

논문 2006-43IE-4-5

# 인공의수의 능동 제어를 위한 생체 신호 처리에 관한 연구

( A study on bio-signal process for prosthesis arm control )

안 영 명\* , 유 재 명\*\*

( Young Myung Ahn and Jae Myung Yoo )

## 요 약

본 연구에서는, 팔의 4가지 운동을 구별할 수 있는 계측 시스템과, 구별된 팔의 운동 위치를 추정할 수 있는 제어 알고리즘에 관하여 기술한다. 먼저 4가지(굽히기와 펴기, 내전과 외전) 운동을 구별하기 위해 굽혀진 정도를 측정할 수 있는 전기 저항 형태의 굽힘 센서를 사용한다. 이 센서를 왼팔의 상완 이두근과 오구완근에 1개씩 부착한다. 부착된 두 개의 센서로부터 출력되는 신호는 증폭기와 필터 등으로 구성된 계측 시스템을 통과한다. 이 시스템에서는 상완이두근에 부착된 센서 신호는 굽히기와 펴기 운동 중에서만 On/OFF 작동을 하도록 하고, 오구완근에 부착된 센서 신호는 모든 운동에 작동하도록 설계하였다. 이렇게 출력된 신호들로부터 4가지 운동은 구별하여 출력하고, 출력된 신호들로부터 팔의 운동 위치를 측정한다. 마지막으로, 제안된 알고리즘의 효용성을 입증하기 위해 RC 서보 모터와 포텐서미터로 구성된 2자유도의 인공팔을 제작하여 실험한다. 실험을 통해 인공 팔의 위치는 모터의 회전 관성, 센서의 노이즈 등으로 실제 팔의 위치와 차이가 발생하였다. 이 오차를 감소하기 위해 오차값과 오차의 변화값에 근거한 퍼지 PID 제어를 사용하였고, 이로써 오차가 5도 이내로 감소되었다.

## Abstract

In this paper, an algorithm to classify the 4 motions of arm and a control system to position control the prosthesis are studied. To classify the 4 motions, we use flex sensors which is electrical resistance type sensor that can measure warp of muscle. The flex sensors are attached to the biceps brachii muscle and coracobrachialis muscle and the sensor signals are passed the sensing system. 4 motion of the forearm - flexion and extension, the pronation and supination are classified from this. Also position of forearm is measured from the classified signals. Finally, A two D.O.F prosthesis arm with RC servo-motor is designed to verify the validity of the algorithm. At this time, fuzzy controller is used to reduce the position error by rotary inertia and noise. From the experiment, the position error had occurred within about 5 degree.

**Keywords :** 재활공학(Rehabilitaion Engineering), EMG(electromyogram), 보철장치(prosthesis), 굽힘센서(flex sensor), 퍼지 제어기(fuzzy controller)

## I. 서 론

최근 우리 사회에서 장애인의 수는 전체 인구의 3%를 넘어서고 있다<sup>[1]</sup>. 게다가 2000년 이후에는 후천적 장애 즉 산업재해, 교통사고 등으로 인해 장애자의 수가 급격히 증가하고 있어 향후 장애인의 수는 더욱 증가될 전망이다. 이러한 후천적 장애로 인해 대부분 신체의 일부분이 상실된 장애자들이 많이 발생하고 있다. 따라

서 상실된 신체의 기능을 보조하여 활동력을 향상시키는 재활 공학(rehabilitation engineering)의 연구는 매우 필요하다.

상실된 신체 기능을 보조하기 위한 재활 공학은 1949년 IBM에서 외부 동력을 이용한 인공 의수를 제작하여 시작되었다. 그러나 인공 의수를 제어하기 위한 가장 핵심적인 연구는 전기 모터의 제어 신호를 생체에서 나온 신호를 직접 이용하는 것이다. 1971년 Kreifeldt는 근육에서 발생하는 생체 신호를 추출하여 전기 모터의 제어 신호로 사용하려고 시도하였고<sup>[2]</sup>, 그 후 10년 뒤 Stulen은 근육이 손상되지 않은 상실된 신체의 근육에서 전기 신호(이하 EMG)를 검출<sup>[3]</sup>함으로써 생체 신호를 이용한 인공 의수 제어 연구는 지금까지 많은 연구가 이루어지고 있다.

그러나 EMG 신호에 포함된 극도의 복잡성과 비선형

\* 정회원, 서일대학 자동차과  
(Dept. of Automobile Engineering, Seoil College)

\*\* 정회원, 차세대지능형로봇인력양성센터  
(Educational Training Center for the Next Generation Intelligent Robot)

※ 본 논문은 2005년도 서일대학 학술연구비에 의해 연구되었음.

접수일자: 2006년8월1일, 수정완료일: 2006년12월4일

성이 운동 명령과 관련된 EMG 신호의 정확한 수학적 모델링을 매우 어렵게 만든다<sup>[4]</sup>. 따라서 팔의 운동 명령과 관련된 EMG 신호를 분석하는 방법이 지난 30 여년 동안 연구되어 졌다. 이를 간략히 설명하면 EMG 신호에서 해당 동작의 특성을 반영하는 특징 파라미터를 추출한다. 특징 파라미터는, 절대 적분치(integral absolute value), 절대 차분 평균치(difference absolute mean value), 분산(variance)<sup>[5]</sup>, 자기 회귀 모델 계수 (autoregressive model coefficients : ARC)<sup>[6]</sup>, 선형 켈스트럼 계수(linear cepstrum coefficients : LCC)<sup>[7]</sup>, 그리고 적응 켈스트럼 계수등으로 1980년 대 제안 되어졌다. 그리고 1990년 대에는 Kalman 필터 이론에 근거한 방법<sup>[8]</sup>, 최소 제곱의 방법<sup>[9]</sup> 등이 제안되어졌다.

이렇게 다양한 방법으로 추출된 특징 파라미터를 인공 의수의 제어에 적용하기 위한 방법으로 초기에는 확률적 변수에 의존한 방법<sup>[10-11]</sup>이 제안되어 졌고, 1990년 대 까지 시계열 분석법<sup>[12-13]</sup>이 제안되어졌다. 그러나 EMG 신호는 개인에 따라 그리고 주변 환경에 따라 여러 가지 형태로 나타나는 특징을 가지고 있어 최근에는 퍼지기법, 인공지능 기법 등을 이용한 연구가 진행 중이다<sup>[14-17]</sup>.

이렇게 다양한 방법을 이용한 인공 의수의 제어는 아직 많은 어려움이 있다. 특히 팔의 위치나 속도 제어에 대한 연구는 전무한 실정이다. 그 이유는 EMG 신호를 추출하기 위한 방법에서 기인한다. 기존의 많은 연구에서는 EMG 신호를 추출하기 위해 근육의 표면에 표면 전극(surface electrode)을 붙여 사용한다. 그러나 표면 전극을 이용한 방법은 사용하기에는 매우 편리하지만, 노이즈가 많이 발생하여 신호 처리가 복잡하며, 속도에 비례하는 신호가 측정되는 단점을 가진다.

따라서 본 연구에서는 근육의 탄력성을 이용하여 동작을 구별할 수 있는 계측시스템을 연구하였다. 그리고 이 시스템으로부터 추출된 동작구별 신호를 이용하여 인공팔의 위치를 제어하는 방법을 연구한다. 그리고 방법의 효용성은 실험을 통해 입증하고자 한다. 먼저 근육의 탄력성을 측정할 수 있는 센서는 구부러진 정도에 비례하여 저항값이 변하는 굽힘센서(flex sensor)를 사용한다. 이 센서를 왼쪽팔의 상완 이두근(biceps brachii muscles)과 오구완근(coracobrachialis muscles)에 한 개씩 단단히 부착한다. 이 센서 신호들을 생체 증폭기에 의해 증폭하고, 노이즈 제거를 위해 제작된 아날로그 저역 통과 필터를 통과하면 4가지 운동을 구별할 수 있는 신호들이 출력된다. 이 신호는 매우 선형적인 특

성을 갖기 때문에 별도의 가공 프로세서 없이 인공 팔에 직접 전달되어 인공 팔을 동작시킨다. 본 연구의 실험을 위해 제작된 인공 팔은 2개의 RC 서보 모터와 위치 측정을 위한 포텐서미터로 구성되어 있다. 따라서 실제 팔의 위치 즉 굽힘 센서와 인공 팔의 위치 즉 포텐서미터의 신호를 비교하여 운동 위치를 측정한다.

## II. 근육의 명칭과 용어

### 1. 근육의 명칭

본 연구에서는 전완의 운동에 대해서만 언급하므로 상완의 근의 명칭과 위치를 Fig. 1에 나타내고 표 1에 주요 근의 작용을 보인다.

