Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (2010) 16(9):823-826
DOI:10.5302/J.ICROS.2010.16.9.823 ISSN:1976-5622

고령자 보행보조로봇 제어기법 연구

Research of Elderly Gait-assistant-robot Control System

최 혁 재, 강 성 재, 권 칠 용, 류 제 청*, 이 석 민, 문 무 성
(Hyuk Jae Choi[1], Sung Jae Kang[1], Chil Yong Kwon[1], Jei Cheong Ryu[1], Suk Min Lee[1], and Mu Seong Mun[1])
[1]Korea Orthopedics & Rehabilitation Engineering Center

Abstract: In this study, the control method of assistive robot was developed for the elderly. The control method of gait-assistant-robot was proposed considering the change of COP (Center of Pelves), BOS (Base of Support) and comparative analysis of the moving velocity for the elderly. We analyzed the movement of COP of the body and its velocity of the elderly equipped with manual walker and gait-assistant-robot. As a result, change in COP was greater from left to right than from anterior to posterior; also, the average velocity of the movement of COP and manual walker for manual walker gait was 0.7(m/s). Therefore, it is necessary to concern more on the left-right balance and synchronization of the velocity of COP.

Keywords: walker, elderly, gait, BOS, COP, velocity, synchronization

I. 서론

2003년 우리나라의 노인인구 비율은 전체인구의 8.3%로 이미 총인구 중 노인인구가 차지하는 구성비가 7%인 고령화 사회에 진입하였고, 14%인 고령사회, 20%인 초고령 사회에 각각 2019년, 2026년에 도달할 것으로 예상된다[1]. 2006년 우리나라의 65세 이상 고령인구는 약 4597천 명, 고령인구 비율은 9.5%를 차지하고, 2010년 11%, 2020년 16%, 2030년 24%로 빠르게 증가될 전망이다[2]. 이러한 고령화인구증가와 더불어 노인의 보장구 요구율이 장애인보다 높게 나타난 주요 보장구는 이동기기 및 의수족보조기 등으로 종별로 지팡이, 수동, 전동휠체어에 이어서 보행기(14.4%)순으로 나타났다[3].

급속한 고령화는 만성질환 유병율 및 합병증 증가로 이어져 노인을 위한 일상 활동 지원과 요양서비스의 요구 증대와 함께 보행 보조차(워커)를 포함한 고령친화 복지용구의 수요가 커질 것을 전망된다[4]. 우리나라 주요 만성질환 중 걸음에 가장 영향을 미치는 골관절염(퇴행성관절염)의 유병률을 살펴보면 50대 이전까지는 64.87, 50대 이후부터 70세 이상까지 892.81이다(단위: 명,천명당)[5]. 또한 노인을 대상으로 한 단면적 연구에 의하면 75세 이상의 약 1/3이 보행 장애가 있고 질병에 따른 가장 상위의 보행 장애는 보행하는 동안 지나치게 시간을 소모하는 과보호 보행과 혼자서 시작을 못 하는 경우로 심리적으로 정서적 불안과 보호자의 의존성이 높다고 한다[6]. 다른 한편 이러한 보행장애가 없으신 노인을 대상으로 한 선행 연구에서의 걷기운동의 중요성을 다음과 같이 보이고 있다. 걷기운동이 노인들의 전신지구력 향상에 점증적으로 효과적이고 체지방율(%), 체질량지수(kg/m²) 감소에 긍정적인 영향을 미친다고 하였다[7]. 이러한 걷기운동의 중요성이 시사된바 걷기운동을 보조할 수 있는 여러 가지 보행보조로봇에 대한 많은 국내외연구 사례가 있다. 예로써 Ireland Haptica사의 Guido와 미국 Virginia 대학의 adaptive walker는 핸들 바의 force sensor에 의해 사용자의 보행의지를 파악하고 있고 독일의 IPA사의 Care-O-bot는 직접조절모드방식으로의 보행시스템을 갖추고 있다[8]. 따라서 본 연구에서는 보행제어 기술개발을 목적으로 수동워커(보행기)를 사용하는 노인 군에 대하여 수동워커와 기존의 노인 보행보조로봇의 체중심 이동에 대한 시작 및 진행 속도의 비교분석과 수동워커의 지지면에서 좌우 및 전후 방향으로의 체중심 변화량을 분석하고 체중심 변화를 고려한 보행보조로봇의 제어방법을 제안하고자 한다.

