

재활운동을 위한 능동형 근전도 바이오피드백 시스템 평가

Evaluation of the rehabilitation system with active load control by using EMG biofeedback

정현두*, 김주영, 이영호, 문치웅, 문창수, 최홍호

H. D. Jung, J. Y. Kim, Y. H. Lee, C. W. Mun, C. S. Mun, H. H. Choi

요 약

본 연구에서는 근전도 신호를 기반으로 하여 환자의 재활 운동 시 발생하는 근 피로도의 변화에 따른 능동형 운동 부하 제어 시스템을 개발하였다. 본 능동형 부하 제어 시스템에 적합한 근 파라미터를 선정하기 위해 건강한 남성 12명을 대상으로 사전 실험을 수행하여 근전도 신호를 획득하였다. 또한 선정된 근 파라미터를 이용한 능동형 운동 부하 제어 시스템을 평가하기 위하여 근 골격계 질환이 없는 건강한 남성 10명을 대상으로 실험을 수행하였다. IEMG(Integrated electromyogram) 변화에 따른 운동 부하 변화를 관찰하여 개발된 능동형 부하 제어 시스템의 유용성 및 정확성을 확인하였으며, 개인의 주관적 피로도를 나타내는 운동자각도(rating of perceived exertion)를 활용하여 근 피로도와 상관관계를 분석하였다. 따라서 본 연구에서 제안한 능동형 운동 부하 제어 시스템은 재활 운동 수행 시 환자 개개인에 적합한 초기 부하 및 운동량 조절에 유용할 것으로 사료된다.

ABSTRACT

In this study, the active exercise load control system was developed that monitors patient's muscular condition based on EMG signals and controls the load by biofeedback in real-time. In order to select appropriate muscular parameter for the system, the pre-exercise test was performed to obtain EMG signals from healthy 12 males. Subsequently, the main exercise test was performed to evaluate the active exercise load control system based on IEMG: a selected muscular parameter, on healthy 10 males without musculoskeletal disorder. The accuracy and availability of developed system were confirmed through observing changes between exercise load and IEMG. A correlation was analyzed between the fatigue of muscles and RPE indicating the individual subjective fatigue. As a result, the active exercise load control system that was suggested in this study could be useful to control the initial load-balancing and the amount of exercise appropriate for individual in rehabilitation exercise therapy.

Keyword : EMG biofeedback, Active exercise load control, Rehabilitation

접 수 일 : 2012.05.21

심사완료일 : 2012.06.08

게재확정일 : 2012.06.18

* 정현두: 인제대학교 의용공학과 석사과정
godal2@naver.com (주저자)

김주영: 인제대학교 의용공학과 박사과정
kjiy96@bse.inje.ac.kr (공동저자)

이영호 : 인제대학교 의용공학과 석사과정
lyh05@bse.inje.ac.kr (공동저자)

문치웅 : 인제대학교 의용공학과 교수
mcw@inje.ac.kr (공동저자)

1. 서론

오늘날 현대 사회는 급격한 산업화와 고령화로 인해 노인성 질환 또는 뇌질환 등과 같은 질병이 증가하고 있으며, 이들 질병뿐 아니라 예기치 않은 사

문창수 : KMG 거명 최고경영자

kmg@km01.co.kr (공동저자)

최홍호 : 인제대학교 의용공학과 교수

hhchoi@bse.inje.ac.kr (교신저자)

※ 본 연구는 2012 년 한국연구재단 기관의 지원으로 이루어진 연구임.

