

## 가속도계를 이용한 전동외수의 손목관절 시스템 해석 Wrist joint analysis of Myoelectronic Hand using Accelerometer

장 대 진\* · 김 명 회\*\* · 양 현 석\*\*\*

Dae-Jin Jang, Myung-Hoe Kim, Hyun-seok Yang

**Key Words** : Myoelectronic Hand(전동외수), Accelerometer(가속도계), Wrist joint(손목관절)

### ABSTRACT

This study focused on to design and toanalysis of a myoelectronic hand. We considered a low frequency factor in human life and to quantify low frequency which a human body responded to using a 1-axis and a 3-axis accelerometer. The dynamic myoelectronic hand are important for tasks such a continuous prosthetic control and a EMG signal recognition, which have not been successfully mastered by the most neural approached. To control myoelectronic hand, classifying myoelectronic patterns are also important.

Experimental results of FEM are 110MPa on Thumb, 200MPa on Index finger, 220MPa on Middle finger 260MPa on Ring finger and 270MPa on Little finger. Experimental results of accelerometer are  $1.4\sim 0.4[m/s^2]$  (5~20[Hz]) in Feeding activity and  $0.4\sim 0[m/s^2]$  (0~10[Hz]) in Lifting activity.

Considering these facts, we suggest a new type myoelectronic hand.

### 1. 서 론

우리나라의 경우 2002년 보건복지부 통계에 따르면 전국 장애인수는 약 130만 명이라고 추정하고 있다<sup>(1)</sup>. 현대 과학의 발전과 복지분야에 많은 관심으로 여러 가지 전동외수가 개발되고 있으며 앞으로 장애인들을 위한 전동외수의 수요가 늘 것으로 예상되고 있다.

전동외수는 외부 동력에 의해 작동되는 외수를 말한다. 최초의 전동외수는 1949년 IBM에서 개발되었고, 1958년 러시아에서 굴근(flexor)과 신근(extensor)의 근육 수축으로부터 제어되는 외부동력을 이용한 제품이 개발되기도 하였다<sup>(2)</sup>.

외수와 의족은 팔과 다리를 잃은 사람에게는 반드시 필요한 것이지만 활동성 측면에서 보면 외수는 후크나 미용외수로 대체가 가능하지만 의족은 착용하지 않으면 활동범위에

큰 제약을 받는다. 이러한 이유 때문에 의족의 개발이 보다 빠르게 진행되고 있는 상황이다. 최근에는 근전도 신호(EMG)를 이용한 외수제어를 시도하였다. 하지만 근전도 신호의 특징은 첫째, 인간이 제어명령을 발생시키는 주체이며 비교적 정확도 측면에서 기계에 떨어지나, 반복적 훈련에 의해 정확도가 향상된다는 특징을 갖는다. 둘째, 가능한 동작 수만큼 근전도 신호가 필요하지만 사용할 근육군에 일일이 힘을 가하는 것을 실제적으로 불가능하다. 이 경우 서로 다른 근육이 다른 상태에 있을 때 신호들의 특징들이 있다가 가정하고 그 특징을 파악하여 패턴을 분류하는 작업을 하는 방법이 사용된다. 실제로 근전도 신호를 이용해서 근육의 기능을 분리하는 방식으로서 통계적인 방법과, 확률적인 방법, 신경회로망이나 퍼지로지컬을 이용하는 방법 등 다양한 방법이 있다.

근전도를 제어원으로 한 외수제어에 관한 연구는 크게 근전도처리와 제어의 영역으로 나누어진다. 신호 처리분야에 선 신호대 잡음(noise)을 낮추는 방법에 관한 연구와 기능 분리의 신뢰도 및 정도를 높이는 방법에 관한 연구, 근전도 신호의 실시간 처리에 관한 연구 등이 있다.

