

MR 회전형 브레이크를 이용한 하지 근력 증진용 헬스 자전거 개발

윤영일¹, 권대규^{2,3}, 김동욱^{2,3}, 김정자^{2,3}, 김남균^{2,3}

¹전북대학교 대학원 헬스케어공학과

²전북대학교 공과대학 생체정보공학부

³전북대학교 실버공학연구센터

Development of a Health Bicycle for Improving the Muscle Strength of Lower Limb using MR Rotary Brake

Y. I. Yoon¹, T. K. Kwon^{2,3}, D. W. Kim^{2,3}, J. J. Kim^{2,3}, N. G. Kim^{2,3}

¹Dept. of Healthcare Engineering Graduate School, Chonbuk National Univ.

²Div. of Biomedical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National Univ.

³Bioengineering Research Center for Aged, Chonbuk National Univ.

(Received May 22, 2007. Accepted December 13, 2007)

Abstract

In this study, a new bicycle system was developed to improve muscular strength using the Magneto-Rheological(MR) rotary brake. The friction load of the MR rotary brake is adjusted according to muscle strength of the subjects. The characteristic of muscular strength was studied with various friction loads of MR rotary brake. The friction load was occurred with the current, applied to the MR rotary brake. Experiments was composed of several cycling trials for various friction loads. In training programs involving muscle improvement, it is necessary to confirm muscle activity and fatigue. To measure the muscle activity and fatigue, EMG signals of rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), tensor fasciae latae (TFL), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VAS), gastrocnemius (GAS), tibialis anterior (TA) and soleus (SOL) muscles were collected with surface electromyography and analyzed into time and frequency domain. The experimental results showed that the muscle activity according to the applied current to the MR rotary brake was significantly different. The more the current was applied, the higher value of the integrated EMG (IEMG) was obtained. Especially, the magnitude of IEMG of the RF, BF, TFL and VL varied in direct proportion to the current. However, there was not significant in the median frequency as the cycling time continue

Key words : MR rotary brake, muscles fatigue, EMG

1. 서론

지금 우리나라는 빠르게 고령사회로 진입하고 있고[1], 이러한 고령 인구의 높은 증가율은 노인에 대한 사회적인 관심을 증가시키고 있다. 고령 인구 증가에 따른 사회문제는 대부분 노인들이 육체적, 정신적 노화에 따라 정상적인 생활을 수행할 수 없

기 때문에 발생한다. 노인들이 걷기, 계단 오르기, 일어나기 등과 같은 일상생활에 필요한 기본 동작을 수행하기 위해서는 최소한의 하지 근력이 요구된다.

노인의 하지근력에 관한 연구에서, Brown 등은 노인의 하지 근력이 보행능력, 균형능력과 높은 상관관계가 있다는 것을 규명하였다[2]. 또한, 노인 환자의 하지 근력이 약화되었을 때 낙상의 위험이 증가되며 근력약화와 균형 능력 저하로 증가되는 노인의 낙상은 근력 강화 운동을 통하여 감소시킬 수 있다고 보고되고 있다 [3-4].

하지 근력을 증진시키는 유산소 운동은 트레드밀과 자전거가 대표적인데, 정상적이 보행이 어려운 노인과 장애자에게 트레드밀을

본 논문은 2007년 산업자원부 지정 핵심연구개발사업 실버의료기기 핵심기술 개발사업 연구비 및 2007년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(지방연구중심대학육성사업/헬스케어기술 개발사업단)

Corresponding Author : 권대규
(561-756) 전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14, 전북대학교 공과대학 생체정보공학부
Tel : 063-270-4066 / Fax : 063-270-2247
E-mail : kwon10@chonbuk.ac.kr

통한 근력 증진 운동은 또 다른 부상을 유발할 가능성이 크다. 반면에 자전거 운동은 앉아서 행하므로 부상의 위험을 줄이며 하지 근력을 증진시킬 수 있는 방법이다. 자전거 운동은 주행 시 탑승자의 체중을 두 다리 힘으로 이동시켜 주기 때문에 무릎 등에 무리를 주지 않으면서도 하지 근력을 강화시키고 균형유지를 위한 민첩성과 균형감각, 순발력을 증진시킨다[5-6]. 기존의 연구에서 자전거 운동은 하지의 근력 향상과 더불어 발목의 훈련, 하지의 부분 재활훈련을 가능하게 한다고 입증되고 있다[7-9]. 또한 다른 유산소 운동과 같이 순환기 계통의 기능을 향상시키기 때문에 여러 종류의 헬스 자전거가 개발되었다. 헬스자전거를 이용한 운동에서 정상적인 주행을 위해서는 사용자의 좌우 하지 근력의 균형이 요구되지만, 편마비 환자와 같은 좌우 비대칭 근력 특성을 갖는 사용자의 경우 좌우 다리의 근력차이로 인해 정상적인 주행이 어려워 재활 치료 운동기구로서 헬스자전거의 효율성이 낮다. 이를 해결하기 위해 Magneto-Rheological(MR) 회전형 브레이크를 이용하여 실시간으로 브레이크를 제어함으로써 자전거 주행 시 필요한 사용자의 근력에 따라 1회전 중의 제동력을 가변 하는 MR 자전거 시스템을 개발하였다. MR 자전거 시스템은 사용자의 좌우 하지 근력의 차이에 따라 좌우의 브레이크 제동력을 차등하게 조절함으로써 원활한 주행을 유도 한다.

