

인체진동을 고려한 다관절 전동의수의 설계와 PID제어

Design and PID Control of Myoelectronic Hand considering Human Vibration

장대진*, 김명희**, 양현석***, 백윤수***, 박영필***

Dae-Jin Jang, Myung-Hoe Kim, Hyun-Seok Yang, Yoon-Soo Baek, Young-Pil Park

Key Words : Human Vibration(인체진동), Myoelectronic Hand(전동의수), PID Control(제어), Accelerometer(가속도계),

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 system.

Myoelectronic hand data was obtained by measuring hand and data was applied when it was designed myoelectronic hand. PID controll of myoelectronic hand was used to it. Displacement control was applied the first link of finger. Experiment was accomlISHED in Tip grasp, power grasp and Hook grasp modes.

Displacement controll was good in low frequency. Velocity control was applid to each mode.

This myoelectronic hand with a hand amputees could do some jobs such as grasping materials.

Further studies were needed to evaluate the effect of a myoelectronic hand with more precise laboratory equipment.

1. 서론

우리나라의 경우 2001년 보건복지부 통계에 따르면 전국 장애인수는 135만 명이라고 추정하고 있다.

현대 과학의 발전과 복지분야에 많은 관심으로 여러 가지 전동의수가 개발되고 있으며 앞으로 장애인들을 위한 전동의수의 수요가 늘 것으로 예상되고 있다⁽¹⁾.

우리나라도 앞으로 의학과 공학의 응용분야인 재활공학분야에 관심을 갖고 체계화되어야 할 것이다.

사람의 손은 다양한 형태의 동작을 할 수 있다. 사람의 다양한 손동작 형태는 일반적으로 6개의 형태로 구성되어 있다고 보고되고 있다. Fig. 1에서는 물체를 잡는 6개 동작을 보여주고 있다. 전동의수에서 가장 많이 사용되는 동작은 Power grasp와 Tip이다⁽²⁾.

인체에 영향을 주는 저주파 진동은 인체의 안락함(comfort), 활동성(activity), 건강(health), 작업효율 등에 영향을 준다⁽³⁾.

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

로봇의 손은 자유도에 의해 형상이 결정된다. 일반적으로

* 연세대학교 대학원 기계공학과

E-mail : djjang@yonsei.ac.kr

Tel : (02) 2123-2824, Fax : (02) 364-6769

** 대불대학교 보건학부(연세대학교 대학원)

*** 연세대학교 기계공학과

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⁽⁴⁾.

로봇은 단지 6개의 자유도로써 이러한 움직임을 구현하려고 하기 때문에, 로봇 시스템의 움직임은 서투르고 어색하게 보인다⁽⁵⁾.

기존의 전동의수는 Power grasp, Tip과 Hook의 기능이 가능하다. Hook의 기능은 사용자가 전환을 급힘으로서 가방 같은 물건을 들 수 있다.

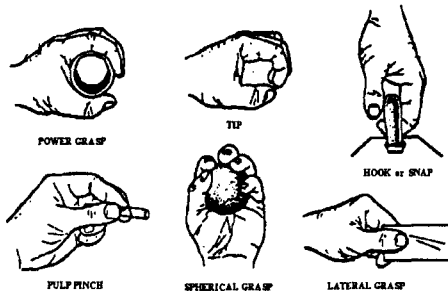


Fig. 1 Six grasp modes of human hand

본 논문의 목적은 첫째 상지절단 장애인의 재활을 위하여 와이어구동 전달장치와 두 개의 서보모터를 사용해서 좀 더 다양하고 섬세한 손동작이 가능한 전동의수를 개발하고자 하였다.

둘째, ISO 9996(1996년)와 ISO 10068(1998년)에서 규정하고 있는 지침을 근거로 저주파 인체진동이 인체의 손과 팔에 미치는 영향을 분석하였다.

2. 연구방법

2.1 ISO 9996(1996년)와 ISO 10068(1998년) 저주파 인체진동

ISO 9996(1996년)와 ISO 10068(1998년)에서 제시하는 저주파 인체진동의 전달평균치를 기본으로 저주파 인체진동을 0[Hz]~30[Hz] 범위에서 측정하였다^(6,7,8).

