

## 2 자유도 자동손목관절을 가진 근전 전동의수 개발

## Development of the Myoelectric Hand with a 2 DOF Auto Wrist Module

박 세 훈\*, 홍 범 기, 김 중 권, 홍 응 표, 문 무 성  
(Se Hoon Park<sup>1</sup>, Beomki Hong<sup>1</sup>, Jongkwon Kim<sup>1</sup>, Eyoung Pyo Hong<sup>1</sup>, and Mu-Seong Mun<sup>1</sup>)

<sup>1</sup>Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center

**Abstract:** An essential consideration to differentiate prosthetic hand from robot hand is its convenience and usefulness rather than high resolution or multi-function of the robot hand. Therefore, this study proposes a myoelectric hand with a 2 DOF auto wrist module which has 6 essential functions of the human hand such as open, grasp, pronation, supination, extension, flexion, which improves the convenience of the daily life. It consists of the 3 main parts, the myoelectric sensor for input signal without additional attachment to operate the prosthetic hand, hand mechanism with high-torqued auto-transmission mechanism and self-locking module which guarantee the safety under the abrupt emergency and minimum power consumption, and dual threshold based controller to make easy for adopting the multi-DOF myoelectric hand. We prove the validity of the proposed system with experimental results.

**Keywords:** prosthetic hand, EMG sensor, auto wrist module, self-locking, auto-transmission

### 1. 서론

급속한 산업화에 대한 후유증으로 희귀병, 또는 사고로 인한 후천적 장애인의 수가 급속히 늘어나, 장애인 관련 문제가 본인 뿐 아니라 가족, 주변의 삶에 부담으로 작용하여 이제는 개인이 아닌 국가적인 문제로 대두되고 있다. 특히 절단 장애인 중 상지 절단장애인의 경우, 주변의 조그마한 관심만으로도 정상인과 다름없이 자연스러운 사회활동을 가능케 함으로 장애인 개개인의 삶의 질을 높일 수 있을 뿐 아니라, 사회 구성원으로서의 역할을 충실히 해 낼 수 있다. 그래서 상지 절단환자를 위한 근전 전동의수는 장애인의 독립적인 사회활동 및 일상생활을 보장하는 대표적인 재활 보조 장치로써 미국[1], 영국[2], 독일[3]과 같은 선진국에서 많은 다양한 제품들이 개발되고 있다.

그림 1과 같이 초기에 개발된 의수의 경우 파지 기능이 없고 단순한 손의 외형만을 가진 미관형 의수였으나, 다른 신체부위의 동작에 의해 단순 파지 기능을 가지는 반자동 의수가 개발되고, 21세기에 이르러서는 다양한 파지 기능을 가지는 첨단 근전 전동의수가 개발되어 상지 절단환자의 삶의 질 향상을 위해 지속적인 연구가 이루어지고 있다.

이러한 의수들의 특징을 보다 구체적으로 살펴보면 표 1과 같이 파지 기능이 없는 미관형 의수(cosmetic)의 경우 가볍고 작은 장점이 있으나, 파지기능이 전혀 없어 실생활에는 손 기능을 할 수 없고, 몸동작을 이용하는 의수(body-powered)의 경우 파지동작을 위해 몸에 많은 부가 장치를 부착하거나 다양한 몸 동작을 수반 할 뿐더러 기능과 성능이 다소 떨어진다. 반면 최근에 개발된 근전 전동의수의 경우

그림 2와 같이 사람의 손과 형태가 유사하고 파지동작을 위해 부가적인 장치(몸동작, 버튼)없이 남아있는 잔존근육의 움직임에 의해 발생하는 근전 신호를 이용하기 때문에 매우 편리하게 사용할 수 있다.

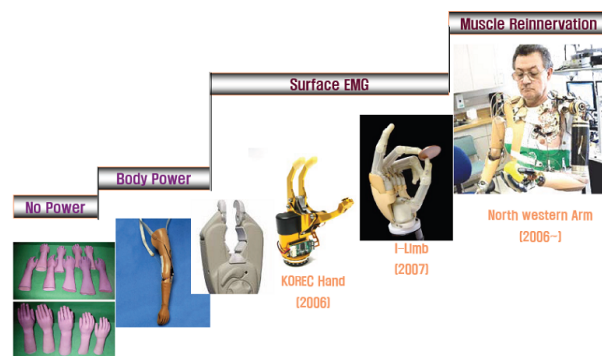


그림 1. 의수의 연구 개발동향.

Fig. 1. Trend of the prosthetic hand development for the upper limb amputee.

표 1. 의수타입에 따른 기능 및 성능분석.

Table 1. Comparison of the conventional prosthetic hand.

		Size	Weight	Motion (Function)	Resolution	Force	Usefulness
Cosmetic		○	○	×	×	×	×
Body-powered		×	△	△	△	△	△
Externat powered	5Finger	△	△	○	○	△	○
	3finger	△	△	△	○	○	○

×: 기능이 없거나 사용 부적합.

△: 기능은 있으나 다소 불편함.

○: 기능이 유용함.

\* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2011. 1. 25., 수정: 2011. 3. 22., 채택확정: 2011. 5. 24.

박세훈, 홍범기, 김중권, 홍응표, 문무성: 재활공학연구소

(shpark@korec.re.kr/bkhong@korec.re.kr/ephong@korec.re.kr/jkim@korec.re.kr/msmun@korec.re.kr)

※ 본 연구는 지식경제부 산업원천기술개발사업의 지원(과제번호: 10032055)으로 이루어졌음.

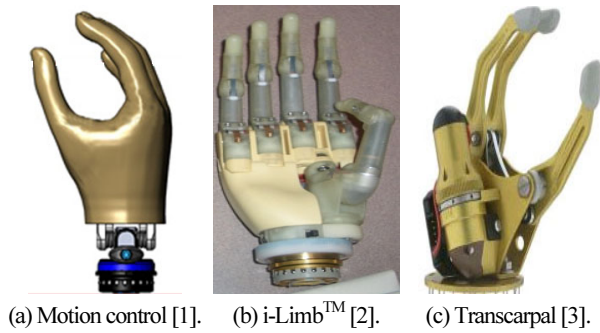


그림 2. 최근에 개발된 다양한 근전전동의수.

Fig. 2. Recently developed Conventional myoelectric hands.

근전 전동의수는 크게 3개의 손가락으로 파지하는 3 finger 타입에서 5개의 손가락으로 파지하는 5 finger 타입으로 나눌 수 있다. 5 finger 타입의 근전 전동의수의 경우[4-7] 다양한 파지기능이 있으며 다섯 손가락을 이용하여 물체를 보다 정밀하게 파지할 수 있는 장점이 있는 반면, 파지력이 80N 이하이며 가격이 매우 고가여서 국내에서는 사용자가 전무하다. 이에 반해 3 finger 타입의 경우 단순 파지기능이지만, 파지력이 120N 정도로 매우 강하고, 유지보수가 저렴하여 국내 대부분의 상지 절단환자가 사용하고 있다.

