

외골격 보행보조로봇 개발을 위한 정상인의 계단보행특성 분석

Analysis of stair walking characteristics for the development of exoskeletal walking assist robot

조현석*, 장윤희, 류제청, 문무성, 김창부

H. S. Cho, Y. H. Chang, J. C. Ryu, M. S. Mun, C. B. Kim

요 약

외골격 보행보조로봇은 로봇 시스템을 인체에 직접 착용하는 형태이므로 기구적인 측면에서는 인체 근골격 구조에 최적화된 메커니즘으로 구성되어야 하며, 제어적인 측면에서는 근골격계의 손상을 일으킬 수 있는 로봇의 부적합한 거동을 예방할 수 있는 안전장치를 갖추어야 한다. 외골격 보행보조로봇을 개발하기 위해서는 보행이나 근골격계의 거동특성에 대한 이해 및 분석이 필요하다. 본 연구에서는 최적화된 로봇시스템 설계를 위하여 구동장치의 관절력과 동력 용량을 예측하였으며 몇 가지 보행동작에 대한 관절거동특성을 파악할 수 있는 자료를 획득하였다. 평지보행을 제외한 나타나는 주요한 동작으로는 계단오르고 내리기, 안기, 서기, 경사면 걷기 등이 있다. 본 연구에서는 경사면 걷기를 제외한 모든 동작에 대한 동작 실험을 수행하고 분석하였다.

ABSTRACT

The mechanical system of wearable walking assist robot needs to be optimized for adapting with human body structure and the planned control algorithm should have a secure procedure when a incongruity situation which can cause musculoskeletal injury occurs because a wearable robot is attached to a body. The understanding of walking or musculoskeletal motions characteristics must be preceeded and analyzed for developing novel wearable walking assist robot. In this study we tried to find out the capacities of powers and torques of joint actuators to design optimized performances of system and to obtain the analysis data to figure out the characteristics of joint movements during some types of walk. The major types of walk and motion are stair climbing and descending, sit-to-stand motion, and slope walking. In this study all these motions were analyzed experimentally except slope walking.

Keyword : gait analysis, wearable robot, stair climbing, sit-to-stand

접 수 일 : 2012.11.14

심사완료일 : 2012.12.13

게재확정일 : 2012.12.21

* 조현석 : 재활공학연구소 책임연구원
인하대학교 기계공학과 박사과정
hscho@korec.re.kr (주저자, 교신저자)
장윤희 : 재활공학연구소 책임연구원
yhchang@korec.re.kr (공동저자)
류제청 : 재활공학연구소 연구위원
jcryu@korec.re.kr (공동저자)
문무성 : 재활공학연구소 연구소장
msmun@korec.re.kr (공동저자)

1. 서론

현재 하지 마비 및 손상 장애인과 거동이 불편한 고령자의 이동수단을 위한 기기로는 지팡이, 보행기, 착용형 보행 보조기 및 휠체어 등이 있다. 이중 지팡이, 보행기 등으로는 전혀 보행이 불가능한 하반신 마비환자의 보행을 위한 장치가 착용형 보행

김창부 : 인하대학교 기계공학과 교수
kimcb@inha.ac.kr (공동저자)

※ 본 연구는 2012 년 지식경제부 지역산업기술개발사업 (과제번호:7011192)의 지원으로 수행된 연구임.

보조기기이다. 무동력식 착용형 보행 보조기기인 RGO(Reciprocating Gait Orthosis)는 이미 오래전에 고안되어 보급되어 왔다. RGO는 주로 마비환자의 보행 훈련용으로 사용되어 왔으며 실생활에서의 활용은 매우 힘들다. 이는 실생활에서의 안전성 확보 및 계단, 기립 등의 동작을 가능하게 하기 위해서는 외부 동력의 제공이 필수적이기 때문이다.

2000년대부터는 로봇을 착용형 보행 보조기기에 접목하려는 시도가 이루어지고 있다. 일본의 경우 cyberdyne사의 'HAL', Fujita 의대의 'WPAL' 등을 개발하여 이 분야에서 가장 앞서 있으며 이스라엘 Argo Medical Technology사의 'ReWalk', 미국 Berkely 대학의 'BLEEX' 등이 개발되었다. 국내에서는 재활공학연구소의 'PGO', 서강대에서 개발한 'SUBAR', NT 리서치사의 상지근력보조로봇 등이 있다. 동력형 보행보조 로봇과 관련한 국내 기술수준은 아직 초기 단계로 평지 보행을 보조하는 수준에 머물러 있으며 계단을 오르거나, 앉기, 서기 등을 구현하기 위한 기술은 해결해야 할 과제로 남아 있다.

