



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년10월21일
(11) 등록번호 10-1320902
(24) 등록일자 2013년10월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/103 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0022925
(22) 출원일자 2012년03월06일
심사청구일자 2012년03월06일
(65) 공개번호 10-2013-0101860
(43) 공개일자 2013년09월16일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020100132313 A
KR1020110071727 A
KR1020110024299 A
KR1020110034969 A

(73) 특허권자
건국대학교 산학협력단
서울특별시 광진구 능동로 120, 건국대학교내 (화양동)
(72) 발명자
엄광문
충청북도 충주시 엄발로 10 남산동일하이빌 111-1003
이정환
경기도 수원시 영통구 영통로90번길 4-27 늘푸른 벽산아파트 114-1502
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인 수

전체 청구항 수 : 총 14 항

심사관 : 최석규

(54) 발명의 명칭 **고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템 및 그 방법**

(57) 요약

본 발명은 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템 및 그 방법에 대한 것으로서, 보다 상세하게는 고위 중추 손상 환자의 보행 상태에 따른 적절한 큐잉(Cueing)제시를 위해 환자의 보행장애 상태를 실시간으로 판정하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템 및 그 방법에 대한 것이다.

또한 본 발명은 시간영역 및 주파수영역 특성에 기반하여, 안정상태, 정상보행, 보행동결(FOG), 가속보행을 실시간으로 판정하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템 및 그 방법에 대한 것이다.

본 발명은 3축 가속도 센서와, 압력을 측정하는 압력센서로 구성되며, 각각 계측장치의 앞쪽과 뒤쪽에 위치하며, 상기 센서들의 계측된 데이터를 바탕으로 시간영역 및 주파수영역 특성에 기반하여 환자의 보행 장애 상태를 실시간으로 구분하는 제어부를 더 포함하여 구성되고, 환자의 인지적 과부하와 실용성을 고려하기 위하여, 상기 센서들을 포함하는 측정 장비는 상기 계측장치의 하측부에 위치시키고 상기 센서들로부터 계측된 가속도, 압력신호는 무선 통신을 통해 일정 서버에 전송하는 무선부를 더 포함하여 구성되는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

이재호

충청북도 충주시 목행산단6로 71 세종참사랑아파트
103-804

권유리

충청북도 충주시 풍동동막길 50 강변아파트 가동
310호

박상훈

경기도 성남시 수정구 논골로 93 풍산쉐르빌 B2

김지원

충청북도 충주시 풍동동막길 50 강변아파트 가동
210호

이영재

경기도 하남시 초이로126번길 13-22

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2011A4230014

부처명 교육과학기술부

연구사업명 기초연구사업

연구과제명 (1차)고위 중추성 보행장애를 보이는 뇌질환에서의 보행개선을 위한 지능형 바이오피드백

Cueing 시스템 개발

주관기관 건국대학교 산학협력단

연구기간 2011.05.01 ~ 2012.04.30

특허청구의 범위

청구항 1

3축 가속도 센서와

압력을 측정하는 압력센서로 구성되며,

각각 계측장치의 앞쪽과 뒤쪽에 위치하며,

상기 센서들의 계측된 데이터를 바탕으로 시간영역 및 주파수영역 특성에 기반하여 환자의 보행 장애 상태를 실시간으로 구분하는 제어부를 더 포함하고, 상기 환자의 보행 장애 상태는 안정 상태, 정상보행, 보행동결(FOG), 또는 가속보행(festination)으로 구분하는 것을 특징으로 하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템.

청구항 2

삭제

청구항 3

제1항에 있어서,

환자의 인지적 과부하와 실용성을 고려하기 위하여, 상기 센서들을 포함하는 측정 장비는 상기 계측장치의 하측부에 위치시키고 상기 센서들로부터 계측된 가속도, 압력신호는 무선 통신을 통해 일정 서버에 전송하는 무선부를 더 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템.

청구항 4

삭제

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 주파수 도메인(frequency domain) 파라미터 및 타임 도메인(time domain)의 분석 지표를 이용하여 특정 threshold 값을 결정하는 것을 특징으로 하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 휴식(Resting) 상태의 에너지(energy)는 미약하므로 PSD (power spectrum density) 분석을 통해 resting 상태와 걷기(walking) 상태 구분을 위한 energy threshold 값을 결정하는 것을 특징으로 하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템.

청구항 7

제1항에 있어서,

정상 보행(Normal gait)은 비정상적인 보행과 비교하여 낮은 주파수의 영역이므로, 미리 상기 정상 보행 threshold를 결정하여 그 이하일 경우 정상 보행으로 판정하는 것을 특징으로 하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 보행동결(FOG), 또는 가속보행(festination) 구별을 위해 특정 주파수대역의 파워의 크기를 미리 분석하여

threshold를 결정하여 그 구별을 판정하는 것을 특징으로 하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템.