본 연구에서 개발한 자전거 시스템은 주행속도와 대상자의 근수축력에 따라 제동력을 조절할 수 있기 때문에 노인 또는 환자의 근력 증진 훈련 시 MR 자전거의 운동 강도가 각 근육의 활성화도에 미치는 영향과 피로도를 자세히 관찰할 필요가 있다.

본 연구에서는 노인의 근력 증진을 위한 기초 연구로서, MR 회전형 브레이크를 적용한 헬스 자전거를 이용하여 하지 근력 특성을 고찰하고자 한다. 이를 위하여 MR 회전형 브레이크의 제동력을 변화시키면서 하지 근육의 근전도(EMG)를 측정, 분석하여 근력 특성 분석 및 평가를 수행하였다.

II. 시스템 구성

본 연구에서는 장애인, 고령자 및 편마비 환자의 쇠약해지는 근력을 증진하기 위해서 MR 회전형 브레이크를 활용한 새로운 개념의 자전거를 개발하였다. MR 회전형 브레이크는 컨트롤러에서 발생된 전류에 의해 MR유체에 다양한 세기의 전자기장을 형성시켜 전자기장의 세기에 비례하는 제동력을 발생시킨다. 이것은 MR 유체 속에 섞여 있는 작은 철분 입자가 자기장에 의해 순간적으로 일렬로 체인처럼 정렬되어 고착화되는 성질을 이용한 것으로 작은 전류의 양으로 큰 제동력을 유도할 수 있으며, 수백 헤르츠(Hz)의 응답속도를 갖는 전자기장 제어가 가능하기 때문에 실시간 제어를 구현할 수 있다. 사용자의 하지 근력에 따라 MR 회전형 브레이크 시스템의 제동력을 실시간으로 제어하여 근력이 약한 노인과 편마비 환자와 같은 좌우 비대칭 근력 환자들의 근력 증진 운동 장치로 개발되었다.

Fig. 1은 MR 회전형 브레이크 시스템이 장착된 자전거 시스템의 구성을 나타내는 것으로 자전거 몸체, MR 회전형 브레이크, 제어기, 그리고 컴퓨터로 구성되며, 근력 증진 운동 시 흥미를 유발을 위하여 MP3 플레이어와 스피커가 부착되었다. MR 회전형 브레이크를 적용함에 따라 기존 제품에 비해 부품 수와 외형 크기가 작아져 시스템을 소형화시킬 수 있었다. 자전거의 좌우 페달에는 주행 중 페달에 인가하는 힘을 측정하기 위한 로드셀(J2-K200, Curiosity Technology Co.)이 부착되어있다. 좌우 페달의 로드셀에서 측정되는 하중의 변화에 따라 브레이크의 제동력을 제어하여 원활한 페달링을 유도한다. 편마비 환자는 좌우 비대칭 근력을 갖기 때문에 일반 헬스 자전거를 주행하기는 어렵다. 하지만 본 자전거 시스템은 주행 시 좌우 페달에서 측정되는 힘에 따라 브레이크를 실시간으로 제어하며 마찰력을 인가하므로 원활한 주행을 유도할 수 있다. 즉 근력이 강한 건측의 브레이크 마찰력은 크게 하고, 환측의 마찰력은 작게 하여 좌우 등속 주행을 유도한다.

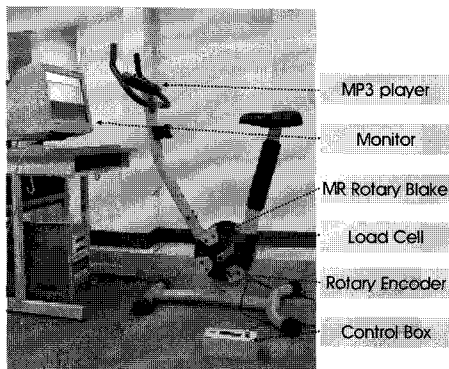


그림 1. MR 회전형 브레이크를 이용한 하지 근력 증진용 헬스 자전거 시스템의 시제품

Fig. 1. Prototype of a health bicycle for improving the muscle strength of lower limbs using MR rotary brake

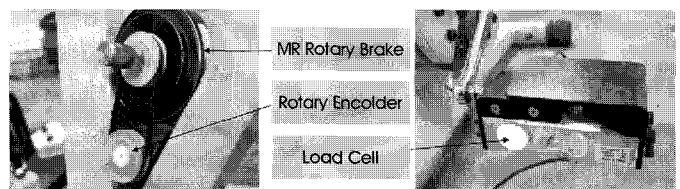


그림 2. MR 회전형 브레이크, 회전형 엔코더와 로드셀 부착 위치

Fig. 2. The attached locations of MR rotary brake, rotary encoder and load cell

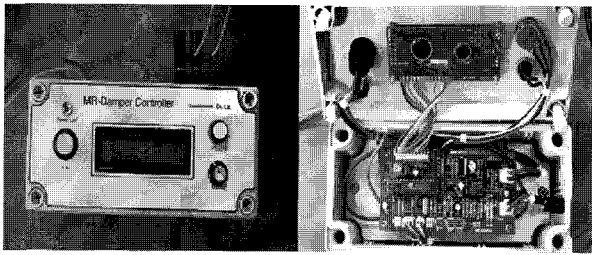


그림 3. 헬스 자전거 적용을 위한 MR 회전형 브레이크 제어기 모듈
Fig. 3. Controller modules of MR rotary brake for health bicycle

