

누운 자세에서 조기재활 자전거 시스템의 하지 운동 근 활성화도 분석

Muscle Activity Analysis of Lower Limb Training for Early Rehabilitation Cycling System in Supine Position

신선혜¹, 서신배², 유미³, 정호춘², 조광수⁴, 홍정표⁴, 홍철운⁵, 권대규^{5,✉}
Sun Hye Shin¹, Shin Bae Seo², Mi Yu³, Ho Chon Jeong², Kwang Soo Cho⁴, Jung Pyo Hong⁴,
Chul Wn Hong⁵, and Tae Kyu Kwon^{5,✉}

1 전북대학교 헬스케어공학과 (Department of Healthcare Engineering, Chonbuk National University)

2 ㈜사이버메딕 부설연구소 (Research Institute, CyberMedic Co., Ltd.)

3 전북대학교 R&BD 전략센터 (R&BD Strategy Center, Chonbuk National University)

4 전북대학교 산업디자인학과 (Department of Industrial Design, Chonbuk National University)

5 전북대학교 바이오메디컬공학과 (Division of Biomedical Engineering, Chonbuk National University)

✉ Corresponding author: kwon10@jbn.ac.kr, Tel: +82-63-270-2246

Manuscript received: 2015.11.2. / Revised: 2016.4.20. / Accepted: 2016.6.10.

This study was undertaken to develop a bed-type cycling system of lower limbs for rehabilitation. This system consists of two modes of cycling: active and passive. Different velocity and loads are provided for improving the muscle function recovery and increasing the muscular strength. To analyze the muscle activity pattern, we measured muscular activity of lower limbs in the rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MG), and soleus (SOL), while cycling in the supine position, and based on the pedaling direction. A total of 18 young and 23 elderly, healthy subjects participated in this study. Muscle activity of MG muscles was significantly different in the two age groups. This study could provide the reference data to develop cycling exercises for lower limbs during rehabilitation of the elderly patients.

KEYWORDS: Lower limbs rehabilitation training (하지 재활훈련), Bed-Type cycling system (침대형 자전거 시스템), Lower limbs exercise (하지 운동)

1. 서론

2014년 고령자 통계에 따르면, 65세 이상 고령 인구는 전체 인구 중 12.7%를 차지하며, 2024년에는 19.0%로 점차 증가하는 추세이다.¹ 노화의 진행은 근력 저하, 감각계 손상과 그로 인한 예민성

감퇴, 관절의 유연성 제한을 야기하며, 이로 인하여 사회활동이 제한되고 보행 및 일상생활을 하는데 있어서 낙상 등과 같은 위험에 노출되게 된다.^{2,3} 즉, 고령자 인구 증가와 함께 노화로 인한 노인성 질환 환자들이 증가함에 따라 조기 재활을 통한 지속적인 건강 관리 및 건강 유지를 위한 운

동 기구나 훈련 방법에 대한 관심이 높아지고 있다. 조기 재활은 침상에 누워서 스스로 앉거나 서 있기 어려운 중증 상태에서부터 훈련 가능하며, 훈련을 통해 환자들의 체력과 균형 감각을 향상시켜준다. 또한 손상 부위의 마비 및 강직을 이완시킴으로써 운동 기능을 회복시키고, 전체적인 신체 균형 유지와 심폐기능 및 혈액순환 강화에 도움을 준다.⁴ 특히, 자전거 운동은 재활 훈련에 사용되는 대표적인 유산소 운동 방법으로, 실외뿐만 아니라 실내에서도 간편하게 운동 가능하며, 심폐능력 향상과 근력 증진, 골반과 무릎, 발목 등의 관절 가동 범위를 증가시키는 등의 복합적인 효과를 가지고 있다.

