

mCFAR과 CLMS 필터를 이용한 교근의 휴지기 기간 측정법

김덕영 · 박중호 · 양덕진 · 강병길 · 김태훈 · *이영석 · 김성훈

서울시립대학교 공과대학 전자전기공학부, *칭운대학교 전자공학과

(1999년 8월 20일 접수, 1999년 12월 23일 채택)

A Measuring Method of Duration of Masseteric Silent Period using mCFAR and CLMS filter

D.Y. Kim, J.H. Park, D.J. Yang, B.K. Kang, T.H. Kim, *Y.S. Lee, S.H. Kim

School of Electronics and Electrical Engineering, College of Engineering, University of Seoul,

*Dept. of Electronics, Chung woon University

(Received August 20, 1999. Accepted December 23, 1999)

요약 : 상악(maxilla)과 하악(mandibular)의 최대 교합상태에서 하악을 기계적으로 자극(jaw jerk)할 경우 교근(masseter muscle)의 근진도(electromyography)에서는 근신호가 일시적으로 침묵하는 형태의 휴지기(silent period) 현상이 발생한다. 턱관절 질환(temporo-mandibular joint dysfunction)이 없는 정상인의 경우 24ms 정도의 휴지기가 나타나지만, 턱관절 질환 환자의 경우 평균 60ms정도임을 볼 때 휴지기는 턱관절 질환을 진단하는 중요한 요소라 할 수 있다. 본 논문에서는 이러한 휴지기 기간을 자동적으로 결정하기 위해 mCFAR 알고리즘을 제안하고, CLMS 적응 필터를 사용하여 근진도 신호의 왜곡을 가져오는 전원 잡음의 영향을 효과적으로 제거하였다. 실험 결과 전원 잡음에 대해 강건하며, 정확한 휴지기 기간을 결정할 수 있었다.

Abstract : A mechanical stimulation to the mandibular symphysis during a maximal voluntary clenching of the teeth always produces a jaw jerk followed by a silent period (transient stops) in the masseteric EMG(electromyography). The durations of the silent periods for the normal subjects fell between 20 and 30 ms with a mean of 24 ms. In contrast, the durations of the silent periods for the TMJ patients fell between 23 and 152 ms with a mean of 60 ms. The measurement of the duration of the silent period may be a useful diagnostic tool. In this paper, we propose a new algorithm for determining the duration of the masseter silent period. The decision approach is essentially based upon mCFAR(modified constant false alarm rate) detector. The adaptive digital notch filter using CLMS(constrained least mean-squared) algorithm is used for the elimination of powerline(60Hz) noise. The algorithm for measurement of the EMG silent period has been applied successfully to real masseteric EMG data.

Key words : Jaw jerk, Masseteric silent period, TMJ, Electromyography, CLMS adaptive filtering, CFAR

서 론

교근(masseter muscle)의 근진도(electromyography) 분석은 턱관절 질환인 TMJ(temporo-mandibular joint dysfunction) 증후군의 객관적인 진단에 필요한 요소로 알려져 있다. TMJ 증

후군이란 교근의 통증, 하악운동의 어려움(입을 잘 벌리지 못함), 턱관절음(턱을 움직일 때 “딱 딱”소리가 남)의 발생 등을 나타내는 증상이다. 특히, 상악과 하악의 최대 교합(maximal clenching)의 상태에서 턱을 기계적[1-2]으로 가볍게 가격한 직후 발생하는 일시적인 휴지기(silent period, 이하 SP)는 턱관절 질환을 가지고 있는 환자를 판단하는데 있어 중요한 의미를 갖는다. 이 때 정상인의 경우 20ms 정도의 휴지기가 나타나며, 턱관절 질환 환자의 경우 평균 60ms정도로 보고되고있다[1]. 그러므로 교근의 SP 기간(duration) 측정은 이러한 질병 등의 정확한 진단을 위해 필요한 요소라 할 수 있다.

통신서자 : 김덕영, (130-743) 서울시 동대문구 전농동 90
서울시립대학교 전자전기공학부
Tel. (02)2210-2931, Fax. (02)2249-6802
E-mail: dykim@uoscc.uos.ac.kr

SP는 근육의 수축시 자극으로 인해 순간적이며, 일시적으로 근육의 전기적 활동이 감소하는 기간이다.