주파수가 커질수록 최소치를 벗어나고 있음을 관찰할 수 있다. 이런 특성의 차이점은 상체의 길이, 근육, 뼈구조 등의 피실험자의 신체적 특성의 차이와 측정위치에 따라서 변화됨을 알 수 있었다^(9,10,11).

인체의 저주파 진동 특성을 대변하는 주파수 가중치를 고려하여 인체가 느끼는 진동을 정량화하여 3축 가속도계로 동특성을 해석하고 평가하였다^(12,13).

저주파 인체진동을 측정하는 목적은 인체의 활동성,

보건과 안전성 향상에 도움을 주고자 하였다.

저주파 진동노출에 관한 방정식은 ISO 9996(1996년)에 근거하면 다음 식으로 표현된다.

$$(a_{h,w})_{eq(T)} = \left\{ \frac{1}{T} \sum_{i=1}^n [(a_{h,w})_{eq(t_i)}]^2 t_i \right\}^{1/2} \quad (1)$$

$$a_{h,w} = \left\{ \sum_{j=1}^n [(k_j a_{h,j})^2] \right\}^{1/2} \quad (2)$$

$$a_{hws} = (a_{hwx}^2 + a_{hwy}^2 + a_{hwz}^2)^{1/2} \quad (3)$$

ISO 10068(1998년)의 피폭진동량(VDV: Vibration does value)과 최대과도 진동값(MTVV: Maximum transient vibration value)를 나타내는 방정식은 다음과 같다.

$$MTVV = \max \left[\frac{1}{\tau} \int_{-r}^{t_0} a_w^2(t) dt \right]^{1/2} \quad (4)$$

$$MTVV = \max \left[\frac{1}{\tau} \int_{-\infty}^{t_0} a_w^2 \exp \left(\frac{t-t_0}{\tau} \right) dt \right]^{1/2} \quad (5)$$

2.2. 전동의수의 PID 제어시스템

본 연구의 목적은 인간과 손 기능과 유사한 전동의수를 설계하는 것이다. 본 전동의수의 기계적 메카니즘의 특징은 각 손가락 관절이 움직일 수 있고, 2개의 서보모터를 사용하여 손가락 관절의 제어에 사용하였다.

기존의 전동의수는 손가락 관절에 1개의 서보모터를 사용했기 때문에 1가지 기본 동작만이 가능했다. 그렇기 때문에 제한된 손동작만이 가능하였다. 이러한 문제점을 보완하기 위해 본 연구에서는 2개의 서보모터를 사용했다⁽¹⁴⁾.

본 전동의수는 와이어구동 전달장치를 기본으로 설계하였다. 와이어와 폴리로 구성되어 있어서 각 손가락 관절이 움직일 수 있으며 인체의 손가락 관절과 유사하게 설계하였다.

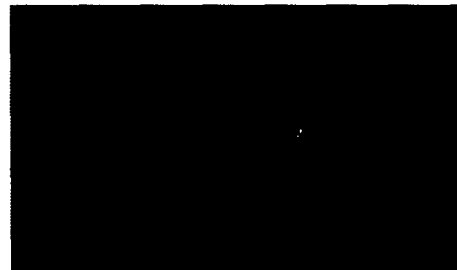


Fig. 2 Desired prosthetic hand

본 논문의 전동의수는 와이어구동 전달장치로 구동되기 있기 때문에 각 손가락 관절의 구동 비율을 설정하였다.

손가락 관절의 구동 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.

2.3. 기구학적 분석과 운동방정식

본 논문은 손가락 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 θ_i 와 x축을 중심으로 z축이 돌아간 각도 α_i 로 결정하는 방법인 D-H Notation을 사용하여 손가락 관절에 대한 Kinematics를 해석하였다.

Fig. 3은 손가락 관절을 기구학적 분석을 위해 나타낸 그림이다.