이러한 외골격 보행보조로봇은 로봇 시스템을 인체에 접목시킨 형태이므로 기구적인 측면에서는 인체 근골격 구조에 최적화된 메커니즘을 구성해야 하며, 제어 측면에서는 인체 관절 거동 특성에 부합하는 구동부의 궤적 계획 개발 및 마비환자의 근육 강직현상 예방 및 경직에 따른 손상 방지를 위한 보호 알고리즘이 고려되어야 한다. 이러한 요소들을 완성하는 데는 요구되는 동작을 위한 인체 근골격계의 거동 특성에 대한 이해와 분석이 반드시 필요하다. 특히 계단 보행의 경우 요구되는 높은 관절 모멘트와 동적 안전성이 낮기 때문에 주요한 연구 대상 동작이다.

그간 계단 보행에 대한 인체 관절의 운동역학적 특성 분석에 관련된 연구는 매우 많이 이루어져 왔으며, 병변에 따른 근골격계 질환자군 또는 노인군의 보행 특성을 정상인과 비교하고 그 차이에 대한 분석과 치료 방안 등을 제시하는 연구가 주를 이루고 있다. H. Lee[1]는 노인들의 계단 보행 실험으로부터 획득된 COM(Center of mass)과 COP(Center of pressure)의 상관관계에 따른 자세 균형 특성을 20대 정상인의 경우와 비교하여 노인들이 계단 보행 중 낙상 위험이 높음을 주장하고 있으며 S. Nadeau[2]는 정상인의 계단 보행 시 하지 관절들의 변위, 모멘트, 파워 특성을 평지 보행 특성과 비교하여 근골격계 질환 환자들의 재활 치료를 위한 데이터를 제시하였다. A. Stacoff[3]는 계단 높이의 변화에 따른 연령별 계단 보행 시 GRF(Ground

Reaction Force)의 특성을 분석하여 각 조건에 따른 보행 특성을 제시하였다. 은선덕[4]은 노인들을 대상으로 계단 높이에 따른 관절 모멘트를 측정하여 20cm 전후의 기존 계단 높이가 노인들의 근골격계에 큰 부하를 주고 있음을 주장하고 있다. 김유신[5]은 뇌졸중 편마비 환자의 계단 보행 시 근전도를 측정하여 건측과 환측의 근육 활성도를 분석하여 이들의 보행 특성을 평가하였다. 그 밖에도 많은 연구자들이 이와 유사한 연구를 수행하여 인간의 계단 보행 특성을 규명하기 위한 정량적 데이터를 제공하고자 하였으며, 고령자 또는 장애인의 보행 특성을 분석하여 이들의 재활 치료와 생활 환경 개선의 필요성을 제시하고 있다. 상기에 언급된 대다수의 연구 목적과 달리 보행로봇 개발을 위한 보행 데이터 분석을 수행한 경우도 있다. 하승석[6]은 이족보행로봇의 보행패턴 생성을 위하여 인간의 평지 보행 실험 데이터를 5-Link 메커니즘으로 간략화하여 각 관절별 궤적 파라미터를 생성하였으며, 김완수[7]는 인간의 일반적인 계단 보행패턴을 근거로 DME(Dynamic Manipulability Ellipsoid)를 이용하여 에너지 효율을 고려한 외골격 로봇의 보행패턴을 제시하였다.

본 연구에서는 외골격 보행보조로봇의 개발에 필요한 인체 거동 특성의 분석을 목적으로 하며 그 중 가장 핵심을 이루는 계단 보행을 그 대상으로 한다. 계단 승강 시 위치에너지 증가에 필요한 운동 에너지는 전적으로 동력장치에 의존해야하기 때문에 로봇의 에너지 소모가 가장 많으며 모멘트 역시 큰 값을 요구한다. 외골격 보행보조로봇은 이동형 기기로 이를 구동하기 위한 에너지원의 용량이 매우 제한적이다. 따라서 운동궤적의 최적화를 통해서 에너지 소모량을 줄이는 것은 매우 중요한 문제이다.

2. 본론

2.1 보행분석실험

2.1.1 실험환경

8대의 적외선 카메라(Eagle 4, Motion Analysis USA), 10mm 반사마커, CCD 카메라 2대, 데이터 처리 장치, PC등으로 구성되어 있는 3차원동작분석기(Motion Analysis, USA)를 사용하였다. Motion Capture를 위한 마커 셋팅은 Plug-in-marker set을 사용하였다.