Neiko Ozasa 등⁵은 심부전증을 가진 노인 환자를 대상으로 자전거 운동이 환자의 혈관 내피 기능을 개선시킬 수 있음을 증명하였다. Luis Penailillo 등⁶은 자전거의 동심성 (Concentric) 운동과 반복적인 편심성 (Eccentric) 운동에 대한 신진대사와 근육 손상 반응을 비교하였으며, 편심성 운동이 동심성 운동보다 낮은 심박수 (Heart Rate), 산소 소비량 (VO₂), 혈중 젖산 (Blood Lactate), 근육활성도 (EMG)를 보임을 입증하였다. 이 밖에도 자전거 안장 높이나 페달 구동 방향, 운동 자세 등에 따른 관절 움직임이나 하지 근 활성화도 동원양상, 심폐 기능에 미치는 효과에 대한 연구가 다양하게 진행되고 있지만, 이러한 연구들은 환자들이 의자에 앉은 상태에서 진행되는 운동으로 침대에 누워있는 환자들에게는 적용하기 어려운 상황이다.⁷⁻⁹

따라서 본 연구에서는 입원 및 재활 초기 단계에서 환자가 이동하지 않고 침대에 누운 상태에서 하지 재활 훈련이 가능한 침대형 자전거 시스템을 개발하였으며, 개발된 시스템을 이용한 자전거 운동 시 20대와 50대의 정상 성인을 대상으로 페달 구동 방향에 따른 하지 근육의 근 활성도를 분석하고자 하였다.

2. 침대형 재활자전거 시스템

2.1 시스템 개요

본 연구에서는 침대에 누워있는 환자들의 하지 재활 운동을 위하여 침대형 재활자전거 시스템 (Q Health MUL, Cybermedic Co., Ltd. Korea)을 개발하였다. 본 시스템은 침대에 누워있는 환자들의 재활을 위해 시스템을 침대까지 이동시켜 침대에 고정

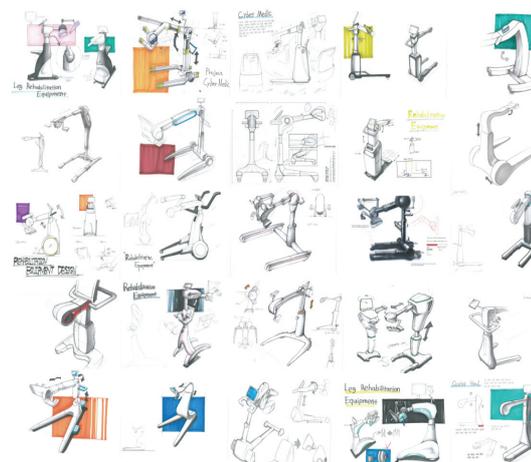


Fig. 1 Idea sketch

한 후 전동으로 높낮이와 압 길이를 조절하고, 수동 또는 능동으로 하지 자전거 훈련을 통하여 근 기능 회복 및 근력을 증진 할 수 있는 시스템이다. 또한 본 시스템은 4채널 기능적 전기자극기 (Functional Electrical Stimulus, FES)와 동기화되어 페달 회전 각도에 따라 하지에 전기 자극을 제공함으로써 근력이 약한 환자의 효과적인 재활 운동에 도움을 준다.

2.2 디자인 개발

침대형 자전거 시스템의 디자인 개발을 위하여 국내외 재활 자전거의 제품 현황을 조사하였으며, 조사된 제품들을 바탕으로 문제점을 분석하였다. 기존 재활 자전거의 문제점은 사용자가 재활 훈련을 할 경우 자전거가 고정된 침대로 이동하여야 하며, 제품이 크기 때문에 공간 활용도가 떨어지고, 조작 시의 불편함이 있다.¹⁰ 이러한 문제점을 해결하기 위하여 사용자 분석을 통해 환자와 치료사의 요구사항을 파악하였으며, 주로 사용하는 고령자와 중증 장애인의 연령에 따른 한국 성인 평균 신체 사이즈와 일반 병실의 침대 사이즈를 조사하여 디자인에 적용하였다.

조사된 내용을 바탕으로 디자인 컨셉 방향을 설계한 후에 Fig. 1과 같이 아이디어 스케치를 진행하였으며, 디자인 전문가, 기계설계 전문가, 재활기기 전문가 등이 각 항목에 따른 적합성을 분석하였다. 그 결과 선정된 디자인을 바탕으로 3D 렌더링을 진행하였으며, 수정 보완을 통해 Fig. 2와 같은 최종 디자인이 결정되었다.



Fig. 2 Final design

2.3 기구부 구성

Fig. 3은 본 연구에서 개발된 침대형 재활 자전거 시스템을 나타낸다. 시스템은 침대의 높낮이를 조절 할 수 있는 장치와 사용자의 하지 길이에 맞게 무릎 각도를 조절 할 수 있는 장치, 기기를 제어하고 바이오피드백 (Biofeedback)을 제공하는 모니터, 환자의 다리를 고정하여 안전하게 운동 할 수 있는 장치, 능동 및 수동 운동을 할 수 있는 모터 장치 그리고 기기가 움직이지 않도록 고정 및 확장이 가능한 지지대로 구성되어 있다.

