



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0096285
(43) 공개일자 2016년08월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/11 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/04 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/112 (2013.01)
A61B 5/04012 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0017560
(22) 출원일자 2015년02월04일
심사청구일자 2015년02월04일

(71) 출원인
인하대학교 산학협력단
인천광역시 남구 인하로 100, 인하대학교 (용현동)
(72) 발명자
김덕환
서울특별시 양천구 목동로 230 103동 1004호 (목동, 현대아이파크아파트)
이미란
인천광역시 계양구 계양산로 14 다동 201호 (계산동, 신동양아파트)
(74) 대리인
특허법인 정안

전체 청구항 수 : 총 6 항

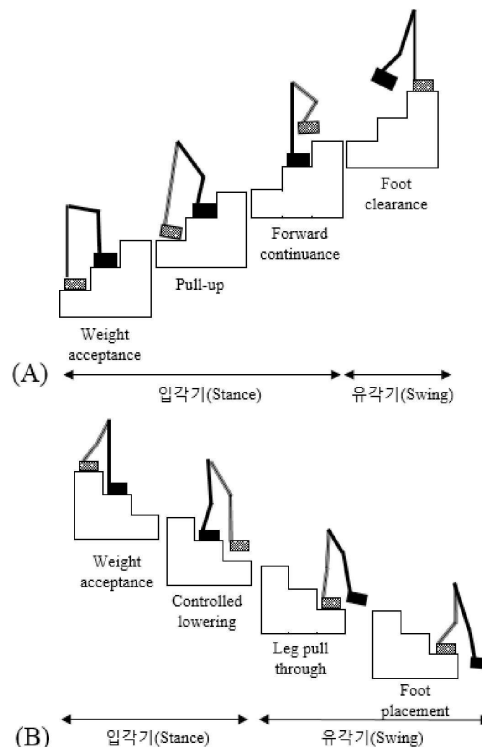
(54) 발명의 명칭 **사용되는 근육에 적합한 특징 조합을 적용한 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법**

(57) 요약

본 발명은 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법에 관한 것으로서, (a) 오르막 보행 또는 내리막 보행 시에 측정된 다수 채널의 근전도 신호의 훈련용 신호를 입력받아, 상기 근전도 신호로부터 상기 보행의 보행단계를 분류하는 분류기를 상기 채널별로 생성하는 단계; (b) 다수 채널의 근전도 신호의 테스트용 신호

(뒷면에 계속)

대표도 - 도2



호를 입력받아, 상기 분류기를 테스트하여 정확도를 구하여, 상기 정확도에 따라 분류기를 선정하는 단계; 및,
(c) 상기 선정된 분류기로 상기 보행의 보행단계를 인식하는 단계를 포함하고, 상기 분류기는 상기 근전도 신호로부터 적어도 2개의 특징값을 추출하고, 상기 추출된 적어도 2개의 특징값에 의하여 보행단계를 분류하는 구성을 마련한다.

상기와 같은 방법에 의하여, 계단보행에 사용되는 근육에 적합한 특징을 적어도 2개로 조합하여 분류기를 생성하여 보행단계를 분류하여 인식함으로써, 단일 특징에 의한 분류기만으로 사용하였을 때 비해 보행단계의 인식률을 제고할 수 있다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/7264 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 49677-1

부처명 교육부

연구관리전문기관 정보전자공동연구소

연구사업명 기초연구기반구축사업

연구과제명 그린 생체모방형 임플란티블 전자칩 및 U-생체정보처리 플랫폼 융합기술개발

기 여 율 1/2

주관기관 인하대학교

연구기간 2014.05.01 ~ 2015.04.30이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2013R1A1A2006912

부처명 교육부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 일반연구자지원사업

연구과제명 클라우드 컴퓨팅 환경에서 차세대 저장장치의 고성능, 고신뢰성, 저전력을 위한 임베디드

소프트웨어 기술 개발

기 여 율 1/2

주관기관 인하대학교

연구기간 2014.06.01 ~ 2015.05.31

명세서

청구범위

청구항 1

상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법에 있어서,

(a) 오르막 보행 또는 내리막 보행 시에 측정된 다수 채널의 근전도 신호의 훈련용 신호를 입력받아, 상기 근전도 신호로부터 상기 보행의 보행단계를 분류하는 분류기를 상기 채널별로 생성하는 단계;

(b) 다수 채널의 근전도 신호의 테스트용 신호를 입력받아, 상기 분류기를 테스트하여 정확도를 구하여, 상기 정확도에 따라 분류기를 선정하는 단계; 및,

(c) 상기 선정된 분류기로 상기 보행의 보행단계를 인식하는 단계를 포함하고,

상기 분류기는 상기 근전도 신호로부터 적어도 2개의 특징값을 추출하고, 상기 추출된 적어도 2개의 특징값에 의하여 보행단계를 분류하는 것을 특징으로 하는 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 (a)단계는,

(a1) 다수 채널의 근전도 신호와 보행압력 신호 및 무릎각도 신호를 입력받는 단계;

(a2) 상기 보행압력 신호 및 무릎각도 신호로부터 오르막 보행 또는 내리막 보행의 보행단계를 식별하는 단계;

(a3) 각 채널의 EMG 신호에 대하여 다수의 특징 추출 알고리즘을 이용하여 각각의 특징값으로 변환하는 단계; 및,

(a4) 각 채널의 EMG 신호에 대한 적어도 2개의 특징값을 입력으로 하고 상기 오르막 보행 또는 내리막 보행의 보행단계를 분류하여 출력하는 분류기를 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 분류기는 상기 EMG 신호의 다수 채널 중 하나의 채널, 다수의 특징 추출 알고리즘 중 적어도 2개의 특징 추출 알고리즘, 및, 오르막 보행 또는 내리막 보행 별로, 각각의 분류기를 생성하는 것을 특징으로 하는 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 분류기는 상기 오르막 보행 또는 내리막 보행의 4개의 보행단계들 중 하나의 보행단계로 분류하는 것을 특징으로 하는 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법.

청구항 5

제3항에 있어서,

상기 (b)단계에서, 상기 (a)단계에서 사용된 보행주기와 동일한 주기의 EMG 신호의 테스트용 신호를 입력받아,

상기 분류기를 테스트하여 정확도를 계산하는 것을 특징으로 하는 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법.

