

근전도신호의 패턴인식 및 힘추정을 통한 의수의 지능적 궤적제어에 관한 연구

장영건* · 홍승홍

=Abstract=

A Study on Intelligent Trajectory Control for Prosthetic Arm by Pattern Recognition & Force Estimation Using EMG Signals

Young Gun Jang*, Hong Seung Hong

The intelligent trajectory control method that controls moving direction and average velocity for a prosthetic arm is proposed by pattern recognition and force estimations using EMG signals. Also, we propose the real time trajectory planning method which generates continuous acceleration paths using 3 stage linear filters to minimize the impact to human body induced by arm motions and to reduce the muscle fatigue.

We use combination of MLP and fuzzy filter for pattern recognition to estimate the direction of a muscle and Hogan's method for the force estimation.

EMG signals are acquired by using a amputation simulator and 2 dimensional joystick motion. The simulation results of proposed prosthetic arm control system using the EMG signals show that the arm is effectively followed the desired trajectory depended on estimated force and direction of muscle movements.

Key words : Intelligent trajectory control, Pattern recognition, Force estimation, EMG

서 론

의수를 전기적으로 제어할 때 가장 중요하게 요구되는 것은 정상인과 같이 인간의 의사를 의수에 전달하는 방법이다. 지금까지의 의수제어는 기계어로 프로그램된 일련의 동작순서로 구동시키는 방식, 스위치의 조작에 의한 방식과 음성인식에 의한 방식 등이 있으나, 이들은 인간의 제어방식이 갖는 임의성, 실시간 동작 및 편의성을 만족시키는 문제에는 많은 한계점이 있다.

인간의 의사를 의수에 전달하는 가장 일반적인 방식은 중간경로에 있는 근육의 근전도를 해석하여 제어하는 방

식이다. 이러한 방식은 인간의 운동에서 일어나는 근육의 생리활동을 이용하는 것으로써, 뇌의 명령을 실시간적으로 이용할 수 있는 장점이 있다.

근육으로부터 얻어지는 신호는 종국적으로 근육의 기능의 추정^{1-4, 6)} 및 힘의 추정^{2, 6, 7)}에 사용되며, 이 추정되는 정보는 의수를 제어^{3, 5, 8, 9)}하는 기본적 명령(primitive command)으로 사용될 수 있다.

근육의 기능은 팔이 움직일 공간의 방향정보를 내포함으로써, 이를 추정하여 의수의 방향벡터로 좌표화할 수 있다. 근육기능의 추정에는 기능변별기가 필요하며, 기능을 공간적으로 좌표화하기 위한 변환기능이 요구된다. 기능

* 인하대학교 전자공학과

* Dept. of Electronics, Inha Univ.

통신저자: 장영건, (402-751) 인천시 남구 용현동 253, Tel. (032) 868-4691, Fax. (032) 868-3654

추정을 위하여 학습능력을 가진 신경회로망의 일종인 MLP(multi layer perceptron)와 인간의 지식수용이 용이한 퍼지필터를 결합한 변별기를 사용하였다. 또한 좌표화변환기로서 퍼지필터의 출력변수를 매퍼(mapper)로 사용하여, 처리를 간략화하였고, 출력구간을 규칙성분에 따라 보간하는 특성을 갖도록 하여 MLP의 강한 비선형성을 완화하였다. 힘의 추정을 위해선 추출된 근전도신호로부터 잡음을 제거하여 원 신호를 추정할 수 있는 근전도신호의 모델이 필요한데, 가장 일반적으로 사용되는 모델은 Triolo 및 Hogan⁷⁾의 모델이다. 힘 정보는 팔과 접촉하는 물체에 작용하는 힘과 근육의 이동속도 및 가속도 성분을 포함하고 있으므로 이를 분리하기 위해서는 힘의 발생모델이 필요하다. 힘의 발생모델로부터 의수의 가속도를 제어하는 매개변수를 추정할 수 있는데, 이를 통해 의수의 초기위치 및 속도정보와 결합하여 속도 및 위치를 추정할 수 있다. 따라서 근육의 기능과 힘의 추정을 사용하여 의수의 궤적을 제어할 수 있다. 본 논문에서는 힘추정과 지능적 방향 추정을 의수의 궤적계획과 결합하여, 의수의 이동방향 및 평균속도를 제어하는 방식을 제안하고, 이를 포함한 전체적인 근전처리 및 제어방식을 체계화하여 통합적으로 접근하는 방식을 채택한다.

Hogan은 힘을 상관잡음을 제거한 근전도크기의 시간적합에 비례하는 양으로 정의하였고, 근육을 일종의 길항적 작용을 하는 두 개의 스프링으로 모델링하여, 근육의 힘이 근육의 길이와 근전도신호의 크기의 곱에 비례하며, 해당 관절의 변이량 즉 위치는 두 스프링의 강성(stiffness)의 함수라고 보았다. 그러나 근육의 힘을 발생시키는 요인은 근육에 작용하는 부하와, 근육의 이동 가속도^{10, 11)}이다. 따라서 근육의 힘을 근육에 작용하는 부하에 의한 것으로 한정된 Hogan의 연구는 부분적인 현상만을 반영한 것으로 볼 수 있다. 또한 팔의 기능분리는 일반적으로 팔 장애자의 대부분이 팔의 이두박근 및 삼두박근을 포함한 근육이 손상된 경우가 많아, 팔의 어깨부분의 복합근을 사용하는데, 복합근에 대해 길항작용을 하는 근육을 모두 지정하기가 어렵고, 손상된 경우가 많으며, 표면전극을 부착하기가 까다롭다. 따라서 Hogan⁸⁾의 임피던스(impedance)제어모델은 물리적으로 단순하고, 명확하다는 장점에도 불구하고 근전도의 기능분리를 주요기능으로 하는 의수제어엔 적합치 않다.