시스템을 제어하기 위하여 3축 모터 드라이버를 이용하였으며, 페달의 위치를 제어하기 위하여 엔코더 (Encoder)를 이용하였다. 또한 사용자의 기기 제어 및 시각 정보 제공을 위하여 7인치 LCD 터치스크린을 부착하였다.

Fig. 4는 기구부의 제어기 구조도를 나타낸다. 능동/수동 자전거 운동을 위한 모터 제어부는 전압 12V - 28V DC 전원을 사용하였고 마이크로프로세서에 의한 펄스 폭 변조 (Pulse Width Modulation, PWM) 제어를 하였다. 또한 페달 회전 방향 제어를 위해 H-Bridge를 이용하여 정방향과 역방향 제어를 하였고, 차지펌프 (Charge Pump)에 의한 상측 구동 방식을 적용하였다. 화면표시부는 해상도 800 × 480 WVGA, 크기 152.4 (H) × 91.44 (V) mm로 하였고, 외형은 177.8 (H) × 106.68 (V) mm로 구성하였다. 메모리는 Nor 1MB, NAND 64MB, SDRAM 64MB이고, 사용 전원은 5V/700 mA로 구성하였다. 또한, 드라이버는 DC 모터 구동기 DCDM1210 (100 W)을 사용하였고, 메인 제어기와 화면 표시부와의 통신은 USART RS-232를 이용하였다. 화면 표시는 운동 모드와 운전 모드가 정보 교환을 하도록 하였다.

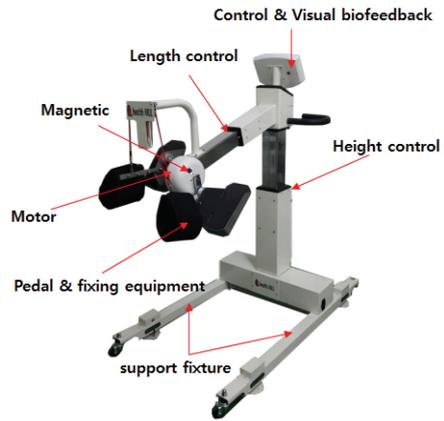


Fig. 3 Bed type cycle system (Q Health MUL, Cybermedic Co., Ltd., Korea)

