

# Application of surface electromyography in dentistry for diagnosis and treatment evaluation

치의학에서 표면 근전도를 활용한 진단과 치료 평가

So Ra Kim<sup>1</sup>, Yeong-Gwan Im<sup>1,2,\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Oral Medicine, Chonnam National University Dental Hospital, Gwangju, Korea

<sup>2</sup>Department of Oral Medicine, Dental Science Research Institute, Chonnam National University School of Dentistry, Gwangju, Korea

## ABSTRACT

Surface electromyography (sEMG) is a non-invasive tool that measures the electrical signals of masticatory and related muscles, allowing for the quantitative assessment of muscle activity, asymmetry, coordination, muscle tension, and fatigue. It plays a significant role in the clinical diagnosis and treatment evaluation in dentistry. sEMG is widely used to diagnose and assess treatment outcomes in temporomandibular disorders, oromandibular dystonia, orthodontic treatment, prosthetic rehabilitation, and implant-supported restorations. This article explains the basic principles and characteristics of sEMG. Furthermore, it provides a detailed presentation of the configuration of devices and software, types and attachment methods of surface electrodes, sEMG testing protocols, and methods for analyzing results. This comprehensive review offers guidelines to help clinicians and researchers understand and effectively utilize the sEMG testing process in clinical and research applications. (*J Korean Dent Assoc* 2025; 63(3): 64-78)

Key words : Masticatory Muscles; Orthodontics; Prosthodontics; Electromyography

## 서론

근전도(electromyography, EMG)는 근육의 전기적 활성도를 측정하여 근육의 상태와 기능을 분석하는 검사이다. 근전도에는 바늘 전극을 근육 내에 삽입하여 근전기 신호(myoelectric signal)를 얻고 근신경계의 상태를 평가하는 바늘근전도(needle EMG) 및 피부에 부착하는 표면 전극을 통해 근육으로부터 근전기 신호를 감지하고 근육의 활동을 평가하는 표면 근전도(surface electromyography, sEMG)가 있다. 표면 근전도는 저작근의 기능적 상태에 대한 유효하고 신뢰할 수 있는

정량적 데이터를 제공하며, 측두하악장애의 진단, 구강하악근 긴장이상증과 같은 운동장애의 평가, 부정교합 환자의 근기능 평가 등에 사용되고 있다. 본 종설에서는 표면 근전도의 기본 원리와 특징을 소개하고, 주요 근육에 대한 전극 부착, 검사 기기와 검사 방법, 검사 결과 분석 및 치의학에서 임상적 활용 범위에 대하여 고찰해보고자 한다.

## 표면 근전도의 기본 원리와 특징

### 1. 표면 근전도의 원리

표면 근전도는 근육의 수축 과정에서 발생하는 전기적 신호를 측정하여 근육의 상태를 평가하는 비침습적 방법이다. 근육이 활성화될 때, 운동신경의 자극을 받은 근섬유에서 활동전위

Received Dec 22, 2024; Revised Jan 5, 2025; Accepted Jan 7, 2025

\*Corresponding author: Prof. Yeong-Gwan Im  
Department of Oral Medicine, Dental Science Research Institute, Chonnam National University School of Dentistry, 77, Yongbong-ro, Buk-gu, Gwangju 61186, Korea  
TEL: +82-62-530-5578, E-mail: imywise@jnu.ac.kr

ISSN: 0376-4672  
eISSN: 2713-7961

Copyright© 2025 by Korean Dental Association  
This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY-NC-ND) license  
(https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

가 생성되며, 이 활동전위가 근육의 표면으로 전달된다. 표면 근전도 기기는 피부 표면에 부착된 전극을 통해 이러한 활동전위를 감지하고, 이를 전기 신호로 변환하여 기록한다.

표면 근전도의 신호는 근육의 크기, 형태, 위치뿐만 아니라, 전극 배치, 전극과 피부 간의 접촉 상태, 피부 저항 등 다양한 요인에 영향을 받는다. 일반적으로, 측정된 신호는 전압의 형태로 나타나며, 신호의 진폭, 주파수, 패턴을 분석함으로써 근육의 활성 정도와 피로 상태를 정량적으로 평가할 수 있다.

## 2. 표면 근전도의 장점과 한계

표면 근전도에는 여러 가지 장점이 있다. 피부 표면에 전극을 부착하는 방식으로 비침습적으로 측정하므로 환자의 고통이 없고 환자와 임상의 모두에게 안전하다. 반복적인 측정과 장시간 측정이 용이하다. 근육의 활동 상태를 실시간으로 관찰할 수 있어, 치료 전후의 변화나 즉각적인 반응을 평가하는 데 유용하다. 바늘근전도에 비하여 장비 비용이 저렴하고 검사 방법이 간단하다.

그러나 표면 근전도에는 몇 가지 단점도 있다. 신호간섭(crosstalk) 문제와 측정의 재현성 문제가 대표적인 예이다. 신호간섭은 주변 근육에서 생성된 근전기 신호가 체적 전도(volume conduction)를 통해 기록 전극으로 전달되는 현상이다. 또한 전극 배치, 피부 상태, 전극과 피부 간의 접촉 상태 등 다양한 요인을 조절하여 표준화하기 어려우며 이는 측정 결과에 영향을 미친다. 피부 두께와 피하 지방의 두께가 증가하면 신호의 흐림(blurring)이 발생하여 정확도가 떨어질 수 있다. 근육의 움직임으로 인한 허상(artifacts)이 특히 동적 수축 동안 강하게 나타날 수 있다. 또한, 표면 근전도는 심부 근육으로부터의 신호를 감지할 수 없다는 한계가 있다. 저작근 중에서 내측익돌근과 외측익돌근은 표면 근전도로는 이들 근육으로부터의 신호를 감지할 수 없고, 대신 바늘근전도를 사용하여야 한다<sup>1,2)</sup>.

## 저작근 및 관련 근육의 기능

저작근 가운데 측두근, 교근, 내측익돌근은 폐구 동작에 관련된다. 반면, 외측익돌근은 전방운동, 외측방운동, 내측방운동과 같은 하악운동 동안 활성화된다.

교근은 강력한 폐구근으로서, 음식을 씹거나 다물 때 하악골

을 거상하는 역할을 한다. 이 근육은 폐구 초기 단계와 저작의 파쇄 단계에서 중요한 역할을 한다. 이악물기나 저작 운동 중에 측두근과 교근은 협력 관계로서 하악의 폐구를 돕는다<sup>3,4)</sup>. 양측의 외측익돌근이 동시에 수축하면 하악과두가 전방으로 당겨져 하악이 전방으로 이동한다. 반면, 외측익돌근이 한쪽만 수축할 경우, 하악과두는 반대쪽 하악과두를 축으로 회전하며 내측으로 이동한다<sup>5)</sup>. 외측익돌근은 또한 이복근, 악설골근, 이설골근 근육의 도움을 받아 개구 동작에도 관여한다<sup>6)</sup>.

이복근, 경상설골근, 이설골근, 악설골근과 같은 설골상근 중에서 개구 동작에 주로 관여하는 근육은 이복근과 이설골근이다. 이들 근육은 하악골을 회전시켜 개구하게 한다<sup>7)</sup>. 이복근의 주요 기능은 설골을 들어 올리는 것이며, 설골하근이 설골을 고정할 때 이복근은 하악골을 하강시켜 개구하는 역할을 한다<sup>7,8)</sup>. 이복근은 개구 초기 단계에서 속도와 방향을 조절하는 데 도움을 주며, 하악골의 하강을 제어한다. 이 근육은 교근의 직접적인 길항근은 아니지만, 저작 과정 중 주로 개구와 관련된 주요 작용에서 교근과 상반된 기능을 수행한다.

설골하근에는 흉설골근, 흉갑상근, 갑설골상근, 견갑설골근 등이 포함된다. 이들 근육은 연하와 발성 동안 설골과 후두를 하강시키는 역할을 한다<sup>9)</sup>. 흉쇄유돌근은 머리와 목을 구부리고, 회전시키며, 기울이는 등의 다양한 기능을 가진 목 근육이다. 또한, 턱 운동 중 머리와 목을 안정시키는 데 도움을 주어 저작 활동에서도 중요한 역할을 한다<sup>10-12)</sup>.

## 표면 근전도 기기 및 소프트웨어

표면 근전도 시스템은 근육의 전기적 활동을 감지하고 분석하기 위해 여러 구성 요소로 이루어져 있다. 하드웨어 구성은 신호의 감지, 증폭, 디지털화, 분석 과정을 효율적으로 수행하기 위해 설계되어 있다.