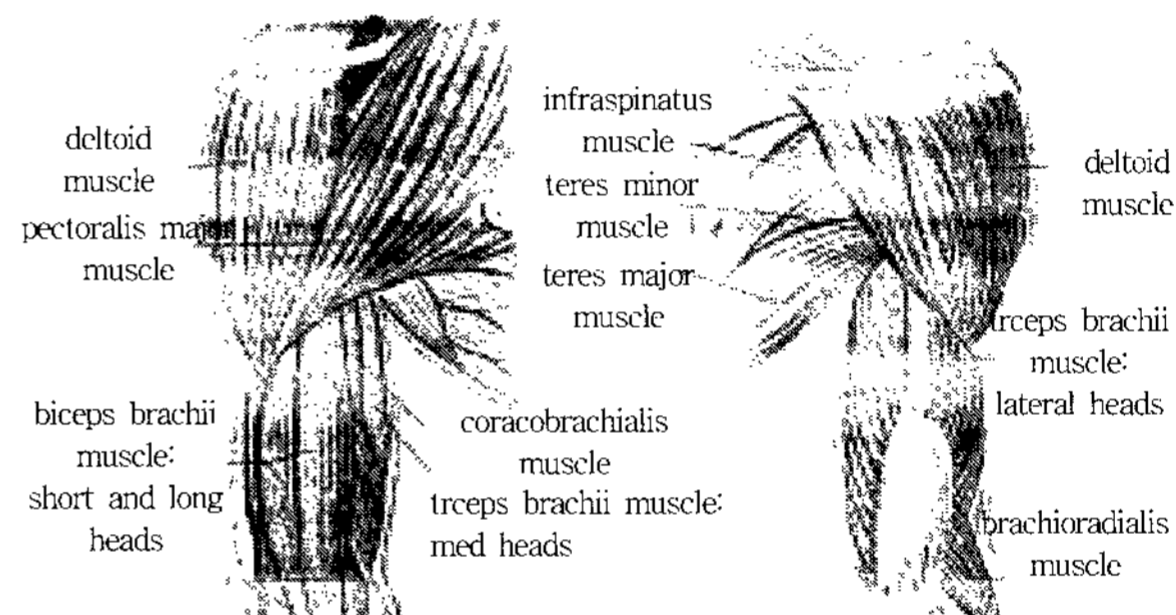


그림 1. 전완의 근육 명칭

Fig. 1. Muscles of upper arm.

표 1. 전완의 운동 근육

Table 1. Muscles to operating of forearm.

Name of muscle		Operation
Flexor	coracobrachialis muscle	flexion of forearm pronation of forearm
	biceps brachii muscle	flexion of forearm supination of forearm
Extensor	triceps brachii muscle	extension of forearm pronation of forearm

### 2. 팔 움직임 용어

인체 운동을 연구할 때 특정 신체부위를 정확하게 표현하기 위해서는 약속된 몸의 방향 용어를 사용해야 한다. 그러나 본 연구에서는 팔 운동에 관한 용어만을 나타낸다.

#### 가. 굽히기(flexion)와 펴기 (extension)

굽히기는 관절을 중심으로 이들 두 개의 분절이 이루는 관절각이 감소하는 움직임이며, 펴기는 굴곡 되었던 관절이 본래의 형태로 되돌아옴으로써 관절각이 증가하

는 움직임이다. 이것은 Fig. 2에 나타낸다.



그림 2. 굽히기와 펴기  
Fig. 2. Flexion and extension.

나. 내전(pronation)과 외전(supination)

내전은 중립자세에서 손등이 위쪽으로 향하는 동작이고, 외전이란 중립자세에서 손바닥이 위로 향하는 동작으로 이는 Fig. 3에 나타낸다.

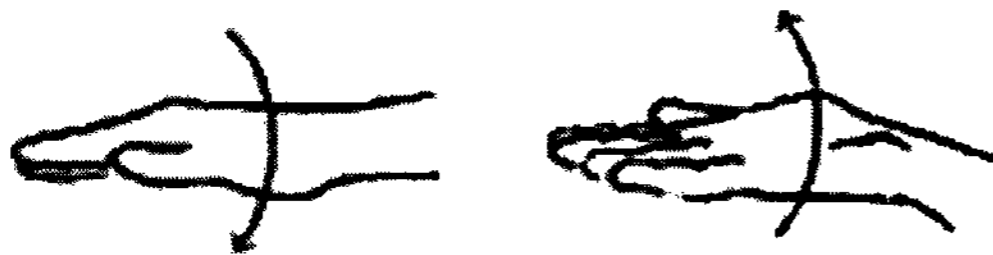


그림 3. 내전과 외전  
Fig. 3. Pronation and supination.

III. 퍼지 제어기의 설계

근육에서 발생하는 신호는 가변적이며 시변 시스템이다. 따라서 보철용 팔의 위치를 제어하기 위해 본 연구에서는 퍼지 PID 제어 방법을 적용하고자 한다.

퍼지 로직을 이용한 퍼지 PID 제어 알고리즘의 블록 다이어그램은 Fig. 4와 같이 오차, 오차변환의 환산계수 GE와 GD, 제어출력의 환산계수 GC와 퍼지 제어규칙으로 구성된다.

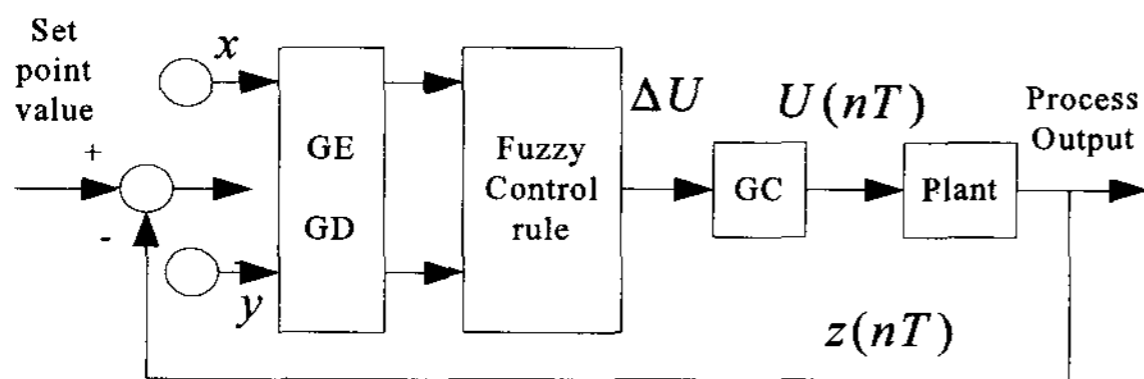


그림 4. 퍼지 PID 제어기의 블록 다이어그램  
Fig. 4. Block diagram of fuzzy PID controller.

이를 일반화된 알고리즘으로 나타내면 식 (1)과 같다.

$$R^k : IF x = A \text{ and } y = B, THEN z = C \quad (1)$$

여기서,  $R^k$  :  $k$  번째의 제어 구현 규칙

$$(k = 1, 2, \dots, N)$$

$N$  : 제어 구현의 규칙 수

$x$  : 오차(error) 값

$y$  : 오차의 변화 값

$z$  : 플랜트 제어 입력의 변화 값

$A, B, C$  : 퍼지 변수

식 (1)의 합성 구현 규칙들의 제어 알고리즘은

$$T = T_1 \text{ ELSE } T_2 \text{ ELSE } \dots \text{ ELSE } T_N \quad (2)$$

으로 쓰며 식(2)는 OR로 결합되어 있으므로  $N$ 개의 전체 제어규칙은 다음과 같다.

$$T = T_1 \cup T_2 \cup \dots \cup T_n = \bigcup_{i=1}^n T_i \quad (3)$$

퍼지 규칙을 퍼지 관계로 변환하기 위해 퍼지 관계와 최대-최소 합성(max-min composition)을 이용하여 추론하면 결론  $C$ 는 식 (4)와 같다.

$$C(z) = [\alpha_1 \wedge \mu_{C_1}(z)] \vee [\alpha_2 \wedge \mu_{C_2}(z)] \vee \dots \quad (4)$$

여기서,  $\alpha_i$  :  $i$  번째 규칙의 적합성

$\mu_{C_i}$  :  $i$  번째 규칙의 소속 함수

본 연구에서 사용된 소속 함수(membership function)는 삼각형 함수로서 Fig. 5와 같으며, 본 연구에서 사용

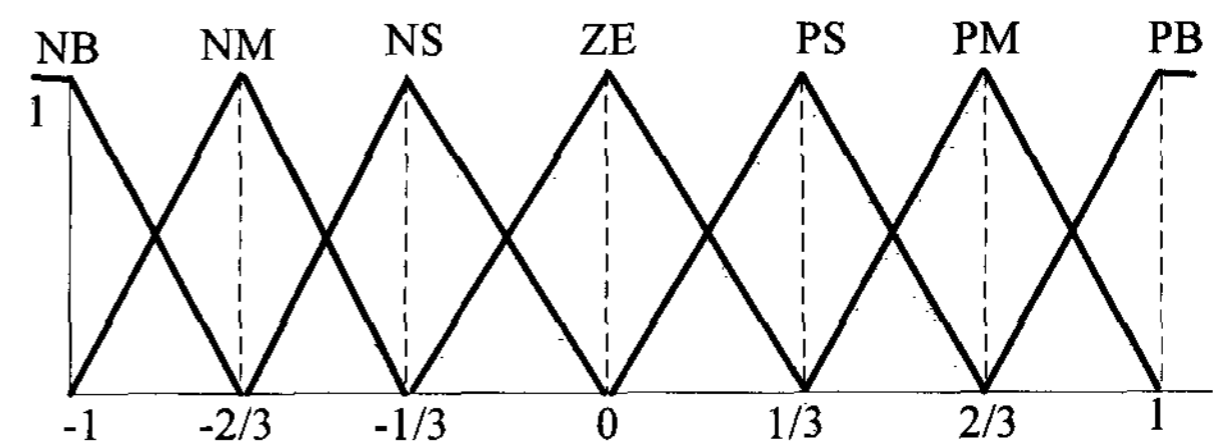


그림 5. 소속 함수  
Fig. 5. Membership function.

