

# 전륜 옴니휠을 적용한 자세 변환 휠체어의 설계 및 구현

류혜연<sup>\*,\*\*</sup>, 권제성<sup>\*</sup>, 임정학<sup>\*,#1</sup>, 이경창<sup>\*\*,#2</sup>

<sup>\*</sup>(주)알파로보틱스, <sup>\*\*</sup>부경대학교

## Design and Implementation of an Omni Wheel-Based Wheelchair Capable of Posture Transformation

Hye-Yeon Ryu<sup>\*\*\*</sup>, Je-Seong Kwon<sup>\*</sup>, Jeong-Hak Lim<sup>\*,#1</sup>, Kyung-Chang Lee<sup>\*\*,#2</sup>

<sup>\*</sup>Alpharobotics Co., LTD, <sup>\*\*</sup>Pukyong National University

(Received 06 August 2021; received in revised form 17 August 2021; accepted 26 August 2021)

### ABSTRACT

In this paper, an omni wheel-based electric wheelchair is proposed that can achieve safe and convenient movement and can improve the convenience of living for mobility-impaired people who cannot move on their own. Generally, mobility-impaired people are afflicted with physical health issues such as pain and secondary body deformities because they often remain seated in wheelchairs for long periods of time. Hence, an electric wheelchair is required whose posture can be changed and whose size can be adjusted according to the user's body type. Such a wheelchair should also facilitate easy change of direction (even in a narrow space) for convenient movement. In this paper, an electric wheelchair featuring omni wheels is proposed that allows posture transformation and facilitates movement in a narrow space. It is believed that the proposed wheelchair can aid in enhancing the convenience of living for mobility-impaired people.

**Key Words** : Electrically Powered Wheelchair(전동 휠체어), The Mobility-Impaired(이동 약자), Posture Transformation(자세변환), Omni-Wheel(옴니휠)

## 1. 서 론

통증이나 골절, 하지의 문제와 관련된 균형 및 보행 장애가 있는 사람, 즉 이동 약자(the mobility-impaired)의 경우 타인의 도움을 받아야 이동이 가능한 경우가 많다. 그러나 요양 보호사 등 보조 인력이 부족한 경우 필요한 시기에 이동을 하지 못할

수 있다<sup>[1]</sup>. 따라서 이동 약자들은 본인의 필요시기에 맞게 이동하기 위한 수단으로 전동 휠체어 또는 전동 스쿠터를 활용한다.

휠체어는 신체를 보조하는 기구인 만큼, 잘못 선택하는 경우 재활 효과가 저하되고 환자의 기능이 저하되며 심각한 2차 변화까지 발생시킬 수 있다<sup>[2]</sup>. 이러한 2차 변화는 다양한 형태로 나타나게 되는데, Gavin-Dreschnack의 연구에 따르면 휠체어 탑승에 의해 어깨 통증, 손목터널증후군, 허벅지 및 둔부 육창 등이 나타난다고 한다<sup>[3]</sup>. 이러한 이유로 수동 휠체어 사용자의 97%와 전동 휠체어 사용자의 54%가 맞춤형 휠체어를 사용한다<sup>[4]</sup>. 그러나 사용

#1 Corresponding Author: [jhlim@alpharobotics.kr](mailto:jhlim@alpharobotics.kr)

Tel: +82-70-4412-1586, Fax: +82-51-316-3137

#2 Co-corresponding Author: [gclee@pknu.ac.kr](mailto:gclee@pknu.ac.kr)

Tel: +82-51-629-6332, Fax: +82-51-629-6333

자 개개인에 맞춘 맞춤형 휠체어는 제작 기간도 오래 걸릴 뿐 아니라 가격도 비싸 쉽게 구매해서 사용하기 어렵다. 이를 해결하기 위하여 이동 약자의 안전한 이동권을 보장하고 추가적인 신체 변화를 일으키지 않을 수 있도록 사용자의 체형에 맞춘 크기 조절 및 자세 변환이 가능한 전동 휠체어(electric wheelchair)가 제안되었다.