고 등으로 인해 신체적 운동 장애, 인지 기능 저하로 인한 행동 장애 등 2차적 질환들 또한 증가하고 있다. 이러한 환자의 운동능력을 회복 및 유지시키기 위하여 다양한 재활 치료가 수행되고 있는데, 가장 대표적인 방법은 운동치료이다. 운동치료에 있어서 환자에게 알맞은 운동 강도의 설정은 매우 중요한 부분이다. 즉, 환자의 근상태와 개인적인 근력 차이를 진단, 평가하여 그 정도에 따라 재활운동이 수행되어야 한다. 환자의 능력보다 지나치게 부담되는 운동은 위험하며, 반대로 너무 약한 강도의 운동은 기대하는 만큼의 치료효과를 기대하기 어렵다 [1]. 현재 병원에서 시행되고 있는 운동치료는 대부분 물리치료사의 치료계획에 맞춰 운동을 하고 있다. 이는 환자의 주관적인 의사를 청취하여 물리치료사의 결정에 의하여 수행되기 때문에 앞서 언급한 바와 같이 환자 상태와 운동 부하간의 부조화가 발생할 수 있으며, 이로 인해 비효율적인 운동 치료가 될 수도 있다. 따라서 이러한 단점들을 보완하고 보다 효율적인 재활치료가 이루어질 수 있는 시스템 개발이 필요하다. 이에 최근 근전도 신호를 재활치료의 기준으로 이용하고자 하는 연구와 시도들이 다양하게 이루어지고 있다.

근전도란 기본적으로 근섬유막에서 발생하는 생리적 변화에 의해 발생하는 전기적 신호를 말하는데, 이러한 근전도 신호에는 근육 신경자극에 대한 중요한 정보가 포함되어 있으며, 근력에 따른 근전도 신호의 변화를 이용하여 객관적 분석 정보로 활용될 수 있다[2][3][4]. 근 상태는 근전도 신호를 이용하여 시평면 분석법과 주파수 분석을 통해 근 피로도를 실시간으로 판단할 수 있다[5]. 근 피로도는 생리학적으로 근육에 충분한 산소가 공급되지 않거나 혈액 중 젖산 비율이 증가할 때 근육 내 pH의 증가에 의해 근력 생산이 감소되는 것으로 평가할 수 있다. 점증 부하 운동 시 근피로가 나타나는 시점은 지구성 운동능력과 밀접한 연관이 있다[6][7].

본 연구에서는 이러한 근전도를 기반으로 재활운동 시 환자의 근 상태를 실시간으로 모니터링하고 이를 이용하여 능동적으로 운동부하를 변화시킬 수 있는 시스템을 제안하였다. 제안된 시스템은 상지와 하지 운동에 대해 각각 개발되었으며, 이를 통하여 상/하지 재활 운동 시 보다 안전하고 효율적인 치료가 가능할 것으로 판단된다.

2. 연구 방법

2.1 근전도 신호 기반 부하제어 시스템

2.1.1 근전도 기반 부하제어 시스템

본 연구에서 개발한 능동형 운동 부하 제어 시스템은 크게 신호 획득부, 부하 제어부, 재활운동기구로 구성되었으며, 부하 제어부는 근전도 측정 모듈과 부하제어 모듈로 구성되었다(그림 1).

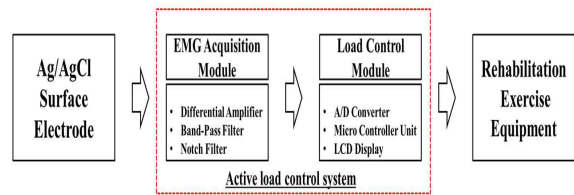


그림 1. 전체 시스템 블록도

근전도 신호 획득을 위해 일회용 Ag-AgCl 전극을 사용하였으며, 상지의 경우 상완 이두, 하지의 경우 대퇴사두근에 부착하여 신호를 측정하였다. 근전도 신호의 크기는 대부분 10 mV 이하이며, 주파수는 10 Hz ~ 500 Hz의 범위를 가지고 있으므로 증폭기 및 유효한 주파수 대역만 획득하기 위한 아날로그 필터를 구성하였다. 획득된 신호는 차동 증폭기를 거친 후, 8차 고역통과 필터($f_c = 10$ Hz)와 4차 저역통과 필터($f_c = 500$ Hz)로 구성된 대역 통과 필터, 60 Hz의 전원 노이즈와 120 Hz의 하모닉스 노이즈를 제거하는 4차 노치 필터를 이용하여 필터 처리 되었다. 그리고 최종 신호 증폭과 아날로그 디지털 컨버터의 입력 범위를 조절하기 위한 메인 증폭기를 통하여 증폭되었다.

