

## 상지절단 장애인용 전동의수에 관한 연구

대불대학교 물리치료학과 · 연세대학교 대학원<sup>1)</sup>

김 명 회 · 장 대 진<sup>1)</sup>

### A Study of the Myoelectronic Hand for a Hand Amputee

Kim, Myung-Hoe Jang · Dae-Jin<sup>1)</sup>

*Dept. of Physical Therapy, Daebul University*

*Graduate school, Yonsei University<sup>1)</sup>*

#### -ABSTRACT-

This purpose of this study was to design the effect of recovering of a hand amputees by Myoelectronic hand .

It was designed with 2 degree of freedom in the laboratory.

Myoelectronic hand had only one degree of freedom and one movement until now. Also this myoelectronic hand had multi-joint and it could move widely.

Wire was used in transmission. Myoelectronic hand data was obtained by analyzing hand anatomically and measuring and that data was applied when it was designed. PID controller of Myoelectronic hand was used to it. Displacement control was applied the first link.

Experiment was accomplished in Tip grasp, Power grasp and Hook grasp modes. Displacement control was good in low frequency. Velocity control was applied to each mode.

The objective of the study was to develop more better multifunction myoelectronic control strategies.

A myoelectronic hand with a hand amputees could do some jobs such as grasping materials, lifting weighting, holding cup and etc.

As a result of this study, all subjects with hand amputees significantly improved in ADL. Further studies were needed to evaluate the effect of a myoelectronic hand with more precise laboratory equipment .

---

**Key words** : Myoelectronic Hand; Amputee; ADL; Jamar Hand Dynamometer

## I. 서 론

오늘날 산업화 과정에서 교통사고, 산업재해, 그리고 선천적 장애인의 수가 증가 추세에 있다(통계청, 2001). WHO의 2001년 조사에 의하면 한 나라의 장애인 수는 대략 전 인구의 10% 정도로 간주하고 있다(WHO, 2001).

우리나라의 경우 2001년 보건복지부 통계에 따르면 전국 장애인수는 135만 명이라고 추정하고 있다.(통계청, 2001).

현대 과학의 발전과 복지분야에 많은 관심으로 여러 가지 전동의수가 개발되고 있으며 앞으로 장애인들을 위한 전동의수의 수요가 늘 것으로 예상하고 있지만 우리나라의 현실은 관심 부족으로 인하여 관련 분야의 기술은 선진국에 비해 현저히 뒤쳐져 있어서 외국에서 수입하는 실정이다(왕문성, 1990).

우리나라도 앞으로 의학과 공학의 응용분야인 재활공학분야에 관심을 갖고 체계화되어야 할 것이다(Doeringer 등, 1995).

사람의 손은 다양한 형태의 동작을 할 수 있다. 사람의 다양한 손동작 형태는 일반적으로 6개의 형태로 구성되어 있다고 보고되고 있다(Jerad 등, 1980). Fig. 1에서는 물체를 잡는 6개 동작을 보여주고 있다. 전동의수에서 가장 많이 사용되는 동작은 Power grasp와 Tip이다(김명희, 1990).

**Power Grasp** : 엄지손가락과 나머지 손가락들은 힘을 증가시키기 위해 구부러진다.

**TIP or Precision Pinch** : 엄지손가락과 검지손가락의 끝이 핀을 잡을 때의 동작이다.

**Hook Grip** : 가방을 들 때의 동작으로 지절간관절은 모두 구부러지고 중수관절은 펴진다.

**Pulp Pinch** : 검지와 엄지가 종이를 집을 때처럼 원위지절간관절에서 대립된다.

**Spherical Grasp** : 공을 잡을 때의 동작이다.

**Lateral Pinch** : 엄지는 열쇠를 돌릴 때처럼 검지손가락의 중절의 외측과 대립된다.

로봇 시스템의 그리퍼는 인간의 손과 비교될 수 있다. 자유도란 운동을 표현하는데 필요한 최소한의 독립변수 개수를 의미한다.