Besette 등[1]은 정상인과 턱관절 환자의 SP 기간 비교에서 TMJ환자의 SP가 더 길어짐을 실험적으로 입증하였으나, SP 기간을 결정하기 위한 문턱치(threshold value)를 0.2mV로 제한하여 실험하였다. Yamada 등[2]은 마이크로 컴퓨터를 이용한 자동화된 SP 기간측정 시스템을 발표하였으나, 역시 문턱치를 설정하는데 있어 최대 교합 상태의 교근의 근전도 신호에서 최대값의 4%로 결정하였다. 이는 다양한 SP 현상을 분석하는데 있어 여러 가지 문제점을 가지고 있음이 밝혀졌다. Takada 등[4]은 이를 개선하기 위해 반복된 실험을 통해 얻은 여러 개의 SP 기간을 포함한 근전도 신호를 평활화(rectifying)한 후 평균값을 구하였으며, SP 기간의 시작점과 끝점을 검출하기 위한 배열과정을 거쳐 실험적으로 문턱치를 설정하였다. 그러나 이와 같은 시도는 순간적인 SP 기간을 단번에 구할 수 없고 평균값을 구해야하며, 문턱치의 결정에 있어서 역시 임의로 수치를 결정하였다는 단점을 가지고 있다.

이러한 단점 외에도 타 연구자들[1-4]의 실험과정은 실험시의 외부환경 잡음(대표적인 것으로 전원잡음등)을 고려치 않은 상태에서 실험한 결과를 가지고 발표되었기 때문에 다양한 실험실 환경에서 측정할 경우 외부 잡음으로 인해 SP를 포함한 교근의 근전도 신호가 왜곡되어 정확한 SP 기간을 검출하지 못하는 단점을 가지고 있다. 이와 같이 현재까지 SP 기간을 결정하는데 있어서 임의로 문턱치를 결정하는 등 정확한 방법이 발표되지 않아 많은 논란이 있다.

본 논문에서는 정확한 SP 기간을 결정하기 위하여 두가지 방법을 사용하였다. 첫째, SP 기간을 포함하는 근전도 신호에 차례대로 단위 블록을 설정하고, SP 주위의 근전도 신호 크기에 따라 문턱치가 자동적으로 조절되는 새로운 방식의 mCFAR(modified constant false alarm rate) 알고리즘을 제안하였다. 이는 SP 기간 결정에 있어서 SP 기간을 중심으로 앞과 뒤의 근전도 신호를 이용하여 근육의 수축력의 변화 특성을 정량화 한 후 문턱치를 결정하는 새로운 방법이다. 둘째, SP 기간에 포함된 60Hz 전원 잡음 성분으로 인하여 SP 기간을 검출하지 못하는 단점을 해결하기 위해 CLMS(constrained least mean squared) 알고리즘[5]을 적용한 디지털 적응필터(adaptive filter)를 사용하였다.

결론적으로 본 논문은 우선 전원 잡음 제거 필터를 이용해 SP 기간을 평탄하게 만든 후, mCFAR 알고리즘으로 자동적으로 문턱치를 가변하여 정확한 SP 기간을 결정하였다.

휴지기의 발생기전

교근은 혈관궁(zygomaticum arch)에서 시작되어 측년의 하악각에 붙어있어 측두근, 익돌근 등과 함께 저작을 담당하는 근육이다. 이 근육은 측두근을 도와서 하악을 올리는 기능을 하며, 교합시 근육이 최대 수축하여 뚜렛이 나오고, 하악의 바로 위에서 쉽게 만질 수 있는 특징을 가지고 있다[6].

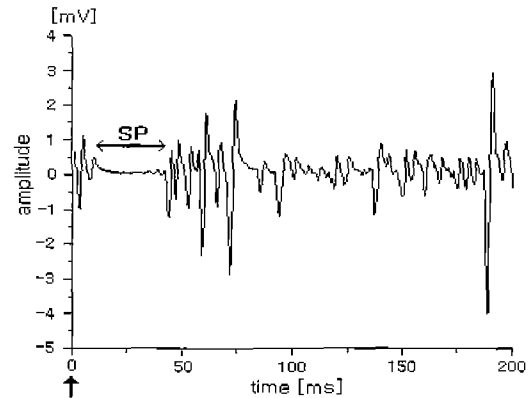


그림 1. 최대 교합시 턱 자극에 따른 교근의 근전도 신호 (20-30ms(평균 24ms) 사이에 일시적인 휴지기가 관찰됨, ↑는 기계적 자극의 시작점, 2.5KHz 샘플링)

Fig. 1. EMG signal of masseter muscle by jaw jerk during maximal clenching.

(SP duration fell between 20 and 30ms(with a mean of 24ms), where the arrow ↑ represents the starting point of mechanical stimulus, sampling rate is 2.5KHz)

근전도 신호 중 전기적(electrical) 휴지기? SP는 그림 1과 같이 근육이 수축을 계속하고 있는 동안 자극을 받은 직후 순간적으로 전기적인 근육활동이 정지하는 기간을 말한다. 이러한 SP는 최대 교합시 교근에서 확실하게 나타나며, 저작 운동 시에도 발생한다[4]. 그림 1에서 볼 때 20ms-30ms사이에 SP를 관찰 할 수 있다.

