



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0090156
(43) 공개일자 2019년08월01일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 1/36 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)
A61H 3/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61N 1/36003 (2013.01)
A61B 5/0488 (2019.01)
(21) 출원번호 10-2018-0008658
(22) 출원일자 2018년01월24일
심사청구일자 2018년01월24일

(71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
건국대학교 산학협력단
서울특별시 광진구 능동로 120, 건국대학교내 (화양동)
(72) 발명자
윤범철
경기도 하남시 미사강변한강로 60, 105동 2201호
임태현
서울특별시 서초구 고무래로10길 39, 406호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
정은열

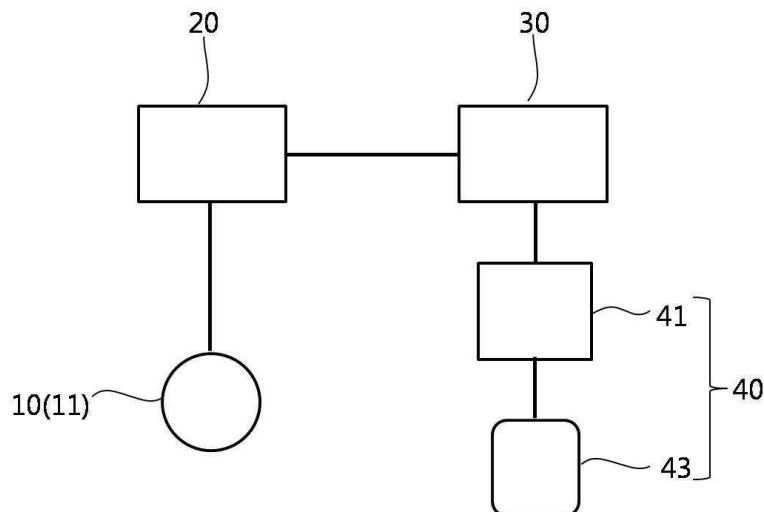
전체 청구항 수 : 총 5 항

(54) 발명의 명칭 근육의 협응패턴 분석에 기반하는 착용형 보행 재활로봇 장치

(57) 요약

본 발명은 착용형 보행 재활로봇 장치에 관한 것으로, 본 발명에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치는, 보행하는 환자의 하지 근육부위들을 그룹화한 근육그룹에 부착되어, 근 활성도를 측정하는 적어도 하나 이상의 근전도센서(11)를 포함하는 시너지 측정부(10); 측정된 근 활성도를 기반으로 보행시너지를 분석하고, 기설정된 정상인의 보행시너지와 비교하여, 환자의 보행시너지가 비정상시너지인지 또는 정상시너지인지를 판별하는 시너지 분석부(20); 시너지 분석부(20)에서 비정상시너지로 판별된 경우에, 정상시너지 촉진을 위한 자극명령을 생성하는 자극명령 생성부(30); 및 생성된 자극명령에 따라 근육그룹에 자극을 인가하는 자극부(40);를 포함한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/112 (2013.01)

A61H 3/008 (2013.01)

A61N 1/0452 (2013.01)

A61N 1/36031 (2017.08)

(72) 발명자

이재혁

서울특별시 성북구 삼양로13길 45, 407동 204호

김연

서울특별시 동대문구 홍릉로8길 28, 101동 202호

김민희

서울특별시 성북구 아리랑로5길 92, 103동 202호

정희룡

서울특별시 용산구 한강대로30길 25, 2409호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2017R1A2B4009720

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 개인연구지원사업 (중견연구)

연구과제명 뇌졸중 환자의 실시간 병리적 보행시너지 분석 기반의 착용형 보행재활로봇기술 개발 및
임상효과 검증

기 여 율 1/1

주관기관 고려대학교 산학협력단

연구기간 2017.03.01 ~ 2020.02.28

명세서

청구범위

청구항 1

보행하는 환자의 하지 근육부위들을 그룹화한 근육그룹에 부착되어, 근 활성도를 측정하는 적어도 하나 이상의 근전도센서를 포함하는 시너지 측정부;

측정된 상기 근 활성도를 기반으로 보행시너지를 분석하고, 기설정된 정상인의 보행시너지와 비교하여, 상기 환자의 보행시너지가 비정상시너지인지 또는 정상시너지인지를 판별하는 시너지 분석부;

상기 시너지 분석부에서 비정상시너지로 판별된 경우에, 정상시너지 촉진을 위한 자극명령을 생성하는 자극명령 생성부; 및

생성된 상기 자극명령에 따라 상기 근육그룹에 자극을 인가하는 자극부;

를 포함하는 착용형 보행 재활로봇 장치.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 시너지 분석부는,

측정된 상기 근 활성도를 보행 주기별로 추출하고, 추출된 보행 주기별 근 활성도를 비음수행렬분석(non-negative matrix factorization)에 적용하여, 상기 환자의 보행시너지를 분석하는 착용형 보행 재활로봇 장치.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 자극명령은,

상기 근육그룹 중 적어도 어느 하나 이상의 근육부위를 수축하는 근수축명령; 및

상기 근육그룹 중 적어도 다른 하나 이상의 근육부위를 이완하는 근이완명령;

을 포함하는 착용형 보행 재활로봇 장치.

