

보행보조시스템의 조작 편리성 향상을 위한 사용자의 선속도 및 회전각속도 검출 알고리즘

An Algorithm for Detecting Linear Velocity and Angular Velocity for Improve Convenience of Assistive Walking System

김병철*, 이원영, 엄수홍, 장문석, 김평수, 이웅혁

B. C. Kim, W. Y. Lee, S. H. Eom, M. S. Jang, P. S. Kim and E. H. Lee

요 약

본 논문에서는 신체의 노화로 인해 보행활동이 제한되는 고령자가 사용하는 전동형 보행보조시스템의 조작 편리성 향상을 위해 기존의 조작 기법인 보행의지 기법과 융합이 가능한 보행상태 기법을 제안한다. 이것은 사용자가 핸들바를 파지하고 있는지 여부를 파악하고 그에 따라 사용자의 보행의지를 판별하는 단순 트리거 신호로 사용한다. 또한 보행의지 파악을 위한 사용자의 보행상태 확인은 레이저 거리 측정 장치를 사용하여 검출된 사용자의 선속도와 회전각속도를 보행보조시스템 중심의 선속도와 회전각속도로 사용한다. 이를 위해 사용자의 양측 다리 중심점을 추정하여 가상의 인체중심점 검출 기법을 제안한다. 실험은 보행자의 선속도 및 회전각속도와 보행보조시스템 중심의 선속도 및 회전각속도를 비교 분석하는 실험을 진행하였다. 실험 결과, 사용자와 보행보조시스템 중심 간에 선속도와 회전각속도의 오차율은 각각 1%와 2.77%로 나타났으며, 이는 사용자의 선속도와 회전각속도를 보행보조시스템의 양측구동기, 속도산출기에 적용이 가능한 것으로 확인했다. 이를 통해 본 논문에서 제안하는 보행의지 기법과 보행상태 기법을 융합한다면 사용자가 보행보조시스템에 끌려가는 현상과 조작 미숙으로 인한 오작동 등이 예방 가능할 것으로 확인되었다.

ABSTRACT

In this paper, we propose a walk status method which can be fused with conventional walk intention method to improve convenience of an electric assistive walking system for elder people with restricted walking capabilities. The system uses a handlebar as a trigger and regards grabbing a handlebar as expressing will to walk. And the system uses a user's linear velocity and angular velocity as linear velocity and angular velocity of a system, checked by laser range finder. To achieve this, we propose a method to find a virtual central point of a human body by estimating a central point between two legs. The experiments are carried out by comparing user's linear velocity and angular velocity, and system's linear velocity and angular velocity. The results show that the error of linear velocity and angular velocity between a user and a system are 1% and 2.77%, which means the linear velocity and angular velocity of a user can be applied to a system. And it is confirmed that the proposed fusion method can prevent a user from being dragged by an assistive walking system or a malfunction caused by lack of experience

Keyword : Assistive Walking System, Central Point of a human body, Linear Velocity, Angular Velocity, Laser Range Finder

접 수 일 : 2016.10.21

심사완료일 : 2016.11.21

게재확정일 : 2016.11.28

* 김병철 : 한국산업기술대학교 전자공학과 석사
medicom88@naver.com (주저자)

이원영 ; 한국산업기술대학교 전자공학과 박사과정

lbborie@gmail.com

엄수홍 : 한국산업기술대학교 전자공학과 박사과정

iwhale@nate.com

장문석 : 동의과학대학교 전자과 교수

msjang@dit.ac.kr (공동저자)

김평수 : 한국산업기술대학교 전자공학과 교수

1. 서론

최근 의료기술의 발달, 삶의 질 향상으로 고령자의 수명은 증가하고 있다. 그러나 신체의 노화에 의해 하지 근력의 약화되어 보행활동의 제약으로 이어질 수 있다[1]. 이를 극복하기 위해 전동스쿠터나 전동휠체어, 보행보조기를 이용하고 있다. 전동스쿠터나 전동휠체어는 이동을 위한 이동 대체 기기이기 때문에 보행자의 하지 근력을 강화시키는 기능이 없지만, 보행보조기는 보행에 대한 자립심을 키우고, 하지 근력을 강화시키기 위한 재활 기기로 이용되기도 한다[2-3].

보행보조기의 경우 사용자의 힘에 의해 조작되는 수동형이 대다수를 이루고 있어 사용자가 장시간 사용, 경사로 보행 등에서 피로 누적을 호소할 뿐만 아니라 둔덕 및 장애물 회피와 같은 위험상황 발생 시 대응이 느리다는 단점이 있다. 이것은 보완하기 위해 최근에 동력을 이용하는 전동형 보행보조시스템이 개발되고 있다[4-5]. 이것의 조작 방식은 사용자의 보행 의지, 보행 상태, 그리고 두 가지를 융합하는 방식으로 나뉜다[6-8].