이렇게 최대 교합시 자극을 받거나 저작활동을 하는 중에 SP가 발생하는 주요한 원인은 치근막 인대(periodontal ligament)의 작용이나 경피자극에 따른 근방추(muscle spindle)의 활동에 의한 것으로 보고되고 있으나[1-2], 아직 그 원인이 정확히 밝혀지지는 않았다.

TMJ 증후군은 하악의 움직임에 제약을 받으며 턱을 움직일 때 아프고, '딱 딱'하는 소리(clicking)가 나는 질환(증상이 심한 환자는 음식섭취가 불가능하다고 함)으로서 치과병원을 찾는 환자중 성인의 70%가 TMJ 통증을 호소하고 있다[6]. Besette는 SP 기간의 길이가 TMJ 환자일 경우 정상인과 비교해서 길어지며, 좌, 우 한쪽 면의 턱이 아픈 환자라 하더라도 양쪽 교근의 SP는 동일하게 길어진다는 사실과 질환의 정도에 따라 SP 구간 길이가 비례함을 발표했다[1]. 이상과 같은 사실을 볼 때 교근에서 발생하는 SP 기간을 측정하는 것은 TMJ 질환의 진단에 매우 유용한 방법이라 할 수 있다.

CLMS 적응 필터링과 CFAR을 이용한 SP 문턱치의 자동 결정

1. 60Hz 전원 잡음을 제거하기 위한 CLMS 적응 필터링

생체 신호 분석에 있어 가장 어려운 점은 외부 환경 잡음의 유입이라 할 수 있으며, 대표적인 잡음으로 60Hz 전원 잡음을

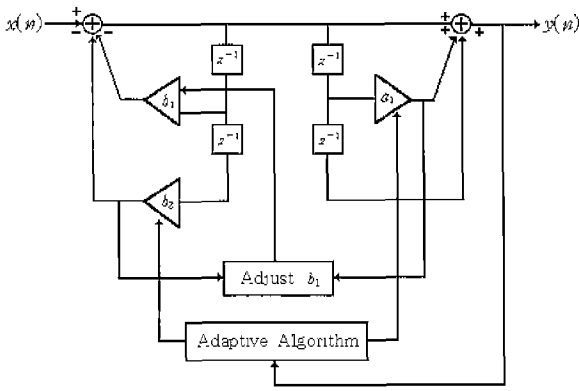


그림 2. 60Hz 전원 잡음제거를 위한 CLMS 디지털 적응필터의 블록선도
 Fig. 2. Block diagram of CLMS adaptive digital adaptive filter for eliminating 60Hz powerline noise

플 수 있다. 60Hz 신원 잡음은 전기적인 휴지기인 SP기간을 그림 5(a)와 같이 심각하게 오염시킬 뿐만 아니라 전체 근전도 신호의 크기를 변하게 하기도 한다. 교근의 근전도 신호로부터 이와같은 전원 잡음을 제거하기 위해 본 논문에서는 2차의 IIR(infinite impulse response) 적응필터를 사용하였다[5]. 반일 전원 잡음의 주파수가 60Hz로 고정되어 있다면 일반적인 노치 필터(notch filter)를 사용하여 잡음을 제거할 수 있지만, 필터의 제거 대역이 그 주변 주파수까지 확장되어 신호의 왜곡을 가질 수 있으며, 또 실제로 추정해보면 전원 주파수가 60Hz를 중심으로 변화하기 때문에 효과를 기대할 수 없다. 따라서 본 논문에서는 단위원(unit circle) 상에서 IIR 필터의 전달함수의 극점과 영점들을 변화시킴으로써 효과적으로 잡음을 제거할 수 있는 CLMS필터를 사용하였다[5]. 그림 2는 본 논문에서 적용한 IIR방식의 CLMS 적응필터링의 블록선도이다.

근전도 신호를 $x(n)$, 잡음이 제거된 근전도 신호를 $y(n)$ 이라 하면, 2차 IIR 필터의 일반적인 형태는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$y(n) = a_0x(n) + a_1x(n-1) + a_2x(n-2) - b_1y(n-1) - b_2y(n-2) \quad (1)$$

여기서 오차 신호는 $e(n) = d(n) - x(n)$ 가 되며, $d(n)$ 은 원하는 신호이다. 다음의 3개의 식으로부터 CLMS 알고리즘이 형성된다.

$$a_i(n+1) = a_i(n) + \mu e(n)x(n-i) \quad (2)$$

$$e'(n) = e(n) + \varepsilon(a_i(n-j) - b_i(n-j)) \quad (3)$$

$$b_j(n+1) = b_j(n) + \eta e'(n)y(n-j) \quad (4)$$

(2)식에서 계수 a 와 오차신호 $e(n)$ 은 파라미터 μ 에 의해 가변되며, (3)식에서는 새로운 오차신호 $e'(n)$ 이 $e(n)$ 과 파라

