

윈도우 환경하에서 근전도의 실시간 Silent Period 측정 시스템 설계

論 文

52D-10-7

A Design of Real Time Measurement System for EMG Silent Period Under Window Base

姜炳吉* · 金泰勳* · 李泳錫** · 金德暎*** · 金世東§ · 金成煥*
(Byung-Gil Kang · Tea-Hoon Kim · Duk-Young Kim · Young-Seok Lee
· Se-Dong Kim · Sung-Hwan Kim)

Abstract - A mechanical or electrical 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 (electromyogram). Generally, a mechanical stimulation is followed by a single silent period, and an electrical stimulation is followed by multiple silent periods. In this paper, we propose a new algorithm for determining the duration of the masseter silent period. The decision approach is essentially based upon a segmentation algorithm consisted of variance filter, median filter and gaussian filter. The new adaptive digital notch filter using R-CLMS(reverse constrained least mean-squared) algorithm is proposed for the elimination of powerline(60Hz) noise. At the same time, we design a real time measurement system for the EMG silent period under Window base.

Key Words : Silent, Period

1. 서 론

교근의 휴지기(silent period : SP)는 근육의 전기적 활동 신호가 일시적으로 정지된 상태를 뜻한다. 이는 근전도(electromyography : EMG) 상에서 근육의 활동 신호가 갑자기 소멸되는 현상이며, 인체내의 모든 근육에서 이러한 SP 현상이 나타난다[1]. 그림 1은 입안에서 음식물을 씹거나 잘게 부수는 역할 즉, 저작(mastication)을 담당하는 근육인 교근(masseter muscle)에서 발생한 SP를 나타내고 있다. 그림 1(a)는 최대의 힘으로 이(teeth)를 악무는 최대교합상태(maximal contraction)를 유지할 때, 기계적인 자극(mechanical stimulus)을 턱에 가할 경우 나타나는 교근의 근전도이다. 그림 1(b)는 동일 상태에서 전기적인 자극(electrical stimulus)을 가했을 경우에 나타나는 교근의 근전도이다. 이처럼 SP는 기계적 자극인 경우에는 일반적으로 단일 SP 현상이 나타나며[2][3], 전기적 자극인 경우에는 다중 SP가 발생된다[4][5].

교근과 관련된 질병 중 가장 대표적인 것은 측두하악관절(temporomandibular joint : TMJ) 질환이다. TMJ 질환은 턱관절부위 및 교근의 통증, 하악운동의 어려움(입을 잘 벌리지 못함), 턱관절에서 이상잡음 발생(턱을 움직일 때 “딱 딱” 소리가 남) 등이 나타나는 것으로, 미국 전체 인구의 50%정도가 한가지 이상의 TMJ 징후(운동 이상, 관절잡음, 촉진시 압통 등)를 가지고 있는 것으로 보고되고 있다[20]. 그러나

TMJ 질환에 대한 명확한 원인 규명이 미흡하고 객관적인 자료가 부족하므로 치료에 많은 어려움을 겪고 있다. 이에 대해, 근전도를 이용한 검사방법은 근육이나 신경의 상태를 정량적으로 해석할 수 있어 객관적인 진단을 하는데 필요한 요소로 점차 인식되고 있다. 즉, TMJ 질환이 없는 정상인에게 기계자극을 가했을 때 발생하는 SP는 대략 24[ms] 정도이지만, TMJ 질환 환자의 경우에는 평균 60[ms] 정도의 SP가 발생된다[2]. 이를 볼 때 SP는 턱관절 질환을 정량적으로 진단하는 중요한 요소라 할 수 있다.

Takada 등[7]은 저작(masticatory)과정 동안의 SP를 측정했다. 그들은 반복된 실험을 통해 얻은 여러 개의 SP를 포함한 근전도 신호를 평활화(smoothing)한 후 평균값을 구하였으며, SP의 시작점과 끝점을 검출하기 위한 배열과정을 거쳐 실험적으로 문턱값을 설정하였다. 그러나 이와 같은 시도는 SP를 실시간(real time)으로 구할 수 없고 평균값을 구해야하며, 문턱치의 결정에 있어서 역시 임의로 수치를 설정하였기 때문에 정확한 SP 측정이 어렵다. 김 등[8]은 CLMS (constrained least mean square) 알고리즘을 통해 근전도 신호에 섞인 60Hz 전원잡음을 제거하고 mCFAR(modified constant false alarm rate)을 이용하여 근육의 수축력의 변화 특성을 정량화 한 후 문턱값을 결정하여 SP를 측정하는 실시간 시스템을 구현하였다. 그러나 시스템에 입력된 근전도는 자극이 가해진 시점에서 200[ms] 동안의 신호이다. 일반적으로 SP는 자극 후 40[ms] 이전에 시작되므로, CLMS의 수렴특성으로 인해 입력된 근전도 신호가 왜곡되는 문제가 발생할 수 있으며[10], 이것은 SP 측정을 어렵게 한다(그림 4 참조). 이는 CLMS의 수렴속도가 빠를수록 신호의 왜곡이 심해지기 때문이다.

