Http://dx/doi.org/10.7735/ksmte.2013.22.3.600 *ISSN 2233-6036*

Technical Papers

노약자들을 위한 인체공학적 보행 보조 로봇의 개발

김정엽[a*]

Development of Ergonomic Walking Assistance Robot for the Elderly and the Infirm

Jung-Yup Kim[a*]

[a] *Department of Mechanical System Design Engineering, Seoul National University of Science & Technology, 232 Gongneung-ro, Nowon-gu, Seoul, 139-743, Republic of Korea*

ARTICLE INFO

Article history:
Received 29 March 2013
Revised 15 May 2013
Accepted 23 May 2013

Keywords:
The elderly and the infirm
Walking assistance
Robot
Ergonomic

ABSTRACT

This paper describes the development of a novel walking assistance robot for the elderly and infirm. In the case of simple walking assistance devices, the walking safety and effectiveness are somewhat low; hence, caregivers are frequently required. The walking assistance robot developed in this research is capable of securely and conveniently assisting a walking user by using electric motors and various devices without a caregiver. The main features include the following. First, the walking safety is improved by using a pelvis supporter, and the robot is able to follow the user effectively by means of ergonomic motion sensors and electric powered wheels. Second, it is possible to adjust the load applied to the lower body by adjusting the height of the pelvis supporter. Finally, it is possible to inform the approximate distance and direction of any obstacle around the robot using the sounds and vibrations for the blind and the hearing impaired. The performance of the developed walking assistance robot was successfully verified using a walking assistance test in a narrow-corridor environment.

1. 서 론

일반적으로 고령화 사회란 총 인구 중에서 65세 이상의 인구의 비율이 7% 이상의 사회를 말한다. 최근, 사회의 선진화 및 BT (Bio Technology) 산업의 발전으로 인해 인간의 수명이 점차 연장되어 전 세계적인 고령화 사회를 예고하고 있다 (Fig. 1 참조). 우리나라는 현재 65세 이상의 인구 구성비가 10% 이상으로 이미 2000년도에 고령화 사회에 진입하였으며, 2026년에는 20% 이상의 초고령 사회의 진입이 예상되고 있다.

고령사회에서의 문제는 높은 비율의 고령 인구들이 여러 가지 질병이나 사고로 부터 사회생활 영위가 불편할 정도의 장애를 갖게 됨으로써 노약자로 전락되어 삶의 질이 매우 낮다는 것이다. 이러한 시점에서 고령자 삶의 질(Quality of Life) 향상을 통해 사회 참여를 도모하는 것이 절실하다.

고령자들의 삶의 질을 높이기 위해 필요한 분야로는 크게 생명 지원 분야, 생활 지원 분야와 생활 활동 지원 분야가 있다. 이들 분야 중에서 노약자들의 가장 기본적인 보행을 보조해주는 장치 및 기구를 연구 및 개발하는 분야는 생활 지원 분야라고 할 수 있으

* Corresponding author. Tel.: +82-2-970-6355
Fax: +82-2-971-7706
E-mail address: jyk76@seoultech.ac.kr (Jung-Yup Kim).

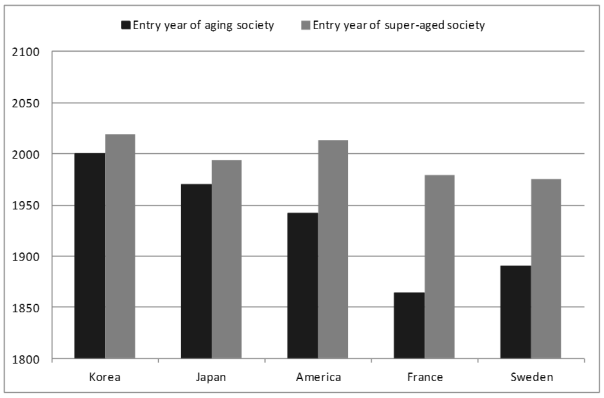

Fig. 1 Global aging society

Fig. 2 Simple walking assistance devices

며, 노약자들의 가장 기본적이 삶의 영위에 있어서 매우 중요한 분야라고 할 수 있다[1]. 일반적으로 노약자들이 사용하는 단순 보행 보조기는 Fig. 2와 같이 다족 지팡이, 족형 보행기 및 바퀴형 보행기가 있다. 다족 지팡이의 경우, 보조 안정성이 현저히 낮으며, 족형 보행기는 비교적 안정성이 높지만 이동성이 낮다. 바퀴형 보행기는 족형 보행기의 이동성을 높였으나 비교적 무겁고 노약자가 보행 중에 쓰러지는 것을 완벽히 방지하는 데에는 한계가 있다. 또한, 이러한 보행 보조기의 공통된 단점은 손이나 팔을 이용하여 보조기를 잡아야 하기 때문에 양 팔이 자유롭지 못하다.

