

청각 피드백이 적용된 좌우 불균형 개선을 위한 밸런스 인솔 개발 및 검증

The Development and Verification of Balance Insole for Improving the Muscle Imbalance of Left and Right Leg Using based Sound Feedback

강승록*, 윤영환, 유창호, 나재욱, 홍철운, 권대규

S. R. Kang, Y. H. Yoon, C. H. Yu, J. W. Nah, C. U. Hong, T. K. Kwon

요약

본 연구에서는 하지의 좌우 불균형 검출을 위한 밸런스 측정 인솔을 개발하고 불균형을 개선하기 위한 청각 피드백 기술에 대한 검증을 하고자 하였다. 밸런스 인솔은 실시간 압력 감지 범위가 64 단계이며 발바닥 압력 분포를 고려해 8개 부위에 FSR 센서를 탑재한 FPCB로 구성되었다. 피험자는 하지의 좌우 근력차이가 20% 이상 차이가 나는 피험자 20명을 선출하였다. 피험자들은 경사 0, 5, 10%와 속도 3, 4, 5km/h 로 15분 간 트레드 밀 위에서 보행을 하였다. 또한 보행 시 나타나는 좌우 불균형을 평가 및 청각 피드백에 따른 개선효과를 검증하기 위해 측정된 족압 센서 데이터와 실시간 근육생리신호 데이터를 비교분석하였다. 실험 결과, 보행경사와 속도가 증가할수록 하지 좌우의 근력 불균형을 보유한 피험자들은 75.7%~140.9%까지 증가하는 반면 청각 피드백을 제공 시 10% 이내로 감소하는 결과를 보였다. 본 연구에서 개발 인솔 시스템을 이용한 보행환경에 따른 인체 좌우 불균형 발생시 FSR 신호 감도 결과와 인체생리신호 간 유효한 결과를 보였다. 향후 밸런스 피드백 보행 시 하지 좌우 불균형 개선 효과 경향을 보여 향후 족부 영역별 FSR 센서 민감도, 불균형 검출 및 개선을 위한 역치점 처리 알고리즘 개발에 대한 연구가 필요하다고 사료된다.

ABSTRACT

This study was to develop the balance insole system for detecting and improving the muscle imbalance of left and right side in lower limbs. We were to verify the validation of balance insole system by analyzing the strategy of muscular activities and foot pressure according to sound feedback. We developed the balance insole based FSR sensor modules for estimating the muscle imbalance using detecting foot pressure. The insole system was FPCB have 8-spot FSR sensor with sensitivity range of 64-level. The participants were twenty peoples who have muscle strength differences in left and right legs over 20%. We measured the muscular activity and foot pressure of left and right side of lower limbs in various gait environment for verifying the improvement effect of muscle imbalance according to sound feedback. They performed gait in slope at 0, 5, 10, 15% and velocity at 3, 4, 5km/h. The result showed that the level of muscle imbalance reduced within 30% for sound feedback of balance insole system contrast to high level of muscle imbalance at 169.9~246.8% during normal gait for increasing slope and velocity. This study found the validation of balance insole system with sound feedback stimulus. Also, we thought that it is necessary to research on the sensitivity of foot area, detection of muscle imbalance and processing algorithm of correction threshold spot.

Keyword : FSR Sensor, Muscle Imbalance, Muscular Activity, Balance Insole, Sound Feedback

1. 서론

최근 신체 기능의 불균형으로 인한 많은 질환들이 발생되고 있으며 대다수의 사람들은 좌우 근력 불균형을 가지고 있다. 이러한 불균형을 일으키는 원인은 비정상적인 생체역학적 구조와 기능으로 인해 발생되며 해부학적 이상, 정적 이상과 기능적 이상으로 나눌 수 있다. 대부분의 불균형은 선천적인 차이를 제외하고 불균형 유발요인의 가장 큰 비중을 차지하는 것은 잘못된 생활습관으로 알려져 있다[1]. 무의식 중 장시간 반복적인 생활습관은 어떤 원인보다 신체의 큰 변형을 초래한다. 신체 활동 면에서 주로 사용되는 손을 무의식 적으로 더 많이 사용하는 것처럼 하지도 사용하기 편한 주된 우성 발을 더 많이 사용하기 때문에 한쪽 근육 활성이 더 크게 발생되고 이로 인해 하지에 근력 불균형이 발생된다[2-3]. 그 밖에 짝다리로서는 습관, 한쪽으로 가방을 메는 것 또 많은 여성들이 즐기는 하이힐 등 일상적인 습관들에 근력 불균형을 초래하는 원인들이 내제되어 있다. 이러한 생활 습관들은 무의식중에 계속 반복되어 신체의 불균형을 초래하기 때문에 그 정도가 경미할 때조차 많은 위험을 내포하고 있다. 또한 잘못된 운동습관은 인체에 비효율적인 운동을 야기하고, 지속된 자세와 반복 움직임으로 인한 근육에 가해지는 지속적인 스트레스로 인해 신체의 근육의 기능과 신체 균형에 심각한 부정적 효과인 인체의 좌우 근력불균형을 초래할 수 있다. 인체에 지속적으로 기능 변형이 작용되면 골반 뒤틀림, 좌우 어깨차이, 척추 변형과 같은 심각한 정형학적 손상과 통증을 유발된다. 하지만 아직까지 근력을 측정하거나 족부압력을 측정하는 시스템만 있을 뿐 좌우 근력불균형을 측정하고 이를 교정시켜주는 시스템은 전무한 실정이다. 최근까지의 좌우 불균형 평가에 관한 연구는 대부분 일반인이나 운동선수의 부상자 진단 혹은 사지 수술환자들

