

지능형 대퇴 의족 사용자의 의도 검출을 통한 제어 모드 변경 기법에 관한 연구

A Study on the Mode Change Technique of Intelligent Above-Knee Prosthesis Based on User Intention Capture

신진우*, 엄수홍*, 류중현*, 이응혁*

Jin-Woo Shin*, Su-Hong Eom*, Jung-Hwun You*, Eung-Hyuk Lee*

Abstract

Currently, Intelligent femoral prostheses that support the corresponding mode in walking and specific movements are being studied. Certain controls such as upstairs, sitting, and standing require a technique to classify control commands based on the user's intention because the mode must be changed before the operation. Therefore, in this paper, we propose a technique that can classify various control commands based on the user's intention in the intelligent thigh prosthesis system. If it is determined that the EMG signal needs to be compensated, the proposed technique compensates the EMG signal using the correlation between the strength and frequency components of the normal EMG signal and the muscle volume estimated by the pressure sensor. Through the experiment, it was confirmed that the user's intention was accurately detected even in the situation where muscle fatigue was accumulated. Improved intention detection techniques allow five control modes to be distinguished based on the number of muscle contractions within a given period of time. The results of the experiment confirmed that 97.5% accuracy was achieved through muscle tone compensation even if the strength of the muscle signal was different from normal due to muscle fatigue after exercise.

요약

최근 다양한 환경에서의 보행과 특정 동작에서 해당 모드를 지원하는 지능형 대퇴 의족이 개발되고 있다. 계단 상행, 하행과 같은 특정 제어는 동작 전 모드를 변경해야하기 때문에 사용자의 의도를 기반으로 제어명령을 구분하는 기법이 필요하다. 따라서 본 논문에서는 지능형 대퇴 의족 시스템에서 사용자의 의도에 기반하여 다양한 제어명령을 구분할 수 있는 기법을 제안한다. 제안하는 기법은 근전도 신호의 보상이 필요하다고 판단되는 경우, 평상시의 근전도 신호의 세기 및 주파수 성분과 압력센서로 추정된 근육의 부피 정도의 상관관계를 이용하여 근전도 신호를 보상하는 것이며 실험을 통해 근피로가 축적되어 있는 상황에도 사용자의 의도를 정확하게 검출하는 것을 확인하였다. 향상된 사용자 의도 검출 기법을 통해 정해진 시간 내 근육의 수축 횟수를 기반으로 5개의 제어모드를 구분할 수 있도록 하였으며 실험 결과 운동 후 근피로로 인해 근신호의 세기가 평시와 다를 경우에도 근신호 보상을 통해 97.5%의 정확도를 갖는 것을 확인하였다.

Key words : Above-Knee Prosthesis, User Intention, Gait Support, EMG Sensor, Multi Sensor

* Dept. of Electronics Engineering, Korea Polytechnic University

★ Corresponding author

E-mail : ehlee@kpu.ac.kr, Tel : +82-31-8041-0477

※ Acknowledgment

This research was supported by the MSIT (Ministry of Science and ICT), Korea, under the ITRC (Information Technology Research Center) support program (IITP-2020-2018-0-01426) supervised by the IITP (Institute for Information & Communications Technology Planning & Evaluation)

Manuscript received Aug. 28, 2020; revised Sep. 20, 2020; accepted Sep. 21, 2020.

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

1. 서론

대퇴 의족은 대퇴 절단 환자의 소실된 신체 기능을 복원하기 위한 대표적인 보조기기이다[1-2]. 현재 대퇴의족은 신체의 슬관절 운동을 묘사를 위하여 유압 또는 공압 실린더의 압력을 제어하거나 액추에이터 제어를 통하여 묘사한다. 과거에는 의족의 주된 목표인 걷기를 위하여 슬관절 동작을 제어하였지만 현재에는 장애인들의 삶의 질 향으로 인하여 다양한 환경에서 해당 환경에 적합한 슬관절 동작 묘사를 요구함에 따라 적응형 슬관절 제어 기술이 요구되고 그에 따라 다양한 방법으로 의족이 연구되고 있으며 이를 지능형 대퇴 의족으로 지칭한다[3-4].

지능형 대퇴 의족은 다양한 환경에서의 보행뿐만 아니라 앉기, 서기 등 다양한 행동에서 보다 편리한 움직임을 제공하기 위해 적합한 제어 모드를 지원한다[5-6].

지능형 대퇴 의족은 보행 환경에 따라 적합한 보행 모드를 지원하기 위하여 의족에 탑재된 센서를 통하여 취득한 보행 데이터를 분석하여 현재 의족 사용자의 보행 환경을 인지하고 능동적으로 보행 모드를 전환하는 형태로 연구 되고 있다[7-8]. 그러나 이러한 제어 방법은 최소 1회 이상의 누적 보행 데이터를 필요로 하기 때문에 갑작스러운 보행 환경에 대응하기 쉽지 않다. 갑작스러운 보행 환경은 계단 보행 진입 탈출이 대표적이며 보행 환경은 아니지만 보행 후 의자에 앉기, 의자에서 일어서서 걷기 등도 갑작스러운 의족의 슬관절 운동 변화에 해당된다. 따라서 이러한 상황에서는 누적된 보행 데이터에 따른 능동 제어가 어렵기 때문에 현재의 지능형 의족들은 특정 동작을 통한 모드 변경 또는 리모트 장치를 통하여 의족의 제어 모드를 변경 한다.

그러나 이러한 방법은 부자연스러운 동작과 번거로움으로 인하여 실제 사용자들은 다소 불편을 토로 하고 있다.

이러한 문제점을 해결 하고자 의족 연구의 선진 그룹들은 EMG 신호를 이용하여 의족의 제어 모드를 변경하는 방법을 시도 하였다[9-10]. 그러나 EMG는 개인별 특성이 다르고 대퇴 절단 환자들은 환부에 근육 활성화 및 환부 형태에 따라 EMG신호의 품질이 균일하지 못한 문제가 있어 근육의 품질이 좋은 곳을 침습형 EMG 전극으로 취득 하는 연구와

잔존 근육 중 품질이 좋은 근육을 선별하여 신경을 재배치(TMR : Target Muscle Reinnervation) 하는 형태의 연구가 주류를 이루고 있다[11]. 그러나 이러한 연구는 국가별 의료법에 따라 상용화가 쉽지 않기 때문에 다른 형태의 연구가 절실하다.

현재 EMG 신호를 사용자의 의도검출 파라미터로 활용되는 방법은 취득된 EMG를 분석하여 사전에 정의된 패턴에 매칭을 통하여 사용자의 의도로 인식한다. 이러한 방법은 대퇴 의족에 비해 전동 의수 제어 에서 활발하게 연구되었다.