* 책임저자(Corresponding Author)
논문접수: 2010. 6. 10., 수정: 2010. 7. 12., 채택확정: 2010. 7. 20.
최혁재, 강성재, 권칠용, 류제청, 이석민, 문무성: 재활공학연구소
(hjchoi@korec.re.kr/kangsj@korec.re.kr/cykwon@korec.re.kr/jcryu@korec.re.kr/smlee@korec.re.kr/msmun@korec.re.kr)
※ 본 논문은 중소기업기술개발지원사업(노약자 생활지원용 지능형 보행보조 로봇 개발)으로 지원되었음.

Copyright© ICROS 2010

II. 실험 방법

1. 피검자 선정

본 연구는 인천광역시 부평구 지역 65세 이상 노인 중 임상적으로 합병증이나 외상이 없고 실험에 동의한 6명을 대상자로 선정하였다. 피험자는 평상 시 본인이 착용하던 신발, 그리고 보행에 지장을 주지 않는 짧은 하의를 착용하고 실험을 하였다(표 1).

2. 보행분석

보행분석을 실시하기 전 보정(calibration)을 통해 카메라에서 인식하는 반사마커의 오차를 최소화 하였다. 적외선 카메라가 인식할 수 있는 지름 10mm의 반사 마커를 기존

표 1. 피검자정보.

Table 1. Subject information (avg).

age	height(cm)	weight(kg)	number of person
76.5±4.95	146.4±2.97	39.4±4.10	6

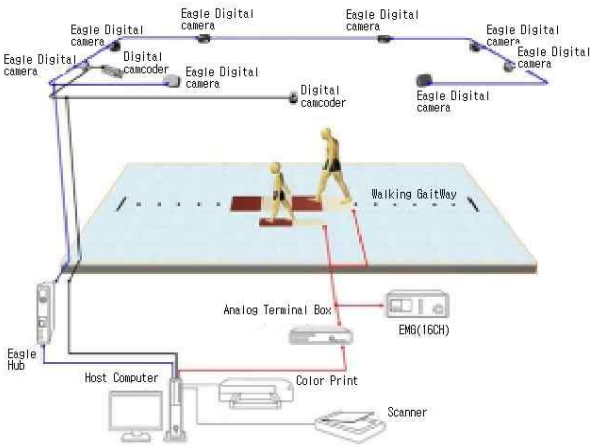

그림 1. 3차원 보행 분석 시스템.
Fig. 1. 3D Gait analysis system.

그림 2. 수동 워커와 보행보조로봇을 이용한 노인보행.
Fig. 2. Gait with manual walker and robot.

논문에서 주로 사용하고 있는 Helen Hayes Marker Set을 이용하여 인체의 해부학적 위치에 부착한 후 보행분석을 실시하였다[9]. 보행분석 시스템은 12대의 적외선 카메라(Eagle 4, motion analysis USA), 10mm 반사마커, CCD 카메라 2대, 데이터 처리 장치, PC등으로 구성되어 있는 3차원 동작분석기(motion analysis, USA)를 이용하였다(그림 1). 보행분석에 대한 측정값의 신뢰도를 높이기 위해 측정 전 2~3분가량 일정거리를 왕복하게 한 후 실험하였다(그림 2). 전체 피검자는 무작위로 수동워커와 보행보조로봇을 이용순서에 관계없이 25M 왕복 3회 보행 중의 활보구간에 대한 이동속도 분석을 하였다. 보행동안 수동워커는 피검자가 직접 이동하였고 그리고 보행보조로봇의 이동속도는 피검자의 직접조절방식에 의해 속도를 제어 하였다.