하지만 이러한 의수를 실제 장착하여 일상생활에 적용할 경우, 사용상 많은 애로사항이 존재한다. 일상에서 정상인의 파지동작을 살펴보면, 그림 3과 같이 물을 마시거나, 수납장을 열고 닫기 위해 먼저 손목관절이 굴곡/신전, 내/외회전을 한 후 파지가 이루어진다. 이러한 손목관절이 없을 경우, 몸

전체를 구부리거나, 비틀어야 하기 때문에 몸이 불편한 장애인(지체장애인)의 경우, 손목모듈이 없는 근전 전동의수 만으로는 동작이 불가능하다. 이처럼 물체를 쥐는 파지동작은 손가락 파지에 의한 한 동작만이 아닌 어깨, 팔, 손목의 움직임과 같이 여러 동작이 순서대로 발생하여 최종적으로 손에서 파지가 이루어지는 일련의 동작이다. 그래서 팔꿈치 아래 부분이 절단된 상지 절단환자가 파지기능을 보다 편리하게 사용하기 위해 회전기능, 굴곡 및 신전 기능이 있는 손목모듈을 가진 근전 전동의수[1,2]가 개발되었다. 그러나 대부분 제품이 수동식이기 때문에 매 순간 반대쪽 손을 사용해서 원하는 위치에 고정후 사용해야 하는 불편이 있다.

그래서 본 논문에서는 일상에서 다반사로 일어나는 일련의 파지행동을 보다 편리하게 함으로써 삶의 질을 한층 더 높이기 위해 6가지 손동작이 가능한 2자유도 자동 손목모듈 기능을 가진 3 finger 타입 근전 전동의수를 제안한다.

3자유도 근전 전동의수는 크게 3 부분으로 나누어 구성되어 있다. 먼저 다른 몸동작이나 부가적인 장치 없이 절단부위의 잔존근육의 미세한 움직임으로 사용자의 파지의도를 파악하기 위한 근전 센서, 자동락킹과 강한 파지력을 기반으로 안전성이 보장된 2자유도 손목 및 파지 메커니즘, 마지막으로 근전 센서로부터 받은 신호를 이용하여 쉽고 편하게 메커니즘을 구동하여 환자가 사용하기 위한 제어기 부분으로 나뉘어진다. 본 논문에서는 센서, 메커니즘, 제어기 순으로 설명하고 실험을 통해 파지, 내·외회전, 굴곡·신전동작을 구현하고자 한다.

### II.3점접 근전센서

특별한 몸동작이나 버튼, 스위치와 같은 부가장치의 부착 없이 사용자의 의도에 따라 전동의수를 동작시키기 위해서는 절단환자의 잔존근육으로부터 미세한 근육의 움직임을 파악하여 이를 전기적 신호로 만들어내는 근전센서가 절대적으로 필요하다. 본 논문에서는 3개의 접점을 가진 Envelop 형태의 건식 근전센서를 개발하였다. 계측용 센서[8]의 경우 보다 안정된 신호를 정밀하게 측정하기 위해 별도의 Amp를 두고 Reference를 신체 다른 부위에 물리지만 근전 전동의수에는 구조적으로 장착이 불가능하다. 본 논문에서는 최근 별도의 Reference 없이 소켓장착에 유용한 3점접 센서[3]를 모델로 설계하였다. 이런 타입의 센서는 전동의수 제작 시 센서 관련 공정이 편리하고, Amp 일체형 이므로 공간적 제약이 없어 사용 및 관리가 편리하다.

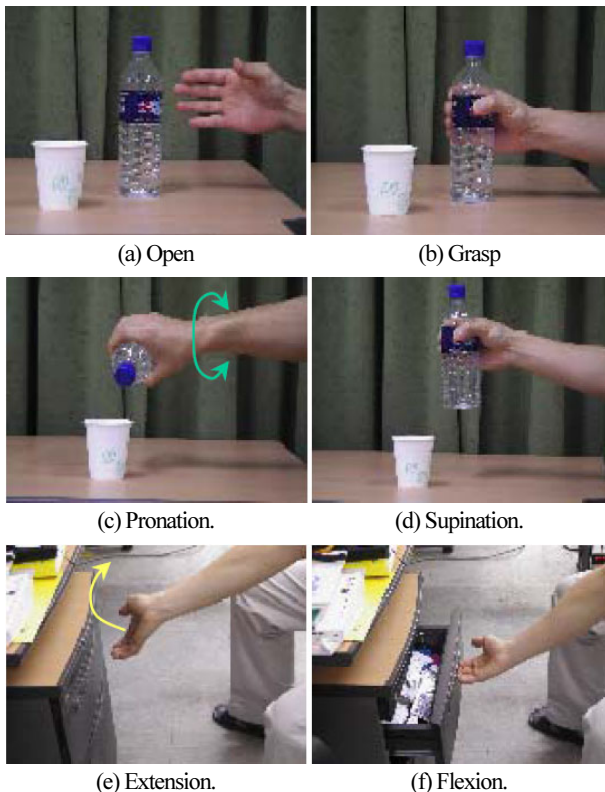


그림 3. 일상생활에서 나타나는 다양한 손동작 분류.

Fig. 3. Classification of the hand motion in daily life.

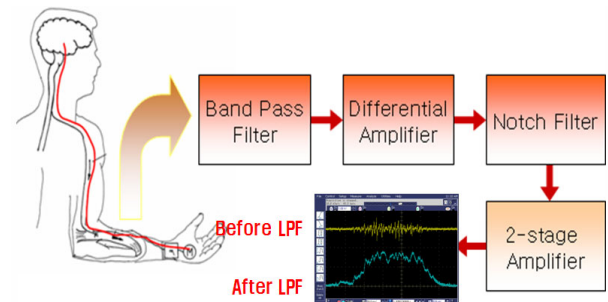


그림 4. 3점접 건식 근전센서 동작 블록도.

Fig. 4. Block diagram of the develop surface EMG sensor.

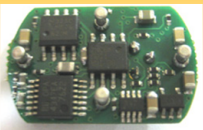
그림 4는 구현된 근전센서 동작 블럭도이다. 근육에서 나온 10mV이하의 미세신호를 근전신호의 제어신호(0~5V)로 사용하기 위해 먼저 대역필터(0~1kHz)를 통과시켜 몸동작에서 발생하는 저주파 노이즈와 그 외 고주파 노이즈가 제거된다. 그리고 1차 증폭 후 일상생활에서 사용되는 가정용 전자제품의 상용 노이즈를 제거하기 위해 60hz노치필터를 설계하였다. 필터를 통과한 순수 근전신호는 2단 증폭단에 의해 0 ~ 5V로 증폭되어 전동외수의 제어신호로 사용된다. 마지막으로 Raw EMG 가 아닌 Envelop EMG 신호를 얻기 위해 500hz 저역 통과필터를 구현하였다.