계단 보행 특성을 분석하기 위하여 단 높이와 폭 조절이 가능하도록 고안한 계단 기구물. 단의 개수는 4개이며 2번째와 3번째 단에 지면반발력 측정을 위한 Force Plate를 부착할 수 있도록 고안되었다. 그리고 난간 지지 시 지지력 측정을 위한 로드셀을 난간에 부착하였다. 국내 건축법규 상에는 중고교 학생용의 경우 단높이 180mm 이하, 단너비 260mm 이상으로 규제하고 있으나 일반건물에 대해서는 계단의 단높이와 단너비를 규제하지 않는다. 그러나 대부분의 일반건물의 경우에도 중고교 학생용 규격을 따르고 있다. 실험 시 적용된 단 높이와 폭은 200mm x 276mm 로 일반적인 계단 규격보다 약간 크게 설정하였다. 이는 다소 열악한 환경을 적용하여 개발될 시스템의 안전계수 확보하고자 하였다. (그림 1)

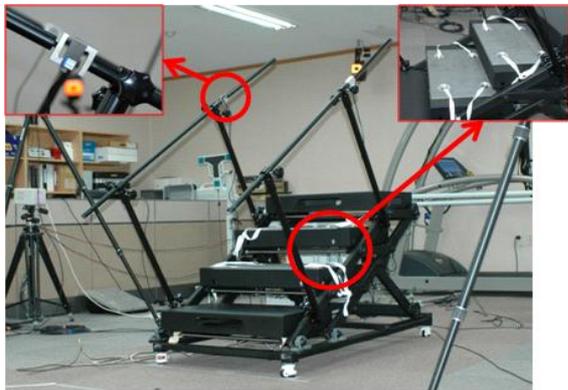


그림 1. 계단 구조물 및 하중 측정 센서



그림 2. 의자기립 실험환경

의자기립 실험을 위하여 바닥면에 왼쪽, 오른쪽 발을 위한 두 개의 센서, 앉은 자세에서 엉덩이의 하중을 측정하는 한 개의 센서, 일어설 때 손으로 지지할 경우에 지지막대에 걸리는 하중을 측정하는 한 개의 센서 등 총 4개의 센서로 구성된다. (그림 2) 의자 좌면의 높이는 노동부 고시 최대값인

450mm보다 50mm 더 높은 500mm이다. 좌면의 하중센서로 인하여 일반적인 의자 높이보다 다소 높아졌으며 높이 차이로 인한 실험 결과는 결과분석에서 언급하였다. 팔 지지막대의 높이는 일어서는 과정에서 자연스럽게 상체를 지지할 수 있는 위치로 잡았으며 그 값은 720mm이다.

목발을 이용한 보행 실험을 위하여 로드셀이 부착된 목발을 제작하였다. 목발의 길이(끝단에서 손잡이까지의 길이)는 780mm(보행에 적합한 길이)와 890mm(기립 시 적합한 길이) 두 가지 종류로 하였다.

2.1.2 피검자 모집

총 10명에 대하여 실험을 수행하였다. 피검자의 평균 연령은 25.5(±1.84)세이며, 평균 키는 178(±3.11)cm, 평균 몸무게는 71.2(±5.18) kg으로 정상범위의 BMI(Body Mass Index)를 가지며 과거 수술 병력이 없는 건강한 20~30대 남성이다.

2.1.3 보행실험의 종류 및 방법

보행 및 운동 실험은 조건에 따라 다양하게 수행하였다. 대분류로 평지보행, 계단보행, 의자기립으로 나뉘며, 계단보행은 계단 오르기 및 내리기로 나뉘며 각 동작에서 상지의 지지 유무에 따른 분류, 계단을 오르는 방법에 따른 분류, 보행속도에 따른 분류 등의 조합에 따라 총 19가지 종류의 실험을 수행하였다.(그림 3) 각 종류별로 3~5회의 실험을 수행하여 개인의 시도에 따른 편차를 줄이고자 하였다. 보통속도(약 1.1 ~ 1.2 m/s)는 실험 참가자에게 자연스럽게 걷도록 주문하였으며, 느린 속도(약 0.7 ~ 0.8 m/s)는 실험 참가자에게 이보다 느리게 걷도록 주문하였다. 메트로놈은 사용하지 않았다.