Fig. 2에서 보인바와 같이 MR 회전형 브레이크(RD-2087-01, Lord Co.)와 로터리 엔코더(RE30E, Copal electronics Co.), 로드셀이 자전거 몸체에 부착되었다. 크랭크축에 해당하는 MR 회전형 브레이크의 회전축에 플라이휠과 크랭크 암이 부착되었다. 로터리 엔코더는 크랭크 암의 위치와 페달링 해상도를 측정하기 위하여 사용되며, 정확한 속도를 검출하기 위해 브레이크 회전축과 동기되어 회전하도록 장착되었다.

Fig. 3에 표시한 제어기는 MR 회전형 브레이크를 제어하기 위한 장치로써 0~1000mA의 범위 내에서 브레이크에 전류를 인가하여 0~4Nm 마찰력을 얻는다. Fig. 4는 본 연구에 사용한 MR 회전형 브레이크의 전류 대 토오크 특성으로 가는 실선은 오차범위를 나타낸다. 이 그래프에 나타나듯이 브레이크에 750mA의 전류를 인가하면 약 3Nm의 토오크를 출력한다[10]. MR 회전형 브레이크 컨트롤러는 출력 요구 조건에 따라 듀티 출력을 발생하는

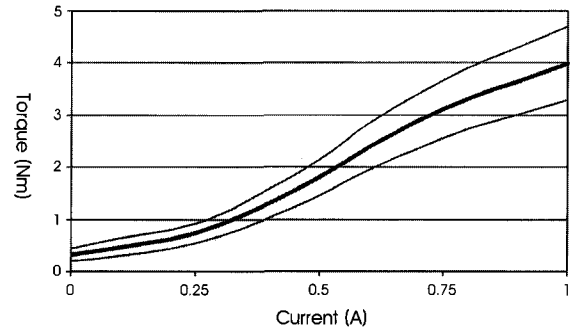


그림 4. MR 회전형 브레이크의 전류 대 토오크 특성 곡선
Fig. 4. Characteristic curve of current - torque of MR rotary brake

것으로 하지 근력 증진용 헬스 자전거에 적합하도록 컨트롤러와 응용 프로그램이 제작되었다.

III. 실험 방법

본 실험에서는 MR 회전형 브레이크를 이용한 하지 근력 증진용 헬스 자전거의 주행 특성을 연구하기 위해서 자전거 주행 중에 피험자의 하지 근전도(EMG)가 측정되었다. 헬스자전거를 이용한 근전도 특성 실험은 근골격계에 이상이 없는 건강한 남성 10명(나이: 26.8±2.3)을 대상으로 실시되었다. Fig. 5은 MR 회전형 브레이크를 이용한 헬스자전거의 하지근력 훈련 실험 순서도를 표시하고 있다. 실험1에서 2분간의 연습훈련 후에 250, 500, 750, 1000mA의 전류를 각각 MR 회전형 브레이크에 인가하면서 60rpm의 속도로 각각 5분씩 주행하였고, 근육의 피로를 고려하여 각 실험 사이에 5분간의 휴식을 가졌다. 또한 피험자들의 데이터를 정규화하기 위하여 MR 회전형 브레이크에 최대전류(1000mA)를 인가한 상태에서 피험자들이 10초씩 3번 반복하여 최고 속도로 주행하게 하였고, 각 주행 사이에 1분간의 휴식을 가졌다. 실험 2는 1000mA의 전류에서 20분 동안 60±5 rpm의 속도로 각각 20분 주행하고, 5분의 휴식 후에 피험자에게 가능한 최고 속도를 유지하며 5분간 전력주행 하도록 지시되었다.

Fig. 6은 헬스자전거 운동에서 하지 근육이 활성화되는 시기를

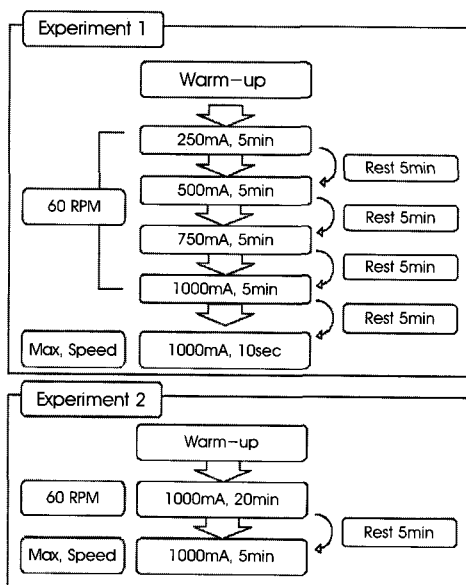


그림 5. 실험 순서도
Fig. 5. Flowchart of experiments

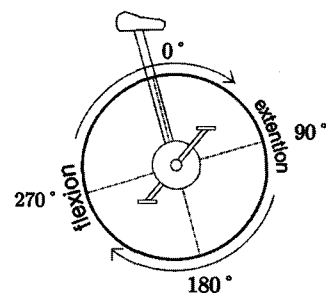


그림 6. 시계방향으로 회전하는 크랭크의 각도
Fig. 6. Angles on the crank occurring in clockwise direction