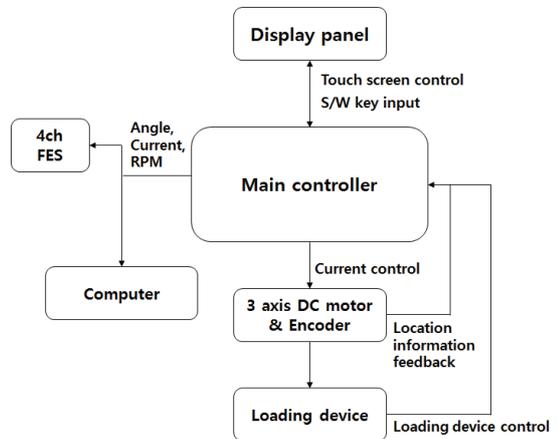


Fig. 4 Structure map of main control

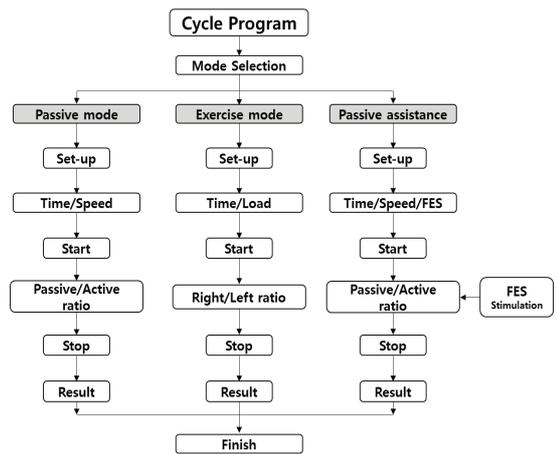


Fig. 5 Flowchart of display part programs

Fig. 5는 화면 표시부 프로그램 순서도이다. 화면 표시부는 7인치 WVGA 800 × 480 pixel을 적용하였으며, 전원은 24 V (100 W), 5 V (30 W) Dual SMPS를 적용하였다. 운동 모드는 수동 (Passive Mode), 능동 (Exercise Mode), 운동보조 (Passive Assistance) 모드 중 한 가지를 선택한다. 수동 모드에서는 시간, 회전 속도를 설정하며, 설정된 속도 이상으로 운동을 하면 능동운동으로 전환된다. 따라서 수동 모드에서는 능동/수동 비율을 제시한다. 능동 모드에서는 시간과 운동 부하를 설정하며, 운동 부하는 1부터 20 단계로 구성되어있고, 좌, 우의 회전 속도 비율을 제시한다. 운동 보조모드에서는 페달 축의 각도에 따라 4 채널 FES 전기 자극 패턴을 설정한다. 운동 보조 모드는 수동모드와 같이 능동/수동 비율을 제시한다. 운동이 종료되면 운동시간, 거리, 속도, 소모 칼로리 등의 결과 창을 보여준다.

2.4 소프트웨어 구성

Fig. 6은 자전거 시스템의 소프트웨어 화면 구성이다. 본 소프트웨어는 운동 패턴 생성 모듈과 연동 할 수 있는 동기유발 콘텐츠로써 효율 지향성과 현실성 있는 시스템 운영 콘텐츠를 개발하고자 하였다. 모든 훈련 프로그램은 사용자의 운동 능력에 맞게 난이도를 조절할 수 있도록 개발하였다. 운동 모드는 모터의 움직임에 의한 수동모드 (Passive Mode)와 환자가 직접 움직이는 능동모드 (Exercise Mode)로 구성된다.

수동모드의 회전속도 제어는 0 - 60 rpm 범위이며, 회전토크 (Rotation Torque)는 10 - 100 kgf/m, 운동 부하 (Weight)는 1 - 20 단계로 설정하여 PWM 제어를 구성하였다. 운동 시간은 1 - 99분으로 1분 단위로 설정이 가능하며, 강직 제어는 제동 토크에 따라 0 - 5단계로 설정이 가능하고 강직이 감지되었을 때는 회전 방향이 전환된다. 운동 종료 후에는 운동 거리, 강직 발생 횟수, 소모 칼로리 등의 운동 결과가 제공된다. 능동모드는 강직제어를 제외하고 수동모드와 동일하게 개발하였다.

운동 보조모드는 기능적 전기자극기 (FES)와 연동하여 운동함으로써 강직 또는 근육 마름 현상을 완화시켜 조기재활의 효과를 높이고자 하였다. 운동 원리는 수동 모드와 같으며, Fig. 7과 같이 4개의 채널에 페달 회전각도 범위를 입력하면 페달의 회전 각도에 따라 각 채널에 독립적인 전기 자극이 제공된다. 페달의 회전 각도는 모터 축 옆에 부착된 마그네틱 센서와 페달 크랭크축에 부착된

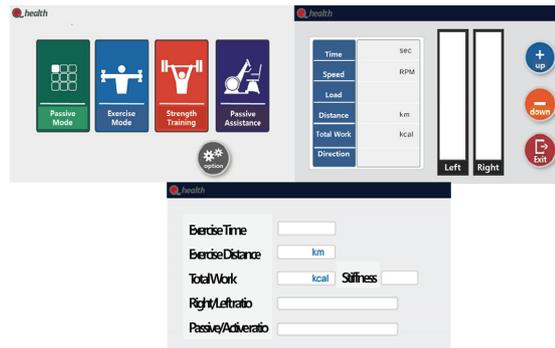


Fig. 6 Composition of cycle system software

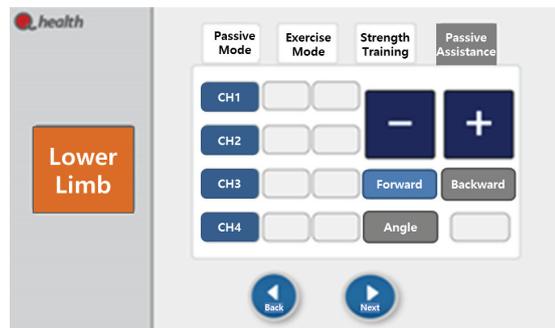


Fig. 7 Set-Up screen of assist mode

Table 1 Subjects characteristics

	Age	Height	Weight
Young group	20.5	174.9	64.35
Senior group	56.48	161.4	62.2

마그네틱 센서가 서로 일치 할 때를 영점으로 설정하여 엔코더가 각도를 계산하도록 개발하였다.