그러나 불행하게도 전극을 통해 추출되는 근전도신호만을 가지고 어떤 요인에 의한 것인지를 판별하는 신뢰성있는 방법은 현재까지 보고된 바 없다. 따라서 본 논문에선 힘의 발생요인에 의거한 발생모델대신에, 운동을 일으키

는 근전도신호의 초기상태가 근육의 가속도성분을 가장 많이 포함한다는 물리적 성질^{10, 11)}에 의거한 힘의 시간모델을 제안한다. 이 시간모델에서 추정된 힘을 사용하여 근육의 최대가속도를 추정하며, 이를 다단 선형필터를 이용한 카테시안궤적제어기의 필터의 길이를 산출하는데 사용한다. 따라서 추정된 힘을 사용하여 의수의 속도 및 가속도를 제어할 수 있다. 제안된 방식은 복합근의 기능분리와 힘 추정을 이용하여, 최소한의 전극부착으로 의수의 평균속도를 제어할 수 있는 장점이 있다.

인체에 대한 안전성과 편의성을 위해 보철물의 이송속도를 높이면서, 인체에 미치는 충격량을 줄이기 위한 제어방식이 요구되며, 이를 위한 하나의 방안이 연속적인 가감속제어를 하는 것이다. 그러나 다중의 모터를 제어하기 위해선 실시간 처리가 문제가 되며, 실시간처리에 유리한 효율적인 제어알고리즘이 실제적으로 필수적이라 하겠다.

본 논문에선 선형 필터를 3단으로 접속시킨 새로운 가감속제어방식을 제안하며, 제안된 방식은 연속적인 가감속제어를 발생시키며, 계산량을 대폭적으로 감소시켜, 실시간처리능력을 크게 향상시켰을 뿐만 아니라, 고장 등 긴급상황처리를 위한 정지 및 재동작을 쉽게 적용시킬 수 있는 장점이 있다.

의수제어시스템

근전신호에서 얻어지는 근력정보는 보철물의 힘제어뿐만 아니라 위치, 속도 및 가속도제어에도 이용할 수 있는 성질을 갖고 있다. 본 논문에선 근력정보를 속도제어와 힘제어에 선택적으로 사용하며, 속도제어시 근력정보를 가속도궤적제어의 가속시간정의에 이용하며, 정지시 위치의 평형상태를 유지할 때 전류명령과 결합하여, 힘제어를 하는 방식을 취하였다. 이 방식은 힘의 분해에 분류기와 필터 및 매퍼의 결합형을 사용하였고, 이동이 없을 시엔 자동적으로 속도서보의 전류루프의 전류명령제어에 사용되게 하여, 힘을 동반한 위치의 평형상태유지에 적용할 수 있다. 이러한 제어방식은 직접적으로 가속도의 적분 및 이증적분을 통해 위치, 속도를 제어하는 방식에 비해, RMRC(resolved motion rate control)의 속도명령 및 조인트케터의 가감속제어와 결합하여, 매끄럽고 안정된 속도 및 가속도의 조절이 가능하며, 신호의 노이즈나 외란에 강한 특성을 갖는다.

제안한 의수제어시스템의 전체구조는 <그림 1>과 같으며, 처리순서는 다음과 같다.

1. 근전신호에 전백색화필터(prewhitening filter)를 적용하

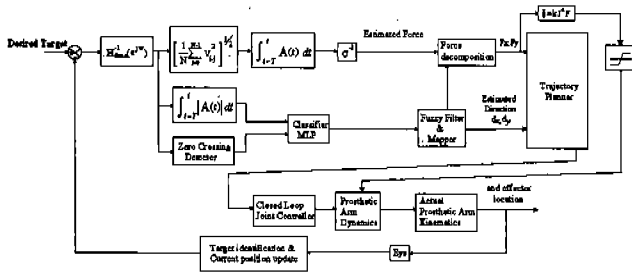


그림 1. 근전도를 제어원으로 한 의수제어시스템의 구조
 Fig. 1. Structure of Prosthetic Arm Control System using EMG Signals

- 여, 시간적, 공간적 상관잡음을 최소화하고, 근육의 힘을 추정하며,
2. 절대적분치와 영교차율의 특징들을 선택추출하여,
 3. 신경회로망을 사용하여 분류하고,
 4. 신경회로망의 출력을 언어표현적 지식기반에 의거한 퍼지적응필터 및 매핑에 인가하여, 분류기의 오분류 및 불확실한 분류의 제어에 미치는 영향을 최소화한 후, 카테시안공간으로 매핑하여 단위방향벡터를 추정한다. 근육의 추정된 힘을 단위방향벡터에 따라 카테시안공간상의 벡터로 분해한다.
 5. 근육의 힘을 시간적으로 모델링하여 과도상태에서 추정된 힘이 보철의 가속도를 발생시키는 요인으로 가정하였다. 추정된 카테시안방향벡터와 힘으로부터 보철의 최대카테시안 가속도를 추정하여, 카테시안 제적계 획기를 사용해 연속적인 속도제적을 발생시킨다. 이 속도를 RMRC방식을 사용하며, 각 관절의 조인트속도로 좌표변환시킨다.
 6. 생성된 조인트속도를 기준속도로 하여, 선형필터를 3단으로 중속연결시킨 조인트제적계획기를 사용하여 연속된 가감속제적을 발생시킨다. 이러한 제적은 모터를 부드럽게 구동하여, 모터의 급격한 움직임을 제거하며, 인간에 미치는 충격량을 최소화한다.
 7. 최종적으로 보철의 엔드이펙터의 움직임을 인간이 시각을 통해 확인하여, 근전도를 발생시켜 제환제어한다.