청구항 4

청구항 3에 있어서,

상기 자극부는,

상기 자극명령을, 주파수 및 강도를 제어하여, 상기 근육부위를 수축하고 이완하는 전기자극신호로 변환하는 제어부; 및

상기 근육그룹에 부착되어, 상기 전기자극신호에 따라 전기자극을 인가하는 전극패드;

를 포함하는 착용형 보행 재활로봇 장치.

청구항 5

청구항 1에 있어서,

다수의 링크가 힌지 결합되어, 상기 환자의 하지에 착용되는 지지부; 및
상기 근전도센서, 상기 시너지 분석부, 상기 자극명령 생성부, 및 상기 자극부 각각에 전력을 공급하는 전원부;
를 더 포함하는 착용형 보행 재활로봇 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 착용형 보행 재활로봇 장치에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 보행장애 환자의 병리적 보행시너지를 억제하고 정상시너지를 촉진함으로써 보행재활을 돕는 착용형 보행 재활로봇 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 뇌졸중은 뇌혈관질환 중 가장 많이 발생하는 질환으로 사망원인 1위(단일질환 기준)이며, 후유증이 심각해 가족 뿐 아니라 사회경제적 부담이 큰 대표적인 질환이다. 보행 능력은 일상생활 활동이나 사회 활동의 참여 폭을 넓히기 위한 필수적 요소이므로, 뇌졸중 환자의 보행능력 저하는 사회참여능력 감소로 이어져 삶의 질을 저하시키는 원인이 된다.

[0004] 현재의 뇌졸중 환자의 보행재활을 위한 치료적 접근은 개별 근육의 억제와 활성화에 초점이 맞춰져 있는 실정이다. 또한, 종래의 보행 분석은 근골격계 모델링을 통한 운동학적, 운동역학적 분석이 주를 이루어 왔다. 이러한 종래 보행 분석은 움직임을 일으키는 주동근(prime mover)에 대한 예측이 잘 되는 편이며, 정상인들을 대상으로도 타당성 높은 연구 결과가 제시되고 있다. 하기 선행기술문헌의 특허문헌에서는, 보행 분석을 통해 근골격계의 수직 및 좌우 균형 정보를 추출하는 보행정보 측정장치를 개시하고 있다.

[0005] 그러나 근골격계의 다관절 구조는 자유도 문제(degree of freedom problem)를 야기하며, 동일한 목적의 움직임도 서로 다른 근육들의 협응(coordination) 패턴에 의해 만들어질 수 있고, 이는 대상자간 그리고 움직임 수행 횟수마다 다양하게 나타난다. 따라서, 종래 보행 분석 방식만으로는 다른 근육들과의 연관성 즉, 협응 패턴에 대한 정보를 명확히 예측할 수 없으므로, 보행재활에 한계가 있다.

[0006] 이에 종래 보행 분석에 대한 문제점을 해결하고 보행재활에 효과적인 기술이 요구되고 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0008] (특허문헌 0001) KR 10-1502765 B1

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명은 상술한 종래기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로, 본 발명의 일 측면은, 보행 시 실시간으로 보행장애 환자의 보행시너지 패턴을 분석하고, 이에 기반하여 실시간으로 해당 근육들에 자극을 주어, 보행 환자의 병리적 시너지 패턴은 억제하고 정상시너지를 효과적으로 촉진시킬 수 있는 착용형 보행 재활로봇 장치를 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

[0011] 본 발명에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치는 보행하는 환자의 하지 근육부위들을 그룹화한 근육그룹에 부착되

어, 근 활성도를 측정하는 적어도 하나 이상의 근전도센서를 포함하는 시너지 측정부; 측정된 상기 근 활성도를 기반으로 보행시너지를 분석하고, 기설정된 정상인의 보행시너지와 비교하여, 상기 환자의 보행시너지가 비정상 시너지인지 또는 정상시너지인지를 판별하는 시너지 분석부; 상기 시너지 분석부에서 비정상시너지로 판별된 경우에, 정상시너지 측진을 위한 자극명령을 생성하는 자극명령 생성부; 및 생성된 상기 자극명령에 따라 상기 근육그룹에 자극을 인가하는 자극부;를 포함한다.