청구항 9

3축 가속도 센서와 압력센서로 구성되며,
 신발의 앞쪽(앞꿈치)과 뒤쪽(뒤꿈치)에 위치하고,
 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 주파수 도메인 파라미터 및 시간 도메인의 분석 지표를 이용하거나,
 상기 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 PSD (power spectrum density) 분석을 통해 휴식 상태와 걷기 상태 구분을 하거나,
 정상 보행(Normal gait)과 비정상적인 보행을 비교하거나,
 보행동결(FOG) 또는 가속보행(festination)의 구별을 위해 threshold를 미리 결정하여 메모리에 저장하는 것을 특징으로 하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템.

청구항 10

제9항에 있어서,
 환자의 인지적 과부하와 실용성을 고려하기 위하여, 상기 센서들을 포함하는 측정 장비는 신발의 깔창 밑에 위치시키고 상기 센서들로부터 측정된 가속도, 압력신호는 무선 통신을 통해 일정 서버에 전송되는 것을 특징으로 하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템.

청구항 11

삭제

청구항 12

3축 가속도 센서와, 압력센서를 통하여 센싱하는 단계와
 상기 센서들의 측정된 데이터를 바탕으로 시간영역 및 주파수영역 특성에 기반하여 환자의 보행 장애 상태를 실시간으로 구분하는 단계가 더 포함되어 구성되고,
 상기 환자의 각 보행 장애 상태를 안정 상태, 정상보행, 보행동결(FOG), 또는 가속보행(festination)으로 구분하여 저장하는 단계가 더 포함되어 구성되는 것을 특징으로 하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 방법.

청구항 13

제12항에 있어서,
 상기 센서들을 포함하는 측정 장비를 통하여 측정된 가속도, 압력신호는 무선 통신을 통해 일정 서버에 전송하는 단계가 더 포함되어 구성되는 것을 특징으로 하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 방법.

청구항 14

삭제

청구항 15

제12항에 있어서,
 상기 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 주파수 도메인(frequency domain) 파라미터 및 타임 도메인(time domain)의 분석 지표를 이용하여 특정 threshold 값을 결정하는 단계가 더 포함되어 구성되는 것을 특징으로 하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 방법.

청구항 16

제12항에 있어서,

상기 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 PSD (power spectrum density) 분석을 통해 resting 상태와 걷기 (walking) 상태 구분을 위한 energy threshold 값을 결정하는 단계가 더 포함되어 구성되는 것을 특징으로 하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 방법.

청구항 17

제12항에 있어서,

상기 정상 보행 threshold를 미리 결정하여 그 이하일 경우 정상 보행으로 판정하는 단계가 더 포함되어 구성되는 것을 특징으로 하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 방법.

청구항 18

제15항에 있어서,

보행동결(FOG), 또는 가속보행(festination) 구별을 위해 특정 주파수대역의 파워의 크기를 미리 분석하여 threshold를 결정하는 단계

가 더 포함되어 구성되는 것을 특징으로 하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태실시간 판정 방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템 및 그 방법에 대한 것으로서, 보다 상세하게는 고위 중추 손상 환자의 보행 상태에 따른 적절한 큐잉(Cueing)제시를 위해 환자의 보행장애 상태를 실시간으로 판정하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템 및 그 방법에 대한 것이다.

[0002] 또한 본 발명은 시간영역 및 주파수영역 특성에 기반하여, 안정상태, 정상보행, 보행동결(FOG), 가속보행을 실시간으로 판정하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템 및 그 방법에 대한 것이다.

배경 기술

[0003] 고위 보행장애(high-level gait disorder)는 대뇌 피질(cortex)이나 피질하(subcortical) 구조의 이상에 의해서 나타나는 보행장애이다. 대표적인 것으로 보행 동결(freezing of gait:이하 FOG)과 가속보행(festination)이 있다. FOG는 보행중에 예측불능의 (episodic) 보행중단이 일어나는 것을 지칭하며, 1-10초간 환자의 발이 마치 지면에 늘어붙는 것과 같은 상태가 된다. 가속보행(festination)은 보행중에 의지와 무관하게 보폭(stride length)이 짧아지고 박자(cadence)가 빨라지는 상태를 지칭한다. FOG와 가속보행은 낙상의 큰 원인이 되기 때문에 이는 삶의 질(QOL)을 매우 저하시킨다.

[0004] 파킨슨성 보행장애의 원인은 명확하지 않으며, 기저핵과 운동피질의 연동장애와 심리적, 환경적 요소가 작용한다고 보고되고 있다.

[0005] 고위 보행장애의 치료로는 약물치료 (medication)와 수술적(DBS: deep brain stimulation) 치료로 나뉘며, 약물치료는 FOG와 가속보행에 대한 약물치료의 효과는 매우 제한적이다. 대표적 약물인 레보도파(L-dopa)는 약물 비투여상태(off phase)에서의 FOG에는 효과가 있으나, 약물투여상태(on phase)에서의 FOG에 효과가 전혀 없거나 (none) 미약한(poor) 것으로 보고되고 있다. 또한 약물치료기간이 긴 환자에게서 FOG가 가장 빈번히 발생된다. 치료방법인 약물과 수술 모두 FOG, 가속보행에 대한 효과가 매우 제한적이므로 이와 다른 치료 혹은 훈련적 방법이 요구된다.