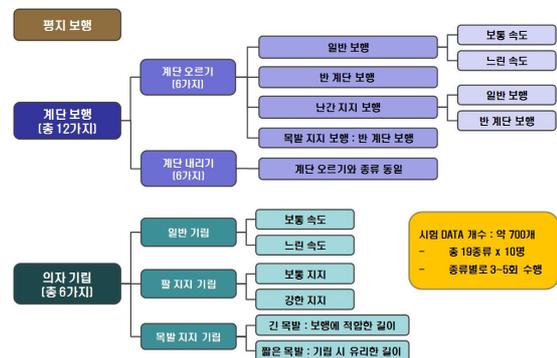


그림 3. 조건에 따른 실험방법의 분류

계단 보행은 총 12가지 조합에 따라 실험을 수행하였다. 일반 보행(그림 4.(a))은 계단을 오를 때 한 계단에 한 발씩 올라가는 방법이며, 반 계단 보행(그림 4.(b))은 한 계단을 오른 후 반대쪽 발을 같은 계단 층에 올려서 차렷 상태를 만들면서 올라가는 방법이다. 난간 지지와 목발 지지는 각 지지 방법에 따른 효과 및 특성을 살펴보고자 하였으며, 목발 지지의 경우 한 계단씩 올라가는 일반보행이 어려웠기 때문에 반 계단 보행(그림 4.(e))만 수행하였다. 이 때 목발은 좌 우 목발이 동시에 같은 높이의 바닥을 짚는 방법으로 지지하도록 하였다. 난간 지지의 경우, 일반 보행(그림 4.(c)) 시에는 왼발을 전진하는 경우 왼팔을 앞쪽 먼 부분의 난간을 잡아서 끌어올리는 방식을 취하도록 하였으며, 반 계단 보행(그림 4.(d)) 시에는 목발 보행과 마찬가지로 동시에 같은 높이의 난간을 잡도록 유도하였다.



(a) 한 계단 오르기 (일반 보행)

(b) 반 계단 오르기

(c) 난간 지지 보행 (일반 보행)

(d) 난간 지지 보행 (반 계단 오르기)

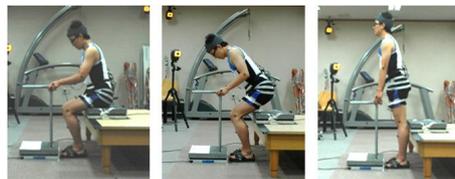
(e) 목발 지지 보행 (반 계단 오르기)

그림 4. 계단 오르기 동작

의자 기립은 총 6가지 방법으로 수행하였는데 팔의 지지 없이 다리의 힘만으로 기립하는 일반기립(그림 5.(a))과 지지대를 잡고 일어서는 팔 지지 기립(그림 5.(b)), 목발을 사용하는 목발지지 기립(그림 5.(c))으로 나뉜다. 팔 지지 기립의 경우 다리에 힘을 빼고 팔의 힘에 크게 의지하도록 하는 방법과 적당한 팔의 지지에 따른 두 가지 방법에 따른 실험을 수행하였다. 목발 지지의 경우 보행 시에 사용하는 길이의 목발을 사용하는 긴 목발 지지와 앉은 상태에 좀 더 편안하게 사용하도록 짧게 줄인 상태의 목발을 사용하는 짧은 목발 지지 방법으로 나누었다.



(a) 일반 기립동작



(b) 팔 지지 기립동작



(c) 목발 지지 기립동작

그림 5. 의자 기립 동작

2.1.3 실험 데이터 수집 정보

실험을 통하여 획득되는 정보는 각 관절 중심의 3차원 위치 정보, 설치된 Force Plate로부터 획득된 반발력 중심점 및 벡터, 계단 난간, 기립용 팔 지지대, 목발에 걸리는 하중 값 등이며 획득된 정보는 동작분석 시스템의 역 동역학 루틴을 거쳐 관절의 토크, 파워, 각속도 및 각가속도를 얻게 된다.

3. 연구결과

보행보조로봇의 구동부 용량산출을 위하여 먼저 각 보행 조건에서의 고관절과 슬관절의 최대관절토크값과 최대관절파워값을 산출하고 비교하였다. 이 두가지 수치

는 구동부 설계에 있어서 직접적이며 일차적인 설계요소가 된다. 그러나 좀 더 실질적인 구동부 용량산출 및 제어시스템 개발을 위해서는 최대값뿐만 아니라 관절 토크와 파워의 궤적 패턴의 시간변화율, 최대/최소값의 차이, 적분량 등이 고려되어야 하므로 실험 조건에 따른 토크 및 파워의 궤적 패턴을 비교하고 분석하였다.