3. 마커 좌표 산출 및 분석

보행하는 동안 측정된 왼쪽과 오른쪽 전상장골극의 마커와 천골의 마커를 이용하여, 식 (1)과 같이 인체의 움직임을 대표하는 골반 중심점(Center of Pelves: COP)을 산출했다.

$$COP = \frac{Rt\,ASIS(x,y,z) + Lt\,ASIS(x,y,z) + SACRUM(x,y,z)}{3} \quad (1)$$

· BOS와 COM 위치 계산

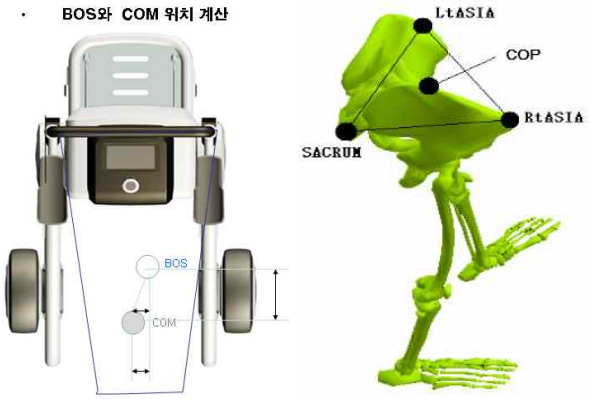

그림 3. BOS와 COP 마커위치.
Fig. 3. BOS and COP marker position.

보행안정성을 확인하기 위해 식 (1)과 같이 체중지지면(Base of Support: BOS)은 양손을 지지한 워커와 체중심을 고려해서 수동워커의 체중 지지면을 산출 했다(그림 3).

$$BOS = \frac{Rt\,HAND(x,y,z) + Lt\,HAND(x,y,z) + COM(x,y,z)}{3} \quad (2)$$

보행분석과 식 (1)에 의해 얻어진 골반중심점을 이용하여 인체의 체중심 이동속도에 대한 변화를 비교분석 하고 보행동안 양손이 항상 수동워커나 보행보조로봇의 손잡이를 잡고 있으므로 양손마커의 중간점변화를 이동속도로 보았다. 평지보행에 대하여 보행 속도 및 BOS(지지면)에 대한 COP의 변화에 따른 동작분석 실험을 수행하고 그 결과를 분석하였다.

III. 결과

1. 보행분석 결과

본 연구에서 주로 사용한 장비(Eagle 4, Motion Analysis USA)통해 수동워커 및 보행보조로봇의 노인보행에 대한 전반적인 보행분석 자료를 제시하고 있다(표 2). 수동워커

표 2. 워커와 로봇을 이용한 노인 보행분석 결과.
Table 2. Gait analysis result of manual and gait-assistant-robot.

manual walker			Nor	%Nor
Avg. step width	(cm)	9.83	12.0	82%
Stride length	(cm)	93.60	129.8	72%
Cadence	(steps/min)	97.5	98.2	99%
Stance phase ratio	(%)	60.68	60.5	100%
Swing phase ratio	(%)	39.31	39.5	99%
Step length	(cm)	46.15	65.2	71%
Double limb sup.	(%)	10.78	10.2	105%

gait-assistant-robot			Nor	%Nor
Avg. step width	(cm)	10.02	12.0	84%
Stride length	(cm)	68.26	129.8	53%
Cadence	(steps/min)	79.07	98.2	81%
Stance phase ratio	(%)	66.12	60.5	109%
Swing phase ratio	(%)	33.88	39.5	86%
Step length	(cm)	32.77	65.2	50%
Double limb sup.	(%)	16.05	10.2	157%

표 3. 좌우측과 전후방 측의 평균위치변화.