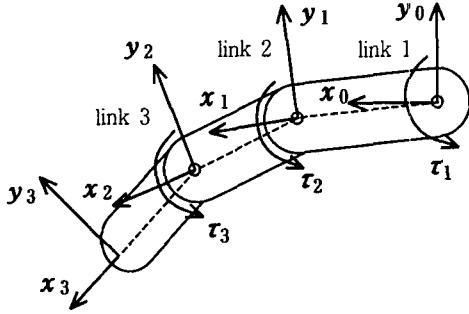


Fig. 3. Kinematic of finger

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

$$X_{i-1} = A_i^{-1} X_i \quad (6)$$

link 1에서 손가락 끝단까지는 3개의 관절로 이루어져 있으므로 식 (7)와 같이 변환공식이 성립하고 변환행렬로 나타내면 식 (8)과 같이 나타내었다.

$$T = A_1^0 A_2^1 A_3^2 \quad (7)$$

$$T = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n H_{ij} \dot{q}_i \dot{q}_j \quad (8)$$

$$U = - \sum_{i=1}^n m_i \underline{g}^T \underline{r}_{0,c_i} \quad (9)$$

$$T = \begin{bmatrix} l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & & & \\ \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ & & & + l_1 \cos \theta_1 \\ \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ & & & + l_1 \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

link 1에서 손가락 끝단에서의 좌표를 구하면 식 (11)과 같이 나타내었다.

$$X = \begin{bmatrix} l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \cos \theta_1 \\ l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \sin \theta_1 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

첫 번째, 두 번째, 세 번째 관절의 구동비율이 2.1:1.7:1이라고 했으므로 다음과 같이 간단히 표현하였다.

$$\begin{aligned} \theta_2 &= 0.833 \theta_1, \quad \theta_3 = 0.496 \theta_1 \\ x &= l_3 \cos 2.329 \theta_1 + l_2 \cos 1.833 \theta_1 + l_1 \cos \theta_1 \\ y &= l_3 \sin 2.329 \theta_1 + l_2 \sin 1.833 \theta_1 + l_1 \sin \theta_1 \end{aligned} \quad (12)$$

2.4. 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.

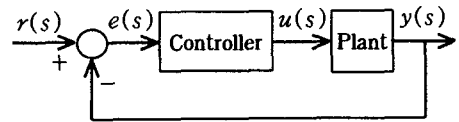


Fig. 4 Block diagram of PID control

Fig. 4는 검지의 구동장치의 내부구조를 나타내며 첫 번째 관절과 서보모터는 웜기어로 구동된다.

와이어 구동장치의 감속비는 10:1이고 와이어의 지름은 0.8mm인 스테인레스 와이어이다.

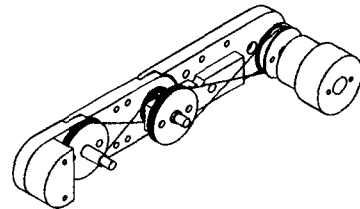


Fig. 5 Transmission of prosthetic hand

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

실험장치는 C 프로그램으로 계산된 신호가 전동외수에 입력되고 정밀한 각도분할기인 엔코더(encoder)에서 나온 신호는 다시 PC로 퍼드백 된다.

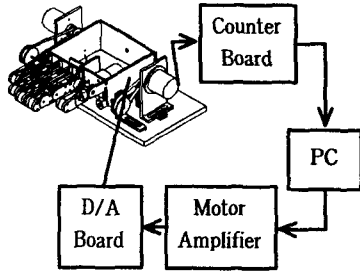


Fig. 6 Diagram of experiment equipment

2.5. 손가락 관절의 위치제어 실험

Fig. 6는 PID 제어기를 사용해서 전동의수의 손가락관절 인 검지와 엄지에 대하여 정확한 위치 제어를 실험하였다. 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. 데이터 값은 첫 번째 링크에 부착된 엔코더의 값을 피드백하여 각각의 상태를 측정하여 각각의 상태에 대해서 응답특성을 비교, 분석하였다.

3. 연구결과 및 고찰

3.1 전동의수 착용후 작동시 손과팔의 인체진동

ISO 9996(1996년)은 인간의 행동 활동적 업무에 관련된 인체진동 측정과 평가에 대한 지침서이며 ISO 10068(1998년)은 인체의 손, 팔의 기계적 진동을 측정, 평가하는 지침서이다.

본 연구에서는 손목 상단에 부착한 가속도계를 사용하여 3축 진동(전후, 좌우, 상하)을 측정하였다.

