

## 타이밍 점들의 탐지를 위한 호흡근육 활동신호의 분석

최한고

=Abstract=

### Signal analysis of respiratory muscle activity for the detection of timing points

Han-Go Choi

The information obtained from the analysis of respiratory muscle electromyographic (EMG) activities provides a mean for studying muscular activity in relation to the ventilatory process. Thus, in order to comprehend the airflow pattern and its brain control, signal processing is required to characterize respiratory muscle activity. This paper presents a computerized method for the analysis of the electrical activity of the respiratory muscles of premature lambs, and focuses upon the automatic determination of respiratory timing points such as onset and cessation points of the burst activity. Based on experimental results, reliable timing points can be obtained using the proposed methodology.

**Key words** : Electromyography, Respiratory muscle activity, Signal processing, Moving time average

### 서 론

호흡 근육의 동작과 호흡패턴을 이해하고 더 나아가 이들의 제어를 위해서는 관련 EMG 신호들의 해석이 필요하다. 이 목적을 위해서는 EMG 신호의 주파수 분석 뿐만 아니라 활동신호(burst activity)의 타이밍 점들의 정확한 탐지가 요구된다<sup>1, 2)</sup>. 호흡 근육내에 삽입된 전극으로부터 측정된 EMG 신호는 호흡할 때마다 측정전극 주위에 있는 근육들로부터 발생하는 서로 다른 크기의 MUAP(Motor Unit Action Potential)들이 비동기적으로 합성되어 있는 활동신호 부분과 활동신호사이의 비활동 신호부분(배경 혹은 기저선)으로 나누어진다.

호흡 제어연구를 위한 호흡근육 신호의 시간영역 분석은 비활동신호 부분과 활동신호 부분을 찾아내는 것이며, 그리고 이들 사이의 경계점(활동신호의 시작점과 끝나는

점)과 활동신호의 최대점을 찾는 타이밍 탐지이다. 그러나 호흡 근육내에서 검출된 EMG 신호는 연속적이고 강한 신경신호에 의해 근육이 계속 자극되고 있기 때문에 이를 직접 분석할 경우 순시치의 활동신호에서 최대점을 구하기가 쉽지 않으며, 숨을 내쉬 후에 해당되는 기저선 신호 부분은 신경신호가 완전히 이완된 것이 아니므로 항상 미약한 신경신호에 의해 약한 근육의 활동신호가 존재한다. 그리고 호흡할 때마다 관련 근육의 불규칙적인 수축과 이완에 의해 경계점 부근에서 다양한 신호변화 패턴이 나타나므로 정확한 활동신호의 경계점을 찾기가 어렵다.

활동신호의 타이밍 점들에 대한 수학적 정의는 없으나, 일반적으로 경계점은 활동신호의 크기가 기저선 신호보다 큰 점을 나타내며, 최대점은 활동신호가 최대가 되는 점으로 인식되어 있다. 이러한 기준에 의해 현재까지도 전문가들이 EMG를 이용하여 육안으로 판단하기 때문에 전

문가들 사이에서도 같은 신호에 대해서 서로 다른 판단을 내릴 수 있을 뿐만 아니라, 동일한 전문가도 명확하지 않는 신호변환에 대해서 다른 시간에 제시되었을 때 서로 다른 경계점을 선정하는 경우도 있다. 따라서 이러한 점들의 탐지, 특히 경계점들에 대해서 보다 객관적이고 신뢰성 있는 탐지방법이 요구된다. EMG 신호의 경계점 탐지에 대한 연구는 많지 않으며, 약한 근육 수축과 이완의 경우에 대부분 원 신호의 크기 비교에 의해서 이루어져 왔고, 연속적이고 강한 수축과 이완시 여러 방법으로 신호를 평균하여 처리되어 왔다<sup>2-4)</sup>.

본 연구에서는 호흡제어에 주요 관련 근육중 양(lamb)의 횡경막 근육에 대해서 활동신호의 시작점(onset), 최대점(peak), 그리고 끝나는 점(cessation)들을 포함하는 신호의 타이밍 결정을 위한 전처리 과정과, EMG 신호를 직접 사용하기 보다는 변형된 신호, 즉 시간 지연을 보상한 Moving Time Average(MTA) 신호를 이용하여 현재 전문가들의 판단 방법을 근거로 한 간단한 신호분석 방법을 제안하였으며, 그리고 이러한 점들을 자동탐지하는 시스템을 통하여 제안된 방법을 평가하는 것이다. 평가방법으로는 제안된 방법을 개인용 컴퓨터로 구현한 시스템을 통해 얻은 타이밍 점들을 전문가가 선정한 점들과 비교하였으며, 실험결과에 의하면 만족스럽고 신뢰성 있는 결과를 얻을 수 있었다.

### 신호 처리 방법

실험 대상으로 갓 태어난 양을 마취시킨 후 횡경막 근육 내에 전극을 삽입한 후 며칠이 지난 뒤 신호를 녹음하였다. 호흡 근육 EMG 신호는 몇 단의 증폭기를 사용하여 신호크기를 증폭시킨 후 자기 테이프에 기록되었으며, 개인용 컴퓨터를 사용하여 아날로그-디지털 변환 장치에 의해 2000 Hz로 샘플링하여 처리되었다. 신호분석을 위한 전체 시스템의 구성도는 그림 1과 같다.

