



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0000237
(43) 공개일자 2015년01월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/103 (2006.01) A61B 5/0488 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0072438

(22) 출원일자 2013년06월24일

심사청구일자 2013년06월24일

(71) 출원인

인하대학교 산학협력단

인천광역시 남구 인하로 100, 인하대학교 (용현동)

(72) 발명자

김덕환

서울 양천구 목동로 230, 103동 1004호 (목동, 목동아이파크)

유재환

인천 연수구 능허대로79번길 30, 103동 202호 (옥련동, 럭키송도아파트)

(74) 대리인

특허법인 정안

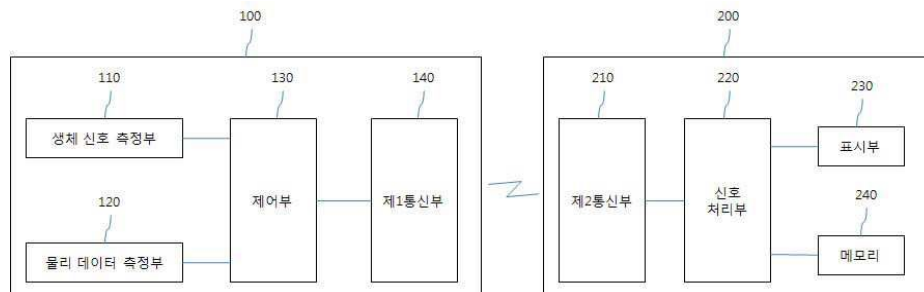
전체 청구항 수 : 총 5 항

(54) 발명의 명칭 **퓨전 센서를 이용한 보행 패턴 인식 시스템**

(57) 요약

본 발명은 퓨전 센서를 이용한 보행 패턴 인식 시스템에 관한 것으로, 본 발명에 따른 보행 패턴 인식 시스템은 측정할 근육에 부착된 전극을 통해 생체 신호를 측정하는 생체 신호 측정부와, 인체에 부착된 센서를 통해 물리 데이터를 측정하는 물리 데이터 측정부와, 상기 생체 신호 및 물리 데이터를 수집하는 제어부와, 상기 제어부의 제어에 따라 수집된 데이터를 전송하는 제1통신부를 포함하는 데이터 수집 장치와, 상기 제1통신부와 통신을 수행하는 제2통신부와, 상기 제2통신부를 통해 수신되는 수집된 데이터를 분석하여 보행 단계를 인식하는 신호 처리부를 포함하는 보행 패턴 인식 장치를 포함한다.

대표도 - 도2



특허청구의 범위

청구항 1

측정할 근육에 부착된 전극을 통해 생체 신호를 측정하는 생체 신호 측정부와,
인체에 부착된 센서를 통해 물리 데이터를 측정하는 물리 데이터 측정부와,
상기 생체 신호 및 물리 데이터를 수집하는 제어부와,
상기 제어부의 제어에 따라 수집된 데이터를 전송하는 제1통신부를 포함하는 데이터 수집 장치와,
상기 제1통신부와 통신을 수행하는 제2통신부와,
상기 제2통신부를 통해 수신되는 수집된 데이터를 분석하여 보행 단계를 인식하는 신호 처리부를 포함하는 보행 패턴 인식 장치를 포함하는 것을 특징으로 하는 퓨전 센서를 이용한 보행 패턴 인식 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,
상기 생체 신호는,
근전도 및 표면 근전도 신호를 포함하는 것을 특징으로 하는 퓨전 센서를 이용한 보행 패턴 인식 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서,
상기 물리 데이터 측정부는,
발뒤꿈치 압력 및 발가락 압력을 각각 측정하는 두 개의 압력 센서와,
무릎 각도를 측정하는 플렉스 센서를 포함하는 것을 특징으로 하는 퓨전 센서를 이용한 보행 패턴 인식 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서,
상기 생체 신호와 물리 데이터는 동기화되어 측정되는 것을 특징으로 하는 퓨전 센서를 이용한 보행 패턴 인식 시스템.

청구항 5

제1항에 있어서,
상기 신호 처리부는,
기정의된 검출 기준에 따라 상기 생체 신호와 물리 데이터로부터 분석할 구간의 데이터를 추출하고, 신호처리 라이브러리를 이용하여 그 추출된 데이터로부터 특징 데이터를 산출하여 해당 구간에 대응되는 보행 단계로 분류하는 것을 특징으로 하는 퓨전 센서를 이용한 보행 패턴 인식 시스템.

명세서

기술 분야

[0001] 본 발명은 퓨전 센서를 통해 생체 신호 및 물리적인 동작 정보를 측정하여 보행 패턴을 인식하는 퓨전 센서를 이용한 보행 패턴 인식 시스템에 관한 것이다.

[0002]

배경 기술

[0003] 최근, 심전도(electrocardiogram, ECG), 뇌전도(Electroencephalogram, EEG), 근전도(electromyogram, EMG)와 같은 생체신호(human biosignals)는 의공학분야(biomedical engineering domain)에서 널리 사용되고 있다. 이러한 신호들 중 표면 EMG(surface EMG, sEMG)를 사용한 신호처리는 의학, 스포츠, 재활 공학과 같은 다양한 응용 분야에서 많은 관심을 끌고 있다. 특히, 재활 분야에서 하지(lower-limb) sEMG 신호는 걷기 및 계단 오르기/내려오기와 같은 운동 모드(locomotion mode)를 인식하기 위해 사용되며, 보행 특성을 분석하여 파킨슨병(Parkinson's disease)과 같은 질병 검출을 위해 사용된다(비특허문헌 1 및 비특허문헌 2 참조). 또한, 하지 sEMG 신호는 인간의 보행 분석에 널리 사용되고 있다(비특허문헌 3 및 비특허문헌 4 참조).

