

중증 장애인을 위한 근전도 기반 비례제어 방식의 전동 휠체어 제어기 개발

The Development of EMG-based Powered Wheelchair Controller for Users with High-level Spinal Cord Injury using a Proportional Control Scheme

송재훈¹⁾, 한정수²⁾, 오영준³⁾, 이희영⁴⁾, 변중남⁵⁾

Jae-Hoon Song, Jeong-Su Han, Young-Joon Oh, Heyoung Lee, Zeungnam Bien

Abstract - The objective of this paper is to develop a powered wheelchair controller based on EMG for users with high-level spinal cord injury using a proportional control scheme. An advantage of EMG is relative convenience of acquisition by a surface electrode to users. Direction information can be easily extracted from two EMG channels and force information can be acquired by proportional relationship between the amplitude of EMG and user's power, respectively. Pattern classification algorithm is a threshold method with a supervised learning process. Furthermore, the emergency situation can be avoided using an interrupt function. We evaluated the performance of powered wheelchair controller by navigating a pre-defined path with three non-handicapped people. The results show the feasibility of EMG as an input interface for powered wheelchair and other devices for the seriously disabled.

Key Words : EMG, Powered wheelchair controller, Proportional control, The disabled, Rehabilitation robot

1. 서 론

신체가 자유롭지 못한 장애인을 위한 재활 로봇이 전 세계적으로 여러 분야에 걸쳐 개발되고 있다. 이동의 편의를 위한 전동 휠체어에 대한 연구도 활발히 진행되어 중증 장애인의 삶의 질을 향상시키는데 많은 기여를 하고 있다. 조이스틱으로 제어하는 기존의 전동 휠체어는 사용자의 장애 정도에 따라 구동에 제약이 있다. 조이스틱의 대안으로서 사용자의 몸짓, 얼굴 표정, 호흡, 음성 그리고 근전도 등을 전동 휠체어의 입력으로 하는 시스템이 있다[1][2][3].

본 논문에서는 전동 휠체어를 사용하는 중증 장애인의 이동성 향상에 더불어 안정성과 신뢰성을 확보하기 위해 근전도 신호를 사용한 비례제어 방식의 제어기를 제안한다. 근전도 신호는 사용자의 장애 정도에 제약 받지 않고 운동 가능한 모든 근육에 표면 전극을 위치시킴으로서 비교적 간단히 획득할 수 있는 장점이 있다. 본 연구에서 제안하는 시스템의 전체적인 구성은 그림 1과 같다. 사용자의 특정 근육에서 획득한 2 채널 근전도 신호를 하드웨어적으로 구현된 휠체어 인터페이스에 인가하여 디지털 신호처리에 적합한 형태로 바꾸었다. 패턴을 분류하기 위해 특징을 추출하고, 제안하는 알고리즘을 적용한 결과를 휠체어 제어에 알맞은 형태로 변환하였다.

본론에서는 근전도 신호 획득을 위한 방법과 전동 휠체어의 구동을 위한 동작 명령에 대해서 살펴보고, 측정된 신호로부터 특징을 추출하여 패턴을 분류하는 방법과 절차에 대해서 상세하게 언급한다. 실험 결과에서는 제안하는 전동 휠체

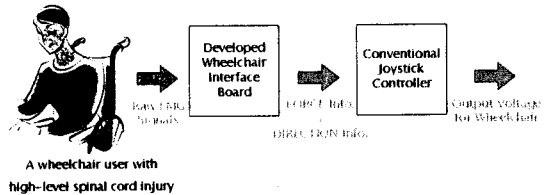


그림 1. 전체 시스템의 구성도

어 제어기의 동작을 확인하기 위해 수행한 실험과 실제 전동 휠체어에 적용하여 평가한 결과를 분석한다. 결론에서는 본 연구를 정리하고 시스템의 발전 가능성과 추후 연구과제에 대해 살펴보도록 한다.

2. 본 론

근전도 신호는 전동 휠체어 사용자가 움직일 수 있는 근육에 힘을 주어 활성화시킴으로써 발생하게 되는데, 이 정보들은 컴퓨터 인터페이스를 통해 실시간으로 획득이 가능하다. 이때 사용자의 힘의 크기는 근전도 신호의 진폭과 비례하는 관계가 있다[4]. 따라서, 비례 관계를 이용하여 전동 휠체어의 속도 제어가 가능하며, 채널의 개수와 위치로부터 방향 제어에 필요한 정보를 추출할 수 있다. 패턴 분류를 위한 특징은 비례제어에 사용될 힘 정보와 방향 정보를 포함하여야 한다. 효과적인 패턴 분류를 위하여 근전도 신호의 특성에 적합하며, 잡음과 오류에 강한 알고리즘을 구현하도록 한다.

