

## EMG신호에서의 비례제어신호 추정에 관한 연구

최광현 · 변윤식 · 박상희

= Abstract =

### Estimation of Proportional Control Signal from EMG

Kwang-Hyeon Choi · Youn-Shik Byun · Sang-Hui Park

The EMG signal can be considered as a signal source that expresses the intention of man because it is a electrical signal generated when the man contracts muscles. For proportional control of prostheses, the control signal proportional to the muscle contraction level must be estimated. Typically a full-wave rectifier and low-pass filter are used to estimate the proportional control signal from the EMG signal. In this paper, it is proposed to use a logarithmic transformation and a linear minimum mean square error estimator. A logarithmic transformation maps the myoelectric signal into an additive control signal-plus-noise domain and the Kalman filter is used to estimate the control signal as a linear minimum mean square error estimator. The performance of this estimator is verified by the computer simulation and the estimator is applied to the EMG obtained from the biceps brachii muscle of normal subjects.

### 1. 序 論

최근 EMG신호를 보철 제어에 이용하기 위한 연구가 계속되고 있다. EMG신호는 인간이 근육을 수축시킬 때 발생하는 전기적인 신호이므로 인간의 의사를 직접 표현하는 신호원으로 생각할 수 있다. 따라서 EMG신호를 보철 제어에 이용할 경우 환자가 보철기구를 동작시키기 위해 받아야 할 훈련의 양을 줄일 수 있는 장점이 있다. 이와 같이 EMG신호를 보철 제어에 이용하기 위해서 먼저 선행되어야 할 일은 EMG신호로부터 어떤 의미가 내포된 정보를 추출하는 것이다. 이제까지 연구되어 온 것은 주로 on-off 모드에서의 팔의 기능 분류 및 그러한 시스템을 소형화하는 일이었다. 이러한 기능 분류의 방법으로는 신호의 통계치

에 의한 패턴 인식에 의한 방법<sup>1)</sup>, 시계열 모델에 의한 방법<sup>2)</sup>, 그리고 주파수 스펙트럼의 해석에 의한 방법<sup>3)</sup> 등이 있다. 그러나 이러한 방법들은 팔의 운동방향만을 결정할 뿐 운동의 근원이 되는 힘, 즉 근육의 수축 정도에 대해서는 다루지 않고 있다. 동일한 운동 형태일지라도 근육의 수축 정도에 따라 EMG신호에 내포된 정보는 달라지게 된다. 따라서 본 논문에서는 EMG신호로부터 힘에 관련된 정보를 추정하고자 한다. 이를 위해 먼저 컴퓨터 시뮬레이션으로 방법의 타당성을 입증한 후 실제의 EMG신호로 실험하였다.

### 2. 本 論

#### (1) 신호 모델

EMG신호에서의 제어 신호 추정을 위해 먼저 선행해야 할 일은 처리를 위한 모델을 결정하는 것이다. 본 논문에서는 식 (1)과 같이 표현되는 곱셈 모델(multiplicative model)을 이용한다<sup>4,5)</sup>.

<1984. 10. 1 접수>  
연세대학교 공과대학 전기공학과  
Dept. of Electrical Eng., Yonsei University

$$E(t) = C(t) \cdot N(t) \quad (1)$$

여기서  $E(t)$ 는 검출된 근전도 프로세스이고,  $C(t)$ 는 제어 신호인데, 그 확률 밀도 함수는 환자의 사용 형태에 따라 달라지나 여기서는 일정하다고 가정한다. 보통 근전도 시스템에서의 인간의 동작의 대역폭은 1 Hz를 넘지 못하므로 컴퓨터 시뮬레이션을 할 때  $C(t)$ 는 3 dB 대역폭이 1 Hz인 선형 필터를 거쳐 구하기로 한다. 또한 이 값은 근육의 수축정도를 나타내므로 항상 양의 값을 갖는다.  $N(t)$ 는 편차가 1인 잡음 프로세스로 평균이 0인 가우시안 프로세스로 모델링할 수 있다<sup>3,4)</sup>. 이와 같은 곱셈 모델을 진폭 변조 모델로 보면  $C(t)$ 는 정보신호(envelope), 그리고  $N(t)$ 는 반송파(carrier wave)로 생각할 수 있다. 따라서 문제는 백색 잡음으로 진폭 변조된 신호로부터 원래의 정보를 얻어내는 복조(decode)의 문제에 귀착된다.

