

# MR 댐퍼를 적용한 불안정판에서 하지 근력 훈련이 근 활성화도에 미치는 영향 분석

최윤정<sup>1</sup>, 박용균<sup>2</sup>, 권대규<sup>3,4</sup>, 김동욱<sup>3</sup>, 김정자<sup>3</sup>, 김남균<sup>3</sup>

<sup>1</sup>전북대학교 대학원 헬스케어공학과, <sup>2</sup>전북대학교 대학원 의용생체공학과,  
<sup>3</sup>전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부, <sup>4</sup>전북대학교 실버공학 연구센터  
(Received May 22, 2007. Accepted October 3, 2007)

## Analysis on the Effects of the Lower Extremities Muscle Activation during Muscular Strength Training on an Unstable Platform with Magneto-Rheological Dampers

Y. J. Choi<sup>1</sup>, Y. J. Piao<sup>2</sup>, T. K. Kwon<sup>3,4</sup>, D. W. Kim<sup>3</sup>, J. J. Kim<sup>3</sup>, N. G. Kim<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Healthcare Engineering Graduate School, Chonbuk National Univ.  
<sup>2</sup>Dept. of Biomedical Engineering Graduate School, Chonbuk National University  
<sup>3</sup>Div. of Biomedical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National Univ.  
<sup>4</sup>Bioengineering Research Center for Aged, Chonbuk National Univ.

### Abstract

Adequate postural control depends on the spatial and temporal integration of vestibular, visual, and somatosensory information. Especially, the musculoskeletal function is essential to maintain the postural control. The experimental studies was performed on the muscular activities in the lower extremities during maintaining and moving exercises on an unstable platform with Magneto Rheological(MR) dampers. The unstable platform of the developed system was controlled by electric currents to the MR dampers. A subject executed the maintaining and moving exercises which are presented through the display monitor. The electromyographies of the eight muscles in lower extremities were recorded and analyzed in the time and the frequency domain: the muscles of interest were rectus femoris(RF), biceps femoris(BF), tensor fasciae latae(TFL), vastus lateralis(VL), vastus medialis(VM), gastrocnemius(Ga), tibialis anterior(TA), Soleus(So). The experimental results showed that the muscular activities differed in the four moving exercises and the nine maintaining exercises. For the anterior-posterior pattern, the TA showed highest activities; for the left-right pattern, the TFL; for the 45, -45° pattern, the TFL and TA. Also, the rate of the increase in the muscular activities were affected by the condition of the unstable platform with MR dampers for the maintaining and moving exercises. The experimental results suggest that the choice of different maintaining and moving exercises could selectively train different muscles in various intensity. Futhermore, the findings suggested that the training using this system can improve the ability of postural control.

**Key words :** muscular activities, magneto-rheological damper, unstable platform, moving and maintaining exercises, balance training

### 1. 서론

본 연구는 2007년도 산업자원부지정 핵심연구개발사업 실버의료기기 핵심기술개발 연구비(과제번호 : 10022722-2007-5)와 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (지방연구중심대학 육성사업/헬스케어기술개발사업단)  
Corresponding Author : 김남균  
(561-756) 전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14,  
전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부  
Tel : 063-270-4061 / Fax : 063-270-2247  
E-mail : ngkim@chonbuk.ac.kr

자 세 균형이란 외력 즉 중력에 대해서 자신의 체위를 지킬 수 있는 인체의 능력으로 주어진 환경 내에서 자신의 지지 기저면 위에 신체 중심을 유지하는 능력이다. 신체의 안정성과 독립성을 위해 필수적인 자세균형은 시각계, 체성감각계, 그리고 전정계로부터의 말초적인 정보들을 바탕으로 중추신경계에서 중력과 환경에 대해 공간 내에서 인체의 위치나 동작을 원하는 대로 구성하고 실행함으로써 이루어지게 된다[1]. 또한 이러한 자세균형을

유지하기 위해서는 감각계와 신경계뿐만 아니라 관절의 가동범위, 척추의 유연성, 근육의 특성(근력) 등을 포함한 근골격계의 기능이 중요하게 작용된다. 특히 근력은 근육이 근의 길이를 바꾸지 않고 발휘하는 최대장력으로 정의하며, 근력강화 훈련의 가장 큰 효과는 근력을 증가시킬 수 있는 기능적 능력의 향상이다.

근력운동에 관한 연구로써는 Mohammad는 근력 운동이 노인의 평형성과 하지 근력을 향상시킨다고 보고하였고[2], 김태훈 등은 노인의 하지 근력 강화운동이 기립균형에 관한 영향에 대해서 연구하였으며[3] 김현숙은 점진적 근력 운동이 노인의 활동에 미치는 효과를 고찰하였다[4]. 불안정판을 이용한 자세균형 및 근력 훈련에 관한 연구로써는 Ivanenko 등은 발지지 반력에 의한 불안정판에서의 자세균형 효과를 연구하였고[5], 박용균 등은 불안정판을 이용한 고령자를 위한 평형감각 훈련의 정량적 분석을 통하여 평형감각 저하나 손상 등으로 균형 장애가 있는 노인이나 환자들의 자세균형 훈련효과를 분석하였다[6]. 그밖에도 근골격계 기능을 향상시키는 근력훈련의 효과에 관한 연구가 활발히 진행되고 있는데, 현재 보고된 근력운동의 방법에는 상업화된 헬스, 재활기구를 이용하여 일정기간 훈련하거나, 저항성 체조를 반복하게 하는 형태 등이 있다[7-8]. 이전에는 운동이 지닌 많은 장점에도 불구하고 노인에게는 많은 부작용이 초래한다고 인식되어 왔으나, 최근에는 건강 증진에 바람직한 영향을 준다고 인식되고 있고, 노인의 건강문제는 지속적인 운동을 통하여 만성질환의 발생률 감소와 근육기능의 유지 및 향상 등으로 노화방지 및 건강을 증진할 필요가 있다[9-15]. 그러나 이러한 근력운동은 사용자의 근력을 실시간으로 피드백 받을 수 없는 형태의 단방향성 운동방법이고 단조로운 수행의 반복으로 피험자의 동기를 유발시킬 수 없는 어려움이 있다.

본 연구는 불안정판의 기울기를 실시간으로 받아들이어서 자기 점성유체 댐퍼(Magneto-rheological fluid damper, MR damper)의 댐핑력 반동제어(Semi-active control)를 통해 근 활성화도의 상태를 조절하게 하고 모니터를 통해서 신체의 이탈도(body

shift)를 바이오피드백 하는 기능을 부여하여 보다 효율적인 근력 운동을 위한 시스템을 제안한다. 그리고 시스템에서의 하지 근력 특성을 고찰하기 위해 유지, 이동 운동프로그램을 수행하고 각각의 운동이 어떤 근육을 활성화시킬 수 있는지 정량적으로 고찰하였다.

## II. 하지 근력 훈련 시스템

그림 1은 MR댐퍼가 장착된 불안정판 시스템으로 크게 불안정판 장치와 훈련 모니터링 장치로 구성된다. 시스템의 구성은 댐퍼의 댐핑 정도를 조절하는 MR 댐퍼 제어기와 훈련 시 피험자의 안전을 위해 설치된 안정장치 프레임, MR 댐퍼가 장착된 불안정판, 이를 역학적으로 지지하는 불안정 발판 하부지지 구조물, 그리고 피험자에게 시각 자극을 제시하기 위한 훈련용 모니터로 이루어졌다. MR 적용 불안정판은 판의 각도를 측정하는 기울기 센서와 MR 댐퍼를 내장하고 지름 500 mm, 두께 20 mm의 원형이다.