표 2. 퍼지 제어기의 규칙  
Table 2. Rule of Fuzzy control.

		$y$						
		NB	NM	NS	ZO	PS	PM	PB
$x$	NB	NB	NB	NB	NB	NM	NS	ZE
	NM	NB	NB	NB	NM	NS	ZE	PS
	NS	NB	NB	NM	NS	ZE	PS	PM
	ZO	NB	NM	NS	ZE	PS	PM	PB
	PS	NM	NS	ZE	PS	PM	PB	PB
	PM	NS	ZE	PS	PM	PB	PB	PB
	PB	ZE	PS	PM	PB	PB	PB	PB

한 전반부 및 후반부의 제어 변수는 오차( $x$ ) 및 오차의 변화값( $y$ )에 대해 각각 7개로 구성되어 있으며 전체적인 제어 규칙을 표로 나타내면 표 2와 같다.

#### IV. 실험 장치

##### 1. 굽힘 센서

본 연구에서는 근육의 여러 특징 중 하나인 탄력성에 착안하여 탄력을 측정할 수 있는 센서를 사용하였다. 이는 미국 Abrams Gentile 사의 굽힘 센서로서 이것은 탄성을 받아 휘어지는 만큼 저항이 변하는 형태로서 Fig. 6에 외형과 회로도를 나타낸다.

센서의 길이는 114.3[mm]이며 폭은 6.35[mm] 두께는 0.508[mm]이다. 센서의 저항값은 0도에서 10,000[Ω]이며 90도에서는 35,000[Ω]의 값을 가진다. 본 연구에서는 센서에 입력되는 전압은 5[V], 저항값은 30[kΩ]을 사용하여 출력 전압은 1.15 ~ 2.5[V]으로 하였다.

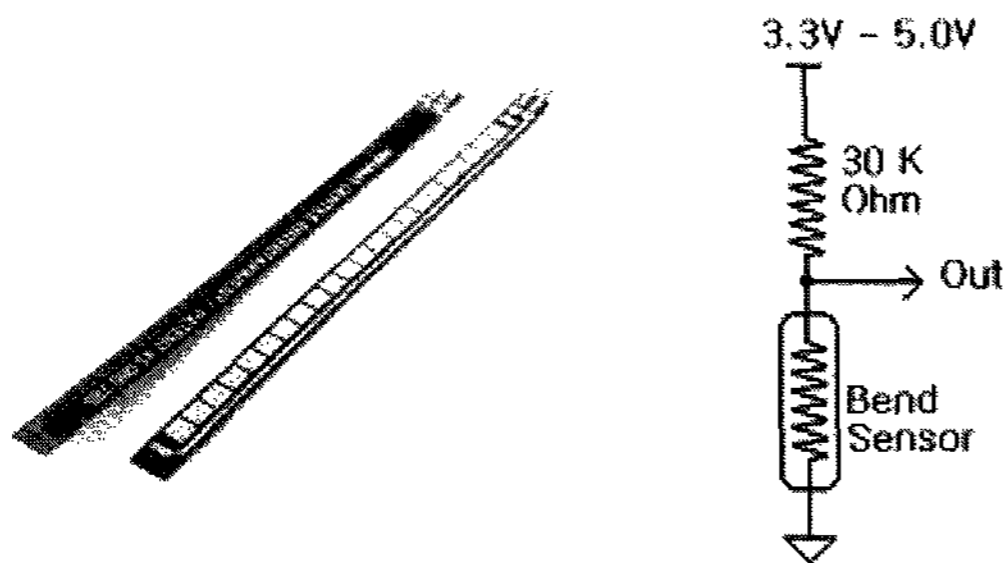


그림 6. 굽힘 센서의 외형과 기본 회로도  
Fig. 6. The flex sensor.

##### 2. 증폭기, 필터링 그리고 AD 변환기

먼저 근육에 부착된 센서의 전압값은 약 50배로 증폭하여 ±5[V]의 값을 갖도록 하고, 노이즈를 제거하기 위해 200[Hz]의 차단 주파수를 가지는 1차 저역 통과 필터(Low Pass Filter)를 제작하였다.

필터를 통과한 두 개의 아날로그 신호는 디지털 변환 과정을 거친다. 본 연구에서 사용된 AD 변환기는 National Instrument 사의 PCI 6036E로서 이는 16개의 아날로그 입력 채널을 가지며, 16Bit 분해능, 최대 샘플링 비율이 200kS/s 그리고 2개의 16 Bit 아날로그 출력을 가진다.

##### 3. 인공 팔

본 연구에서 실험을 위해 제작된 2 자유도의 인공 팔의 외형과 명칭은 Fig. 7에 나타낸다.

Fig. 7에서 암(arm)과 베이스(base) 부품의 재질은 알루미늄 합금강을 사용하였고, 전완(forearm)과 손(hand)은 PVC 재질을 사용하여 팔을 제작하였다.

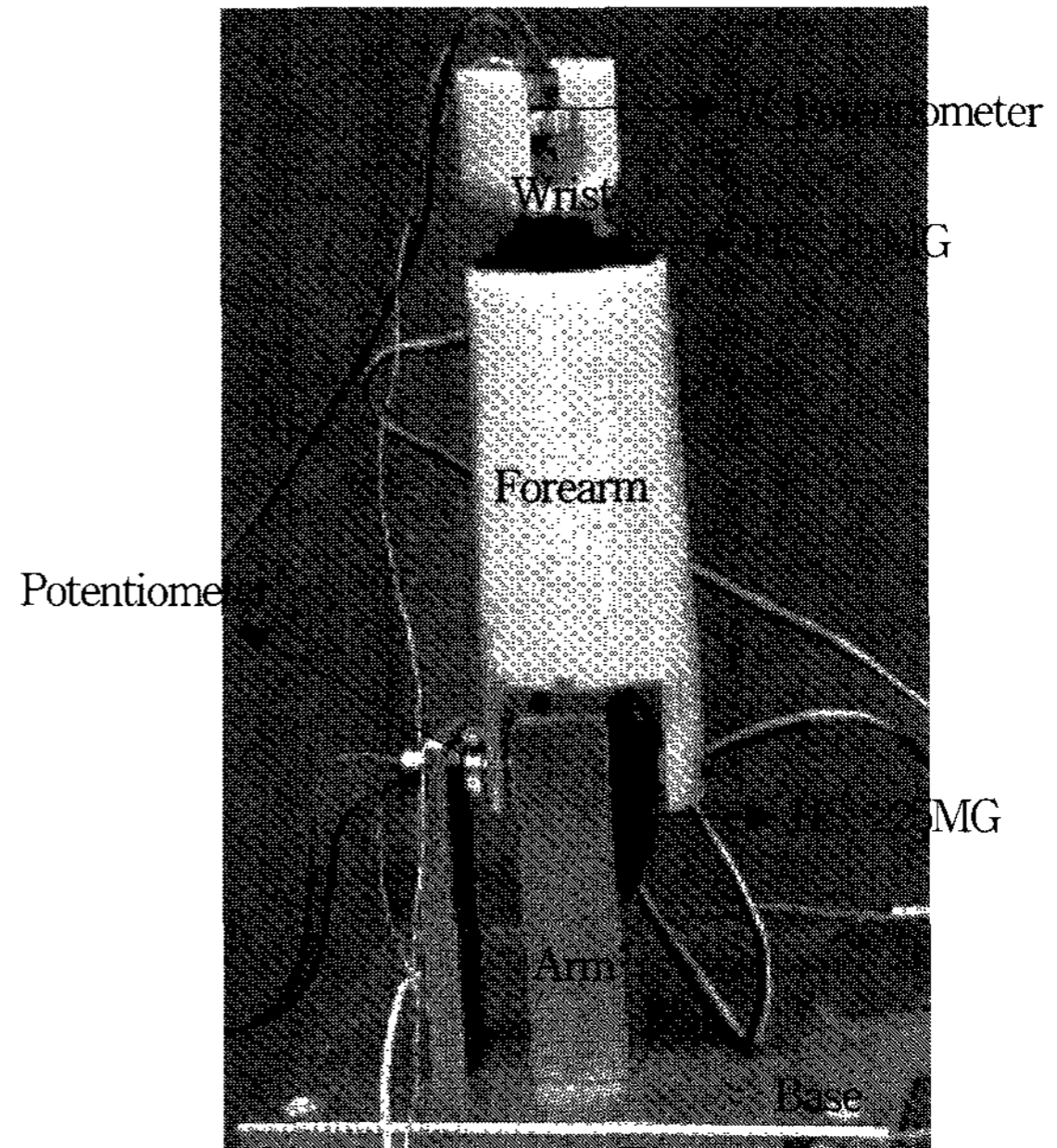


그림 7. 인공 팔  
Fig. 7. Overview of an artificial arm.