(2) 추정기

EMG신호를 처리하는데 있어서 가장 중요한 일은 기능을 분류하거나 제어 신호를 추정하는데 있어서 오차가 일어날 확률을 최소로 하는 판단 기법 혹은 신호 처리법은 개발하는 것이다. 본 논문에서는 이를 위하여 선형 최소 평균 제곱 오차 추정기(linear minimum mean square error estimator)를 이용하였다.

일반적으로 식 (1)의 진폭 변조 모델에서 정보  $C(t)$ 를 얻기 위해 전파 정류기와 선형 필터(linear filter)를 사용한다. 그러나 여기서는 전파 정류기와 식 (1)의 곱셈 모델을 덧셈 모델로 변환하기 위한 대수 증폭기(log amplifier) 그리고 제어 신호  $C(t)$ 를 얻기 위한 추정기로 Kalman 필터를 이용하였다. 대수 증폭기의 사용은 Kreifeldt에 의해 제시되었고 이는 식 (1)의 곱셈 형태를 식 (2) 혹은 (3)의 덧셈 형태로 대수 변환(logarithmic transformation)하여 준다. 즉,  $E(t)$ 를 전파 정류한 후 대수 변환하면 다음과 같이 된다.

$$\log |E(t)| = \log C(t) + \log |N(t)| \quad (2)$$

$$\text{혹은 } R(t) = S(t) + W(t) \quad (3)$$

여기서  $C(t)$ 는 항상 양의 값을 갖는다. 식 (3)에서는  $S(t)$ 는 잡음 프로세스  $W(t)$ 가 더해졌을 때 추정해야 할 신호 프로세스이다. 그러므로 선형 최소 평균 제곱 오차(MMSE) 추정기로 Kalman 필터를 이용할 수 있다. 이를 위해 먼저  $S(t)$ 와  $W(t)$ 의 통계치가 구해져야 하는데 대수 변환을 하였으므로 이들 값을 수학적으로 구하기는 힘들므로 측정에 의해 구한다.  $C(t)$ 와  $S(t)$ 의 전력 스펙트럼 밀도(power density spectra)를 측정해 보면 대수 연산으로 인한 대역폭과 스펙트럼 모양의 변화가 매우 작다는 것을 알 수 있다. 또한