호흡 EMG신호에 섞여 있는 잡음은 실험 대상체의 자발적인 움직임이나 숨쉴 때 자연스런 움직임, 그리고 전극으로부터 멀리 떨어진 근육들의 운동에 의해 발생하는 미약한 신호들로 구성되어 있는 저주파수 성분, 신호 기록장치들로부터 발생하는 고주파수 성분, 그리고 근육에 삽입된 전극의 느슨한 접촉과 부적절한 접지 등 때문에 전력선으로부터 유기되는 60 Hz와 고조파 성분들이다. 그러므로 녹음된 원 신호는 선형 특성을 갖는 FIR(Finite Impulse Response) 대역통과 필터를 사용하여 저주파수와 고주파

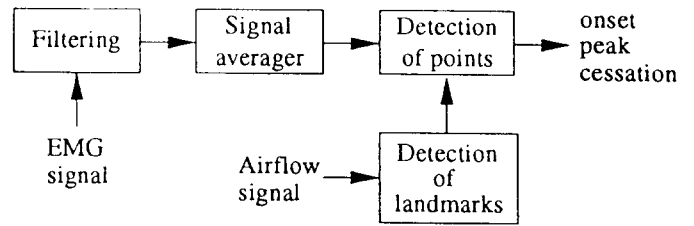
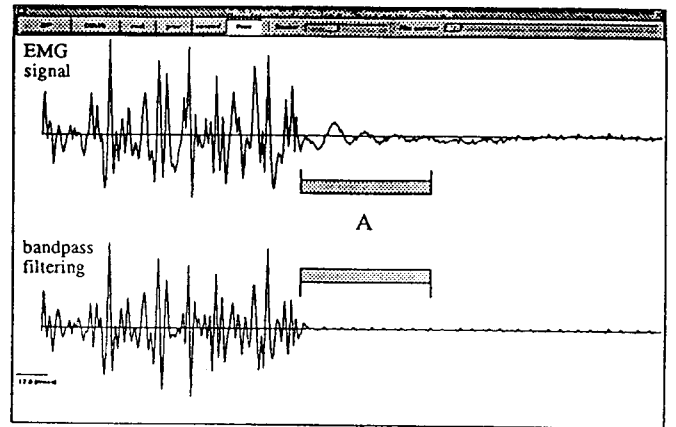
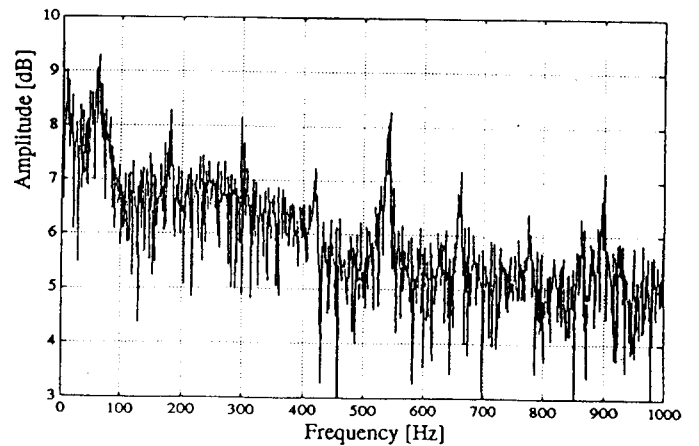


Fig. 1. Block diagram of respiratory EMG signal analysis  
그림 1. 호흡 근전도 신호분석 블럭도



(a) Example of a motion artifact to be rejected



(b) Frequency response of a motion artifact

Fig. 2. Example of a motion artifact and its frequency response

(a) Example of a motion artifact to be rejected

(b) Frequency response of a motion artifact

그림 2. Motion artifact의 예와 주파수 응답

(a) 제거 되어질 motion artifact의 예

(b) Motion artifact의 주파수 응답

수의 잡음성분들을 제거하였으며, 필요한 경우 계속해서 전원에 의한 간섭잡음을 제거하기 위해 적응잡음 제거기 (Adaptive Noise Canceler: ANC)를 이용하여 노치필터를 실현시켰다.

대역통과 필터: 녹음된 EMG 신호의 주파수 스펙트럼은 25 Hz~500 Hz에 걸쳐서 분포되어 있었으며 500 Hz 이상의 주파수는 전체 신호의 2% 이내이었다. 그림 2(a)는 호흡 근육신호에 있어서 전형적인 motion artifact의 저주파수 잡음을 갖고 있는 신호를 보여주고 있으며 ('A'로 표시), 이에 대한 주파수 스펙트럼(그림 2(b))을 살펴보면 0~80 Hz에 분포되어 있으므로 활동신호의 저주파수 성분들이 잡음성분들과 섞여있음을 알 수 있다. 대역통과 필터 설계시 고주파수 부분의 차단주파수 결정은 별로 문제가 없으나 활동신호의 저주파수 성분과 잡음성분간의 주파수 경계가 분명치 않다. 따라서 특정한 밴드에서 감쇄효과를 높이고 활동신호의 저주파수 성분을 보호하기 위해 저주파수 밴드의 변이폭을 최대한 줄이면서 전체 신호의 손실을 최소화 하기 위해서 높은 차수의 대역통과 필터가 요구되었다. 실험을 통해서 저주파수 부분에서는 58~128 Hz로, 고주파수 부분에서는 450~550 Hz의 변이대역을 갖는 63차 대역통과 필터로 결정되었으며, FIR 설계기법 가운데 Parks-McClellan 알고리즘을 사용한 최적설계 기법을 이용하여 실현시켰다<sup>5)</sup>. 그림 2(a)의 두 번째 신호는 시간 영역에서 필터링된 신호이다.

