



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

碩士學位論文

근전도 센서 설계와 근전도 신호를 이용한 힘에 독립적인

인간 팔 동작 추정 알고리즘

EMG Sensor Design and Human Arm Motion Estimation

Algorithm Independent on Force using EMG signal

李 炫 澈

漢陽大學校 大學院

2009 년 2 월

碩士學位論文

근전도 센서 설계와 근전도 신호를 이용한 힘에 독립적인

인간 팔 동작 추정 알고리즘

EMG Sensor Design and Human Arm Motion Estimation

Algorithm Independent on Force using EMG signal

指導教授 崔 永 振

이 論文을 工學碩士學位 論文으로 提出합니다.

2009 년 2 월

漢陽大學校 大學院

전자전기제어계측工學科

李 炫 澈

이 論文을 李炫澈 의 碩士學位 論文으로 認准함.

2009 년 2 월

審査委員長 李 秉 周 (인)

審 查 委 員 崔 永 振 (인)

審 查 委 員 林 東 進 (인)

漢 陽 大 學 校 大 學 院

목 차

목차	i
그림 목차	iii
표 목차	v
국문 요지	vi
제1장 서론	1
1.1 연구 배경과 목적	1
제2장 근전도 신호	5
2.1 근육의 종류	5
2.1.1 골격근의 구조	6
2.1.2 골격근 수축의 종류	9
2.2 근전도 신호의 정의 및 특성	11
2.3 근전도 신호 측정 방법과 측정 근육	15
2.3.1 근전도 신호 측정 방법	15
2.3.2 측정 근육 명칭	15
제3장 근전도 센서 하드웨어 설계	20
3.1 근전도 센서 설계 과정	20
3.1.1 생체신호 획득 단	22
3.1.2 아날로그 증폭 단	22
3.1.3 아날로그 필터 단	23
3.1.4 Op-Amp Drift 방지 단	26
3.1.5 A/D 변환단	26
3.2 개발된 근전도 센서	27
제4장 기하학적 접근법을 통한 근전도 신호 분석 알고리즘	32
4.1 추정 동작 선정	33

4.2 RMS & LPF 를 통한 신호 분석 -----	35
4.3 Normalization 을 통한 기하학적 방법론 제시 -----	36
4.4 Polynomial interpolation 을 이용한 Fitting 알고리즘 -----	41
4.5 실험결과-----	43
 제5장 결론 -----	 49
 참고 문헌 -----	 51
Abstract -----	53
감사의 글 -----	55

그림 목차

그림 1-1. NECAL	3
그림 2-1. 각 근육의 모습	6
그림 2-2. 근섬유 구조	7
그림 2-3. 골격근의 구조	8
그림 2-4. 연축과 강축	10
그림 2-5. 등력성 수축과 등장성 수축	11
그림 2-6. EMG 신호 발생 모델	13
그림 2-7. 신경 흥분 전도	14
그림 2-8. 상지의 굽힘근	17
그림 2-9. 상지의 펴짐근	18
그림 2-10. 측정 근육	19
그림 3-1. 하드웨어 개념도	21
그림 3-2. 바이폴라 스냅전극과 1회용 Ag/AgCl 전극	22
그림 3-3. GSR 파형	24
그림 3-4. P-spice 를 이용한 시뮬레이션	26
그림 3-5. 개발된 EMG 센서 회로도	28
(a) EMG센서 모듈의 기본 회로도	28
(b) 개발된 EMG센서 회로도와 구성도	29
그림 3-6. EMG센서 보드의 2채널 결합도와 확장도	29
(a) EMG센서 모듈의 기본 회로도	28
(b) EMG센서 모듈의 4채널 확장도	30
그림 3-7. 개발된 EMG센서의 실제 모습	30
(a) 파워모듈, 센서모듈, DSP모듈	30
(b) 결합도 QUARTER VIEW	31
(c) 결합도 TOP VIEW	31

그림 3-8. 개발된 EMG센서로의 측정	31
(a) 움직임이 없을때	31
(b) 동작이 시작되는 모습	31
(c) 동작 진행중인 모습	31
그림 4-1. 실험으로 추정하고자 하는 모션	34
(a) Z축으로 0~90도 회전하여 팔 벌리는 동작 (어깨 외회전)	34
(b) Y축으로 0~90도 회전 (전상방거상)	34
(c) Y축으로 0~90도 회전 (신전, 굴곡)	34
그림 4-2. Normalization 을 통한 Unit Sphere 좌표계	37
그림 4-3. 각 동작에 따른 영역	38
그림 4-4. 관절각에 따른 좌표간 거리 개념도1	39
그림 4-5. 관절각에 따른 좌표간 거리 개념도2	40
그림 4-6. 실제 관절각도와 추정각도와의 비교	44
그림 4-7. 각 동작의 관절각에 따른 위치 변화	45
그림 4-8. 실시간 각도 추정 (0 kg)	46
그림 4-9. 실시간 각도 추정 (1 kg)	47
그림 4-10. 실시간 각도 추정 (2 kg)	48

표 목차

표 3-1. 8차 High Pass Filter 의 차단 주파수 -----	25
표 3-2. 4차 Low Pass Filter 의 차단 주파수 -----	25

국문 요지

최근 들어 생체신호 연구에 대한 관심이 높아지고 있다. 그 중에서도 근육의 움직임을 측정하는 EMG 신호는 인간의 동작을 분석하는데 있어서 가장 중요한 신호라 할 수 있다. 인간이 팔을 움직이거나 힘을 주었을 경우 팔에 있는 근육들은 활성화 되기 시작한다. 실제로 EMG 신호는 관절의 동작이나 힘에 의하여 발생되어 진다. 이러한 이유로 EMG 신호를 분석하는 것은 동작정보를 알아내는데 주로 연구되어 왔다. 하지만 힘에 따라 EMG 신호가 변하는 관계로 힘에 따른 관절 각도의 추정 연구가 어려운 실정이다.

이에 본 논문은 EMG 신호를 측정하기 위한 센서 설계 과정을 기술하고, 표면 근전도 센서를 이용하여 Biceps brachii, Deltoid 그리고 Triceps brachii 의 세 부분의 근육에서 획득한 원신호를 Normalization을 통한 기하학적 방법론을 제시하여 힘에 독립적인 관절 각도 추정 알고리즘을 기술하고 실험을 통하여 이를 입증한다

제 1 장

서 론

1.1 연구배경과 목적

최근 들어 다양한 연구 분야에서 HCI(human/computer interface) 및 HRI(human/robot interface) 에 관한 관심이 높아지면서 인간의 생체 신호에 대한 연구가 활발히 진행 되고 있다. 인간의 몸은 눈동자의 움직임으로 측정되는 EOG(Electro-Oculogram 안전도)와 심장의 박동에 따라 주기적으로 생성되는 ECG(Electro-Cardiogram 심전도), 사람의 두뇌활동에 따라 뇌의 각 부분에서 0~50Hz 의 다양한 주파수로 생성 되는 EEG(Electro-Encephalogram 뇌전도) 그리고 일반적인 근육 활동으로 인하여 생성되는 EMG(Electro-MyoGram 근전도) 등의 여러 가지 생체 신호를 발생시킨다.

이러한 생체신호들은 모두 신호의 측정 전위차를 가지는 전기적 신호로 측정할 수 있다. 이것은 인간의 몸에서, 신호의 전달과정이 뉴런으로 부터의 전기적 자극으로 인하여 이루어지기 때문에 가능한 것이라 할 수 있다.

2005년 장애인 실태조사 결과 우리나라는 2,148,686 명의 장애인들이 있으며, 이중에서 질환 및 사고 등의 후천적 원인이 장애 요인 중 가장 많은 89.0% 인 1,847,869 명에 이르고 있다[1]. 즉, 대략 184만 여명에 이르는 장애인들의 재활은 현재 우리사회에서 큰 이슈로 부상하고 있으며, 이미 전 세계적으로 장애인들의 재활과 이들의 정상적인 사회 복귀는 큰 이슈가 되어 있다.

장애인들의 재활과 정상적인 사회복귀를 위한 다양한 지원기기(assistive device)에 관한 연구가 전 세계적으로 진행 중에 있으며, 이러한 지원 기기 중에 가장 손쉬운 방법으로 EMG 신호를 이용한 연구가 주로 이루어지고 있다.

본 논문 역시 재활공학분야에서 인간의 동작정보 획득을 위해서 연구되었으며 EMG 신호처리에 중점을 두고 연구 되었다. 현재 재활공학 분야에서의 생체-기계 시스템을 개발하기 위한 연구로는 미국 국방부 산하의 DARPA 에서 지원하고 버클리 대학교 기계공학과 카제루니 교수 연구팀에서 개발된 BLEEX1(Berkely Lower Extremity Exoskeleton)과 BLEEX2 가 상용화 단계에 와 있다. 하지만 이 외골격 로봇은 재활분야 보다는 산업 및 군사용의 목적으로 개발되었다. 미국 미시간대학의 Powered Lower Limb Orthosis 는 근전도 신호를 이용하여 환자의 재활을 목적으로 연구되었으며[2], 독일의 베를린 대학에서는 근육의 Bio-Electric Signal 을 이용하여 다리 보조 근력 기구인 Powered Leg Exoskeleton 을 개발하였다. 일본에서는 Nishikawa 가 EMG 신호를 이용한 손목의 움직임과 손가락의 굽힘 동작을 컴퓨터로 시뮬레이션을 하였다[3]. 또한 장애인 및 재활 복지 분야에서의 보조 로봇 개발에 많은 투자를 하고 있으며, 대표적인 모델인 HAL-5(Hybrid Assistive Limb) 은 일본 중소기업의 지원을 받으며 쓰쿠바 대학의 Sankai 연구실에서 개발되었다.

가장 최근에는 Rehabilitation Institute of Chicago 에서 연구된 NECAL [그림1-2] 근전도 신호의 특정 패턴을 분류하여 의수의 동작을 시뮬레이션 하는 방법[4] 등을 말할 수 있다. NECAL 은 순수 EMG 신호만을 가지고 절단 장애인의

사지를 인공 수족으로 만들어 주었는데 이 방법은, 인간 스스로 원래 절단되어진 부분의 근육이 아닌 잘 쓰여지지 않던 근육들을 학습을 통하여 움직이게 하여 이러한 근육의 움직임을 단순한 명령으로 인공 수족을 움직이게 한 방법이라 할 수 있다.



[그림 1-1] NECAL

지금까지 EMG 신호를 이용한 수많은 연구가 진행되는데 있어서 필수적으로 필요한 부분과 아직까지 규명하지 못한 중요한 부분이 하나씩 존재한다고 할 수 있다.

우선적으로 필요한 부분은 HCI/HRI 구현하는데 있어 핵심인 생체신호 획득 센서라 할 수 있다. 기존의 상용화 EMG 장비는 대부분 의료 목적으로 개발되어 가격이 고가이며, 부피가 큰 단점이 있다. 하지만 완벽한 HCI/HRI의 구현을 위해서는 무엇보다 휴대성이 보장되어야 할 것이며, 인간이 센서를 부착함에 있어서 불편함이 없어야 한다. 이러한 특성을 살리기 위해서는 센서의 소형화와 전체 시스템의 집적화가 필요하다. 또한 아직까지 규명되지 못한 것은 인간의 동작에서 힘에 종속적인 EMG 신호의 변화로 인한 관절각 추출의 어려움을

어떻게 극복 하는 가이다.

이에 본 논문에서는 생체신호인 근전도 신호를 획득하기 위해서 표면전극을 이용한 소형화, 모듈화된 EMG 센서보드를 개발 과정을 기술하였고, 인간의 힘에 관하여 독립적으로 관절의 움직임을 추출 할 수 있는 새로운 방법론을 제시하고자 한다.

본 논문의 2장에서는 EMG 신호인 근전도 신호의 정의 및 특징에 관하여 설명하고 3장에서는 소형 근전도 센서의 개발과정을 설명한다. 그리고 4장에서는 본 논문에서 처음으로 제안하는 관절각과 힘과의 관계에 대하여 새로운 방법론을 제시하고 마지막 5장에서는 본 연구에 대한 요약 및 결론을 맺는다.

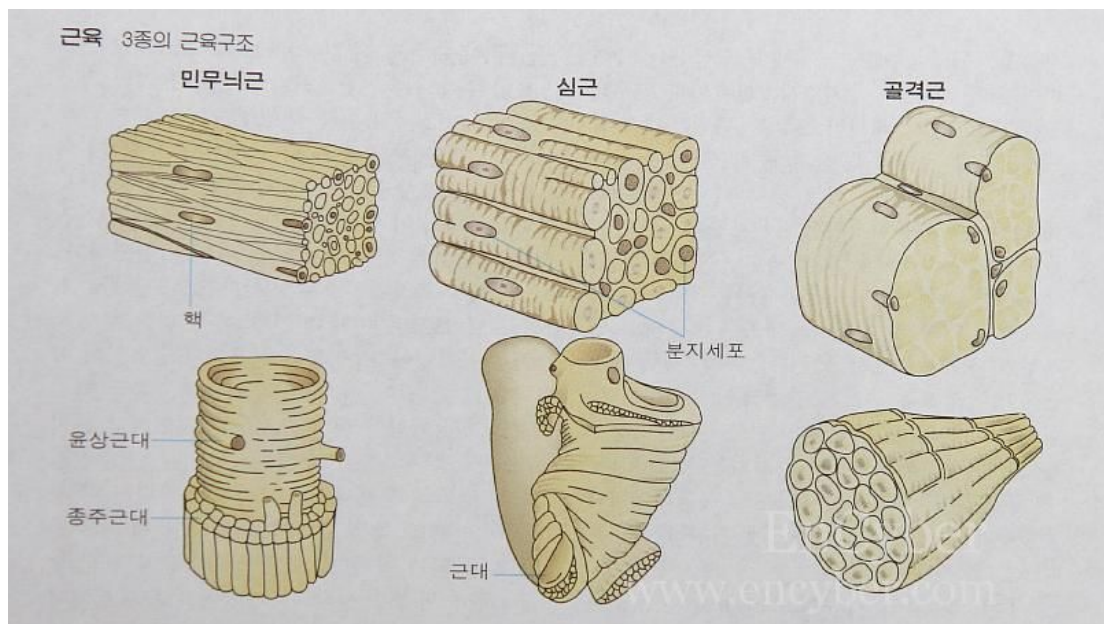
제 2 장

근전도 신호(Electro-MyoGram)

2.1 근육의 종류

근육은 음식으로부터 얻어진 화학 에너지를 힘으로 변환시키는 분자 기계라 할 수 있다. 근육의 종류는 크게 심장근, 평활근, 골격근 세가지로 구분되어 진다. 심장근은 심장에서만 발견되는 특이한 근육으로 우리 몸 전체에 피가 공급될 수 있도록 자율적으로 쉬지 않고 펌프질을 한다. 이를 위해 심장은 정기적인 전기 자극을 일으켜 근육섬유가 수축하도록 하며, 수많은 미토콘드리아가 심장에서 요구되는 많은 양의 에너지를 생산한다. 평활근은 흔히 민무늬근(Smooth muscle)이라고도 하며 척추동물의 심장근 이외의 내장근은 모두 평활근이다. 운동이 활발하지 않은 부분에 발달되며 수축속도는 느리지만, 쉽게 피로를 느끼지 않는 성질을 가진 불수의 근이다. 평활근은 자율신경계로부터 2중

지배(교감신경계와 부교감신경계)를 받고 있다. 그리고 심근과 평활근을 제외한 우리 인체의 대부분의 근육이 바로 골격근이다. 인간의 동작의 단순관절 시스템 분석에서는 오직 골격근만이 고려되며 단순 관절 시스템에서 근육은 움직임을 만드는 모터를 상징한다[5]. [그림2-1]은 심장근, 평활근 그리고 골격근의 모습이다.