자세 변환 휠체어에 대한 연구는 다양한 형태로 이루어졌다. 이도승<sup>[5]</sup>은 하반신 마비 환자들의 휠체어 탑승이 원활하도록 바닥에 앉은 상태에서 의자 자세까지 변환이 가능한 승강휠체어를 연구하였다. 배주환<sup>[6]</sup>은 앉은 자세에서 일어서는 자세로의 변환의 5가지 자세 변환이 가능한 의자기구를 설계하고 시뮬레이션을 수행하였으며, Dawar<sup>[7]</sup>은 수동 휠체어의 앉은 자세에서 일어난 자세로의 변환이 가능하도록 하는 기구학적 수식을 정립하고 실제 시제품까지 구현하였다. 송찬양<sup>[8]</sup> 역시 기립 및 보행 보조가 가능한 휠체어를 개발하는 연구를 진행하였다. 이 외에 사용자의 생활 편의를 위한 방법 중 하나로 변기 사용 시 휠체어의 높이를 조절하여 휠체어에서 변기로 직접 접근이 가능한 형태의 휠체어에 대한 연구도 수행되었다.

특히 자세 변환 보조 기능은 주행을 주로 하는 외부에서보다는 생활 활동을 주로 하는 실내에서 많이 사용된다. 이러한 이유도 자세 변환 보조 기능이 있는 휠체어는 좁은 공간에서의 방향전환이 원활하게 되느냐가 중요하다.

본 논문에서는 자세 변환이 가능하고, 좁은 공간에서 방향 전환이 가능한 옴니휠을 적용한 자세 변환 전동 휠체어를 제안한다. 옴니휠은 회전반경이 작아 좁은 공간에서도 방향전환이 용이할 뿐 아니라 소음 및 진동이 적어 주행안정감도 높다. 그러나 바퀴의 직각방향으로 슬립이 발생하는 구조를 가지고 있기 때문에, 3개의 옴니휠을 적용한 홀로노믹 구조로 많이 구현되어져 왔다<sup>[15]</sup>.

이에 따라 본 논문에서는 사용자의 심리적 안정감을 높이기 위해 기존 휠체어와 동일하게 4개의 휠 구조를 가지도록 설계하였다. 또한 슬립을 방지하기 위하여 방향전환을 담당하는 전륜에만 옴니휠을 적용하였고, 구동휠인 후륜에는 공기 충전식 고무바퀴를 적용하였다. 이를 통해 자유로운 방향전

환 및 내리막 경사로에서의 미끄러짐 방지를 모두 만족되도록 설계하였다. 또한 5개의 액추에이터를 사용하여 6가지 자세가 가능하도록 설계하여 사용자의 편의성을 높일 수 있도록 하였으며, 자세 변형시의 안정감을 높이기 위하여 리프트 방식을 채택하였다. 마지막으로, 전동 휠체어의 프로토타입을 개발하여 그 성능을 확인하였으며, 의료기기 인증 기준을 참조하여 수립된 개발 목표에 부합하게 설계되었음을 확인하였다.

본 논문은 5장으로 구성되어 있다. 2장에서는 자세 변환 전동 휠체어의 구성 및 설계에 대해 서술하며, 3장에서는 자세 변환 기능에 대해 서술한다. 4장에서는 개발된 전동 휠체어 프로토타입(prototype)의 기능에 대한 테스트 결과를 서술하고, 마지막 5장에서는 결론을 서술한다.

## 2. 옴니휠 기반 자세 변환 전동 휠체어의 설계

옴니휠은 일반휠의 회전구동방향에 수직으로 작은 롤러들을 병렬 구성하여 하나의 휠을 이룬 구조의 복합 휠을 지칭한다<sup>[9,10]</sup>. 제자리에서 다방향 이동 제어가 가능하여 회전반경 감소에 도움이 되며, 구동 시 소음이 적게 발생한다는 장점이 있다. 이와 함께 하부 프레임 상부에 싱글암 방식의 리프트 암을 장착하는 리프트 구조를 적용하여 흔들림을 감소, 사용자의 안정감을 높일 수 있도록 하였다.

그림 1(a)는 이동 약자의 자세 변환 보조를 위한 전동 휠체어의 기구부를 나타낸다. 기구부는 표 1과 같은 개발 사양에 따라 설계되었다. 우측 팔 받

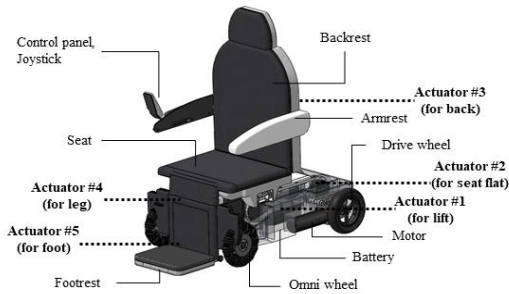
**Table 1 Development specifications of posture adjustment wheelchair**

parameter	development specification
size	654 x 1264 x 1243
weight	177kg
wheel size	10inch
front tire	omni wheel
rear tire	air type
turning radius	972