적응잡음 제거기: 전력선으로부터 유기되는 60 Hz와 이의 고조파 성분들을 제거하기 위한 적응잡음 제거기의 구성도가 그림 3에 나타나 있다<sup>6)</sup>. 주입력  $S_k$ 는 원하는 신호와 잡음으로 구성되어 있고, 기준입력  $X_k$ 는 주입력의 신호 특성과는 관계가 없으나 주입력의 잡음과는 관련되어 있다. 즉, 기준입력 ( $X_k$ )은 주입력 ( $S_k$ ) 잡음신호의 주파수나 위상 성분의 특성을 포함하고 있다.

적응잡음 제거기의 동작 개념은 시스템의 출력을 적응필터로 케환시켜 LMS(Least Mean Square) 알고리즘을 통해 전체 시스템의 출력을 최소화하도록 필터계수 ( $W_k$ )를 변화 시킴으로써 주입력에 포함되어 있는 잡음의 영향을 줄이는데 있다. 이때 LMS 알고리즘은 각 신호 샘플에 대해 계산되기 때문에 주입력과 기준입력 사이에 어떠한 상관 관계가 존재하더라도 적응필터는 출력 에러로부터 상관 관계를 갖는 성분들을 계속 추적하므로 주입력의 시변(time-varying) 잡음을 제거시킨다. 만약 시변잡음이 아닌 경우 필터 계수는 잡음의 특성을 습득한 후 일정한 값으로 수렴되어 지므로 다음 입력 샘플들에 대해서도 같은 계수값들이 사용되나, 시변 잡음일 경우 계수는 연속적으

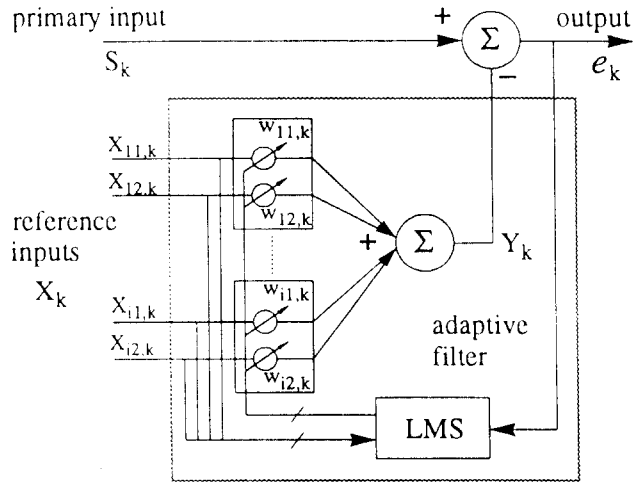


Fig. 3. ANC for rejecting multiple interferences  
그림 3. 다수의 간섭신호 제거를 위한 적응잡음 제거기

로 변화하게 될 것이다. 적응잡음 제거기에서 시스템의 출력은 적응 과정을 위해 사용되는 오차신호이다.

본 연구에서 사용된 EMG 신호의 전원 잡음이 60 Hz 및 고조파 성분으로서 거의 고정된 주파수 성분을 갖고 있으므로 기준입력 신호는 인위적으로 발생시킨 정현파 신호를 사용하였으며, 한 개의 고조파 성분을 제거하기 위해 두 개의 필터 계수 ( $W_{i1}$  와  $W_{i2}$ )를 갖는 적응필터를 사용하였다<sup>6)</sup>. 각 샘플당 계수를 변화시키는 LMS 알고리즘과 시스템의 동작과 관련된 수식 표현은 다음과 같다.

$$W_{k+1} = W_k + 2\mu e_k X_k$$

$$e_k = S_k - Y_k$$

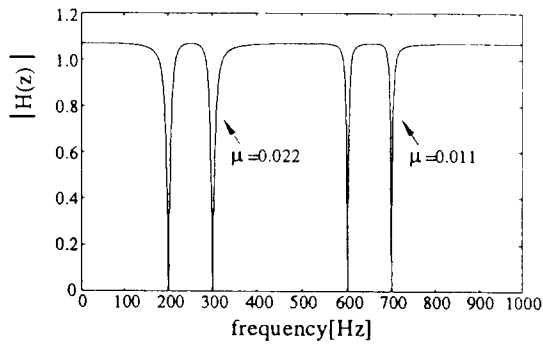
$$Y_k = W_k^T X_k = \sum_{i=1}^N (W_{i1,k} X_{i1,k} + W_{i2,k} X_{i2,k})$$

$$X_{i1,k} = C \cos(kw_i + \theta) = C \cos(2\pi k f_i / f_s + \theta)$$

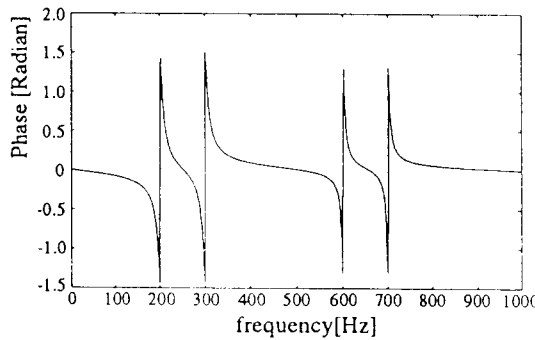
$$X_{i2,k} = C \sin(kw_i + \theta) = C \sin(2\pi k f_i / f_s + \theta)$$

여기서  $w_i$ 는 제거될 노치 주파수이고  $f_s$ 는 샘플링 주파수이며,  $\mu$ 는 시스템 안정과 수렴율을 위한 상수이고,  $N$ 는 제거될 노치 주파수 갯수이다.