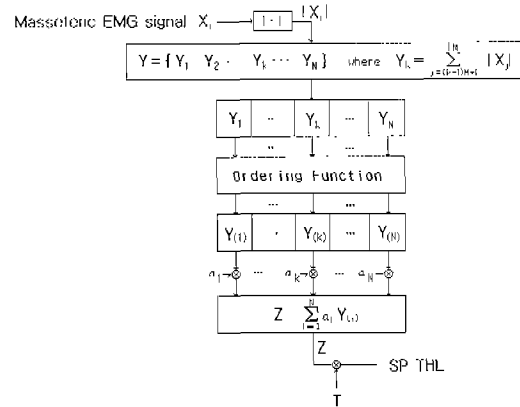


그림 3. SP의 문턱치 결정을 위한 mCFAR 알고리즘 흐름도
 X_i : 교근의 근전도 신호, $|X_i|$: 근전도 신호의 절대값, N : 블록 개수

$Y_{(k)}$: 크기에 따라 재 정렬된 블록, α_k : 문턱치 척도상수,
 Z : 각각의 블록과 척도 상수를 곱하여 더한 합, T : 문턱치 계수,
 TZ : 문턱치 계수 T 와 Z 를 곱한 값. $SP THL$: SP 문턱치
 Fig. 3. Flow chart of mCFAR algorithm for determining threshold level of silent period.
 X_i : masseteric EMG signals, $|X_i|$: absolute value of EMG signals,
 N : block number, $Y_{(k)}$: rearranged blocks, α_k : threshold scaling constants,
 Z : sum of products of α_k and $Y_{(k)}$, T : threshold coefficient,
 TZ : product of T and Z , $SP THL$: SP threshold

미터 ε 에 의해 가변되는 계수 a, b 의 조합으로 다시 결정된다. 그리고 (4)식에서는 계수 b 가 (3)식에서 정의된 오차신호와 파라미터 η 에 의해 결정된다.

2. SP의 문턱치 결정을 위한 mCFAR 알고리즘의 제안

CFAR(constant false alarm rate)은 레이더(radar) 신호처리에서 목표물의 위치를 파악하는데 많이 이용되어온 알고리즘 [7-8]으로 본 논문에서는 SP의 기간 결정에 있어서 CFAR의 기본 특성을 이용한 새로운 mCFAR 알고리즘을 제안하였다. 일반적인 CFAR 방법은 입력되는 순간의 신호와 일정 시간동안 입력된 신호를 이용해 결정된 문턱치를 비교한 후 문턱치를 초과하는 값을 찾을 때 사용되는 알고리즘이지만, 본 논문에서는 입력 신호를 샘플 블록으로 나누어, 이 블록을 기준으로 문턱치 보다 낮은 범위를 SP 기간으로 결정하는데 이용하였다. 문턱치를 결정하기 위해 SP를 포함한 교근의 근전도 신호를 mCFAR 입력으로 하였으며, 입력된 순서대로 정해진 수의 데이터 샘플 블록(block)으로 묶어 단위 합을 구한 후, 이 값에 따라 문턱치를 가변할 수 있게 설계하였다. 그림 3에서는 본 논문에서 제안한 mCFAR 구조를 나타내었다.

그림 3에서 볼 때 X_i 는 순차적으로 입력되는 교근의 근전도 신호이며, $|X_i|$ 는 X_i 의 절대값을 의미한다. 이렇게 입력된

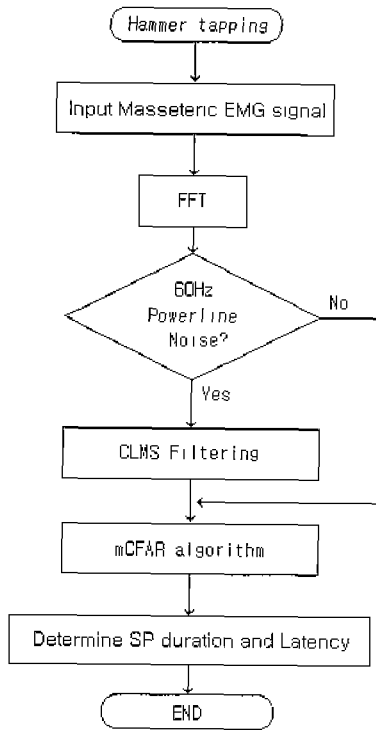
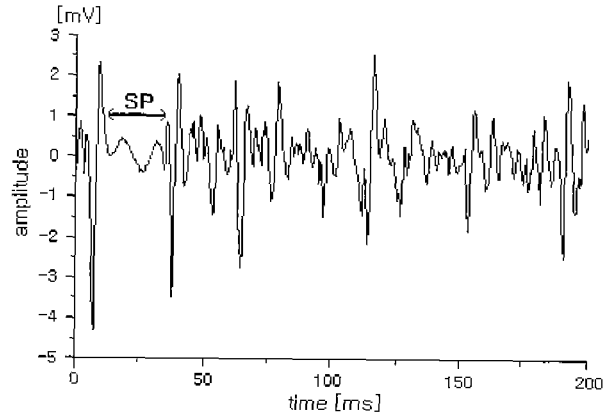


그림 4. SP 기간 측정을 위한 흐름도
 Fig. 4. Flowchart for determining SP duration.