청구항 6

제3항에 있어서,

상기 (b)단계에서, 생성된 분류기 중에서 가장 정확도가 높은 분류기를 선택하되, 각 채널별로 적어도 하나의 분류기를 선택하고,

상기 (c)단계에서, 각 채널별로 선택한 분류기에 의해 보행단계를 분류하고, 각 채널별 분류기가 서로 다른 결과가 나오는 경우, 가장 많은 경우의 결과가 나오는 보행단계를 최종 보행단계로 선택하는 것을 특징으로 하는 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 상·하향 계단보행 단계를 각각 4단계로 분류하며, 계단보행에 사용되는 근육에 적합한 특징 조합을 찾아서 LDA(Linear Discriminant Analysis)분류기를 생성하고, 생성된 분류기를 통해 상하향 계단보행 단계를 인식하는, 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 생체신호들을 이용한 연구들이 다양한 분야에 걸쳐 진행되고 있다[비특허문헌 1-2]. 특히 근전도는 IT기술과 융합되어 개발됨으로써 재활 및 근력 보조 기기로 활용되고 있다. 근전도를 이용한 동력의족은 사용자 의도에 따라 구동이 가능하며, 동작이 자연스럽게 제어된다는 장점이 있다[비특허문헌 3]. 이러한 동력의족을 위해 최근 근전도를 이용하여 보행단계를 분석하는 기법이 개발되었다[비특허문헌 4].

[0003] 한편, 동력의족은 하지절단 환자의 평지보행 뿐만 아니라, 다리 근력이 부족한 노년층이 계단을 쉽게 오르내릴 수 있는 근력 보조기기로 많이 활용되고 있다[비특허문헌 5].

[0004] 따라서 근전도 신호만으로 상·하향 계단 보행단계를 인식하는 기술이 필요하다.

선행기술문헌

비특허문헌

- [0005] (비특허문헌 0001) [비특허문헌 1] Baha Sen, Musa Peker, Abdullah Cavusoglu, Fatih V.Celebi, "A Comparative Study on Classification of Sleep Stage Based on EEG Signals Using Feature Selection and Classification Algorithms", Journal of Medical Systems, Vol.38, No.3, pp.1-21, May, 2014.
- (비특허문헌 0002) [비특허문헌 2] A.Phinyomark, C.Limsakul, Phukpattaranont, "A comparative study of wavelet denoising for multifunction myoelectric control", In Computer and Automation Engineering, 2009 International Conference on IEEE, pp.21-25, March, 2009.
- (비특허문헌 0003) [비특허문헌 3] J-H. RYU, D-H. KIM, "sEMG Signal Based Gait Phase Recognition Method for Selecting Features and Channels Adaptively", Journal of Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of Korea, Vol.7, No.2, pp.19-26, November, 2013.
- (비특허문헌 0004) [비특허문헌 4] D-H. Kim, C-Y. Cho, J-H. Yu, "Real-Time Locomotion Mode Recognition Employing Correlation Feature Analysis Using EMG Pattern", Journal of Electronics and Telecommunications Research Institute, Vol.36, No.1, pp.99-105, January, 2014.
- (비특허문헌 0005) [비특허문헌 5] J-Y. Kim, "Development of Thigh Muscular Strength Assistance Robot for Workers", Journal of The Korean Society of Manufacturing Technology Engineers, Vol.22, No.3,

pp.622-628, June, 2013.

(비특허문헌 0006) [비특허문헌 6] A.Phinyomark, S.Hirunviriya, C.Limsakul, P.Phukpattaranont, "Evaluation of EMG Feature Extraction for Hand Movement Recognition Based on Euclidean Distance and Standard Deviation", ECTI-CON International Conference, pp.856-860, May, 2010.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0006] 본 발명의 목적은 상술한 바와 같은 문제점을 해결하기 위한 것으로, 상·하향 계단보행 단계를 각각 4단계로 분류하며, 계단보행에 사용되는 근육에 적합한 특징 조합을 찾아서 LDA(Linear Discriminant Analysis)분류기를 생성하고, 생성된 분류기를 통해 상하향 계단보행 단계를 인식하는, 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법을 제공하는 것이다.
- [0007] 특히, 본 발명의 목적은 계단보행에 사용되는 근육에 적합한 특징을 적어도 2개로 조합하여 분류기를 생성하고, 각 조합 중에서 테스트를 통해서 가장 인식률이 높은 조합의 분류기를 선정하여 보행단계를 분류하여 인식하는, 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법을 제공하는 것이다.

[0008]

과제의 해결 수단

- [0009] 상기 목적을 달성하기 위해 본 발명은 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법에 관한 것으로서, (a) 오르막 보행 또는 내리막 보행 시에 측정된 다수 채널의 근전도 신호의 훈련용 신호를 입력받아, 상기 근전도 신호로부터 상기 보행의 보행단계를 분류하는 분류기를 상기 채널별로 생성하는 단계; (b) 다수 채널의 근전도 신호의 테스트용 신호를 입력받아, 상기 분류기를 테스트하여 정확도를 구하여, 상기 정확도에 따라 분류기를 선정하는 단계; 및, (c) 상기 선정된 분류기로 상기 보행의 보행단계를 인식하는 단계를 포함하고, 상기 분류기는 상기 근전도 신호로부터 적어도 2개의 특징값을 추출하고, 상기 추출된 적어도 2개의 특징값에 의하여 보행단계를 분류하는 것을 특징으로 한다.
- [0010] 또한, 본 발명은 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법에 있어서, 상기 (a)단계는, (a1) 다수 채널의 근전도 신호와 보행압력 신호 및 무릎각도 신호를 입력받는 단계; (a2) 상기 보행압력 신호 및 무릎각도 신호로부터 오르막 보행 또는 내리막 보행의 보행단계를 식별하는 단계; (a3) 각 채널의 EMG 신호에 대하여 다수의 특징 추출 알고리즘을 이용하여 각각의 특징값으로 변환하는 단계; 및, (a4) 각 채널의 EMG 신호에 대한 적어도 2개의 특징값을 입력으로 하고 상기 오르막 보행 또는 내리막 보행의 보행단계를 분류하여 출력하는 분류기를 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0011] 또한, 본 발명은 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법에 있어서, 상기 분류기는 상기 EMG 신호의 다수 채널 중 하나의 채널, 다수의 특징 추출 알고리즘 중 적어도 2개의 특징추출 알고리즘, 및, 오르막 보행 또는 내리막 보행 별로, 각각의 분류기를 생성하는 것을 특징으로 한다.
- [0012] 또한, 본 발명은 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법에 있어서, 상기 분류기는 상기 오르막 보행 또는 내리막 보행의 4개의 보행단계들 중 하나의 보행단계로 분류하는 것을 특징으로 한다.
- [0013] 또한, 본 발명은 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법에 있어서, 상기 (b)단계에서, 상기 (a)단계에서 사용된 보행주기와 동일한 주기의 EMG 신호의 테스트용 신호를 입력받아, 상기 분류기를 테스트하여 정확도를 계산하는 것을 특징으로 한다.
- [0014] 또한, 본 발명은 상기 (b)단계에서, 생성된 분류기 중에서 가장 정확도가 높은 분류기를 선택하되, 각 채널별로 적어도 하나의 분류기를 선택하고, 상기 (c)단계에서, 각 채널별로 선택한 분류기에 의해 보행단계를 분류하고, 각 채널별 분류기가 서로 다른 결과가 나오는 경우, 가장 많은 경우의 결과가 나오는 보행단계를 최종 보행단계로 선택하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

- [0015] 상술한 바와 같이, 본 발명에 따른 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법에 의하면, 계

단보행에 사용되는 근육에 적합한 특징을 적어도 2개로 조합하여 분류기를 생성하여 보행단계를 분류하여 인식함으로써, 단일 특징에 의한 분류기만으로 사용하였을 때 비해 보행단계의 인식률을 제고할 수 있는 효과가 얻어진다.