대상으로 근육의 재손상 발생 위험요인 확인 및 재활치료가 대부분이다. 현 국내외 근력불균형에 대한 사전연구는 근력불균형이 운동 상해에 미치는 영향에 대한 연구가 대부분이다. 근력불균형이 운동상해에 미치는 영향에 대한 연구로 국내 스포츠 전문기관인 스포츠개발원에서 슬관절의 양측 최대 토크비(deficit ratio)가 $\pm 10\%$ 이상인 경우 선수들의 상해를 유발 할 수 있다고 보고하였고, 운동선수들에 있어 좌우근력 균형비가 10%이상 시 상해의 가능성이 높다고 평가하였다[4]. 국외의 경우, 좌우 하지의 대퇴 사두근의 근력이 10%이상의 차이가 발생 시 부상빈도가 증가된다고 평가하였고 근력 불균형이 8% 이상시 근력 불균형이 있으며 10%이상이 나타나면 상해의 가능성이 존재한다고 보고했다[5-6]. 또한 노인들은 하지근력 불균형에 따라 보행 시, 근력이 더 센 쪽이 약한 쪽을 보완하기 위해 지면에 동시에 지지하는 시간(double support time)이 더 길고, 동측 다리길이를 나눈 보장(step/extremity ratio)은 약한 쪽이 더 큰 보장으로 걸음을 걷는 형태를 나타냈다고 하였다. 근육차가 10% 이상일 때 문제가 발생된다고 보고 보고하였다[7]. 또한 아직까지 상지 근력불균형과 이로 인한 요통에 주로 국한되어 하지 근력불균형에 대한 연구는 미미한 실정으로 체계적인 연구가 부족하다. 이는 상지에 비해 하지의 경우 근골격계 질환의 종류가 적고 근골격계 질환자 또한 적기 때문이라고 추정된다[8-9]. 그러나 우리나라의 경우 좌식사회뿐만 아니라 다양한 산업 현장에서 쪼그린 자세, 무릎 앉은 자세 등을 비롯한 다양한 하지 자세가 발생하여 좌우 하지 불균형이 빈전하게 나타나고 있다. 그러므로 이에 대한 생체역학적, 생리학적 및 인체 심리학적 연구가 필요한 실정이다.

하지의 좌우 근력차이는 다양한 근골격계 질환을 유발하고 있지만, 아직까지 정확한 측정기준이나 개선방법에 대한 연구가 거의 없고 국내에서 근력 불균형에 대한 연구는 인체에 미치는 영향에 대한 연구에 국한 되어있는 실정이다. 따라서 본 연구에서는 하지의 좌우 근력불균형을 측정 가능한 FSR 센서 기반의 밸런스 인soles을 개발하고 청각피드백의 유무에 따른 보행 환경별 하지의 근육활성도와 족부 압력 평가를 통해 근력불균형 개선 효과를 검증하고자 하였다.

2. 실험방법

2.1 피험자

dbsdud@naver.com (공동저자)
 유창호 : 전북대학교 융합기술공학과 조교수
 combo418@nate.com (공동저자)
 나재욱 : (주)제윤메디컬 연구소장
 jwnah@jeyun.com (공동저자)
 홍철운 : 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수
 cuhong@jbnu.ac.kr (공동저자)
 권대규 : 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수
 kwon10@jbnu.ac.kr (교신저자)
 ※ 본 연구는 2016년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원(No. NRF-2016R1A6A3A11935992)과 2016년 문화체육관광부 스포츠산업기술개발사업에 의거 국민체육진흥공단의 국민체육진흥기금 지원으로 이루어진 연구임.

본 연구에서는 하지의 좌우 근력 불균형 요인을 보유한 피험자를 선출하기 위해 신체 건강한 20대 성인 남녀 50명(남자 25명, 여자 25명)을 대상으로 BIODEX System 3 (biodex medical systems, Inc., USA)을 이용하여 등속성 관절토크 평가를 사전 실시하였다. 하지의 좌우 근력불균형 평가를 위해 슬관절의 신전(extension)운동과 굴곡(flexion) 운동 시 관절토크를 측정하였다. 피험자들에게 관절토크 프로토콜, 각속도, 측정범위 등은 훈련그룹과 대조그룹에게 동일하게 적용되었다. 관절토크 프로토콜은 무릎관절과 발목관절의 신전과 굴곡운동 시 60°/sec 각속도와 60° 운동가동범위(ROM; range of motion)를 제공하였다[10]. 하지의 좌우 근력차이가 20% 이상 자 20명(남자 10명, 여자 10명)을 최종 선출하였다(Fig. 1). 또한 피험자들은 청각피드백을 받는 그룹과 받지 않는 그룹으로 각 10명(남자 5명, 여자5명)씩 나뉘어 보행을 실시하였다.

2.2 스마트 밸런스 인솔

본 연구에서 좌우 불균형 측정용 밸런스 측정 인솔을 개발하기 위해 FSR 센서 기반 족부 압력 감지 인솔 및 통합센서 모듈을 개발하였다. 족부 압력 분포를 고려해 8개 부위에 FSR 센서를 탑재한 FPCB 개발(0.2T 두께의 Flexible PCB에 FSR-400 탑재)하였다. 압력 감지 범위는 32~64 단계까지 세분화 가능하여 좀 더 정밀한 족압 측정이 가능하고 Top/Bottom 등 양면에 센서 탑재가 가능하여 좌/우 측 발 검용으로 제작하였다. 사용자가 보행 시 나타나는 불균형 형태를 측정 및 분석하기 위한 9축 센서(3축 가속도센서 + 3축 자이로센서 + 3축 지자기 센서)와 센싱 데이터 전송을 위한 BLE 일체형 모듈을 개발하였다(Fig. 2).

