

수동휠체어 이동능력향상을 위한 보조동력장치 개발

Development of the Power-Assistive Device to Improve the movability of the manual Wheelchair

*#박세훈¹, 김규석², 조현석³, 김용철⁴, 허윤⁵, 권철용⁶, 문무성⁷

*#SH. Park¹(shpark@korec.re.kr), KS. Kim², HS. Cho³, YC. Kim⁴, Y. Heo⁵, CY. Kwon⁶, MS. Moon⁷
재활공학연구소

Key words : Power-assistive, Wheelchair, paraplegia, movability

1. 서론

고도의 경제성장으로 국민개개인의 소득이 증가하고 삶의 질적 수준이 향상되면서 의학, 의료기기와 같은 건강 관련 산업이 활성화되어 인류의 평균수명이 점차적으로 늘어나고 고령화, 초고령화 시대로 접어들고 있다. 뿐만 아니라, 급속한 산업화의 부작용으로 인해 장애인의 수 또한 증가하여 이들을 사회활동영역으로 복귀시켜 국가 경제적, 사회적 손실을 최소화하려는 노력이 지속적으로 이루어지고 있다. 이러한 노력의 대표적인 일환으로 장애인(하지마비, 편마비) 및 고령자에게 활동영역을 확대하고 사회참여기회를 높이기 위해 국가적인 차원에서 이동기기 지원을 하고 있다.

이동기기의 대표적인 예로써 휠체어는 수동휠체어, 전동휠체어, 수·전동 휠체어, IT 휠체어 등 사용자의 용도에 맞게 다양한 기능과 특성을 가지고 있다. 하지만 그림 1에서와 같이 기존의 휠체어는 이동성, 편의성, 경제성 등 고유의 문제를 내포하고 있으며 이러한 문제는 노약자 및 장애인의 독립적인 사회활동제한으로 나타나, 개호인의 경제적 부담과 2차 질병으로 심각성이 더해지고 있다.



Fig. 1. analysis of the conventional wheelchair.

그래서 최근에는 휠체어 고유기능을 유지하고, 위에서 언급한 수동휠체어의 이동성 문제, 고중량 전동휠체어의 차량이동 편의성 문제, 고가의 수·전동 휠체어의 구매 후 AS 및 유지 보수에 따른 경제적 부담을 동시에 해결하기 위해 그림 2와 같은 수동휠체어용 보조동력장치가 개발되었다.



Fig. 2. Power-assistive devices for improving the movability of the manual wheelchair.

수동휠체어용 보조동력장치는 고가이면서 무게가 20kg으로 매우 무겁다. 그래서 환자 또는 개호자가 사용하기에 다소 어려움이 따른다. 또한 대부분이 개호자에 의해 동작되는 후륜구동이기 때문에 노령자의 독립적 사회활동을 보장하는 이동기기 개발의 취지와는 다소 거리가 있다. 그래서 본 논문에서는 필요에 따라서 환자가 직접 구동할 수 있고, 개호자가 뒤에서도 조종할 수 있는 경량의 전·후륜 겸용 보조동력장치를 개발하였다.

2. 수동휠체어 보조동력장치

본 논문에서 제안된 수동휠체어 보조동력장치는 DC모터를 가진 기존의 제품에 비해 내구성이 뛰어난 BLDC 모터를 적용하였고, 많은 무게를 차지하는 연축전지 대신 작고 가벼우면서 고용량의 Li-polymer 배터리를 적용하여 다른 제품보다 월등히 가볍고, 내구성이 뛰어나다. 수동휠체어 보조동력장치는 크게 BLDC 모터 및 감속기를 가진 구동부, 탈부착용 브라켓 및 승차감을 위한 완충장치, 안정적인 주행을 위한 제어기로 나눌 수 있다.



Fig. 3. Prototype of the developed system.

2.1 구동부 및 메커니즘 설계

구동부의 세부스펙을 결정하기 위해 주행조건인 속도·가속도, 체결조건, 경사각과 같이 3가지 조건을 고려하여 모의실험하였다. 보조동력장치의 경우, 일반 전동휠체어보다 가볍기 때문에 전동휠체어의 성능을 기준으로 KS P ISO 7176-6의 시험방법에 따라 시뮬레이션 모델을 구현하였다. 4가지 주행제어(저-저, 저-고, 고-저, 고-고), 2가지 체결조건(스프링, 뒷바퀴 들림), 3가지 경사도 (0°, 5°, 10°) 총 24가지 조건 중 본 연구에서 스프링 체결조건하에서 각 조건의 평가가 충분한 5가지 조건을 고려하여 시뮬레이션하였다.

표1. 각조건에 따른 시뮬레이션 케이스

| | 최대 속도 (km/h) | 가속 조건 (sec) | 경사도 (degree) |
|----------|--------------|-------------|--------------|
| SVSA | 3 | 5 | 0 |
| FVSA | 6 | 5 | 0 |
| FVFA | 6 | 3 | 0 |
| Slope 5 | 3 | 5 | 5 |
| Slope 10 | 3 | 5 | 10 |

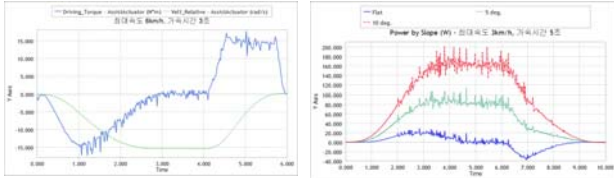


Fig. 4. Maximum Power and Torque.