전극(electrode)은 근육의 신호를 감지하는 주요 요소로, 일반적으로 액상 젤이나 점착성 젤이 있는 일회용 은/염화은(Ag/AgCl) 표면 전극이 사용된다. 전극 간 간격은 일반적으로 20mm로 설정하여 신호의 일관성과 재현성을 유지한다. 신호의 기준값을 제공하는 기준 전극(reference electrode)은 뼈 돌출부나 전기적으로 중립적인 조직에 부착한다.

감지된 신호는 프리앰프(pre-amplifier)를 통해 초기 증폭된다. 프리앰프는 높은 입력 임피던스( $>100\text{ M}\Omega$ )와 공통 모드

제거비(common mode rejection ratio, CMRR >90 dB)를 제공하여 노이즈의 영향을 최소화한다. 이후, 증폭기(amplifier)가 신호를 분석 가능한 수준으로 추가 증폭하며, 이 과정에서 고주파 및 저주파 필터링이 적용된다.

증폭된 아날로그 신호는 A/D 변환기(analog-to-digital converter)를 통해 디지털 신호로 변환된다. 변환된 데이터는 일반적으로 초당 1000회 이상(예: 1,024 Hz)의 샘플링 속도로 처리된다. 변환된 디지털 신호는 데이터 수집 및 처리 장치로 전달되어 저장되고 처리된다. 데이터를 분석하고 시각화하기 위해 전용 소프트웨어가 사용되며, 이를 통해 RMS 진폭 계산, 주파수 분석, 피로 상태 평가 등의 작업이 가능하다. 최종적으로, 수집된 데이터는 컴퓨터와 소프트웨어를 통해 분석되며, 근육 활동의 정량적 평가와 시각화가 이루어진다(Fig. 1). 이러한 근전도 시스템을 작동하기 위한 전원 공급 장치로는 배터리 또는 외부 전원이 사용된다.

## 표면 전극

### 1. 표면 전극의 구성 및 적용 방법

표면 근전도는 표면 전극으로부터 10-12mm 이내에 있는 근섬유를 포함한 운동단위(motor unit)로부터 유의미한 신호를 검출한다고 알려져 있다<sup>13)</sup>. 근육으로부터의 근전기 신호는 주로 양극 전극(bipolar electrode) 구성을 사용하여 수집되

며, 양극 전극의 전극 간 간격(inter-electrode distance)을 다양하게 설정할 수 있다. 연구에 따르면 더 큰 전극 및 전극 간 간격을 사용하는 것이 측정의 재현성(reproducibility)을 향상시키는 것으로 나타났다<sup>14,15)</sup>. 최소 10-15mm의 전극 간 간격이 권장되며<sup>15)</sup>, 최대 30mm의 전극 간 간격이 진폭 및 스펙트럼 변수 측정의 신뢰도(reliability)를 향상시키는 것으로 나타났다<sup>16)</sup>. SENIAM(Surface EMG for Non-invasive Assessment of Muscles) 그룹은 양극 전극의 전극 간 간격을 20mm 또는 근섬유 길이의 1/4로 설정할 것을 권장하였다<sup>17)</sup>. 참고로, 표층 교근과 전측두근의 근섬유 길이는 해부학 연구에서 각각 25mm와 27mm로 측정되었으며<sup>18)</sup>, 표면 근전도를 이용한 연구에서는 각각 27mm와 26mm로 추정되었다<sup>19)</sup>.

근전도 측정의 변동성을 줄이기 위해서는 측정 간, 세션 간, 또는 시간 간에 전극 간 거리를 고정하는 것이 중요하다. 또한, 전극의 재배치로 인한 변동성을 줄이기 위해, 미리 설정된 전극 위치를 여러 세션(특히, 다른 날에 수행하는 세션)에서도 일관되게 유지할 수 있도록 도와주는 틀(template)을 사용하는 전략이 제시되었다<sup>14,20,21)</sup>.

표면 전극으로 일회용 양극 전극 또는 일회용 단극 전극을 사용할 수 있다. 단극 전극과 양극 전극 제품에 사용되는 개개의 전극은 전도 표면 직경이 14mm인 원형의 은/염화은(Ag/AgCl) 전극이다. 양극 전극 제품은 두 전극의 중심 간의 간격이 20mm 거리로 고정되어 있다(Fig. 2). 양극 전극은 측정하고자 하는 근육 한 부위에 한 개씩 사용하고, 단극 전극은 두 개를 쌍으로 하여 전극의 중심 간 거리를 20mm로 맞추어 측정

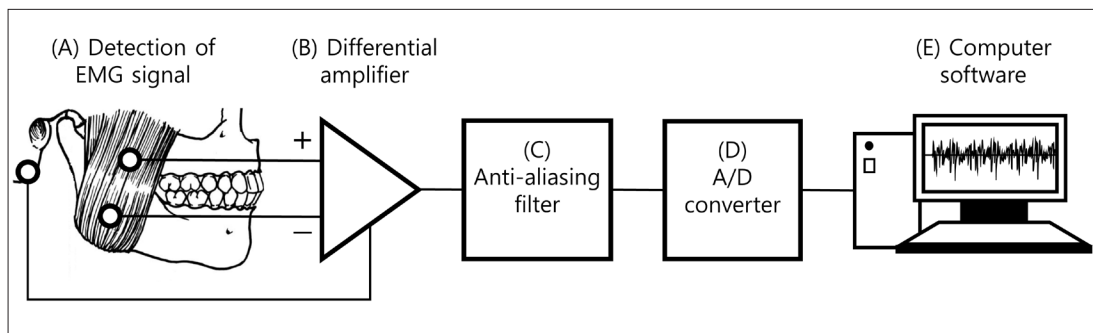


Figure 1. Flow diagram of a surface electromyography (EMG) system. A. Detection of EMG signal: bipolar surface electrodes are placed over the target muscle to capture electrical activity, with a reference electrode positioned on a neutral bony prominence. B. Differential amplifier: the detected signal is amplified and noise is minimized using a high input impedance amplifier with a high common-mode rejection ratio. C. Anti-aliasing filter: the signal is filtered to remove high-frequency noise and prevent aliasing during digital conversion. D. Analog-to-digital converter: the analog signal is digitized using an analog-to-digital converter, typically at a sampling rate of 1,024 Hz. E. Computer software: the digitized data is analyzed and visualized using software, allowing for evaluation of muscle activity, symmetry, and other parameters.

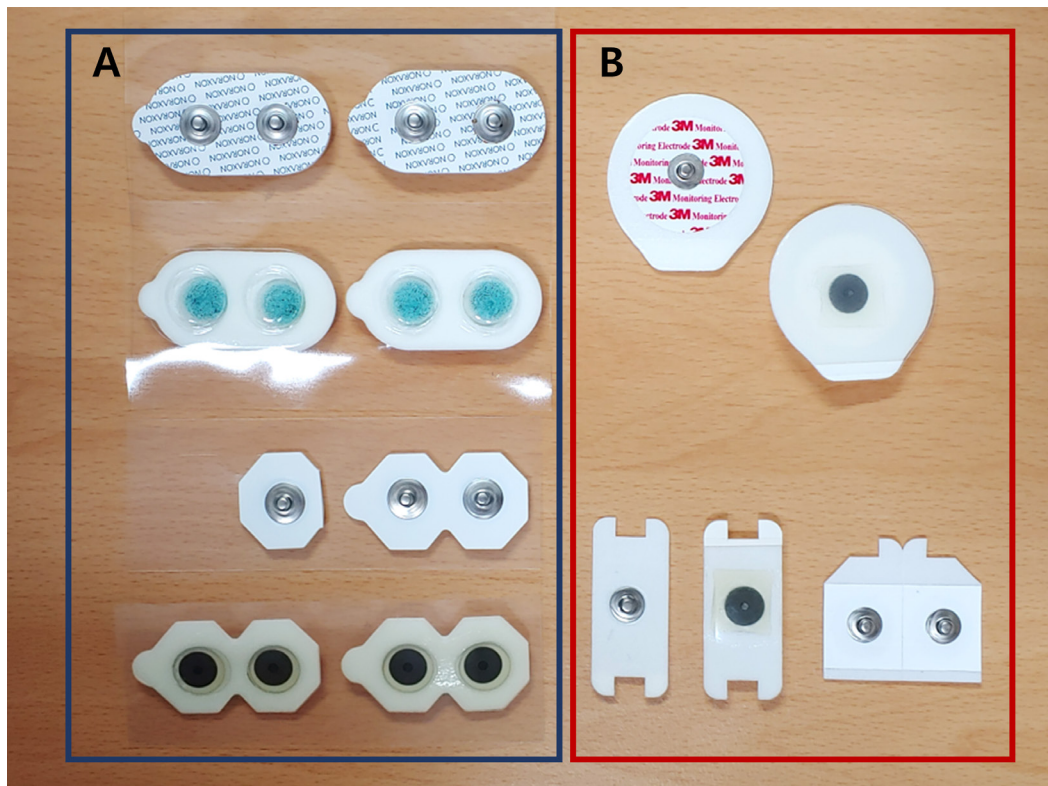


Figure 2. Examples of bipolar and monopolar electrodes for surface electromyography. A. Bipolar electrodes: pre-assembled with a fixed inter-electrode distance of 20 mm, ensuring consistency and reducing signal variability. Bipolar electrodes can be cut into individual units to function as monopolar electrodes if required. B. Monopolar electrodes: single electrodes that can be paired and spaced 20 mm apart to create a bipolar configuration. This modular setup allows flexibility in electrode placement for specific anatomical or experimental needs.

