

상완 이두근에 적용한
불수의적 원심성 수축의 근력 변화

연세대학교 대학원

의공학부

이 동 엽

상완 이두근에 적용한
불수의적 원심성 수축의 근력 변화

지도교수 김 영 호

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2013년 7월 4일

연세대학교 대학원

의공학부

이 동 엽

이동엽의 석사 학위논문을 인준함.

심사위원 _____인

심사위원 _____인

심사위원 _____인

연세대학교 대학원

2013년 6월 일

감사의 글

어릴적부터 기계와 의술에 꿈을 키웠던 신입생은, 그 꿈을 이루기 위해 연세대학교 의공학부에 진학하였습니다. 의공학이 재미있었던 저는 대학원에서 학업을 이어가야겠다 생각하였고, 그 생각은 지금의 담임교수님인 김영호 교수님을 만나고 이루어졌습니다. 학부연구생과 대학원생활 합쳐서 4년이라는 짧지 않은 시간동안 교수님과 연구실 식구들과 함께 같이 보낸 시간들을 뒤로 하고, 어느새 석사 학위논문을 감사의 글로 마무리하고 있습니다.

먼저 이 논문을 쓰기까지 열정적인 지도와 아낌없는 격려를 보내 주신 담임교수님인 김영호 교수님께 감사의 말씀을 드립니다. 의공학의 발전을 위해 학교와 지역에 헌신하고 계신 중에도 제자들을 향해 열정적으로 지도해 주심에 감사드립니다. 또한 본 연구의 설계와 실험방법에 대해 아낌없이 지도해주신 김한성 교수님과 기기 구현과 설계에 많은 조언을 해 주신 송성재 교수님께도 감사의 말씀을 올립니다.

졸업하기까지 오랜 시간을 함께 한 연구실 식구들에게도 감사를 전하고 싶습니다. 어리기만 했던 저에게 큰 힘과 이정표가 되어주셨던 성재형, 선홍이형, 선우형, 정윤이형, 종상이형, 제성이형, 희영이형들께 모두 감사드립니다. 연구실 내 유일한 동갑내기 친구였던 민현이, 동기

로써 같이 일을 나누고 고생했던 가장 기억에 남을 승현이형, 순재형,
마지막으로 무엇 하나 부족하지 않는 동생 보라에게 감사의 말을 전하
고 싶습니다.

재학하는 동안 함께 생활하며 고민하고 기쁨과 슬픔을 나누었던
한국기독학생회 07 학번 친구들 김다윗, 김영호, 김은혜, 박정원, 박종
문, 박지연, 서진, 오승영, 오지은, 윤선호, 윤의성, 이태림, 전종후, 최
희정, 한승용 모두 고맙고 함께여서 기뻐다는 말을 전하고 싶습니다.
그 외에도 미처 적지 못한, 부족한 저를 도와주신 수많은 분들께도 감
사드립니다.

저를 낳아주시고 길러주시면서 물심양면 아낌없이 헌신하신 부모
님께 감사드리며, 모든것을 계획하며 이끌어주신 하나님께도 감사의 기
도를 드리면서 이 글을 마치겠습니다.

2013. 6.

이 동 엽

차 례

차 례	i
그림 차례	iv
표 차례	vi
국문 요약	vii
1. 서론	1
2. 배경	7
2.1 치료용 전기자극의 개요	7
2.1.1 치료용 전기자극의 역사	7
2.1.2 전기자극의 발생 기법	8
2.1.3 용도에 따른 전기 특성	9
2.1.4 전기자극으로 인한 생리적 반응	10
2.1.5 전기자극시 주의점	11
2.2 근신경계 전기자극의 용도별 분류	12
2.2.1 통증완화 전기자극	12
2.2.2 기능적 전기자극	13
2.2.3 재활 목적의 근신경계 전기자극	16
2.3 근육 재활 운동의 종류	17
2.4 근육 재활 평가 방법	20

3. 방 법	23
3.1 피험자.....	23
3.2 불수의적 원심성 수축 시스템.....	25
3.2.1 시스템 개요	25
3.2.2. 전기자극 시스템	26
3.2.3. 관절운동 기구부	31
3.2.4. 통합된 시스템	33
3.3 훈련 프로토콜.....	36
3.3.1 전기자극 특성	36
3.3.2 훈련 시간 및 빈도	37
3.4 근력 측정.....	38
3.4.1 실험군의 근력 측정	38
3.4.2 대조군의 근력 측정	39
3.5 근 두께 측정.....	40
3.6 통계 분석.....	41
4. 결 과	42
4.1 완성된 시스템.....	42
4.1.1 전기자극기 디스플레이, 제어 스위치	46
4.1.2 관절운동 기구부.....	48
4.1.3.기타 장치.....	51
4.2 측정된 토크 값.....	53
4.2.1 최대 자의적 수축 근력(MVC).....	53
4.2.2 전기자극 훈련에 대한 항 피로도	61
4.2.3 등속성 운동 중 최대 토크	63
4.2.4 대조군의 최대 자의적 수축 근력	69

4.3 측정된 근 두께	72
5. 토 의	74
6. 결 론	81
참 고 문 헌	83

그림 차례

그림 1. 족하수 방지 기능적 전기자극기의 원리	15
그림 2. 수부 움직임 보조용 기능적 전기자극기	15
그림 3. 근 수축의 종류	19
그림 4. 개발된 자극기와 시판된 전기자극기와의 파형 비교	29
그림 5. 전기자극 시스템 회로도	30
그림 6. 하완과 상완 받침대 디자인 도면	32
그림 7. 운동상태 피드백을 통한 제어 알고리즘	34
그림 8. 통합된 시스템의 동작 흐름도	35
그림 9. 완성된 불수의적 원심성 수축기(상단)	42
그림 10. 완성된 불수의적 원심성 수축기 (측면).....	43
그림 11. 완성된 불수의적 원심성 수축기 (정면).....	44
그림 12. 불수의적 원심성 수축 훈련기를 착용한 모습.....	45
그림 13. 불수의적 원심성 수축기 조절 인터페이스.....	47
그림 14. 제작된 상완/하완 받침대와 장착된 쿠션	49
그림 15. 과신전 방지장치(녹색 화살표와 선)와.....	50
그림 16. 상완과 하완의 길이, 높이 조절장치(적색 원)	50
그림 17. 기울기 조절 장치.....	51
그림 18. 높낮이 조절 장치.....	52
그림 19. 최대 자의적 수축 근력의 변화.....	54

그림 20. 훈련 중 개인별 MVC 의 변화.....	57
그림 21. 훈련 전/후 근력증가 비율	62
그림 22. 등속성 운동 중 최대 토크.....	63
그림 23. 개인별 등속성 운동 중 최대 토크 변화.....	66
그림 24. 대조군의 최대 자의적 수축 근력.....	69
그림 25. 개인별 대조군의 최대 자의적 수축 근력.....	70
그림 26. 초음파로 측정된 훈련 전/후의 근 두께	73
그림 27. 훈련 전/후의 상완이두근 초음파 영상	73

표 차례

표 1. 실험 대상	24
표 2. 피험자별 최대 자의적 수축 근력(훈련 전).....	58
표 3. 피험자별 최대 자의적 수축 근력(훈련 후).....	59
표 4. 개인별 MVC 변화 그래프의 선형 추세선 기울기.....	60
표 5. 개인별 MVC 변화 그래프의 선형 추세선 R^2 값.....	60
표 6. 개인별 등속성 운동 중 최대 토크 값($30^\circ/\text{sec}$).....	67
표 7. 개인별 등속성 운동 중 최대 토크 값($60^\circ/\text{sec}$).....	67
표 8. 개인별 등속성 운동 중 최대 토크 값($90^\circ/\text{sec}$).....	68
표 9. 대조군의 최대 수의적 수축 근력.....	71
표 10. 측정된 상완 이두근의 근 두께 변화.....	72

국 문 요 약

상완 이두근에 적용한
불수의적 원심성 수축의 근력 변화

연세대학교 대학원

의공학부

이 동 엽

근신경계 전기자극은 마비환자의 근력재활을 위해 널리 사용되어 왔다. 자극용 전류가 근신경의 탈분극을 유도하여 근육이 수축되게 되므로, 이는 중추신경이 마비된 환자라도 근 수축을 유도하여 근육의 구조적 재구성과 신경의 재활성화 등을 돕는다. 여러 선행연구를 통해서 근신경계 전기자극을 이용한 근력재활이 유용함을 입증해왔으나 그 방법은 구심성 수축 운동에 국한되어 있었다.

본 연구에서는 일반인의 근력 강화 훈련에서 구심성 운동보다 원심성 운동이 더 효과적이라는 사실에 착안하여, 원심성 근력운동을 마비환자의 근력 재활훈련에 적용하였다. 마비환자는 자의적 수축이 불가능하기 때문에 상완 이두근에 적용할 불수의적 원심성 수축 시스템을 개발하였으며, 이는 근육의 수축을 유도할 전기자극기와 관절 운동을 만들어 낼 외골격 시스템으로 구성되었다.

설계된 불수의적 원심성 수축의 효과를 검증하기 위해 7 명의 정상인을 대상으로 12 주 동안 24 회의 근력훈련을 실시하였다. 한 세션에 30 분간 지속적으로 상완 이두근을 대상으로 불수의적 원심성 수축 훈련을 진행하였고 주기적으로 근력의 지표가 될 최대 자의적 수축근력(MVC)과 등속성 운동중 최대 토크를 역량계(Dynamometer)를 이용하여 측정하였다. 또한 실험 전/후에 초음파 진단기를 이용하여 상완 이두근의 근 두께를 측정하였다.

12 주간의 훈련의 결과로, 최대 자의적 수축 근력은 $11.67 \pm 4.99\%$ 상승하였고, 등속성 운동 중 최대 토크는 각속도가 30, 60, 90 ° /sec 에서 각각 $24.0 \pm 6.09\%$, $20.3 \pm 7.84\%$, $24.3 \pm 11.87\%$ 만큼 통계적으로 유의하게 증가하였다. 근 두께는 최대 자의적 수축 중에 $32.4 \pm 26.6\%$ 증가하였고, 이완 중에는 $11.1 \pm 9.8\%$ 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이를 보이지 못했다.

본 연구를 통해서 불수의적 원심성 수축은 상완 이두근의 근력 증가에 효과적임을 입증하였고, 특히 속근의 발달로 인해 빠른 각속도의 운동에서 더욱 효과적인 근력 증가 양상을 관찰 할 수 있었다.

핵심되는 말: 원심성 수축, 근신경계 전기자극, 근력강화 훈련, 상완 이두근

1. 서 론

의학의 발전 등으로 인해 세계가 고령화 사회가 되어가면서 뇌졸중 같은 신경계 질환 발병자가 늘어가고 있다. 전 세계적으로 1,000명당 4.2~11.7명이 뇌 신경 질환을 앓고 있으며, 2011년 통계청의 자료에 따르면, 국내 뇌병변 장애인은 330,157명에 달하며 생존자의 대부분이 근 기능 손실 등의 신경계 질환을 가지고 살아가고 있다[1]. 뇌 손상으로 발병하는 1차적 장애의 대부분은 신경 손상으로 인한 근 마비이다. 이를 오래 방치해 둘 경우 관절구축이나 골격과 근육의 폐용위축 등의 운동부족으로 인한 2차적 장애로 이어질 수 있다[2]. 이를 방지하기 위해 운동요법을 실시하는데, 근 마비로 인해 자의적 움직임이 불가능 하더라도 수동적으로 관절의 움직임을 만들어 낸다[3]. 수동적인 움직임이 감각계에 자극을 주어 뇌 기능이 활성화됨과 동시에 관절 가동영역이 증가하며, 이는 후에 있을 기능적 동작 훈련에 도움을 주게 된다[4]. 본래는 물리치료사의 영역이었으나 전기자극 기법이 재활학에 적용 된 이후에 이를 대체하거나 더 발전시키기 위해 효과적이고 불쾌감이 적은 자극기법, 전기 특성 등이 연구되고 있다.

그 중 근신경계 전기자극 (Neuromuscular electric stimulation; NMES)은 신경계 손상으로 마비된 근육에 전류를 흘려주어 대상 근육의 지배신경의 탈분극을 유도하여 부분적 자의적 수축을 구현하는 기술이다. 근신경계 전기자극은 근육이 상부운동신경계와 단절된 후 나타나는 근 위축을 방지하거나 지연시켜 근육의 기능이 퇴화하는 것을 막고, 근육이 가지는 본래의 운동기능을 지속할 수 있도록 재교육함과 동시에 근 섬유의 구조적 재구성, 신경계의 재활성 (Restoration) 등으로 인해 근력이 증가한다[5]. 이러한 효과는 마비환자에게 있어 식사나 옷 입기 등의 일상생활동작 수행 가능과 사회 복귀와 그에 따른 심리적 장애의 극복에 도움을 준다. 또한 다른 물리치료 기법과는 다르게 환자의 근 수축을 쉽게 만들어내며 효과가 좋고 재택재활이 가능하기 때문에 널리 사용되고 있다.

전기자극을 이용한 근 수축을 주기적으로 사용하여 대사요구량의 증가와 신경학적 재학습으로 인해 근력이 강화되는 효과를 주 목적으로 하는 근력강화 훈련은 근신경계 전기자극의 주된 응용 방식이다[6]. 전기자극을 이용한 근력강화 훈련을 처음으로 적용한 연구는 수술 후 근력 재활운동이었다. Snyder-Mackler는 전방십자인대 손상 환자의 수술 직후 대퇴사두근의 근력을 복구하기 위해 근신경계 전기자극을 사용하였고[7], N. Babault는 운동 선수를 대상으로 대퇴사두

근에 12주의 전기자극을 이용한 근력증가 훈련을 실시하였을 때 근력이 유의하게 증가하였다고 발표하였다[8]. J. A. Herrero는 근신경계 전기자극이 근육의 기능적 움직임을 증대시켰다고 서술하고 있다[9]. Dellito는 높은 강도의 근신경계 전기자극이 대퇴사두근의 자의적인 수축에 의한 근력이 증가하였고, 또한 약한 강도에서의 근신경계 전기자극 또한 6달 동안 근력 실험을 하였을 때 근력이 상승하였다고 보고하였다[10]. Balogun은 정상인을 대상으로 높은 강도의 근신경계 전기자극을 가하였을 때 10%에서 20%정도의 근력증가 양상이 나타났다고 서술하였다[11]. J. Gondin는 근신경계 전기자극이 근육뿐만 아니라 신경계의 기능 또한 개선하였다고 서술하였다[12].

근신경계 전기자극의 유용성이 꾸준히 발표되고 있지만, 대부분의 연구들이 단순히 구심성 운동을 주로 이용하고 있다.

구심성 운동은 근육이 수축하는 방향과 관절의 움직임이 같은 방향으로 일어나는 운동 형태를 말한다. 관절 운동에 부하를 주지 않고 전기자극을 가할 시 일어나는 가장 자연스러운 운동으로, 별도의 저항 없이 운동을 만들어 낼 수 있다. 구심성 운동은 별도의 관절 제어가 필요없기 때문에, 대부분의 전기자극 훈련은 구심성 운동을 이용하고 있다.

근력강화를 위한 전기자극 훈련의 효율성을 높이고자 운동의 형태를 변화하려는 시도가 이루어졌다. Yanagi는 단순 구

심성 운동에 저항을 더하고자 관절을 고정시키면서 전기자극을 가하는 방식을 고안하여 근력증가 양상을 살펴보았다[13]. 이는 근육의 운동 중에 등척성 운동에 속하는 것으로, 일반적인 근력 운동시에 구심성 수축보다 더 효과적이라고 알려져 있다. 실제 실험 결과로도 구심성 운동을 수행하였던 대조군보다 더 높은 근력증가 비율을 관찰하였다.

원심성 운동이 구심성 운동이나 등척성 운동보다 근력 훈련에 더 효과적이라는 사실에 착안하여[14,15], 본 연구에서는 원심성 수축을 이용한 전기자극 훈련 시스템을 설계하였다. 원심성 운동은 근육이 수축하는 방향과 반대되는 관절 움직임으로 인위적으로 만들어 내어야 한다. 일반적으로, 원심성 운동을 구사하기 위해 자의적 수축과 움직임을 만들어 낼 기구(무게추나 외골격 시스템)가 필요하다. 마비환자는 자의적 수축이 불가능하므로 근신경계 전기자극으로 수의적 수축을 유발함과 동시에 상완의 움직임은 외골격 시스템이 제어하는 방식을 고안하여 기구를 제작하였다. 하나의 마이크로 프로세서(ATmega128, ATMEL, USA)를 사용하여 전기자극을 제공하는 과형생성기와 외골격을 구동시킬 DC 모터를 제어하였다. 외골격을 구동하기 위해 모터(Dunkermotoren GR53, Germany)를 사용하였다. 또한 각도를 피드백 받기 위해 회전형 포텐서미터를 사용하여 관절가동범위를 정할 수 있게 하였다.

본 연구에서는 전기자극을 이용한 근력강화 훈련에서도 원심성 수축이 구심성 운동이나 등척성 운동보다 더 근력향상에 도움을 줄 것이라는 가정 하에 마비환자에게도 원심성 운동을 제공하기 위해 근신경계 전기자극을 응용한 불수의적 원심성 수축 시스템을 개발하였으며, 설계된 운동방법의 효과를 검증하기 위해 가장 보편적인 훈련기간인 12주 동안 실시하였다. 훈련은 1주에 2회 동안 훈련을 실시하였고, 1회 훈련에 30분을 지속적으로 자극을 가하였다. 전기자극의 강도는 무 부하 상태일 때 90도로 굴곡되었을 때를 기준으로 정하였으며, 불수의적 원심성 수축 시 고통이 없을 정도로 강도를 설정하였다.

최대 수의적 수축 근력(MVC)과 등속성 운동 중 최대 토크를 훈련을 실시한 실험군과 반대쪽인 대조군을 주기적으로 측정하여 근력 향상의 정량적인 지표로 선택하였다. 실험을 위해 연세대학교 원주캠퍼스의 인체시험심의를 통과한 프로토콜을 사용하였다(승인번호 : 2013-10). 근력 측정 도구로는 임상용 역량계(Biodex System 3, Biodex, USA)가 사용되었다. 주동근의 비후 또한 근력 향상과 직접적인 연관이 있으므로, 견봉부터 전주 주름까지의 1/3 지점[17]을 초음파 장비를 사용하여(Sonoace, Samsung medison, Korea) 상완 이두근의 근 두께를 측정하였다.

본 연구에서는 개발된 시스템을 사용하여 7명의 정상인 피험자를 대상으로 근력증가 추이를 관찰하였을 때 유의한 차이로 효과가 있음을 검증하여, 시스템의 타당성을 입증 할 수 있었다.

2. 배 경

2.1 치료용 전기자극의 개요

2.1.1 치료용 전기자극의 역사

19세기부터 Duchenne에 의해 전기가 처음으로 치료 목적으로 사용되기 시작했다[17]. 그는 전류가 흐르면 신경의 탈분극이 발생하여 근육이 수축한다는 사실에 착안하여 전기치료기법의 기반을 마련하였다. Remak에 의해서 정상인을 대상으로 전기자극을 주기적으로 가했을 시 대상 근육의 부피가 증가함을 발견하였고 이후로 운동선수나 마비환자의 근력향상을 위한 전기자극 기법이 발전하였다[18].

2.1.2 전기자극의 발생 기법

전류는 전위차에 의한 전자 이동으로 이루어진다. 전류는 음극(cathode)에서 양극(Anode)로 흐르고, 이는 피부를 통한 전기자극에서도 마찬가지이다. 따라서 신경의 탈분극을 유도하기 위해선 작용점이 음극과 양극 사이에 있어야 하며, 피부에는 반드시 2개의 패드를 부착하여 전위차를 생성하여야 한다.

전기 발생기로부터 나온 출력은 교류와 직류 두가지 형식으로 구분될 수 있다. 직류는 이온 도입법등의 화학적 작용을 유도하지만 조직의 변성반응을 초래 할 수 있으므로 장시간의 운동을 목적으로 하는 전기는 대부분 교류 전류를 사용한다.