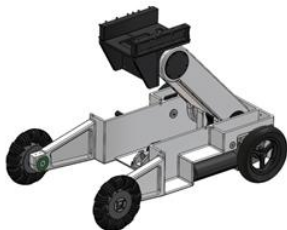
침대 끝에 터치 패널과 조이스틱을 장착하여 전동 주행을 위한 운전이 가능하도록 하였다. 자세 제어는 좌우 팔걸이에 설치된 조작 제어 패널을 이용하여 동작하게 하였다. 등판부와 시트부 하단에 5개의 액추에이터를 적용하여 사용자의 신체를 지탱하는 각 부분의 각도 조절이 가능하게 하였으며, 6가지의 자세 변환이 가능하도록 하였다. 또한 발판 길이 조절을 위해 종아리부 뒤편에도 액추에이터를 적용하였다.

그림 1(b)는 옴니 휠이 적용된 싱글암 방식 리프트 구조를 나타내고 있다. 전륜에는 옴니휠을 장착하고 후륜을 일반 에어 타이어 형태의 구동휠로 하여 내리막길에서도 안정적으로 주행할 수 있게 하였다. 또한 배터리를 시스템의 중앙 하단부에 장착, 사용자 탑승 시에도 무게중심이 아래쪽에 있도록 하는 동시에 앞뒤 한 쪽으로 무게가 쏠리지 않도록 하여 경사로에서의 전복 등 사고에 대비하였다.

그림 2(a)는 전동 휠체어의 제어부의 구조를 나타내고 있다. 자세 변환을 위한 액추에이터를 각 액추에이터 드라이버가 제어하며, 액추에이터 드라이버는 다시 모션 컨트롤러에 의해 제어된다. 메인



(a) Modeling of mechanical parts



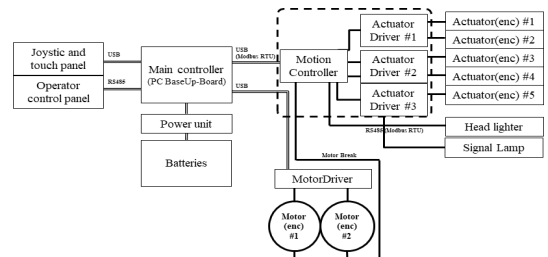
(b) Single arm type lift with omni wheel

Fig. 1 Mechanical design of posture transformation wheelchair

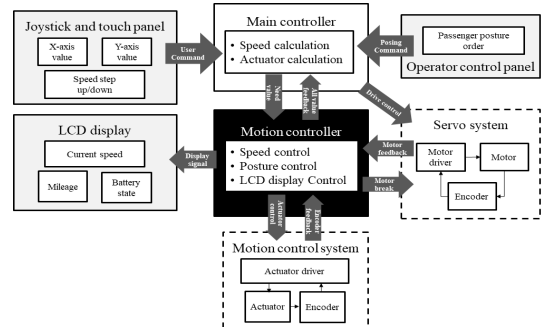
컨트롤러는 배터리 상태와 On/Off를 제어하는 동시에 입력받은 명령에 필요한 동작값을 계산하여 모션 컨트롤러로 전달하여 자세 변환 및 전제 휠체어의 주행, 안전을 위한 각종 램프 등을 제어한다.

그림 2(b)는 제어부의 각 모듈별 신호 전달 체계를 나타내고 있다. 메인 컨트롤러와 모션 컨트롤러를 중심으로 각 조작 패널, 작동부, 표시기 등이 신호를 주고받는다. 주행을 하는 경우 조이스틱 패널은 사용자의 좌우 조향에 대한 명령과 원하는 속도를 메인 컨트롤러로 전송한다. 사용자의 요청을 전달받은 메인 컨트롤러는 현재 속도와 원하는 속도를 고려하여 필요한 속도 정보를 계산, 서보 시스템의 모터 드라이버로 전달한다. 전달받은 값에 따라 모터 드라이버는 모터를 제어하게 된다. 필요한 경우 모션 컨트롤러에서 모터 브레이크 명령을 내려 직접 모터를 제어할 수 있다. 동시에 모션 컨트롤러가 현재 속도 등 주행에 필요한 정보를 LCD 디스플레이 장치로 전달하여 사용자가 확인할 수 있게 한다.