최근, 외골격형태의 착용형 보행 보조 로봇의 연구가 수행되고 있다[2-3]. 그러나, 이러한 로봇들은 보행중에 노약자가 쓰러지는 것을 완벽히 방지하는 데에 한계가 있다. 다음으로, 로봇 기술을 응용한 바퀴형 보행 보조 로봇의 연구 개발이 이뤄지고 있다. 아일랜드의 Haptica 사는 실내의 노약자를 위한 보행 보조 로봇 Guido를 개발하였다[4]. Guido 는 레이져거리검출기와 초음파센서 등을 융합하여 장애물감지 및 회피, 지도 작성 및 주행기능을 갖추고 있으며, 핸들바에 장착된 힘센서를 통하여 사용자의 보행 의지를 파악하는 전략을 가지고 있다. 독일의 IPA 연구소는 Care-O-Bot을 개발하였다[5]. 본 로봇은 경로상의 장애물은 자동적으로 회피하면서 목적지로 이동하는 기능과 환자 간호 및 가전 제품 제어의 가정부 기능 그리고, 위급상황에서의 의료진 통신기능을 갖추고 있으며,

Fig. 3 Proposed novel idea

마찬가지로 사용자가 핸들에 힘을 가하게 되면 힘을 측정하여 보행 속도와 방향이 설정되는 전략을 사용하고 있다. 일본의 Hitachi 사는 동력 보조식 보행 보조 시스템을 개발하였다[6]. 본 로봇은 전방의 2개의 캐스터와 후방의 2개의 구동모터가 장착되었으며, 핸들의 힘센서에 의한 보행 의지 파악 및 모터 구동을 수행한다. 그 외에도 적외선 센서에 의한 장애물검출과 기울기 센서에 의한 경사면 주행기능을 갖추고 있다. 국내의 경우, 공정식 외 4인은 2008년도에 동력식 보행보조로봇을 개발하였다[7]. 본 로봇은 사용자의 의지를 파악하기 위한 핸들바를 고안하였고, FSR 센서와 퍼지 알고리즘으로부터 사용자의 보행 속도 및 보행 방향을 파악하였다.

이러한 최근 연구들의 경우, 대부분이 힘센서가 장착된 핸들바를 사용하여 사용자의 힘을 측정한 후 로봇의 구동 모터를 제어하는 방식을 이용하고 있다. 그러나, 이러한 방식은 사용자로 하여금 양 팔 작업을 불가하게 하며, 노약자들에게는 조종이 다소 어려울 수 있다. 또한, 사용자가 자칫 갑자기 넘어지는 것을 완벽히 방지할 수 있는 메커니즘이 준비되어 있지 않다.

본 연구에서는 이러한 단점들을 보완할 수 있도록 모터구동식 보행기에 유아 보행기의 골반 지지대를 응용하여 절대 착용자가 넘어지지 않으면서 양 팔을 자유롭게 하였고, 인체공학적 센서장치를 고안하여 핸들바없이 착용자의 보행 의도를 효과적으로 인지하고 적절한 모터 동력을 인가할 수 있 새로운 개념의 보행 보조 로봇을 개발하였다 (Fig. 3 참조).

2. 개발 컨셉

우선, 본 연구에서 제안하고자 하는 보행 보조 로봇의 다섯 가지 개발 컨셉은 아래와 같다.