[0004] 상기한 생체신호를 이용한 IT 기기 제어 인터페이스를 제공하여 장애인의 생활에 도움을 주거나 생체 신호 모니터링을 통하여 특정 환경에서의 생체 신호 변화에 대한 연구가 진행되고 있다(비특허 문헌 5 및 비특허문헌 6 참조), 앞서 기술한 바와 같이, 생체 신호 중 EMG 신호는 상/하지 절단 환자의 지능형 의수 또는 의족 제어를 위한 신호원으로 활용되기도 하며(비특허문헌 4 및 비특허문헌 7 참조), 근피로도 분석, 보행 분석, 질병 검출 용도 등으로 폭넓게 응용되고 있다(비특허문헌 1 및 비특허문헌 8-9 참조).

선행기술문헌

비특허문헌

- [0005] (비특허문헌 0001) [비특허문헌 1] N. Kumar, N. Kunju, A. Dhawan, A. Kumar, B.S. Sohi; Analysis of SEMG for Treadmill and Ground Walk of Healthy Individuals; 2nd International Conference on Emerging Trends in Engineering and Technology(ICETET); pp.46-49; 2009.
- (비특허문헌 0002) [비특허문헌 2] M. Kankaanpää, M.P. Tarvainen, A.Y. Meigal, J. Nuutinen, I.M. Tarkka, O. Airaksinen, P.A. Karjalainen; Analysis of Dynamic Voluntary Muscle Contractions in Parkinson's Disease; IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.56, no.9; pp.2280-2288; 2009.
- (비특허문헌 0003) [비특허문헌 3] H. Huang, T.A. Kuiken, R.D. Lipschutz; A Strategy for Identifying Locomotion Modes Using Surface Electromyography; IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.56, no.1; pp.65-73; 2009.
- (비특허문헌 0004) [비특허문헌 4] H. Huang, F. Zhang, L.J. Hargrove, Z. Dou, D.R. Rogers, K.B. Englehart; Continuous Locomotion-Mode Identification for Prosthetic Legs Based on Neuromuscular Mechanical Fusion; IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.58, no.10; pp.2867-2875; 2011.
- (비특허문헌 0005) [비특허문헌 5] W. Lai, H. Huosheng and Y. Kui, "Use of forehead bio-signals for controlling an Intelligent Wheelchair," Robotics and Biomimetics, 2008. ROBIO 2008. IEEE International Conference on, Feb. 2009, pp.108-113.
- (비특허문헌 0006) [비특허문헌 6] H. Sasaoka, "Detection technologies of sleep condition on bio-signal monitoring system," SICE 2004 Annual Conference, Aug. 2004, pp.739-743.
- (비특허문헌 0007) [비특허문헌 7] P.K. Artemiadis and K.J. Kyriakopoulos, "An EMG-Based Robot Control Scheme Robust to Time-Varying EMG Signal Features," IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol. 14, no. 3, pp.582-588, 2010.
- (비특허문헌 0008) [비특허문헌 8] S.M. Rissanen, M. Kankaanpää, M.P. Tarvainen, A.Y. Meigal, J. Nuutinen, I.M. Tarkka, O. Airaksinen and P.A. Karjalainen, "Analysis of Dynamic Voluntary Muscle

Contractions in Parkinson's Disease," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on , vol.56, no.9, pp.2280-2288, Sept. 2009

(비특허문헌 0009) [비특허문헌 9] R.A. Marson, "Study of muscular fatigue by EMG analysis during isometric exercise," Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2011 ISSNIP, Jan. 2011, pp.1-4.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006]

본 발명은 상기한 배경기술에 근거하여 안출된 것으로, 퓨전 센서를 통해 생체 신호 및 물리적인 동작 정보를 측정하고 그 측정된 데이터를 분석하여 보행 패턴을 인식하는 퓨전 센서를 이용한 보행 패턴 인식 시스템에 관한 것이다.

과제의 해결 수단

[0007]

상기한 과제를 해결하기 위하여 본 발명에 따른 퓨전 센서를 이용한 보행 패턴 인식 시스템은 측정할 근육에 부착된 전극을 통해 생체 신호를 측정하는 생체 신호 측정부와, 인체에 부착된 센서를 통해 물리 데이터를 측정하는 물리 데이터 측정부와, 상기 생체 신호 및 물리 데이터를 수집하는 제어부와, 상기 제어부의 제어에 따라 수집된 데이터를 전송하는 제1통신부를 포함하는 데이터 수집 장치와, 상기 제1통신부와 통신을 수행하는 제2통신부와, 상기 제2통신부를 통해 수신되는 수집된 데이터를 분석하여 보행 단계를 인식하는 신호 처리부를 포함하는 보행 패턴 인식 장치를 포함한다.