대상 근육의 피부에 위치시킨다. 20mm의 전극 간 간격은 치의학 분야의 표면 근전도 연구에서 선호되는 일반적인 간격이기 때문에 이러한 규격을 사용한 근전도 연구들의 결과를 비교하는 데 도움이 된다. 표면 전극이 검사 도중 떨어지지 않도록 접착 테이프를 사용해 확실하게 부착해야 하는 경우도 있다.

## 2. 근육에 따른 표면 전극의 배치

표면 근전도 검사가 유리한 근육은 표층에 위치하여 근전기 신호가 피부까지 쉽게 도달할 수 있는 근육이다. 치의학 분야에서 주로 검사하는 저작근 및 경부 근육들로는 전측두근, 표층 교근, 이복근 전복(설골상근), 설골하근, 흉쇄유돌근, 상부 승모근, 후경부 근육 등이 있다. 양극 전극의 일반적인 배치 원칙은 근육의 정중선을 따라 근섬유의 방향과 평행하게, 신경 분포 영역(innervation zone)과 근육-건 접합부의 중간 지점에 배치하는 것이다. 전극 부착 전, 알코올 솜으로 피부를 강하게 문질

러 피부 표면을 철저히 닦는다. 전극을 부착할 부위의 피부에 털이 많아 전극 부착이 어려울 경우 제모가 필요할 수도 있다.

### 1) 표층 교근

측두근과 교근은 피부에 가까이 위치하고 있으며 얼굴의 다른 근육들과 명확히 구분되어 있기 때문에 표면 근전도 검사를 위해 좋은 조건을 가지고 있다. 이러한 조건은 신호간섭 현상의 영향을 덜 받는 장점이 될 수 있다<sup>22)</sup>.

표층 교근과 전측두근에 양극 전극을 부착하는 방법으로 몇 가지가 문헌에 소개되어 있는데, 그중 한 방법<sup>23)</sup>을 소개한다. 환자가 이를 악무는 동안, 표층 교근의 전방 변연을 촉진하여 경계를 피부에 표시한다. 입꼬리에서 시작하여 콧볼의 아래 경계와 접촉하는 선을 긋고 첫 번째 기준선(first reference line)으로 정의한다. 그러면 표층 교근의 전방 경계와 첫 번째 기준선이 교차하는 교차점이 만들어진다. 교차점에서 첫 번째 기준선이 콧볼 하부 경계와 접촉하는 지점까지의 길이의 1/4 지점

을 기준점(reference point)으로 정의한다. 단극 전극 하나를 기준점으로부터 첫 번째 기준선의 1cm 위쪽에 부착하고, 다른 전극 하나는 첫 번째 기준선의 1cm 아래에 부착한다. 두 개의 단극 전극을 표층 교근의 전방 변연과 평행하게 배치하면 교근의 근섬유의 배열에 평행하게 된다(Fig. 3).

## 2) 전측두근

전측두근에 대한 표면 전극의 위치는 앞서 표층 교근에 설정하는 방법을 소개한 문헌<sup>23)</sup>에 따라 설명한다. 눈의 외측 안각(lateral canthus)에서 시작하여 콧바퀴의 상부 경계와 접촉하는 선을 두 번째 기준선(second reference line)으로 정의한다. 두 번째 기준선 상에서 외측 안각으로부터 콧바퀴 상부 경계와 접촉하는 지점까지의 길이의 1/4 지점에 단극 전극을 하나 부착한다. 교근에 설정한 기준점과 전측두근에 부착한 단극 전극 지점을 연결하는 선을 세 번째 기준선(third reference line)으로 정의한다. 세 번째 기준선 상에서 첫 번째 단극 전극에서 상방으로 2cm 지점에 두 번째 단극 전극을 부착한다. 이와 같은 방식으로 전극을 배치하면 전측두근의 주행 방향에 대략 일치하여 두 개의 단극 전극이 배열된다(Fig. 3).

## 3) 이복근 전복

이복근 전복에 대해서는 전극 쌍을 해부학적 기준점인 이점(menton)과 설골 부착부 사이의 중간 지점에 위치시킨다(Fig. 4). 이복근 부위의 표면 전극은 신호간섭에 의해 이복근 전복뿐만 아니라 주변 근육인 악설골근과 이설골근 등으로부터도 신호를 받으므로 설골상근의 활동을 반영한다고 할 수 있다<sup>24)</sup>.

## 4) 설골하근

설골하근에 대하여는 한 전극은 후두용기 높이에서 목의 정중선으로부터 2cm 측방에 부착하고, 다른 전극은 첫 번째 전극의 2cm 아래쪽에 부착한다. 두 전극은 정중선과 평행하게 배치한다. 설골하근 부위의 신호는 주로 표층에 위치한 흉골설골근과 견갑설골근으로부터 기원하며, 또한 흉골상근과 갑상설골근으로부터의 신호도 포함될 수 있다<sup>24)</sup>.

## 5) 흉쇄유돌근

흉쇄유돌근에 대한 전극은 유양돌기와 흉골절흔 사이의 중간 지점에 있는 근복에 부착한다(Fig. 4)<sup>25)</sup>.

## 6) 상부 승모근

상부 승모근에 대한 일반적인 전극 위치는 견봉(acromion)과 제7경추(C7)의 극돌기(spinous process) 사이로, 어깨 끝에서 약 2.5cm 떨어진 부위에 배치한다<sup>26,27)</sup>.

## 7) 후경부 근육

후경부 근육의 근활성을 측정하기 위해서는 제4경추(C4) 높이의 척추 근처에, 정중선에서 2cm 측면으로 떨어진 위치에 서, 경추와 평행하게 양극 전극을 배치한다(Fig. 4)<sup>28,29)</sup>.

## 8) 기준 전극

기준 전극(reference electrode) 또는 접지 전극(ground electrode)은 표면 근전도에서 프리앰프의 차동 입력(differential input)을 위한 공통 기준(common reference)을 제공하는 단극 전극이다. 기준 전극은 감지 전극(detecting electrode)에서 가능한 한 멀리 떨어진 전기적으로 중립적인 조직에 배치해야 하는데, 두경부에서는 유양돌기나 제7경추의 극돌기와 같은 뼈 돌출부에 두는 것을 권장한다(Fig. 4).

## 검사 프로토콜

표면 근전도 검사 및 기록 절차는 진료용 의자가 있는 조용하고 독립된 환경에서 수행하며, 조명과 온도는 안정적인 상태로 유지한다. 검사 전, 환자에게 검사 프로토콜에 대해 명확하게 설명하고, 절차에 대한 충분한 이해를 돕기 위해 구체적인 지침을 제공한다.

### 1. 환자의 준비 및 자세

환자는 진료용 의자에 바로 앉은 상태에서 머리를 받치지 않고, 프랑크푸르트 평면(Frankfurt horizontal plane)을 바닥과 평행하게 유지하도록 한다. 환자의 시선은 정면의 고정된 지점을 바라보게 한다. 자세의 일관성은 근전도 검사 결과의 신뢰성과 재현성을 높이는 데 중요하다.