1) 보행 지지 안전성
2) 인체공학적 조작성
3) 보행 운행 안전성
4) 양 팔 작업성
5) 상품성

첫째, 일반인과 다르게 노약자들은 넘어지게 되면 골절이 발생하여 자칫 크게 다칠 수 있다. 따라서, 노약자가 절대 넘어지지 않도

록 유아 보행기의 골반 지지대를 보행 보조 로봇에 적용하였으며, 골반 지지대의 높이를 착용자의 키와 체중 보조 정도를 고려하여 조절이 가능하도록 하였다. 둘째, 노약자들은 대부분 몸의 원활한 운동에 제약이 있는 경우가 많기 때문에 보행 보조 로봇의 방향을 제어하는 방법이 복잡하면 사용 자체가 매우 힘들다. 따라서, 조이스틱이나 운전대를 사용하지 않고, 몸통의 움직임을 직접 측정하여 로봇의 구동에 반영할 수 있도록 하였다. 셋째, 노약자들의 운행 안전성을 고려하여, 장애물이 가까이 접근하게 되면 거리 정도에 따라 청각와 촉각으로 착용자에게 전달하여, 충돌을 방지하도록 하였다. 넷째, 보행 보조 로봇의 실용적인 사용을 위해, 보행 보조기를 착용한 상태에서도 간단한 양 팔 작업이 가능하도록 전방 부위 공간을 최대한 확보하였다. 마지막으로, 단순 보행 보조 기구와 전동 휠체어 그리고, 유아 보행기의 장점만을 조합하고 비교적 저렴한 부품의 사용으로부터 상품성이 뛰어난 보행 보조 로봇을 제작하였다.

3. 로봇 제작

3.1 로봇의 전반적 외형 및 사양

Fig. 4는 제작된 보행 보조 로봇의 정명도, 평면도 및 측면도를

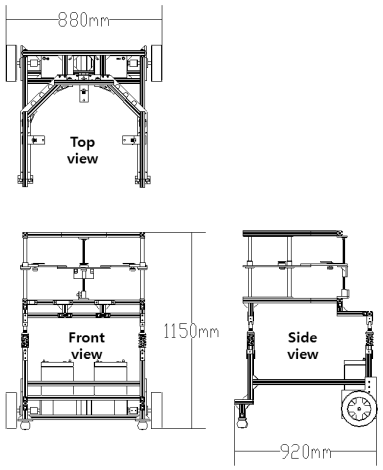

Fig. 4 2D CAD Drawing

Table 1 Specifications of walking assistance robot

Dimensions	880 mm × 920 mm × 1,150 mm
Weight	45 kg
Battery	납축전지 24 V 12A h
Actuator	2 × 24 V DC motor 200 W, 1 × 24 V DC motor 12.7 W
Controller	ATmega 128
Sensor	4 × Ultrasound, 2 × Potentiometer

Fig. 5 Photographs of the walking assistance robot

보여준다. 로봇의 메인 프레임은 30 × 30 mm 단면 사이즈의 알루미늄 프로파일을 이용하여 무게 대비 강성을 높여서 제작하였다. 전체적인 크기는 너비 880 mm, 깊이 920 mm, 높이 1,150 mm로써 Fig. 5와 같이 사람이 착용을 했을 때 골반과 어깨 높이 및 너비를 고려하여 적절한 높이와 너비로 설계하였다. 깊이의 경우 일반 보행(약 400 mm/step) 시 발이 프레임 닿지 않을 거리로 설정했으며, 무게 비중이 가장 높은 구동부와 전장부를 후방부에 배치하여, 노약자가 자칫 앞으로 쓰러져서 무게 중심이 전방부로 치우쳐지는 것을 방지하였다. 또한, 착용자 전방에 충분한 빈 공간을 두어 양 팔 작업에 지장이 없도록 하였다. 참고로 로봇의 전반적인 사양을 Table 1 에 나타내었다.

3.2 로봇의 전반적 외형 및 사양

제작된 보행 보조 로봇을 이용하려면 로봇에 고정된 골반 지지대를 착용해야 한다 (Fig. 6 참조). 이러한 골반 지지대는 제작된 로봇의 핵심 요소이며 아래와 같이 세 가지 역할을 하게 된다.

