

노인용 보행보조로봇(Gait-Assistant-Robot) 및 보행보조기 사용에 따른 하지 근활성도 비교평가

Comparison of Using Gait-Assistant-Robot and Walker about EMG of Lower Limbs for Elderly

*최혁재¹, #강성재², 장윤희³, 류제청⁴, 문무성⁵

*H. J. Choi¹, #S. J. Kang(kangsj@korec.re.kr)², Y. H. Jang³, J. C. Ryu⁴, M. S. Mun⁵

¹근로복지공단 재활공학연구소

Key words : Elderly, Gait-Assistant-Robot, Walker, Electromyography(EMG), Gait Analysis

1. 서론

전 세계적으로 한국, 일본, 미국을 포함한 주요국가는 인구 고령화 추세를 보이고 있다. UN의 통계자료에 근거해서 고령인구에 대한 사회전반적인 국가적 대책이 필요한 실정이고 노인 인구를 위한 국가적 부담 및 노년 부양비 또한 증가하고 있는 추세이다[1]. 노인들의 독립적인 생활을 위해서는 복지차원 뿐만 아니라 우선 안전하고 낙상의 위험이 없는 독립 보행이 가능하도록 신체-육체적 차원의 지원이 더욱더 요구된다. 현재까지 보행보조기 연구개발 사례로는 둔턱답과가 가능한 TGR사의 suprema와 균형원리를 이용한 바퀴가 2개 달린 1인용 segway와 사용자의 상지 지지대의 움직임을 통한 방향 및 속도조절이 가능한 일본 히타치사의 보행지원 로봇이 개발되어 왔다. 하지만 기존의 선행연구에서는 노인 보행을 보조하고 효과적인 보행에 대한 연구가 미흡한 실정이다. 따라서 본 연구에서는 근력약화, 마비, 균형능력저하 및 기타 질병으로 인한 보행 장애가 있으신 노인을 대상으로 보행보조로봇을 개발하고 이를 이용하여 보행주기 동안의 하지근육군의 표면근전도를 비교 분석하여 효과적이고 안정된 독립 보행을 위해서이다.

2. 실험방법

2-1. 피검자선정

본 연구실험에서 노인들에게 적용하기에 앞서 보행보조로봇의 안정성과 장비의 문제점을 발견하고 보완을 위해 독립보행이 가능하고 임상적으로 합병증이나 외상이 없고 실험절차를 충분히 이해하고 숙지한 후 자발적 동의를 얻은 20대의 정상 성인을 대상으로 선정하였다.

2-2. 보행분석시스템(Gait-Analysis-System)

보행분석을 실시하기 전 보정(calibration)을 통해 카메라에서 인식하는 반사마커의 오차를 최소화 하였다. 적외선 카메라가 인식 할 수 있는 지름 10mm의 반사 마커를 기존 논문에서 주로 사용하고 있는 Helen Hayes Marker Set을 이용하여 인체의 해부학적 위치에 부착한 후 보행분석을 실시하였다[10]. 보행분석 시스템은 12대의 적외선 카메라(Eagle 4, motion analysis USA), 10mm 반사마커, CCD 카메라 2대, 데이터 처리 장치, PC등으로 구성되어 있는 3차원동작분석기(motion analysis, USA)를 이용하였다.

2-3. 근전도 분석(Electromyography:EMG)

근전도 측정 장비는 TeleMyo 2400R(Noraxon Inc., Scottsdale, AZ, U.S.A.)을 사용하였다. 그리고 Ag/Ag 부착하였다. 근육에 부착된 전극을 통해 얻을 수 있는 근전도 신호들은 다중 채널 원격제어 시스템에 의해 디지털신호로 변환 후 소프트웨어(Myoresearch 1.06)Cl(+)(-) 전극을 2mm 간격을 유지하고 피부표면에를 이용해 근전도 신호를 수집 및 분석 하였다. 주파수 대역폭은 20~500Hz로 설정하고 표본 추출률은 1000Hz로 정하였다. 각각의 신호는 제곱 평균 제곱근법(root mean square : RMS)으로 처리하였다. 보행주기 동안의 하지의 표면근전도에 대한 분석을 목적으로 양쪽하지의 대퇴직근(rectus femoris), 슬괏근(hamstring), 전경골근(tibialis anterior) 그리고 비복근(gastrocnemius)을 대상으로 전극 위치를 선정하였다. 그리고 접지부분은 비골(fibula)의 근 위부 돌출부(proximal condyle)에 위치시켰다. Perry(1992)의 연구를 바탕으로 보행주기를 3가지 동작시점; (1) 발뒤꿈치 닿기(Heel strike), (2) 발가락 떼기(toe off), (3) 발뒤꿈치 닿기(Heel strike)를 기준으로 2가지의 보행주기;

(1) 입각기(stance phase), (2)유각기(swing phase)로 나누고 각 보행주기 동안의 하지근육의 표면근전도를 측정하였다[2].