2.3 실험절차

실험 전 피험자들의 신체적 조건 중 근육양에 따른 근력 불균형 결과에 대한 에러를 최소화하기 위해 근육량 검사를 실시하였고 등속성 근기능 평가를 통해 하지의 좌우 근력차이가 20% 이상인 자를 근력 불균형 요인을 보유한 자로 총 20명 선출하였다. 선출된 피험자들은 본 연구에서 개발한 스마트 밸런스 인솔이 장착된 신발을 신고 트레드밀에서 다양한 보행환경 조건에 따라 보행을 수행하였다. 보행 환경은 경사 0%, 5%, 10%와 속도 3km/h, 4km/h, 5km/h 씩 각 조건별 60초 보행을 제공하였

고 총 5회 반복 수행하였다. 청각피드백 그룹은 보행 환경별 근력불균형 발생 시 더 큰 근력을 나타난 발에 대한 정보를 음성으로 제공받았다. 또한 보행 시 청각피드백 유무에 따른 개발된 스마트 밸런스 인솔의 유효성과 청각피드백의 효과를 검증하기 위해 피험자들에게 보행환경별 나타나는 근력불균형에 대한 실시간 근육생리신호와 족부 하중 분포를 평가하였다. 보행실험 시 실내온도에 따른 피험자들의 생리학적 변화에 대한 오류를 최소화하기 위해 실험 기간 동안 25℃의 실내온도와 습도50% 수준으로 실험환경을 유지하였다. 또한, 실험 중 구토, 두통이나 근육통을 호소할 시 실험을 즉각 중단하도록 하였으며 본 실험 진행 중에 중도 탈락된 피험자는 없었다.



그림 1. 불균형 피험자 선출을 위한 등속성 관절토크 검사 (a)슬관절, (b)족관절
 Fig. 1. Isokinetic joint torque test for estimating the muscle strength imbalance in left and right legs (a) : knee joint, (b) : ankle joint

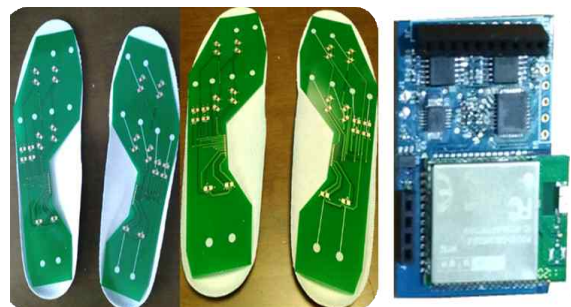


그림 2. FSR 센서 기반 불균형 측정용 밸런스 인솔
 Fig. 2. The balance insole for measuring imbalance based FSR sensor

2.4 보행환경별 근육생리신호 및 족압 분포 평가

개발된 스마트 밸런스 인솔 장비를 착용하고 보행환경별 나타나는 좌우 근력불균형 평가와 청각피드백 유무에 따라 근력불균형 개선효과를 알아보기

위해 Bagnoli-8ch EMG system(Bagnoli, Delsys Inc, Boston, MA) 이용하여 보행 운동 중 실시간 근육활성도를 측정 및 분석하였다. 측정 근육은 대퇴직근(rectus femoris, RF), 대퇴이두근(biceps Femoris, BF), 전경골근(tibialis anterior, TA), 비복근(gastrocnemius, GN)이며 측정 전극은 좌측과 우측다리에 모두 동일한 근육에 부착하여 근육 위치에 따른 근전도 신호 오류를 최소화 하였다. 데이터 샘플링은 1000Hz이고 노이즈 최소화를 위한 Bagnoli modem filtering 후 amplifying 실시하였고 butter-worth filter로 25-450Hz구간을 band pass filter 후 데이터를 수집하였다. 또한 근력불균형이 족부 하중 분포에 미치는 영향을 평가하기 위해 실시간 족부 압력을 PEDAR-X장비를 이용하여 측정하였다. 실험은 근육생리신호 평가와 함께 실시하였다(Fig. 3). 하지의 좌우 근력불균형에 따른 족부 압력 분포 평가를 위해 족부의 전족부 2부위(F1, F2), 중족부 4부위(M1, M2, M3, M4)와 후족부 2부위(R1, R2)로 총 8개 부위로 나누어 분석하였다.

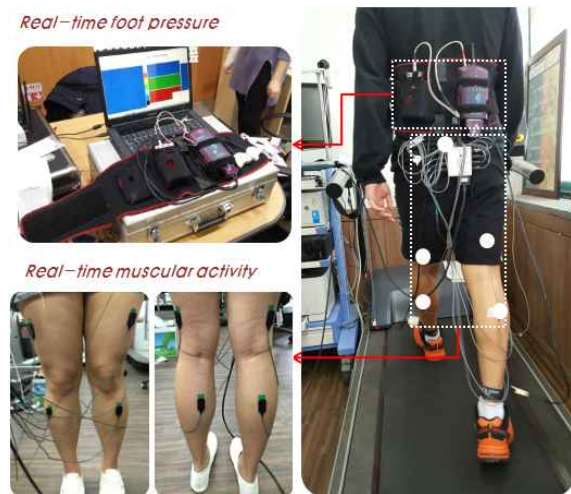


그림 3. 보행환경별 근력 불균형 평가를 위한 실시간 근육활성도 및 족압 평가
 Fig. 3. The estimation of muscular activity and foot pressure for evaluating the muscle strength imbalance in gait environment

2.5 데이터 처리

본 연구에서는 다양한 보행환경 시 나타나는 근력불균형을 개발된 시스템의 검출결과와 청각피드백에 따른 불균형 개선 효과를 알아보기 위해 실시간 근육활성도와 족압 분포를 평가하였다. 측정된 데이터들의 유의성 검증을 위해 SPSS 13.0을 사용하였으며, 우선 개발된 시스템에 대한 보행 프

로토편인 경사각도와 보행속도별 불균형 검출결과와 청각피드백에 따른 실시간 근육생리신호와 족압 데이터에 대한 평균과 표준편차를 계산하였다. 다양한 보행환경별 개발된 시스템의 불균형 검출결과와 보행에 따른 근육활성도와 족압값에 대한 유의성을 검증하기 위해 각 항목에 따른 측정시기별 근육활성도의 차이를 이원분산분석(two-way ANOVA)을 실시하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 근력불균형 보행 시 청각피드백 유무에 따른 근육활성도와 FSR 센서 결과