1) 넘어짐을 방지
2) 높이 조절을 통한 하체에 작용하는 지면 반발력 감소
3) 착용자의 보행 방향 정보 획득

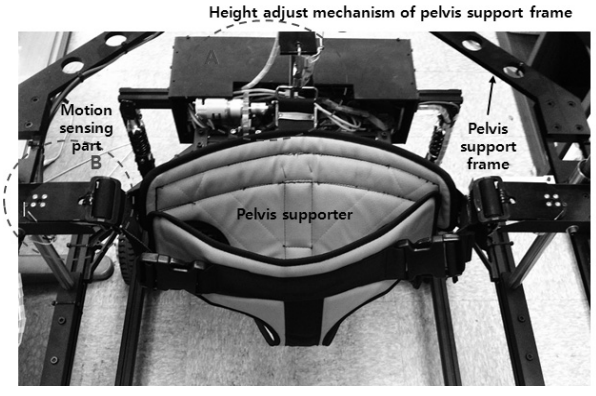

Fig. 6 Pelvis supporter and surrounding structures

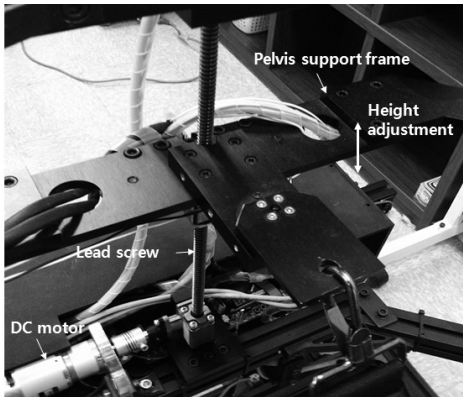

Fig. 7 Height adjust mechanism of pelvis supporter

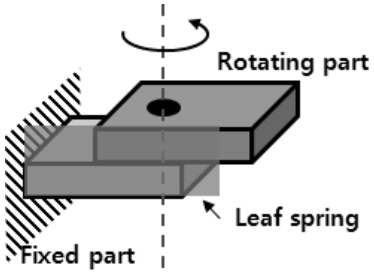

Fig. 8 pelvis motion sensor

우선, 골반 지지대를 착용함으로써 노약자가 자칫 넘어질 수 있는 가능성을 완전히 제거하였다. 다음으로 골반 지지대는 운동 감지부를 거쳐 골반 지지프레임과 연결되어있는데, 골반지지 프레임은 리드 스크류와 DC 모터로 구성된 높낮이 조절장치로부터 높이가 조절된다 (Fig. 7 참조). 따라서, 착용자의 키와 하체에 작용하는 하중을 적절히 조절할 수 있도록 하였다. 마지막으로, 골반지지 프레임과 골반 지지대 사이에 Fig. 8과 같은 운동 감지부를 골반 좌우에 장착하여 회전부의 각도를 가변저항으로부터 측정하며, 이로부터 착용자의 보행 방향과 속도를 판단하게 된다(알고리즘은 후반부에 소개된다). 운동 감지부의 판스프링은 고정부에 장착되어 회전부에 작용하는 힘이 제거되면 회전부가 원위치로 돌아올 수 있도록 하는 중요한 역할을 한다. 만약, 판스프링이 없다면 착용자가 정지했을 때 운동 감지부가 좌우 진동을 반복하면서 원점으로 수렴되어 부드러운 이동이 불가하다.

3.3 충격 흡수기

기존의 단순 보행 보조기들을 보면 대부분 충격을 흡수할 수 있는 요소가 없어서 장시간 이용하게 되면, 피로가 누적되기 쉽다. 본 연구에서 개발된 보행 보조 로봇의 경우 지면의 불규칙한 반발력이 골반에 전달되어 착용감이 낮아지게 되는 것을 방지하기 위하여, 로봇을 상/하부로 분리하였고, 그 사이에 충격 흡수기 4개를 장착하였다 (Fig. 9 참조).

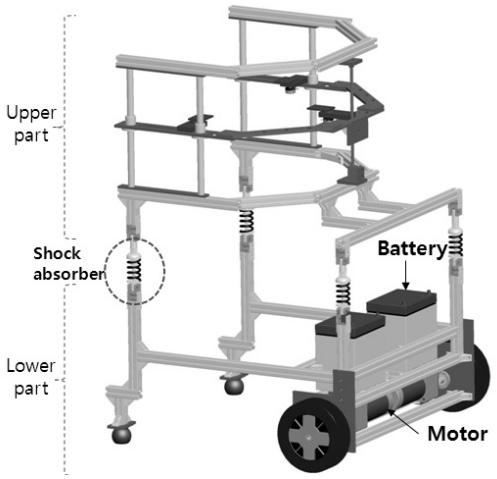

Fig. 9 3D CAD Model

3.4 구동 모터의 선정

보행 보조 로봇에 구동부에 장착될 기어드 DC 모터를 선정하기 위 위해 아래와 같은 조건을 제안하였다.