도면의 간단한 설명

- [0016] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법을 실시하기 위한 전체 시스템의 구성에 대한 블록도.
- 도 2는 본 발명에 사용되는 상하향 계단보행에서의 인간의 보행 단계를 나타낸 그림.
- 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법을 설명하는 흐름도.
- 도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 훈련과정을 설명하는 흐름도.
- 도 5는 본 발명의 일실시예에 따른 채널 및 특징 추출 알고리즘 선택 과정을 설명하는 흐름도.
- 도 6은 본 발명의 일실시예에 따른 보행 인식 과정을 설명하는 흐름도.
- 도 7은 본 발명의 실험결과에 따른 계단보행에서 근육 별 단일특징 인식률에 대한 그래프.
- 도 8은 본 발명의 실험결과에 따른 계단보행에서 근육 별 특징조합 인식률에 대한 그래프.
- 도 9는 본 발명의 실험결과에 따른 단일특징과 특징조합의 인식률의 비교 그래프.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0017] 이하, 본 발명의 실시를 위한 구체적인 내용을 도면에 따라서 설명한다.
- [0018] 또한, 본 발명을 설명하는데 있어서 동일 부분은 동일 부호를 붙이고, 그 반복 설명은 생략한다.
- [0019] 먼저, 본 발명의 일실시예에 따른 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법을 실시하기 위한 전체 시스템의 구성에 대하여 도 1을 참조하여 설명한다.
- [0020] 도 1에서 보는 바와 같이, 본 발명에 따른 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법은 훈련 데이터(11) 또는 근전도 신호(12)를 입력받아, 특징 및 채널을 선택하거나 보행단계를 인식하는 컴퓨터 단말(20) 상의 프로그램 시스템(30)으로 실시될 수 있다. 즉, 상기 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법은 프로그램으로 구성되어 컴퓨터 단말(20)에 설치되어 실행될 수 있다. 컴퓨터 단말(20)에 설치된 프로그램은 하나의 프로그램 시스템(30)과 같이 동작할 수 있다.
- [0021] 한편, 다른 실시예로서, 상기 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법은 프로그램으로 구성되어 범용 컴퓨터에서 동작하는 것 외에 ASIC(주문형 반도체) 등 하나의 전자회로로 구성되어 실시될 수 있다. 또는 상하향 계단보행에서의 보행단계 인식만을 전용으로 처리하는 전용 단말(30)로 개발될 수도 있다. 특히, 상기와 같은 전자회로는 동력의족을 제어하는 제어장치에 이용되거나, 제어장치의 일부로서 실시될 수 있다. 이를 근전도 신호기반 보행단계 인식 장치(30)라 부르기로 한다. 그 외 가능한 다른 형태도 실시될 수 있다.
- [0022] 다음으로, 본 발명에서 인식하고자 하는 상하향 계단보행 단계를 도 2를 참조하여 설명한다.
- [0023] 도 2에서 보는 바와 같이, 인간의 상하향 계단 보행은 (A)의 오르막 보행과, (B)의 내리막 보행으로 구분된다.
- [0024] 도 2의 (A)와 같이 체중수용기(Weight acceptance), 풀업기(Pull-up), 전방지속기(Forward continuance), 풋클리어런스 기(Foot clearance)로 구분할 수 있다. 전자의 3단계는 입각기(stance) 단계로서 관절각과 지면에 닿은 발바닥의 위치에 따라 구별되고, 마지막 보행단계가 유각기(swing)로서 관절각과 이 순간 속력에 따라 구별된다. 즉, 오르막 보행은 3개의 입각기 보행단계와, 1개의 유각기 보행단계로 구성된다.
- [0025] 또한, 내리막 보행은 도 2의 (B)와 같이 체중수용기(Weight acceptance), 조절내림기Controlled lowering), 레그풀스루기(Leg pull through), 풋디딤기(Foot placement)로 구분할 수 있다. 전자 2개 단계가 입각기(stance) 단계이고, 마지막 2개의 단계가 유각기(swing) 단계이다. 내리막 보행은 각각 2개의 입각기 보행단계와 유각기 보행단계로 구성된다.

