

EMG신호의 패턴인식을 이용한 동작판정에 관한 연구.

홍 석 교* 고 영 길* 〇지 영 수* 유 근 호**
* 아주 대학교 ** 육 사

A Study on the Motion Decision of the Arm
using Pattern Recognition of EMG Signal.

Suk Kyo Hong. Yung Kil Koh. Young Su Jee Keun Ho Ryoo
Ajou University The Military Academy

Abstract

In this paper, the primitive and double combined motion classification of the arm is discussed using pattern recognition of EMG signal. The EMG signals are detected from Ag-Ag/Cl surface electrodes, and IBM PC, calculated the Likelihood probability and the decision function on the feature space of integral absolute value. Multiclass decision rule is introduced for higher decision rate. On our experimental results from expert simulator, the decision rate of more than 78% can be obtained.

1. 서론

EMG신호 처리를 이용한 인공보조장치의 제어 즉, 보철제어(Prosthesis control)는 인간의 사지기관을 대신 할 수 있는 보조 인공장치의 연구로 수족절단자의 사회생활 영위에 편리를 도모하려는 의도에서 발생한 의용생체공학의 한분야이다. 근전도 신호를 이용한 보철제어란, 근육 운동시 근육부위에서 발생하는 근전도 신호를 제어정보원으로 사용하여 이 신호를 검출, 인식하여 팔 다리 절단자의 대응기관인 의수, 의족을 제어하는 것이다.

보철제어를 위한 EMG신호처리에 관한 이론 연구는 최초로 독일 물리학자에 의해 시작된 후 다양한 방향으로 꾸준히 발전하여 왔으며, 현재 이에 대한 연구는 크게 두 부류로 나눌수 있겠다.(9)

첫째는 Graupe등이 EMG신호를 시계열분석이론에 적용하여 동작을 분리, 보철제어에 시도한

것으로서 읽어들이는 EMG신호를 미리 설정한 동작에 대한 모델변수와 비교, 동작을 판정하는 방법이다.(2,3,7) 그런데 이 방법은 신호를 스펙트럼 해석하며 전극수를 줄일 수 있는 장점은 있으나 한개의 신호를 사용하여 동작 결정을 하기 때문에 충분한 정보를 얻을 수 없는 단점이 있어, 이에 대한 보완으로 다입력결정법이 Doerschuk등에 의해 연구되고 있다.(4)

2. 본론

(1) 근전도 신호의 확률적 모델

근전도 신호의 발생과정은 근육의 수축, 이완시 많은 세포에서 동시에 일어나는 탈분극과 재분극의 결과로 볼 수 있는데 둘째는 Saridis등이 제안한 패턴인식이론을 이용한 EMG 신호처리 방식으로 Kwatny이 EMG 신호를 Gaussian Random 신호로 가정 해석하여 일반신호처리 이론을 근전도 보철제어에 응용한 것에 근거하여 동작에 따른 EMG신호를 절대적분치의 특성공간에서 패턴으로 표현하고 결정해야 할 신호를 이 패턴에 비교, 동작을 식별 판정하는 방법이다.(1,5,8)

본 논문에서는 Saridis등이 제안한 패턴인식 이론을 기초로 하여 그림 1.에 표현된 팔의 7가지 기본동작과, 이들의 조합인 이중동작을 16 bit 마이크로 컴퓨터 IBM PC를 사용하여 동작을 판정하고자 한다.

