

기립 및 보행 보조 휠체어의 개발

송찬양^a, 윤효준^a, 이치범^{a*}

Development of Standing and Gait Assistive Wheelchair

Chan Yang Song^a, Hyo Joon Yoon^a, Chibum Lee^{a*}^a Mechanical System and Design Engineering, Seoul National University of Science and Technology, 232 Gongneung-ro, Nowon-gu, Seoul, 139-743, Republic of Korea

ARTICLE INFO

Article history:

Received	29	March	2013
Revised	2	May	2013
Accepted	3	May	2013

Keywords:

Standing and gait assistive wheelchair
Lift mechanism
Four bar linkage
Linear actuator

ABSTRACT

Until recently, the primary users of wheelchairs were people with lower body disabilities. However, the number of patients recovering from accidents or surgery, as well as the number of elderly people using wheelchairs, is constantly increasing. This study examined the design and manufacture of standing and gait assist wheelchairs that assist temporary gait disturbed patients to take rehabilitation training and elderly people to engage in walking exercise. A kinematic analysis was used to select a drive motor and design a four-bar linkage mechanism for lifting the backrest vertically. Using a multibody dynamic simulation, detailed design was performed taking into consideration the spatial motion and partial interference, and the necessary push force and stroke of the linear actuator were also calculated. To ensure structural safety, the von-Mises equivalent stresses of the upper and lower brackets of the linear actuator were verified through a finite element analysis. The manufactured wheelchair was shown to operate successfully as intended, using the developed controller for the drive motors and linear actuator.

1. 서론

휠체어는 지체 장애인이나 거동이 불편한 사람이 앉은 채로 이동할 수 있도록 바퀴가 달려 있는 의자를 의미하는 것으로, 1655년 독일의 뉘렘버그에서 스티븐 파플러(Stephen Farffler)가 마비환자인 본인을 위해 자가 추진 휠체어를 발명한 것이 기원으로 알려져 있다¹⁾. 휠체어의 종류는 크게 수동 휠체어와 전동 휠체어로 분류할 수 있으며, 수동 휠체어는 바퀴를 수동으로 직접 밀면서 이동하는 것으로 다시 자가 추진 휠체어와 타력 추진 휠체어로 분류된다. 전동 휠체어는 보조자 도움 없이 스스로 이동할 수 있으므로 주로 근력이

약하여 휠체어를 손으로 움직일 수 없거나 조작성의 장애를 가진 전신마비 환자들이 주로 사용하지만, 최근에는 보행은 가능하지만 보행용 보장구 사용시 통증이 있는 사람이나 보행능력이 저하된 노인들이 많이 이용하고 있다. 또한, 최근에 많이 사용되는 기립형 휠체어(standing wheelchair)는 항상 앉아 있는 환자를 기립시킴으로써, 혈액순환을 돕고, 소화기능과 배변 기능, 장 기능의 활성화시키는 등의 의학적 장점과 기립된 상태에서 타인과 눈높이를 맞춰 의사소통을 하고 정상인에 맞추어진 환경에서 심리적 효과를 가진다.

휠체어의 주 사용자가 과거에는 하지 장애인이었으나, 최근에는 사고나 수술에 의한 일시적 보행 장애 환자나 노인의 휠체어 사용

* Corresponding author. Tel.: +82-2-970-9667

Fax: +82-2-974-8270

E-mail address: chibum@seoultech.ac.kr (Chibum Lee).

이 증가하는 추세이다. 특히, 고령화가 진행됨에 따라 허리나 무릎, 고관절 등 근골격계에 질병으로 고생하는 노약자 인구가 증가하고 있고, 일상 생활에서 이동을 위하여 휠체어나 보행보조기구를 사용하는 경우가 많다. 이들이 느끼는 가장 큰 불편함 중에 하나가 기립으로, 휠체어에 의지하여 지나다나도 기립이 필요할 시 타인의 도움이 필요할 경우가 많다.