### 2. 안정 시 근전도 기록

환자에게 편안하게 턱의 긴장을 풀게 한 상태(resting jaw

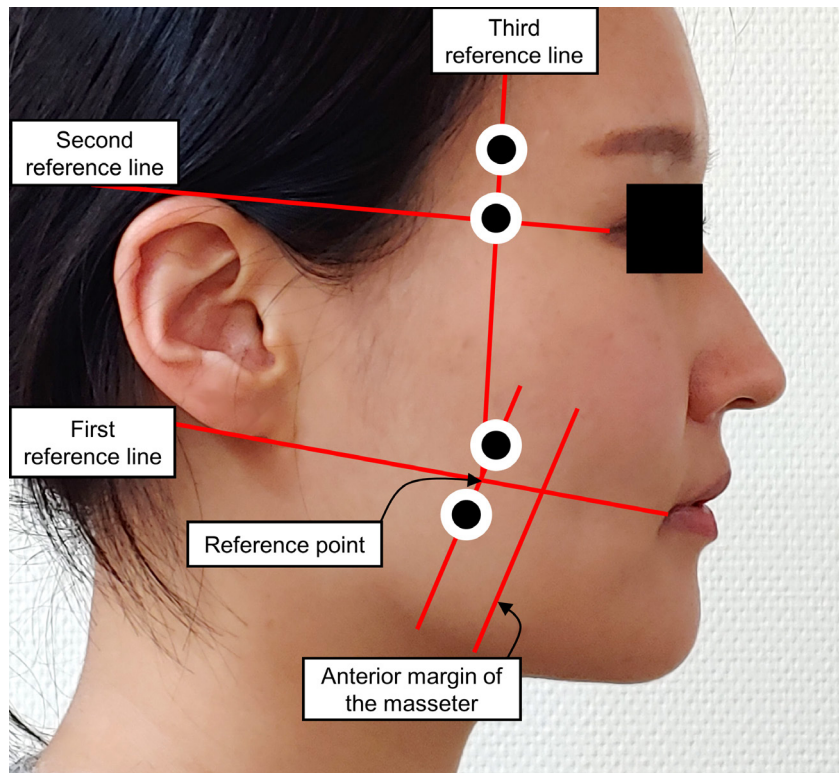


Figure 3. Surface electrode location for the superficial masseter and anterior temporalis muscles.

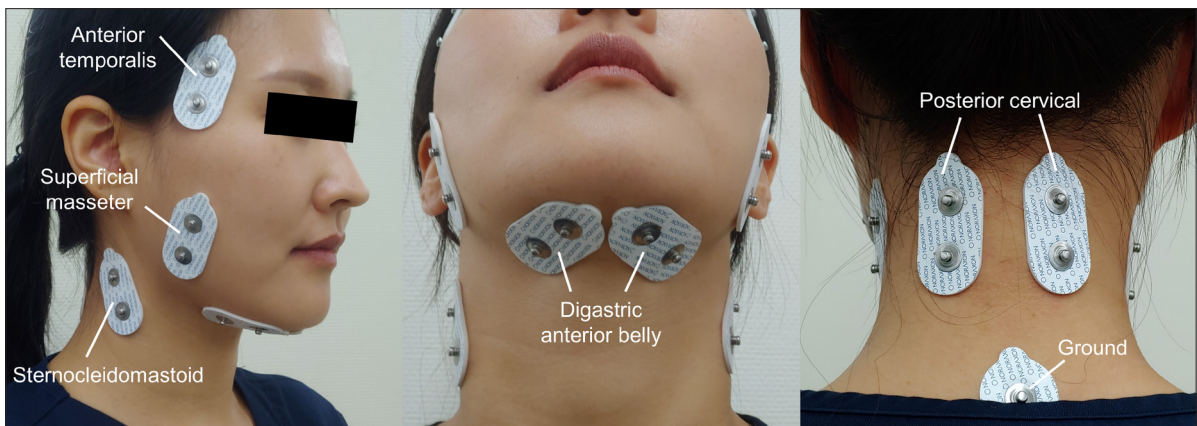


Figure 4. Examples of surface electrode placement for the masticatory and related neck muscles.

condition)에서 일정 시간(예: 30초, 1분) 근전기 신호를 기록한다. 이 과정은 근육의 이완 상태뿐만 아니라 기록된 근전기 신호의 노이즈 여부를 확인하기 위함이다.

### 3. 최대 자발적 수축

근전도 신호의 정규화를 위해 최대 자발적 수축(maximum voluntary contraction, MVC) 동작을 수행한다. 측두근과 교근

의 MVC를 유도하기 위해 다음 두 가지 동작이 흔히 사용된다.

- 1) 교두간접촉위에서 가능한 세계 이를 꽉 물게 한다.
  - 2) 양측 구치부에 코튼롤을 물고 최대한 강하게 깨물도록 한다.
- 각 동작에서 환자는 최대 수축 상태를 3초 동안 유지해야 하며, 검사자는 이를 지속적으로 관찰하고 필요한 경우 피드백을 제공한다. 환자에게 같은 동작을 3회 반복하도록 지시하며, 근 피로를 방지하기 위해 각 동작 사이에 30초에서 1분 정도의 휴식 시간을 제공한다.

#### 4. 추가 작업 및 동작

검사의 목적에 따라 다양한 작업이나 동작을 추가적으로 수행할 수 있다. 저작 활동과 같이 주기적으로 반복되는 동작은 메트로놈 기기를 사용하여 동작 조건을 표준화할 수 있다.

1) 저작 기능 평가: 환자에게 껌을 씹도록 지시하고, 일정 시간(예: 30초 또는 1분) 동안 근육의 활동을 기록한다. 전측두근, 표층 교근, 이복근 전복의 근수축 양상과 근육 간 협응(coordination)을 분석할 수 있다.

2) 개구 및 폐구 동작: 환자가 개구 및 폐구하는 동작을 수행하게 하여 근육의 활동을 기록한다. 개구근과 폐구근의 협응 양상을 평가할 수 있다.

#### 5. 검사 절차의 숙련화

표면 근전도 검사의 신뢰성을 높이기 위해, 환자는 근전도 기록 전에 테스트 작업이나 동작을 통해 절차에 익숙해지는 과정을 거치는 것이 바람직하다. 이를 통해 환자는 검사 과정에서 불편함이나 혼란을 줄이고, 일관되게 작업이나 동작을 수행할 수 있다.

#### 6. 근피로 방지 및 안전성 확보

각 작업과 동작 사이에는 충분한 휴식 시간을 제공하여 근피로를 방지한다. 근피로는 표면 근전도 신호의 변화를 일으킬 수 있으므로, 정확한 평가를 위해 고려하여야 한다. 또한, 검사 도중 환자가 불편함이나 통증을 호소할 경우 즉시 중단하고 적절한 조치를 취한다.

### 검사 결과 분석

표면 근전도의 검사 기록에 대해 일반적으로 분석하는 주요 변수는 신호의 진폭(amplitude)과 파워스펙트럼 주파수(power spectral frequency)이다. 이를 통해 근육의 활성, 피로도, 협응 양상 등을 정량적으로 평가할 수 있다.

#### 1. 진폭

진폭 분석은 근전기 신호의 진폭을 측정하여 근육 활동을 평

가하는 방법이다. 진폭은 근육이 발휘하는 힘에 비례하는 경향이 있으므로, 근육의 활성도와 수축 강도를 정량화하는 데 유용하다. 진폭의 파워(power)를 평가할 때 평균 제곱근(RMS, root mean square) 계산이 흔히 이용된다. RMS 진폭(단위:  $\mu V$ )은 RMS 연산 함수(RMS operation function)를 사용하여 계산되며, 이 과정에서 진폭의 평균값도 함께 도출된다. RMS 값은 신호의 에너지를 정량화하며 이를 통해 근육의 활동을 효과적으로 이해할 수 있다.

다만 근전도 진폭은 절대적인 값이 아니며, 근육의 깊이, 근섬유의 배열 등의 해부학적 요인, 근피로, 혈류량과 같은 생리학적인 요인, 전극의 구조, 배치 간격 등의 신호 검출 시스템 요인, 노이즈 등의 다양한 요인에 의해 영향을 받는다는 점에 유의하여야 한다.

#### 2. 정규화 진폭

표면 근전도의 진폭 변수는 신뢰도(reliability)와 타당도(validity)의 문제를 보완하기 위해 신호 정규화(signal normalization) 과정을 거친다. 근전기 신호는 전극의 구조와 배치, 피부 상태, 근육 두께, 생리적 및 해부학적 차이 등 다양한 요인에 의해 영향을 받는다. 저작근의 근전도 측정에서도 변동성이 크다는 연구 결과가 보고된 바 있다<sup>30,31</sup>. 이러한 변동성을 줄이고 데이터를 비교 가능하게 만들기 위해 정규화 방법이 적용된다.

정규화(normalization)란 특정 작업을 수행할 때 나타나는 근육의 활동 수준을 MVC 작업에서의 근육 활동에 상대적으로 표현하는 방법이다. 이는 근육의 활성도를 비율(%)로 나타내어 상대적 비교를 가능하게 한다. 폐구근인 측두근과 교근의 진폭 신호를 정규화하기 위해 다음과 같은 MVC 동작이 주로 사용된다<sup>32-35</sup>.