발명의 효과

[0008]

본 발명은 퓨전 센서를 이용하여 특정 위치에서 생체 신호 및 물리적인 동작 정보를 측정하고 그 측정된 데이터를 분석하여 보행 패턴을 인식할 수 있다. 이러한, 본 발명은 생체 신호를 이용한 IT 기기 제어 및 재활을 위한 의료기기에 응용될 수 있으며, 장애인의 삶의 질을 향상시킬 수 있는 IT 융합 기기 발전에 활용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0009]

- 도 1은 본 발명과 관련된 일반적인 인간의 보행 단계 도시한 도면.
- 도 2는 본 발명에 따른 퓨전 센서를 이용한 보행 패턴 인식 시스템을 도시한 블록구성도.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 데이터 수집 장치를 도시한 블록구성도.
- 도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른 데이터 수집 장치를 도시한 블록구성도.
- 도 5는 도 4에 도시된 물리 데이터 검출부를 도시한 블록구성도.
- 도 6은 본 발명에 따른 데이터 수집 장치의 펌웨어 설계도.
- 도 7은 본 발명에 따른 보행 패턴 인식 프로그램의 구조.
- 도 8은 본 발명에 따른 보행 패턴인식을 위한 사용자 인터페이스를 도시한 도면.
- 도 9는 본 발명의 보행 패턴 인식 시스템에 의해 측정된 신호 및 데이터 그래프.
- 도 10은 본 발명의 보행 패턴 인식 시스템에 의해 실시간 측정된 신호 및 데이터 그래프.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0010] 이하, 첨부된 도면들을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세하게 설명한다.
- [0011] 도 1은 본 발명과 관련된 일반적인 인간의 보행 단계 도시한 도면이다.
- [0012] 생체역학(biomechanics)에서 인간의 보행 단계(gait phases of human)는 발이 지면에 닿아 있는 상태인 입각기(stance phase)와 발이 지면으로부터 떨어져 있는 상태인 유각기(swing phase)로 구분된다.
- [0013] 입각기는 초기 접지(initial contact), 하중 반응/loading response), 중간 입각기(mid stance), 말기 입각기(terminal stance)로 구성된다. 초기 접지는 테스트 다리의 발 뒤꿈치가 지면에 최초로 닿는 보행의 시작점이고, 하중 반응은 초기 접지부터 다른 다리의 발이 지면으로부터 떨어지게 되는 때까지 기간이다. 중간 입각기는 하중 반응 후 다른 다리의 발 뒤꿈치가 가장 높은 위치가 될 때까지의 기간이다. 마지막으로, 말기 입각기는 중간 입각기부터 다른 다리의 발 뒤꿈치가 지면에 접촉하기까지의 기간이다.
- [0014] 반면, 유각기는 전유각기(pre swing), 초기 유각기(initial contact), 중간 유각기(mid swing), 말기 유각기(terminal swing)으로 구분된다. 전유각기는 말기 입각기 후 지면으로부터 테스트 다리의 발이 지면으로부터 떨어지기 전까지를 의미하며, 초기 유각기는 전유각기 이후 두 다리가 서로 근접할 때까지의 기간이다. 중간 유각기는 전유각기로부터 무릎 각도(30°)가 엉덩이의 각도와 같아질 때까지 기간이며 경골이 수직이다. 말기 유각기는 중간 유각기 후 테스트 다리의 발 뒤꿈치가 지면에 닿을 때까지 기간이다. 각 하위 단계는 무릎 각도와 발바닥 압력을 계산하여 식별할 수 있다.
- [0015] 도 2는 본 발명에 따른 퓨전 센서를 이용한 보행 패턴 인식 시스템을 도시한 블록구성도이다.
- [0016] 도 2를 참조하면, 본 발명에 따른 보행 패턴 인식 시스템은 데이터 수집 장치(100)와 보행 패턴 인식 장치(200)를 포함한다.
- [0017] 데이터 수집 장치(100)는 보행시 발생하는 생체 신호와 물리적인 동작 정보(이하, 물리 데이터)를 측정하여 수집한다.
- [0018] 데이터 수집 장치(100)는 생체 신호 측정부(110), 물리 데이터 측정부(120), 제어부(130), 제1통신부(140)를 포함한다.
- [0019] 생체 신호 측정부(110)는 측정할 근육에 부착된 전극을 통해 4채널 생체 신호를 측정한다. 여기서, 생체 신호는 근전도(electromyogram, EMG) 및 표면 근전도(surface electromyogram, sEMG)를 포함한다.
- [0020] 물리 데이터 측정부(120)는 무릎의 구부러진 정도를 측정하는 하나의 자세측정 센서와 발바닥과 지면 사이의 압력을 측정하는 두 개의 압력 센서를 포함한다. 여기서, 자세측정 센서는 대퇴부에 장착되어 지면을 기준으로 기울어진 정도를 측정하는 ARS(attitude reference system) 센서 및 무릎 각도를 측정하는 플렉스 센서(flex sensor)로 구현되고, 압력 센서는 발가락과 발 뒤꿈치의 압력을 측정하는 복수의 압력 센서(force sensors)로 구성된다.
- [0021] 제어부(micro controller unit, MCU)(130)는 생체 신호 측정부(110)와 물리 데이터 측정부(120)를 통해 측정된 데이터를 수집하여 패킷화한다. 또한, 제어부(130)는 데이터 수집 장치(100)를 구성하는 각 구성요소의 동작을 제어한다.
- [0022] 제1통신부(140)는 유무선 통신을 통해 제어부(130)에 의해 패킷화된 수집 데이터를 보행 패턴 인식 장치(200)로 전송한다. 제1통신부(140)는 LAN(local area network), 와이파이(Wi-Fi), 블루투스(bluetooth), 지그비(Zigbee) 등의 통신 방식으로 구현될 수 있다.
- [0023] 보행 패턴 인식 장치(200)는 제2통신부(210)를 통해 데이터 수집장치(100)로부터 전송되는 패킷(수집 데이터, 측정 데이터)을 수신한다. 제2통신부(210)는 제1통신부(140)와 동일한 통신 방식을 이용한다.
- [0024] 신호 처리부(220)는 제2통신부(210)를 통해 수신한 패킷에 포함된 측정 데이터를 분석하여 보행 패턴을 인식한다.
- [0025] 보행 패턴 인식 장치(200)는 사용자가 지도 학습(트레이닝)과 특징 검출 및 분류를 위한 각종 파라미터들을 입력할 수 있도록 사용자 인터페이스(미도시)를 구비한다. 보행 패턴 인식 장치(200)는 지도 학습과 파라미터 설

정이 완료된 상태에서 실시간으로 분류 결과를 표시부(230)로 출력한다. 따라서, 사용자는 분류 결과를 확인할 수 있다.