로봇의 손은 자유도에 의해 형상이 결정된다. 일반적으로 각각의 자유도는 하나의 관절이 필요하다 그래서 좀더 유연한 동작이 필요한 경우에는 부가적인 자유도가 필요하게 된다. 손목에서의 3개의 자유도는 말단장치에 충분한 유연성을 준다.

로봇의 손이 작업공간 내의 어떠한 점에서도 위치할 수 있게 하려면 총 6개의 자유도가 필요하다(왕문성, 1990).

뼈들과 관절 배열은 로봇 시스템에서 발견될 수 없는 인간 손의 기민성을 준다.

로봇은 단지 6개의 자유도로써 이러한 움직임은 구현하려고 하기 때문에, 로봇 시스템의 움직임은 서투르고 어색하게 보인다(kyberd 등, 1995).

기존의 전동의수는 Power grasp, Tip과 Hook의 기능이 가능하다. 이 중에서 Power grasp와 Tip의 동작은 원활히 수행할 수 있으나, Hook의 기능은 사용자가 전완을 굽힘으로서 가방 같은 물건을 들 수 있었다. 이와 같은 현상이 발생하는 이유는 각 손가락이 독립적으로 움직이지 않고 서로 구속되어 있기 때문이다(Thomas 등, 1991).

손의 악력을 측정 하는 악력계는 유압방식의 측정 기계이며 grip strength 힘을 정확 하게 측정하게 하는데 사용 된다(schmit 등, 1970)

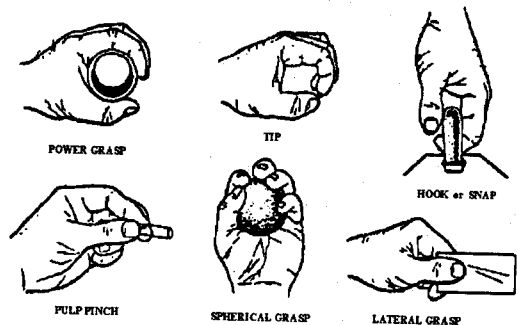


Fig. 1 Six generic grasp modes (schmit 등, 1970)

본 논문의 목적은 첫째 상지절단 장애인의 재활을 위하여 과거의 전동외수와는 전혀 다른 와이어구동 전달장치와 두 개의 서보모터를 사용해서 좀 더 다양하고 섬세한 손동작이 가능한 전동외수의 개발을 연구 하는데 있다.

전동외수의 구동 제어기는 간단한 PID 제어기를 사용 하였고 전동외수 설계시 6가지 기본적인 손동작을 분석하고 인장력 실험을 통해서 얻어진 자료를 활용 하여 손가락관절 링크의 위치제어를 수행하였으며 여러 가지 관점에서 전동외수의 동작을 분석 하였다.

둘째 전동외수의 전완 소켓의 크기에 따른 전동외수로 물건을 잡는 악력과 상관관계를 알아보고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구대상 및 장소

본 연구는 2001년 8월부터 200년 12월까지 5개월간 서울지역의 대학병원과 보장구센터에서 10명의 남자 상지절단 장애인을 대상으로 전동외수를 착용한 상태의 동작과정을 실험적으로 연구 하였다.

연구대상자들은 절단장애 이외에 다른 질환은 없었으며 연구자의 지시를 잘 이해하고 동의하였다.

### 2. 연구방법

#### 1) 연구설계

상지절단환자에게 필요한 첨단외수를 설계 제작 하고 환자에게 착용 훈련과 기능 실험을 하였다.

전동외수의 구동 제어기는 간단한 PID 제어기를 사용 하였고 전동외수 설계시 6가지 기본적인 손동작을 분석하고 인장력 실험을 통해서 얻어진 자료를 활용 하여 손가락관절 링크의 위치제어를 수행하였으며 여러 가지 관점에서 전동외수의 동작을 5가지 관점에서 실험 분석 하였다.

#### 2) 측정기구 및 연구결과의 분석

grip strength를 측정하는 기구는 New Jarmar Hand Grip Dynamometer (J.A. Preston,Co.)를 사용 하였고 통계학적 데이터 분석은 피어슨 상관계수 (standard pearson correlation coefficients)를 사용 하였다.