[0006] 고위보행장애의 경우 약물치료(레보도파) 및 수술의 효과가 매우 미미하지만, 큐잉(Cueing)의 효과는 유효한 것으로 밝혀졌다. Cueing은 감각적 자극을 통해 보행을 암시하는 신호를 제시하여, 환자의 보행의 시작이나 지속적 보행을 증강시키고자 하는 것이다.

[0007] 일반적인 국내외 연구현황 및 기존연구는 문제점을 보면, 고위 (high-level) 보행장애의 중요성에 도 불구하고 아래와 같은 문제점이 발생하였다.

[0008] 예를 들어 고위 보행장애 (high-level gait disorder)는 대뇌 피질(cortex)이나 피질하(subcortical) 구조의

이상에 의해서 나타나는 보행장애로서, 파킨슨성(parkinsonian) 보행장애라고도 하며, 대표적인 것으로 보행 동결(freezing of gait:이하 FOG)과 가속보행(festination)이 있다.

- [0009] 이 중에서 FOG는 보행중에 예측불능의 (episodic) 보행중단이 일어나는 것을 지칭하며, 1-10초간 환자의 발이 마치 지면에 늘어붙는 것과 같은 상태가 된다. (Giladi, 1992). 이러한 FOG는 보행의 시작(initiation), 방향전환(turning), 좁은통로(narrow pathway), 목적지 도착직전에서 빈번히 발생하며, 인지적 과부하 (cognitive overload)에서 더욱 심해진다(Nieuwboer 2008).
- [0010] 그리고, 상기 가속보행(festination)은 보행중에 의지와 무관하게 보폭(stride length)이 짧아지고 박자(cadence)가 빨라지는 상태를 지칭하며, 연쇄효과(sequence effect) 혹은 운동불안정성(motor instability)이라고도 알려져 있다.
- [0011] 상술한 FOG와 가속보행은 낙상의 큰 원인이 되며 (Bloem 2004), 이로 인해 환자는 일상생활을 정상적으로 영위할 수 없게 된다.
- [0012] 따라서, 고위보행장애를 지닌 환자는 사회와 단절되어 집안에서만 생활하게 되는 것이 일반적이고 이는 삶의 질(QOL)을 매우 저하시키는 문제점이 발생한다.
- [0013] 이러한 고위 보행장애를 일으키는 질병으로서는 퇴행성 뇌질환으로서, 파킨슨병(Parkinson's disease), 진행성 핵상마비(Progressive supranuclear palsy), 대뇌피질변성(Corticobasal degeneration) 등이 있으며, 뇌수두증(hydrocephalus)과 동반된 2차성 파킨슨증후군 및 혈관성 파킨슨증 (Vascular parkinsonism)도 해당된다.
- [0014] 이와 같이 파킨슨병과 유사한 증상을 보이는 장애를 통칭하여 파킨스니즘(Parkinsonism) 또는 파킨슨 증후군(Parkinson's syndrome)이라고 한다.
- [0015] 그리고 유병률 및 발생 메커니즘을 살펴보면, 유병률은 고위보행장애의 대표적 질병인 파킨슨병이 인구 10만명당 780명의 유병률을 지니며, 60세 이상의 인구에서의 유병율은 1.47%에 이른다(Seo WK et al. 2007).
- [0016] 상기 FOG는 파킨슨환자의 약 1/2에서 발생하며, 병의 진행(disease progression)과 더불어 증가하여 more advanced stage에서는 60%에 이른다.
- [0017] 그러나 파킨슨성 보행장애의 원인은 명확하지 않고, 기저핵과 운동피질의 연동장애로부터, 운동감소증(hypokinesia) 및 GPi(internal globus pallidus)로부터 발생하는 운동cue가 점진적으로 지연되는 현상이 FOG 및 가속보행에 관여하고 있는 것으로 추정되며, 이 외에도 심리적, 환경적 요소가 작용한다고 보고된다(Morris 2008).
- [0018] 즉, 운동의 크기생성 (amplitude generation) 및 운동의 리듬생성(rhythm generation) 기능이 episodic하게 약화되는 것이 관여하는 것으로 추정된다(Nieuwboer 2008, Morris 2008).
- [0019] 고위 보행장애의 치료로서, 약물치료 (medication)는 FOG와 가속보행에 대한 약물치료의 효과는 매우 제한적이다.
- [0020] 대표적 약물인 레보도파(L-dopa)는 약물 비투여상태(off phase)에서의 FOG에는 효과가 있으나, 약물투여상태(on phase)에서의 FOG에 효과가 전혀 없거나(none) 미약한(poor) 것으로 보고되고 있다.
- [0021] on-phase의 FOG는 순수한 운동불능증(akinesia)와 관련되며, off-phase의 FOG는 질병진행(disease progression)과 밀접한 관련이 있는 것으로 보고되고 있다(Bartels 2006).
- [0022] 또한, 약물치료기간이 긴 환자에게서 FOG가 가장 빈번히 발생된다 (Giladi 2001). 수술적 치료 (DBS: deep brain stimulation)로서 시상하핵 (subthalamic nucleus: STN) 및 뇌각뇌교핵(pedunculopontine: PPN)의 심부 자극(deep brain stimulation: DBS)이 제안되었으나, STN-DBS는 레보도파에 반응하는 FOG에만 효과가 있으며 그 효과는 레보도파보다 저조하고 (Ferraye 2008), PPN-DBS도 일부의 환자에게서만 효과가 있다(Ferraye 2009).
- [0023] 따라서 약물과 수술 모두 FOG, 가속보행에 대한 효과가 매우 제한적이므로 이와 다른 치료 혹은 훈련적 방법이 요구된다.
- [0024] 또한 고위보행장애의 경우 약물치료(레보도파) 및 수술의 효과가 매우 미미하지만, 큐잉(Cueing)의 효과는 유효한 것으로 밝혀졌다(Bloem 2004, Nieuwboer 2008).
- [0025] 상기 Cueing은 감각적 자극을 통해 보행을 암시하는 신호를 제시하여, 환자의 보행의 시작이나 지속적 보행을