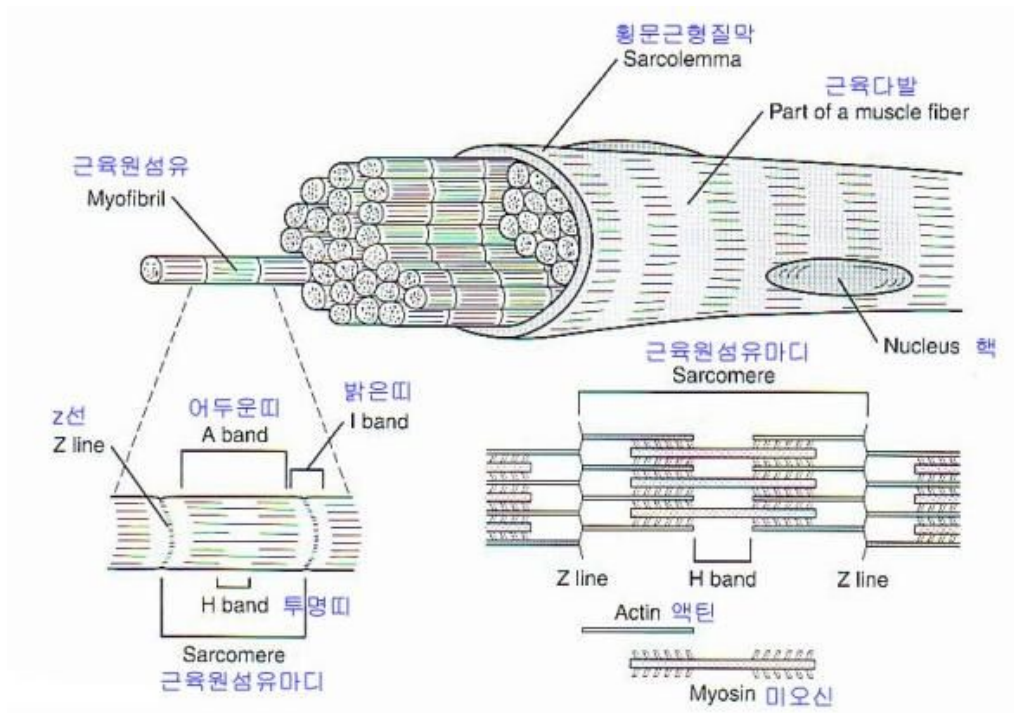
[그림 2-1] 각 근육의 모습[17]

2.1.1 골격근(*Skeletal muscle*)의 구조

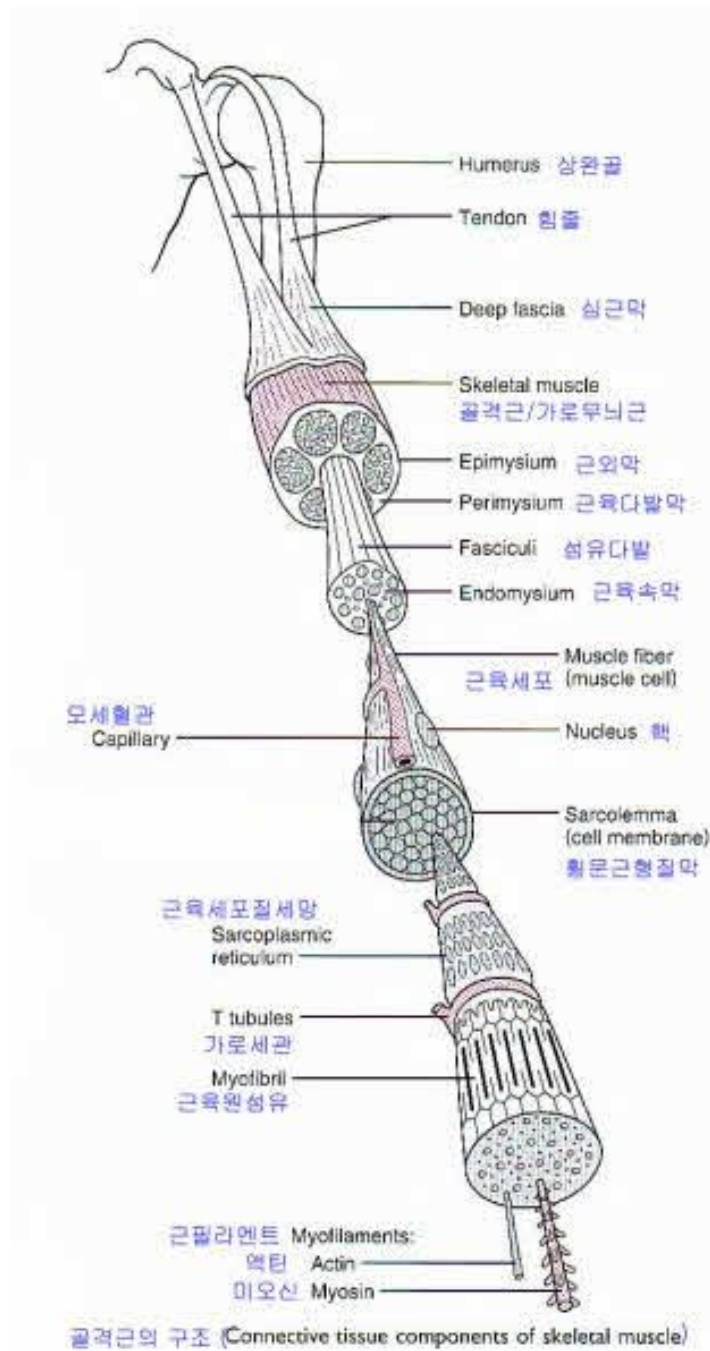
골격근은 의지에 따라 움직일 수 있는 근육을 수의근(Voluntary muscle)이라 하고, 내장근이나 심근과 같이 의지에 따라 움직일 수 없는 근육을 불수의근(Involuntary muscle)이라 한다.

이중 골격근은 온몸의 근조직 대부분을 차지하며, 굵기 $10 \sim 100 \mu m$, 길이 $5 \sim 12 cm$ 로 가늘고 긴 근섬유의 집합체로 구성되어 있다. 골격근은 근육섬유(Muscle Fiber)와 이를 싸고 있는 결합조직(Connective Tissue)이 여러 개의 근육다발이모인 근막(Fascia)에 의하여 형성되고, 그 내부는 근육다발을 싸고 있는 근육다발막(Perimysium)에 의해 구성되며, 이는 근육속막(Endomysium)으로 형성되어 있으며, 다시 매우 섬세한 근육원섬유(Myofibril) 다발들의 집합체에 의하여 이루어진다. [그림2-3]은 골격근의 구조를 나타내고 있다.

근육의 기능은 능동적으로 수축하는 것으로서, 이것을 근 수축(Muscle Contraction)이라 한다. 근 수축은 2종류의 필라멘트가 서로 마찰함으로써 이루어진다. 근육조직은 4개의 특징을 가지고 있는데 확장성(Extensibility), 탄력성(Elasticity), 신축성(Contractibility), 그리고 흥분성(Imitability)이다[5][6]. [그림2-2]은 근섬유의 구조이다.



[그림 2-2] 근섬유 구조[16]



[그림 2-3] 골격근의 구조[16]

2.1.2 골격근(*Skeletal muscle*) 수축의 종류

- 연축(Twitch)

근육에 대해 단 하나의 자극인 전기적 쇼크를 주면, 근육은 빠른 수축을 일으키는데 이것을 연축이라 한다. 연축은 3시기로 나눌 수 있는데, 잠복기(latent period), 수축기(contraction), 이완기(relaxation period) 이다.

- 강축(Tetanus)

어떠한 단일 자극이 연축을 일으키지만 연축은 실험적으로 만든 수축이다. 이에 반하여 강축은 골격근의 활동으로 나타나는 실제적인 근육의 수축이다. 지속적인 깨끗한 수축으로서 수축의 크기가 연축 때보다 훨씬 크다.

- 가중(Summation)

첫째 자극에 대하여 수축하는 동안에 둘째 자극을 가하면 첫째 자극으로 발생된 장력 위에 둘째 자극의 장력이 가중되어 융합되므로 더 강력한 수축을 할 수가 있다. 이것을 수축의 가중이라 한다.

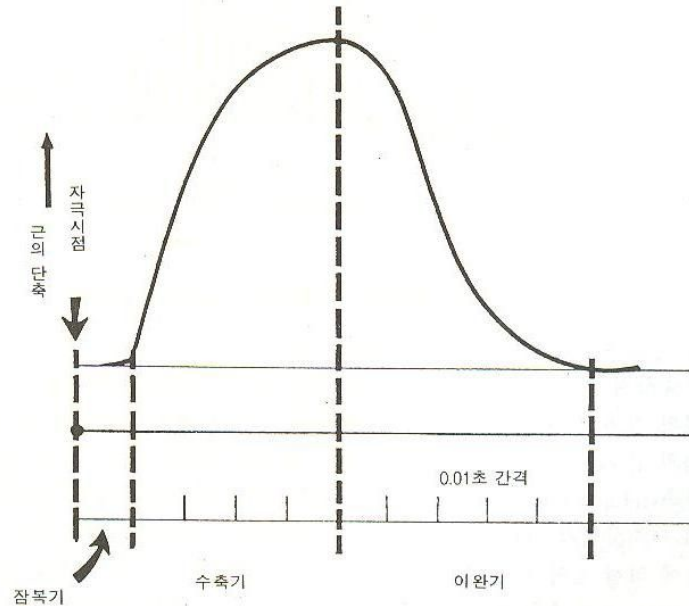
- 등력성 수축(Isotonic contraction)

이 형태의 수축은 근의 장력이 발생함에 따라 근육이 짧아지는 것이다. 물건을 위로 들어올리는 동작에서 사용되는 수축이 바로 일반적인 등력성 수축이다.

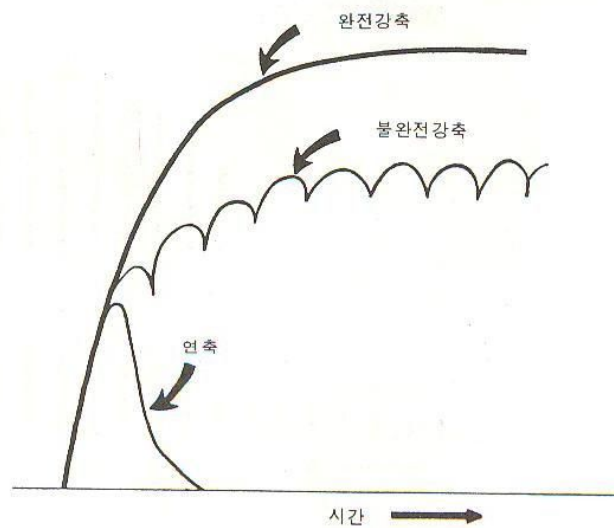
- 등장성 수축(Isometric contraction)

수축중에 근의 장력은 발생하지만 길이는 변하지 않는다. 이것도 일반적으로 볼 수 있는 수축 형태이다. 우리가 팔의 무게를 지지하는 것이나 양손을 벽에 대고 미는 운동 등이 등장성 수축이다.

[그림2-4]는 연축, 강축 그리고 가중에 대하여 묘사하였으며[7], [그림2-5]는 등력성 수축과 등장성 수축에 대하여 나타내었다[8]. 본 연구에서는 등력성 수축과 등장성 수축에 대하여 다루어졌다.

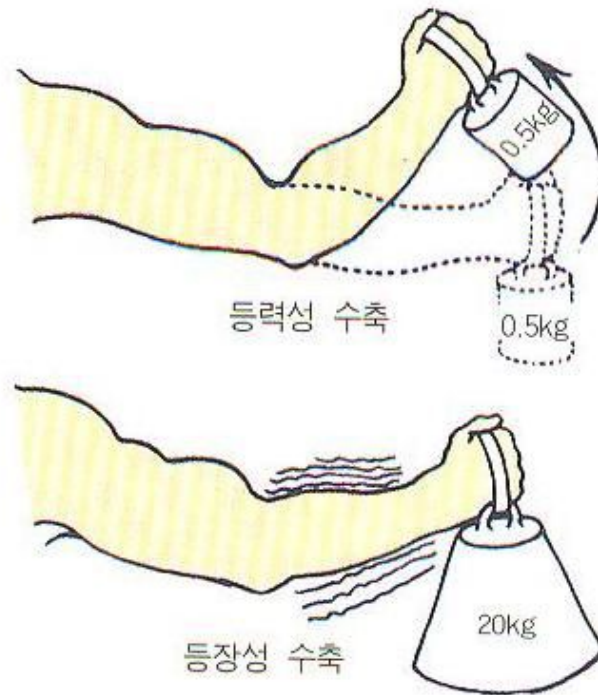


(a) 연축과 그 경과



(b) 연축, 불완전강축 및 완전 강축

[그림 2-4] 연축과 강축[7]



[그림 2-5] 등력성 수축과 등장성 수축[8]

2.2 근전도(Electromyography)신호의 정의 및 특성

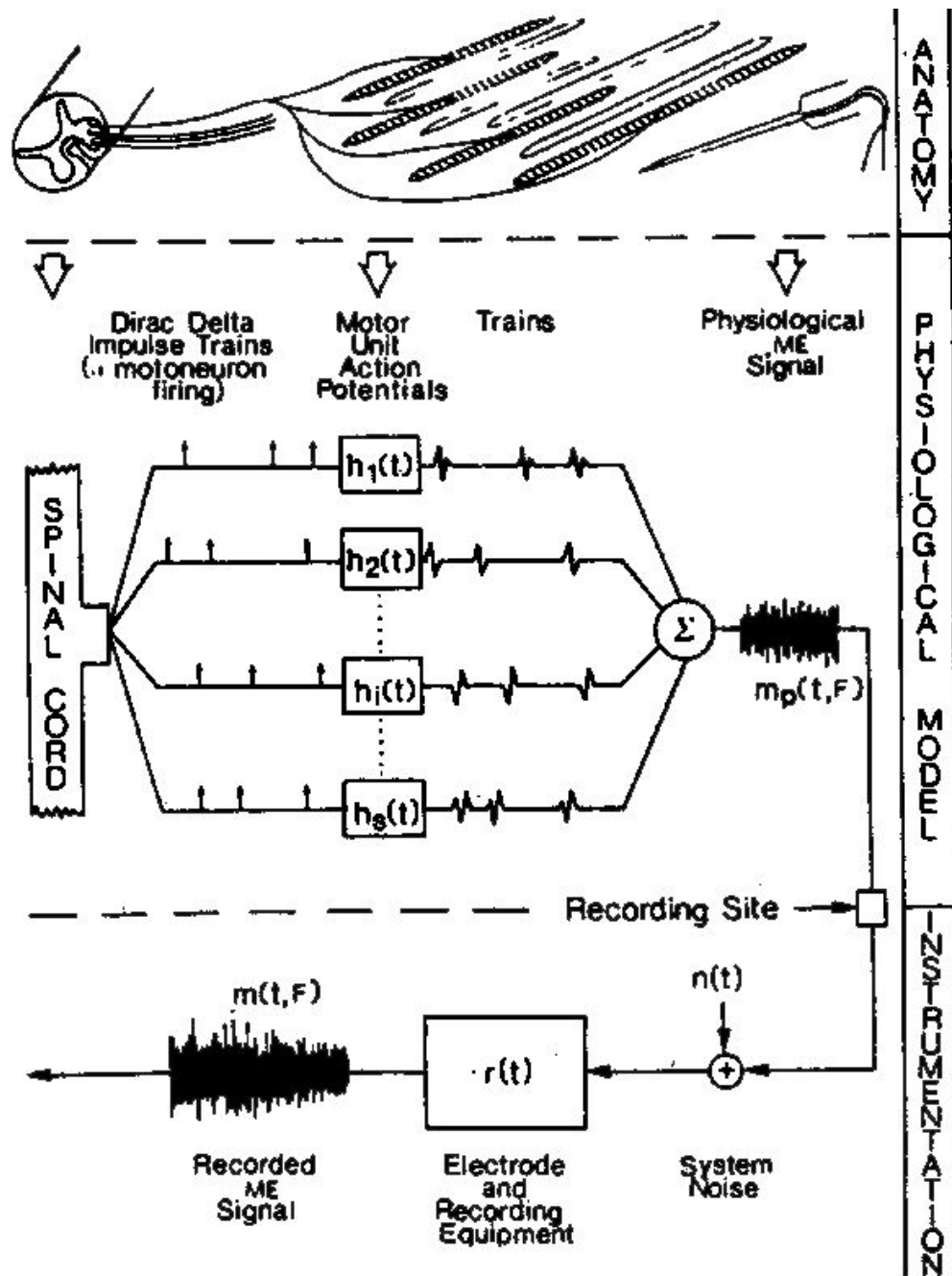
인간이 어떤 운동을 할 때, 근육이 수축되기 위해서는 뇌의 운동피질(Motor cortex)에서 신경 임펄스열(Impulse Train)이 발생하여 척수를 통하여 각 운동단위에 연결된 신경에 연속적으로 전달된다. 그리고 신경 임펄스열이 운동단위에 가해질 때 운동 단위열이라는 운동 활동 전위의 열을 발생시키며, 이 전위들이 합쳐져서 EMG(Electro-mygram)신호를 이룬다[9].

즉, 근전도란 근 수축에 따른 신경근육활동을 전기 신호로 나타낸 것이라 할 수 있다. 근전도 신호는 근섬유막 양단에서 이온의 흐름에 따라 발생하는 전류를 나타내는데, 이 신호는 조직을 통해 전파되어 전극면에 도달한다.