부하 제어 모듈은 A/D 컨버터, 마이크로 컨트롤러, LCD 디스플레이로 구성되었다. 근전도 측정 모듈로부터 입력된 신호는 디지털 신호로 변환되고, 마이크로컨트롤러를 통해 IEMG와 부하값이 연산되어 전체 시스템의 부하를 제어하게 된다.

상지와 하지의 재활 운동 기구로 각각 근력 운동기와 사이클 머신을 연동시켰다. 근력 운동기를 이용한 상지의 굴곡/신전(flection /extension) 운동과 사이클 머신을 이용한 하지의 등속운동 시 각각의 근전도 신호가 획득/분석되어 그 결과에 따라 환자의 근 상태에 적합하도록 운동 부하가 조절된다. 그림 2는 개발된 능동형 운동 부하 제어방식의 상/하지 재활운동 시스템을 보여주고 있다.



(a)



(b)

그림 2. 능동형 운동 부하 제어방식의 재활 운동 시스템 (a) 근전도 기반 부하제어 시스템 (b) 상지 근력 운동기와 하지 사이클 운동기

2.1.2 근 신호 파라미터 선정

근전도 신호를 기반으로 능동적 부하를 조절하기 위하여 우선적으로 근 상태를 정량적으로 나타낼 수 있는 여러 가지 근 신호 파라미터들 중 개발하고자 하는 시스템에 적합한 파라미터를 다음과 같이 선정하였다. 근 골격계 질환이 없는 남성 12명을 피험자로 하여 하지 외측 비복근과 내측 대퇴사두근에 Ag-AgCl 전극을 부착한 후, 2초에 1회전 하는 등속운동을 10분간 수행하였다. 획득된 신호는 근육 에너지 크기의 정량화를 위하여 시평면에서의 분석법인 IAV (intergal absolute value), IEMG (integrated electromyogram), ZCR (zero crossing rate), 주파수 평면에서의 분석법인 MDF (median frequency), MNF (mean frequency)를 이용하여 각 파라미터의 변화를 관찰하였다. 수행한 운동시간과 근전도 파라미터간의 상관관계 분석 결과는 표 1과 같다. 각 파라미터의 상관관계 분석 결과 IEMG의 상관계수가 0.9 이상으로 가장 높게 나타났으며, 본 연구에서는 IEMG를 환자 근육상태를 평가하기 위한 파라미터로 선정하였다.

표 1. 근 피로도와의 상관관계

	IAV	IEMG	ZC	MDF	MNF
*L1(R ²)	0.0945	0.9776	0.0834	0.6358	0.7027
**L2(R ²)	0.2857	0.9845	0.0713	0.5694	0.4172

*L1 : Gastrocnemius, **L2 : Quadriceps

2.1.3 부하제어 알고리즘

시스템을 통해 측정된 근전도 신호는 IEMG 값으로 변환되고, 그 변환된 값을 모니터링하여 피드백함으로써 근 상태에 따른 운동 부하가 제어되도록 알고리즘을 구현하였다. IEMG는 식(1)과 같이 정해진 시평면에서 측정된 EMG의 진폭 값을 모두 합하여 계산하는 방법으로 신호의 진폭은 근 발휘능력과 관계가 있다(그림 3).

