

MR 댐퍼 적용 불안정판을 이용한 재활 훈련시스템 개발

Development of Rehabilitation Training System Using Unstable Platform with Magneto-Rheological Damper

최 윤 정, 박 용 군, 허 민, 권 대 규, 황 지 혜, 김 동 욱, 김 남 균*

(Youn-Jung Choi, Yong-Jun Piao, Min Heo, Tae-Kyu Kwon, Ji Hye Hwang, Dong-Wook Kim, and Nam-Gyun Kim)

Abstract : The purpose of this paper was to develop a rehabilitation training system which is controlled by electric currents to the Magneto-Rheological dampers system. This system provided the function for the training of the unbalance of the lower extremities. 10 subjects executed the tracing and moving exercises which are presented through the display monitor and confirmed own the capability of performance on the task. The electromyographies of the four muscles in lower extremities were recorded and analyzed in the time and frequency domain: the muscles of interest were rectus femoris, biceps femoris, gastrocnemius, tibialis anterior. The experimental results showed that subjects had a task under feedback mode then subjects improve the capability of performance, increasing the in time, decreasing the out time and the distance of body shift. The moving average EMG, spectral energy of four muscle is lower the feedback mode than the constant mode. This could aid the hemiplegic patients to train more easily.

Keywords : magneto-rheological damper, unstable platform, rehabilitation training, feedback control

I. 서론

뇌의 혈액순환 장애에 의해서 일어나는 급격한 의식장애와 운동마비를 수반하는 뇌졸중 후 나타나는 마비 형태인 편마비는 운동장애, 인지 및 지각장애, 언어 장애 등으로 인한 일상 생활동작의 많은 장애가 나타날 수 있으며[1], 편마비로 인한 운동장애는 비대칭적 자세, 균형반응 장애, 보행능력 저하, 그리고 섬세한 기능을 수행하는 운동능력 상실 등과 같은 문제점을 가지게 된다[2].

대부분의 편마비 환자는 불균형한 기립자세를 보이며, 체중의 많은 부분을 손상되지 않은 하지 쪽에 지지함으로써 구조적 불균형으로 인접 근육과 관절부위 동작의 유연함이나 자연스러움이 없어져 중력으로부터 보상하려는 작용들에 의해 인체의 불균형과 부조화를 초래한다[3]. 따라서 편마비 환자의 재활치료는 운동 패턴의 비대칭성을 감소시켜 균형 잡힌 기립자세를 취할 수 있도록 설정하는 것이 매우 중요하다[4].

현재 하지의 편마비 재활에는 모래주머니, S.Q.X (Quadriceps Setting Exercise), 장비를 이용한 ROM(Range of Motion)측정 및 훈련, 평행봉 등이 사용되고 있다[5-6]. 이와 같은 방법은 환측 위주의 재활방법으로 단조로우며 환자의

훈련 성취도를 정량적으로 분석할 수가 없다. 이러한 문제점 해결 방안으로 과제 성취도는 환자의 재활의지에 긍정적인 영향을 미칠 수 있는 중요한 파라미터로 활용될 수 있고, 환자의 환측 하지의 운동 상황을 실시간 제어를 통해 보조해 주는 것은 환자의 재활훈련의 효과를 높일 수 있다.

불안정판을 이용한 자세균형 및 근력훈련에 관한 연구로써는 Ivanenko[7] 등은 발지지 반력에 의한 불안정판에서의 자세균형 효과를 연구하였다. 그리고 박용군[8] 등은 불안정판을 이용한 고령자를 위한 평형감각 훈련의 정량적 분석을 통하여 평형감각 저하나 손상 등으로 균형 장애가 있는 노인이나 환자의 자세균형 훈련효과를 분석하였다.

현재 보고된 근력운동의 방법에는 상업화된 헬스(hammerstrength 등), 재활기구(biodex, maxicam, cybex 등)를 이용하여 일정기간 훈련하거나, 저항성 체조를 반복하게 하는 형태, 저항성 운동에 고무 밴드를 적용한 형태 등이 있다[9-13]. 이전에는 운동이 지닌 많은 장점에도 불구하고 노인에게는 많은 부작용이 초래한다고 인식되어 왔다. 그러나 최근에는 건강 증진에 있어 근력운동의 긍정적인 효과가 부각되고 있다.

본 연구에서는 자기유동유체에 의해 작동되는 MR (Magneto-Rheological) 댐퍼 적용 불안정판에서 PWM 반능동 피드백 제어에 따른 피험자의 과제 성취도와 근육의 특성을 알아보고 피드백 제어의 효과를 고찰하고자 하였다.

II. 시스템 구성

1. 하드웨어 구성

그림 1은 MR 댐퍼가 장착된 불안정판 시스템으로 크게 불안정판 장치와 훈련 모니터링 장치로 구성된다. 시스템의 구성은 MR 댐퍼의 댐핑 정도를 조절하는 제어기와 훈련 시 피험자의 안전을 위해 설치된 안정장치 프레임, MR 댐

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2007. 12. 27., 채택확정: 2008. 1. 5.

최윤정, 허 민: 전북대 대학원 헬스케어공학과
(cyj114@chonbuk.ac.kr/heomin1202@hanmail.net)

박용군: 전북대 대학원 의용생체공학과(yjpio@chonbuk.ac.kr)

권대규, 김동욱: 전북대 바이오메디컬공학부

(kwon10@chonbuk.ac.kr/biomed@chonbuk.ac.kr)

황지혜: 성균관대학교 의과대학 재활의학교실(hwanglee@skku.edu)

김남균: 전북대 바이오메디컬공학부(ngkim@chonbuk.ac.kr)

※ 이 논문 또는 저서는 2007년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(지방연구중심 대학육성사업/헬스케어기술개발사업).