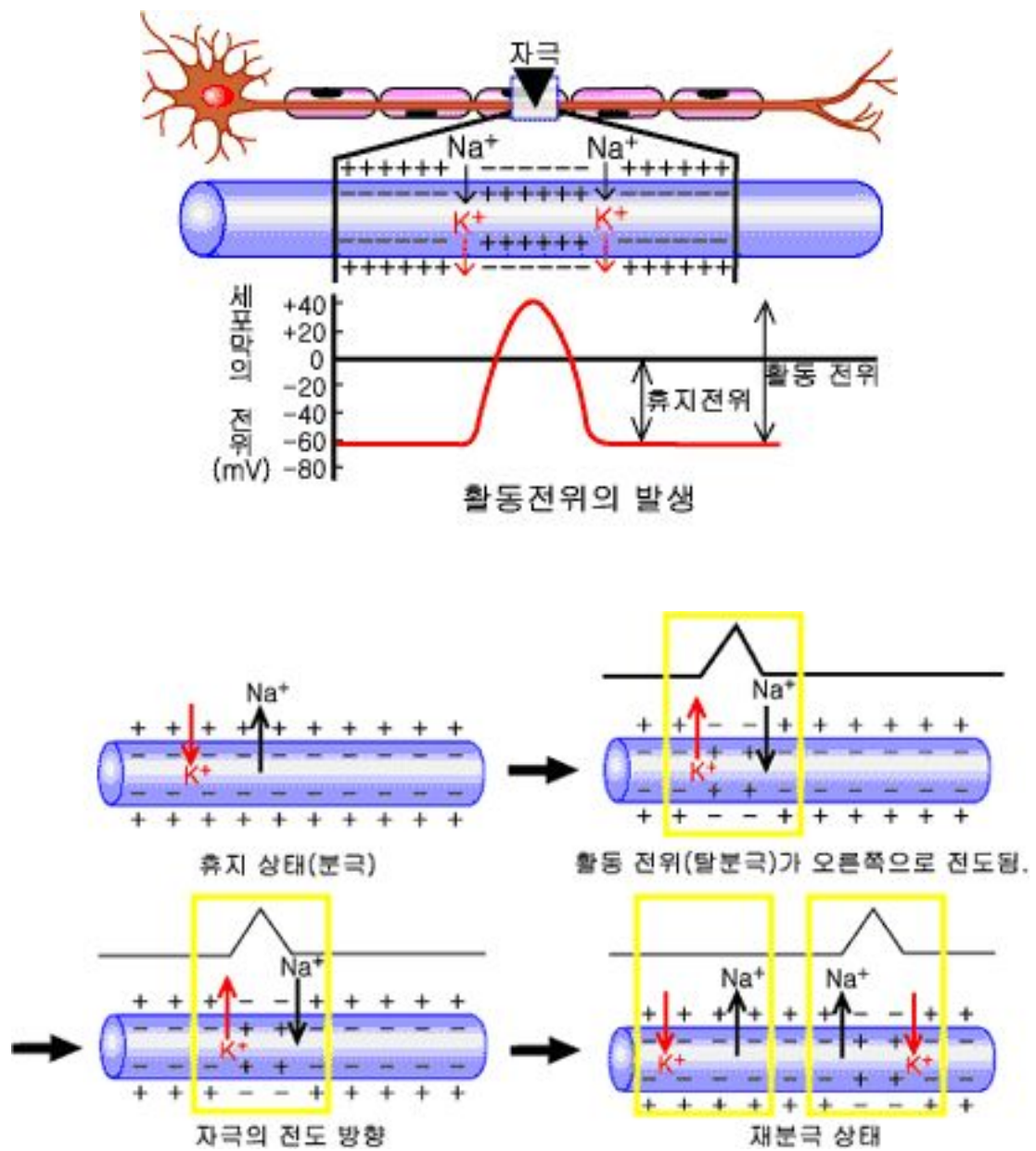
근육활동의 가장 기초적인 기능 단위를 운동단위(Motor unit)이라 한다. 전극에서 감지 가능한 인접영역에 있는 한 운동단위의 근섬유가 활동함으로 전달되는 전기적 신호를 운동단위 활동 전위(Motor Unit Action Potential, MUAP)라 하며 이것이 근전도 신호의 기본단위가 된다[10]. [그림 2-6]는 근전도 신호 발생모델을 나타낸다[5].

신경자극에 의한 활동전위는 약 1ms 정도 지속하게 된다. 그리고 이때의 섬유막의 전위는 안정시인 약 $-70\text{mV} \sim +30\text{mV}$ 정도가 되어 탈분극(Depolarization)에서 안정 상태로 되돌아 간다. 탈분극 상태가 역치(탈분극이 유도되기 위한 Threshold : $50 \sim -55\text{mV}$) 수준을 초과하게 되면 활동전위가 일어나게 된다. [그림 2-7]는 근육의 자극을 받았을 때 신경과 근육의 흥분전도를 나타낸다[12].

휴식 시, 섬유막의 외부는 양이온, 섬유막의 내부는 음이온 상태를 나타내게 되는데 이러한 상태에서 근이 수축을 하게 되면 자극이 전달되어 외부와 내부의 이온이 상호 전달되는 탈분극현상이 생기고 전달된 후에는 다시 분극 상태가 된다. 이때 전달경로의 서로 다른 두 지점에 전극을 부착시키고 측정하면 양쪽의 전압 차를 얻어낼 수 있는데 이 결과가 바로 EMG라 할 수 있다.



[그림 2-6] EMG 신호 발생 모델[5]



[그림 2-7] 신경 흥분 전도[11]

2.3 근전도(Electromyography)신호 측정 방법과 측정 근육

2.3.1 근전도 신호 측정 방법

근전도 신호를 얻기 위한 방법으로는 선 전극과 바늘 전극 그리고 표면 전극의 세가지 방법이 있다. 선 전극은 깊은 근육에 대한 운동학적, 생리학적 연구와 운동신경단위의 특성에 대한 연구시 그리고 깊은 근육의 근전위를 편안한 상태로 기록시에 이용된다. 바늘 전극은 MUAP 특징을 측정시와 운동신경단위에 대한 제어 특성을 연구시에 이용되며 대부분 임상적 근전도 연구에 이용된다. 마지막 방법인 표면전극 방법은 근전도 신호에 대한 시간과 힘의 관계를 측정할때와 표면근육에 대한 운동학적 연구 그리고 정신생리학적 연구와 사람과 외부 전기 기계장치 연결시에 주로 이용되는 방법이다.

본 연구에서 역시 표면 전극법을 사용하였으며, 신호 측정을 위해 피부에 부착될 전극으로는 Ag/AgCl 전극을 사용하였으며, Bipolar 스냅전극을 사용하여 EMG 신호를 획득하였다.

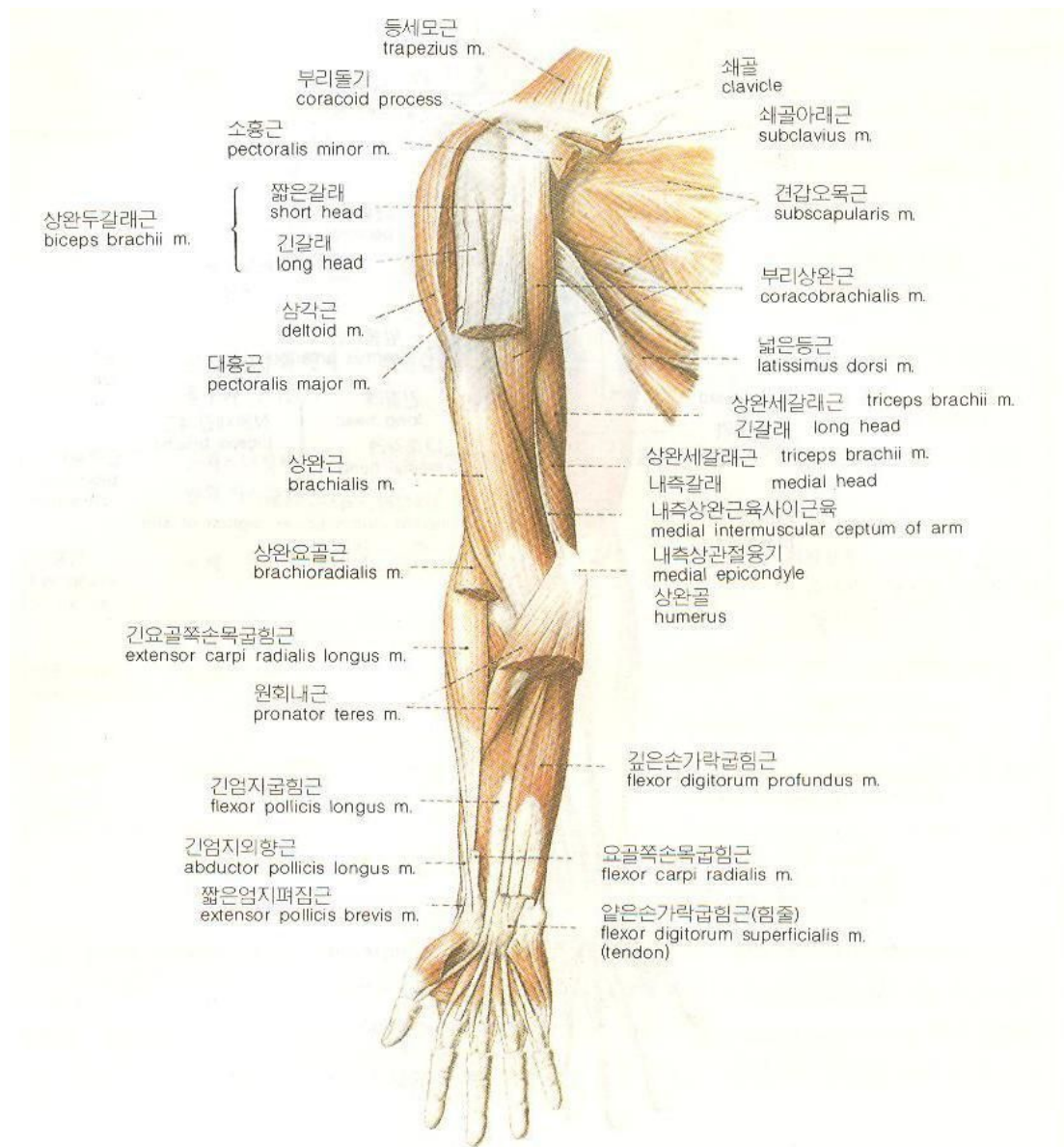
2.3.2 측정 근육 명칭

상완의 근육은 굴근(flexor muscle)과 신근(extensor muscle)로 나뉘어지며 이 두개의 근육은 서로 대항을 이루고 있다.

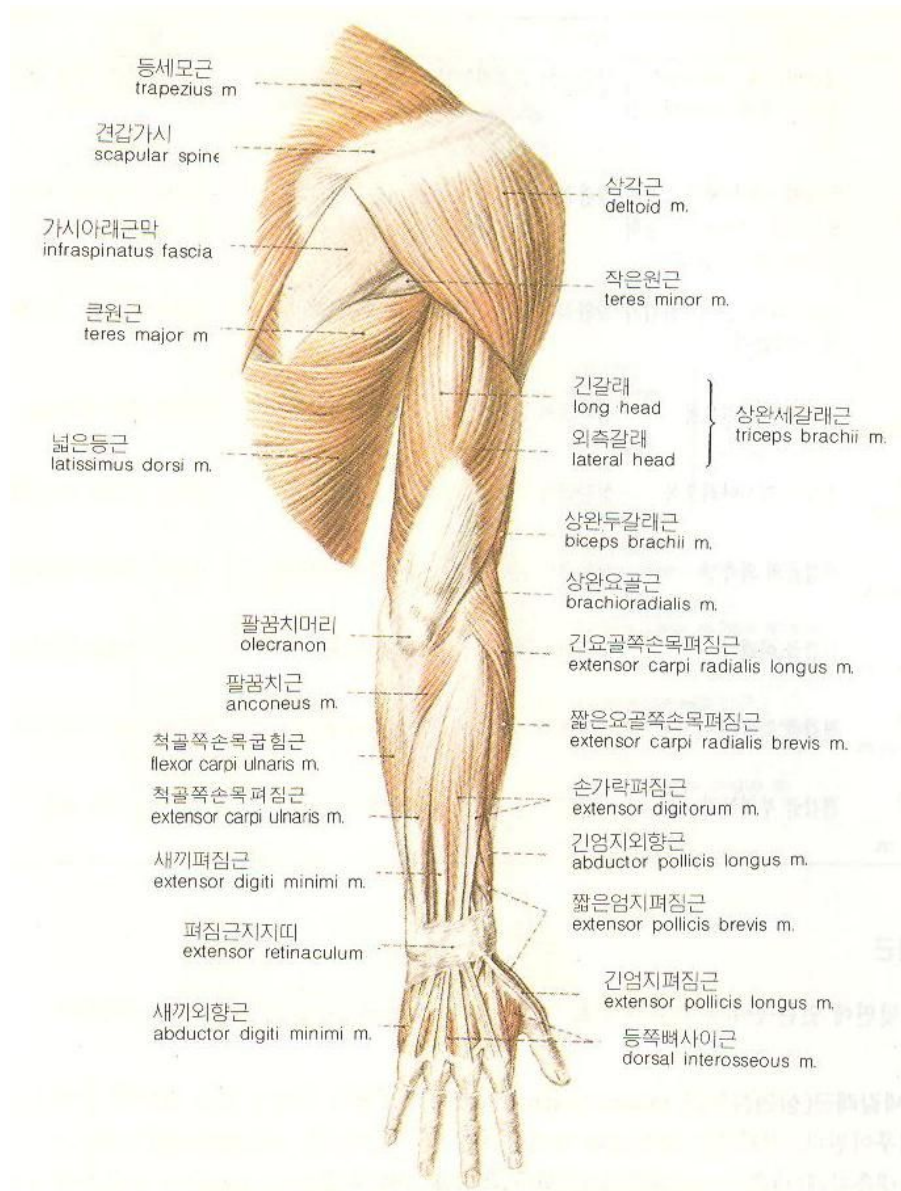
근전도 신호를 측정하는데 있어서 같은 근육이라 하더라도 표면 전극을 붙이는 위치에 따라 신호의 크기가 달라질 수 있으며, 또한 실험당일의 피실험자 피로도나 실험시간에 따른 근전도 신호의 크기는 달라진다. [그림2-8] 과 [그림2-9] 는 팔의 근육에 대하여 나타내었다[12]. 본 연구에서는 3가지 동작에 대한 구분을 위하여 각 동작에 대한 근육들을 선택하였고, [그림2-10] 에 측정된

근육을 표시해주었다.

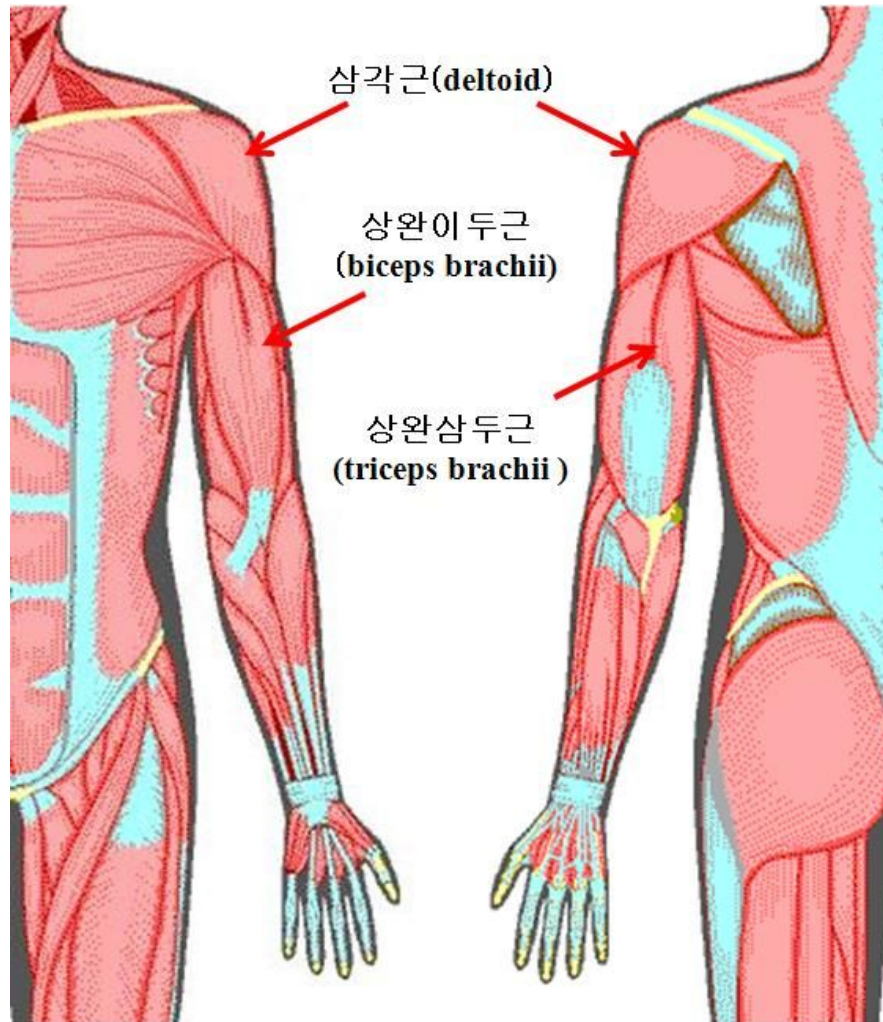
- 상완세갈래근(상완삼두근, *Triceps brachii muscle*) : 상완의 뒷편에 있는 강대한 근육으로 세갈래로 이루어진다. 흔히 팔 뒤쪽에 있는 기다란 근육으로 삼두박근이라고 불린다. 긴갈래는 견갑골의 관절아래결절(관절하결절, *infraglenoid tubercle*) 밑에서 일어나며 내측갈래(내측두, *medial head*)와 외측갈래(외측두, *lateral head*)는 상완골의 몸통에서 일어나 세갈래가 합하여 팔꿈치머리(주두, *olecranon*)에 붙는다. 세갈래가 합쳐지는 곳은 길고 폭이 넓은 힘줄로 되어 있으며 팔꿈치를 강하게 펴면 이 힘줄이 있는 곳이 피부에서 오목하게 보인다.
- 상완두갈래근(상완이두근, *Biceps brachii muscle*) : 긴갈래와 짧은 갈래의 두 갈래를 가지고 있다. 흔히 팔의 앞통을 뜻하며, 긴근육은 견갑골의 바깥에서 그리고 짧은근육은 견갑골의 오구돌기(부리돌기, *coracoids process*)에서 시작하여 합쳐진다.
- 삼각근(*Deltoid*) : 어깨를 이루고 있는 근육이다. 위팔을 모든 방향으로 움직이게 한다. 이 근은 상완을 수평으로 드는 중부와 전방으로 드는 전부 그리고 후방으로 잡아당기는 후부로 나뉘어져 있다.