자세 제어를 하는 경우에는 사용자가 조작 제어



(a) Framework of control parts



(b) Signal flow of control parts

Fig. 2 Control diagram of posture transformation wheelchair

패널에 원하는 자세를 입력한다. 조작 패널은 입력 받은 자세 제어 명령을 메인 컨트롤러로 전달하고, 메인 컨트롤러는 입력받은 자세를 만들기 위해 필요한 액추에이터 정보를 계산하여 모션 컨트롤러로 전달한다. 모션 컨트롤러는 해당 정보량을 제어할 수 있는 명령을 액추에이터 드라이버로 하달하여 자세 변형을 할 수 있게 한다. 액추에이터 드라이버에 의해, 액추에이터가 작동하게 되고 동시에 엔코더 정보는 모션 컨트롤러로 피드백된다. 모션 컨트롤러는 엔코더 정보를 확인하여 실시간 자세 형태를 파악하여 메인 컨트롤러로 전달하고, 필요한 경우 추가 변형을 통해 원하는 자세를 만들 수 있도록 제어한다.

### 3. 자세 변환 기능의 구현

그림 3은 전동 휠체어의 자세 변환을 위한 제어 파라미터를 나타내고 있다<sup>6)</sup>. 그림에서,  $\theta_1$ 은 수평면과 등판이 이루는 각도로 등판각도로 정의하고,  $\theta_2$ 는 수평면과 종아리판이 이루는 각도로 종아리판 각도로 정의한다.  $\theta_3$ 는 리프트를 위한 싱글암과 수평면이 이루는 각도로 싱글암 각도로 정의한다.  $\theta_4$ 는 시트부(엉덩이 착상부)와 수평면이 이루는 각도로 시트부 각도로 정의한다. 등판각도와 종아리판 각도, 시트부 각도의 변화에 의해 자세가 변형되며, 싱글암 각도의 변화에 의해 전체 높이가 결정된다. 예를 들어 등판각도와 종아리판 각도, 시트부의 각도가 모두 0도가 되면 침대자세가 된다.

각 각도는 액추에이터에 의해 변화된다. 등판과 엉덩이 시트에 장착된 힌지와 액추에이터의 작동에 의해 등판각도가 제어되며, 엉덩이 시트 하부에 장착된 액추에이터의 작동에 의해 종아리판각도가 제어된다. 발판의 위치를 사용자의 다리 길이에 맞추기 위해 종아리판 내부에 액추에이터를 적용하여 각도의 변화는 없으나 종아리부 길이가 제어될 수 있도록 하였다.

그림 4는 자세 변환 휠체어의 자세를 나타내고 있다. 그림에서 휠체어는 ① 기본 자세인 의자에 앉은 자세(chair sitting), ② 다리를 펴고 앉은 자세(sitting), ③ 무중력자세(zero gravity), ④ 리클라인

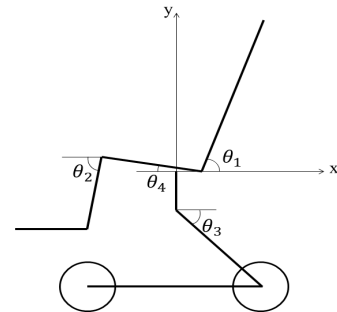


Fig. 3 Control parameters for posture transformation

자세(reclining), ⑤ 완전 평면(침대)자세(full flat), ⑥ 트렌델렌버그 자세(trendelenberg)로 구분된다. 사용자의 안전을 위해 전동 주행 시 자세 ①에서만 주행이 가능하도록 하였기 때문에 실제 사용자도 자세 ①에서 다른 자세로 변형하는 경우가 가장 많을 것으로 판단된다. 굵은 실선(경로 A, B, C)은 기본 자세에서 변환되는 전환 경로이며, 점선(경로 D, E, F)은 이미 한 번 이상 변형이 일어난 자세에서 변환되는 전환 경로이다. 굵은 실선 경로에서는 액추에이터 초기 상태에서 변환이 일어나지만 점선 경로에서는 초기 지점에서 변환이 일어나는 것이 아니므로, 완성된 자세에서 어느 정도 오차가 발생할 가능성이 있다. 이를 해결하기 위한 방안으로 엔코더를 활용한 실시간 피드백 제어를 적용하였다. 기존 자세에서 다음 자세로 변형 시 상위 제어기가 보낸 제어 명령을 하위 제어기를 통해 액추에이터가 수행한다. 이 때 엔코더는 현재 액추에이터 위치 값을 상위 제어기로 피드백하고, 상위 제어기는 실시간으로 피드백받은 엔코더 값을 계산해 현재 각도 값을 산출하여 정확한 자세를 구현한다.