그리고 제작된 보철용 팔의 액추에이터는 HITEC 사의 RC 서보 모터이다. 이것은 포텐셔미터를 이용한 간단한 위치추종 기능만을 가지고 있어 크기가 작지만 출력 토크가 크다는 장점과 제어가 용이한 장점을 가지고 있다.

팔꿈치와 손목의 관절 운동에 사용된 액추에이터는 각각의 토크가 0.47[N·m], 0.255[N·m]인 HS-225MG와 HS-81MG를 사용하였다.

마지막으로 보철용 팔의 운동 위치를 추정하기 위해 본 연구에서는 포텐셔미터를 사용하였다. 사용된 포텐셔미터는 일본 전산코팔전자 사의 JC10으로 이것은 소형이지만 고 분해능을 가지는 것이 특징이다.

제작된 인공 팔의 무게는 약 4.9[N], 최대 높이는 235[mm]이며 HS-225MG의 회전 각도는 120도, HS-81MG의 회전 각도는 180도 이다.

#### V. 실험 방법

##### 1. 부착위치

근전도 신호를 측정하기 위해 표면전극(surface electrode)을 붙이는 위치는 상완이두근과 상완삼두근(triceps brachii muscles)에 부착하는 경우가 많다. 그



려나 굽힘 센서를 부착하기 위해서는 근육의 휘어짐이 더 많은 근육에 부착하는 것이 효과적이다.

우선 팔꿈치의 굽히기와 펴기에 관계하는 근육은 상완이두근이므로 이 근육에 하나의 센서를 부착하였다. 이 센서는 팔꿈치의 굽히기(flexion)와 펴기(extension)에만 관여하도록 프리앰프를 구성하였다. 두 번째 센서는 4가지 움직임(팔꿈치의 굽힘과 펴짐, 손목의 내전과 외전)이 가장 잘 나타나는 위치를 선택하였다. 이는 반복적인 실험을 통해 오구완근으로 선택하였다.

### 2. 동작 분류 방법

두 개의 센서에서 입력된 신호를 각 동작으로 분류하는 방법을 Fig. 8에 블록 다이어그램으로 나타냈다.

상완이두근에 부착된 첫 번째 센서 신호는 100배의 증폭 과정을 거쳐 200[Hz]의 차단 주파수를 가진 저역 통과필터를 거쳐 출력된다. 그리고 출력된 신호는 슈미트 트리거 회로를 통과하여 전원이 굽혀졌을 때만 작동하고, 전압의 민감도 조정을 위해 기준전압\_1을 조정하도록 설계하였다.

두 번째 센서 신호는 50배의 증폭과정을 거쳐 차단 주파수가 200[Hz]인 저역통과필터를 통과한다. 그리고 전원 노이즈를 제거하기 위해 노치 필터를 통과하여 전원의 4가지 운동에 작용하도록 설계하였다. 이 때 오프셋 조정을 위해 기준전압\_2를 조정할 수 있다.

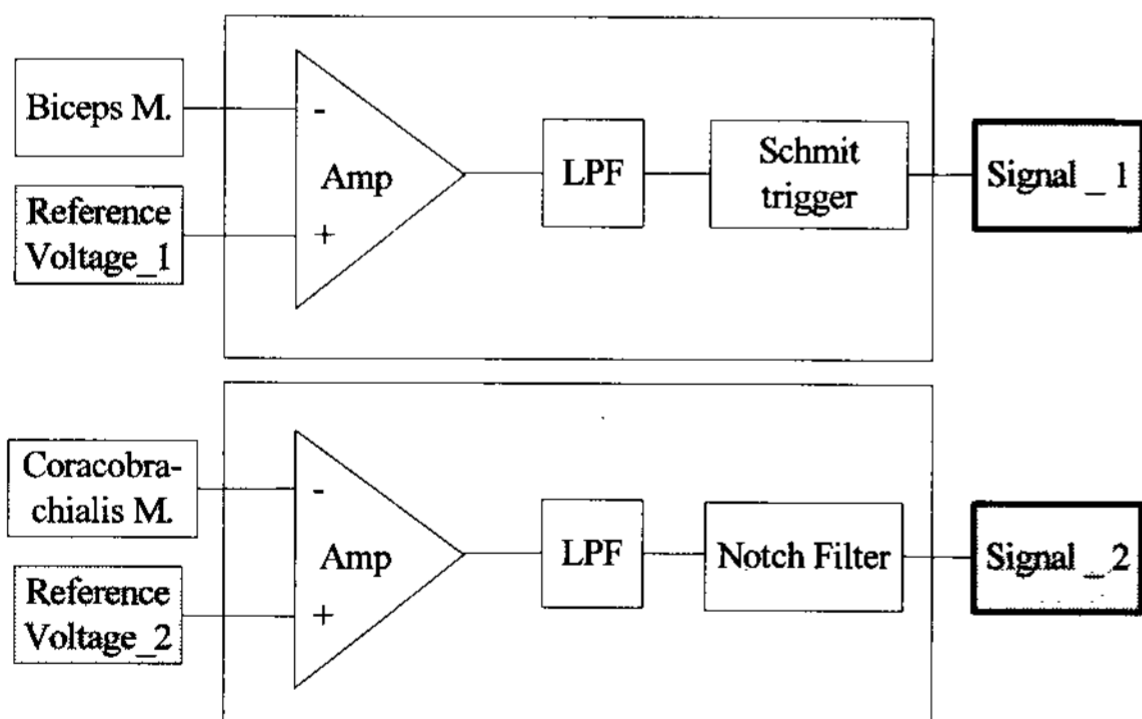


그림 8. 신호 처리기의 블록 다이어그램  
Fig. 8. Block diagram of the signal process.

## VI. 실험결과

우선 실험을 위해 본 연구에서는 다음과 같은 가정을 한다.

1. 근육에서는 한 번의 연속만이 작용한다. 만약 수축

의 가중이 발생 할 경우에는 자극에 대하여 연속이 구별되는 불완전 강축이 발생한다.

2. 긴장, 마비 및 강직이 발생하지 않는 정상적인 근육이며 실험 대상자는 정상인으로 한다.

3. 한 번의 자극으로 인해 근육이 원래의 상태로 돌아오지 않은 상태에서, 두 번째 다른 운동은 할 수 없다. 단 같은 운동이면 가능하다.

4. 전완의 굽히기와 펴기 운동은 최대 120도, 내전과 외전은 중립위치에서  $\pm 90$ 도만 운동한다.

이상의 가정을 통해 센서를 30대 남성과 여성의 왼팔에 단단히 부착하여 전완의 굴곡과 신전 그리고 회내와 회외 운동을 측정하였다. Fig. 9의 a)는 여성의 굽히기와 펴기 운동이고 b)는 내전과 외전의 운동이다. 이 때 x축은 시간[s], y축은 각도[deg]를 나타내고, 실선은 액