[0012] 또한, 본 발명에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치에 있어서, 상기 시너지 분석부는, 측정된 상기 근 활성도를 보행 주기별로 추출하고, 추출된 보행 주기별 근 활성도를 비음수행렬분석(non-negative matrix factorization)에 적용하여, 상기 환자의 보행시너지를 분석한다.

[0013] 또한, 본 발명에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치에 있어서, 상기 자극명령은, 상기 근육그룹 중 적어도 어느 하나 이상의 근육부위를 수축하는 근수축명령; 및 상기 근육그룹 중 적어도 다른 하나 이상의 근육부위를 이완하는 근이완명령;을 포함한다.

[0014] 또한, 본 발명에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치에 있어서, 상기 자극부는, 상기 자극명령을, 주파수 및 강도를 제어하여, 상기 근육부위를 수축하고 이완하는 전기자극신호로 변환하는 제어부; 및 상기 근육그룹에 부착되어, 상기 전기자극신호에 따라 전기자극을 인가하는 전극패드;를 포함한다.

[0015] 또한, 본 발명에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치에 있어서, 다수의 링크가 힌지 결합되어, 상기 환자의 하지에 착용되는 지지부; 및 상기 근전도센서, 상기 시너지 분석부, 상기 자극명령 생성부, 및 상기 자극부 각각에 전력을 공급하는 전원부;를 더 포함한다.

[0017] 본 발명의 특징 및 이점들은 첨부도면에 의거한 다음의 상세한 설명으로 더욱 명백해질 것이다.

[0019] 이에 앞서 본 명세서 및 청구범위에 사용된 용어나 단어는 통상적이고 사전적인 의미로 해석되어서는 아니되며, 발명자가 그 자신의 발명을 가장 최선의 방법으로 설명하기 위해 용어의 개념을 적절하게 정의할 수 있다는 원칙에 입각하여 본 발명의 기술적 사상에 부합하는 의미와 개념으로 해석되어야만 한다.

발명의 효과

[0021] 본 발명에 따르면, 환자 개인별 병리적 보행시너지의 분석을 통해, 정상 패턴 발현을 촉진할 수 있는 환자 맞춤형 재활 프로그램을 제공함으로써, 환자의 독립적인 일상생활과 삶의 질 향상에 이바지할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0023] 도 1 및 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치의 구성도이다.

도 3은 본 발명의 실시예에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치의 작동과정을 나타내는 순서도이다.

도 4는 근전도센서의 부착 위치를 도시한 하지의 사시도이다.

도 5는 비음수행렬분석 과정(a) 및 이에 의해 분석된 시너지 변화 그래프(b)이다.

도 6은 뇌졸중 환자의 보행시너지 및 본 발명에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치 착용 후의 보행시너지를 나타내는 도이다.

도 7은 뇌졸중 환자의 재활 전후의 보행시너지를 나타내는 도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0024] 본 발명의 목적, 특정한 장점들 및 신규한 특징들은 첨부된 도면들과 연관되어지는 이하의 상세한 설명과 바람직한 실시예들로부터 더욱 명백해질 것이다. 본 명세서에서 각 도면의 구성요소들에 참조번호를 부가함에 있어서, 동일한 구성 요소들에 한해서는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 한 동일한 번호를 가지도록 하고 있음에 유의하여야 한다. 이하, 본 발명을 설명함에 있어서, 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있는 관련된

공지 기술에 대한 상세한 설명은 생략한다.