3. 결과

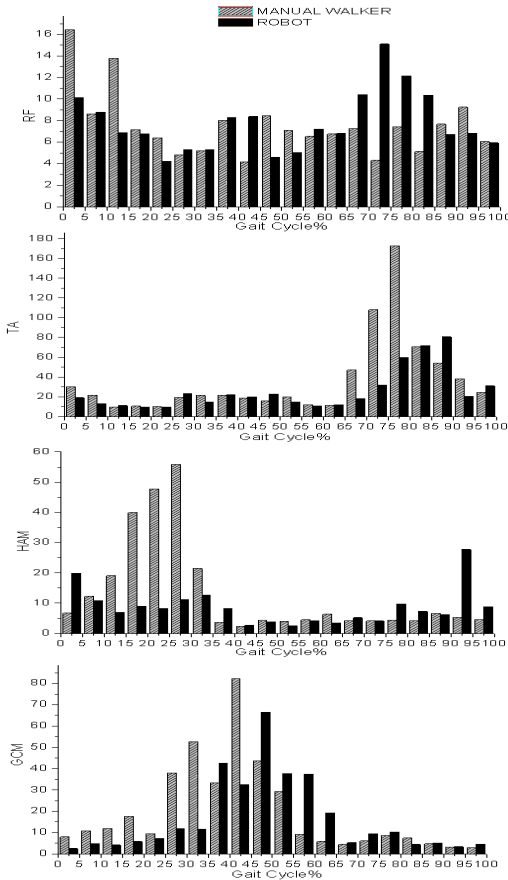


Fig. 1 Electromyography during gait cycle

보행주기 동안의 표면근전도 분석 결과는 다음과 같다(그림 5). 보행주기(gait cycle)의 발뒤꿈치 닿기(heel strike)를 시작으로 초기 입각기(initial stance:0%~30%)에서 슬관절 신전운동의 주동근인 대퇴직근이 구심성 수축을 한다[3]. 수동위커 사용 시 대퇴직근의 평균값은 보행보조로봇의 평균값과 비교한 결과 각각 $9.54 \pm 4.56(\mu V)$, $7.02 \pm 2.18(\mu V)$ 을 보였고 최대값은 각각 $16.4(\mu V)$, $10.1(\mu V)$ 을 나타냈다. 그리고 비복근을 비교한 결과는 다음과 같았다. 수동위커 사용 시 비복근의 평균값은 보행보조로봇의 평균값과 비교한 결과 각각 $41.75 \pm 24.67(\mu V)$, $38.02 \pm 17.67(\mu V)$ 을 보였고 최대값은 각각 $82.2(\mu V)$, $37.5(\mu V)$ 를 나타냈다. 유각기(swing phase)가 진행되는 동안 배측골곡이 이루어져 발가락이 지면에

걸리지 않게 해준다[3]. 배측골곡의 주동근인 전경골근이 보행주기(60%~100%)까지 활성화 된다[3]. 전경골근의 평균값을 비교한 결과 각각 $65.78 \pm 52.37(\mu V)$, $40.72 \pm 26.33(\mu V)$ 을 보였고 최대값은 각각 $172.8(\mu V)$, $80.7(\mu V)$ 을 보였다. 대둔근과 함께 고관절 신전운동을 도와주는 슬딕근은 초기 입각기(initial stance phase)부터 보행주기10%동안 많은 활동을 한다[3]. 본 연구의 보행분석 결과에서 수동위커와 보행보조로봇의 보행주기 상 입각기 구간이 10% 증가했으므로 비교분석 구간을 10%증가를 고려해서 초기부터 20%되는 구간을 비교 분석하였다. 수동위커와 보행보조로봇은 각각 $19.47 \pm 14.52(\mu V)$, $11.67 \pm 5.67(\mu V)$ 을 보였고 최대값은 각각 $39.9(\mu V)$, $19.8(\mu V)$ 을 보였다.

4. 결론 및 고찰

개발초기에 있어서 많은 노인들에게 적용하기에 앞서 정상성인을 대상으로 많은 실험과 연구가 필요하다. 그리고 하지근육 표면근전도를 측정하였는데 향후 상지근육의 표면근전도를 비교 분석하고 priebe(2007)의 보행보조기 보행 시 산소 소모도를 비교한 연구를 바탕으로 보행보조로봇 보행 시 산소 소모도에 대한 연구가 필요하다[4]. 그리고 결과분석과정에서 perry(1992), donard(2004)의 연구에 한정해서 정상 보행주기와 표면근전도를 참고 하였지만 보행보조기 사용자에게 대한 수동위커나 보행보조기의 도움 없는 정상보행에 대한 참고 자료도 비교분석에 포함되어야 한다. 이러한 연구의 한계와 문제점을 수반하고 실험한 결과에 대한 결론은 보행보조로봇을 이용한 보행에 있어서 보행주기 동안 근육 활성도가 저하되므로 보다 더 안정적이고 효율적인 보행이 가능하다.

5. 후기

본 논문은 중소기업기술개발지원사업(노약자 생활지원용 지능형 로봇 개발)으로 지원 되었습니다.

참고문헌

1. United Nations, "The Sex and Age distribution of World Population," each year.
2. Perry J., "Gait Analysis : Normal and Pathological Function," NJ:SLACK, 1992.
3. Donald A., "Kinesiology of the musculoskeletal system," Mosby, Philadelphia, 2004.
4. Priebe, "Energetics and biomechanics of walker assisted gait," UNIVERSITY OF COLORADO AT BOULDER, 37, 2007.