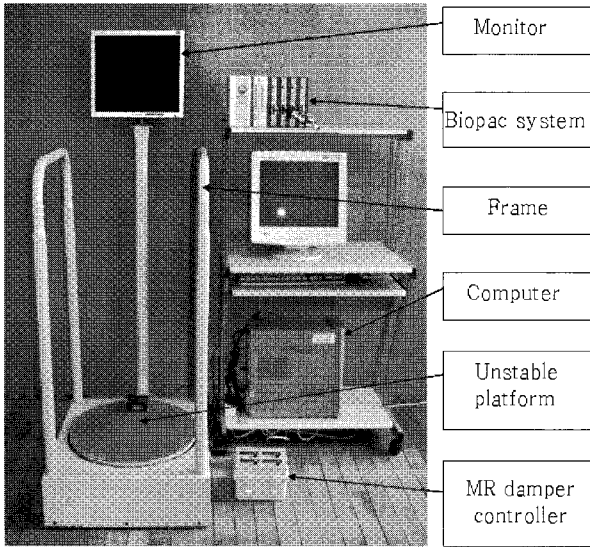


그림 1. MR 댐퍼가 장착된 불안정판 시스템.
Fig. 1. Training system using an unstable platform with MR dampers.

퍼가 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 500mm, 두께 20mm의 원형이다.

MR 댐퍼는 반응동 제어장치의 일종으로써, MR 유체 내에 미세하고 자성을 띤 입자를 포함하여, 평상시에는 일반적인 점성유체처럼 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. 내장된 MR 댐퍼(RD-1005-3 damper)는 불안정판 하부에 90도 간격으로 4개가 위치되어 있다. 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 MR 댐퍼에 인가하는 전류량을 조절하는데 미국 Lord 사의 댐퍼 컨트롤러 제어 방식인 PWM (Pulse Width Modulation) 제어를 사용하였으며, 외부의 아날로그 입력값 변환용 A/D컨버터가 내장된 프로세서와 소전류를 증폭하기 위한 앰프 및 비교기 등으로 구성하였다.

그림 2는 MR 댐퍼 제어기의 PCB 모듈로 MR 댐퍼의 안정화 구동을 위하여 입력부 센서의 신호로부터 마이크로프로세서로의 A/D컨버터를 거쳐 제어부에 도달하면 제어알고리즘에 의해 해당된 설정값의 전류를 비교기에 보내고 이어 MR 댐퍼로부터 수집된 전류값과 비교한 후 전류를 가감하는 PWM 전류 제어방식을 적용하였다. 그림 3은 본 연구에서 개발한 제어기를 이용하여 PWM 전류 제어방식에서 듀티율 20.78%일 경우 MR 댐퍼에 인가된 제어 전류 값을 표시하고 있다. 인가된 전류에 의한 댐핑특성은 Lord

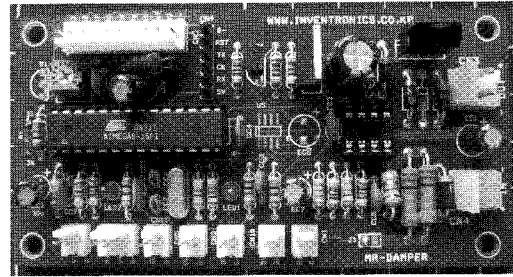


그림 2. MR 댐퍼 제어기 PCB 모듈.
Fig. 2. PCB module of MR damper controller.

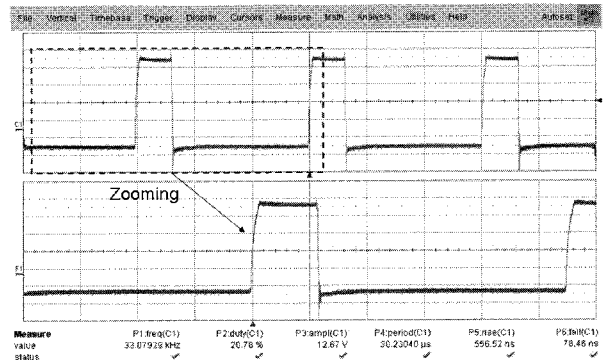


그림 3. MR 댐퍼에 인가된 펄스폭 변조의 듀티율 20.78%의 전류 입력 결과.
Fig. 3. Current input result of duty ratio 20.78% of pulse width modulation to MR damper.

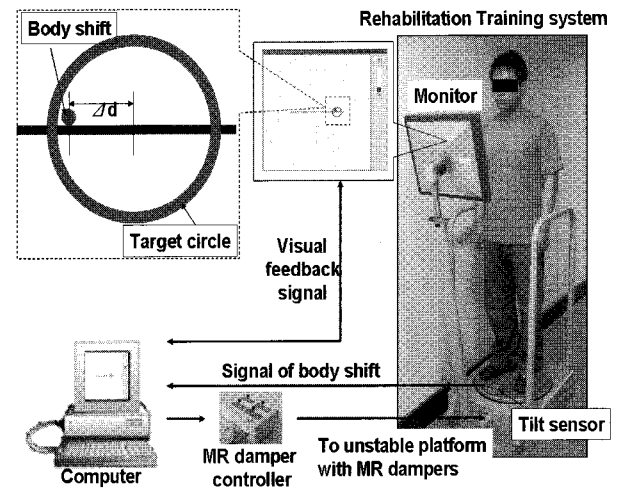


그림 4. MR 댐퍼가 장착된 불안정판 시스템의 블록 다이어그램.
Fig. 4. Block diagram for unstable platform with MR damper.