3.1 최대관절토크 및 파워

3.1.1 계단 오르기

먼저 평지 보행과 계단 보행을 비교하면, 슬관절의 경우 계단 보행 시에 크게 나타났으며 (토크 0.87→1.55, 파워 0.37→0.78), 고관절의 경우 토크는 평지 보행 시에, 그리고 파워는 계단 보행 시에 크게 나타났다. (토크 1.19→0.77, 파워 0.78→1.07). 보행 속도에 따른 관절 토크의 차이는 거의 없었으나 관절 파워는 보행 속도가 느린 경우 작게 나타났다. (슬관절 3.73→2.12, 고관절 1.07→0.39) 반계단 오르기와 한계단 오르기(그림의 정상속도에 해당)의 토크의 차이는 고관절, 슬관절 모두 거의 없는 것으로 나타났으며, 파워는 약간의 차이를 보였다. 목발 지지의 경우, 고관절과 슬관절 모두 지지없는 경우 대비 약 60% 수준의 토크와 20% 수준의 파워를 보인다. 난간 지지 보행의 경우 개인마다 활용 특성이 달라서 결과의 편차가 매우 크게 나타났으며, 지지에 따른 토크의 감소량보다 파워의 감소량이 매우 크게 나타났다.

3.1.2 계단 내려가기

계단 오르기와 비교하면 정상속도에서 슬관절 토크는 약간 더 크게 나타났으며, 슬관절 파워는 80% 정도 더 크게 나타났다.(3.73→6.03) 고관절은 계단 오르기와 비교하여 토크, 파워 모두 비슷한 수준으로 나타났다. 느린 속도의 경우, 관절 토크는 정상속도보다 고관절은 약 30% 작게 나오고 슬관절은 차이가 없었으며, 관절 파워는 고관절, 슬관절 모두 약 60% 감소하였다. 반 계단의 경우, 한 계단 내려가기(정상속도)와 비교하여 관절 토크와 파워 모두 슬관절은 약 60% 감소하였고, 고관절은 약 30% 감소하였다.

난간 또는 목발로 지지한 경우, 지지하지 않는 경우와 비교하여 슬관절 토크는 약 70% 이상 감소하였으며 고관절 토크는 약 20~30% 감소하였다. 파워는 현저하게 감소된 것을 알 수 있다.

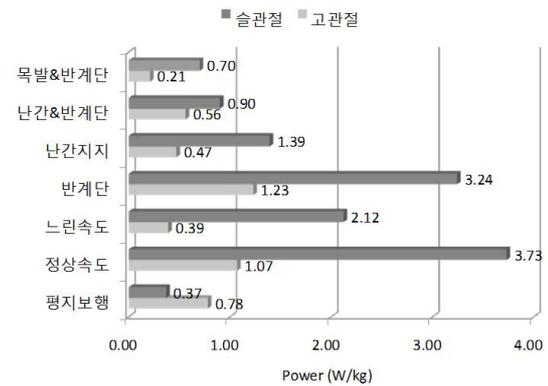
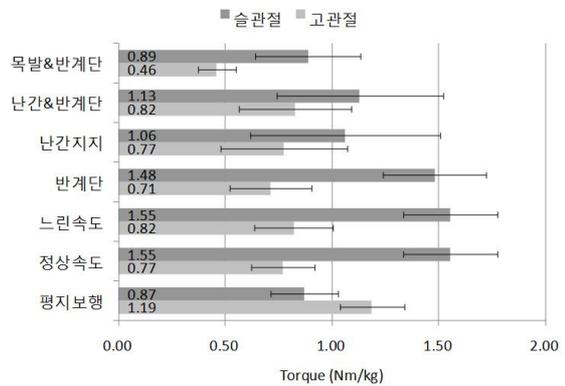


그림 6. 계단 오르기 시의 최대 관절 토크 및 파워

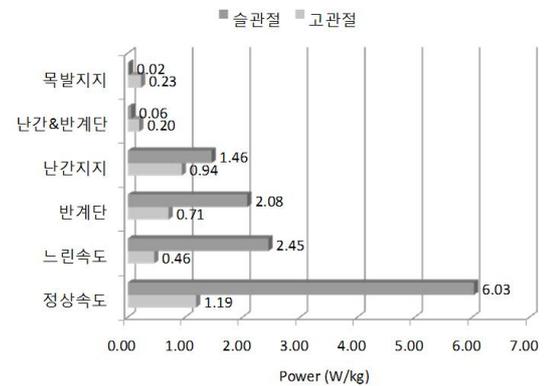
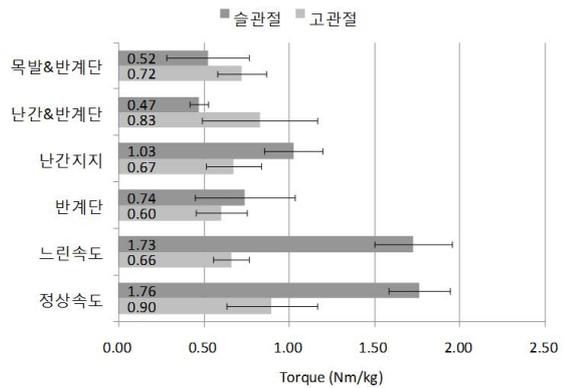