- [0026] 이들 각 보행단계들은 도 2에서 볼 수 있듯이 관절각과 지면에 닿은 발바닥의 위치에 따라 구별된다.
- [0027] 다음으로, 본 발명의 실시를 위한 특징추출 알고리즘에 대하여 설명한다.
- [0028] 본 발명에서는 각 근육에서 측정하는 근전도 신호를 특징추출 알고리즘을 이용하여 특징값을 추출한다. 즉 근전도 신호는 연속된 데이터들이고, 이들을 소정의 범위 내에서 축약하여 획득하는 값이 특징값이다.
- [0029] EMG 신호를 이용한 근활동 분석 방법에는 적분 근전도(IEMG, Integrated EMG), 평균값(Average Value), 피크(Peak), 중간값(Mean Value), 문턱값(Threshold) 등이 있다. IEMG는 특정 동작이 시작되고 끝날 때까지 측정된 신호를 적분을 하여 1개의 특징 값으로 변환하는 것이다. 평균값(Average Value) 및, 피크(Peak)는 특정 동작이 시작되고 끝날 때까지 측정된 신호의 평균과 최대 값을 특징 값으로 추출한 것이다. 중간값(Mean)은 특정 동작이 시작되고 끝날 때까지 측정된 신호의 최대 값과 최소 값의 중앙에 위치한 값을 특징 값으로 추출한다. 마지막으로 문턱값(Threshold)은 근활성도에 따라 명령어를 정의해둔 뒤 기준이 넘을 때마다 명령어를 수행 또는 전송하는 방법이다.
- [0030] 즉 상방향 1.3mv, 좌 방향 2.6mv로 설정했다면 주먹을 주었을 때 그 최대 값이 1.5mv가 나왔다면 상방향 명령어를 전송하고, 2.8mv가 나왔다면 좌방향 명령어를 전송하는 방법이다. 기존의 EMG 신호 분석 방법은 근활성도 측정을 위해 개발된 방법이다. 따라서 식이 간단하고 활성도에 초점이 맞추어져 있다. 따라서 보행 분석과 같이 복잡한 조합을 통해 패턴을 인식하는 방법에는 정확도가 낮은 단점이 있다.
- [0031] 최근에는, 팔, 보행, 허리 등의 동작 인식을 위하여 신호처리 알고리즘을 이용한 EMG 신호 분석 방법들이 제안되었다. 대표적으로 VAR(variance of EMG), wAMP(Willison amplitude), RMS(root mean square), MAV(mean absolutue), ZC(zero crossing), SSC(sign slope change) 등을 이용한 특징 추출 알고리즘이 있다. 각각 분산, 진폭의 평균, 실효치, 절대값의 평균, 반복횟수, 진폭의 기울기를 이용하여 특징 값으로 변환한다.
- [0032] 본 발명에서는, 근전도 신호 데이터는 6개의 특징 추출 알고리즘으로 대표 특징 값을 추출하는데, 이때 사용된 특징추출 알고리즘은 RMS(root mean square), VAR(variance), MAV(mean absolute), SSC(Slope Sign Change), ZC(zero crossing), wAMP(Willison amplitude)이다[비특허문헌 6]. 이들은 각각 실효치, 분산, 절대값의 평균, 진폭의 기울기, 반복횟수, 진폭의 평균을 이용하여 특징 값으로 변환한다.
- [0033] 본 발명의 일실시예에 따른 상하향 계단보행에서의 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법을 도 3을 참조하여 구체적으로 설명한다.
- [0034] 도 3에서 보는 바와 같이, 근전도 신호 기반 보행단계 인식 방법은 훈련과정(S10), 특징 추출 알고리즘 선택 과정(S20), 및 보행 인식 과정(S30)으로 나뉜다.
- [0035] 훈련 과정(S10)에서는 훈련데이터를 이용하여, 피험자별로 보행단계에 따라 4채널의 근육과 6개의 특징 추출 알고리즘을 이용하여 경우의 수만큼 분류기를 생성한다. 이때, 근육은 1개 채널별로 생성하고, 각 1개의 채널에 대한 특징(또는 특징추출 알고리즘)은 적어도 2개의 조합으로 구성하여 생성한다.
- [0036] 채널 및 특징 선택 과정(S20)에서는 생성된 분류기와 그에 이용하여 각각 새로운 데이터(또는 테스트용 데이터)에 대한 인식 정확도를 계산한다. 그 후 보행단계별로 가장 높은 정확도를 보인 분류기와 그에 사용된 근육 및 특징을 선택한다.
- [0037] 보행 인식 과정(S30)에서는 선택된 근육과 특징 추출 알고리즘을 이용하여 입력된 EMG 신호를 특징 값으로 변환한다. 그 후 선택된 분류기를 이용하여 분류 결과를 얻어서, 보행 단계를 인식한다.
- [0038] 먼저, 훈련과정(S10)을 보다 구체적으로 설명한다.
- [0039] 도 4에서 보는 바와 같이, 훈련과정(S10)은 훈련 데이터 입력 단계(S11), 압력 센서 및 AHRS 센서 입력에 의한 보행단계 구분 단계(S12), EMG 신호의 특징값 변환 단계(S13), 분류기 생성 단계(S14)로 구성된다.
- [0040] 훈련과정의 첫 번째 단계(S11)에서는 분류기 생성을 위하여 4채널 EMG신호와 압력 및 무릎각도 데이터(또는 보행 물리적 신호) 등 신호를 입력받는다.
- [0041] 이때 압력 데이터는 압력센서에 의한 데이터이고, 바람직하게는, 2채널의 압력 센서로서 앞꿈치와 뒷꿈치에 각각 설치하여 눌렀을 경우와 눌리지 않았을 경우를 분류한다. 또한, AHRS 센서는 무릎각도를 측정하는 센서로서 무릎각도 변화의 데이터를 측정하여 보낸다.
- [0042] 또한, 4개 채널 근전도 신호는 각각 내측광근, 외측광근, 최직근, 비복근 등의 근육에서 측정된

생체신호들이다.