최대교합상태에서 턱에 전기적 자극을 가한 경우에, 교근에서는 첫 번째 SP(이하 SP1)와 두 번째 SP(이하 SP2)와 같은 다중 SP가 발생한다(그림 1(b)참고). 이를 측정하기 위해

* 正 會 員 : 서울시립대학교 대학원 전자전기컴퓨터 공학과

** 正 會 員 : 청운대학교 전자공학과 조교수

*** 正 會 員 : 부천대학 디지털 산업전자과 조교수

§ 正 會 員 : 두원공과대학 전기과 부교수

接受日字 : 2003年 7月 28日

最終完了 : 2003年 8月 25日

Connemann 등[9]은 반복 실험을 통해 근전도의 분산값을 얻은 후 필터링을 거쳐, 자극 후 10[ms]에서 30[ms] 사이의 최소값과 자극 후 30[ms]와 110[ms] 사이의 최소값을 구하였다. 이렇게 얻어진 두 값의 기하평균과 자극 전 40[ms] 동안의 근전도 신호의 산술평균을 통해서 문턱값을 결정하여 SP1 및 SP2 기간을 결정하였다. 그러나 이 방법은 분산값을 얻기 위해서 여러 번의 반복 실험을 해야 하므로 각각의 근전도에 대한 SP 측정과 실시간 측정이 어려웠다.

본 논문에서는 Connemann[9]의 방법과 김 등[8]의 방법의 문제점을 해결할 수 있는 새로운 실시간 SP 측정 시스템을 구현하였다. Connemann 등의 시도에서 문제가 되는 여러 번의 근전도를 얻기 위한 반복 과정을 제거하였다. 이에 따라 발생하는 전원 잡음은 기존의 CLMS 알고리즘을 수정하여 R-CLMS(reverse-CLMS)라 칭하고 이를 이용하여 전원 잡음을 효과적으로 제거하였으며, median 필터링과 gaussian 필터링을 거친 후 문턱값을 결정하였다.

이러한 전 과정을 윈도우(Window) 환경에서, 기계적 자극 뿐 아니라 전기적 자극이 가해질 경우에 발생하는 SP1과 SP2에 대해서 모두 측정할 수 있는 실시간 SP 측정 시스템을 설계하였다.

2. 본 론

2.1. SP의 발생기전

교근은 협골궁(zygomaticum arch)에서 시작되어 측면의 하악각에 붙어있어 측두근, 익돌근 등과 함께 저작을 담당하는 근육이다. 이 근육은 측두근을 도와서 하악을 올리는 기능을 하며, 교합 시 근육이 최대 수축하여 뚜렷이 나오고, 하악의 바로 위에서 쉽게 만질 수 있는 특징을 가지고 있다 [11].

SP는 그림 1과 같이 최대 교합시 교근에서 나타나며, 저작 운동시에도 발생한다[7]. SP가 발생하는 주요한 원인은 치근막 인대(periodontal ligament)의 작용이나 경피자극에 따른 근방추(muscle spindle)의 활동에 의한 것으로 보고되고 있다 [2][3].

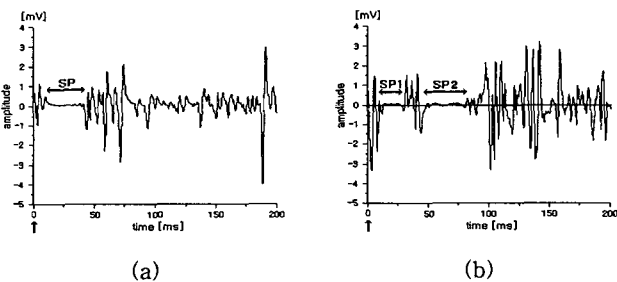


그림 1 최대 교합시 턱 자극에 따른 교근의 근전도 신호 (↑는 자극의 시작점, 2.5KHz 샘플링) (a) 기계자극에 의해 발생된 SP (b) 전기자극에 의해 발생된 SP

Fig. 1 EMG signal of masseter muscle by stimulus during maximal clenching(where the arrow ↑ represents the starting point of stimulus, sampling rate is 2.5KHz). (a) Generated SP by mechanical stimulus. (b) Generated SP by electrical stimulus.

그림 2는 TMJ 환자에게 기계자극을 턱에 가했을 때 교근에서 관찰된 비정상적으로 길어진 SP 기간이다. 이상과 같은 사실을 볼 때, SP의 길이가 환자가 가지고 있는 질환의 정도에 비례하므로 교근에서 발생하는 SP를 측정하는 것은 TMJ 질환의 진단에 매우 유용한 방법이라 할 수 있다.

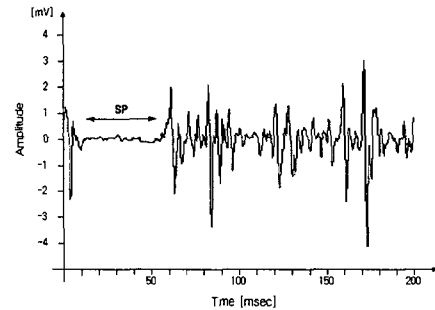


그림 2 TMJ 환자에게서 관찰된 비정상적으로 확장된 SP
Fig. 2 Abnormally extended SP of TMJ patients.