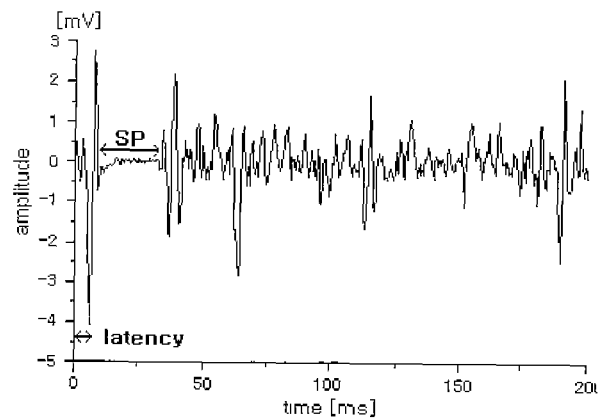
근전도 신호를 정해진 크기인 M 개의 샘플 블록으로 할당 한 후, 블록을 구성하는 각각의 샘플들의 합으로 Y_k 를 구성하게 된다. 다음은 배열함수(ordering function)를 거쳐서 오름차순으로 정렬되는 때 이것이 $Y_{(1)}, \dots, Y_{(N)}$ 이다. 이렇게 정렬된 k 번째의 블록 $Y_{(k)}$ 에 임계 스케일링 상수 α_k 가 곱해지 며 식 (5)로 정의된다. N 은 전체 블록의 갯수가 되며, 따라서 α_k 는 0과 1사이의 값을 갖는다.

$$\alpha_k = \frac{k}{N} \tag{5}$$

Z 는 N 개의 $\alpha_k Y_{(k)}$ 의 합을 한 결과가 되며, 원하는 오경 모확률(false alarm probability)에 의해 주어지는 문턱치 상수 T 를 곱한 TZ 값을 최종 문턱치로 결정한다[7-8]. 문턱치의 결정에 있어 각각의 블록들을 정렬하고, 개수 α_k 를 곱하는 과정은 블록 Y_k 의 크기에 의해 문턱치를 가변하는 효과가 있다. 일반적으로, SP 기간이 아닌 부분의 근전도 신호는 SP 기간에 비해 절대치의 합을 구했을 경우 1 값이 상대적으로 큰 값을 갖는다. 따라서 SP 기간을 포함한 블록의 Y 값이 가장 작아지게 되고, 배열함수를 거쳐 오름차순으로 정렬을 하면 SP 기간을 포함한 블록은 첫 번째 블록인 $Y_{(1)}$ 이 된다. 그러므로 $Y_{(1)}$ 을 제외한 $Y_{(k)}$ 의 값이 상대적으로 크면 큰수록 문턱치가 커지게 된다. 또한 이것은 어디까지나 상대적인 것이므로 SP를



(a)



(b)

그림 5. (a) 60Hz 전원 잡음으로 오염된 SP를 포함한 근전도 신호

그림 5. (b) CLMS 알고리즘을 이용한 적응 필터된 거친 근전도 신호

Fig. 5. (a) EMG signal including silent period contaminated by 60Hz powerline noise.

Fig. 5. (b) Adaptive filtered EMG signal using CLMS algorithm.

결정하는 문턱치는 블록 $Y_{(1)}$ 과 $Y_{(1)}$ 을 제외한 블록들의 크기에 따라 가변되는 성질을 갖게된다. 즉, 근전도 신호의 최대값의 4%로 문턱치를 결정한 Yamada 방법[3]과는 달리 본 논문에서 제안한 방법은 최대값과의 비율이 변하는 성질을 가지게 된다.

실험 방법

본 연구에서 제안한 SP 기간을 결성하는 알고리즘의 성능평가를 위해 24세부터 48세의 정상적인 성인남자 4인을 대상으로 실험하였다. 먼저 각각의 피험자들에게 최대 교합력을 유지하도록 유도한 후 스위치가 부착된 hammer를 사용하여 아래턱을 가볍게 가격하게 하였다. 이와 동시에 시작신호(trigger signal)를 EMG 기기 내부의 A/D 변환기에 주어 교근에 부착된 두