제적계획

근육 활동에 대한 관찰결과, 처음 운동을 시작할 때 많은 수의 근육의 운동단위가 점증적으로 발화되며, 운동이 원하는 속도에 이르면 발화율이 줄어들은 이후 어느 정도

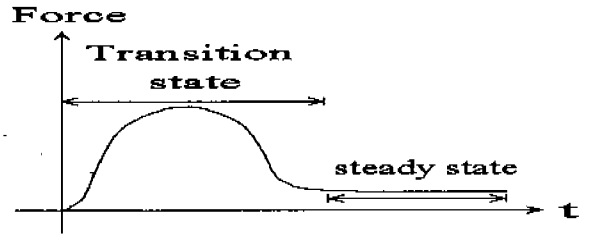


그림 2. 근육운동의 시간적 힘의 모델
 Fig. 2. Time model of the force in motion of muscle.

일정한 발화율을 보임을 알 수 있었다. 이러한 관찰결과와 Solomonow의 실험결과와도 일치한다¹¹⁾. 초기의 근육운동에는 근육을 움직이기 위해 단조증가하는 형태의 힘이 작용하다가, 최고점에 이르면 서서히 힘이 단조감소한다. 이 상태를 과도상태로 정의하였다. 운동하는 근육에 대해 길항적으로 작용하는 다른 근육 및 저항체의 저항성분과 힘의 평형상태를 이루는 상태가 존재하며, 이때는 최소의 힘이 필요하다. 이 상태를 정상상태로 규정하였다. 따라서 근육에 발생하는 힘의 형태를 과도상태와 정상상태를 갖는 시간적 계로 모델링할 수 있다. 이러한 모델의 시간에 대한 힘의 제적을 나타내면 (그림 2)와 같다. 이러한 계를 보철의 매니플레이터의 운동의 관계로 나타내면, 순시적 힘과 비례적인 가속도 성분을 갖으며, 평형상태에서 정속도에 이르는 계로 나타낼 수 있다.

그러나 이러한 모델은 Clancy 및 Hogan⁷⁾이 사용한 힘의 추정시의 “피로하지 않은 등방적 근육수축을 행할 때, 일정한 힘을 가하면 근전도의 크기는 일정하다.”는 가정과 배치된다. 본 논문에선 이 가정을 정상상태에서 적용되는 가정으로 한정하였고, 과도상태인 초기상태에서는 “운동을 시작하는 근육에서 근전도의 크기는 변화하며 근전도 크기의 적분은 초기 운동에 기여하는 평균적 힘에 비례한다.”라고 가정하였다. 이는 근육운동을 반영하는 보철물의 운동의 관점에서는 매우 자연스럽다. 그러므로 같은 방향으로 진행되는 운동에 대한 의수의 제어는 초기정보를 중시하며, 그 때에 발생한 힘에 따라 같은 방향의 속도가 정해지며, 한 프레임내에서 정속도에 도달하는 것으로 제한한다. 의수는 특성상 안전성이 크게 요구되므로 카테시안 공간상에서 속도를 일정하게 유지하며, 가속도의 기울기를 조절하여, 전체 평균속도를 제어하는 방식을 취하였다.

이러한 근전신호의 초기모델을 근거로 보철물의 제적제어를 행하는 제적계획기의 구성은 (그림 3)과 같다. 추정된 힘 (F_x, F_y)과 퍼지매핑으로부터 출력되는 추정 단위방향

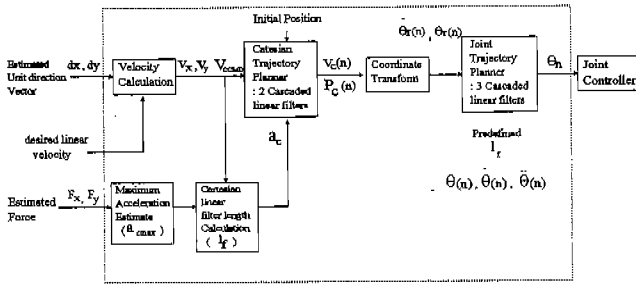


그림 3. 궤적계획기의 구성
Fig. 3. Configuration of Trajectory Planner.

벡터 (d_x, d_y)를 입력으로 하여, 식 (3)로부터 카테시안필터 길이 (l_f)를 산출하며, 식 (1)로부터 카테시안최대가속도 (a_{cmax})를, 식 (2)로부터 원하는 카테시안선형속도와 d_x, d_y 의 적으로 표현되는 카테시안속도 (v_x, v_y)를 구하여, 2단 선형 필터로 구성되는 카테시안궤적계획기에 입력시킨다. 카테시안 궤적계획기는 연속적인 속도 ($v_c(n)$)를 발생시키며, 초기위치가 주어지면 위치 ($p_c(n)$)의 궤적도 발생시킨다. 발생된 $v_c(n), p_c(n)$ 을 좌표변환을 통해 조인트공간상으로 매핑하여, 기준조인트속도 ($\theta_c(n)$)를 산출하고, 3단 선형 필터로 구성된 조인트궤적제어기를 사용하여 조인트속도 명령 (θ)를 발생시켜, 조인트제어장치로 출력한다.