$$IEMG = \sum_{i=1}^N X(i) \tag{1}$$

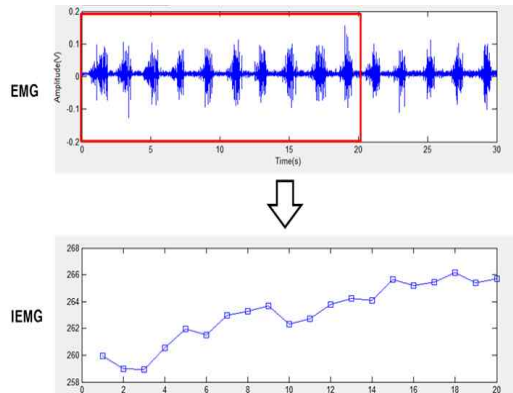


그림 3. IEMG 변환

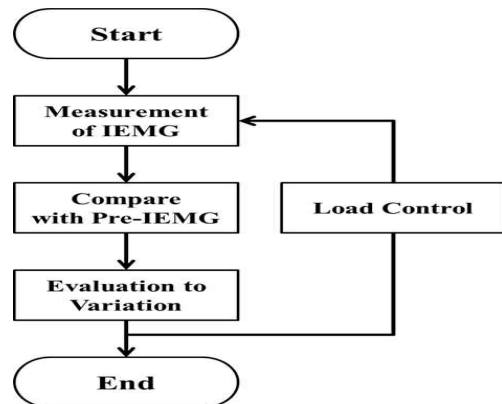


그림 4. 부하제어 알고리즘 흐름도

시스템의 운동 부하제어 알고리즘의 전체 흐름은 그림 4와 같다. 운동 시작 후 발생하는 IEMG 변화를 매1분마다 측정하여, IEMG가 10% 이상 증가하거나 감소하면 재활 운동기의 운동부하를 낮추거나 높게 된다. 비교적 강하고 다양한 레벨의 부하를 가지도록 설계된 하지 재활운동의 경우, 일정 시간 동안 IEMG의 변화가 발생하지 않는다면 부하를 한 단계 상승시키는 알고리즘을 추가함으로써 좀 더 정확하게 근상태를 반영한 능동적 부하제어가 될 수 있도록 설계하였다.

2.2 운동자각도 평가

본 연구에서는 재활운동을 수행하는 동안 근육 상태의 변화를 관찰하고 환자가 느끼는 운동의 정도를 평가하기 위한 또 다른 파라미터로 운동자각도(rating of perceived exertion, 이하 RPE)를 적용하여 근상태와 환자의 주관적인 상태를 평가하였다. RPE는 근피로의 정도를 생리학적인 직접적 측정 없이 활동의 방해받지 않고 용이하게 측정하여 활용할 수 있는 지표이다. 재활 운동 시 심리적으로 느끼는 주관적인 강도를 객관적인 생리학적 요인의 수치와 일치하는 정도를 정량화한 것으로, 개인의 피로도를 판단하는 척도로 활용되고 있다[8]. 표 2는 RPE를 평가하기 위하여 실험에 사용한 Borg Scale(15 point)이다. 총 15단계로 나뉘지며, 운동 강도 또는 부하에 따라 피험자가 느끼는 정도를 선택하게 하였다.

표 2. Borg Scale-15 point

Ratings	Perceived exertion
6	Rest
7 to 12	Light
13 to 19	Hard
20	Maximum

3. 재활 운동 실험

3.1 상지재활 모의운동실험

본 연구에서 개발한 시스템의 평가를 위해 근력 운동기를 이용한 상지재활 모의운동실험을 수행하였다. 특별한 근력운동을 하지 않고, 근골격계 질환이 없는 건강한 남성 10명을 피험자로 하였으며, 피험자의 평균 연령은 23.0±1.5 세, 평균 신장 176.0

±5.44 cm, 평균 체중 68.83±10.39 kg 이었다. 피험자의 상완 이두근에 Ag-AgCl 전극을 부착하고, 팔꿈치의 관절가동범위를 일정하게 유지하도록 팔꿈치 받침대를 설치한 후, 굴곡/신전운동을 실시하였다. 근력 운동기의 초기 부하는 50 level로 설정하였으며 총 5분간 실험을 수행하였다(그림 5).