### 3. 전동외수의 제어시스템

본 연구의 근원적 목표는 사람손의 기능에 근접한 외수를 개발하데 있다. 본 전동외수의 기계적 메카니즘의 특징은 각 손가락 관절이 움직일 수 있다는 것이고, 2개의 서보모터를 사용한다는 것이다.

기존의 전동외수는 1개의 서보모터를 사용했기 때문에 1가지 기본 동작만이 가능했다. 그렇기 때문에 제한된 손동작만이 가능하였다. 이러한 문제점을 보완하기 위해 본 연구에서는 2개의 서보모터를 사용 하였다.

본 논문에서 개발되는 전동외수는 2가지 이상의 기본 동작이 가능하다.

본 전동외수는 와이어구동 전달장치로 설계하였다. 와이어와 폴리로 구성되어 있어서 각 손가락 관절이 움직일 수 있다. 각 손가락 관절이 움직일 수 있다는 것은 사람의 손가락 운동과 근접한 동작이 가능 하게 되었다.

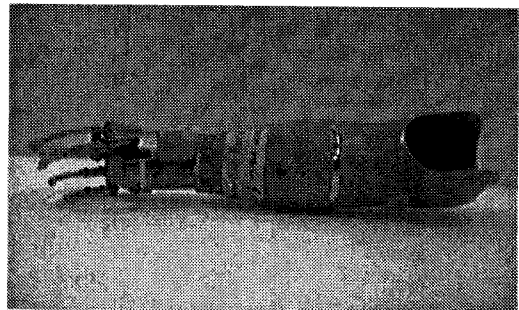


Fig. 2 Desired prosthetic hand (김명희, 1990)

본 논문의 전동외수는 와이어구동 전달장치로 되

어 있기 때문에 각 손가락 관절의 구동 비율을 정해야 한다.

손가락 관절의 구동하는 비율은 Fig. 2와 같이 사람 손의 손가락 관절 각도를 측각기(goniometer)로 측정해서 정하였다.

본 전동의수의 첫 번째 두 번째와 세 번째 각각의 관절 비율은 2.1:1.7:1 이다.

이 동작을 최적의 상태로 본 이유는 본 연구에 있어서 가장 중요한 손동작은 2가지이다. 그 중에서 이러한 동작이 가장 근본이 되는 동작이기 때문이다.

실제 전동의수 설계에 있어서 손가락관절의 길이, 엄지손가락의 위치에 대한 데이터는 기존의 전동의수를 참고로 실제 사람의 손가락을 실제로 측정하여 얻어졌다.

#### 4. 기구학적 분석과 운동방정식

본 논문은 관절 축과 평행한 축을 좌표축의 z축으로 삼고 각 링크의 관계를 관절 사이의 공통 법선의 길이인  $a_i$  관절을 따라 좌표계가 이동한 거리인  $d_i$ , z축을 중심으로 x축이 돌아간 각  $\theta_1$ 와 x축을 중심으로 z축이 돌아간 각도  $a_i$ 로 결정하는 방법인 D-H Notation을 사용하여 손가락 관절에 대한 Kinematics를 해석하고자 한다.

Fig. 3은 손가락 관절을 기구학적 분석을 위해 나타낸 그림이다.

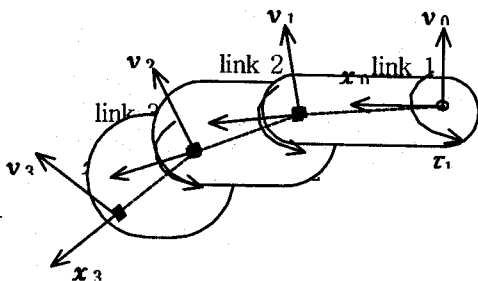


Fig. 3. Kinematic of finger (Doeringer 등, 1995)

Fig. 3. Kinematic of finger (Doeringer 등, 1995)