2.1 채널 위치의 선정

전동 휠체어를 사용하는 척수 장애인의 장애 정도에 따라 움직일 수 있는 근육이 한정되어 있기 때문에 근전도를 획득하기 위해 적절한 위치를 정하는 것이 중요하다. 본 연구에서 목표로 하는 척수 장애등급은 어깨와 목 이상의 근육만을 움직일 수 있는 C4 등급이다. 따라서 어깨와 목 근처의 근육의 움직임에 관련된 근육들이 채널의 후보 위치가 될 수 있다.

- 1) 송 재 훈 : 한국과학기술원 전자전산학과 석사과정
- 2) 한 정 수 : 한국과학기술원 전자전산학과 박사과정
- 3) 오 영 준 : 한국과학기술원 인간친화 복지로봇 시스템 연구센터 연구원, 공학석사
- 4) 이 희 영 : 서울산업대학교 제어계측공학과 교수, 한국과학기술원 인간친화 복지로봇 시스템 연구센터 연구원, 공학박사
- 5) 변 중 남 : 한국과학기술원 전자전산학과 교수, 한국과학기술원 인간친화 복지로봇 시스템 연구센터장, 공학박사

채널의 위치를 결정함에 있어서 사용자의 척추를 기준으로 반드시 대칭으로 정할 필요는 없지만, 사용자의 의도를 정확히 파악하기 위하여 독립적으로 수축 가능한 수의근을 선택해야 한다. 실제 측정 가능한 근전도 신호는 표피 근육의 활동에 큰 영향을 받는다는 점에 착안하여 그림 2에서 나타낸 바와 같이 양쪽 세모근(trapezius muscle)을 근전도 측정을 위한 위치로 정하였다. 접지는 상대적으로 근육이 적게 분포한 쇄골에 위치시켰다.



그림 2. 근전도 신호 측정을 위한 전극(채널)의 위치

2.2 동작 명령의 정의

근전도 신호는 2.1절에서 정의한 바와 같이 사용자가 어깨 근육을 의도적으로 움직임으로써 발생한다. 전동 휠체어의 구동을 위해 어깨 근육의 움직임에 대한 휠체어의 진행 방향을 정의해야 하는데, 사용자가 자연스럽게 받아들일 수 있도록 휠체어의 진행 방향과 근육의 방향을 일치시켰다. 예를 들어 왼쪽 어깨의 근육이 수축되면, 전동 휠체어의 진행방향은 왼쪽으로 향하도록 정의하였다. 이것을 정리하면 표 1과 같다.

표 1. 근육의 움직임에 따른 휠체어 동작 명령의 정의

동작 명령	좌측 세모근	우측 세모근	상태
좌회전	On	Off	1
우회전	Off	On	2
직진 또는 정지	On	On	3 or 0
후진	X		Disabled

표 1에서 전동 휠체어를 직진 방향으로 움직이는 경우와 정지시키는 경우는 양쪽 어깨 근육을 동시에 수축하는 것으로 정의하였다. 토글 기능을 사용하여 두 동작 상태가 번갈아가면서 실행이 가능하도록 하였다. 다른 동작 명령이 인가되기 전까지는 한번의 동작 명령으로 일정 시간 동안 현재 상태를 유지하도록 하여 사용자 근육의 피로를 고려하였다[5]. 전동 휠체어의 사용자인 중증 장애인은 휠체어의 뒤쪽을 바라보기 힘들뿐만 아니라 휠체어가 뒤로 움직이는 경우 안전상의 문제가 있기 때문에 후진은 진행 방향에서 제외시켰다.

2.3 특징 추출

패턴 분류를 위해 추출하는 특징들은 비례제어를 위한 방

향 정보와 힘 정보를 포함해야 한다. 방향 정보는 2.1절과 2.2절에서 정의한 것과 같이 근전도 측정을 위한 두 개의 채널에서 근육이 수축/이완하는 상태로부터 얻을 수 있다. 힘 정보를 얻기 위해 근전도 신호의 평균절대적분값(MIAV; Mean Integral Absolute Value)을 계산하였다. 평균절대적분값, $v(t)$ 은 다음의 수식과 같이 나타낼 수 있다.

$$v(t) = \frac{1}{T} \int_{t-T}^t |EMG| dt, \tag{1}$$

수식 (1)에서 T 는 평균값을 취하기 위한 시정수(time constant)이다. 전동 휠체어를 실시간으로 제어하기 위해서는 0.3 sec 이내의 T 값을 가져야 하는데[6], 본 연구에서는 T 값을 0.2 sec로 정하였으며 평균절대적분값은 2 msec마다 갱신되도록 설정하였다.