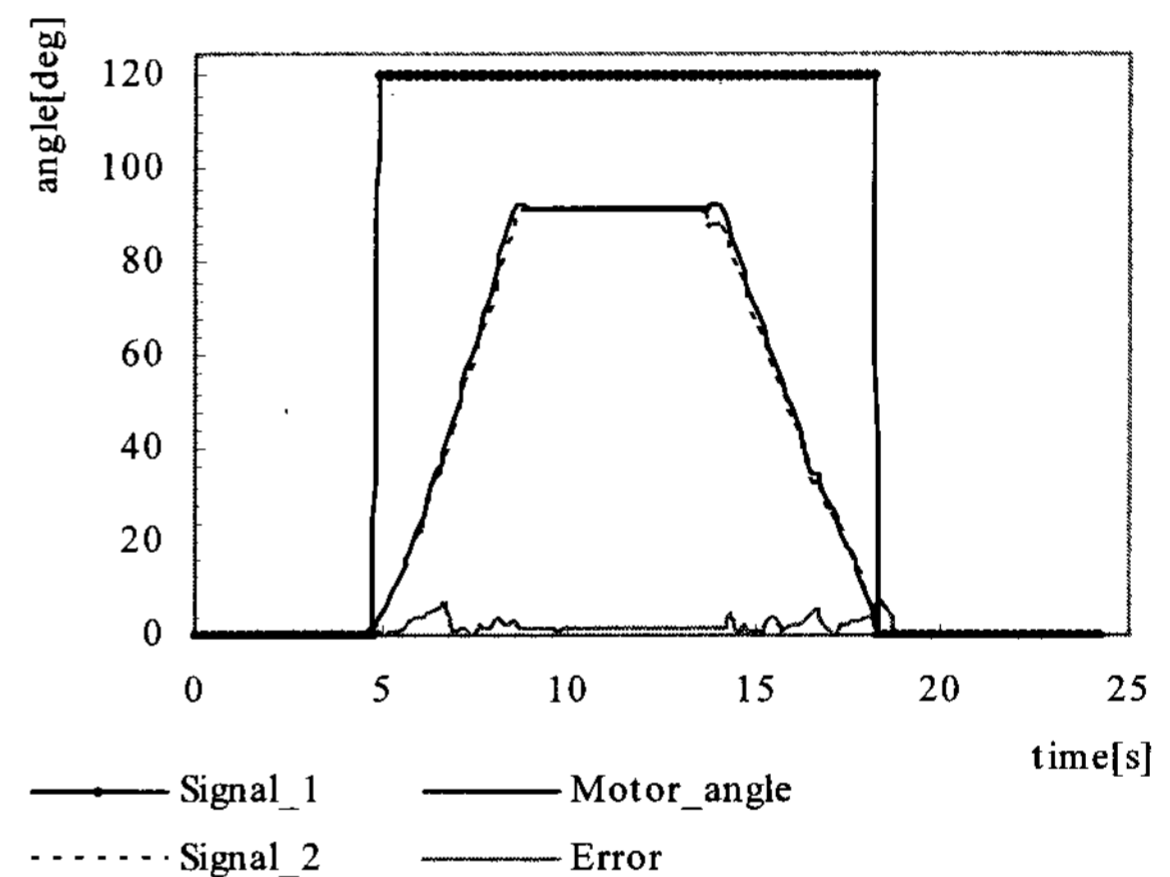


그림 9. a) 제어기 없는 여성의 굽히기와 펴기  
Fig. 9. a) Flexion and extension of women without controller.

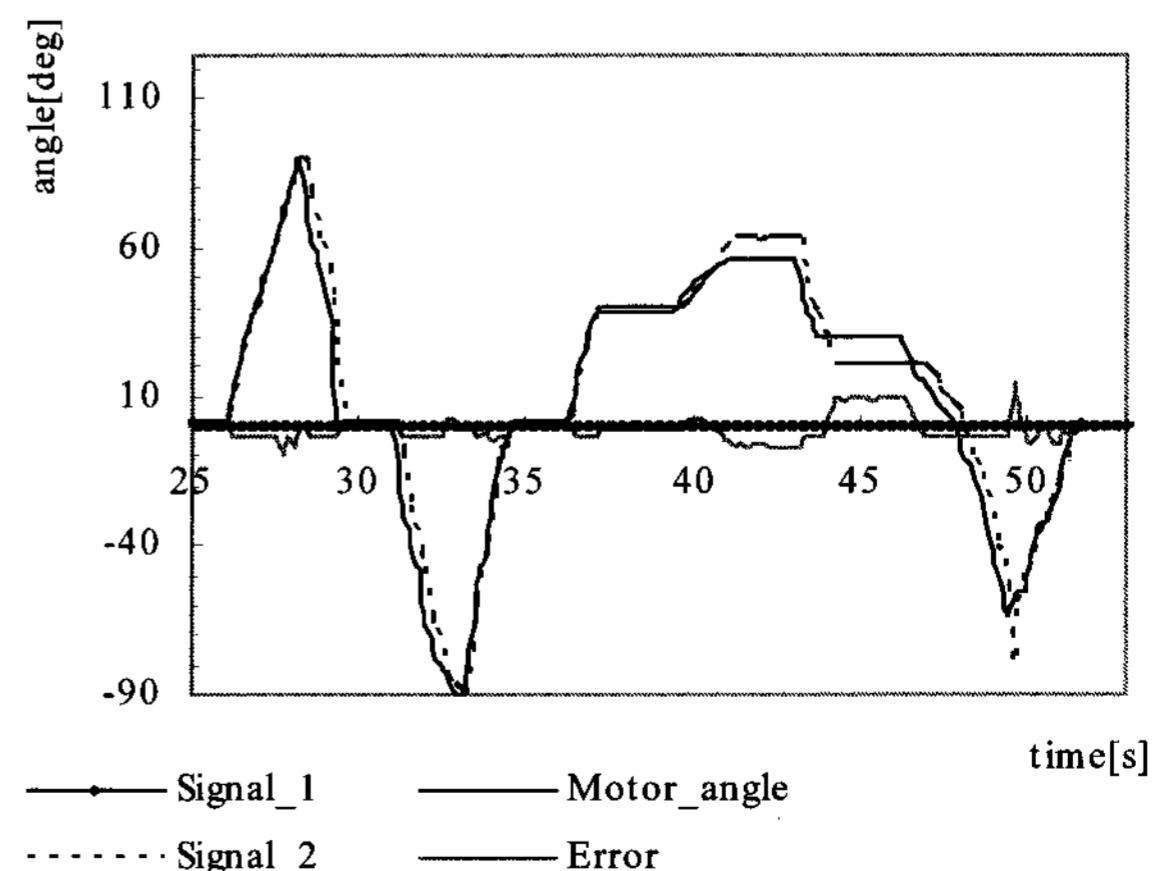


그림 9. b) 제어기 없는 여성의 내전과 외전  
Fig. 9. b) Pronation and supination of women without controller.

츄에이터의 각도이고 점선은 포텐서미터의 각도이다.

Fig. 9의 a)로부터 신호\_1은 Low에서 High로만 변하고 있고, 신호\_2는 팔 운동에 따라 여러 형태로 변하고 있다. 즉 팔의 운동은 정상상태에서 굽히기 정지 그리고 펴기 운동을 순서대로 진행하고 있다. b)에서는 신호\_1은 변하지 않고 단지 신호 2만 변하고 있다. 이 때 신호\_2로부터 팔은 정상상태에서 약 3초 동안 빠르게 외전과 내전 운동이 발생하고, 32초 이후부터 다시 3초 동안 내전과 외전 운동이 발생됨을 알 수 있다. 그리고 약 37초 후부터 외전 운동이 연속적으로 두 번 발생된 후 내전 운동 후 원래의 상태로 됨을 알 수 있다. 따라서 2개의 센서 신호만으로도 운동이 구별되어 진다.

또한 Fig. 9 a)의 경우 팔의 운동 위치가 굽히기와 펴기 운동이 발생하는 지점에서 가장 큰 에러가 측정되었다. 매우 단순한 운동이지만 센서의 노이즈에 의해 발

생된 위치 에러는 약 6도 이다. 또한 Fig. 9 b)에서는 처음에는 위치가 일치하였지만 근육의 운동 상태가 불안정한 모습을 보인 시점부터 에러가 발생한 이후 계속 누적되어 최대 14도 까지 측정되었다.

따라서 에러를 감소하기 위해 제어를 사용하여 재 측정하였다. 이것은 Fig. 10 a)와 b)에 나타낸다.

제어를 사용한 Fig. 10의 a)는 굽히기와 펴기 운동으로서 이전의 결과와 비교해 보면 위치 에러가 약 5도 이내로 감소하였고, b)의 내전과 외전 운동에서도 3도 이내로 감소하였다. 이로서 제어를 사용한 경우에는 팔의 위치가 변하여도 매우 근사한 위치 값을 추정할 수 있다.

두 번째 실험자는 30대 중반의 남성으로 이전과 동일한 실험을 하여 측정된 결과를 Fig. 11에 나타낸다.