Table 3. Average difference between left and right side, between anterior and posterior side.

	anterior and posterior side	left and right side
CASE1	-8.70 ~ +8.86	-14.41 ~ +26.10
CASE2	-12.88 ~ +11.10	-21.41 ~ +17.88
CASE3	-11.49 ~ +15.70	-30.61 ~ +22.37
CASE4	-8.10 ~ +10.05	-25.97 ~ +29.30
CASE5	-9.80 ~ +20.51	-34.99 ~ +32.88
CASE6	-23.99 ~ +21.54	-31.32 ~ +47.33
average	-12.50 ~ +18.625	-26.45 ~ +29.31

를 사용한 노인보행의 보행분석 결과에서 분속수 및 전체 보행 주기에서의 입각기와 유각기 비율이 정상기준과 비교해서 큰 차이가 없었지만 보행보조로봇을 이용한 분석결과에서 정상기준에 비교해서 분속수가 19% 낮게, 입각기 10% 높게, 유각기는 14% 낮게 나타났다. 활보 길이 면에서는 수동워커는 정상기준에 72% 나타났고 보행보조로봇은 53%의 낮은 활보길이를 보였다.

2. BOS에서의 COP의 위치차이

노인 6명의 피검자를 실험한 결과 평균 좌우측차이(-26.45 ~ +29.31), 전후방측차이(-12.50 ~ +18.625)를 보였다(표 3). 대상자들의 수동워커를 이용한 평지 보행 시 BOS의 면적중심점과 COP의 위치차이는 좌우측차이가 현저히 높았다.

3. 이동속도에 대한 비교 분석

Donald(2004)에 의하면 임상적으로 볼 때 보행속력에 대한 측정은 기능적 향상을 모니터 하거나 기능제한에 대한 객관적 자료를 기록할 때 측정한다[10]. 노인들의 사회생활

표 4. 평균속도.

Table 4. Average of velocity.

manual walker (n=6)	avg. COP velocity	0.70 (m/s) ±0.05
	avg. walker velocity	0.69 (m/s) ±0.06
gait-assistant robot (n=6)	avg. COP velocity	0.44 (m/s) ±0.14
	avg. robot velocity	0.43 (m/s) ±0.13

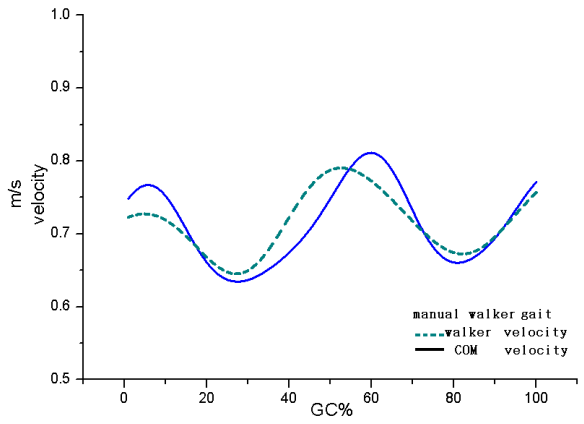

그림 4. 수동워커와 체중심간의 속도.

Fig. 4. Velocity between manual walker and COP.

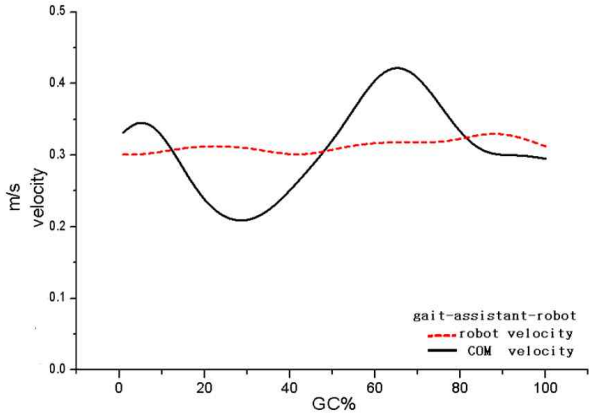

그림 5. 보행보조로봇과 체중심간의 속도.