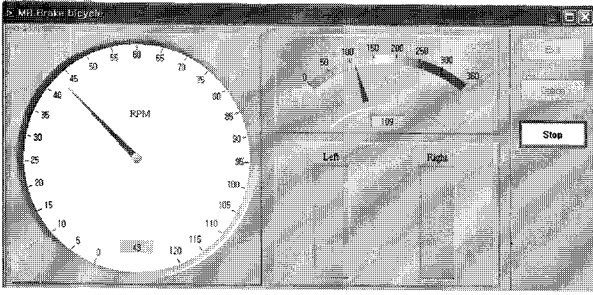


그림 7. MR 회전형 브레이크를 이용한 헬스 자전거 시스템의 속도 게이지
 Fig. 7. Velocity gauge of the bicycle system using the MR rotary brake

고찰하기 위하여 시계방향으로 회전하는 크랭크 암의 각도를 정의하였는데, 오른쪽 하지의 무릎관절이 최대로 굴곡 되는 크랭크 암의 각도를 0°로 하였다. Fig. 6과 같이 0°에서 180° 사이에서는 무릎관절이 신전되며, 180°에서 360°에서는 신전된 무릎관절이 굴곡 된다.

Fig. 7은 회전하는 페달의 회전수를 구하기 위한 분당회전수를 표시하는 속도 (rotation per minute, RPM) 게이지로써 회전형 엔코더로 측정된 속도를 나타내는 화면이다. 피험자는 이 화면으로 주행 속도를 피드백 받으며 60 ± 5 rpm의 속도를 유지하도록 지시 받았다. 주행 중 피험자의 오른쪽 하지의 근전도 특성을 분석하기 위해 대퇴직근(rectus femoris, RF), 대퇴이두근(biceps femoris, BF), 대퇴근막장근(tensor fasciae latae, TFL), 외측광근(vastus

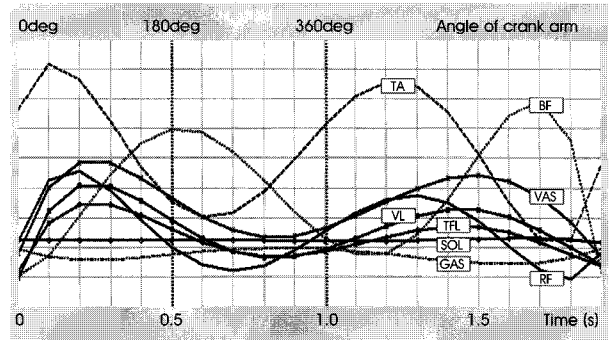


그림 8. MR 회전형 브레이크에 1000mA을 인가했을 경우의 IEMG 곡선
 Fig. 8. IEMG curve of cycling when the electric current of 1000mA was applied to MR rotary brake

lateralis, VL), 내측광근(vastus medialis VAS), 비복근(gastrocnemius, GAS), 전경골근(tibialis anterior, TA), 그리고 가자미근(soleus, SOL)에서 근전도가 측정되었다.

IV. 실험 결과 및 고찰

본 실험을 통해 측정된 근전도 신호를 분석하여 전류의 증가에 따라 변하는 근활성도와 운동시간의 증가에 따른 근활성도 경향을 비교하고, 근전도 주파수 분석에서 얻은 중앙주파수와 근 수축력의 상관관계를 비교하여 피로의 발생 시점과 피로 정도를 고찰하고자 한다.

측정 근육의 근활성도 경향을 비교하기 위해 IEMG(integrated

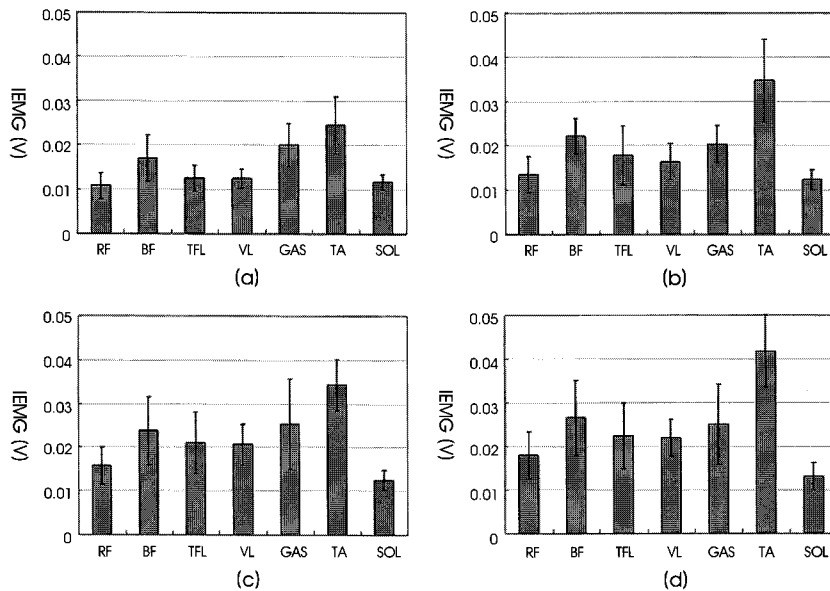


그림 9. MR 회전형 브레이크 시스템에 인가된 토크의 변화에 따른 각 근육의 IEMG 특성
 (a) 0.7Nm (250mA), (b) 1.8Nm (500mA), (c) 3.2Nm (750mA), (d) 4.0Nm (1000mA)
 Fig. 9. Characteristics of IEMG according to the torque applied current to MR rotary brake
 (a) 0.7Nm (250mA), (b) 1.8Nm (500mA), (c) 3.2Nm (750mA), (d) 4.0Nm (1000mA)