각 관절의 이전좌표를  $X_{i-1}$ 라 하고 현재좌표를  $X_i$  이라 했을 때 좌표변환은 다음과 같이 Homogeneous 행렬 곱의 형태로 표시된다.

$$X_{i-1} = A_i^{-1} X_i \quad (1)$$

link 1에서 손가락 끝단까지는 3개의 관절로 이루어져 있으므로 식 (2)와 같이 변환공식이 성립하고 변환행렬로 나타내면 식 (3)과 같이 나타낼 수 있다.

$$T = A_1^0 A_2^1 A_3^2 \quad (2)$$

$$T = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n H_{ij} \dot{q}_i \dot{q}_j \quad (3)$$

$$U = - \sum_{i=1}^n m_i \underline{g}^T \underline{r}_{0, c_i} \quad (4)$$

$$T = \begin{bmatrix} & & & l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \cos \theta_1 \\ \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \cos \theta_1 \\ & & & l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \sin \theta_1 \\ \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \sin \theta_1 \\ & & & \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ & & & \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

link 1에서 손가락 끝단에서의 좌표를 구하면 식 (4)와 같이 나타낼 수 있다.

$$X = \begin{bmatrix} l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \cos \theta_1 \\ l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \sin \theta_1 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

그런데 앞에서 첫 번째, 두 번째, 세 번째 관절의 구동비율이 2.1:1.7:1이라고 했으므로 다음과 같이 간단히 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} \theta_2 &= 0.833 \theta_1, \quad \theta_3 = 0.496 \theta_1 \\ x &= l_3 \cos 2.329 \theta_1 + l_2 \cos 1.833 \theta_1 + l_1 \cos \theta_1 \\ y &= l_3 \sin 2.329 \theta_1 + l_2 \sin 1.833 \theta_1 + l_1 \sin \theta_1 \end{aligned} \quad (7)$$

$$\sum_{j=1}^n H_{ij} \ddot{q}_j + \sum_{j=1}^n \sum_{k=1}^n h_{ijk} \dot{q}_j \dot{q}_k + G_i = \tau_i \quad (8)$$

$$H = \sum_{i=1}^2 (m_i J_L^{(i)T} J_L^{(i)} + J_A^{(i)T} I_i J_A^{(i)}) \quad (9)$$

## 5. 전동외수 구동 제어기 설계

본 논문에서 사용된 전동외수의 구동을 위한 제어기는 PID 제어기이다. PID 제어는 비교적 이론이 간단하면서도 전동외수와 같은 정밀제어계에 서보모터와 시스템을 갖추어 사용되고 있으며 정밀 제어에 효과적인 장점을 가지고 있다(Doeringer 등, 1995).

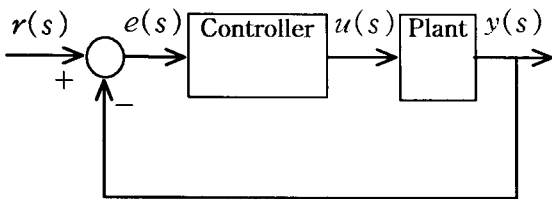


Fig. 4 Block diagram of PIDcontrol(schmit 등, 1970)

Fig. 4는 검지의 구동장치의 내부구조를 나타내며 첫 번째 관절과 서보모터는 와이어로 구동된다.와이어 구동장치의 감속비는 10:1이고 와이어의 지름은 0.8mm인 스테인레스 와이어이다.

Fig. 5는 손가락 관절의 단면도를 보여주고 있으며 Fig. 6은 전동외수의 실험장치를 개략적으로 나타내

고 있다.

실험장치는 PC에서 나온 신호를 증폭하여 나온 신호를 전동외수에 입력하고 정밀한 각도분할기인 엔코더(encoder)에서 나온 신호는 다시 전동외수로 피드백 시켜준다.