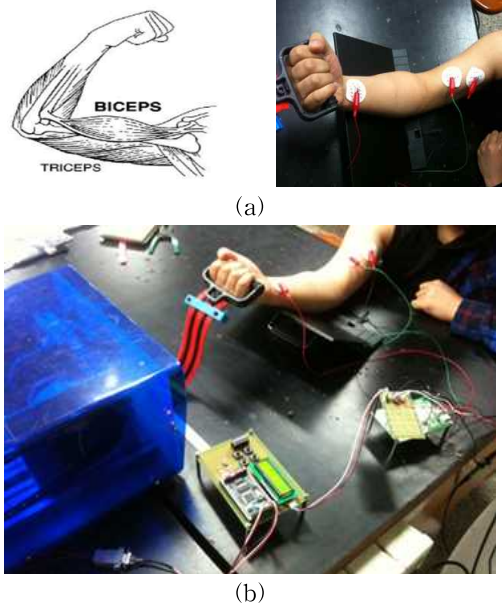


그림 5. 상지 재활 운동 실험 (a) 상지 전극 부착 위치 (b) 상지 재활 운동

3.2 하지재활 모의운동실험

하지재활 모의운동실험은 사이클 머신을 이용하였다. 상지와 마찬가지로 근골격계 질환이 없는 건강한 남성 10명을 피험자로 하였으며, 실험에 앞서 피로를 유발 시킬 수 있는 강도높은 신체 활동은 금하였다. 피험자의 평균 연령은 24.0±2.1 세, 평균 신장은 175.3±5.88 cm, 평균 체중은 74.47±9.6 kg 이었다. 전극은 피험자의 내측 대퇴사두근에 부착하였으며, 사이클 운동은 매 2초당 1회전 시키는 등속 운동을 총 10분간 실시하였다. 초기 부하는 150 level로 설정하였다. 상·하지 각각의 시스템을 평가하기 위하여 매 1분마다 IEMG와 부하를 측정하였으며, 또한 IEMG와 주관적인 개인 피로도를 판단하는 RPE와 상관관계를 확인하기 위하여 측정되는 동안 질문을 통하여 피험자의 RPE를 기록하였다(그림 6).