증강시키고자 하는 것으로서, Cueing의 모달리티(modality)로서는 시각, 청각, 체성감각 등이 제안되었다 (Krack 2003, Nieuwboer 2007).

- [0026] 시각적 (visual) 큐잉은 보행로와 직각인 평행선(Dietz 1990), 도립스틱(Dietz 1990), 레이저빔 스틱 (Bryant 2010), 단순flash (Nieuwboer 2007), 타일패턴 가상현실 (Baram 2010) 등이 제안되었다.
- [0027] 이러한 모달리티 중, FOG의 개선 효과가 있는 것으로 검증된 것은 평행선이 유일하다 1990, Jiang 2006, Nieuwboer 2008).
- [0028] 가상현실과 같은 정보량이 큰 시각적 큐잉은 환자의 cognitive overload를 유발하기 쉬우며 실제로, 가상현실을 사용할 경우 즉각적 효과는 오히려 보행속도 및 보폭을 악화시킨다(Baram 2010).
- [0029] 또한 시각큐잉의 효과는 주로 보행의 시작에서 amplitude generation을 향상시킨다 (Jiang 2006, Nieuwboer 2008).
- [0030] 청각(auditory) 및 체성감각(somatosensory) 큐잉에서 청각자극에는 메트로놈, 비프음(beep) 등이 사용되었고, step time variability의 약간의 개선효과가 있었다(Willems 2007).
- [0031] 실질적 FOG개선에는 즉각적 효과는 없고 (Cubo 2004), 훈련을 통해서도 FOG의 향상은 미약하였다(Nieuwboer 2007). 즉 청각큐잉은 주로 리듬생성을 보조하나, 의도적으로 큰 걸음을 걷는 집중전략 (attentional strategy)과 동시에 수행되는 것이 중요하다(Baker 2008).
- [0032] 체성감각은 주로 진동자극이 사용되며, 운동의 시작시 한번만 자극하는 것이 off-phase에서의 레보도와 정도의 효과만을 보인다(Burleigh-Jacobs 1997). 즉 체성감각은 동작의 진폭생성을 보조한다(Burleigh-Jacobs 1997).
- [0033] 한편 보행장애를 위한 큐잉(Cueing)의 문제점을 보면, 먼저 개루프(Open-loop) 큐잉의 문제점은 FOG 개선효과 미약하며, 정해진 박자에 맞추어 시각, 청각, 촉각등의 큐잉을 제시하는 개루프방식의 큐잉은, 보행의 속도와 보폭을 늘리는데는 기여하였으나, 실질적으로 FOG의 빈도와 심한정도의 개선에는 큰 효과가 없었다 (Lim 2005, Nieuwboer 2007: FOG score: 4.2%; FOG-Q: 3.6%, Nieuwboer 2008).FOG가 오히려 악화되는 경우가 존재하여, 개루프 큐잉에서는 환자의 실제보행패턴과 큐잉의 타이밍이 맞지 않고, 환자의 인지기능의 저하로 인해 큐에 적응하기 어려워져서, 이러한 큐가 인지적 과부하로 작용되어 혼돈을 유발할 수 있다. 실제로 일부의 환자에서는 개루프 큐잉이 오히려 FOG와 가속보행을 악화시키고 (Nieuwboer 2006). 또한, 박자의 불일치가 보행의 변동성과 불안정성을 증가시켰다(McIntosh 1997).
- [0034] 공간적(spatial) 큐잉은 주로 동작의 크기의 조절과 진폭생성에 작용하는 것으로서, 동작의 시작에만 적합하다 (Nieuwboer 2008). 시간적(temporal) 큐잉은 보행의 타이밍과 사지동작의 조율(coordination)에 작용하여 보행의 리듬생성과 방향전환에서의 대칭성을 보조하여, 보행중에만 효과적이다(Thaut 2001, Nieuwboer 2008)이와같이 모달리티에 따라 적용되는 동작의 모드가 다르므로, 한가지 모달리티로 보행장애 전반에 걸쳐 기능을 향상시키는 것은 어렵다(Morris 2006, Nieuwboer 2008). 또한 미관 (cosmetics)의 관점에서 환자는 정상인과 구별되는 것을 심리적으로 매우 꺼려서, 큐잉장치가 정상인과 크게 구별되는 형상을 띠는 경우 (가상현실 안경, 도립스틱 등), 환자의 사용욕구를 유발하기 힘들고, 사용할 경우에도 심리적 만족감이 낮아 삶의 질을 저하시킨다.
- [0035] 편의성 (conveniency) 관점에서 스틱, 레이저포인터, 워커 등은 휴대하기 불편하고 몸과 떨어져 있어서, 인지기능이 약화된 환자는 이를 휴대하는 것을 잊어버리는 경우가 존재한다.
- [0036] 인지적 과부하(cognitive overload)의 문제의 경우 큐잉장치를 사용하는 것이 일상적 동작에서 벗어나는 경우 (스틱, 워커등), 또는 제시된 큐가 너무 복잡할 경우 (가상현실 안경 등), 인지적 과부하(cognitive overload)를 유발하여 오히려 FOG를 유발할 수 있다(Nieuwboer 2008).
- [0037] 이러한 큐잉의 효과는 장기간 (e.g. 3주) 훈련하였을 경우 유의하게 나타나지만, 그 효과는 유지되지 않고 다시 원래상태로 복귀한다(Lim 2010, Nieuwboer 2007).따라서, 큐잉장치를 재활훈련용도만으로 사용하는 것은 비합리적이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0038] 상술한 문제점을 해결하기 위하여 본 발명은 고위 중추 손상 환자의 보행 상태에 따른 적절한 큐잉(Cueing)제시를 위해 환자의 보행장애 상태를 실시간으로 판정하는 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템