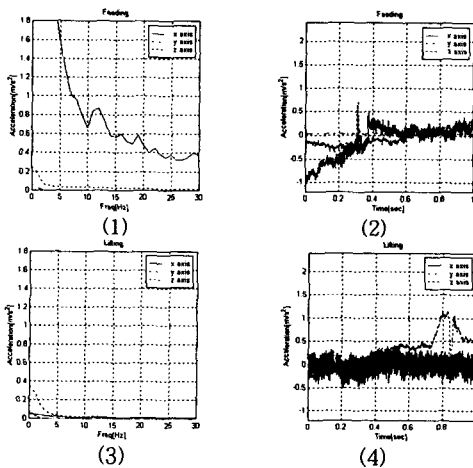


Fig. 7 Acceleration of myoelectric hand using accelerometer (1),(2):feeding motion (3),(4):lifting motion

Fig. 7 (1)은 전동의수를 착용하고 식사할 때 0[Hz]~30[Hz] 저주파 대역에 따른 가속도를 측정된 그래프이다. 그리고 (2)는 식사할 때의 시간에 따른 가속도를 세로축으로 표시하였다. 그래프에서는 x축 방향만의 가속도만 나타났다. 이는 전동의수의 동작이 사람과 달리 단일 축방향으로만 주로 동작하기 때문이다. (3)은 의수를 착용하고 물건을 들어올릴 때의 가속도를 측정된 그래프이다. 가속도의 경향은 (1) 그래프와 같이 저주파 대역에서 나타남을 알 수 있다. (4)는 물건을 들 때의 가속도를 시간에 대해서 표시하였다. 그래프에서 나타났듯 물건을 들 때의 진동으로 인하여 가속도의 변화가 특이하였다.

3.2 전동의수 검지의 위치제어 실험

Fig. 8은 검지 첫 번째 링크의 주파수를 0.15[Hz]~0.6[Hz]로 cosine 값으로 주었을 때 12초 범위내에서 궤적추종 결과이다.

주파수 0.15[Hz]~0.4[Hz]에서는 약간의 위상차와 과소응답을 보였으나 0.5[Hz] 이상에서는 위상차와 과소응답이 심하게 나타났다.

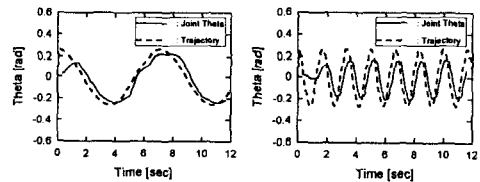


Fig. 8 Position Control of Following cosine trajectory at 0.15Hz to 0.6Hz for index finger

주파수 0.2[Hz]까지는 최대 변위의 약 85%까지 궤적추종하였으며 주파수 0.6[Hz]에서는 약 65% 정도까지 궤적추종 하였다. 위상차는 주파수별로 큰 차이는 보이지 않았다. 이러한 이유는 검지에 연결된 손가락이 모두 결합되어 있어서 손가락 관절간의 관성이 크기 때문이다.

3.3 전동의수 엄지의 위치제어 실험

Fig. 9는 엄지 첫 번째 링크의 주파수를 0.1[Hz]~0.3[Hz]에서 cosine 값으로 주었을 때 10초 범위내의 궤적추종 결과이다.

엄지 첫 번째 링크의 주파수 0.1[Hz]~0.3[Hz]에서는 약간의 위상차만 보였으나 주파수 0.4[Hz] 이상에서는 위상차가 크게 나타났고 주파수를 높이면 과소응답이 더 심하게 나타났다.

대체적으로 주파수 0.3[Hz]내에서는 0.3초 내에서 시간지연이 발생했으나 0.4[Hz] 이상이 되면 0.5초의 시간 지연이 발생되며 정확히 따라가지 못했다. 이렇게 시간지연이 발생하는 이유는 서보모터와 연결된 웜기어의 백래쉬 때문이다.