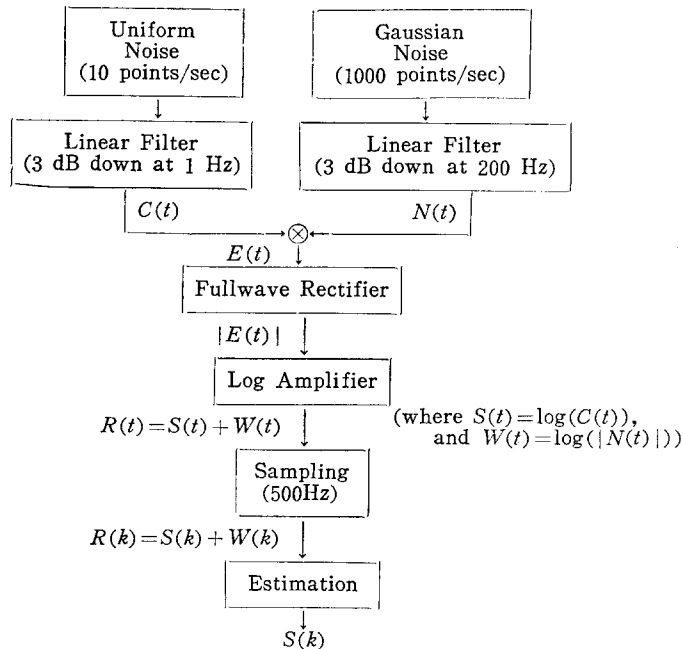


그림 1. 컴퓨터 시뮬레이션  
Fig. 1. Computer simulation

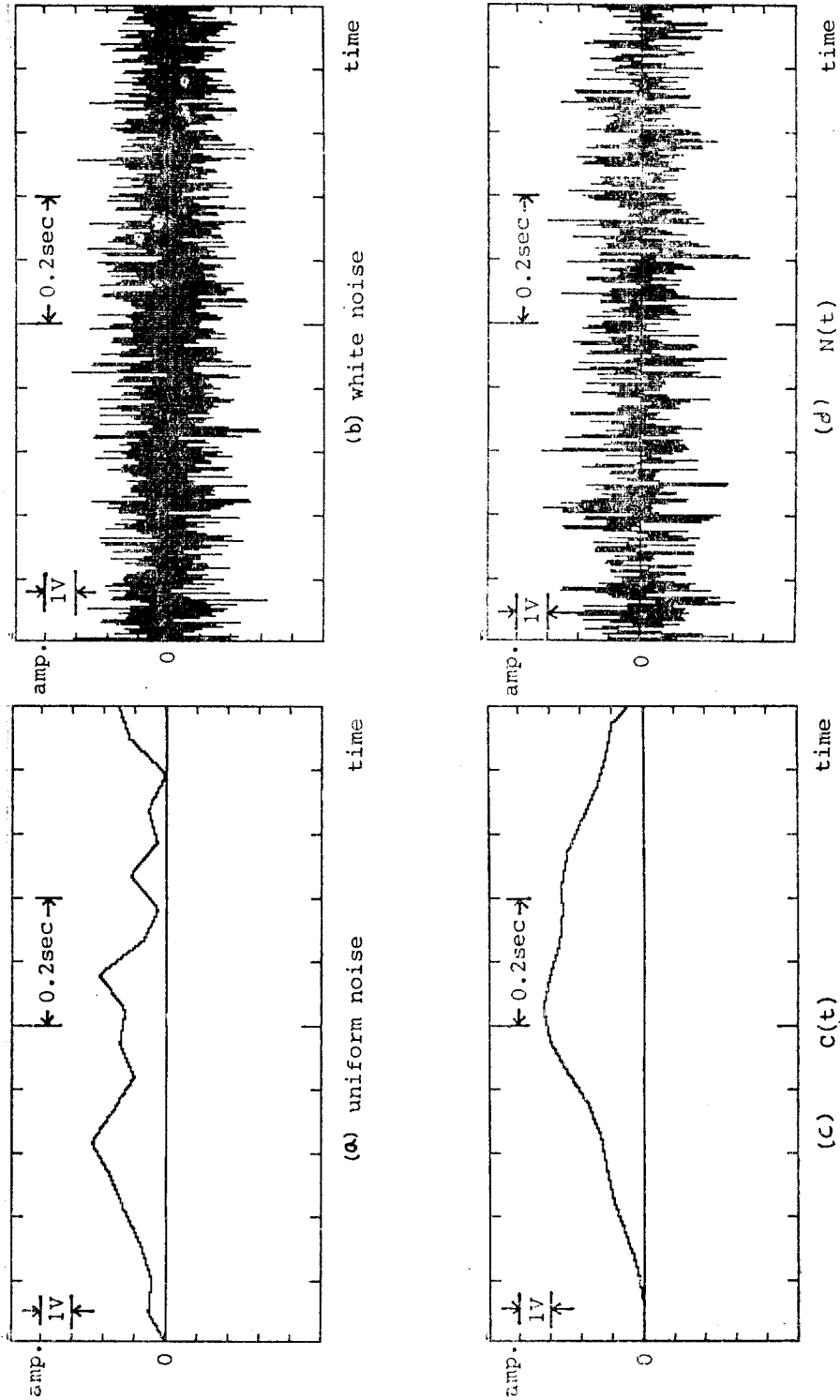


그림 2. 컴퓨터 시뮬레이션의 결과(1)  
 Fig. 2. Results of a computer simulation

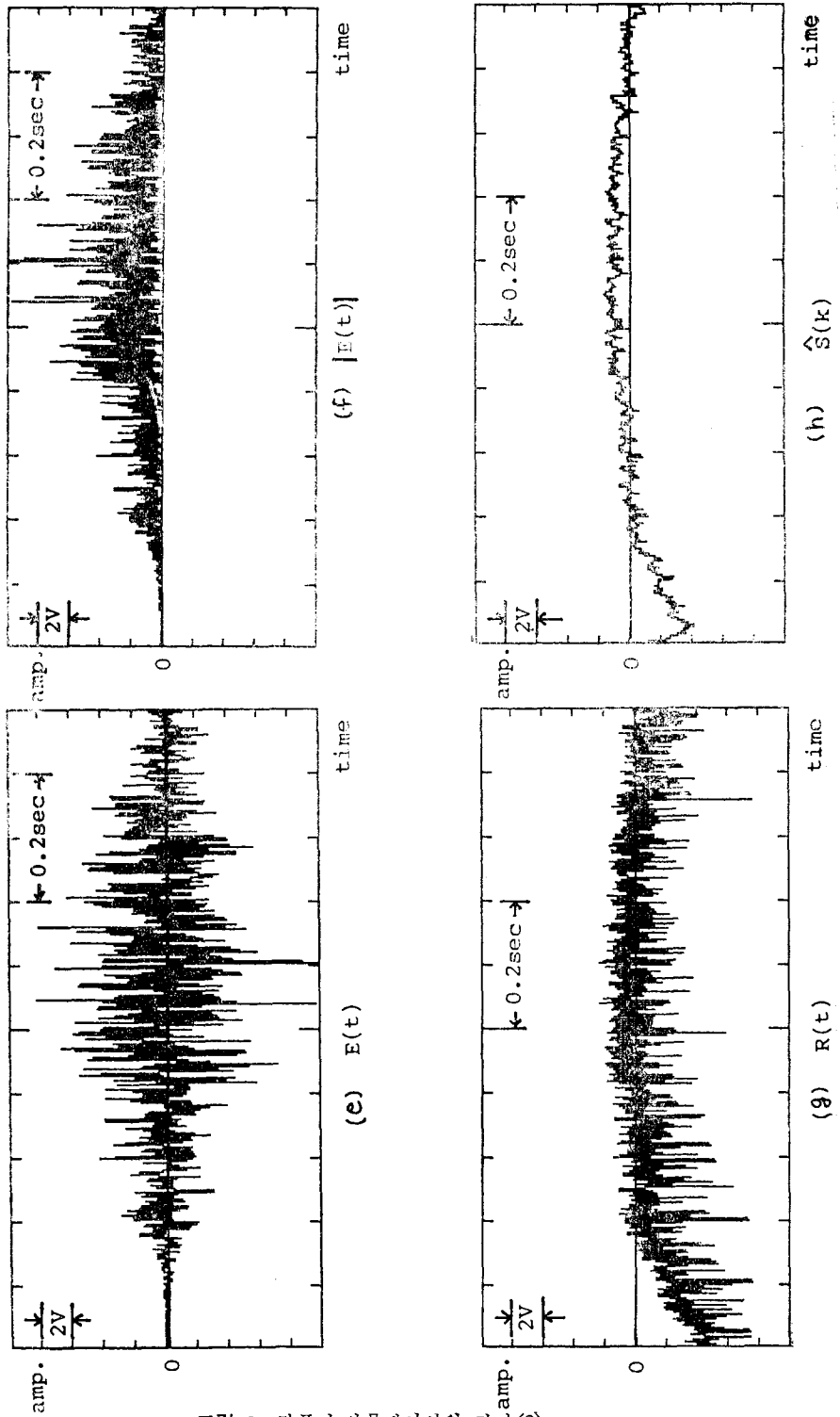