그림 7. 계단 내리기 시의 최대 관절 토크 및 파워

3.1.3 의자 기립

의자 기립 시에는 계단 오르기에 비하여 40% 수준의 슬관절 토크를 보였으며, 고관절 토크는 비슷한 수준으로 나타났다. 목발이나 지지대에 의존하여 기립하는 경우, 지지없이 기립하는 경우에 비하여 약간의 토크와 파워 감소를 보이나 그 영향력은 크지 않은 것으로 나타났다. 목발의 길이나 지지대를 지지하는 힘 조절에 따른 차이는 토크와 파워 모두 크지 않은 것으로 나타났다.

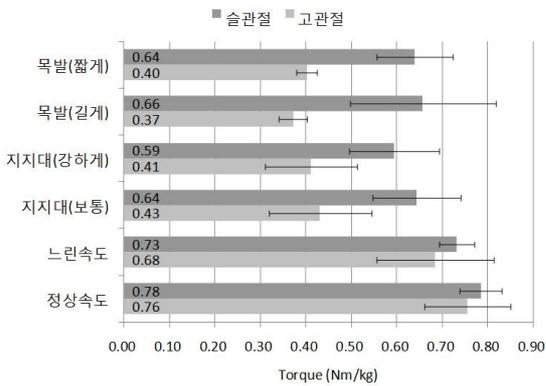


그림 8. 의자 기립 시의 최대 관절 토크 및 파워

3.2 관절토크 패턴

관절 토크 패턴은 개인에 따른 패턴의 차이가 컸기 때문에 대상자들의 평균 궤적이 아닌 특정인의 데이터를 보여주고 있다. 데이터의 선택은 피검자 중 가장 평균적인 형태를 보인 대상자로 하였다.

고관절 토크는 모든 경우에 대하여 유사한 패턴으로 진행된다.(그림 9) 계단 내리기의 경우 입각기 초기에 관절각은 굽힘방향으로 작동하나 토크는 신전방향(-)으로 작용한다. 계단 오르기의 경우 평지 보행에 비하여 입각기 초-중기 구간에서 굴곡 토크가 다소 크게 나타난다.

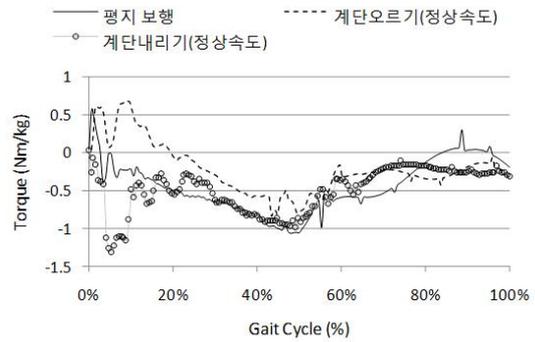


그림 9. 보행에 따른 고관절 토크 궤적

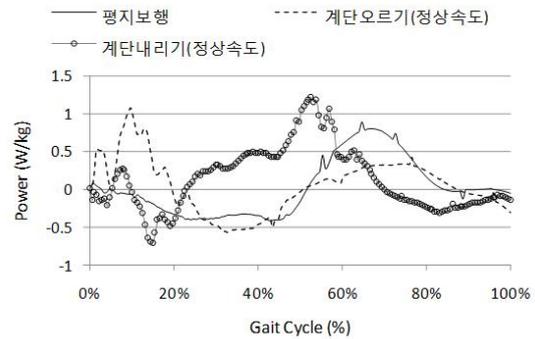


그림 10. 보행에 따른 고관절 파워 궤적

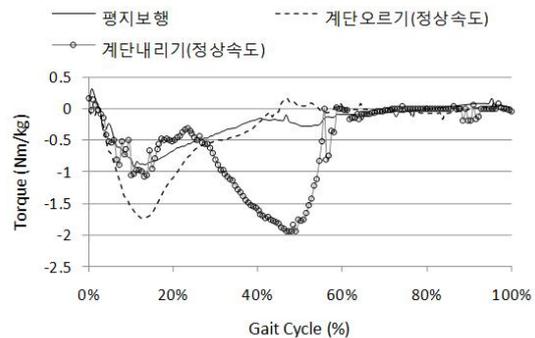
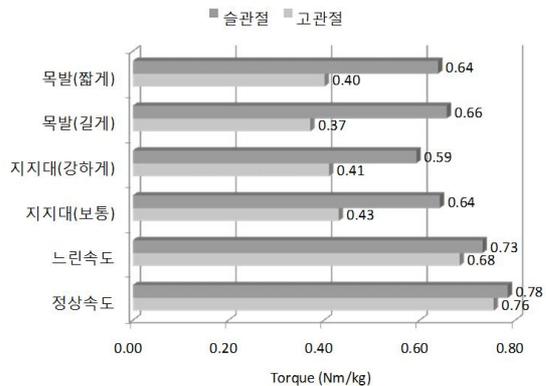