실험결과

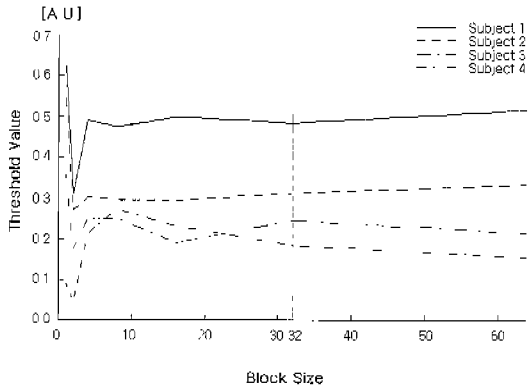


그림 6. 블록 크기에 따른 문턱치(블록크기를 2, 4, 8, 16, 32, 64개의 샘플로 변화시킴)
 Fig. 6. Threshold value versus block size.(block sizes:2, 4, 8, 16, 32, 64 samples)

개의 표면 전극으로부터 근전도 신호를 입력받았다. 접지 전극은 목뒤에 부착하였으며, 두 개의 표면 전극은 상악과 하악사이의 교근의 중심부에 근선유와 평행하도록 2cm 정도 사이를 두고 부착하였다. 이때 근전도 신호의 입력은 Nicolet 사(美)의 compass II모형을 사용하였으며, 샘플링 주파수를 2.5KHz로 하고 500개의 데이터를 수집하였다. 그림 4는 SP 기간 검출을 위한 전체 프로그램의 흐름도이다.

입력된 교근의 근전도 신호를 가지고 먼저 고속 푸리에 변환(FFT)을 이용하여 60Hz 전원 잡음 성분을 조사하였다. 연속된 실험을 통하여 전원 잡음인 60Hz 성분이 교근의 근전도 신호 중 최대 주파수 성분의 크기에 비해 25%를 초과 할 경우 SP의 관찰이 불가능함을 알 수 있었다. 이와 같은 경우 CLMS 적응 필터링을 수행하여 필터링된 결과를 문턱치를 구하기 위한 mCFAR 알고리즘의 입력으로 인가하였으며, 25% 미만일 경우는 식용 필터링을 거치지 않고 mCFAR의 입력으로 인가하였다. 60Hz 대역의 주파수 성분이 최대 주파수 성분의 25%를 초과 할 경우 근전도 신호 전체가 심각하게 왜곡되어 SP 기간 결성이 매우 어렵게 됨을 실험적으로 확인하였다.

먼저 60Hz 전원 잡음을 제거하기 위한 CLMS 적응 필터링을 실험하였다. 그림 5(a)는 전원 잡음에 의해 오염된 SP를 포함한 교근의 근전도 신호이며, 그림 5(b)는 (a)의 신호를 가지고 CLMS 적응 필터링을 이용해 60Hz 성분을 제거한 근전도 신호를 나타내었다.

그림 5(a)는 고속 푸리에 변환을 했을 때 60Hz 전원 잡음 성분이 근전도 신호의 최대 주파수 성분에 60%를 차지하는 파형으로, SP 기간과 주변의 근전도 신호를 볼 때 60Hz 전원 잡음으로 인해 신호가 심하게 왜곡되어 있음을 확인 할 수 있다. 이와 같이 전원 잡음에 의해 오염된 근전도 신호는 SP기간에서 관찰되는 60Hz 정현파 성분으로 인해 문턱치를 0.2mV로 고정한 Bessette의 방법[1]이나 최대값의 4%로 고정시킨 Yamada의 방법[3]으로는 SP 기간 검출이 불가능하며, 육안으로도 결정하지 못할 정도이다. 따라서 60Hz 성분이 제거되어야만 정확한 SP 기간을 검출할 수 있기 때문에 CLMS 적응 필터링을 하였으며, 이를 그림 5(b)에 나타내었다. (b)그림은 (a)와 비교해 볼 때 정현파 성분이 제거되었음을 확인할 수 있었다.

그림 6은 본 논문에서 제안한 mCFAR 방법을 이용해 구한 피검자 각 4인의 SP 기간동안의 문턱치를 표시하였다.

본 논문에서 제안한 mCFAR 방법은 SP 기간을 포함한 전체 근전도 신호의 크기에 따라 문턱치가 가변되는 특징을 가지고 있다. 입력되는 교근의 근전도 신호를 M개의 블록으로 나누어 구성한 후, 각 블록의 합을 이용하여 문턱치를 결정하였다. M을 2, 4, 8, 16, 32, 64개의 샘플로 변화시키면서 이에 따라 변하는 문턱치를 그래프로 표시하였다. 각각의 그래프를 볼 때 블록의 크기가 작을 경우 순간적인 신호의 변화에 따라 문턱치가 영향을 받게되어 불안정한 문턱치가 결정되지만, 블록을 32개 이상으로 설정할 경우 문턱치가 안정적으로 결정됨을 볼 수 있다. 그러므로 본 논문에서는 블록의 크기 M을 32개로 결정하였다. SP 기간의 시작점은 문턱치 이하의 값이 검출되기 바로 직전의 침두치로, 끝점은 결정된 문턱치 직후의 침두치로 결정하였다[2,9].