사용 부위와 목적에 따라 파형이나 주파수, 통전 시간등을 조절하여 자극 효율을 높이고 불쾌감을 최소화 한다.

2.1.3 용도에 따른 전기 특성

전류의 형태는 크게 직류와 교류로 나뉜다. 직류는 화학적 작용을 유도하여 치료하는데, 특히 다한증(hyperhidrosis) 치료에 효과를 보인다. 교류는 전류가 지속적으로 흐르지 않고 음극과 양극이 주기적으로 바뀌기 때문에 직류보다 상해에 안전하다. 변성반응이 없기 때문에 장기적/주기적 근 수축의 운동 등에 사용된다.

교류 전류를 사용 할 것이라면, 목적에 따라 어떤 주파수를 사용해야 할지 결정해야 한다. 주파수가 50Hz 이상이면 근육의 강축(Tetanizing)을 유발한다. 따라서 근육의 움직임을 만들어내는 기능적 전기자극은 보통 50Hz 이상의 주파수를 가지며, 그 이외에 통증경감용 전기자극 등은 50Hz 이하의 낮은 주파수를 가진다.

그 이외에 전기의 강도(intensity)를 정하여 효과적인 전기 치료를 유도한다. 강도가 너무 낮으면 신경을 자극하지 못하거나 근육이 덜 자극하게 되어 효과가 없으며, 너무 높으면 피부염이나 근육이나 신경의 상해를 유발 할 수 있다.

2.1.4 전기자극으로 인한 생리적 반응

전기 자극으로 인해 여러 가지 생리적 반응이 생기게 된다. 물리적으로는 근육의 수축으로 인한 능동적 운동이 생기게 된다. 이를 반복하게 될 경우 근육의 비후와 근섬유 동원 (recruitment)가 증가되어 근력이 증가하게 된다. 또한 근 수축으로 인해 혈액순환에 도움을 주게 된다.

화학적으로는 엔도르핀의 분비가 증가되며, 세망내피계 (reticuloendothelial)의 반응이 증가되어 효과적인 노폐물의 제거가 이루어 지게 된다.

2.1.5 전기자극시 주의점

환자의 전반적인 건강에 따라 자극의 강도나 방법을 조절하는 것이 좋다. 다음의 증상을 보이는 환자에게는 전기치료를 하지 않아야 한다.

- ① 골절 환자
- ② 활동성 출혈(active hemorrhage)
- ③ 정맥염(phlebitis)
- ④ 심장조율기(pacemaker)를 착용 한 사람

다음은 대상으로 전기자극을 가할 시 주의하여야 한다.

- ① 심한 비만이나 지방성 조직
- ② 민감한 부위 (예 : 식도, 인두 등..)
- ③ 젤이나 전류흐름에 의해 피부자극이 생기는 사람

2.2 근신경계 전기자극의 용도별 분류

2.2.1 통증완화 전기자극

통증완화 전기자극은 경피적 신경 자극 치료(TENS, Transcutaneous electrical nerve stimulation)을 사용하며, 표피를 통과한 전류가 감각 신경을 자극함으로써 베타 엔도르핀의 농도 증가와 동통의 역치 증가 등의 효과를 가져와 진통효과를 가져다 준다[19].

착용 부위나 피부 상태에 따라 진폭이나 주파수를 조절 할 수 있으며, 일반적으로 높은 주파수(>50Hz)와 낮은 자극강도(근 수축이 일어나지 않을 정도)나, 낮은 주파수(<10Hz)와 높은 자극강도(근 수축 유발)의 낮은 에너지를 가진 전기적 특성을 지닌다[20].

2.2.2 기능적 전기자극

기능적 전기자극은 전기적 자극을 마비된 근육 또는 신경에 가하여 근육의 기능적인 움직임 구현하는데 사용된다. 일반적으로 강축(Tetanzing)을 유발하기 위해 50Hz 이상의 주파수를 한다. 신경다발 근처의 운동점(Motor point)에 전류가 흐르도록 전극을 부착하여 신경을 흥분시켜 근육을 수축시킨다. 초기 기능적 전기자극은 편마비 환자의 보행에서 족하수(Foot drop) 치료에 사용되었다. 편마비 환자는 유각기 시 발목을 들어주는 힘이 없기 때문에 발끝림 현상이 일어나는데, 이를 방지하기 위해 압력센서(Force sensing resistor)를 이용하여 유각기 시작 시점을 검출하여 해당 시기부터 지지기 시작 지점까지 비골 신경을 자극함으로써 발목을 들어 올려주게 되어 발끝림 현상을 방지한다. 이와 같이 수동적으로 동작하는 기기와는 다르게 근전도를 기준으로 하여 이용자의 근 수축 의도를 감지하여 수축을 도와주는 근전도 유발 전기자극 기법(EMG trigger electric stimulate technique)도 적극적으로 연구되고 있는 분야이다.

기술의 발전이 이루어지면서 기능적 전기자극은 상지의 기능적 움직임, 보행 및 기립 등의 복잡한 움직임에도 적용되고 있다. 복잡한 움직임을 구현하기 위해 모사 대상의 근전도 분

석과 분석결과를 토대로 동시다발적으로 여러 채널을 시간에 맞게 제어가 가능한 마이크로 프로세서가 사용되고 있다.



그림 1. 족하수 방지 기능적 전기자극기의 원리



그림 2. 수부 움직임 보조용 기능적 전기자극기

2.2.3 재활 목적의 근신경계 전기자극

또한 마비환자의 재활을 위해 기능적 전기자극을 이용하여 마비근을 훈련시켜 점진적으로 근육의 수축력을 회복시킨다. 전기자극을 통해 근섬유의 비후, 수축력의 증가, 세포 내 수축 요소의 증가가 나타난다. 또한 생리학적으로 근 세포의 효소 패턴도 전기자극에 적응하여 변화한다. 본 연구에서는 전기자극을 이용하여 근력을 회복하는 용도의 근신경계 전기자극을 사용하였으며, 일반적으로 근육 자극에 필요한 주파수 대역(20~80Hz) 사이의 주파수 중 피로가 가장 적은 20Hz의 근신경계 전기자극을 사용한다[2].

2.3 근육 재활 운동의 종류

재활의학에서 운동치료는 몸의 일부분을 어떤 형태로 움직이게 하는 운동을 통해서 근육의 기능을 향상시키게 된다. 본 연구에서는 운동치료의 일종으로 근신경계 전기자극을 사용하여 운동하게 되는데, 이때 나타나는 운동과 수축의 형태에 따라 그 효과가 달라지게 된다. 근 운동은 등장성(Isotonic) 운동, 등속성(Isokinetic), 등척성(Isometric) 운동으로 나누어지게 되며, 근 수축은 동심성(Concentric) 수축, 등척성(Isometric) 수축, 원심성(Eccentric) 수축으로 나누어지게 된다.

등척성 운동은 근육의 수축은 일어나지만 전체 근육의 길이가 변하지 않고 움직임이 없는 동작을 말한다. 움직임이 없기 때문에 관절 운동으로 인한 자극이 없어 재활 프로그램의 초기에 적용하기 적합하며 근 위축, 부종의 감소를 촉진한다. 하지만 관절 각도가 특정되어있어 일상생활 동작을 위해서는 별도의 운동법이 필요하며 환자에게 동기부여가 어렵다는 점이 단점으로 지적된다.

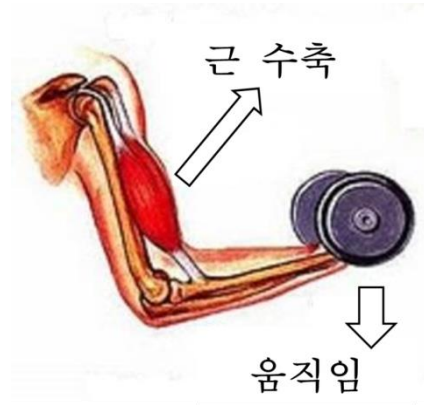
이를 보완하기 위해 움직임을 만드는 운동을 하게 된다. 그 중 운동의 장력이 일정한 등장성 운동과 각속도가 일정한 등속도 운동으로 나누어 질 수 있다. 등장성 운동은 저항을 점

진적으로 증가시켜가면서 운동하기 때문에 특정 각도에서의 근력 증가에 도움이 된다. 하지만 기능적 움직임을 요구하는 속도에서 운동하기 어렵고 관절 가동범위 전체에서의 재활 효율이 좋지 않다. 등속성 운동은 관절 가동범위 전체에서의 모든 지점에서 근육의 최대 능력을 발휘 할 수 있으며, 부하가 조절 할 수 있는 저항보다 클 수 없기 때문에 무리한 운동으로 인한 부정적인 효과가 나타나지 않는다. 장점이 많지만 이를 구현하기 위한 장비가 고가이며 제한적이다.

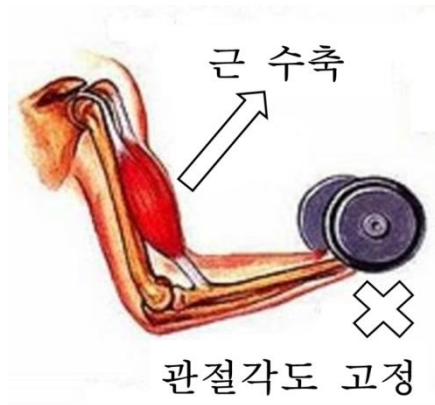
운동을 만들어내는 수축은 구심성 수축과 원심성 수축으로 나누어 질 수 있다. 구심성 수축은 근 수축이 일어나면 실제 근육의 길이도 줄어드는 수축 형태를 말하며, 원심성 수축은 근 수축이 일어나지만 근육의 길이가 오히려 늘어나는 수축 형태를 말한다.



(a) 구심성 운동



(b) 원심성 운동



(c) 등척성 운동

그림 3. 근 수축의 종류

2.4 근육 재활 평가 방법

근력 재활의 척도가 되는 대표적인 값은 최대 자의적 수축 근력(Maximal voluntary contraction; MVC)이다. 이는 주어진 상태에서 최대한으로 발생시킨 근력을 이야기하며, 운동의 형태에 따라 측정 방법이 달라지게 된다. 등척성 근력은 관절 각도를 고정시킨 상태에서의 힘이나 토크의 최대값을, 등속성 근력은 운동중 최대 토크 값을 측정한다. 등장성 근력은 동작을 1 회 수행할 수 있는 최대 부하를 측정하나, 부상 위험 등의 불안요소가 있기 때문에 10 회 반복 가능 부하로 추정하게 된다[21]. 이외에도 최대 토크까지 도달하는 시간, 반복된 횟수, 총 일량, 최대 토크시 관절 각도 등으로 근육의 상태를 대변하기도 한다.

이때 토크 값을 측정하기 위해 임상용 역량계를 사용하게 된다. 임상용 역량계는 측정범위가 인체가 낼 수 있는 부하의 범위 내에서 정밀하게 측정 할 수 있으며, 여러 부위를 측정하기 위해 다양한 도구를 제공한다.

고정된 상태에서 측정하는 의미있는 변수는 최대 수축 근력(Maximal voluntary contraction; MVC)으로 임상에서 가장 간편하면서도 의미있는 변수로 널리 사용되고 있다. 하지만 기능적 일상 생활 동작을 실행할 때에는 동적

상황에서의 운동이 대부분이므로, 동적 상태에서의 근력을 측정 할 필요가 있다. 따라서 등속성 운동 중 측정된 최대 토크를 의미있는 변수로 적용한다.

2.5 근 비후 측정

근육이 낼 수 있는 수축력(근 장력)은 근 단면적과 운동 단위의 동원률에 비례한다. 근 단면적(Cross-sectional area: CSA)은 근육의 횡단면의 면적을 말하는 것으로, 해당 면적이 넓으면 발생하는 근력도 비례하여 커진다고 알려져 있다.

근신경계 전기자극으로 인한 근력강화는 신경계의 재교육의 기능도 하지만, 근육의 비후로 인한 근력 증가도 재활에 있어 긍정적인 역할을 한다. 근육의 비후는 근원섬유 수의 증가와 모세혈관 열기의 밀도 증가, 근육섬유의 비후, 필요 단백질 양의 증가 등으로 나타난다.

근육의 비후 정도와 근력 간의 상관관계를 분석한 연구에서는, 자기공명영상을 이용한 생리학적 근 단면적(Physiological cross-sectional area: PCSA) 측정과 근력과의 상관관계를 분석하여 근 비후 정도가 근력 재활의 척도가 될 수 있음을 설명하였다[16].

근력 증가 운동을 통해서 얻는 효과를 정량화 할 때 쓰이는 요소 중 하나인 근육의 비후를 측정하기 위해 초음파 측정기(Sonoace, Samsung medison, Korea)로 근 단면을 측정하였으며, 훈련 전(0 주)과 훈련 후(12 주 후)의 근 두께를 비교하여 상대적 근 비후 정도를 측정한다.

3. 방 법

3.1 피험자

본 연구를 위해 7 명의 남성 피험자가 실험에 참여하였다. 모두 상지에 근골격계 질환이 없으며, 오른손잡이이다. 우세 수부(Dominant hand)의 영향을 없애기 위해 4 명은 왼팔, 3 명은 오른팔에 훈련을 적용하여 차이점이 있는지 비교하였다. 모든 피험자는 연세대학교 원주캠퍼스 인체시험심의를 통과한 프로토콜을 적용하였으며, 실험에 대해 충분히 숙지하여 연구참여 동의서를 작성하였다.

표 1. 실험 대상

	나 이	신 장	몸무게	BMI
	(살)	(cm)	(Kg)	(Kg/m ²)
평균	26 ± 1.7	171 ± 5.5	67.6 ± 8.3	23.2 ± 3.8
피험자 1	25	172	56	18.9
피험자 2	27	175	72	23.5
피험자 3	29	165	82	30.1
피험자 4	24	171	64	21.9
피험자 5	25	172	70	23.7
피험자 6	25	163	67	25.2
피험자 7	27	179	62	19.4

3.2 불수의적 원심성 수축 시스템

3.2.1 시스템 개요

정상인을 대상으로 실험하였을 때, 원심성 수축이 다른 형태의 운동 형태보다 더 높은 근력 향상 효과를 얻었다는 보고가 있었다[14,15]. 이를 마비환자의 근력 재활에 적용하였을 때 더 높은 근력 향상 효과를 얻을 수 있을 것이라는 가설 아래 시스템을 제작하여 실험하였다.

원심성 수축을 구현하기 위해서는 근 수축과 해당 관절을 움직여주는 기구부가 필요하다. 시중에 판매되고 있는 임상용 역량계에도 자의적 근 수축을 감지하여 모터의 힘으로 반대 방향으로 움직여주어 원심성 수축을 할 수 있게 되어 있다. 하지만, 이 시스템은 정상인을 대상으로 최적화 되어 있기 때문에 환자가 사용하기에는 감지하는 토크가 너무 크고 제어가 어렵고 부피가 너무 크며 비싸다. 따라서 마비 환자의 근 수축을 위한 전기자극 시스템과 관절을 구동시키기 위한 구동부 시스템을 동기화시켜 효과적인 원심성 수축 시스템을 개발하였으며, 자의적인 노력이 필요 없이 원심성 수축 훈련이 가능하게 하기 때문에 개발된 시스템을 불수의적 원심성 수축 시스템으로 정의하였다.

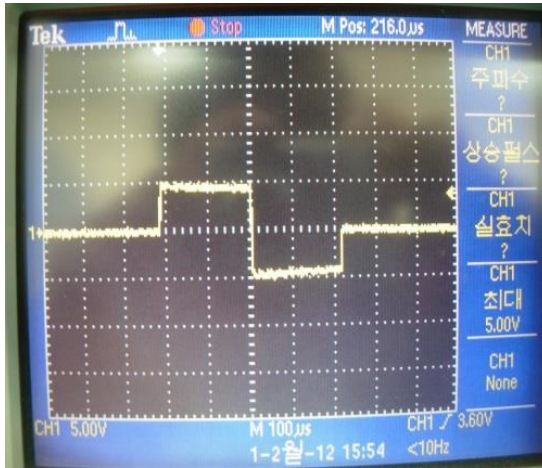
3.2.2. 전기자극 시스템

본 연구에서는 마비 환자의 근 수축을 유도하기 위하여 근 신경계 전기 자극 시스템을 제작하여 사용하였다. 시스템은 소형 마이크로프로세서(ATmega128, ATMEL, USA)를 사용하여 파형을 생성, 제어하였다. 자극전류는 최대 70mA 를 넘지 않도록 설정하였으며, 주파수는 1~100Hz 의 다양한 주파수를 사용 할 수 있도록 개발하였다. 자극넓이는 100~250 μ s 내에서 제어하였으며, 파형은 일상형(monophasic)과 이상형(biphasic) 둘 중 하나를 선택하여 출력 할 수 있게 설계하였다. 자극 시간은 내부 타이머와 외부 트리거 신호를 통하여 조절 할 수 있다.

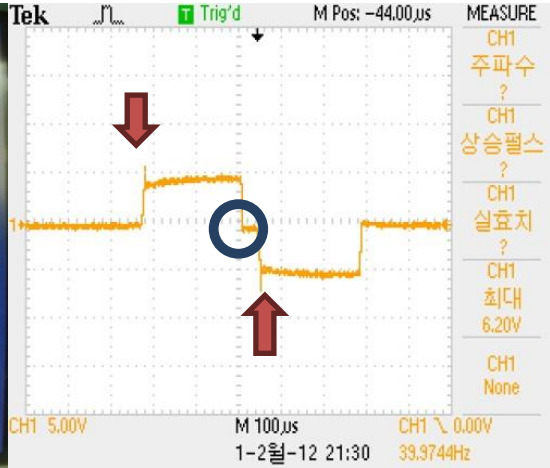
상완 이두근을 대상으로 개발된 시스템은 팔꿈치 관절이 펴 운동할 때 전기자극을 가하여 원심성 수축을 구현하기 때문에 전기자극기는 팔꿈치 펴 운동중 이외엔 작동하지 않게 된다. 팔꿈치 펴 운동을 했을 때 파형을 출력하여 상완 이두근을 자극하는 반면 팔꿈치 굽힘 운동을 했을 때에는 파형 출력을 정지하여 휴식상태를 유지하게 된다.

개발된 전기자극기는 설정된 파형을 오실로스코프로 측정하여 정확도를 측정하여 보정하였다. 현재 상용화 된 전기자극기(EMG FES 3000, Cybermedic, Korea)와 제작한 시스템

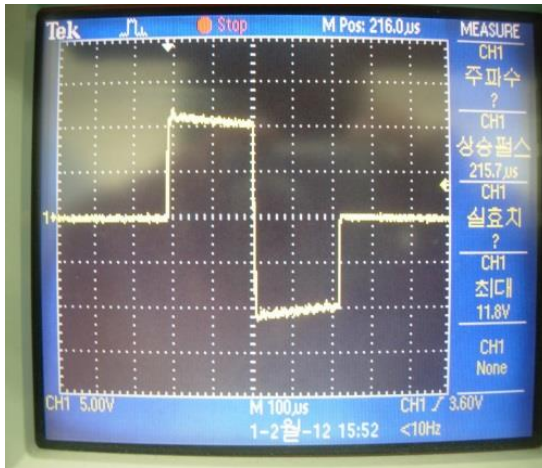
을 비교하여 자극에 적합한 파형을 생성 할 수 있음을 확인 하였다. 비교대상보다 Overshoot(적색 화살표)와 Steping(파란 원)이 더 적게 나타났고, 개발한 시스템의 출력 파형이 더 명확함을 확인 할 수 있었다.