그림 2. 컴퓨터 시뮬레이션의 결과(2)  
 Fig. 2. Results of a computer simulation

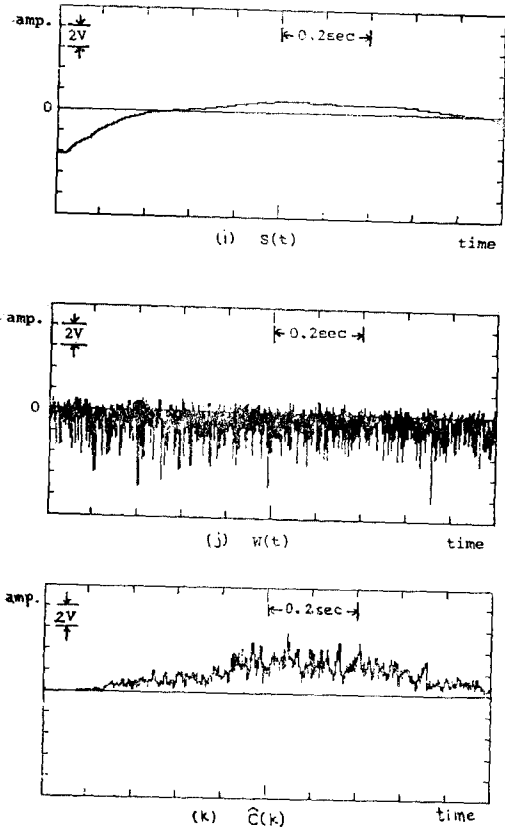


그림 2. 컴퓨터 시뮬레이션의 결과(3)  
Fig. 2. Results of a computer simulation

$W(t)$ 의 전력 스펙트럼 밀도를 추정해 보면 잡음  $W(t)$ 는  $S(t)$ 에 비해 백색 잡음으로 간주할 수 있음을 알 수 있다.