다음 표 1은 피검자 4인에 대한 SP 기간과 근전도 신호의

표 1. 피검자 4인의 실험 결과 (MAX/THL: 근전도에서 최대 신호와 문턱치의 비, Signal power: 전체 신호의 전력, SP: 측정된 SP 기간의 평균과 표준편차, Latency: 잠복기)

Table 1. Experimental results of 4 subjects. (MAX/THL: ratio of maximum value and threshold level, Signal power of massterc EMG signal, SP: mean and standard deviation measured SP duration, Latency: latency in EMG)

Subject	MAX/THL	Signal power ($P = E[X^2]$)	SP(msec)		Latency (msec)
			mean	S.D.	
1	7.21	0.08211	24.21	2.13	5.25
2	10.9	0.09653	25.80	0.04	7.20
3	14.6	0.11021	25.62	3.67	9.21
4	16.8	0.12109	25.20	4.00	6.80

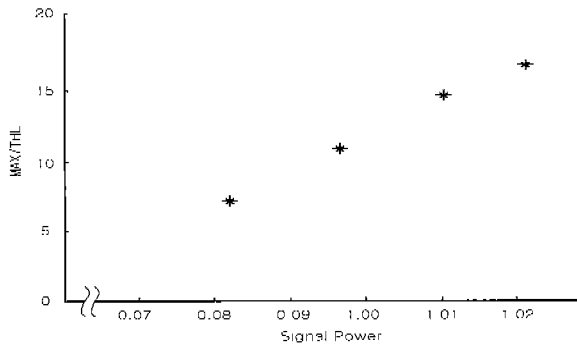


그림 7. 신호전력과 최대값/문턱치와의 관계 그래프
 Fig. 7. Graph of relationship between signal power and MAX/THL.

전력(power)과의 관계 및 SP 기간의 평균, 표준편차를 나타내었다.

MAX/THL은 기록된 교근의 근전도 신호 중 최대값과 mCFAR 알고리즘에 의해 결정된 문턱치의 비율이며, Signal power는 SP를 포함한 근전도 신호 전체의 전력이다. Latency는 턱의 가격 순간부터 SP가 발생하기까지의 시간(잠복기)을 의미한다. 피검자 1인당 10회의 실험을 실시하였으며, 표 1을 볼 때 SP를 포함한 근전도 신호의 신체 신력과 SP 기간을 결정짓는 문턱치가 서로 비례관계를 알 수 있다.

다음의 그림 7에서는 비례 관계를 그래프로 나타내었다.

위 그림 7은 근전도 신호의 전력에 따라 문턱치의 값이 변화함을 뜻하며, 고주파잡음이나 환자의 불필요한 행동으로 인한 행동잡음(motion artifact)으로 야기된 기저선 변동, 전극잡음 등이 신호의 크기에 따라 같이 변화하는 경우에도 정확한 SP 기간이 결정될 수 있음을 의미한다.

그림 8은 SP를 포함한 교근의 근전도 신호에 고주파 잡음이 인가되었을 경우를 나타내었다.

그림 8에서 나타낸 교근의 근전도 신호를 볼 때 SP 기간과 주변의 근전도 신호는 고주파 잡음으로 오염되어 있다. 이 고주파 잡음의 최대값 크기는 0.31mV로서 SP 기간 주변의 근전도 신호중 최대값의 11.9%로 계산 되었다. 따라서 앞에서 설명한 Bessette와 Yamada의 방법이나, 여러 번의 실험을 통해 얻은 근전도 신호의 평균값을 가지고 문턱치 결정에 이용한 Takada의 방법[4]으로는 SP 기간을 찾아낼 수 없었다. 그러나 본 논문에서 제안한 mCFAR 알고리즘을 이용할 경우 문턱치는 실시간(real time)적으로 최대값의 12.6%로 결정되어 그림에서 보는 바와 같이 SP 발생 실험에서 실시간으로 21.2ms의 SP 기간과 8.4 ms의 latency를 찾아낼 수 있었다.

이상의 결과를 볼 때 본 연구에서 제안한 SP 기간 결정을 위한 새로운 알고리즘은 일반 실험실 환경에서도 정확한 SP 기간을 자동적으로 결정할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 정상인의 SP 기간이 20ms-30ms임을 볼 때 피검자 4인의 SP 평균 값은 모두 정상임을 확인 할 수 있었다.