보행환경별 근육활성도와 FSR 센서 실험 결과 유사한 경향을 보였다. 먼저 근육활성도 결과에서는 보행속도와 경사각도가 커질수록 좌우의 근육활성도 차이가 대퇴부와 하퇴부 모두 더 커지는 결과를 나타냈다. 대퇴부의 경우, 최대 경사각도(10%)와 보행속도(5km/h)에서 평지(0%) 보행 시 보다 좌우 근육활성도 차이가 최대 약 169.94% 더 커지는 결과를 보였다(Fig.4). 하퇴부에서도 대퇴부와 유사하게 약 246.83% 더 큰 결과를 나타냈다(Fig.5). FSR 센서 결과에서도 보행속도와 경사각도가 커질수록 약 92.30%의 좌우 센서압력 수준 차이를 보였다(Fig.6). 이는 경사각도가 커질수록 요구되는 운동에너지가 더 크고 이에 따른 슬관절의 전방 변위가 커져 높은 근수축 에너지 동원 발생된다. 이때 하지의 우성 근육군이 에너지를 생산 시 반대측 근육군 보다 더 큰 근육활성 동원이 야기되어 좌우 근력불균형이 더 커지는 것으로 생각된다. 또한 보행속도가 높아질수록 빠른 근수축과 에너지 동원을 위해 사용자의 평소 생활습관에서 발생하는 편향된 근수축 유발이 발생하는 것으로 판단된다. 청각피드백 제공 시 대퇴부와 하퇴부 좌우 근력차이 모두 30%이내로 감소하였고 FSR 센서 값도 50% 이내로 감소하는 결과를 보였다(Fig.7~9). 이는 청각피드백을 통해 사용자 스스로가 불균형을 인지하고 이를 개선하고자 하는 행동인지 반응을 통해 좌우 근력 불균형이 감소하는 것으로 생각된다. 기존 재활운동을 통한 좌우 근력불균형 개선은 가능하지만 사용자의 잘못된 생활습관이나 운동방법에 근본적 원인을 해결하지 않고 불균형에 대한 치료나 재활훈련만 수행 시 좌우 근력불균형이 다시 발생할 수 있다는 가능성이 있다고 판단된다[11]. 즉, 단기간 불균형 재활운동을 이용한 개선 효과는 근적응을 통한 일시적일 수 있

지만 사용자 스스로가 뇌 인지와 행동 근활성 간 상호 교환적 훈련은 불균형의 근본적인 원인을 최소화 하여 좌우 근력 불균형 해소에 더 큰 긍정적 효과를 야기할 수 있다고 사료된다. 개발된 인솔의

FSR 센서 감도 결과는 근육활성도 결과와 수치 차이는 나타났지만 그 수준 차이는 크지 않았으며 보행 시 좌우 불균형에 대한 측정이 가능하다고 판단된다.

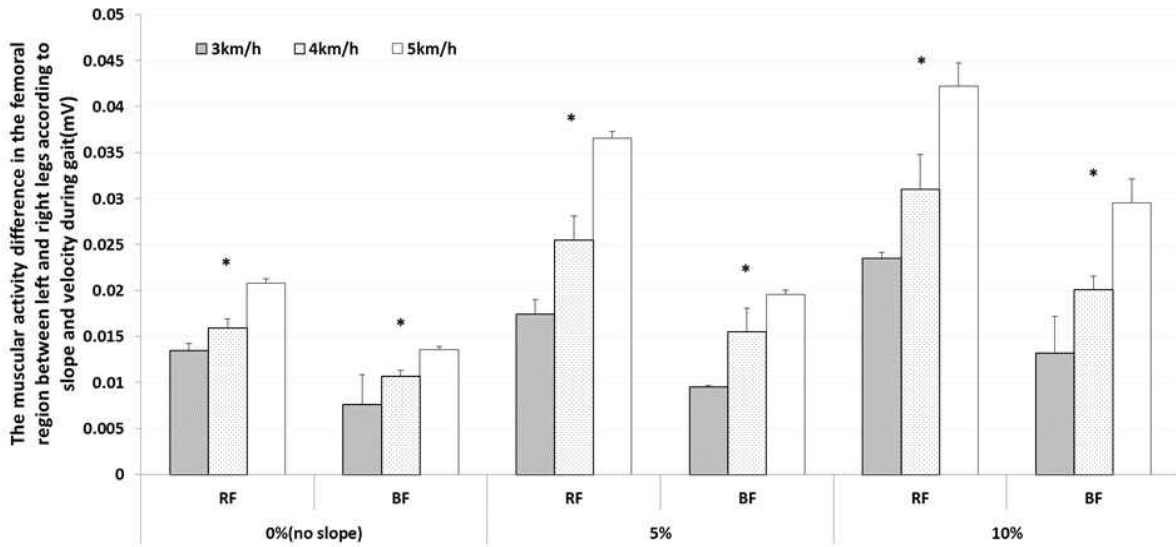


그림 4. 보행경사와 속도별 불균형 보행 시 대퇴부의 좌우측 근육활성도 차이, *p<0.05
 Fig. 4. Muscular activity difference of femoral region between left and right legs according to slope and velocity during gait, *p<0.05(*p is the significance of the muscular activities between the velocities and angles)

