

일상생활 동작 및 하네스 체중지지율에 따른 트레드밀 보행 시 하지 패턴에 관한 연구

Study on Lower Extremities Activities Pattern of ADL and Treadmill Gait According to Harness Body-Weight Support Percentages

송성미*, 유창호, 김 경, 김재준, 송원경, 홍철운, 권대규

S. M. Song, C. H. Yu, K. Kim, J. J. Kim, W. K. Song, C. U. Hong, T. K. Kwon

요 약

본 논문에서는 다자유도 동적 하네스 시스템 개발을 위해 일상동작에서와 트레드밀 보행 시 하네스 체중 지지율에 따른 하지 동작 패턴에 관한 연구를 수행하였다. 건강한 성인 남성 5명을 대상으로 일상생활 동작과 하네스 체중지지율에 따른 좌, 우 대퇴직근, 외측광근, 전경골근, 외측 비복근과 족압을 측정하였다. 실험 결과, 일상생활 동작 수행 시 EMG는 각 구분 동작들에 따른 특이적인 근육 활성을 나타내었다. 슬관절의 굴곡과 신전을 요하는 앉기, 서기, 계단 오르기, 계단 내리기 동작에서의 외측광근의 활성이 두드러졌다. 족압 분포의 경우 일상생활 동작 중 중력방향으로 내려오는 계단 내려오기 동작에서 가장 큰 족압 분포 값을 보였다. 수동형 하네스 체중 지지율이 증가에 따라 근육 활성도와 족압 분포 값은 감소하는 경향을 보였다. 이러한 결과를 토대로 체중지지를 통한 보행 훈련이 체중지지율 변화에 따라 다양한 환자 군에 적용 시킬 수 있을 것이다 판단된다.

ABSTRACT

The purpose of this paper is to analyze lower extremities pattern of daily activities and walking on the treadmill with passive body support system. The experiments will be used for basic research of developing active harness system. The experimental procedure has been validated on 5 healthy male subjects and we measured foot pressure and 8 section of lower limb muscles activities. The EMG results of ADL indicate that there have specific muscle activity patterns followed by each activities. The vastus lateralis muscle activities were highly seems on the activities that requires flexion and extension of knee joint. The foot pressure value of stair descent activity was the highest due to the fact that it is come down to the direction of gravity. The results with the passive body weight support percentages show that the EMG and foot pressure values were declined according to increasement of the body weight support percentages. Therefore the body weight support system could apply gait rehabilitation system for various patients by changing the percentages of the body weight support.

Keyword : Body Weight-Support, Gait Rehabilitation, ADL, EMG, Foot Pressure

접 수 일 : 2015.08.19

심사완료일 : 2015.10.28

게재확정일 : 2015.11.25

*송성미 : 전북대학교 헬스케어공학과 석사과정

sm02170@naver.com (주저자)

유창호 : 전북대학교 바이오메디컬공학부 연구교수

combo418@nate.com (공동저자)

김 경 : 전북대학교 자동차부품금형기술혁신센터

kkim@camtic.or.kr (공동저자)

김재준 : 전북대학교 자동차부품금형기술혁신센터

jjkim@camtic.or.kr (공동저자)

송원경 : 국립재활원 재활연구소

wksong@nrc.go.kr (공동저자)

홍철운 : 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수

cuhong@jbnu.ac.kr (공동저자)

권대규 : 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수

kwon10@jbnu.ac.kr (교신저자)

※ 본 연구는 국립재활원 재활로봇중개연구사업단의 연구개발용역사업(NRCTR-EX002)에 의하여 수행되었습니다.

1. 서 론

급속한 고령화와 더불어 사건사고들로 인한 중증 장애인들의 수가 증가[1-4]하고 이들의 독립적인 일상생활이 어려워짐에 따라 재활을 위한 보행이나 자세균형 훈련[2-6] 등이 많이 요구되고 있다. 여전히 환자 1인당 필요한 물리 치료사가 부족한 실정이며 많은 재활 훈련 장치들이 개발되어지고 있지만, 돌발 상황에 대처하는 능동적인 재활훈련 장치들이 부족한 실정이다. 능동적 재활훈련 장치로 로봇기술이 대표적이며, 최근에는 로봇기반 재활훈련 장치들의 연구[7-12]가 활발히 진행되고 있다. 로봇기반 재활훈련 장치는 치료사의 역할을 보조 또는 대체 가능성에 따라 비용절감 효과를 기대할 수 있고, 환자들의 자발적 참여를 통한 극대화 된 재활효과를 볼 수 있다. 또한, 다양한 알고리즘을 적용하여 하나의 기기로 맞춤형 훈련이 가능해진다.

로봇 기반 재활 훈련 장치는 재활 목적에 따라 트레드밀 방식 훈련 로봇, 발판제어 기반 보행훈련 로봇, 고정식 하지 재활훈련 로봇, 실제 지면 보행 훈련 로봇 등이 있다. 그 중 일상생활과 가장 밀접한 실제 지면 보행 훈련 로봇으로는 Banala 등[8]의 연구와 같이 하지 근육의 움직임을 직접 보조 해주거나, 수동적 보조 기술로 힘 피드백을 이용하여 상체 움직임을 제어하며 자연스러운 보행을 구현하는 KineAssist(미국 Kinea Design)[13-14]가 있다. 또한 지면 보행훈련 로봇으로는 WalkTrainer(스위스 Swortec SA)[15-17]가 있으며 이는 전기 자극 신호와 결합하여 지면 보행 훈련을 가능하게 하였다. 하지만 앞서 언급한 지면보행 재활로봇 모두는 부피가 큰 장치들이 환자 뒤쪽에 존재 해 보행 이외의 앉기, 서기, 계단 오르기, 계단 내려오기 등의 일상생활 동작 훈련에는 어려움이 있으며 한 공간에서 여러 대의 재활 로봇을 활용하여 동시에 훈련 시키기에 어려움이 따른다. 이에 따라 Song 등[18]은 기존 하네스 체중지지 시 불편함을 보완하고, 지면 보행이 가능한 다자유도 동적 하네스 시스템을 개발하고자 한다.

본 연구에서는 다자유도 동적 하네스 시스템 개발을 위해 필요한 일상생활동작에서의 하지근육 패턴 및 일상생활 동작에 따라 변화하는 족압 분포와 더불어 기존 수동하네스 체중지지율 변화에 따른 하지 근육 패턴과 족압 분포를 고찰하고자 한다.