상지 절단 환자용 전동 의수에서 사용자의 파지의도를 검출하기 위한 방법으로 L. Bueno 연구팀은 각 근육의 수축 정도를 다르게 하여 크거나 작은 근신호의 연속된 조합을 통해 제어 명령을 다양화하는 3bit language 방법을 제안하였으며 C. Carrozza 연구팀은 근신호의 크기를 2개 이상의 여러 단계로 나누어 제어명령을 다양화 하는 방법을 제안하였다[12-13]. 하지만 이러한 방법은 사용자가 실시간으로 근신호의 세기를 확인할 수 없어 정확도가 낮다는 문제점이 존재한다. 이러한 문제점을 극복하기 위해 국내 재활공학연구소 팀은 2개 이상의 근육 수축 시간을 기준으로 근신호를 구분하는 방법을 제안하였다[14].

그러나 이러한 연구 형태를 대퇴 의족 사용자의 의족 제어 변경 방법의 적용은 쉽지 않다. 그 이유는 대퇴 절단 환자의 경우 상지 절단 환자의 환부와 달리 의족 착용 환부는 체중을 지지하고 있으며 의수대비 무거운 보조기기를 착용 하고 있기 때문에 실제 뇌신경으로 활성화되는 근육 외에도 주변 근육들이 항상 긴장 하고 있기 때문이다. 또한 상지 절단 환자에 비해 대퇴 절단 환자는 근피로가 쉽게 축적되어 근신호의 세기가 초기 신호와 다르게 취득되는 문제점도 사용자 의도 검출 시 정확성을 낮추는 주원인이다.

이러한 문제점을 해결하기 위해 본 연구에서는 대퇴 절단 환자의 신체적 특징과 의족 착용 시 상황을 고려하여 기존의 사용자 의도 검출 기법을 적용하기 위한 근전도 센서와 압력센서 융합기반의 요구사항을 정립한다. 이후 정립한 요구사항을 기반으로 사용자의 의도 검출 기법과 제어 모드 변경 기법을 제안한다.

압력센서는 소켓 내 근신호 취득 부위에 부착되며 근 수축에 따른 근육의 부피 변화를 추정하는데

사용된다. 근육의 부피 변화는 근피로에 의해 근신호가 변화하는 시점에도 일정하게 유지된다. 따라서 평상 시 근육의 부피변화에 따른 근전신호 세기와 주파수 성분의 상관관계를 이용하면 근피로에 의해 근신호의 세기가 변화되는 시점에도 보상을 통해 사용자의 의도를 정확하게 검출할 수 있다.

향상된 사용자 의도 검출 기법을 통해 지능형 대퇴 의족의 다양한 제어모드를 변경할 수 있는 기법을 제안한다. 제안하는 기법은 일정 시간 내 하나의 근육의 수축 횟수를 통해 'Stand' 자세에서 3개, 'Sit' 자세에서 2개의 총 5개의 제어모드를 변경할 수 있다.

제안하는 기법의 검증에 위해 근피로 축적에 따른 근신호의 세기와 주파수 성분, 압력센서 데이터의 상관관계를 분석하였다. 이를 통해 평시와 근피로가 축적된 상황에서 사용자의 의도와 이에 해당하는 제어모드 변경이 정확하게 판단 및 실행되는지 확인하였다.

II. 본론

2.1 대퇴 의족 사용자의 의도 검출을 위한 요구사항

전동의수에서 사용되는 사용자 의도 기반의 제어 모드 변경 기법은 의지 착용자의 신체 및 의지 착용 시 특징이 다르기 때문에 대퇴 의족 시스템에 직접적인 적용이 불가능하다. 따라서 본 장의 2.1에서는 지능형 대퇴 의족 시스템에 사용자 의도 기반의 제어 모드 변경 기법을 적용하기 위한 3개의 요구사항을 정립한다. 정립한 요구사항은 다음과 같다.

① 근신호 취득 근육은 대퇴 절단 환자의 주 근육 하나만을 사용함.

일반적으로 전동의수에서 상지 절단 환자는 다양한 동작을 통해 2개 이상의 근육에서 각 근신호의 세기를 조절한다[12-14]. 하지만 대퇴 절단 환자의 경우 절단 부위가 신체를 지탱하고 있으며 전동의수에 비해 보다 무거운 대퇴 의족을 착용하고 있어 자유로운 동작에 제한이 있다. 또한 대퇴 의족 착용자의 안정성을 고려할 시 근신호 취득 자세는 정자세에서 취득되어야 한다. 따라서 대퇴 절단을 대상으로 하는 제어 모드 변경 기법에서는 사용자의 주 근육 하나만을 근신호 취득 근육으로 사용하여야 한다.

② 제어 모드 변경 기법의 다양한 제어명령은 일정 시간 내 근 수축 횟수를 기반으로 구분함.

기존의 연구 사례에서는 다양한 제어 명령을 구분하기 위해 일반적으로 2개 이상의 근육의 수축 시간을 사용하였다. 하지만 앞서 정립한 요구사항 ①을 고려할 시 하나의 근육의 수축시간만을 이용하여 다양한 제어 명령을 구분할 경우 제어 명령을 구분하기 위해 많은 시간이 소요되며 의족 착용자는 신체적인 부담을 갖는다. 이러한 이유로 기존 연구의 제어명령 구분방법은 적절하지 않다. 따라서 본 연구에서는 일정 시간 내 근육의 수축 횟수에 따라 이에 해당하는 제어 모드로 변경하는 방법을 사용한다.

③ 근피로의 영향을 최소화하며 장시간 높은 신뢰성을 유지하기 위해 근전도 센서와 압력센서를 융합함.

근피로는 보행과 운동을 포함한 장시간 및 고강도의 활동 시 축적되며 근신호의 특징을 변화시킨다[15-16]. 이는 취득한 근신호를 특정 역치 기준으로 사용자의 의도를 판별 기법에서 정확도를 낮추게 하는 주원인이 될 수 있다. 따라서 본 연구에서는 의족 착용자의 근피로를 정량화하고 필요에 따라 근신호를 보상하기 위해 근전도 센서와 압력센서의 데이터를 융합한다.

근피로가 축적되면 근신호의 주파수 특성은 고역대에서 저역대로 이동한다[15-16]. 이를 이용하면 취득한 근신호를 주파수 영역대로 변환하여 산출한 중앙주파수(MDF)를 이용하여 근피로를 정량화할 수 있다. 중앙주파수의 변화에 따라 근신호의 세기가 변화하였다고 판단될 경우 압력센서로 추정된 근육의 부피변화에 해당하는 평시 근신호의 RMS를 현재 근신호 RMS에 보상한다. 이를 통해 기존 연구된 기법에서 근피로에 의해 근신호의 세기가 변화하여 정확한 사용자의 의도가 검출되지 않는 시점에도 보다 정확한 판별이 가능하다.

2.2 센서융합을 통한 사용자의 의도 검출 기법

본 연구에서 제안하는 지능형 대퇴 의족 사용자의 의도 검출 기법은 근신호의 RMS와 중앙주파수, 압력센서의 RMS를 사용한다. 이때 중앙주파수는 시간영역대의 근신호를 주파수 영역대로 변환해야 하며 이는 지능형 의족이 데이터를 취득하였을 시 자동으로 행해져야 한다. 따라서 2.2.1은 사용자의

의도 검출에 사용되는 RMS와 중앙주파수를 산출하기 위한 센서 인터페이스 전처리 과정을 서술한다. 2.2.2는 전처리 과정을 통해 산출한 각 매개변수를 기반으로 사용자의 의도를 검출하는 사용자 의도 검출 기법을 서술한다.