2.2 SP 측정을 위한 알고리즘의 제안

2.2.1. 전원잡음 제거를 위한 적응 필터링

생체 신호를 분석할 때 가장 어려운 점으로 들 수 있는 것은 외부 환경 잡음의 유입이라 할 수 있으며, 대표적인 잡음으로 전원 잡음을 들 수 있다. 이러한 전원 잡음은 신호의 전체 크기를 변화시키는 것과 같은 근전도 신호의 왜곡을 발생시키고 SP측정을 불가능하게 만든다, 또한, 전원 잡음은 그 중심 주파수가 고정되어 있지 않고 60Hz를 중심으로 해서 변화하기 때문에 노치 필터(notch filter)를 사용하는 것으로는 그 효과를 기대하기 어렵다.

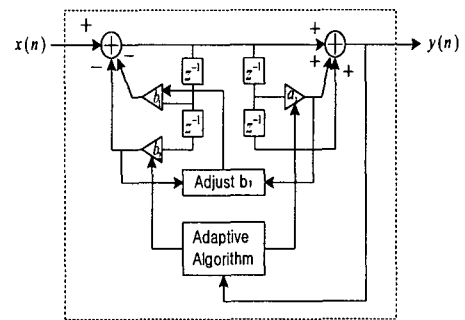


그림 3 CLMS 디지털 적응 필터링의 블록선도[8]
Fig. 3 Block diagram of CLMS adaptive digital filtering.[8]

김 등[8]은 이러한 전원 잡음을 제거하기 위해 2차의 IIR 적응 필터를 사용하였다. 그림 3은 김 등이 사용한 CLMS 적응 필터링의 블록선도이다.

입력된 근전도 신호는 자극이 가해진 시점에서 200[ms] 동안의 신호이다. SP는 보통 자극 후 20[ms] 전후에서 시작된다. 따라서 CLMS가 20[ms] 이전에 수렴해야만 SP의 기간에서 정확하게 전원 잡음을 제거할 수 있다. 이렇게 수렴도를 결정하는 세 가지 파라미터 (η , μ , ϵ)를 설정할 경우 20

[ms] 이내에서 수렴은 가능하지만, 경우에 따라서 신호의 왜곡이 발생할 수 있다. 이는 그림 4와 같이 SP를 왜곡시킬 수 있기 때문에 올바른 SP 기간을 측정할 수 없게된다. 그림 4(a)는 전원 잡음에 의해 오염된 근전도이며, 그림 4(b)는 이러한 근전도 신호를 CLMS 적응 필터링을 거친 결과이다. 이 경우 CLMS 적응 필터링에 의해 신호의 왜곡이 일어났으며, 40[ms] 근처에서 수렴되고 있음을 볼 수 있다. 그러나 측정하고자하는 SP 기간은 40[ms] 이전에 존재하기 때문에 SP 기간 전체가 왜곡되어 정확한 SP 측정이 어렵게 된다.

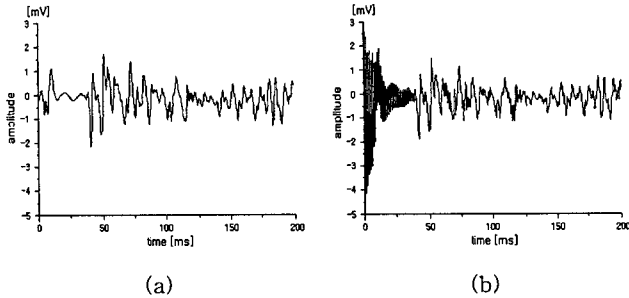


그림 4 CLMS 적응 필터링에 의해 왜곡된 근전도 신호 (a) 원래의 근전도 신호 (b) CLMS 적응 필터링에 의해 왜곡된 근전도 신호

Fig. 4 Distorted EMG signal by CLMS adaptive digital filtering. (a) Raw EMG signal. (b) Distorted EMG signal by CLMS adaptive digital filtering.

Connemann[9]은 5번의 반복 실험에서 얻어진 근전도의 분산값을 얻는 과정을 통해 SP 측정을 어렵게 하는 전원 잡음의 문제를 감소시켰다. 그러나 반복 실험을 통해 얻은 근전도의 분산값을 얻는 과정은 실시간 시스템으로 구현하기에 어려움이 있다. 따라서, 각각의 근전도에 대해서 SP를 결정하는 실시간 시스템의 구현을 위해서는 이러한 반복 실험하는 과정을 제거해야 하며, 이 경우 전원 잡음의 문제는 여전히 남아 있게 된다.

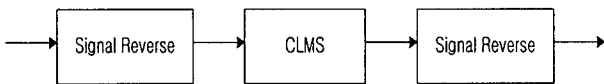


그림 5 본 논문에서 제안된 R-CLMS 적응 필터의 블록선도
Fig. 5 Block diagram of reverse CLMS adaptive filter proposed in this paper.

따라서 본 논문에서는 CLMS 알고리즘을 SP 측정에 사용할 수 있도록 그림 5와 같이 수정하였다. 근전도에 포함된 전원 잡음을 제거하기 위해서, 입력된 근전도를 뒤집은 후 CLMS 적응 필터링을 취하였으며, 필터링 된 신호를 원상태로 다시 뒤집었다. CLMS 적응 필터링의 파라미터 값은 실험적으로 $\mu = 0.009$, $\eta = 0.01$, $\epsilon = 0.01$ 로 결정하여 사용하였으며, 필터링이 시작된 후 50[ms] 전에서 수렴할 수 있도록 하였다. 따라서 CLMS 적응 필터링을 거치면서 발생할 수 있는 적응 필터링에 따른 근전도의 왜곡으로 인한 문제를 해결할 수 있었다. 즉, SP 기간 내에서 신호가 왜곡되는 현상

을 제거 할 수 있었으며, 결과적으로 전원 잡음으로 손상된 근전도에서도 SP를 결정할 수 있었다.