1. 카테시안궤적계획

카테시안속도의 궤적은 연속적이어야 하며, 이를 위해 속도명령에 대해 선형필터를 2단으로 접속시키는 방식을 사용하였다. 과도상태에서 추정되는 힘과 카테시안 최대 가속도와와의 관계식은

$$F = K a_{cmax} \quad K: \text{근력계수} \quad (1)$$

이고, 카테시안 속도명령 v_{ccmd} 는 퍼지매퍼에서 결정된 단위방향벡터성분과 원하는 매니퓰레이터의 속도크기의 곱이므로

$$v_{ccmd} = v_{desired} d_c \quad d_c: \text{단위방향벡터} \quad (2)$$

가 된다. 여기서 d_c 는 단위방향벡터이다. 카테시안 최대가속도 a_{cmax} 는

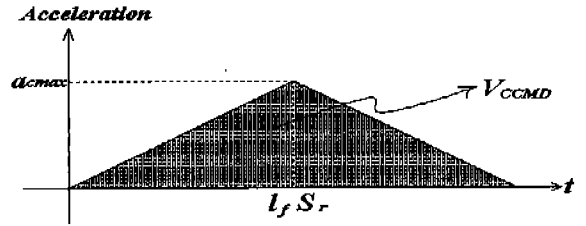


그림 4. 카테시안필터의 카테시안가속도궤적
Fig. 4. Cartesian acceleration profile of cartesian filter.

$$a_{cmax} = \frac{v_{ccmd}}{l_f s_r} \quad (3)$$

a_{cmax} : 카테시안 최대 가속도, v_{ccmd} : 카테시안 속도 명령, s_r : 샘플링 시간 (Sampling Time), l_f : 단일 선형필터길이

의 식으로 표현되므로 카테시안 필터의 길이 l_f 를 결정할 수 있다.

카테시안가속도 a_c 는 <그림 4>에 표현되는데 시간 t 에 따라 다음과 같이 표현된다.

$$a_c = \begin{cases} \frac{a_{cmax}}{l_f s_r} t & t \leq l_f s_r \\ \frac{-a_{cmax}}{l_f s_r} t + 2a_{cmax} & l_f s_r < t < 2l_f s_r \\ = 0 & t \geq 2l_f s_r \end{cases} \quad (4)$$

속도궤적은 가속도를 적분한 궤적으로 표현될 수 있으므로, 카테시안속도 v_c 도 시간 t 에 따라 식 (5)로 표현된다.

$$v_c = \int_0^t a_c dt = \begin{cases} \frac{a_{cmax}}{2l_f s_r} t^2 & t \leq l_f s_r \\ -a_{cmax} l_f s_r + 2a_{cmax} t - \frac{a_{cmax}}{2l_f s_r} t^2 & l_f s_r < t < 2l_f s_r \\ = a_{cmax} l_f s_r & t \geq 2l_f s_r \end{cases} \quad (5)$$

위치궤적은 속도를 적분한 궤적으로 표현될 수 있으므로, 카테시안위치 p_c 역시 시간 t 에 따라 (6)식과 같이 주어진다.

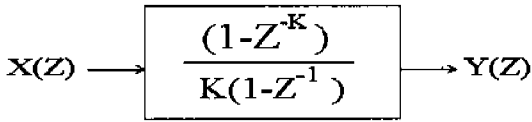


그림 5. 기본선형필터
Fig. 5. Basic linear filter.

$$\begin{aligned}
 p_c &= \int_0^t v_c dt \\
 &= \frac{a_{cmax}}{6l_f s_r} t^3 \quad t < l_f s_r \\
 &= \frac{a_{cmax}}{6} \left(\frac{-1}{l_f s_r} t^3 + 6t^2 \right. \\
 &\quad \left. - 6l_f s_r t + l_f s_r + l_f^2 s_r^2 \right) \quad l_f s_r < t \leq 2l_f s_r \\
 &= \frac{a_{cmax}}{6} \left(\frac{1}{l_f s_r} t^3 + 6l_f s_r t \right) - \frac{1}{6} (12 + a_{cmax}) l_f s_r \quad t > 2l_f s_r
 \end{aligned} \tag{6}$$

2. RMRC제어

카테시안제적계획에서 생성된 속도를 조인트공간으로 매핑하기 위하여, RMRC방식을 적용하였다. 일반적으로 조인트속도를 카테시안속도와 관계시키는 함수를 자코비안(jacobian)이라고 하는데, 다음과 같은 식으로 표현된다.

$${}^0V = {}^0J(\theta) \dot{\theta} \tag{7}$$

따라서 카테시안속도로부터 조인트속도를 얻기 위해서는 역자코비안을 구해야 하며, 다음과 같은 식으로 표현할 수 있다.

$$\dot{\theta} = {}^0J^{-1}(\theta) {}^0V \tag{8}$$

이 식에서 역 자코비안은 각 조인트의 위치인 θ 의 함수이다. θ 를 결정하기 위해서는, 역운동방정식(inverse kinematics)이 필요하므로,

$$\theta = kinematics^{-1}({}^0P) \tag{9}$$

과 같이 표현된다. 또한 조인트공간상의 가속도는 식 (9)를 미분하여,

$$\theta = \dot{J}^{-1}(\theta) {}^0V + J^{-1} \ddot{V} \tag{10}$$

이 된다. 따라서 카테시안공간상에서 위치, 속도, 가속도가 주어질 때, 운동방정식, 역운동방정식, 자코비안과 역자코비안을 구해, 식 (8), (9), (10)에 의해 조인트공간상의 위치, 속도, 가속도를 구할 수 있다.