경로 A는 자세 ①에서 자세 ②로 변환하는 경로로, 하지 부종을 감소하고자 할 때 사용한다. 경로 B는 욕창 예방 및 혈액순환 등을 위한 자세 ⑥으로 변환하는 경로인데, 해당 과정에서 자세 ⑤로의 변환도 가능하다. 자세 ⑤는 침대로의 이송을 위해 전체 지지판이 하나의 평판으로 구성되고 팔걸이도 내려간 자세이다. 사용자의 안전을 위해 높이를 최저로 맞추었으나, 침대 높이에 맞추어 추가 높이조절도 가능하다. 경로 C는 사용자의 편의를 위해 제공되는 자세들이며, 가장 중력을 적게 느껴 편안한

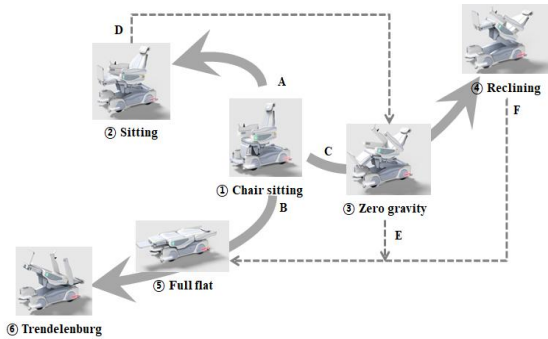


Fig. 4 Posture transition diagram

휴식이 가능하다고 하는 자세 ③과 하체를 조금 더 들어 올린 자세 ④로의 변형이 가능한 경로이다.

표 2는 본 논문에서 사용된 각 자세별 제어 파라미터의 설정값이다. 표에서 각도값들은 자세 변환 휠체어 기구의 안전한 동작이 가능하도록, 그리고 고 사용자의 편의성이 최대가 되도록 경험적으로 설정되었다.

#### 4. 전륜 옴니휠을 가진 전동 휠체어의 성능 평가

전륜 옴니휠을 가진 전동 휠체어는 한국 식품의약품안전처에서 고시한 의료기기의 전기·기계적 안전에 관한 공통기준규격과 EN-12184(Electrically powered wheelchairs, Scooters and their chargers -Requirements and test methods)<sup>[11]</sup>의 시험 규격을 만족하여야 한다.

본 논문에서는 전륜 옴니휠을 가진 전동 휠체어 프로토타입을 개발하고, 표 3의 EN-12184에서 제시

Table 2 Setting angle for each posture

posture	$\theta_1(^{\circ})$	$\theta_2(^{\circ})$	$\theta_3(^{\circ})$	$\theta_4(^{\circ})$
① chair sitting	75	86	15	0
② sitting	60	0	20	0
③ zero gravity	41	31	20	15
④ reclining	32	5	35	32
⑤ full flat	0	0	15	0
⑥ trendelenberg	-20	-20	25	20

Table 3 Performance specifications of electrically powered wheelchairs

items	target spec.	experimental result
obstacle climb	over 15mm	30.24mm
turning radius	1300mm	1008mm
noise	65dB	56.5dB
posture type	-	6 type

된 주행에 관한 규격을 만족하는 지를 평가하였다.

가장 먼저 휠체어가 장애물에서 15cm 떨어진 상태에서 장애물을 넘어 주행 가능한지 여부를 확인하였다. 본 논문에서는 그림 5와 같이 실험환경을 구축하고 3종류 높이의 장애물(20.61mm, 30.24mm, 39.39mm)을 설치하여 휠체어가 이를 넘어갈 수 있는 지를 확인하였다. 실험은 각 장애물당 5회 수행되었으며, 5회 모두 장애물을 넘어간 경우 성공으로 규정하였다. 실험 결과 개발된 휠체어는 30.24mm의 장애물을 넘어갈 수 있음을 확인하였다. 이는 시험 규격에서 제시된 15mm의 장애물 이상을 넘을 수 있다는 것을 확인하였다.