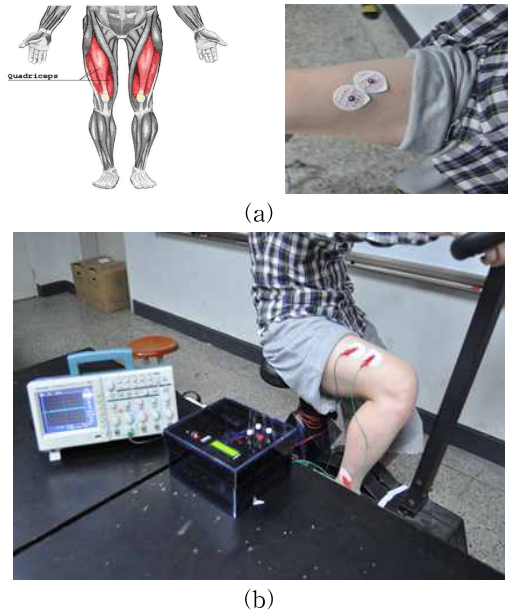


그림 6. 하지 재활 운동 실험 (a) 하지 전극 부착 위치 (b) 하지 재활 운동

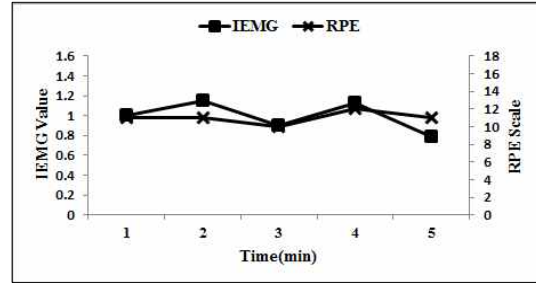


그림 8. 상지재활 시스템의 IEMG와 RPE

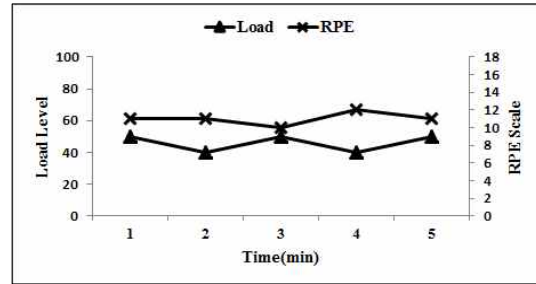


그림 9. 상지재활 시스템의 운동부하와 RPE

4. 결 과

4.1 상지 재활 시스템의 실험 결과

본 연구에서는 근전도 피드백을 이용한 능동형 부하제어 시스템을 제안하였다. 상지운동에 개발된 시스템을 적용하고 동작을 평가하기 위하여 근력 운동기와 연동시켜 IEMG 변화에 따른 운동부하의 변화와 RPE의 변화를 분석하였다. 그림 7은 IEMG 변화에 따른 운동부하의 변화 그래프이다. IEMG가 증가함에 따라 부하값은 감소되고, IEMG 값이 감소함에 따라 부하값이 증가되는 것을 확인할 수 있었다. 그림 8과 그림 9는 IEMG와 RPE, 부하와 RPE의 관계를 보여주고 있다. IEMG가 높아지면 RPE가 높아지는 경향을 보임으로써 피로도에 대한 주관적인 지표 경향이 어느 정도 일치함을 확인할 수 있었다.

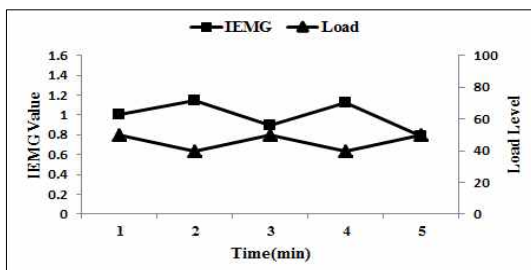


그림 7. 상지재활 시스템의 IEMG와 Load

시스템의 정확도를 평가하기 위해 IEMG와 부하의 상승구간, 하강구간 및 유지구간의 횟수를 측정하여 IEMG의 각 구간별 변화에 따른 부하제어의 정확도를 확인하였다(표 3). 측정 결과 96.6% 높은 정확도를 보였으며, 발생된 오차는 근력 운동기와 제어 모듈간의 일시적인 통신오류로 인하여 적절한 부하가 조절되지 못한 것으로 판단된다.

표 3. 상지 재활 시스템의 부하조절 정확도

	상승구간	하강구간	유지구간	정확도
IEMG	30	37	1	96.6%
Load	42	26		

4.2 하지 재활 시스템의 실험 결과

아래의 그림들은 하지 재활 시스템의 평가 실험을 통해 나타난 결과 그래프이다. 그림 10은 상지에 서와 마찬가지로 근 상태에 따라, 즉 IEMG의 변화에 따라 능동적으로 부하가 조절됨을 보여주고 있다. 그림 11과 그림 12는 IEMG와 RPE, 운동부하와 RPE 간의 그래프로 IEMG와 운동부하의 증가에 따라 개인의 피로도는 상지에서와는 달리 완전한 비례 관계를 나타내지는 않았다. 이는 운동종류와 강도의 차이, 또는 운동 시 일어나는 생리적인 변화(폐활량, 호흡량 등)의 차이라고 판단된다.