- 1) 교두간접촉위에서 가능한 한 세계 이를 깨물기(Fig. 5)
- 2) 양측 구치부에 면봉을 물고 강하게 깨물기

이러한 MVC 작업은 폐구근의 최대 수축 상태를 유도하여 참조값(reference value)을 제공하며, 이후 정규화된 값(정규화 진폭, normalized amplitude)은 다른 근육 활동과 비교하는 데 사용된다.

#### 3. 파워스펙트럼 분석

파워스펙트럼 분석은 근피로 및 운동단위 모집 현상(motor unit recruitment phenomena)을 연구하는 데 널리 활용되는

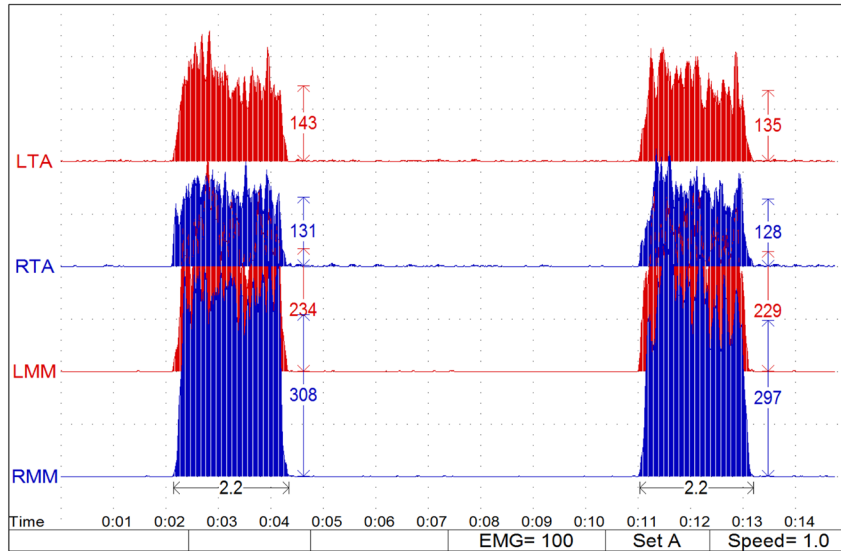


Figure 5. Example of a surface electromyography (EMG) recording during maximum voluntary contraction of the jaw-closing muscles. The following EMG recording was obtained by instructing the participant to perform a teeth-clenching task in the intercuspal position as strongly as possible, repeated two times, each lasting approximately 2 seconds, to achieve maximum voluntary contraction (MVC) of the masseter and temporalis muscles. LTA: left anterior temporalis, RTA: right anterior temporalis, LMM: left superficial masseter, RMM: right superficial masseter, gain: 100  $\mu\text{V}/\text{div}$ , sweep speed: 1.0 s/div.

기법이다<sup>36)</sup>. 이 분석 방법은 근전기 신호의 주파수 분포를 정량화하여 근육의 기능적 상태를 평가하는 데 사용된다.

### 1) 분석 방법

파워스펙트럼 분석에서는 고속 푸리에 변환(FFT, fast Fourier transform)을 사용하여 신호의 주파수 성분을 분석한다. FFT는 시간 영역에 있는 신호를 주파수 영역으로 변환하여, 신호의 에너지가 특정 주파수 대역에 어떻게 분포되어 있는지를 보여준다.

이 과정에서 주로 분석되는 스펙트럼 변수로는 평균 주파수(mean frequency, 단위: Hz)와 중간 주파수(median frequency, 단위: Hz)가 있다. 평균 주파수는 파워스펙트럼의 평균 중심 위치를 나타내며, 운동단위 모집 현상과 관련이 있다. 중간 주파수는 전체 스펙트럼의 누적 에너지를 절반으로 나누는 주파수로, 에너지의 중심 위치를 의미한다. 중간 주파수는 근피로에 따른 파워스펙트럼의 변화를 신뢰성 있게 반영할 수 있어 근육의 피로도 평가에 중요한 변수로 사용되며<sup>37)</sup>, 노이즈에 덜 민감하기 때문에 평균 주파수보다 더 신뢰할 수 있는 지표로 선호된다<sup>38)</sup>.

### 2) 근피로와 주파수 이동

근육이 지속적으로 수축할 때, 근전도 신호의 파워스펙트럼에서 고주파 성분이 감소하고, 저주파 성분으로 이동하는 현상이 관찰된다. 이 현상은 근피로의 전형적인 지표로 간주되며, 근육의 수축이 지속됨에 따라 중간 주파수와 평균 주파수가 점차 낮아지는 경향을 보인다(Fig. 6)<sup>39,40)</sup>.

### 4. 기능 지수

표면 근전도에서는 특정 피험자에게서 기대되는 정상 또는 이상적인 진폭(단위:  $\mu\text{V}$ ) 값이 명확하게 정해져 있지 않다. 절대적인 진폭 값보다는 양측 근육이나 밀접하게 관련된 근육 간의 상대적 균형이 임상적으로 더 중요하게 평가된다. 이러한 균형은 동형 근육(homologous muscles), 협력근(synergistic muscles), 길항근(antagonistic muscles) 간의 비대칭성 및 협응을 의미하기 때문이다<sup>41-43)</sup>.

RMS 진폭 변수로부터 계산할 수 있는 기본적인 두 가지 기능 지수(function index)는 '활동 지수(activity index)'와 '비대칭 지수(asymmetry index)'이다<sup>44)</sup>.

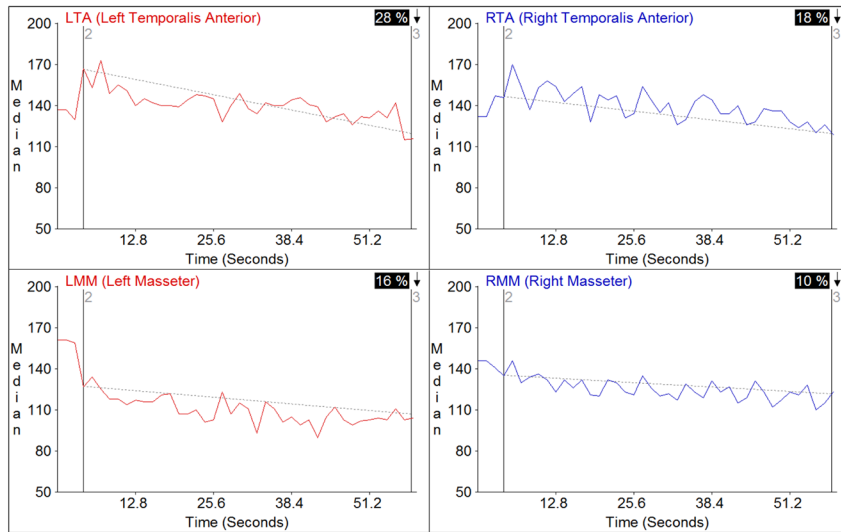


Figure 6. Example of power spectrum analysis. This analysis demonstrates the changes in the median frequency of the bilateral anterior temporalis (LTA and RTA) and superficial masseter (LMM and RMM) muscles during 50-second teeth clenching task. The median frequency gradually decreases over time, indicating muscle fatigue in both the temporalis and masseter muscles. The percentage values in each plot represent the relative decline in median frequency for each muscle. LTA: left anterior temporalis, RTA: right anterior temporalis, LMM: left superficial masseter, RMM: right superficial masseter.

### 1) 활동 지수

활동 지수는 전측두근과 표층 교근의 수축 활성화에 대한 정량적 기여도를 비교하기 위해 사용된다. 활동 지수는 다음의 수식으로 정의된다.

$$\text{Activity Index} = (A_{MS} - A_{TA}) / (A_{MS} + A_{TA}) \times 100$$

$A_{MS}$ : 특정 작업에 대한 표층 교근의 RMS 진폭

$A_{TA}$ : 특정 작업에 대한 전측두근의 RMS 진폭

활동 지수의 범위는 -100%에서 +100%까지로, +100%는 표층 교근만의 독점적 활동을 의미하고, 지수가 0%이면, 두 근육의 기여도가 동일함을 의미한다. 지수가 음수인 경우, 전측두근의 기여도가 더 큼을 나타내며, 지수가 양수인 경우, 표층 교근의 기여도가 더 큼을 의미한다. 이 지수는 좌우 각각의 RMS 진폭 데이터를 사용하여 우측과 좌측에 대해 개별적으로 계산한다.