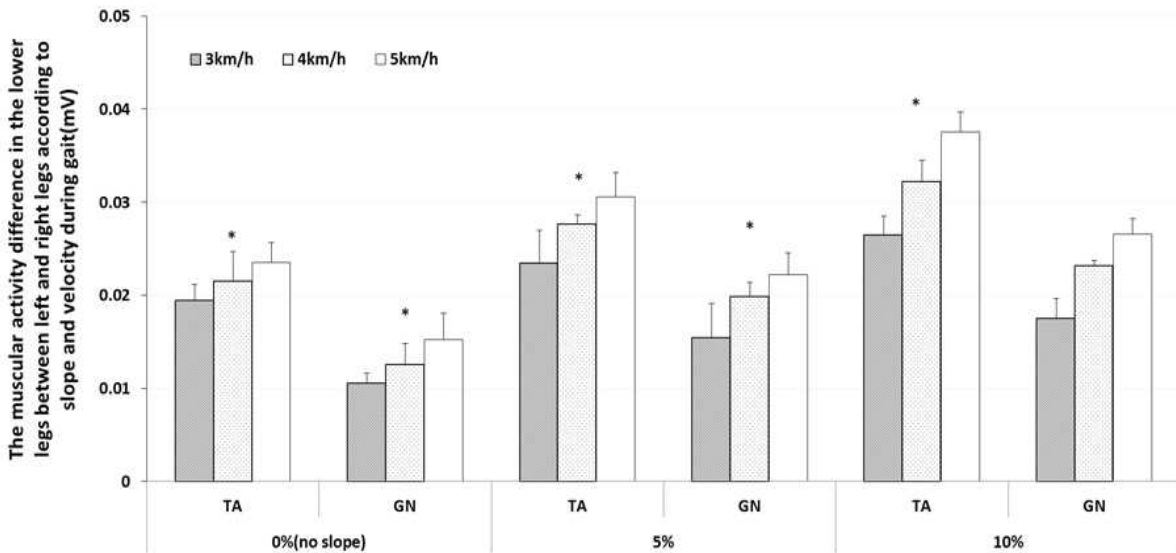


그림 5. 보행경사와 속도별 불균형 보행 시 하퇴부의 좌우측 근육활성도 차이, *p<0.05
 Fig. 5. Muscular activity difference of femoral region between left and right legs according to slope and velocity during gait, *p<0.05(*p is the significance of the muscular activities between the velocities and angles)

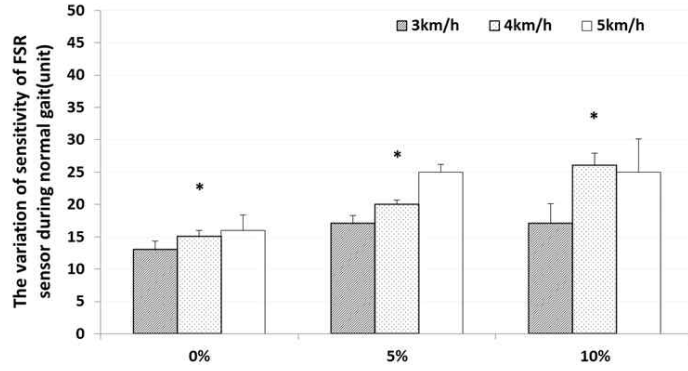


그림 6. 보행경사와 속도별 불균형 보행 시 좌우측 FSR 센서 값, *p<0.05

Fig. 6. The pressure of FSR sensor according to muscle strength imbalance in gait environment without sound feedback, *p<0.05(*p is the significance of the FSR sensor data between the velocities and angles)

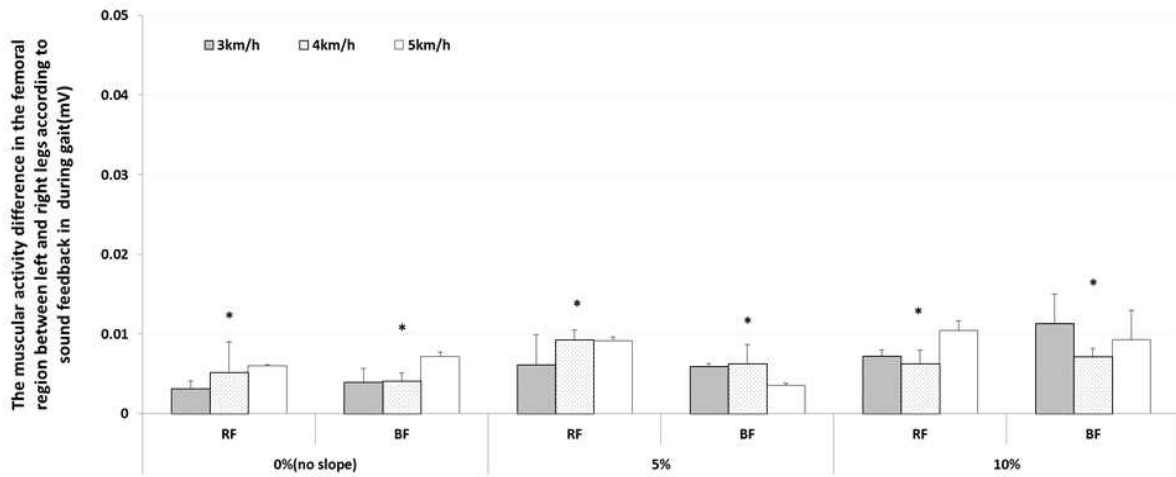


그림 7. 보행경사와 속도별 청각피드백에 따른 균형 보행 시 대퇴부의 좌우측 근육활성도 차이, *p<0.05

Fig. 7. Muscular activity difference of femoral region between left and right legs in slope and velocity according to sound feedback during gait, *p<0.05(*p is the significance of the muscular activities between the velocities and angles)

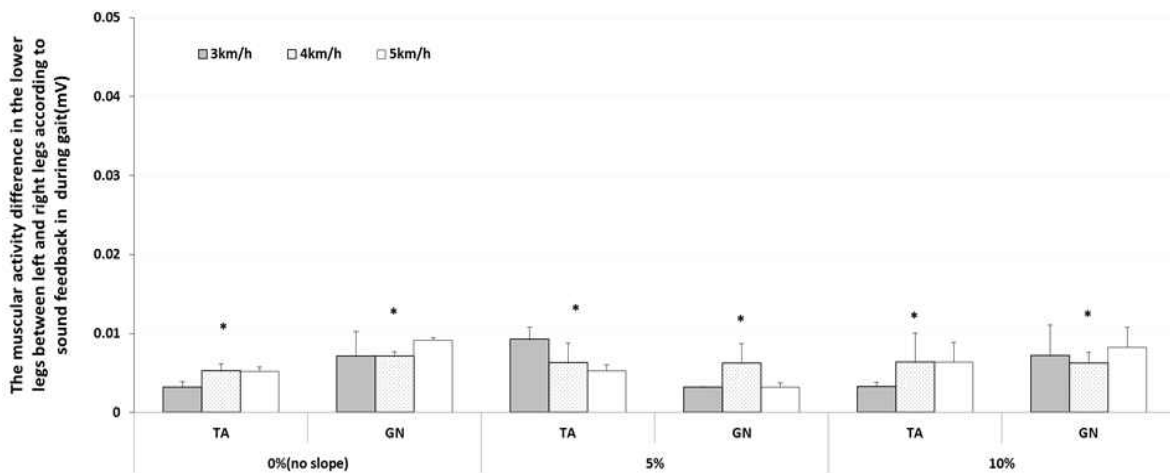


그림 8. 보행경사와 속도별 청각피드백에 따른 균형 보행 시 하퇴부의 좌우측 근육활성도 차이, *p<0.05

Fig. 8. Muscular activity difference of lower legs between left and right legs in slope and velocity according to sound feedback during gait, *p<0.05(*p is the significance of the muscular activities between the velocities and angles)