3. 실험방법

본 연구에서는 개발된 침대형 자전거 시스템을 이용하여 누운 상태에서의 자전거 페달 운동 시 하지 근육의 활성 패턴을 분석하고자, 20대와 50대의 정상 성인을 대상으로 페달 구동 방향에 따라 하지 근육의 근 활성도를 측정하였다.

3.1 피험자

피험자는 근 골격계나 신경 근육계의 병력이 없는 20대 18명과 50대 23명의 건강한 성인 남녀를 선정하였으며, 연령에 따른 근 활성도의 차이를 비교하기 위하여 젊은 그룹 (Young Group, YG)

과 고령자 그룹 (Senior Group, SG)으로 나누었다. 또한, 실험에 앞서 피험자들에게 본 실험에 대한 목적과 위험에 대하여 충분히 설명한 후 참가에 대한 동의를 얻었다.

3.2 실험방법

모든 피험자들은 침대에 누운 자세에서 능동 모드로 자전거 운동을 실시하였으며, 페달 구동 방향에 따른 하지 근 활성도를 측정·분석하였다. 페달 구동 방향은 시계 방향으로 회전하는 순방향 (Forward Direction)과 반시계 방향으로 회전하는 역방향 (Backward Direction) 운동으로 나누어진다.

Fig. 8은 실험 사진으로, 피험자들은 하지의 근육에 전극을 부착한 뒤, 병원에서 사용되는 침대에 누워 자전거 운동을 실시한다. 피험자 간 신장 차이를 고려하여 자전거와 피험자간의 간격은 피험자가 편안함을 느낄 수 있는 범위로 조절하였으며 충분한 연습을 통하여 페달 구동에 대한 불편함을 제거하고자 하였다. 피험자는 각 조건마다 2분 동안 30 rpm의 속도를 유지하며 자전거 페달 운동을 실시하였으며, 운동 부하는 5단계로 설정하였다. 근 활성도는 사이클링 시작 후 1분이 경과한 시점에서 30초를 측정하였다. 근육의 피로를 최소화하기 위하여 각 조건 사이에는 3분의 휴식을 제공하였으며, 근 활성도 측정을 위하여 오른쪽 하지의 대퇴직근 (Rectus Femoris, RF), 대퇴이두근 (Biceps Femoris, BF), 전경골근 (Tibialis Anterior, TA), 내측 비복근 (Medial Gastrocnemius, MG), 가자미근 (Soleus, SOL)에 근전도 전극을 부착하였다.

누운 상태에서 하지 운동에 따른 근육의 활성도를 분석하기 위하여 Bagnoli EMG System(Delsys, USA)을 사용하였고, 근전도 측정을 위한 표면 전극은 이차 차분 검파 (Double Differential Detection) 방식인 DE-3.1센서 (Delsys, USA)를 사용하였다. 샘플링 주파수 (Sampling Rate)는 1000 Hz로 설정하였으며, 주파수 대역폭은 근전도 측정 장비인 Bagnoli EMG System의 측정 주파수 대역 필터인 6 - 400 Hz로 하였다. 분석 방식으로는 RMS (Root Mean Square)를 사용하였다. 또한, 사이클 동안 변화되는 무릎 각도를 측정하기 위하여 고니어미터 (Delsys, USA)를 무릎에 부착하였다.