[그림 2-8] 상지의 굽힘근[12]



[그림 2-9] 상지의 펴짐근[12]



[그림 2-10] 측정 근육[18]

제3장

근전도 센서와 하드웨어 설계

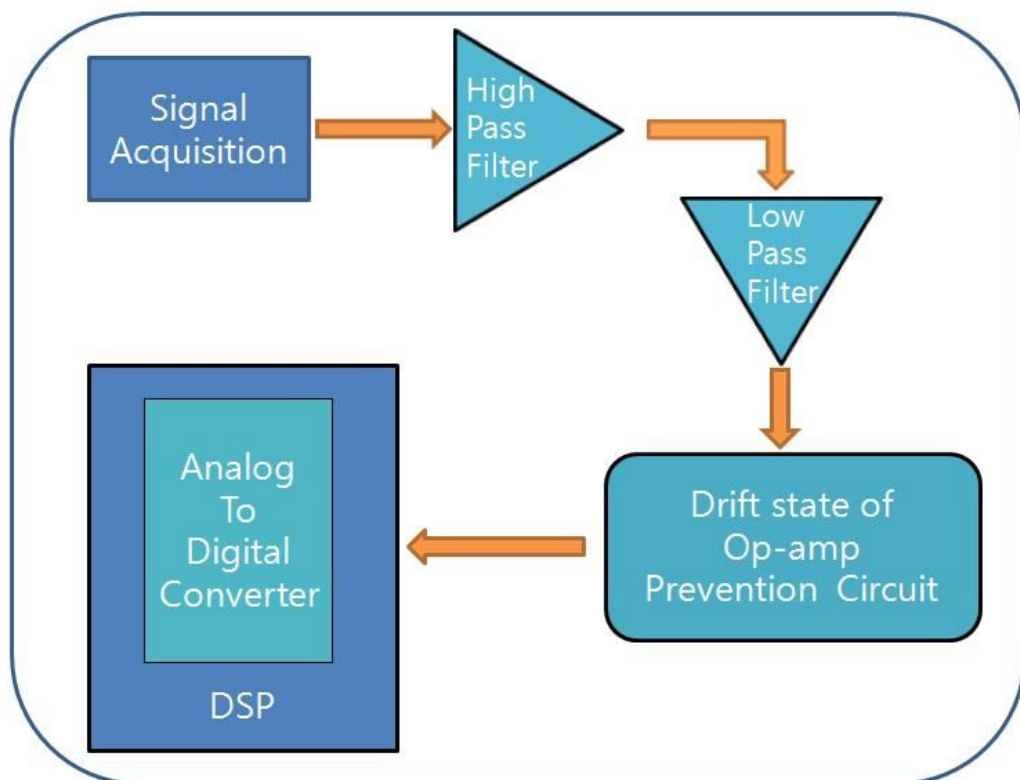
3.1 근전도 센서 설계 과정

본 연구에서 개발된 EMG 센서 보드는 다음과 같이 총 5부분으로 구성되어진다.

- 생체 신호획득단
- 아날로그 증폭단
- 아날로그 필터단
- Op-Amp Drift 방지단
- A/D 변환단

센서의 소형화를 구현하기 위하여 아날로그 신호를 다루는 생체 신호획득 단,

아날로그 증폭 단, 아날로그 필터 단, 그리고 전압 드리프트 방지 단을 하나의 모듈로 구성하였으며, 디지털 신호처리를 위해 디지털신호처리(DSP) 칩에 내장되어 있는 Analog-to-Digital Converter (ADC)와 응용 프로그램 작성을 위한 디지털 신호처리 단을 또 하나의 다른 모듈로 구성하였다. [그림3-1]은 EMG 센서 모듈의 전체 신호처리 흐름을 보여주는 하드웨어 개념도 이다.



[그림 3-1] 하드웨어 개념도

3.1.1 생체 신호 획득 단

2장의 근전도 신호 측정 방법에서 이미 언급하였듯이 신호 획득을 위해서 표면 전극 법을 이용하였다. 신호 측정을 위해 피부에 부착될 전극으로는 감도가 뛰어나며 1회용으로 이용 가능한 은/염화은(Ag/AgCl)전극을 사용하였으며, Ag/AgCl 전극으로부터 양 극성 (Bipolar) 전기신호를 검출하기 위해 스냅전극들을 이용하였다. Bipolar 스냅전극은 [그림3-2] 에서 보여지는 LAXTHA 사에서 제조한 것을 이용하였다.



[그림 3-2] 바이폴라 스냅전극과 1회용 Ag/AgCl 전극

3.1.2 아날로그 증폭단

인간의 근육 표피에서 측정되는 근전도 신호는 수백~수천 μV 사이의 미소 신호이다[13]. 이런 미세한 근전도 신호를 DSP에 전달해 주기 위해서는 DSP에서 처리 가능한 신호 수준으로 전극을 통하여 획득 되어진 EMG 신호를 증폭해 주어야 한다. 본 연구에서는 AD620 상용 차동(Differential) 증폭기를 사용하여 근육으로부터 측정된 미세 신호를 약 1000 배 정도 증폭 하였다.

$$\text{Gain} = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1 \quad (3.1)$$

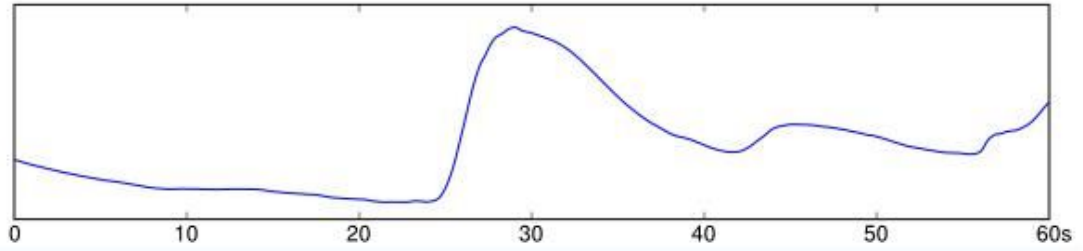
위 식 (3.1)로부터 1000 배 증폭을 위한 R_G 값은 약 49.45Ω 이 된다.

3.1.3 아날로그 필터 단

일반적으로 인간의 표면 근전도 신호는 문헌에 따라 다소 차이가 있지만 대부분 8 ~ 500 Hz 사이의 주파수 대역을 가지는 것으로 보고되어 있다[14]. 그러므로 우리는 다음과 같은 방법으로 증폭된 신호를 아날로그 필터링 하였다.

- 1) 8Hz 의 차단주파수를 갖는 고 대역 통과 필터
(HPF : High Pass Filter) 적용
- 2) 500Hz 의 차단주파수를 갖는 저 대역 통과 필터
(LPF : Low Pass Filter) 적용

HPF 필터를 쓰는 이유는 비단 근전도 신호가 8Hz 때부터 있기 때문만이 아니다. 인간의 피부 표면에는 인간의 감정상태에 따른 불규칙적인 전기가 흐르는데, 이는 인간의 의지로 제어할 수 있는 신호가 아니다. 가만히 앉아있는 순간에도 인간은 끊임없이 생각을 하기 때문에 본인도 모르게 감정기복이 일어나게 된다. 이것을 GSR(Galvanic Skin Response) 이라고 하며, 보통 0.1 Hz 이하의 주기를 가진다. 아래 [그림3-3]은 GSR 그래프이다.



[그림 3-3] GSR(Galvanic skin response) 파형

만일 1 Hz 이상의 HPF 를 사용하지 않는다면, 표피로부터 근전도 신호를 획득하는 관계로 GSR 에 의한 측정 신호의 드리프트 현상이 발생할 것이다.

위와 같은 방법으로 증폭된 근전도 신호를 필터링 하기 위하여 각각 8차 HPF와 4차 LPF를 설계하였다. 먼저 식 (3.2) 를 가지고 8차 HPF의 차단주파수(Cut Off Frequency)를 계산하였다.

$$\begin{aligned}
 f_{hc1} &= \frac{1}{2\pi \sqrt{R_{A1}R_{B1}C_{A1}C_{B1}}} \\
 f_{hc2} &= \frac{1}{2\pi \sqrt{R_{A2}R_{B2}C_{A2}C_{B2}}} \\
 f_{hc3} &= \frac{1}{2\pi \sqrt{R_{A3}R_{B3}C_{A3}C_{B3}}} \\
 f_{hc4} &= \frac{1}{2\pi \sqrt{R_{A4}R_{B4}C_{A4}C_{B4}}} \\
 f_{hout} &= \sqrt{f_{hc1}f_{hc2}f_{hc3}f_{hc4}}
 \end{aligned} \tag{3.2}$$

여기서 R 은 HPF에 이용된 저항 값을 의미하여, C 는 HPF 에 이용된 Capacitance 값을 의미한다. 그리고 f_{hout} 은 HPF 의 차단 주파수이다. 다음 아래 [표 3.1]은 HPF의 차단 주파수를 설정하기 위한 각각의 변수들을 나타내었다.

i	R_{Ai}	R_{Bi}	C_{Ai}	C_{Bi}	f_{hci}
1	200k	200k	100n	100n	7.958Hz
2	160k	240k	100n	100n	8.122Hz
3	110k	360k	100n	100n	7.998Hz
4	110k	390k	100n	100n	7.684Hz
f_{hout}					7.939Hz

[표 3.1] 8 차 High Pass Filter 의 차단 주파수

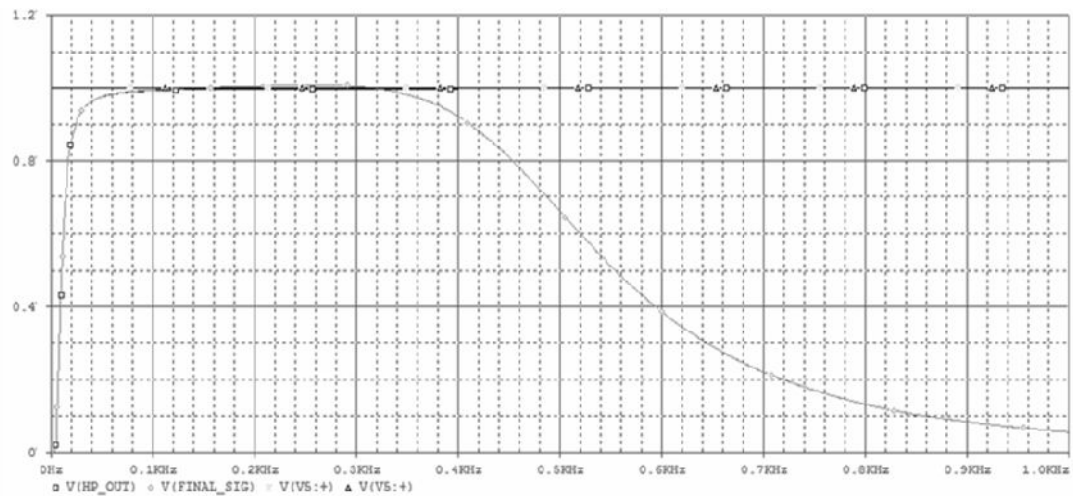
다음으로 고주파 영역에 있는 Noise를 제거하기 위해 4차 LPF 필터를 이용하였으며, 식 (3.3) 을 이용하여 계산하였다.

$$\begin{aligned}
 f_{lc1} &= \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{A1}R_{B1}C_{A1}C_{B1}}} \\
 f_{lc2} &= \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{A2}R_{B2}C_{A2}C_{B2}}} \\
 f_{lout} &= \sqrt{f_{lc1}f_{lc2}}
 \end{aligned} \tag{3.3}$$

여기서 f_{lout} 는 LPF 의 차단 주파수이며, LPF 의 차단 주파수를 결정하기 위한 각각의 변수들은 아래 [표 3.2]에 나타나 있다.

i	R_{Ai}	R_{Bi}	C_{Ai}	C_{Bi}	f_{lci}
1	7k	20k	33n	22n	499.2152Hz
2	5.6k	20k	100n	10n	475.5664Hz
f_{lout}					487.2473Hz

[표 3.2] 4 차 Low Pass Filter 의 차단 주파수



[그림 3-4] P-spice 를 이용한 시뮬레이션

설계된 HPF 와 LPF를 통한 8 ~ 500 Hz Band Pass Filter 의 정확성을 알아보기 위하여 주파수 크기 선도를 P-Spice 를 이용하여 [그림3-4] 와 같은 결과를 얻을 수 있었으며, 유효한 신호만이 걸러 질 수 있게 설계되었는지를 확인 하였다.

3.1.4 Op-Amp Drift 방지단

Op-amp 소자를 여러 개 사용할 시 Capacitor 충/방전 시간차에 따른 오차 때문에 장시간 사용시 뜻하지 않는 기준 전압 그라운드 드리프트 현상이 생기게 된다. 이것을 방지하기 위하여 아날로그 스위치(Analog Switch) 를 이용한 드리프트 방지회로를 구성하여 센서 시스템의 안전성을 향상시켰다.

3.1.5 A/D 변환단

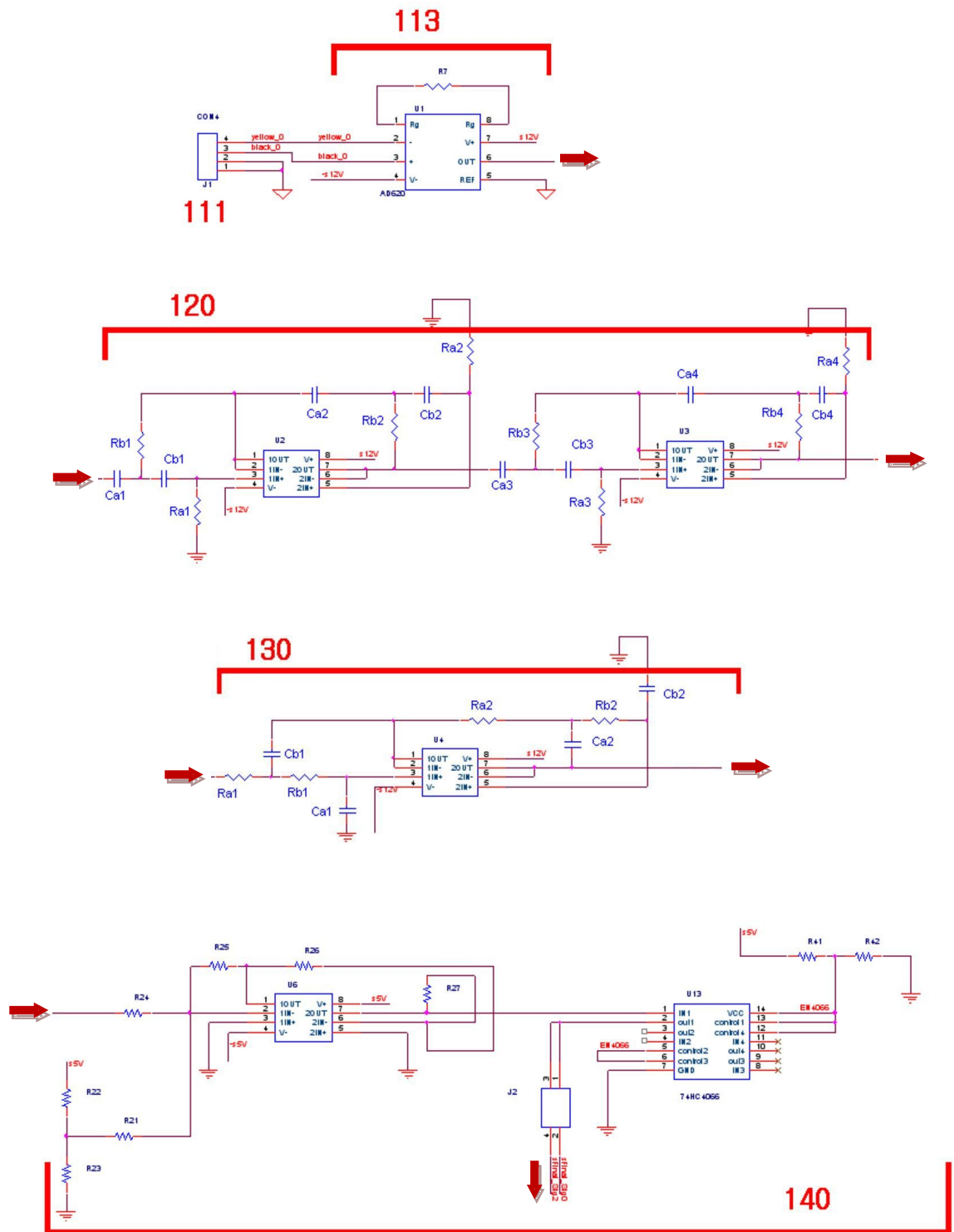
앞의 과정들을 통하여 변환된 근전도 신호는 DSP 에서 읽을 수 있는 수백 ~

수천 mV 정도의 신호가 된다. 이 신호를 TI사에서 제작한 TMS320F2812 DSP chip의 기본으로 구성되어 있는 12 bit ADC를 이용하여 디지털 신호로 변환하였다.