2. 실험장치 및 방법

2.1 피험자

20대 성인 남성 5명을 대상으로 실험을 진행하였으며 피험자들의 신체적 특성은 표 1과 같다. 실험에 참여하기 전 모든 피험자들은 목적과 방법 및 절차에 대해 충분히 숙지한 후 실험에 참여하였다.

표 1. 피험자의 신체적 특성(평균±표준편차)

	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)
Subjects	23±2	173±5	76±6

2.2 실험 절차 및 방법

그림 1은 자율 주행 및 균형 훈련 시스템 개발의 기초자료로 활용될 일상생활 동작 및 하네스 체중지지율에 따른 인체패턴 연구 수행과정을 나타내고 있다. 본 연구에는 크게 일상생활 동작(ADL)실험과 수동 하네스 체중지지율 변화에 따른 실험으로 나누어지며 두 실험 모두 하지 근육과 족압 분포를 측정하였다.

2.2.1 일상생활동작

그림 2은 일상생활 연속동작 실험 절차를 나타내고 있다. 일상생활 동작(ADL: Activities of Daily Living) 실험에서는 보행 재활에 필요한 동작[19-22]으로 앉기, 일어서기, 걷기, 계단 오르기, 계단 내려오기 동작[23-24]을 연속동작과 각각의 구분 동작으로 나누어 한 피험자 당 6개의 실험을 각각 5번씩 진행하였다.

연속동작의 걷기 동작의 경우 3m 보행을 진행하였고 계단 오르기 동작과 계단 내려오기 동작은 각각 4계단의 계단보행을 수행하도록 하였다. 구분 동작에서의 걷기 동작의 경우 5m 보행을 진행하였으며 계단 오르기 동작과 계단 내려오기 동작은 연속동작과 동일하게 각각 4계단의 계단 보행을 수행하도록 하였다.

무선 EMG(TeleMyo Desktop DTS System, Noraxon, USA)를 이용하여 보행 시 하지 근육활성도를 측정하였다. 무선 근전도 센서를 이용하여 보행 시 움직임에 대한 간섭을 최소화 하였으며 보행 및 일상생활 동작 시 가장 많이 사용하는 하지근육을 선정하여 측정하였다. 근육 측정부위[23-27]는 좌, 우 대퇴직근(rectus femoris, RF), 외측광근(vastus lateralis, VL), 전경골근(tibialis anterior, TA), 외측비복근(Lateral gastrocnemius, Lat. Ga)이다(그림3). 근전도 데이터는 대역필터(bandpass filter, cut-off frequency : 10Hz - 250Hz)를 사용하

였으며 RMS(Root Mean Square) 분석법을 이용하여 일상생활동작과 체중지지율에 따른 분석을 실시하였다.

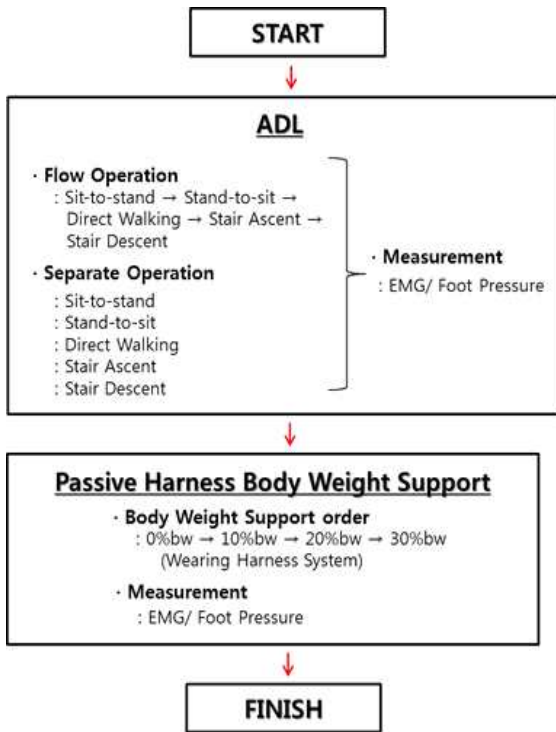


그림 1. 일상생활 동작 및 하네스 체중지지율에 따른 인체 동작패턴 실험 수행과정



그림 2. 일상생활 연속동작 실험 절차

2.2.2 트레드밀 보행에서의 하네스 체중지지 실험

본 연구에서는 Biodex사의 하네스 장치를 이용하여 피험자의 몸무게의 0%, 10%, 20%, 30%의 체중을 계산하여 하네스 장치의 하중센서(load cell)의 값(kg)으로 체중지지율을 조정하였다. 보행을 위한 트레드밀(쥘싸이버메딕의 GAT SYSTEM Pro)을 사용하여 3km/h의 속도로 보행하였다[28-29].(그림4)

실험은 체중지지율의 0%, 10%, 20%, 30% 4가지

경우에 대해 각 3번씩 보행을 진행하여 총 12번의 실험을 진행하였다. 보행속도는 3km/h를 제공하였고, 0%, 10%, 20%, 30%의 순서로 체중지지율을 증가시키며 실험을 진행하였다. %bw는 체중지지율로 피험자 체중(body weight)지지 비율을 나타낸다. 또한 체중지지효과를 검증하고자 일상 생활동작과 하네스 체중 지지에 따른 족압을 측정하였다. 족압 측정은 피험자들의 동작 수행 시 움직임에 대한 간섭을 최소화하기 위해 인솔형 Pedar-x system을 사용하여 무선으로 측정하였다. 족압 분석은 양발 전체의 족압의 평균값과 발의 전족(fore-foot), 중족(mid-foot), 후족(rear-foot) 3가지 영역으로 나누어 각각의 영역에 부하되는 힘의 평균값을 분석하였다.