2.2.2. SP 측정을 위한 문턱값 결정 알고리즘

본 논문에서는 Connemann[9]등이 제시한 SP 결정 방법과는 달리 각각의 신호마다 SP를 결정할 수 있도록 하였다. 그림 6은 본 논문에서 제안한 SP의 문턱값 결정 알고리즘이며, 각 단계에서 처리되는 근전도 신호의 변화는 그림 7에 나타내었다.

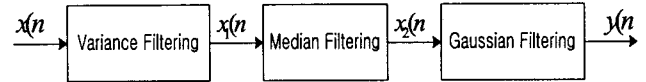


그림 6 SP 측정을 위한 문턱값 결정 방법의 블록선도
Fig. 6 Block diagram of algorithm for determining threshold level of silent period.

SP가 포함된 근전도에서 SP를 측정하기 위해서 우선 window size를 1.2[ms]로 하는 variance 필터링을 하고, 이어서 window size를 10[ms]로 하는 median 필터링을 취했으며, 그 다음 gaussian 필터링을 하여, 이를 통해 문턱값을 결정하였다[17-19]. 그림 7(a)는 전극을 통해 입력된 근전도이며, 그림 7(b)는 이것을 variance 필터링 한 결과이며, 그림 7(c)는 이 후에 median 필터링을 취한 것이며, 마지막으로 그림 7(d)는 gaussian 필터링 한 결과를 나타내었다.

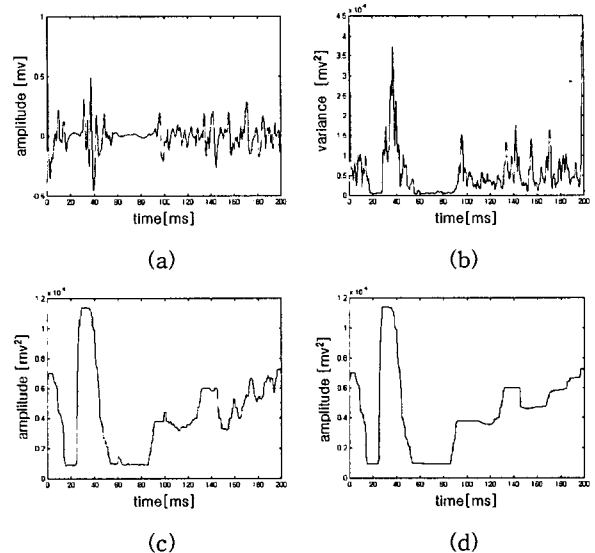


그림 7 문턱치 결정 블록선도의 각 단계에서의 근전도 신호의 변화 (a) $x(n)$: 원래의 근전도 신호 (b) $x_1(n)$: variance 필터링의 결과 (c) $x_2(n)$: median 필터링의 결과 (d) $y(n)$: gaussian 필터링의 결과

Fig. 7 EMG signals at each stages of threshold determining process. (a) $x(n)$: Raw EMG signal. (b) $x_1(n)$: Result of variance filtering. (c) $x_2(n)$: Result of median filtering. (d) $y(n)$: Result of gaussian filtering.

variance 필터링은 통과대역(passband)안에서 활동전위와 휴지기 사이의 차이를 증폭하는 역할을 한다. $x(n)$ 은 입력 신호이며, $x_1(n)$ 은 필터의 출력이다. $w_V(n)$ 은 window 함수이며, L_V 는 window size이다.

$$x_1(n) = var(x'(n)) \tag{1}$$

$$x'(n) = x(n)w_V(n) \tag{2}$$

$$w_V(n) = \begin{cases} 1, & 1 \leq n \leq L_V \\ 0, & \text{elsewhere} \end{cases} \tag{3}$$

median 필터링은 입력을 일정하게 유지되는 구간들과 이들 사이의 경계들로 구성된 함수로 변화하게 한다. 즉, 그림 7(c)와 같이 경계를 보호하고 스파이크(spike)를 없앤다. 식 (4)~(6)는 본 논문에서 사용된 median 필터를 나타내고 있다.

$$x_2(n) = Med(x''(n)) \tag{4}$$

$$x''(n) = x_1(n)w_M(n) \tag{5}$$

$$w_M(n) = \begin{cases} 1, & 1 \leq n \leq L_M \\ 0, & \text{elsewhere} \end{cases} \tag{6}$$

다음으로 median 필터의 출력을 매끈하게 평활화하기 위하여 gaussian 필터를 사용하였다. gaussian 필터링을 거친 그림 7(d)를 보면 그림 7(c)에 보이는 SP2 기간 중에 돌출된 부분이 사라진 것을 알 수 있다. 식 (7)는 gaussian 필터를 나타내고 있다.

$$y(n) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \sum_{j=-m}^m \exp\left(-\frac{j^2}{2\sigma^2}\right) x_2(n+j) \tag{7}$$