3. 조인트제적계획

본 논문에선 보철용 매니플레이터를 위한 관절각공간에서의 경로계획에 대한 새로운 방식을 제시한다. 이 방식은 매니플레이터 끝점을 방향변경할 때 급격한 움직임이 없이 매끄러운 운동을 허용한다. 이는 특히 인간의 몸에 부착된 보철의 제어나 인간을 태운 기구물의 운동같은 응용에 효과적이며, 인체에 주는 충격을 최소화한다. 이 방식은 조인트경로를 방향변경할 때 선형필터를 사용하여, 연속적인 관절각의 가감속을 허용한다. 이 방식의 특징은 같은 기능을 하는 5차 다항식을 사용하는 것에 비해 계산량이 매우 적고, 반복적으로 사용할 수 있는 장점이 있다.

조인트공간상에서 부드러운 가감속경로를 발생시키기 위해, (그림 5)와 같은 단순한 선형필터를 다단으로 접속하여 사용한다. 선형필터의 z변환된 전달함수는 식 (11)과 같으며, 다단인 경우에는 식 (12)로 표현할 수 있다.

$$H_1(z) = k^{-1} (1 - z^k) / (1 - z^{-1}) \tag{11}$$

$$H(z) = H_1(z)^p \quad p = 1, 2, \dots, N \quad N: \text{연결단수} \tag{12}$$

이 필터는 스텝신호를 램프신호로 매핑한다. 램프의 길이는 필터길이에 대응하며, 이 선형필터를 3개로 중속연결 시킴으로써, 급격한 가감속도의 변화를 방지하여, 충격이 없는 부드러운 경로를 발생하며, (그림 6)에 스텝신호에 대한 프로파일의 발생을 표시하였다.

이들 필터군에 스텝신호를 인가함으로써 부드러운 조인트제적이 얻어지므로 스텝신호를 보간하고, 계획하는 것으로 경로계획이 충분히 만족된다. 특히 조인트 스텝속도를 필터에 입력하면, 필터 입력의 기울기는 조인트 가속도에 대응한다. 출력의 기울기는 필터길이의 함수이며, 필터 길이를 조정하는 것은 제적의 가속도를 조절하는 것과 같은 효과를 갖는다. 필터길이의 기본적 설정은 특정로봇에 규정된 최대조인트 속도에 의해 결정된다.

실험 및 고찰

1. 신호처리

A. 신호의 취득 및 특징추출

제안한 시스템의 타당성검증을 위해, 모사장애자가 2차

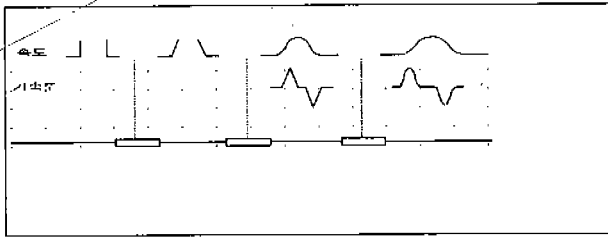


그림 6. 3단 선형필터의 구성도
Fig. 6. Configuration of 3 cascaded linear filters.

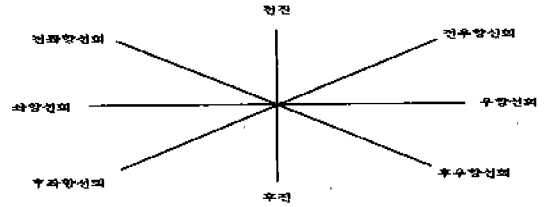


그림 8. 조이스틱 좌표계의 클래스 설정
Fig. 8. Class definition in the joystick coordinate.

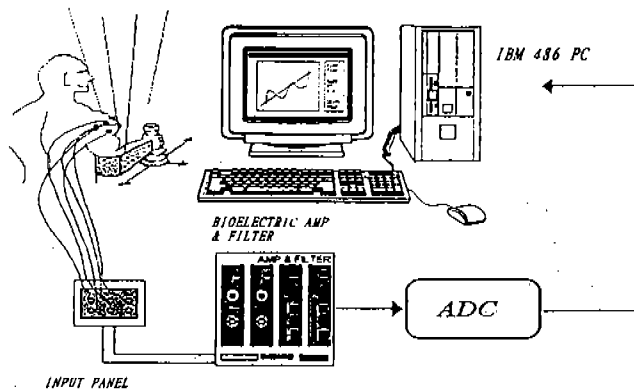


그림 7. 시험시스템 구성도
Fig. 7. Test system configuration.

원 조이스틱평면을 조종공간으로 운전을 행하고, 운전을 행하는 팔로부터 근전도신호를 획득하였다. 시험시스템의 구성은 (그림 7)과 같으며, 실험대상자는 절단모사기를 사용한 정상인을 선택하여 실험하였다. 증폭기는 Nihon Kohden사의 생체증폭기인 AB-621G를 사용하였으며, 시간상수는 피부와 전극사이에 움직임으로 유기되는 포텐셜 및 극포텐셜 등이 원인인 저주파잡음제거 등을 고려하여 0.01초로 하였고, 감도는 0.2mV/Dev를 사용하여, A/D변환기의 입력범위를 충분히 사용할 수 있게 하였다. 획득하는 정보의한 프레임길이는 80ms이고 샘플링주파수는 10 kHz로 하였다. 조이스틱의 운동은 2차원 평면을 45° 각도로 나누어 (그림 8)과 같이 8가지 운동형태로 구성되며, 각각의 운동에 대해 10회의 반복실험을 하였다. 근전도신호의 특징으로서 절대적분치, 영교차수를 선정하였다.