\* 연세대학교 대학원 기계공학과  
E-mail : djjang@yonsei.ac.kr  
Tel : (02) 2123-2824, Fax : (02) 364-6769

\*\* 대불대학교 보건학부(연세대학교 대학원)

\*\*\* 연세대학교 기계공학과

사람의 손은 다양한 형태의 동작을 할 수 있다. 사람의 다양한 손동작 형태는 일반적으로 Power grasp, Tip, Hook, Pulp pinch, Spherical grasp, Lateral grasp의 6개의 형태로 구성되어 있다고 보고되고 있다. Fig. 1에서는 6개 동작 중 Power grasp와 Tip 동작을 보여주고 있다.



Fig. 1 Anatomical grasp modes of human hand

의수를 설계하고 제어하기 위해서는 우선 사람의 손동작을 이해하여야 하며 이를 바탕으로 사람에게 친숙하고 편리한 의수를 제작하여야 한다.

사람의 손동작은 크게 수지 굴근(finger flexor)과 수지 신근(finger extensor)에 의해서 굴곡운동(flexion)과 신전운동(extension)을 한다.

수지 굴근운동은 심지굴근, 천지굴근 및 수장근들에 의해 일어난다. 심지굴근은 말절골에 부착하여 있으며 원위지절간관절(distal interphalangeal joint; DIP joint)을 굴곡시킨다. 이 근이 계속 수축하면 근위지절간관절(proximal interphalangeal joint; PIP joint)도 굴곡시키거나 심지굴근이 근위지절간관절(PIP)을 굴곡시키는 것은 원위지절간관절이 굴곡되었을 때만 가능하다. 천지굴근은 중절골에 부착하기 때문에 근위지절간관절에 작용하여 계속 수축시 중수지절관절 굴곡운동을 도와준다. 굴근들은 손을 힘껏 쥐는데 필요한 것이고, 손목을 신전시킨 상태에서 역학적 효율이 좋다.

손가락 신전운동은 두 조의 근들이 합동하여 작용한다. 제 1조의 건은 시지와 소지건들인데, 근위부 쪽으로 움직일 때 실질적 정지는 중절 및 말절골이지만, 중수지절관절을 신전시킨다. 이 관절보다 원위부에서 신근건들은 제 2 조의 선은 충양근과 골간근의 건들과 합쳐진다.

손목의 굴곡운동은 요골수근굴근(extensor carpi radialis)과 척골수근굴근(extensor carpi ulnaris)의 작용에 의해 일어나며, 이 작용을 도와주는 근에는 장장근(palmaris longus)과 장무지외전근(abductor pollicis longus)이 있다. 손가락으로 가는 장지굴근들은 손가락을 신전시킨 상태에서만 손목의 굴곡운동을 도와주는데, 그 작용범위는 매우 짧아 손가락과 손목을 동시에 굴곡시키지는 못한다.

손목의 신전운동은 장요골수근신근(extensor carpi radialis longus)과 단요골수근신근(extensor carpi radialis brevis) 및 척골수근신근(extensor carpi

ulnaris)작용에 의하나, 순수한 신전운동(pure extension)은 단요골수근신근에 의해 일어난다. 보다 강한 신전운동은 장요골수근신근과 척골수근신근의 수축에 의하며, 이들이 작용해야만 손이 외전되는 경향을 막을 수 있다: 수지신근과 장무지신근도 손목을 신전시킨 상태에서 주먹을 꼭 쥐 때 신전운동을 보조한다.

본 논문은 전동의수의 손목관절을 구동하기 위한 근전도 시스템에 대해서 살펴보고 FEM 해석과 가속도 실험을 통해서 전동의수의 설계를 하고자 한다.