3.3 자료 분석

본 연구의 통계처리는 SPSS 18 (SPSS Inc., USA) 통계프로그램을 사용하였다. 모든 결과는 Kolmogorov-

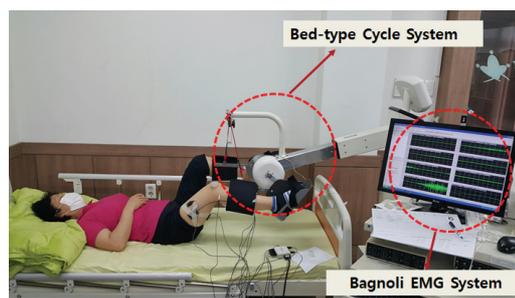


Fig. 8 Experiment photo on bed-type cycle system

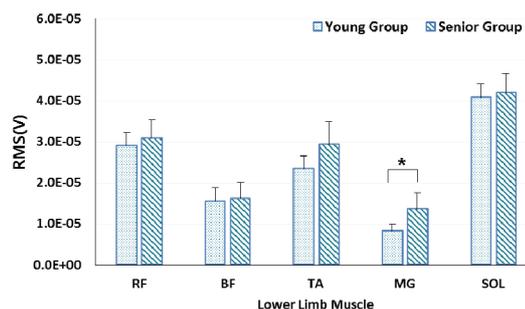


Fig. 9 Forward direction of Active Mode

Smirnov 검정을 통해 정규성 검정을 하였으며, 그룹에 따른 근 활성도를 비교하기 위하여 독립표본 T검증을 실시하였다. 또한, 그룹 내에서 페달 구동 방향에 따른 근 활성도를 비교하기 위하여 대응표본 T 검정을 실시하였다. 통계학적 유의수준은 $p < 0.05$ 로 하였다.

4. 결과 및 고찰

Fig. 9는 능동모드에서 순방향 운동 시 YG와 SG의 하지 근 활성도를 비교하여 나타낸 결과이다. x축은 페달 구동 시 측정된 하지 근육을 의미하며 y축은 RMS값을 나타낸다. 그 결과, 모든 근육에서 YG보다 SG의 근 활성도가 높게 측정되었지만, 내측 비복근에서만 그룹간의 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$). 기존의 연구에서는 자전거 페달 운동 시 노인그룹보다 20대 그룹의 근 활성도가 높다는 결과를 보였으나,¹² 이 경우의 운동 자세는 앉은 상태로 본 연구 자세와 차이가 있다. 즉, 본 연구에서 제시한 조건인 누워서 페달을 밀고 당기는 운동의 경우, 기존의 앉아서 하는 페달 운동과는 다르게 중력의 방향이 아닌 수직 방향으로 다리를 들어 올린 상태에서 페달을 회전시키는 것으

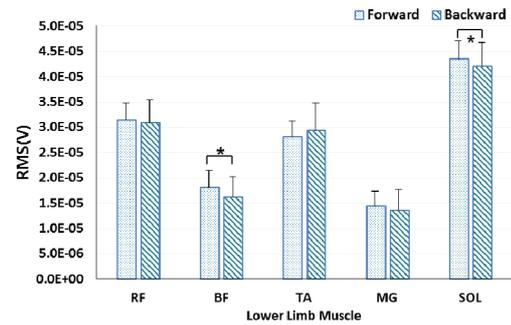
로 중력에 대항하는 힘이 추가적으로 사용된다. 따라서 누운 자세에서의 페달 운동은 다리를 들어 올린 상태에서 다리를 앞뒤로 회전시켜야 하기 때문에 기존의 앉은 자세보다 더 많은 힘이 사용됨으로써 젊은 사람보다는 고령자에서 근육의 사용량이 높게 나타난 것으로 판단된다.

이러한 결과는 페달 운동 시 두 그룹 간의 무릎 각도 변화로 설명할 수 있다. 페달을 회전시킬 때 무릎 각도가 YG는 최대 58.7°, 최소 16.7°의 범위로 신전과 굴곡이 이루어지며, SG는 최대 66.5°, 최소 18.7°의 범위에서 무릎 각도가 변화된다. 즉, YG보다 SG에서 무릎이 더 많이 신전되고 덜 굴곡된다는 의미로, 슬관절 부하 모멘트를 고려한다면 무릎이 크게 신전되면 굴곡 모멘트가 감소함으로써 굴근의 사용이 증가하고, 무릎 각도가 크게 굴곡되면 굴곡 모멘트가 증가함으로써 신근의 사용이 증가된다.⁹ 따라서 무릎 각도가 클수록 내측 비복근의 근 활성도는 증가하는 반면 대퇴직근, 대퇴이두근, 가자미근에서는 각도에 따른 근 활성도의 변화는 미비한 결과를 나타내고 있다.