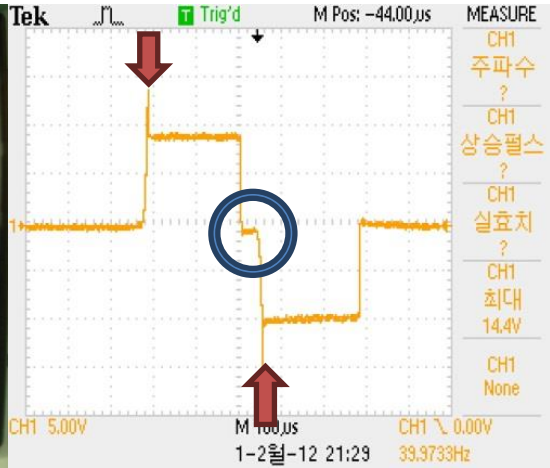
본 시스템(5mA)



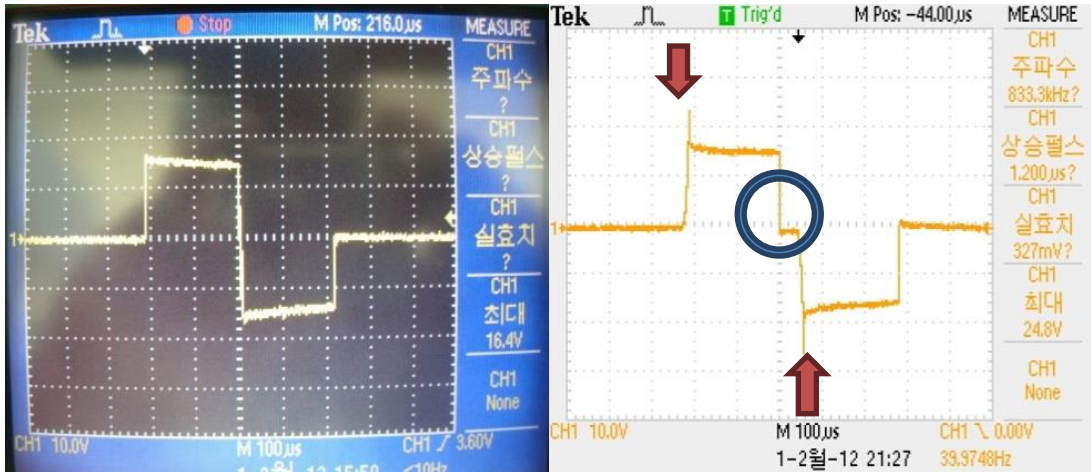
시판된 전기자극기(5mA)



본 시스템(10mA)

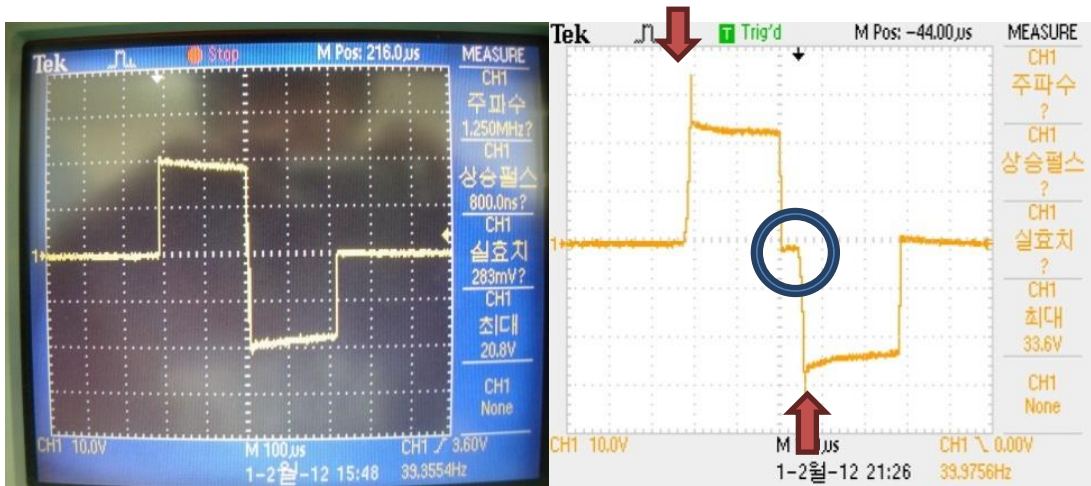


시판된 전기자극기 (10mA)



본 시스템(15mA)

시판된 전기자극기 (15mA)



본 시스템(20mA)

시판된 전기자극기 (20mA)

그림 4. 개발된 자극기와 시판된 전기자극기와의 파형 비교

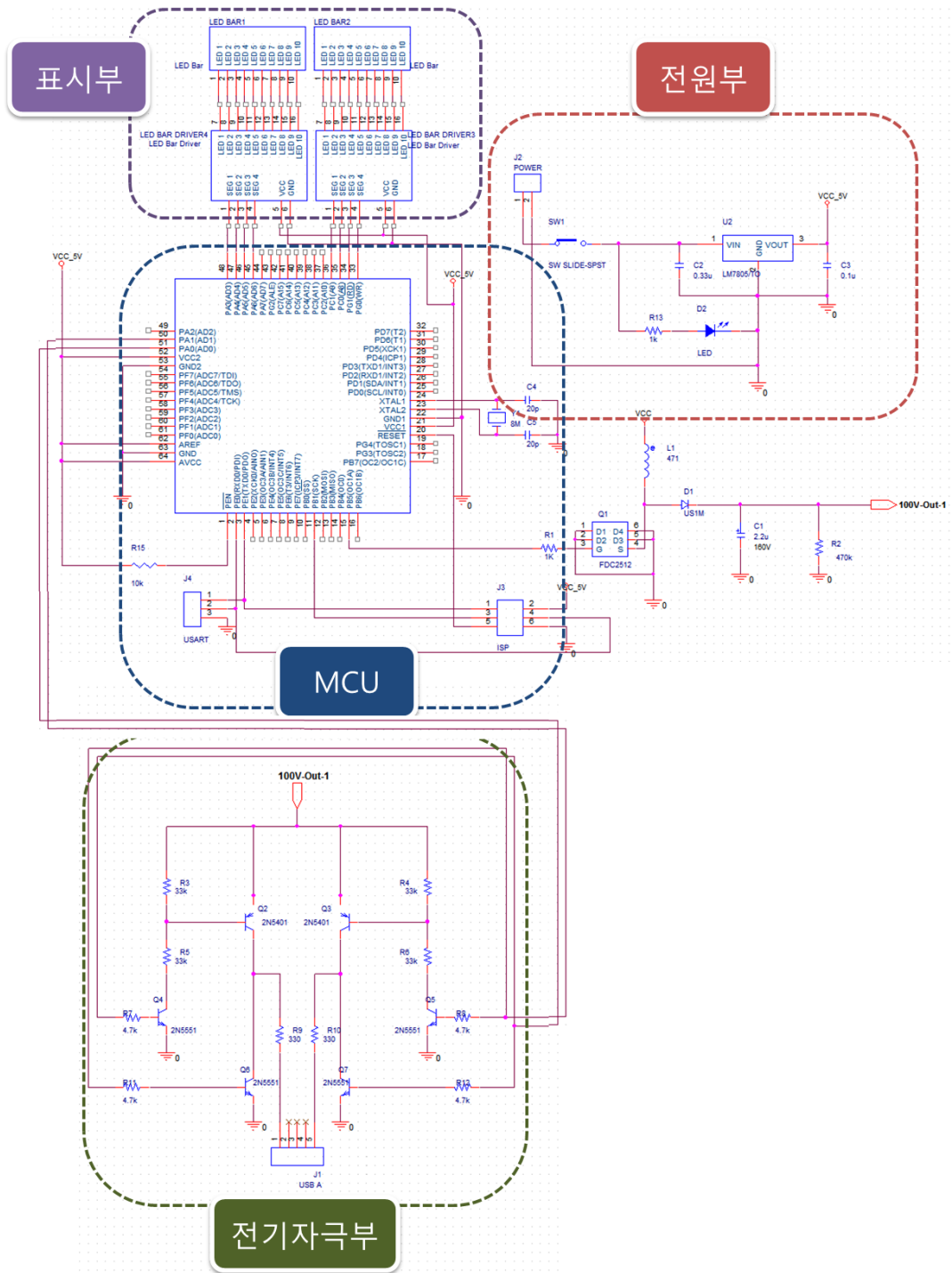
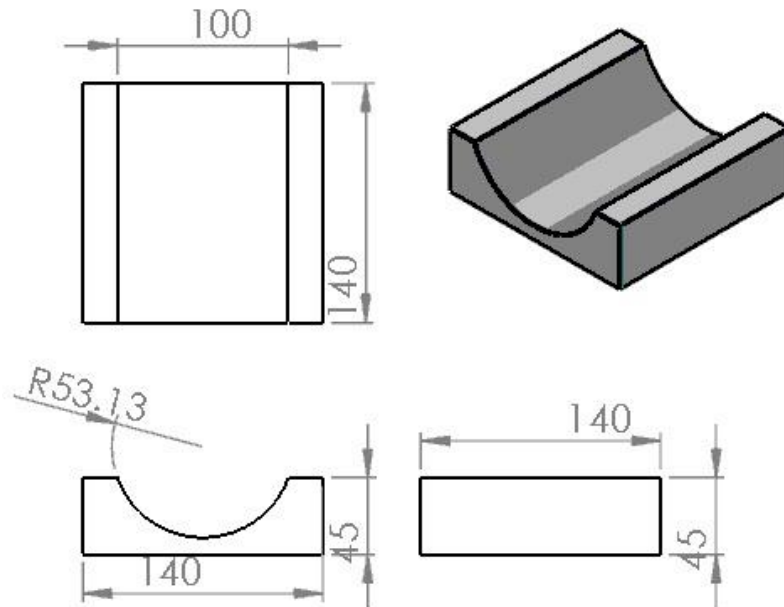


그림 5. 전기자극 시스템 회로도

3.2.3. 관절운동 기구부

팔꿈치의 굽힘과 펴는 운동을 구현하기 위해서 상완과 하완을 각각 고정시켜주는 고정부, 둘 사이의 각도를 조절하는 동력부와 각도와 현재 운동상태를 측정하는 측정부를 구성하여야 한다. 한국과학표준원의 자료를 통하여 상완과 하완의 평균 길이를 조사하여 크기에 맞게 고정부를 설계하였다(그림 4)[22]. 또한 사람마다 팔 길이가 다르기 때문에 길이조절용 바를 설치하였다. 또한 안전을 위해 과굴곡 정지장치(Hyper-extension stopper)를 설치하였다. 두 고정부 사이에 모터(Dunkermotoren GR53, Germany)를 직렬로 연결하여 관절 움직임을 위한 동력을 전달한다. 세라믹 기어를 설치하여 구동축은 최대 $14.4\text{N}\cdot\text{m}$ 를 출력하게 된다. 전기자극을 통해 생성되는 최대 굴곡 토크는 $7\text{N}\cdot\text{m}$ 를 넘지 않으므로 원심성 운동을 구현하는데 충분한 힘을 제공한다. 또한 이 토크 수치는 낮은 편이기 때문에 비상시 정상 수부의 힘으로 충분히 제어가 가능하다. 측정부는 두 기구 사이의 각도를 측정하기 위해 회전형 포텐셔미터를 사용하여 마이크로컨트롤러에 각도정보를 전송한다.

< 상완 받침대 >



< 하완 받침대 >

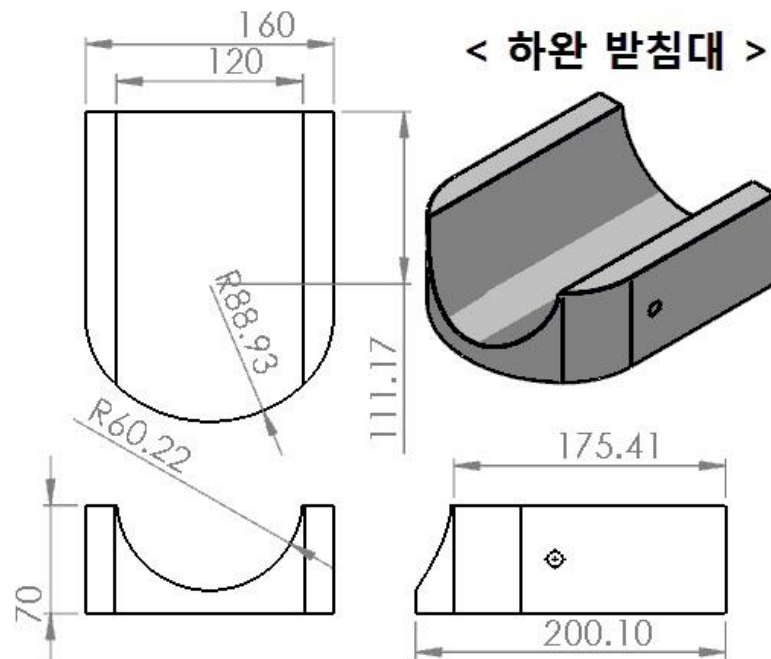


그림 6. 하완과 상완 받침대 디자인 도면

3.2.4. 통합된 시스템

통합된 시스템은 전기자극 시스템과 관절운동 기구부간의 상호통신으로 제어된다. 작동 시작 신호를 받으면 전기자극 시스템은 작동하지 않은 상태에서 팔꿈치 굽힘 운동을 시작하며, 기구부의 관절각도가 최대 굴곡 각도에 이르렀을 때 모터의 방향을 전환하여 팔꿈치 펴는 운동을 시작한다. 이때 전기자극 시스템이 동작하여 상완 이두근에 전기자극을 가하게 되며 이로 인해 불수의적 원심성 수축 운동이 구현된다.

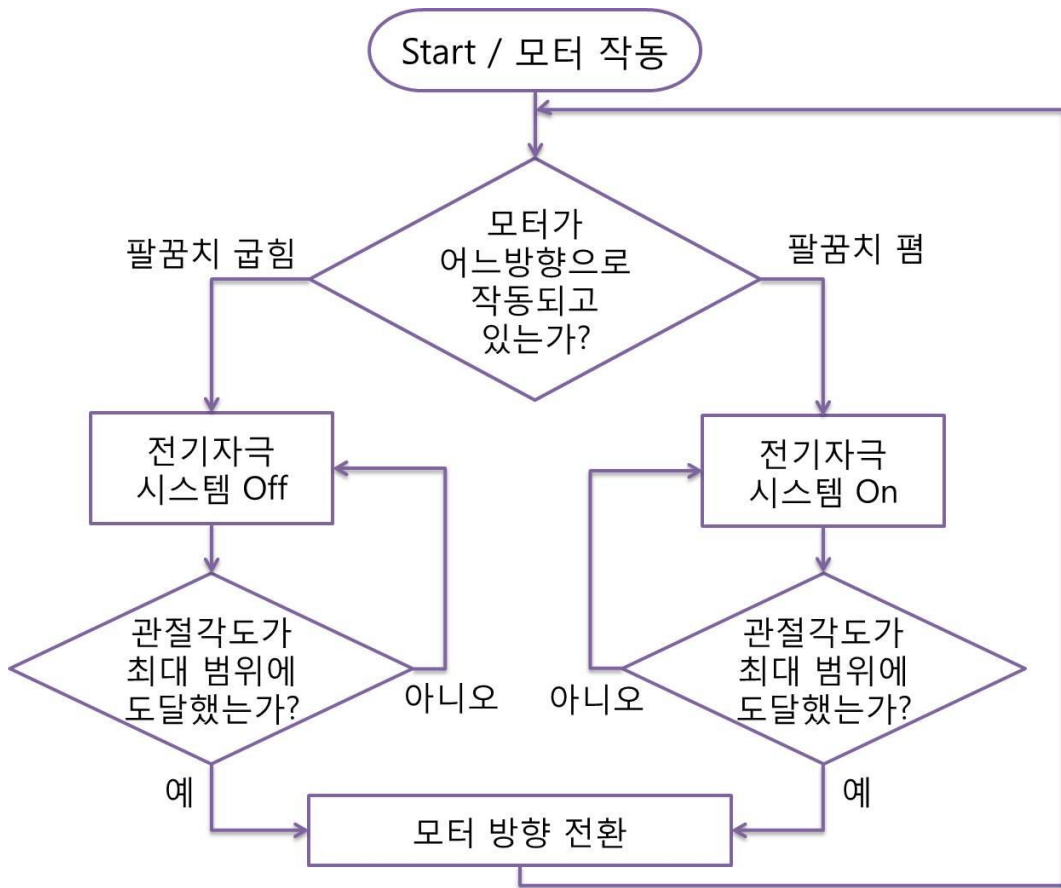


그림 7. 운동상태 피드백을 통한 제어 알고리즘

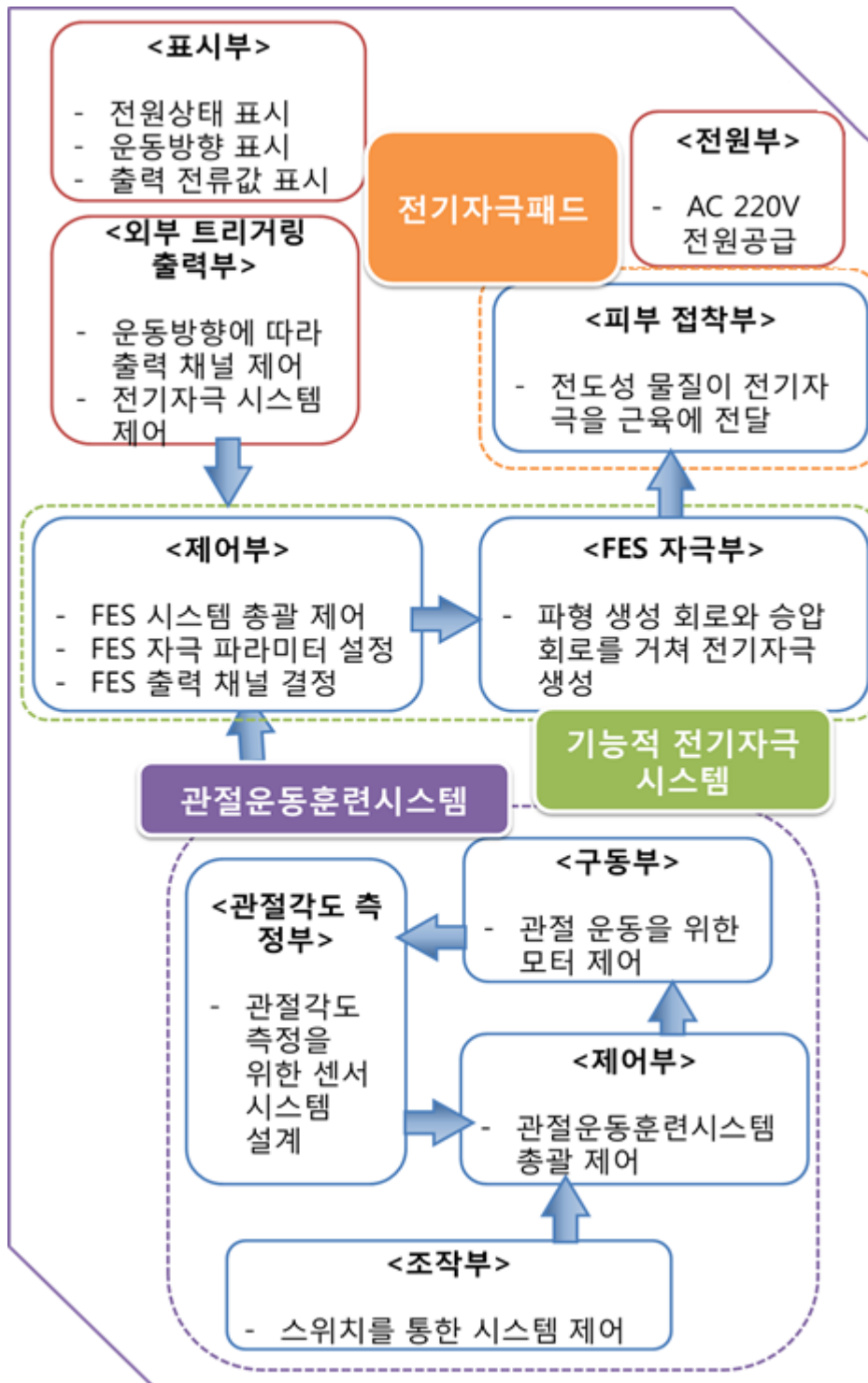


그림 8. 통합된 시스템의 동작 흐름도

3.3 훈련 프로토콜

3.3.1 전기자극 특성

실험에 사용된 전류의 주파수는 20Hz 이며 이상성 (Biphasic)의 사각펄스를 사용하였다. 전류의 세기는 전기자극 시 팔꿈치가 완전 굴곡을 하면서 피험자가 고통을 호소하지 않는 전류값을 적용하였다. 7 명의 전류 평균은 $57 \pm 4.28\text{mA}$ 이었다.