휠체어 개발과 관련한 선행 연구로는 운동학 및 운동역학적 이론을 바탕으로 스탠딩 부와 PWM (pulse width modulation) 제어 방법으로 제어부를 설계하여 파워스탠딩 휠체어의 제작과 관련된 연구가 있었다^[2]. 한편, 휠체어용 AFPM (axial flux permanent magnet) BLDC 전동기를 개발하여 수동/전동 전환형 휠체어의 구동방식을 자유롭게 하여 접이식 경량 휠체어에 관한 연구^[3]와 초음파 센서와 피지제어기를 이용하여 차량의 옆면을 따라 움직이는 전동휠체어로봇의 궤적제어를 실험하고 PID 제어기와 비교 검토하는 연구가 진행되었다^[4]. 휠체어의 사용자를 보면 앞서 말했듯이 하체 장애인이나 사고에 의한 일시적 환자나 노인들이다. 특히 하체 장애인들이 조이스틱 전동식 휠체어를 의지하게 되면 상지 근력약화가 발생할 수가 있다. 이에 사용자의 구동 의지력을 파악하기 위해 바퀴에 걸리는 외력을 추정하여 이 외력을 기반으로 차량을 제어하는 힘 보조형 전동 휠체어의 연구가 있었다^[5]. 이외에도 수동/전동 전환형 휠체어^[6]와 자립형이동기술에 대한 국내외 최신기술과 개발경향을 분석한 연구^[7], 휠체어 사용자를 위한 열차 탑승장에 관한 연구^[8]가 있었다.

본 연구에서는 전동식 기립 및 보행보조 휠체어 개발을 수행하였다. 전동식 휠체어의 기능에 자동으로 기립 기능을 부여하고, 기립시 보행보조 장치로서 역할을 수행하도록 하였다. 기존의 기립형 휠체어는 주로 하지 마비 장애인이 사용하였으나, 본 휠체어는 보행을 목적으로 한다는 점이 다르다. 기립이나 반 기립 자세 등 탑승자가 원하는 자세로 변형이 가능하고, 전동 액츄에이터를 이용하므로 큰 부하가 필요하지 않다. 따라서 수술이나 사고로 일시적으로 휠체어를 사용하는 환자들의 경우 재활을 목적으로 이용할 수 있으며, 다리가 불편한 장애인들과 노약자의 경우 운동 보조 장치로서 역할을 기대할 수 있다.

본 논문에서는 2장에서 개발 목표와 주요 구성요소에 대하여 설명하고, 3장에서 구동력 계산을 통하여 전동 휠체어 모터를 선정하고, 4절 링크를 응용하여 기립장치를 구현하고 리니어 액츄에이터를 선정하였으며, 구조해석을 통하여 기립장치의 안전성을 검증하였다. 4장에서는 DC 모터와 리니어 액츄에이터의 구동기와 작동에 대하여 설명하였다.