MR 댐퍼는 반동제어장치의 일종으로써, MR 유체 내에 미세하고 자성을 띤 입자를 포함하여, 평상시에는 일반적인 점성유체 처럼 자유롭게 유동한다. 그러나 자기장이 가해지면 매우 짧은 시간에 입자들이 정렬하여 유체의 유동을 제한하고, 결과적으로 항복 강도를 발생시키므로 MR 댐퍼는 자기장을 통해 댐퍼내의 MR 유체를 제어함으로써 댐퍼의 감쇠특성을 변화시킨다. 좌우 균형의 기울임을 측정하기 위해서 사용자의 움직임에 따라 불안정판 기울임의 변화에 대응하는 신호를 출력할 수 있는 기울기 센서(SA1, DAS technology Co.)를 사용하였고, 기울임 각도는 최대 14°이다. MR 댐퍼 제어기는 패널 형태로 제작하였고 MR 댐퍼에 인가하는 전류량을 조절하는데 인가되는 전류량에 따라 MR 댐퍼의 댐핑력을 조절하게 한다. 전류에 의한 댐핑특성은 Lord Co.의 RD-1005-3 MR 댐퍼의 기술적 데이터(Technical data) 특성자료에 나타나 있다[16]. 그림 2는 MR 댐퍼가 장착된 불안정판의 상세 모습이다. 본 연구에서는 이러한 시스템을 이용하여 유지, 이동 운동프로그램을 수행하고 각각의 운동이 어떤 근육을 활성화시킬

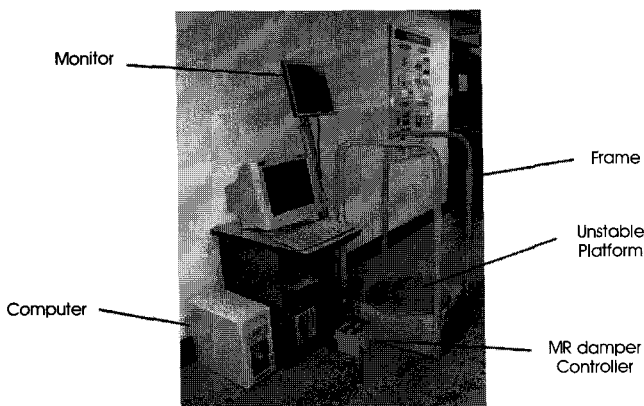


그림 1. MR 댐퍼가 장착된 불안정판 시스템  
Fig. 1. Training system using an unstable platform with Magneto-Rheological dampers

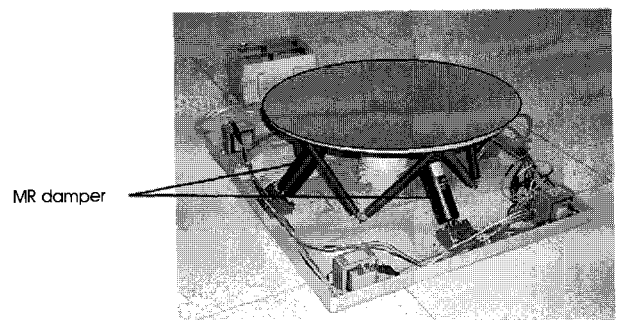


그림 2. MR 댐퍼가 장착된 불안정판  
Fig. 2. Unstable platform with Magneto-Rheological dampers and springs

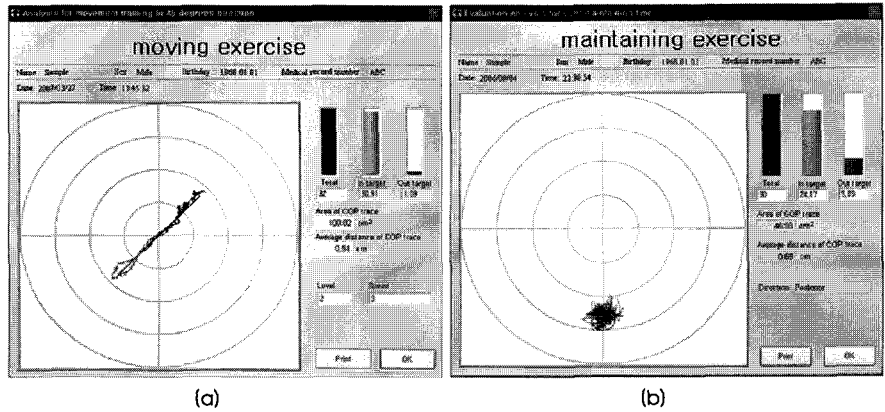


그림 3. 이동운동과 유지운동의 훈련 모니터링의 예 : (a) 이동운동-45도패턴, (b) 유지운동-후방향

Fig. 3. Examples of monitoring training during moving/maintaining exercises:(a) moving exercise (45 degrees, 45°), (b) static exercise (Posterior, P)

수 있는지 정량적으로 알아보려고 한다.

그림 3은 이동운동과 유지운동의 훈련 모니터링의 예이다. 훈련 모니터링 장치는 훈련 시 불안정판의 기울기 각도 측정을 통해 피험자의 신체 이탈도(body shift)를 실시간으로 보여준다. 제시되는 피험자의 압력중심은 피험자가 과제를 수행하는데 도움을 주고 각각의 과제가 끝나면 신체 이탈도 궤적을 통해 과제수행능력을 나타낸다.

### III. 실험 방법

#### A. 실험대상

본 연구는 우세발이 우측인 평균연령 26.8세의 남자 5명, 여자 5명을 대상으로 하였다. 최근 1년 동안 근골격계나 신경근육계에 손상이 없었으며, 정기적인 근력강화 운동을 하지 않는 사람으로 실험 전에 연구의 목적과 방법에 대하여 충분히 설명한 후 동의를 얻었다.

#### B. 데이터 수집

근력측정을 하기 위해 MP150(BIOPAC Systems, Inc.)을 사용하였고 샘플링률 1000, 증폭비 1000배로 하였다. 근전도 신호의 필터링을 위해 근전도 주파수 성분이 집중된 20-300 Hz를 포함하는 5 Hz ~ 500 Hz의 대역 통과 필터를 사용하여 근전도 신호를 얻었다. 전극은 직경 20 mm인 원형타입의 EL500(BIOPAC System, Inc.)을 사용하였고, 실험 전 표면근전도 신호에 대한 피부저항을 감소시키기 위해 소독용 알코올로 피부각질층을 제거한 후 전극을 부착하였다. 측정근육은 우세발인 우측다리의 대퇴직근(rectus femoris, RF), 대퇴이두근(biceps femoris, BF), 대퇴근막장근(tensor fasciae latae, TFL), 외측광근(vastus lateralis, VL), 내측광근(vastus medialis, VM), 비복근(gastrocnemius, Ga), 전경골근(tibialis anterior, TA), 가자미근(Soleus, So)이다 (그림 4).