B. 변별기 및 힘 추정

모의시험에서 방향추정에 사용된 변별기는 신경회로망의 일종인 MLP와 퍼지필터의 결합형으로서, 크기추정오차 및 오분류율을 참고적으로 제시하였다. MLP모델 및

MLP와 퍼지필터 결합형에 대하여, 각각 결정된 단위방향 벡터들과 원하는 방향과의 오차벡터를 구하여, 그 절대값을 누적시켰고, 그 누적치를 (표 1)에 표시하였다. (표 2)에는 MLP모델의 단계별 오분류확률추정 결과를 표시하였다. 힘추정은 전후좌우운동은 빠른 운동, 사각 운동에 대해선 보통속도에 의한 데이터를 사용하였다. 각각의 운동에 대한 힘추정은 (표 3)에 표시하였다.

(표 1)에서 보는바와 같이, 추정의 크기오차가 MLP를 단독으로 사용하는 방식에 비해 MLP와 퍼지필터의 결합형이 평균적으로 49.5% 감소하였으며, (표 2)에 나타나듯이 단계별 오분류율도 대표추정이 1단 결정에서 6%로서 MLP를 단독으로 사용할 때의 3단 결정시와 유사하였다. 따라서 MLP와 퍼지필터의 결합형은 학습능력의 보유에 의한 장점뿐만 아니라, 타 방식에 비해 훨씬 신뢰도가 높은 기능분리능력을 보이며, 고신뢰도를 유지하면서 결정단수가 줄어들어서 실시간 결정능력이 증대되었다. (표 3)에서의 힘의 추정결과는 $E(F) = 0.9976F$ 의 상관계수를 갖아 Hogan 등의 0.98F보다 조금 큰 상관값을 보였고, 신뢰성이 있다고 판단할 수 있다.

2. 제적 계획

3단 선형필터는 5차 다항식을 사용하는 것에 비해, 초기 조건과, 도착했을 때의 가속도를 지정해 줄 필요가 없으며, 계산량이 많이 줄어든다. 계산량이 가장 많은 곱셈의 경우 11.54%로 줄어들었다. 이러한 특성은 일반적으로 위치서보샘플링시간이 1~2ms정도인 경우, 5차 다항식의 경우는 구현이 매우 어려운 반면, 일반적 마이크로프로세서로서도 실시간 구현이 가능하다. 두 방식의 계산량비교는 (표 4)에 표시하였다.

근전도신호에서 추정된 힘과 변별기에 의해 추정된 단위방향벡터를 사용하여, 제안한 제적계획을 하는 방식에 대해 컴퓨터로 모의시험해 보았다. 모의시험에 사용된 의수의 모델은 2관절 매니플레이터로서, 링크의 길이가 각각

표 1. MLP모델과 MLP와 퍼지필터결합형의 오차크기누적치 비교

Table 1. Comparison of accumulation of error magnitude between MLP and MLP/Fuzzy model

구분	모델	MLP 모델	MLP/Fuzzy Filter 합성모델	크기오차 감소율(%)
단위 벡터오차의 누적치	Class 1	0	0	0
	Class 2	7.76	3.56	54.1
	Class 3	1.52	1.52	0
	Class 4	4.64	3.45	25.6
	Class 5	4.28	2.71	36.7
	Class 6	1.52	0.80	47.4
	Class 7	0	0	0
	Class 8	4.14	0	100
Total	23.86	12.04	49.5	

표 2. 각모델의 단계별 오분류확률 추정결과

Table 2. Error probability estimate of each model

(단위 : %)

모델 단계	오분류 추정방식	MLP 모델	확률 모델	합성모델 (MLP/확률모델)	합성모델 (MLP/FUZZY FILTER)
1	최소추정	5.00	2.50	1.25	0.85
	최대추정	32.04	29.76	25.72	12.04
	대표추정	18.08	20.38	18.06	6.05
2	최소추정	3.33	0.00	0.00	0.00
	최대추정	18.76	14.09	14.29	6.28
	대표추정	8.88	7.11	6.33	1.25
3	최소추정	1.25	0.00	0.00	0.00
	최대추정	15.25	8.30	8.57	1.82
	대표추정	5.58	3.43	2.02	0.03

표 3. 운동방향에 따른 힘의 추정치

Table 3. Estimated forces for motion directions

(최대 힘에 대한 %)

운동방향 추정 힘	전량 (1)	전우향 (2)	우향 (3)	후우향 (4)	후향 (5)	후좌향 (6)	좌향 (7)	전좌향 (8)
1	59.4	31.3	62.4	31.1	57.8	35.5	59.6	29.2

0.35, 0.4m이다. 카테시안 선속도를 0.2m/sec로 선정하였고, 근육운동의 최대 속도에서 발생하는 힘을 100%로 했을 때 실험에서 사용한 힘의 %를 <표 3>에 나타내었다. 사

표 4. 3단 선형필터와 5차 폴리노미얼방식의 계산량비교

Table 4. Comparison of computation complexity between 3 cascaded linear filter and quintic polynomial method

(단위 : 횟수, %)

계획기 합식 기본계산	3단 선형필터	5차 폴리노미얼
나눗셈	4(75)	4(100)
곱셈	6(11.54)	52(100)
덧셈/뺄셈	6(30)	20(100)

표 5. 운동방향별 단위벡터

Table 5. Unit direction vectors for the motion directions

운동방향	1	2	3	4	5	6	7	8
단위벡터	(0,1)	(0.707, 0.707)	(1,0)	(0.707, -0.707)	(0,-1)	(-0.707, -0.707)	(-1,0)	(-0.707, 0.707)

용된 제적제어기의 구성은 <그림 3>과 같다. 시험에 사용된 최초위치는 (-0.548, 0.148)이며, 운동방향에 따른 단위 방향벡터는 <표 5>와 같다.