## 2. 연구방법

본 의수는 모터 1개로 모든 손가락 관절을 움직이는 1자유도 시스템이다. 전동의수의 배터리가 방전되거나 기타 유사시에 손가락 관절을 강제로 열 수 있도록 5개 모든 손가락의 근위지절간관절(PIP joint)에서 꺾을 수 있는 장치를 설치하였다. 시지(index finger)에서 소지(little finger)는 모두 링크로 연결되어 있고 무지(thumb)와 시지는 서로 링크로 연결되어 있어서 모터에서 기어를 통해 시지로 동력이 전달되면 링크로 동시에 무지가 동작되게 되어있다. Fig. 2, 3은 설계한 전동의수의 전체 시스템과 손 부위를 나타내고 있다.



Fig 2 Myoelectric hand and arm included elbow joint

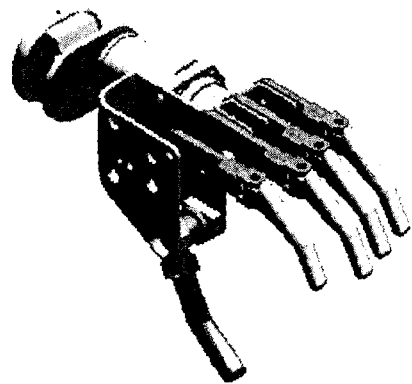


Fig. 3 3D modelling of myoelectric hand

### 3. 실험 방법

#### 3.1. FEM 해석

전동의수의 안정성을 평가하기 위해서 컴퓨터 시뮬레이션으로 설계한 전동의수의 손가락에 하중을 가하였을 때 응력 분포를 평가하였다. 의수의 설계는 Solid Edge 프로그램을 사용하여 설계하였다. FEM 해석은 Ansys사의 Design Space 프로그램으로 해석하였다. 해석하기 위해 전동의수의 재료는 알루미늄으로 하였다.

해석은 각 손가락관절을 해석한 후 Fig. 3과 같이 핸드전체로 확장 해석하였다. 각 손가락관절 해석시 하중 조건은 손가락 끝단에 8kg(약 80N)가 수직으로 가해질 경우로 설정하였고 핸드 전체 해석시 하중 조건은 시지에 수직으로 8kg로 가해질 경우를 설정하였다. 8kg을 가한 이유는 현재 상용화된 전동의수의 허용 하중이 8kg이기 때문이다.

#### 3.2. 가속도 해석

가속도 해석은 전동의수의 손목상단에 3축 가속도계를 부착하여 식사할 때의 동작(feeding motion)과 물건을 들어올리는 동작(lifting motion)을 시행할 때를 설정하여 각각에 대해서 가속도 해석을 시행하였다.

실험장치는 전동 의수와 가속도계, 가속도계 앰프와 Dynamic signal analyzer로 구성되어 있다. 가속도계는 Kistler사의 3축 가속도계를 사용하였으며 가속도 신호 처리는 Hp사의 Dynamic signal analyzer를 사용하여 데이터를 처리하였다.

실험시간은 30초로 하였으며 식사할 때의 동작과 물건을 들어올리는 동작시 손목상단에 부착된 3축 가속도계에서 나오는 신호는 가속도계 앰프를 거쳐 Dynamic signal analyzer에서 FFT 변환하여 그래프 처리하였다.

#### 3.3 근전도 제어 방법

근육에서 얻어지는 신호는 근육의 기능 및 힘을 추정하는데 사용되며, 이 추정되는 정보는 의수를 제어하는 기본적인 명령으로 사용된다. 근육의 기능은 팔이 움직일 공간의 방향정보를 내포하므로 이를 추정하여 의수의 방향벡터로 좌표화할 수 있다. 근육기능의 추정에는 기능변별기가 필요하며, 기능을 공간적으로 좌표화하기 위한 변환기능이 요구된다. 힘의 추정을 위해서는 우선 잡음이 포함된 근전도신호로부터 원래의 발생된 근전신호를 추정할 수 있는 근전도신호의 모델이 필요하다.

근전도 신호의 패턴을 인식하기 위해서는 근력추정이 필요하다. 근전도 신호에 포함된 공간적, 시간적 상관잡음을 제거하고 근전도 크기로부터 힘을 추정하기 위해 Hogan과 Triolo가 사용한 전백색화과정 및 근력추정 방식을 사용한다.