#### C. 데이터 분석

데이터 분석은 이동운동(maintaining exercise)과 유지운동

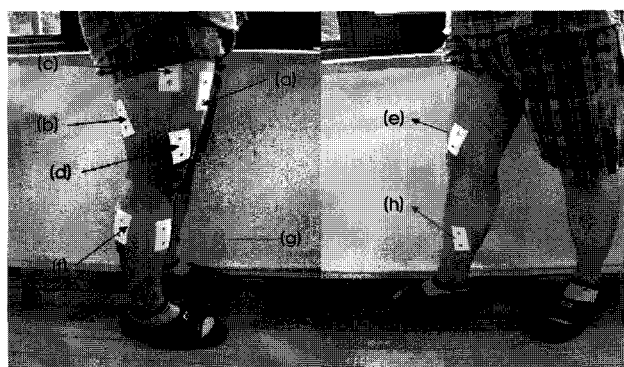


그림 4. EMG 측정을 위한 근육 : (a) 대퇴직근, (b) 대퇴이두근, (c) 대퇴근막장근, (d) 외측광근, (e) 내측광근, (f) 비복근, (g) 전경골근, (h) 가자미근

Fig. 4. Locations for EMG measurements: (a) rectus femoris, RF, (b) biceps femoris, BF, (c) tensor fasciae latae, TFL, (d) vastus lateralis, VL, (e) vastus medialis, VM, (f) gastrocnemius, Ga, (g) tibialis anterior, TA, (h) Soleus, So

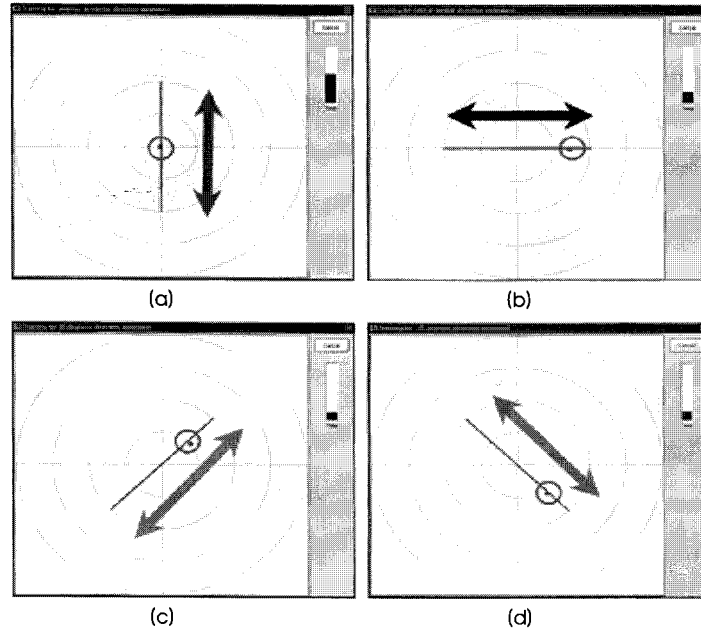


그림 5. 이동운동 프로그램 : (a) 전후패턴 (b) 좌우패턴 (c) 45도패턴 (d) -45도패턴

Fig. 5. Program for the excises of moving body shift: (a) Anterior-Posterior(AP), (b) Left-Right (LR), (c) 45 degrees(45°), (d) -45 degrees(-45°)

(moving exercise) 동안 타겟 원의 중심과 피험자 신체 이탈도의 평균 거리가 타겟 원의 반경보다 작은 경우 제시된 과제를 충실히 수행했다고 판단하여 본 기준에 해당하는 데이터만을 분석에 포함하였다. 표면전극으로부터 얻어지는 근전도 신호는 여러 운동 단위의 활동전위와 관련된 많은 정보를 포함하고 있으나, 파형이 복잡 중첩된 랜덤 파형이고 근육의 종류에 따라 그 특성이 모두 다르다.

따라서 본 연구에서는 시평면과 주파수평면에서 다양한 확률 통계적 분석 방법을 사용하였다. 측정된 근전도 신호는 서로 다른 사람의 근육들로부터 처리된 근전도 신호의 강도를 비교하기 위해 m-DYN(mean dynamic activity)방법을 사용해서 공통의 기준 신호로 표준화하였다[17]. 표준화된 근전도 신호는 FFT를 통해

주파수분석을 하였고 근 활성도를 알기 위해 확률 밀도함수를 구하여 스펙트럼 에너지를 계산하였다. 그리고 통계분석을 위해 SPSS 12.0 프로그램을 이용하여 일원배치 분산분석과 Paired t-test로 결과 값의 유의성을 분석하였다.

#### D. 실험절차

시스템에서의 근력 특성을 고찰하기 위하여 판의 불안정 상태를 조절할 수 있는 전류를 0 mA, 50 mA, 100 mA 인가하였다. 전류가 인가된 MR 적용 불안정판에서 그림 5의 이동 운동 프로그램과 그림 6의 유지 운동 프로그램을 훈련하게 하면서 피험자의 근전도를 측정하였다. 각각의 운동을 수행할 때 훈련 모니터링 장치에 의해 피험자의 신체 이탈도 이동궤적을 실시간으로 확인할 수 있다.

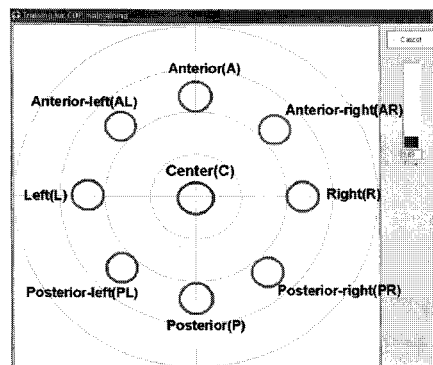


그림 6. 유지운동 프로그램

Fig. 6. Program for the exercises of maintaining static posture

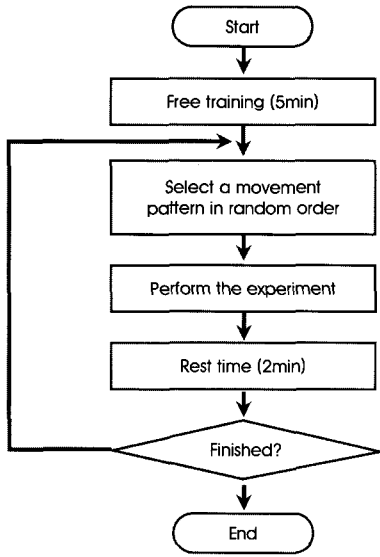


그림 7. 실험절차  
Fig. 7. Diagram of the experimental procedure

그림 5의 이동운동은 불안정판 위에서 중심을 맞추고 몸의 균형을 유지하고 있다가 전후(Anterior-Posterior, AP), 좌우(Left-Right, LR), 45도(45 degrees, 45도), -45도(-45 degrees, -45도)방향으로 움직이는 타겟을 따라 32초 동안 이동하게 된다. 그림 6의 유지운동은 중심점에서 9개 방향의 각 점으로 이동하여 30초 동안 그 위치에서 유지하게 된다.

훈련은 그림 7의 순서에 따라 실시되었다. 훈련 시작 전에 갑작스러운 운동으로 인한 근육의 손상을 방지하기 위해 5분 동안의 준비운동을 실시하였다. 준비운동이 끝나면 모니터링 장치에 제시되는 훈련을 하게 되는데 모든 운동은 적응에 의한 학습효과를 배제하기 위해 유지운동의 9개 방향과 이동운동 4개의 패턴 중 무작위로 선택된다. 이동운동과 유지운동은 두 번씩 실시되었고 훈련 동안에 근육의 피로 발생을 고려하여 각 운동 사이에 2분의 휴식시간을 가졌다.

#### IV. 결과 및 고찰

본 연구에서는 MR 불안정판 위에서 주어진 움직임을 조절하는데 있어 특정 근육의 활성도를 정량적으로 알기 위해 근전도(Electromyography, EMG)를 측정하였고, 시평면과 주파수평면에서의 근전도 분석을 통해 근육활성 특성을 알아보았다.