5×5cm 의 젤 패드를 사용한 전극을 상완 이두근의 근복에 부착하였다.

3.3.2 훈련 시간 및 빈도

1 주에 2 회 훈련을 하였으며, 총 12 주의 훈련 기간을 가졌다. 1 회 훈련에 30 분의 지속적인 원심성 운동 훈련을 수행하였다.

운동 전부터 6 주의 간격으로 최대 수의적 수축근력(MVC)와 등속성 상태에서의 최대토크를 측정하여 근력향상의 지표로 정하였다. 근력의 상태를 정확히 측정하기 위해 한번 측정 후 3 분의 휴식 시간을 가져 피로를 제거한 상태에서 측정을 재개하였다. 최대 자의적 수축의 측정은 팔꿈치가 60° 구부러진 상태에서, 등속성 운동은 90 도의 관절 가동 범위 내에서 실시하였으며, 모두 역량계(Biodex System 3, Biodex, USA)를 이용하여 측정하였다.

3.4 근력 측정

3.4.1 실험군의 근력 측정

피험자의 근력 측정은 두 가지 방식으로 이루어졌다. 첫 번째는 최대 자의적 수축 근력(Maximum voluntary contraction)이다. 토크를 측정 할 수 있는 역량계를 고정된 상태의 팔꿈치 토크를 측정 할 수 있게끔 설정 한 후, 매 훈련 세션 전/후에 걸쳐 측정하였다.

두 번째 근력측정은 등속성 운동 중 최대토크로, 등속성 역량계에서 30, 60, 90°/sec 의 각속도로 등속도 운동을 하게끔 하면서 측정된 최대 토크를 기록하였다.

3.4.2 대조군의 근력 측정

정상인을 대상으로 하는 실험이기 때문에, 다른 외부 요인이 실험의 결과를 왜곡 하는 것을 감지하고자 훈련 받는 팔의 반대 팔을 대조군으로 설정하여 최대 자의적 수축 근력을 측정하였다. 이로 인해 결과를 왜곡 할 수 있는 요소인 일상 생활중 운동 증가나 운동 숙련 등으로 생기는 영향력을 관찰할 수 있었다.

3.5 근 두께 측정

상완 이두근의 근 두께를 측정 한 선행연구는 측정 장소로 어깨 위 견봉(Acromion)으로부터 전주 주름(Antecubital crease)까지의 2/3 지점을 제시하였다. 이 지점에서는 심부에 상완근(brachialis)이 함께 측정된다.

본 연구에서는 초음파 장비를 사용하여(Sonoace Pico, Samsung Medison, Korea) 지정된 위치의 수직 지점에서 근 이완상태와 60 도로 굽한 상태에서의 최대 수축상태에서의 상완 이두근의 두께를 각각 측정하여 훈련 전(0 주)과 훈련 후(12 주 후)의 근 두께를 비교하였다.

3.6 통계 분석

실험의 전/중/후 (0 주, 6 주, 12 주 후)의 측정된 토크 값을
둘씩 각각 비교하였다. IBM SPSS Statistics (Version 20,
IBM, USA)의 2 paired t-test 를 이용하여 각각 통계적 유의
성을 비교하였다.

4. 결 과

4.1 완성된 시스템

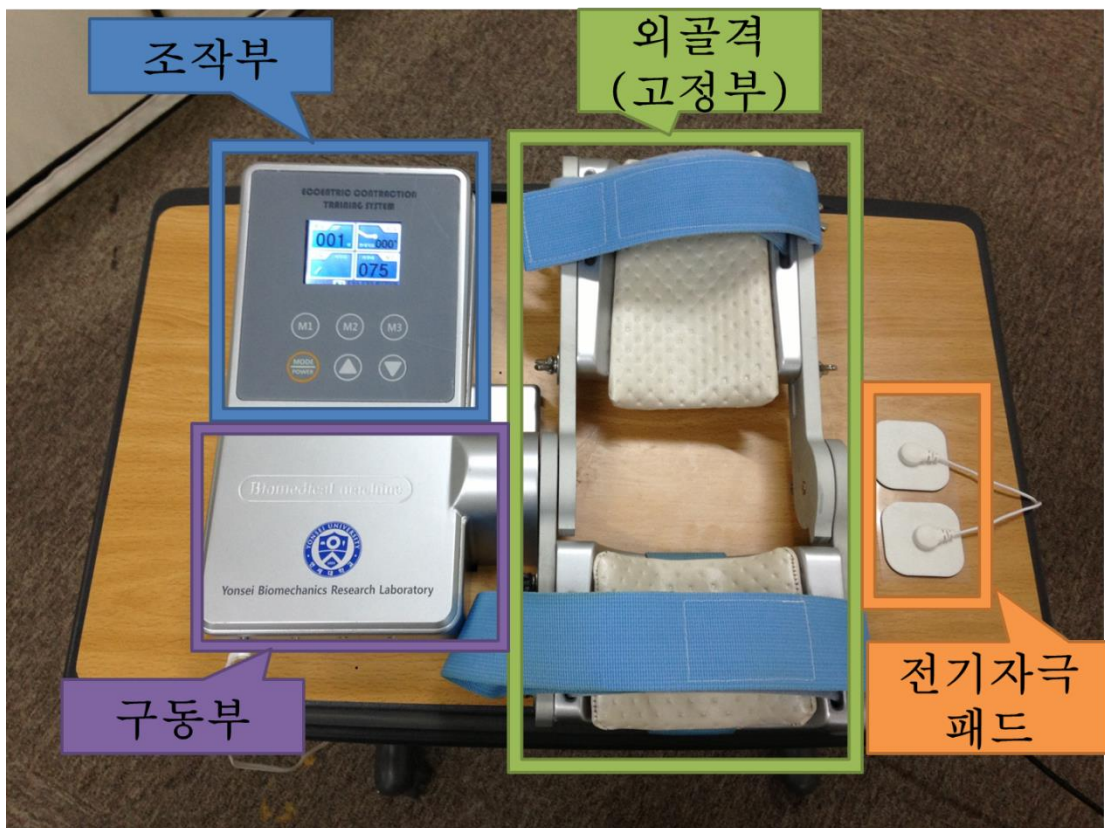


그림 9. 완성된 불수의적 원심성 수축기(상단)

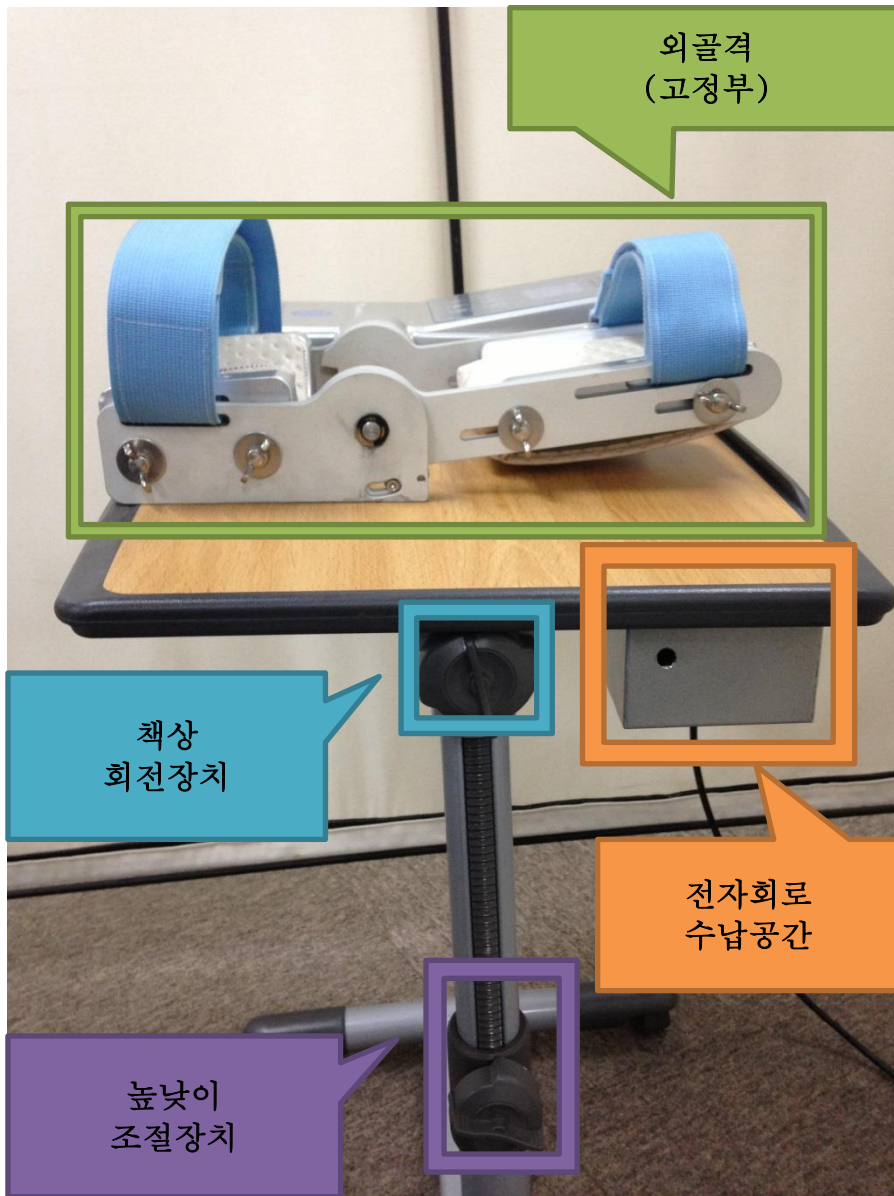


그림 10. 완성된 불수의적 원심성 수축기 (측면)

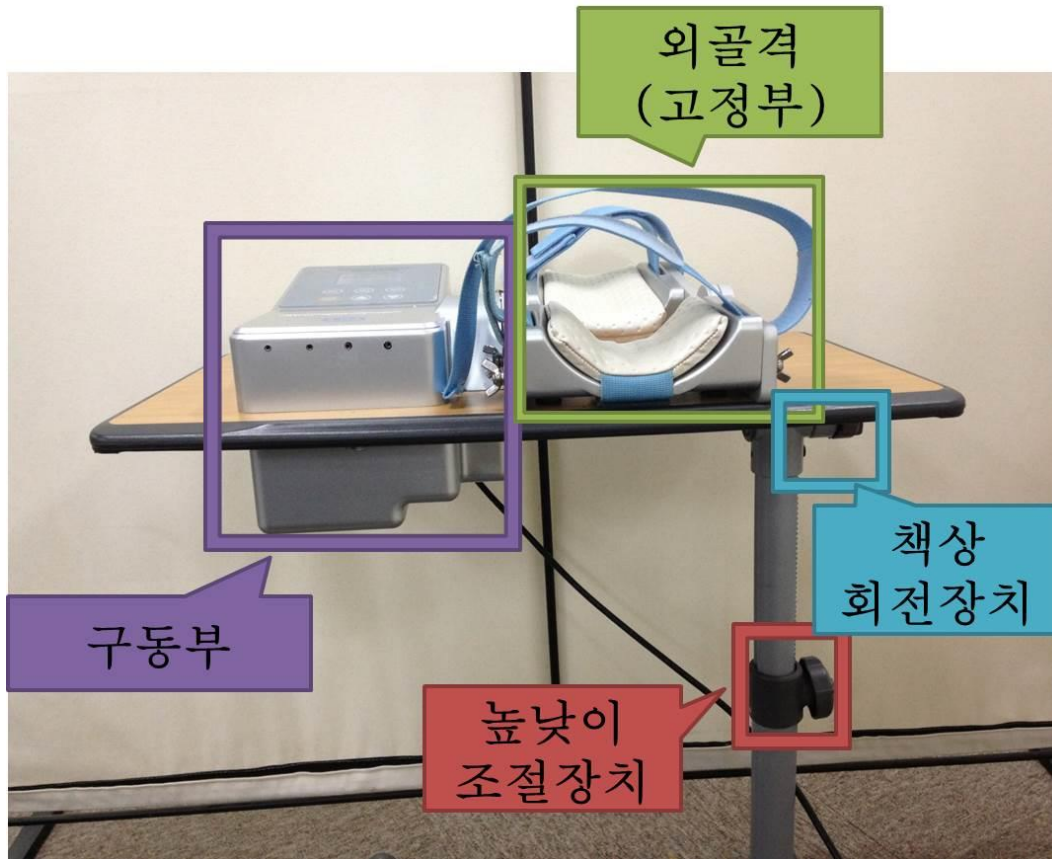


그림 11. 완성된 불수의적 원심성 수축기 (정면)

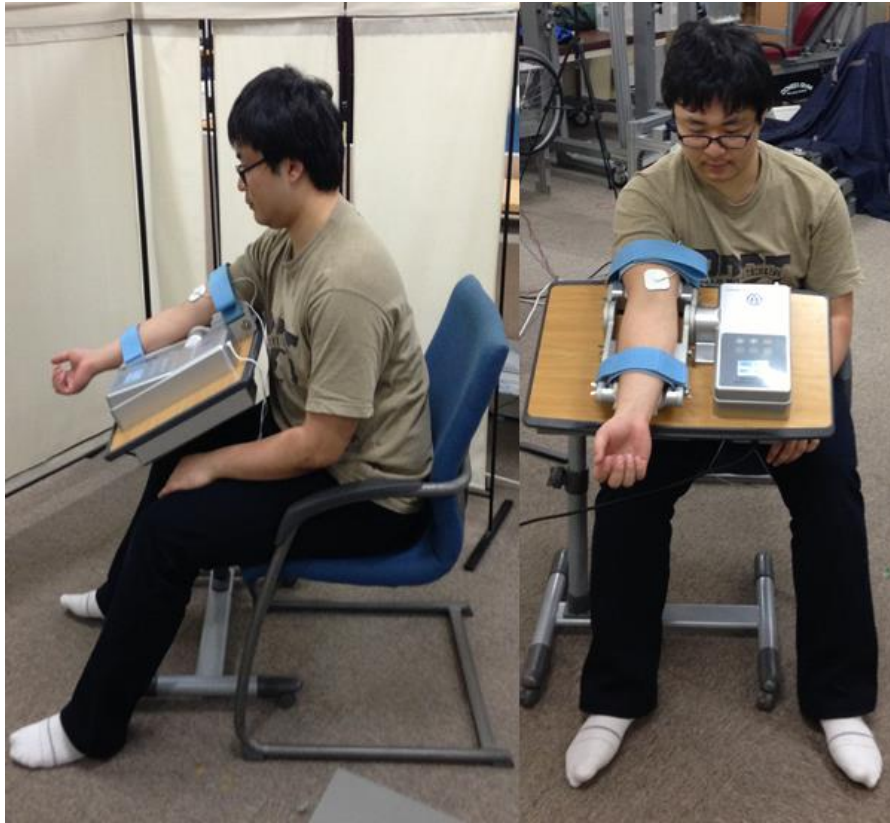


그림 12. 불수의적 원심성 수축 훈련기를 착용한 모습

4.1.1 전기자극기 디스플레이, 제어 스위치

하나의 마이크로컨트롤러에서 출력되는 정보들은 128색의 LCD로 출력하여 사용자에게 보여준다. 제공해주는 정보는 운동 각속도, 현재 각도, 전기자극 강도, 자극 주파수이며, LCD와는 별도로 운동방향이 변하면(신전→굴곡, 굴곡→신전) 부저음을 출력한다.

3가지 설정을 저장 할 수 있으며, 모드 버튼을 반복적으로 누르면 각각 운동 속도, 전기자극 강도, 주파수 등을 상승(Up), 하강(Down) 버튼으로 조절 할 수 있게 된다.

운동이 진행중에는 회전형 포텐서미터를 이용하여 측정한 관절각도를 실시간으로 LCD에 표시한다.

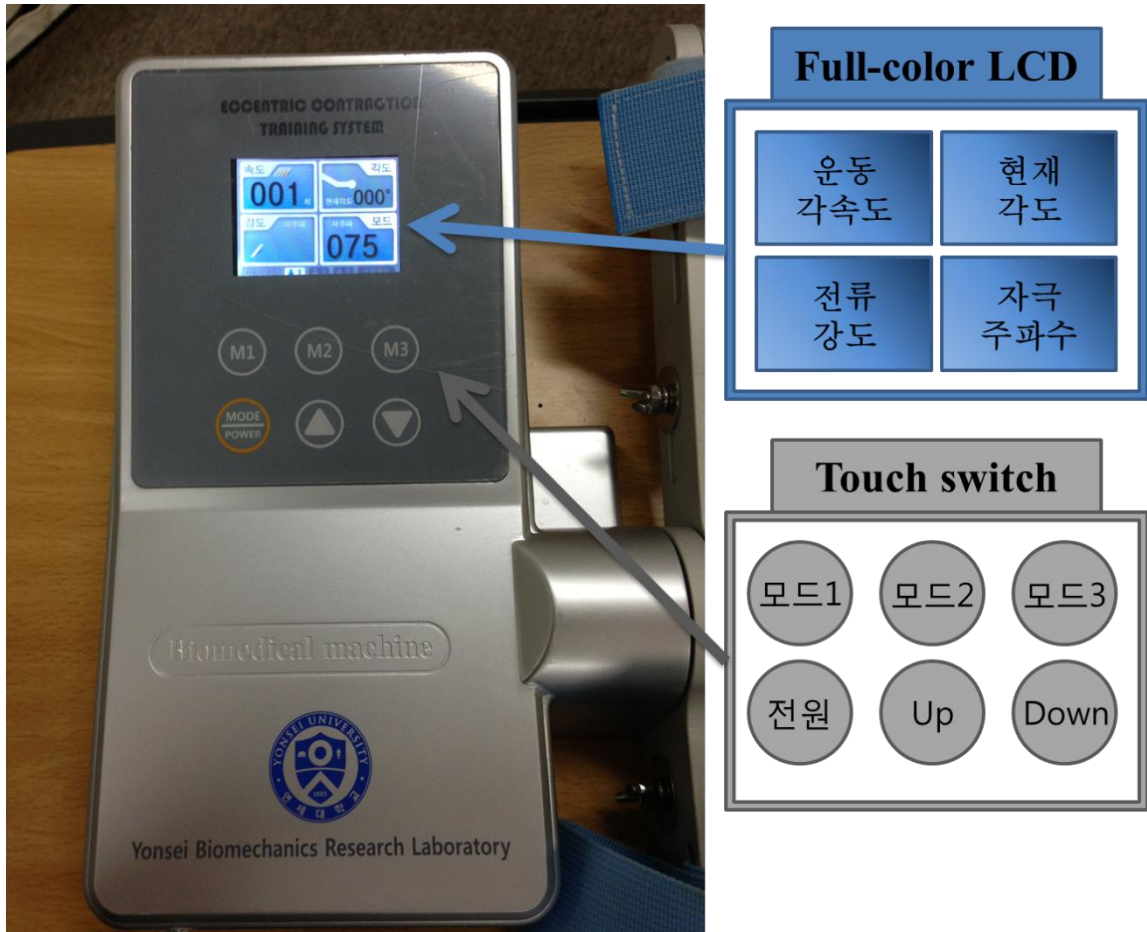


그림 13. 불수의적 원심성 수축기 조절 인터페이스

4.1.2 관절운동 기구부

한국과학표준원의 자료를 통하여 제작된(그림 4) 고정부에 쿠션을 덧대어 피부슬림 방지와 밀착감을 향상시켰다(그림 13). 상완과 하완에 각각 1개의 스트랩을 설치하여 사용자가 조절 할 수 있게 하였다.