그림 11. 보행에 따른 슬관절 토크 궤적

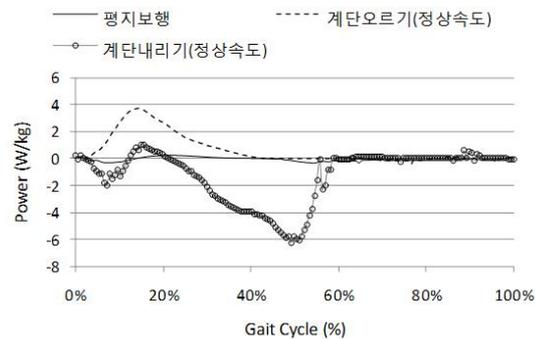


그림 12. 보행에 따른 슬관절 파워 궤적

고관절 파워는 토크와는 달리 각 경우에 대하여 차별화된 궤적변화를 보인다. 계단 오르기의 경우 입각기 초반에 급격한 파워 변화율을 보이며, 계단 내리기의 경우 입각기 후반에 높은 파워가 필요함을 알 수 있다. 전체적으로 굴곡 방향의 파워가 신전 방향의 파워보다 크게 요구되는 것을 알 수 있다.

슬관절은 모든 경우에 대하여 신전 토크만 작용한다. 슬관절의 경우 계단 오르기 시에 입각기 초반에 큰 토크가 작용하고 있으며, 계단 내리기의 경우에는 입각기 후반에 큰 토크가 작용하고 있다. 올라갈 때보다 내려갈 때 좀 더 큰 토크와 파워가 걸리는 것으로 나타난다. (그림 11, 12)

보행 속도에 따른 슬관절 토크 및 파워의 형태는 그림 13과 그림 14에 나타내었다. 계단 오르기 시에 슬관절 토크는 보행 속도에 따른 차이가 크지 않다. 그러나 파워는 절반 가까이 감소하는 것을 알 수 있다. 계단 내리기 시에도 토크에는 차이가 없으나, 파워에서는 절반 이상 감소하는 것을 보인다.

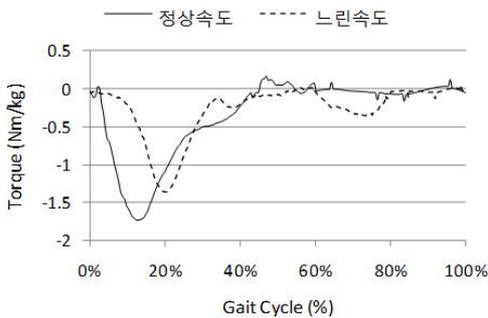


그림 13. 계단 오르기 시 보행 속도에 따른 슬관절 토크 궤적

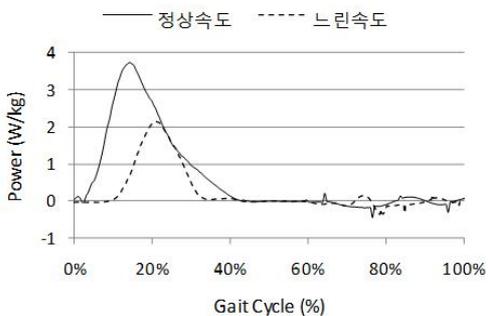


그림 14. 계단 오르기 시 보행 속도에 따른 슬관절 파워 궤적

4. 결론

본 연구에서는 웨어러블 보행로봇의 개발을 위하여 구동부 용량 산출에 필요한 다양한 보행 조건에

따른 정상인 보행 실험 및 시뮬레이션과 웨어러블 보행로봇 착용 상태에서의 보행 시뮬레이션을 수행하였으며 다음과 같은 관절 구동부 용량 예측 결과와 각 관절의 조건에 따른 동작 특성을 도출할 수 있었다.

고관절에 있어서의 계단 보행 특성은 다음과 같이 요약할 수 있다. 평지 보행 시에는 입각기 후반부에 최대 토크(약 1.2 Nm/kg)가 걸리며, 계단 보행의 경우 보행의 종류와 상관없이 비슷한 레벨의 토크(약 0.6~0.8 Nm/kg)가 걸린다. 최대 파워는 보행의 종류에 따라 약 0.5~1.0 W/kg 정도가 필요하다. 고관절의 경우 굴곡-신전 방향으로 모두 토크가 작용하고 있다.