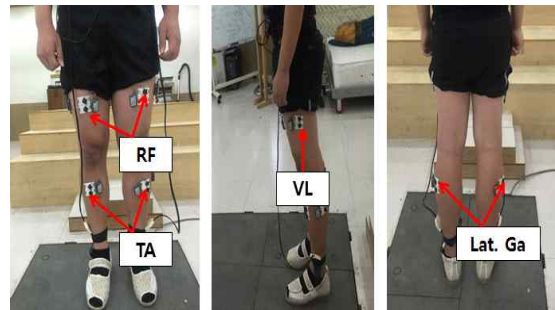


그림 3. 일상생활 동작 시 하지 근육활성 측정을 위한 근전도 부착부위

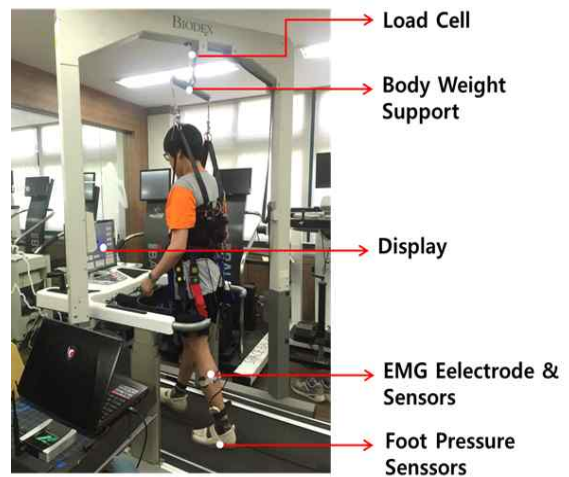


그림 4. 트레드밀 하네스 체중지지 실험

3. 결과 및 고찰

3.1 일상생활 동작 시 특성 분석결과

그림 5는 연속으로 일상생활동작 수행 시 근육의

활성을 나타내고 있으며 x축은 시간 y축은 각 근육의 근전도 결과이다. 각각의 동작은 선으로 구분하였으며 결과 그래프에서 근육 위치는 대퇴직근(RF), 외측광근(VL), 전경골근(TA), 외측비복근(Lat. Ga)의 약자로 표기하였다.

각 동작에 따라 활성화된 하지 근육의 위치는 다르게 나타났으나 반대동작인 앉기와 서기동작에서 활성화된 근육의 위치는 동일하였다. 계단 내려오기는 계단 오르기에 비해 측정된 근육 활성화도가 적게 측정되었는데 이는 계단 내리기 동작이 중력방향의 동작이기 때문이다.

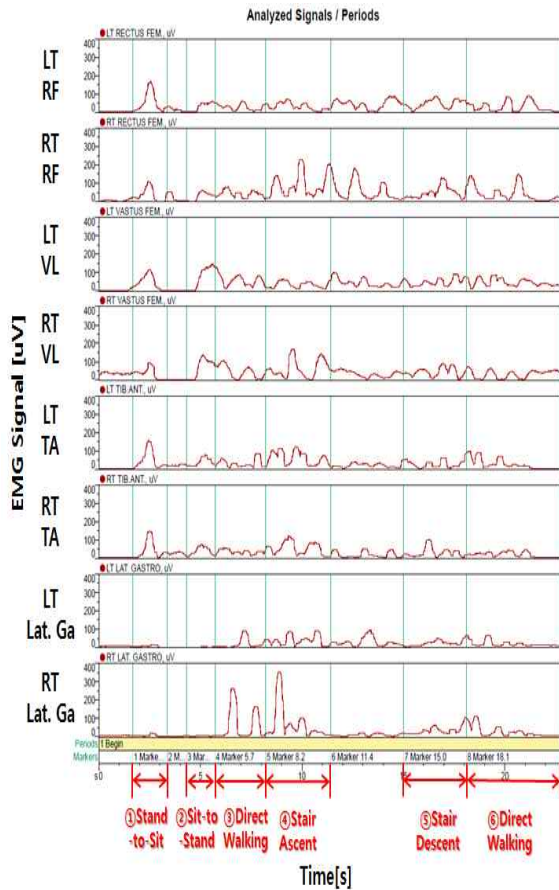
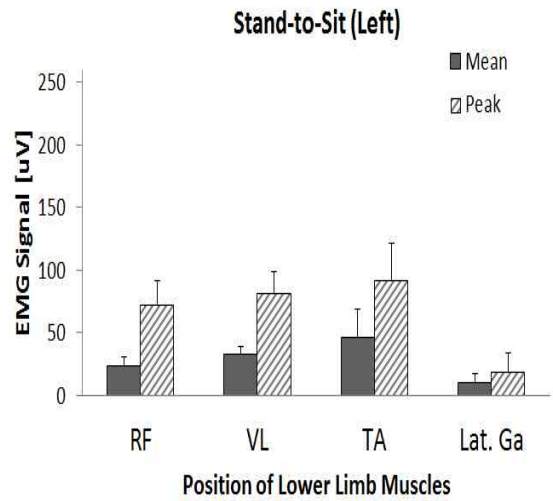
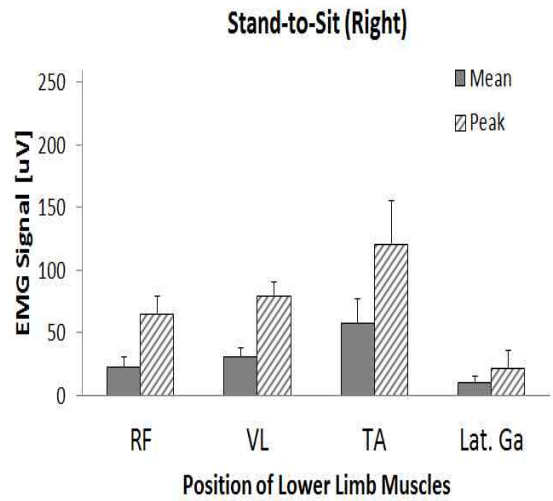


그림 5. 연속동작의 하지근육의 근활성도 분석 결과

그림 6은 구분 동작 중 앉기 동작 시 각각 (a)좌측, (b)우측 하지근육의 근육 활성도를 나타내고 있다. x축은 하지근육 위치, y축은 EMG 신호 결과를 나타내고 있다. 앉기 동작 시 대퇴직근, 외측광근, 전경골근이 주로 활성화 되었으며 대퇴부와 하퇴부 앞쪽 근육 활성이 급격히 증가하였다. 이는 앉는 동작 시 무게중심이 뒤로 향하면서 허벅지와 정강이 부분에 짧은 시간 동안 근육 활성이 크게 증가되기 때문이다.