또한 예기치 못한 모터의 오작동등에서 사용자를 보호하기 위하여 기계적 안전장치를 설치하였다(그림 14). 상완과 하완이 이루는 각도가 90° , 180° 일때 설치된 볼트와 고정부가 맞닿아져 가동범위가 제한된다.

사람마다 상완/하완의 길이가 다르기 때문에 구동 축으로부터의 거리와 높이를 조절 할 수 있게 하였다(그림 15).



그림 14. 제작된 상완/하완 받침대와 장착된 쿠션

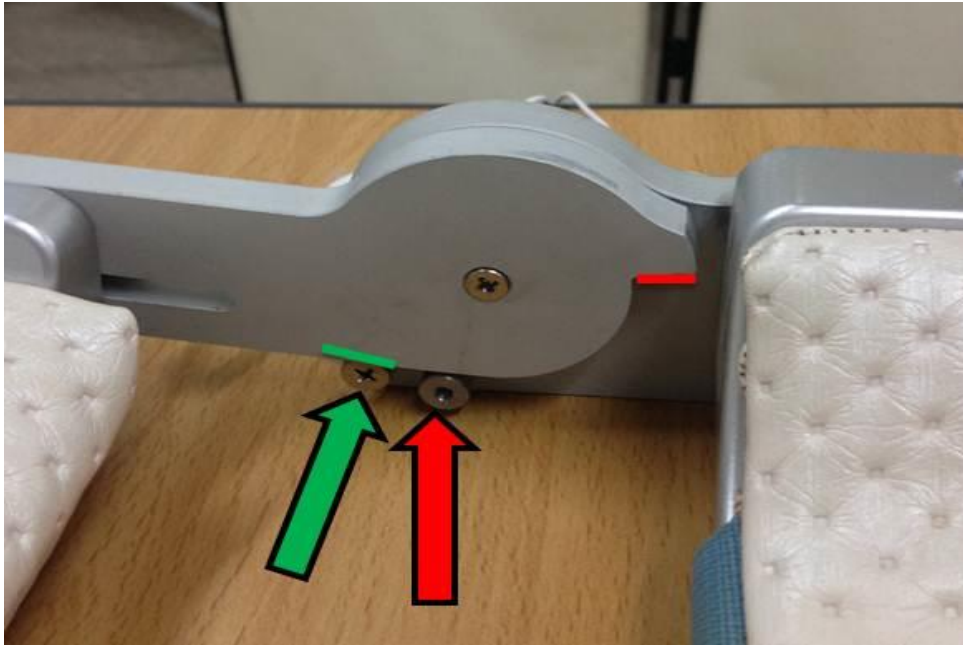


그림 15. 과신전 방지장치(녹색 화살표와 선)와
과굴곡 방지장치(적색 화살표와 선)

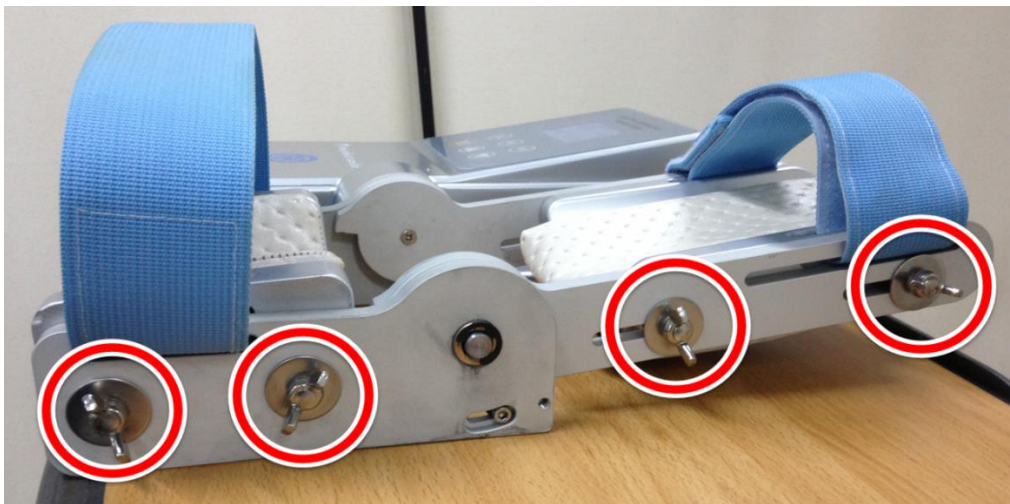


그림 16. 상완과 하완의 길이, 높이 조절장치(적색 원)

4.1.3.기타 장치

사용자의 편의성과 계기판에 대한 시인성을 고려해 기울여진 상태에서 시스템을 착용하게 된다. 정확한 관절각도와 편한 자세를 위해서 책상에는 기울기 조절 장치(그림 17)와 높이 조절장치(그림 18)가 설치되어 있다.



그림 17. 기울기 조절 장치



그림 18. 높낮이 조절 장치

4.2 측정된 토크 값

4.2.1 최대 자의적 수축 근력(MVC)

훈련 전(0 주) MVC 를 기준으로 정하여 6 주 후, 12 주 후의 MVC 값을 기준으로 변환하여 평균을 계산하였다. 6 주 후에 MVC 는 $7.9 \pm 7.4\%$, 12 주 후에는 $11.7 \pm 5.0\%$ 증가하였다. 0 주차와 12 주차의 근력은 유의한 차이를 보였으나($p < 0.05$) 0 주차와 6 주차, 6 주차와 12 주차 사이의 근력변화는 유의한 차이를 보이지 못했다.

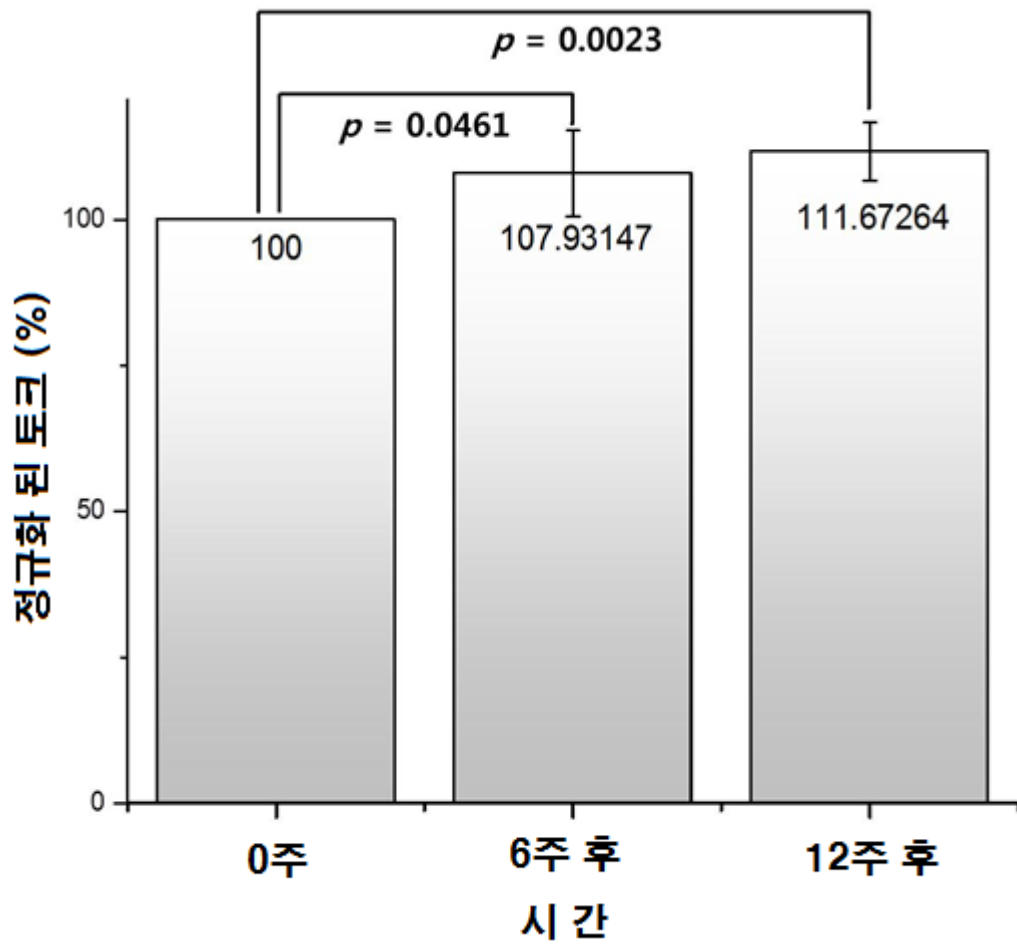
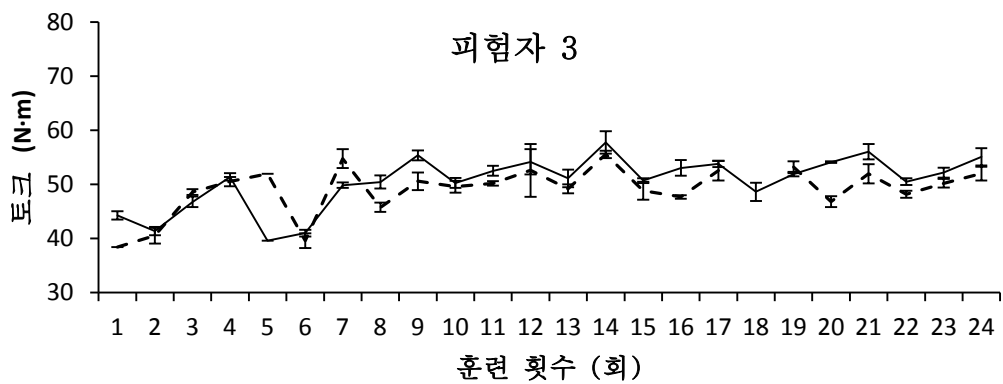
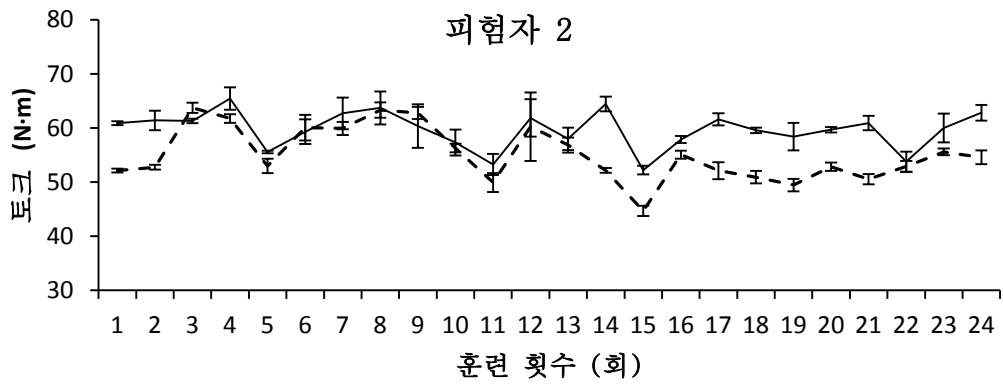
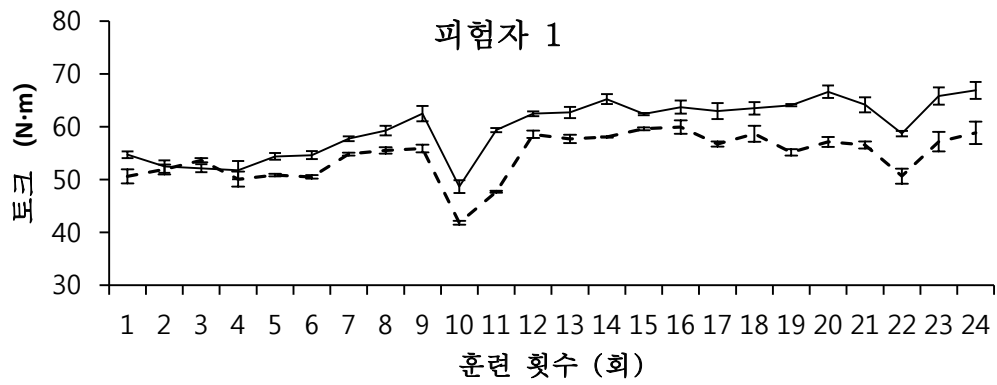
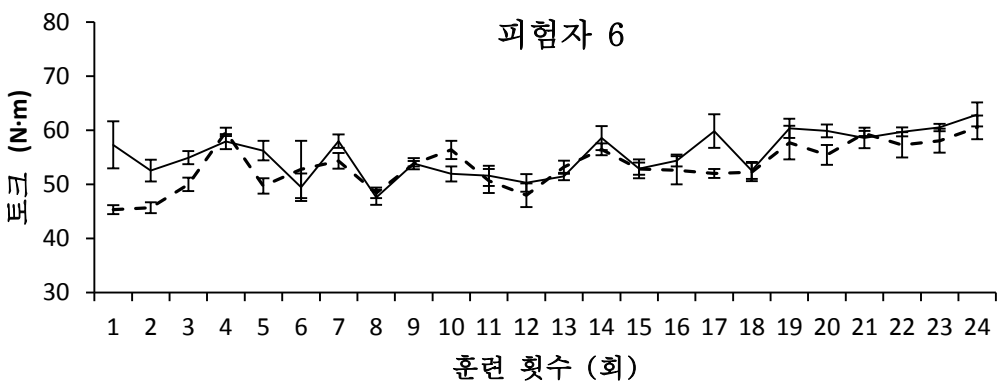
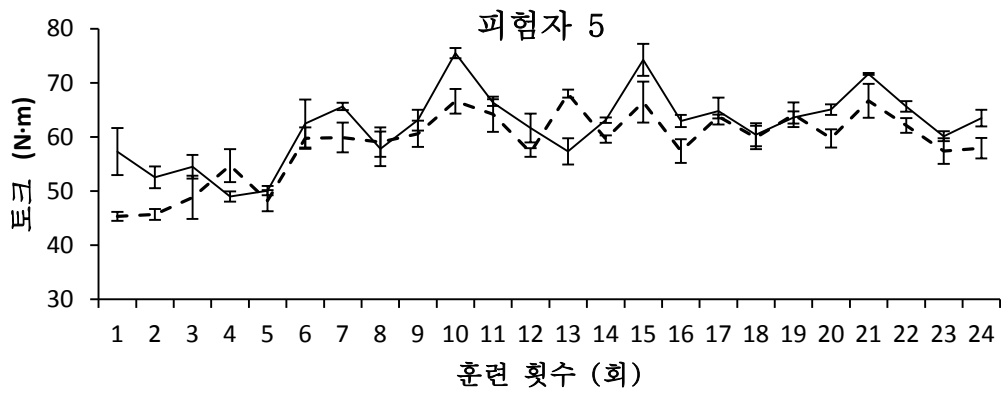
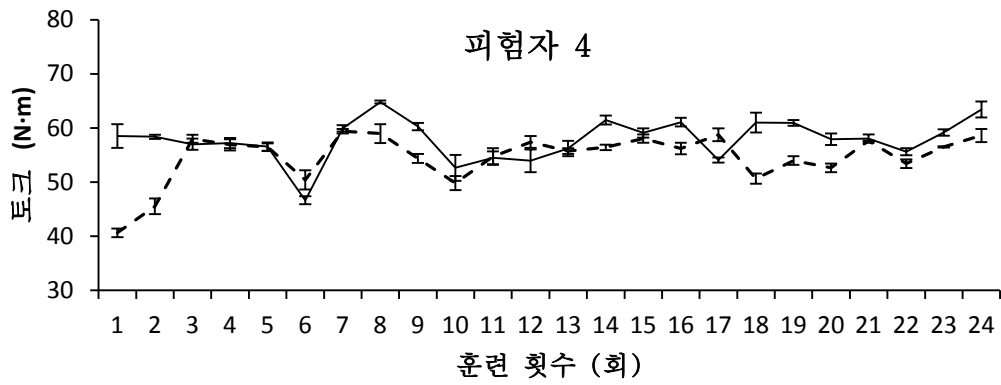


그림 19. 최대 자의적 수축 근력의 변화





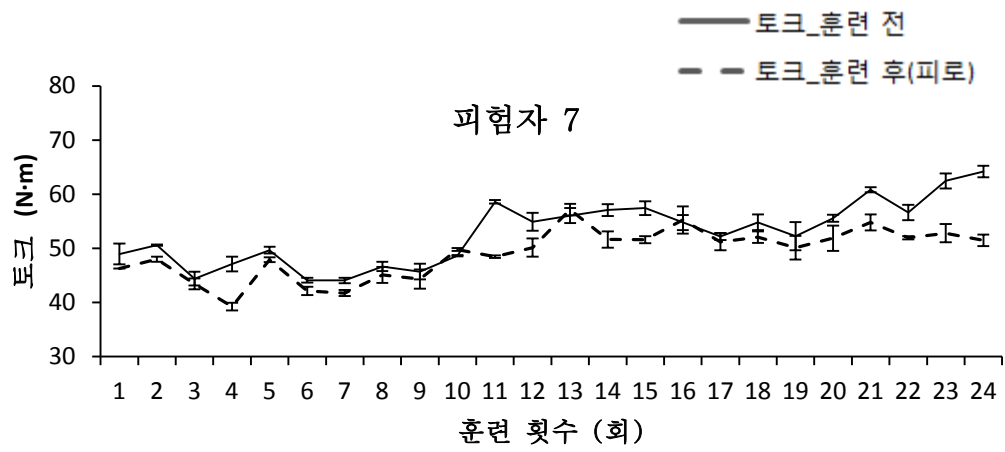


그림 20. 훈련 중 개인별 MVC 의 변화

(단위 : N·m)

