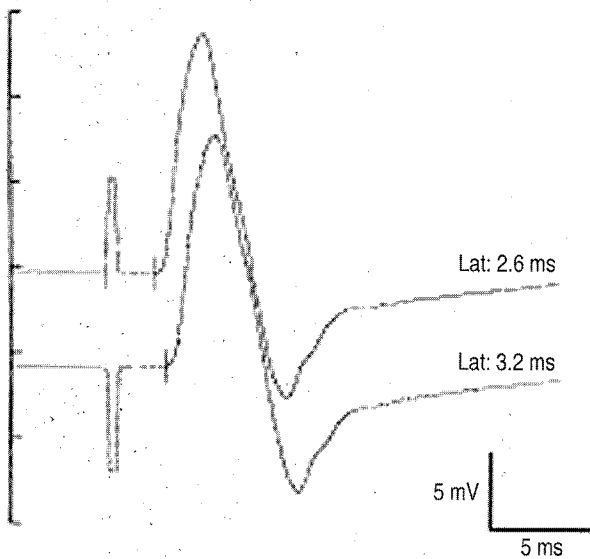


Fig. 11. Compound muscle action potentials (CMAPs) recorded from abductor pollicis brevis muscle after applying cathode distal (upper) and anode distal (lower) stimulation of median nerve at the wrist. Prolongation of onset latency in lower trace is observed.

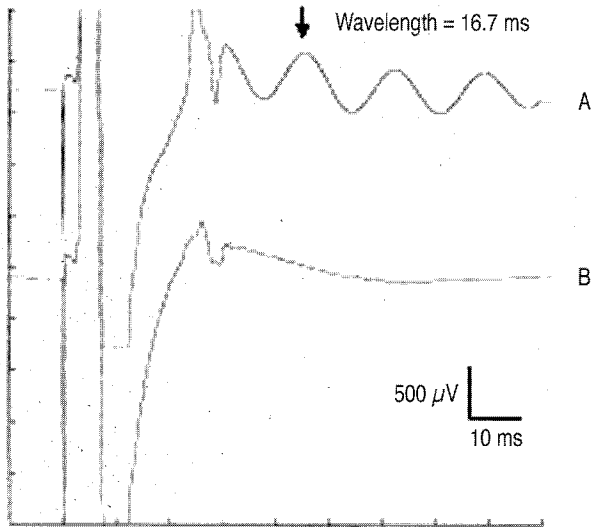


Fig. 12. 60 Hz notch filter effect in F wave study of median motor nerve. A. before applying notch filter. B. after applying notch filter.

### 3. 요약

근전도기의 구성요소 중 전극, 증폭기, 여과범위 설정, 민감도와 소인속도의 설정, 자극기, 간섭의 제거 등 검사자가 근전도기를 조작할 때 실제로 알아두어야 할 요소에 대해 전반적으로 살펴보았다. 근전도 검사의 타당도(validity)와 신뢰도(reliability)를 향상시키기 위해서는 앞서 다룬 여러 가지 항목이 실제로 검사에 미칠 수 있는 영향을 충분히 이해하고 검사에 활용할 수 있어야 한다. 자칫 기기 조작에 대한 이해부족으로 잘못된 결론을 내리는 경우 환자는 불필요한 검사와 치료를 받을 수도 있으며 반대로 적절한 치료의 기회를 놓치게 될 수도 있다.

앞으로도 근전도기와 그 주변 장비는 더욱 첨단화되고 검사자가 사용하기 편리하게 계속 발전할 것이다. 그러나 우리가 반드시 염두에 두어야 할 중요한 사실은 올바른 근전도 검사와 정확한 진단은 좋은 근전도기에서 나오는 것이 아니라 그 근전도기를 올바르게 사용할 수 있는 능력을 갖춘 좋은 검사자에서 비롯된다는 점이다.