템 및 그 방법을 제공하는 데 목적이 있다.

[0039] 또한 환자가 착용하게 되는 계측 장치(신발)에 3축 가속도 센서와 압력센서(FSR)를 설치하여 환자의 보행 패턴을 계측하고, 계측된 데이터를 바탕으로 시간영역 및 주파수영역 특성에 기반하여 환자의 보행 장애 상태를 실시간으로 구분하고, 판정하는데 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0040] 본 발명은 3축 가속도 센서와, 압력을 측정하는 압력센서로 구성되되, 각각 계측장치의 앞쪽과 뒤쪽에 위치한다.

[0041] 상기 센서들의 계측된 데이터를 바탕으로 시간영역 및 주파수영역 특성에 기반하여 환자의 보행 장애 상태를 실시간으로 구분하는 제어부를 더 포함하여 구성된다.

[0042] 본 발명은 환자의 인지적 과부하와 실용성을 고려하기 위하여, 상기 센서들을 포함하는 측정 장비는 상기 계측 장치의 하측부에 위치시키고 상기 센서들로부터 계측된 가속도, 압력신호는 무선 통신을 통해 일정 서버에 전송하는 무선부를 더 포함하여 구성된다.

[0043] 상기 환자의 보행 장애 상태는 안정 상태, 정상보행, 보행동결(FOG), 또는 가속보행(festination)으로 구분한다.

[0044] 상기 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 주파수 도메인(frequency domain) 파라미터 및 타임 도메인(time domain)의 분석 지표를 이용하여 특정 threshold 값을 결정한다.

[0045] 상기 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 휴식(Resting) 상태의 에너지(energy)는 미약하므로 PSD (power spectrum density) 분석을 통해 resting 상태와 걷기(walking) 상태 구분을 위한 energy threshold 값을 결정한다.

[0046] 본 발명은 정상 보행(Normal gait)은 비정상적인 보행과 비교하여 낮은 주파수의 영역이므로, 미리 상기 정상 보행 threshold를 결정하여 그 이하일 경우 정상 보행으로 판정한다.

[0047] 상기 보행동결(FOG), 또는 가속보행(festination) 구별을 위해 특정 주파수대역의 파워의 크기를 미리 분석하여 threshold를 결정하여 그 구별을 판정한다.

[0048] 본 발명은 3축 가속도 센서와, 압력센서로 구성되되, 신발의 앞쪽(앞꿈치)과 뒤쪽(뒤꿈치)에 위치한다.