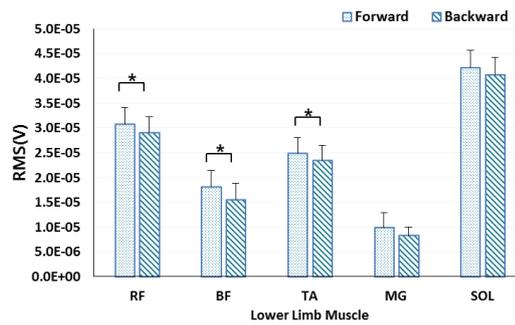
Fig. 10은 능동모드에서 페달 구동 방향에 따른 하지 근 활성도를 비교하여 나타낸 그래프로, x축은 페달 운동 시 측정된 하지 근육을 의미하며 y축은 RMS값을 나타낸다. Fig. 10(a)는 50대 그룹인 SG를, Fig. 10(b)는 20대 그룹인 YG의 결과를 나타낸다.

그 결과, SG그룹에서는 대퇴이두근과 가자미근에서, YG에서는 대퇴직근, 대퇴이두근, 전경골근에서 순방향 운동이 역방향 운동보다 유의하게 높게 활성되는 결과를 보였다 ($p < 0.05$). 대퇴직근은 고관절을 굴곡시키고 무릎관절을 신전시키며, 대퇴이두근은 고관절을 신전시키고 무릎관절을 굴곡시키는 기능을 한다. 또한, 비복근은 무릎관절의 굴곡과 발목관절의 신전을, 가자미근은 발목관절을 신전시킬 때 작용하며, 전경골근은 발목관절을 굴곡시키는 기능을 한다.¹³

기존 연구들은 앉은 자세에서 20대를 대상으로 페달 구동 방향에 따른 연구를 진행하였으며, 결과에서 대퇴이두근과 비복근은 정회전 페달 운동에서 높은 근 활성도를 보인 반면 대퇴직근에서는 역회전 페달 운동에서 근 활성이 높게 측정되었다고 보고하였다.⁷ 본 연구에서는 누운 자세에서 페달 구동 방향에 따른 연구를 진행하였으며, 누운 자세에서는 앉은 자세와 중력에 대항하는 근육의 방향이 다르기 때문에 대부분의 근육에서 정방향의 페달 구동 시 근 활성도가 높게



(a) Senior group



(b) Young group

Fig. 10 EMG according to pedaling direction

측정된 결과를 나타내고 있다.

페달을 순방향으로 회전시키는 경우, 대퇴직근, 비복근과 같은 신근 근육군이 주동근이 됨으로써 페달을 미는 역할을 하며, 페달을 당길 때에는 대퇴이두근이나 전경골근 등과 같은 굴근 근육군이 주동근이 됨으로써 사용된다.⁷ 본 연구 결과 페달 운동을 하는 동안 대퇴부에서는 대퇴직근이, 하퇴부에서는 가자미근과 전경골근이 가장 많이 사용되었으며, 이러한 결과는 자전거 페달 운동 동안 대퇴부에서 슬관절 신근이 가장 많이 동원되고 하퇴부에서는 족관절 굴근이 가장 많은 힘을 발휘된다는 선행연구와 유사하다.¹¹ 본 연구 결과에서는 족관절 신근인 가자미근의 근 활성이 높게 나타났으며, 이는 누운 자세에서 페달운동을 함으로써 앉은 자세보다 중력의 영향을 덜 받기 때문에 페달을 미는 동작에 있어 근 활성도가 높아졌기 때문이라 사료된다. 이러한 결과는 기존연구와 유사한 결과로, 유미 등¹⁴의 연구에서는 각도 조절이 가능한 경사침대에서 자전거 운동 시 하지 근육의 특성을 분석하였으며, 그 결과 침대 각도가 증가할수록 대퇴이두근의 근 사용이 증가하는 반면 대퇴직근과 전경골근은 감소하는 경향을 제시하였다.

5. 결론

본 연구에서는 입원 및 재활 초기 단계에서 환자가 이동하지 않고 침대에 누운 상태에서 하지 재활 훈련이 가능하도록 개발된 침대형 자전거 시스템을 이용한 페달 운동 시 근 활성 패턴을 분석하기 위하여, 20대와 50대의 정상 성인을 대상으로 페달 구동 방향에 따른 하지 근육의 근 활성도를 측정하였다.