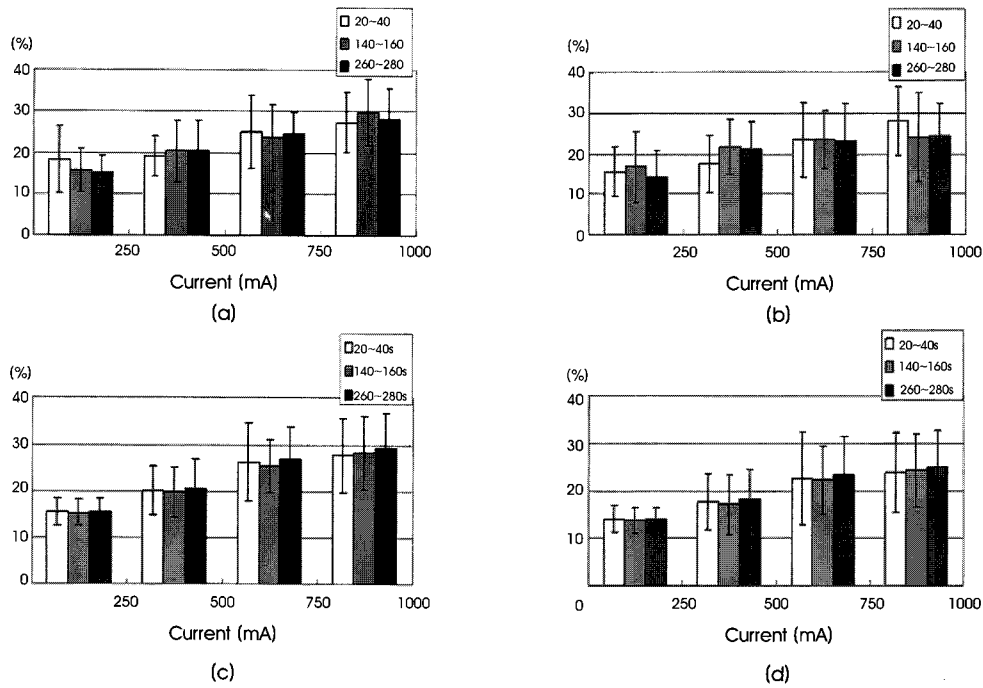


그림 10. 전류와 시간의 증가에 따른 근활성도의 증가량
 (a) RF ($P < 0.01$), (b) BF ($p < 0.05$), (c) TFL ($P < 0.01$), (d) VL ($P < 0.01$)
 Fig. 10. The amount of increase in IEMG for different the current and time
 (a) RF ($P < 0.01$), (b) BF ($p < 0.05$), (c) TFL ($P < 0.01$), (d) VL ($P < 0.01$)

EMG)를 이용하였다. Fig. 8는 MR 회전형 브레이크에 1000mA의 전류를 인가했을 때 나타나는 IEMG량으로써 자전거 주행 중에 변하는 크랭크 암의 각도에 따라 각 근육이 활성화되는 패턴을 확인할 수 있으며, 근육의 활성화 정도를 정량적으로 비교할 수 있었다. 실험 프로그램에서 주행속도를 60 ± 5 rpm으로 고정하였기 때문에 IEMG 곡선의 주기가 약 1초로 나타나는데, 페달을 밀어내기 위해 무릎 관절이 신전되는 0° 에서 180° 의 크랭크 구간에서 대퇴직근(RF), 대퇴근막장근(TFL), 외측광근(VL)과 내측광근(VAS)의 EMG 신호가 활성화 되었고, 신전되었던 무릎을 굴곡시

키기 위해서 작용하는 대퇴이두근(BF)는 신전에 사용된 근육군과 약 90° 의 위상차를 갖는다. 또한, 발목관절의 배측굴곡에 관여하는 전경골근(TA)의 IEMG량이 높게 나타나는 경향을 보인다.