##### A. 이동 운동 시 근육 활성도 평가

그림 8은 중심에서부터 각 패턴을 따라 32초 동안의 이동 운동 시 나타나는 근육활성도를 주파수평면으로 나타낸 그래프로 가로축은 전극이 부착된 근육, 세로축은 근 활성도를 표현하는 스펙트럼 에너지이다.

모든 패턴에서 내측광근(VM), 가자미근(So)을 제외한 여섯 개의 근육의 활성도가 인가되는 전류가 증가에 따라 높게 활성화되었다. 이는 각 패턴별 이동운동을 수행하기 위해서 불안정판의

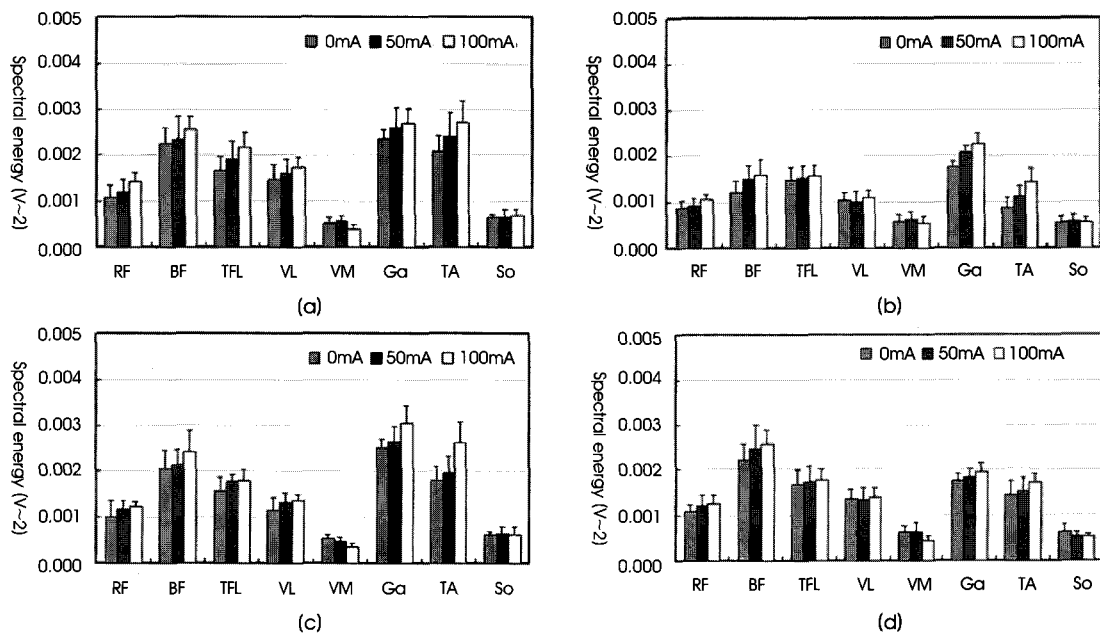


그림 8. 이동 운동 동안 패턴별 근육의 스펙트럼 에너지  
(a) 전후패턴, (b) 좌우패턴, (c) 45도패턴, (d) -45도패턴  
Fig. 8. Spectral energy of the EMG signals in different muscles for different moving exercises  
(a) Anterior-Posterior(AP), (b) Left-Right (LR), (c) 45 degrees(45°), (d) -45 degrees(-45°)

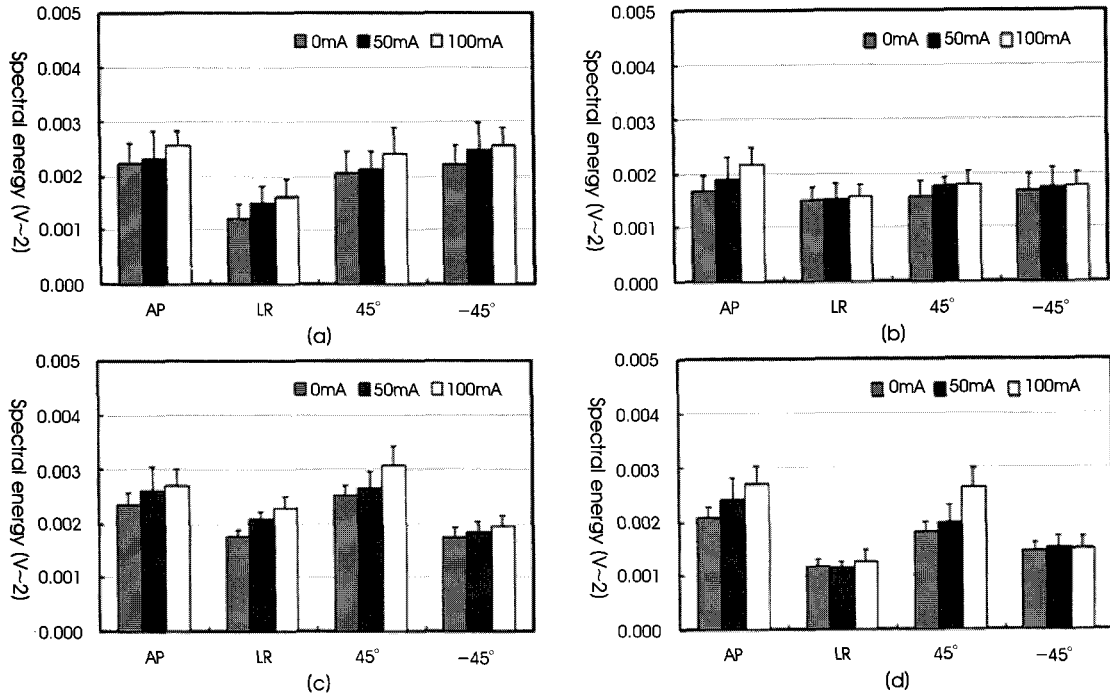


그림 8-A. 이동 운동 동안 네 개 근육의 패턴별 스펙트럼 에너지

(a) 대퇴이두근, (b) 대퇴근막장근, (c) 비복근, (d) 전경골근

Fig. 8-A. Spectral energy of the EMG signals from four different muscles for different moving exercises (a) biceps femoris(BF), (b) tensor fasciae latae(TFL), (c) gastrocnemius(Ga), (d) tibialis anterior(TA)

MR댐퍼에 인가되는 전류가 증가에 따라 그에 대응하는 힘으로 불안정판을 눌러주어야 되는 것을 의미한다. 즉, 동일한 운동 시 불안정판에 인가되는 전류의 크기 조절로 근 활성도가 변화하게 된다.