개발된 3점점 EMG센서의 세부사양은 표 2와 같다. 증폭비는 2,000에서 최대 100,000까지 조절 가능하도록 하였다. 왜냐하면 절단환자의 경우, 초기에는 절단부의 근육이 의도대로 잘 움직이지 않기 때문에 근육으로부터 나오는 신호가 매우 미약하여 증폭 비를 최대한 올려 근전 전동외수를 동작시킨다. 또한 사용 빈도수가 증가함에 따라 잔존근육의 양도 늘어나는데 신호크기도 아주 양호한 상태로 커지게 될 경우 초기 사용 때보다 증폭 비를 낮추어 근전 전동외수가 너무 민감하게 반응하지 않도록 하기 위함이다.

그림 5는 구현된 센서로부터 받은 신호를 FFT 한 결과로써 노치필터에 의해 60Hz 에서는 신호정보가 거의 없는 것 외에는 기존 제품[2]과 마찬가지로 300hz 이하의 저대역에서 대부분의 정보가 분포하고 있기 때문에 근전 전동외수를 위한 근전센서로 사용이 가능하다.

표 2. 개발된 3점점 건식 EMG 센서의 세부사양.

Table 2. Specification of the EMG sensor.

	KOREC –EMG ver1.0
	
Gain	2,000~100,000
BandWidth	90-330Hz
Rejection Frequency	60Hz
CMRR	Above 100dB (1100dB)
Noise	47uV/root Hz at 100Hz
Electrode	3-Point
Phase Margin	75°

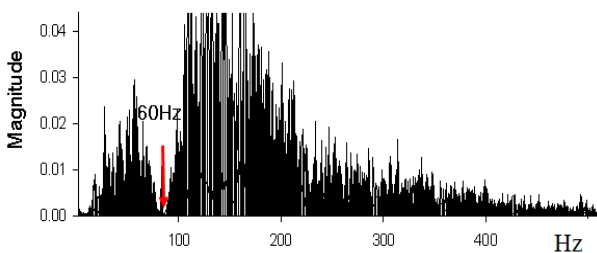


그림 5. LPF 전단에서 측정된 근전 신호의 FFT 결과.

Fig. 5. Results of the FFT of the sampled EMG Signal Before LPF passed.

### III. 3자유도 근전 전동외수 메커니즘

2자유도 자동손목모듈이 있는 3자유도 근전 전동외수는 그림 6과 같이 고 토크로 물체를 파지하기 위한 경량의 파지 메커니즘과 굴곡 · 신전, 내 · 외회전이 자동으로 가능한 자동 손목 메커니즘으로 나눌 수 있다. 파지 메커니즘은 3점점 파지 메커니즘을 이용하여 일반 성인의 2/3정도인 150N의 힘을 낼 수 있고, 자동 락킹메커니즘[4]과 변속기능을 이용하여 안전성과 전력소모를 최소화 하도록 설계하였다. 또한 손목 모듈은 표 3과 같이 좌 · 우 360도 회전 및 약 100°의 굴곡 · 신전이 가능하도록 구현하였다. 이러한 동작반경은 키를 돌리거나, 셔랍을 열고 닫는 동작과 같이 일상 생활에 전혀 불편함이 없이 생활할 수 있다.

#### 1. Open/Grasp( 파지) 메커니즘

파지 메커니즘은 인간의 성인 손 사이즈로 3점점 형태로 구성 되어 있으며 약 95mm정도의 넓이의 물체를 최대 150N의 힘으로 파지할 수 있다. 하지만 순간적인 파지력보다 우선 고려해야 할 사항은 안전성이다. 실제로 근전 전동외수로 컵이나, 뜨거운 냄비, 칼 등을 들고 옮기는 경우, 외부의 갑작스런 충격이나, 전원상의 문제로 인해 들고 있는 물건을 놓칠 경우 많은 문제점을 야기시킬 수 있다. 그래서, 본 논문에서는 근전 전동외수가 파지동작 후 대기상태에서는 손가락이 벌어지지 않도록 잠겨지는 자동 락킹 메커니즘을 구현하였고 대상물이 부서지거나 무리한 힘이 가해지지 않도록 정밀하게 제어하기 위해 저속으로 고토크를 낼 수 있는 자동 변속 메커니즘을 구현하였다.

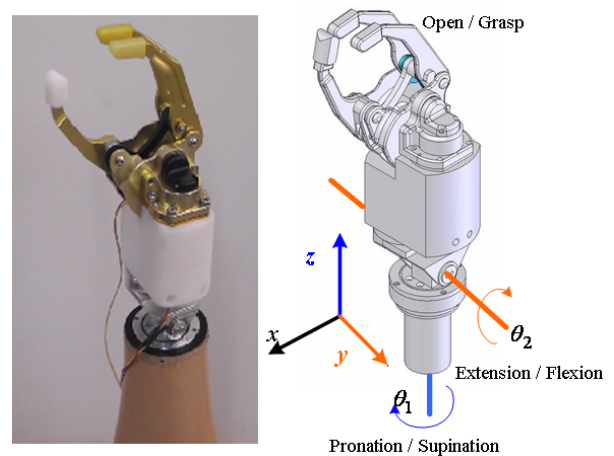


그림 6. 3자유도 근전 전동외수.

Fig. 6. Developed 3 DOF myoelectric hand.

표 3. 3자유도 근전 전동외수 세부스펙.

Table 3. Specification of the 3 DOF myoelectric hand.

제어기	TMS320F2812
무게	590g
동작범위	Open/Grasp: ~95mm Extension/flexion: -50°~50° Supination/Pronation: -180°~180°
파지력	120N(Max 150N)
모터 스펙	4.5W, 8200RPM 3EA
소재	AL7075, S45C
배터리	7.4V, 1.1A Lithum-ion



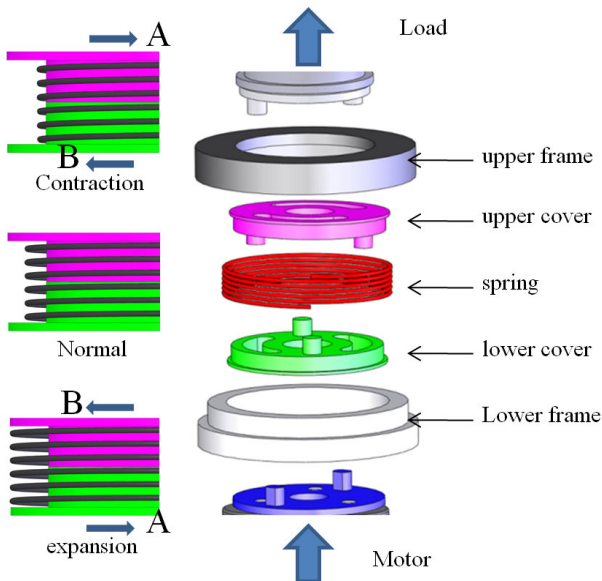


그림 7. 안전성을 위한 자동 락킹 메커니즘.