보행 의지에 따른 조작 방식은 다양한 촉각 기반의 센서와 사용자의 힘을 측정할 수 있는 센서를 핸들바 입력장치로 이용해 사용자의 보행의지를 파악하여 조작 명령을 수행하는 형태로 이루어지고 있다[9]. 그러나 이것은 핸들바 입력장치의 센서 민감도로 인해 사용자의 보행의지가 명확히 반영되지 않아 원활한 조작 명령을 수행할 수 없으며, 사용자가 보행보조시스템에 끌려가는 현상이 발생할 수 있다. 또한 초기 사용자의 경우 핸들바 조작 미숙으로 인해 오작동 발생 확률이 높다.

보행 상태에 따른 조작 방식은 다양한 각도에 카메라 모션 장치를 장착하여 사용자의 보행을 관측한 후 사용자의 선속도 및 회전각속도에 관한 파라미터를 검출하여 보행보조시스템의 조작 명령으로 사용하는 방식이다[10]. 이것은 기존 보행보조시스템 프레임에 따라 적용이 불가능한 경우가 있어 효용성 측면이 떨어지고, 실시간 제어를 확보하기에는 연산 부하가 있어 고사양의 연산장치용 컴퓨터가 필요하다. 그러나 이는 보행보조시스템의 부피 및 무게에 부담이 되는 요소로 작용이 될 수 있다.

보행 의지와 보행 상태를 융합하는 방식은 레이저 거리 측정 장치(LRF: Laser Range Finder)와 관성센서를 융합하여 사용자의 다리의 거리를 측정하여 선속도만 검출하고, 관성센서를 이용하여 사용자의 회전각속도를 검출하는 방식이다[11]. 이것은 관성센서를 밴드 타입 구조로 사용자의 허리에 부착하여 사용하기에 장시간 사용 시 사용자에게 불편함으로 이어질 수 있다. 또한 보행상태 기법이 적용된 두 연구 모두 사용자의 보행의지가 보행보조시스템에 반영되지 않는 문제가 있다. 따라서 사용자가 보행보조시스템을 조작하려는 의도가 없는 상태에서 보행보조시스템이 사용자의 움직임을 인식할 경우, 보행보조시스템이 사용자의 의도와 관계없는 동작을 수행하는 상황이 발생할 수 있다.

본 논문에서는 이러한 보행보조시스템 조작의 문제점인 사용자가 보행보조시스템에 끌려가는 현상과 조작 미숙으로 인한 오작동 등을 예방하기 위해 기존 보행보조시스템에 적용된 보행의지 기법에 융합이 가능한 보행상태 기법을 제안한다. 그리고, 기존 연구에서는 LRF를 사용하여 사용자의 선속도만 검출하였지만, 본 논문에서는 사용자의 선속도 뿐만 아니라 회전각속도까지 검출하는 기법을 제안한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 LRF를 사용하여 양측 다리의 중심점을 추정하는 과정을 제시한다. 3장에서는 다리 중심점을 이용하여 인체 중심점을 추정하고, 사용자의 선속도 및 회전각속도를 검출하는 알고리즘을 설명한다. 4장에서는 본 논문에서 제안하는 알고리즘에 대해 실험과 고찰을 하고, 마지막으로 5장에서는 결론을 맺는다.

2. 다리 중심점 추정을 위한 2차원 거리 감지 센서기반의 관측 방법

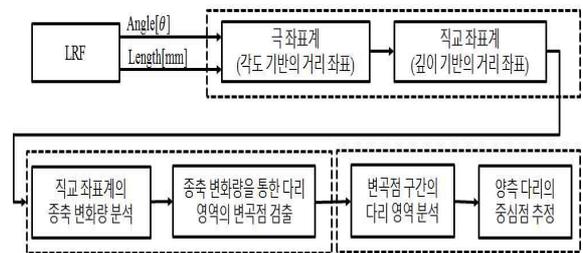


그림 1. 양측 다리의 중심점 추정을 위한 흐름도
 Fig. 1. A flowchart for estimating a central point between two legs

사용자의 선속도 및 회전각속도를 검출하기 위해서는 사용자의 보행 단계에서 움직임을 파악하는

pskim@kpu.ac.kr (공동저자)
 이용혁 : 한국산업기술대학교 전자공학과 교수
 ehlee@kpu.ac.kr (교신저자)
 ※ 본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신기술진흥센터의 대학ICT연구센터육성지원사업의 연구결과로 수행되었음 (IITP-2016-H8601-16-1003)

것이 우선 시 되어야 한다. 이를 위해서는 사용자의 다리 표면이 아닌 양측 다리의 중심점 사이에 위치해 있다는 것을 기초로 하여 인체중심점을 추정해야 한다. 본 논문에서는 LRF의 원시 데이터를 사용하여 가상의 인체중심점을 추정하기 위한 다리의 중심점 추정하는 방법을 제안한다. 이것은 그림 1과 같은 처리 과정으로 이루어져야 한다.