패턴 별로 살펴보면 전후패턴에서는 대퇴이두근(p=0.049)과 비복근(p=0.001), 전경골근(p=0.003)의 근 활성도가 높았고 좌우

패턴에서는 대퇴이두근(p=0.001)과 대퇴근막장근(p=0.030), 비복근(p=0.001)이 활성화되었다. 45도와 -45도 패턴은 대퇴이두근(p=0.013, p=0.001), 대퇴근막장근(p=0.001, p=0.001), 비복근(p=0.001, p=0.001), 전경골근(p=0.003, p=0.001)이 높은 근 활성도를 보였다. 그리고 가자미근(So)과 내측광근(VM)의 근 활

	대용차						t	자유도	유의확률 (양쪽)
	평균	표준 편차	평균의 오차	차이의 95% 신뢰구간					
전후패턴 0mA - 좌우패턴 0mA	0.004	0.006	0.00005	0.0003	0.0005	7.366	127	p=0.001	
전후패턴 50mA - 좌우패턴 50mA	0.007	0.021	0.00018	0.0004	0.0011	4.225	127	p=0.001	
전후패턴 100mA - 좌우패턴 100mA	0.005	0.018	0.00016	0.0020	0.0008	.0193	127	p=0.002	

(a)

	대용차						t	자유도	유의확률 (양쪽)
	평균	표준편차	평균의 오차	차이의 95% 신뢰구간					
45도패턴 0mA - (-45)도패턴 0mA	0.00012	0.0008	0.00007	-0.00002	0.00028	1.626	127	p=0.106	
45도패턴 50mA - (-45)도패턴 50mA	0.00009	0.0005	0.00004	-0.00001	0.00019	1.946	127	p=0.054	
45도패턴 100mA - (-45)도패턴 100mA	0.00022	0.0003	0.00003	0.00015	0.00029	6.342	127	p=0.001	

(b)

그림 8-B. 이동 운동 동안 전후-좌우패턴, 45도(-45도)패턴의 짝지은 T-test : (a) 전후-좌우패턴, (b) 45도(-45도)

Fig. 8-B. Paired T-test of AP-LR pattern and 45degrees-(-45degrees) pattern during moving exercises: (a) AP-LR pattern, (b) 45degrees-(-45degrees) pattern

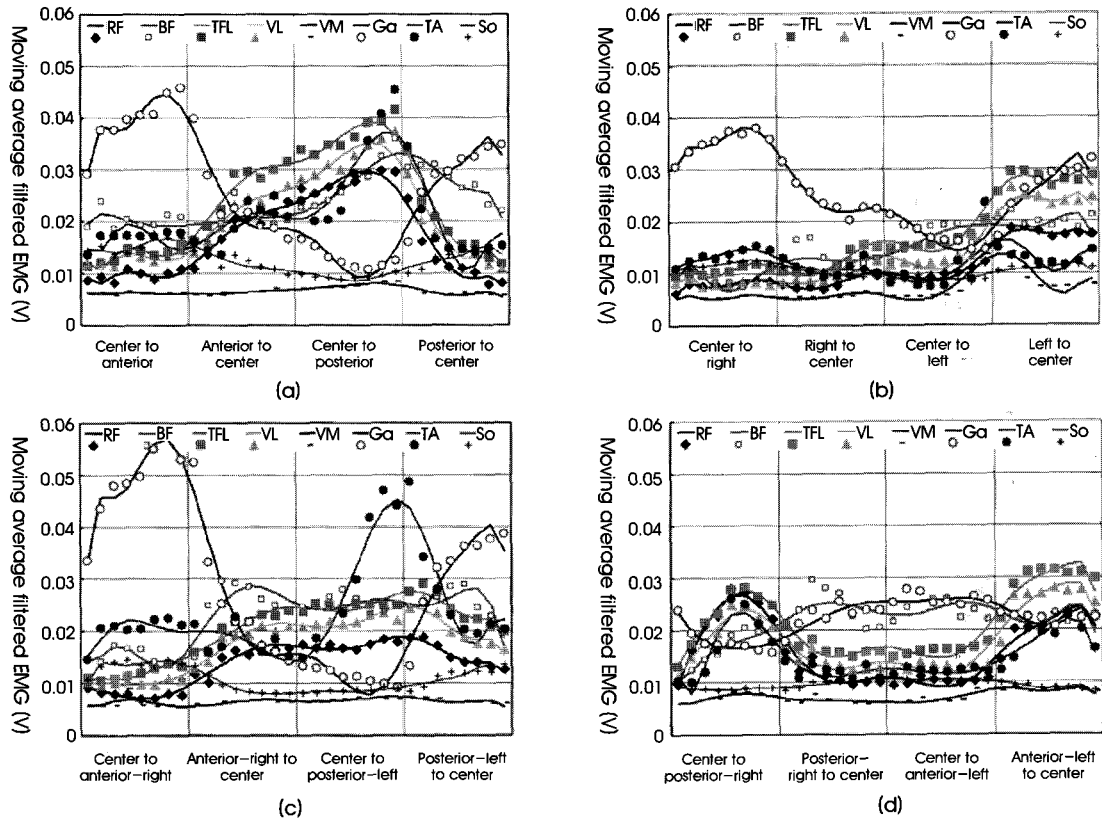


그림 9. 이동운동 동안 패턴별 근육의 moving average filtered EMG : (a) 전후패턴 (b) 좌우패턴 (c) 45도패턴 (d) -45도패턴  
 Fig. 9. Moving average filtered EMG of EMG signals in various muscles for different moving exercises  
 (a) Anterior-Posterior(AP), (b) Left-Right(LR), (c) 45 degrees(45°), (d) -45 degrees(-45°)

성도는  $0.001V^2$ 에 미치는 못하는 낮은 근 활성도를 보였다. 모든 패턴에서 대퇴이두근과 비복근의 활성도는 높았고 특히 전후패턴에서는 전경골근, 좌우패턴에서는 대퇴근막장근, 45도와 -45도 패턴에서는 대퇴근막장근과 전경골근을 보다 높게 활성화시킬 수 있었다(그림 8-A).

좌우패턴(LR)의 근 활성도는 전후패턴(AP)의 근 활성도보다 낮게 나타났다(그림 8-B (a)). 좌우패턴(LR)은 전후패턴(AP)에 비해 발판을 누르는 것이 보다 용이한데 이것은 훈련 시 피험자의 발이 좌우로 평행하게 어깨넓이로 벌린 자세를 취하게 되는 것과 관련해서 생각해 볼 수 있다. 좌우패턴(LR)의 운동 시 신체 이탈도의 이동이 전후패턴(AP)에 비해 용이하다. 또한 전후패턴(LR)은 발판을 뒤로 눌러서 유지해야 하는 심리적 불안감에 대한 요소도 고려된다.

45도에서의 근 활성도는 -45도에서 보다 높게 나타났다(그림 8-B (b)). 45도와 -45도 패턴은 서로 대칭관계에 있지만, 모든 피험자의 우세발이 오른발이므로 45도의 경우 오른발이, -45도의 경우 왼발이 주로 사용된다. 또한 인가되는 전류별로 근육활성도의 증가율을 알아보기 위해 50mA과 100mA에서의 스펙트럼 에너지(spectral energy)값을 0mA를 기준으로 그 증가율을 계산해 본

결과 전후패턴(AP)의 50mA에서 모든 근육의 전체 증가율평균은 8.4%( $p=0.004$ ), 100mA에서는 14.2%( $p=0.021$ )였다. 45도패턴은 50mA에서 6.8%( $p=0.040$ ), 100mA에서 13.5%( $p=0.069$ ), -45도패턴도 50mA에서 2.7%( $p=0.003$ ), 100mA에서 2.9%( $p=0.001$ )로 나타났다. 근 활성도와 근 활성도의 증가율로 본 이동운동의 결과는 패턴별로 몇몇 근육에서 차이가 나는 것을 알 수 있다. 이는 각 패턴별로 근 활성도의 증가율이 높은 근육의 경우 인가되는 전류를 조절하여 피험자로 하여금 불안정판을 누르는 힘을 조절하게 할 수 있고 이를 통해 근 활성도가 변화시킬 수 있기 때문에 보다 효율적인 근력운동을 할 수 있음을 의미한다.