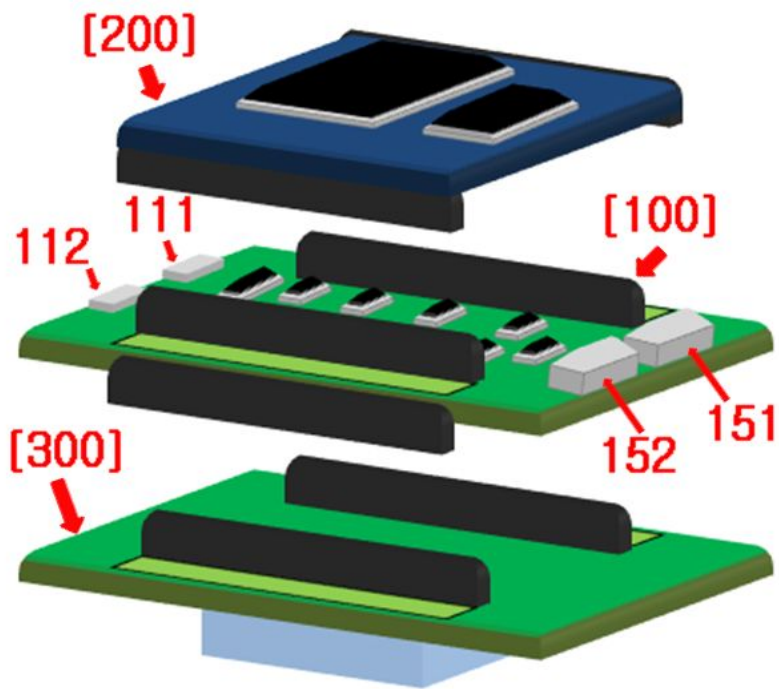
3.2 개발된 근전도 센서

[그림3-5]는 개발된 소형 EMG 센서 모듈의 기본 회로도와 하드웨어 구성도이다. 앞장에서 설명한대로 신호 획득단(110, 111, 112)에서 얻은 아날로그 EMG 신호를 8 Hz High Pass Filter(120)를 거친 후 500 Hz Low Pass Filter(130)를 거쳐서 필터링하였다. 그리고 아날로그 회로에서 발생할 수 있는 그라운드 드리프트 현상을 방지하기 위하여 아날로그 스위치 소자(140)를 이용하여 드리프트 현상을 방지하였다. 마지막으로 디지털 신호처리 프로세서(200)의 Analog-to-Digital Converter (ADC)를 이용하여 아날로그 근전도 신호를 디지털 신호로 변환하였다. 하드웨어 구성도의 (151)은 3.3V 레벨로 시리얼 통신 할 수 있게 해 주었으며 (152)는 5V 레벨로 시리얼 통신 할 수 있게 해 주어서 다양한 통신에 대응 할 수 있도록 하였다. 하드웨어 구성도의 기본 보드들은 아래와 같이 3 가지 모듈로 구성되어 있으며 필요에 따라 센서보드를 확장 할 수 있게 되어 있다.

- 100 : 센서 보드
- 200 : 디지털신호처리 (TMS320F2812 DSP) 보드
- 300 : 전원 보드



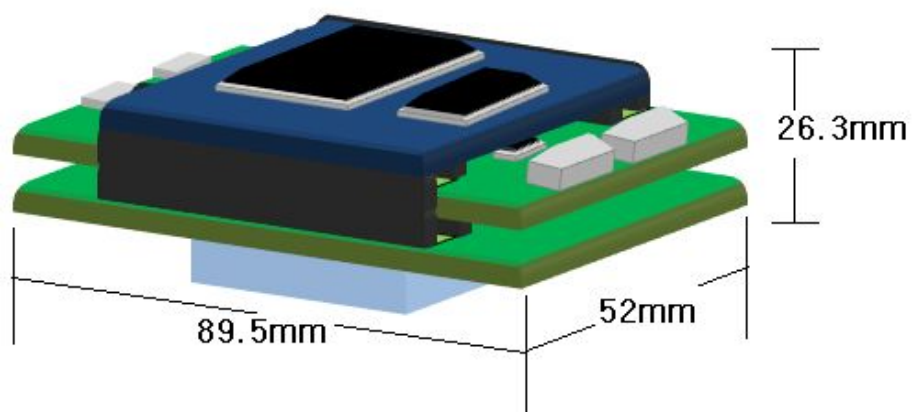
(a) EMG 센서 모듈의 기본 회로도



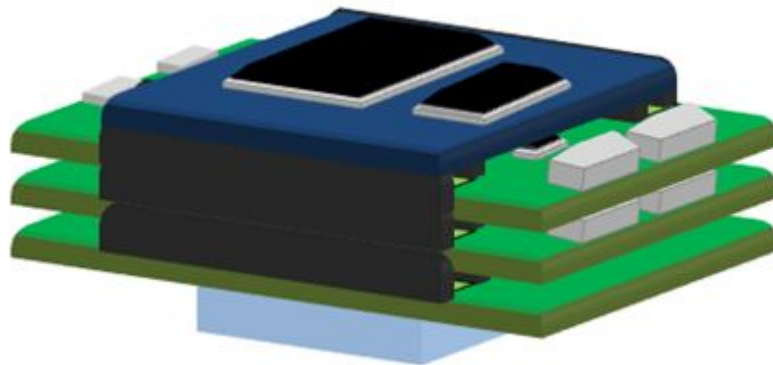
(b) EMG 센서 모듈의 하드웨어 구성도

[그림 3-5] 개발된 EMG센서 회로도와 구성도

[그림3-6] 은 개발된 소형 EMG 센서 모듈의 2채널 결합도와 결합했을때의 크기, 그리고 4채널 EMG 센서 보드로의 확장도 이다.



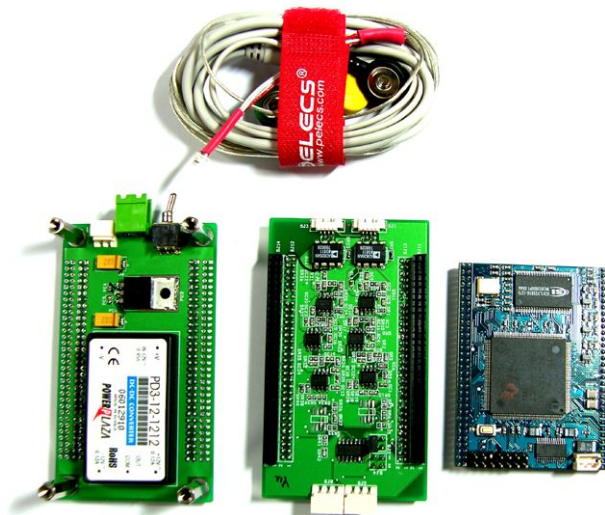
(a) EMG 센서 모듈의 2채널 결합도와 크기



(b) EMG 센서 모듈의 4채널 확장도

[그림 3-6] EMG센서 보드의 2채널 결합도와 확장도

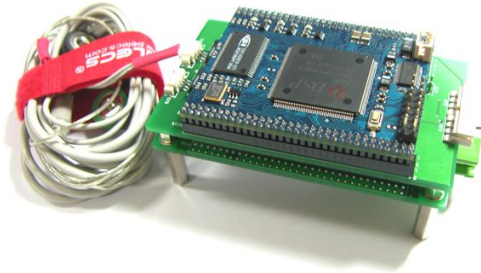
[그림3-7]은 개발된 EMG센서의 실제 모습이며 [그림3-8]은 개발된 보드를 이용하여 EMG 신호를 측정하는 장면이다.



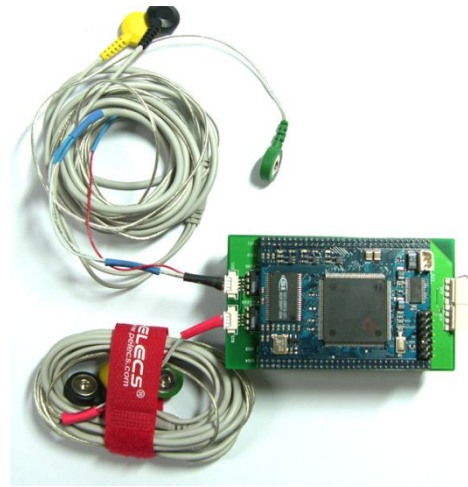
(a) 파워모듈

센서모듈

DSP 모듈

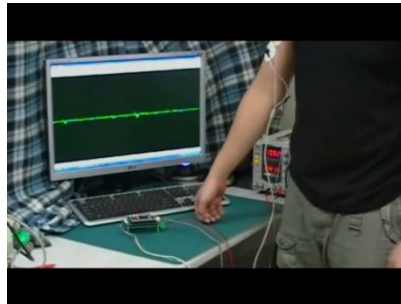


(b) 결합도 QUARTER VIEW

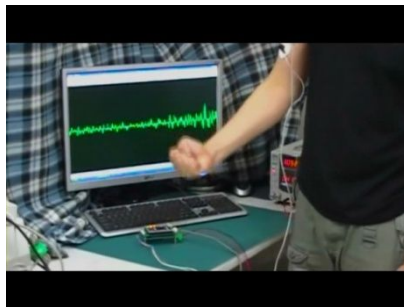


(c) 결합도 TOP VIEW

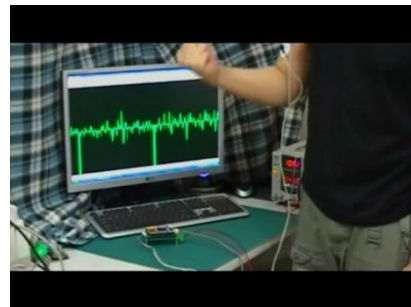
[그림 3-7] 개발된EMG센서의 실제 모습



(a) 움직임이 없을 때



(b) 동작이 시작되는 모습



(c) 동작 진행중의 모습

[그림 3-8] 개발된EMG센서로의 측정

제4장

기하학적 접근법을 통한 근전도 신호 분석 알고리즘

지금까지 생체신호 방법에 대한 수많은 연구가 있어왔다([2] [3] [4] [14] [15]). 첫 장에서도 다루었듯이 생체신호 연구 에서 가장 많이 쓰이는 신호는 근전도 신호이다. 이러한 지금까지의 인간의 동작 추출 알고리즘 연구에서 대부분 힘을 제외한 동일한 조건의 힘의 크기라는 가정하에서 연구가 주로 이루어 졌으며 우리의 기존 연구 역시 여기에서 벗어나질 않았다[15]. 하지만 실제 근전도 신호는 인간의 관절 움직임만이 아닌 힘의 강약에 따라 달라진다. 이러한 특성 때문에 인간의 움직임을 추출하는데 있어 연구의 어려움이 발생하였다. 이에 본 연구에서는 기존 힘에 따른 관절 추출방법의 문제점을 해결하기 위하여 힘의 변화에 독립적인 성분이 있음을 밝혀내고자 두가지 추론을 제안하고 그 추론이 타당한가를 실험을 통하여 증명하고자 한다.

추론1. *Biceps, Triceps, Deltoid* 세 *EMG* 신호로부터 *Normalization* 처리과정을 통하여 각 근육의 3축으로부터 얻어진 *Unit Sphere* 좌표들은 인가된 힘에 독립적이다.

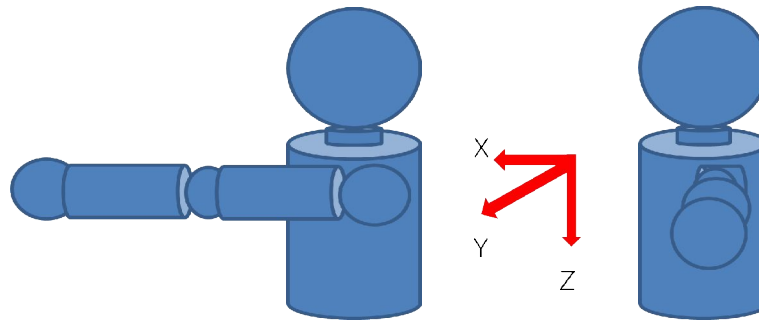
추론2. *Unit Sphere* 상의 초기위치와 동작중의 현재 위치 사이의 거리 정보는 해당 관절 동작 각도와 상관관계가 있다.

추론1. 과 추론2. 에 대한 최종 증명은 4.5 절의 실험결과를 통하여 보여주기로 하며, 우선 추론1과 추론2 에 대한 설명을 다음절부터 다루기로 한다.

4.1 추정 동작 선정

인간의 팔은 7자유도 이상의 자유도를 가지고 있다. 하지만 본 논문에서는 7자유도 이상을 모두 구현하기에는 센서의 측정채널 수의 부족과 새로운 알고리즘 증명에 중점을 맞추고자 공간상에서 팔 움직임을 추정할 수 있는 3 자유도 만을 연구 대상으로 삼고자 한다.

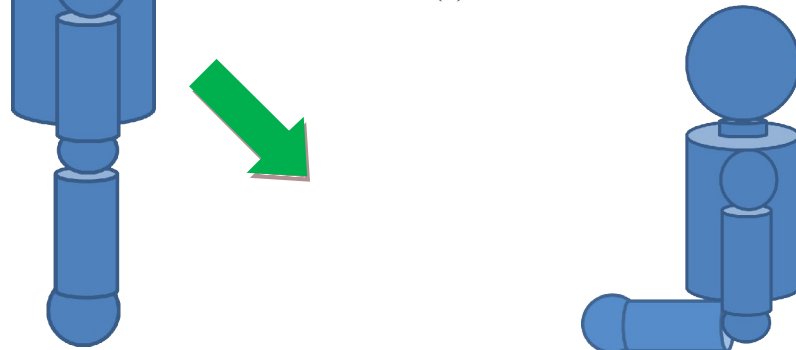
추정하고자 하는 움직임은 총 3가지 동작으로 나뉘어지며 각 추정 동작은 [그림4-1] 과 같이 어깨의 *z*축을 기준으로 팔을 앞에서 옆으로 벌리는 어깨 외회전 동작과 앞으로 드는 어깨 동작인 전상방거상 그리고 팔꿈치 관절의 움직임인 신전과 굴곡의 동작으로 하였다. 실제 각 관절의 움직임은 90도의 범위를 넘지만 본 논문에서는 0~90 도 사이로 한정하기로 한다.



(a) Z축으로 0~90도 회전하여 팔 벌리는 동작 (어깨 외회전)



(b) Y축으로 0~90도 회전(전상방거상)



(c) Y축으로 0~90도 회전 (신전, 굴곡)

[그림 4-1] 실험으로 추정하고자 하는 모션

4.2 RMS & LPF 를 통한 신호 분석

2.3.2 장에서의 측정부위에서 취득한 원신호는 몇 가지의 신호처리 과정을 거치게 되는데, 이러한 부분은 본 연구실에서 수행하였던 기존 연구와 비슷한 방식으로 진행하게 된다[15].

기존연구에서는 먼저 샘플링 주파수를 1024Hz 로 설정하여 DATA를 획득한 후 절대값을 취하였지만 본 연구에서는 (1) 번식과 같은 RMS(Root Mean Square) 를 취하도록 하였다.

$$RMS[n] = \sqrt{\frac{1}{64} \sum_{k=n-63}^n EMG[k]^2} \quad for \quad n=0,1,\dots,m \quad (1)$$

$RMS[n]$ 는 64개 샘플로 Moving Window 를 실행하는 RMS를 뜻하며 $EMG[k]$ 는 팔 관절의 움직임에 따른 RAW DATA 이다. n 은 현재 샘플을 의미하고 m 은 전체 샘플을 의미한다. 그리고 $k = -63, -62, \dots, -1$ 에서 $EMG[k]$ 의 값은 0 이다. 실제로 RMS를 취하여 보면 RAW DATA의 포락선(envelope) 정보의 근사치를 알 수 있다.