Co.의 RD-1005-3 MR 댐퍼의 기술적 데이터(technical data) 특성자료에 나타나 있다[9]. 훈련 모니터링 장치는 훈련 시 불안정판의 기울기 각도 측정을 통해 피험자의 신체 이동도(body shift)를 실시간으로 보여준다.

그림 4는 MR 댐퍼가 장착된 불안정판 시스템의 블록 다이어그램으로 MR 댐퍼가 장착된 불안정판의 기울기센서에

서 나온 신호를 데이터 수집보드에서 받아들인다. 수집보드가 MR 댐퍼 제어기에 출력 신호를 내보내면 제어기는 MR 댐퍼에 인가되는 전류를 변화시키게 된다. 본 연구에서는 시스템을 이용하여 일정모드와 피드백모드로 동일한 타겟 추적운동 프로그램을 수행하고 모드별로 과제 성취도와 근활성도를 정량적으로 고찰하고자 한다.

2. 소프트웨어 구성

본 연구에서 재활 훈련 및 평가를 위하여 피험자 관리, 장치 설치, 훈련 프로그램, 분석으로 구성된 소프트웨어를 개발하였다. 그림 5는 근력 증진을 위한 훈련 소프트웨어 구성도이다. 피험자 관리에서 피험자의 개인정보를 입력함과 동시에 피험자의 데이터 폴더가 생성되어 피험자 관리를 편리하게 할 수 있다. 장치 설치는 불안정판의 기울기 센서(tilt sensor)에서 나오는 데이터를 수집하기 위해서 디바이스(device) 번호, 데이터 통신 채널과 데이터 수집 속도를 설정하고 장치의 보정(calibration)을 위해 영점 자동 조정기능을 사용하였다.

훈련 프로그램에서는 발판을 모니터를 통해 정해진 방향으로 누르면서 훈련하는 발판 누르기 훈련 즉, 순발력 훈련 프로그램으로 피험자가 선택된 방향에 따라 교차적으로 생

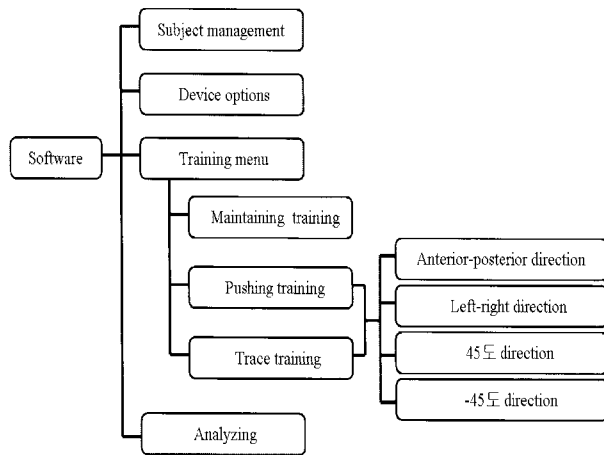
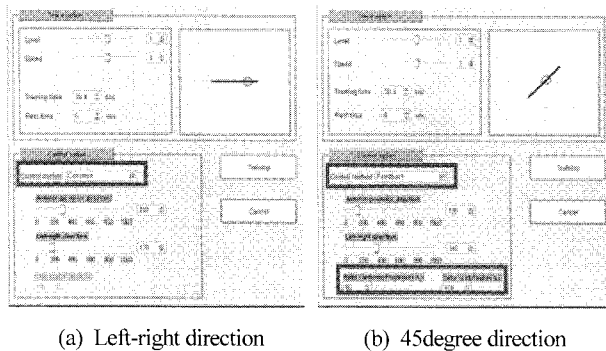


그림 5. 근력 증진을 위한 훈련 소프트웨어 구성.

Fig. 5. Software configurations of training system for improving postural control.



(a) Left-right direction

(b) 45degree direction

그림 6. 타겟 추적 운동 프로그램.

Fig. 6. Training program for tracing exercises.

성되는 목표 원으로 신체이탈도를 옮기는 훈련이다. 훈련 프로그램은 목표 추적 운동인 지구력훈련 프로그램으로 피험자가 자신의 신체이탈도를 목표 원 안에 위치하게 하여 주어진 궤적을 따라 이동하는 타겟 추적 운동(그림 6)이다.

훈련 강도는 MR 댐퍼 제어기에 인가되는 전류값에 의해 조절 할 수 있고 훈련의 방향은 전후방향, 좌우방향, 45° 방향, -45° 방향의 직선 운동이 가능하다. 또한 평형감각 훈련효과 분석을 위하여 훈련 후 훈련시간 동안의 COP 이동 궤적, 과제 성취도와 근육의 특성을 목표 원 안과 밖에 머무는 시간(in/out time of target circle), 이탈 궤적거리(trace distance of deviation)를 표와 그래프로 나타냄으로써 훈련의 효과를 분석하고자 하였다. 훈련 소프트웨어는 National Instruments사의 LabVIEW 8.0 프로그램으로 개발하였다.