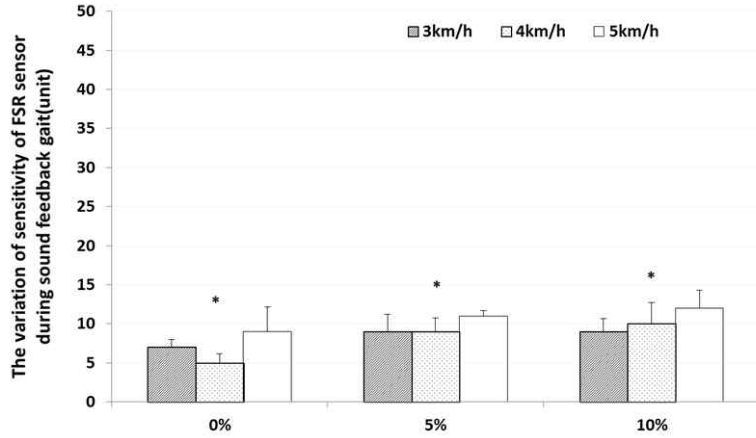


그림 9. 보행경사와 속도별 청각피드백에 따른 균형 보행 시 좌우측 FSR 센서 값, * $p < 0.05$
 Fig. 9. The pressure of FSR sensor according to muscle strength imbalance in gait environment with sound feedback, * $p < 0.05$ (* p is the significance of the FSR sensor data between the velocities and angles)

3.2 보행환경별 근력불균형 발생 시 족부 압력 분포 결과

족부 하중 분포 결과, 보행 속도와 경사각도가 증가할수록 균형 그룹과 불균형 그룹의 좌우 족부 하중 Force가 증가하는 경향을 보였다. 족부의 좌우의 Force 차이는 3km/h의 속도에서 27.55% 수준에서 5km/h의 속도에서는 72.51%로 증가하였다. 또한 경사각도 결과에서도 평지에 비해 경사 10%일 때 좌우 족부 하중 force가 275.35% 수준까지 더 크게 증가하는 결과를 보였다(Fig.10). 반면 청각피드백을 제공 시 좌우 불균형이 27.85%~78.69%까지 감소하는 경향을 나타냈다(Fig.11). 이는 보행 시 보행의 마지막 단계인 toe off 구간인 전족부에서 하지의 근력 불균형에 의해 더 큰 족부 하중 force 차이를 보이는 결과라고 생각된다. 즉, 보행 시 최종 추진력을 발생 시키는 동작인 toe off 동작에서 근력불균형이 크게 발생하는 것이라고 판단된다. 또한 보행 시 각도와 속도가 증가할수록 이러한 경향이 더 크게 증가되는 것으로 나타났다. 특히 보행 각도가 10%에서 족부 하중 force 간 유의한 경향을 보이지 않는데 이는 보행 각도가 높아져 많은 운동 에너지를 요구 시 피험자의 보행습관이나 신체적 특성에 따라 운동에너지원 동원이 다르기 때문이라고 생각된다. 결국 불균형이 더 크게 나타나지만 많은 변인 요소가 있다고 판단된다. 또한 중족부에서 좌우 Force 차이가 가장 크게 나타나는데 이는 입각기(stance phase)에서 하중반응/loading response)으로 넘어가는 단계로 체중지지가 일어나는 구간이며

보행 시 체중 이동이 전체 발로 넘어 가기 때문에 가장 큰 불균형이 발생된다고 생각된다. 즉, 보행 시 발생 시 불균형에 의해 하중반응/loading response)에서 단하지 지지기(single limb support)로 넘어 갈 때 족궁의 특성에 따라 큰 차이를 나타낸다고 판단된다. 후족부 결과에서도 위 전족부와 중족부의 좌우 족부 Force 결과와 유사하게 나타났다. 후족부 영역은 하중반응기(weight acceptance) 구간으로 초기 집지기(intial contact)에서 체중지기로 넘어가는 구간에 족부 압력을 말한다. 체중과 근육의 힘이 족부에 처음 전달되는 구간으로 불균형도 보행 경사와 속도가 높아짐에 따라 더 커지는 경향을 보인다고 생각된다. 또한 보행 초기의 하지 안정성과 전진 시 유지기능을 필요로 하는 단계로 근력불균형에 따른 보행 시 족부 압력 차이가 처음으로 발생하는 구간으로 판단된다. 실험결과에서도 후족부는 전족부에 비해 불균형 발생 시 족부 하중 force 차이가 더 크게 발생하는 경향을 보이는데 이는 양쪽 다리가 지면에 닿아있는 상태이며 반대쪽 다리가 발꿈치가 들려 있어 toe off 준비 단계이므로 운동추진력을 발생하는 구간이기 때문에 하지의 좌우 족부 하중 force 차이가 더 크게 발생하는 것으로 생각된다. 족부 하중 force 결과, 근육활성도와 FSR 센서 결과와 유사하게 좌우 불균형이 청각피드백 제공 시 30%이내로 감소하는 경향을 보였다. 이는 보행 시 청각피드백이 사용자가 스스로 근력이 한쪽으로 편향되는 것을 다른 쪽 근육으로 힘을 분산시킴으로써 나타나는 결과라고 생각된다. 또한 그 중 중족부 영역에서 가장 큰 효과를 보이는데 이 구간은 체중이 실리는 구간으로 가장 큰 불균형

이 일어나며 청각피드백으로 인해 행동인지 반응이 가장 크게 작용되어 좌우 불균형을 감소시키는 영역으로 판단된다. 즉, 보행 시 하지의 좌우 근력불균형은 체중지지에 의해 큰 영향을 받는 것으로 나타나 무게부하(weight load)가 가장 주요한 원인으로

판단된다. 따라서 좌우 근력불균형은 일상생활에서의 무게부하가 발생하는 동작 또는 잘못된 보행 습관에 의해 운동습관보다 더 크게 발생될 수 있다고 생각된다.