Fig. 11의 a)는 굽히기와 펴기 운동 중 발생한 위치

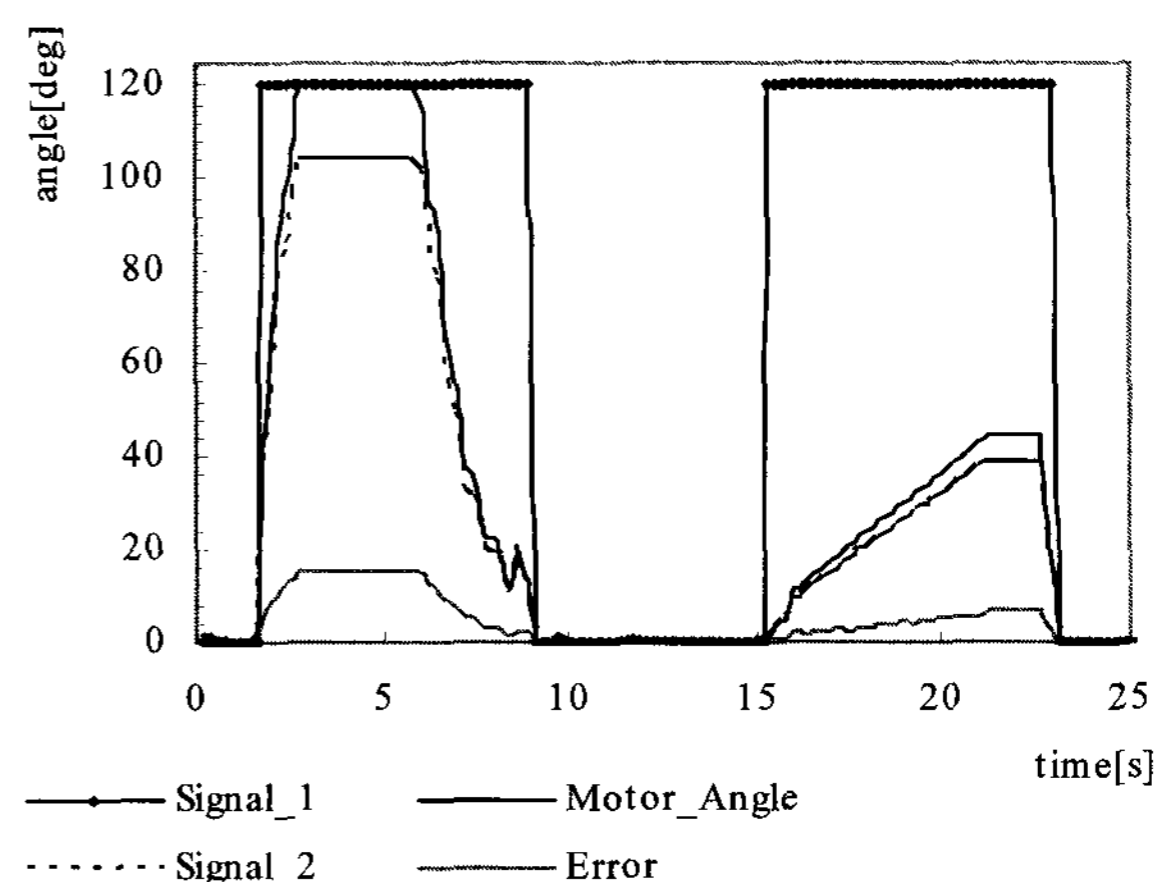
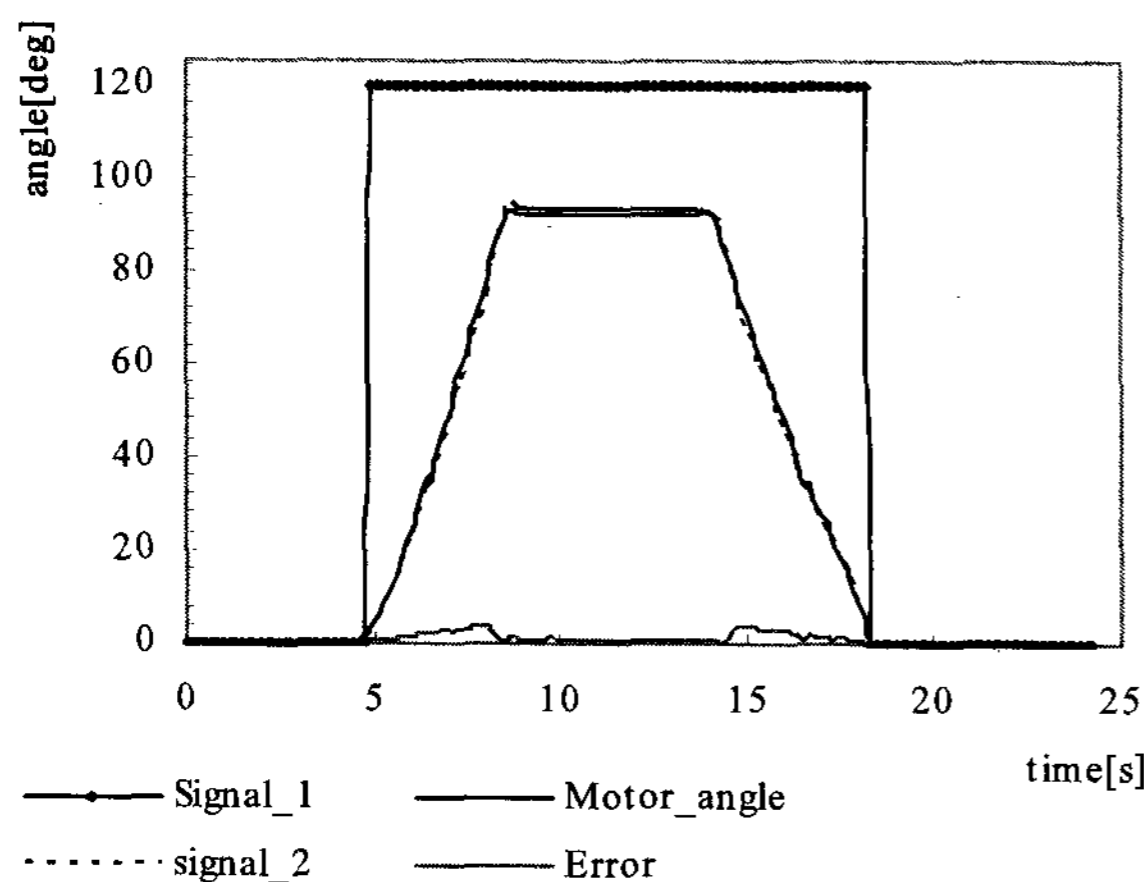


그림 10. a) 제어를 사용한 여성의 굽히기와 펴기  
Fig. 10. a) Flexion and extension of women with controller.

그림 11. a) 제어기 없는 남성의 굽히기와 펴기  
Fig. 11. a) Flexion and extension of men without controller.

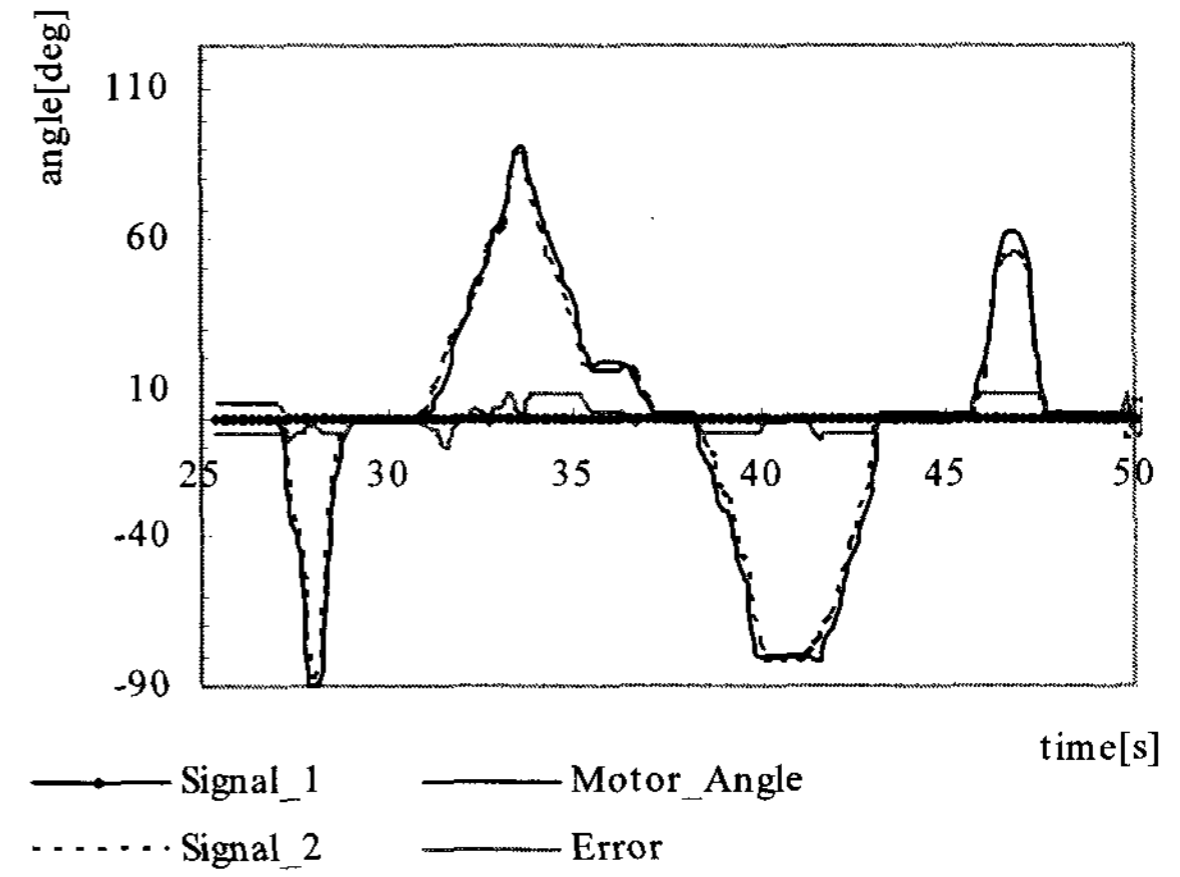
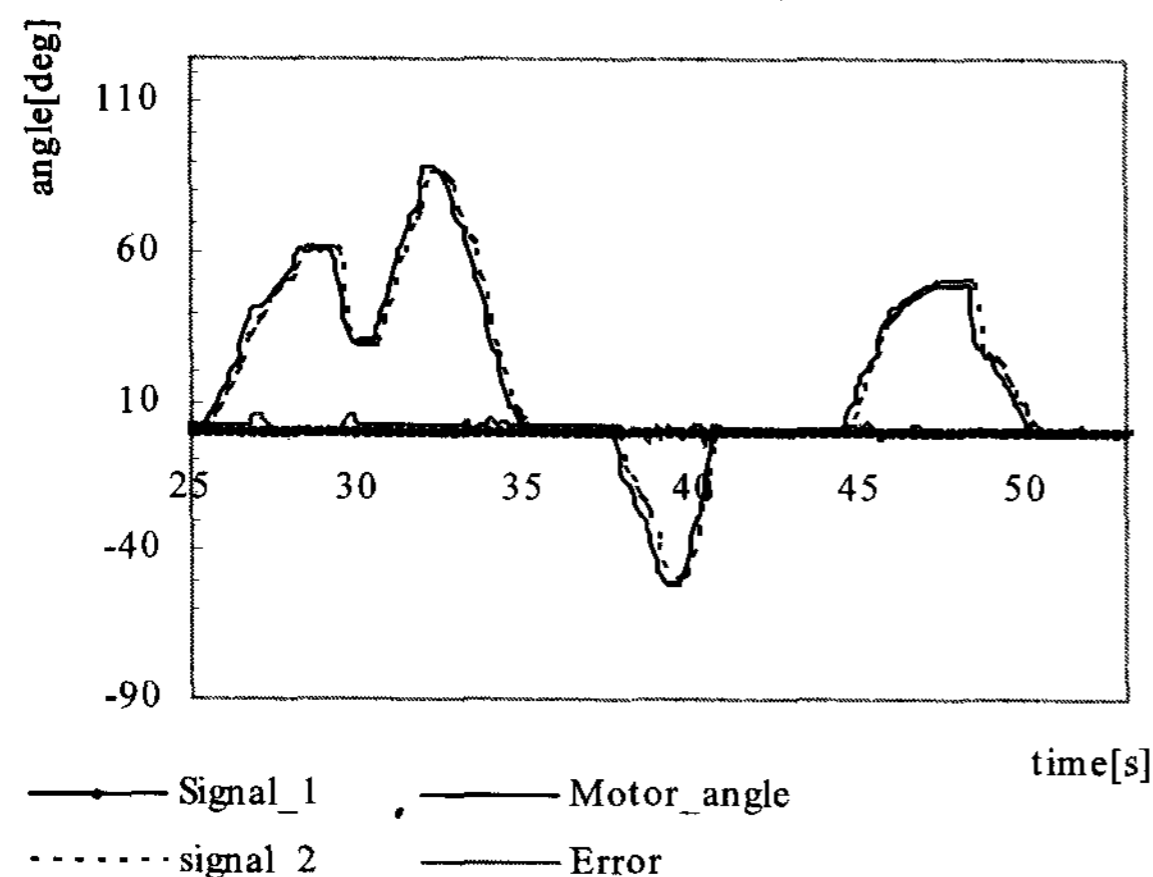