1) 성인 평균몸무게의 40%를 지지하고 10도 경사 주행 가능
2) 성인 평균 보행 속도(1.0 m/sec)로 주행 가능

조건 1)을 고려하기위해 성인무게를 70 kgf 로 가정하고 로봇의 무게가 45 kg 이며 바퀴의 반지름(r)이 11 cm 일 때, 10도 경사면에서 바퀴 1개에 작용하는 토크는 아래와 같이 계산된다 (Fig. 10 참조).

$$(M+m) \cdot g \cdot \sin\theta \cdot r \cdot 0.5 = 7.03\,\mathrm{N\,m} \quad (1)$$

Table 2 Specifications of the geared DC motor

Model	DA2A-30B
Rated Motor Power	200 W
Nominal Motor Voltage	24 V
Rated Motor Torque	0.64 Nm
Rated Motor Speed	3,000 rpm
Reduction Gear Ratio	30 : 1
Max. Torque Limit of Reduction Gear	19.62 Nm

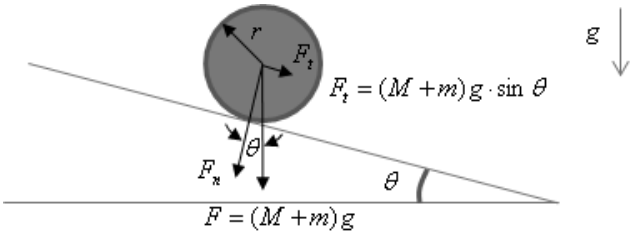

Fig. 10 Calculation of the max. wheel torque

위의 필요 토크 조건을 만족시키기 위해 Table 2와 같은 사양의 200 W급 기어드 DC 모터(대화기전 주)를 선정하였다. 모터의 정격 토크가 0.64 Nm이므로, 감속기를 거친 최종 출력 토크는 19.2 Nm 가 되며, 이는 필요 토크 조건을 만족시킨다. 다음으로, 조건 2)를 고려하기 위해, 성인 평균 보행 속도 0.5 m/sec 와 감속비로부터 식 (2)와 같이 모터의 rpm으로 환산이 된다. DC 모터의 정격 속도가 3,000 rpm 이므로 2604.4 rpm 을 충분히 만족시킨다.

$$2\pi r \cdot \frac{\mathrm{rpm}_{\mathrm{motor}}}{60 \cdot 30} = 1.0\,\mathrm{m/sec} \qquad (2)$$
$$\therefore \mathrm{rpm}_{\mathrm{motor}} = 2604.4$$

3.5 배터리 선정

로봇의 장시간 사용을 위해서는 적절한 배터리의 선정이 필요하다. 보행 보조 로봇의 1개의 바퀴에서 소요되는 평균 토크가 모터의 정격 토크의 50%라고 가정하면 약 0.32 Nm 가 된다. 또한, 로봇이 평균 1,000 rpm 으로 구동된다고 가정하면, 바퀴 2개에서 소요되는 평균 일률은 아래와 같이 계산된다.

$$2 \cdot \frac{\pi}{30} \cdot \mathrm{Torque} \cdot \mathrm{rpm} = 66\mathrm{W} \qquad (3)$$

따라서, 로봇의 최대 구동 시간을 4시간으로 설정하면 약 264 Wh 용량의 배터리가 필요하다. 본 연구에서는 비용 절감을 위해 시중에서 저렴한 가격에 쉽게 구매할 수 있는 로케트사의 12 V, 12 Ah 용량의 오토바이용 배터리(STX14-BS) 2개를 직렬로 연결하여 사용하였다. 따라서, 288 Wh 의 배터리 용량으로부터 4시간 구동조건을 만족하였다. 배터리는 Fig. 9와 같이 후방 구동부에 배치하여 바퀴를 충분히 눌러주어 마찰력을 늘리고, 착용자가 앞으로 넘어지는 것을 방지하였다.