[0026] 메모리(240)는 신호 처리부(220)로부터 출력되는 분류 결과 및 제2통신부(210)를 통해 수신되는 측정 데이터를 저장한다. 메모리(240)에는 보행 패턴 인식 프로그램이 저장된다.

[0027] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 데이터 수집 장치를 도시한 블록구성도이다.

[0028] 데이터 수집 장치(100)는 각종 센서들에 의해 측정된 데이터를 입력 신호로 수신하고, 그 입력 신호를 패킷화하여 무선 통신을 통해 출력한다.

[0029] 생체 신호인 EMG 신호는 상용 액티브(active) 전극(111) 및 데이터 수집 장치(100) 내에 구비된 아날로그 전처리부(analog front end)(125)를 통해 입력된다. 액티브 전극(111)는 60Hz 노치 필터(notch filter)와 500Hz의 로우 패스 필터(Low Pass Filter) 그리고 DC 오프셋(Offset) 제거를 위한 2Hz 하이 패스 필터(High Pass Filter) 또는 그와 상응하는 회로로 구성된다. 아날로그 전처리부(125)는 액티브 전극(111) 및 압력 센서(121)로부터 출력되는 아날로그 신호를 전처리하여 제어부(130)의 아날로그-디지털 변환부(analog-digital converter, ADC)로 전송한다. 제어부(130)는 ADC를 제어하여 입력된 아날로그 신호를 디지털화한다.

[0030] 압력 센서(121)는 측정된 압력 데이터를 보행 사이클을 넘지 않는 수준의 로우 패스 필터로 전처리하고 EMG 신호와 마찬가지로 ADC로 전송한다.

[0031] ARS 센서(122)는 대퇴부에 장착하여 지면을 기준으로 기울어진 정도를 측정하도록 한다. ARS 센서(122)에 의해 측정된 데이터는 UART(universal asynchronous receiver transmitter)를 통해 제어부(130)에 입력된다. 제어부(130)는 수집된 모든 데이터를 제1통신부(140)를 통해 송신한다.

[0032] 도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른 데이터 수집 장치를 도시한 블록구성도이다.

[0033] 데이터 수집 장치(100)는 측정할 근육에 부착된 전극을 통해 EMG 신호들을 수집하는 생체 신호 수집부(112)를 포함한다. 생체 신호 수집부(112)는 생체 신호 수신부(113)와의 무선통신을 통해 처리부(130)로 수집된 생체 신호를 전송한다.

[0034] 데이터 수집 장치(100)는 보행 단계를 분석하기 위해 하나의 플렉스 센서(123)과 두 개의 압력 센서(124-1, 124-2)를 포함한다. 여기서, 플렉스 센서(123)는 무릎의 뒷면에 부착되어 무릎의 각도를 측정하는데 사용되고, 압력 센서(124-1, 124-2)는 발바닥의 발가락과 발 뒤꿈치에 부착되어 걸을 때 지면과 발 사이의 압력을 측정한다. 플렉스 센서(123)와 압력 센서(124-1, 124-2)는 무릎 각도와 발 압력의 물리적 상태를 측정하고, 그 측정된 물리 데이터를 수집부(126)로 전송한다. 수집부(126)는 플렉스 센서(123)와 압력 센서(124-1, 124-2)로부터 출력되는 신호를 양자화하는 ADC를 구비하며, 지그비와 같은 무선통신을 통해 수신부(129)로 전송한다. 수신부(129)는 수신된 데이터를 디지털-아날로그 변환부(digital-analog converter)를 이용하여 아날로그 신호로 변환하고 그 변환된 아날로그 신호를 인터페이스(114)를 통해 제어부(130)로 전송한다. EMG 신호와 물리 데이터는 동기화되어 수집된다.

[0035] 도 5는 도 4에 도시된 물리 데이터 검출부를 도시한 블록구성도이다.

[0036] 보행 단계 분석을 위한 물리 데이터는 수집부(126)에 의해 측정된다. 수집부(126)는 하나의 플렉스 센서(123)와 두 개의 압력 센서(124-1, 124-2)를 통해 측정된 아날로그 신호를 수집한다.

[0037] 수집 제어부(126-1)는 각 센서의 출력 신호를 아날로그 전처리부(125)에서 전처리하고 ADC를 거쳐 전송하며 DMA를 통해 내부 SRAM에 저장한다. 저장된 데이터는 패킷 생성부(packet generation)를 통해 패킷화되고 USART를 통해 지그비 모듈(127)로 전달된다. 지그비 모듈(127)은 무선으로 패킷화된 데이터를 전송하고, 그에 상응하는 수신부(129)의 지그비 모듈(128)은 전송된 데이터를 수신한다. 패킷화된 데이터는 패킷 파싱 모듈(packet parsing module)에서 하나의 플렉스 신호와 두 개의 힘 신호로 분리된다. 힘 신호는 내부 DAC로 전송되고, 플렉스 신호는 I2C를 통해 외부 DAC(Ext DAC)로 전송된다. 각 데이터는 DAC를 통해 아날로그 신호로 변환되어 출력된다.