RMS를 취한 후에 (2)번식과 같은 LPF (Low Pass Filter)를 거치게 된다. LPF를 거치는 이유는 의도되지 않은 High Frequency Noise 를 제거하여 주기 위해서이며, LPF를 매우 낮은 주파수로 차단 시켜도 인간의 동작 자체가 겨우 몇 Hertz 에 불과하기 때문에 안정적으로 신호처리 된 DATA를 구할 수 있다.

$$LPF[n] = \theta RMS[n] + (1-\theta)LPF[n-1] \quad for \quad n=0,1,\dots,m \quad (2)$$

여기서 $LPF[n]$ 는 LPF를 사용하여 얻은 신호이며, $\theta = T/\tau$, $\tau = 1/(2\pi f_c)$
 T 는 샘플링 주기를 뜻하며, 상수 값은 $1/1024[s]$ 를 뜻하며 f_c 는 차단

주파수를 의미한다. 그리고 $LPF[-1] = 0$ 으로 한다. 본 연구에서 1Hz, 2Hz ~ 10Hz 의 차단주파수를 가지고 실험을 해 본 결과 1Hz 는 신호 처리된 DATA의 변화가 작아서 다음 절에서 처리되는 계산과정에서 무리가 있었으며, 반대로 10Hz 는 DATA의 변화가 심하여 2Hz 를 차단주파수를 사용하였다.

4.3 Normalization 을 통한 기하학적 방법론 제시

전 절에서 설명한 RMS 와 LPF 만을 이용한 알고리즘이 바로 기존 연구 방법[15]이었다. 하지만 본 절에서 제시하는 새로운 방법은 2.3.2 절에서 언급한 바와 같이 측정 근육을 Biceps, Deltoid 그리고 Triceps 으로 확장하였으며 두가지 추론을 제시하였다. 언급된 추론을 다시 말하자면 추론1. 은 앞에서 언급된 근육에서 측정된 신호를 Normalization 을 통하여 Unit Sphere 좌표계로 표현하면 인가된 힘에 독립적인 것이 된다는 것이며, 추론2. 는 Unit Sphere로 표현된 좌표간의 위치에 따른 거리를 Polynomial Interpolation 을 사용한 Fitting 알고리즘을 이용하여 해당관절 동작을 실시간 추출이 가능하다는 것이다.

먼저 추론 1의 과정을 보면, 세 부분의 근육점 에서 습득하여 신호처리 되어진 DATA를 가지고 (3)번식과 같은 Normalization 을 취한다.

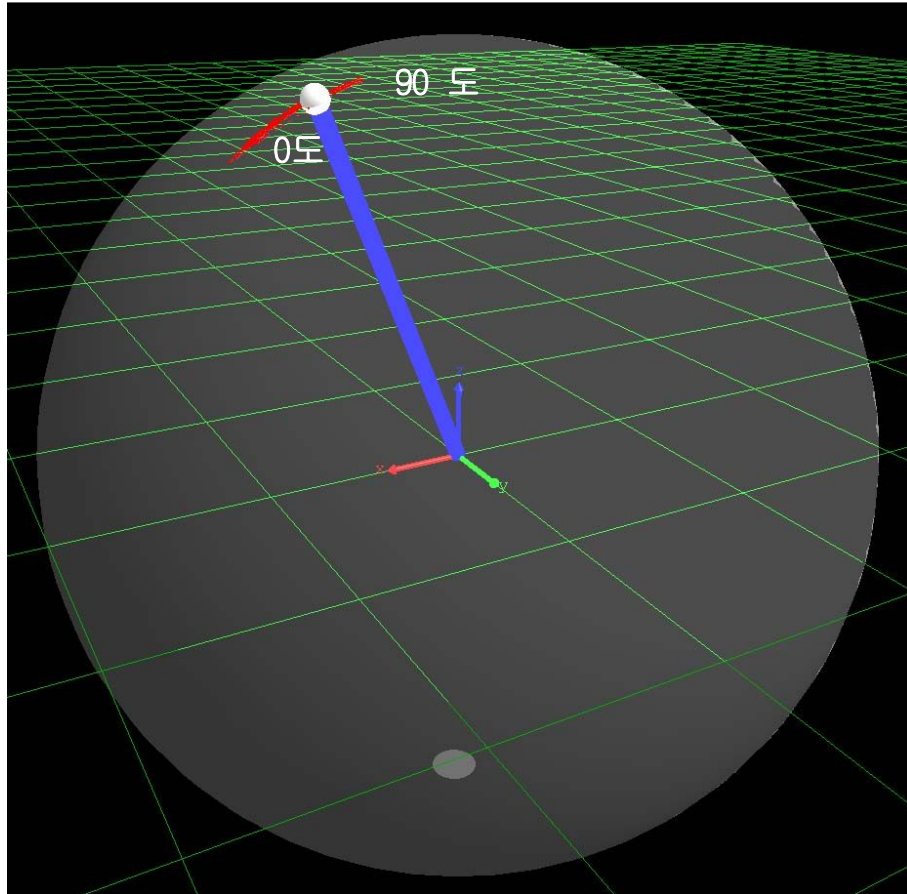
$$NORM[n] = \sqrt{LPF_1[n]^2 + LPF_2[n]^2 + LPF_3[n]^2} \quad (3)$$

for $n=0,1,\dots,m$

$NORM[n]$ 은 세 부분의 근육점에서 측정, 신호처리된 DATA의 Normalization 값이며 $LPF_1[n]$ 은 Biceps, $LPF_2[n]$ 은 Triceps 그리고 $LPF_3[n]$ 은 Deltoid 의 각 세부분의 근육점에서 측정하여 LPF 과정까지 신호처리 된 DATA 들을 뜻한다.

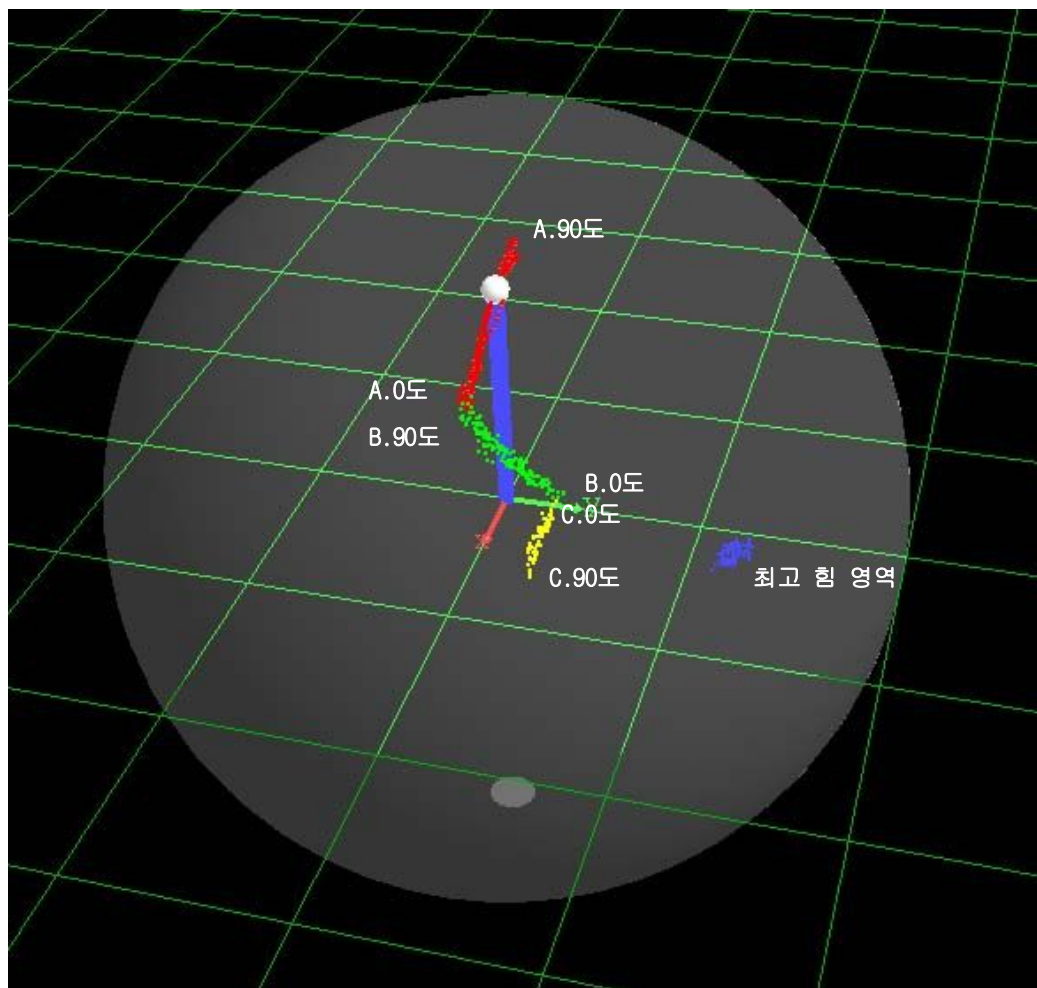
각각의 근육점 에 LPF처리된 DATA들을 식(3)에서 구한 Normalization 을 가지고 (4)번식처럼 나누어주면, 각각의 값들은 최소 0 에서 최대 1의 범위를 가지는 한정된 값을 지니게 된다. 이렇게 주어진 값들은 반지름 1의 크기를 가지는 x축, y축, z축 의 Unit Sphere 좌표계로 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} x_n &= \frac{LPF_1[n]}{NORM[n]} \\ y_n &= \frac{LPF_2[n]}{NORM[n]} \\ z_n &= \frac{LPF_3[n]}{NORM[n]} \end{aligned} \quad \text{for } n = 0, 1, \dots, m \quad (4)$$



[그림 4-2] Normalization 을 통한 Unit Sphere 좌표계

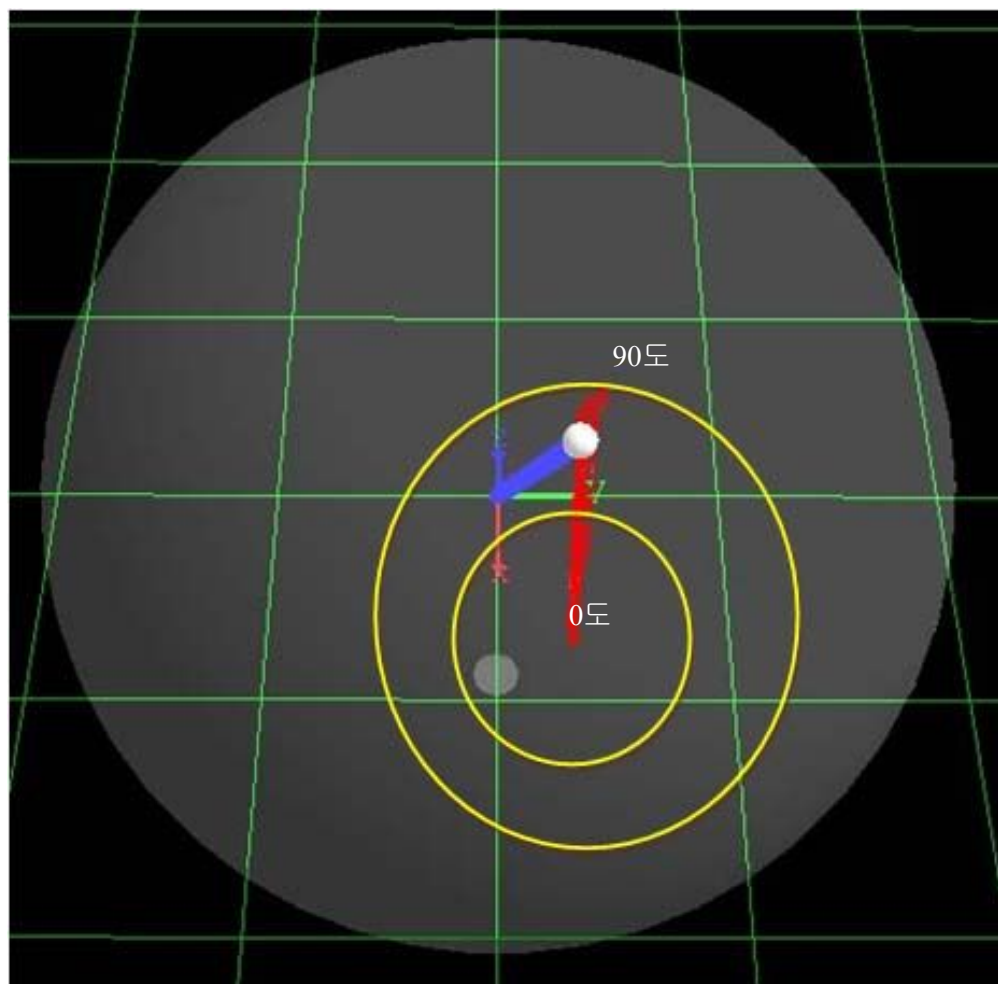
Sphere 좌표계에서 [그림4-1] (a) 의 팔 벌리는 동작을 하게 되면 바로 [그림4-2]와 같은 영역에서만 구를 따라 빨간색 선이 EMG 신호 변화에 따라 그려지는 것을 확인하였다. 이렇게 그어지는 부분은 힘을 주면서 동작을 하여도 비슷한 영역에서 반복되는 것을 실험적으로 알 수 있었는데, 이는 힘을 준 상태에서 같은 동작을 취하여도 결국 측정된 모든 근육이 동시에 활성화 되어 Normalization 을 통한 상대적인 효과는 비슷해지는 것으로 추측 되어진다.



[그림 4-3] 각 동작에 따른 영역

이와 같은 방법을 실제 추정하고자 하는 동작에 적용해 보면 [그림4-1]의 (a) 어깨 외회전, (b) 전상방거상, (c) 신전과 굴곡 동작들을 취하면 각각 [그림4-3]과 같이 빨간색(a동작), 녹색(b동작), 노란색(c동작)으로 표현되어 된다. 그리고 파란색으로 표현된 부분은 아무런 동작을 취하지 않고 오로지 힘만 주었을 경우에 그려지는 영역이다.

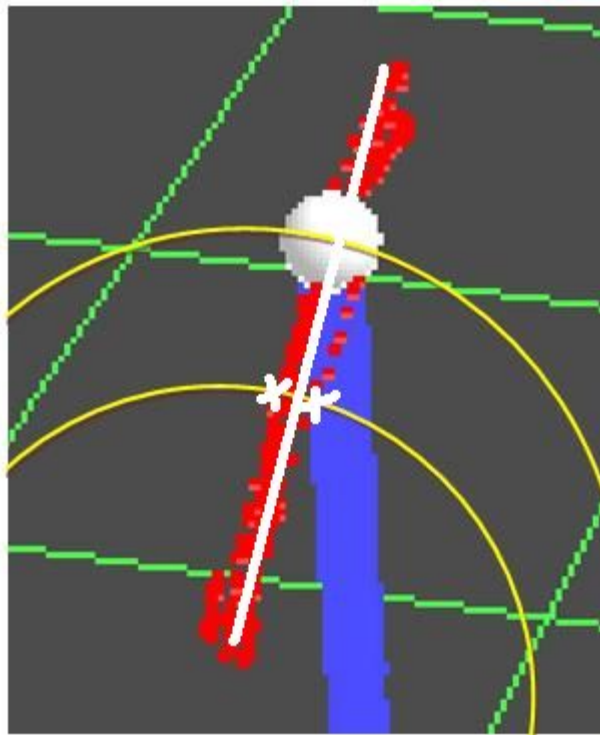
이제는 위와같이 하나의 직선처럼 그려지는 영역을 추론 2. 의 과정을 [그림4-4]와 [그림4-5] 를 예시로 하여 Taylor Series Expantion 을 통한 Polynomial Interpolation 으로 Fitting Algorithm 을 설명하고자 한다.



[그림 4-4] 관절각에 따른 좌표간 거리 개념도1

[그림4-4] 의 빨간색 선을 보면 추정하고자 하는 동작의 움직임에 따른 영역을 그려주고 있다. 하지만 이 빨간색 선은 실제 직선이 아니기 때문에 단순 선형화 시켜버린 후 Polynomial Interpolation 을 취해버리면 오차가 발생하게 된다. 이에 본 논문에서는 Polynomial Interpolation 을 취하고자 하는 i 번째 좌표(x_i, y_i, z_i)와 초기 위치 좌표값(x_0, y_0, z_0) 간의 거리를 (5)번식을 통하여 구하게 되면, 기준점은 초기 위치(x_0, y_0, z_0)에 있으면서 구해진 거리 d_i 를 반지름으로 하는 노란색 Sphere들을 구할 수 있다.

$$d_i = \sqrt{(x_0 - x_i)^2 + (y_0 - y_i)^2 + (z_0 - z_i)^2} \quad \text{for } i=0,1,\dots,n \quad (5)$$



[그림 4-5] 관절각도 에 따른 좌표간 거리 개념도2

[그림4-5] 를 보면 실시간으로 근육의 움직임에 따른 Normalization 된 좌표가 선형화 시켜버린 하얀색 라인 주위에서 표시되어 버린다면 추정하고자 하는 조인트 각도 값이 아닌 다른 각도 값을 추정하게 되어버린다. 하지만 반지름 d_i 를 통하여 보면 주위의 좌표들도 기준 원점에서 같은 거리에 있다면 같은 관절 각도 값으로 추정할 수 있게 되는 것이다.