Fig. 7. Self-locking mechanism for the safety of the amputee.

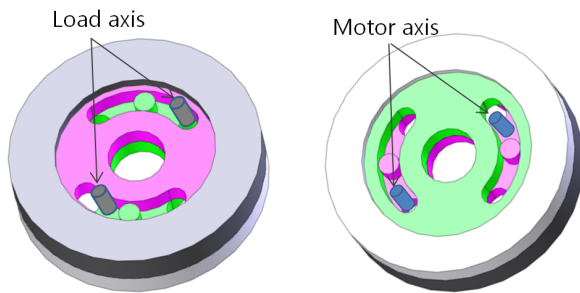


그림 8. 자동 잠금장치를 위한 축 위치.

Fig. 8. Position of the each axis for self-lock mechanism.

### 1.1 자동 락킹 메커니즘

자동 락킹 메커니즘은 그림 7과 같이 구동모터에 연결된 하단 커버, 스프링, 상단 커버 및 락 프레임으로 구성되어 있다. 자동 락킹 메커니즘은 상단 및 하단 커버와 연결된 스프링을 팽창 또는 수축시킴으로써 락 기능과 동력전달기능을 가능하도록 하였다. 정상상태에서 모터에서 부하쪽으로 동력을 전달하기 위해서는, 하단커버가 B 방향으로 회전하거나, 상단커버가 A 방향으로 회전하여, 커버를 감싸고 있는 스프링이 두 커버를 계속 조여준다. 이때 더 이상 조임 상태가 진행되지 않을 경우, 두 커버가 밀착되어 마치 하나의 커버로 동작하여 동력이 전달된다. 반대로 하단커버가 A 방향으로 회전하거나, 상단커버가 B 방향으로 회전할 경우, 스프링이 확장됨으로써 락 프레임에 밀착되어 마찰에 의해 동력이 차단됨으로써 락킹 메커니즘이 구현된다.

그래서 구동 모터쪽에서 연결된 부위는 동력전달기능을 구현하고, 부하쪽에 연결된 부위에서는 락킹 메커니즘을 구현하기 위해 아래와 같이 상단커버 및 하단커버를 설계하고, 구동모터의 회전축과 부하쪽 회전축을 그림 8과 같이 위치하였다.

### 1.2 자동 변속 메커니즘

물체를 파지하는 인간의 동작은 파지 대상물체를 인지 후

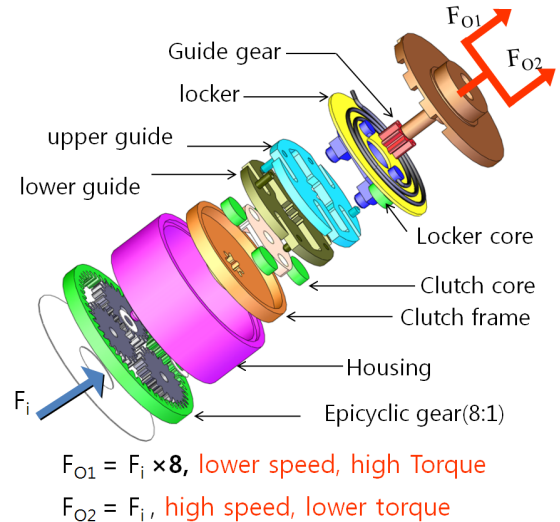


그림 9. 8:1 자동 변속 메커니즘.

Fig. 9. Auto-transmission mechanism with 8:1.

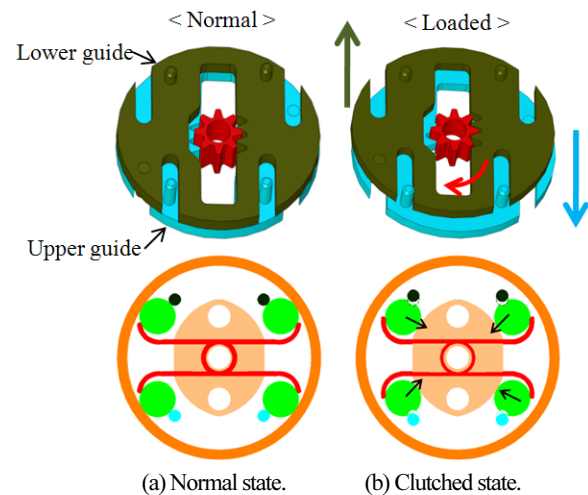


그림 10. 클러치 동작 원리.

Fig. 10. Principle of the operation of the clutch module.

물체를 파지 직전과 직후로 구분된다. 물체를 파지직전까지는 빠르게 파지동작을 수행하고, 대상에 접촉한 후부터는 파지 대상을 고려하여 조심스럽게 파지동작을 수행한다. 그래서 본 논문에서는 물체를 파지 직전인 무부하에서는 유성 감속기(8:1)의 영향 없이 힘이 전달되어 고속, 저토크로 파지하고, 물체를 잡은 순간, 정밀한 제어를 위해 유성감속기가 작동하여 저속, 고토크로 동작하기 위한 자동 변속 메커니즘을 제안한다.

그림 9는 자동변속 메커니즘 3D 모델링으로써, 감속을 위한 유성 감속부와 동력전달 및 변환을 위한 클러치, 락 모듈로 구성되어 있다. 무부하일 경우 그림 10(a)와 같이 클러치 프레임에 클러치 코어가 밀착되어 있어 모터에서 입력된 회전력이 클러치 프레임에 전달되고, 플러치 코어는 락커와 기구적으로 연결되어 있으므로 입력회전력이 그대로 출력에 전달된다.

하지만 출력 쪽에 부하가 있을 경우, 그림 10(b)와 같이 가이드 기어에 의해 상단가이드와 하단가이드가 축 바깥쪽으

로 밀려 이동하면서 클러치 코어가 안쪽으로 이동하여 모터 축과 1:1 회전하던 클러치 프레임과 분리된다. 그리고 락커코어 역시 바깥쪽으로 밀려 유성기어 하우징과 밀착함으로써 출력쪽에 유성 감속기를 통과한 고토크 저속으로 출력된다. 이를 단계별로 나타내면 그림 11과 같다.