식 (3)에서 주어진 신호에 잡음이 더해진 모델에서 다음과 같이 이산 추정의 문제가 수식화된다. 주어진 신호 프로세스

$$S_K = \phi S_{K-1} + TX_K \quad (4)$$

그리고 관측 프로세스

$$R_K = S_K + W_K \quad (5)$$

에 의해  $S_K$ 의 Kalman MMSE 추정치  $S_K$ 를 구한다.

여기서  $S_K$ 와  $R_K$ 는 각각  $S(t)$ 와  $R(t)$ 를 샘플 간격  $T$ 초로  $K$ 번째 샘플링한 값이며  $X_K$ 는 독립 확률 변수이고  $\phi = \exp(-2\pi f_0 T)$  여기서  $f_0$ 는  $S(t)$ 의 3dB 대역폭이다. 식 (4)와 (5)로부터 각각의 평균과 분산은 다음과 같다.

$$E[S_K] = m_s, \quad E[S_K^2] - E[S_K]^2 = \sigma_s^2$$

$$E[X_K] = m_x = (1-\phi)m_s/T,$$

$$E[X_K^2] - E[X_K]^2 = \sigma_x^2 = (1-\phi^2)\sigma_s^2/T^2$$

$$E[W_K] = m_w, \quad E[W_K^2] - E[W_K]^2 = \sigma_w^2$$

$T$ 의 값은  $W_K$ 가 uncorrelated되어야 한다는 제약과  $W(t)$ 의 대역폭에 근거하여 선택하였다.

위와 같이 주어진 문제에서 Kalman 필터 추정기는 다음과 같이 유도된다<sup>7)</sup>.

$$S_K = \phi S_{K-1} + (1-\phi)m_s + b_K[R_K - \phi S_{K-1} - m_w - (1-\phi)m_s]$$

$$\text{여기서 } b_K = \frac{T^2\sigma_x^2/\sigma_w^2 + \phi^2 b_{K-1}}{1 + T^2\sigma_x^2/\sigma_w^2 + \phi^2 b_{K-1}}$$

는 추정기의 이득항이다.

이득  $b_K$ 는  $K$ 가 무한히 증가함에 따라 정상 상태 이득  $b_{SS}$ 에 점근적으로 접근해 간다. 추정기는 모든  $K$ 에 대해 unbiased되었고, 평균 제곱 오차는  $\sigma_K^2 = b_K \sigma_w^2$ 으로 주어지는 편차항  $\sigma_K^2$ 으로 표현되므로 정상 상태 오차  $\sigma_{SS}^2$ 은  $\sigma_{SS} = b_{SS} \sigma_w^2$ 으로 주어진다.

### 3. 실험

#### (1) 컴퓨터 시뮬레이션

그림 1은 컴퓨터 시뮬레이션의 과정을 나타낸 블록 선도이다. 제어 신호  $C(t)$ 를 만들기 위해 먼저 초당 10개의 값을 갖는 균일 잡음(uniform noise)를 발생시킨 후 1 Hz에서 3 dB 감쇄되는 선형 필터를 통과시켰다. 잡음  $N(t)$ 는 초당 1000개의 값을 갖는 가우시안 잡음을 발생시킨 후 200 Hz에서 3 dB 감쇄되는 선형 필터를 통과시켜 만들었다. 이렇게 만들어진 두 신호를 곱하여  $E(t)$ 를 만든 후 이의 절대치를 취하고 다시 대수 변환하여  $R(t)$ 를 구했다. 이렇게 구해진 신호  $R(t)$ 를 초당 500 Hz로 샘플링하여  $R(k)$ 를 구한 후 Kalman 필터를 거쳐  $S(k)$ 를 추정하였다. 이와 같은 과정의 각 결과가 그림 2이다. 그림 2(k)는 추정된 신호  $S(k)$ 에 지수를 취한 것으로 이것이 바로 그림 2(c)의 신호의 추정치이다. 이와 같은 과정은 Apple II 컴퓨터를 이용하여 시뮬레이션 되었다.

#### (2) 생체 실험

그림 3은 인체에서 얻어진 EMG신호를 컴퓨터와 Interface시키는 과정을 나타낸다. EMG신호는 이두 박근근으로부터 Ag-AgCl 표면전극을 이용하여 얻어졌고 Beckman사의 R-511A Dynograph recorder에 Beckman Type 9852A EMG averaging coupler를 부착시켜 증폭한 후 A/D 변환기와 PIA 회로를 거쳐 Apple II 컴퓨터에 interface 시켰다.