3.6 배터리 선정

Fig. 11 은 보행 보조 로봇의 제어 시스템 다이어그램을 보여준다. ATmega128을 사용한 마이크로컨트롤러는 100 Hz의 제어 주파수를 가지고 크게 세 가지 기능을 수행한다. 첫째로, 두 개의 가변저항을 이용하여 착용자의 움직임을 읽어내고, 이에 따라 두 개의 바퀴 모터를 구동시킨다. 둘째로, 네 개의 초음파센서로부터 좌우 장애물의 접근을 판단하고 이로부터 부져와 진동 모터를 구동시킨다. 마지막으로, 골반 지지대 프레임의 높낮이 조절을 위한 모터를 구동시킨다. 이러한 세 가지 기능으로부터 노약자의 보행을 인체공학적이고 지능적으로 보조하게 된다. 자세한 설명은 아래에 설명하였다.

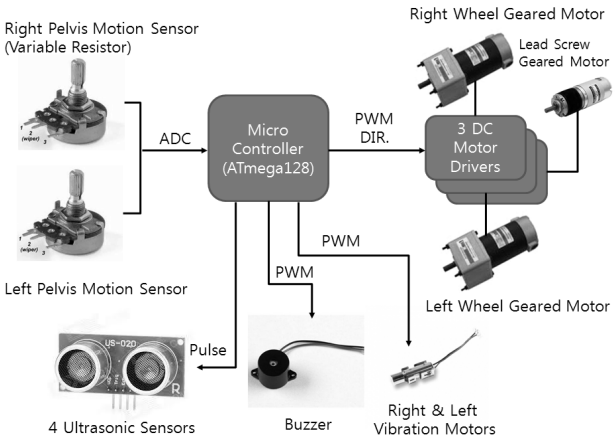

Fig. 11 Control system diagram

3.7 골반 운동에 따른 바퀴 모터 구동

본 연구의 핵심 알고리즘은 골반 운동에 따라 착용자의 보행 방향을 인지하여 바퀴 모터를 구동함으로써 착용자를 추종하는 것이다. Fig. 12와 같이 골반을 위에서 내려다 본 단면을 고려하면, 전진 보행, 후진 보행, 반시계방향 회전에 따라 골반 지지대 오른쪽, 왼쪽에 장착된 운동 감지부가 회전을 하게 된다. 이러한 운동 감지부의 회전 각도를 측정하여 바퀴 모터를 구동하는데 오른쪽 운동 감지부는 오른쪽 바퀴 모터를 구동시키며, 왼쪽 운동 감지부는 왼쪽 바퀴모터를 각각 독립적으로 구동시킨다. 각각의 운동 감지부는 Fig. 13과 같이 감지부의 각도가 양수일 경우는 전진 방향으로 바퀴를 구동시키며, 각도가 음수일 경우는 후진 방향으로 바퀴를 구동시킨다. 각도의 크기에 비례하여 모터의 PWM Duty를 증가시켜 모터의 회전속도가 증가되며 PWM Duty를 80%에 제한하여 최대 약 2,600 rpm까지 구동될 수 있도록 하였다. 이때, 각도 당 모터 회전속도를 약 260 rpm/도로 설정하였으며, ±2도가량의 데