훈련 횟수	피험자 1			피험자 2			피험자 3			피험자 4			피험자 5			피험자 6			피험자 7		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	54.7	53.5	56	66.7	65.5	65.5	46.2	51.7	47.8	43.1	43.7	46	65	57	64.1	55.1	56.3	57.8	47.3	62.3	62.3
2	55.1	50.6	51.7	57.3	62.6	64.3	50.8	50.4	50.1	42.5	40.3	42.5	39.6	41.2	40.3	51.5	53.2	52.4	57.1	49.5	51
3	53.8	51.8	50.8	60.9	60.8	62.2	47.2	43.8	42.2	44.9	46.6	48.8	59.3	55.4	56.2	49.4	56.9	57.2	52.9	54.3	57.6
4	54.6	52.8	47.9	68.6	67	60.8	44	48.5	48.8	49.8	52.5	51.9	55.6	59.2	56.9	49.5	50.6	46.9	61	55.8	56.9
5	53.9	55.8	53.5	55.3	55.2	56.1	51.1	48.7	49.2	39.6	40.1	40.7	57.7	55.4	56.2	52	48.8	49.4	60	56	52.7
6	53.7	53.8	56.3	54.4	60.1	63.3	44.7	43.1	44.5	39.9	40.8	42.3	45	47.4	47.6	71.8	54.1	61.5	43.7	53.4	51.3
7	56.8	57.9	58.5	64.6	67.3	56.2	43	44.9	44.3	50.8	48.8	49.9	59.5	59	61.3	66.8	66	64.1	60.6	57.7	55.6
8	61.4	58.2	58.3	68.8	65.3	57	48.5	45.1	46.4	48.5	49.7	53.1	64.5	64.5	65.4	50.6	62.9	59.9	45.1	50.6	47.1
9	60.8	65.8	60.9	55.5	69.6	55.8	48	42.4	46.7	54.1	54.5	57.4	58.7	61	61.1	67.5	61.5	60.3	52.8	53.9	54.8
10	45.9	50.1	50	56.2	62.6	53.2	48.5	48.8	48.2	50.6	48.2	51.9	48.2	51.9	57.8	76.7	73.3	76.5	51.2	55	49.6
11	60.2	59.3	58.6	55	56.1	48.8	57.9	58.8	59.1	52.3	50.8	54.5	52.8	56.2	56.1	67.3	64.9	66.8	50.3	48.7	55.7
12	62.8	61.4	63.1	67.4	64	54.1	53.5	52.5	58.7	58.7	54.4	49.3	51	56.9	54.6	57.3	67.6	60	53.3	50.6	46.9
13	65	60.7	62.4	62.2	57.8	53.9	54	59.2	54.9	50.2	48.4	54.7	59.2	53.6	55.8	53.5	55.7	62.8	52.4	52.1	49.9
14	66.8	63.2	65.7	65	66.8	61.5	59.4	55.2	56.6	53.1	58.9	61.2	59.7	61.7	63	64.1	63.1	62.1	53.7	59.6	62.4
15	62.4	62.8	62	51.7	54	50.9	55	57.2	60.1	51.7	50	50.4	57.5	58.9	60.9	72.6	69.3	80.8	50.8	52.7	55.2
16	61	64.2	65.9	57.3	59.4	56.9	52.7	57.9	53.7	50.7	52.1	56.3	59.3	61.5	62.4	62.4	61	65.4	52.3	56.6	54.3
17	65.4	63.9	59.6	60.8	59.8	64.1	51.4	53.7	51.5	53.7	55	52.6	55.1	53.8	53.3	60.4	63.8	70.2	64.6	52.8	62.1
18	66	61.3	63.2	59.7	60.5	58.5	52.4	58	54	44.8	49.9	51.2	63	63.2	56.8	65.2	58.7	57.3	50.2	56.1	51.4
19	64.4	63.6	64.2	57.8	53.6	63.8	47.8	51	58	52.1	52.6	51	59.9	60.9	62	62.1	62.5	66.2	56.8	60.3	63.9
20	65.8	64.8	69.3	60.4	58.5	60.1	56.8	55.7	54.2	54.1	54.4	53.8	60.1	55.8	57.9	63.4	67.2	64.6	57.2	61.5	60.9
21	66.1	65.5	60.9	63.7	60.7	58.3	59.8	61.7	61	59.1	55.6	53.4	57.5	56.8	59.8	71.7	71.3	71.9	59.5	61.8	54.4
22	59.8	58.5	57.8	57.9	52.7	50.7	54.7	55.3	59.9	49.2	50.7	51.6	55.1	57.1	54.7	63.5	67.4	66	61.5	59.3	58.3
23	63.4	67.6	66.7	60.5	60.4	58.8	61.4	61.6	65.5	52.6	52.1	51.3	58.6	59.1	60.6	60.2	61.2	60.1	60.1	60.2	60.9
24	66.1	66.3	67.5	66.4	60.1	61.4	64	64.9	66.2	54.8	54.6	56.4	62.5	64.7	61.9	63.1	64.2	64.3	64.3	62.1	62.8

표 2. 피험자별 최대 자의적 수축 근력(훈련 전)

(단위 : N·m)

훈련 횟수	피험자 1			피험자 2			피험자 3			피험자 4			피험자 5			피험자 6			피험자 7		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	48.7	52.5	51.6	52.6	51.6	52.1	46.3	46.9	44.2	38.4	39.5	39.1	39.8	42.5	39.7	45.3	46.1	45.2	43.4	46.4	46.2
2	52.4	53.5	49.8	52.1	53.4	54.7	47.6	47.3	48.7	37.6	40.6	43.4	37.6	40.6	43.4	44.6	45.3	45.1	46.4	43.4	47.2
3	53.2	54.5	53.2	64	65.4	61.7	44.2	41.2	45	48.5	49.7	47.6	56.9	57.4	59.7	54.6	39.7	52.2	52.9	48.3	48.8
4	46.9	51	52.3	59.9	62.5	62.8	38.2	38.7	40.8	49.3	51.7	50.6	56.4	55.1	59.2	61.3	49.2	53.6	58.9	61.5	58.7
5	51.1	50.2	51.1	55.6	53	50.4	47.6	48.9	47.2	52	51.6	51.4	55.6	55.8	58	47.8	52.3	44.6	50.2	52.3	46.6
6	51.3	50.2	50	54.5	62.6	63	40.4	42.6	43.4	38.6	37.5	42.6	49.8	54.2	47.2	59.1	56.2	64	57.7	60	40.6
7	55.2	55.1	54.2	57.2	61.8	60.7	41.2	41	43.1	57.2	52.3	54.6	59.7	60	58.5	65.9	58.6	55.2	51	56.3	55.7
8	54.7	57	54.8	61.1	62.3	66.5	43.5	48.5	43.3	43.9	46.2	47.2	57.6	62.9	56.4	60	63.9	53.2	49.7	49.4	46.2
9	55.7	54.6	57.4	60.2	64.6	63.4	40.4	45.5	47.1	49.9	54.1	47.7	52.8	54.2	56.1	61.3	65	55.4	53.9	51.7	55.8
10	41.1	41.9	42.4	54.5	57.4	57	49.9	49.2	50.2	49	47.7	51.9	49	52.8	47.7	71.8	64.7	63.3	53.6	55.4	60.1
11	47.4	47.7	48.1	46.1	50.8	52.9	47.9	48.6	48.9	51	49.2	50.3	54.4	51.9	57.9	63.5	58.1	71	50.9	46.1	54.9
12	57.4	60.1	58.2	51.3	55.6	69.2	53.9	49.1	47.4	48.3	45.7	63.7	54.9	58.8	58.4	56.3	59	56.1	53	46	45
13	59	55.9	58.2	59.9	56.1	54.5	59.5	56.5	55.4	51.1	48.5	47.9	56.8	55.7	54.7	69.6	66.6	67.8	54.1	55	50.4
14	57.9	58.3	57.9	51.7	52.8	51.5	55.1	49.7	50.1	55.8	56.7	54.1	56.9	57.1	55.3	60.1	58.1	60.7	55.5	54.9	59
15	59.8	60	59	46.8	43.3	43.9	52.7	51.9	50.2	52.4	45.9	48.2	58	56.5	59.6	73.7	58.5	67.1	55.2	54.5	48.9
16	62.9	58.5	58.4	53.4	56.2	55.6	60.5	50.4	54.8	48.2	47	47.8	56.4	54	58.2	62.4	55.5	54.3	57.7	52.7	47.4
17	57.8	56.2	56.1	53.2	54.5	48.6	54.8	49.2	49.6	56	52.8	48.8	58.4	61.3	56.6	63.6	63.2	64.5	53.7	50.4	52
18	57.8	54.3	61.6	51.6	52.8	48.3	54	49.8	52.4	53.6	54.9	55.4	51.8	51.7	48.5	64.7	56.5	58.5	56.1	50.9	49.8
19	54.8	56.5	54.1	49.6	47.1	51.7	45.1	53.2	52	55.3	53.2	51	52.9	55.8	53.2	61.8	69.3	61.2	51.5	57.7	63.9
20	59.3	55.9	56.2	52.6	51.4	54.5	57	47.9	50.7	48.7	44.7	47	52.9	50.9	54.1	60.1	56.2	62.9	55.4	51.8	59.1
21	58	55.4	56.2	52.5	48.7	50.4	54.5	52	57.9	54.9	48	53	57.8	57.6	57.5	63	63.1	73.9	59.9	58.3	60
22	52.5	47.4	52	54.8	53.1	50.8	52.3	52.3	51.3	49.7	47.5	47.3	53.6	51.7	54.9	63.9	59	63.5	52.9	62.2	56.8
23	60.1	56.7	54.6	55.7	56.3	53.7	51.2	53.3	52.5	50	52.1	49.9	54.6	56.4	57.7	57.2	58.3	57.4	58.5	58.3	57.8
24	59.8	58.1	56	54.5	54.8	56.1	52.8	51.1	51	53.1	51.2	50.7	57.7	58.6	59.6	58.1	57.9	57.8	60.1	60.5	60.8

표 3. 피험자별 최대 자의적 수축 근력(훈련 후)

개인별로 측정된 MVC 값의 선형 추세선의 기울기를 산출하였을 때(표 4) 피험자 2를 제외한 나머지 모든 피험자의 기울기 값이 0보다 크므로 전체적인 근력이 증가했다는 것을 알 수 있다.

표 4. 개인별 MVC 변화 그래프의 선형 추세선 기울기
(단위 : $N \cdot m / \frac{1}{2}$ 주)

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7
훈련전	0.6067	-0.0966	0.4348	0.1306	0.4879	0.2940	0.6658
훈련후	0.3081	-0.3165	0.2766	0.2247	0.5379	0.3912	0.4695

표 5. 개인별 MVC 변화 그래프의 선형 추세선 R^2 값

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7
훈련전	0.2683	0.0396	0.4103	0.0577	0.2683	0.2532	0.6408
훈련후	0.3482	0.2004	0.1930	0.1224	0.3482	0.4178	0.5285

4.2.2 전기자극 훈련에 대한 항 피로도

훈련 당일, 원심성 수축 훈련을 시작하기 전의 MVC 와 훈련 후 MVC 를 비교하여 같은 자극에 대한 피로도의 영향을 관찰하였다. 전기자극으로 인한 피로로 인해 실험 직후에는 근력이 감소하게 되는데, 시간이 경과 될수록 피로에 저항하는 능력이 생긴다면 실험 직후의 근력 감소폭이 감소하게 되고 운동 후 근력은 운동 전 근력보다 유의하게 클 것이다. 하지만 이에 대한 결과로, 6 주 후의 근력증가 비율과 12 주 후의 근력증가 비율에 대한 통계적 유의성은 나타나지 않았다 ($p > 0.05$). 따라서 전기자극 중 생기는 피로를 저항하는 능력은 증가하지 않았음을 볼 수 있었다.

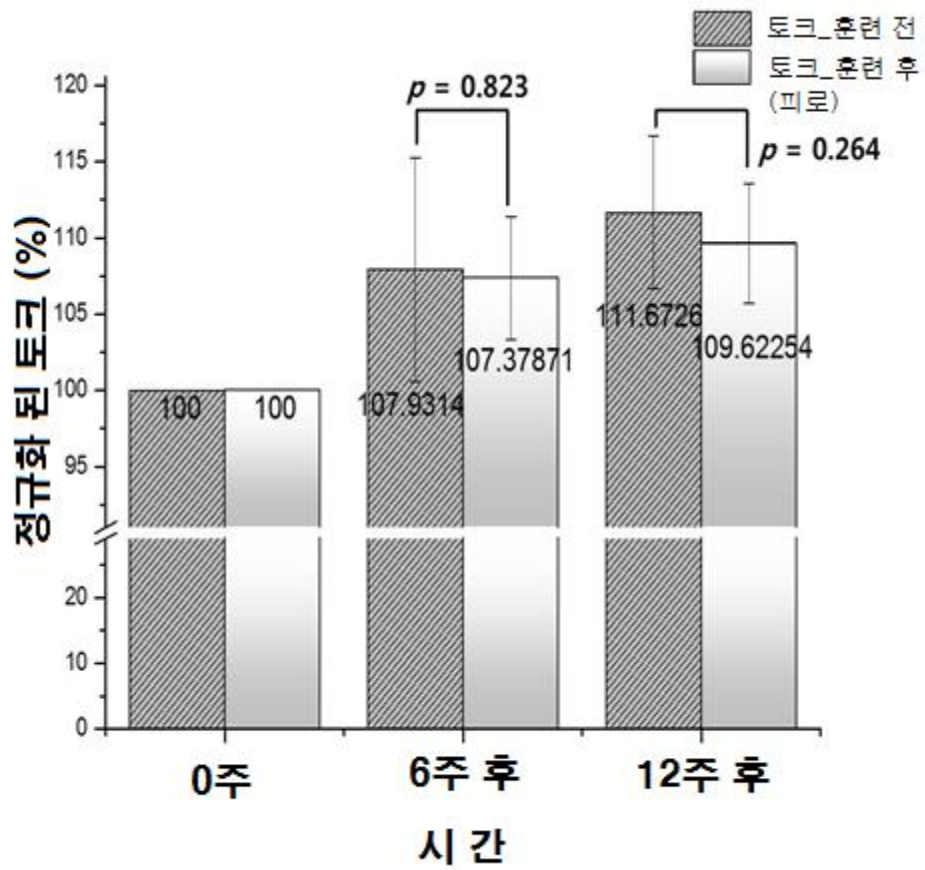


그림 21. 훈련 전/후 근력증가 비율

4.2.3 등속성 운동 중 최대 토크

훈련 전(0 주) 등속성 운동 중 최대 토크를 기준으로 정하여 6 주 후, 12 주 후의 등속성 운동 중 최대 토크 값을 기준으로 정규화하여 평균을 계산하였다. 모든 경우에서 12 주 후에 최대 토크가 유의하게 증가하였다($p < 0.05$). 각속도가 60, 90 deg/sec 일 때 6 주차와 12 주차 사이의 최대토크는 유의한 차이를 보이지 않았으며, 나머지 값들은 서로 유의한 차이를 보였다.

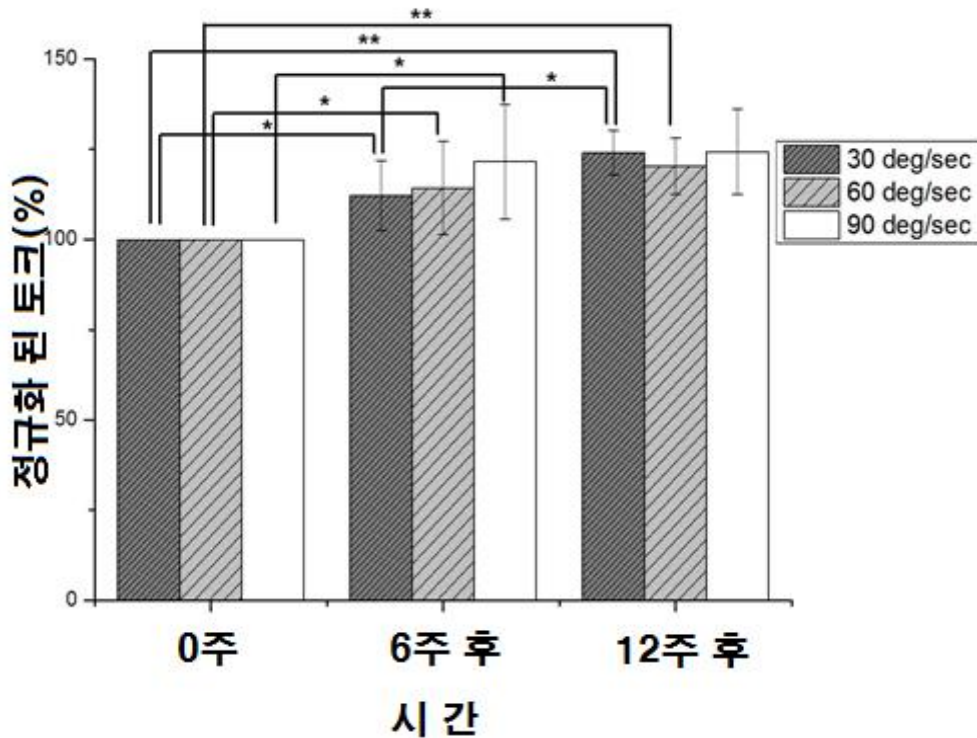
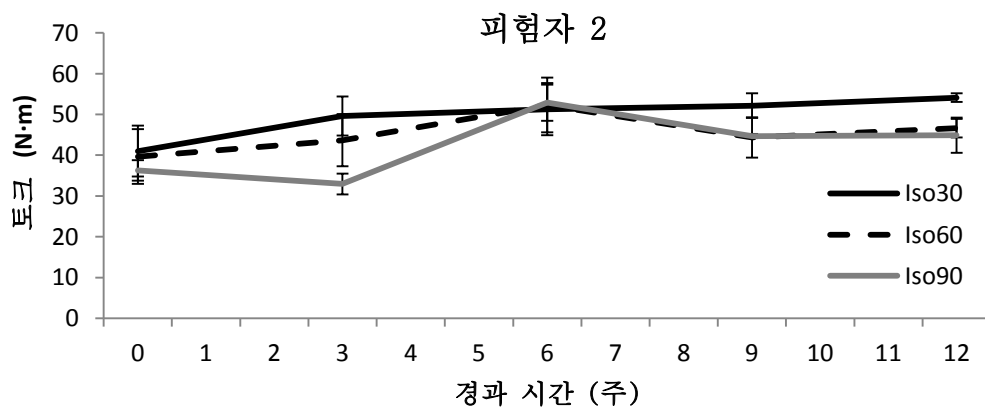
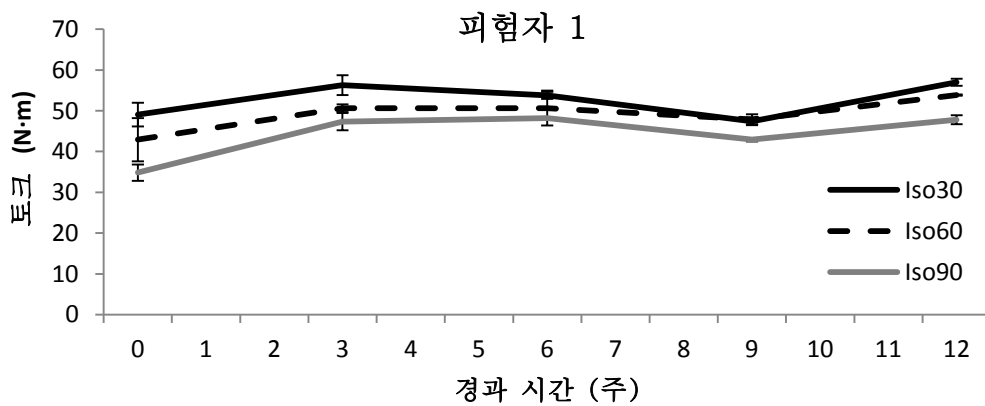
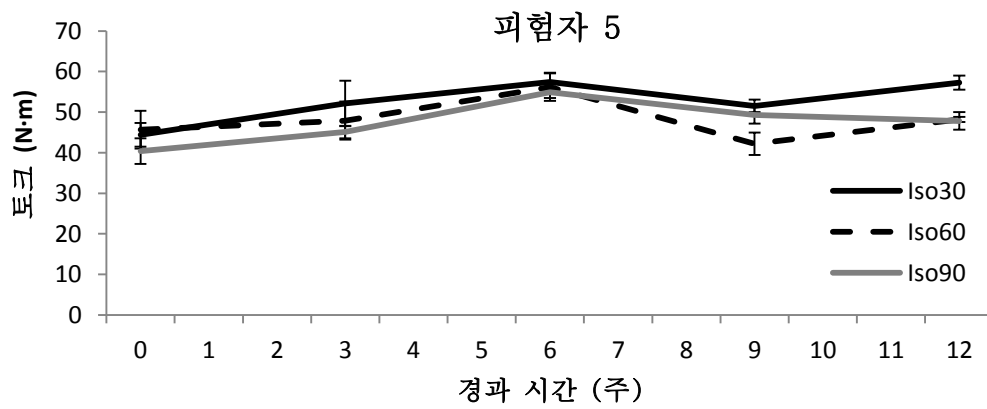
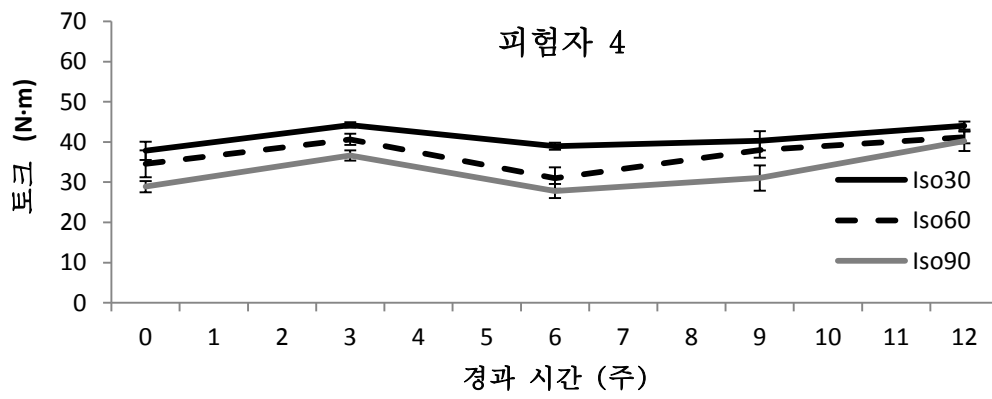
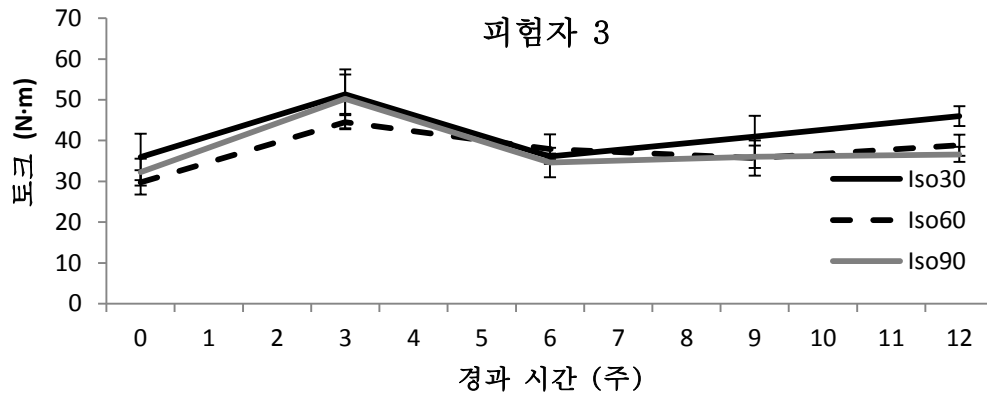


그림 22. 등속성 운동 중 최대 토크

개인별 등속성 운동 중 최대 토크를 측정하였을 때 대체로 시간이 지남에 따라 근력이 증가함을 알 수 있었다. 또한 빠른 각속도(90 deg/sec)일 때 근력증가의 폭은 느린 각속도 일 때에 비해 근력 향상 속도의 개인차이가 크게 나타남을 볼 수 있었다.