전동용 이동기기는 일상생활에서 정지와 주행을 지속적으로 반복한다. 그래서 DC 모터를 사용하는 기존제품의 경우, 브러시 마모가 심해 주기적으로 AS를 필요로 할 뿐 아니라, 불꽃으로 인한 화재의 위험을 내재하고 있다. 그래서 본 논문에서는 그림 4의 시뮬레이션 결과를 기반으로 동일한 성능의 작고 가벼운 200W급 SLOTLESS BLDC 모터를 개발하였다. 구동부는 브레이크, 홀센서, 모터, 감속기로 구성되어 있고 주요스펙은 0.6 Nm, 3000RPM, 3.76kg, 76×118×208(mm)이다.



Fig. 5. SLOTLESS BLDC based actuator.

2.2 브라켓 및 완충장치

그림 6은 보조동력장치와 수동휠체어를 결합을 위한 브라켓으로서 전·후륜시 탈착상태를 나타낸다.



Fig. 6. Removable Adapter

브라켓은 휠체어 프레임 하부 양쪽 측면 중앙에 장착할 수 있게 하였으며, 클립과 와이어를 이용하여 반자동 고정 시스템으로 구성되어 있으며, 기존 수동휠체어와 80% 정도의 호환성을 가지고 있다. 그리고 가스식 완충장치는 그림 7과 같이 장착되며 주행시 지면과의 마찰력을 높여 주행 시 동력전달 효율을 높이고 노면 충격을 흡수하고, 배터리 방전과 같이 비상시 노면위로 들러 올라갈 수 있기 때문에 수동휠체어 이동을 방해하지 않는다.



Fig. 7. Mechanism of the shock absorber

2.3 제어기

배터리의 소모전력을 최소화하고 주행 시 주행안정성을 보장하기 위해 DSPIC33 기반의 BLDC 모터드라이버 제어기를 설계하였다. 3개의 홀 센서로부터 모터의 상태를 받아 PS21865 IPM을 이용하여 제어기를 구현하였다. 그림 8은 BLDC 모터드라이버를 포함한 제어기의 동작 블록도와 실제 구현된 제어기를 나타낸

다. 그림 9는 구동기의 스텝응답특성을 나타낸다.

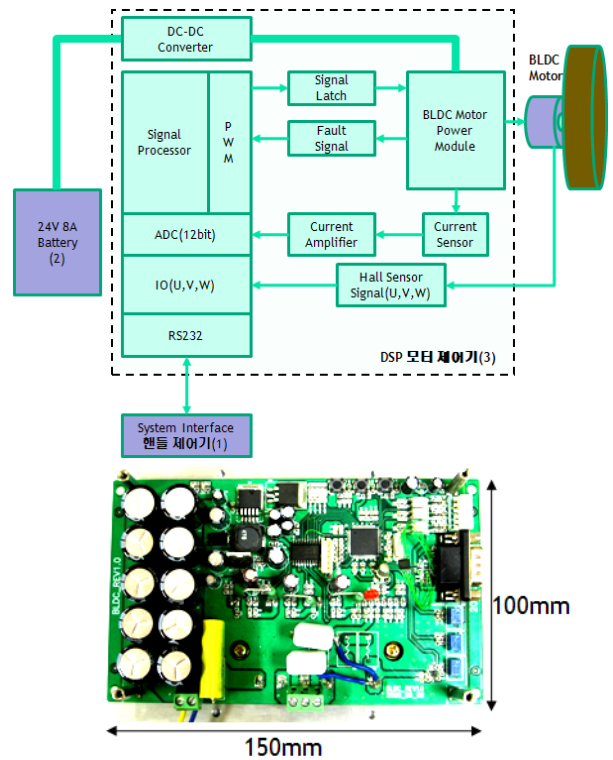


Fig. 8. Block diagram and Implementation of the controller

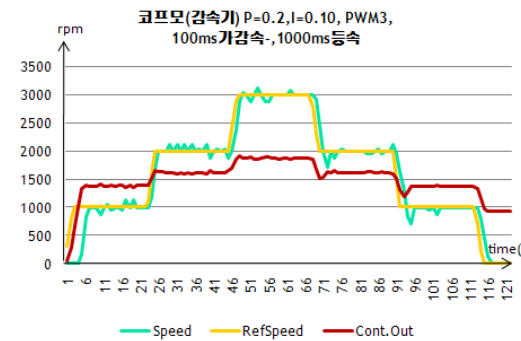


Fig. 9. Step response of the Actuator

3. 결론

본 논문에서 제안한 수동휠체어 보조동력장치는 기존의 제품보다 가볍고, 전륜 및 후륜 겸용으로 환자 및 개호자 모두가 사용할 수 있다. 하지만 사용자에 필요한 편의장치가 다소 부족하여 향후 탈부착 및 조종 편의성을 향상시키고 주행제어 성능을 보다 안정적으로 향상시킬 필요성이 있다.

후기

This study was supported by a grant of the Korea Healthcare technology R&D Project, Ministry for Health, Welfare and Family Affairs, Republic of Korea, under Grant no. A085035.

참고문헌

- Gopal K. Dubey, Power Semiconductor Controlled Devices, Prentice-Hall, NJ, 1989.
- Kevin E. Brown, Rafael M. Inigo, and Barry W. Johnson, "Design, Implementation, and Testing of an Adaptable Optimal Controller for an Electric Wheelchair", IEEE Trans. on Industry applicaiton, Vol. 26, No. 6, pp. 1144-1157, 1990.