### 2) 비대칭 지수

비대칭 지수는 좌우 근육의 비대칭성을 평가하기 위해 사용된다. 이 지수는 우측 근육과 좌측 근육의 RMS 진폭 차이를 계산하는 지수로, 다음의 수식으로 정의된다.

$$\text{Asymmetry Index} = (A_{\text{right}} - A_{\text{left}}) / (A_{\text{right}} + A_{\text{left}}) \times 100$$

$A_{\text{right}}$ : 특정 작업에 대한 우측 근육의 RMS 진폭

$A_{\text{left}}$ : 특정 작업에 대한 좌측 근육의 RMS 진폭

비대칭 지수의 범위는 -100%에서 +100%까지로, 양수인 경우, 우측 근육의 활동이 더 강함을 의미하고 음수인 경우, 좌측 근육의 활동이 더 강함을 의미한다. 지수가 0%이면, 양측 근육의 활동이 대칭적임을 의미한다. 비대칭 지수는 각각의 근육에 대해 개별적으로 계산한다. 각 근육의 우측과 좌측의 RMS 진폭 데이터는 조건 또는 시험 작업에 대해 좌우 근육 활동의 대칭성을 평가할 수 있다.

## 치의학에서 표면 근전도의 주요 활용

### 1. 측두하악장애

측두하악장애(temporomandibular disorders, TMD)는 턱 관절 및 저작근의 기능 이상으로 인해 통증, 개구 제한, 관절 잡음 등의 증상이 나타나는 질환이다. 표면 근전도는 교근, 측두근 등 저작근의 활성을 측정하여 근육의 긴장도, 비대칭성, 비정상적 근육 활동을 평가하는 데 유용한 도구로 활용된다.

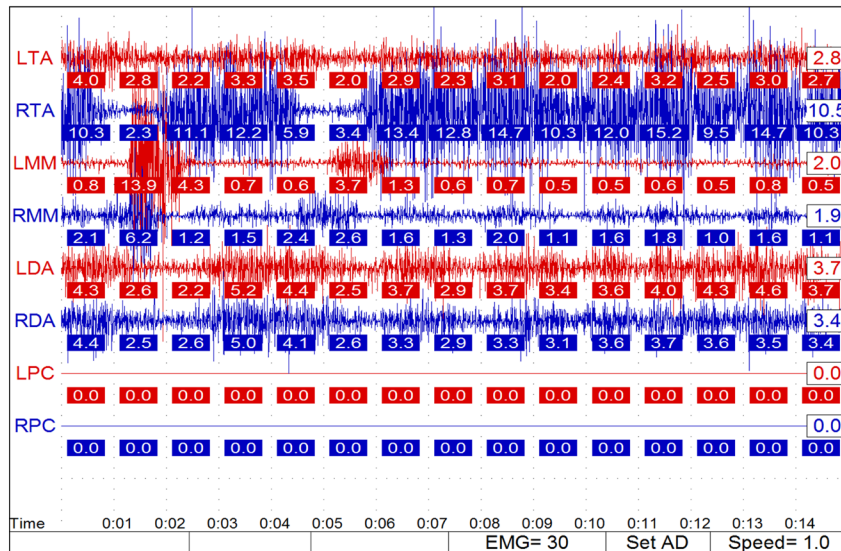


Figure 7. Example of a surface electromyography (EMG) tracing in a patient with oromandibular dystonia. This is a surface EMG recording of a 72-year-old female patient showing spontaneous lateral jaw movements during rest. The EMG traces reveal variations in muscle activity, with notable asynchronous and irregular patterns associated with dystonic movements. LTA: left anterior temporalis, RTA: right anterior temporalis, LMM: left superficial masseter, RMM: right superficial masseter, LDA: left digastric anterior belly, RDA: right digastric anterior belly, LPC and RPC: idle channels, gain: 30 µV/div, sweep speed: 1.0 s/div.

연구에 따르면, 정적인 활동에 대한 표면 근전도 분석을 통해 측두하악장애 환자와 정상인을 구분할 수 있다. 측두하악장애 환자는 안정 시 저작근의 평균 근활성 값( $2.5 \pm 1.3 \mu V$ )이 정상인( $1.9 \sim 1.2 \mu V$ )보다 높게 나타났으며, MVC 동안의 근활성 값은 정상인( $110.3 \pm 83.0 \mu V$ )이 측두하악장애 환자( $66.8 \pm 35.2 \mu V$ )보다 더 높았다<sup>45</sup>). 또한, MVC 동안의 표준화된 총 근육 활성은 측두하악장애 환자가  $88.7 \sim 117.6 \mu V$ 로, 정상인( $131.7 \mu V$ )보다 낮은 경향을 보였다<sup>46</sup>). 측두근의 대칭성 평가에서도 측두하악장애 환자는 대칭성이 낮은 패턴을 보였으며<sup>46</sup>), MVC 동안 교근의 비대칭성(30.5% vs. 19.1%) 및 후측두근의 비대칭성(30.1% vs. 17.4%)이 정상인에 비해 더 크게 나타났다<sup>47</sup>). 안정위에서도 악이복근의 비대칭 지수는 측두하악장애 환자(17.2%)가 정상인(8.8%)보다 더 높았다<sup>47</sup>).

표면 근전도는 치료 효과를 평가하는 데도 효과적이다. 물리치료, 교합 조정, 보툴리눔 독소 주사 등의 치료 후 근육 활동의 변화를 모니터링함으로써 치료의 효과를 정량적으로 평가할 수 있다. 예를 들어, 교합안정장치를 사용한 치료 후에는 저작근의 근활성이 감소하고, 근육 대칭성이 개선되며, 측두근과 교근 간의 균형이 회복되는 효과가 보고되었다<sup>48,49</sup>).

## 2. 구강안면 운동장애

표면 근전도는 운동장애의 진단에 유용한 전기생리학적 평가 방법이다<sup>50</sup>). 근긴장이상증(dystonia)은 지속적이거나 간헐적인 근육의 비정상적 수축으로 인해 반복적인 움직임, 비정상적인 자세 또는 이들의 복합적인 증상이 발생하는 운동장애이다<sup>51</sup>). 구강하악근긴장이상증은 국소형 근긴장이상증의 한 형태로, 저작근, 하안면 근육 및 혀 근육이 이환되는 질환이다. 구강하악근긴장이상증 환자는 비자발적인 턱의 개구, 폐구, 편위, 입술 및 혀의 비정상적인 움직임 또는 이들의 복합적인 증상을 보일 수 있다<sup>52-55</sup>).

미국구강내과학회(American Academy of Oral Medicine)는 구강하악근긴장이상증의 평가를 위해 자기공명영상, 근긴장이상증 평가척도와 함께 근전도의 사용을 권장하고 있다<sup>56</sup>). 표면 근전도 검사에서 구강하악근긴장이상증 환자의 근긴장이상과 관련된 근전기 신호는 안정 상태에서 지속적이거나 간헐적인 근수축, 여러 근육의 동기화된 수축 및 높은 평균 진폭을 보인다(Fig. 7)<sup>57</sup>). 표면 근전도는 구강하악근긴장이상증 환자의 치료 효과를 평가하는 데도 유용하다. 약물요법이나 보툴리눔 독소 주사 후 임상적인 증상과 징후의 개선과 함

계 안정 시 근전기 신호가 안정되거나 평균 진폭이 감소됨을 확인할 수 있다<sup>58)</sup>.

### 3. 교정치료

교정치료 과정에서 저작근과 주변 근육의 기능적 변화는 교합 안정성과 치료 결과에 중요한 영향을 미친다. 표면 근전도는 저작근의 활동과 악구강계의 해부학적 구조 사이의 관계를 밝히는 데 기여하며, 부정교합의 임상 진단 및 치료 평가에 유용한 도구로 활용될 수 있다. 표면 근전도를 활용한 연구들에서 부정교합의 수직적, 전후방, 횡적 유형에 따라 저작근의 활동이 다르게 나타난다는 점이 확인되었다<sup>59-61)</sup>. 골격성 부정교합은 저작근의 활동 저하 및 대칭성 저하와 관련이 있었고<sup>62)</sup>, 횡방향의 부정교합은 저작 패턴의 불균형을 초래하는 것으로 나타났다<sup>59,63)</sup>.

표면 근전도는 교정치료 전후 근육의 기능적 변화를 평가하는 데도 유용하다. 치료 전에는 교합 이상으로 인해 발생하는 비정상적인 근육 활동을 확인하고 치료 계획에 반영할 수 있다. 치료 중에는 교정장치 착용 후 근육 활동의 변화를 추적하여 부정적인 영향을 최소화하고 치료를 최적화할 수 있다. 표면 근전도를 활용한 연구에서 기능성 장치는 주간에 자발적인 이악물기와 함께 사용하는 것이 더 효과적이며<sup>64,65)</sup>, 구순근과 저작근의 균형이 개선됨이 확인되었다<sup>66,67)</sup>. Herbst 장치와 Forsus 장치와 같은 고정형 장치는 교근과 측두근의 근신경계 적응을 유도하여 6개월 후 치료 효과가 안정화되는 경향을 보였다<sup>68,69)</sup>. 외과적 교정 후에 근육의 활동이 증가하였으나, 정상 교합 환자보다 낮은 수준을 유지하는 경향도 관찰되었다<sup>70,71)</sup>.