3. MR 댐퍼 제어 방법

본 훈련장치의 MR 댐퍼 제어는 일정 모드제어와 피드백 제어모드를 적용하였다. 그림 7은 MR 댐퍼 제어 방법에 대한 순서도를 나타내고 있다. 일정 모드 제어는 과제 수행 시간 동안 MR 댐퍼의 댐핑력을 일정하게 유지하는 방법이고, 피드백 제어는 불안정판에 내장된 두 개의 기울기 센서에 의한 피험자의 신체이탈도와 목표(target) 원의 속도 또는 목표 원과의 거리의 비교에 의해 수행된다. 특히 피드백 제어에서는 피험자의 환측 수행능력 저하를 고려하여 양발의 수행능력의 차이를 비율로 입력하게 된다. 따라서 타겟 추적 훈련 프로그램의 경우 피험자의 신체이탈도가 목표 원보다 빠르게 이동하려하면 댐핑력을 높여주고, 목표 원을 따라가지 못할 경우에 댐핑력을 줄여주어서 과제 수행 능력을 높여주게 된다. 즉, 피험자의 신체 이탈도와 목표 원의 중심의 거리를 통해 피드백 제어가 이루어지게 된다.

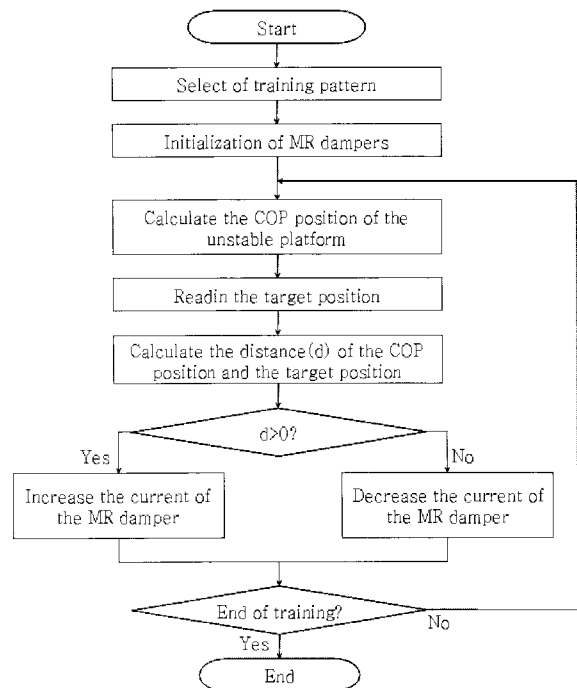


그림 7. 피드백 제어 순서도.

Fig. 7. Flow chart for feedback control of MR damper.

MR 댐퍼의 댐핑력 조절은 다음 (1)을 이용하였다.

$$IMR = (Id \times R)(1 + \Delta d) \tag{1}$$

여기서, IMR : MR 댐퍼에 인가된 전류값, Id : MR 댐퍼 초기 설정 전류값, R : 좌우 발의 수행능력 비율, Δd : 피험자의 신체 이탈도와 타겟원의 중심과의 거리($-1 < \Delta d < 1$)를 나타낸다.

III. 실험장치 및 방법

1. 실험대상 및 절차

본 연구는 평균연령 25.4±2.88세의 남자 8명(평균 신장 178.25±6.65cm, 평균체중 73±5.7kg) 여자 2명(평균 신장 168.5±3.5cm, 평균체중 48±2.8kg)을 대상으로 하였다. 본 실험은 시스템의 피드백 제어 효과를 알아보기 위해 정상 성인에게 구속조건을 적용하여 구속조건 유무에 따른 과제 성취도와 근력 특성을 고찰하고자 하였다. 구속조건은 개발 중인 슬관절 보조기의 캐스터를 이용한 것으로 그림 8(b)와 같이 피험자가 무릎을 굽힐 수 없도록 제약조건을 주어 다리의 움직임을 제한하였다. 주어진 과제는 상하, 좌우, 45°, -45° 방향의 타겟을 추적하는 것으로 일정모드에서 구속조건이 없는 상태와 구속조건이 주어진 상태, 피드백모드에서 구속조건이 주어진 상태로 실시하였다. 하나의 과제 수행 후 60초의 휴식을 갖게 하여 피험자의 근피로도를 감소시켰다.

2. 데이터 수집 및 분석

근력측정을 하기 위해 MP150(BIOPAC Systems, Inc.)을 사용하였고 샘플링률 1000, 증폭비 1000배, 5 Hz~500 Hz의 대역 통과 필터(band pass filter)를 사용하여 근전도 신호를 얻었다. 전극은 직경 20mm인 원형타입의 EL500(BIOPAC System, Inc.)을 사용하였다. 본 실험에서 EMG를 측정할 근육은 하지의 주요 근육 중 선정한 것으로 대퇴직근과 대퇴

이두근은 하퇴의 신전과 대퇴의 굴곡에 관여하여 슬관절의 움직임을 유발한다.

비복근은 발목관절의 족저굴곡에 관여하면서 발목을 고정시켜 체중 중심에 대한 수직적 진동을 최소화시키는 근육으로 주로 전방 균형 조절을 한다. 그리고 전경골근은 비복근의 길항근으로써 몸이 앞으로 기울어질 때 단축 수축을 통해 자세의 균형을 유지하는데 주동근인 비복근의 활동을 유연하게 조정하여 정확한 움직임을 일으키게 하는 역할을 한다(그림 8(c)).