다음으로, 그림 6과 같이 휠체어의 하단 발판부에 측정반사구(SMR, spherically mounted retroreflector)를 부착하고 레이저트래커를 이용하여 휠체어 동작 시 측정되는 데이터를 근거로 최소 회전반경을 측정하는 실험을 수행하였다. 동작 시 약 10mm 간격으로 데이터를 취득하고, 취득된 데이터를 근거로 측정 프로그램 상에서 원을 생성하여 생성된 원의 반경으로 결과값을 산출하였다. 회전을 3회 수행하고, 이 중 가장 큰 값을 최소 회전반경으로 정의하였다. 실험 결과 측정된 회전반경은 약 1,008.2mm로 나오는 것을 확인하였다. 이는 시험 규격에서 제시된 최소 회전반경 1,300mm를 만족함을 확인하였다.

세번째로, 그림 7과 같이 소음 반무향실에서 전동 휠체어가 1분씩 3회 구동시켜 무부하 구동 시 발생하는 소음을 측정하였다. 마이크로폰을 시스템과 50cm거리의 전/후/좌/우에 각각 설치하여 발생한 소음을 측정하는 방식으로 진행되었다. 표 4에서 보는 바와 같이 개발된 휠체어는 최대 소음이

56.5dB이 나와 시험 규격에서 제시된 65dB을 만족함을 확인하였다. 특히 개발된 휠체어는 소음·진동 관리법 시행규칙<sup>[12]</sup>에서 정한 학교·병원·공공도서관 및 입소규모 100명 이상의 노인의료복지시설 등에



Fig. 5 Experimental environment for obstacle climbing test



Fig. 6 Experimental result for 360° turning test

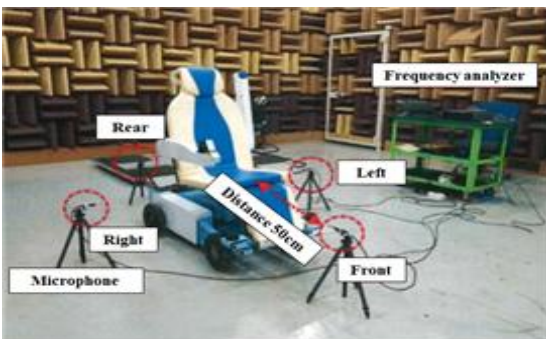


Fig. 7 Experimental environment for noise test

Table 4 Experimental result of noise test

location	front	rear	left	right
noise(dB(A))	49.9	54.1	54.4	56.5

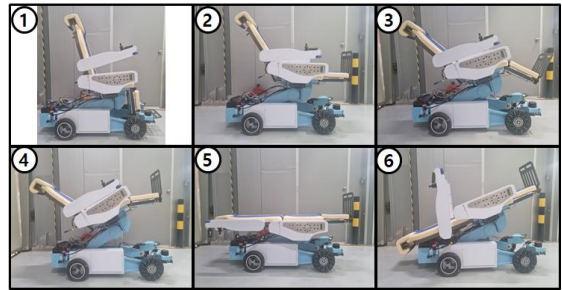


Fig. 8 Actual posture transformation of wheelchair

서 야간(22:00~06:00)에서의 소음 한도인 58dB를 만족할 수 있음을 확인하였다.

마지막으로 자세 변환에 대한 실험을 수행하였다. 그림 8은 설정값에 따라 구동된 휠체어의 실제 자세 변환 상태를 나타내었다. 실험 결과 자세 변환 기능에서 정의하였던 6가지 자세가 안정적으로 유지되는 것을 확인하였다.

## 5. 결론

본 논문에서는 이동 약자의 휠체어 사용 편의성 증진을 위한 자세 변환 보조가 가능한 전동 휠체어의 개발에 관한 연구를 진행하였다. 기본적인 이동 기능을 위해 저상 AGV 형태의 플랫폼에 싱글암 방식의 리프트 구조 및 옴니휠을 적용, 회전반경을 작게 하는 동시에 소음을 저감하여 생활 전반에서 휠체어의 사용이 가능하도록 하였다. 개발된 휠체어의 기본 성능을 평가하기 위해 전동 휠체어의 의료기기 인증을 위한 시험 중 3가지 성능 시험(장애물 턱 오름, 최대 회전 반경, 소음)과 자세 변환에 대한 실험을 수행하였다.