- [0043] 두 번째 단계(S12)는 압력 데이터와 무릎각도 변화의 데이터를 이용하여 보행단계를 인식한다.
- [0044] 압력센서/AHRS센서는 특징값을 추출하지 않고, 훈련단계에서 훈련데이터의 보행범위를 생성하기 위해 사용된다. AHRS(Attitude & Heading Reference System)은 3축 자자기, 자이로, 가속도계를 측정할 수 있는 항법센서이다. 본 발명에서는 훈련단계에서 무릎각도 변화를 분석하고자 사용된다.
- [0045] 압력센서로 발바닥이 눌렸을 때 1, 안 눌렸을 때 0으로 하여 입각기와 유각기를 분류한다. 또한, AHRS센서로 세 부적인 단계를 나누게 되며, 세부 단계는 기준다리의 무릎각도 변화를 AHRS센서의 전압값을 통해 분류된다. 예를 들어, AHRS센서를 슬관절 앞쪽에 부착하여 기준다리에 지면과 수직이 되었을 때를 90° (AHRS 전압값 약 2.0voltage)를 기준으로 하여, 60° ~110° (1.7~2.2 voltage)의 값을 갖게 된다.
- [0046] 세 번째 단계(S13)는 보행단계에 따라 각각 특징 추출 알고리즘을 적용하여 4채널의 EMG 신호를 특징 값으로 변환한다. 이때 사용되는 특징 추출 알고리즘으로서, RMS(root mean square), VAR(variance), MAV(mean absolute), SSC(Slope Sign Change), ZC(zero crossing), wAMP(Willison amplitude) 총 6개를 사용한다.
- [0047] 네 번째 단계(S14)는 특징 값으로 변환된 EMG신호의 적어도 2개의 조합을 입력으로, 선형 판별 분석법(LDA, linear discriminant analysis)을 이용하여 각 오르막 보행 또는 내리막 보행에 따라 분류기를 생성한다.
- [0048] 6개의 특징들을 2개의 조합으로 구성하면 모두 15개의 특징조합이 구성된다. 예를 들어, (RMS, VAR), (RMS, MAV), (RMS, SSC), (RMS, ZC), (RMS, wAMP), , , , (ZC, wAMP) 등 총 15개의 특징조합들로 구성될 수 있다. 따라서 각 보행에 대하여 이들 15개의 특징 조합에 의한 분류기, 즉, 15개의 분류기를 각각 생성한다. 따라서 전체적으로, 오르막 보행에서 15개의 분류기와 내리막 보행에서 15개의 분류기가 생성되어, 각 채널별 총 30개의 분류기가 생성된다. 따라서 채널이 4개인 경우(또는 근전도 측정 근육이 4개인 경우), $4 \times 30 = 120$ 개의 분류기가 생성될 수 있다.
- [0049] 한편, 각 분류기는 상하향의 계단보행, 오르막 보행 또는 내리막 보행에서의 각 보행단계들을 분류한다.
- [0050] 본 발명에서는 훈련단계에서 물리센서(압력/AHRS)로 오르막, 내리막 보행을 각각 보행 4단계 범위를 생성한다. 생성된 보행범위 내의 근전도 신호는 훈련데이터를 위해 특징추출알고리즘으로 대표 값을 산출하여 분류하게 된다.
- [0051] 즉, 하나의 분류기는 (1) 하나의 EMG신호를 입력받아(4가지) (2) 2개 조합의 특징 추출 알고리즘(15가지)으로 2개의 특징값을 변환하고, (3) 2개의 특징값으로 오르막 보행 또는 내리막 보행에 대한 4개의 보행단계를 분류하는 2가지의 분류기이다. 다시 말하면, (1) EMG 신호를 입력받고(4가지 근육 중 하나), (2) 각 EMG 신호는 15가지의 조합에 의한 특징 추출 알고리즘을 사용하여 벡터값이 산출되고, (3) 2가지의 보행에 대한 각 분류기를 통하여 보행단계가 4지로 나뉜다.
- [0052] 분류기는 각 근육에서 발생한 EMG 신호를 적어도 2개의 특징추출을 이용하여 산출된 값을 입력받는다. 분류기는 LDA(linear discriminant analysis)를 이용하여 분류한다. 이것은 선형 판별 분석으로 트레이닝 데이터와 입력 받은 특징 값들을 비교하여 분류한다. 즉 분류기는 입력된 EMG신호를 이용하여 보행단계를 판단한다. EMG신호 입력받고, 특징을 추출하여, 이를 분류기에 입력하면, 보행단계 결과를 획득할 수 있다.
- [0053] 다음으로, 특징 추출 알고리즘 선택 과정(S20)을 보다 구체적으로 설명한다.
- [0054] 도 5에서 보는 바와 같이, 특징 추출 알고리즘 선택 과정(S20)은 테스트용 데이터 입력 단계(S21), 입력된 EMG 신호의 특징값 변환 단계(S22), 변환된 2개의 특징값 조합으로 분류기의 결과 획득 단계(S23), 분류기의 정확도 계산 단계(S25), 및, 정확도가 높은 분류기 및 상기 분류기에 사용된 특징 추출 알고리즘 선택 단계(S26)로 구성된다.
- [0055] 특징 추출 알고리즘 선택 과정의 첫 번째 단계(S21)는 보행단계에 따라 훈련과정에서 사용된 보행주기와 동일한 주기의 EMG 신호를 입력받는다. 보행주기만 같고 훈련과정의 EMG 신호와는 다른 EMG 신호(테스트용 EMG신호)를 입력받는다. 즉, 채널 및 추출 알고리즘 선택을 위하여 훈련과정에서 사용된 보행주기와 동일한 주기를 갖는 새로운 테스트용 EMG신호를 입력받는다.
- [0056] 다음으로, 새로 입력된 EMG 신호를 훈련과정과 동일한 특징 추출 알고리즘을 사용하여 특징 값으로 변환한다(S22). 변환된 특징값들의 적어도 2개의 조합으로 분류기에 입력하여 결과를 획득하고(S23), 결과와 실제 보행 단계의 값을 비교하여 각 분류기의 정확도를 계산한다(S24). 실제 보행단계의 값은 해당 보행단계를 직접 입력

받거나, 압력/무릎각도 데이터를 입력받아 해당 보행단계를 판별한 값이다.

- [0057] 정확도는 각 분류기별로 구한다. 앞서와 같이, 분류기는 각 채널의 특징값 조합별로, 오르막 보행 또는 내리막 보행의 보행별로, 정확도를 계산한다.
- [0058] 마지막으로, 보행단계에 따라 정확도가 가장 높게 나오는 분류기를 보행인식 단계에 사용하도록 선택하고, 선택된 분류기에서 사용된 특징 추출 알고리즘을 보행단계 인식 과정에서 사용한다.
- [0059] 이때, 모든 채널에서 정확도가 가장 높은 분류기를 선택할 수도 있고, 각 채널별로 정확도가 가장 높은 분류기를 선택할 수 있다. 선택된 분류기에서 사용된 특징 추출 알고리즘을 보행단계 인식 과정에서 사용한다.
- [0060] 여기서 채널의 선택은 EMG 신호 선택 또는 EMG 신호 채널 선택을 말한다. 앞서 훈련과정의 보행압력 신호 채널은 해당되지 않는다. 즉, EMG신호만을 이용하여 보행단계를 인식하는 것이기 때문에 보행 압력/무릎각도 신호 채널은 사용되지 않는다.
- [0061] 바람직하게는, 정확도가 높은 분류기는 오르막 보행 또는 내리막 보행의 각 보행별로 각각 선택된다. 이때, 채널별로 정확도가 높은 분류기를 선택할 수 있다. 예를 들어, 외측광근의 채널에 대하여 가장 높은 정확도를 갖는 특징조합의 분류기를 선택하고, 내측광근, 대퇴직근, 비복근 각각의 채널에 대하여 특징조합의 분류기를 선택할 수 있다.
- [0062] 다음으로, 보행 인식 과정(S30)을 보다 구체적으로 설명한다.
- [0063] 도 6에서 보는 바와 같이, 보행 인식 단계(S30)는 실제 EMG 신호를 입력받아 특징값으로 변환하는 단계(S31), 선택된 분류기에 변환된 특징값의 조합을 입력하여 분류하는 단계(S32), 분류결과로부터 보행단계를 추출하는 단계(S33)로 구성된다.
- [0064] 보행 인식과정의 첫 번째 단계(S31)는 훈련과정 중 선택된 보행동작에 따라 채널과 특징추출 알고리즘을 이용하여 특징 값으로 변환한다.
- [0065] 오르막 보행 또는 내리막 보행은 각각 갑자기 변화하는 경우가 없는 것으로 가정한다. 예를 들어, 오르막 보행을 계속하다가 내리막 보행을 하거나, 평행 보행을 하다가 오르막 보행을 일정 시간 계속한다거나 하는 등, 일정한 시간 동안은 동일한 보행으로 지속한다고 가정한다.
- [0066] 테스트 과정에서 보행별로(오르막 보행 또는 내리막 보행) 정확도가 가장 높은 분류기를 알아내고 이를 사용한다. 한편, 이때 입력되는 데이터는 실제 EMG 신호이다. 그리고 가장 정확한 하나의 채널만 선택한 경우에는, EMG신호는 모든 신호를 받는 것이 아니라 선택된 채널의 EMG신호만 입력받는다.
- [0067] 또 다른 실시예로서, 각 채널별로 정확한 분류기를 선택한 경우, 모든 채널신호를 입력받고, 각 채널별로 선택된 분류기를 사용할 수 있다. 이때, 보다 정확하게 보행단계를 분류해낼 수 있다. 각 채널별로 선택된 분류기를 이용하는 경우, 각 채널별 분류기가 서로 다른 결과가 나오는 경우, 가장 많은 경우의 결과가 나오는 보행단계를 최종 보행단계로 선택하거나, 동일한 수의 경우, 보다 정확한 선택기의 결과를 우선적으로 채택할 수 있다.
- [0068] 두 번째 단계(S32)는 특징 추출 알고리즘 선택과정에서 선택된 분류기를 이용하여 분류 결과를 얻는다. 마지막 세 번째 단계(S33)는 분류기 결과에 의하여 보행단계를 식별한다..
- [0069] 다음으로, 실험을 통한 본 발명의 효과를 구체적으로 설명한다.
- [0070] 먼저, 본 발명의 효과를 위한 실험환경을 설명한다.
- [0071] BIOPAC BN-EMG(2CH)을 사용하여 근전도 신호를 취득한다. 실험에 사용된 계단의 길이는 가로 145cm, 세로 27cm, 높이 16cm이다. 4명의 피험자는 상·하향 계단을 각각 50걸음씩 걸으며, 보행은 평균 1500ms 보통걸음의 속도로 측정하였다.
- [0072] 다음으로, 앞서 설명한 실험환경에 의한 실험 결과를 구체적으로 설명한다.
- [0073] 먼저, 근육 별 특징추출 알고리즘 인식률을 설명한다.
- [0074] 도 7은 상·하향 계단보행에서 전체 피험자의 근육 별 특징추출 알고리즘의 인식률을 평균으로 나타낸 그래프이다. 먼저, 오르막 보행에서 내측광근은 WAMP(86%), 외측광근은 WAMP와 SSC(85.8%), 대퇴직근은 WAMP(85.3%), 비복근은 SSC(86%)특징이 가장 좋은 인식률을 보였다. 한편, 내리막 보행에서 내측광근은 RMS(58.8%), 외측광근은 VAR(64.8%), 반건양근은 WAMP(61.5), 비복근은 SSC(58.8%) 특징이 높은 인식률을 보였다.