### 4. 치과 보철치료 및 임플란트 수복치료

치과 보철수복에서는 교합 안정성과 저작 효율을 유지하는 것이 중요하다. 표면 근전도는 보철물 설계 및 교합조정 과정에서 근육의 기능을 정량적으로 평가할 수 있는 도구로 활용된다. 보철수복 치료를 위해 환자의 근육 활동 패턴을 분석하여, 환자의 개인적인 교합 특성을 반영한 맞춤형 보철물을 설계할 수 있다.

표면 근전도는 무치악 환자에서 총의치 장착 후의 적응 과정을 이해하고, 재활 기간을 예측하는 데 유용한 정보를 제공한다. 무치악 환자가 새로운 완전 틀니에 적응하는 과정은 약 3개월 정도 소요되며, 이 기간에 저작근의 근전도 활동과 저작 패턴이 변화하다가 시간이 지남에 따라 이전의 기능 패턴으로 회

복되는 경향이 확인되었다<sup>72)</sup>. 임플란트 지지 보철물과 가철식 피개의치는 무치악 환자의 저작 및 이악물기 시 근육 활동을 증가시키는 효과적인 재활 방법으로, 임플란트 지지 보철물은 자연 치아 보유자보다 이악물기 시 더 높은 저작근 활동을 보이며, 음식의 경도가 높을수록 저작근 활동이 증가하는 것으로 나타났다<sup>73)</sup>. 상악악에 모두 고정형 보철물을 장착한 환자는 자연 치아를 가진 대조군과 유사한 근전도 특성을 보였으나, 상악에 가철성 보철물을 장착한 환자는 저작 대칭성이 낮고 근육 패턴이 불균형한 것으로 나타났다<sup>74,75)</sup>.

## 결론

표면 근전도는 비침습적이고 안전한 검사 방법으로, 저작근의 기능적 상태를 정량적으로 평가할 수 있는 유용한 도구이다. 본 논문에서는 표면 근전도의 원리, 검사 과정 및 결과 분석 방법을 종합적으로 소개하여, 임상가와 연구자들이 효과적으로 활용하는 데 도움을 주고자 하였다. 표면 근전도는 측두하악장애, 구강하악근긴장이상증, 교정치료, 치과 보철수복 등에 중요한 진단 및 치료 평가 방법으로 활용되고 있으며, 향후 치의학에서 임상적 활용 범위가 더욱 확대될 것으로 기대된다.

Conflicts of Interest: None

## Reference

1. Widmalm SE, Lillie JH, Ash MM Jr. Anatomical and electromyographic studies of the lateral pterygoid muscle. *J Oral Rehabil* 1987; 14: 429-46.
2. Salame TH, Peck CC, Murray GM. A new method for lateral pterygoid electromyographic electrode placement. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 224-31.
3. Allami Sanjani M, Tahami E, Veisi G. Synchronous muscle synergy evaluation of jaw muscle activities during chewing at different speeds, a preliminary study. *Brain Sci* 2023; 13: 1344.
4. Farella M, Palumbo A, Milani S, Avecone S, Gallo LM, Michelotti A. Synergist coactivation and substitution pattern of the human masseter and temporalis muscles during sustained

- static contractions. *Clin Neurophysiol* 2009; 120: 190-7.
5. Gray H, Standring S. *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice*. 41th ed ed. Amsterdam: Elsevier; 2015.
  6. Uchida S, Inoue H, Maeda T. Electromyographic study of the activity of jaw depressor muscles before initiation of opening movements. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 503-10.
  7. Pancherz H, Winnberg A, Westesson PL. Masticatory muscle activity and hyoid bone behavior during cyclic jaw movements in man. A synchronized electromyographic and videofluorographic study. *Am J Orthod* 1986; 89: 122-31.
  8. Widmalm SE, Lillie JH, Ash MM Jr. Anatomical and electromyographic studies of the digastric muscle. *J Oral Rehabil* 1988; 15: 3-21.
  9. Gehrking E, Klostermann W, Wessel K, Remmert S. Electromyography of the infrahyoid muscles - part 1: normal findings. *Laryngorhinootologie* 2001; 80: 662-5.
  10. Shimazaki K, Matsubara N, Hisano M, Soma K. Functional relationships between the masseter and sternocleidomastoid muscle activities during gum chewing. *Angle Orthod* 2006; 76: 452-8.
  11. Giannakopoulos NN, Hellmann D, Schmitter M, Kruger B, Hauser T, Schindler HJ. Neuromuscular interaction of jaw and neck muscles during jaw clenching. *J Orofac Pain* 2013; 27: 61-71.
  12. Häggman-Henrikson B, Nordh E, Eriksson PO. Increased sternocleidomastoid, but not trapezius, muscle activity in response to increased chewing load. *Eur J Oral Sci* 2013; 121: 443-9.
  13. Fuglevand AJ, Winter DA, Patla AE, Stashuk D. Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing. *Biol Cybern* 1992; 67: 143-53.
  14. Castroflorio T, Icardi K, Torsello F, Deregibus A, Debernardi C, Bracco P. Reproducibility of surface EMG in the human masseter and anterior temporalis muscle areas. *Cranio* 2005; 23: 130-7.
  15. Castroflorio T, Farina D, Bottin A, Piancino MG, Bracco P, Merletti R. Surface EMG of jaw elevator muscles: effect of electrode location and inter-electrode distance. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 411-7.
  16. Castroflorio T, Icardi K, Becchino B, Merlo E, Debernardi C, Bracco P, et al. Reproducibility of surface EMG variables in isometric sub-maximal contractions of jaw elevator muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 2006; 16: 498-505.
  17. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 361-74.
  18. Van Eijden TM, Korfage JA, Brugman P. Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles. *Anat Rec* 1997; 248: 464-74.
  19. Castroflorio T, Farina D, Bottin A, Debernardi C, Bracco P, Merletti R, et al. Non-invasive assessment of motor unit anatomy in jaw-elevator muscles. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 708-13.
  20. Burdette BH, Gale EN. Reliability of surface electromyography of the masseteric and anterior temporal areas. *Arch Oral Biol* 1990; 35: 747-51.
  21. Suvinen TI, Malmberg J, Forster C, Kempainen P. Postural and dynamic masseter and anterior temporalis muscle EMG repeatability in serial assessments. *J Oral Rehabil* 2009; 36: 814-20.
  22. Mesin L. Crosstalk in surface electromyogram: literature review and some insights. *Phys Eng Sci Med* 2020; 43: 481-92.
  23. Im YG, Han SH, Park JI, Lim HS, Kim BG, Kim JH. Repeatability of measurements of surface electromyographic variables during maximum voluntary contraction of temporalis and masseter muscles in normal adults. *J Oral Sci* 2017; 59: 233-45.
  24. Kwon JS, Han SH, Im YG. Effect of passive jaw opening on the electromyographic activity of the temporalis, masseter, digastric, and infrahyoid muscles in healthy adults. *Cranio* 2024; 42: 736-44.
  25. Falla D, Dall'Alba P, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles--a basis for clinical and research electromyography applications. *Clin Neurophysiol* 2002; 113: 57-63.
  26. Mathiassen SE, Winkel J, Hagg GM. Normalization of sur-