근전도 신호는 근육이 수축할 때 발생하는 전기적신호로서 추출된 신호는 시간적, 공간적으로 상관성을 가지며 근육의 표피, 뼈, 피부 및 전극 등에 의해 필터링된 신호이다. 단일근육의 한 장소의 근전도는 랜덤과정이 근육, 피부, 전극을 거쳐, 원 근신전 신호와 합해져서 표면근전도 파형으로 관찰되는 형태로 모델링할 수 있다. 근전도의 연속적 샘플이 상관되어 있을 때, 근전도 크기의 이산추정문제에 대한 해는 데이터를 백색화로 필터링으로 표현할 수 있다. 이러한 추정자를 다중채널로 사용할 때, 공간적 상관성을 고려하여 같은 방법으로 백색화시키면 시간적, 공간적 상관성을 배제한 근전도의 크기를 추정할 수 있다. 근력은 근전도 크기에 비례한다고 볼 수 있고 최적 근전처리기는 모든 채널을 합한 분산의 최대 우도추정(maximum likelihood estimation)을 형성하며 실험적으로 결정된 힘으로 변환된다.

다층퍼셉트론(MLP)은 가중화된 연결을 사용하여 상호반응하는 신경들의 층으로 이루어졌으며 입력층, 은닉층 및 출력층으로 구성되며 은닉층은 다층으로 구성될 수 있다. 외부 입력벡터는 입력층에 있는 노드에 연결되어 회로망에 공급되며 회로망을 지도학습 방식에 의해 훈련되는 분류기로 사용할 해당출력을 1 상태로, 나머지는 0 상태로 고정하여 연결가중치를 훈련시킨다.

근전도 신호는 시간에 따라 변하는 성질을 가지고 있으므로 이에 대응하는 신호처리방법이 필요하게 된다. 근전도 발생을 동적 시스템으로 보고 기계에 지능을 부여하며 지속적인 학습에 의해 새로운 특성변화에 적응하는 방식을 선택한다. 이는 발견적 기법을 사용하는 인공지능과는 차이가 있다. 입력공간은 상당한 비선형성을 가지므로 비선형으로 근사화한 함수를 도입할 수 있으나 복잡한 기능 분리방법에는 적합하지 않다.

### 4. 실험 결과

#### 4.1 FEM 실험 결과

엄지손가락의 응력결과를 살펴보면 최대응력은 근위지절간관절(PIP joint)에서 110MPa로 나타났다. 인지손가락의 응력 결과는 200MPa이며 역시 근위지절간관절에서 나타났다. 중지손가락의 응력 결과는 220MPa이며 역시 근위지절간관절에서 나타났다. 약지손가락의 응력 결과는 260MPa이며 역시 근위지절간관절에서 나타났다. 시지손가락의 응력 결과는 270MPa이며 역시 근위지절간관절에서 나타났다. 핸드 전체를 고려했을 때 응력 결과는 114MPa이며 근위지절간관절에서 나타났다. 이 때의 결과는 Fig. 4~9에 나타나 있다.