[0075] 도 8은 특징추출 알고리즘의 조합을 통해 계단보행에서 사용한 근육에 적합한 특징조합의 인식률을 나타낸 그래프이다. 실험 결과를 보면, 오르막 보행에서 내측광근은 RMS+VAR(91.5%), 외측광근은 MAV+ZC(93%), 대퇴직근은 MAV+ZC(93%), 비복근은 MAV+ZC(91.5%)의 특징조합이 가장 높은 인식률을 나타냈다. 내리막 보행에서는 내측광근이 RMS+VAR(81.8%), 외측광근은 MAV+ZC(94%), 반건양근은 MAV+ZC(94%), 비복근은 MAV+ZC(92.3%)의 특징조합이 가장 높은 인식률을 보였다.

[0076] 다음으로, 단일특징과 특징조합의 인식률 비교를 설명한다.

[0077] 도 9는 단일특징과 특징조합을 이용한 피험자들의 전체 평균 인식률을 나타낸다. 오르막 보행에서 단일특징의 전체 평균 인식률은 76.1%, 특징조합의 전체 평균 인식률은 85.6%를 나타냈다. 내리막 보행에서는 단일특징은 61.8%, 특징조합은 69.2%의 전체 평균 인식률을 보였다. 실험결과, 상·하향 계단보행에서 단일특징보다 2개의 특징조합을 사용하였을 때 인식률이 향상된 것을 확인하였다.

[0078] 본 발명에서는 근전도 신호만을 이용하여 상·하향 계단보행단계를 각각 4단계로 분류하였다. 제안한 알고리즘을 바탕으로 계단보행에서 사용되는 근육에 적합한 특징추출 알고리즘의 인식률을 확인하였다. 또한, 실험을 통해, 단일특징과 특징조합을 사용하였을 때의 인식률을 비교하였고, 그 결과, 단일특징보다 특징조합을 사용하였을 때 인식률이 향상된 결과를 확인하였다.

[0079] 이상, 본 발명자에 의해서 이루어진 발명을 실시 예에 따라 구체적으로 설명하였지만, 본 발명은 실시 예에 한정되는 것은 아니고, 그 요지를 이탈하지 않는 범위에서 여러 가지로 변경 가능한 것은 물론이다.

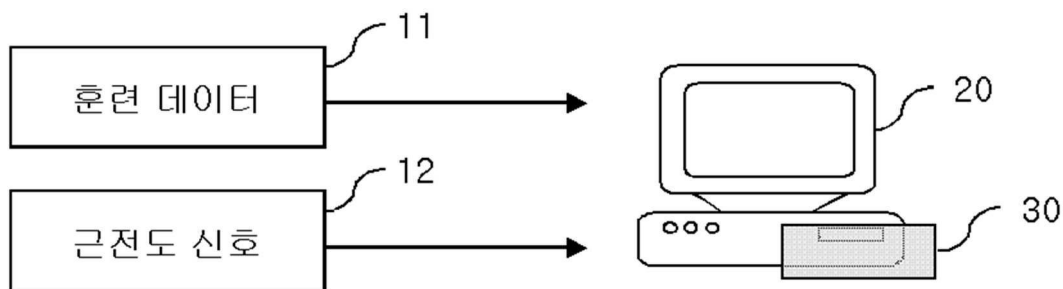
[0080]

부호의 설명

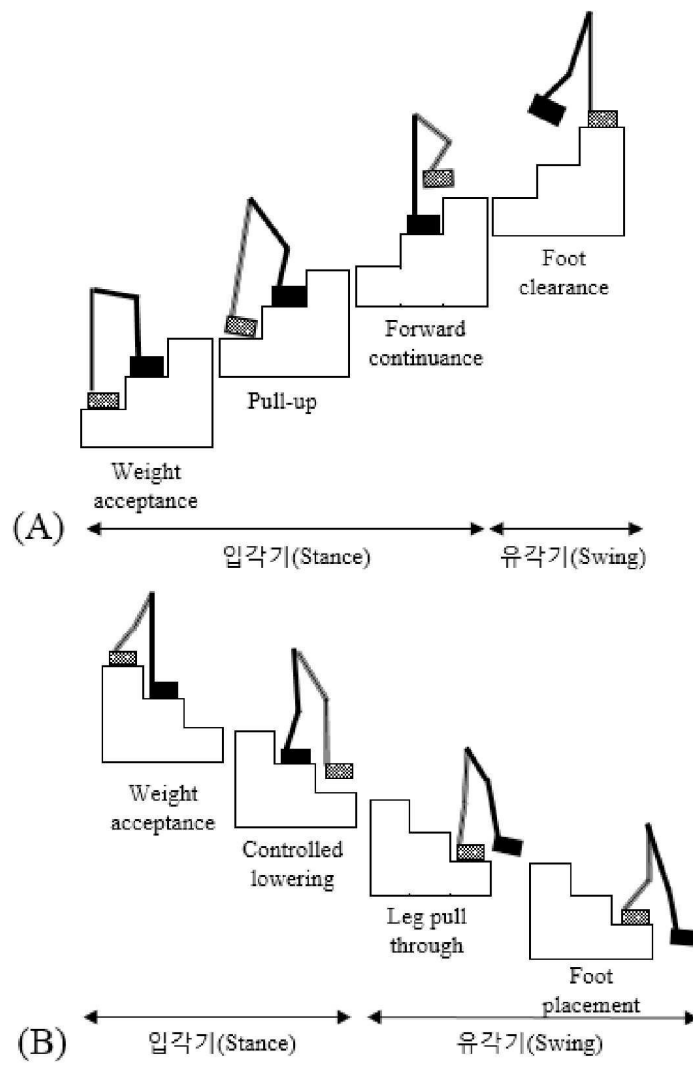
[0081] 10 : 훈련데이터 12 : EMG 신호
20 : 컴퓨터 단말 30 : 보행단계 인식 장치