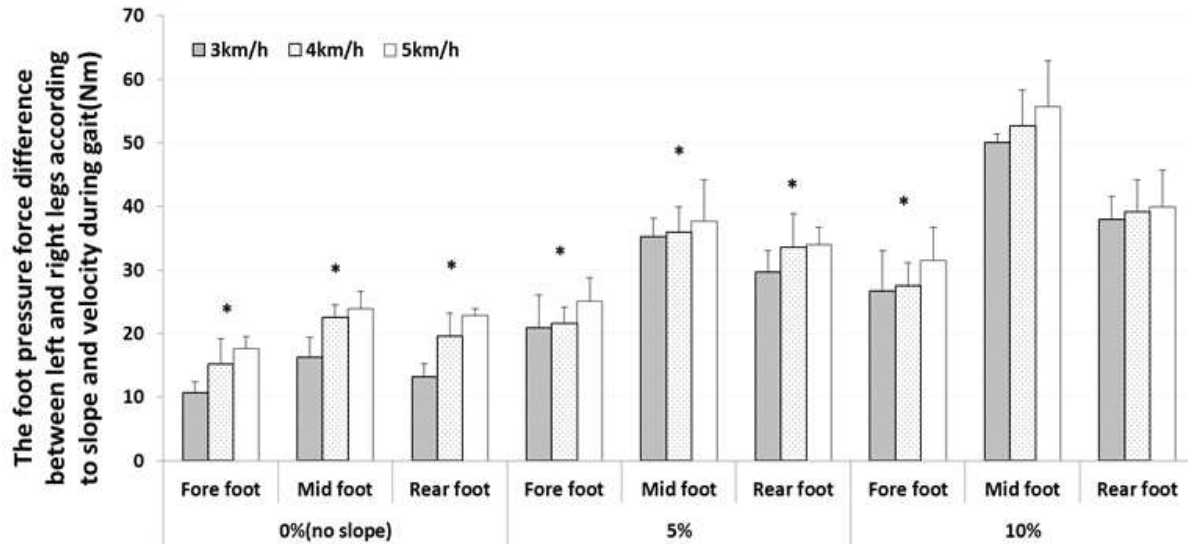


그림 10. 보행경사와 속도별 불균형 보행 시 좌우측 족부 압력 차이, *p<0.05

Fig. 10. The foot pressure force according to muscle strength imbalance in gait environment without sound feedback, *p<0.05(*p is the significance of the foot force between the velocities and angles)

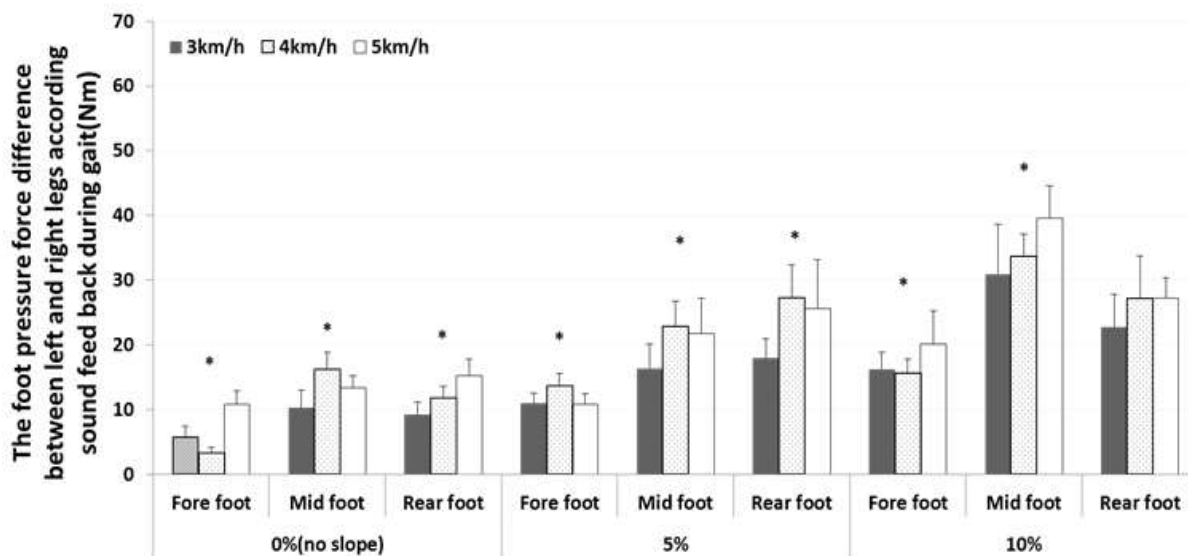


그림 11. 보행경사와 속도별 청각피드백에 따른 균형 보행 시 좌우측 족부 압력 차이, *p<0.05

Fig. 11. The foot pressure force according to muscle strength imbalance in gait environment without sound feedback, *p<0.05(*p is the significance of the foot force between the velocities and angles)

4. 결론

본 연구에서는 하지의 좌우 근력불균형을 측정 가능한 FSR 센서 기반의 밸런스 인솔을 개발하고 청각피드백의 유무에 따른 보행 환경별 하지의 근육활성도와 족부 압력 평가를 통해 근력불균형 개선 효과를 검증하고자 하였다. 그 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

첫째, 보행 시 경사각도와 보행속도가 커질수록 하지의 좌우 근육활성도, FSR 센서 값과 족부 하중 force의 좌우 차이 값이 커져 근력불균형은 증가하는 경향을 나타냈다. 이는 경사각도와 보행속도가 커질수록 요구되는 더 큰 운동에너지를 우선 근육군의 더 큰 근육활성 동원과 빠른 근수축 유도도 인해 좌우 근력불균형이 증가되는 것으로 생각된다.