그림 12는 앞에서 제안된 자동 락킹 메커니즘과 자동 변속 메커니즘을 적용하고, 감속 소음을 최소화하기 위해 고속 모터에 마찰식 유성감속기를 구현하여 150N의 파지력을 가지는 근전의를 나타낸다. 파지동작은 먼저 다단계의 유성감속을 통해 전달된 모터의 힘이 베벨 기어를 통해 파지방향으로 힘을 전환한다. 베벨 기어를 통과한 후 고토크의 파지력과 강한 내구성을 유지하기 위해 8:1의 서퍼 기어를 통해 최종감속을 한다. 세부 스펙은 표 4와 같이 300g의 초경량으로 400g대의 다른 근전 전동의수에 비해 매우 가볍고 파지 시 1A/7.4V정도의 파워를 소모한다.

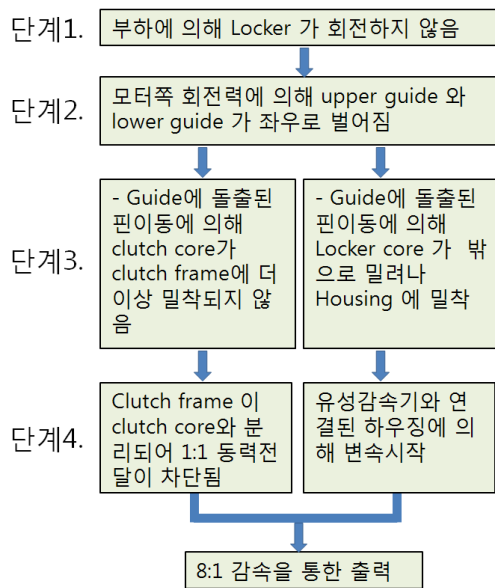


그림 11. 부하시 자동 변속 과정.

Fig. 11. Processes of the auto transmission at loaded state.



그림 12. 근전전동의수 파지 메커니즘.

Fig. 12. Open/grasp mechanism of the myoelectric hand.

표 4. 파지 모듈의 세부 스펙.

Table 4. Specification of open/grasp module.

파라미터	값
무게	300g
속도	100mm/sec
기어비	G1: 14 Auto- transmission: 8:1 G2: 8:1
크기(Ø×H)	48×152(mm)
소모전류	250mA~1.5A

## 2. 2자유도 손목 메커니즘

물체를 쥐는 파지동작은 한 동작만이 아닌 어깨, 팔, 손목의 움직임과 같이 여러 동작이 순서대로 발생하여 최종적으로 손에서 파지가 이루어지는 일련의 동작이다. 대부분 상지 절단환자는 팔꿈치 사용이 가능하고 손목이 없기 때문에 굴곡·신전, 내·외회전이 불가능하기 때문에 파지기능이 있는 근전 전동의수를 착용하더라도 파지전의 손목기능을 몸을 비틀거나, 좌우로 움직이면서 구현하므로 일상생활에 사용하기에는 많은 애로사항이 있다. 서랍장 열고 닫기, 문 열기, 물병에 물 채우기 등 일상생활에서 일어나는 대부분의 동작을 효율적으로 구현하기 위해 2자유도 자동 손목모듈을 구현하였다.

제안된 2자유도 자동 손목 모듈 역시 사용시 안전성을 고려하여 파지모듈에서 언급한 자동 락킹 메커니즘을 적용하여 그림 13과 같이 굴곡·신전, 내·외회전이 가능하도록 구현하였다. 소음을 최소화하기 위하여 모터 앞단에 마찰식 유성 감속기를 사용하였으며, 소형 경량의 고토크를 구현하기 위해 다단 유성 감속기를 부하쪽에 구현하였다.

전체무게는 290g 정도이고 정상인의 손동작 범위를 참고하여 동작범위를 표 5와 같이 구현하였다.

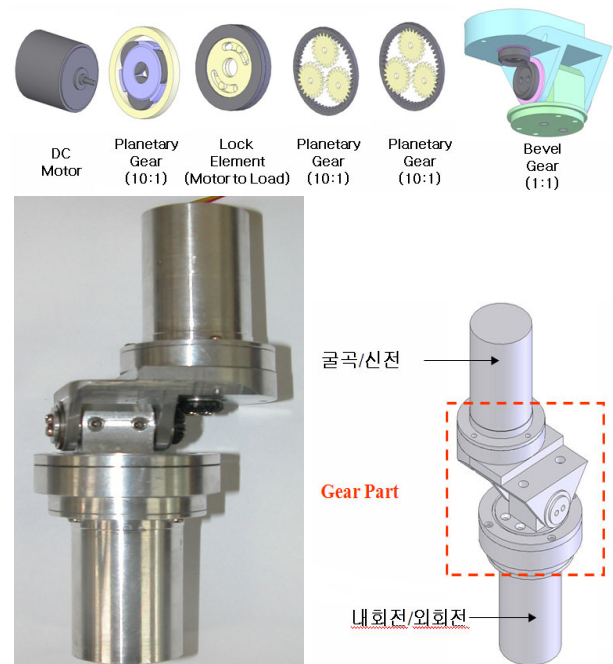


그림 13. 2자유도 손목모듈 및 세부구성도.

Fig. 13. 2DOF wrist module and components.

표 5. 손목모듈 세부사양.

Table 5. Specification of the wrist module.

	내 · 외 회전	굴곡 · 신전
무게	140g	150g
동작범위	360 degree	90 degree
감속비	1000:1	1000:1
크기(Ø×H)	35×40(mm)	35×50(mm)
소모전류	~1.2A	1.5A

#### IV. 3자유도 근전 전동외수 메커니즘

근전신호를 이용한 근전 전동외수의 제어방법은 크게 Raw EMG 신호를 이용하여 제어하는 방법[9,10]과 Envelop EMG 신호를 이용하여 모드변환을 통해 제어하는 방법[11,12]으로 나눌 수 있다. 전자의 경우 절단환자의 의도대로 한 번의 근육의 움직임으로 모든 동작을 구현이 가능하나, 연산시간이 길고 지속적으로 EMG 신호를 처리해야 하기 때문에 시스템이 커져서 실제 장착해서 사용하기에는 다소 무리가 있을 뿐 아니라 환자의 환부 특성에 매우 의존적이기 때문에 많은 훈련시간을 요하게 되어 초기 사용에 있어서 환자에게 많은 부담으로 작용한다. 반면 후자의 경우, 대체로 신호처리를 위한 데이터용량이 적고, 알고리즘이 단순하여 실시간으로 동작반응을 얻을 수 있을 뿐 아니라, 환자가 근전 전동외수를 사용하는데 쉽게 적응할 수 있기 때문에 기존제품에 대부분 응용되고 있다.