도면

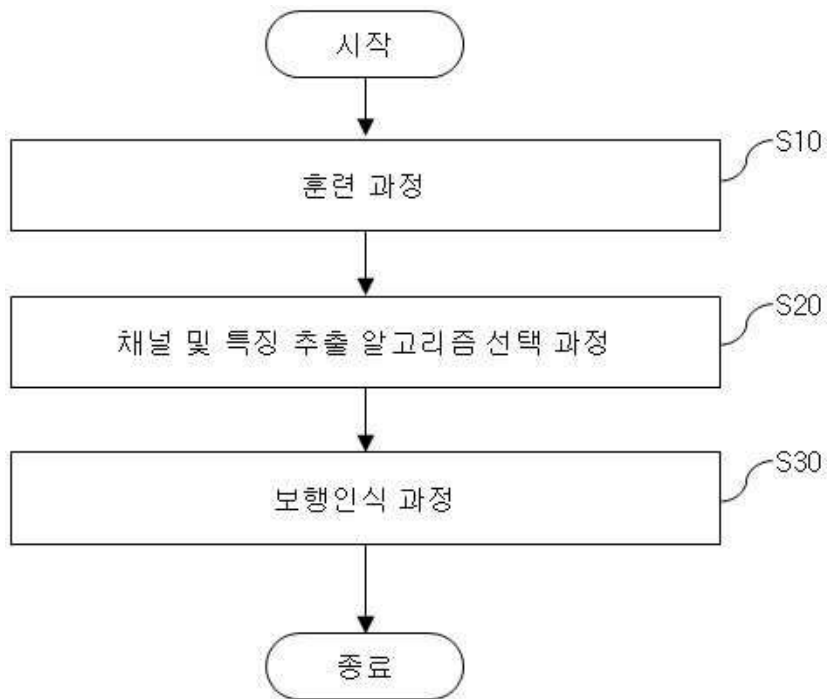
도면1



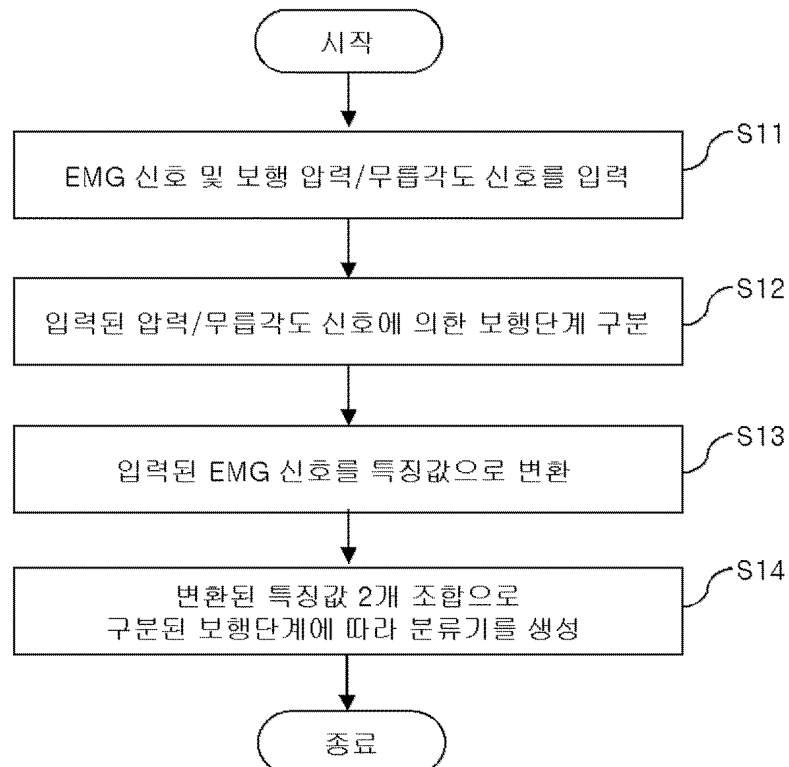
도면2



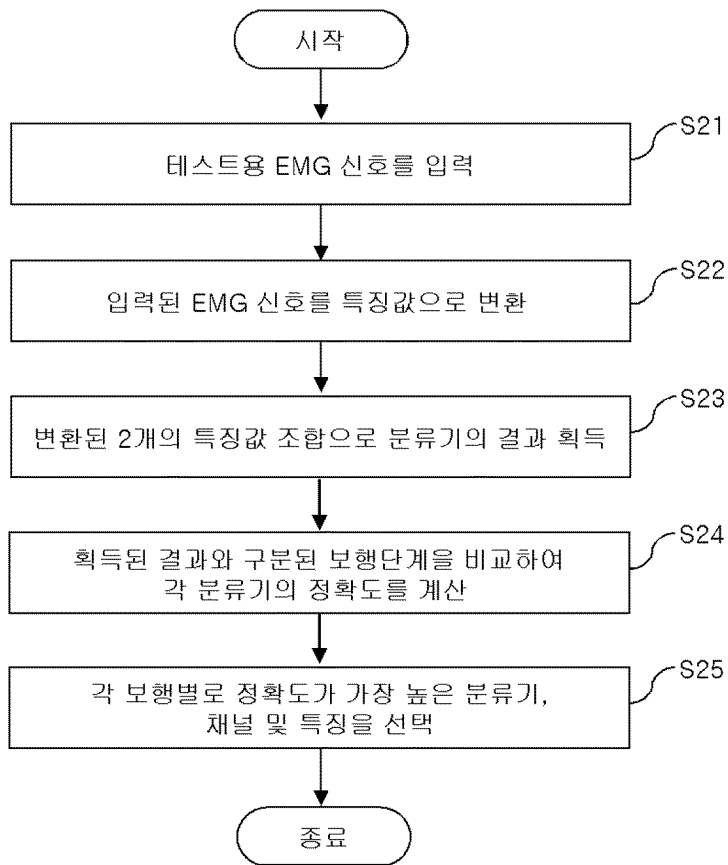
도면3



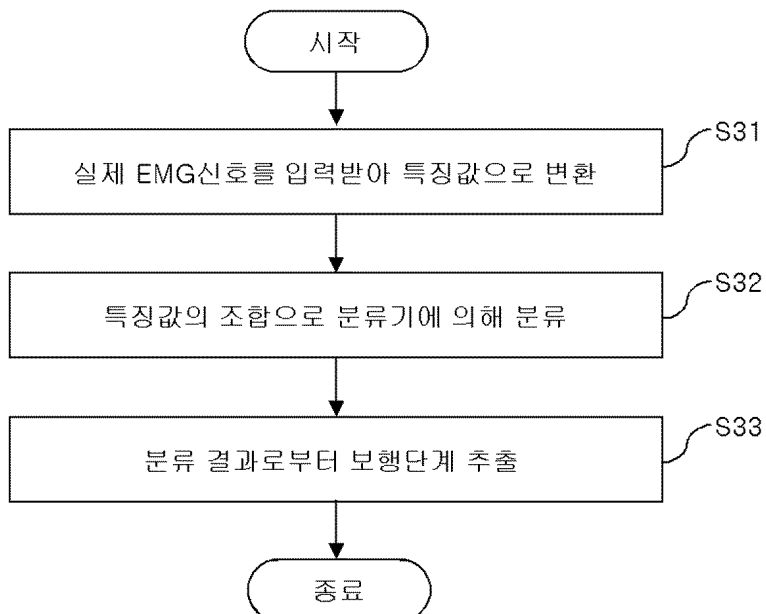
도면4



도면5

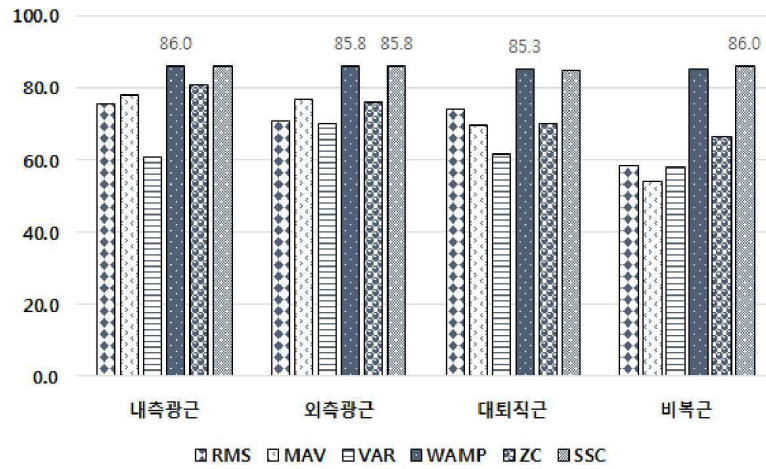