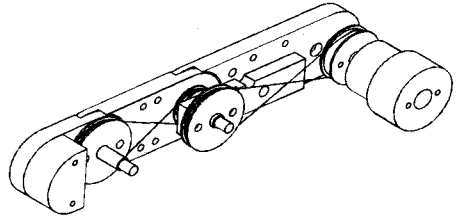


Fig. 5 Transmission of prosthetic hand (schmit 등, 1970)

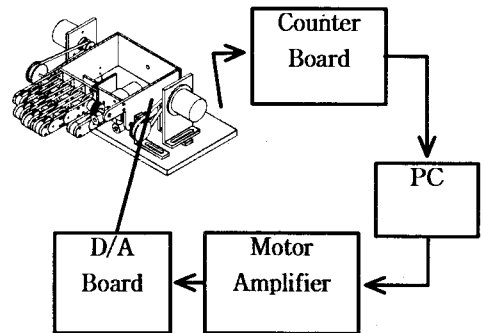


Fig. 6 Diagram of experiment equipment(schmit 등, 1970)

## 6. 손가락 관절의 위치제어 실험

Fig.6은 PID 제어기를 사용해서 전동외수의 손가락 관절인 검지와 엄지에 대하여 정확한 위치 제어를 실험 하는 시스템이다.

실험은 검지와 엄지에 대해서 0.1Hz~0.6Hz 범위의 주파수 범위내에서 cosine 궤적추종 실험을 하였다. 엄지의 각변위는 10 로 하였고 검지의 각변위는 15 로 하였다. 이처럼 엄지와 검지의 각변위 차이를 둔 이유는 검지가 엄지보다 더 많이 구동되기 때문이다.

데이터 값은 첫 번째 링크에 부착된 엔코더의 값을 피드백하여 각각의 상태를 측정하여 각각의 상태에 대해서 응답특성을 비교, 분석하였다.

### III. 연구 결과

#### 1. 전동의수 검지의 위치제어 실험

Fig. 7은 두사람의 상지절단 장애인의 전동의수 검지 손가락의 첫 번째 링크의 주파수를 0.15Hz~0.6Hz로 cosine 값을 주었을 때 12초 내에서 궤적이 어떻게 추종하는지를 분석 하였다.

주파수 0.15~0.4Hz에서는 약간의 위상차와 과소 응답을 보였으나 0.5Hz 이상에서는 위상차와 과소 응답이 심하게 나타났다.

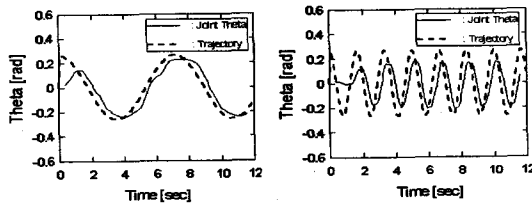


Fig. 7 Position Control of Following cosine trajectory at 0.15Hz to 0.6Hz for index finger

주파수 0.2Hz까지는 최대 변위의 약 85%까지 따라갔으나 주파수 0.6Hz에서는 약 65% 정도 도달하였다.

위상차는 주파수별로 큰 차이는 보이지 않았다. 이러한 이유는 검지에 연결된 손가락이 시지, 중지, 환지가 모두 결합되어 있어서 손가락 관절간의 관성이 크기 때문이다.

#### 2. 전동의수 엄지의 위치제어 실험

Fig. 8는 두사람의 상지절단 장애인의 전동의수 엄지 손가락의 첫 번째 링크에 앞에서와 마찬가지로 cosine 값을 주었을 때 궤적이 추종하는 값을 나타낸

결과이다.

주파수 0.1~0.3Hz에서는 약간의 위상차만 보였으나 주파수 0.4Hz 이상에서는 위상차가 크게 나타났고 주파수를 높이면 과소응답이 더 심하게 나타났다.

대체적으로 주파수 0.3Hz내에서는 0.3초 내에서 시간 지연이 발생했으나 0.4Hz 이상이 되면 0.5초의 시간 지연이 발생하면서 정확히 따라가지 못했다. 이렇게 시간지연이 발생하는 이유는 서보모터와 연결된 웜 기어의 백래쉬 때문이다.