그림 9는 중심에서부터 각 패턴을 따라 32초 동안의 이동 운동 시 나타나는 근육활성도를 시평면으로 나타낸 그래프로 가로축은 패턴별 운동방향, 세로축은 근전도 활동치의 이동 평균값(Moving average filtered EMG signal)이다. 모든 패턴에서 가장 큰 활성도를 보인 근육은 비복근(Ga)이었다. 전후패턴(AP)이 이동운동 시 비복근(Ga)과 가자미근(So)은 중심에서 전방향으로 이동과 후방향에서 중심으로 이동시 활성화 되는 것을 볼 수 있었다. 대퇴이두근(BF)은 중심에서 후방향으로 이동하는 도중에 활성화되어 중심으로 되돌아오면서 그 활성도가 점차 감소한다. 전방향에서 중

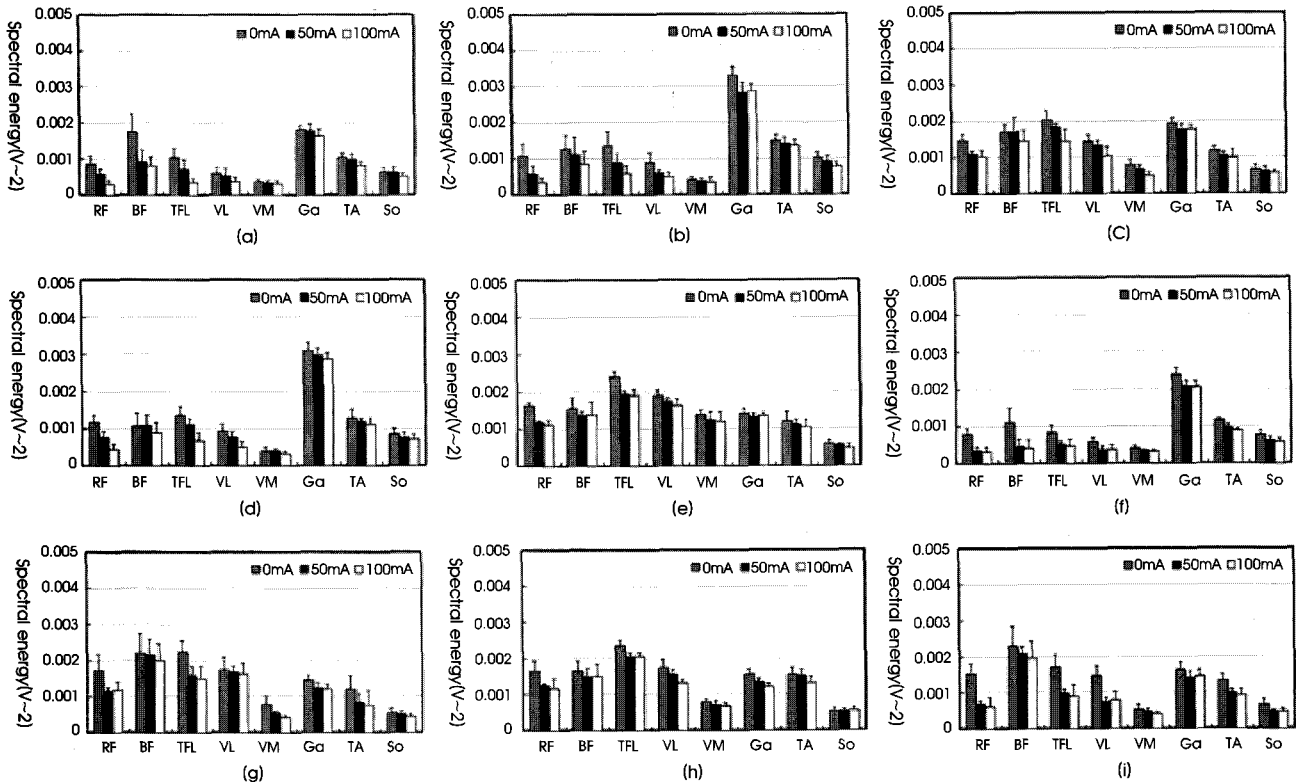


그림 10. 유지운동 동안 방향별 근육 스펙트럼 에너지

(a) 중심방향, (b) 전방향, (c) 전좌방향, (d) 전우방향, (e) 좌방향, (f) 우방향, (g) 후방향, (h) 후좌방향, (i) 후우방향

Fig. 10. Spectral energy of the EMG signals in different muscles for various maintaining exercises

(a) Center(C), (b) Anterior(A), (c) Anterior-Left(AL), (d) Anterior-Right(AR), (e) Left(L), (f) Right(R), (g) Posterior(P), (h) Posterior-Left(PL), (i) Posterior-Right( PR)

심으로, 중심에서 후방향으로 이동시에는 대퇴직근(RF), 대퇴근막장근(TFL), 외측광근(VL), 전경골근(TA)의 활성화도가 증가했다. 이는 전방향 이동시에 족저굴곡에 관여하는 비복근(Ga)과 가자미근(So)이 활성화되는데 이때 하퇴와 발목에 영향을 미치는 대퇴이두근(BF)이 협력하게 되고, 후방향 이동 시에는 대퇴사두근과 대퇴근막장근(TFL)이 직립자세를 조절하고 전경골근(TA)이 이완수축력을 통해 체중이 뒤로 기울어지는 것에 대해 반응한다.

좌우패턴(LR)에서는 중심에서 우측으로의 이동과 좌측에서 중심으로의 이동시 비복근(Ga)이 활성화되고, 대퇴직근(RF), 대퇴근막장근(TFL), 대퇴이두근(BF), 외측광근(VM)의 근 활성화도는 중심에서 좌측으로 이동하면서 서서히 증가하면서 중심으로 돌아올 때까지 비복근(Ga)과 함께 유지된다. 무게중심의 이동이 용이한 좌우방향은 전후방향에 비해 각 근육의 변동 폭이 작고 좌측에서 중심으로 이동할 때 여러 근육이 함께 활성화되었다. 이는 좌우패턴이 다른 패턴과 비교했을 때 힘의 중심이 앞쪽이나 뒤쪽으로 이동하지 않으므로 대퇴의 근육을 중심이 되어 자세를 조절하게 되는 것으로 생각된다.

45도와 -45도의 패턴은 그림 8의 전체 근 활성화도의 결과에서도 알 수 있듯이 전극의 부착 위치와 피험자의 우세발의 영향을 고려해야 한다. 45도패턴에서 특히 비복근(Ga)과 전경골근(TA)의 근

활성도가 크게 나타났다. 비복근은 중심에서 전우방향으로 이동 시 크게 활성화 된 후 다시 중심으로 돌아와서 후좌방향으로 이동할 때 감소하다가 중심으로 이동시 다시 증가되었다. 즉, 앞쪽으로 힘이 쏠릴 때 비복근(Ga)의 활성화도가 높아진다. 전경골근(TA)은 힘의 중심이 뒤꿈치에 가까울수록 이완수축하면서 활성화되므로 중심에서 후좌방향으로 이동할 때 크게 활성화되고 다시 중심으로 돌아오면서 감소하게 된다. 대퇴직근(RF), 대퇴이두근(BF), 대퇴근막장근(TFL), 외측광근(VM)은 전우(AR)방향에서 중심으로 이동할 때 서서히 증가되는데 이 활성화도는 후좌(PL)방향에서도 유지되다가 중심으로 이동시 감소하였다. -45도패턴에서는 비복근(Ga)과 대퇴이두근(BF)의 근 활성화도 경향과 대퇴직근(RF), 대퇴근막장근(TFL), 외측광근(VM), 전경골근(TA)의 근 활성화도 경향이 반대로 나타났다. 후좌방향(PL)에서 전좌방향(AL)으로 이동할 때 비복근(Ga)과 대퇴이두근(BF)이 활성화된 반면, 그 외의 근육들은 중심에서 후우(PR)방향, 전좌(AL)에서 중심(C)에서 활성화되었다. 몸의 중심이 뒤로 가는 움직임에서는 전부에 있는 근육의 사용이 활발해지고 반대로 중심이 앞으로 가는 움직임에서는 후부 근육의 활성화도가 높아짐을 알 수 있다.