적응잡음 제거기의 응답을 조사해보면(그림 4 참조) 비선형 특성을 갖고 있다. 그러나 신호 측정시 근육 신호의 발생 과정을 고려한다면<sup>7, 8)</sup> 신호 해석의 전처리 과정에서 필터가 반드시 선형 위상일 필요는 없으며, 중요한 점은 잡음에 대한 신호의 에너지 비율을 높이기 위해 잡음을 가능한 완전히 제거하는 것이다. 일반적인 노치 필터를 사용



(a) Frequency response



(b) Phase response

Fig. 4. Responses of the ANC  
(a) Frequency response, (b) Phase response

그림 4. 적응잡음 제거기의 응답  
(a) 주파수 응답, (b) 위상 응답

할 경우 노치 주파수를 중심으로 완만한 대역의 필터 특성 때문에 노치 주파수 부근의 주파수 성분도 상당량 제거되므로, 좁은 변이 대역폭과 큰 억제 특성을 갖으면서도 시간에 따라 변화하는 잡음신호를 가능한 한 충분히 제거시킬 수 있는 적응잡음 제거기가 사용되었다. 그리고 적응잡음 제어기법은 EMG 신호 뿐만 아니라 간섭잡음이 포함되어 있는 어떤 신호에도 적용할 수 있으며, 잡음이 아니라 더라도 신호 분석에 불필요한 신호 패턴을 제거하거나 특정한 활동신호를 추출하는데도 이용 가능하다<sup>9)</sup>.

신호해석에 필요한 주파수대역 이외의 성분은 일차적으로 대역통과 필터에 의해 여과 되었으므로, 전원에 의한 간섭 고조파는 2차 고조파(120 Hz)에서 8차 고조파(480 Hz) 성분들만 고려하면 된다. 실제 신호의 주파수 분석에 의하면 제거 되어져야할 주파수는 180, 300와 420 Hz들로 밝혀졌기 때문에 이들 3개 고조파 성분 제거를 위한 적응

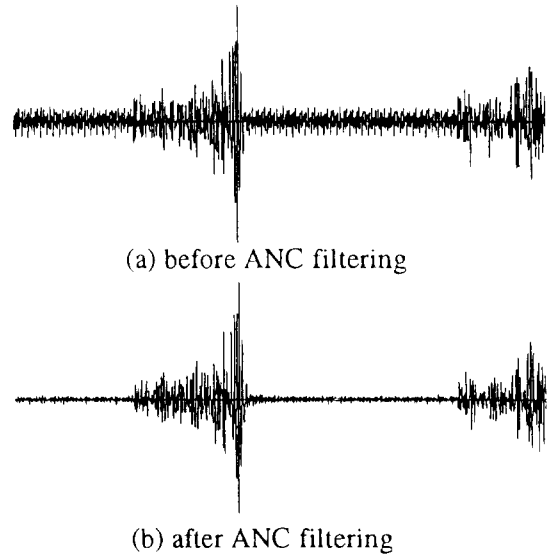


Fig. 5. Example of the EMG signal using adaptive noise canceler

(a) before ANC filtering, (b) after ANC filtering  
그림 5. 적응잡음 제거기를 사용한 EMG 신호 예  
(a) ANC 필터링 전, (b) ANC 필터링 후

잡음 제거기가 설계되었다. 그러므로 서로 다른 3개의 기준입력과 6개의 필터계수가 사용되었으며,  $f_s = 2000 \text{ Hz}$ ,  $\theta = 0$ ,  $C = 1$ , 그리고 상수  $\mu = 0.011$ 을 사용하였다. 그림 5는 적응잡음 제거기의 입력신호와 필터된 신호를 보여주고 있다.

신호 평균: EMG 신호의 순시치들은 호흡 근육활동의 전체적인 응답에 관한 정보를 거의 포함하고 있지 않다. 이러한 신호의 순시치들을 각 샘플점에서 지역적인 평균을 취함으로써 활동신호의 세기에 대한 전체적인 응답을 더 잘 나타낼 수 있는 파형을 구할 수 있다. 신호를 평활화하기 위해 몇 가지의 평균방법이 이용되고 있으나<sup>2,3)</sup> 본 연구에서는 이산적 신호열에 대한 MTA(Moving Time Average) 방법을 사용하고 있다.