Fig. 9은 MR 회전형 브레이크에 인가되는 토오크에 대하여 계산된 IEMG량을 나타내고 있다. 가로축은 실험에서 피험자에게 부착한 전극의 근육 위치를 나타내고, 세로축 IEMG량을 제시한다. Fig. 9에서 알 수 있듯이 전경골근(TA)의 IEMG량이 가장 크게 나타나는데, 이것은 주행 과정에서 페달을 밀어낼 때 배측굴곡된 발목관절에 하중이 집중되고 이를 전경골근이 수축되며 지지하

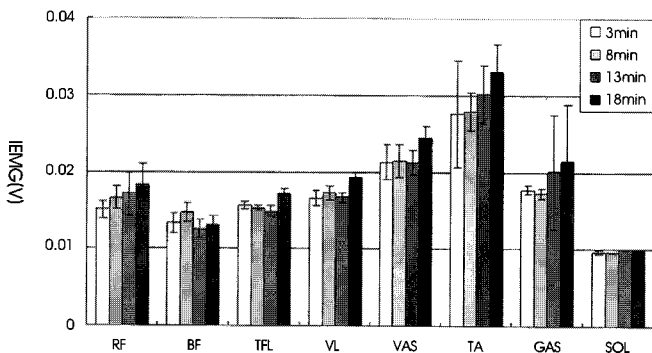


그림 11. 20분간의 주행에서 나타나는 각 근육의 IEMG 특성
 Fig. 11. Characteristics of IEMG during the cycling of 20 minutes

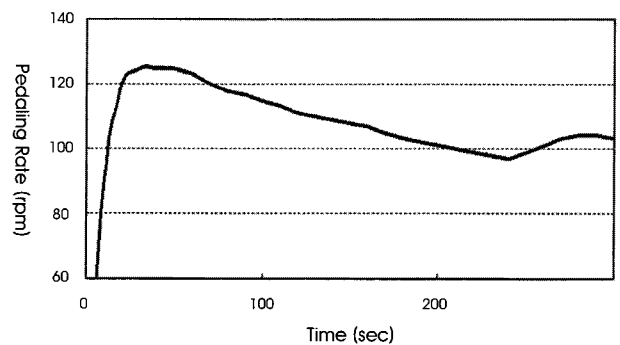


그림 12. 한 피험자의 전력주행에서 나타나는 속도
 Fig. 12. Velocity during cycling of maximal speed for a subject

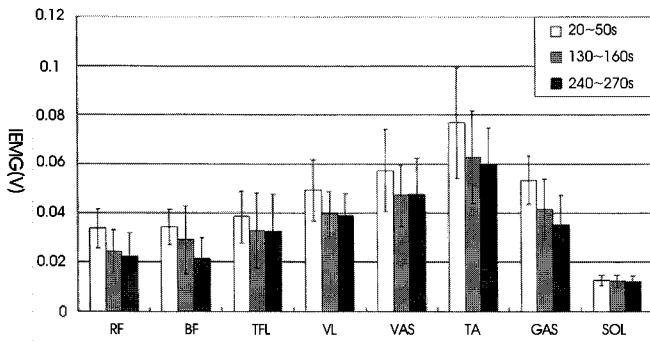


그림 13. 5분간의 전력 주행에서 나타나는 각 근육의 IEMG 특성
 Fig. 13. Characteristics of IEMG during the cycling of maximal speed for 5 minutes

기 때문이다. 또한, 토오크가 증가할수록 대퇴직근(RF), 대퇴근막장근(TFL)과 외측광근(VL)의 IEMG량이 선형적인 형태로 증가한다. 이것은 MR 회전형 브레이크의 제동력 증가에 따라 페달의 밀어내기 위한 하중이 증가하여 무릎관절 신전과정에 작용하는 대퇴사두근의 근 수축력이 커지기 때문이다. 반면 신전되었던 무릎관절이 굴곡할 때 작용하는 대퇴이두근(BF)은 반대편 무릎의 신전에 의해 크랭크를 회전시키므로 브레이크 제동력이 증가와 직접적인 관계가 없으나 IEMG량이 증가하는 경향을 나타내고 있다. 이것은 근육의 협응과정에 의해 한쪽 하지가 반대쪽 하지의 힘의 증가에 영향을 받기 때문인 것으로 사료된다[11-12].

Fig. 10은 전류의 증가에 따른 IEMG 변화량을 나타낸다. 각각의 피험자의 데이터는 최대속도에서 3회에 걸쳐 측정된 각자의 IEMG를 평균한 값을 기준으로 정규화 하였고, 주행이 지속됨에 따라 근활성도를 비교하기 위해서 5분간의 주행시간에서 얻어진 데이터 중에서 초기(20sec), 중간(140sec), 후반(260sec)에서 20초씩 근전도 신호를 추출하여 분석하였다. Fig. 10은 전류의 증가에 따라 활성화도가 선형적으로 증가함을 보여주는 것으로 실험에서 주어진 근육수축력과 근활성도 간의 상관관계를 나타내며, 5분간의 주행시간에서 IEMG 변화는 크게 나타나지 않는다.

Fig. 11은 MR 회전형 브레이크에 1000mA의 전류를 인가하여

20분 동안 $60 \pm 10\text{rpm}$ 의 속도로 주행한 피험자들의 EMG 신호를 주행 3분, 8분, 13분과 18분후에서 각각 30초씩 추출하여 적분한 것이다. 대퇴사두근과 전경골근(TA), 비복근(GAS)의 IEMG량이 시간이 지날수록 증가하는 경향을 나타내는데, 대퇴직근(RF)은 운동 후반에 초반에 대하여 22%, 전경골근(TA)은 16%, 외측광근(VL)과 내측광근(VAS)은 각각 17%와 15% 증가하였다.