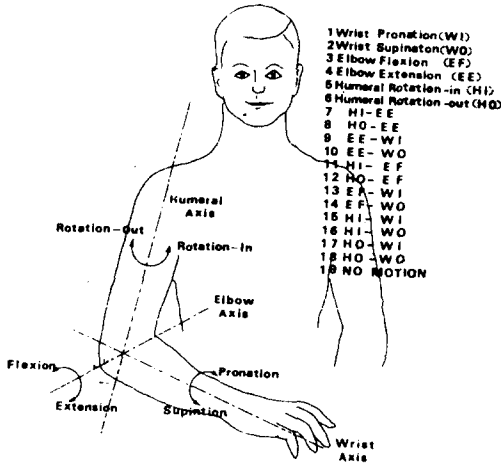


그림 1. 기본동작 및 이증동작

fig.1 The primitive and combination motion

근육을 수축하기 위해 의지를 가지면, 뇌의 운동피질에서 신경 임펄스가 발생하여 이 임펄스열이 신경을 통하여 운동성 뉴런의 모든 가지를 활성화시키고 이 신호에 의해 운동단위내의 모든 근섬유가 활성화된다. 이때 운동단위를 통과한 신호를 운동단위 활동전위라 하며 근섬유의 활성화가 지속 되기 위해서는 신경 임펄스가 열을 이루며 이로 인해 운동단위 활동전위열이 발생한다. 표피전극에 의해서 운동단위 활동전위열을 공간적, 시간적 합의 그래픽적인 형태로 추출한것이 근전도 신호이다 (6,10)

근전도 신호는 사람 팔의 상완이두근 및 삼두근에 간단한 전극을 사용하여 쉽게 측정할 수 있고, 이 신호의 주파수 성분은 20-300 Hz 범위에 집중되어 있으며 1200Hz 이상의 고주파 성분은 거의 존재하지 않는다. 그리고 대부분의 패턴정보는 절대적분치, 영교차, 분산과 밀접한 관계를 갖고 있으며 절대적분치와 영교차는 서로 분리 할 수 있는 군(Cluster)을 형성하는 특성을 갖고 있다. 상완 이두근 및 삼두근에서 측정된 근전도 신호를 이용하여 패턴인식에 필요한 특성공간에 다음과 같이 정의 되는 신호의 절대적분치와 영교차수를 변수로 선택할 수 있다.

절대적분치를 X , 영교차수를 Xz 라 하면

$$X = \sum_{I=0}^n |S(I)| \quad S(I) : \text{추출한 신호}$$

$$Xz = \sum_{I=0}^n S_n(I), S_n(I) \quad \begin{cases} 1: S(I)*S(I+1) < 0 \\ 0: S(I)*S(I+1) \geq 0 \end{cases}$$

절대적분치의 변수로 형성되는 특성공간에서 상완 이두근 및 삼두근으로부터 추출된 신호의 절대적분치를 각각 (X_a^b, X_a^t) 라 하면 임의의 신호벡터 X_a 는 특성공간에서 그림 2.와 같이 나타나며 X_a 는

$$X_a = X_r + X_s + X_\alpha \quad (1)$$

로서 기준벡터 X_r 과 직교하는 성분벡터 X_α 및 기준벡터 연장선상의 성분벡터 X_s 로 표시할 수 있다.

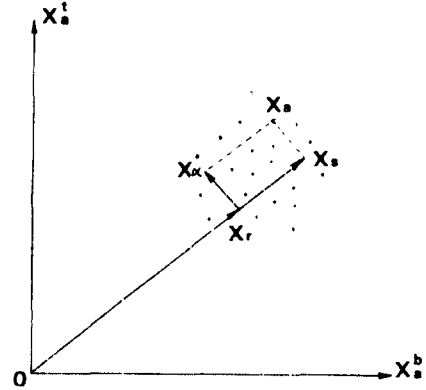


그림 2. 특성공간에서의 임의의 신호벡터

fig.2 Arbitrary signal vector in feature space

식 (1)을 각 성분들로 표시하면

$$\begin{cases} X_a^b \\ X_a^t \end{cases} = \begin{cases} X_r^b \\ X_r^t \end{cases} + S \begin{cases} X_r^b \\ X_r^t \end{cases} + \alpha \begin{cases} -X_r^t \\ X_r^b \end{cases} \quad (2)$$

와 같고, 기준벡터 X_r 은 미리 측정하여 얻은 샘플들의 평균치이다. α, S 가 평균이 0 이고 분산이 $\sigma_\alpha^2, \sigma_s^2$ 인 정규분포를 갖고 서로 독립인 확률변수로 가정하면 임의의 신호벡터 X_a 의 X_r 에 대한 확률 밀도함수 $P(X_a|X_r)$ 은

$$P(X_a|X_r) = \frac{1}{2\pi \sigma_\alpha \sigma_s |J|} \exp \left\{ -\frac{1}{2} \left(\frac{X_a^b - X_r^b}{\sigma_\alpha} + \frac{X_a^t - X_r^t}{\sigma_s} \right)^2 \right\} \quad (3)$$