그래서 본 논문에서는 단지 2개의 근전 센서를 이용하여 Envelop EMG 신호를 모드 변환하는 알고리즘을 적용하였다.

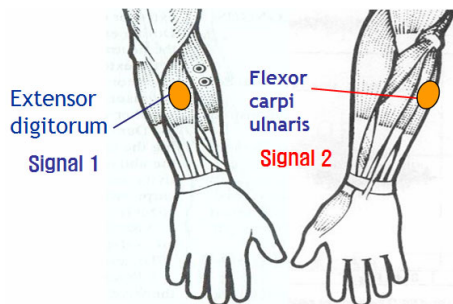


그림 14. 근전센서의 부착위치.

Fig. 14. Position of the EMG sensor attachment.

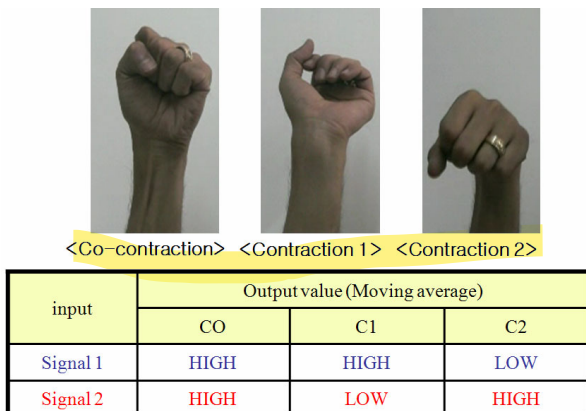


그림 15. 근전신호 형태에 따른 제어신호 분류.

Fig. 15. Control signal classification according to the EMG signal.

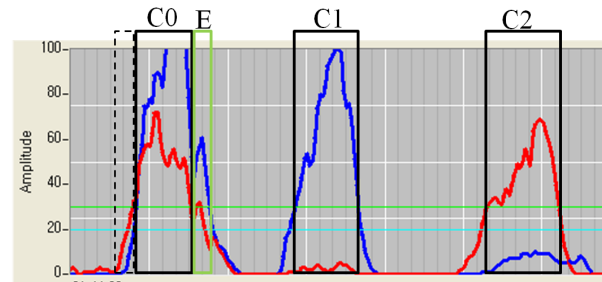


그림 16. 제어를 위한 연속적인 근전신호.

Fig. 16. EMG signal detected from the developed EMG sensors.

센서는 일상생활에서 구현되는 팔이나 다른 손동작에 의해 오동작이 일어나지 않고, 다른 근육의 움직임에 간섭을 받지 않기 위해, 그림 14와 같이 굴곡, 신전근에 부착하였다. 이로 부터 그림 15와 같이 co-contraction(CO), flexion(C1), extension(C2) 동작으로 나오는 근전신호를 제어신호로 사용하였다. 이때 정상인이 발생시킬 수 있는 최대 신호의 크기를 100으로 했을 때 그림 16과 같이 20 이상일 경우, 근전 전동외수를 동작시키기 위한 제어신호로 인지한다. 왜냐하면, 근전 전동외수는 의사의 처방전을 필요로 하는데 이때 근전 신호값이 20 이상이어야 한다. 본 논문에서는 효과적인 제어를 위해 이중 문턱치 제어방법[11]을 사용하여 제어신호를 구분하고 편의상 주요 문턱치 값과 보조 문턱치 값을 40과 20으로 설정하였다.

이중 문턱치 제어방법은 CO 발생시 발생하는 두 신호의 미세한 발생시간 차이에 따른 문제를 해결한다. 굴곡 및 신전근에 동시에 힘을 주어 CO 신호를 발생시킬 때 그림 16에서와 같이 발생직전, 신전근에 의해 먼저 발생하는 Signal 1이 40 이상이고 굴곡근에서 조금 늦게 발생하는 Signal 2가 40이하인 경우가 발생한다. 이때 단일 문턱치 기법을 사용할 경우 C2상태로 잘못 인식할 수 있다. 그래서 보조 문턱치 값을 사용하여 주 문턱치 값 이상의 한 신호가 나올 때 다른 신호값이 보조 문턱치 값(20) 이상이면 두 신호가 동시에 발생한 것으로 간주한다.

그리고 CO 발생 직후, 근육이 이완될 때 두 신호의 시간 차이에 의해 E와 같은 경우가 발생한다. 이러한 경우, 원하지 않는 C1, 또는 C2 신호가 발생하기 때문에 CO 이후에는 반드시 초기 상태로 돌아가도록 그림 17과 같이 제어 알고리즘을 구현하였다.

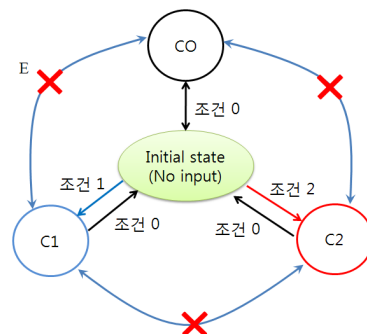


그림 17. 생체신호에 따른 제어상태 흐름도.

Fig. 17. Control state flow according to the EMG signal.

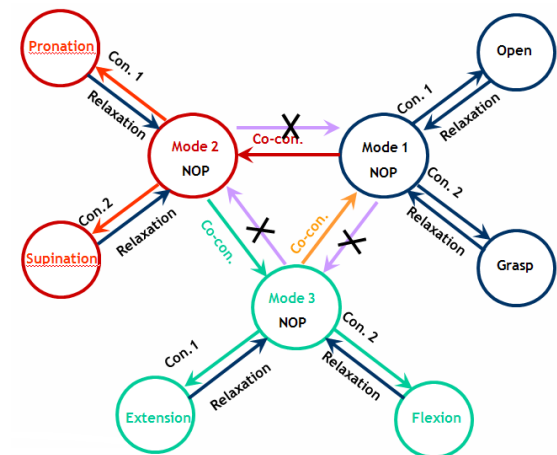


제어신호의 발생조건은 그림 17과 같고 각 조건은

- 조건 0: if(Signal 1>40 & Signal 2>20) 또는  
if(Signal 2>40 & Signal 1>20) 일 때,  
조건 1: if(Signal 2>40 & Signal 1<20),  
조건 2: if(Signal 1>40 & Signal 2<20)

과 같이 나타낼 수 있다.

그림 18은 3개의 신호에 의한 근전 전동의수 동작 상태 다이어그램으로써 3개의 모드로 구성되어 CO 동작에 의해 모드 변환이 되고 C1, C2 신호에 따라 각 모드에 따른 동작이 결정된다. 예를 들어, Mode 1의 경우는 파지 모드로써, C1 신호가 유발될 경우 Open 동작이 일어나고, C2 신호가 유발할 경우 Grasp(파지)동작이 일어난다. 또한 CO 동작이 일어날 경우, Mode 2 상태인 손목회전 상태로 들어간다. 이때 유발된 C1, C2 신호는 손목의 내회전과 외회전 동작을 발생시킨다.



input Current Mode	Next state		
	Next Mode	C0	C1
1	2	open	Grasp
2	3	pronation	Supination
3	1	Extension	Flexion

그림 18. 모드변환에 의한 근전전동의수 동작상태도.