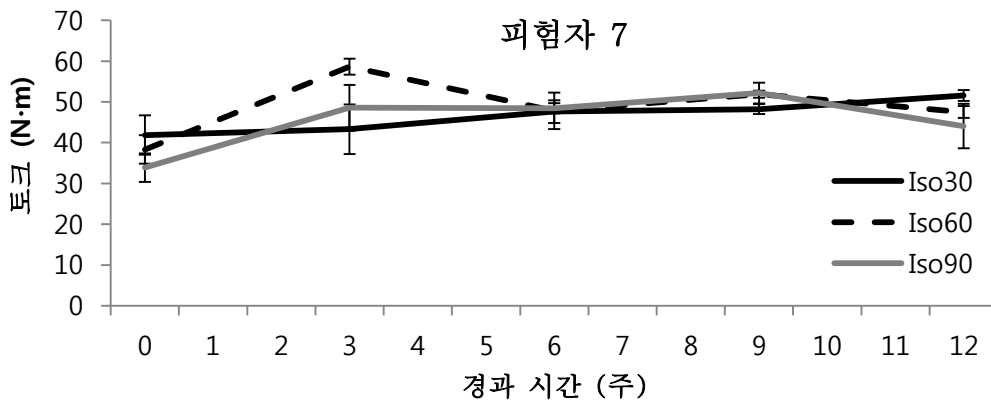
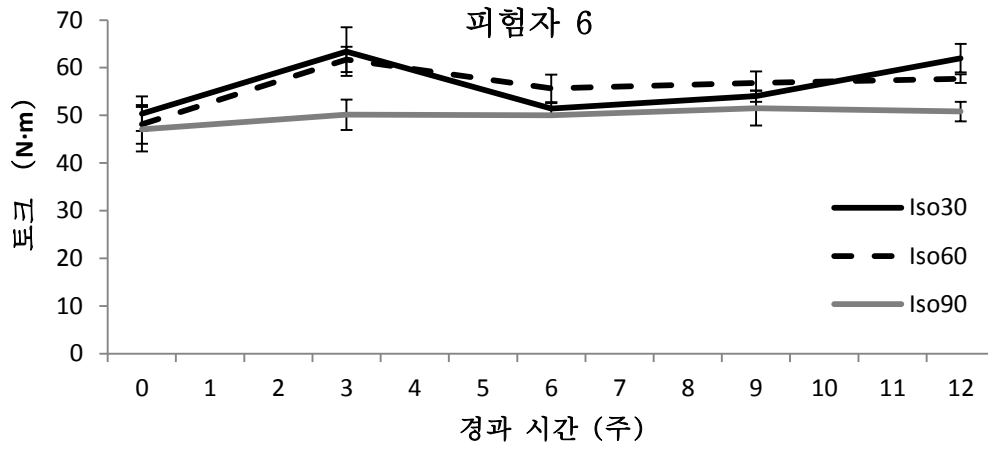


그림 23. 개인별 등속성 운동 중 최대 토크 변화

표 6. 개인별 등속성 운동 중 최대 토크 값

(운동 각속도 : 30°/sec) (단위 : N·m)

Iso30	피험자 1			피험자 2			피험자 3			피험자 4		
훈련 횟수	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	52.3	48.2	46.7	46.3	40	45.1	41.7	35.9	30.3	40.2	37.5	35.7
2	53.8	56.3	58.7	46.9	46.8	55.1	56.9	49.2	48	44.4	44.8	43.5
3	53	53.6	54.7	58.6	54.7	45.8	36.6	35.3	36.4	39.9	38.7	38.2
4	48.4	47.4	46.5	52.6	48.9	54.9	43.2	35.2	44.6	43	38.4	39.5
5	56.2	56.8	57.9	54.8	54.6	52.9	45.3	48.7	44	42.9	44.7	44.6
	피험자 5			피험자 6			피험자 7			X		
훈련 횟수	1	2	3	1	2	3	1	2	3			
1	48.1	42.1	45.3	47.8	52.9	51.8	46.9	41.4	37.3			
2	54.2	45.8	56.4	65.8	57.5	66.8	50.3	39.6	40			
3	58.2	54.8	59.2	51.4	50.3	52.6	50.8	46.6	45.5			
4	52.9	49.9	51.8	52.8	54.2	55.1	49.5	48.2	47			
5	58.9	55.4	57.5	60.7	65.4	59.9	50.3	51.4	53			

표 7. 개인별 등속성 운동 중 최대 토크 값

(운동 각속도 : 60°/sec) (단위 : N·m)

Iso60	피험자 1			피험자 2			피험자 3			피험자 4		
훈련 횟수	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	44	47.6	46.6	44.8	41.1	49.6	34.3	29.2	26.4	39.8	36.8	34.8
2	50.3	49.9	51.7	36.6	45.4	49	45.9	42.6	45	39.3	39.7	41.3
3	46	51.7	54.3	49.1	47.8	60	41.9	36.9	34.9	32.1	27	32.5
4	46.5	48.6	48.6	45.6	38.9	48.6	31.6	35.4	40.2	40.2	36.3	37.6
5	53.9	53.7	54	48.1	44	47.8	41.8	37.8	36.9	40.8	39.9	42.8
	피험자 5			피험자 6			피험자 7			X		
훈련 횟수	1	2	3	1	2	3	1	2	3			
1	48	52.2	48.1	54.1	51.6	46.6	40.1	42.6	34.9			
2	47.2	43.6	52.9	64.7	59.6	60.9	60.9	57.2	57.8			
3	52.4	57.1	59	58.3	56.1	52.6	43.1	52	48.3			
4	39.4	42.3	44.9	59.5	56.2	54.8	52.6	52.1	50.9			
5	48.5	48.6	47.5	58.7	57.5	56.9	48.9	46	47.6			

표 8. 개인별 등속성 운동 중 최대 토크 값

(운동 각속도 : 90°/sec)

(단위 : N·m)

Iso90	피험자 1			피험자 2			피험자 3			피험자 4		
훈련 횟수	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	38.7	32	34.4	40.1	38.2	37.5	38.2	31.4	30.4	29.8	30.7	28.4
2	46.2	45.5	49	30.9	32.1	35.8	43.6	49.2	57.9	38.5	35.5	36.4
3	48	48.4	48.2	49.1	51.7	57.8	30.5	36.2	37.2	28.8	26.9	29.7
4	42.4	43.3	43	45.3	44.3	44.5	33.5	35.7	38.9	27.8	34	31.3
5	48.3	48.5	46.5	39.9	47.5	47.3	38.5	34.8	36.5	40.8	42.4	37.5
	피험자 5			피험자 6			피험자 7			X		
훈련 횟수	1	2	3	1	2	3	1	2	3			
1	44.8	43.2	42.1	38.6	47.9	51.8	29.1	36.7	38.4			
2	46.2	44.8	47.1	46.8	50.4	53.2	55	46	44.7			
3	53.9	56.5	54.3	49.8	50.3	50	48.5	49.6	47.1			
4	46.9	50.8	50.2	50.1	48.8	55.7	55.1	50.9	50.5			
5	50.1	47.6	45.8	50.9	52.8	48.7	50.2	39.9	42.1			

4.2.4 대조군의 최대 자의적 수축 근력

각각 피험자 마다 운동 전(0 주차)의 데이터 평균을 100 으
로 설정하여 정규화를 하였을 때 최대 자의적 수축 근력은 6
주 후에는 $0.7 \pm 6.7\%$, 12 주 후에는 $1.8 \pm 8.7\%$ 감소하였다.
이때 모든 경우에서 서로간의 유의한 차이를 보이지 못했다
($p > 0.05$).

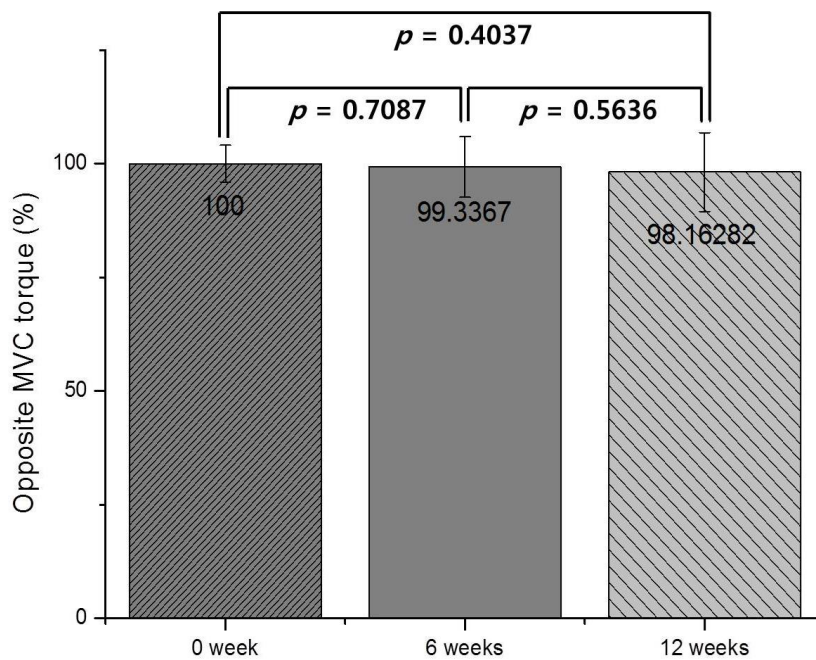


그림 24. 대조군의 최대 자의적 수축 근력

‘피험자 7’의 0 주차와 12 주차간의 값($p=0.028$)을 제외한 나머지의 대조군 토크 값은 모두 유의한 차이를 보이지 못했다.

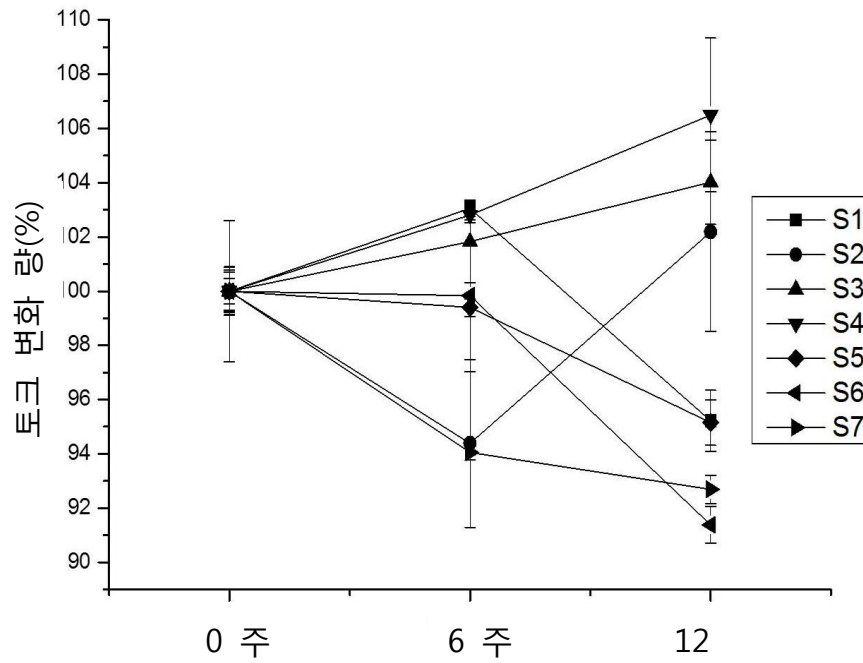


그림 25. 개인별 대조군의 최대 자의적 수축 근력

표 9. 대조군의 최대 수의적 수축 근력 (단위 : N·m)

시간 경과	측정 횟수	피험자 1	피험자 2	피험자 3	피험자 4	피험자 5	피험자 6	피험자 7
0주	1	51.2	62.4	62.3	52.8	51.6	54.3	59.4
	2	51.5	64.4	66.7	65.1	54	52.5	56.4
	3	48.9	64.5	63.3	60.4	55.3	51	59.2
6주	1	53.2	56.3	56.9	49.1	43	47.3	55.3
	2	49.9	57.5	63.4	48.5	53.7	46.2	55.2
	3	50.9	54	62.7	68.1	52.5	41.7	54.1
12주	1	54.1	54.2	56.8	66.2	50.2	47	53.7
	2	49.2	54.3	58.4	65.8	53.1	49.7	53.1
	3	51.8	54.3	54.8	60.2	49.8	47.5	55.4

4.3 측정된 근 두께

근력강화 훈련을 시작하기 전에 측정된 두께를 기준으로, 12 주 후의 상완 이두근의 두께를 비교하였다. 근 활성을 시키지 않은 상태에서 초음파로 근 두께를 측정하였을 때 훈련 전보다 $11.1 \pm 9.8\%$ 근 두께가 증가하였지만 유의한 차이를 보이지는 못했다($p = 0.1526$). 팔꿈치를 60 도로 굽힌 상태로 최대 자의적 수축을 하는 중 근 두께를 측정하였을 때 근 두께가 $32.4 \pm 26.6\%$ 만큼 유의하게($p = 0.0305$) 증가하였다.

표 10. 측정된 상완 이두근의 근 두께 변화

(단위 : cm)

	피험자 1	피험자 2	피험자 3	피험자 4	피험자 5	피험자 6	피험자 7
훈련 전	3.02	1.90	3.08	3.19	2.63	2.49	3.08
훈련 후	3.94	2.25	3.25	3.59	3.73	3.16	3.17

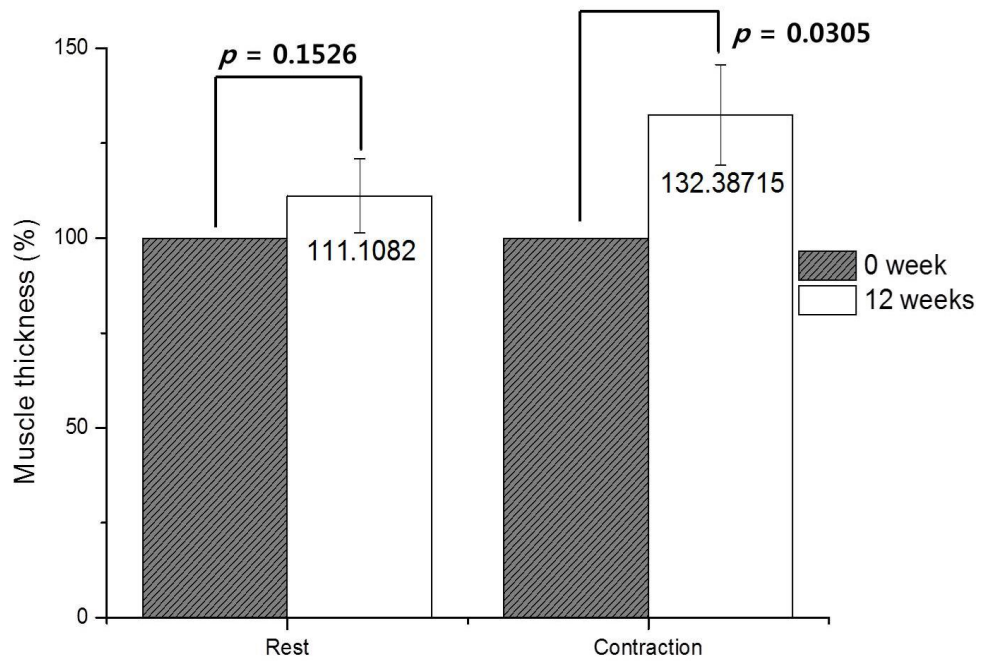


그림 26. 초음파로 측정된 훈련 전/후의 근 두께

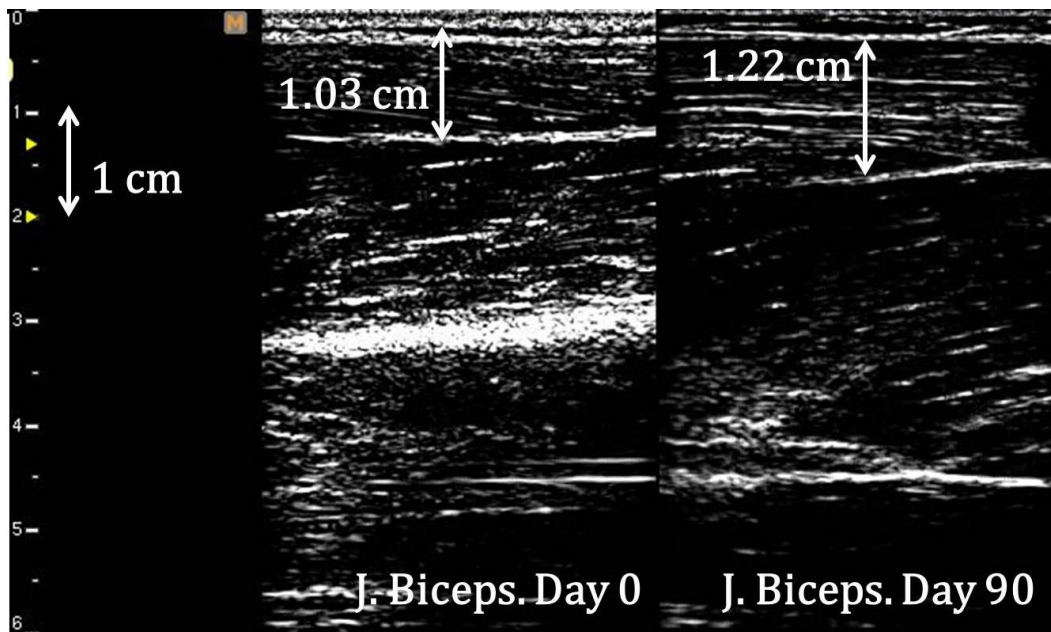


그림 27. 훈련 전/후의 상완이두근 초음파 영상

5. 토 의

본 연구에서는 불수의적 원심성 수축 시스템을 고안하여 정상인을 대상으로 상완 이두근의 근력 변화를 관찰하였다. 해당 연구의 결과, 불수의적 원심성 수축으로도 근력이 증가한다는 것을 볼 수 있었다.