(a) 좌측 하지 근육



(b) 우측 하지 근육

그림 6. 앉기 동작 동안 하지근육의 근활성도 분석 결과

그림 7은 서기 동작에서의 (a)좌, (b)우 하지근육의 근전도 결과를 나타내고 있다. 서기 동작에서는 상대적으로 대퇴부의 외측광근, 하퇴부의 전경골근이 주로 활성화 되었다. 그림 5에서의 앉기 동작과 서기 동작을 비교해 보면, 앉기 동작에는 근육활성이 순간적으로 증가하여 의자에 앉은 상태에서는 근육활성이 미비하지만, 대조적으로 서기 동작에서는 후반부에도 대퇴부 근육들의 지속적인 활성이 유도되어 서기 동작을 유지하고 있는 것을 알 수 있다.

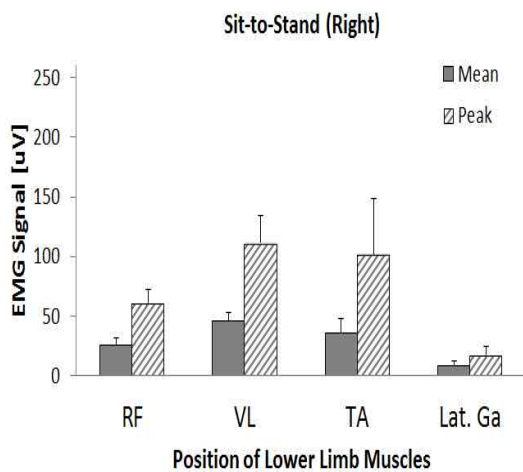
그림 8에서는 구분동작 중 걷기 동작에서의 근활성도를 나타내며 그림 8 (a), (b)는 각각 좌측, 우

측 하지근육의 결과를 의미한다. 걷기 동작에서는 대퇴부와 하퇴부 근육이 모두 활성화 되었으며 그 중 특히 비복근의 활성화가 두드러졌다. 이는 보행 주기 중 말기 입각기[30]에서 발목의 족저 굴곡 동작으로 인한 비복근의 활성화에 의한 결과 때문이다.

그림 9는 계단오르기 동작에서의 (a)좌, (b)우측 근 활성도를 나타내고 있다. 계단오르기 동작 시 대퇴직근, 외측광근, 전경골근, 비복근 모두 활성화 되었고 다른 동작들과 비교하여 상대적으로 모든 근육에서 최대 값이 크게 측정되었다. 마지막으로 그림 10(a), (b)에서는 계단 내려오기 동작에서의 좌측과 우측 하지 EMG 값을 나타내며, 오르기 동작과 비교하여 상대적으로 근육 활성도가 적게 나타났다.