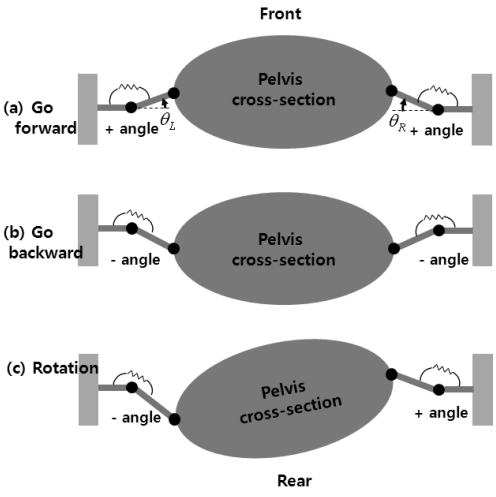

Fig. 12 Walking motion recognition from pelvis motion sensors

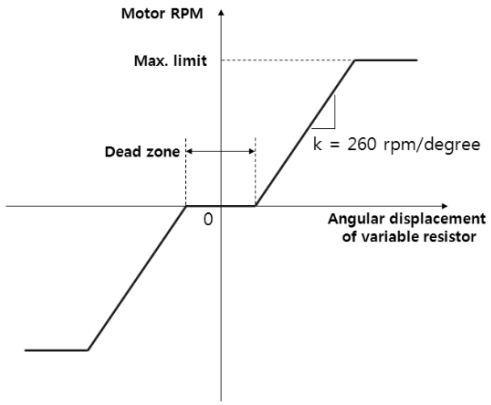

Fig. 13 Wheel motor driving strategy

드존을 주어 골반의 작은 움직임에 대해 모터가 민감하게 정회전과 역회전을 빠르게 반복하지 않도록 하였다.

3.8 주변 장애물에 따른 알람 생성

노약자는 일반적으로 보행 기능이 원활하지 않기 때문에 보행 보조 로봇이 장애물 근처로 접근할 경우 알람을 생성할 필요가 있다. 본 연구에서는 초음파 센서를 로봇의 오른편과 왼편에 각각 두 개씩 Fig. 14 와 같이 장착하여 주변 장애물의 방향과 거리를 알아내고 그에 따라 오른쪽 및 왼쪽 팔 지지대에 장착된 진동모터의 세기와 주기를 변화하여 노약자가 장애물과의 방향과 거리를 촉각으로 전달 할 수 있도록 하였으며, 또한, 부저를 후방부에 장착하여 장애물의 거리에 따라 역시 소음의 크기를 변화하여 청각으로도 장애물의 접근을 알 수 있도록 하였다. 따라서, 노약자가 시각장애인이나 청각장애인이라고 하더라도 본 연구에서 제작된 보행 보조 로봇을 안전하게 이용할 수 있도록 하였다.

Fig. 14 Safety alarm generation

4. 보행 보조 실험

본 연구에서 제작한 보행 보조 로봇의 구동을 검증하기 위해 여러 가지 보행 보조 실험을 수행하였다. 보행 보조 실험은 좁고 굽어진 일반 복도 환경에서 치러졌으며, 비디오 카메라를 이용하여 보행 영상을 촬영하였다. 우선, Fig. 15는 전진 우회전 보행 보조 영상의 스냅샷을 보여준다. 이는 가장 흔히 접할 수 있는 복도 형상으

Fig. 15 Snapshots of forward and right turning walking test

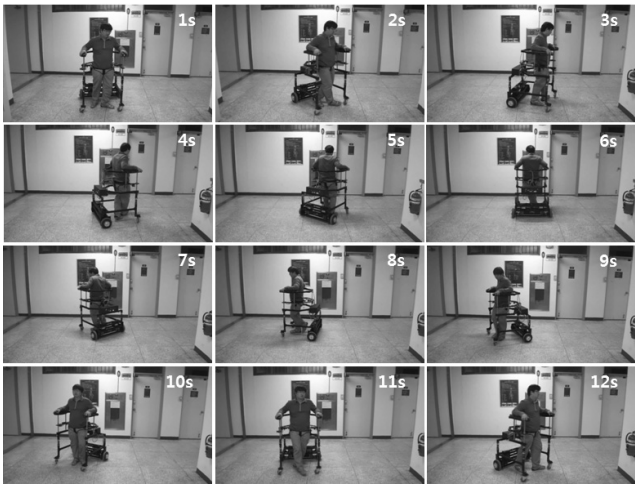

Fig. 16 Snapshots of left turning walking test

Fig. 17 Snapshots of backward walking test

로써, 착용자의 보행을 로봇이 잘 추종하고 있음을 보여주며, 복도의 중심을 무리없이 안정적으로 주행하는 것을 알 수 있다. 다음으로 Fig. 16은 제자리 회전 보행 보조 영상의 스냅샷을 보여준다. 보행 보조 로봇의 바퀴가 착용자의 몸통 중심보다 다소 뒤편에 위치하여 약 30 cm의 회전 반경이 존재하나, 좁은 복도 환경에서도 충분히 착용자의 제자리 회전을 추종할 수 있었다. 마지막으로 Fig. 17은 후진 보행 보조 영상의 스냅샷을 보여준다. 후진 보행 역시 전진 보행과 차이없이 좁은 복도 중앙으로 안정적으로 보행을 보조할 수 있었다.