도면6

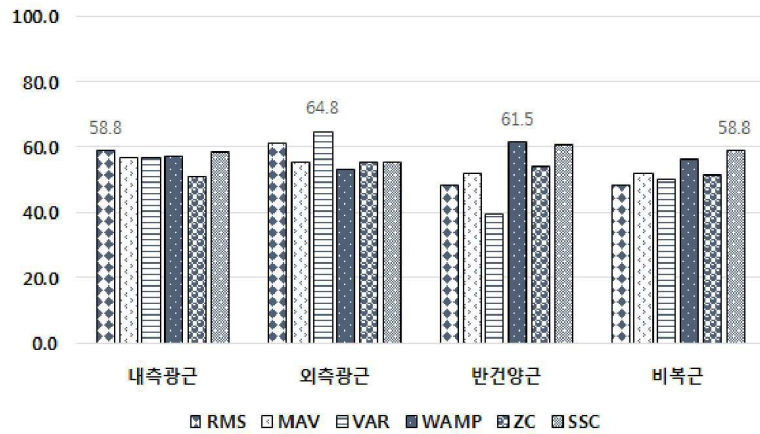


도면7

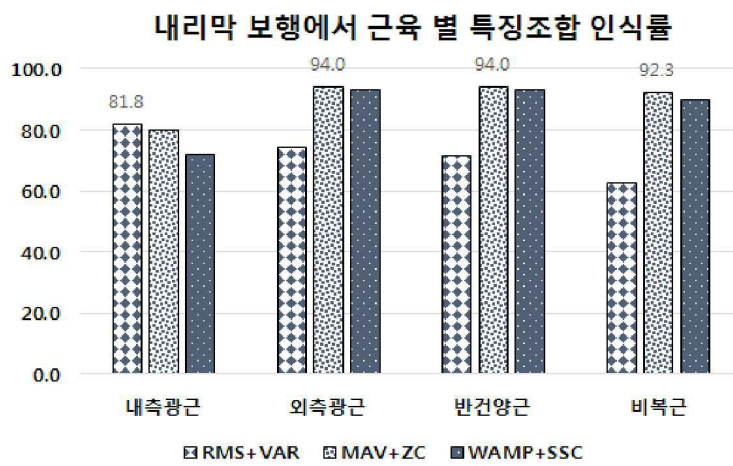
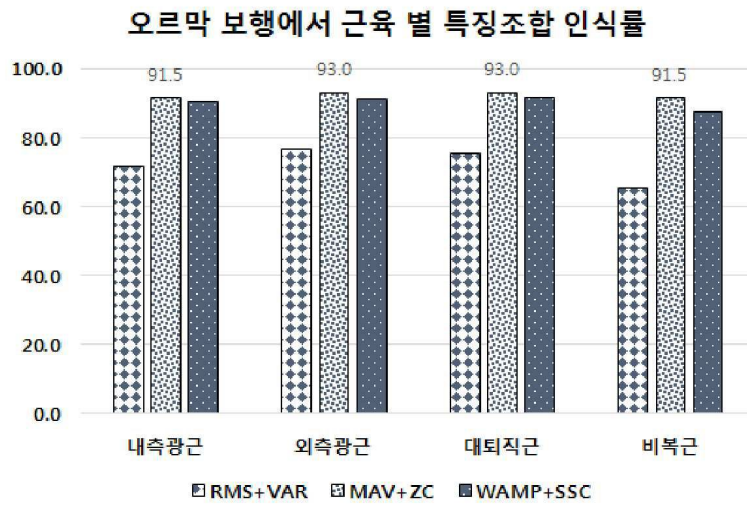
오르막 보행에서 근육 별 특징추출 알고리즘 인식률



내리막 보행에서 근육 별 특징추출 알고리즘 인식률



도면8



도면9