2.2.1 센서 인터페이스 전처리 과정

사용자 의도 검출을 위해 사용되는 매개변수는 시간영역의 진폭의 크기를 기반으로 하는 RMS, 주파수 영역의 스펙트럼을 기반으로 하는 중앙주파수(MDF)이다. 근전도 센서의 경우 RMS와 중앙주파수를 산출하며 압력센서 데이터의 경우 RMS를 산출한다.

식(1)은 본 연구에서 사용되는 RMS의 정의를 나타낸다.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_{intiat_i} - X_i)^2} \quad (1)$$

N은 데이터의 개수, X_{intiat_i} 은 근육을 수축하지 않았을 때의 기준값을 의미한다. 근신호의 RMS는 근 수축 정도를, 압력센서 데이터의 RMS는 근육 부피 변화 정도를 추정하는데 사용된다.

식(2)는 근피로 정도를 추정하기 위해 사용하는 중앙주파수의 정의를 나타낸다.

$$MDF = \frac{\sum_{i=0}^N (I_i * f_i)}{(2 * \sum_{i=0}^N I_i)} \quad (2)$$

중앙주파수는 Fourier변환을 이용하여 표현된 Power Spectrum의 면적을 의미하는 평균주파수를 2로 나눈 값이다. 중앙주파수는 근육의 근피로 특성을 정량화 및 정규화하기 위해 사용된다.

일반적으로 대퇴 근육을 최대수축 상태로 유지할 수 있는 시간은 2~3초이다. 또한 근 수축 시 초기 약 0.5초는 운동단위를 동원하는 과정으로 정확한 근신호가 취득되지 않는다. 따라서 약 2초 동안 근육을 최대 수축 하였을 때 초기 0.5초와 마지막 0.5초를 제외한 약 1초가량의 구간동안 취득한 센서 데이터를 기반으로 근신호의 RMS와 중앙주파수, 압력센서 데이터의 RMS를 산출하는 알고리즘을 제작하였다. 그림 1은 각 매개변수를 산출하기 위한 센서 인터페이스 전처리 알고리즘의 순서도이다. 사용자가 의도적으로 근육을 수축하였다고 판단되면 근신호의 안정화를 위해 0.5초 동안 시간

지연을 갖는다. 이후 FFT를 위한 입력 데이터를 구축하기 위해 약 1초 동안 1ms의 샘플링 간격으로 각 센서 데이터를 취득하여 1024개의 데이터를 저장한다. 취득한 근신호와 압력센서 데이터를 이용하여 각각 RMS를 산출한다. 이후 FFT를 실행하여 주파수 영역의 성분 분석을 통해 중앙주파수를 산출한다.

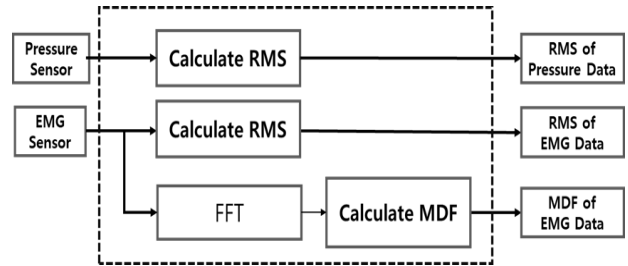


Fig. 1. pretreatment process for calculating parameters.

그림 1. 매개변수 산출을 위한 전처리 과정

2.2.2 대퇴 의족 사용자의 의도 검출 기법

본 연구에서는 근피로에 따라 근신호의 RMS가 역치를 넘기지 못하는 문제점을 해결하기 위해 근전도 센서와 압력센서를 융합하여 사용자의 의도를 검출한다.

압력센서는 근전도 센서가 부착된 근육에 부착되며 근육의 부피 변화를 추정하는데 사용된다. 사용자가 근육을 수축하면 근육은 팽창되어 압력센서가 소켓에 압력을 가하게 되고 이때 압력센서에 발생하는 압력을 취득할 수 있다. 따라서 수축에 의한 부피변화에 따라 압력센서의 데이터가 변화하기 때문에 이를 기반으로 사용자의 근육의 부피 상태 및 근 수축 여부를 추정할 수 있다.

근신호의 RMS가 역치 이상의 값을 가질 때 압력센서 데이터의 RMS 역시 역치 이상의 값을 갖고 일정 시간 이후에도 이 값이 유지된다면 사용자가 의도적으로 근육을 수축했다고 판단할 수 있다. 이러한 방법은 노이즈를 포함하여 일시적으로 근신호가 역치 이상으로 급증하는 현상에도 사용자의 의도를 정확하게 검출할 수 있다.

또한 근피로에 의해 근신호의 RMS가 평시 RMS보다 낮게 측정될 시에도 압력센서 데이터를 이용하여 보상이 가능하다. 이 방법은 근피로에 의해 근신호의 RMS가 떨어지는 시점을 정확하게 판단하는 것이 중요하다. 식(3)은 RMS 보상이 필요한 시점을 판단하는 중앙주파수 기반의 조건식이다.

$$MDF_{now} < \alpha \cdot MDF_{intiat} \quad (3)$$

* MDF_{now} = 현재 취득한 근신호의 MDF

* MDF_{intiat} = 평시 근신호의 MDF

RMS 보상 시점은 MDF_{now} 값이 $\alpha \cdot MDF_{intiat}$ 보다 작을 때이다. α 는 현재 취득한 중앙주파수가 평시 중앙주파수에 비해 어느 정도 감소되었는지 구분할 수 있는 가중치이며 평시 근신호의 최대 RMS의 80%의 해당하는 값을 갖는다. 개인마다 근피로에 따른 중앙주파수 및 RMS의 변화량이 상이하기 때문에 실험을 통해 취득한 데이터를 분석하여 가중치를 설정한다.

식(3)을 통해 보상 시점이라고 판단되면 식(4)를 통해 RMS를 보상한다.

$$ERMS_{com} = \beta(ERMS_{now}) + (1 - \beta) \left(\frac{ERMS_{max} * FRMS_{now}}{FRMS_{max}} \right) \quad (4)$$

* $ERMS_{com}$ = 보상된 근신호의 RMS 값

* $ERMS_{now}$ = 현재 취득한 근신호의 RMS값

* $ERMS_{max}$ = 평시 근신호의 RMS의 최대값

* $FRMS_{max}$ = 평시 압력센서의 RMS의 최대값

근육의 부피변화는 근피로에 영향을 크게 받지 않으며 거의 일정하게 유지된다. 따라서 압력센서의 RMS를 기준으로 평시 근신호의 RMS를 정규화하면 근피로에 상관없이 현재 압력센서의 RMS로 추정할 수 있는 근수축 정도에 따라 평시 근신호의 RMS값을 보상받을 수 있다. 이때 β 는 근신호의 RMS가 최대 진폭의 80% 수준으로 감소하였다고 가정했을 시 보상을 통해 90%의 진폭의 크기를 갖는 0.5로 설정하였다. β 는 추후 실험 과정과 사용자의 선호에 따라 조정이 가능하다. $ERMS_{max}$ 와 $FRMS_{max}$ 역시 개인의 근육 특성에 따라 값이 다르게 측정되므로 실험을 통해 값을 설정해야 한다.