2. 개발목표 및 주요 구성요소

본 개발의 목표는 기립 및 보행 보조 휠체어가 안정성, 경제성, 휴대성 및 재활운동요소를 확보하도록 하는 것이다. 기립 보행시

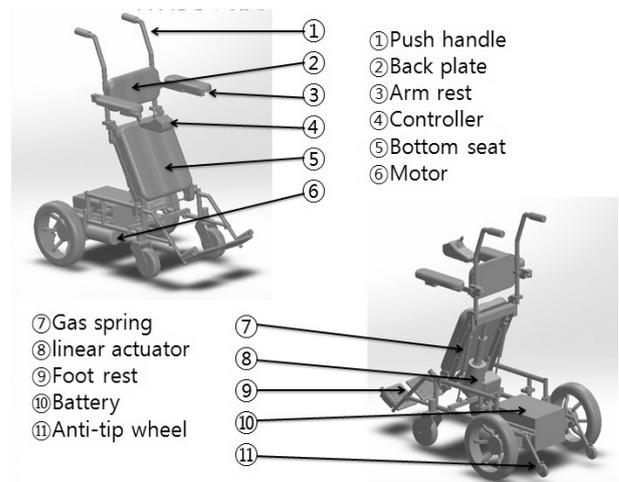


Fig. 1 Main parts of standing and gait assistive wheelchair

안정성이 최우선되며, 과속방지턱과 경사에 대비하여 설계하였다. 제작비 200만원, 총 중량 50 kg 이하, 탑승자 최대 중량 90 kg을 목표로 하였다. Fig. 1은 기립 및 보행보조 휠체어의 주요 구성요소를 보여준다. 휠체어 시트를 구성하는 등받이와 엉덩판 시트는 기립시 각도가 펼쳐지게 되며, 프레임은 기립 장치의 고정부 역할을 하게 된다. 팔걸이는 등받이에 부착되어 운동하게 되며, 컨트롤러가 부착되어 있다. 리니어 액츄에이터를 이용하여 기립을 구현하였으며 가스 스프링(gas spring)을 설치하여 부드럽게 운동하도록 하였다. 기저귀형 벨트와 안전 손잡이를 설치하여 보행자가 안전하게 보행을 할 수 있도록 하였다.

보행에 불편이 없도록 기존 휠체어보다 폭을 넓게 설정하였고, 구동바퀴에 음의 캠버(-2도)값을 부여하여 횡방향 안정성을 증가시켰다. 휠체어 뒤에 보조바퀴 설치하고, 중량이 큰 배터리를 가능한 한 뒤에 설치하여 균형중량(counter weight) 역할을 하도록 하여 기립 보행시 전후방향 안정성을 증가시켰다.

3. 기립 및 보행 보조휠체어의 설계 및 제작

기립 및 보행보조 휠체어는 전동 휠체어를 바탕으로 설계하였다. 먼저 구동 모터의 선정을 위하여 운동학을 검토하였으며, 기립장치의 설계와 리니어 액츄에이터의 선정을 위하여 다물체 동역학을 이용하였다. 또한, 유한요소 해석을 이용하여 구조적 안정성을 확인하였다.

3.1 휠체어의 운동학 및 모터 선정

휠체어의 구동성 검증은 참고문헌^[2]을 참조하여 수행하였다. 휠체어의 목표 최대 속도를 8 km/h로 설정하였다. 타이어는 전동 휠체어에서 많이 사용하는 지름 12.5 in (317.5 mm)인 상용 제품(CHENG

SHIN TIRE사)을 선정하였다. 좌우 대칭으로 후륜 구동방식으로 장착할 모터에 대하여 일반적으로 전동휠체어에서 많이 사용하는 MOTION TECHNOLOGY ELECTRIC & MACHINERY사의 24 V, 4,600 rpm, 감속비 32:1, 정격 320 W DC 모터를 검토하였다. 이 모터를 사용할 경우 감속비를 고려하면 회전수가 143.75 rpm이며, 속도로 환산하면 2.4 m/s이다. 이를 시속으로 변환을 하면 약 8.6 km/h이므로 목표 최대 속도 8 km/h를 만족한다. 휠체어가 구동을 시작하여 등가속도로 8초만에 최대속도에 도달한다고 가정하여 가속도를 0.3 m/s²로 계산하였다.

Fig. 2는 전동 휠체어를 구동할 때 발생하는 토크와 휠체어의 운동역학적 관계를 나타내는 바퀴를 대상으로 하는 자유물체도이다. 먼저, 모터 축으로부터 출력되는 토크(T)는 일률(P)로부터 식 (1)와 같이 21.3 N·m를 얻게 된다.

$$T = \frac{P}{\omega} = \frac{320 W}{143.75 rpm} = 21.3 N \cdot m \quad (1)$$

Fig. 2에 대한 운동방정식은 식 (2)로 나타나며, 미끄럼이 발생하지 않는다면 각가속도(α)는 식 (3)으로부터 얻어진다.

$$T - Fr = I_G \alpha \quad (2)$$

$$a = r \alpha \quad (3)$$

위에서 가속도(a)를 0.3 m/s²로 가정하였으므로, 식 (3)에 의해 각가속도(α)는 1.89 rad/s²가 된다. 휠체어의 질량관성 모멘트는 실제 사용된 스테인레스강의 밀도를 CAD 소프트웨어Creo에 적용하면 8 kg·m²로 나타났다. 얻어진 결과값들을 식 (2)에 대입을 하면 마찰력(F)은 42.72 N으로 계산된다. 이때 휠체어가 미끄러지지 않고 앞으로 진행하는 지를 확인하기 위하여 미끄러지지 않는다는 조건(no slip condition) 식 (4)를 만족하는지 검토해야 한다.