먼저 LRF에서 수집한 각도와 거리를 이용하여 극좌표인 각도 기반의 거리 좌표를 구한다. 이것은 양측 다리의 중심점을 추정하기 위한 다리 영역의 변곡점 분석에 용이하지 않기 때문에 다음 과정으로 각도 기반의 거리 좌표인 극좌표를 다리 영역의 변곡점 검출에 용이한 직교좌표로 변환하는 과정이 필요하다. 이를 통해 직교좌표의 종축 깊이에 따른 변화량을 분석하여 다리 영역의 변곡점을 검출할 수 있다. 마지막으로 변곡점이 검출된 다리 영역의 변곡점 구간을 분석하여 양측 다리의 중심점을 추정한다.

2.1 변곡점 검출을 위한 깊이 기반의 직교좌표로의 변환

LRF는 각도에 따른 거리량으로 수집되며, 실험에 사용된 장치의 측정 거리는 4m, 측정 가능 각도는 240°, 그리고 1024개의 데이터를 수집할 수 있지만, 본 논문에서는 45°에서 135°의 각도와 1m의 거리 측정으로 제한하였다.

$$\theta_{LRF} = 2(2/3)\pi / N_T$$

$$N_m = \theta_m / \theta_{LRF}$$

$$(0 \leq n < N_m) \tag{1}$$

$$x_{LRF}[n] = \cos(\theta_{LRF} \times (n - n_{offset})) \times L_{LRF}[n]$$

$$y_{LRF}[n] = \sin(\theta_{LRF} \times (n - n_{offset})) \times L_{LRF}[n]$$

$$(0 \leq n < N_m)$$

$$n_{offset} = \theta_{offset} / \theta_{LRF} \tag{2}$$

식 (1)에서 θ_{LRF} 는 데이터 당 각도를 나타내며, N_T 는 전체 데이터 개수를 의미한다. 또한 측정 범위의 데이터 개수 N_m 은 관측하고자 하는 범위의 각도 θ_m 에 따라 결정되며, n 은 순차적으로 수집되는 순서를 의미한다. 식 (2)는 식 (1)에서 도출된 θ_{LRF} 와 n 을 이용하여 극좌표로 변환하는 것을 나타낸다. 여기에서 L_{LRF} 는 데이터의 개수 n 에 따라 수집된 거리를 의미하며, 이를 적용하여 극좌표(x_{LRF} , y_{LRF})로 표현할 수 있다.

LRF를 통해 도출한 극좌표는 제안하는 양측 다

리의 중심점 추정에 필요한 변곡점 검출에 적용하기 어렵다. 따라서 극좌표를 깊이 기반의 거리 좌표인 직교좌표로의 변환이 필요하다.

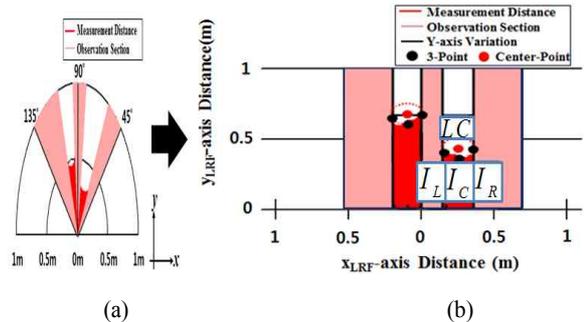


그림 2. 극좌표에서 직교좌표로의 변환
Fig. 2. A conversion from polar coordinates to rectangular coordinates

직교좌표는 극좌표에서의 x_{LRF} , y_{LRF} 를 이용한다. 그림 2는 극좌표에서 직교좌표로의 변환을 나타낸다. 그림 2(a)는 각도 기반 거리좌표인 극좌표를 나타내고, 그림 2(b)는 깊이 기반 거리 좌표인 직교좌표를 나타낸다. 좌표 변환을 위해서는 y_{LRF} 축을 기준으로 x_{LRF} 축 정렬 방식을 기준으로 한다. 이를 통해 y_{LRF} 축 성분은 보행보조시스템과 사용자간의 거리를 추정하는데 사용되고, x_{LRF} 축 성분은 다리 영역 분석 시 관측되는 다리 표면 크기를 추정하는데 사용된다. 변곡점을 검출은 x_{LRF} 축 기준으로 y_{LRF} 축 변화량을 분석하데 사용된다.