식 (7)에서 $x_2(n)$ 는 gaussian 필터의 입력이며, $y(n)$ 는 출력을 나타낸다. gaussian 필터의 주파수 응답 특성은 gaussian 함수의 표준편차 σ 에 의해 결정되며, 이는 식 (8)와 같이 필터의 차단주파수(cut-off frequency) f_c 에 의해 결정된다.

$$\sigma = \frac{0.1325}{f_c} \tag{8}$$

마지막 과정은 SP 기간을 측정하기 위한 문턱값을 결정하는 것이다. 근전도신호의 억제 과정은 선형성이 아닌 지수성을 갖는다[9]. 즉, 억제를 담당하는 신경에서의 억제성 임펄스는 그 수가 많아질수록 억제과정은 선형적으로 증가하지 않고 지수적으로 증가한다는 것이다. 이를 고려하여, 본 논문에서는 자극 후 10[ms]에서 30[ms] 사이의 최소값을 구하고, 또한 자극 후 30[ms]와 110[ms] 사이의 최소값을 구한다음, 이렇게 얻어진 두 값의 기하평균과 SP가 포함되지 않은 근

전도(본 논문에서는 전극을 통해 입력된 근전도의 후반부 40[ms]를 사용하였다)의 산술평균을 통해서 문턱값을 결정하였다. 여기에서, 자극 후 10[ms]에서 30[ms] 사이는 SP1이 존재하는 것으로 알려진 기간이며[2][3], 자극 후 30[ms]와 110[ms]사이에는 SP2가 존재하는 것으로 알려진 기간이다 [4][5].

3. 실험 및 결과고찰

3.1 실험방법

3.1.1. 하드웨어 구성

R-CLMS와 variance 필터링, median 필터링 및 gaussian 필터링의 알고리즘을 포함하여 교근의 SP 측정 시스템을 설계하였다. 피검자의 전극부착 위치는 접지전극은 목 뒤에, 신호전극은 표면전극을 사용하여 상악과 하악사이의 교근 중심부에 근섬유와 평행하도록 부착하였다. 전기적 자극을 주기 위하여 전기 자극기는 Nicolet사의 S402를 사용하였다. 또한 전기자극 제어기로는 Nicolet사의 Compass II를 사용하였다. 디지털 값으로 변환된 교근의 근전도 신호는 PCMCIA Interface 카드를 통하여 노트북 PC(Samsung Sense500)로 전송하도록 구성하였다. A/D 변환기 및 인터페이스(interface) 카드는 Data Translation.사의 DT7102(12bit PCMCIA A/D)를 사용하였다.

본 논문에서는 피검자에게 최대 교합력을 유지하도록 한 후 200us의 펄스폭 (pulse width)을 갖는 20mA의 전류를 사용하여 턱을 자극하였으며, 이와 동시에 시작신호를 A/D 변환기에 주어 교근에 부착된 두 개의 표면 전극으로부터 근전도 신호를 입력받았다.

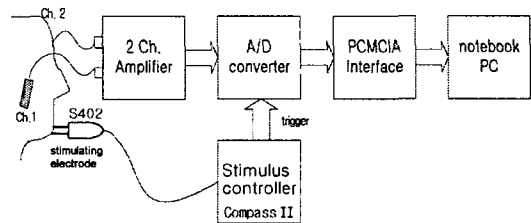


그림 8 실시간 SP 측정시스템의 블록선도

Fig. 8 Block diagram of real-time SP measurement system

그림 8은 본 논문에서 설계한 시스템의 블록선도이다. 근전도 신호의 검출을 위한 증폭기의 이득(gain)은 1000배로 하였으며, 전원잡음 이외에 다른 측정잡음을 제거하기 위하여 5~500Hz의 대역통과 필터링 하였다. 표면전극을 이용한 근전도 신호의 대역폭을 고려하여 2.5KHz로 샘플링하였다[14].

3.1.2. 소프트웨어 구성

본 논문에서 제안된 방법을 윈도우를 기반으로 한 실시간 시스템으로 설계하였다. 그림 9은 작성된 프로그램의 순서도이다.

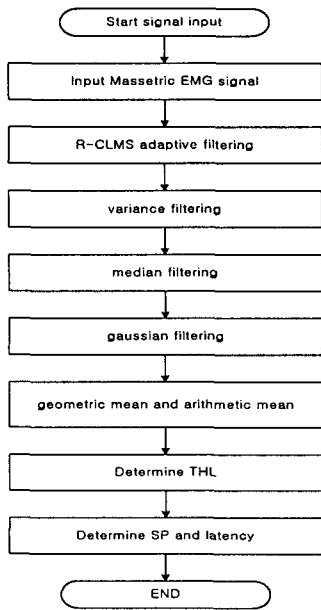


그림 9 실시간 SP 측정 시스템의 프로그램 순서도(THC : threshold level)
 Fig. 9 Flowchart of real-time SP measurement system. (THC : threshold level)

그림 10은 구현된 실시간 시스템의 결과화면을 나타내고 있다. 화면 상부의 'Raw EMG Signal'로 표시되는 신호가 전극으로부터 입력되는 근전도 신호이고, 화면 하부의 'Variance & Gaussian Filtering Output'으로 표시되고 있는 신호는 제안한 SP 측정을 위한 문턱값 결정 알고리즘을 거쳐 얻어지는 신호이다. 화면 우측의 'information' 부분에는 최대 10개까지 입력될 수 있는 근전도들의 각각에 대한 분산값과 평균값이 표시되며, 입력된 근전도 가운데 분산값과 평균값이 반전 표시된 것이 현재 선택된 근전도이며 이에 대해서 측정된 SP와 Latency등이 함께 표시된다. 우측 하단의 'Total'로 표시되는 SP 및 Latency에 대한 정보는 입력된 모든 근전도에 대해서 측정된 SP와 latency들의 평균값이 표시된다. 옵션 메뉴에는 CLMS 적응 필터링에 대한 필터링 파라미터들을 사용자가 변경할 수 있도록 하였으며, 근전도를 통해 입력되는 데이터를 정규화 하는 것도 사용자가 선택할 수 있도록 작성하였다.