임의의 샘플점 n에 대한 MTA신호,  $y(n)$ 은 샘플점 n 주위에서 입력신호,  $x(n)$ 값들의 평균치이다. 이 평균치는 샘플점들 사이에서 신호의 빠른 변화를 제거하고 천천히 변화하는 신호부분은 그대로 유지시켜 주므로 저역통과 필터링과 같은 동작 특성을 갖고 있다. MTA의 일반적인 식은 다음과 같은 형태의 차분 방정식으로 정의된다.

$$y(n) = \frac{1}{N+M+1} \sum_{k=N}^M x(n-k)$$

MTA 필터의 임펄스 응답은 구형 펄스에 해당되며, 주파수 응답은 다음과 같다.

$$Y(Z) = \frac{1}{N+M+1} \sum_{k=-N}^M X(Z)Z^k$$

$$H(w) = \frac{Y(Z)}{X(Z)} \Big|_{Z=e^{jw}} = \frac{1}{N+M+1} \sum_{k=-N}^M e^{jwk}$$

혹은

$$H(w) = \frac{1}{N+M+1} e^{jw(M-N)/2} \cdot \frac{\sin[(N+M+1)w/2]}{\sin(w/2)}$$

MTA 필터의 차단주파수는 대략  $2\pi/(N+M+1)$ , 즉,  $(f_s = \text{샘플링 주파수})/(N+M+1)$ 에 해당된다. 실제 구현시  $N=0$ 으로 두었으며 이는 MTA 필터를 실현가능(causal) 시스템으로 동작하게 해주며, 이에 따른 시간지연을 보상하였다.

MTA 필터의 창 길이는 처리하고자 하는 신호에 의해 결정되는데, 예를 들면 창 길이 21을 사용했을 때에

$$H(Z) = (1/21) \sum_{k=0}^{20} Z^k = (1/21) \frac{1-Z^{21}}{1-Z^1}$$

으로 표현되며, 이 시스템의 응답을 Z영역에서 살펴보면 단위원을 따라 일정한 간격으로 21점을 샘플링한 것에 해당되고,  $Z=1$ 에서는 극점과 영점이 서로 상쇄된다. 이러한 저역통과 필터의 차단 주파수는  $f_s=2000\text{Hz}$  일때  $95.24\text{Hz}$ 이다.

MTA의 창 형태: MTA가 정의될 때 구형 창의 사용을 가정하고 있다.

$$y(n) = (1/K) \sum_{k=-\infty}^{\infty} w(n)x(n-k) = (1/K) \sum_{k=-N}^N x(n-k)$$

여기서  $w(n) = 1, -N \leq n \leq N$

0, 그 외 구간

그림 6은 51의 창길이를 사용했을 때 여러 가지 창의 형태에 따른 활동신호의 MTA를 보여주고 있는데, 첫 번째 신호는 원 EMG신호이고, 두 번째는 구형 창을 사용했을 때의 MTA신호이며, 나머지는 Bartlett, Hanning, Hamming, 그리고 Blackman 창을 사용한 MTA이다. 이 그림으로부터 알 수 있듯이 어떤 형태의 창을 사용하더라도 활동신호의 포락선의 평활 정도는 크게 다르지 않음을 확인할

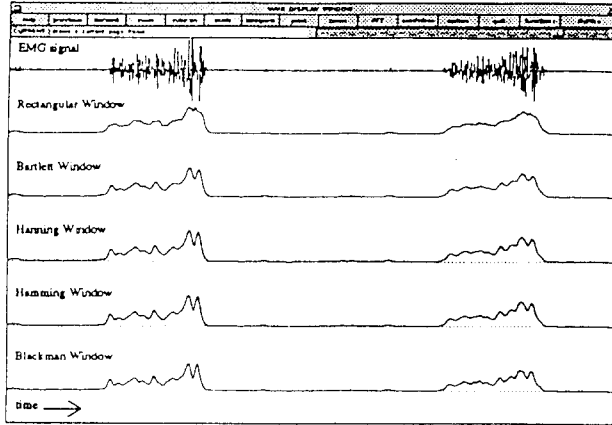


Fig. 6. Smoothing effect of several different windows

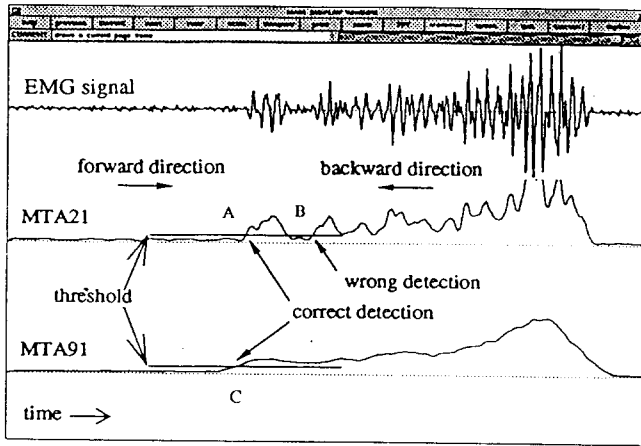
그림 6. 몇 가지 서로 다른 창에 대한 평활화 효과

수 있으며, 본 연구에서는 다음과 같은 Hanning 창을 이용한 MTA를 사용하였다.