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. 주파수 분석법으로 주로 이용되는 근전도 파워 스펙트럼(power spectrum)을 통해 데이터를 분석하였다. 측정된 근전도 신호는 서로 다른 사람의 근육들로부터 처리된 근전도 신호의 강도를 비교하기 위해 m-DYN(mean dynamic activity)방법을 사용해서 공통의 기준신호로 표준화하였다[10]. 표준화된 근전도 신호는 FFT(Fast Fourier Transform)를 통해 주파수 분석을 하였고 근 활성도를 고찰하기 위해 확률 밀도함수를 구하여 스펙트럼 에너지를 계산하였으며 통계분석을 위해 SPSS 12.0 프로그램의 paired t-test로 결과 값의 유의성을 분석했다.

IV. 결과 및 고찰

본 연구에서는 MR 불안정판 위에서 MR 댐퍼에 의한 피드백 제어에 따른 피험자의 과제 성취도와 근육의 특성 목표 원 안과 밖에 머무는 시간, 이탈 궤적거리 그리고 근전도를 측정하였다.

1. 구속조건 유무에 따른 피험자의 성취도 평가

표 1은 구속조건 유무에 따른 피험자의 성취도표이다. 여기서 목표 원 안의 시간은 한 개의 과제 수행 동안 피험자의 신체 이탈도가 목표 원 안에 위치하는 시간을 의미하고, 목표 원 밖의 시간은 신체이탈도가 목표 원을 벗어나는 시간이며 이탈 궤적거리는 신체이탈도 궤적의 길이를 나타낸다. 여기서 성취도는 과제 수행 시간 중 목표 원 안의 시간의 비율로 계산하였다. 동일한 구속조건 하에서 MR 댐퍼의 댐핑력에 따른 피드백의 유무에 따라 피험자의 성취도는 다르게 나타났다($P=0.002$). 구속조건이 주어진 상태에서 전후방향의 과제 수행 시 불안정판이 일정모드에 의해 조절될 때 피험자의 성취도는 81.9%였고, 피드백모드 시에는 92.8%로 정상 상태에서 동일 과제 수행 성취도(99.1%)에 근접하였다. 좌우방향의 과제 수행 시에는 일정모드의 성취도가 86.7%, 피드백모드는 98.1%였으며, 45° 방향 과제에서는 일정모드 82.1%, 피드백모드 97.3%로 피드백 제어 하에서도 정상상태의 성취도와 근소한 차이를 나타냈다. -45° 방향 과제에서는 일정모드에서 82.8%, 피드백모드에서 98.1%로 피드백 제어를 통해 5.3%의 성취도 증가를 보였다.

그림 9는 이탈 궤적 거리의 증가율을 제어방법에 따라 비교한 그래프로 가로축은 과제의 방향, 세로축은 이탈궤적 거리의 증가율을 나타내는데 이 증가율은 정상상태에서 과제수행 시 나타난 이탈궤적 거리를 기준으로 하여 계산되

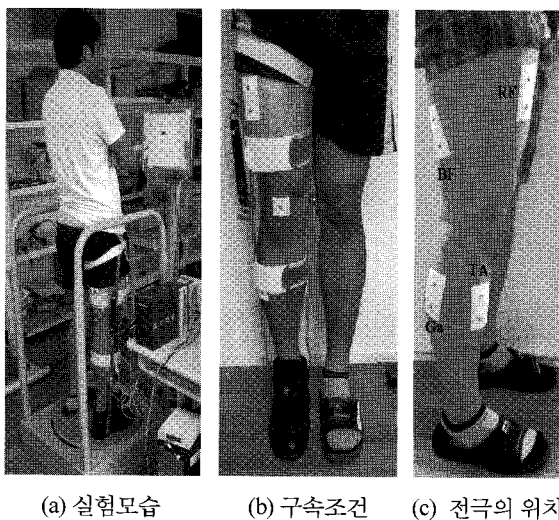


그림 8. 피드백 제어 실험 구성.
Fig. 8. Configuration for training of feedback control of MR dampers: (a) figuration of experiment (b) condition of restriction (c) Locations for EMG measurements.

표 1. 구속조건 유무에 따른 피험자의 성취도.

Table 1. Subject's achievement with/without condition of restriction.

	In time[s]			Out time[s]			Distance[cm]		
	C		F	C		F	C		F
	N	ab-N	ab-N	N	ab-N	ab-N	N	ab-N	ab-N
AP	38.07±1.45	31.47±2.88	35.65±0.95	0.32±0.18	6.93±2.88	2.74±0.62	0.39±0.07	0.65±0.17	0.47±0.05
LR	38.18±0.35	33.3±2.1	37.69±0.75	0.21±0.08	5.09±2.1	0.71±0.30	0.36±0.07	0.82±0.17	0.42±0.1
45°	38.04±0.44	31.55±2.57	37.39±0.82	0.37±0.49	6.84±2.57	1.0±0.82	0.35±0.07	0.67±0.11	0.38±0.08
-45°	38.09±0.39	31.79±2.67	37.7±0.65	0.30±0.19	6.60±2.67	0.69±0.24	0.37±0.07	0.66±0.1	0.39±0.08