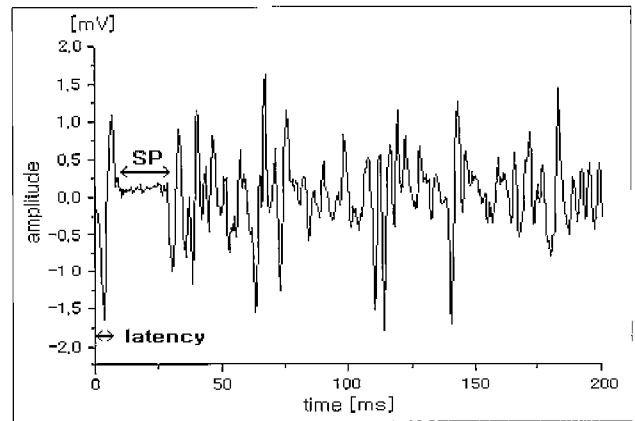


그림 8. 고주파 잡음으로 오염된 SP를 포함한 교근의 근전도 신호(mCFAR 알고리즘을 이용해 계산한 결과 SP duration: 21.2ms, Latency: 8.4ms)
 Fig. 8. Masseteric EMG signal including silent period contaminated by high frequency noise. (results of mCFAR algorithm SP duration: 21.2ms, Latency: 8.4ms)

결 론

본 논문에서는 턱관절 질환을 갖고있는 환자의 진단에 있어 유용한 요소인 SP 기간을 결정하는 알고리즘을 제안하였다. 최대 교합상태에서 기계적인 자극에 의해 발생하는 SP의 기간을 결정하기 위해 mCFAR 알고리즘을 제안했으며, 근전도 신호의 왜곡을 가져오는 60Hz 전원 잡음 성분의 제거를 위해 CLMS 알고리즘을 이용한 적응 필터를 구현하였다. 먼저 SP를 포함한 근전도 신호를 가지고 고속 푸리에 변환을 한 후 60Hz 전원잡음 성분의 비율을 판단하여 CLMS 적응필터링을 수행하였으며, 그 다음으로 mCFAR 알고리즘을 이용하여 SP 기간을 검출하였다.

mCFAR 알고리즘은 SP 기간 결정에 있어서 SP 주변의 근전도 신호를 이용하는데 그 특징을 두고 있다. 교근의 수축력의 변화 특성을 정량화 한 후 문턱치를 결정하기 때문에 기존의 방법보다 턱을 가격할 때 대부분 발생하는 교근 근전도 신호의 다양한 파형변화 (기저선 변동, 진동 잡음, 전원잡음 등에 의한 파형 변화)에 대하여 강건하다고 할 수 있다.

본 논문에서 제안된 mCFAR 방법과 CLMS를 이용한 디지털 적응필터를 이용할 경우 SP 기간 검출에 있어 보다 합리적이고 정확한 값을 구할 수 있었으며, 이는 턱질환 환자의 진단을 위한 SP 기간 결정에 있어 매우 유용한 방법이라 사료된다. 또한, 일반 근육의 SP 현상은 내레이상에 의한 자세부정 질환(asterixis) 환자의 진단에도 점차적으로 활용되는 추세이므로 [10], 본 연구에서 제안된 알고리즘을 이용할 경우 정확한 SP 기간 검출이 가능하리라 사료된다.

참고 문헌

1. R. Bessette, B. Bishop and N. Mohl, "Duration of masseteric silent period in patients with TMJ syndrome", J. of Applied Physiology, Vol. 30, No. 6, pp. 864-869, 1971
2. B. T. Shahani and R. R. Young, "Studies of the Normal Human Silent Period", in New Developments in Electromyogr. and Clin. Neurophysiol. Vol. 3, No. 7, pp. 589-602, 1973
3. Y. Yamada, J. L. Ash, G. M. Ash, and M. M. Ash, "A measuring system for EMG silent period using a microcomputers", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 29, No. 11, pp. 713-717, 1982
4. K. Takada, M. Nagata, S. Miyawaki, R. Kuriyama, Y. Yasuda and M. Sakuda, "Automatic detection and measurement of EMG silent periods in masticatory muscles during chewing in man", Electromyogr. clin. Neurophysiol., Vol. 32, No. 5, pp. 499-505, 1992
5. M. Ferdjallah and R. E. Barr, "Adaptive Digital Notch Filter Design on the Unit Circle for the Removal of Powerline Noise from Biomedical Signals", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 41, No. 6, pp. 529-536, 1994
6. 이종훈, "구강생리학", 서영출판사, pp. 4-11, 1985
7. Y. Zhu and J. P. Weight, "Ultrasonic Nondestructive Evaluation of Highly Scattering Materials Using Adaptive filter and Detection", IEEE trans. Ultrasonic Ferroelec. and Freq. Cont., Vol. 41, No. 1, pp. 26-33, 1994
8. C. J. Kim and H. S. Lee, "Detection analysis of a generalized order statistics CFAR detector for a correlated Rayleigh target", Signal Processing, Vol. 47, No. 2, pp. 227-233, 1995
9. S. E. Widmalm, "The silent period in the masseteric muscle of patients with TMJ dysfunction", Acta. Odontol. Scans., Vol. 34, No. 1, pp. 43-52, 1976
10. Y. Ugawa, T. Shimpo, T. Mannen, "Physiological analysis of asterixis: silent period locked averaging", J. Neuro. Neurosur. Psychia., Vol. 52, No. 1, pp. 89-93, 1989