5. 결 론

본 연구에서는 노약자들을 위한 바퀴형 보행 보조 로봇을 개발하였다. 핵심 전략으로써 유아용 보행기와 바퀴용 보행기 및 전동식 휠체어의 장점만을 융합하였으며, 이로부터 노약자들에게 사용하기 편리하고 안전한 보행 보조 로봇을 개발하였다. 특히, 인체공학 관점에서의 운동 감지기를 설계하였으며, 바퀴 모터와의 구동 알고리즘을 수립함으로써 사용자의 보행 의도에 따른 원활한 보행 보조가 이뤄질 수 있도록 하였다. 또한, 시각장애인이나 청각장애인들을 위하여 초음파센서를 이용한 장애물 검출을 수행하였고, 진동모터와 부저를 이용하여 장애물의 대략적인 방향과 거리를 파악할 수 있도록 하였다. 최종적으로 여러 가지 보행 보조 실험을 통하여 보행 보조 로봇이 사용자의 보행에 맞춰서 원활히 추적할 수 있음을 확인하였다.

본 연구 과제의 향후 계획은 첫째, CCD 카메라를 이용한 보행 궤적의 실시간 분석으로부터 보행 보조 로봇이 좀 더 능동적으로 사용자를 추적할 예정이다. 현재는 사용자의 골반의 움직임이 생성되어야 비로소 보행 보조 로봇이 추적하는 피드백 전략으로써 반응이 약간 느린 단점이 존재한다. 따라서, 골반의 움직임이 생성하기 전에 다리의 스윙으로부터 미리 보행 의도를 감지하여 좀 더 능동적으로 사용자를 추적하는 피드포워드 전략을 추가할 계획이다. 둘째로는 현재 개발된 로봇은 너비가 다소 커서 일반 방문을 통과하지 못하는 단점이 존재한다. 따라서, 로봇의 너비를 최소화하여 생활 환경에 제약이 없도록 최적화 설계를 수행할 계획이다.

후 기

본 연구는 서울과학기술대학교 교내 학술연구비 지원으로 수행되었음. 또한, 본 연구는 서울과학기술대학교 기계시스템디자인공학과 캡스톤디자인 졸업 작품으로써 현대자동차가 후원하는 보조기구공모전에서 대상을 수상하였음.

References

[1] Sim, H. M., Jung, C. H., Lee, U. H., 2006, Intelligent Walking Assist Robot Technology for Life Support of the Elderly, Journal of semiconductor technology and science, 33:7 730-745.

[2] Ikeuchi, Y., Ashihara, J., Hiki, Y., Kudoh, H., Noda, T., 2009, Walking Assist Device with Bodyweight Support System, IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, 4073-4079.

[3] Kawamoto, H., Hayashi, T., Sakurai, T., Eguchi, K., Sankai, Y., 2009, Development of Single Leg Version of HAL for Hemiplegia, IEEE Int. Conf. on EMBS, 5038-5043.

[4] Rodriguez-Losada, D., Matia, F., Jimenez, A., Galan, R., Lacey, G., 2005, Implementing Map Based Navigation in Guido, the Robotic SmartWalker, IEEE Int. Conf. on Robotics & Automation, 3401-3406.

[5] Graf, B., Hans, M., Kubacki, J., Schraft, R.D., 2002, Robotic Home Assistant Care-O-Bot II, The Second Joint EMBS/BMES Conference, 2342-2344.

[6] Egawa, S., Nemoto, Y., Fujie, M.G., Koseki, A., Hattori, S., Ishii T., 1999, Power-Assisted Walking Support System With Imbalance Compensation Control For Hemiplegics, The First Joint EMBS/BMES Conference, 635.

[7] Kong, J. S., Lee, D. K., Nam, Y. S., Lee, B. H., and Lee, E. H., 2008, Optimized Walking Will Recognizing System of the Walking Aid with the Fuzzy Algorithm, Journal of Korean Institute of Intelligent Systems, 18:5 692-699.