4.4 Polynomial interpolation 을 이용한 Fitting 알고리즘

각도 추출을 하기 위한 Fitting 알고리즘은 Polynomial Interpolation 방법을 이용하여 2차 다항식 함수로 구하게 된다. 우선 기본적으로 알고자 하는 관절 각도에 따른 좌표 값을 측정해 보도록 한다. 본 연구에서는 $0, \pi/4, \pi/2$ 의 세가지 각도들을 특정각으로 측정한다. 그리고 측정하는데 있어서 안정성을 높이기 위하여 (1) 번식에서 (4) 번식까지의 과정을 거쳐서 측정된 특정 관절 각에 따른 좌표들을 (6) 번식과 같이 한 특정 관절 각도당 150개 샘플의 평균을 구하여 기본관절 각도 값으로 추정하였다.

$$P_k = \left(\frac{1}{150} \sum_{i=1}^{150} x[i], \frac{1}{150} \sum_{i=1}^{150} y[i], \frac{1}{150} \sum_{i=1}^{150} z[i] \right) \quad (6)$$

$$\text{for } k = 0, \frac{\pi}{4}, \frac{\pi}{2}$$

(6)번식을 이용하여 구해진 특정 관절 각도들에 대한 좌표들은 아무런 동작을 취하지 않은 동작에서의 좌표로부터 얼마나 거리가 떨어져있는지 (7)번식을 통하여 계산하도록 한다.

$$D_k = \sqrt{(P_{0x} - P_{kx})^2 + (P_{0y} - P_{ky})^2 + (P_{0z} - P_{kz})^2}$$

$$\text{for } k = 0, \frac{\pi}{4}, \frac{\pi}{2} \quad (7)$$

이제 이렇게 구해진 좌표간 거리를 (8) 번식의 과정을 통하여 각 항의 Gain 값을 구하게 되다. 그리고 최종적으로, 구해진 Gain 값을 가지는 (9) 번식의 2차 다항식 함수를 만들 수 있다.

$$Y = AX$$

$$A = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 1 & D_{\frac{\pi}{4}} & D_{\frac{\pi}{4}}^2 \\ 1 & D_{\frac{\pi}{2}} & D_{\frac{\pi}{2}}^2 \end{bmatrix}$$

$$Y = \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{\pi}{4} \\ \frac{\pi}{2} \end{bmatrix}$$

$$X = \begin{bmatrix} X[0] \\ X[1] \\ X[2] \end{bmatrix}$$

$$\therefore X = A^{-1}Y \quad (8)$$

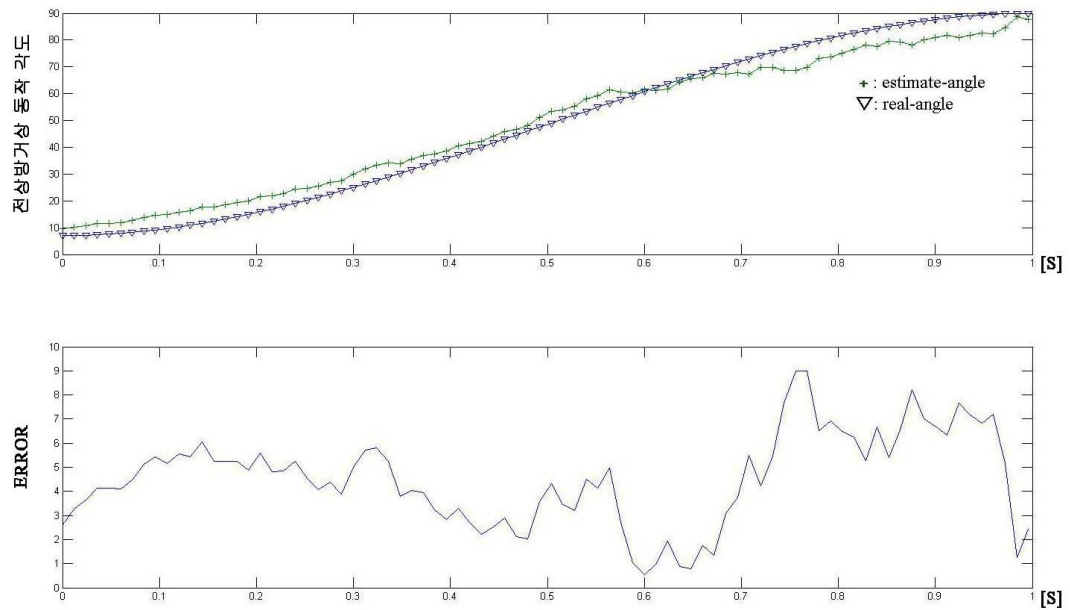
2차 다항식 함수는 아래 (9)번식과 같다.

$$q[i] = X[0] + X[1]D_i + X[2]D_i^2 \quad (9)$$

이렇게 얻어진 (9)번식을 각도 추정 함수로 사용하면, 인가된 힘에 독립적인 해당관절 동작을 실시간으로 추정 가능하게 된다. 여기서 $q[i]$ 는 64sample-window 로 1sample씩 이동하는 관계로 1sample (1/1024[s]) delay 로 실시간으로 추정되는 관절 각도 값을 의미한다. D_i 는 초기위치에서 현재동작에서의 근육신호에 따른 Unit Sphere 좌표까지의 거리를 뜻한다.

4.5 실험결과

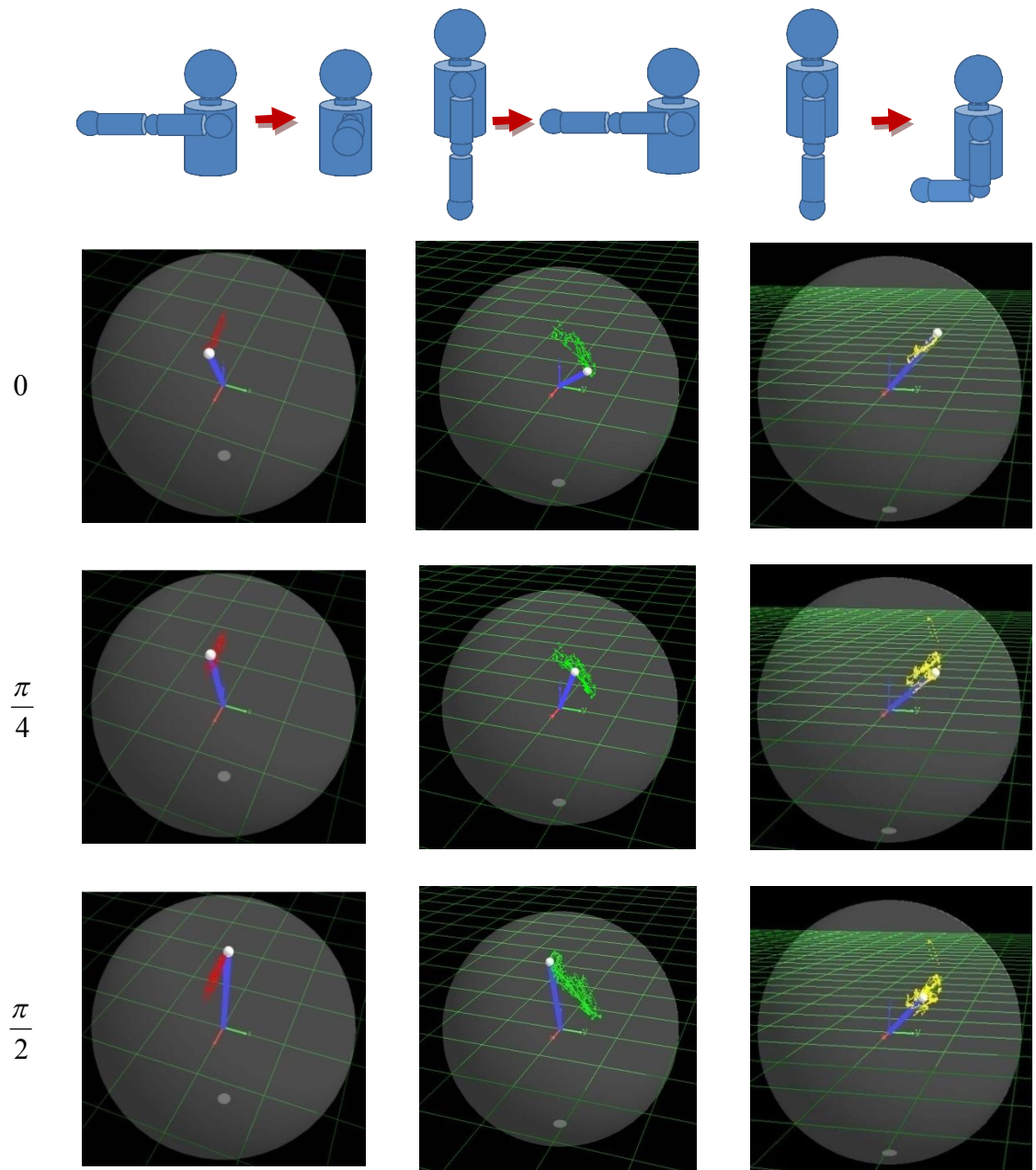
[그림4-6]은 1초 동안의 시간에 하중이 걸리지 않은 상황에서 전상방거상 동작을 $0 \sim \pi/2$ 사이로 움직였을때 얻은 결과이다. 실험결과를 살펴보면, real-angle 은 기울기센서(EZ-TILT-2000)을 Triceps 에 부착하여 측정한 실제 어깨관절 각도를 뜻한다. 그리고 estimate-angle 은 본 논문에서 제안한 알고리즘을 통하여 추정된 각도 값이다. 이때 실측치와 추정치의 최대 오차는 0.05π (9.006°) 이며 평균 오차는 0.0246π (4.4208°) 으로 잘 추정하고 있음을 알 수 있었다.



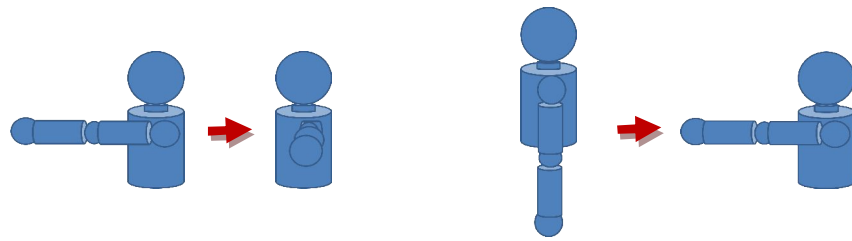
[그림 4-6] 실제 관절각도와 추정각도와의 비교(전상방거상 동작)

[그림4-7] 은 각각 3가지 동작에 관한 좌표들이 어떻게 달라지는지를 보여주고 있는 실험 결과로 빨간색 선은 어깨 외회전 동작, 녹색선은 전상방거상 동작 그리고 노란색 선은 팔꿈치 관절의 신전과 굴곡 동작을 취하였을 때 발생하는 근전도 신호를 본 논문에서 제안하는 Normalization 을 통한 Unit Sphere 좌표계로 표현하였을때 나타나는 결과이다.

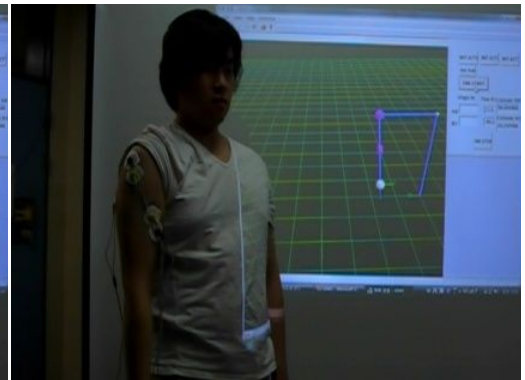
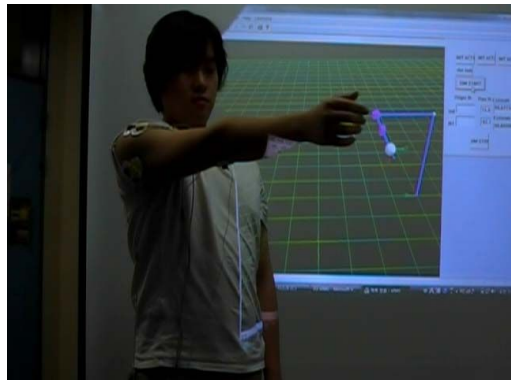
[그림4-8] 은 새롭게 제안된 기하학적 분석을 통한 알고리즘을 이용하여 실시간 실험을 통해 얻어진 결과를 보여 주고 있다. 또한 [그림4-9] 와 [그림4-10] 은 실시간으로 관절각도를 추정하고 있는 중간에 부하(1kg, 2kg)를 인가하여도 관절 각도를 잘 유추해 내고 있는 것을 보여주는 실험 장면이다. [그림4-7]에서와 같이 신근과 굴근의 동작은 DATA 의 오차가 너무 크며, 좌표값 변화에 있어서도 90도에서 순간적으로 변하기 때문에 실시간 각도 추정을 하는 실험에서는 제외하였다.



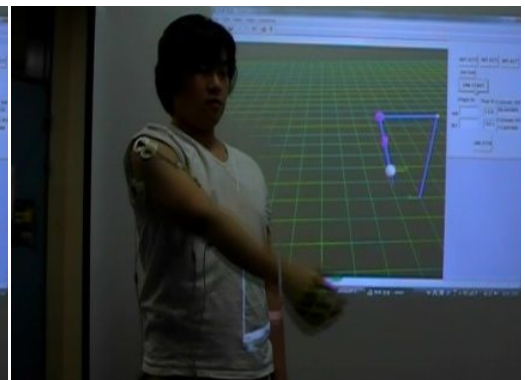
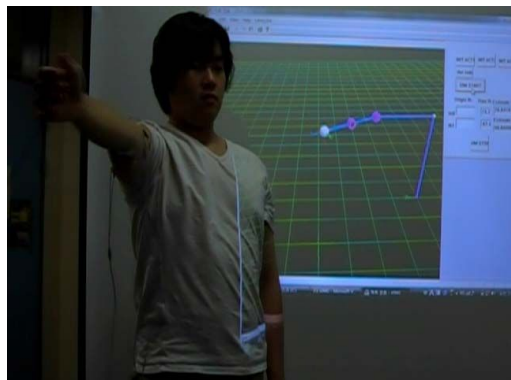
[그림 4-7] 각 동작의 관절각에 따른 위치 변화



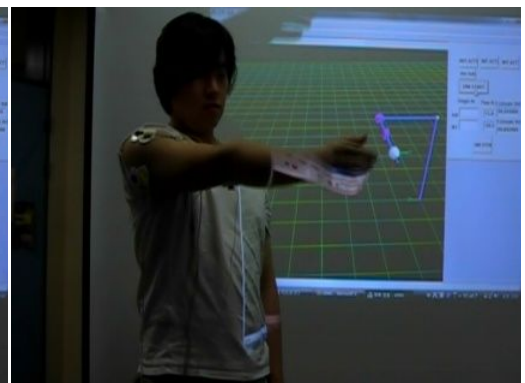
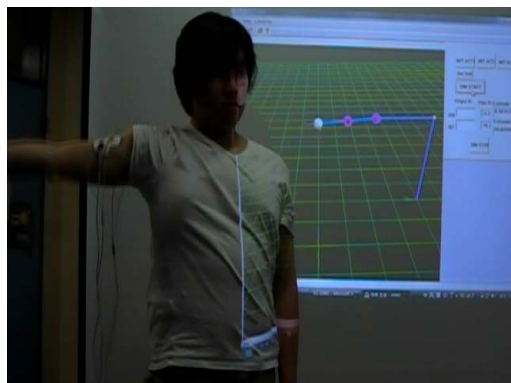
0



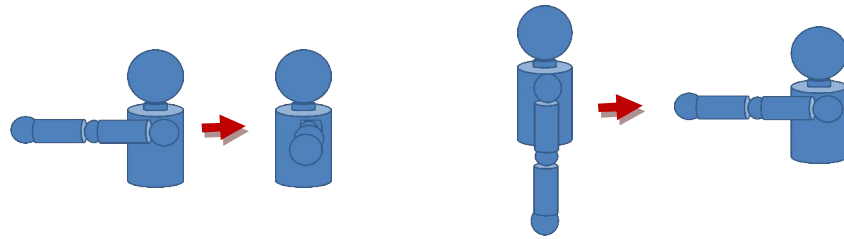
$\frac{\pi}{4}$



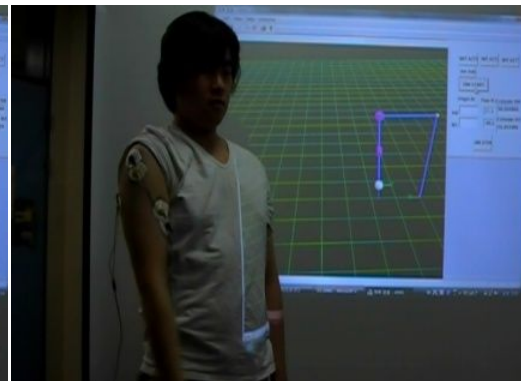
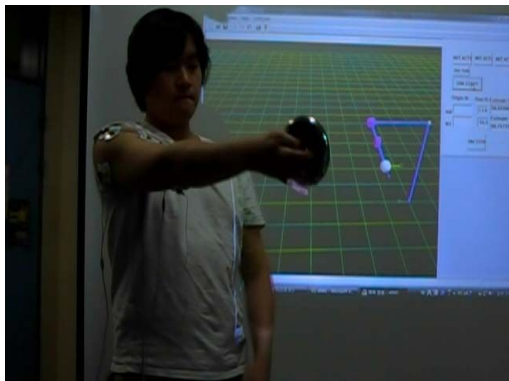
$\frac{\pi}{2}$