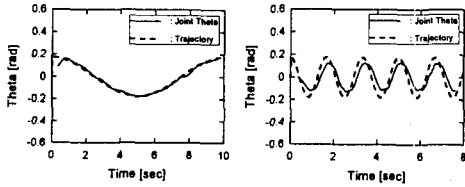


Fig. 9 Position Control of Following cosine trajectory at 0.1Hz to 0.6Hz for thumb

3.4 쥐는(Power grasping) 동작실험

Fig. 10은 power grasping mode의 속도제어 실험결과이다. 왼쪽 그래프는 검지손가락관절의 각속도이며 그 크기는 0.7 [rad/s] 이었고 엄지손가락관절의 각속도는 0.3 [rad/s] 이었다. 이렇게 속도가 다른 이유는 두 손가락에서의 서보모터의 감속비가 다르기 때문이다.

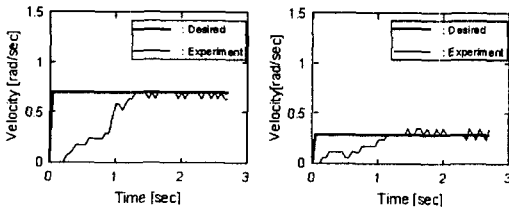


Fig. 10 Velocity control in power grasping mode

3.5 가방 드는(Hooking) 동작실험

Fig. 11의 그래프는 본 전동외수에서 엄지손가락관절과 검지손가락관절의 hooking mode 속도제어 실험결과이다.

앞 실험과 비교하면 검지손가락관절의 각속도는 0.7[rad/s], 엄지손가락관절의 각속도는 0.3[rad/s] 에서 0.45 [rad/sec]로 증가하였다.

Fig. 11은 Hooking mode일 때의 속도 제어 실험 결과이다.

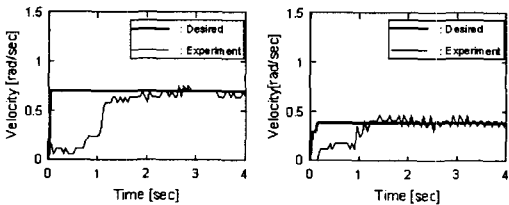


Fig. 11 Velocity control in hooking mode

Fig. 12는 인체진동을 고려한 전동외수의 플라스틱 인체 모형이다.

기존 전동외수의 엄지와 검지손가락 관절의 악력(grip force)은 0[N]~90[N]의 범위이며 본 논문에서는 악력을 80[N]으로 설계하였다.

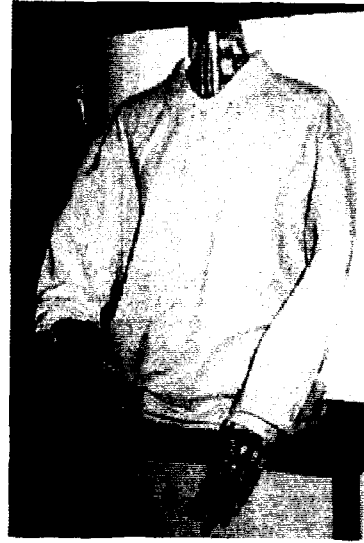


Fig. 12 Myoelectric hand on the plastic body

3.6 전동외수의 근전도 제어이론 고찰

외부동력으로 작동하는 전동외수의 연구상황은 여러 가지가 있다.

근육의 수축작용시 나오는 생체전기의 파형을 신경회로망으로 이용하여 패턴 인식절차를 통하여 파형의 특성에 따라 제어하는 방법이 발표하였다⁽¹⁵⁾.

근전도의 분산값과 영교차수의 특성 공간내에서 근수축 자세의 형태를 분류해놓고 파형과 기능을 선택적으로 제어하는 연구도 발표되었다⁽¹⁶⁾.

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

근전도제어 방법은 실용적인 관점에서의 제어방법과 TSS 제어방식, OSS제어방법 등이 있다⁽¹⁷⁾.

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

전동외수가 실용화되려면 근육에서 발생하는 근전도 신호를 정확히 분석하고 인체 근육생리학의 깊이 있는 연구가 지속적으로 진행되어야 한다.

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

4. 결론

본 논문은 저주파 인체진동을 고려한 장애인용 다관절 전동외수를 설계, 제어하였다.

인간은 진동원의 주파수특성에 따라 서로 다른 정도의 진동감을 인지한다.