이렇게 하여 얻어진 데이터를 먼저 5  $\frac{1}{4}$  inch mini-

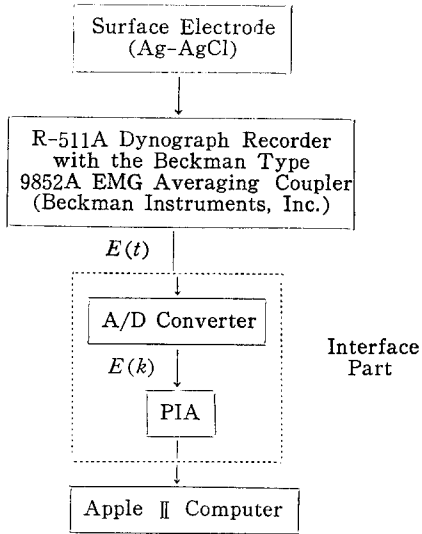


그림 3. EMG신호의 추출 과정  
 Fig. 3. The obtaining process of EMG signal

floppy disk에 저장한 후 다시 disk로부터 데이터를 읽어 들여 그림 4에서의 과정을 거쳐  $S(k)$ 와  $\hat{C}(k)$ 를 추정하였다.

이와 같은 과정을 샘플링 주파수를 0.4 KHz와 1.6 KHz로 변화시키면서 되풀이하였다. EMG신호는 대략 1 KHz 이하의 주파수 성분을 갖는데 대략 200 Hz에서 3 dB 가량이 감쇄되는 특성을 갖는다.<sup>8)</sup> 또한 추할 제어 신호의 주파수 성분은 1 Hz 미만이므로 0.4 KHz로 샘플링했을 때의 결과도 1.6 KHz로 샘플링했을 때의 결과와 비교하였을 때 제어 신호를 추정하는

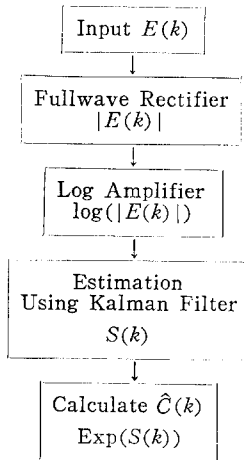


그림 4. 제어 신호 추정 과정  
 Fig. 4. The estimation process of control signal

때 있어서 차이가 없었다.

실험 결과 1.6 KHz로 샘플링했을 경우 정상상태 오차가 약 0.02인데 비해 0.4 KHz로 샘플링했을 경우 정상 상태 오차는 약 0.03 정도였다.

그림 5는 1.6 KHz로 샘플링했을 때의 한 경우이고, 그림 6은 0.4 KHz로 샘플링했을 경우이다.

#### 4. 結 論

컴퓨터 시뮬레이션의 결과 대수 증폭기와 Kalman 필터를 비례 제어 신호를 추정하는데 이용할 수 있음을 확인하였다.

실제의 EMG신호에 적용하여 얻은 결과를 고찰해 볼 때 EMG신호로부터 비례 제어 신호를 검출하기 위하여 EMG신호를 0.4 KHz로 샘플링하는 것이 가능함을 알 수 있다. 이는 전체 시스템을 on-line으로 구성할 경우 데이터의 수를 줄여 계산 시간을 단축시킬 수 있다는 점에서 매우 필요한 일이다.

부분적으로 힘에 비례하는 신호의 크기 정도는 명확히 알 수 있지만 어느 한 점에서의 값으로 그 점에서의 힘의 정도를 추정하기는 힘들다. 따라서 이 신호 자체를 제어 신호로 이용하기 위해선 다시 저역 통과 필터를 통과시켜 보다 완만하게 하는 작업이 필요한 것이다.

또한 콤팩트 모델을 이용하여 EMG신호를 해석할 수 있음을 확인하였다.

전과 정류기와 저역통과 필터를 사용했을 때 정상상태 오차가 0.3인데 비해 Kalman 필터를 사용했을 때 정상상태 오차를 최소 0.03까지 개선할 수 있었다.