이상의 결과로부터 이동운동의 패턴과 불안정판에 인가되는 전류에 따라 패턴별로 다른 근 활성화도를 확인할 수 있었다. 이는 불안



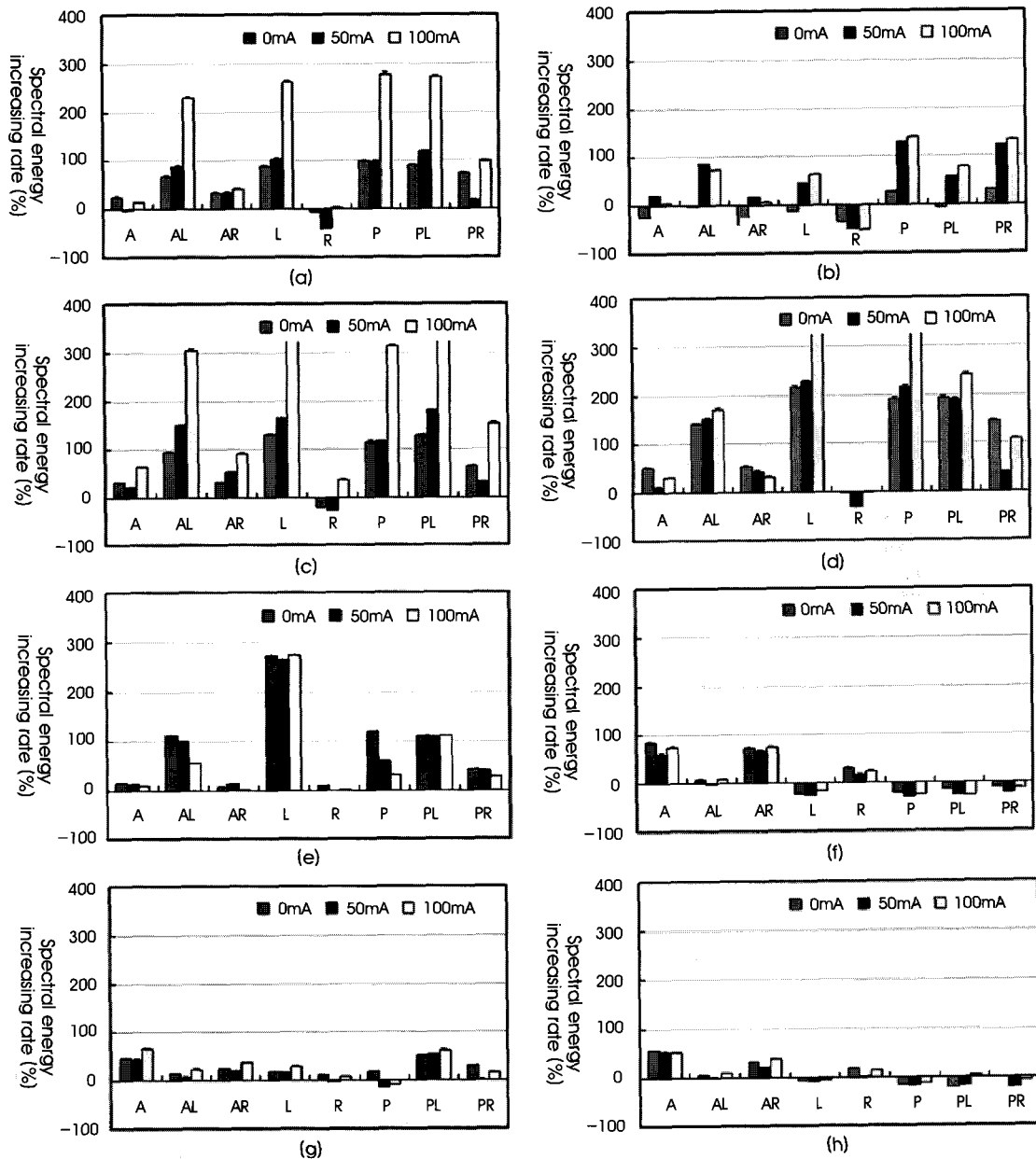


그림 10-A. 유지 운동 동안 방향별 스펙트럼 에너지 증가율

(a) 대퇴직근, (b) 대퇴이두근, (c) 대퇴근막장근, (d) 외측광근, (e) 내측광근, (f) 비복근, (g) 전경골근, (h) 가지미근

Fig. 10-A. Improvement ratio in spectral energy of the EMG signals in different muscles for various maintaining exercises

(a) rectus femoris, RF, (b) biceps femoris, BF, (c) tensor fasciae latae, TFL, (d) vastus lateralis, VL, (e) vastus medialis, VM, (f) gastrocnemius, Ga, (g) tibialis anteri-or, TA, (h) Soleus, So

정판의 댐핑력에 따른 패턴별 이동운동에서 효율적인 근력운동을 실시하는데 적용될 수 있다.

**B. 유지 운동 시 근 활성화도 평가**

그림 10은 지정된 위치에서 30초 동안의 유지 운동 시 나타나는 근육활성도를 나타낸 그래프로 가로축은 전극이 부착된 근육, 세로축은 근육활성도를 표현하는 스펙트럼 에너지이다.

그래프 상에서 유지운동 또한 댐핑특성의 조절을 통해 근 활성화도가 변화하는 경향을 보였는데 이동운동과 달리 인가되는 전류가 증가함에 따라 각 근육의 근 활성화도는 감소하였다. 이는 두 운동 방법상에서의 차이 때문인데 이동운동의 경우 불안정판의 반력에 대해서 지속적으로 힘을 가해 패턴운동을 해야 하는데, 유지운동은 고정된 위치에 도달하면 그 상태를 유지하면 되기 때문에 불안정판 안의 댐핑력이 피험자의 힘을 보조해주는 역할을 하게 되는 것

으로 생각된다. 또한 각 운동방향별로 근 활성도의 증가율을 알아보기 위해 중심방향을 기준으로 각 방향과 인가되는 전류에 따른 증가율을 계산했다(그림 10-A). 전방향에서는 비복근( $p=0.001$ )의 근 활성도 평균증가율이 71%로 가장 크게 나타났고 전경골근( $p=0.025$ ), 가자미근( $p=0.001$ )의 평균증가율도 52%, 53%로 다른 근에 비해 높았다. 비복근과 가자미근은 족저굴곡에 관여하면서 발목을 고정시켜 체중 중심에 대한 수직적 진동을 최소화시키는 근육으로 주로 전방 균형 조절을 하게 되므로 높은 증가율을 보였다. 전경골근은 비복근과 가자미근의 길항근으로써 몸이 앞으로 기울어질 때 단축 수축을 통해 자세의 균형을 유지하는데 주동근인 비복근의 활동을 유연하게 조정하여 정확한 움직임을 일으키게 하는 역할을 하였다.