기존 연구에 따르면 낮은 강도의 동적인 운동 중에는 적은 근수축력이 필요하므로 지근섬유가 먼저 활동하고 운동시간이 지속됨에 따라 지근섬유를 대신하기 위해 추가로 속근섬유가 활동하게 된다고 한다[13-14]. 지근섬유 속에 들어가는 운동신경의 활동전위 전도율은 $60\text{-}70\text{m/s}$ 인 반면, 속근섬유는 전도율은 $80\text{-}90\text{m/s}$ 로 차이를 보인다[15]. 20분간의 주행에서 운동후반으로 갈수록 지근섬유의 피로가 증가함에 따라 하지의 근력을 유지하기 위해 속근섬유에 활동이 시작되고, 운동 초반에 비해 빠른 활동전위를 나타나게 되어 IEMG량이 증가하는 것으로 사료된다.

Fig. 12는 MR 회전형 브레이크에 1000mA의 전류를 인가하여 5분 동안 전력 주행한 피험자의 주행속도 나타내는데, 그림과 같이 피험자들은 주행시작 5초 내에 125rpm 전후의 최대속도를 기록하고, 120rpm 이상을 40 ± 10 초 동안 유지하다가 점차 감소하여 주행 후반 $90 \pm 10\text{rpm}$ 의 속도를 기록한다. 주행 끝에 다가갈수록 피험자들은 자신의 마지막 힘을 발휘하여 전력 주행하므로 다시 속도가 상승하게 된다.

Fig. 13는 1000mA의 전류에서 5분 동안 전력 주행한 피험자들의 EMG 신호를 주행 초반(20~50sec), 중간(130~160sec), 후반(240~270sec)에서 각각 30초씩 추출하여 적분한 것이다. 운동시간이 지속될수록 IEMG량이 감소하는데, 운동초반에 비하여 후반에 대퇴직근(RF) 32%, 대퇴이두근(BF) 37%, 대퇴근막장근(TFL) 15%, 외측광근(VL) 21%, 내측광근(VAS) 17%, 전경골근(TA) 22%, 비복근(GAS)은 35% 감소하였다. 특히, 대퇴직근(RF)과 대퇴근막장근(TFL), 외측광근(VL), 내측광근(VAS), 전경골근(TA)의 IEMG가 주행 중기에 크게 감소하여 말기와의 차이가 나타나지 않는데, 주행초기에 빠르게 피로가 나타나는 것을 확인할 수 있다.

표 1. 20분간의 주행에서 나타나는 중간주파수의 감소 특성
 Table 1. Characteristics of decrease in median frequency for cycling of 20 minutes

cycling time	5min	18min	decrease rate(%)
RF	141.39 ± 8.61	139.54 ± 11.72	1.31
BF	166.36 ± 5.15	162.19 ± 10.35	2.50
TFL	165.93 ± 7.73	162.71 ± 8.65	1.94
VL	140.59 ± 7.01	139.19 ± 3.99	0.99
VAS	142.43 ± 10.11	140.83 ± 15.04	1.12
TA	151.44 ± 16.28	148.40 ± 11.94	1.96
GAS	167.77 ± 17.36	165.60 ± 15.72	1.30
SOL	239.76 ± 7.76	234.75 ± 7.43	2.09

일반적으로 피로가 발생하는 시점을 결정하는 방법으로 피험자의 지구력을 측정하거나 역동적 운동 시 지정된 속도를 유지하지 못할 때를 피로가 발생하는 시점으로 판단할 수 있다[16]. Fig. 12의 피험자는 주행 55초 후에 주행 속도를 유지하지 못하고 점차 감소하는데 이때를 피로의 발생시점으로 간주할 수 있을 것이다. 그러나 피험자의 협조 정도에 따라 피로 발생시점이 변할 수 있는 오류가 발생할 수 있다. 이를 해결하기 위해서는 근피로의 정도를 수치화하여 정량적 분석이 필수적이다.

이전의 연구에서, 등척성(isometric) 운동 시 근전도 스펙트럼 분석에 의한 중앙주파수가 유의하게 감소된다는 연구가 신뢰성을 인정받아 왔다[17]. 그러나 역동적 운동에 따른 중앙주파수의 감소에 대해서는 정반대의 결과들이 보고되고 있다[18-19].

표 1은 20분간의 주행에서 초반과 후반의 중간주파수를 비교한 것으로 모든 근육에서 중간주파수가 감소하고 있다. 낮은 강도의 운동에서는 지근섬유가 활성화 되는 지근섬유가 피로에 강하기 때문에 근피로의 변화가 크지 않는 것으로 여겨진다. 5분간의 전력질주에서 중간주파수는 유의한 결과가 나타나지 않았는데, 빠른 주행 속도에 의해 정확한 중간주파수 산출이 어렵기 때문일 것이다.

V. 결론

본 연구에서는 자전거 시스템에 장착된 MR 회전형 브레이크의 세기를 변화시키면서 하지 근육의 활성화 정도와 피로도 특성을 고찰하였다. 이에 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. MR 회전형 브레이크 시스템을 이용하여 편마비 환자와 노인의 근력 증진 운동을 위한 헬스 자전거 시스템을 개발하였다.