그림 10. b) 제어를 사용한 여성의 내전과 외전  
Fig. 10. b) Pronation and supination of women with controller.

그림 11. b) 제어기 없는 남성의 내전과 외전  
Fig. 11. b) Pronation and supination of men without controller.

이고 b)는 내전과 외전의 운동 중 측정된 위치이다. 이 때 x축은 시간[s], y축은 각도[deg]를 나타내고, 실선은 액추에이터의 각도이고 점선은 포텐서미터의 각도이다.

Fig. 11의 a)와 b)에서도 이전의 결과와 동일하게 신호\_1은 굽히기와 펴기 운동 중에만 변하고 있어 2개의 센서 신호만으로도 동작을 구별할 수 있다. a)로부터 먼저 굽꼭이 발생하여 10초 이내에 운동이 완료되었다. 이 때 약 4초 동안 105도를 유지하고 있지만 센서의 값이 70도 부근에서 회전 관성이 발생하여 오차가 발생하였고 최대 15도로 측정되었다. 이후 15초 후에 약 40도 정도의 굽히기 운동이 발생되고 2초 이내에 원위치로 복귀되고 있다. 이 경우 움직이는 속도가 느려 모터에서 떨림이 발생하여 오차가 나타났다. 이와 같이 빠른 속도와 느린 속도에서 운동하는 경우에도 오차는 발생되었다. b)의 운동은 먼저 내전 운동이 발생하고 약 32

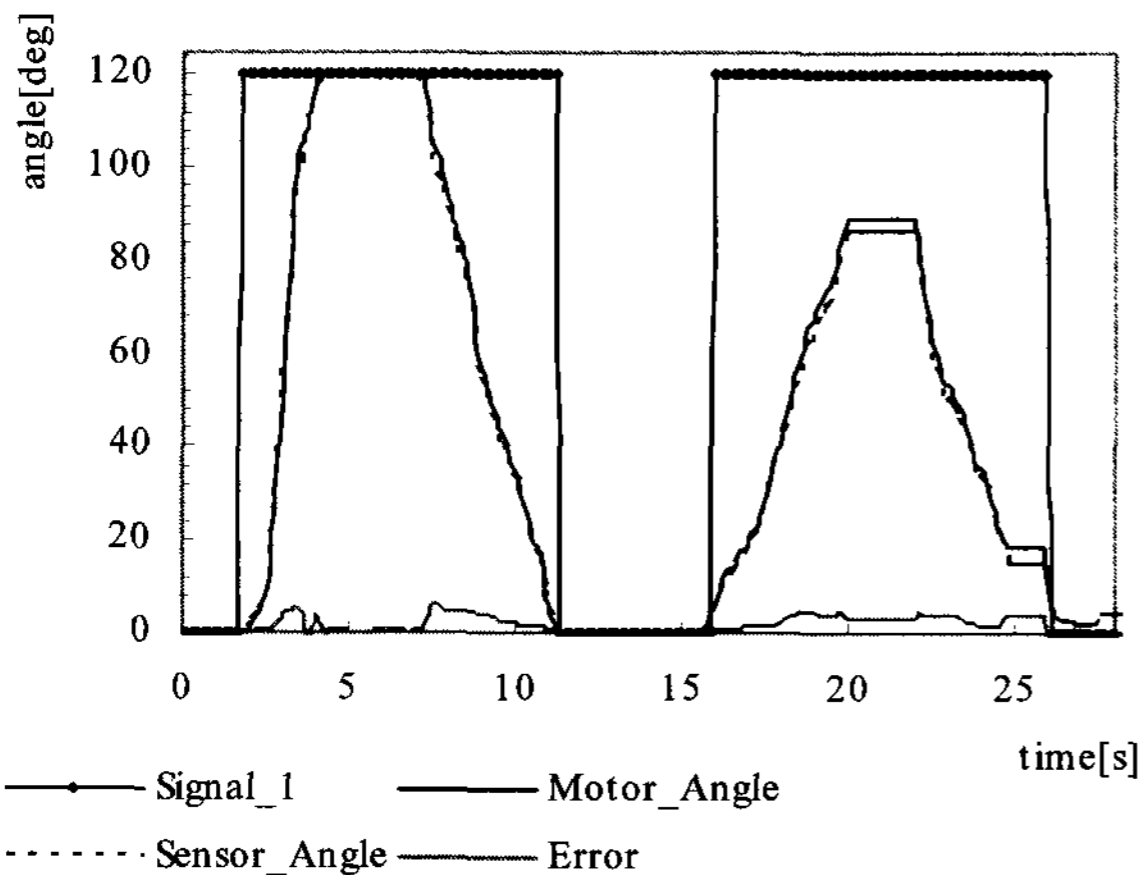


그림 12. a) 제어기를 사용한 남성의 굽히기와 펴기  
Fig. 12. a) Flexion and extension of men with controller.