일반적으로 사용되는 근신호 기반의 사용자 의도 검출은 근신호의 세기(RMS)가 최대 근신호의 세기(RMS)의 80% 이상의 값을 갖을 때 사용자가 의도적으로 근육을 수축하였다고 판단한다. 따라서 본 연구에서도 최종적으로 산출한 근신호의 RMS가 $ERMS_{max}$ 의 %80를 넘는 값일 때 사용자의 의도적으로 근육을 수축하였다고 판단한다.

그림 2는 앞서 기술한 사용자 의도 검출 기법의 내용을 표현한 순서도이다. 데이터 취득 후 산출한

중앙주파수가 식(3)의 조건을 만족하지 않는다면 근피로가 누적되어 있지 않다고 판단하여 $ERMS_{now}$ 값만을 이용하여 사용자의 의도를 검출한다. 이 경우, 근신호 보상을 위한 식(4)는 사용되지 않는다.

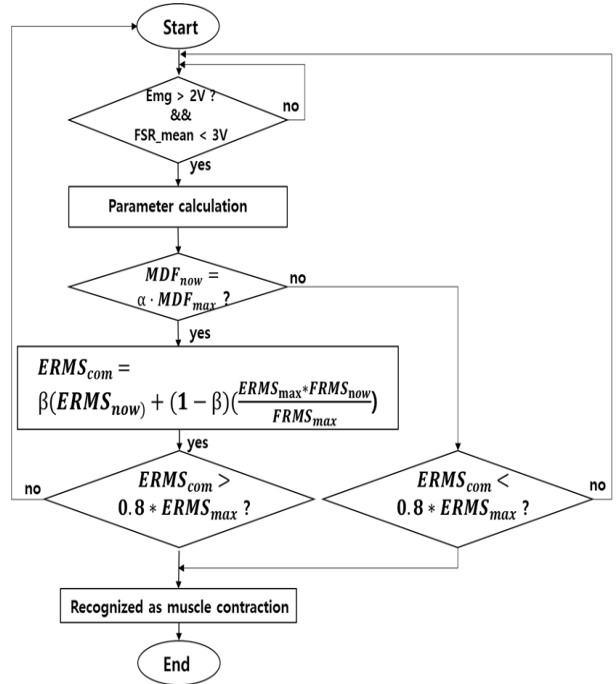


Fig. 2. Flowchart of user intent detection algorithm.

그림 2. 사용자 의도 검출 기법의 순서도

하지만 산출한 중앙주파수가 식(3)의 조건을 만족하면 사용자가 같은 세기로 근육을 수축하였어도 평시와 현재 취득되는 근신호의 세기가 다를 것으로 판단하여 식(4)를 통해 근신호의 RMS를 보상한다. 따라서 근피로의 영향에 관계없이 일정한 근신호의 RMS를 통해 장시간 사용자의 의도를 정확하게 검출할 수 있다.

2.3 사용자의 의도 검출을 통한 제어 모드 변경 기법

본 절에서는 2.2절에서 제안한 사용자 의도 검출 기법을 기반으로 지능형 대퇴 의족의 제어 모드 변경 기법을 제안한다. 제안하는 기법은 대퇴 의족 착용자가 행동과 동시 슬관절의 제어가 요구되는 계단 상행, 앉기, 서기 등을 포함한 ‘Stand’ 자세에서의 3단계와 ‘Sit’ 자세에서의 2단계를 포함하여 총 5가지의 제어 모드를 구분한다.

대퇴 의족 사용자가 모드를 변경하기 위해 제어 명령을 전달하는 자세는 ‘Stand’와 ‘Sit’의 상황이라고 가정하기 때문에 현재 자세 추정이 필요하다.

의족 착용자의 현재 자세 추정은 일반적으로 지능형 의족에 내장된 엔코더를 사용하여 판단한다고 가정하며 본 연구에서는 자세에 따라 슬관절의 각도를 직접 지정하였다.

현 자세는 그림 3과 같이 슬관절의 각도를 임의의 임계값을 기준으로 구분하며 본 연구에서 임계값은 70°로 설정하였다.

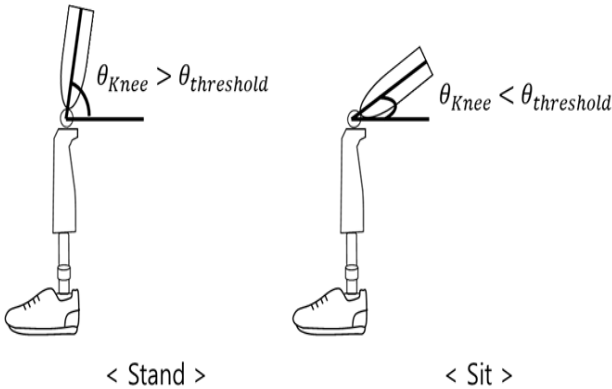


Fig. 3. Posture estimation according to knee angle.
그림 3. 슬관절 각도에 따른 자세 추정

그림 4는 지능형 의족의 제어 모드 변경 기법의 순서도로 표현하여 나타낸 것이다. 의족 착용자의 현 자세 추정 후, 제어명령 판단을 위해 2.2절에서 제안한 센서 융합 기반의 사용자 의도 검출 기법을 사용하여 사용자의 의도적인 근육 수축 횟수를 검출한다. 제어명령은 정해진 시간 내 근육의 수축 횟수로 판단된다. 근육의 최대수축의 유지시간은 2~3초라는 것과 사용자 의도 검출을 위해 약 1초 동안의 센서 데이터를 취득한다는 것, 본 연구에서

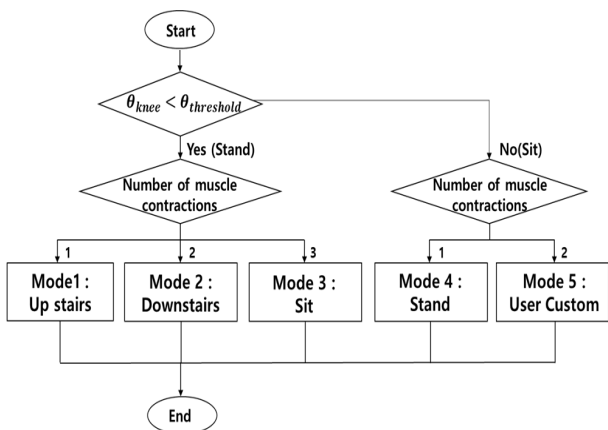


Fig. 4. Flowchart of the algorithm of changing the control mode of the Above-knee prosthesis.
그림 4. 지능형 의족의 제어 모드 변경 기법의 순서도

한 자세에서 변경하는 모드의 최대개수는 ‘Stand’ 자세에서 3개라는 것을 고려하여 9초 이내에 트리거 된 신호의 개수를 기반으로 이에 해당하는 제어 모드로 변경한다. 이때, 2초 동안 근육의 수축 및 부피 변화가 진행되지 않으면 현재까지 수축된 횟수만을 이용하여 이에 해당하는 제어명령을 판단하며 알고리즘을 종료한다. 이는 의족 착용자가 제어명령을 내려 제어 모드를 변경하는데 소요되는 시간을 최소화하며 보다 자연스러운 동작연결이 되도록 한다.