Fig. 5. Velocity between manual robot and COP.

에서 요구되는 보행속력에 대한 최소한의 기준은 보통 11.5분 이내로 300m를 걸을 수 있는 기준, 즉 13~27m를 1.3m/s의 속력으로 걸을 수 있는 능력이다[10]. 사회생활에서 요구되어지는 보행속력기준과 비교해서 이번 연구에서는 25m 왕복 3회 평지보행에서 얻어진 보행분석 속도결과(표 3)는 낮은 속도를 보였다.

그림 4는 수동워커와 체중심이동속도의 비교 그래프이다. 왕복 3회 보행중의 활보구간에 대한 이동속도 차이를 나타내고 있다. 수동워커와 체중심 모두 평균 0.7m/s (±0.05)의 속도로 이동하고 있고 그림 4의 두 종류의 실선과 점선 그래프가 비슷한 주기변화를 보이고 있다. 피검자가 이동하는 하는 속도와 워커의 이동속도가 비슷한 주기로 보행속도 변화를 나타내고 있다.

그림 5는 보행보조로봇과 체중심이동속도의 비교 그래프이다. 그림 4와 마찬가지로 왕복 3회 보행 중의 활보구간에 대한 이동속도 차이를 나타내고 있다. 보행보조로봇과 체중심 모두 평균 0.4m/s (±0.14)의 속도로 이동하고 있고 그림 5의 두 종류의 실선과 점선 그래프는 그림 4의 그래프와 비교해 볼 때 서로 다른 주기변화를 보이고 있다. 피검자가 이동하는 하는 속도와 보행보조로봇의 이동속도주기가 서로 상이하게 나타나고 있고 보행보조로봇의 속도는 검사활보구간에서 변화가 없지만, 피검자의 체중심 속도는 변화를 보이고 있다.

IV. 고찰

Yavuzer와 Ergin(2002)의 연구에 의하면 보행진행에 따른 시상면, 관상면, 수평면에서 COM (Center of Mass)에 대한 골반, 고관절 등의 각도차이를 관찰한 연구가 있었다[11]. 기존 연구에서는 COP을 정의 하는데 있어서 Helen Hayes Marker Set을 이용한 인체의 해부학적 위치에 마커를 부착한 후 보행분석시스템(motion analysis)을 이용해서 정의하였다[9]. 하지만 본 연구에서는 보행보조로봇 및 수동워커를 고려한 체중심의 계산 및 효율성을 위하여 식 (1) & 식(2)와 같이 정의 했다. 본 논문에서 제안한 인체중심 계산법은 기존의 인체 체중심계산법과 정확한 값을 나타내지는 않지만, 골반의 중심 3차원좌표를 계산하여 골반에 위치하고 있

는 체중심의 위치를 대변할 수 있다. 따라서 인체의 체중심 위치변화 및 속도를 추정하고 기존의 노인을 위한 보행보조 로봇이 인체의 움직이는 속도변화와 동기화되지 못하고 다른 속도로 움직임으로서 지지하고 있는 상지관절에 부하로 작용할 수 있음을 알 수 있다. 본 연구에서 보행보조로봇의 속도 세팅 기준에 있어서 수동워커의 평균이동속도의 50%의 속도를 기준으로 ±20%의 속도변화제어를 적용하였으며 무엇보다도 피검자들에 대한 안전을 고려해서 실험을 하였다. 향후 연구에서는 피검자수를 더욱 확보하여 통계적 유의성을 보고자하고 속도 동기화 제어기법에 대한 연구가 계속 진행 될 것이다.