### 참고문헌

- Oh SJ: Clinical Electromyography: Nerve conduction studies. 2nd ed, Baltimore: Williams & Wilkins, 1993, pp26-38
- Barry DT: Basic concepts of electricity and electronics in clinical electromyography. Muscle Nerve 1991; 14: 937-946
- King JC: Appendix: Basic electricity primer. In: Dumitru D, editor: Electrodiagnostic Medicine, 1st ed, Philadelphia: Hanley & Belfus, 1995, pp 93-107
- 편성범, 안미경, 이항재: 기록전극에 따른 감각신경 활동전위 변수의 변화. 대한재활의학회지 2000; 24: 691-695
- Mondell DL, Kellner WS, Fesenthal G: Evoked sensory nerve action potentials: Effect of different recording electrodes on distal latencies and amplitudes. Arch Phys Med Rehabil 1986; 67: 12-13
- Eduardo E, Burke D: The optimal recording electrode configuration for compound sensory action potentials. J Neurol Neurosurg Psychiatry 1988; 51: 684-687
- Chu J, Chan R, Bruyninckx F: Progressive teflon denudation of the monopolar needle: Effects on motor unit potential parameters. Arch Phys Med Rehabil 1987; 6: 36-40
- Tjon-A-Tsien AML, Lemkes HHPJ, Van Der Kamp-Huyts AJC, Gert Van Dijk J: Large electrodes improve nerve conduction repeatability in controls as well as in patients with diabetic neuropathy. Muscle Nerve 1996; 19: 689-695
- Dumitru D: Electrodiagnostic Medicine, 1st ed, Philadelphia: Hanley & Belfus, 1995, pp 65-92
- Maryniak O, Yaworski R, Hayes KC: Intramuscular recording in neurodiagnostic studies. Am J Phys Med Rehabil 1989; 68: 186-191
- Dumitru D, Lester JP: Needle and surface electrode somatosensory evoked potential normative data: A comparison. Arch Phys Med Rehabil 1991; 72: 989-992
- Buchthal F, Rosenfalck A: Evoked action potentials and conduction velocity in human sensory nerves. Brain Res 1966; 3: 1-122
- 편성범, 권희규, 이항재: 신경전도검사의 자료분석에서 유발되지 않은 전위의 잠시의 처리. 대한재활의학회지 1998; 22:
- Kimura J: Electrodignosis in disease of nerve and muscle: Principles and practice. 3rd ed, New York: Oxford, 2001, pp39-59
- Howard JE, McGill KC, Dorfman LJ: Properties of motor unit action potentials recorded with concentric and monopolar needle electrodes: ADEMG analysis. Muscle Nerve 1988; 11: 1051-1055
- Kohara N, Kaji R, Kimura J: Comparison of recording characteristics of monopolar and concentric needle electrodes. Electroencephalgr Clin Neurophysiol 1993; 89: 242-246
- Palacios JO, Alegria FA, Posso SS: The influence of inter-electrode distance on bipolar recording of sensory nerve action potential. A mathematical study. Electromyogr Clin Neurophysiol 1991; 33: 73-78

18. Goodgold J, Eberstein A: Electrodignosis of neuromuscular disease, 3rd ed, Baltimore: Williams & Wilkins, 1983, pp 45-63
19. Dorfman LJ: How to buy EMG machine. In: Dumitru D, King JC, Gitter A, Dorfman L, editors. 1996 AAEM Course C: Finally, an instrumentation course you can understand. Rochester: Johnson Printing Company, 1996, pp53-57
20. Dumitru D: Instrumentation: Parts, pieces, and function. In: Dumitru D, King JC, Gitter A, Dorfman L, editors. 1996 AAEM Course C: Finally, an instrumentation course you can understand. Rochester: Johnson Printing Company, 1996, pp25-52
21. 편성법, 권희규, 이항재: 신경전도검사에서 주파수 여과범위의 변화에 따른 잡시와 진폭의 변화. 대한재활의학회지 2000; 24:1096-1103
22. Pease WS, Pitzer NL: Electronic filter effects on normal motor and sensory nerve conduction tests. Am J Phys Med Rehabil 1990; 69: 28-31
23. Dumitru D, Walsh NE: Practical instrumentation and common sources of error. Am J Phys Med Rehabil 1988; 67: 55-65
24. Chu J, Chan R: Changes in motor unit action potential parameters in monopolar recordings related to filter settings of the EMG amplifier. Arch Phys Med Rehabil 1985; 66: 601-604
25. Dumitru D: Practical aspects of instrumentation. In: Johnson EW, Pease WS, editors. Practical electromyography. Baltimore: Williams & Wilkins, 1997, pp63-87
26. Pease WS, Fatehi MT, Johnson EW: Monopolar needle stimulation: Safety considerations. Arch Phys Med Rehabil 1989; 70: 412-414
27. Dreyer SJ, Dumitru D, King JC: Anodal block V Anodal stimulation: Fact or fiction. Am J Phys Med Rehabil 1993; 72: 10-18
28. Wee AS, LEis AA, Gilbert RW: Anodal block: can this occur during routine nerve conduction studies? Electroencephalgr Clin Neurophysiol 2000; 40: 387-391
29. Kornfield MJ, Cerra J, Simons DG: Stimulus artifact reduction in nerve conduction. Arch Phys Med Rehabil 1985; 66: 232-235
30. King JC, Dumitru D, Gitter AJ, Dorfman LJ: AAEM course C: Finally, an instrumentation course you can understand, 1st ed, Johnson Printing Co. Minnesota, 1995