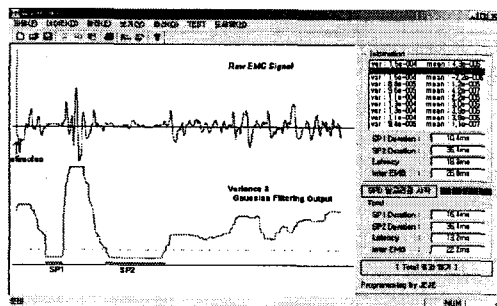


그림 10 실시간 SP 측정 시스템의 실행화면
 Fig. 10 Display of real-time SP measurement program execution.

3.2 결과 고찰

3.2.1. 전원 잡음에 대한 성능평가

전원 잡음에 따른 SP의 변화를 실험하였다. 그림 11는 60Hz 전원 잡음이 포함된 근전도와 R-CLMS 적응 필터링 후의 근전도 신호를 나타내고 있다. 그림 11(a)는 전기자극을 가하여 발생된 SP1과 SP2를 포함하고 있는 근전도 신호이며, 그림 11(b)는 그림 11(a)의 신호를 R-CLMS 적응 필터링 후의 신호를 보여주고 있다.

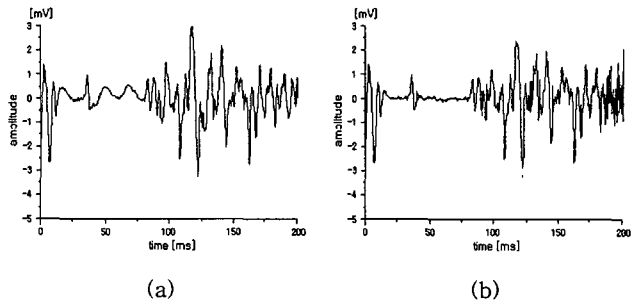


그림 11 R-CLMS 알고리즘에 의해 잡음이 제거된 근전도 신호 (a) 전원 잡음으로 오염된 SP1과 SP2를 포함한 근전도 신호 (b) R-CLMS 알고리즘을 이용한 적응 필터를 거친 근전도 신호

Fig. 11 Filtered EMG signal using R-CLMS algorithm. (a) EMG signal including SP1 and SP2 contaminated by power line noise. (b) Adaptive filtered EMG signal using R-CLMS algorithm.

타연구자와의 비교를 위하여, 여러 번 반복하여 전원 잡음에 오염되지 않은 100개의 근전도 신호를 얻었다. 여기에 인위적으로 60Hz 전원 잡음을 다양한 SNR(signal-to-noise ratio)로 오염시킨 후 Connemann의 방법[9]으로 SP를 측정하였다. 마찬가지로 동일한 근전도 신호를 제안한 방법에 적용하여 SP를 측정하였다. 이의 결과를 그림 12에 나타내었다. 그림 12(a)는 측정된 SP1에 대한 비교이며, 그림 12(b)는 측정된 SP2에 대한 비교를 나타내었다.

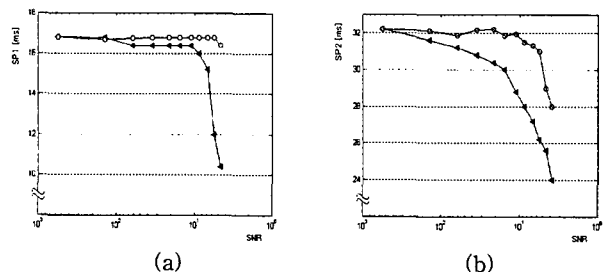


그림 12 전원잡음이 섞여 있는 경우 측정된 SP 기간 비교 (○ : 본 연구, ▲ : Connemann[9] 방법) (a) SP1의 결과 비교(SP1 : 17[ms]) (b) SP2의 결과 비교(SP2 : 32 [ms])

Fig. 12 Comparison of measured SP duration contaminated by power line noise with different SNR(○ : this study, ▲ : Connemann's method [9]). (a) Results of measured SP1 duration(SP1 : 17[ms]). (b) Results of measured SP2 duration(SP2 : 32[ms]).

그림 12(a)에서 볼 수 있듯이 Connemann의 방법으로 측정할 경우에 전원 잡음에 대해 SNR이 100 보다 작아지면 0.4 [ms] 정도의 오차가 발생하고 SNR이 10 보다 작아지게 되면 SP1의 측정에 많은 오차가 발생함을 알 수 있다. 반면에 본 논문에서 제시한 방법을 사용하여 SP1을 측정한 경우에는 SNR이 5일 때까지, 측정된 SP1의 오차가 크지 않음을 알 수 있다.