C: constant mode, F: feedback mode, N: normal, ab-N: abnormal

었다. 구속조건 하에서 일정모드가 주어졌을 때 전후방향 과제에서는 정상상태보다 이탈제적 거리가 95% 증가하였고 이것은 피드백 제어를 통해 3배 이상 감소하였다. 좌우 방향과 45° 방향 과제에서는 일정모드에서 152%, 94%, 피드백 모드에서 33%, 21%로 각각 증가하였다. -45° 방향 과제 수행 시 피드백모드에서 18%로 일정모드보다 이탈제적 거리가 5배 이상 감소하였다. 즉, 피험자는 피드백모드에서 일정모드보다 목표 원 안의 시간이 증가하였고(P = 0.002), 목표 원 밖의 시간과 이탈 제적거리는 감소하여(P = 0.002, 0.004) 과제 수행능력이 높아짐을 알 수 있다. 또한 구속조건을 주었더라도 피험자는 정상 성인과 비슷한 과제 수행 능력을 나타냈다. 따라서 MR 댄퍼에 의한 피드백 제어는 움직임에 제약이 있는 피험자의 운동은 보다 원활하게 할 수 있도록 도와주는 것을 알 수 있었다. MR 댄퍼에 의한 댄핑력이 일정하게 유지되는 일정모드의 경우 구속조건의 유무에 따라 피험자의 과제 수행 능력에서 차이를 보였다(p = 0.001).

이는 본 실험의 피험자군이 정상 성인이지만 다리의 움직임에 제약을 줌으로써 편마비 환자와 유사한 실험조건으로 구성하여 실험을 실시하였기 때문이다. 또한 본 훈련 프로그램은 과제수행 시 모니터에 제시된 목표 원에 시선을 계속 유지하게 하는 추적 안구운동을 실시함으로써 뇌와 눈을 포함하는 시각계에 대한 물리치료의 일환으로 고려될 수 있다[11].

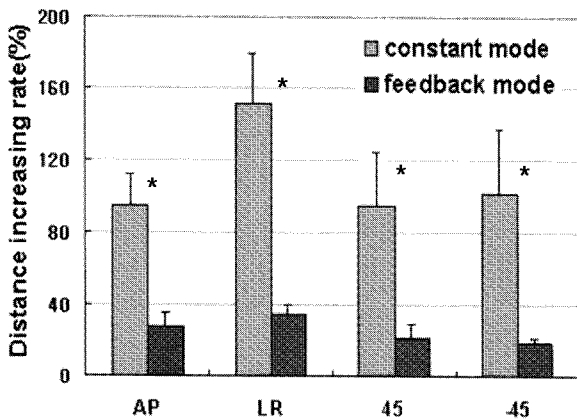


그림 9. 피드백제어의 유무에 따른 이탈 제적 거리 증가율.

Fig. 9. Increasing rate of distance with/without feedback control.

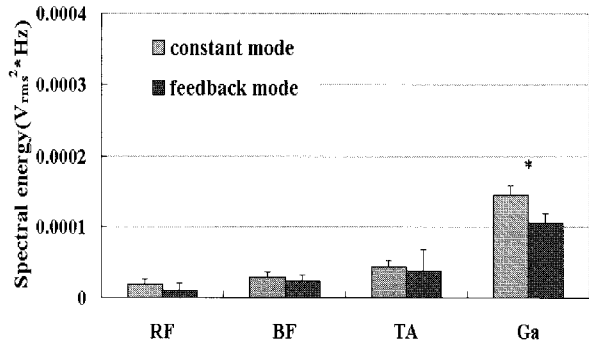
2. 피드백 제어의 유무에 따른 EMG 평가

그림 10은 과제 수행 시 피드백제어의 유무에 따른 근육별 스펙트럼 에너지(spectral energy)를 나타낸 그래프로 가로축은 전극이 부착된 근육, 세로축은 근육활성도를 표현하는 스펙트럼 에너지이다. 네 방향의 타겟 추적 훈련 과제에서 네 개의 근육 모두 피드백 제어 시 일정 모드보다 낮은 스펙트럼 에너지를 나타냈다.

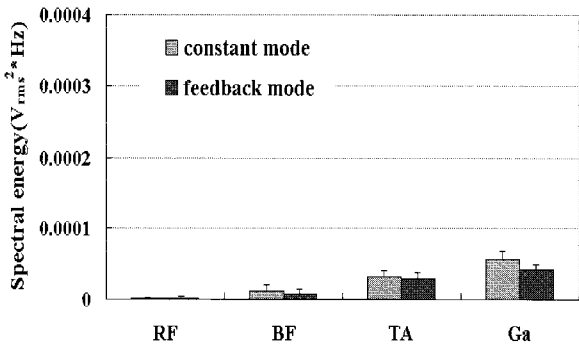
특히 전후, -45° 방향 과제 수행시의 비복근과 45° 방향 과제에서 전경골근, 비복근에서 유의한 결과를 보였다. 전후 과제를 일정모드에서 수행했을 때 비복근의 스펙트럼 에너지는 0.00014Vrms²Hz, 피드백모드에서는 0.00010Vrms²Hz이었다. 45° 과제를 일정모드에서 수행했을 때 전경골근과 비복근은 각각 0.00010, 0.00032Vrms²Hz, 피드백 조건이 주어진 상태로 일정모드와 피드백 모드에서 동일 과제 수행 시 적은 근 사용량으로 피험자의 성취도를 증진시킴으로써 훈련에 대한 동기를 부여할 수 있어 훈련의 효율을 높일 수 있다. 또한 피험자의 근육의 사용량은 MR 댄퍼의 초기 댄핑력을 높여서 점진적으로 증가시킬 수 있다. 그리고 하지의 하퇴부 근육인 비복근과 전경골근의 근활성도가 다른 근육의 활성도보다 높았는데 이는 두 근육이 불안한 기저면에서 직립으로 서있는 균형유지에 큰 영향을 미치는 근육이기 때문이다.