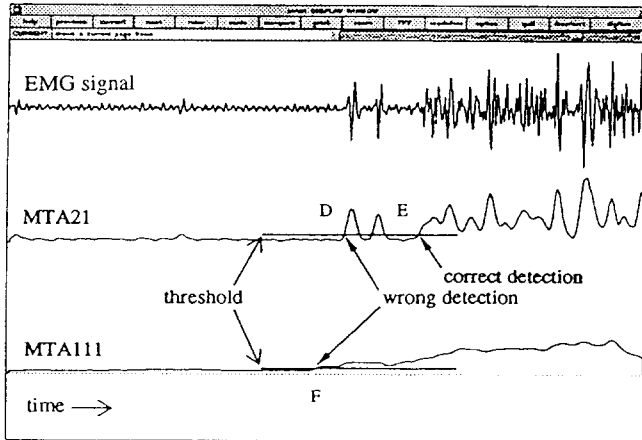
$$w(n) = (1/2)[1 - \cos(2\pi n/(N-1))], \text{ 여기서 } 0 \leq n \leq N-1$$

탐색방향 및 창길이: EMG 활동신호에 MTA 사용시 중요한 사항은 창 길이 선정과 탐색방향 결정이다. 창 길이를 증가시키면 더욱더 평활화된 포락선을 얻을 수 있으며, 창 길이가 아주 작을 경우 MTA 파형은 신호의 조그만 변화에도 응답을 나타내므로 포락선 파형에서 많은 요동을 볼 수 있다. 일반적으로 활동신호를 인식하기 위해서는 큰 값의 창 길이 사용이 바람직하다고 할 수 있으나, 활동신호의 다양한 신호변환 패턴 때문에 특정한 값을 선정하는 것은 어렵다. 창 길이 결정에서 고려되어야 할 사항은 탐색방향에 따라서 활동신호를 찾을 수 있는 임계치를 정확하게 탐지할 수 있어야 하며, 이에 대한 그래픽 설명이 그림 7에 나타나 있다.

그림 7은 2개의 다른 활동신호를 보여주고 있다. 그림 7(a)와 같이 짧은 창 길이,  $N=21$ 을 사용할 경우(그림에서 MTA21로 표시) 순방향으로 탐색할 때 활동신호의 시작점에 해당하는 임계치를 검출할 수 있으나('A'로 표시), 역방향 탐색시 임계치의 검출은 정확하지 않다('B'로 표시). 반면에 그림 9(b)에서 알 수 있듯이 같은 MTA21을 사용하더라도 다른 신호에 대해서는 탐색 방향에 대한 결과는 그림 9(a)의 경우와 반대이다. 즉, 역방향에 대해서는 시작점이 검출되지만('E'로 표시) 순방향에 대해서는 정확한 시작점이 검출되지 않는다('D'로 표시).



(a) Different window lengths and searching directions - #1



(b) Different window lengths and searching directions - #2

**Fig. 7.** Graphical description for detecting an onset using different window lengths and searching directions

(a) Different window lengths and searching directions - #1

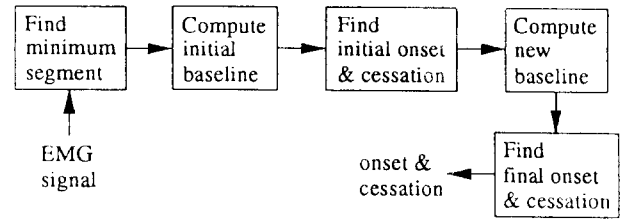
(b) Different window lengths and searching directions - #2

**그림 7.** 다른 창 길이와 탐색방향 사용시 시작점 탐지를 위한 그래픽 설명

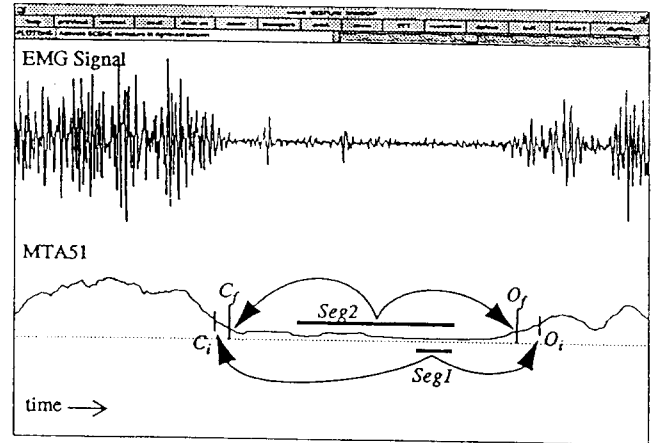
(a) 다른 창 길이와 탐색방향 - #1

(b) 다른 창 길이와 탐색방향 - #2

창 길이가 클 때,  $N=91$ 일 경우(그림 9(a)의 MTA91) 더 평활화된 포락선을 보여주었으며 순방향과 역방향 모두 시작점에 해당하는 같은 임계치가('C'로 표시) 검출되고 있다. 그러나 지나치게 큰 창 길이를 사용할 때는,  $N=111$ 일 경우(그림 9(b)의 MTA111) 탐색방향에 관계없이 같은 임계치 점을 찾을 수 있으나, 활동신호의 포락선 평활 정도가 매우 심하기 때문에 임계치점의 검출이('F'로



(a) Block diagram for the detection of boundary



(b) Graphical description for the detection of boundary

**Fig. 8.** Procedures for the detection of boundary

(a) Block diagram for the detection of boundary

(b) Graphical description for the detection of boundary

**그림 8.** 경계점의 탐지과정

(a) 경계점 탐지를 위한 블록도

(b) 경계점 탐지를 위한 그래픽 설명

표시) 실제 시작점보다 훨씬 이전에 검출된다. 따라서 지나치게 큰 창 길이를 사용할 경우 그림 9(b)의 원 EMG 신호처럼 배경 신호부분에서 간헐적으로 나타나는 한 개 혹은 두 개의 MUAP들이 실제 연속적으로 일어나는 활동신호의 일부로 간주되는 오류를 범할 수 있다.