- [0038] 도 6은 본 발명에 따른 데이터 수집 장치의 펌웨어 설계도를 도시한다.
- [0039] 제어부(130)는 ADC, UART, 타이머, DMA를 지원하는 모델을 기준으로 설계된다. ADC는 1,000Hz를 샘플링 할 수 있도록 충분한 속도로 변환이 가능하여야 한다. ADC에 의해 변환된 데이터는 DMA를 통해 내부 램에 저장된다. 블루투스 및 ARS 센서로 보내는 데이터는 UART로 통하되 대기시간을 최소화할 수 있도록 DMA를 통해 전송한다. 타이머를 통합 인터럽트 서비스 루틴은 2개를 사용한다. 첫 번째 타이머는 ARS 센서로 데이터를 요청하는 작업을 수행하고 두 번째 타이머는 전송할 패킷을 생성하고 송신 큐 버퍼에 삽입하는 작업을 수행하도록 한다. ARS 센서 모듈은 일반적으로 100Hz 샘플링 가능함으로 첫 번째 타이머 인터럽트는 5ms 간격으로 발생되도록 한다. 두 번째 타이머 인터럽트는 1,000Hz의 EMG 신호를 획득해야 함으로 1ms 간격으로 발생하게 한다. ARS 센서로부터 수신하는 데이터는 인터럽트를 통해 수신하여 큐로 버퍼링한다. 주쓰레드에서는 ARS 센서로부터 수신한 데이터의 패킷을 분석하여 센서 정보를 내부 램에 저장하고 송신 큐를 확인하여 송신할 데이터가 있는 경우 DMA를 통해 블루투스와 인터페이스인 UART를 거쳐 데이터를 전송한다.
- [0040] 도 7은 본 발명에 따른 보행 패턴 인식 프로그램의 구조를 도시한다.
- [0041] 보행 패턴 인식 장치(200)에는 생체 신호 및 물리 데이터를 분석하여 보행 패턴을 분류하는 보행 패턴 인식 프로그램이 사전에 설치된다. 이러한 보행 패턴 인식 프로그램은 닷넷 프레임워크 4.0을 기반으로 특징 연산을 위한 신호처리 라이브러리와 블루투스로부터 수신한 데이터를 분석하기 위한 생체-물리 데이터 파서 라이브러리 및 신호의 그래프 표현을 위한 오픈 소스 기반의 그래프 라이브러리로 구성된다. 4개의 클래스로 구성하여 실질적으로 패턴인식을 위한 프레임 워크를 구성한다.
- [0042] 데이터 관리 클래스는 EMG 데이터와 물리 데이터를 수집한 뒤 그래프로 표현하고 이벤트 관리 클래스로 데이터를 전달한다. 또한 데이터 관리 클래스는 수집한 데이터를 파일로 저장하거나 불러오는 역할을 수행한다.
- [0043] 이벤트 관리 클래스는 패턴인식을 수행할 시점을 검출하는 역할을 수행한다. 사용자 인터페이스(이하, UI)를 통해 사용자로부터 검출 시점이 정의되고 데이터 관리 클래스로부터 전달받은 데이터를 통해 검출 시점을 감지하면 콜백을 발생시켜 특징 추출 클래스에게 감지되어 추출된 데이터를 전달한다. 즉, 이벤트 관리 클래스는 수집된 데이터(EMG 데이터 및 물리 데이터)로부터 분석할 데이터를 추출하여 특징 추출 클래스에 전송한다.
- [0044] 특징 추출 클래스는 특징 데이터를 산출하는 역할을 수행한다. UI를 통해 사용자로부터 특징 추출을 위한 각종 파라미터가 정의되고 신호처리 라이브러리를 이용하여 추출된 데이터로부터 특징 데이터들을 산출한다. 특징 데이터 산출이 완료되면 콜백을 발생시켜 분류 클래스에 산출된 특징 데이터들을 전달한다.
- [0045] 마지막으로 분류 클래스에서는 UI를 통해 사용자로부터 분류를 위한 파라미터가 정의되고 특징 추출 클래스로부터 수집한 특징 데이터를 이용하여 분석 구간에 해당하는 보행 단계를 분류한다. 산출된 분류 결과는 콜백을 통해 데이터관리 클래스로 전달된다. 데이터 관리 클래스는 그래프에 표시할 데이터가 갱신되면 그래프를 다시 그리게 한다.
- [0046] 트레이닝 과정은 이벤트 관리 클래스에 의한 산출 지점을 사용하지 않고 UI를 통해 사용자가 직접 그 시점을 지정하게 하고 분류 종류를 명시하도록 한다. 충분한 트레이닝 샘플 수집이 완료되면 특징 추출 클래스를 이용하여 특징을 산출하고 분류 클래스에 정의한 분류 방법에 따라 분류 파라미터를 계산하여 분류 클래스에서 유지하도록 한다.
- [0047] 도 8은 본 발명에 따른 보행 패턴인식을 위한 사용자 인터페이스를 도시한 도면이다.
- [0048] 도 8을 참조하면, 보행 패턴인식을 위한 사용자 인터페이스는 그래프를 표시하는 영역과 각종 파라미터 설정 그룹, 트레이닝 그룹 그리고 데이터 수집 관련 그룹을 표시하는 영역으로 구성된다.
- [0049] 그래프는 EMG 데이터와 물리적인 동작 정보를 가지는 데이터 및 분류 결과를 동일 시간대에 확인 가능하도록 구성한다. 또한 트레이닝시 그 위치를 인지할 수 있도록 시간대 기준으로 세로선을 표시하여 어느 위치가 트레이닝 대상이 되는지 확인할 수 있다. 각종 파라미터 설정은 특징 추출을 위한 분할 윈도우 크기, 분할 윈도우의 증가 크기, 각종 임계값 그리고 선택된 특징 또는 분류기에 필요한 각종 파라미터 등을 설정 가능하도록 구성한다. 트레이닝 설정은 분류하려는 모드를 리스트로 나열하고 트레이닝하기 위해 추출할 영역을 선택한다. 각 분