#### 參 考 文 獻

- 1) 이규진 : 마이크로프로세서를 이용한 근전도의 패턴분류, 연세대학교 대학원 석사학위 논문, 1983.
- 2) 김도윤 : 시계열 분석법을 이용한 EMG신호의 기능별 분류에 관한 연구, 연세대학교 대학원 석사학위 논문, 1984.
- 3) H. Ide and S. Obata, "Feature characterization of shape from the frequency spectrum of e.m.g.," *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, pp.161~171, March 1983.
- 4) N. Hogan and R. Mann, "Myoelectric signal processing: Optimal estimation applied to electromyography-Part I: Derivation of optimal myo-

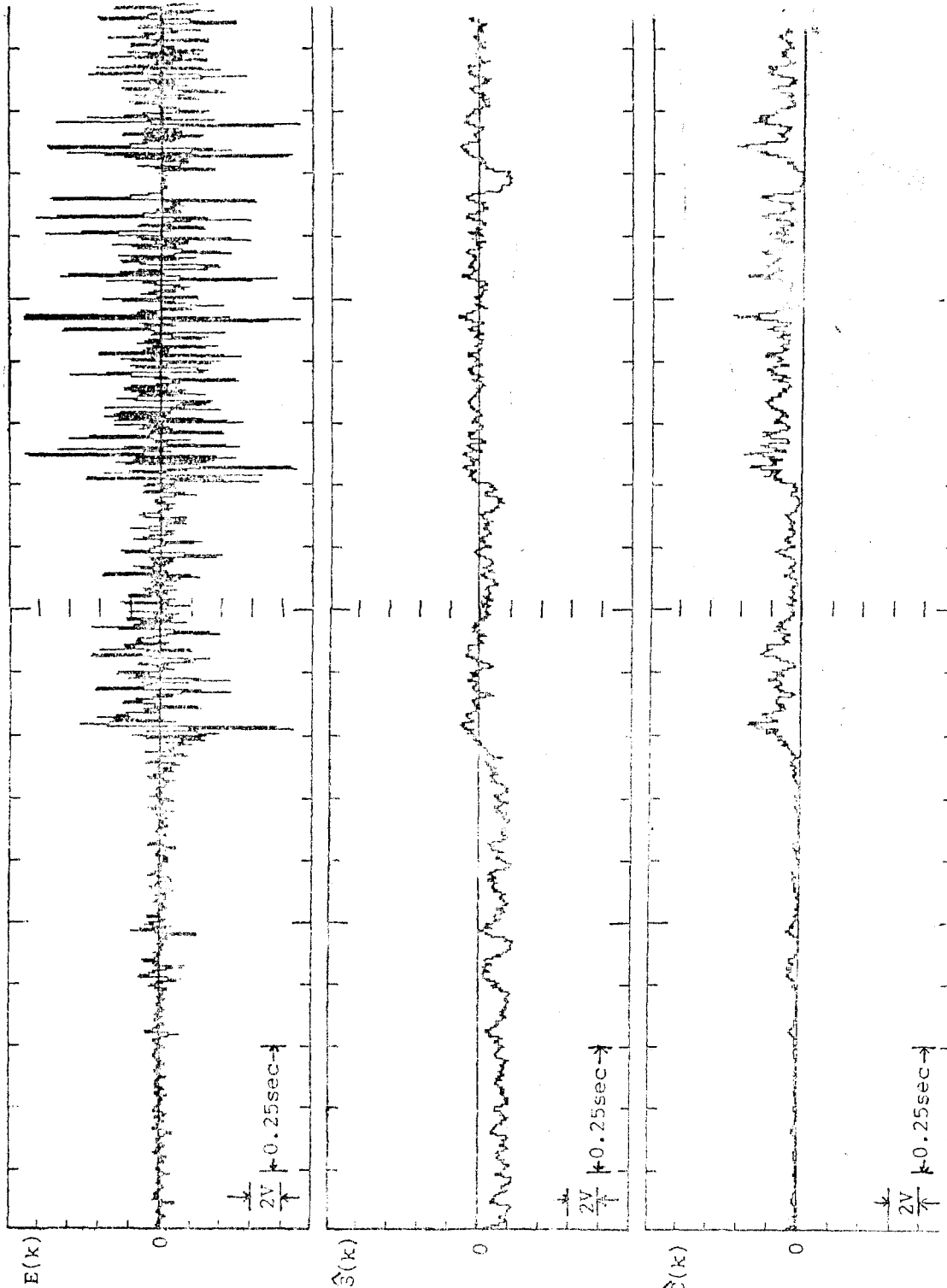


그림 5. 1.6 KHz로 샘플링했을 때의 추정 결과

Fig. 5. A result of estimation when the sampling frequency is 1.6 KHz

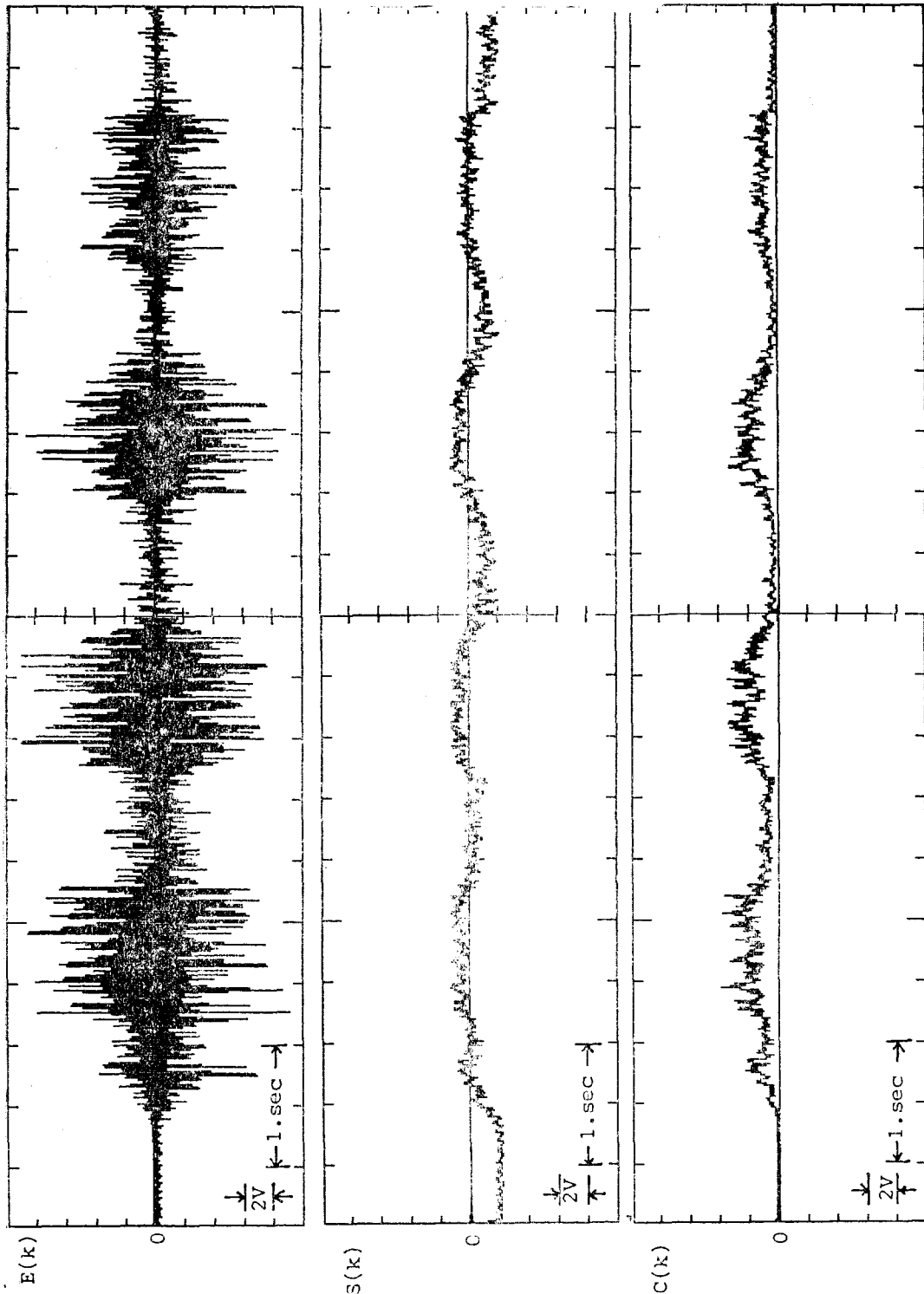


그림 6. 0.4 KHz로 샘플링했을 때의 추정 결과

Fig. 6. A result of estimation when the sampling frequency is 0.4 KHz



- processor," *IEEE Tran. Biomed. Eng.*, Vol. BME-27, pp.382~395, July 1980.
- 5) J. Kreifeldt and S. Yao.: "A signal to noise investigation of nonlinear electricmyographic processors," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-21, pp.298~308, July 1974.
- 6) P. Parker, J. Stuller and R. Scott.: "Signal processing for the multistate myoelectric channel," *Proc. IEEE*, Vol.65, pp.662~674, May 1977.
- 7) H. Sorenson.: "Kalman filtering techniques," in *Advances in control Systems*, C.T. Leondes, Ed., Vol.3, New York: Academic, 1966, pp.229~231.
- 8) Lars H. Lindstrom and Robert I. Magnusson.: "Interpretation of myoelectric Power Spectra: A model and its applications," *Proc. IEEE*, Vol.65, pp.653~662, May 1977.