그림 12(b)에서 볼 수 있는 바와 같이 SP2에 대해서도 Connemann 등의 방법은 SNR이 감소하면서 SP2에 대한 측정 오차가 많이 증가하는 반면, 제시한 방법으로 측정된 SP2의 경우에는 오차의 증가율이 크지 않음을 알 수 있다. 이를 통해 보다 낮은 SNR에서도 제안한 방법을 사용한 SP 측정이 우수함을 알 수 있다.

3.2.2. SP 측정 성능평가

본 논문에서 제안한 SP를 결정하는 알고리즘의 성능평가를 위해 24세부터 48세의 정상적인 성인남자 10인을 대상으로 실험하였다. 피검자가 최대 교합상태를 유지하도록 한 후 턱에 전기적인 자극을 가하였다. 이와 같은 과정을 50회 반복하여 총 500개의 근전도를 수집하였다. Connemann의 방법과 본 논문에서 제시한 방법을 사용하여 SP를 결정하여, 그 결과를 비교하였다. 본 논문에서 제시한 방법을 사용하여 측정된 SP1

표 1 본 연구에서 제안된 방법을 이용하여 측정된 교근의 SP
Table 1 Results of SP measurement using the proposed method.

Subject	Electrical Stimulus				Latency
	SP1 [ms]		SP2 [ms]		
	mean	S.D.	mean	S.D.	
KTH	16.52	2.74	27.28	4.09	15.24
KWN	12.68	2.68	24.88	3.95	13.64
KSH	15.96	1.22	29.92	6.05	12.68
LJH	14.22	2.55	27.13	4.56	11.34
YNB	15.39	1.79	29.99	3.14	14.94
YDJ	16.40	2.15	32.40	3.18	15.20
SJH	14.80	1.08	26.12	2.12	14.01
KHS	15.84	2.42	28.76	5.74	13.72
KBK	14.99	2.25	31.54	4.01	14.34
PJH	11.93	2.23	25.89	3.15	13.38
Mean	14.87	2.11	28.39	3.99	13.84

표 2 Connemann의 방법을 이용하여 측정된 교근의 SP
Table 2 Results of SP measurement using Connemann's method.

Subject	Electrical Stimulus				Latency
	SP1 [ms]		SP2 [ms]		
	mean	S.D.	mean	S.D.	
KTH	16.63	3.77	27.52	5.94	15.23
KWN	12.72	3.06	25.36	4.70	13.22
KSH	16.87	2.09	30.29	7.14	12.15
LJH	14.66	3.41	28.57	5.18	10.67
YNB	15.89	2.95	30.14	3.85	14.33
YDJ	16.46	3.21	32.80	4.28	15.02
SJH	14.85	2.43	26.85	4.92	13.75
KHS	15.52	3.50	28.84	7.39	13.35
KBK	14.93	3.47	31.64	5.36	13.91
PJH	11.52	3.79	25.83	5.44	13.23
Mean	15.00	3.16	28.78	5.42	13.48

표 3 제안된 방법과 Connemann 방법으로 측정된 교근의 SP 비교

Table 3 Comparison of SP measurement of the proposed and connemann's method

	SP1		SP2	
	mean	S.D	mean	S.D
connemann's method	15.01	3.17	28.78	5.42
proposed method	14.87	2.11	28.39	4.00

과 SP2의 기간 및 평균, 표준편차를 표 1에 나타내었으며, Connemann의 방법을 사용하여 측정된 결과는 표 2에 나타내었다. 표 1과 표 2를 비교하여 보면, 측정된 SP가 서로 차이가 발생함을 알 수 있다. 본 논문에서 제시한 방법으로 측정된 SP는 Connemann의 방법으로 측정된 SP에 비하여 표준편차가 감소하였다. SP1의 경우는 3.17[ms]에서 2.11[ms]로 SP2의 경우는 5.42[ms]에서 4.00[ms]로 감소하였으며 표 3에 나타내었다. 이는 동일한 근전도 신호에 대해 측정된 SP임을 감안할 때, 표준편차가 감소한 것을 통해 제안된 방법이 타연구자의 방법보다 우수함을 알 수 있다. 더욱이 본 논문의 방법은 실시간 측정이 가능하다는 것이 특징이라고 할 수 있다.

4. 결 론

본 논문에서는 턱관절 질환 환자의 진단에 유용하게 사용될 수 있는 SP를 결정하는 알고리즘을 제안하였다. 최대 교합상태에서 기계적인 자극이나, 전기적인 자극에 의해 발생하는 SP1 및 SP2의 기간을 결정하기 위해, variance 필터링, median 필터링 및 gaussian 필터링을 통해 문턱값을 결정하는 실시간 측정 시스템을 설계하였다. 근전도 신호의 왜곡을 가져오는 전원 잡음 성분의 제거를 위하여 CLMS 알고리즘을 수정하여 R-CLMS 적응 필터를 구현하였다. 근전도 신호를 10회까지 입력할 수 있도록 하였으며, 측정된 SP의 결과에 대해 평균 및 분산을 함께 출력할 수 있도록 하였고 R-CLMS 적응 필터링에 사용되는 파라미터들과 그밖의 각종 파라미터들을 사용자가 쉽게 변경할 수 있도록 윈도우 환경 하에서 설계하였다. 제시된 턱질환 환자의 진단을 위한 SP 기간 결정에 있어 유용한 방법이라 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] P. A. Merton, "The Silent Period in a Muscle of the Human Hand", J. Physiol., vol. 114, pp. 183-198, 1951.
- [2] 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.
- [3] B. T. Shahani and R. R. Young, "Studies of the Normal Human Silent Period", in New Developments in Electromyogr. and Clin. Neurophysiol., vol. 3, pp. 589-602, 1973.
- [4] Onerboer de Visser. B. W. and Goor. C., "Cutaneous silent period in masseter muscles", J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry., vol. 39, pp. 674-679, 1976.
- [5] Ongerboer de Visser. B. W., Cruccu. G., Mantredi. M. and Koelman. "J.H.T.M. Effects of brainstem lesions