모의시험에 사용된 운동은 같은 방향으로 6번씩의 운동을 연속적으로 발생시켰으며, 그 순서는 (3), (2), (1), (8), (7), (6), (5), (4)이다.

추정된 힘과 가속도의 선형적 관계를 규정한 식 (2)에서 계수 k는 0.05와 0.03으로 정해 시험하였다. 이 때 각 운동에 대해 계산된 카테시안 필터의 길이는 <그림 9>와 같다. <그림 9>에서 보는 바와 같이 각 운동에서 추정된 힘에 따라 카테시안 필터의 길이가 변화하며, 따라서 최대가속도가 변화한다. 적절한 가속도 값은 k를 조절하여 얻을 수 있다. 조인트제적발생기의 선형필터의 필터길이는 모터의 정격최대속도를 기준으로 정하며, 모의실험에선 3000rpm으로 규정하였다. 기어 비(Gear ratio)는 100:1로 가정하였다. 조인트제적발생기를 통해 발생하는 θ_1 의 조인트속도 (θ)와, 이에 따라 계산되는 가속도 및 위치를 <그림 10>에 표시하였다. <그림 10> (b)에서 보는 바와 같이 θ_1 의 가속도가 연속적으로 변화하여 가속도의 불연속으로 인해 인체에 유기되는 충력이 없음을 알 수 있다. 또한 10 (c)를 보면 조인트의 위치가 상당히 부드럽게 변화하고 있음을 알 수 있다. <그림 11>은 퍼지매퍼에서 출력되는 추정 방향벡터와 힘 추정기에서 출력되는 추정된 힘을 사용한 카테시안 공간상에서의 의수의 속도운동궤적을 표시한 것이다. 추정된 방향벡터와 의수에 요구되는 운동속도에 따라 카

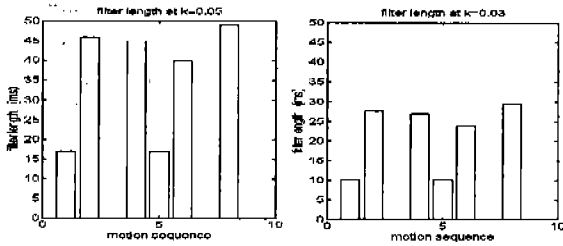


그림 9. 각 운동별 필터길이 (ms)
Fig. 9. Filter length of each motion (ms).

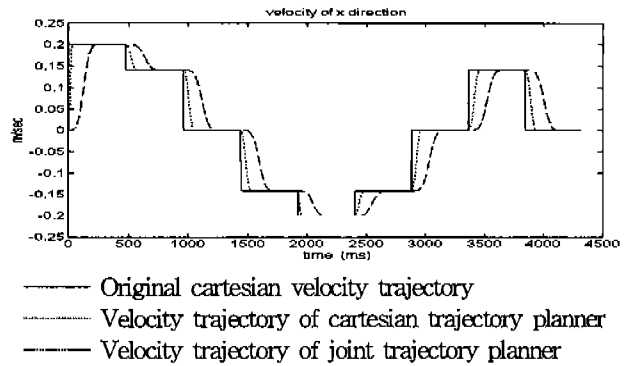


그림 11. x좌표의 속도계적
Fig. 11. Velocity trajectory of x coordinate.

결 론

본 논문은 준정주성을 갖는 근전도신호를 제어원으로 하여, 지능적 신호처리 및 제어를 폐쇄제어를 통해 결합하는 의수제어시스템을 제안하였다.

1. 전백색화필터를 사용하여 근전도신호의 시간적, 공간적 상관성 및 아티팩트를 제거하며, 특징을 검출하고, 기능변별 및 방향제어신호발생기능을 갖는 신경회로망과 적응퍼지필터 및 맵퍼를 결합하여 기능변별을 행하고, 카테시안공간상에서 추정된 근력을 이용하여 조인트공간상의 속도 및 힘제어를 행하며, 보철의 움직임에 의해 유기되는 충격량을 실시간적으로 최소화하기 위한 가감속제어방식을 행하는 근전도를 사용한 지능적 신호처리 및 제어시스템을 구현하였다. 시뮬레이션 및 구조특성상 이 시스템은 이중채널의 경우 신호대잡음비가 20.04로서 잡음이 효과적으로 제거되었으며, 기능추정의 크기도차가 MLP를 단독으로 사용하는 방식에 비해 MLP와 퍼지필터의 결합형이 평균적으로 49.5% 감소하였으며, 단계별 오분류율도 대표추정이 1단 결정에서 6%, 2단 결정에서 1.25%로 MLP를 단독으로 사용할 때의 18.08, 18.75%에 비해 기능분리의 신뢰성 및 정확도가 크게 증가하였다. 인체에 적응하기 위한 학습능력 및 튜닝능력, 제어의 안정성이 증가하며, 의수를 구동하는 모터에 대한 연속적 가감속제어를 통해 불연속적 가감속에 의해 인체에 유기되는 충격량을 제거하여, 인체에 대한 안전성이 현저히 증가함을 보였다.
2. 선형 필터를 3단으로 접속시킨 새로운 가감속제어방식