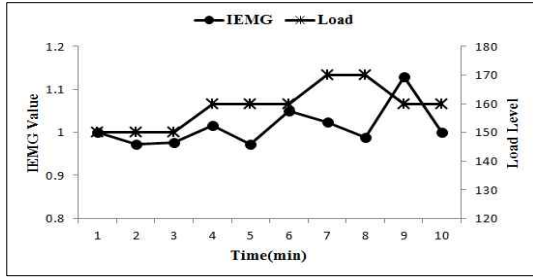


그림 10. 하지재활 시스템의 IEMG와 운동부하

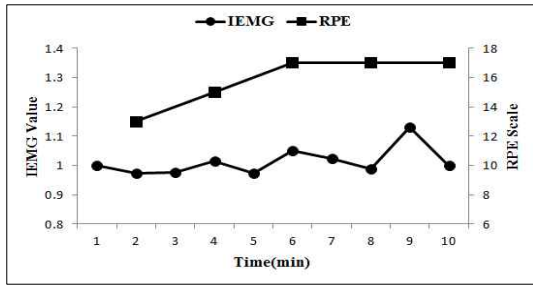


그림 11. 하지재활 시스템의 IEMG와 RPE

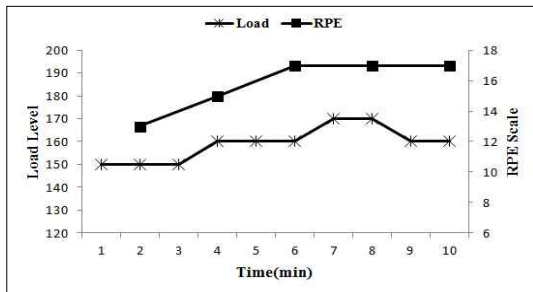


그림 12. 하지재활 시스템의 Load와 RPE의 변화

근전도 바이오피드백을 이용한 능동형 부하제어 시스템의 정확도를 평가하기 위하여 상지의 경우와 마찬가지로, IEMG와 부하가 조절되는 상승구간, 하강구간 및 유지구간 횟수를 측정하였다. 하지재활 시스템은 IEMG 하강구간과 유지구간이 발생됨에 따라 부하의 상승구간과 일치함을 확인하였으며, IEMG의 상승구간과 부하의 하강구간 또한 일치함을 확인하였다. 이를 통하여 개발된 시스템의 부하제어가 정확하게 조절됨을 확인할 수 있었다.(표 4).

표 4. 하지 재활 시스템의 부하조절 정확도

	상승구간	하강구간	유지구간	정확도
IEMG	11	26	37	100 %
Load	63	11		

4.3 IEMG와 운동자각도 간의 상관관계

근 상태의 변화에 따른 IEMG와 주관적인 RPE 값의 통계적 상관성을 확인하기 위하여 SPSS 19.0을 이용하여 Spearman 상관관계 분석을 실시하였다. IEMG와 RPE와의 상관관계 분석결과, 운동을 통하여 개인이 느끼는 총체적인 피로감을 이용하여 근상태를 판단하는 것은 어려움이 있으며, 표 5에 나타낸 바와 같이 일치하지 않음을 알 수 있었다. 운동의 특성상 온몸과 함께 움직이는 하지재활운동(상관계수 0.7)은 상체의 팔 만으로 수행되는 상지재활운동(상관계수 0.3) 보다는 높은 상관성을 보임을 알 수 있었다. 따라서 이는 재활운동을 수행하는 동안 피로자가 느끼는 피로도는 주관적인 값으로 개인의 근력차이 뿐만 아니라 생리학적 요인이 작용하여 적절한 운동부하 설정이 어렵다는 것을 보여준다고 할 수 있다. 이에 본 연구에서 제안된 근상태 평가를 이용한 부하제어 방식이 보다 효율적이며 운동효과를 높일 수 있을 것으로 판단되었다.

표 5. IEMG와 RPE의 상관관계 (P<0.05)