$$F \leq F_s = \mu_s \cdot N \quad (4)$$

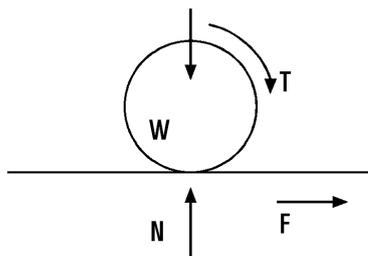


Fig. 2 Free body diagram of driving wheel

가벼울수록 미끄럼에 불리하므로, 탑승자의 최소 몸무게를 40 kg으로 가정하고, 휠체어 중량(50 kg)과 합하여 총 중량을 90 kg로 계산하였다. 구조적으로 탑승시 무게 중심이 후륜에 가까우므로, 후륜 좌우 휠에 적용되는 중량(W)은 각각 45 kg이라 가정하였고, 수직항력(N)은 441.5 N이 된다. 휠체어에 이용되는 폴리우레탄 타이어와 지면의 정지마찰계수(μ_s)는 0.43 이상으로 나타난다⁸⁾. 가장 미끄러운 경우의 정지마찰계수(μ_s) 0.43을 이용하면 정지마찰력(F_s)이 189.8 N이므로 식 (4)를 만족하게 되고, 미끄럼이 발생하지 않는다는 것을 알 수 있다.

3.2 직립기구의 설계

탑승자를 기립시키기 위한 메커니즘으로 4절 링크 메커니즘에 리니어 액추에이터를 부착한 구조를 채택하였다^{9,10)}. Fig. 3에서 보는 바와 같이 휠체어 하부 프레임에 동일한 길이의 링크 2개를 사용하여 커플러 링크와 연결하였으며, 커플러 링크(coupler link)에 등받이와 상부를 부착하여 등받이가 수직을 유지하면서 상승 및 하강하도록 하였다. 또한 상단 링크(upper link)에 엉덩판 시트를 부착하였다. 직립을 위하여 리니어 액추에이터를 하부프레임과 커플러 링크 사이에 부착하여 밀어 올리는 구조를 갖도록 하였다.

앞서 언급한 대로 균형중량의 역할을 하도록 배터리의 위치가 먼저 선정되었으며, 리니어 액추에이터를 프레임에 부착하는 위치는 이를 감안하여 선정하였다. 운동효율을 고려할 때 리니어 액추에이터가 수평면과 이루는 각을 크게 하는 것이 좋으나, 최저 지상고를 떨어뜨리거나, 배터리 위치와 간섭이 발생하거나, 스트로크가 부족한 등의 문제가 발생하여 그림과 같이 기울어진 위치를 갖게 되었다. 구입 가능한 리니어 액추에이터들을 대상으로 부착위치를 변경해 가면서 필요 스트로크와 추력을 계산하여 리니어 액추에이터를 선정하였다. 본 연구에서는 Fig. 3의 구조를 갖는 평면 기구메커니즘을 3차원 기구로 설계한 후 기구동역학 소프트웨어 ADAMS 시뮬레이션을 이용하여 설계안에 대하여 스트로크와 추력을 계산하였다. 엉덩판이 수평인 자세에서부터 탑승자를 일으켜 세우는 경우에, 리니어 액추에이터의 스트로크 프로파일은 식 (5)의 3차 다

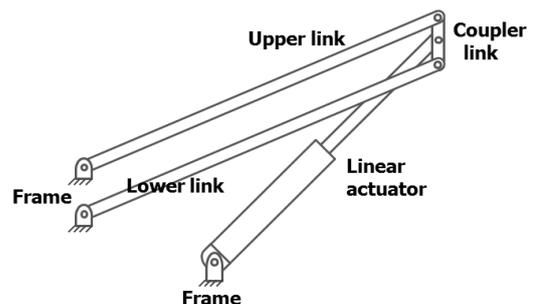


Fig. 3 Kinematic schematic of lift mechanism

항식을 이용하였으며, 안전을 위하여 2초 동안 천천히 증가시켰다. 본 프로파일은 $t=0$ 와 $t=2.5$ 초에서 변위와 속도가 연속이다.