V. 결론

노인의 수동워커 보행 시 체중지지면에서의 골반 중심점(COP: Center of Pelves)의 변위에 대한 결과를 보면 전후방측 변위보다는 좌우측방향으로 골반 중심점(COP: Center of Pelves) 변위량이 현저히 높게 나타났다. 전후방 측보다는 좌우측 균형능력이 부족한 만큼 좌우측균형에 대한 고려가 요구되어 진다. 그리고 보행보조로봇 및 수동워커를 이용한 노인의 이동속도 측면에서 보행보조장치 및 노인의 체중심 이동속도의 동기화에 대한 고려가 필요하다. 수동워커와 노인의 체중심간의 속도변화에 비교하여 이동속도변화주기가 서로 상이한 보행보조로봇과 체중심간의 속도변화는 평균 보행속도를 감소되게 한다. 속도변화의 동기화는 보행속도 향상을 기대 할 수 있고 보다 더 안정적이고 효과적인 보행이 가능하다.

참고문헌

[1] 이태화, 고일선, 이경자, “노인대상건강증진 사업추진 전략과 프로그램개발” 연세대학교, 한국, 보고서, 2005.

[2] 박경애, 황해범, “장래인구추계결과” 통계청, 한국, 보고서, 2006.

[3] 변용찬, “장애인 실태조사” 한국보건사회연구원, 한국, 보고서, 2009.

[4] 성혜영, “고령친화 복지용구의 체계적 관리를 위한DB 구축” 한국보건산업진흥원, 한국, 보고서, 2008.

[5] “국민건강·영양조사” 보건복지부, 한국, 보고서, 2005.

[6] 김성희, 고선정, “장애유형별 장애노인의 특성에 관한 연구” 한국노년학회지, vol. 23, no. 3, pp. 171-196, 2004.

[7] 서상훈, “규칙적인 걷기운동을 통한 노인의 기능변화 분석” 연세대학교, 한국, 보고서, 2007.

[8] 정치연, “지능형 실외용 보행보조기기개발” 산업자원부, 한국, 보고서, 2006.

[9] M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan, “Measurement of lower extremity kinematics during level walking.” *J Orthop Res*., vol. 8, no. 3, pp. 383-392, May 1990.

[10] A. Donald, *Kinesiology of the Musculoskeletal System*, Mosby, Philadelphia, 2004.

[11] G. Yavuzer and S. Ergin, “Effect of an arm sling on giat pattern in patients with hemiplegia.” *Arch Phys Med Rehabil*., vol. 83, no. 7, pp. 960-963 Jul. 2002.

최 혁 재

2007년 삼육대 물리치료학과(물리치료학사). 2010년 연세대학교 대학원 인간공학치료학 석사과정. 2009년~현재 재활공학연구소 연구원. 관심분야는 재활공학 및 노인재활.

강 성 재

2000년 연세대학교 의공학과(공학사). 2002년 동 대학원 의공학과(공학석사). 2002년 동 대학원 박사과정. 2003년~현재 재활공학연구소 책임연구원. 관심분야는 재활공학 및 생체역학.

권 칠 용

2006년 한국기술대학교 디자인공학과(공학사). 2008년 동 대학원 석사(공학석사). 2007년~현재 재활공학연구소 연구원. 관심분야는 인간공학, 유니버설 디자인.

류 제 청

1985년 중앙대학교 기계공학과(공학사). 1987년 동 대학원 석사. 1992년 동 대학원 박사. 1995년~현재 재활공학연구소 연구위원. 관심분야는 재활공학, 바이오메카트로닉스, 생체역학.

이 석 민

1985년 서울대학교 공업화학과(공학사). 1987년 동 대학원 석사. 1992년 동 대학원 석사(공학박사). 2001년~현재 재활공학연구소 연구위원. 관심분야는 재활공학 및 생체재료.

문 무 성

1978년 서울대학교 기계설계학과(공학사). 1982년 동 대학원 석사. 1992년 University of Minnesota 의공학과(공학박사). 1994년~현재 재활공학연구소소장. 관심분야는 생체역학 및 재활시스템.