고령자를 위한 로드셀 인터페이스 기반의 근력증강 휠체어 플랫폼

Power-Assisted Wheelchair Platform based on Load Cell Interface for the Elderly

Kim Keunwook^{1,2}, Kim Jaehoon^{1,2}, Lee Hotae^{1,2}, Moon Jungwook^{1,2}, Kim Minkyung^{1,3†}
¹Naverlabs, ²Seoul National University, ³Korea Advanced Institute of Science and Technology e-mail: {kwkim15, poeq8283, hotae319, wjddnr623}@snu.ac.kr, kmk7733@kaist.ac.kr

요 약

본 논문에서는 고령화에 대비하여 로드셀 기반의 근력증강 휠체어 플랫폼을 새롭게 제시한다. 플랫폼은 근력증강 성능과 주행성을 평가하기 위해 커스터마이징이 용이하도록 설계되었다. 로드셀로 사용자 인풋을 인식하여 허브모터를 통해 가하는 힘을 보조하는 방식으로 작동되며, 자동 브레이크 방식과 직진성 강화를 통해 안정성이 향상되었다. 선행연구의 데이터와 비교실험을 통해, 본 플랫폼이 보조자의 근력을 효과적으로 보조해줄 수 있음을 확인하였다.

1. 서론

선진국을 중심으로 인구의 고령화 속도는 빨라지고, 휠체어 수요는 증가하고 있다. 고령화 사회에서 휠체어는 의료 목적뿐 아니라 이동의 목적으로도 사용되어, 노인 사용자의 신체 조건에 더 적합한 휠체어가 필요할 것으로 예상된다.

현존하는 휠체어는 다양한 문제를 갖고 있다. 소비자원의 자료에 따르면 전동휠체어 탑승자의 약40.3%가 사고 경험이 있다고 응답하였다.[1] 사고의주요 원인은 물리적 환경이 48.2%로 가장 높았고,전체 사고의 41.2%가 경사면 주행에서 발생하였다.[2] 한편, 약 98%의 요양보호사가 근골격계 증상을 겪고 있는 것으로 나타났으며 가장 빈번하게 수행하는 작업은 휠체어 이동 작업으로 나타났다.[3]

이에 대한 선행연구로는 핸드림을 통해 탑승자의 근력보조나[4], 햅틱 인터랙션을 통해 인체와 안전하 게 상호작용하는 휠체어[5]개발 등이 진행되어 왔다.

본 논문에서는 상기 문제점을 해결하기 위해 새로운 휠체어 플랫폼을 제안한다. 이는 로드셀과 BLDC 허브모터를 사용하여 보조자 근력증강에 초점을 맞춘 플랫폼으로, 다양한 실험을 위해 구조적 변형이가능하도록 설계되었다. 또한, 자동 브레이크와 직진성 강화로 안전하게 주행할 수 있는 휠체어 시스템을 개발하였다.

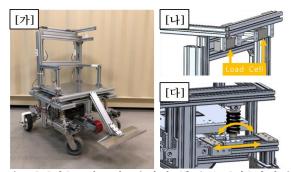
2. 본론

2.1 근력증강 휠체어 플랫폼

2.1.1 기구부 설계

기구부는 다양한 케이스에서 실험을 수행하기 위해 설계되었다. 따라서 수정을 용이하게 하기 위해 프레임은 알루미늄 프로파일을 사용하였다. 상반부에서는 보조자를 위한 근력증강 인터페이스를, 하반부에서는 주행 성능과 관련된 서스펜션 구조를 테스트하는 것이 가능하다.

그림 1의 [나]와 같이 상반부의 보조자 인터페이 스에는 보조자가 휠체어를 조작하고자 하는 방향과 미는 힘의 크기를 파악하기 위해 두 개의 밴딩 빔로드셀 센서를 좌우대칭으로 배치하였고, 핸들의 어느 부분을 잡더라도 그 의도가 양쪽 로드셀에 동시에 전달되도록 하기 위해 각 측정 지점을 연결한 구조를 설계하였다. 핸들은 'ㄱ'자 형태로, 측면에서의조작도 가능하도록 하였다. 주행 실험을 한 결과 현재 적용된 로드셀 배치를 이용하면 뒤에서뿐만 아니라 옆에서도 보조자의 의도대로 근력증강이 가능함을 확인할 수 있었다.

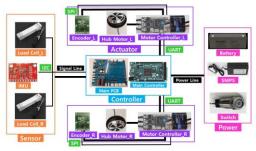


[그림 1] [가]근력증강 휠체어 플랫폼, [나]상반부의 로드셀 인터페이스, [다]하반부의 서스펜션 구조

그림 1의 [다]와 같이 하반부는 전장부 공간을 확보하고 주행성을 높이기 위해 독립적인 스윙 암 서스펜션 구조를 적용하였다. 각 암의 허브모터와 캐스터는 교체 가능하다. 또한, 쇼크 업소버의 위치와 각도 조절, 스프링의 교체가 가능한 설계를 하였다.

쇼크 업소버의 스프링 실험은 휠체어 사용자가 불편을 호소하는 인도의 보도블릭 위에서 진행되었다.[6] 3가지 종류의 스프링에 대해 다음과 같이 실험을 수행하였다. 보조자가 특정 구간을 주행했을 때, 상반부에 부착된 IMU로부터 z축 가속도 데이터를 40 Hz의 sampling rate으로 수집하였고, 결과의 RMS 값을 비교하였다. 실험 결과 RMS값이 가장 작은 스프링 상수 23.82 N/mm의 스프링을 선택하였다.