그림 7은 창 길이와 탐색 방향이 경계점의 정확한 탐지에 영향을 끼친다는 사실을 보여주고 있으며, 실험적으로 창 길이,  $N=51$ 이 호흡 EMG 활동신호의 분석에 적당한 것으로 판단되었으며, 특별히 끝나는 점의 임계치를 탐지하기 위해서는 순방향 탐색이, 시작점의 임계치를 탐지하기 위해서는 역방향 탐색이 유리한 것으로 확인되었다.

### 타이밍 점들의 탐지 및 실험 결과

활동신호의 경계점 결정은 기저선 레벨에 대한 MTA 신

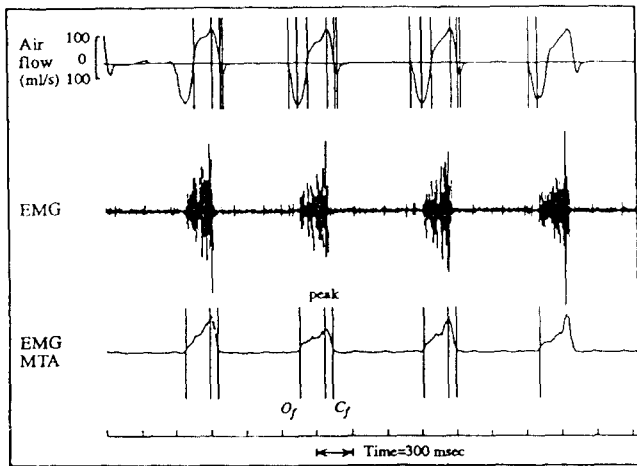


Fig. 9. Examples of timing points automatically detected by the system

그림 9. 시스템에 의해 자동 탐지된 타이밍 점들의 예

호흡기의 큰 변환점을 탐지하는 것으로서, 시작점과 끝나는 점은 활동신호의 크기가 기저선 레벨을 초과하는 점과 기저선 레벨이하로 떨어지는 점으로 정의되었다. 최대점은 경계점 사이에서 최대치를 갖는 점을 찾으면 되지만, 경계점 탐지는 호흡할 때마다 활동신호와 기저선 신호의 크기 변화가 다양하므로 한 신호만을 사용하여 기저선과 활동신호사이의 변환점을 찾기가 쉽지 않다. 이러한 타이밍 점들의 자동 탐지를 쉽게 하기 위해서는 우선 활동신호 부분의 인식이 필요하기 때문에 신호처리가 용이한 air-flow 신호에서 얻은 정보를 이용하였다. Airflow 신호패턴은 EMG 활동신호와 관련되어 있을 뿐만 아니라 zero-crossing 및 최대값을 나타내는 점들을 찾기가 간단하며 이러한 점들은 활동신호와 기저선의 인식 및 탐지를 위한 탐색 기간과 기준점을 제공해 준다. 활동신호의 경계점 탐지를 위한 구성도와 그래픽 설명이 그림 8에 나타나 있다.

초기의 기저선 레벨은 기저선 부분의 최소점 주위의 100ms 간격(그림에서 Seg1으로 표시)으로 부터 계산된 평균값으로 정의되었다. 이 평균값을 사용하여 탐지되는 초기 시작점(O)과 끝나는 점(C)들은 초기 기저선(Seg1)의 평균값에  $k$ \*표준 편차를 더한 값의 임계치를 찾음으로써 결정되었다. 여기서 사용된  $k$ 값은 실험을 통해서 3으로 결정되었으며, 같은 실험 대상체로부터 추출된 신호에 대해 같은  $k$ 값이 사용되었고, 다른 실험 대상체의 신호에 대해서는 미세한 차이의 다른  $k$ 값(2 혹은 4)이 사용되었다.

다양한 기저선의 신호변화에 의한 영향을 최소화하기

위해 평균값이 계산되는 기저선 부분을 가능한 많이 포함 시킴으로써 계산된 부분이 실제로 기저선을 대표할 수 있도록 기저선 부분을 확장하는 방법이 요구된다. 그러므로 초기 O와 C점들을 기준으로 새로운 기저선 부분(Seg2)이 설정되었으며 Seg2의 시간간격은 Seg1의 시간간격보다 더 길다. 즉, Seg2는 O와 C점사이의 중간점을 기 로 이들의 시간간격의 40%로 정해졌다:  $|O-C|*(2/5)$ . Seg2에 의한 새로운 임계치는 (기저선 Seg2 평균값 +  $m$ \*표준 편차)로 정의되었으며, 최종 시작점(O)과 끝나는 점(C)들은 이 새로운 임계치에 의해서 결정되어졌다. 상수  $m$ 값은 시작점에 대해 1이, 끝나는 점에 대해 3이 각각 사용되었으며 모든 신호들에 대해 동일한 값이 사용되었다. 이러한 방법을 이용한 타이밍 탐지 시스템이 개인용 컴퓨터를 이용하여 구현되었으며, 그림 9는 시스템에 의해 탐지된 타이밍 점들을 보여주고 있다.