III. 실험 및 결과

본 장에서는 제안하는 사용자 의도 검출 기법과 제어 모드 변경 기법의 성능을 검증하기 위한 실험 환경을 구성하고 데이터를 수집한다. 취득한 데이터를 기반으로 기술한 기법에 사용되는 역치와 가중치를 정의하였으며 이후 실험을 통해 제안하는 각 기법의 성능을 검증한다.

3.1 실험 환경 및 방법

본 연구는 의족을 착용하는 대퇴 절단 환자를 대상으로 제안되었지만 실험에서는 부득이하게 비장애인을 대상으로 진행되었다. 피험자는 20대 남성 5명으로 구성되었으며 피험자의 신체적 특징은 표 1과 같다.

Table 1. Physical characteristics of subjects.

표 1. 피험자의 신체적 특징

	yrs	cm	kg	body fat rate
Sub1	28	175	72	20.7
Sub2	27	175	76	19.4
Sub3	27	183	86	22.3
Sub4	28	175	76	22.2
Sub5	29	177	69	18.1
AVG	27.8	177	75.4	20.5

대퇴 절단 환자의 경우 주 근육에 센서를 부착하여 데이터를 취득한다. 본 실험에서는 대퇴사두근의 근육 중 생리학적으로 가장 약하고 근피로가 먼저 일어나는 내측광근을 센서 부착위치로 선정하였다[17].

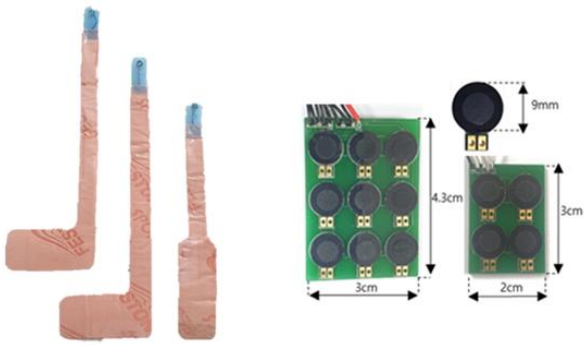


Fig. 5. EMG sensor and Pressure sensor.
그림 5. 실험에 사용한 근전도 센서와 압력센서

내측광근에 센서를 부착 후 대퇴 절단 환자가 의족을 착용한 상태와 유사한 환경을 구성하기 위해 소켓 라이너와 같은 재질로 구성된 니 슬리브를 착용하였으며 피험자의 개개인의 대퇴 둘레와 모양에 맞게 제작된 간이용 소켓을 착용하였다. 그림 5는 실험에 사용된 센서이며 그림 6은 센서 부착 모습이다. 그림 6의 왼쪽 그림의 ①은 직물섬유 근전도 센서의 (+)극, ②는 (-)극, ③은 GND이며 ④는 압력센서이다.

실험은 근피로를 정량화하며 식(3)의 α , 식(4)의 $ERMS_{max}$, $FRMS_{max}$ 의 값을 정의하기 위한 실험과 사용자 의도 검출 기법의 검증 실험, 사용자 의도 검출 기반의 제어 모드 변경 기법의 성능 검증 실험으로 구분된다. 이때, 모든 실험에서 근피로를 측정하기 위한 운동은 Leg Extension을 사용하였다.



Fig. 6. Appearance of Sensor attachment.
그림 6. 센서 부착 모습

역치 및 가중치 정의를 위한 실험의 단계는 다음과 같다. 피험자는 실험 전 측정된 최대 수의적 등장성(MVIC)의 80%MVIC에 해당하는 힘으로 Leg Extension을 이용하여 1Set당 10회씩 3Set 진행하

였으며 1Set가 끝날 때마다 Sit자세와 Stand자세에서 센서 데이터를 취득하였다. 센서 데이터 취득은 근피로가 선형성을 가지는 운동 후 30초 이내에 진행되었다. 이후 피험자는 근피로가 극에 달할 때까지 운동을 계속하였으며 더 이상 운동이 힘들다고 판단될 때 마지막으로 센서 데이터를 취득하였다. 이때 데이터 취득 자세는 부하가 없는 상태에서 최대 수의적 등척성 운동을 하여 취득하였다.

제안한 각 기법의 성능 검증 실험은 첫 번째 실험으로 인한 근피로가 영향을 끼치지 않은 상태에서 진행하기 위해 최소 3일간의 기간을 두고 진행하였으며 근피로를 축적을 위한 운동 방법은 역치 정의를 위한 실험과 동일하게 진행되었다. 운동 시작 전과 운동 후의 근신호 보상이 필요하다고 판단되는 시점에 제안하는 성능 검증 실험을 진행하여 각 기법의 성능을 검증하였다

3.2 실험 결과

3.2.1 역치 및 가중치 정의를 위한 실험

실험을 통해 근피로에 따른 근신호와 압력센서 데이터의 변화를 분석하였다. 그림 7과 표 2는 Stand 자세에서 피험자의 운동 횟수에 따른 근신호의 RMS, 중앙주파수(MDF)를 보여주며 그림 7의 그래프는 운동전 데이터를 기반으로 정규화하여 표시하였다.

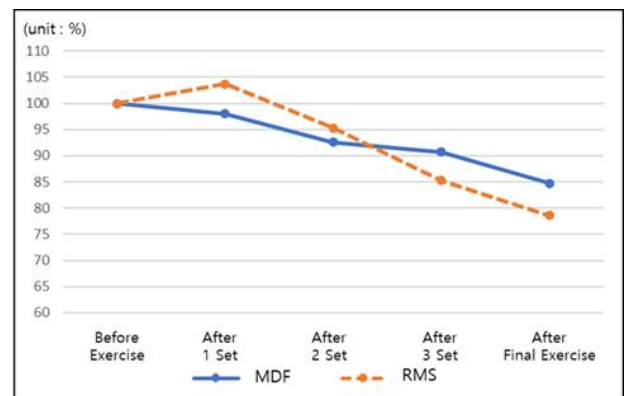


Fig. 7. EMG signal change in Stand position.
그림 7. Stand 자세의 근신호 변화

피험자에 따라 첫 번째 운동 후 Stand 자세에서의 근신호의 중앙주파수의 값은 상이하게 나타났다. 하지만 두 번째 운동 후부터 취득한 중앙주파수는 평시 중앙주파수에 비해 지속적으로 감소하는 양상을 보였으며 근피로가 극에 달했을 때 중앙주파수가 가장 낮은 값을 기록하였다.