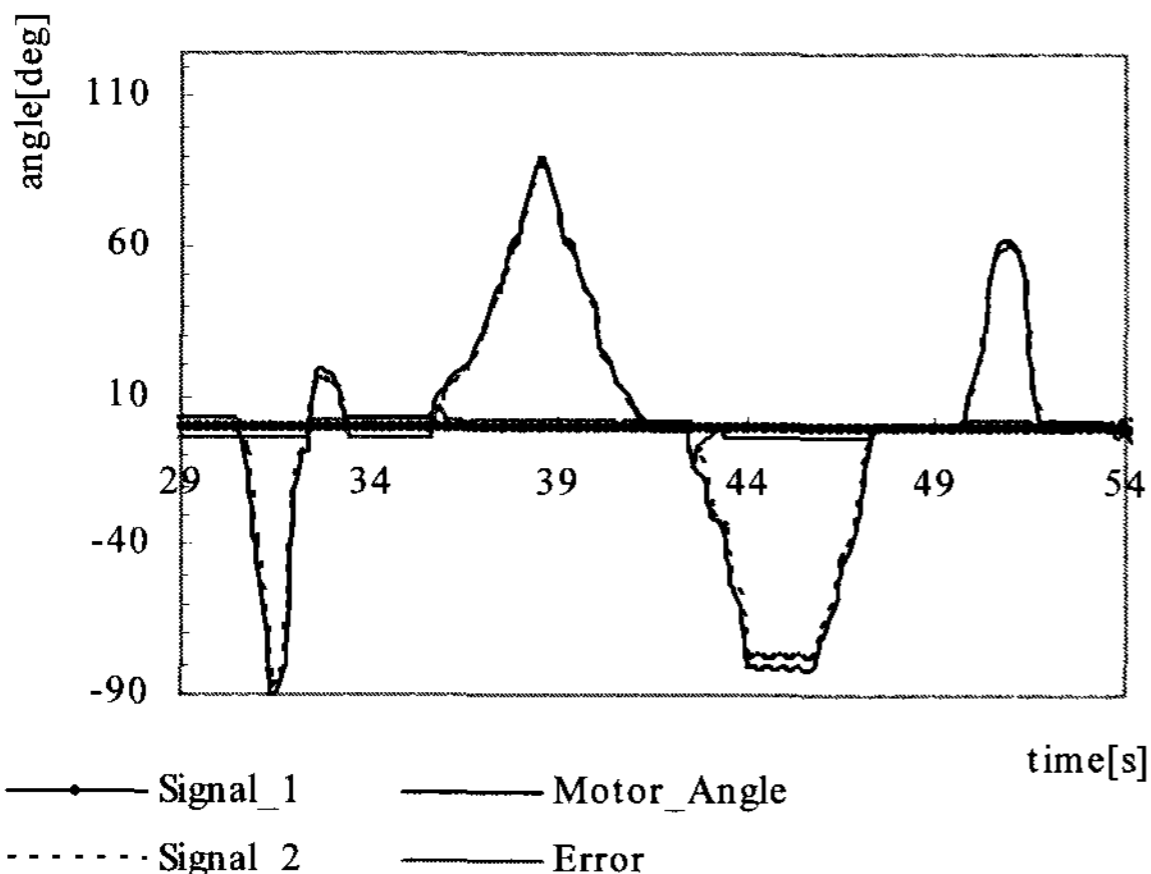


그림 12. b) 제어기를 사용한 남성의 내전과 외전  
Fig. 12. b) Pronation and supination of men with controller.

표 3. 측정된 최대 에러값

Table 3. Maximum error between real\_arm and artificial\_arm.

	Flexion & Extension		Pronation & Supination	
	No Controller	Controller	No Controller	Controller
man	15°	5°	9°	3°
women	6°	4°	14°	4°

초 후에 외전 운동이 발생되고 있으며 동일 운동이 2회 반복되고 있다. 또한 측정된 최대 위치 에러는 약 9도 이었다.

측정된 위치 에러를 감소하기 위해 제어기를 사용하여 재 측정된 결과는 Fig. 12의 a)와 b)에 나타낸다.

제어기를 사용하는 경우 센서 신호의 변화에 대해서도 인공 팔은 적절히 반응하여 굽히기와 펴기 운동에서는 4도 이내로 감소하였고, 내전과 외전 운동인 b)에서도 3도 이내로 감소하였다.

이상의 실험으로부터 실제 팔의 위치와 보철용 팔의 위치에서 발생된 오차는 여러 가지 원인에 의해 발생되었고 최대 오차는 15도까지 측정되었다. 따라서 본 연구에서 사용된 펴기 제어기를 이용하여 발생된 최대 오차를 측정하여 비교하였고 이를 표 3에 정리하여 나타내었다.

### VII. 결 론

본 연구에서는 근육의 탄력성을 이용하여 팔 동작을 구별하고 위치를 능동적으로 제어하기 위한 방법을 연구하였다. 그리고 방법의 효용성을 검토하기 위해 실험을 하였으며 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 근육의 탄력성을 측정하기 위해 사용된 굽힘 센서 2개를 정상인의 왼팔에 단단히 부착하여 팔의 4가지 동작을 구별하였고, 구별된 신호로부터 팔의 위치를 측정하였다.
2. 위치 측정 실험을 통해 인공 팔의 운동 중 모터의 회전 관성, 센서 신호의 노이즈 등으로부터 위치 에러가 발생하였고 이를 감소하기 위해 펴기 PID 제어기를 사용하여 5도 이내로 위치 오차를 감소시켰다.
3. 구부러짐을 측정할 수 있는 굽힘 센서를 이용한 동작 구별 방법은 모든 사용자들에게 특별한 수학적 모델링, 확률적 통계적 등의 소프트웨어적인 방

법 혹은 하드웨어적인 방법 등의 별도의 가공 프로세서 없이 신호를 규칙화할 수 있을 것으로 판단된다. 이는 향후 보완된 연구를 통해 재 입증할 것이다.

### 참 고 문 헌

- [1] 2004년 보건복지백서, 보건복지부.
- [2] Kreifeldt, J., "Signal versus noise characteristics of filtered EMG used as a control source," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. BME-18, pp. 16-22, 1971.
- [3] Stulen, F.B., Luca, C.J., "Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity," *IEEE Tran. Biomedical Engineering*, Vol. BME-28, pp. 515-523, 1981.
- [4] Xiong, F.Q., Shwedyk, Ed., "Some aspects of nonstationary myoelectric signal processing," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. BME-34, pp. 166-172, 1987.
- [5] Studer, R.M., "An algorithm for sequential signal estimation and system identification for EMG signals," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. BME-31, No. 3, pp. 285-295, 1984.
- [6] Markhoul, J.D., "Linear Prediction: A tutorial review," *Proceedings IEEE*, Vol. 63, pp. 561-579, 1975.
- [7] Atal, B.S., "Effectiveness of linear prediction characteristics of the speech wave for automatic speaker identification and verification," *JASA.*, Vol. 55, pp. 1304-1312, 1974.
- [8] Kiryu, T., Saitoh, S., Ishioka, K., "Investigation on parametric analysis of dynamic EMG signals by a muscle-structured simulation model," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. BME-39, pp. 280-288, 1992.
- [9] O'Neill, P.A., "Myoelectric signal characteristics from muscles in residual upper limbs," *IEEE Trans. Rehabilitation Engineering*, Vol. 2, No. 4, 1994.
- [10] Sheriff, M.H., "Effects of load on myoelectric signals : the ARMA representation," *IEEE Trans.*, Vol. BME-28, pp. 411-416, 1981.
- [11] Wirta, R.W., Taylor, D.R., Finley, F.R., "Pattern recognition arm prostheses : A historical perspective-A final report," *Bull Prothes. Research*, pp. 8-35, 1978.
- [12] Hannaford, B., Lehman, S., "Short time fourier analysis of the electromyogram : Fast movements and constant contraction," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol BME-33, No. 12, 1987.
- [13] Troilo, R.J., Moskowitz, G.D., "Theoretical development of a multichannel time-series myoprocessor for simultaneous limb function detection and muscle force estimation," *IEEE Trans, Biomedical Engineering*, Vol. BME-36, No. 10, pp. 1004-1017, 1989.
- [14] Park, S., Lee, S., "EMG Pattern Recognition based on Artificial Intelligence Techniques," *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 6, No. 4, 1998.
- [15] Kelly, M.F., Parker, P.A, Scott, R.N., "The application of neural networks to myoelectric signal analysis: A preliminary study," *IEEE Trans Biomedical Engineering*, Vol. 37, No. 3, pp. 221-230, 1990.
- [16] Ozyilmaz, L., Yildirim, T., Seker, H., "EMG Signal Classification Using Conic Section Function Neural Networks," *International Joint Conference on Neural networks*, Vol. 5, pp. 3601-3603, 1999
- [17] Al-Assaf, Al-Nashash, Y., "Myoelectric signal segmentation and classification using wavelets based neural networks," 2001. *Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 2, pp. 1820 -1823, 2001.



저 자 소 개



**안 영 명**(정회원)  
 1994년 중앙대학교 기계공학과  
 학사 졸업.  
 1997년 중앙대학교 기계공학과  
 석사 졸업.  
 2001년 중앙대학교 기계공학과  
 박사 졸업.

1998년~현재 서일대학 자동차과 교수  
 2005년~현재 서일대학 산학협력단  
 기술지원센터장  
 <주관심분야 : 신호처리, 시스템, 보행로봇>



**유 재 명**(정회원)  
 1998년 서울산업대학교 기계설계  
 학과 학사 졸업  
 2000년 중앙대학교 기계설계학과  
 석사 졸업  
 2006년 중앙대학교 기계공학부  
 박사 졸업

2002년~2003년 중앙대학교 미래신기술연구소  
 연구원  
 2003년~2006년 중앙대학교 교육조교  
 2006년~현재 차세대지능형로봇인력양성센터  
 선임연구원  
 <주관심분야 : 복지/Bio 로봇, 극한작업용 로봇,  
 인간-머신 인터페이스 제어 알고리즘>