

EMG 신호에서의 제어 신호 추정을 위한 컴퓨터 알고리즘
 Microcomputer algorithm for control signal estimation from
 EMG signal

| | |
|---------|-------|
| 최 광 현 * | 연세대학교 |
| 변 은 식 | 공과대학 |
| 박 상 희 | 전기공학과 |

1. 서 론

최근 몇년동안 EMG 신호에 의한 보철제어에 관한 연구가 계속되어 왔다. 그러나 이제까지 연구되어 온 것은 주로 온-오프 모드에서의 팔의 기능 분류 및 그러한 시스템의 소형화에 국한되어 왔다. 이런 기능 분류의 방법으로는 신호의 통계치에 의한 패턴 인식에 의한 방법¹, 시계열 모델에 의한 방법², 그리고 주파수 스펙트럼의 분류에 의한 해석법 등이 있다. 그러나 이런 방법들은 단지 팔의 운동방향만을 결정할 뿐 근육의 수축 정도에 관해서는 다루지 않고 있다. 같은 방향의 운동이라 할지라도 근육의 수축 정도에 따라 EMG에 내포된 정보가 달라지게 된다. 따라서 본 논문에서는 근육의 수축 정도를 나타낼 수 있게 피검자로부터 얻어진 팔의 EMG 신호에서 곱셈 모델 이용으로 제어 신호를 추출하기 위해 마이크로컴퓨터에 의한 알고리즘을 제시하여 비례 제어 신호를 추정한다.

2. 본 론

(1) 신호 모델

EMG 에서의 제어 신호를 추정하기 위해 먼저 선행해야 할 일은 처리를 위한 모델을

결정하는 것이다. 따라서 본 논문에서는 다음 식과 같이 나타낼 수 있는 곱셈 모델(multiplicative model)을 이용한다.³

$$E(t) = C(t) \cdot n(t) \dots\dots\dots (1)$$

여기서 E(t) 는 검출된 EMG 프로세스이고, C(t) 는 근육의 수축 정도를 나타내는 제어 신호, 그리고 n(t) 는 면차가 1인 잡음 프로세스이다. 이를 진폭 변조 모델로 보면 C(t) 는 정보 신호, 그리고 n(t) 는 반송파로 생각할 수 있다. C(t)는 근육의 수축 정도를 나타내므로 항상 양의 값을 갖고 그 확률 밀도 함수는 사람에 따라 또한 운동의 형태에 따라 달라진다. n(t) 는 평균이 0인 가우시안 프로세스로 모델링할 수 있으며, 그 파워 스펙트럼 밀도는 EMG 의 그것과 동일하다.

(2) 추정기 (estimator)

EMG 신호를 처리하는데 있어서 가장 중요한 일은 기능을 분리하거나 제어 하는데 있어서 오차가 일어날 확률을 최소로 하는 판단 기법 혹은 신호 처리법을 개발하는 것이다. 본 논문에서는 이를 위하여 선형 최소 평균 제곱 오차 추정기를 이용하였다.

식 (1)에서 제어 신호 C(t) 를 얻기 위해 주로 전파 정류기와 선형필터를 이용하지만,

여기에서는 전파정류기와 식(1)의 곱셈 모델을 덧셈 모델로 변환하기 위한 대수 변환기, 그리고 C(t) 를 얻기 위한 추정기로 칼만필터를 이용하였다.

E(t) 를 전파정류한 다음, 대수 변환하면 다음과 같이 된다.

$$\log |E(t)| = \log C(t) + \log |m(t)| \dots (2)$$

$$\text{혹은 } r(t) = s(t) + w(t) \dots (3)$$

$$s(t) = \log C(t), w(t) = \log |m(t)|, r(t) = \log |E(t)|$$

식 (1)에서 S(t) 는 잡음 프로세스 W(t) 가 더해졌을 때 추정해야 할 신호 프로세스이다. 따라서 선형최소평균제곱오차 (MMSE) 추정기로 칼만필터를 사용하기 위해선 먼저 S(t) 와 W(t) 의 통계치를 구해야 한다.