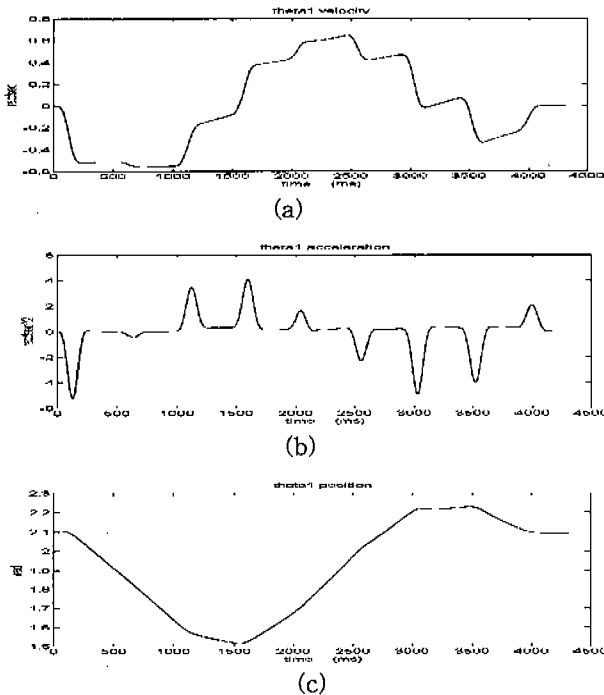


그림 10. θ_1 의 궤적. (a) 속도 (b) 가속도 (c) 위치
Fig. 10. Trajectory of θ_1 (a) velocity (b) acceleration (c) position.

테시안속도명령 (실선표시)이 변화하고 있음을 알 수 있고, 추정된 힘에 따라 속도가 연속적으로 변화하는 양상을 점선으로 표시된 속도계적을 보아 확인할 수 있다. <그림 10> (b)에 나타난 바와 같이, 연속적인 조인트가감속제어를 담당하는 조인트폐쇄계획기에 의해 발생된 속도를 카테시안 공간으로 변환한 속도계적(일점쇄선표시)이 부드럽게 변화하고 있음을 알 수 있다.

을 제안하였으며, 시뮬레이션 결과 제안된 방식은 <그림 10> (b)와 같이, 연속적인 가감속제적을 발생시켜, 의수의 불연속적 가감속에 의해 인체로 전달되는 충격량을 제거할 수 있었다. 5차 폴리노미알 방식에 비해 계산이 가장 많은 곱셈의 경우 11.54%로 줄었으며, 나눗셈과 덧셈도 각각 75%, 30%로 줄어 들어, 계산량을 대폭적으로 감소시켰다. 따라서 실시간처리능력을 크게 향상시켰을 뿐만 아니라, 고장 등 긴급상황처리를 위한 정지 및 재동작을 쉽게 적용시킬 수 있는 장점이 있다.

3. 근력정보를 속도제어와 힘제어에 선택적으로 사용하며, 속도제어시 근력정보를 분류기와 퍼지필터 및 매피의 결합형 변별기에 의해 카테시안 공간으로 분해하고, 변별기에서 추정된 방향벡터와 의수의 지정속도를 사용해 결정된 속도벡터에 대한 가속도제지제어의 가속시간정의에 이용하여 평균속도를 제어하며, 정지시 위치의 평형상태를 유지할 때 전류명령과 결합하여 힘제어를 하는 방식을 제안하였다. 이 방식은 복합근의 기능분리와 힘 추정을 이용하여, 최소한의 전극부착으로 의수의 평균속도를 제어할 수 있으므로 복합근을 이용한 의수제어에 효과적이다. 또한 지능적 변별능력을 갖는 변별기와 결합하고, RMRC에 의해 결정된 속도를 제한요소로 갖으므로, 직접적인 힘정보의 적분 및 이중적분에 의한 속도 및 위치제어 방식보다 잡음이나 외란에 강한 특성이 있다.

참 고 문 헌

1. 장영건, 홍승홍 등, "신경회로망과 확률모델을 이용한 근전도신호의 패턴분류에 관한 연구", 전자공학회지, 91-28B-10-10, pp

- 85-95, 1991. 10
2. Y. G. Jang, S. H. Hong et al, "Probabilistic Neural Pattern Classifier and Muscle Force Estimation", Proceedings of the 15th Annual Int. Conference of the IEEE EMBS, pp 1045-1046, 1993. 10
3. Y. G. Jang & S. H. Hong, "A Study on the Fuzzy Controller for Prosthesis Arm Control using EMG Signals", Proceedings JTC-CSCC '94, pp 260-263, 1994. 7
4. George N. Saridis et al, "EMG pattern analysis and classification for a prosthetic arm", IEEE Trans on BME, Vol 29, No 6, pp 403-412, June 1982
5. S. H Lee, G. N. Saridis, "The control of a prosthetic arm by EMG pattern recognition", IEEE Trans on Automatic Control, Vol 29, No 4, pp 290-302, Apr 1984
6. R. J. Triolo et al, "The Development of a Multichannel Time Series Myoprocessor for Simultaneous Limb Function Detection and Muscle Force Estimation", IEEE Trans on BME Vol. 36, No. 10, pp 1004-1017, Oct 1989
7. E. A. Clancy and Neville Hogan, "Single Site Electromyograph Amplitude Estimation", IEEE Trans on BME, Vol 41, No 2, pp 168-180, Feb. 1994
8. N. Hogan, "Mechanical Impedance Control in Assistive Devices and Manipulators", Preceedings of the 1980 Joint A. Control Conference, San Francisco, pp. TA10-B
9. Daniel. E. Whitney, "The Mathematics of Coordinated Control of Prosthetic Arm and Manipulators", Journal of Dynamic Systems, Measurement & Control, pp. 303-309, 1972
10. Carlo J. De Luca, "Physiology and Mathmatics of Myoelectric Signals", IEEE Trans on BME, Vol 26, No. 6, pp 313-325, June 1979
11. Moshe Solomonow et al, "The EMG-Force Model of Electrically Stimulated Muscle: Dependence on Control Strategy and Predominant Fiber Composition", IEEE Trans on BME, Vol. 34, No. 9, pp 692-703, Sep. 1987