2.4 패턴 학습

인간의 신체/생리적인 차이에 기인하여 근전도 신호는 다르게 나타난다. 근육의 발달 정도나 피부 전도도에 따라 근전도 신호가 다르게 측정되는 것을 살펴볼 수가 있다[5]. 각각의 사용자로부터 특징으로 추출한 방향 정보와 힘 정보를 이용하여 전동 휠체어 제어기는 지도 학습(supervised learning) 과정을 거치게 된다. 즉, 사용자에 따라 근육이 이완되어 있을 때와 수축했을 때의 근전도의 특성을 학습하여 효과적인 패턴 분류가 가능하게 하였다.

2.5 패턴 분류

휠체어의 구동 방향을 위한 패턴 분류는 문턱값(threshold value)과 비교하여 결정하는 알고리즘을 사용하였다. 문턱값은 근육의 수축/이완을 판단하기 위한 기준이 된다. 문턱값보다 큰 값의 근전도 신호가 인가되면 근육이 수축한 것으로 판단을 하며, 문턱값보다 작은 값의 근전도 신호가 인가되면 근육이 이완한 것으로 판단을 한다. 이때 사용하는 문턱값도 지도 학습 과정을 통해 설정이 되며, 잡음과 오류에 강인한 분류가 가능하도록 2.3절의 시정수를 충분히 크게 설정하였다. 또한, 사용자가 전동 휠체어를 조작하는 동안에 일어날 수 있는 비상상태를 대비하기 위하여 인터럽트(interrupt) 기능을 사용해서 휠체어를 정지시킬 수 있도록 하였다.

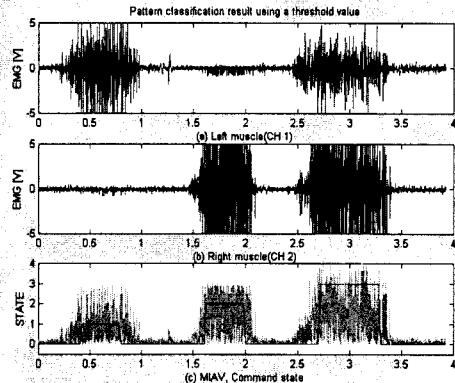


그림 3. 문턱값을 이용한 근전도 신호의 패턴 분류

3. 실험결과

3.1 실험환경

근전도 신호를 이용한 전동 휠체어 제어기 개발을 위하여 그림 4에서 보는 바와 같이 하드웨어 인터페이스를 개발하였다. 먼저, 측정된 근전도 신호가 디지털 신호처리(DSP)에 적합하도록 전처리 과정을 거치게 한다. 근전도 신호는 0부터 10-kHz 주파수 대역에 분포하고, 에너지는 30-Hz부터 500-Hz 사이에 분포한다[2]. 진폭은 대략 0~10-mV(p-p)이므로 증폭기를 통해 적당한 크기로 만들고, 500-Hz 범위의 대역통과필터(BPF)에 통과시켰다. 그리고, 1-kHz로 샘플링하고 8-bit로 이산화(discretization)하여 근전도 신호가 0부터 255 사이의 값을 갖도록 하였다. 인터페이스 내에 소프트웨어적으로 구현되어 있는 제어기에 제안하는 알고리즘을 적용하였다. 연구에 사용한 데이터는 3명의 비장애인이 직진/좌회전/우회전/정지 등에 해당하는 동작을 취할 때 획득한 근전도 신호이다. 패턴 분류 결과를 시각적으로 확인하기 위하여 인터페이스에 부착이 가능한 별도의 LED 보드를 제작하였다. 본 연구에서는 전 세계 전동 휠체어 제어기 시장의 70% 이상을 점유하고 있는 Dynamics 사의 제어기를 사용하는 전동 휠체어 기종을 목표 대상으로 하고 있다.