류 모드별 트레이닝 횟수를 명시하여 트레이닝 정도를 확인할 수 있다. 데이터 수집과 관련하여 수집을 시작하거나 중지 또는 현재 트레이닝 모드인지 분류 모드 인지를 명시할 수 있다.

[0050] 도 9는 본 발명의 보행 패턴 인식 시스템에 의해 측정된 신호 및 데이터 그래프를 도시한다.

[0051] 도 9에 도시된 그래프는 반복적인 실험을 통해 보행 패턴 인식 시스템이 측정한 발가락 압력, 발 뒤꿈치 압력, 무릎 각도 데이터들 각각의 평균값을 나타낸다. A 구간은 테스트 다리의 발가락 압력이 최소값을 나타내는 동안 테스트 다리의 뒤꿈치 압력이 증가하고 이후 발가락 압력이 증가하므로, 하중 반응 구간에 해당한다. 테스트 다리의 무게가 발가락과 발뒤꿈치에 균일하게 분산될 때부터 테스트 다리의 발 뒤꿈치 압력이 감소하는 동안 테스트 다리의 발가락 압력이 증가하는 B 구간을 중간 입각기로 인식한다. C 구간은 테스트 다리의 발 뒤꿈치 압력이 최소값이며 발가락 압력이 감소하므로 말단 입각기에 해당한다. D 구간은 전유각기로, 테스트 다리가 구부러지기 시작하고, E 구간은 무릎 각도가 60도까지 증가하고 지면으로부터 발가락을 떨어뜨리기 위해 무릎 구부러기가 요구되는 구간으로 초기 유각기로 인식된다. F 구간은 중간 유각기로, 무릎 각도가 30도까지 감소하며 경골이 수직이된다. G 구간은 말단 유각기로, 무릎 각도가 30도 아래로 지속적으로 감소하고 테스트 다리의 발뒤꿈치 압력이 다시 증가한다.

[0052] 도 10은 본 발명의 보행 패턴 인식 시스템에 의해 실시간 측정된 신호 및 데이터 그래프를 도시한다.

[0053] 도 10에 도시된 그래프를 참조하면, 그래프 상에 생체 신호로 측정되는 외측광근(vastus lateralis), 중간광근(vastus medialis), 반건양근(semiendinosus), 대퇴이두근(biceps femoris)의 4채널 sEMG 신호와 물리 데이터로 측정되는 발가락 압력 및 발뒤꿈치 압력, 무릎 각도를 도시한다.

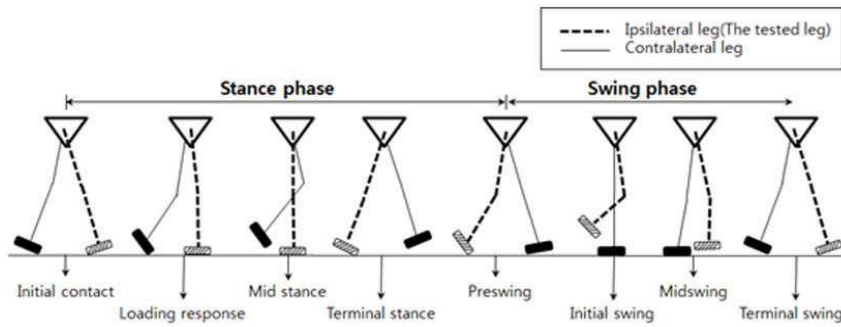
[0054] 보행 패턴 인식 시스템은 sEMG 신호와 동기화되어 측정되는 물리 데이터인 발가락 압력, 발뒤꿈치 압력, 무릎 각도를 이용하여 보행 단계를 결정한다. 여기서, 물리 데이터와 EMG 신호가 동기화되므로, 물리 데이터를 사용하여 각 구간의 EMG 신호를 분석할 수 있다.

부호의 설명

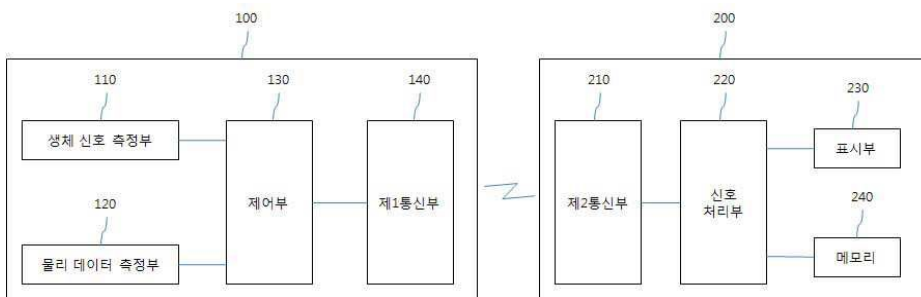
[0055] 100: 데이터 수집 장치
110: 생체 신호 측정부
120: 물리 데이터 측정부
130: 제어부
140: 제1통신부
200: 보행 패턴 인식 장치
210: 제2통신부
220: 신호 처리부
230: 표시부
240: 메모리