좌방향에서 내측광근( $p=0.001$ )의 근 활성도 증가율은 인가되는 전류에 따라 각각 260%, 263%, 274%로 높았고 그 외에 대퇴직근( $p=0.025$ )은 88%, 102%, 262%로 높은 증가율을 보였다. 우방향은 다른 방향과 비교해보면 증가율이 낮은 편으로 가장 높은 증가율을 보인 비복근( $p=0.001$ )의 값이 31%, 16%, 23%였고 가자미근( $p=0.001$ )도 약한 증가율을 보였다. 이것은 실험 시 부착한 전극의 위치의 영향인데 좌방향에서는 왼발로 불안정판을 지지하므로 오른발이, 반대로 우방향에서는 왼발이 몸의 균형을 유지하게 된다. 따라서 실험에서는 전극이 부착된 오른발 위주의 근 활성도를 얻게 되므로 좌방향의 근육활성도가 우방향보다 전반적으로 높게 나타났다.

후방향과 전좌방향, 후좌방향에서는 대퇴근막장근( $p=0.045$ ,  $p=0.030$ ,  $p=0.001$ )의 근 활성도 증가율이 가장 높았고 대퇴사두근의 증가율 또한 높았다. 대퇴근막장근과 대퇴사두근은 서로 협동근 관계로 위 세 방향에서 대퇴근막장근이 주동근으로 작용하면 대퇴사두근이 바람직하지 않은 움직임을 줄이면서 각 방향별 유지 운동을 수행하는데 도움을 준다. 그리고, 세 방향 유지 운동 시 대퇴근막장근과 대퇴사두근의 증가율은 인가되는 전류에 따라 증가함을 알 수 있다. 특히, 후방향의 대퇴직근( $p=0.011$ )과 외측광근( $p=0.008$ ), 후좌방향의 대퇴직근( $p=0.012$ )은 댄퍼에 100mA의 전류가 인가되었을 때 0mA보다 3배의 증가율을 보였다. 전우방향에서 가장 높은 근 활성도의 증가율을 보인 근육은 비복근( $p=0.001$ )이고 대퇴근막장근( $p=0.001$ )과 외측광근( $p=0.001$ )의 증가율이 높게 나타났다. 후우방향에서는 대퇴사두근중 고정된 저항에 대항할 때 주로 쓰이는 외측광근( $p=0.001$ )의 증가율이 가장 높았고 대퇴이두근( $p=0.002$ ), 대퇴근막장근( $p=0.001$ )의 증가율도 높게 나타나는 경향을 보였다.

유지운동에서 스펙트럼 에너지를 통해 분석한 근 활성도의 그래프는 인가되는 전류에 따라 감소하는 경향을 보였지만, 근 활성도의 증가율은 대체로 증가했다. 특히 전, 전우, 우방향에서는 비복근의 증가율이 가장 높았고 전좌, 후, 후좌 방향에서는 대퇴근막장근, 좌방향에서는 외측광근, 후우방향에서는 내측광근이 가장 높은 증가율을 보였다. 이 유지운동의 결과는 각 방향별로 특정근육을 활성화시키기 위한 훈련에 적용될 수 있다.

## V. 결론

본 연구는 효율적이고 정량적인 근력 운동에 대한 방법을 모색하기 위해 MR댄퍼가 적용된 불안정판 위에서 이동 운동과 유지 운동을 실시하여 각각의 운동이 어떤 근육을 활성화시킬 수 있는지 정량적으로 고찰하였다.

1. 유지, 이동 운동에서 각 근육은 패턴별, 방향별, 인가되는 전류의 크기에 따라 다른 근 활성도와 근 활성도의 증가율을 보였다.
2. 이동운동의 전후패턴에서는 전경골근, 좌우패턴에서는 대퇴근막장근, 45도와 -45도패턴에서는 대퇴근막장근과 전경골근이 보다 높게 활성화되었고, 불안정판에 인가되는 전류는 근 활성도의 증가율에 영향을 미쳤다.
3. 유지운동에서는 스펙트럼 에너지를 통해 분석한 근 활성도의 증가율이 전, 전우, 우방향에서는 비복근의 증가율이 가장 높았고 전좌, 후, 후좌 방향에서는 대퇴근막장근, 좌방향에서는 외측광근, 후우방향에서는 내측광근이 가장 높은 증가율을 보였다.
4. MR 댄퍼 적용 불안정판 시스템은 유지, 이동 운동패턴에 따라 피험자의 특정근육을 선택적으로 훈련할 수 있는 맞춤형 근력 훈련에 적용할 수 있다.

## REFERENCES

- [1] A. Shumway-Cook, M. Wollacott, *Motor control : Theory and practical applications(second edition)*, Baltimore: Williams & Wilkins, 2001, pp. 4-62.
- [2] M. I. Mohammad , E. Nasu, M. E. Rogers, D. Koizumi, N. L. Rogers , N. Takeshima, "Effects of combined sensory and muscular training on balance in Japanese older adults," *Preventive Medicine*, vol. 39, no. 6, pp. 1148-1155, 2004.
- [3] T. H. Kim, D. S. Oh, "Effects of exercise training on strength and balance for the elderly," *KAUTPT*, vol. 7, no. 1, 2000.
- [4] H. S. Kim, "The effect of progressive exercise on the activities of the elderly," *KAUTPT*, vol. 7, no. 3, pp. 19-33, 2000.
- [5] Y. P. Ivanenko, I. A. Solopova and Y. S. Levik, "The direction of postural instability affects postural reactions to ankle muscle vibration in humans," *Neuroscience Letters*, vol. 292, no. 2, pp. 103-109, 2000.
- [6] Y. J. Piao, M. Yu, T. K. Kwon, J. H. Hwang and N. G. Kim, "Quantitative analysis of the training of equilibrium sense for the elderly using an unstable platform," *J. of Biomedical Engineering Research*, vol. 28, no. 3, pp. 410-416, 2007.
- [7] J. A. Hess, M. Woollacott, "Effect of High-Intensity Strength-Training on Functional Measures of Balance Ability in Balance-Impaired Older Adults," *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, vol. 28, no. 8, pp. 582-590, 2005.
- [8] R. D. Seidler, P. E. Martin, "The effects of short term balance training on the postural control of older adults," *Gait & Posture*, vol. 6, no. 3, pp. 224-236, 1997.
- [9] J. G. Webster, J. W. Clark, "Medical Instrumentation - application and Design(2nd edition)," Houghton Mifflin Co., pp. 150 - 2211, 1992.

- [10] U. Kuruganti, P. Parker, J. Rickards, M. Tingley, "Strength and muscle coactivation in older adults after lower limb strength training," *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 36, no. 9, pp. 761-766, 2006.
- [11] C. M. Hall, L. T. Brody, *Therapeutic exercise-Moving toward function*, Washington, US: Lippincott Williams & Wilkins Inc., 2004, pp. 139 - 155.
- [12] D. A. Neumann, *Kinesiology of the Musculoskeletal System*, Wisconsin, US: Elsevier, 2002, pp. 45-59.
- [13] G. L. Almeida, R. L. Carvalho, V. L. Talis, "Postural strategy to keep balance on the seesaw," *Gait & Posture*, vol. 23, no.1, pp. 17-21, 2006.
- [14] L. M. Latash, *Neurophysiological Basis of Movement*, Pennsylvania, US: Human Kinetics, 1998, pp. 50, 69, 193-202.
- [15] B. D. Jenkins, *Functional Anatomy of the Limbs and Back*, Alton, Illinois: W. B. SAUNDERS Company, 1999, pp. 347-387.
- [16] LORD Technical Date, "RD-1005-3 Damper" LORD Corporation, <http://www.lord.com>.
- [17] L. A. Bolala, T. L. Uhl, "Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 17, no.1, pp. 102 - 111, 2007.