이 되며 S, α 를 식(2)로부터 구하면

$$S = \frac{X_a^b X_r^b + X_a^t X_r^t}{(X_r^b)^2 + (X_r^t)^2} - 1$$

$$\alpha = \frac{x_a^i x_r^b - x_a^b x_r^i}{(x_r^b)^2 + (x_r^i)^2}$$

와 같고 근육의 관성력을 나타내는 Jacobian, J는

$$J = \begin{vmatrix} \frac{\partial x_a^b}{\partial \alpha} & \frac{\partial x_a^i}{\partial \alpha} \\ x_a^b & x_a^i \end{vmatrix}^{-1}$$

이다.

식 (3)에 표기된 분산 σ_α^2 , σ_s^2 은 신호의 샘플공분산행렬은 Σ_x 로 부터 구하는데

$$\begin{aligned} \Sigma_x &= E \{ [X_a - X_r] [X_a - X_r]^T \} \\ &= E \left\{ \begin{vmatrix} s x_r^b - \alpha x_r^i & | & s x_r^b - \alpha x_r^i & s x_r^i + \alpha x_r^b \\ s x_r^b + \alpha x_r^i & | & s x_r^b + \alpha x_r^i & s x_r^i + \alpha x_r^b \end{vmatrix} \right\} \\ &= E \left\{ \begin{vmatrix} x_r^b & -x_r^i & | & s & (s \ \alpha) & | & x_r^b & x_r^i \\ x_r^b & x_r^i & | & \alpha & & | & -x_r^i & x_r^b \end{vmatrix} \right\} \\ &= P E \left\{ \begin{vmatrix} s & | & s \ \alpha & | \end{vmatrix} \right\} P^T \\ &= P \Sigma_{s,\alpha} P^T \quad (\because \Sigma_{s,\alpha} = E \left\{ \begin{vmatrix} s & | & s \ \alpha & | \end{vmatrix} \right\}) \end{aligned} \quad (4)$$

여기서 $P = \begin{vmatrix} x_r^b & -x_r^i \\ x_r^i & x_r^b \end{vmatrix}$ 이다.

식 (4)로 부터

$$\Sigma_{s,\alpha} = P^{-1} \Sigma_x (P^T)^{-1}$$

로써 분산 σ_α^2 , σ_s^2 은 $\Sigma_{s,\alpha}$ 대각선 값을 선택하면 된다.

(2) 동작판정 알고리즘

동작판정을 위한 판별규칙을 정하기 위해 확률밀도함수로부터 우도확률(Likelyhood probability)을

$$H(W_r, X^k) = \frac{\prod_{j=1}^n P(X_j | W_r) P(X_r)}{\prod_{i=1}^n \prod_{j=1}^n P(X_j | X_i) P(X_i)}$$

로 정의하며, 여기서 X^k 는 K개의 측정된 샘플이며 W_i 는 동작수에 해당하는 패턴분류로서

$$\sum_{i=1}^m H(W_i, X) = 1$$

이 된다. 판별량(Decision measure) $D(X^k)$ 는

$$D(X^k) \hat{=} \text{MAX} \{ H(W_r, X^k) \}$$

이며 판별규칙은 각 동작에 있어

$$H(W_r, X^k) = \text{MAX} \{ H(W_i, X^k) \}$$

인경우 판별량이 최대값을 갖는 값에서 $X^k \in W_r$ 이 되어 판정을 내리게 된다. 여기서 오차를 줄이기

위해 $D(X^k) < \alpha_t$ 이면 샘플링을 중지하고 판별규칙을 적용하고 $D(X^k) < \alpha_t$ 이면 한번더 샘플링을 하게하는 다중순차판별법(Multiclass sequential decision procedure)을 적용하게 되는데 α_t 는 한계치로 오차확률의 상한값을 나타내며 이값은 $0.5 \leq \alpha_t < 1$ 이다.

(3) 실험 및 결과

근전도 신호의 검출을 위해 피부를 알콜로 닦아낸뒤, 고온 사포로 피부를 마찰시켜 전극과의 접촉부위를 거칠게한 뒤Ag-Ag/Cl 1회용 전극을 상완 이두근 및 삼두근의 근육 부위에 1개, 근육의 기저부에 1개를 붙였고 상완부위에서 뼈에 가장 가까운 부위에 접지전극 1개를 붙여 신호를 얻었다.