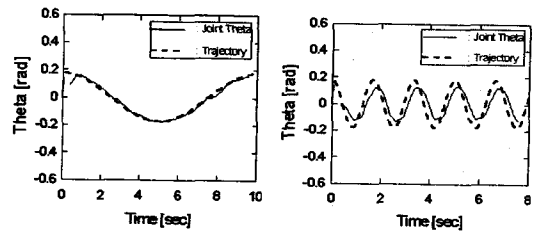


Fig. 8 Position Control of Following cosine trajectory at 0.1Hz to 0.6Hz for thumb

#### 3. 움켜잡는(Power grasping) 동작실험

이 동작은 두사람의 상지절단 장애인의 전동의수와 기존 전동의수의 가장 일반적인 동작이다. 엄지 손가락과 그 외의 나머지 손가락은 물체에 힘을 가하기 위해 모두 구부러져 있으며 6가지 손동작 중에서 가방을 들어올리는 동작과 함께 물체에 힘을 많이 가하는 동작이다.

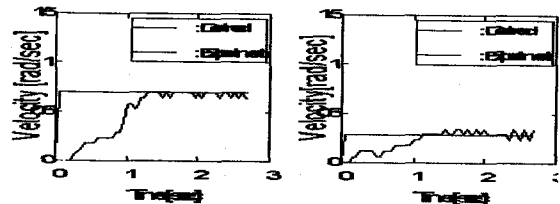


Fig. 9 Velocity control in power grasping mode

이러한 동작을 구현하기 위해서 검지손가락과 엄지손가락의 속도를 달리 하였다. Fig. 9에서 처럼 왼쪽의 검지 손가락의 속도는 0.7 rad/s 이고 엄지손가

락의 속도는 0.3 rad/s 이다. 이렇게 속도가 다른 이유는 두 손가락에서의 서보모터의 감속비가 다르기 때문이다.

#### 4. 가방 드는(Hooking) 동작실험

두사람의 상지절단 장애인의 전동외수로 가방과 같은 무거운 물건을 들어올리는 동작은 기존 전동외수에서도 가능한 동작이었다. 하지만 사용자가 물건을 들어올릴 때 팔을 안쪽으로 굽힌채로 물건을 들어올려야 했다. 왜냐하면 기존 전동외수의 손동작은 언제나 Power grasping 또는 Tip 동작만 취하기 때문이다.

본 전동외수는 엄지손가락과 검지 손가락이 독립적으로 구동되기 때문에 이러한 현상을 어느 정도 개선할 수 있었다.

앞 실험과 비교하면 검지 손가락의 속도는 같고 엄지손가락은 0.3 에서 0.45 rad/sec 으로 증가시켰다.

Fig. 10은 Hooking mode일 때의 속도 제어 실험 결과이다.

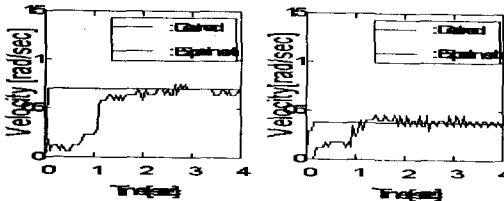


Fig. 10 Velocity control in hooking mode

기존 전동외수의 악력(grip force)은 0~90N의 범위를 가지고 있다. 본 논문에서는 80N을 설계치로 하였다.

본 실험에서의 최대 악력은 50N이다. 기존의수와 차이가 나는 이유는 재질의 변형 때문이다.

#### 5. 전동외수의 소켓크기에 따른 악력측정실험

Table 1을 보면 연구대상자 10명 모두 남자이며 평균연령은 31.8세 였으며 평균키는 164.2cm 였고 평균체중은 57.4kg 이었다.