2. MR 회전형 브레이크에 인가되는 전류량이 증가할수록 대퇴직근(RF), 대퇴이두근(BF), 대퇴근막장근(TFL)과 외측광근(VL)의 IEMG량이 선형적인 형태로 증가한다. 이는 MR 회전형 브레이크의 토오크 변화량에 따른 근육수축력과 근활성도 간의 관계를 나타내고 있다.

3. 낮은 강도 운동에서 주행 시간이 길어질수록 IEMG량이 증가하였다. 대퇴직근(RF)은 22%, 전경골근(TA) 16%, 외측광근(VL)과 내측광근(VAS)은 각각 17%와 15% 증가한다.

4. 5분간의 전력주행 운동에서 대퇴직근(RF)과 대퇴근막장근(TFL), 외측광근(VL), 내측광근(VAS), 전경골근(TA)의 IEMG가 주행초기에 크게 감소한다.

5. 편마비 환자와 노인의 근력 증진 기구로써 사용자의 근력 특성에 따라 저항도의 훈련을 장시간 실시하여 하지의 근활성도의 증가를 유도할 수 있을 것이다.

이번 연구 결과는 MR 회전형 브레이크를 이용한 헬스 자전거 시스템을 개발하여 편마비 환자와 노인들의 근력 증진 훈련 장치로 응용될 수 있으며, 앞으로 환자와 노인을 대상으로 한 연구가 이루어져야 할 것이다.

참고문헌

- [1] C. I. Lee, S. D. Han, "Health of korean elder(study on the knowledge, habit and physical strength)," *Hallym Academy of Sciences*, pp. 79, Seoul, 2001.
- [2] Brown, M., Sinacore, D. R., host, H. H., "The relationship of power to function in the older adult," *Journal of Geronto.*, vol. 50, pp. 55-59, 1995.
- [3] C. G. Song, J. Y. Kim, N. G. Kim, "A new postural balance control system for rehabilitation training based on virtual cycling," *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, pp. 200-207, 2004.
- [4] Y. J. Piao, M. Yu, T. K. Kwon, C. U. Hong, N. G. Kim, "Development of training system for equilibrium sense using the unstable platform," *Journal of Korea Society of Precision Engineering*, vol. 22, pp. 192-198, 2005.
- [5] Cohen H. Blatchly CA., Combash LL., "A study of the clinical test of sensory interaction and balance," *Physical Therphy*, vol. 73, pp. 346-354, 1993.
- [6] Jung-Byung Chae, Byung-Jo Kim, Sung-Soo Bae, "A study on the control factors of posture and balance," *Journal of Korean Society of Physical Therapy*, vol. 13, no. 2, pp. 421-431, 2001.
- [7] Per Hoiness, Thomas Clott, Frank Ingjer, "High-intensity training with a bi-directional with a bi-directional bicycle pedal improves performance in mechanically unstable ankles a prospective randomized study of 19subjects," *Scandianvian Journal of Medicine and Science in Sports*, vol.13, pp. 266-271, 2003
- [8] D. Roberts, E. Ageberg, G. Andersson, T. Friden, "Effects of short-term cycling on knee joint proprioception in ACL-deficient patients," *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 12, pp. 357-363, 2004
- [9] R. R. Neptune, "Adaptation of muscle coordination to altered task mechanics during steady-state cling," *Journal of Biomechanics*, vol. 33 pp. 165-172, 2000.
- [10] MR Rotary Brake (RD-2087-01), LORD Corporation, USA, <http://www.lord.com>
- [11] Lena H. Ting, Steven A. Kautz, David A. Brown, Felix E. Zajac, "Contralateral movement and extensor Force generation Alter flexion phase muscle coordination in pedaling," *Journal of Neurophysiology*, vol. 83, pp. 3351-3365, 2000.
- [12] S. A. Kautz, D. A. Brown, H.F.M. Van der Loos, F. E. Zajac, "Mutability of bifunctional thigh muscle activity in pedaling due to contralateral leg force generation," *Journal of Neurophysiology*, vol. 88, pp. 1308-1317, 2002.
- [13] Vollestad NK., "Measurement of human muscle fatigue," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 74, pp. 219-227, 1997.
- [14] Bilodeau, A. Bertrand Arsenault1, Denis Gravel, Daniel Bourbonnais, "The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors," *European Journal of Applied Physiology*, vol. 61, pp. 461-466, 1990.
- [15] Scott K. P., Edward T. H., "Exercise physiology : theory and application to fitness and performance (4th edition)," *McGraw-Hill*, pp. 132-136, 2001.
- [16] Ebenbichler G., Kollmitzer J., Quittan M., Uhl F., Kirtley C.,

- Fialka V., "EMG fatigue patterns accompanying isometric fatiguing knee-extensions are different in mono- and bi-articular muscles," *Electroencephalography and Clin Neurophysiology*, vol. 109, pp. 256-262, 1998.
- [17] Masuda K., Masuda T., Sadoyama T., Mitsuharu Inaki, Katsuta S., "Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 9, pp. 39-46, 1999.
- [18] J. R. Potvin, "Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions," *Journal of Applied Physiology*, vol. 82, pp. 144-151, 1997.
- [19] Gerdle B., Larsson B., Karlsson S., "Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque a study of repetitive maximum isokinetic knee extensions," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 10, pp. 225-232, 2000.