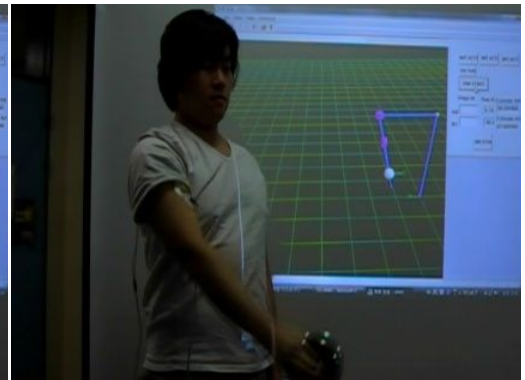
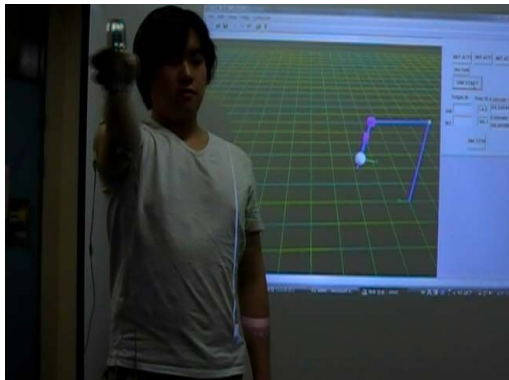
[그림 4-8] 실시간 각도 추정 (0kg)



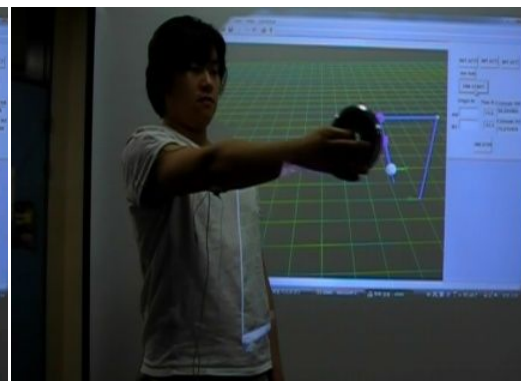
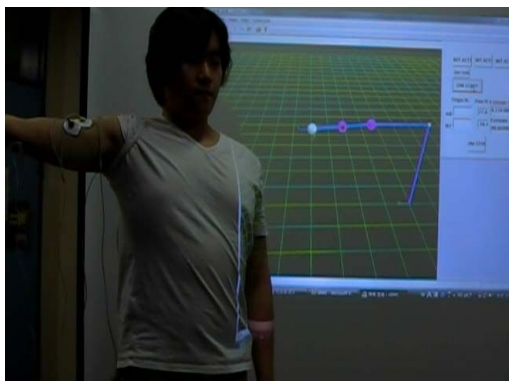
0



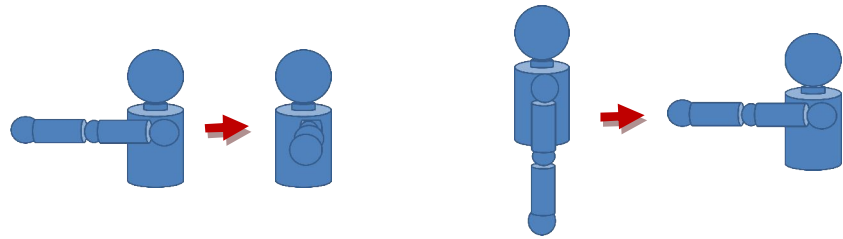
$\frac{\pi}{4}$



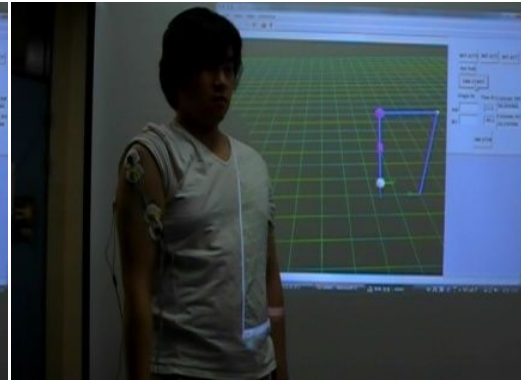
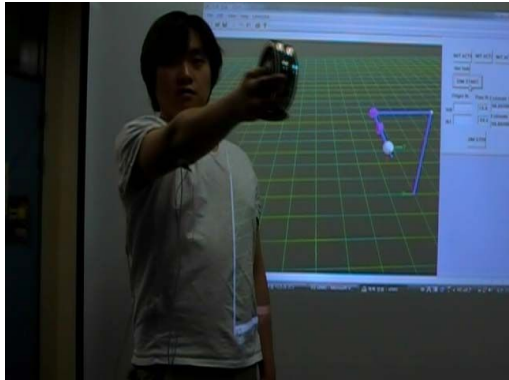
$\frac{\pi}{2}$



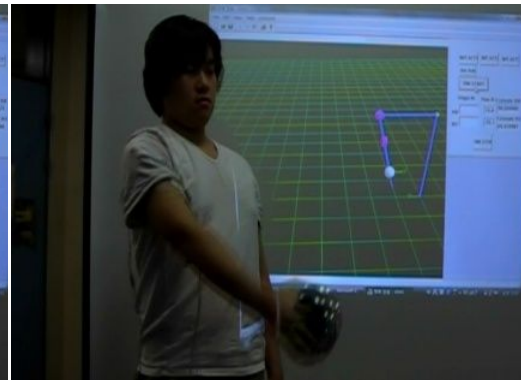
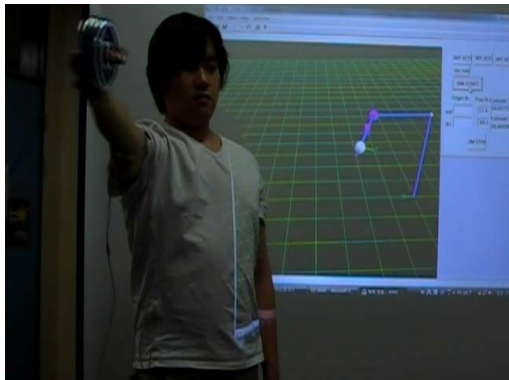
[그림 4-9] 실시간 각도 추정 (1kg)



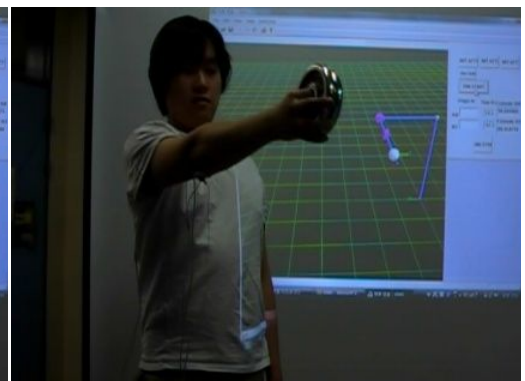
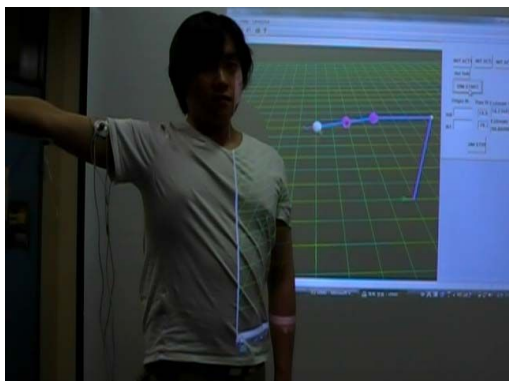
0



$\frac{\pi}{4}$



$\frac{\pi}{2}$



[그림 4-10] 실시간 각도 추정 (2kg)

제 5 장

결론

본 연구에서는 생체신호 연구에 적합하도록 소형, 모듈화로 근전도 센서 개발을 하였으며, 이전 근전도 생체신호 연구에서 다루어지지 않았던 힘에 대하여 독립적인 성분을 가지며 관절 정보를 추출할 수 있는 새로운 방법론을 제시하고 이를 실험을 통하여 증명하였다.

근전도 센서 개발은 크게 신호획득단, 증폭단, 필터단, 드리프트 방지단 그리고 AD변환단 등으로 하드웨어 설계를 하였다. 이 센서는 기본 모듈일 경우 가로X세로X높이가 각각 89.5mmX52mmX26.3mm 로 소형 제작되었으며, 실험에 필요한 근전도 센서 채널 에 따라 모듈 추가가 가능하도록 설계되었다.

제안된 기하학적 접근법을 이용한 생체신호 분석 방법론에 대해서는 Triceps Brachii, Biceps Brachii 그리고 Deltoid 에서 획득한 원신호를 Root Mean Square 와

Low Pass Filter 처리하여 Normalization 시켜 얻어진 Unit Sphere 좌표들은 인가된 힘에 독립적이다 라는 추론1. 과 이렇게 신호 처리된 DATA 를 구 좌표계로 그려주고 초기 위치에서 떨어진 거리를 가지고 Polynomial Interpolation 을 취해주면, 힘에 독립적인 관절 정보를 추출할 수 있는 새로운 알고리즘을 제시할 수 있다라는 추론2. 를 세우고 이를 실험을 통하여 실시간으로 추출 할 수 있음을 증명하였다.

인간은 7자유도 이상의 팔을 가지고 있지만 본 연구에서는 3자유도만을 가지고 실험을 하였다. 실제 인간의 팔 동작은 한 동작을 취하는데 있어 여러 자유도가 서로 연결되어 작용하지만, 본 실험에서는 항상 3자유도 만으로 움직일 수 있는 모션을 취해야 하는 제약이 따랐다. 이에 본 논문을 바탕으로 근전도 획득 채널수를 7자유도 이상에 맞게 확장하여 인간의 팔동작을 추출할 수 있는 방법들이 개발되고 연구되어야 할 것이다.

참고 문헌

- [1] 보건복지부. 한국보건사회연구원, 2005년 장애인 실태조사, April 2006
- [2] G.S. Sawicki, K.E. Gordon, and D.P. Ferris. Powered Lower Limb Orthoses: Applications in Motor Adaptation and Rehabilitation. Rehabilitation Robotics, 2005 (ICORR). 9th International Conference on, pages 206–211, 2005.
- [3] D. Nishikawa, W. Yu, H. Yokoi, and Y. Kakazu, “EMG Prosthetic Hand Controller Using Real-Time Learning Method,” Proc. Of IEEE Int’l Conf. on Systems, Man and Cybernetic, 1999
- [4] Y. Su, M. H. Fisher, A. Wolczowski, G. D. Bell, D. J. Burn, and R. X. Gao, “Towards and EMG-controlled prosthetic hand using a 3-D electromagnetic positioning system”, IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, vol. 56, no. 1, pp. 178-186, 2007
- [5] Roger M. Enoka, Neuromechanics of Human Movement, 3rd Ed. Human Kinetics Publishers, 2001
- [6] John R. Cameron, James G. Skofronick, Roderick M. Brant, Physics of the Body, 2000
- [7] 정해만, 구자영, 조현, 해부생리학, 정문각, 2000
- [8] 장태수, 강병현, 기봉인, 박영호, 부애진, 이정란, 정은영, 조혜명, 최영순, 해부생리학, 고문사, 2001
- [9] 연세대학교 박상희 편저, 생체신호처리 및 응용, 에드텍, 1999
- [10] 고한우, 김민기, 김선일, 김희찬, 박승훈, 우응제, 윤영로, 윤형로, 이경중 이수열, 임재중, 조민형 공저, 디지털 생체신호처리, 여문각, 1997
- [11] R. M. Rangayyan, Biomedical Signal Analysis, Wiley Inter-Science, 2002
- [12] 김경용, 김원규, 김종대, 김진상, 박창희, 이흥식, 최영자, 한두석 공저, 사람해부학, 정문각, 1995
- [13] Hoshimiya Nozomu, 의용계측의 기초, 양서각, 2004
- [14] 이명준, 문익현, 문무성, “근전도 기반 휴먼-컴퓨터 인터페이스를 위한 이중 문턱치 기법”, J. Biomed. Eng. Res, vol. 25, No. 6, pp.471-478, 2004
- [15] H.-J. Yu and Y. Choi, “Real time tracking algorithm of sEMG-based human arm

motion,” Proc of IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, pp. 3416- 3421, 2007

[16] <http://cafe.naver.com/mb24.cafe>

[17] <http://www.encyber.com/index.html>

[18] <http://www.innerbody.com>

Abstract

EMG Sensor Design and Human Arm Motion Estimation

Algorithm Independent on Force using EMG signal

Hyunchul Lee

Dept, of Electronic, Electrical, control and Inst. Engineering

The Graduate School Hanyang University

Supervised by

Prof. Youngjin Choi

Recently, It has been increasing interest in research of bio-signal processing method. Among the bio-signals, The EMG signals of muscles are very important ones to analyze how the body of human intends to move. Both motion and force of the human arm produce the activation of several muscles. Actually EMG signal is generated by motion of either joint or force. So the method of EMG signal processing has been studied for analysis of acquisition of motion information. But, It is difficult to estimate the user's arm motion according to force.

In this paper, we describe the Hardware Design of EMG Sensor for acquisition of EMG signal and then we have acquired EMG signals from biceps brachii, deltoid and triceps brachii by using surface EMG sensor board. Secondly, we propose a new method to estimate

the user's arm motion independently of muscles force using normalization and sphere equation. The advantage of this method is to estimate with real-time implementation about biological activity of the muscles independent on force.

Lastly, this paper shows the effectiveness of the suggested method through experimental results.

감사의 글

2006년 학부 4학년 2학기 시작과 함께 휴머노이드 연구실에서 시작하여 어느덧 2년이 넘는 시간이 지나 석사 과정이 다 끝나가는 시점이 되었습니다. 처음 연구실에 들어와서 시작했던 휴머노이드 과제부터 시작하여 교량탐사로봇 그리고 제 졸업논문 주제인 생체신호연구까지의 프로젝트들을 경험하면서 새로운 분야로 저의 학문을 넓힐 수 있었습니다. 이렇게 다양한 프로젝트 경험은 회사 면접시 큰 도움이 되었습니다. 그리고 저에게 연구에 대한 열정을 보여주시며 가르쳐 주셨고, 어리숙한 제자의 연구에 대한 어려움을 더욱더 고민해주시고 해결점을 찾아주시며 저의 좁은 학문을 넓힐 수 있는 기회를 주신 최영진 교수님께 진심으로 감사드립니다. 그리고 논문에 대한 퇴고를 도와주신 임동진 교수님과 이병주 교수님께 감사드립니다.

처음 휴머노이드 연구실에 들어왔을 때 연구실에 대한 성실함의 자세를 보여주었던 현재씨, 서류작성의 정석을 보여준 제근씨, 같이 수업을 들으면서 후배임에도 불구하고 뛰어난 수학실력으로 도움을 준 건이, 연구실 살림꾼 수정이, 앞으로 우리 연구실에서 학업을 해 나갈 재환이와 동철이, 짧은 시간이었지만 함께 있으면서 묵묵히 큰 형님 역할을 해 준 경호형, 생산기술연구원에서 열심히 학업을 하며 한참 졸업논문을 작성하고 있을 형권이, 지금은 호주에서 열심히 땀 흘리며 일하고 있을 안용씨 그리고 병역특례로 회사에서 같이 일할때부터 연구실에서 같이 생활하고 있는 지금까지, 프로젝트를 진행하는데 있어 프로그램 부분 문제가 발생할 때마다 자기 프로젝트처럼 도와준 우리 연구실의 최고 인재인 기호에게 감사의 말을 전합니다.

또한 제가 대학에 입학 하였을 때부터 저에게 하드웨어와 소프트웨어를 가르쳐주며 엔지니어의 꿈을 가르쳐준 디폴트 선배들과 제가 나태해지지 않도록 열심히 공부하고 있는 디폴트 동기들과 후배들, 그리고 그 중에서도 제가 집안이 어려워져 이틀에 한번 밥을 먹으며 학교를 다니던 시절에 비싼 밥만

사주며 엔지니어의 꿈을 포기하지 않게 도와준 정민이 형 에게도 감사의 글을 전합니다.

마지막으로 저를 믿어주시며 다른데 신경 쓰지 않고 공부하도록 물심양면으로 도와주시며 저를 지켜봐 주신 아버지, 어머니, 힘들 때마다 더 힘든 상황에서도 학업을 하고 있는 누나와 제가 아플 때마다 달려와서 간호해주시고 맛있는 것을 사준 매형, 항상 제 옆에서 저의 짜증을 다 받아주고 웃으면서 생활 할 수 있도록 해 준 소연이 그리고 사랑하는 모든 이들 에게 머리 숙여 감사 드리며 이 논문을 받칩니다.

2009년 2월

이현철 올림