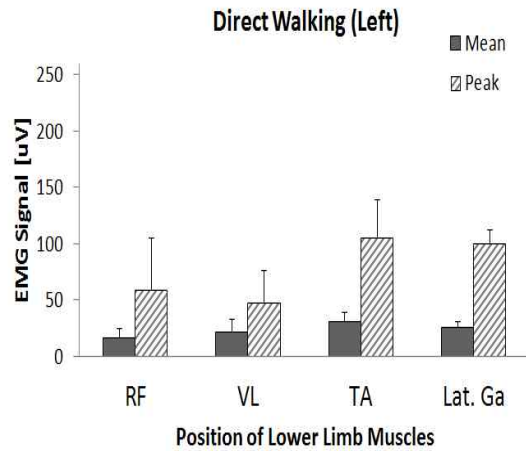


(a) 좌측 하지 근육

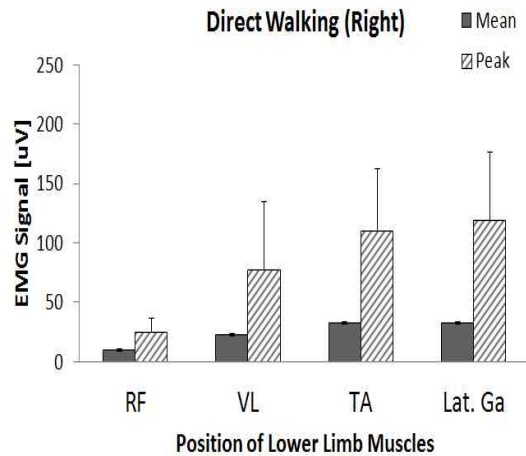


(b) 우측 하지 근육

그림 7. 서기 동작 동안 하지근육의 근활성도 분석 결과

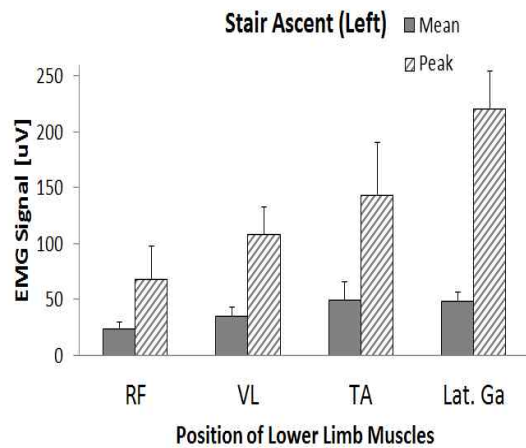


(a) 좌측 하지 근육

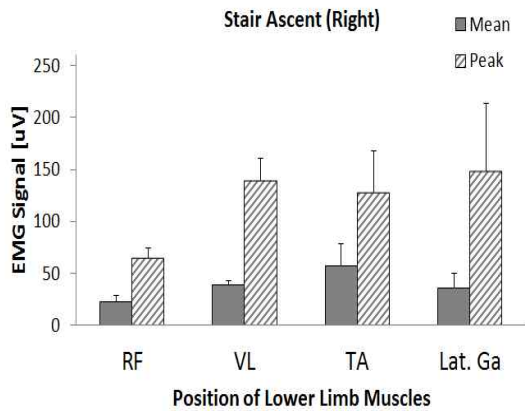


(b) 우측 하지 근육

그림 8. 걷기 동작 동안 하지근육의 근활성도 분석 결과

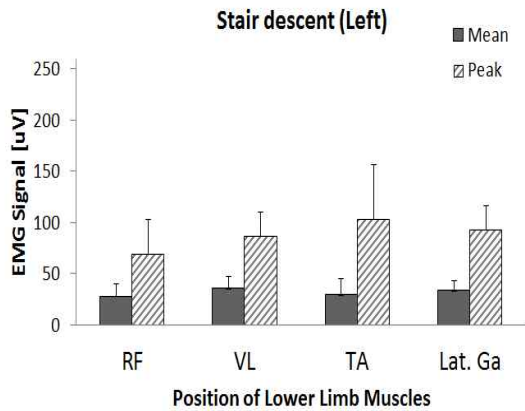


(a) 좌측 하지 근육

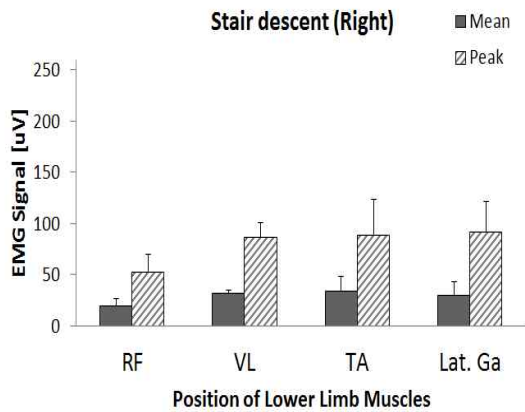


(b) 우측 하지 근육

그림 9. 계단 오르기 동안 하지근육의 근활성도 분석 결과



(a) 좌측 하지 근육



(b) 우측 하지 근육

그림 10. 계단 내려오기 동작 동안 하지근육의 근활성도 분석 결과

이는 상대적으로 모든 근육에서 최대값이 크게 측정된 계단 오르기 동작에서는 중력과 반대방향으로

로 올라가는 동작으로 발목 관절의 족저굴곡 토크가 크게 발생시켜 계단 오르기 보행에 따른 근육을 활성화시키기 때문이라고 사료된다. 계단 내려오기에서는 계단 오르기과 반대로 중력방향으로 내려가는 동작으로 인하여 근육 활성이 주로 체중유지를 위해 사용되어서 상대적으로 근활성도가 적게 활성화 된 것으로 사료된다.

그림 11은 구분동작에서의 양발 전체에 부하되는 족압분포의 평균값 결과이다. x축은 동작 패턴을 의미하며 y축은 족부에 가해진 족압 분포의 평균값을 나타내고 있다. 앉기(750 ± 108 N)와 서기(711 ± 78 N)에서는 족압 분포가 유사하게 나타났으며 계단 오르기(975 ± 145 N)에서는 계단 내려오기(1055 ± 203 N)보다 적은 수치가 발생하였다. 계단 내려오기에서 족압 분포가 더 크게 측정되는 것은 중력방향으로 체중이 작용하면서 체중부하가 더 커졌기 때문이다.

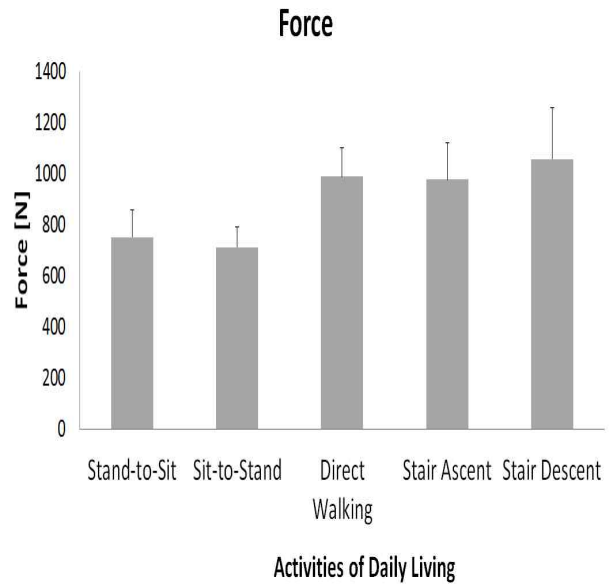
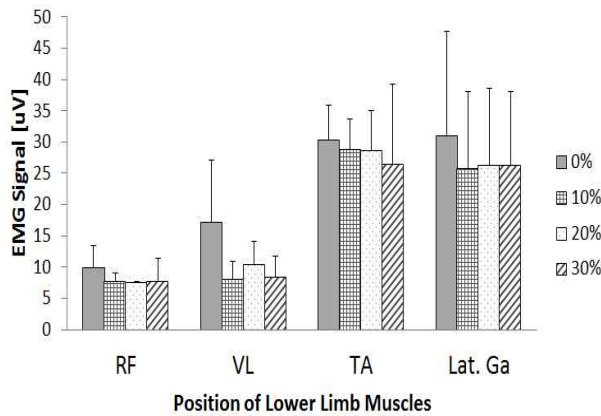


그림 11. 일상생활 동작 수행 중 구분동작에서의 각각의 족압 분석 결과

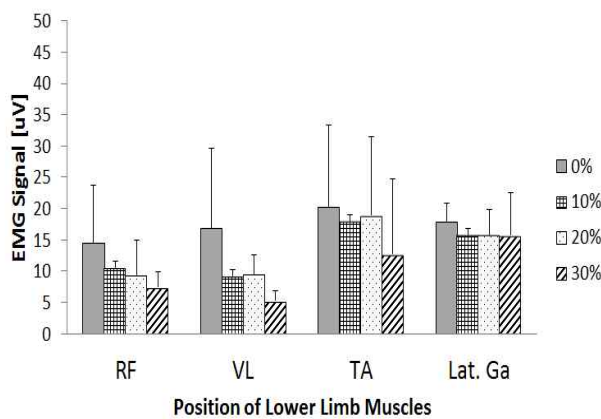
3.2 하네스 체중지지율에 따른 특성분석

하네스 체중지지율에 따른 근전도 결과를 분석하였다. 그림 12는 피험자 체중지지 0%, 10%, 20%, 30%를 나타내고 있으며, (a) 좌측 하지근육 활성도와 (b) 우측 하지근육 활성도를 나타내고 있다.

체중지지 시 EMG 분석 결과, 체중지지 전보다 체중지지 후의 근육 활성도가 작게 활성화 되는 것으로 알 수 있었다. 이는 체중지지를 통하여 하지에 체중부하가 감소함으로써 중력에 대항하는 하지근육의 활성수준이 감소된 것으로 판단된다.