시스템에 의해 검출된 경계점과 최대점들은 전문가가 육안으로 판별한 것들과 비교되었다. 9개의 서로 다른 실험 대상체로 부터 각각 10개의 호흡 활동신호를 시험신호로 사용되었다. 1개의 호흡 활동신호가 시작점, 최대점과 끝나는 점들을 포함하고 있기 때문에 각 점에 대해 모두 90개의 시험신호가 평가되었으며, 표 1은 시스템과 전문가 사이에 타이밍 점들의 평균차이와 각 시험신호들에 대한 평균범위를 보여주고 있다. 일반적으로 정확도가 15~20 msec의 오차가 허용되는 점을 감안하면 이 결과는 양호한 것으로 판단된다. 특히 시작점과 최대점 탐지는 전문가의 판단과 거의 동일하나 끝나는 점인 경우에는 대부분 횡경막 근육신호의 크기가 급격히 떨어지므로 MTA를 사용할 경우 실제 신호의 변화율보다 더 넓은 포락선을 갖기 때문에 오차값이 시작점에 비해서 크다. 이 오차를 줄이기 위해서는 위에서 언급된  $m$ 값을 크게 취하든지, MTA 창길이를 작게 함으로써 오차를 줄일 수 있다.

## 결 론

컴퓨터를 이용하여 비교적 간단하고 객관적인 호흡근육 활동신호의 타이밍 검출을 위한 기법과 이와 관련된 신호 처리 방법들이 제시되었다. 경계점 검출 방법은 기저선을 기준으로 하여 결정하는 전문가의 판단방법을 실현한 것으로서, 실험결과에 의하면 신호 크기가 불안정한 기저선 신호 부분이 존재할 때도 경계점들이 정확하게 탐지된다는 사실을 보여주었으며, 구현된 시스템에서 탐지된 경계점들은 전문가가 객관적인 판단을 내릴 수 있도록 도움을 줄 수 있다. 신호 처리기법으로는 MTA신호를 이용한 타

표 1. 시스템과 전문가에 의한 타이밍 점들의 비교

Table 1. Comparison of timing points between the system and an expert

timing points	mean +/- SEM	range of individual test signal means
onset	1.5 +/- 0.6(msec)	-3.8 to 12.3(msec)
peak	0.5 +/- (msec)	-1.4 to 2.0(msec)
cessation	11.0 +/- 0.9(msec)	-4.5 to 15.9(msec)

이밍의 검출 방법과 관련 신호 처리과정을 기술하고 있는데, 특히 적응잡음 제거기는 전원으로부터 유기되는 간섭잡음을 제거하는데 여러 개의 노치 주파수가 동시에 존재할 때에도 효과적으로 제거하는 유용한 노치 필터임을 보여주었다. 이 논문에서 사용한 방법들은 다른 호흡근육 신호들, posterior-cricoarytenoid (PCA)와 thyroarytenoid (TA) 등에도 직접 적용 가능하다.

경계점 탐지의 정확도를 높이기 위해서는 고정된 임계치에 대해서 서로 다른 MTA 창길이를 사용함으로써 가능한데, 활동신호의 동작을 살펴볼 때 일반적으로 끝나는 점의 창길이가 시작점의 창길이보다 짧게 하는 것이 유리하다. 그러나 단지 천분의 몇 초 정도의 시간적인 변화가 호흡 패턴인식에 대해 중요한 의미를 내포할 수도 있으므로<sup>10)</sup>, 호흡의 제어과정을 더 명확하게 밝히기 위해서는 변형된 신호를 사용하기 보다는 원 신호를 직접 분석하는 방법이 앞으로 연구되어야 할 것이다.

### 참고 문헌

1. Hutchison, A. A., Wozniak, J. A., Choi, H. G., Otto, R. A.,

Abrams, R. M. 과 Kosch, P. C., "Laryngeal and diaphragmatic muscle timing and respiratory patterns after birth in lambs", Clinical Research, 39:866A, 1991.

2. Claure, N. R., Subbarao W. V. and Duara S., "Microcomputer aided analysis respiratory muscle activity in premature newborns," Annual International Conf. of the IEEE Eng. in Medicine and Biology Society, Vol. 12, No. 3, pp. 1220-1221, 1990.

3. Neeman, H., McCall, W., Plesh, O., and Bishop, B., "Analysis of jaw movement and masticatory muscle activity," Computer Methods and Programs in Biomedicine, Vol. 31, pp. 19-32, 1990.

4. Yamada, Y., Ash, J. L., Ash, G. M., and Ash Jr., M. M., "A measuring system for EMG silent period using a microcomputer," IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol. BME-29, No. 11, pp. 713-718, 1982.

5. Oppenheim, A. V. and Schaffer, R. W., "Digital signal processing," Prentice-Hall, Englewood Cliffs, N. J., 1975.

6. Widrow, B. and Stearns, S. D., "Adaptive signal processing," Prentice-Hall, Englewood Cliffs, N. J., 1985.

7. Bruce, E. N., "Techniques in the Life Sciences," P4/1, Respiratory Physiology, Elsevier Scientific Publishers Ireland Ltd. P408/1-P408/17, 1984.

8. De Luca, C. J., "Physiology and mathematics of myoelectric signals," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-26, No. 6, pp. 313-325, 1979.

9. Lyster, V. K. and Ramamoorthy, P. A., "Reduction of heart sounds from lung sounds by adaptive filtering," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-33, 1986.

10. Hutchison, A. A., Wozniak, J. A., Choi, H. G., Otto, R. A., Kosch, P. C., and Abrams, R. M. "Laryngeal and diaphragmatic muscle activities and airflow patterns after birth in premature lambs." Journal of Applied Physiology, Vol. 75, pp. 121-131, 1993.