Table 2. Correlation matrix for active 5 subjects

	Half circumference	Upper circumference	Mean strength
Half circumference	1.00		
Upper(n=10) circumference	.92	1.00	
Mean strength	.02	.02	1.00

\*p < .05

	Age(yr)		Height(cm)		Weight(kg)	
	Mean±SD	Range	Mean±SD	Range	Mean±SD	Range
Male (n=10)	31.8±7.5	20-51	164.2±5.6	150-170	57.4±20.4	47.7-67.7

Table 2를 보면 연구대상자가 사용하고 있는 전동외수의 소켓 크기와 전동외수로 잡은 악력간의 상관관계는 비교적 낮은 편 이었다.

$$( r = .02, p = .921, r = .02, p = .928 )$$

Table 3을 보면 연구대상자중에서 적극적인 상지 훈련을 한 사람의 경우는 Table 2의 경우 보다는 상관관계가 다소 높은 편이었다.

$$( r = .16, p = .521, r = .18, p = .468 )$$

Table 3. Correlation matrix for active 5 subjects

	Half circumferenc	Upper circumference	Mean strength
Half circumferenc	1.00		
Upper circumference	.91	1.00	
Mean strength	.16	.18	1.00

## IV. 고찰

근전도 신호를 이용하여 전동의수를 제어하는 방식은 다자유도 방법 등 여러 가지가 있다.

근전도제어 방법은 실용적인 관점에서의 제어방법과 TSS제어제어방식, OSSI제어방법 등이 있다 (Kuribayashi 등, 1992).

각각의 근전도 제어방법마다 장단점이 있다. 전동의수를 제어할 때 최적의 방법은 간단히 단정할 수가 없다.

외부동력으로 작동하는 전동의수의 연구상황은 여러 가지가 있다. 근육의 수축작용시 나오는 생체전기의 파형을 신경회로망으로 이용하여 패턴 인식절차를 통하여 파형의 특성에 따라 제어하는 방법 (Abul-Haj 등, 1990)이 발표되었고, 근전도의 분산값과 영교차수의 특성 공간내에서 근수축 자세의 형태를 분류해놓고 파형과 기능을 선택적으로 제어하는 연구도 발표되었다(Li-Ren 등, 1996)

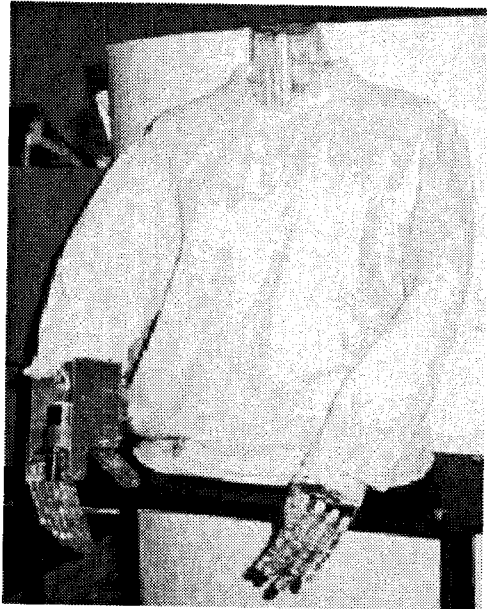


Fig. 11 Prosthetic hand on the plastic body

전동의수가 실용화 되려면 근육에서 발생하는 근전도 신호를 정확히 분석하고 인체 근육생리학의 깊이 있는 연구가 지속적으로 진행되어야 한다(Jerard, 1980)

또한 다기능 전동의수에서 더욱 적합한 새로운 근전도 제어방법이 지속적으로 연구되는 것이 절단 장애인인 ADL 향상에 매우 효과적이 될 것이다.

Fig. 11은 플라스틱 인체모형에 개발한 전동의수를 장착한 모습이다.

## V. 결론

본 논문은 장애인용 다관절 전동의수를 PID 제어를 사용해서 개발하고자 하였다.

전동의수가 사람 손을 대신하기 위해서는 여러 조건이 있는데 그 중에 하나가 사용하기 편리해야 한다는 것이다. 하지만 기존의 전동의수의 동작이 제한되어 있었다.

와이어구동 전달장치는 두 개의 서보모터를 이용해서 사람 손동작과 닮은 전동의수를 제작하려 하였다.