$$S = \begin{cases} 0 & t < 0.5 \\ H + H \left(\frac{t-0.5}{2} \right)^2 \left(3 - 2 \left(\frac{t-0.5}{2} \right) \right) & 0.5 \leq t < 2.5 \\ H & 2.5 \leq t \end{cases} \quad (5)$$

Fig. 4는 이때 이용된 스트로크와 필요한 추력을 보여준다. 실험 결과, 등받이가 350 mm 정도 상승하면 신장 170 cm 정도의 탑승자를 기립시킬 수 있는 것으로 나타났다. 현 설계안에 따르면, 리

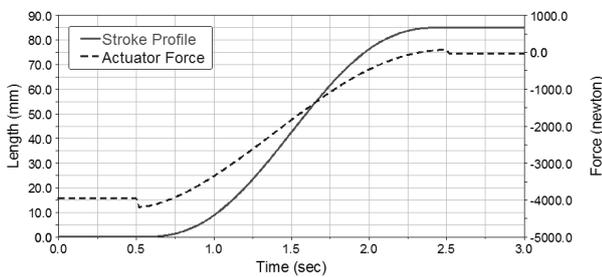


Fig. 4 Stroke and force curve of linear actuator

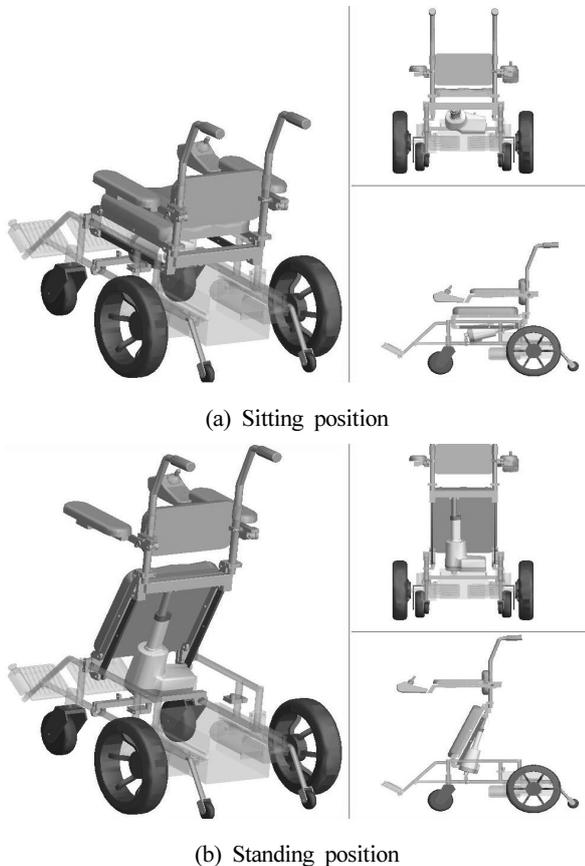


Fig. 5 Motion analysis of lift mechanism

니어 액츄에이터의 스트로크(H)가 85 mm 일 때 등받이가 370 mm 상승하는 것으로 나타났다.

필요 추력을 계산하기 위하여 탑승자의 최대 몸무게 90 kg가 모두 엉덩판(키플러링크과 가까운 상단링크)에 수직으로 작용한다고 가정하였을 때 Fig. 4와 같이 약 4,200 N의 추력이 필요한 것으로 나타났다. Fig. 5는 착석시(초기 0초에서의 자세)와 기립시(2.5초 이후의 자세)의 휠체어 자세를 보여준다. 스트로크와 추력을 종합하여 볼 때, 탑승자와 휠체어 상부 약 100 kg을 들어 올리는 데, 4배 정도의 추력이 필요한 비효율성이 있었으나, 반면 큰 증폭비 (370/85)를 얻을 수 있었다. 이는 지상고와 배터리 위치를 고려하여, 리니어 액츄에이터를 배치하였기 때문으로, 착석 위치에서 리니어 액츄에이터가 수평과 7도를 이룬다.