	상관계수	P-value
하지재활	0.7	0.188
상지재활	0.3	0.624

5. 결론

본 연구에서는 피험자의 근전도 바이오피드백을 이용한 능동형 부하제어 시스템을 제안하였다. 환자로부터 근전도를 획득하고 운동에 따른 근피로도를 나타내는 파라미터인 IEMG값을 도출하고 이를 통하여 부하를 제어하는 알고리즘을 제안하였다. 상지와 하지 재활시스템을 이용한 모의운동실험을 수행하여 시스템의 정확도를 평가하였다. 또한 개인 피로도의 지표 중 하나인 RPE를 함께 관찰함으로써 근 상태에 따른 부하조절이 적절한가를 평가하였다. 평가결과 개발된 근전도 바이오피드백을 이용한 능동형 부하제어 시스템의 정확성이 우수함을 확인할 수 있었다. 운동의 피로도를 종합적으로 판단하기 위하여 IEMG와 병행하며 검토한 RPE와의 상관관계는 그다지 높게 측정되지 않았는데, 이는 재활운동 시 재활환자가 느끼는 총체적인 피로도는 근피로 정도뿐만 아니라, 호흡, 맥박, 등의 일반적인 생리학적 요인들의 영향을 받은 복합적인 결과라고 판단되었다. 이러한 결과를 통하여 재활운동 시 기

존에 수행되고 있는 주관적인 피로도에 의한 초기 부하 및 운동량 결정보다 본 연구에서 제안한 근 피로도를 평가하여 부하 및 운동량을 결정하는 것이 보다 효과적인 것으로 판단된다. 또한 이러한 근 상태를 기준으로 수행되는 재활운동이 보다 안전한 것으로 판단된다.

참 고 문 헌

- [1] Pollock, M. L., et al. "Effects of frequency and duration of training on attrition and incidence of injury" *Medicine and Science in Sports*, 9, 31-36. 1977
- [2] 홍준의. 운동업, 최홍호, 이동훈, 권장우 "복부 근전도 분석을 통한 복부 비만 측정 시스템 개발", *The First Conference on RESKO*, Vol. 1, No 1.
- [3] 문인혁, 남기일, 박수강, 박상건, "근전도계 및 유발성 응답기의 안전 요구사항 및 시험방법 연구", *재활복지공학회*, Vol 3, No. 1, December 2009
- [4] Konrad, P, *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography*, Noraxon, 2005
- [5] Phinyomark, A., Limsakul, C., Phukpattaranont, P, A novel feature extraction for robust EMG pattern recognition, *J. Comput.*, 2009; 1(1); 71-80
- [6] 민기식, 안재용, 한정수, "운동생리학" 도서출판 한미의학, 2007
- [7] 윤창진, 채원식, 강년주. "에르고미터 운동 시 근활성도와 생리학적 피로도 비교 분석", *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 20, No 3, September 2010
- [8] Born, G. "Perceived exertion as an indicator of somatic stress" *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 2, 92-98, 1970



정 현 두

2012년 2월 인제대학교 의
용공학과 졸업
(학사)
2012년 - 현재 인제대학교
의용공학과 석사
과정

관심분야 : 생체신호처리, 임베디드 시스템



김 주 영

2002년 2월 인제대학교 의
용공학과 졸업
(석사)
2012년 - 현재 인제대학교
의용공학과 박사
과정

관심분야 : 생체신호처리, 헬스케어



이 영 호

2011년 2월 인제대학교 의
용공학과 졸업
(학사)
2012년 - 현재 인제대학교
의용공학과 석사
과정

관심분야 : 생체신호처리, 임베디드 시스템



문 치 응

1983년 2월 서강대학교 전
자공학과 학사
졸업
1985년 2월 한국과학기술원
전기전자공학과
석사 졸업
1991년 2월 한국과학기술원
전기전자공학과
박사 졸업
2012 - 현재 대한의용생체공
학회 학술이사
인제대학교 의용공
학과 부교수

관심분야 : 헬스케어, 신호처리



문 창 수

1997년 2월 부산 덕원 공업
고등학교 졸업
2012년 - 현재 KMG 거명
사장

관심분야 : 재활기구, 의료기기



최 홍 호

1984년 2월 인하대학교 전
자공학과 학사
졸업
1986년 2월 인하대학교 전
자공학 석사
졸업
1991년 8월 인하대학교 전
자공학 박사
졸업
2012년 - 현재 인제대학교
의용공학과 정교
수

관심분야 : 헬스케어, 재활치료, 의용초음파