[0049] 본 발명은 환자의 인지적 과부하와 실용성을 고려하기 위하여, 상기 센서들을 포함하는 측정 장비는 신발의 깔창 밑에 위치시키고 상기 센서들로부터 계측된 가속도, 압력신호는 무선 통신을 통해 일정 서버에 전송된다.

[0050] 본 발명은 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 주파수 도메인 파라미터 및 시간 도메인의 분석 지표를 이용하거나, 상기 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 PSD (power spectrum density) 분석을 통해 휴식 상태와 걷기 상태 구분을 하거나, 정상 보행(Normal gait)과 비정상적인 보행을 비교하거나, 보행동결(FOG) 또는 가속보행(festination)의 구별을 위해 threshold를 미리 결정하여 메모리에 저장한다.

[0051] 본 발명은 3축 가속도 센서를 통하여 각축의 가속도를 센싱하는 단계와, 압력센서를 통하여 압력을 측정하는 단계로 구성된다.

[0052] 본 발명은 상기 센서들의 계측된 데이터를 바탕으로 시간영역 및 주파수영역 특성에 기반하여 환자의 보행 장애 상태를 실시간으로 구분하는 단계로 구성된다.

[0053] 본 발명은 상기 센서들을 포함하는 측정 장비를 통하여 계측된 가속도, 압력신호는 무선 통신을 통해 일정 서버에 전송하는 단계로 구성된다.

[0054] 본 발명은 상기 환자의 보행 장애 상태를 안정 상태, 정상보행, 보행동결(FOG), 또는 가속보행(festination)으로 구분하여 저장하는 단계로 구성된다.

[0055] 본 발명은 상기 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 주파수 도메인(frequency domain) 파라미터 및 타임 도메인(time domain)의 분석 지표를 이용하여 특정 threshold 값을 결정하는 단계로 구성된다.

[0056] 본 발명은 상기 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 PSD (power spectrum density) 분석을 통해 resting 상태와 걷기(walking) 상태 구분을 위한 energy threshold 값을 결정하는 단계로 구성된다.

[0057] 본 발명은 상기 정상 보행 threshold를 미리 결정하여 그 이하일 경우 정상 보행으로 판정하는 단계로 구성된다.

[0058] 본 발명은 상기 보행동결(FOG), 또는 가속보행(festination) 구별을 위해 특정 주파수대역의 파워의 크기를 미리 분석하여 threshold를 결정하는 단계로 구성된다.

발명의 효과

[0059] 본 발명에 따르면 고위 중추 손상 환자의 보행 상태에 따른 적절한 큐잉(Cueing)의 제시에 의하여 환자의 보행 장애 상태를 실시간으로 판정할 수 있어 편리한 일상 생활을 영위할 수 있도록 한다.

[0060] 또한 본 발명에 따르면 계측 장치(신발)에 3축 가속도 센서와 압력센서(FSR)를 설치하여 fail-safe 알고리즘으로 용이하게 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태를 실시간으로 판정할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0061] 도1은 본 발명의 일실시예에 따른 시스템의 전체적인 구성을 보여주는 도면.

도2는 본 발명에 따른 실시간 보행 상태 구분 알고리즘.

도3은 본 발명에 따른 비주얼 큐 시스템을 보여주는 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0062] 이하 본 발명의 실시를 위한 구체적인 내용을 도면을 참고하여 자세히 설명한다.

[0063] 도1에서 보는 바와 같이 본 발명은 3축 가속도 센서(10)와, 압력을 측정하는 압력센서(20)와, 상기 센서들의 계측된 데이터를 바탕으로 시간영역 및 주파수영역 특성에 기반하여 환자의 보행 장애 상태를 실시간으로 구분하는 제어부(30)와 환자의 인지적 과부하와 실용성을 고려하기 위하여, 상기 센서들을 포함하는 측정 장비는 상기 계측장치의 하측부에 위치시키고 상기 센서들로부터 계측된 가속도, 압력신호는 무선 통신을 통해 일정 서버에 전송하는 무선부(40)로 크게 나뉘어 구성된다.

[0064] 따라서 본 발명에 따른 상기 구성들은 각각 계측장치의 앞쪽과 뒤쪽에 위치하여 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태를 실시간으로 판정할 수 있다.

[0065] 본 발명은 상기 환자의 보행 장애 상태는 안정 상태, 정상보행, 보행동결(FOG), 또는 가속보행(festination)으로 구분하고, 상기 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 주파수 도메인(frequency domain) 파라미터 및 타임 도메인(time domain)의 분석지표를 이용하여 특정 threshold 값을 결정한다.

[0066] 본 발명은 상기 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 휴식(Resting) 상태의 에너지(energy)는 미약하므로 PSD(power spectrum density) 분석을 통해 resting 상태와 걷기(walking) 상태 구분을 위한 energy threshold 값을 결정하고, 정상 보행(Normal gait)은 비정상적인 보행과 비교하여 낮은 주파수의 영역이므로, 미리 상기 정상 보행 threshold를 결정하여 그 이하일 경우 정상 보행으로 판정한다.