도면

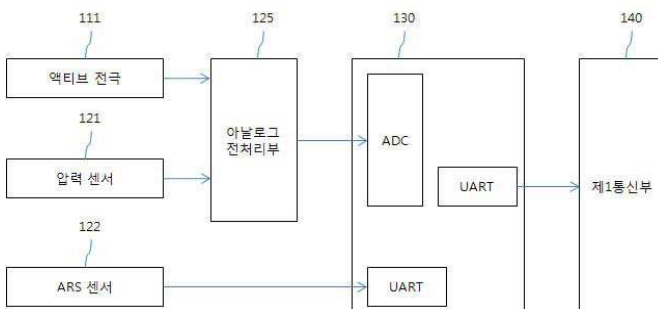
도면1



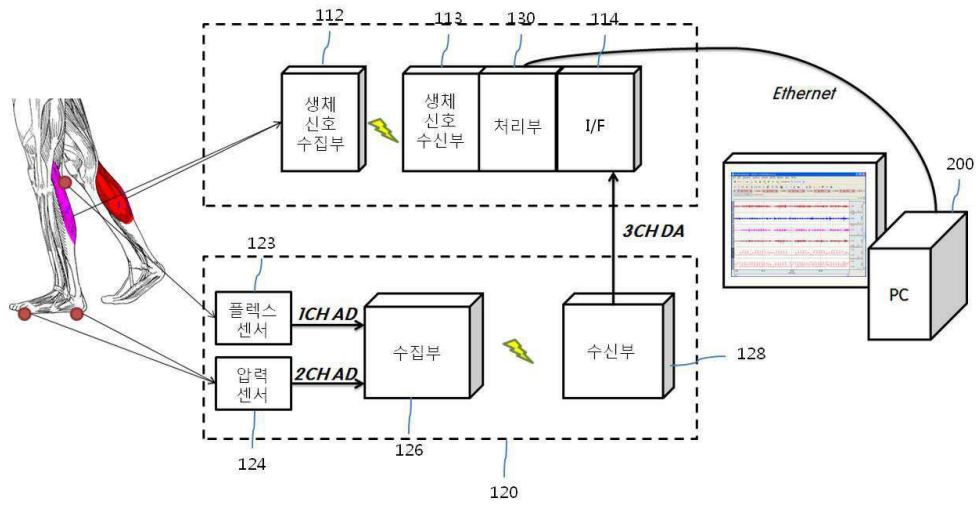
도면2



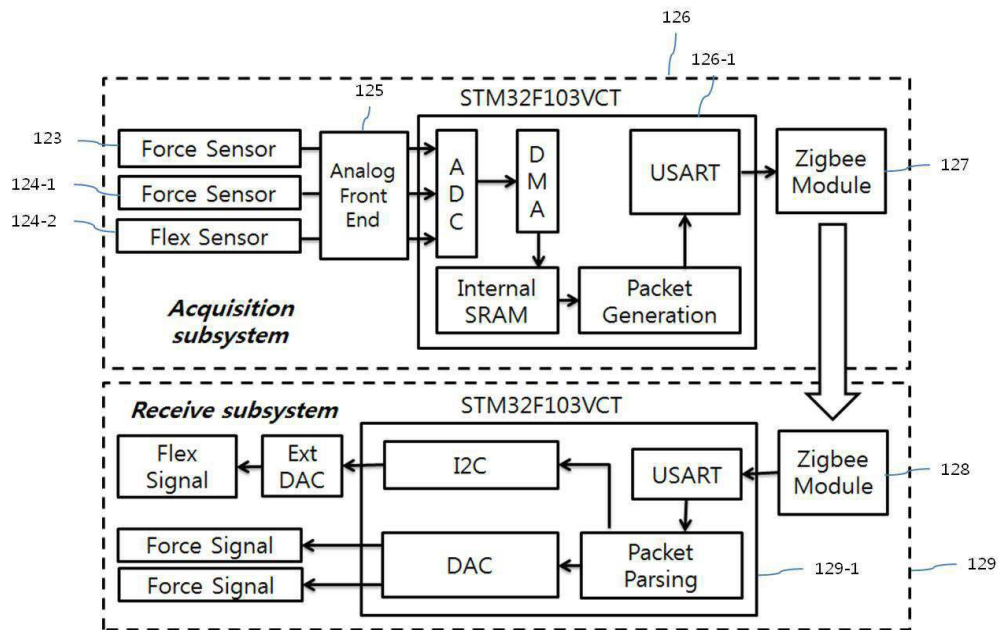
도면3



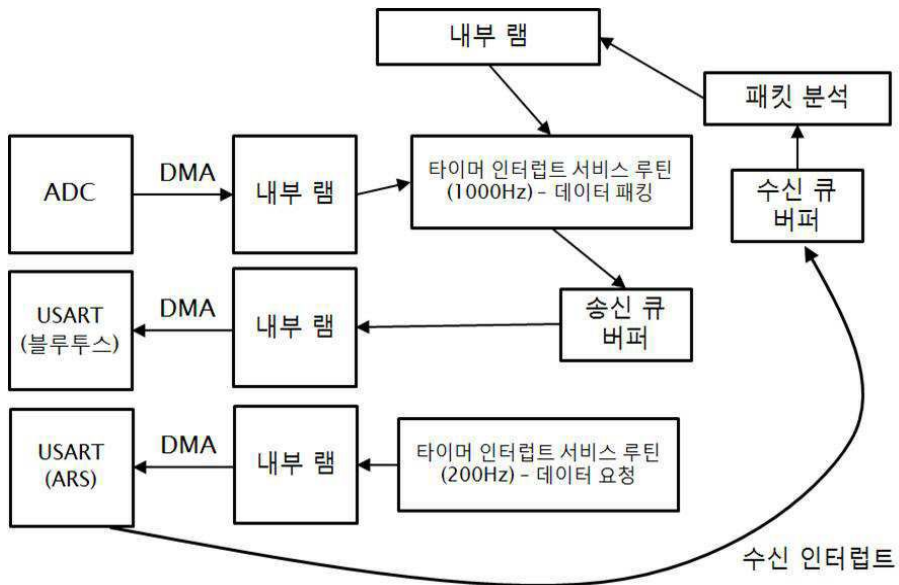