피험자가 기립자세에서 전후 흔들림을 조절할 때 발목 전략(ankle strategy)과 고관절 전략(hip strategy)을 다양하게 혼합하여 사용하게 되는데 발목 전략은 주로 족관절 주위로 인체운동을 중심화하여 인체 중심을 안정된 위치로 회복시키는 것이고, 고관절 전략은 족관절의 반대 회전과 함께 고관절에서 크고 빠른 움직임을 발생시킨다. 본 실험에서 피험자는 구속 조건에 의한 제약에 의해 과제 수행 시 고관절 전략에 비해 발목 전략이 주로 사용되었음을 의미한다.

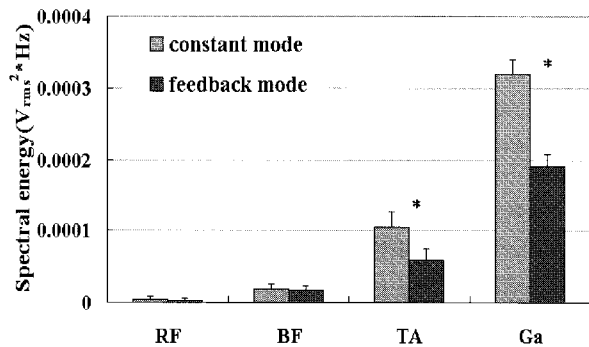
그림 11은 시평면 분석을 통한 이동 평균 근전도(moving average EMG)를 나타낸 그래프로 가로축은 시간 및 이동 방향, 세로축은 시간에 따라 변화하는 EMG의 이동 평균값이다. 하나의 과제는 목표 원의 움직이는 방향에 따라 중심에서 오른쪽(center to right), 오른쪽에서 중심(right to center), 중심에서 왼쪽(center to left), 왼쪽에서 중심(left to center)의 네 부분으로 나뉜다. EMG를 측정된 네 개의 근육 중 대퇴이두근을 제외한 나머지 근육은 모두 통계적으로 유의성



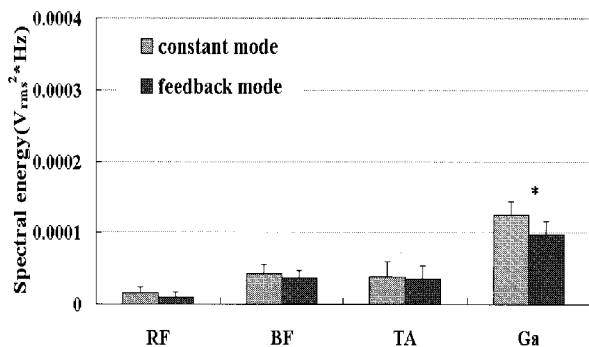
(a) Anterior-posterior direction



(b) Left-right direction

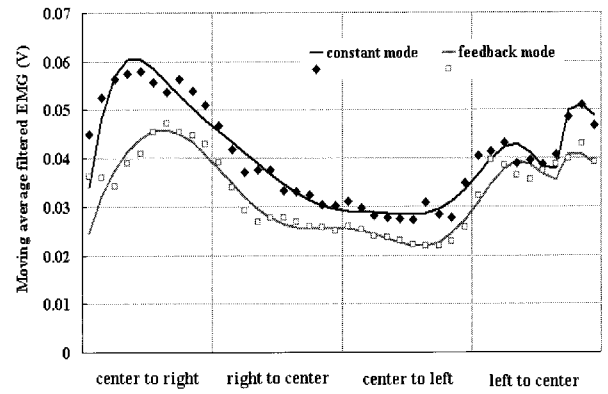


(c) 45° direction

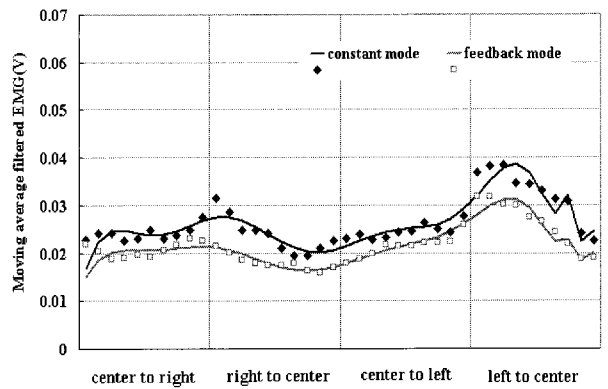


(d) -45° direction

그림 10. 피드백제어의 유무에 따른 근육별 spectral energy.
Fig. 10. Spectral energy of EMG signals in different muscles with/without feedback control.



(a) Gastrocnemius



(b) Tibialis anterior

그림 11. 과제 수행 시 피드백 제어의 유무에 따른 근육별 이동 평균 EMG.

Fig. 11. Moving average EMG of EMG signals in different muscles with/without feedback control.

을 얻었다(대퇴직근(p=0.001), 비복근(p=0.001), 전경골근(p=0.001)).

이 중 특히 하지의 하퇴부 근육인 비복근과 전경골근의 근활성도가 높았는데 이는 두 근육이 불안한 기저면에서 직립으로 서있는 균형유지에 큰 영향을 미치는 근육임을 의미한다. 또한 본 연구에서는 EMG 측정 하지가 오른쪽이므로 오른쪽하지가 주로 사용되는 중심에서 오른쪽(center to right), 왼쪽에서 중심(left to center)방향의 구간에서 다른 두 구간에 비해 높은 근활성도가 관찰되었다.