2.2 다리영역의 변곡점 검출 및 중심점 추정

양측 다리 영역에서 발생하는 변화된 구간을 분석한 과정이 변곡점 검출이다. 변곡점은 y_{LRF} 축의 변화량 분석을 통해 검출이 가능하다. y_{LRF} 축 변화량은 LRF에서 1사이클 동안 누적된 y_{LRF} 축 데이터의 변화폭을 통해 검출된다.

$$n=0\text{일 경우}$$

$$\Delta y_{LRF}[n] = y_{LRF}[n]$$

$$0 < n \leq \text{max일 경우}$$

$$\Delta y_{LRF}[n] = |y_{LRF}[n] - y_{LRF}[n-1]| \tag{3}$$

그림 2의 오른쪽 그림은 변곡점을 통해 도출한 3점의 좌표와 다리 중심점의 좌표를 나타낸다. I_L 와 I_R 은 다리 영역의 변곡점에 위치한 다리표면의 좌표이며, I_C 는 I_L 와 I_C 사이에서 검출된 다리 표면의 좌표를 나타낸다. 이렇게 검출된 다리표면의 좌표는

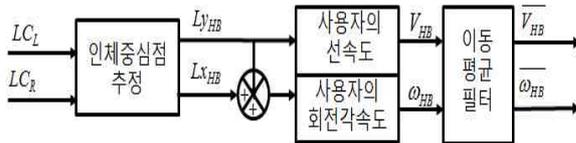
3점을 지나는 원의 중심점을 검출하는 방정식을 이용하여 다리의 중심점 LC 를 검출 할 수 있고[12], 3 점을 지나는 원의 중심으로 LC 점의 좌표를 식 (4)와 같이 구할 수 있다[9].

$$\begin{aligned}
 x_{LC} &= ((y_{LRF}[I_l] - y_{LRF}[I_f]) \\
 &\quad + (x_{LRF}[I_m] + x_{LRF}[I_l]) * d_2 \\
 &\quad - (x_{LRF}[I_f] + x_{LRF}[I_m]) * d_1) \\
 &\quad / (2 * (d_2 - d_1)) \\
 y_{LC} &= ((x_{LC} - (x_{LRF}[I_f] + x_{LRF}[I_m]) / 2) \\
 &\quad * (-d_1)) + ((y_{LRF}[I_l] + y_{LRF}[I_m]) / 2) \quad (4)
 \end{aligned}$$

3. 인체중심점을 통한 사용자의 선속도 및 회전각속도 검출

3.1 다리 중심점을 통한 인체중심점 추정

사용자의 양측 다리의 중심점을 이용하여 사용자의 선속도와 회전각속도를 검출하기 위해서는 인체 중심점 좌표추정을 통해 실제 사용자의 선속도와 회전각속도를 구하여 보행보조시스템의 양측 구동기에 적용하기 위해서 사용된다.



- LC_L : 좌측 다리 중심점의 좌표(x_{LC_L}, y_{LC_L})
- LC_R : 우측 다리 중심점의 좌표(x_{LC_R}, y_{LC_R})
- Lx_{HB} : 인체중심점의 횡축 거리
- Ly_{HB} : 인체중심점의 종축 거리
- V_{HB} : 실제 사용자의 선속도
- ω_{HB} : 실제 사용자의 회전각속도
- $\overline{\omega_{HB}}$: 보정된 사용자의 회전각속도
- $\overline{V_{HB}}$: 보정된 사용자의 선속도

그림 3. 사용자의 선속도 및 회전각속도 검출 과정
 Fig. 3. A detection process of a user's linear velocity and angular velocity

그림 3은 2장에서 구한 양측 다리의 중심점을 이용하여 사용자의 선속도, 각속도를 구하는 과정을 나타낸다. 인체 중심점은 LRF를 기준으로 양측 다리 영역 중심의 종축, 횡축 좌표를 이용한다.

$$\begin{aligned}
 Lx_{HB} &= (x_{LC_R} + x_{LC_L}) / 2 \\
 Ly_{HB} &= y_{LC_L} + (|y_{LC_R} - y_{LC_L}| / 2), (y_{LC_R} \geq y_{LC_L}) \\
 Ly_{HB} &= y_{LC_R} + (|y_{LC_R} - y_{LC_L}| / 2), (y_{LC_R} < y_{LC_L}) \quad (5)
 \end{aligned}$$

종축 거리는 LRF를 기준으로 수직 방향으로 바라봤을 경우 양측 다리 사이에 존재하고, 양측 다리가 앞뒤로 움직이기 때문에 벡터 데이터가 아닌 스칼라 데이터이다. 횡축거리는 양측 다리 사이에 LRF가 존재하는 한다. 따라서 종축거리와 횡축거리는 식 5와 같이 나타낼 수 있다. 여기에서 종축거리는 LRF를 기준으로 수직선상으로 움직이기 때문에 위상의 변위가 발생한다. 따라서 좌측다리가 앞서고 있을 경우는 우측 다리 중심점의 종축(y_{LC_R})을 기준으로 삼으며, 우측다리가 앞서고 있을 경우는 좌측 다리 중심점의 종축(y_{LC_L})을 기준으로 한다.