본 해석 결과를 바탕으로 TiMOTION사의 TA1 시리즈(최대 스트로크 150 mm, 추력 6,000 N) 리니어 액츄에이터를 선정하였다. 본 해석 결과는 착석시 하중을 리니어액츄에이터가 지지하고 있으나, 실제 제작시에서는 프레임에 스톱퍼(stopper)를 부착하여 상단 하중을 지지하였다. 또한, 가스스프링(gas spring)을 리니어액츄에이터 양단에 부착하여 하중 부담을 줄이고, 운동의 부드럽게 지지하도록 하였다.

3.3 직립기구의 고정부 구조해석

상세설계에 대하여 ANSYS를 이용한 유한요소해석을 통해서 구조 안정성을 확인하였다. 구조적으로 작동시 가장 하중을 많이 받는 부품은 리니어 액츄에이터의 상부브라켓과 하부브라켓이며 (Fig. 6), 이밖에 링크들은 충분한 안정성을 지니도록 부재(폭 9 mm, 너비 25 mm 이상)를 견고하게 설계하였다. 링크류와 브라켓의 재질은 알루미늄 합금 AI 7075을 이용하였으며 물성치는 Table 1에 나타나 있다.

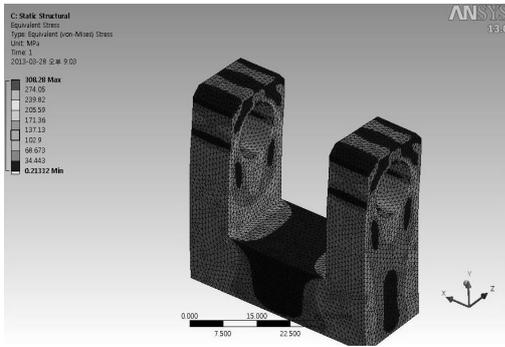
리니어 액츄에이터의 최대추력이 4,200 N(착석시)이므로, 상부와 하부브라켓에 각각 4,200 N의 하중을 착석시 리니어 액츄에이터의 각도인 7도로 부여하여, 구조해석을 수행하였다.



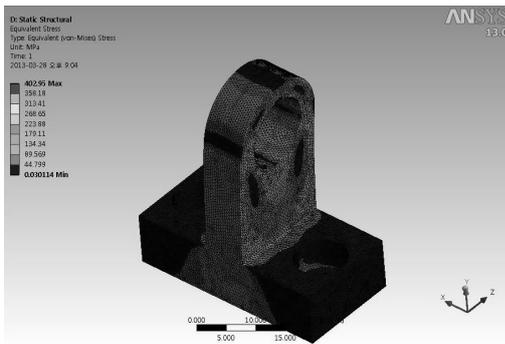
Fig. 6 Upper and lower bracket for linear actuator

Table 1 Material properties of Al 7075

	Young's Modulus (GPa)	Poisson's ratio	Yield Stress (MPa)	Density (m^3/kg)
Al 7075	72	0.33	480	2.81



(a) Upper bracket



(b) Lower bracket

Fig. 7 Structural analysis result

Fig. 7의 해석 결과에 따르면, von-mises 등가응력의 최대값은 308.25 MPa (상부브라켓), 402.95 MPa (하부브라켓)이다. Al 7075의 항복강도가 480 MPa이므로 현재 작용하는 로드에 대해 안전하다고 판단된다. 해석 결과를 자세히 살펴보면, 최대응력이 발생한 위치가 모두 90도로 꺾어진 노치부인 것을 알 수 있다. 이는 밀링가공이 쉽도록 하였기 때문에, 이 부분을 라운드나 테이퍼로 처리를 하면, 최대응력이 크게 감소할 것으로 예상된다.

4. 휠체어의 동작

4.1 모터 및 리니어 액츄에이터 구동

휠체어의 구동 모터는 마이크로 컨트롤러 이용하여 PWM방식으로 제어하였다. 선정한 리니어 액츄에이터는 최대속도가 38 mm/s이다. 최대속도로 움직일 때 기립시 까지 약 2.2초가 소요되므로 속도제어가 필요하지 않고, 온-오프방식으로 제어하였다.