Fig. 18. State diagram of the myoelectric hand in mode change.

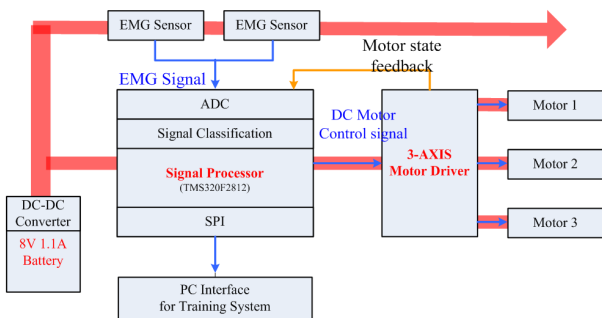


그림 19. 실시간 응답특성을 위한 제어기 동작 블록도.

Fig. 19. Block diagram of the controller to guarantee real-time response.

연속적인 근전신호를 이용한 모드변환 알고리즘을 통해 3 자유도 근전 전동의수 동작을 실시간으로 구현하기 위해 TMS320F2812 기반의 고속 제어기를 설계하였다.

제어기 동작 블록도는 그림 19에서 알 수 있듯이 2개의 근전센서로부터 추출된 신호는 16bit AD 컨버터를 거쳐 0.1ms 단위로 신호를 샘플링하고 평균값을 통해 고주파 노이즈를 제거하였다. 그리고 CO, C1, C2 신호 분류를 통해 독립된 3축 모터 드라이버를 구동하여 근전신호의 크기에 따라 속도제어를 하여 근전 전동의수를 동작시킨다. 또한 향후 근전 전동의수의 상태를 검사/진단 하기 위하여 RS-232통신 인터페이스를 구현하였다. 구현된 제어기는 그림 20과 같이 근전 전동의수에 장착가능 하도록 소형화하였다.

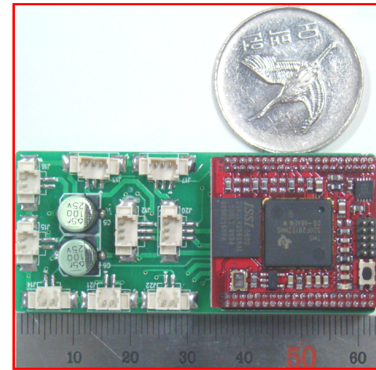


그림 20. DSP기반의 근전 전동의수 제어기 구현.

Fig. 20. DSP-based myoelectric controller.

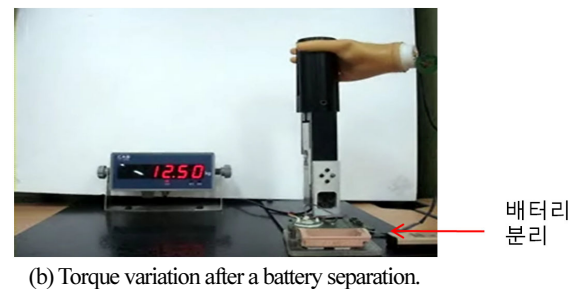
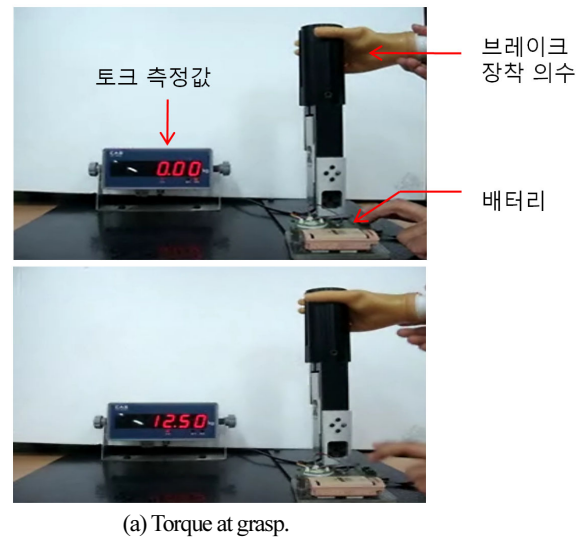


그림 21. 브레이크 동작 테스트.

Fig. 21. Self-lock operating test.

## V. 실험 및 결과

3자유도 근전 전동외수 구현을 위해 제안된 생체신호인 근전신호를 추출하기 위한 근전센서, 추출된 센서로부터 기구부를 구동하기 위한 제어부, 동작을 구현하는 메커니즘을 검증하고자 한다.

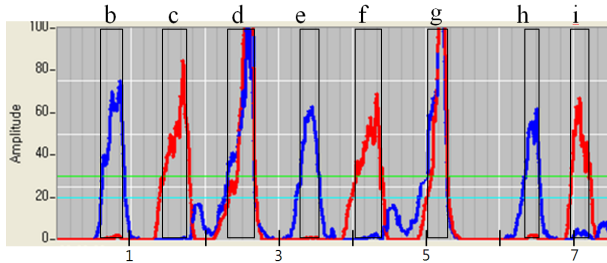


그림 22. 6가지 손 동작구현을 위한 근전신호.

Fig. 22. EMG signal to generate 6 hand motion.

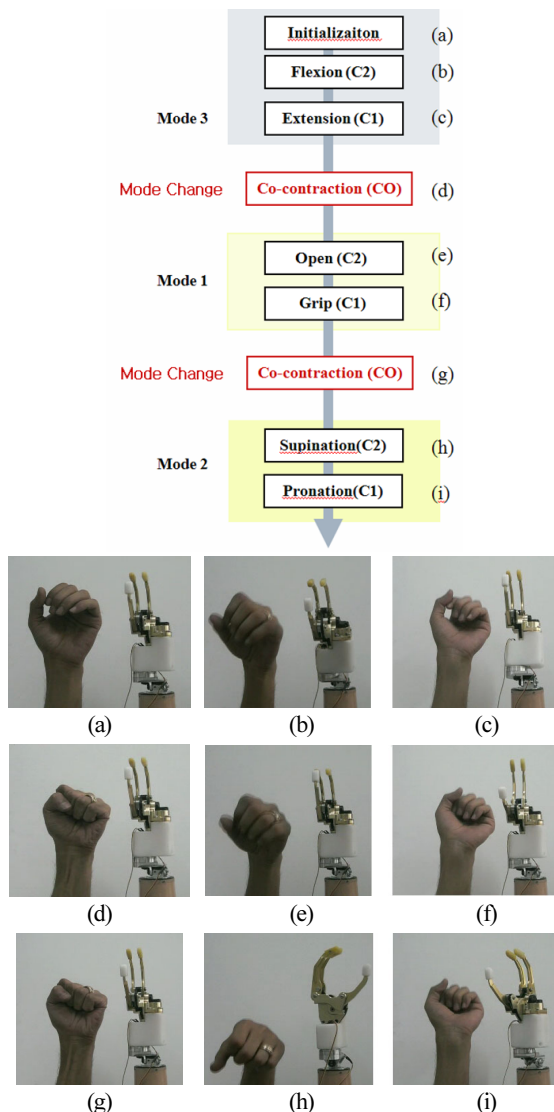


그림 23. 모드 변환 알고리즘을 이용한 3자유도 근전 전동의 수 6가지 동작구현.