- face EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies - a review. *J Electromyogr Kinesiol* 1995; 5: 197-226.
27. Zanca GG, Oliveira AB, Ansanello W, Barros FC, Mattiello SM. EMG of upper trapezius--electrode sites and association with clavicular kinematics. *J Electromyogr Kinesiol* 2014; 24: 868-74.
  28. Sommerich CM, Joines SM, Hermans V, Moon SD. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 377-98.
  29. Maroufi N, Ahmadi A, Mousavi Khatir SR. A comparative investigation of flexion relaxation phenomenon in healthy and chronic neck pain subjects. *Eur Spine J* 2013; 22: 162-8.
  30. Dahan J, Boitte C. Comparison of the reproducibility of EMG signals recorded from human masseter and lateral pterygoid muscles. *J Dent Res* 1986; 65: 441-7.
  31. Castrolforio T, Bracco P, Farina D. Surface electromyography in the assessment of jaw elevator muscles. *J Oral Rehabil* 2008; 35: 638-45.
  32. Nadeau S, Bilodeau M, Delisle A, Chmielewski W, Arsenault AB, Gravel D. The influence of the type of contraction on the masseter muscle EMG power spectrum. *J Electromyogr Kinesiol* 1993; 3: 205-13.
  33. Ferrario VF, Sforza C, Colombo A, Ciusa V. An electromyographic investigation of masticatory muscles symmetry in normo-occlusion subjects. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 33-40.
  34. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 2004; 32: 451-7.
  35. Lodetti G, Mapelli A, Musto F, Rosati R, Sforza C. EMG spectral characteristics of masticatory muscles and upper trapezius during maximum voluntary teeth clenching. *J Electromyogr Kinesiol* 2012; 22: 103-9.
  36. Merletti R, Parker P. *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*. Piscataway, NJ: Hoboken; 2004.
  37. van Boxtel A, Goudswaard P, van der Molen GM, van den Bosch WE. Changes in electromyogram power spectra of facial and jaw-elevator muscles during fatigue. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 1983; 54: 51-8.
  38. Stulen FB, DeLuca CJ. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Trans Biomed Eng* 1981; 28: 515-23.
  39. Palla S, Ash MM Jr. Power spectral analysis of the surface electromyogram of human jaw muscles during fatigue. *Arch Oral Biol* 1981; 26: 547-53.
  40. Naeije M. Correlation between surface electromyograms and the susceptibility to fatigue of the human masseter muscle. *Arch Oral Biol* 1984; 29: 865-70.
  41. Rodrigues-Bigaton D, Berni KC, Almeida AF, Silva MT. Activity and asymmetry index of masticatory muscles in women with and without dysfunction temporomandibular. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2010; 50: 333-8.
  42. Wozniak K, Piatkowska D, Lipski M, Mehr K. Surface electromyography in orthodontics - a literature review. *Med Sci Monit* 2013; 19: 416-23.
  43. Tomonari H, Seong C, Kwon S, Miyawaki S. Electromyographic activity of superficial masseter and anterior temporal muscles during unilateral mastication of artificial test foods with different textures in healthy subjects. *Clin Oral Investig* 2019; 23: 3445-55.
  44. Naeije M, McCarroll RS, Weijs WA. Electromyographic activity of the human masticatory muscles during submaximal clenching in the inter-cuspal position. *J Oral Rehabil* 1989; 16: 63-70.
  45. Pinho JC, Caldas FM, Mora MJ, Santana-Penin U. Electromyographic activity in patients with temporomandibular disorders. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 985-90.
  46. Tartaglia GM, Moreira Rodrigues da Silva MA, Bottini S, Sforza C, Ferrario VF. Masticatory muscle activity during maximum voluntary clench in different research diagnostic criteria for temporomandibular disorders (RDC/TMD) groups. *Man Ther* 2008; 13: 434-40.
  47. Liu ZJ, Yamagata K, Kasahara Y, Ito G. Electromyographic examination of jaw muscles in relation to symptoms and occlusion of patients with temporomandibular joint disorders. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 33-47.
  48. Ferrario VF, Sforza C, Tartaglia GM, Dellavia C. Immediate

- effect of a stabilization splint on masticatory muscle activity in temporomandibular disorder patients. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 810-5.
49. Botelho AL, Silva BC, Gentil FH, Sforza C, da Silva MA. Immediate effect of the resilient splint evaluated using surface electromyography in patients with TMD. *Cranio* 2010; 28: 266-73.
  50. Chen KS, Chen R. Principles of Electrophysiological Assessments for Movement Disorders. *J Mov Disord* 2020; 13: 27-38.
  51. Albanese A, Bhatia K, Bressman SB, DeLong MR, Fahn S, Fung VS, et al. Phenomenology and classification of dystonia: a consensus update. *Mov Disord* 2013; 28: 863-73.
  52. Balasubramaniam R, Ram S. Orofacial movement disorders. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2008; 20: 273-85.
  53. Esper CD, Freeman A, Factor SA. Lingual protrusion dystonia: frequency, etiology and botulinum toxin therapy. *Parkinsonism Relat Disord* 2010; 16: 438-41.
  54. Slaim L, Cohen M, Klap P, Vidailhet M, Perrin A, Brasnu D, et al. Oromandibular Dystonia: Demographics and Clinical Data from 240 Patients. *J Mov Disord* 2018; 11: 78-81.
  55. Yoshida K. Oromandibular dystonia screening questionnaire for differential diagnosis. *Clin Oral Investig* 2019; 23: 405-11.
  56. France K, Stoopler ET. The American Academy of Oral Medicine Clinical Practice Statement: Oromandibular dystonia. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2018; 125: 283-5.
  57. Kim JH, Kim BG, Im YG. Surface electromyography for evaluating patients with oromandibular dystonia. *Cranio* 2024; 42: 316-24.
  58. Im YG, Kim JH, Kim BG. Evaluation of treatment outcomes in oromandibular dystonia using surface electromyography: a case series. *J Oral Med Pain* 2021; 46: 143-9.
  59. Moreno I, Sanchez T, Ardizzone I, Aneiros F, Celetin A. Electromyographic comparisons between clenching, swallowing and chewing in jaw muscles with varying occlusal parameters. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2008; 13: E207-13.
  60. Piancino MG, Farina D, Talpone F, Merlo A, Bracco P. Muscular activation during reverse and non-reverse chewing cycles in unilateral posterior crossbite. *Eur J Oral Sci* 2009; 117: 122-8.
  61. Yousefzadeh F, Shcherbatyy V, King GJ, Huang GJ, Liu ZJ. Cephalometric and electromyographic study of patients of East African ethnicity with and without anterior open bite. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137: 236-46.
  62. Ciccone de Faria Tdos S, Hallak Regalo SC, Thomazinho A, Vitti M, de Felicio CM. Masticatory muscle activity in children with a skeletal or dentoalveolar open bite. *Eur J Orthod* 2010; 32: 453-8.
  63. Tecco S, Tete S, Festa F. Electromyographic evaluation of masticatory, neck, and trunk muscle activity in patients with posterior crossbites. *Eur J Orthod* 2010; 32: 747-52.
  64. Tabe H, Ueda HM, Kato M, Nagaoka K, Nakashima Y, Matsumoto E, et al. Influence of functional appliances on masticatory muscle activity. *Angle Orthod* 2005; 75: 616-24.
  65. Hiyama S, Kuribayashi G, Ono T, Ishiwata Y, Kuroda T. Nocturnal masseter and suprahyoid muscle activity induced by wearing a bionator. *Angle Orthod* 2002; 72: 48-54.
  66. Saccucci M, Tecco S, Ierardoa G, Luzzi V, Festa F, Polimeni A. Effects of interceptive orthodontics on orbicular muscle activity: a surface electromyographic study in children. *J Electromyogr Kinesiol* 2011; 21: 665-71.
  67. Erdem A, Kilic N, Erozu B. Changes in soft tissue profile and electromyographic activity after activator treatment. *Aust Orthod J* 2009; 25: 116-22.
  68. Leung DK, Hagg U. An electromyographic investigation of the first six months of progressive mandibular advancement of the Herbst appliance in adolescents. *Angle Orthod* 2001; 71: 177-84.
  69. Sood S, Kharbanda OP, Duggal R, Sood M, Gulati S. Muscle response during treatment of Class II Division 1 malocclusion with Forsus Fatigue Resistant Device. *J Clin Pediatr Dent* 2011; 35: 331-8.
  70. Trawitzki LV, Dantas RO, Mello-Filho FV, Marques W Jr. Effect of treatment of dentofacial deformities on the electromyographic activity of masticatory muscles. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2006; 35: 170-3.
  71. van den Braber W, van der Glas H, van der Bilt A, Bosman

- F. Masticatory function in retrognathic patients, before and after mandibular advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2004; 62: 549-54.
72. Piancino MG, Farina D, Talpone F, Castroflorio T, Gassino G, Margarino V, et al. Surface EMG of jaw-elevator muscles and chewing pattern in complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 863-70.
73. von der Gracht I, Derks A, Haselhuhn K, Wolfart S. EMG correlations of edentulous patients with implant overdentures and fixed dental prostheses compared to conventional complete dentures and dentates: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2017; 28: 765-73.
74. Dellavia C, Francetti L, Rosati R, Corbella S, Ferrario VF, Sforza C. Electromyographic assessment of jaw muscles in patients with All-on-Four fixed implant-supported prostheses. *J Oral Rehabil* 2012; 39: 896-904.
75. Mostovei M, Solomon O, Chele N, Sinescu C, Duma VF, Mostovei A. Electromyographic evaluation of muscle activity in patients rehabilitated with full arch fixed implant-supported prostheses. *Medicina (Kaunas)* 2023; 59: 299.