증폭기는 회로의 입력단과 생체와의 임피던스 정합을 위해 20MΩ의 입력저항을 갖는 차동증폭기(differential Amplifier)를 사용하였는데 근전도신호 전압의 대략값이 10[μV-15mV]정도 (11) 임을 감안하여 최대입력값에 따른 왜곡이 없게 약 4000배의 증폭이 되게하였다. 근전도 신호의 특성을 인지하여 필요한 대역주파수만을 갖는 신호를 갖기위해 10Hz의 고역필터와 2KHz의 저역필터, 그리고 전극 및 전원잡음을 제거하기 위하여 60Hz 대역소거필터(Notch Filter)를 사용하여 신호를 여과하였다. 증폭 여과된 신호파형을 그림 3.에 보이고 있다.

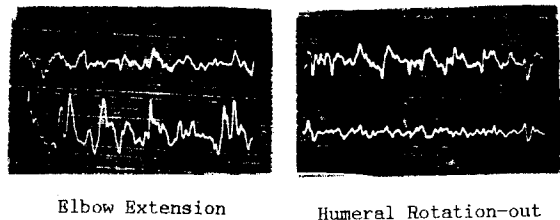


그림 3. 신호파형

fig.3 Wave of signal

증폭, 여과된 신호는 고해상도 12bit A/D변환소자인 ADC 1211을 사용하였다. 샘플링 주파수 3KHz로, 한번에 데이터를 상완이두근에서 512개,

상완 삼두근에서 512개 총 1024개를 ADC 1211을 거쳐 얻게 되며 A/D 변환된 샘플값은 컴퓨터로 S/W에 의해 절대적분치, 확률분포함수 및 유도확률을 계산 동작판정을 하게 된다. 여기서 피검자는 오실로스코프를 보면서 각 동작을 수행하게 되는데 이는 힘의 크기를 정량적으로 측정하기 위해서였다.

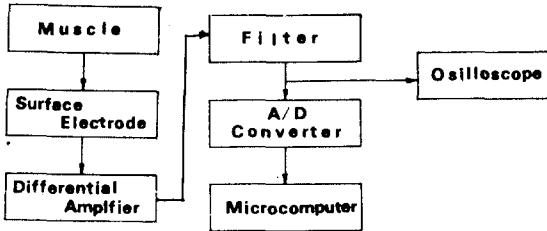


그림 4. 전체실험시스템 블록선도

fig.4 Block diagram of overall experiment system

위의 실험과정을 간략히 도식화하여 그림 4.에 표현하였으며 실험을 통해 얻은 데이터를 컴퓨터를 사용하여 판정하는 흐름선도가 그림 5에 있다. 앞에서 설정한 확률모델과 계산 방법으로 실험의 결과인 절대적분치를 변수로 한 특성공간에서의 패턴이 그림 6.에 나타났으며 기본동작 및 이중동작에 대한 IBM PC로의 동작판정 결과가 표 1에 나타나 있다.