Fig. 23. Implementation of the 3DOF myoelectric hand motion using mode-change algorithm.

그림 21은 제안된 자동 락킹 메커니즘을 적용하여 파지 후 배터리 분리 시 파지 힘의 변화량을 측정하였다. 그림 21(a)와 같이 파지시 12.5N의 파지력은 배터리 분리 후 그림 21(b)와 같이 자동 락킹 메커니즘에 의해 파지력을 유지함을 알 수 있다. 최근 각 손가락에 대한 파지를 보다 효과적으로 측정하기 위한 방법들이 개발되었으나[13], 본 논문에서는 상용화된 장비를 사용하여 데이터의 유효성을 확보하였다.

자동손목모듈을 이용한 6개의 동작구현을 위해 그림 22는 2개의 근전센서로부터 추출한 근전신호로써, CO, C1, C2의 분리 가능한 3종류의 근전신호를 연속적으로 구현하였다. 20 이하의 미세신호는 센서와 피부의 불안정한 접촉에 따른 신호로써 동작구분을 위한 신호에는 그의 영향을 미치지 않는다. 그림 23은 굴곡, 신전, 펌, 파지,외전, 내전순으로 6개의 근전 전동외수 동작을 그림 22의 신호에 따라 구현하였다.

지금까지 2개의 센서를 이용하여 2자유도 손목모듈기능이 있는 근전 전동외수를 구현하였다. 단단부가 짧은 상지 절단 환자의 경우 적용이 가능하나 손목모듈이 다소 길기 때문에 단단부가 긴 절단환자의 경우, 개발된 의수를 착용할 경우, 팔 길이가 매우 길어져 미관상 좋지 않다. 그러므로 향후 다양한 형태의 절단환자에게 적용될 수 있도록 파지 및 손목모듈을 보다 최적화하여 작고 경량화를 위한 연구와 독창적인 형태의 변형가능한 기구부를 이용한 모듈개발 역시 절실히 요구된다[14].

## 참고문헌

- [1] <http://www.utaharm.com>
- [2] <http://www.touchbionics.com>
- [3] <http://www.ottobock.com>
- [4] J. U. Chu, D. H. Jung, and Y. J. Lee, "Design control of a multifunction myoelectric hand with new adaptive grasping and self-locking mechanism," *Int. Confs. on Robotics and Automation*, pp. 743-748, 2008.
- [5] S. I. Ahn, Y. H. Oh, and S. J. Kwon, "Design of a humanoid robot hand by mimicking human hand's motion and appearance," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 14, no. 1, pp. 62-69, 2008.
- [6] J. L. Pons, E. Rocon, and R. Ceres, "The manus-hand dextrous robotics upper limb prosthesis: Mechanical and manipulation aspect," *Autonomous Robots*, vol. 16, no. 2, pp. 143-163, 2004.
- [7] M. C. Carrozza, R. Lazzarini, M. R. Cutkosky, and P. Dario, "The spring hand: Development of a self-adaptive prosthesis for restoring natural grasping," *Autonomous Robots*, vol. 16, pp. 125-141, 2004.
- [8] <http://www.delsys.com>
- [9] J. U. Chu, I. H. Moon, S. K. Kim, and M. S. Mun, "A study on feature projection methods for a real-time EMG pattern recognition," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 12, no. 9, pp. 935-944, 2006.
- [10] S. Herle, S. Main, G. Lazear, C. Marcu, P. Raica, and R. Robotin, "Hierarchical myoelectric control of a human upper limb prosthesis," *19th int. workshop on Robotics in ALPE-Adria-Danube Region-RAAD*, pp. 55-60, 2010.
- [11] N. Kurisu, N. Tsujiuchi, and T. Koizumi, "Prosthetic hand control using motion discrimination from EMG signal," *31th int. Confs. of the IEEE EMBS Minneapolis*, Minnesota, USA, pp.



6922-6925, 2009.

- [12] M. J. Lee, I. H. Moon, and M. S. Mun, "Motion classification for myoelectric hand using double threshold," *The 11<sup>th</sup> world congress of the ISPO*, 2004.
- [13] G. S. Kim, "Development of cylindrical-type finger force measuring system using two-axis force/moment sensor and its

characteristic evaluation," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 17, no. 5, pp. 484-489, 2011.

- [14] S. S. Ahn, Y. M. Kim, and Y. J. Lee, "A deformable spherical robot with two arms" *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 16, no. 11, pp. 1060-1067, 2010.



#### 박 세 훈

1972년 8월 15일생. 1998년 경북대학교 전자공학과(공학사). 2006년 동 대학원 공학박사. 현재 재활공학연구소 연구위원. 관심분야는 지능제어, 보행로봇의 걸음새제어, 생체신호제어 및 재활 보조장치 개발.



#### 홍 범 기

1979년 9월 30일생. 2003년 인천전문대학교 기계설계과(전문공학사)현재 재활공학연구소 위촉연구원. 관심분야는 기계설계, 의족 · 의수 설계.



#### 김 종 권

1973년 2월 19일생. 1995년 아주대학교 기계공학과(공학사). 1997년 아주대학교 기계공학과(공학석사). 현재 재활공학연구소 책임연구원. 관심분야는 기계설계, 의족 · 의수 설계 및 제어.



#### 홍 응 표

1967년 9월 1일생. 1990년 경북대학교 전자공학과(공학사). 2007년 경북대학교 대학원 의용생체공학과(공학박사). 현재 재활공학연구소 연구위원. 관심분야는 재활 이동기기, 재활로봇.



#### 문 무 성

1978년 서울대학교 기계설계학과(공학사). 1982년 동 대학원 석사. 1992년 University of Minnesota 의공학과(공학박사). 1993년~1994년 경희대학교 의과대학 연구교수. 1994년~현재 재활공학연구소 소장. 관심분야는 생체역학 및 재활시스템.