Fig. 8 Lift motion of wheelchair



Fig. 9 Wheelchair assisted walking

4.2 동작

Fig. 8과 같이 리니어 액츄에이터가 동작되면서 휠체어가 기립이 된다. 앞서 상세설계에서 기술한대로 등 4 bar link 구조이므로 등받이 부분이 수직으로 상승하는 것을 볼 수 있다. Fig. 9는 휠체어 기립 후 사용자가 재할 및 보행을 하는 모습을 나타내었다.

5. 결론

본 연구는 일시적 보행 장애 환자가 타인의 도움 없이 스스로 재활 훈련을 할 수 있으며, 다리가 불편한 장애인과 노약자의 경우 운동 보조 장치로 이용할 수 있도록 고안된 기립 및 보행 보조 기능을 가진 전동 휠체어의 설계 및 제작에 관한 것이다. 운동학 해석을 이용하여 구동 모터를 선정하였으며, 4절 링크를 응용하여 등받이 부분 수직 상승할 수 있는 기립장치를 설계하였다. 다물체 기구동

역학 해석을 통해 공간 운동과 간섭을 고려하여 상세설계를 하였고, 필요한 추력과 스트로크를 계산하였다. 이를 기반으로 리니어 액츄에이터를 선정하였다. 구조적 안정성을 검토하기 위하여, 가장 큰 하중을 지지하는 리니어 액츄에이터의 상·하부 브라켓에 작용하는 등가응력을 유한요소 해석을 통하여 계산하였다. 구동모터와 리니어 액츄에이터의 제어를 개발하였으며, 제작된 기립 및 보행 보조 휠체어는 의도한 대로 성공적으로 동작하였다.

본 연구는 학부 졸업 작품으로 수행되었으며, 일정상의 문제로 충분한 개선이 이루어지지 못했다. 향후, 기립 메커니즘에 다른 방식을 도입하고, 구조 안정성을 보강하여 개선된 연구를 수행할 예정이다.

후 기

이 연구는 서울과학기술대학교 교내 학술연구비 지원으로 학부 졸업 작품으로 수행 되었습니다.

References

- [1] Koerth-Baker, M., viewed 1 October 2010, Who Invented the Wheelchair, <<http://www.mentalfloss.com>>
- [2] Jo, J. H., Song, Y. C., 2008, The Study on Designing and Making Power Standing Wheelchair, Journal of the KSPE, 25:10 92-98.
- [3] Choi, Y. C., Rhee, K. M., Choi, H. S., Seo, Y. T., 2006, Development of the Foldable Manual/Power Hybrid Wheelchair, Journal of the KSPE, 23:2 172-179.
- [4] Ahn, K. K., Yoon, J. I., Le Duy Khoa., 2011, A Study on the Path-Tracking of Electric Wheelchair Robot, Journal of the KSPE, 28:11 1265-1271.
- [5] Kong, J. S., Baek, S. Y., 2011, Design of the Power Assist Controller for the In-Wheel Type Smart Wheelchair, Journal of Korean Institute of Intelligent Systems, 21:1 80-85.
- [6] Ryu, J. C., 2003, The Convertible Wheelchair System, Journal of the KSPE, 20:2 14-18.
- [7] Ryu, J. C., Mun, M. S. 2004, A Novel Mobility Aid for Independent Daily Living of Elderly People Journal of the KSPE, 21:1 26-31.
- [8] Lee, C. K., Kim, I., Lee, W., 2013, A Study of Board the Train Designed for Wheelchair Users on Welding Condition, Journal of the KSMTE, 22:1 92-99.
- [9] Gorden, J., Kauzlarich, J., Thacker, J., 1989, Tests of two new polyurethane foam wheelchair tires, Journal of Rehabilitation Research and Development, 26:1 33-46.
- [10] Murty, K., 2002, Machines and Mechanisms: Applied Kinematic Analysis, Prentice Hall, Korea.
- [11] Norton R. L., 2009, Kinematics and Dynamics of Machinery, McGraw-Hill, Korea.