on the masseter inhibitory reflex", Junctional mechanisms of reflex pathways. Brain., vol. 113, pp. 781-792, 1989.

[6] 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.

[7] 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, pp. 499-505, 1992.

[8] 김덕영 박중호, 양덕진, 강병길, 김태훈, 이영석, 김성환, "mCFAR과 CLMS 필터를 이용한 교근의 휴지기 기간 측정법", 의공학회지, vol. 20, No. 6, pp. 601-607, 1999.

[9] B. J. Connemann, et. al., "A Fully Automated System for the Evaluation of Masseter Silent Periods", Electroencephal. and clin. Neurophysiol., vol. 105, pp. 53-57, 1997.

[10] 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.

[11] 이종훈, "구강생리학", 서영출판사, pp. 4-11, 1985.

[12] Jähne. B., Digitale Bildverarbeitung., Springer. Berlin, pp.153-159 and 163-168, 1989.

[13] Arce. G. R., Gallagher. N. C. and Nodes, T. A., "Median filters: theory for one and two dimensional filters", T.S. Huang (Ed.), Advances in Computer Vision and Image Processing., JAI Press. Greenwich, CT., vol. 2. pp. 89-166, 1986.

[14] J. V. Basjamian, C. J. De Luca, "Muscle Alive", Williams & Wilkins, pp. 201-208, 1985.

[15] Ugawa. Y., Genba. K., Shimpo. T. and Mannen. T., "Onset and offset of electromyographic silence in asterixis", J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry. vol. 53, pp. 260-262, 1990.

[16] S. E. Widmalm, "The silent period in the masseteric muscle of patients with TMJ dysfunction", Acta. Odontol. Scans., vol. 34, pp. 43-52, 1976.

[17] Yahali Theoder, Uri shaked, "Robust Discrete-Time Minimum-variance filter", IEEE Trans. Signal Processing. vol. 44, no. 2, 1996.

[18] J. P. Fitch, E. J. Coyle, and M. C. Gallagher, Jr., "Median filtering by threshold decomposition", IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Process., vol. ASSP -32, pp. 1183-1188, 1984.

[19] D. Marr, E. Hildreth, "Theory of edge detection", Proc. of the Royal Society London B, vol. 207, pp. 187-217, 1980

[20] Jckkrey p. Okcson, "Oralfacial Pain", Quintessence Publishing, pp. 1-3, 1996.

저 자 소 개



강 병 길 (姜 炳 吉)

1976년 9월 26일생. 1999년 2월:서울시립대학교 전자공학과 졸업. 2001년 2월:서울시립대학교 전자공학과(공학석사).
E-mail : bkkang@attowave.com



김 태 훈 (金 泰 勳)

1970년 4월 23일생. 1997년 2월:충남대학교 물리학과 졸업. 2000년 8월:서울시립대학교 산업대학원(공학석사). 2001년 3월~현재:서울시립대학교 전자전기 컴퓨터 공학부 박사과정
Tel : 02-2210-2942, Fax : 2249-6802
E-mail : kth20000@shinbiro.com



이 영 석 (李 泳 錫)

1968년 2월 13일생. 1993년 2월:서울시립대학교 전자공학과(공학 학사). 1995년 2월:서울시립대학교 대학원 전자공학과 졸업(공업석사). 1998년 2월:서울시립대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학 박사). 현재 청운대학교 전자공학과 조교수
E-mail : ysllee@cwunet.ac.kr



김 덕 영 (金 德 暎)

1970년 9월 11일 생. 1994년 2월:연세대 의용전자공학과졸(공학사). 1996년 2월:서울시립 대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사). 2000년 8월:동 대학원 전자공학과 졸업(공학박사). 2003년 현재 부천대학교 디지털산업전자과 조교수
E-mail : dykim@bc.ac.kr



김 세 동 (金 世 東)

1956년 3월 3일생. 1981년 2월:한양대 전기공학과 졸업. 1986년 2월 동대학원 졸업. 2000년 서울시립대학교 대학원(박사) 졸업. 1984~1997년 한국건설기술연구원 수석연구원 역임. 현재 두원공과대학 전기과 부교수



김 성 환 (金 成 煥)

1952년 6월 12일 생. 1975년 2월 연세대 전기공학과 졸업. 1980년 2월 동 대학원 전기공학과(공학박사). 1977~1982년 대전 기계창. 1982년~현재 서울시립대 전자·전기공학부 교수.
Tel : 2210-2449, Fax : 2249-6802
E-mail : shkim1@uoscc.uos.ac.kr