V. 결론

본 연구에서는 불안정판 위에서 MR 댐퍼에 의한 PWM 피드백 제어에 따른 피험자의 과제 성취도와 근육의 특성을 고찰하고 피드백 제어의 효과를 고찰하고자 하였다.

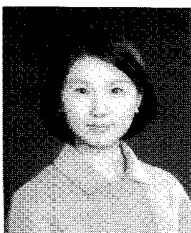
1. PWM 피드백 제어의 유무에 따라 피드백이 주어질 때 피험자의 목표 원 안의 시간은 증가하였고, 목표 원 밖의 시간과 이탈 궤적거리는 감소하여 피험자의 과제 수행 능력을 향상되었다.

2. 네 개 근육의 스펙트럼 에너지는 피드백 모드가 일정 모드보다 낮은 근육 사용량을 나타냄으로써 동일 과제 수행 시 에너지 효율 측면에서 보다 효율적이다.

3. 본 MR 댐퍼 적용 불안정판 시스템은 운동패턴에 따라 피험자의 특정근육을 선택적으로 훈련할 수 있는 맞춤형 근력 훈련에 적용할 수 있고, 부분적 편마비 환자의 신체적 어려움을 덜 수 있게 도움을 줄 수 있는 재활장치로 적용될 수 있다.

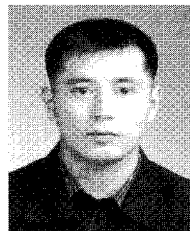
참고문헌

- [1] C. Gowland, H. Bruinin, J. Basmajian, "Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke," *Physics Therapy*, vol. 72, pp. 624-633, 1992.
- [2] J. H. Carr, R. B. Shepherd, "Investigation of a new motor assessment scale for stroke patient," *Physics Therapy*, vol. 65, pp. 175-180, 1985.
- [3] R. Dickstein, S. Hecherman, T. Pillar, "Platform training and postural stability in hemiplegia," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 71, pp. 365-371, 1990.
- [4] J. C. wall, G. I. Turnbull, "Gait asymmetries in residual hemiplegia," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 67, pp. 550-553, 1986.
- [5] C. Yeh, J. J. Chen, K. H. Tsai, "Quantitative analysis of ankle hypertonia after prolonged stretch in subjects with stroke," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 137, pp. 305-314, 2004.
- [6] S. H. Kim, R. J. Park, "Task oriented approach of hemiparetic patients," *The Korean Society of Physical Therapy*, vol. 16, pp. 54-62, 2004.
- [7] Y. P. Ivanenko, I. A. Solopova, 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.
- [8] Y. J. Piao, M. Yu, T. K. Kwon, J. H. Hwang, 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.
- [9] LORD Technical Date, "RD-1005-3 Damper" LORD Corporation, <http://www.lord.com>.
- [10] L. A. Bolala, T. L. Uhl, "Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 17, pp. 102-111, 2007.
- [11] B. O. Koo, S. S. Bae, H. S. Kim, D. H. Lee, "The effect of eye movement on balance improvement by plegia side of adult hemiplegic patient," *The Korean Society of Physical Therapy*, vol. 14, pp. 1-19, 2002.
- [12] 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.
- [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.



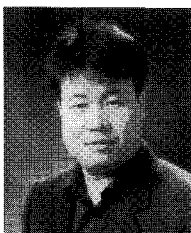
최 윤 정

2005년 전북대 기계항공시스템공학부 졸업. 대학원 헬스케어공학과 석사과정. 관심분야는 자세균형시스템 및 응용.



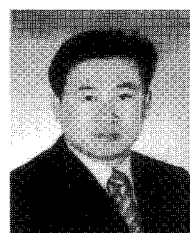
박 용 군

1994년 중국 연변대학 물리학과 졸업. 2005년 전북대 의용생체공학과 석사. 동 대학원 박사과정, 관심분야는 자세균형시스템 및 응용.



허 민

2001년 전북대 정밀기계공학과 졸업. 동 대학원 석사. 대학원 헬스케어공학과 박사과정. 관심분야는 바이오메카트로닉스, 바이오시스템 제어 및 응용, 전자회로 및 기계설계.

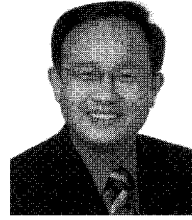


권 대 규

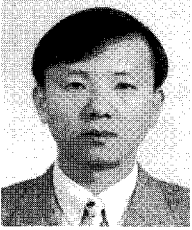
1999년 일본 Tohoku 대학 기계전자공학과 박사. 2004년~현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 조교수. 관심분야는 바이오메카트로닉스, 바이오시스템 제어 및 응용.

**황 지 혜**

1989년 가톨릭의대 졸업. 1993년 재활의학과 전문의 자격 취득. 2000년 가톨릭의대 동 대학원 박사. 2004년~현재 성균관의대 재활의학과 부교수. 관심분야는 임상 생역학, 스포츠의학 및 족부의학.

**김 동 우**

1988년 전북대 기계공학과 졸업. 1990년 동 대학원 석사. 1992년 일본 Hokkaido 대학 생체공학과 석사. 1995년 동 대학원 박사. 2000년~2006년 순천향대학교 정보기술공학부 조교수. 2006년~현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 부교수. 관심분야는 실버공학 및 감각정보공학.

**김 남 균**

1987년 프랑스 루이 파스퇴르 대학 박사. 현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수. 한국과학재단 전문위원. 관심분야는 감각운동협응, 휴먼 인터페이스, 재활훈련 및 치료기기.