첫째, 인체손을 해부학적으로 분석하여 손동작의 기본 동작을 분석하였다. 이를 바탕으로 문제점을 분석하여 전동의수를 설계하였고 서보모터와 와이어를 선정하기 위해 와이어의 인장력 실험을 하였다. 폴리리튬과 링크 길이는 손의 길이를 측정하여 설계시에 고려하였다.

둘째, 제어기는 간단한 PID로 설계하였다. 실험으로는 첫 번째 링크의 위치제어를 행하였으며 연필을 잡을 때(Tip)와 움켜잡을 때(Power grasp), 그리고 가방을 들 때(Hook)에 대해서 전동의수의 동작을 살펴보았다. 위치제어는 낮은 주파수대역에서는 좋은 제어 성능을 보였으나 주파수가 높을수록 원하는 제어 성능을 보이지 않았다. 이는 힘기어와 힘이 완전히 밀착이 되지 않아 발생하였고 특히, 가방을 드는 동작에서는 설계치를 완전히 만족하지 못했는데



이도 같은 이유 때문이다.

셋째, 2001년 8월부터 200년 12월까지 5개월간 서울지역의 대학병원과 보장구센터에서 10명의 남자 상지절단 장애인을 대상으로 전동외수를 착용한 상태의 동작과정을 실험적으로 연구한 결과 전동외수의 소켓 크기와 전동외수로 잡은 악력간의 상관관계는 비교적 낮은 편이었다. ( $r=.02$ ,  $p=.921$ ,  $r=.02$ ,  $p=.928$ )

위와 같은 실험과정을 통해서 와이어구동 전달장치를 전동외수에 적용할 때 나타나는 문제점을 분석하고 최적의 설계기준을 제시하고자 하였으며 또한 각자의 스템프 상태에 따른 악력의 세기를 평가하였다. 차후 연구로는 와이어구동 전달장치를 이용한 전동외수에 촉각 및 힘제어 연구를 계속 진행할 예정이다.

### 참 고 문 헌

김명희. 장애자 재활용 인공손 개발에 관한 연구, 연세대학교 산업대학원 석사 졸업논문; 7-14, 1990.

김승재. 생체 전기 신호를 이용하는 자동외수와 제어 방법 개발. 포항공과대학교 대학원 석사 졸업 논문; 6-14, 1994.

왕문성. 보철용 인공 팔의 제어를 위한 표면 근전도 신호처리에 관한 연구, 연세대학교 대학원 박사 졸업 논문; 12-22, 1990.

통계청 연보. <http://www.nso.go.kr>, 2001.

Abul-Haj C.J, and Hogan N. Functional Assessment of Control Systems for Cybernetic Elbow Prostheses, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 37: 1025-1047, 1990.

Doeringer J, Hogan N. Performance of above elbow body-powered prostheses in visually-guided unconstrained motion tasks, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 42: 621-631, 1995.

Jerard R.B., Jacobsen S.C. Laboratory evaluation of a unified theory for simultaneous multiple axis artificial arm control, Journal of Biomechanical Engineering, August, 102: 199-207, 1980.

Kuribayashi K, Takahashi M, Taniguchi T. An upper extremity prosthesis using SMA actuator, Robot and Human Communication, Proceeding. IEEE International Workshop: 52-57, 1992.

Kyberd P.J., Holland O.E, Chappell P.H, Smith S, Tregidgo R. Bagwell P.J Snaitth M. MARCUS: A two degree of freedom hand prosthesis with hierarchical grip control. IEEE Transactions Rehabilitation Engineering, 31: 70-76, 1995.

Li-Ren Lin, Han-Pang Huang. Mechanism design of a new multifingered robot hand, Robotics and Automation, Proceedings. IEEE International Conference, 2: 1471-1476, 1996.

Schmit R.T., Poews J.V. Grip strength as measured by the Jamar dynamometer. Arch. phys. Med. Rehabil; 321-327, 1970.

Thomas H., Speeter. Primitive Based Control of the Utah/MIT Dextrous Hand, Proceeding of the 1991 IEEE International Conference on Robotics and Automation, April, 1991.

WHO, <http://www.who.org>, 2001.