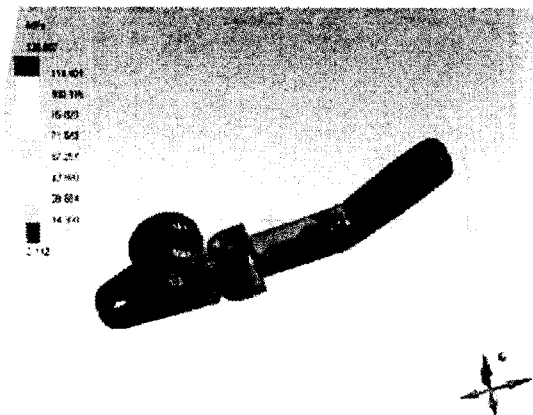


Fig. 4 FEM of thumb

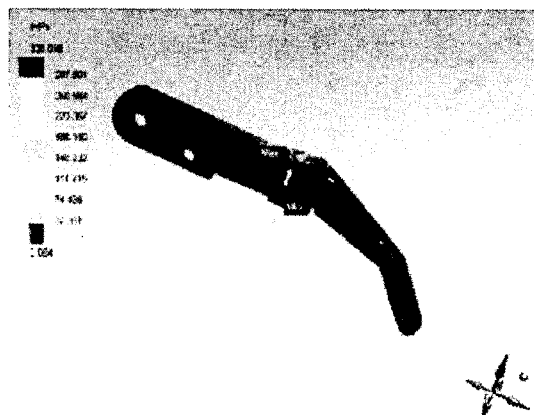


Fig. 7 FEM of ring finger

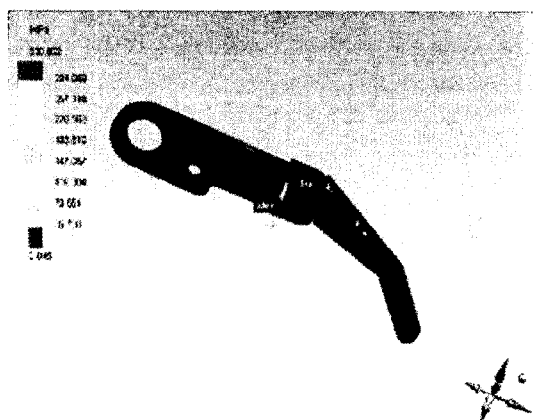


Fig. 5 FEM of index finger

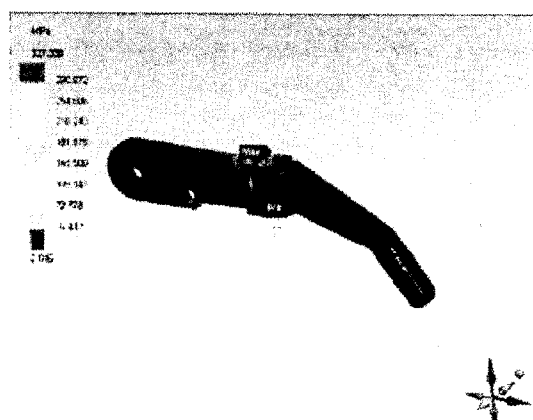


Fig. 8 FEM of little finger

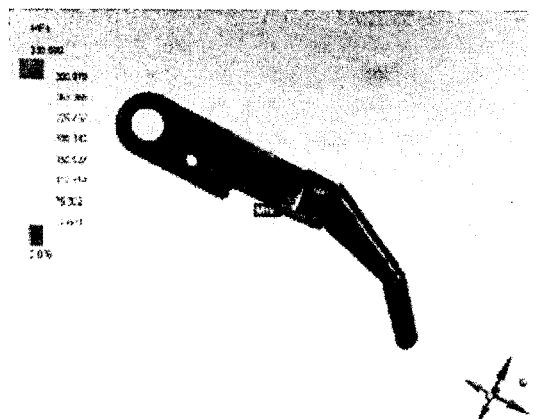


Fig. 6 FEM of middle finger

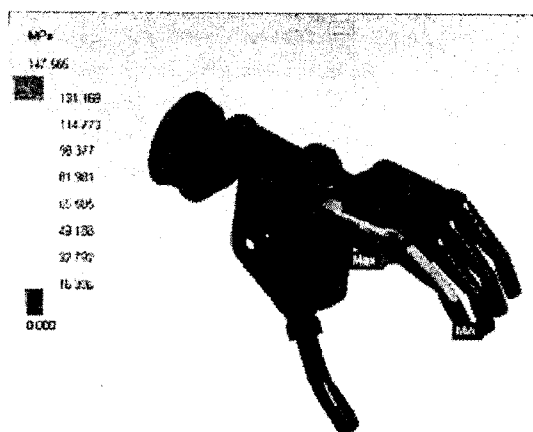


Fig. 9 FEM of myoelectric hand

## 4.2 가속도 실험 결과

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

Fig. 10 (1)은 전동의수를 착용하고 식사할 때 0[Hz]~30[Hz] 저주파 대역에 따른 가속도를 측정한 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 측정한 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.