† 모든 저자는 공동 1저자로 동등하게 기여했다.



[그림 2] 회로 개략도

2.1.2. 전장부 설계

전체적인 회로는 그림 2와 같이 구성되어 있다. SMPS를 통해 충전된 배터리의 전력이 스위치를 통해 시스템에 공급이 되면, 센서로부터 입력을 받은 제어부는 모터 컨트롤러에 적절한 명령을 내려 모터는 최적의 출력을 만들게 된다.

2.2 제어 및 알고리즘

2.2.1. 기본 제어 구조

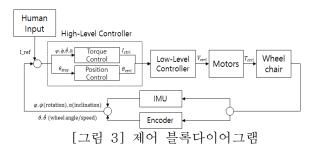
상태머신 기반 디자인 패턴으로 그림 3을 따라 제어한다. 보조자가 핸들을 잡고 있는 것이 로드셀을통해 인식되면 'RUN'상태가 되어 모터가 로드셀에비례하게 출력을 내고, 그렇지 않은 경우 2단계의 회생 제동과 1단계의 위치제어를 거쳐 단계적 감속 및자동정지를 하는 'BRAKE' 상태가 된다. 이후, 안전하게 정지해 있을 수 있는 지형이 확인되면 'SLEEP'상태가 된다. 또한, 경사로의 중력이나 양 바퀴의마찰 차이에 의한 직진의 어려움을 보조하고자 보조자의 직선 주행 의도가 파악되는 순간 'STRAIGHT'상태가 되며, 이는 회전 각도/각속도의 오차에 대한PD제어로 직진성을 강화하는 알고리즘을 작동한다.

2.2.2. 휠체어의 자세 추정 및 필요 각도 산출

6축 IMU와 Madwick의 쿼터니언 필터를 통해 Roll, Pitch, Yaw값을 얻고, 경사면과 휠체어의 회전 각도를 IMU based RPY와 encoder odometry의 fusion을 통해 추정하여, 경사와 평지에서 연속적으로 휠체어의 자세를 인지한다.

2.2.3. 직진성 강화와 근력증강 실험 결과

약 6 N으로 670 cm의 거리를 중심과 좌/우 각각에서 밀어 이동한 결과, 일반 보조 시에는 좌/우에서 밀때 제자리 회전을 하는 반면, 직진성 보조의 경우중심은 3.6±0.3 cm, 좌/우는 각각 12.8±2.0, 15.7±2.0 cm만큼 직선에서 벗어나며 직진성이 충분히 보장됨을 확인하였다. 또한, 91 kg(휠체어에 하중을 추가한 전체 무게)을 등속으로 밀때 최대 25.63 N, 평균 6.71±3.94 N의 힘이 걸리며, 이는 기존의 사람을 태운 휠체어(95 kg)를 미는 최대 힘인 114 N과 평균 힘 22.6±4.4 N과 비교하여 근력증강 효과를확인하였다. [7]



3. 결론

본 고에서는 고령자들도 쉽게 사용할 수 있는 로드셀 인터페이스 기반의 근력증강 휠체어 플랫폼을 개발하였다. 기존 휠체어의 보조 시의 근력 부담과 주행상의 안전 문제를 해결하기 위해 로드셀과 모터를 통해 근력을 증강하는 기술과 자동 정지 및 직진성 강화 기술을 적용하였다. 또한, 다양한 인터페이스 적용과 성능 실험에 적합한 플랫폼을 제시하였다. 향후 경사면에서 더욱 안정적으로 이동할 수 있는 제어 알고리즘을 기존의 자세 추정과 함께 적용할 것이며, 직관적인 상호작용이 가능한 인터페이스를 제작하고, 효율적인 접이식 구조와 경량화를 적용하여 고령자를 위한 실용적인 해결책을 제시할 것이다.

후기

이 논문은 네이버랩스 로보틱스 인턴 6기 프로젝트 로 진행되었음.

참고문헌

- [1] 전동보장구 이용 실태조사, 한국소비자원, 2015.
- [2] 공진용, "장애인 이동보조기기 안전사고 실태조 사", 특수교육재활과학연구, 52권, 2호, pp. 1-16, 2013.
- [3] 요양보호사 근골격계질환 실태조사 및 예방 매뉴얼 개발, 한국산업안전보건공단, 2012.
- [4] 윤태수, et al. "고령자를 위한 하이브리드형 전동 휠체어의 설계 및 제어." 대한기계학회 논문집 A권 40권, 12호, pp. 1067-1076, 2016.
- [5] S. Katsura, et al. "Human cooperative wheelchair for haptic interaction based on dual compliance control," IEEE Trans. on Industrial Electronics, vol. 51, no. 1, pp. 221–228, 2004.
- [6] S. Maeda, et al. "Relationship between questionnaire survey results of vibration complaints of wheelchair users and vibration transmissibility of manual wheelchair", Environmental Health and Preventive Medicine, vol. 8, no. 3, pp. 82–89, 2003.
- [7] Van der Woude, L. H. V., et al. "Effect of push handle height on net moments and forces on the musculoskeletal system during standardized wheelchair pushing tasks." Prosthetics and Orthotics International, vol. 19, no. 3, pp. 188-201, 1995.