(a) 좌측 하지 근육



(b) 우측 하지 근육

그림 12. 하네스 체중지지 0%bw, 10%bw, 20%bw, 30%bw 일 때의 좌측 하지근육의 근활성도 분석 결과

체중지지를 통한 근육 사용량 감소는 하퇴부보다 대퇴부에서 더 두드러진 것으로 보아 체중지지를 위해 주로 쓰이는 하지 근육은 대퇴부 근육인 것으로 사료된다. 또한 다른 근육들에 비해 외측광근 활성은 두드러진 감소를 보였다. 이는 외측광근의 역할인 고관절과 슬관절의 굴곡 및 신전이 체중지지에 의해 관절의 가동범위가 감소되었기 때문이라고 사료된다. 그러나 외측 비복근의 경우는 체중지지율이 증가함에 따라 근활성도 변화량은 미비하게 나타났다.

그림 13은 하네스 체중지지율에 따른 족압 분석 결과로써 양발 전체의 족압 분석 결과를 나타내고 있다. 체중의 0% 지지일 때 930.5 N, 체중의 10% 지지일 때 768.81 N, 체중의 20% 지지일 때 693.4 N, 체중의 30% 지지일 때 624.4 N으로 하네스의 체중지지율에 따라 피험자의 발에 부하되는 족압 분포의 평균값이 감소되었다.

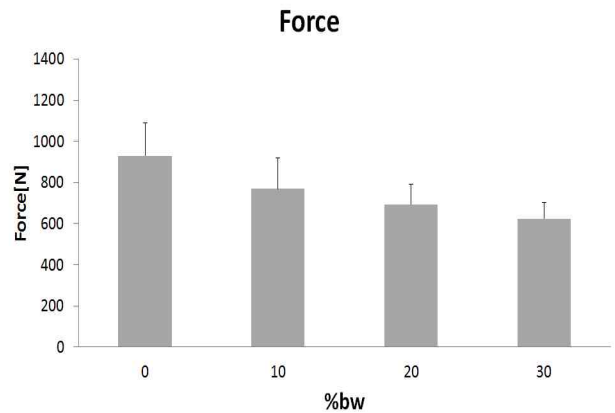


그림 13. 하네스 체중지지 0% bw, 10% bw, 20% bw, 30% bw 일 때의 족압 평균값

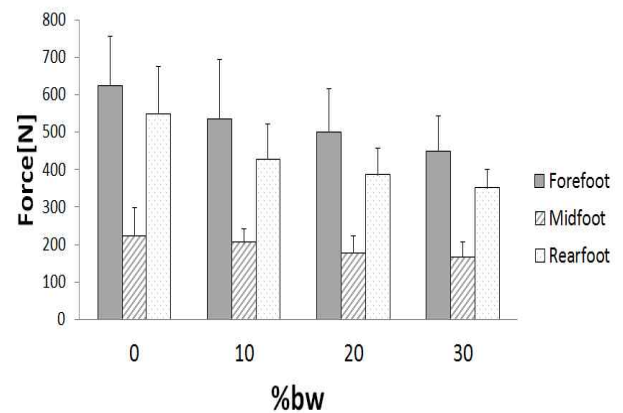


그림 14. 하네스 체중지지 0%bw, 10%bw, 20% bw, 30% bw일 때 전족, 중족, 후족의 족압 분석 결과

그림 14는 발의 3영역(전족, 중족, 후족)으로 나누어 분석했을 때의 족압 결과를 나타내고 있다. 하네스 체중지지 0% bw, 10% bw, 20% bw, 30% bw일 때 전족, 중족, 후족의 평균 힘 분석 결과이다. 전족의 경우, 체중지지 0%bw일 때 623.5 N, 10% bw일 때 534.3N, 20% bw일 때 501.3 N, 30% bw일 때 448.2N으로 감소하였다. 중족에서는 bw의 0%bw일 때 222.8 N, 10% bw에서는 205.1 N, 20% bw에서는 176.0 N, 30% bw일 때는 165.3N으로 감소하였다. 후족의 경우 체중지지 0%bw일 때는 549.4 N, 10% bw일 때 427.5%, 20% bw의 체중지지율의 경우 385.9 N, 30%bw의 체중지지율에서는 350.6 N으로 감소되었다.

체중지지율이 증가함에 따라 양발 전체의 족압 분석 결과에서 힘과 압력 모두 감소하는 경향을 보였으며 전족, 중족, 후족으로 나누어 족압 분석을 진행한 결과 또한 전체적으로 감소하는 효과를 보

였다. 족부의 3영역으로 나누어 분석했을 때의 결과에서는 보행에서 가장 많이 쓰이는 전족과 후족의 압력의 감소폭이 더 크게 발생하였다. 이는 체중지지에 따라 족부에 가해지는 중력에 대한 체중 값이 감소하였기 때문이라고 판단된다.

4. 결 론

본 연구에서는 5가지 일상생활동작과 체중지지에 따른 하지근육 패턴 및 족압 분포를 알고자 하여 실험 및 분석결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

일상생활 동작 수행 시 주로 외측광근의 활성이 두드러졌다. 이는 본 연구에서 선정된 일상생활 동작이 주로 슬관절의 굴곡과 신전을 요하는 동작이기 때문이라 된다. 또한 각 동작에서 하지근육 활성도는 각각 동작에 따라 특이한 경향을 보였다. 특히 앉기 동작과 서기 동작에서는 동작 수행 시 활성화된 근육 위치는 동일하게 나타났으나 근육 활성 지속시간의 차이를 보였으며, 계단 오르기과 계단 내려오기 동작에서는 중력의 영향으로 계단 내려오기 동작에서의 근육 활성도는 계단 오르기에 비해 감소된 것을 알 수 있었다. 또한 전경골근은 모든 동작 수행 시 큰 활성을 보였다.