도면4



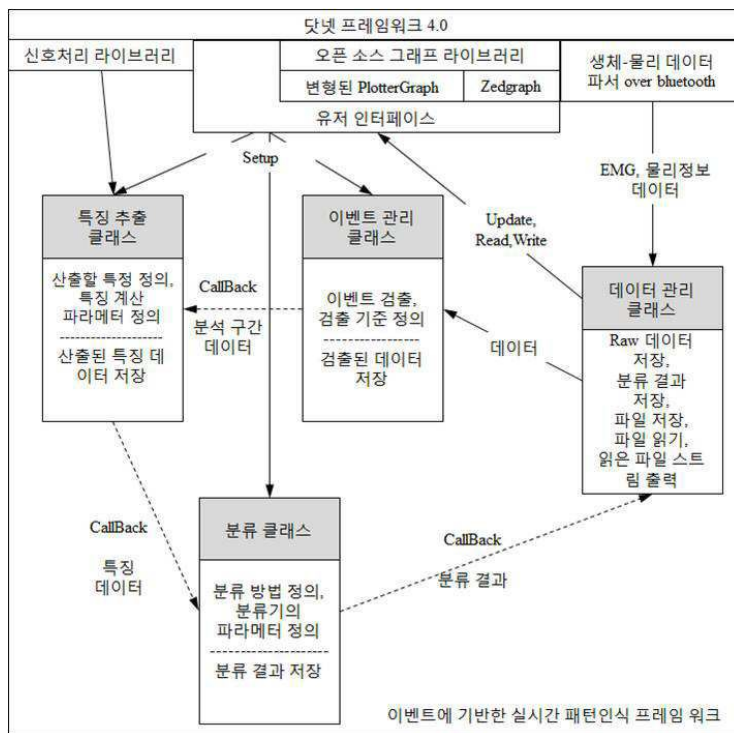
도면5



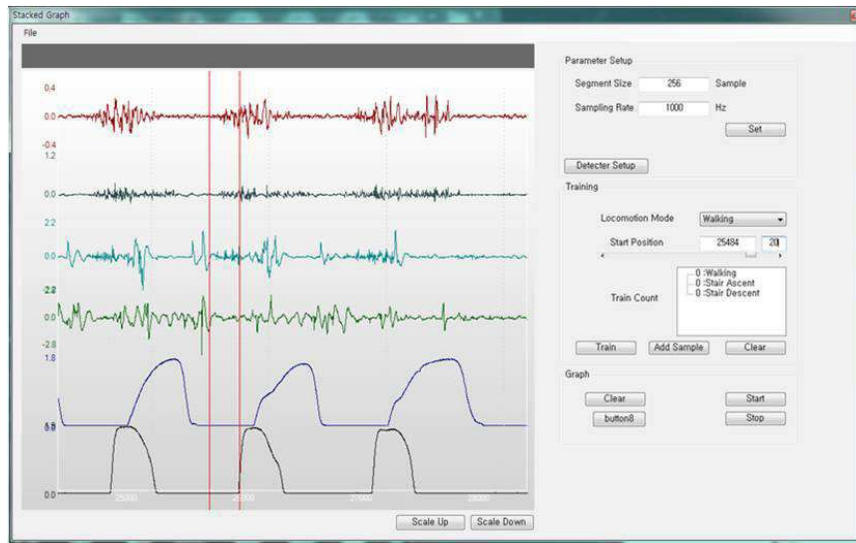
도면6



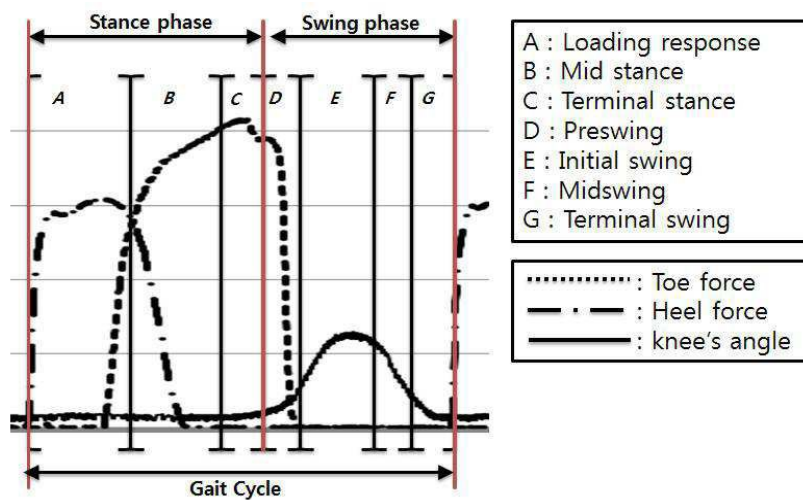
도면7



도면8



도면9



도면10