ISO 9996(1996년:인체진동특성분석)와 ISO 10068 (199

년:손팔의기계진동특성)를 기본으로 전동의수 손목상단에 부착한 3축 가속도계를 사용하여 실험, 측정하였다.

본 논문의 연구결과는 다음과 같다.

1. 전동의수 착용 후 작동시 손과 팔의 인체진동은 feeding 작업시 주파수[Hz] 5[Hz]~20[Hz]에서 acceleration $[m/s^2]$ 이 $1.4[m/s^2] \sim 0.4[m/s^2]$ 이었으며, lifting 작업시 주파수[Hz] 0[Hz]~10[Hz]에서 acceleration $[m/s^2]$ 이 $0.4[m/s^2] \sim 0[m/s^2]$ 이었다.

2. PID제어로는 position control과 velocity control을 실험하였다. position control은 전동의수의 검지손가락관절과 엄지손가락관절에서 실험하였다. 주파수 0.2[Hz]에서는 최대변위의 85%까지 제적추종하였으며 주파수 0.6[Hz]에서는 최대변위의 65%까지 제적추종하였다.

3. PID제어의 velocity control를 사용하여 power grasping과 hooking 실험을 하였다. power grasping의 검지손가락관절의 속도는 0.7[rad/s]이며 엄지손가락관절의 속도는 0.3[rad/s]였다. hooking의 검지손가락관절의 속도는 0.7[rad/s]이며, 엄지손가락관절의 속도는 0.45[rad/s]였다.

위와 같이 3축 진동가속도계, PID control, position control, velocity control 등의 여러 가지 실험을 통하여 저주파 인체진동을 고려한 전동의수의 설계와 제어를 하였다.

본 연구팀은 추후 실험에서 다수의 피실험자 저주파 인체진동 측정 평가실험을 계획하고 있다.

추후 실험의 결과는 국내 휴먼의료공학-보장구 국산화 설계에 매우 중요한 자료로 사용될 수 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

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

2. 김명희, 1990, "장애자 재활용 인공손 개발에 관한 연구", 연세대학교 산업대학원 석사 졸업논문.

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

4. Doeringer J., and Hogan N., 1995, "Performance of aboveelbow body-powered prostheses in visually-guided unconstrained motion tasks", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 42, June, pp. 621-631.

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

6. International Organization for Standardization, 1999, "Mechanical Vibration and Shock range of Idealized Values to Characterize seated-body", Biodynamic Response under Vertical Vibration, ISO/CD 5982.

7. International Organization for standardization, 1995, "Evaluation of Human Exposure to Whole-body Vibration-Part 1: General Requirements", International Standard ISO 2631/1.

8. British Standards Institution, 1987, "British Standard Guide to Measurement and Evaluation of Human Expose to Whole-body Mechanical Vibration and Repeated Shock(BS6841)" British Standards Institution.

9. 박용화, 정완섭, 2000, "한국인 앉은 자세에 대한 동적 질량의 실험적 연구", 한국소음진동공학회, 제 10권, 제 6호, pp. 1017-1021.

10. 김진기, 홍동표, 최병제, 정완섭, 2001, "인체 진동을 고려한 국내의 대중 교통 수단의 진동 환경 평가에 관한 연구", 한국소음진동공학회, Vol. 11, No. 6.

11. 류광찬, 1994, "Human Perception Response를 고려한 자동차 현가장치의 설계", 단국대학교 공학석사 학위논문.

12. Paddan, G.S. and Griffin, M. J., 1998, "The Transmission of Translation Seat Vibration to the Head-I. Vertical Seat Vibration, Journal of Biomechanics, Vol. 21, pp. 191-197.

13. Paddan, G. S. and Giffin, M. J., 1998, "A Review of the Transmission of Translation Seat Vibration to the Head", Journal of Sound and Vibration, Vol. 215, No.4, pp. 863-882.

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

15. 왕문성, 1990, "보철용 인공 팔의 제어를 위한 표면 근전도 신호처리에 관한 연구", 연세대학교 대학원 박사 졸업논문.

16. 김승재, 1994, "생체 전기 신호를 이용하는 자동차의수제어 방법 개발", 포항공과대학교 대학원 석사 졸업논문.

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