본 논문에서 개발된 휠체어는 의료기기 인증 시험 기준에서 정한 규격을 만족함을 확인하였다. 특히, 장애물 턱 오름은 의료기기 기준 15mm 대비 30.24mm의 장애물 오름이 가능함을 확인하여 생활 환경에서의 주행 시 턱 장애물에 대한 극복이 충분

히 이루어 질 수 있음을 확인하였다. 최대 회전 반경은 의료기기 인증 기준 1,300mm 대비 1,008mm로 협소 공간에서 방향 전환이 자유로움을 확인하였다. 또한 소음은 의료기기 인증 기준은 65dB인데 개발한 휠체어의 최대 소음이 56.5dB이 나와 병원 등에서 야간에도 충분히 사용할 수 있음을 확인하였다.

마지막으로 6가지의 자세 변환이 가능함을 확인함으로써, 사용자가 다양한 자세 보조를 받을 수 있기 때문에 혈액순환이나 욕창 예방 등의 효과가 있을 것이라는 기대도 가능하게 되었다.

다만 본 논문에서는 옴니휠을 가진 전동 휠체어의 설계 및 구현에 초점을 맞추었기에 자세 변환에 있어 최적 제어에 대한 연구가 부족하다. 향후에는 이동 약자의 사용 편의성을 증대시킬 수 있는 추가 자세에 대한 연구가 필요하며, 최적 자세를 위한 각도값 설정에 대한 인간공학적 연구가 필요하다. 또한 사용자가 원하는 최적 자세 변환 시간을 찾기 위한 강화학습 기반 자세 변환 제어에 대한 연구가 필요하다.

## 후 기

본 논문은 산업통상자원부 산업기술혁신사업 ‘가변형 밀착구조를 가진 신체약자 생활자립형 서비스 로봇 개발(No.20004720)’의 지원을 받아 수행된 연구 결과임.

## REFERENCES

- Baltazar, A. R., Petry, M. R., Silva, M. F. and Moreira, A. P., “Autonomous wheelchair for patient’s transportation on healthcare institutions”, *Sn Applied Sciences*, Vol. 3, No. 3, pp. 1-13, 2021.
- Mikołajewska, E., “The most common problems in wheelchair selection—own observations”, *Journal of Health Sciences*, Vol. 2, No. 1, pp. 89-93, 2012.
- Gavin-Dreschnack, D., “Effects of wheelchair posture on patient safety”, *Rehabilitation Nursing*, Vol. 29, No. 6, 2004.
- Cooper, R., “Wheelchair selection and configuration” Demos, pp. 2-3, 1998.
- Lee, D. S., Pyo, S. H., Lee, H. S. and Yoon J. W., “Design of wheelchair with a function of automatic seat lift”, *Proceedings of the KSMPE Autumn Conference 2017*, pp. 147, 2017.
- Bae, J. H., Kim, G. S., Ryu, J. C. and Moon, I. H., “Design and control of seat mechanism for multi-postures controllable wheelchair”, *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 27, No. 5, pp. 102-111, 2010.
- Dawar, G., Kejariwal, A. and Kumar, D., “Design of a modular wheelchair with posture transformation capabilities from sitting to standing”, *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, Vol. 15, No. 6, pp. 670-683, 2020.
- Song, C. Y., Yoon, H. J. and Lee, C., “Development of standing and gait assistive wheelchair”, *Journal of the Korean Society of Manufacturing Technology Engineers*, Vol. 22, No. 3, pp. 587-592, 2013.
- Yu, J., Park, Y., Kim, S., & Kwon, S., “Development of an omni-directional self-balancing robot wheelchair,” *Journal of Korea Robotics Society*, Vol. 8, No. 4, pp. 229-237, Oct. 2013.
- Rhee, G. M., Kim, D. O. and Lee, S. C., “A survey study on the development of omni-wheel drive rider robot with autonomous driving systems for disabled people and senior citizens”, *Journal of rehabilitation welfare engineering & assistive technology*, Vol. 6, No. 1, pp. 17-27, 2012.
- Ministry of Food and Drug Safety, “Medical device standards-instrument machine, Attachment Table 2”, Ministry of Food and Drug Safety, Republic of Korea, pp. 1209-1238, 2020.
- Ministry of Environment, “The enforcement rules of the noise and vibration control act. management standards for traffic noise and vibration, Annex 11”, 2019.