[0067] 상기 보행동결(FOG), 또는 가속보행(festination) 구별을 위해 특정 주파수대역의 파워의 크기를 미리 분석하여 threshold를 결정하여 그 구별을 판정한다.

[0068] 본 발명은 3축 가속도 센서와, 압력센서로 구성되며, 신발의 앞쪽(앞꿈치)과 뒤쪽(뒤꿈치)에 위치한다.

[0069] 환자의 인지적 과부하와 실용성을 고려하기 위하여, 상기 센서들을 포함하는 측정 장비는 신발의 깔창 밑에 위치시키고 상기 센서들로부터 계측된 가속도, 압력신호는 무선 통신을 통해 일정 서버에 전송된다.

[0070] 본 발명은 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 주파수 도메인 파라미터 및 시간 도메인의 분석 지표를 이용하거나, 상기 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 PSD(power spectrum density) 분석을 통해 휴식 상태와 걷기 상태 구분을 하거나, 정상 보행(Normal gait)과 비정상적인 보행을 비교하거나, 보행동결(FOG) 또는 가속보행(festination)의 구별을 위해 threshold를 미리 결정하여 메모리에 저장한다.

[0071] 이하 본 발명의 실시를 위한 방법에 대하여 자세히 설명한다.

[0072] 본 발명은 먼저 3축 가속도 센서를 통하여 각축의 가속도를 센싱한다.

- [0073] 그리고 본 발명에 따른 압력센서를 통하여 압력을 측정한다.
- [0074] 계속하여 상기 센서들의 측정된 데이터를 바탕으로 시간영역 및 주파수영역 특성에 기반하여 환자의 보행 장애 상태를 실시간으로 구분한다.
- [0075] 그리고 상기 센서들을 포함하는 측정 장비를 통하여 측정된 가속도, 압력신호는 무선 통신을 통해 일정 서버에 전송한다.
- [0076] 상기 환자의 보행 장애 상태를 안정 상태, 정상보행, 보행동결(FOG), 또는 가속보행(festination)으로 구분하여 저장한다.
- [0077] 또한 상기 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 주파수 도메인(frequency domain) 파라미터 및 타임 도메인(time domain)의 분석 지표를 이용하여 특정 threshold 값을 결정한다.
- [0078] 또한 상기 각 보행 장애 상태를 인식하기 위해 PSD (power spectrum density) 분석을 통해 resting 상태와 걷기(walking) 상태 구분을 위한 energy threshold 값을 결정한다.
- [0079] 또한 상기 정상 보행 threshold를 미리 결정하여 그 이하일 경우 정상 보행으로 판정한다.
- [0080] 또한 상기 보행동결(FOG), 또는 가속보행(festination) 구별을 위해 특정 주파수대역의 파워의 크기를 미리 분석하여threshold를 결정한다.
- [0081] 이외에도 도2에서 보는 바와 같이 (1) Data acquisition 및 processing(S1,2,3), (2) 보행 status 구분 threshold 결정(S4, 5), (3) FOG와 festination 구분 알고리즘 등(S6, 7..)을 통해 실현할 수도 있다.
- [0082] 실시예1
- [0083] 도3 에서 보는 바와 같이 본 발명의 일실시에 따른 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태 실시간 판정 시스템의 시각적 큐를 제안한다.
- [0084] 즉, 도면에서 보는 바와 같이 Green/Red Laser diode Module과 Cylindrical lens와, Foot switch를 통해 신호를 받아 Visual cue를 출력한다.
- [0085] 실시예2
- [0086] 본 발명의 다른 실시예에 따른 지능형 바이오피드백 (biofeedback) 큐잉을 제안한다.
- [0087] 상기 피드백 큐잉은 개루프 큐잉이 환자의 실제의 보행과 동기되지 못하여, 보행개선의 효과가 미약하거나 오히려 악화되었던 문제를 해결하기 위하여, 환자의 보행 주기를 검출하고 이에 맞추어 큐를 주는 피드백으로의 방법적 전환을 개발하였다.
- [0088] 또한 본 발명에 따른 지능형 (context-aware) 큐잉은 FOG의 경우 스테핑 동작을 유발해야 하지만, 가속보행의 경우 보행속도를 낮추어야 하므로, 현재의 보행상태를 정확히 검출하여 이에 맞는 큐를 제시하는 지능형 큐잉이 필요하다.
- [0089] 또한, 정상보행과 휴식상태를 구별하여, 보행장애가 있을 경우에만 큐잉할 수 있도록 하였다.
- [0090] 실시예3
- [0091] 본 발명의 또 다른 실시예에 의한 웨어러블(wearable) 큐잉 시스템을 제안한다.
- [0092] 본 발명은 미관과 편의성을 높이고 인지적 과부하를 줄이기 위해서, 웨어러블 시스템으로 큐잉 장치 및 지능형 바이오피드백 장치를 개발하였다.
- [0093] 특히, 시각큐잉은 보행장애가 검출되었을 경우에만 제시하고, 환자의 인지능력에 맞는 색상과 형태의 라인으로 설계하였다.
- [0094] 또한 큐잉의 캐리오버효과가 없으므로, 큐잉장치는 웨어러블 보조기(orthosis)로서 사용하여 지속적 큐잉장치(permanent cueing device)로서 사용하였다.