둘째, 보행환경에 따라 발생하는 좌우 근력불균형 측정하기 위해 개발된 FSR 센서 기반 인솔은 근육활성도와 족부 하중 force의 해상도 차이는 보였지만 그 차이가 크지 않아 보행 시 좌우 불균형에 대한 측정이 가능하다고 판단된다.

셋째, 청각피드백은 근육활성도와 족부 하중 force 차이를 감소시켜 보행 시 발생하는 근력불균형 개선효과를 보였다. 이는 청각피드백이 사용자 스스로에게 불균형을 인지 및 개선하고자 하는 행동인지 반응을 유도한다. 단기간 재활훈련 보다 뇌 인지와 행동 근활성 간 상호 교환적 훈련으로 불균형의 근본적인 원인을 최소화 시 좌우 근력 불균형 해소에 더 큰 긍정적 효과를 유도 할 수 있다고 생각된다.

넷째, 보행 시 좌우 근력불균형은 초기접기에서 체중지지단계로 넘어가는 구간에서 가장 큰 좌우 근력불균형이 발생된다. 즉, 보행 시 체중지지에 의해 큰 영향을 받아 무게부하(weight load)가 가장 주요한 원인으로 판단된다. 좌우 근력불균형은 일상생활에서의 무게부하가 발생하는 동작 또는 잘못된 보행습관에 의해 운동습관보다 더 크게 발생될 수 있다고 생각된다. 또한 향후 보행 조건뿐만 아니라 운동습관에 의한 좌우 근력불균형에 대한 연구도 필요하다고 생각된다.

본 연구 결과는 향후 하지의 좌우 근력불균형이 인체에 미치는 영향에 대한 기초자료와 장애인, 고령자 및 환자들의 보행 재활치료 프로그램 개발에 기초 연구로 적용 가능하다고 생각된다.

REFERENCES

[1] S. R. Kang, U. R. Kim, H. C. Jeong and T. K.

Kwon, "Effect of Correction to Muscle Imbalance in Lower Limbs according to Reduction of Weight Bearing Methods of Four Point of Horizontal Shaft," Journal of Rehabilitation Engineering And Assistive Technology Society of Korea, vol. 7, no. 2, pp. 101-107, 2013.

[2] J. Yoon, S, B, No, H. J. Heo and T. K. Kwon, "The Effect of muscular activation in lumbar muscle according to muscle strength imbalance of left and right lower limbs," RESKO Technical Conference 2016, Ilsan,, Korea, pp. 14-17, November, 2015.

[3] S. R. Kang, G. Y. Jeong, D. A. Moon, J. S. Jeong, J. J. Kim and T. K. Kwon, "Evaluation of Bio-Mechanical Characteristics According to Loading Deviation Methods during Rowing Exercise," Journal of Korean Journal of Sport Biomechanics, vol. 21, no. 3, pp. 369-382, 2011.

[4] Y. J. Moon, S. H. Lee and B. O. Lim, "The Researcdh on EMG tendency Following Increasing Record in Snatch Weightlifting, Korean Journal of Sport Biomechanics, vol. 16, no. 4, pp. 1-12, 2006

[5] Askling, Karlsson, Thorstensson, "Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload", 2003.

[6] R. U. Newton, A. Gerber, S. Nimphius, J. K. Shim, B. K. Doan, M. Robertson, D. R. Pearson, B. W. Craig, K. Hakkinen and W. J. Kraemer, " DETERMINATION OF FUNCTIONAL STRENGTH IMBALANCE OF THE LOWER EXTREMITIES," Journal of Strength and Conditioning Research, vol. 20, no. 4, pp. 971-977, 2006.

[7] Y. S. Park and S. N. Lee, "An Analysis of Gait Variables by Muscle Strength Imbalance of Low Extremity and Descent-Stair Walking in Elderly Women," The journal of Korean Society of Growth and Development, vol. 20, no. 2, pp. 127-132, 2012.

[8] E. S. Kim and H. Y. Yoon, "A Study on the Evaluation of imbalanced Lower Limbs Postures based on subjective discomfort ratings," The conference of Ergonomics Society of Korea, pp. 33-41, 2009.

[9] E. S. Kim, "An Ergonomic Evaluation of Workload in Imbalanced Lower Limbs Postures,"

Dong-A University Paper of Masters Degree, 2010.

[10] S. R. Kang, G. Y. Jeong, J. J. Bae, J. Y. Min, C. H. Yu, J. J. Kim and T. K. Kwon, "Effect of Muscle Function and Muscular Reaction of Knee Joint in the Twenties on the Whole Body Vibration Exercise," Journal of the Korean Society for Precision Engineering, vol. 30, no. 7, pp.762-768, 2013.

강 승 록(Seung-Rok Kang)



2009년 2월 전북대학교 생체정보공학부 졸업(학사)
 2011년 2월 전북대학교 헬스케어공학과 졸업(공학석사)
 2013년 8월 전북대학교 헬스케어공학과 졸업(공학박사)
 2017년 - 현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 연구교수

Interest: Biomechatronics, rehabilitation engineering

윤 영 환(Young-Hwan Yoon)



2016년 2월 전북대학교 바이오메디컬공학부 졸업(학사)
 2016년 - 현재 전북대학교 고령친화복지기기연구센터 연구원

Interest: Biomechatronics, rehabilitation engineering

유 창 호 (Chang-Ho Yu)



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

Interest: Rehabilitation Engineering, Hemodynamics, Biomechanics, Healthcare Equipment

나 재 옥(Jae-Wook Nah)



2009년 2월 경북대학교 정보통신학과 졸업(공학박사)
 2013년 - 현재 (주)제윤메디컬연구소장

Interest: Bio-signal processing, rehabilitation engineering

홍 철 운(Chul-Un Hong)



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

Interest: Rehabilitation Engineering, Biophysics, Sensor Engineering

권 대 규(Tae-Kyu Kwon)



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

Interest: Biomechatronics, Rehabilitation Engineering, Biomechanics, Wellness, Sport Science