그 동안 근신경계 전기자극을 이용한 근력 향상 프로그램에 대한 연구가 이루어져 왔었다. 럭비선수의 경기력 향상을 위해 12주 동안 대퇴사두근, 대둔근 등을 자극하여 근력을 증대시키려는 시도도 이루어졌었고[23], Bax등은 단순 근력 운동보다 전기자극을 병행한 실험군이 더 좋은 근력 향상 효과를 보였다고 보고하였다[24]. Vanderthommen는 근신경계 전기자극을 이용한 운동이 단순 근력운동과 유의한 차이를 보이지 못하였다고 서술하였다[25].

여러 연구가 근신경계 전기자극이 근력 증가에 효과적이라고 서술하였지만, 그 운동은 단순히 구심성 수축에 국한되어 있었다. 최근에서야 운동 형태를 제어함으로써 훈련의 효율을 높이고자 하는 연구가 진행되었는데, Yanagi는 등척성 운동을 근신경계 전기자극으로 구현하여 더 효율적인 근신경계 전기 자극 훈련 방법을 개발하려 하였다[13]. 본 연구에서는 원심성 운동이 구심성 운동이나 등척성 운동에 비해 근력증가 효과

가 더 크다는 사실에 착안하여, 전기자극을 통한 불수의적 원심성 수축도 근력증가에 효과적일 것이라는 가설을 세우고 실험을 계획하였다.

근력 재활을 위한 운동 설계는 과부하의 원칙(overload principle, Joynt, 1993)을 따른다. 근육은 운동 중에 가해진 근 장력에 적응하기 때문에, 가해진 근 장력이 클수록 근력 재활이 효과적이다. 원심성 수축은 다른 수축에 비해 장력이 큰데, 이는 근육이 수축하면서 생긴 능동적 힘(Active force)와 동시에 근육 조직의 탄성으로 인해 생긴 수동적 힘(Passive force)이 동시에 적용되기 때문이다. 이로 인해 원심성 수축을 이용한 근신경계 전기자극 훈련도 단순히 구심성 수축만을 이용한 훈련보다 더 효과적일 것이라는 가설의 근거가 되었다. 다만 조직의 경화가 이루어진 환자에게는 효율이 감소하거나 근 부상을 초래할 가능성이 있기 때문에 환자에게 적용하였을 때에는 주의해야 할 부분이다.

근력 향상에 대해 추가적인 이득 이외에도, 모터가 등속성 운동을 가하여 주는것이 환자에게 있어서 이득이 되기 때문에 기존의 구심성 수축 훈련보다 더 효과적일 것이라 생각한다. 마비환자가 팔꿈치 관절을 특정 각도로 움직이거나 유지하기 위해선 상완 이두근의 근력과 주변조직의 연화가 필요하다. 따라서 상완 이두근의 원심성 운동에 초점을 맞추고 동시에 원활한 팔꿈치 운동을 위해 팔꿈치 신전 운동시엔 수동

적 등속성 움직임은 외골격이 가해주어 근 긴장도를 낮춤과 동시에 주요 조직의 변형을 억제한다. 수동적으로 등속도 운동을 가하여 관절 경화를 막고 신경계의 반사패턴의 재습득을 도와주는 것은 마비환자의 재활에 많은 도움이 된다.

본 연구에서는 느린 속도를 지속적으로 유지하는 등속성 원심성 운동을 실시하였는데, 느린 운동속도에서는 동적인 환경을 모든 관절 가동각도에 적용 할 수 있음과 동시에 시간당 근육 동원률이 크기 때문에 효율적인 운동이 가능해진다.

먼저 실험에 필요한 시스템을 제작하였다. 전기자극기만 있으면 구현되는 구심성 수축에 비해, 원심성 수축은 근육의 수축을 만들어 낼 전기자극기와 더불어 팔꿈치 관절의 움직임을 만들어 줄 외골격 시스템도 필요하다. 전기자극기와 외골격 시스템을 동시에 컨트롤 하여 팔꿈치가 신전(extension) 운동을 할 때 전기자극을 가함으로써 환자가 운동을 위해 어떠한 수의적 노력을 이끌어내지 않아도 원심성 수축이 가능한 불수의적 원심성 수축 시스템을 구현하였다.

초기에 제작된 원심성 수축기는 높이 조절이 불가능한 평면의 책상에 시스템을 고정하였다. 팔꿈치 관절이 최대 신전시 180도를 이루는 것을 감안하였을 때 상완이 지면과 평행하게 고정되지 않으면 최대 신전이 되지 않는다. 어깨높이까지 기계를 위치시키기도 했었지만 이런 자세는 조작에 어려움을 주었다. 이를 해결하기 위해 책상은 높낮이와 기울기가

조절이 가능한 제품을 사용하였고 그림 12와 같은 자세로 관절 가동범위 확보와 조작편의성을 개선 할 수 있었다.

효과적인 프로토콜을 설계하기 위해 선행연구를 참조하였다. Lieber는 1주 2회동안 30분의 원심성 수축으로 근육의 구성에 변화가 관찰되었음을 보고하였다. 본 연구에서도 30분간의 불수의적 원심성 수축을 1주 2회동안 진행하였고, 훈련기간은 근신경계 전기자극이 통계적으로 유의하게 증가하는 12주로 정하였다[5,11-14].

근 수축을 유도할 전기자극의 특성을 결정하는 것도 중요한 사항이다. 30분 동안의 지속적인 자극을 가해야 하기 때문에 조직에 변성이 생기지 않고 전류가 잔류하지 않는 이형(biphasic) 교류전류를 선택하였다. 강축을 원심성 수축에 적용 할 경우 급격한 피로가 근력 재활을 방해하기 때문에 강축이 발생하지 않는 20Hz의 주파수로 설정하였다[26]. 전류의 강도는 근 수축을 일으키기 충분해야 하기 때문에 적어도 무부하시 최대 굴곡 운동을 할 수 있으며, 30분간 지속적인 훈련 시 불편함이 없을 정도까지의 전류를 적용하였다[12].

정상인을 대상으로 실험을 진행을 할 때, 해당 대상이 일상 생활 활동이나 별도의 근력운동 등의 영향이 없는 상태에서 근신경계 전기자극으로만 근력이 증가함을 보여야 한다. 따라서 훈련을 진행하는 쪽의 반대 팔의 근력을 대조군으로 설정하여 근력 변화를 측정하였다. 대조군의 훈련 전/후 근력이

통계적으로 유의하게 차이가 난다면, 해당 피험자는 근신경계 전기자극 이외에 근력에 영향을 주는 요인을 가지고 있다고 판단 할 수 있다. 본 연구에 참여한 피험자들은 모두 대조군의 훈련 전/후의 데이터가 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았으므로 실험은 유효하다고 판단하였다.

근력측정은 관절이 고정 된 상태에서 측정한 최대 수의적 수축 근력과 등속성 운동 중 측정된 최대 토크 측정의 두 가지 방식으로 이루어 졌다. 등척성 운동 중 최대 수의적 수축 근력은 피험자가 정적 상태에서 발휘 할 수 있는 최대 근력 이고, 등속성 운동 중 최대 토크는 동적 상태에서 발휘 할 수 있는 최대 근력을 의미한다.

12주 동안 정상인의 상완 이두근을 대상으로 근력강화 실험을 실시하였을 때 최대 수의적 수축 근력이 11.67% 증가 함을 볼 수 있었다. 기존의 방법인 구심성 운동을 기반으로 한 선행연구는 근력 증가가 10%로 증가하는 양상을 보였기 때문에[12], 수의적 수축이 아니더라도 정상인을 대상으로 했을 때 원심성 운동이 구심성 운동보다 더 효과적임을 알 수 있었다.

전기자극을 이용한 재활 훈련에서 피로에 대한 저항능력을 향상시키는 것도 중요한 일이다. 하지만 대부분의 연구가 근력 증가에는 유효한 결과를 내었지만 근력 운동 후 훈련 전 과 훈련 후의 근력 감소의 비율인 피로 지수(fatigue index)

변화는 의미있는 결과를 내지 못하였다. Salmon은 전기자극 훈련으로 항 피로도를 높이고자 근신경계 전기자극을 저주파수(5~10Hz)로 장시간(8시간 연속자극) 자극하였다. 이에 대한 결과로 지근과 신경계를 강화하여 피로에 강해지게 되지만 근력의 증가는 유의한 차이를 보이지 못하였다고 서술하였다[27]. 본 연구에서는 20Hz의 주파수를 사용하여 속근을 자극하였기 때문에 기존의 연구 결과와 동일하게 근력의 증가는 유효함을 증명하였지만 피로에 대한 저항은 증가하지 않았다.

등속성 운동 중 최대 토크는 각속도가 30,60,90°/sec에서 각각 $24.0 \pm 6.09\%$, $20.3 \pm 7.84\%$, $24.3 \pm 11.87\%$ 증가함을 관찰할 수 있었다. 등속성 운동 중 가장 큰 폭으로 증가한 최대토크는 빠른 속도(90°/sec)에서 측정된 최대토크였다. 이는 근 섬유 종류 중 빠르게 움직일 수 있는 속근 섬유가 발달하였음을 나타내주는 현상인데[26-28], 근신경계 전기자극이 속근을 주로 발달시킨다는 기존의 이론과 일치한 현상을 나타내었다[29-33].

마비환자가 근 재활훈련을 받았을 때 속근의 발달은 일상 생활동작에서의 기능성 회복에 있어서 큰 의미를 가진다. 하지만 속근만의 발달은 큰 힘의 생성이 힘들다는 점과 등척성 운동에 대한 피로에 약하다는 점에 있어서는 추가적인 재활 훈련이 요구되는 부분이다.

전기자극 근력훈련을 실시할 때 가장 신경 썼던 부분은 안전이었다. 먼저 전기적인 특성에서는, 패드의 접촉불량 등으로 인한 과전류나 기계 오류에 의한 잘못된 전류를 컨트롤 하기 위해 안전회로를 설계하였고, 사용자에게 긴급정지버튼을 배치하여 혹시 모를 응급상황에 대비하였다.

두 번째로는 생리학적 특성에 신경 썼다. 구심성 운동보다 상대적으로 부상의 확률이 있는 원심성 운동을 적용한다는 사실 때문에[34] 불수의적 원심성 수축 시스템의 첫 효용성 실험에서 감각이 없는 환자군을 실험 대상으로 할 수 없었다. 정상인을 대상으로 먼저 실험해서 적정 강도와 피로도 등을 피드백 받아 다음 환자군 실험에 사용해야만 했다.

과도한 자극으로 인한 근 부상을 예방하기 위해 실험 중에도 구두로 자극에 강도에 대해 의견을 물었다. 그 결과 24 세션의 실험이 종료된 후에 어떠한 참여자도 근 부상이나 피부문제 등이 발생하지 않았다.

정상인을 대상으로 한 실험을 토대로 이루어질 환자군의 실험은 후속 과제로 남는다. 환자군은 감각이 없기 때문에 안전에 더더욱 신경 써야 할 것이며, 위험 수준을 감지할 수단을 만들어 근 부상 등에 대해 대비해야 할 것이다.

6. 결 론

원심성 수축을 이용한 근력운동은 구심성 운동이나 등척성 운동을 이용한 것 보다 더 효과적이다. 마비환자의 근력운동은 구심성 운동에 국한되어 있었는데, 원심성 운동이 마비환자에게도 똑같이 효과적일 것이라는 가설 하에 마비환자에게 원심성 운동을 제공하기 위한 시스템을 개발하였다. 수의적 수축을 만들어 낼 근신경계 전기자극과, 운동의 형태를 만들어 줄 외골격 시스템을 결합하여 마비환자에게도 원심성 운동의 형태를 제공 할 수 있게 되었다.

불수의적 원심성 수축 훈련의 효과를 검증하기 위하여 정상인의 상완 이두근을 대상으로 불수의적 원심성 수축 훈련을 실시하게 되었다. 12 주 동안 24 세션을 진행하여 근력훈련을 실시하였고, 12 주 후에는 11.67% 의 최대 수의적 수축 근력 증가를, 등속성 운동 중 최대 토크는 각속도가 30,60,90 ° /sec 에서 각각 $24.0 \pm 6.09\%$, $20.3 \pm 7.84\%$, $24.3 \pm 11.87\%$ 증가함을 관찰 할 수 있었다. 이는 기존의 구심성 운동만을 구현하여 나타난 10%의 증가량보다 더 높은 결과값으로, 전기자극을 이용한 원심성 수축도 구심성 수축이나 등척성 수축보다 더 뛰어난 방법임을 검증하였다. 실험을 진행하면서 어떠한 근 부상이나 피부 문제등이 발견되지 않

왔으며, 이는 감각이 없는 환자군을 대상으로 근력 증가 실험을 실시하였을 때에도 안전하다는 근거가 될 것이다. 향후에는 환자군을 대상으로 실험을 실시하며, 다른 운동 방법과의 직접적인 비교를 통하여 더 효과적인 근력증가 운동법을 연구하여야 할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] “2011 대한민국 통계청 장애인실태조사”, *통계청*, 2011.
- [2] 서문자, “재활의 이론과 실제”, *서울대학교출판부*, 2000.
- [3] 김진호, 한태륜, “재활의학”, *군자출판사*, 2002.
- [4] 전세일, “뇌졸중백과(중풍)”, *서음출판사*, 1999.
- [5] Kralj, Alojz R., “Functional electrical stimulation: standing and walking after spinal cord injury”, *CRC Press Incorporated*, 1989
- [6] Alojz Kralj, Tadej Bajd, “기능적 전기자극”, *여문각*, 1995
- [7] L. Snyder-Mackler, A. Delitto, S.W. Stralka, S.L. Bailey, “Use of electrical stimulation to enhance recovery of quadriceps femoris muscle force production in patients following anterior cruciate ligament reconstruction”, *Physical Therapy*, Vol. 74, pp. 901-907, 1994
- [8] N. Babault, M. Pousson, Y. Ballay, J.V. Hoecke, “Activation of human quadriceps femoris during isometric, concentric, and

eccentric contractions”, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 91, pp. 2628-2634, 2001

[9] J. A. Herrero, M. Izquierdo, N. A. Maffiuletti, J. Garcia-Lopez, “Electromyostimulation and plyometric training effects on jumping and sprint time”, *International Journal of Sports Medicine*, Vol. 27, pp. 533–539. 2006

[10] A. Delitto, S.J. Rose, J.M. McKowen, R.C. Lehman, J.A. Thomas, R.A. Shively, “Electrical Stimulation Versus Voluntary Exercise in Strengthening Thigh Musculature After Anterior Cruciate Ligament Surgery”, *Physical Therapy*, Vol. 68, pp. 660-663, 1988

[11] J.A. Balogun, O.O. Onilari, O.A. Akeju, D.K. Marzouk, “High voltage electrical stimulation in the augmentation of muscle strength; effect of pulse frequency”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 74, pp. 910-916, 1993

[12] J. Gondin, M. Guette, Y. Ballay, A. Martin, “Neural and muscular changes to detraining after electrostimulation training”, *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 97, pp. 165-73. 2006

- [13] T. Yanagi, N. Shiba, T. Maeda, K. Iwasa, Y. Umezu, Y. Tagawa, S. Matsuo, K. Nagata, T. Yamamoto, J.R. Basford, “Agonist contractions against electrically stimulated antagonists”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 84, pp. 843-848, 2003
- [14] M.R. Pull, C. Ranso, “Eccentric muscle actions: implications for injury prevention and rehabilitation”, *Physical Therapy in Sport*, Vol. 8, pp. 88-97, 2007
- [15] M. Roig, K.O. Brien, G. Kirk, R. Murray, “The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis”, *British Journal of Sport Medicine*, Vol. 43, pp. 556-568, 2009
- [16] C.D. Lee, Y. Song, A.C. Peltier, A.A. J. Valdivia, P.D. Donofrio, “Muscle ultrasound quantifies the rate of reduction of muscle thickness in amyotrophic lateral sclerosis”, *Muscle & Nerve*, Vol. 42, pp. 814–819, 2010.
- [17] C.B. Duchenne, “The Mechanism of Human Facial Expression”, *New York: Cambridge University Press*, 1990.

(Reprinted from *Mécanisme de la Physionomie Humaine*, 1862, Paris, Jules Renouard Libraire)

[18] J. Axelgaard, J.C. Brown, “Lateral electrical surface stimulation for the treatment of progressive idiopathic scoliosis”, *Spine*, Vol. 8, pp. 242-260, 1983

[19] 전세일, “재활치료학”, 계축문화사, 1998

[20] M.I. Johnson, “Transcutaneous electrical nerve stimulation in the management of labour pain: the experience of over ten thousand women”, *British Journal of Midwifery*, Vol. 5, pp. 400-405, 1997

[21] R.W. Braith, J.E. Graves, S.H. Leggett, M.L. Pollock, “Effect of training on the relationship between maximal and submaximal strength”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 25, pp. 132-138, 1993

[22] 박세진, 정은희, 구준모, 박성빈, 박미려, “6 차 인체치수조사 사업 기반조성 최종보고서”, 한국표준과학연구원, 2008

[23] C. Gans, “Fiber architecture and Muscle Gunction”, *Exercise and Sport Sciences Reviews*, Vol. 10, pp. 160-207, 1982

- [24] K.H. Larsen, M.L. Wretling, R. Lorentzon, L. Öberg, “Do muscle fibre size and fibre angulation correlate in pennated human muscles?”, *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 64, pp. 68-72, 1992
- [25] M.V. Narici, L. Landoni, A.E. Minetti, “Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements”, *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 65, pp. 438-444, 1992
- [26] C.A. Phillips, J.S. Petrofsky, “Velocity of contraction of skeletal muscle as a function of activation and fiber composition: a mathematical model”, *Journal of Biomechanics*, Vol.13, pp. 549-558, 1980
- [27] S. Salmons, J. Henriksson, “The adaptive response of skeletal muscle to increased use”, *Muscle Nerve*, Vol. 4, pp. 94-98, 1981
- [28] T. Fukunaga, Y. Kawakami, S. Kuno, K. Funato, S. Fukashiro, “Muscle architecture and function in humans”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 30, pp. 457-463, 1997

- [29] S. Fukashiro, D.C. Hay, A. Nagano, “Biomechanical Behavior of Muscle-Tendon Complex during Dynamic Human Movements,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 22, pp. 131-149, 2006
- [30] O.M. Rutherford, D.A. Jones, “Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo”, *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 65, pp. 433-437, 1992
- [31] Y. Kawakami, T. Abe, T. Fukunaga, “Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles”, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 74, pp. 2740-2744, 1993.
- [32] B.R. Sanchez, P.P. Puche, J.J. Gonzale, “Percutaneous electrical stimulation in strength training: an update”, *The Journal of Strength & Conditioning Research*, Vol. 48, pp. 438–448, 2005;
- [33] M.R. Montes, G.A. Taberner, M.S. Martin-Garcia, “Spectral electromyographic changes during muscular strengthening training based on electrical stimulation”, *Electromyography Clinical Neurophysiology*, Vol. 37, pp. 287-295, 1997

[34] H. Clamann, J. Gillies, R. Skidders, E. Henneman,
“Quantitative measures of output of a motoneuron pool during
monosynaptic reflexes”, *Journal of Neurophysiology*, Vol. 37,
pp.1328-1337, 1979

Abstract (in English)

Changes of muscle strength in biceps brachii
by the involuntary eccentric contraction

Dongyeop Lee

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

Involuntary muscle strengthening exercise is used for paralyzed people in rehabilitation program. Since the eccentric exercise is more effective than the concentric contraction, we developed an involuntary eccentric contraction system with the mechanical traction and the neuromuscular electrical stimulation. Seven healthy subjects participated in 12-week training and were trained in 30-minute involuntary eccentric contraction of their biceps brachii muscle twice a week. The results showed that the maximal voluntary contraction and the peak torque during isokinetic contraction increased by $11.67\pm 4.99\%$ and $20.3\pm 7.84\% \sim 24.3\pm 11.87\%$ in 12-week exercise. Our results showed that the involuntary eccentric contraction is useful for muscle strengthening.

Key Words: Eccentric contraction, Neuromuscular electrical stimulation, Strengthening protocol, biceps brachii