3.2 인체중심점을 통한 선속도 검출

사용자의 선속도를 검출하기 위해서는 인체중심점의 종축 성분을 이용하여 검출이 가능하다. 이것은 보행보조시스템과 사용자간의 수직선상의 거리를 나타내며, 보행시 발생하는 수직선상의 거리를 의미한다. 이것은 현재 종축 거리($Ly_{HB_{Cur}}$)와 이전의 종축 거리($Ly_{HB_{Prev}}$)를 통해 인체중심점의 종축 거리의 순간 변화량을 검출 할 수 있으며, 인체중심점의 종축거리의 순간변화량을 시간으로 미분하여 사용자의 선속도를 검출한다. 이것은 식 (6)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned}
 V_{HB} &= \frac{d\Delta Ly_{HB_{Cur}}}{dt} \\
 &= \frac{d|Ly_{HB_{Cur}} - Ly_{HB_{Prev}}|}{dt} [km/h] \quad (6)
 \end{aligned}$$

식 (6)은 사용자가 보행보조시스템을 이용하여 보행할 경우 인체심점이 앞뒤로 움직이는 특성으로 인해 벡터 성분이 발생하게 되며, 이는 선속도의 오차로 이어질 수 있다. 그리고, 보행보조시스템 주행시 외부환경과 사용자의 보폭 불균형으로 인하여 외란이 발생할 수 있다. 이러한 외란을 줄이기 위해 그림 3에서와 같이 이동평균필터(exponential moving average filter)를 사용하여 선속도를 보정할 수 있다. 보정된 사용자의 선속도는 식 (7)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned}
 \overline{V_{HB_{Cur}}} &= \alpha * \overline{V_{HB_{Prev}}} + (1 - \alpha) * V_{HB_{Cur}} [km/h] \\
 (0 < \alpha < 1) \quad (7)
 \end{aligned}$$

식 (7)에서 α 는 식 (6)에서 검출된 선속도 ($V_{HB_{Cur}}$)와 이전에 출력된 평균선속도($\overline{V_{HB_{Prev}}}$)를 더

한 평균값이다. α 는 0보다 크고 1보다 작은 상수 값이다. α 가 큰 경우 $\overline{V_{HB_{Prev}}}$ 가 $V_{HB_{Cur}}$ 보다 가중되어 필터 성능은 향상되나 선속도의 변화 추이에 둔감해지며 시간 지연이 발생된다. 또한 α 가 작은 경우 $V_{HB_{Cur}}$ 가 $\overline{V_{HB_{Prev}}}$ 보다 가중되어 선속도 변화 추이를 실시간으로 확인 할 수 있다. 이러한 과정을 통해 검출된 선속도 $\overline{V_{HB_{Cur}}}$ 는 보행보조시스템을 조작하기 위해 보행보조시스템 중심의 선속도로 사용된다.

3.3 인체중심점을 통한 회전각속도 검출

사용자의 회전각속도는 인체중심점의 종축 거리와 횡축 거리를 통해 얻을 수 있는 각도(θ_{HB})를 통해 현재 중심점의 각도($\theta_{HB_{Cur}}$)와 이전 인체중심점의 각도($\theta_{HB_{Prev}}$)의 순간변화량을 시간으로 미분하여 얻을 수 있다. 식 (8)은 인체중심점의 회전 각도를 나타내고, 식 (9)은 식(8)을 이용하여 얻은 사용자의 회전각속도를 나타낸다.

$$\theta_{HB} = \tan^{-1}\left(\frac{Lx_{HB}}{Ly_{HB}}\right) [rad] \tag{8}$$

$$\begin{aligned} \omega_{HB(k)} &= \frac{d\theta_{HB(k)}}{dt} \\ &= \frac{d(\theta_{HB(k)} - \theta_{HB(k-1)})}{dt} [rad/h] \end{aligned} \tag{9}$$

이렇게 검출된 사용자의 회전각속도는 사용자의 선속도와 마찬가지로 외부환경에 의한 외란이 발생할 수 있으며, 그로 인한 노이즈를 제거하기 위해 그림 3에서와 같이 이동평균필터가 필요하다. 사용자의 선속도 검출에서 사용한 지수 가중 이동평균필터를 사용하여 각속도를 보정할 수 있다. 보정된 사용자의 각속도는 식 (10)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\overline{\omega_{HB_{Cur}}} = \alpha * \overline{\omega_{HB_{Prev}}} + (1 - \alpha) * \omega_{HB_{Cur}} [rad/h] \tag{10}$$

($0 < \alpha < 1$)