Table 2. Signal change of EMG in Stand position.

표 2. Stand 자세의 근신호의 변화

	Before Exercise		After 2 Set		Final Exercise	
	M	R	M	R	M	R
Sub1	96.2	0.49	87.9	0.48	82.6	0.39
Sub2	97.1	0.33	84.2	0.32	75.3	0.25
Sub3	99.9	0.29	92.4	0.31	83.6	0.23
Sub4	92.4	0.30	89.4	0.24	81.5	0.21
Sub5	94.3	0.39	90.5	0.37	83.7	0.33
AVG	96.0	0.36	88.9	0.34	81.3	0.28

* M=중앙주파수(MDF)
* R=RMS

근신호의 RMS 역시 피험자에 따라 상이하게 나타났다. 피험자들 마다 근육 수축 시 진폭의 변화량이 달랐다. 첫 번째 운동과 두 번째 운동 후에는 운동 전 RMS 값과 비슷한 값을 보였으며 세 번째 운동 후에는 미세하게 감소하였다. 피로도가 극에 달했을 때에는 RMS 값이 평시 근신호의 RMS에 비해 유의미하게 감소한 것을 확인할 수 있었다. 4명의 피험자가 운동 후 평시 RMS의 80%이하로 감소하였으며 나머지 1명의 피험자는 평시 RMS에 비해 감소하였지만 80% 이하로 감소되지는 않았다.

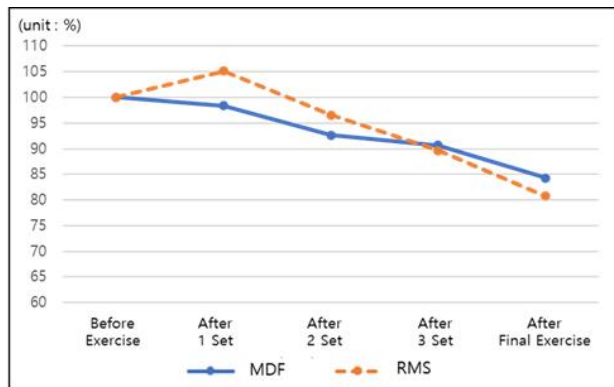


Fig. 8. EMG signal change in Sit position.

그림 8. Sit 자세의 근신호 변화

그림 8과 표 3은 Sit 자세에서 취득한 피험자의 운동 횟수에 따른 근신호의 RMS 및 중앙주파수를 나타낸다. Sit자세에서 측정된 근신호의 중앙주파수와 RMS는 Stand자세에서 취득된 근신호에 비해 다소 낮게 측정되었지만 유의미한 차이를 보이지 않았다.

Table 3. Signal change of EMG in Sit position.

표 3. Sit 자세의 근신호의 변화

	Before Exercise		After 2 Set		Final Exercise	
	M	R	M	R	M	R
Sub1	95.3	0.41	86.5	0.45	81.5	0.37
Sub2	95.1	0.32	84.2	0.31	73.4	0.24
Sub3	99.5	0.28	91.4	0.27	81.6	0.23
Sub4	92.2	0.30	88.3	0.24	81.1	0.21
Sub5	93.3	0.37	89.9	0.36	83.1	0.32
AVG	95.1	0.34	88.0	0.33	80.1	0.27

* M=중앙주파수(MDF)
* R=RMS

표 4는 Stand 자세와 Sit 자세에서의 압력센서 데이터의 RMS 변화를 나타내며 운동 횟수와 관계없이 거의 일정한 값을 갖는 것을 확인할 수 있었다. 위 실험의 결과를 기반으로 정의한 각 피험자들의 역치와 가중치는 표 5와 같다.

Table 4. Signal change of RMS of Pressure Sensor.

표 4. 압력센서 RMS의 변화

	Before Exercise		After 2 Set		Final Exercise	
	M	R	M	R	M	R
Sub1	2.15	2.13	2.16	2.13	2.17	2.13
Sub2	2.09	2.07	2.08	2.05	2.1	2.05
Sub3	2.05	2.04	2.04	2.03	2.06	2.03
Sub4	2.12	2.12	2.11	2.11	2.12	2.1
Sub5	2.16	2.14	2.17	2.15	2.17	2.14
AVG	2.11	2.1	2.11	2.09	2.12	2.09

Table 5. The value of the defined threshold.

표 5. 정의한 역치의 값

	α	$ERMS_{max}$	$FRMS_{max}$
Sub1	14.09	0.511	2.17
Sub2	22.43	0.352	2.1
Sub3	16.27	0.332	2.06
Sub4	11.83	0.303	2.12
Sub5	11.29	0.401	2.17

3.2.2 사용자 의도 검출 기법의 성능 검증 실험

사용자 의도 검출 기법의 성능 검증 실험은 근피

로가 누적되지 않은 평시와 근피로로 인해 RMS가 역치를 넘기지 못하는 시점에서 각각 Stand자세에서 5번씩 취득하였다. 이때, 피험자 5는 근피로가 누적되어도 근신호의 RMS가 역치를 넘겨 근신호 보상을 알고리즘을 적용하지 않았다.

그림 9는 피험자 1의 운동 전 근 수축 시 취득한 센서 데이터를 나타낸다. ①은 사용자가 의도적으로 근수축을 했다고 판단 후 근신호의 안정화를 위해 0.5초의 지연을 갖는 것을 나타낸다. ②는 약 1초 동안 근신호와 압력센서 데이터를 취득하는 구간을 나타낸다. ②에서 빨간색의 점선은 취득한 근신호의 RMS를 나타내며 검정색의 점선은 사용자의 의도를 검출하기 위한 역치를 나타낸다. 근신호의 RMS는 약 0.49V로 0.408V값을 갖는 역치보다 높은 값을 가지므로 사용자가 의도적으로 근육을 수축시켰다고 판단하였으며 이때의 중앙주파수는 약 94.87Hz이다.