체중지지에 따른 근육 활성도는 체중지지 제공 시 하지 근 활성도가 감소하는 것을 알 수 있었다. 특히 체중지지로 인한 외측광근의 근활성 감소가 두드러졌다. 이는 외측광근의 역할인 고관절을 구부리거나 무릎관절을 펴는 정도가 체중지지를 통해 감소된 것으로 사료된다. 이 결과로 미루어 보아 외측광근의 과도한 발달의 원인으로 인한 슬개대퇴통증 증후군(PFPS) 환자들의 재활 훈련에 체중지지 보행 재활훈련 시스템이 적용 가능하다고 판단된다. 또한, 자신의 정상보행에 영향을 주지 않는 체중의 10% 지지에서는 체중지지 효과를 통해 근육 활성 감소를 보였으나, 피험자들이 대퇴부 안쪽에 불편함을 느낀 체중지지 20%에서는 근육 활성이 오히려 미비한 증가를 보였다.

체중 지지율에 따른 족압 분포 결과는 체중 지지율 증가에 따라 감소하는 경향을 보였으며, 발의 3영역으로 나누어 본 분석해 본 결과 또한 전체적으로 감소하였다. 이러한 결과들은 동적 하네스 재활 훈련 시스템이 비정상적으로 특정 부위의 근전도나 족압이 크게 활성화되는 환자들의 운동 치료에도 효과적으로 적용 가능 할 것이라 판단된다.

본 연구에서는 체중지지율 10%, 20%, 30%의 지지에 따른 하지근육 및 족압 분포를 연구했으나 앞

으로의 연구에서는 더 큰 체중지지율에 따른 인체 영향평가가 필요할 것이라 생각되며 정상성인이 아닌 다양한 환자에게 체중지지율에 따른 인체 영향 평가 연구가 필요할 것이라 판단된다.

참 고 문 헌

- [1] M. H. Thaut, G. C. McIntosh, and R. R. Rice, "Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation", *J. Neurological Sciences*, vol. 151, pp. 207-212, 1997.
- [2] H. Schmidt, C. Werner, R. Bernhardt, S. Hesse and J. Kruger, "Gait rehabilitation machines based on programmable footplates", *J. Neuro Engineering and Rehabilitation*, vol. 4, no. 1, 2007.
- [3] D. P. Ferris, G. S. Savicki, and A. Domingo, "Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation", *J. Top Spinal Cord Inj. Rehabil.*, vol. 11, no. 2, pp. 34-49, 2005.
- [4] R. Dickstein, "Rehabilitation of Gait Speed after stroke: A Critical Review of Intervention Approaches", *J. Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 22, no. 6, pp. 649-660, 2008.
- [5] C. C. Charalambous, H. S. Bonilha, S. A. Kautz, C. M. Gregory, and M. G. Bowden, "Rehabilitating Walking Speed Poststroke With Treadmill-Based Interventions: A Systematic Review of Randomized Controlled Trials", *J. Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 27, no. 8, pp. 709-721, 2013.
- [6] S. K. Banala, S. K. Agrawal and J. P. Scholz, "Active Leg Exoskeleton for Gait Rehabilitation of Motor-Impaired Patients", *10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 401-407, 2007
- [7] P. S. Lum, C. G. Burgar, P. C. Shor, M. Majumdar, and M. V. Loos, "Robot-Assisted Movement Training Compared With Conventional Therapy Techniques for the Rehabilitation of Upper-Limb Motor Function After Stroke", *J. Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 83, pp. 952-959, 2002.
- [8] S. K. Banala, S. H. Kim, S. K. Agrawal and J.P. Scholz, "Robot Assisted Gait Training With Active Leg Exoskeleton", *Transactions on*

- Neural System and Rehabilitation Engineering, vol. 17, no. 1, pp 2-8, 2009.
- [9] L. Lunenburger, G. Colombo and R. Riener, “Biofeedback for robotic gait rehabilitation”, J. NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 4, no. 1, 2007.
- [10] B. Husemann, F. Muller, C. Krewer, S. Heller, and E. Koenig, “Effect of Locomotion Training With Assistance of a Robot-Driven Gait Orthosis in Hemiparetic Patients After Stroke”, J. Stroke, vol. 38, pp. 349-354, 2007.
- [11] J. F. Veneman, R. Kruidhof, E. G. Hekman, R. Ekkelenkamp, E. V. Asseledonk, and H. Kooij, “Design and Evaluation of the LOPES Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation”, Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 15, no. 3, pp. 379-386, 2007.
- [12] K. Bharadwaj, T. G. Sugar, J. B. Koeneman and E.J. Koeneman, “Design of Robotic Gait Trainer using Spring Over Muscle Actuators for Ankle Stroke Rehabilitation”, J. Biomech Eng, vol. 127, no. 6, pp. 1009-1013, 2005.
- [13] J. K. Burgess, G. C. Weibel and D. A. Brown, “Overground walking speed changes when subjected to body weight support conditions for non impaired and post stroke individuals”, J. NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 7, no. 6, 2010.
- [14] J. Patton, D. A. Brown, M. Peshkin, J. J. Santos-Munne, A. Makhlin, E. Lewis, J. E. Colgate, and D. Schwandt, “KineAssist : Design and Development of a Robotic Overground Gait and Balance Therapy Device”, J. Topics in Stroke Rehabilitation, vol. 15, no. 2, pp. 131-139, 2008
- [15] M. Bouri, Y. Stauffer, C. Schmitt, Y. Aallmand, S. Gncmmi, and R. Clavel, “The WalkTrainer : A Robotic System for Walking Rehabilitation”, International Conference on Robotics and Biomimetics, pp. 1616-1621, 2006.
- [16] Y. Stauffer, Y. Allemand, M. Bouri, J. Fournier, R. Clavel, P. Metrailler, R. Brodard, and F. Reynard, “The WalkerTrainer-A New Generation of Walking Reeducation Device Combining Orthoses and Muscle Stimulation”, IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering, vol. 17, no. 1, pp. 38-45, 2009.
- [17] M. Patrick, B. Roland, S. Yves, C. Reymond, and F. Rolf, “Cyberthosis: Rehabilitation robotics with controlled electrical muscle stimulation”, J. Rehabilitation Robotics, No. LSRO-CHAPTER, pp. 303-317, 2007.
- [18] 송성미, 유창호, 김경, 김제준, 김제남, 송원경, 권대규, “동적 하네스 시스템 개발을 위한 일상생활 동작 인체패턴 사전연구”, 대한의용생체공학회 춘계학술대회, p. 71, 2015.
- [19] R. Riener, M. Rabuffetti, and C. Frigo, “Stair ascent and descent at different inclinations”, Gait & Posture, vol. 15, pp. 32-44, 2002.
- [20] V. Cimolin and M. Glli, “Summary measures for clinical gait analysis: A literature review”, Gait & Posture, vol. 39, pp. 1005-1010, 2014.
- [21] 서교철, 장은정, “고유수용성 신경근 촉진법 훈련을 이용한 경사로보행과 계단보행이 뇌졸중 환자의 보행능력에 미치는 영향”, 특수교육재활과학연구지, vol. 52, no. 3, pp. 127-144, 2013.
- [22] D. R. Burnett, N. H. Campbell-Kyureghyan, P. B. Cerrito, and P. M. Quesada, “Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to sit tasks”, J. Electromyography and Kinesiology, vol. 21, pp. 610-615, 2011.
- [23] 최윤희, “성인 편마비환자의 계단 높이에 따른 보행훈련시 균형 및 근활성도 분석”, 대구대학교 석사 학위논문, 2012.
- [24] 임희성, “계단 상·하 보행시 대퇴사두근의 근전도 분석”, 건국대학교 석사학위논문, 1998.
- [25] 김상호, 유재환, 김덕환, “EMG 신호기반 특징 추출과 근육부위 선택을 통한 계단 보행 단계 분류”, 대한전자공학회 하계학술대회, 제 37권, 1호, pp. 1053-1056, 2014.
- [26] E. C. Wentink, S. I. Beijen, H. J. Harmens, J. S. Rietman, and P. H. Veltink, “Intention detection of gait initiation using EMG and Kinematic data”, Gait & Posture, vol. 37, pp. 223-228, 2013.
- [27] G. Bovi, M.Rabuffetti, P. Mazzoleni, M. Ferrarin, “A multiple-task gait analysis approach: Kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult

subjects”, Gate & Posture, vol. 33, pp. 6-13, 2011.

- [28] Y. Okita, N. Tatematsu, K. Nagai, T. Nakayama, T. Nakayamata, T. Okamoto, J. Toguchida, N. Ichihashi, S. Matsuda, and T. Tsuboyama, “The effect of walking speed on gait kinematics and kinetics after endoprosthetic knee replacement following bone tumor resection”, Gait & Posture, vol. 40, pp. 622-627, 2014.
- [29] G. J. Jerome, S. U. Ko, D. K. Kauffman, S. A. Studenski, L. Ferrucci, and E. M. Simonsick, “Gait characteristics associated with walking speed decline in older adults: Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging”, J. Archives of Gerontology and Geriatrics, vol. 60, pp. 239-243, 2015.
- [30] 정석, 유지웅, 김경, 송창호, 조병모, 장인수, 김장환, 이성용, “Perry의 보행분석”, 영문출판사, pp. 53-174, 2006.
- [31] 최순미, 이만균, 김정원, “슬개대퇴 통증 증후군과 발목의 위치가 Terminal knee extension 시대퇴사두근의 근력과 근활성도에 미치는 영향”, 한국체육과학회지, 제19권, 제2호, pp. 1091-1102, 2010.
- [32] 장원석, 김성민, 강승호, 김남현, “대퇴근활성화에 대한 자전거 운동 시 근전도와 슬관절 각도와와의 상관관계 연구”, 전자공학회논문지, 제 46권, 제 4호, pp. 77-83, 2009.
- [33] 임안수, “당뇨병 환자의 보행훈련”, 시각장애연구, 제12권, pp. 75-84, 1996.
- [34] 이찬녕, 엄광문, 박진우, 고성범, 김병조, 오경미, 김호정, 이대희, “Foot Scan System을 이용한 파킨슨병 환자의 역동적 족압 분석”, 대한신경과학회지, 제25호, 제2호, pp. 172-179, 2007.



송 성 미

2011년 2월 전북대학교 생체정보공학부 졸업 (학사)
 2014년 - 현재 전북대학교 헬스케어공학과 석사과정

관심분야 : 재활공학, 생체신호, 낙상

유 창 호



2005년 2월 전북대학교 기계공학과 졸업 (학사)
 2007년 2월 전북대학교 의용생체공학과 졸업 (석사)
 2012년 3월 일본 동북대학교 의공학과 졸업 (박사)
 2012년 4월 - 현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 연구교수

관심분야 : 재활공학, 혈류역학, 생체역학, 헬스케어기기

김 경



2003년 2월 전북대학교 전자정보공학부(생체공학전공)졸업(학사)
 2005년 2월 전북대학교 의용생체공학과 졸업 (석사)
 2010년 8월 전북대학교 헬스케어공학과 졸업 (박사)
 2010년 11월 - 2012년 12월 국립재활원 재활연구소 박사연구원
 2012년 12월 - 현재 전북대학교자동차부품금형기술혁신센터 R&D사업단 신기술융합팀 선임연구원

관심분야 : 바이오메카닉스, 재활공학, 헬스케어 및 웰니스 기기

김 재 준



2010년 2월 전북대학교 생체정보공학부 졸업 (학사)
 2012년 2월 전북대학교 헬스케어공학과 졸업 (석사)
 2012년 - 현재 전북대학교 자동차부품금형기술혁신센터 R&D사업단 신기술융합팀 연구원

관심분야 : 재활공학, 바이오메카닉스

송 원 경



2001년 2월 카이스트 전기 및 전자공학 전공 (공학박사)
2001년 - 2008년 삼성SDI 책임연구원
2008년 - 2014년 국립재활원 재활보조기술연구과 공업연구관
2014년 - 현재 국립재활원 재활보조기술연구과장

관심분야 : 재활로봇, 보조로봇, 중개연구, 스마트 디바이스 기반 보조기기

홍 철 운



1989년 2월 전북대학교 물리학과 졸업 (학사)
1995년 2월 일본 오사카대학 졸업 (공학석사)
1998년 2월 일본 JAIST 졸업 (공학박사)
2002년 10월 - 현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수

관심분야 : 재활공학, 생체물리, 센서공학

권 대 규



1993년 2월 전북대학교 기계공학과 졸업 (학사)
1995년 2월 전북대학교 기계공학과 졸업 (석사)
1999년 2월 일본 동북대학교 기계전자공학과 졸업 (박사)
2004년 3월 - 현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수

관심분야 : 바이오메카트로닉스, 재활공학, 생체역학, 웰니스, 스포츠과학