그 결과, 모든 근육에서 YG보다 SG의 근 활성도가 높게 측정되었지만, 내측 비복근에서만 그룹간의 유의한 차이를 보였으며, SG그룹에서는 대퇴이두근과 가자미근에서, YG에서는 대퇴직근, 대퇴이두근, 전경골근에서 순방향 운동이 역방향 운동보다 유의하게 높게 사용되는 결과를 보였다. 본 연구의 결과는 노화로 인한 고령자나 하지 재활이 필요한 환자들의 재활을 돕기 위한 자전거 훈련의 기초자료로써 활용될 수 있을 것이며, 향후 연구에서는 실제 환자나 고령자를 대상으로 재활 효과를 입증할 것이다.

후 기

이 논문은 2014년 지식경제기술혁신사업(기술료 지원사업, 10048880)과 (재)전북테크노파크의 2015년 융합 선도형 기술개발지원사업의 지원을 받아 연구되었음.

REFERENCES

1. Statistics Korea, "2014 Statistics on the Aged," <http://kostat.go.kr/portal/eng/pressReleases/11/3/index.board?bmode=download&bSeq=&aSeq=331389&ord=2> (Accessed 16 August 2016)
2. Funaki, K., Shintani, M., Takano, Y., Matsuse, H., Shiba, N., et al., "Basic Study on a Walking Assist System with Electrical Stimulation for Elderly People," Proc. of 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 6917-6920, 2013.
3. Shin, S. H., Yu, M., Jeong, G. Y., Yu, C. H., Kim, K., et al., "Effect on the Balance Ability After Four Week Training Using the System for 3-D Dynamic Exercise Equipment," Journal of Rehabilitation Welfare Engineering and Assistive Technology, Vol. 6, No. 2, pp. 1-8, 2012.
4. Cho, J. S., Song, S. M., Kwon, T. K., Cho, K. S., and Hong, J. P., "A Study on the Development of a Cycle Type Healthcare Rehabilitation Device Design for the Physically Handicapped," Proc. of Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of Korea Conference, pp. 71-75, 2014.
5. Ozasa, N., Morimoto, T., Bao, B., Shioi, T., and Ki-Mura, T., "Effects of Machine-Assisted Cycling on Exercise Capacity and Endothelial Function in Elderly Patients With Heart Failure," Circulation Journal, Vol. 76, No. 8, pp. 1889-1894, 2012.
6. Peñailillo, L., Blazevich, A., Numazawa, H., and Nosaka, K., "Metabolic and Muscle Damage Profiles of Concentric versus Prepeated Eccentric Cycling," Medicine and Science in Sports Exercise, Vol. 45, No. 9, pp. 1773-1781, 2013.
7. Jun, J. W. and Joo, K. C., "The Effect of Bicycle-Pedaling Types on Lower Extremity Muscle Recruitment and Metabolic Variables," Journal of Applied Science Technology, Vol. 5, No. 1, pp. 47-62, 1996.
8. Seo, J. W., Choi, J. S., Kang, D. W., Bae, J. H., and Tack, G. R., "Relationship between Lower-Limb Joint Angle and Muscle Activity due to Saddle Height during Cycle Pedaling," Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 22, No. 3, pp. 357-363, 2012.
9. Park, Y. K., Bang, I. K., Kim, Y. J., Kim, C., Lee, J. B., et al., "Effect of Posture on Muscle Activity and Oxygen Uptake in Cycle Ergometer," The Korean Journal of Sports Medicine, Vol. 29, No. 1, pp. 37-42, 2011.
10. Cho, K. S., Kwon, T. K., and Hong, J. P., "The Development of Design of a Berthable Bike for the Elderly and the Handicapped," Journal of Industrial Design, Vol. 9, No. 1, pp. 97-104, 2015.
11. Ericson, M., "On the Biomechanics of Cycling. A Study of Joint and Muscle Load during Exercise on the Bicycle Ergometer," Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine. Supplement, Vol. 16, No. 1, pp. 1-43, 1985.
12. Shin, Y. H., "A Study on the Application of Musculoskeletal Model for Cycle Fitting: 20's and 70's," M.Sc. Thesis, Biomedical Engineering, Konkuk University, 2015.

13. Drake, R., Vogl, A. W., and Mitchell, A. W. M., "Gray's Anatomy for Students," Elsevier Health Sciences, 3rd Ed., pp. 561-599, 2010.
14. Yu, M., Piao, Y. G., Kim, S. J., Jeong, G. Y., and Kwon, T. K., "Effect on Lower Limb Exercise by Various Angle Using Cycling on Supine Position," Proc. of the HCI Society of Korea, pp. 475-477, 2012.