4. 실험 및 고찰

4.1 보행 환경 구성

본 논문에서 제안하는 실험을 위해서는 보행보조시스템에 LRF 장치의 부착하여야 한다. 이상적인 위치는 고령자의 보행해 있어서 발목과 무릎의 중

간 지점이 가장 이상적이다. 이를 위해 국내 고령자(60세~75세)의 평균 무릎 높이 406mm를 기준으로 하여, 지면으로부터 300mm 떨어진 위치에 부착하였다[13]. 그리고 실험에 사용한 보행보조기는 접이식 보행보조기를 사용하였다[14]. 사용자의 선속도와 회전각속도를 측정하기 위한 보행 환경은 5m의 직진으로 주행하는 직선주행과, 1m 직진주행, 3m의 90° 회전주행 후, 다시 1m 주행하는 회전주행으로 진행하였다.

4.2 인체중심점 추정을 위한 다리 중심점 측정

LRF를 통해 수집한 데이터를 바탕으로 사용자의 양측 다리 중심점 거리가 실제 레이저 거리 측정 장치와 양측 다리의 중심점간 거리가 동일선상에 위치했는지를 확인하고 그에 따른 효용성을 검증이 필요하다. 본 논문에서는 그림 4에서와 같이 실험자 7명에 대해 양측 다리 중심점 거리 비교를 위해 보행보조시스템에서 측정된 사용자의 오른쪽 다리는 500mm, 왼쪽 다리는 300mm의 거리를 두고, LRF에서 측정 한 데이터와 실제거리와의 오차를 비교하였다.

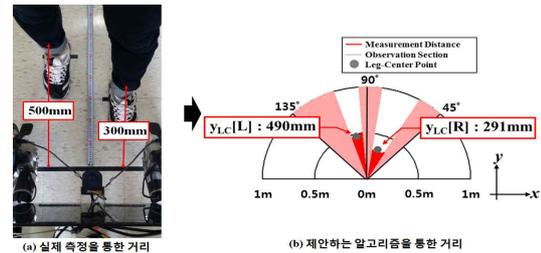


그림 4. 실험자(A) 양측 다리의 중심점 거리 비교
Fig. 4. A distance comparison between an assistive walking system and both legs of a subject (A)

표 1. 양측 다리 중심점의 거리 측정 결과
Table 1. Measured distances from the assistive walking system to both legs of subjects

다리중심점 거리 측정 (mm)		오차율(%)		
실험자	오른쪽	왼쪽	오른쪽	왼쪽
A	490	291	2.00	3.00
B	496	293	0.80	2.33
C	490	292	2.00	2.67
D	494	293	1.20	2.33
E	490	294	2.00	2.00
F	487	291	2.60	3.00
G	491	288	1.80	4.00
평균			1.77	2.76

표 1은 양측 다리 중심점의 거리 측정 결과를 나타낸다. 전체적인 측정 결과 최대 오차는 오른쪽은 13mm, 왼쪽은 12mm 임을 알 수 있다. 이것은 실험 측정에서 발생하는 허용오차로 판단 할 수 있으며, 양측 다리 중심점을 통해 검출 가능한 인체중심점과 사용자의 선속도 및 회전각속도 산출에 대한 성능을 보장할 수 있음을 알 수 있다.

그림 5, 6, 7, 8의 데이터 제시는 표 1에서 제시한 실험자의 데이터를 나타내고 있다. 사용자의 개개인에 대한 실험 결과는 비슷한 결과를 낸다. 따라서 본 논문에서는 사용자의 선속도와 회전각속도를 추정하는 알고리즘의 결과를 제시한다.

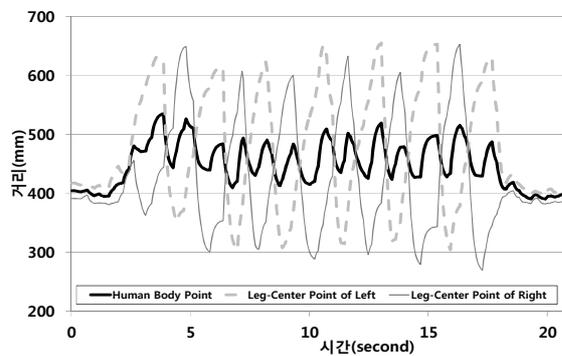


그림 5. 인체중심점 중심점 측정
Fig. 5. Observed distances from an assistive walking system to a central point of a human body

그림 5는 보행보조시스템을 이용하여 직선 보행을 진행하였을 때의 인체중심점의 변화를 나타내고 있다. 여기에서, 실험의 평균 보폭은 300mm 정도임을 알 수 있으며, 인체중심점은 다리 사이의 중심점에 균일하게 분포되며, 420mm에서 500mm 사이에 형성되는 것을 알 수 있다.