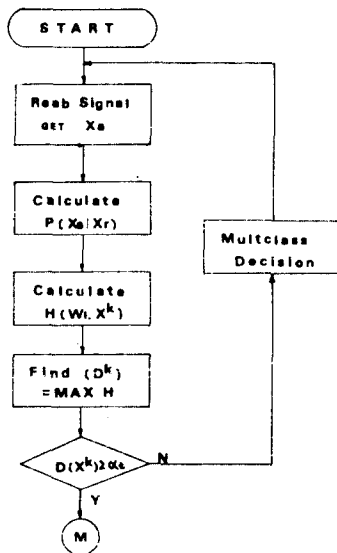


그림 5. 컴퓨터 흐름선도

fig.5 Flow chart of computer

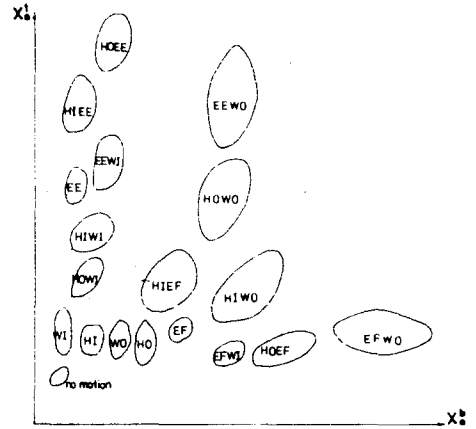


그림 6. 동작패턴

fig.6 Pattern of motion

no.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	
1	10			2																
2		11		1	1															
3			13											2						
4								1	2						1					
5	2	1		12																
6		1			11					1										
7			1			12	1													
8							1	16												
9			2						12	2										
10										13										2
11							1				2	4					1	2		
12												11	7							
13			2									2	9					7		
14																				
15	2			1														1	2	
16														1	1		1	11		1
17		1																		
18																				10
19																				

표 1. 동작판정결과

table.1 Result of motion decision

3. 결론

팔의 기본동작 및 이중동작에 대한 근전도 신호에 패턴인식법을 적용하여 동작을 판정하여 보았다. 패턴인식법을 이용하여 근전도신호에 확률적모델을 세워 절대적분치의 특성공간에서 판정함수를 가지고 동작을 판정하는데 있어 동일한 피검자일지라도 근전도신호는 전극을 붙이는 위치에 따라 기준패턴의 설정에 영향을 끼치므로, 전극의 위치가 일정하게 고정되어야 하며 팔의 운동에 있어 상완 삼두근은 주관절을 펴는 작용을 상완 이두근은 강력한 주관절의 굴근임과 동시에 전완의 유력한 회전근임을 이중동작의 패턴형성에서 인지할 수 있었다. 오식율을 줄이기 위해서는 피검자에 대해

반복적인 훈련을 함으로써 이 점을 충분히 개선할 수 있음을 알 수 있었다.

앞으로의 문제는 동작판정을 위한 응답시간이 실시간내 처리와 3중동작에 대한 연구 및 전극수를 줄이고 판정하는 방법의 개발이 연구 과제라 할 수 있겠다.

참 고 문 헌

- (1) Saridis G.N., Gootee T.P., "ENG pattern analysis and classification for prosthetic arm", IEEE Trans, on BME, Vol. BME-29, pp 403-409, 1982, June.
- (2) D. Graupe, J. Salahi and K.H. Kohn, "Multifunction prosthesis and orthosis control via microcomputer identification of temporal pattern difference in signal site myoelectric signal", J. Biomedical engineering, vol. 4, pp 17-22. pp 29-36, 1982, Jan.
- (3) Graupe, D., Cline, W.K., "Functional separation of EMG signal via ARMA identification methods for prosthetics control purpose", IEEE Trans. on syst., Man and cybernetics, Vol SMC-5, pp 252-259, 1975, March.
- (4) Doerschuk, P.C., Gustafson D.E., Willsky A. S. "Upper extremity limb discrimination on using EMG signal analysis", IEEE Trans, on BME., Vol. BME-30, no 1, 1983, Jan.
- (5) Lee S., Saridis G.N., "The control of a prosthetic arm by EMG pattern recognition", IEEE Trans, on Automatic control, Vol. AC-29, No 4, pp 290-302, 1984, April.
- (6) T.W. Calkvert, and A.E. Chapman, "The Relationship between the surface EMG and force transient in muscle simulation and experimental studies", proc. of the IEEE, Vol-65, No 5 pp 682-688, 1977, May
- (7) 김 종문, 홍 석교, 고 영길, "근전도 신호의 시계열해석을 통한 의수의 마이크로컴퓨터 제어", 아주대학교 논문집, 제 7권 pp 49-56, 1984.
- (8) 홍 석교, "EMG 패턴인식을 이용한 인공팔의 마이크로프로세서제어", 전기학회논문지, 제 33권 10호. pp 381-386, 1984, 10.
- (9) 박 상희, 변 윤식, "EMG 신호를 이용한 보철 제어기의 현황과 전망", 전기학회지, 제 34권 제 9호, 1985, 9.
- (10) 박 상희, 변 윤식, 이 건기, "선형예측을 이용한 EMG 신호처리에 관한 연구", 전자공학회지, 제 24권 제 2호 pp 99-100, 1987, 3.
- (11) 지철근, 전기응용(I), 제 3장 각종 전기응용, 문운당, 1982.