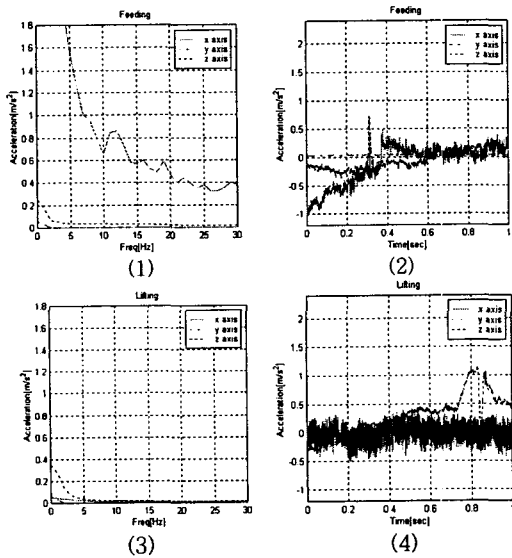


Fig. 10 Acceleration of myoelectronic hand using accelerometer (1),(2):feeding motion (3),(4):lifting motion

## 5. 결론

본 논문은 가속도계를 이용한 다관절 전동의수의 손목관절 시스템을 해석하였다.

1. 엄지손가락에서의 최대응력은 110MPa로 나타났으며 인지손가락의 응력 결과는 200MPa이며, 중지손가락의 응력 결과는 220MPa이며, 약지손가락의 응력 결과는 260MPa이며, 시지손가락의 응력 결과는 270MPa이며 역시 근위지절간관절에서 나타났다. 핸드 전체를 고려했을 때 응력 결과는

114MPa이었다. 최대응력이 발생한 부위는 모든 공통적으로 근위지절간관절에서 나타났다.

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

위와 같이 FEM해석, 3축 진동가속도계 실험을 통하여 전동의수의 시스템 해석을 하였다.

FEM 해석결과 손가락 관절만 시행했을 때는 PIP joint에서 최대로 발생하였는데 앞으로 이 부분을 설계 보완을 통해서 이 부위를 보강이 필요하며 재료의 올바른 선정을 통해 보강이 이루어 질 수 있다.

추후 연구 과제는 위 실험 결과를 바탕으로 전동의수를 설계하고 근전도 신호를 이용하여 전동의수 제어 실험을 실시할 계획이다.

## 참고문헌

- (1) 보건복지부 통계, 2002, "http://www.mohw.go.kr."
- (2) 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.
- (3) Lalit R. Bahl, Peter F. Brown, Peter V. de Souza, and Robert L. Mercer, 1993, "Estimating Hidden Markow Model Parameters So As To Maximize Speech Recognition Accuracy", IEEE Trans on Speech and Audio Processing, Vol. 1, No. 1, January.
- (4) D.E. Whitney, 1972, "The Mathematics of Coordinated Control of Prosthetic Arm and Manipulators", Journal of Dynamic Systems Measurement and Control, pp. 303-309.
- (5) 권장우, 홍승홍, 1996, "의수 제어를 위한 HMM-MLP 근전도 신호 인식 기법", 의공학회지, 제17권, 제3호, pp. 379-385.
- (6) Abul-Haj C.J., and Hogan N., 1990, "Functional Assessment of Control Systems for Cyber netic Elbow Prostheses", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 37, pp. 1025-1047.
- (7) 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.

(8) 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.

(9) 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.

(10) 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.

(11) 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.

(12) 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.

(13) 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.