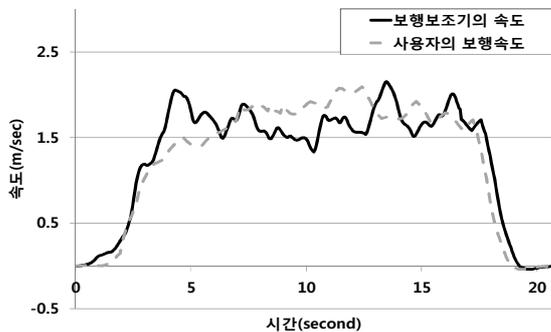


그림 6. 사용자의 선속도와 보행보조시스템의 선속도
Fig. 6. Linear velocity of a user and an assistive walking system

그림 6은 직선주행 실험에서 보행보조시스템 바퀴에 부착된 엔코더를 측정한 선속도와 인체중심점의 선속도를 나타낸다. 여기에서 사용자의 선속도가 초기에 급격히 증가하는 것은 사용자가 보행보조시스템을 사용하기 전에 보행이 먼저 진행되는 과정이다. 그림 6을 통해 사용자의 선속도는 1.29km/h이고, 보행보조시스템의 선속도는 1.27km/h임을 확인 할 수 있었으며, 약 1%의 오차를 나타낸다.

그림 7은 회전 주행 실험에서 보행보조시스템의 회전각속도와 사용자의 회전각속도를 나타낸다. 여기에서 보행보조시스템의 회전각속도가 사용자의 회전각속도보다 위상이 앞서는 것은 사용자가 보행보조시스템을 밀면서 가기 때문에 사용자가 뒤따라가는 형태로 회전각속도가 검출되기 때문이다.

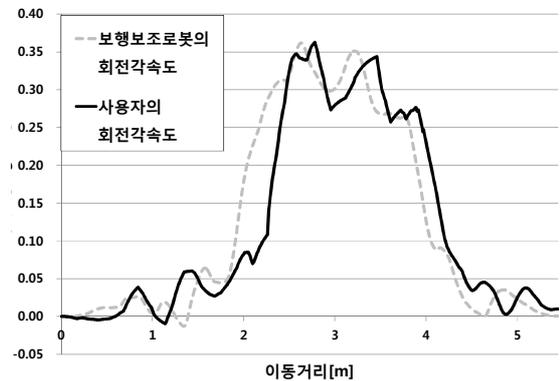


그림 7. 사용자의 회전각속도와 보행보조시스템의 회전각속도
Fig. 7. Angular velocity of a user and an assistive walking system

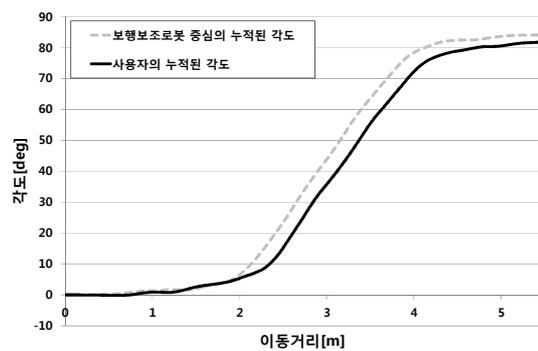


그림 8. 사용자의 누적된 각도와 보행보조시스템 중심의 누적된 각도 분석
Fig. 8. An analysis of cumulated angle of a user and an assistive walking system

그림 8은 회전 주행 실험에서의 누적된 실제 회

전각을 나타낸다. 여기에서 사용자의 누적 각도와 보행보조시스템의 누적 각도는 2.77%의 오차를 확인 할 수 있다. 이것은 사용자의 회전 반경과 보행보조시스템의 회전 반경에서 발생하는 오차의 범위로 판단된다.

5. 결 론

본 논문에서는 전동형 보행보조시스템의 조작 편리성 향상을 위해 LRF를 이용하여 사용자의 양측 다리 중심점을 추정하여 인체중심점을 검출하고, 사용자의 선속도와 회전각속도를 추정하는 알고리즘을 제안하였다. 실험 결과 선속도와 회전각속도의 오차율을 1%, 2.77%를 나타냈다. 이를 통해 제안하는 알고리즘을 이용하여 보행보조시스템의 선속도와 회전각속도로 적용이 가능한 것으로 확인되었다. 따라서 본 논문의 결과를 이용하여 보행보조시스템의 보행이지 기법과 융합한다면 기존 시스템의 문제점인 사용자가 보행보조시스템에 끌려가는 현상과 조작 미숙으로 인한 오작동 등이 예방 가능 할 것으로 판단된다.