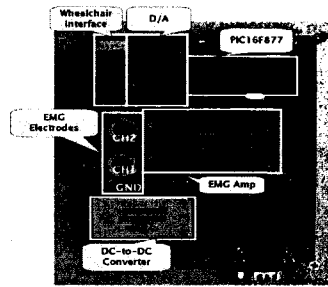


그림 4. 자체 개발한 휠체어 제어 인터페이스

3.2 실험결과

3명의 사용자에 대한 패턴 분류 결과는 표 2와 같다.

표 2. 3명의 비장애인에 대한 방향 지시 패턴 분류 결과

	사용자1	사용자2	사용자3	평균분류성공률
좌회전	27/30	23/30	26/30	76/90
우회전	25/30	27/30	28/30	80/90
직진 또는 정지	26/30	27/30	27/30	80/90
합계	78/90	77/90	81/90	236/270
분류 성공률	86.7%	85.6%	90.0%	87.4%

3.3 성능 평가

자체적으로 개발한 인터페이스를 전동 휠체어에 장착하고 미리 설정된 길을 주행하는 실험을 실시하였다. 전동 휠체어가 진행 가능한 방향은 직진/좌회전/우회전/정지 등이고, 속도 제어가 가능하기 때문에 3명의 비장애인 사용자가 미리 정해진 길을 통과하는데 소요되는 시간과 경로를 벗어난 회수 등을 측정하였다.

패턴 분류 결과에서 알 수 있듯이 85% 이상의 인식 성공률을 얻을 수 있었다. 본 연구에서 제안한 C4 등급의 중증 장애를 위한 전동 휠체어의 방향 및 속도 제어 알고리즘은 근전도를 입력으로 사용하는 시스템의 가능성을 향상시키는 의의를 가진다. 하지만 전체 분류 성공률이 아직 신뢰성 있는 휠체어 제어에 부족하므로 본 연구의 패턴 분류 방법 이외에 다른 효과적인 알고리즘을 개발해야 할 필요가 있다.

4. 결 론

본 논문에서는 신체가 자유롭지 못한 중증 장애인의 전동 휠체어 구동을 위해 비례제어 방식을 사용한 제어기를 개발하였다. 본 연구에서 제안한 인터페이스는 사용자의 의도를 파악하기 위해 필요한 센서의 수는 줄일 수 있고, 하드웨어는 전동 휠체어에 부착이 가능하다는 장점이 있다. 또한 사용자의 다양한 장애 정도에 적합한 근전도를 입력으로 사용하는 다른 시스템의 개발도 가능할 것으로 생각된다.

감사의 글

본 연구를 지원해주신 인간친화 복지로봇시스템 연구센터(HWRS-ERC)와 BK21에 감사의 말씀을 드립니다.

참고문헌

- [1] Jeong-Su Han, Dae-Jin Kim, Hyong-Euk Lee, Jong-Sung Kim, and Z. Zenn Bien, "Human-Machine Interface for wheelchair control with EMG and Its evaluation," Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS, vol. 2, pp. 1602-1605, Sept. 17-21, 2003, Cancun, Mexico.
- [2] Inhyuk Moon; Myungjoon Lee; Jeicheong Ryu; Museong Mun, "Intelligent robotic wheelchair with EMG-, gesture-, and voice-based interfaces", Intelligent Robots and Systems, 2003. (IROS 2003). Proceedings. 2003 IEEE/RSJ International Conference on , Volume: 4 , pp. 3453-3458 , 27-31 Oct. 2003.
- [3] Law, C.K.H.; Leung, M.Y.Y.; Xu, Y.; Tso, S.K., "A cap as interface for wheelchair control", Intelligent Robots and System, 2002. IEEE/RSJ International Conference on , Volume: 2 , pp. 1439-1444 , 30 Sept. - 5 Oct. 2002.
- [4] Keith E. Gordon; Daniel P. Ferris, "Proportional myoelectric control of a virtual object to investigate human efferent control", Exp Brain Res : 1-9.
- [5] Fay, B.T.; Boninger, M.L.; Ambrosio, F.; Cooper, R.A., "Aspects of fatigue in multiple sclerosis during manual wheelchair propulsion", Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE , Volume: 2 , pp. 1606-1608 , 17-21 Sept. 2003.
- [6] Francis H.Y. Chan, Yong-Sheng Yang, F. K. Lam, Yuan-Ting Zhang, and Philip A. Parker, "Fuzzy EMG Classification for Prosthesis Control", IEEE Tr. on Rehab. Eng., vol. 8, no. 3, sep., 2000.