슬관절에 있어서의 계단 보행 특성은 다음과 같이 요약할 수 있다. 느린 속도 계단 오르기 시의 최대 토크는 약 1.55 Nm/kg, 최대 파워는 약 2.1 W/kg이 필요하며 이는 정상 속도의 비교하여 토크는 비슷하게 소모되나 파워는 50%이상 감소하고 있다. 모든 보행 및 기립 동작에 대하여 신전 방향의 토크만 작용한다. 계단 오르기 시에는 반계단과 한계단의 차이가 거의 없으나 계단 내리기 시에는 반계단이 한계단에 비하여 매우 작은 토크와 파워가 소모된다.

의자 기립 동작 특성은 다음과 같이 요약할 수 있다. 고관절의 경우 상지 지지 없이 기립할 경우에는 0.7Nm/kg, 지지할 때에는 0.4Nm/kg의 토크가 소모된다. 슬관절의 경우 지지 없이는 0.75Nm/kg, 지지할때 0.6Nm/kg 정도 소모되며 계단 및 평지 보행에 비하여 적은 토크가 소모되는 것을 알 수 있다.

웨어러블 보행로봇을 적용한 보행 시뮬레이션을 통하여 보행로봇을 착용한 경우에 고관절 토크는 약 16~26% 증가하며, 슬관절 토크는 약 12~21% 정도 증가하는 것을 확인하였다. 이에 따라 고관절의 경우 약 115Nm의 관절 토크와 96W의 관절 파워가 필요한 것으로 산출되었으며, 슬관절의 경우 약 149Nm의 관절 토크와 120W의 관절 파워가 필요한 것으로 산출되었다. (80kg 체중 기준) 그러나 동작에 따른 토크 패턴 분석 결과 슬관절의 경우에는 굴곡방향으로 큰 토크가 필요하지 않기 때문에 신전 보조 스프링-댐퍼 등을 부착하여 적용하면 전체적인 구동부 용량을 줄일 수 있다는 것을 확인 할 수 있었다.

본 연구결과는 다양한 동작의 기구 동역학적 자료를 구축한 것으로 향후 보행로봇의 제어 및 상세 설계 시에 유용한 자료로도 활용 가능할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] P. Costigan and K. Deluzio, "Knee and hip kinetics during normal stair climbing," Gait and Posture, vol. 16, pp. 31-37, 2002.
- [2] A. Protopapadaki and W. Drechsler, "Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals," Clinical Biomechanics, vol. 22, pp. 203-210, 2007.
- [3] C. Vaughan, "Are joint torques the Holy Grail of human gait analysis?" Human Movement Science, vol. 15, pp. 423-443, 1996.
- [4] S. Nadeau and B. J. McFadyen, "Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking?" Clinical Biomechanics, vol. 18, pp. 950-959, 2003.
- [5] E. Hutchinson and P. Riley, "A Dynamic Analysis of the Joint Forces and Torques During Rising from a Chair," IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 2, no. 2, pp. 49-56, 6. 1994.
- [6] M. Mak and O. Levin, "Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease," Clinical Biomechanics, vol. 18, pp. 197-206, 2003.
- [7] F. Sibella and M. Galli, "Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects," Clinical Biomechanics, vol. 18, pp. 745-750, 2003.



조 현 석

1996년 인하대학교 자동화 공학과 석사
 2009년~현재 인하대학교 기계공학과 박사과정
 1996년~현재 재활공학연구소 책임연구원

관심분야 : 재활공학, 인체운동역학, 진산해석

장 윤 희



2006년 삼육대학교 물리치료학과 석사
 2012년 삼육대학교 물리치료학과 박사
 2007년~현재 재활공학연구소 책임연구원

관심분야 : 재활공학, 보행분석

류 제 청



1987년 중앙대학교 기계공학과 석사
 1992년 중앙대학교 기계공학과 박사
 1995년~현재 재활공학연구소 연구실장

관심분야 : 재활공학, 바이오메카트로닉스

문 무 성



1982년 서울대학교 기계공학과 석사
 1992년 Univ. of Minnesota 의공학과 박사
 1994년~현재 재활공학연구소 소장

관심분야 : 재활공학, 생체역학

김 창 부



1979년 Univ. of Nantes 기계공학과 석사
 1981년 동대학 기계공학과 박사
 1988년~현재 인하대학교 기계공학과 교수

관심분야 : 차량 진동학, 다물체 동역학