대수 변환을 하였으므로 이들 값을 수학적으로 구하기는 힘들므로, 측정에 의해 구한다.

식 (3)에서 주어진 신호 더하기 잡음의 모델에서 다음과 같이 이산 추정의 문제가 수식화 된다. 주어진 신호 프로세스

$$S_k = \phi S_{k-1} + TX_k \dots (4)$$

그리고 관측프로세스

$$R_k = S_k + W_k \dots (5)$$

에 의해 S_k 의 칼만 MMSE 추정치 \hat{S}_k 를 구한다. 여기서 S_k와 R_k 는 각각 S(t) 와 r(t) 를 샘플간격 T 로 K 번째 샘플링 하여 구해지며 x_k 는 독립확률변수이고 $\phi = \exp(-2\pi f_0 T)$ 여기서 f₀ 는 S(t) 의 3dB 대역폭이다.

식 (4)와 (5)로부터 각각의 평균과 분산은 다음과 같다.

$$E[S_k] = m_s, E[\hat{S}_k] - E[S_k] = \sigma_s^2$$

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

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

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

T=2.0ms 로 주었는데 이는 W_k 가 uncorrelated 되어야 한다는 제약과 w(t) 의 대역폭에 근거하여 선택되었다.

의와 같이 주어진 문제에서 칼만필터 추정기는 다음과 같이 주어진다.⁴

$$\hat{S}_k = \phi \hat{S}_{k-1} + (1-\phi)m_s + b_k [R_k - \phi \hat{S}_{k-1} - m_w - (1-\phi)m_s]$$

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 이득함이다.

이득 b_k 는 k 가 무한히 증가함에 따라 정상 상태이득, b_{ss} 에 접근해 간다.

또한 평균 제곱 오차는 분산항 σ_k^2 으로 나타나므로 ($\sigma_k^2 = b_k \sigma_w^2$) 정상 상태오차

$$\sigma_{ss}^2 \text{ 은 } \sigma_{ss}^2 = b_{ss} \sigma_w^2 \text{ 으로 주어진다.}$$

(3) 실험

EMG 는 Ag-AgCl 표면전극을 이용하여 이두박근에서 추출하여 초당 500 HZ 로 샘플링한 값을 A/D 변환하여 컴퓨터의 메모리 내로 읽어들이고 후 BASIC 프로그램으로 구성된 칼만 필터를 거쳐 \hat{S}_k 를 추정하고 그 평균 제곱 오차를 계산한다.

컴퓨터에 의한 시뮬레이션은 그림에 주어진 것과 같은 시스템을 구성하여 이루어진다. 잡음 n(t) 는 Box-Muller 방법에 의해 만들어진 백색잡음에서 초당 1000개의 샘플을 취하고 제어 신호 C(t) 는 균일한 밀도를 갖는 잡음에서 초당 1000개의 샘플을 취하여 각각 선형 필터를 거쳐 만들어진다.

3. 결론

피검자로 부러 얻어진 EMG 신호에서 곱셈 모델을 이용하여 제어신호를 추출할 수 있게 됨을 알 수 있다. 따라서 본 논문

에서 제안한 컴퓨터 알고리즘은 신호의
 최적 추정치를 구하기 위해 사용할 수 있다.

4. 참고 문헌

1. 이 규진 : "마이크로 프로세서를 이용한
 근전도 신호의 패턴분류", 연세대학교
 대학원 석사학위논문, 1983.
2. 김 도은 : "시계열 분석법을 이용한 EMG
 신호의 기동별 분류에 관한 연구", 연세
 대학교 대학원 석사학위논문, 1984.
3. J. Kreifeldt, "A signal to noise
 investigation of nonlinear electromyographic
 processors," IEEE BME, BME-
 21, pp. 298-308, July 1974.
4. Harry, B. Evans, "Signal processing
 for proportional myoelectric Control,"
 IEEE BME, BME-31, pp.207-211, February
 1984.