산업상 이용가능성

- [0095] 고위 보행장애를 일으키는 질병은 파킨슨병, 진행성 핵상마비, 대뇌피질변성 등이 있으며 뇌수두증과 동반된 2차성 파킨슨증후군 및 혈관성 파킨슨증도 해당됨. 고위보행장애의 대표적 질병인 파킨슨병은 인구 10만명당 780

명의 유병률을 지니며, 60세 이상의 인구에서의 유병율은 1.47%에 이른다.

[0096] 이러한 고위보행장애는 파킨슨환자의 약 1/2에서 발생하며, 병의 진행과 더불어 증가하여 more advanced stage에 서는 60%에 이른다. 인구의 고령화와 더불어 급속도로 증가할 것으로 예상된다.

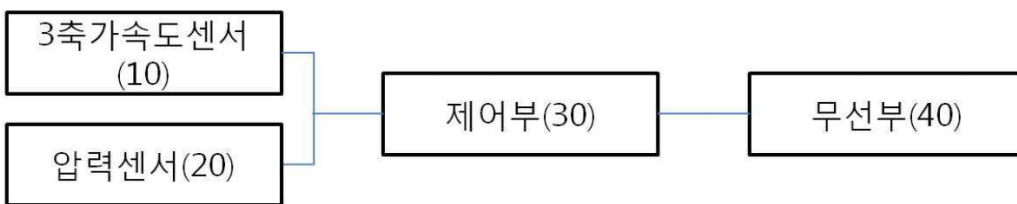
[0097] 현재 고위 중추손상 환자의 보행장애 상태를 실시간으로 판정하는 시스템은 없으며, 본 기술을 제품화할 때, 예상되는 가격은 50만원 정도로서 고위 중추손상 환자도 큰 부담없이 구매할 수 있을 것으로 생각된다.

부호의 설명

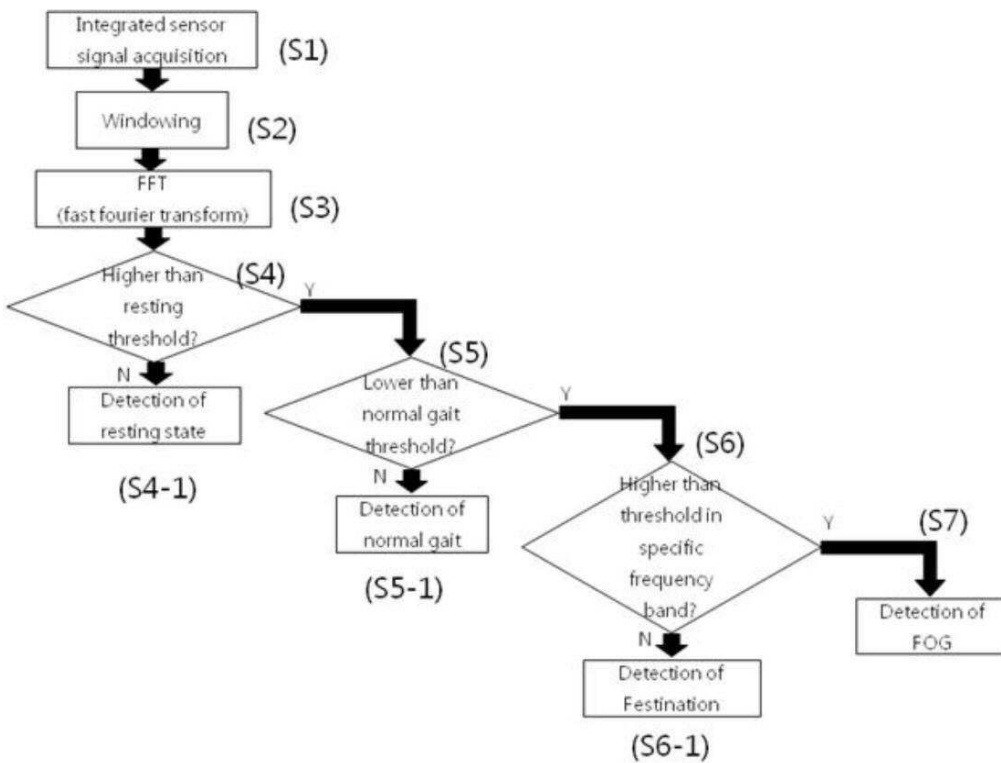
- [0098] 10 : 3축 가속도 센서
- 20 : 압력센서
- 30 : 제어부
- 40 : 무선부

도면

도면1



도면2



도면3