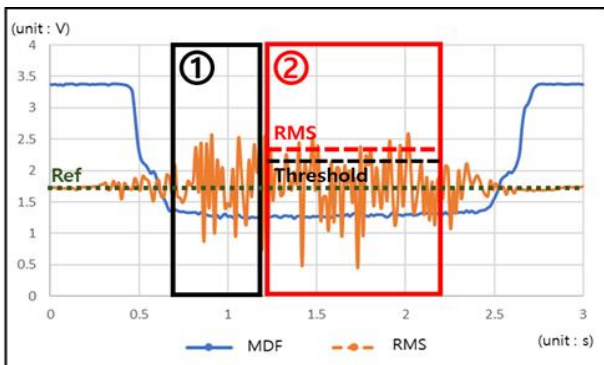


Fig. 9. Sensor data acquired before exercise.
그림 9. 운동 전 취득한 센서 데이터

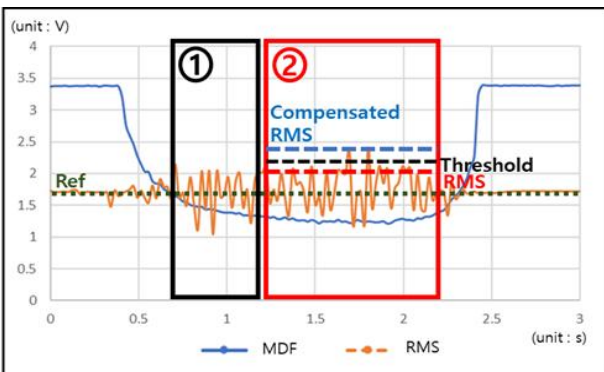


Fig. 10. Sensor data acquired after exercise.
그림 10. 운동 후 취득한 센서 데이터

그림 10은 피험자 1의 운동 후 근피로가 극에 달했을 때 취득한 센서 데이터를 나타내며 이때의 중

앙주파수는 약 84.75Hz 였다. 이때 근신호의 RMS는 0.395V의 값으로 역치를 넘기지 못하였으나 식 (4)로 보상된 RMS가 약 0.447V로 역치를 넘는 값을 가진다. 따라서 근전도 센서를 단일 센서로 사용하는 기존의 사용자 의도 검출 기법에서 신뢰성이 저하되는 시점에도 정확하게 사용자의 의도를 검출 할 수 있다.

운동 전에 취득한 센서 데이터를 기반으로 사용자의 의도를 검출 했을 때 총 25번의 실험에서 모두 정확한 사용자의 의도 검출이 가능하였다. 또한 피험자 5를 제외한 4명의 피험자가 운동 후 RMS 보상 알고리즘을 적용한 20번의 실험에서 모두 정확한 사용자의 의도를 검출하는 것을 확인할 수 있었다. 이를 통해 근피로로 인해 근신호의 RMS가 낮게 측정되는 상황에도 사용자의 의도 검출이 가능함을 확인하였다.

3.2.3 제어 모드 변경 기법의 성능 검증 실험

사용자의 의도 검출을 기반으로 이에 해당하는 제어 모드를 변경할 수 있는지 확인하기 위해 각 피험자는 운동 전 Stand자세에서 3단계, Sit자세에서 2단계 총 5번의 실험을 2번씩 총 50번의 실험을 진행하였다. 또한 피험자 5를 제외한 나머지 4명의 피험자는 운동 후 위의 과정을 반복하여 총 40번의 실험을 통해 결과를 확인하였다.

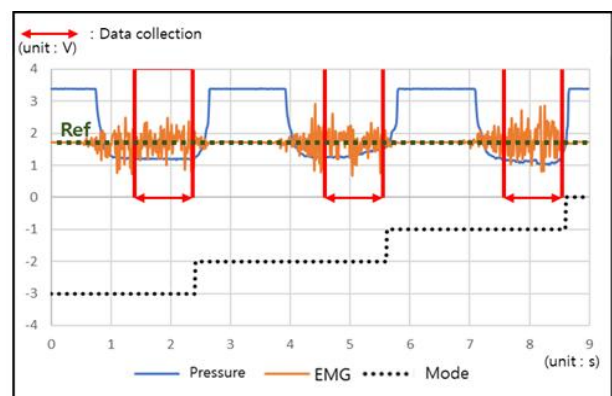


Fig. 11. Sensor data of mode change experiment before exercise in Stand position.

그림 11. 운동 전 Stand자세의 제어 모드 변경 실험 데이터

그림 11은 피험자 1이 운동 전 Stand 자세에서 모드를 변경하기 위해 3번의 근 수축을 했을 때의 센서 데이터를 나타낸다. 이때, 검은색의 점선은 데이터 취득 후 사용자 의도 검출 기법의 결과에 따

라 트리거 된 신호의 개수를 의미한다. 그림 11에서는 근 수축의 횟수에 상응하는 트리거 신호가 발생되었다. 즉, 9초 이내 사용자가 의도적으로 근수축한 횟수에 따라 이에 해당하는 Mode3의 제어 모드로 변경되는 것을 확인할 수 있었다.

그림 12는 피험자 1이 근피로가 극에 달했을 때 Sit 자세에서 모드를 변경하기 위해 2번의 근 수축을 했을 때의 센서 데이터를 나타낸다.

그림 11과 달리 근신호의 RMS가 줄어든 것을 확인할 수 있다. 그림 12에서 첫 번째와 두 번째의 근 수축 시 근신호의 RMS는 각각 0.385V와 0.38V로 본래 역치인 0.408V의 값을 넘기지 못한다. 하지만, RMS 보상 알고리즘을 통해 각각 0.442V, 0.44V의 보상된 RMS값을 가지며 역치를 넘겨 의도적으로 수축하였다고 판단된다. 따라서 9초 이내 두 번의 근 수축이 발생했다고 판단되기 때문에 사용자의 의도에 따라 Mode5로 변경되는 것을 확인할 수 있었다.

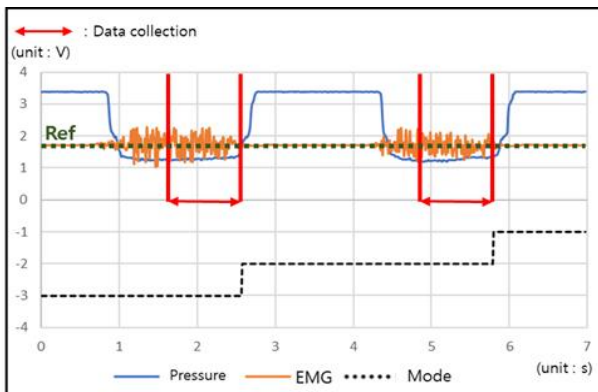


Fig. 12. Sensor data of mode change experiment after exercise in Sit position.

그림 12. 운동 후 Sit자세의 제어 모드 변경 실험 데이터

실험 결과, 운동 전 총 50번의 실험에서 모두 정확한 제어명령을 판단할 수 있었다. 피험자 5를 제외한 나머지 4명의 운동 후 실험에서는 총 40번의 실험 중 39번의 정확한 판단이 가능하여 97.5%의 정확도를 확인하였다. 실패 원인은 피험자 2가 Sit 자세에서 2단계 제어명령을 위한 근육의 수축 과정 시 데이터 취득 구간 동안 일정한 힘을 유지하지 않아 RMS 보상 알고리즘을 적용하여도 본래 근신호의 RMS가 너무 낮아 역치를 넘기지 못하였다. 이는 피험자의 훈련미숙으로 사료되며 충분한 훈련을 통해 극복 가능하리라 판단된다.

IV. 결론

본 연구에서는 지능형 대퇴 의족의 다양한 제어 모드 변경을 위해 센서 융합을 통한 사용자 의도 검출 기반의 제어모드 변경 기법을 제안하였다.

근피로에 의해 근신호의 세기가 변화할 때에도 정확한 사용자의 의도를 검출하기 위해 근신호의 세기 및 주파수 성분을 이용하여 근피로를 정량화 하였다. 신호의 보상이 필요하다고 판단되는 경우, 평시 근신호의 세기와 압력센서로 추정된 근육의 부피 정도의 상관관계를 이용하여 근신호를 보상 하였다. 향상된 사용자 의도 검출 기법을 기반으로 일정 시간 내 근육의 수축 횟수를 통해 다양한 제어모드를 변경할 수 있도록 하였다.