REFERENCES

- [1] K. H. Jeon, "The 2004 Survey on the Living Profile and Welfare Service Needs of Older Persons: Results and Policy Implications", Korea institute for Health and Social Affairs, Health and Welfare Policy Forum, pp. 50-56, 2005.
- [2] K. J. Chun, "Silver Engineering Technology", Journal of the Korean Society for Precision Engineering, vol. 21, no. 1, pp. 11-16, 2004.
- [3] K. T. Jeon, J. H. Kim, K. J. Jeon, B. H. Won and J. S. Hong, "Usability Evaluation for Senior Friendly Products", Fall Conference of Ergonomics Society of Korea, pp. 44-50, 2007.
- [4] H. M. Shim, Ch. Y. Chung and E. H. Lee, "Technology of Intelligent Walking Assisted Robot for Life Support of The Aged", The Magazine of the IEEK, vol. 33, no. 7, pp. 26-41, 2006.
- [5] H. J. Choi, S. J. Kang, C. Y. Kwon, J. Ch. Ryu, S. M. Lee and M. S. Mun, "Research of Elderly Gait-assistant -robot Control System", Journal of Institute of Control, Robotics and System, vol. 16, no. 9, pp. 823-826, 2010.
- [6] D. K. Lee, J. S. Kong, O. S. Kwon, E. S. Nam and E. H. Lee, "Walk assistance robot development that grasp of walk will for old man and disabled person", Information and Control Symposium, pp. 236-237, 2008.
- [7] Y. Hirata, A. Muraki and K. Kosuge, "Moition Control of Intelligent Walker based on Renew of Estimation Parameters for User State", International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 1050-1055, 2006.
- [8] M. F. Chang, W. H. Mou, C. K. Liao and L. Ch. Fu, "Design and Implementation of an Active Robotic Walker for Parkinson's Patients", SICE Annual Conference, pp. 2068-2073, 2012.
- [9] J. S. Kong, D. K. Lee, Y. S. Nam, B. H. Lee, and E. H. Lee, "Optimized Walking Will Recognizing System of the Walking Aid with the Fuzzy Algorithm", Journal of Korean Institute of Intelligent System, vol. 18, no. 5, pp. 692-699, 2008.
- [10] M. J. Park and J. Y. Kim, "Development of Intelligent Walking Assistive Robot Using Stereo Cameras", Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers-A, vol. 38, no. 8, pp. 837-848, 2014.
- [11] C. A. Cifuentes and C. Rodriguez and A. Frizera-Neto, "Multimodal Human-Robot Interaction for Walker-Assisted Gait", IEEE Systems Journal, pp. 1-11, 2014.
- [12] B. Ch. Kim, H. S. Lee, W. Y. Lee and E. H. Lee, "A Study on Centric Point Estimation Method of Leg Sections in a User by Improving of Easy Control for Rollator", Information and Control Symposium, pp. 102-103, 2015.
- [13] H. S. Kim, "Design development of Walking Device for Old People, 2007.
- [14] B. M. Kim, W. Y. Lee, E. H. Lee, and E. H. Lee, "Folding electric rollator production for the elderly", RESKO Technical Conference 2016, pp. 61-70, 2014.



김 병 철(Byeong-Cheol Kim)

2016년 - 현재 (주)스트라텍 연구원
2016년 3월 한국산업기술대학교 전자공학과(석사)
2014년 2월 한국산업기술대학교 전자공학과 졸업(학사)

Interest: Rrehabilitation system, Embedded System



김 평 수(Pyeong-Su Kim)

2005년 - 현재 한국산업기술대학교 전자공학과 교수
2001년 2월 서울대학교 전자공학과 졸업(박사)
1996년 2월 서울대학교 전자공학과 졸업(석사)

Interest : System Software, Wireless Sensor Network, Next Generation Network, Digital Signal Processing



이 원 영(Won-Young Lee)

2014년 - 현재 한국산업기술대학교 전자공학과 박사과정
2012년 한국산업기술대학교 전자공학과(석사)
2011년 한국산업기술대학교 전자공학과 졸업(학사)

Interest: Rehabilitation system, Embedded System



이 응 혁(Eung-Hyuk Lee)

2000년 - 현재 한국산업기술대학교 전자공학과 교수
1997년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업(박사)
1987년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업(석사)

Interest: : Rehabilitation Engineering, Mobile Healthcare System, Intelligent Service Robot



엄 수 홍(Su-Hong Eom)

2012년 - 현재 한국산업기술대학교 정보통신학과 박사과정
2011년 8월 한국산업기술대학교 정보통신학과 졸업(석사)
2009년 2월 한국산업기술대학교 전자공학과 졸업(학사)

Interest: Rehabilitation Robot, Intelligent Prosthetic, HCI



장 문 석(Mun-Seok Jang)

2016년 - 현재 동의과학대학교 전자공과 교수
2010년 8월 인하대학교 전자공학과 졸업(박사)
2000년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업(석사)

Interest: : Rehabilitation Robot, Embedded System, Wireless Sensor Network