근피로가 축적됨에 따라 피험자의 근신호의 세기는 최대 약 19.3%, 중앙주파수는 평균 최대 약 15.7%까지 감소하여 근신호 보상 시점을 정의할 수 있었으며, 근신호 보상 알고리즘을 적용한 사용자 의도 검출 기법은 근피로가 축적된 상황에서도 정확한 의도 검출이 가능함을 확인하였다. 다양한 제어모드를 변경하기 위한 실험에서는 근피로가 없는 평시, 모두 정확한 판단이 가능했으며 운동을 통해 근피로가 축적된 상황에서는 97.5%의 정확도를 보였다.

본 연구에서 제안하는 근전도 센서와 압력센서를 이용한 사용자 의도 검출 기반의 제어모드 변경 기법에 대한 연구는 실험을 통해 지능형 대퇴 의족 시스템에 적용이 가능하며, 전동의수 등과 같은 근신호를 이용한 제어 분야에서 사용이 가능할 것으로 확인되었다. 향후 실제 대퇴 절단 환자를 대상으로 최적화하는 연구가 요구되며 더욱 다양한 제어모드를 변경할 수 있는 추가적인 연구가 필요할 것으로 보인다.

References

- [1] Kelly MB, Lucy LU, Stephen SK, "Lower extremity characterization of walker-assisted gait in children with spastic diplegic cerebral palsy," *Taylor & Francis Group LLC*, 2008. DOI: 10.1201/9781420005745.ch10
- [2] Alexander, "Gait disorders in older adult. *Med SciSports Exerc*," pp.992-1008, 1996.

- [3] Su, B. Y., Wang, J., Liu, S. Q., Sheng, M., Jiang, J., Xiang, K. "A CNN-Based Method for Intent Recognition Using Inertial Measurement Units and Intelligent Lower Limb Prosthesis," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol.27, no.5, pp.1032-1042, 2019. DOI: 10.1109/TNSRE.2019.2909585
- [4] Spanias, J. A., Simon, A. M., Finucane, S. B., Perreault, E. J., Hargrove, L. J. "Online adaptive neural control of a robotic lower limb prosthesis," *Journal of neural engineering*, vol.15, no.1, 2016. DOI: 10.1088/1741-2552/aa92a8
- [5] Ottobock, www.ottobock.com
- [6] Ossur, www.ossur.kr
- [7] Quintero, D., Villarreal, D. J., Lambert, D. J., Kapp, S., Gregg, R. D. "Continuous-phase control of a powered knee-ankle prosthesis: Amputee experiments across speeds and inclines," *IEEE Transactions on Robotics*, vol.34, no.3, pp.686-701, 2018. DOI: 10.1109/TRO.2018.2794536
- [8] Huang, H., Crouch, D. L., Liu, M., Sawicki, G. S., Wang, D. "A cyber expert system for auto-tuning powered prosthesis impedance control parameters," *Annals of biomedical engineering*, vol.44, no.5, pp.1613-1624, 2016. DOI: 10.1007/s10439-015-1464-7
- [9] Spanias, J. A., Simon, A. M., Ingraham, K. A., Hargrove, L. J., "Effect of additional mechanical sensor data on an EMG-based pattern recognition system for a powered leg prosthesis," *7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, pp.639-642, 2015. DOI: 10.1109/NER.2015.7146704
- [10] L. J. Hargrove, A. M. Simon, A. J. Young, R. D. Lipschutz, S. B. Finucane, D. G. Smith, T. A. Kuiken, "Robotic leg control with EMG decoding in an amputee with nerve transfers," *New England Journal of Medicine*, Vol.369, No.13, pp.1237-1242, 2013. DOI: 10.1056/NEJMoa1300126
- [11] Dennis C. Tkach, Aaron J. Young, Lauren H. Smith, Elliott J. Rouse, Levi J. Hargrove, "Real-Time and Offline Performance of Pattern Recognition Myoelectric Control Using a Generic Electrode Grid With Targeted Muscle Reinnervation Patients," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol.22, pp.727-734, 2014. DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2302799
- [12] J. L. Pons, R. Ceres, E. Rocon, S. Levin, I. Markovits, B. Saro, D. Reynerts, W. Van Moorleghem, L. Bueno, "Virtual reality training and EMG control of the MANUS hand prosthesis," *Robotica*, Vol.23, pp.311-317, 2005. DOI: https://doi.org/10.1017/S026357470400133X
- [13] C. Cipriani, F. Zaccone, S. Micera, M. C. Carrozza, "On the Shared Control of an EMG-Controlled Prosthetic Hand: Analysis of User-Prosthesis Interaction," *IEEE Transactions on Robotics*, vol.24, no.1, pp.170-184, 2008. DOI: 10.1109/TRO.2007.910708
- [14] Y. Heo, B. K. Hong, E. P. Hong, S. H. Park, M. S. Moon, "Development of a Multi-Function Myoelectric Prosthetic Hand with Communicative Hand Gesture," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems*, Vol.17, No.12, pp.1248-1255, 2011. DOI: 10.5302/J.ICROS.2011.17.12.1248
- [15] Y. H. Kim, S. J. Kim, H. M. Shim, S. M. Lee, "A Method of Muscle Fatigue Analysis for Effective Gait Rehabilitation," *Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technology*, Vol.7, No.1, pp.39-43, 2013.
- [16] S. G. Park, M. G. Lee, H. J. Kim, "Comparative Analysis between Soccer Player and Healthy adult man on the Change of the Muscle Fatigue," *Journal of Sport and Leisure Studies*, Vol.41, No.2, pp.719-727, 2010.
- [17] K. H. Chon, D. I. Yang, G. Y. Lee, "A study on the Muscle Activity and Fatigue between Quadriceps Femoris Muscle during the Mode Shift of Contraction," *Journal of advanced navigation technology*, Vol.15, No.6, pp.1152-1162, 2011. DOI: 10.12673/jant.2011.15.6.1152

BIOGRAPHY

Jin-WooShin (Member)



2018 : BS degree in Electrical
Engineering, Korea Polytechnic
University
2020 : MS degree in Advanced
Technology Fusion, Korea
Polytechnic University

Su-Hong Eom (Member)



2011 : MS degree in Information and
Communications Engineering, Korea
Polytechnic University
2017 : Ph.D degree in Information and
Communications Engineering, Korea
Polytechnic University

2017~current : Research Professor, Dept. of Electronics
Engineering, Korea Polytechnic University

Jung-Hwun You (Member)



2019 : BS degree in Energy and
Electrical Engineering, Korea
Polytechnic University
2019~current : MS degree in
Advanced Technology Fusion, Korea
Polytechnic University

Eung-Hyuck Lee (Member)



1997 : Ph.D degree in Information
and Communications Engineering,
Inha University
2000~current : Professor, Dept. of
Electronics Engineering, Korea
Polytechnic University