- [0026] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시형태를 상세히 설명하기로 한다.
- [0028] 도 1 및 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치의 구성도이고, 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치의 작동과정을 나타내는 순서도이다.
- [0029] 도 1 및 도 2에 도시된 바와 같이, 본 발명에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치는, 보행하는 환자의 하지 근육부위들을 그룹화한 근육그룹에 부착되어, 근 활성도를 측정하는 적어도 하나 이상의 근전도센서(11)를 포함하는 시너지 측정부(10); 측정된 근 활성도를 기반으로 보행시너지를 분석하고, 기설정된 정상인의 보행시너지와 비교하여, 환자의 보행시너지가 비정상시너지인지 또는 정상시너지인지를 판별하는 시너지 분석부(20); 시너지 분석부(20)에서 비정상시너지로 판별된 경우에, 정상시너지 측진을 위한 자극명령을 생성하는 자극명령 생성부(30); 및 생성된 자극명령에 따라 근육그룹에 자극을 인가하는 자극부(40);를 포함한다.
- [0031] 본 발명은 보행장애 환자의 보행재활에 사용되는 재활로봇에 관한 것이다. 여기서, 보행장애 환자는 대표적으로, 뇌졸중 환자를 예시하지만, 반드시 이에 한정하는 것은 아니고, 사고, 질병 등에 의해 보행장애를 가지고 재활이 요구되는 모든 환자를 포함한다.
- [0032] 보행재활에 있어서, 재활 전 환자의 보행 분석이 필수적이다. 일례로, 뇌졸중 환자의 경우, 보행 장애가 하지 근육들의 병리적 협응 패턴에 기인해 다양한 형태를 보이므로, 재활치료에 앞서 환자 개개인의 보행 분석이 필요하다. 종래 보행 분석은 근골격계 모델링을 통한 운동학적, 운동역학적 분석이 주를 이루고 있다. 그러나 이러한 보행 분석 방법은, 운동형상학적 특성과 관절 각도나 신체 분절의 이동 거리 변화 원인이 신경계와 근골격계 중 어디에서 비롯되었는지를 분별하기 곤란하고, 움직임이 실제 운동 명령에 의한 것인지 아니면 관성이나 중력과 같은 물리적 요인에 의한 것인지 명확하게 밝힐 수 없다. 또한, 등척성 수축에 관한 운동 명령은 운동형상학적으로 파악하기 어려운 문제가 있다. 이에 종래 보행 분석과 다른 분석 방식을 도입할 필요가 있다.
- [0033] 따라서, 본 발명에서는 근육 시너지 이론에 기반하여 보행 분석을 실시한다. 인간은 복잡한 근골격계의 자유도 과잉문제를 극복하고 조화로운 움직임을 만들어 내기 위하여, 중추신경계가 근육들을 그룹화하여 동시 수축(co-activation)함으로써 자유도를 단순화시킨다는 이론이 근육 시너지 이론이다. 이러한 근육 시너지 이론은, 중추신경계가 신체 분절을 움직이기 위하여 하나의 근육을 개별적으로 활성화 시키는 것이 아니라, 다수의 근육이 집합된 근육그룹에 운동명령을 내려보내는 개념을 기반으로 발전하였다. 시너지 분석은 보행 주기별 동원되는 근육군의 그룹을 객관적으로 밝힐 수 있는 장점이 있고, 시너지 분석 기반의 보행재활은 환자 개개인별 병리적 보행시너지의 규명이 가능하여, 맞춤 보행재활 프로그램 개발의 근거 자료로 활용 가능하다.
- [0035] 이러한 실시간 병리적 보행시너지 분석에 기반하는 본 발명에 따른 재활로봇은, 시너지 측정부(10), 시너지 분석부(20), 자극명령 생성부(30), 및 자극부(40)를 포함한다.
- [0036] 시너지 측정부(10)는, 보행하는 환자의 근 활성도를 측정한다. 여기서, 근 활성도는 근전도센서(11)에 의해 측정되고, 근전도센서(11)는 예를 들어, EMG(Electromyogram) 센서를 사용할 수 있다. 이때, 근전도센서(11)는 적어도 하나 이상 구비되어, 보행하는 환자의 하지 근육그룹에 부착된다. 근육그룹은 보행 시 중추신경계에 의해 운동명령을 받아 활성화되는 환자의 근육부위들을 그룹화한 것이다.
- [0037] 따라서, 근 활성도는 환자가 보행하는 동안, 개별 근육부위들에서 각각 측정된다. 근전도센서(11)가 부착되는 근육부위는 하지의 대퇴부, 및 종아리의 전후방 특정 근육부위인데, 그 부위에 특별한 제한은 없다. 이렇게 측정된 개별 근육의 근 활성도는 시너지 분석부(20)로 전송되어, 환자의 보행시너지 분석에 활용된다. 이때, 근 활성도의 전송은 무선 전송이 바람직하지만, 유선으로 전송되어도 무방하다.
- [0039] 시너지 분석부(20)는, 환자의 근 활성도를 기반으로 보행시너지를 분석하고, 그 보행시너지가 정상적인 시너지 패턴인지, 비정상적인 병리적 시너지 패턴인지를 판별한다. 여기서, 보행시너지는 보행 시의 근육 시너지를 의

미한다.

[0040] 보행시너지 분석을 위해서는, 우선 동작 분석을 통해 각 관절의 각도를 기준으로 환자의 보행 주기를 편집하고, 동작 분석과 동기화된 동일 시간대의 각 근육부위별 근 활성도를 추출함으로써, 보행 주기별 근 활성도 정보 데이터를 수집한다. 다음, 보행 주기별 근 활성도 데이터를 비음수행렬분석(non-negative matrix factorization, NMF) 알고리즘에 적용함으로써 보행시너지를 분석할 수 있다.

[0041] NMF를 통한 보행시너지 분석의 일례를 설명하면, 근 활성도(EMG) 신호를 m 개의 근육에서 n 개의 프레임만큼 측정했을 때에, EMG 데이터 행렬은 아래 <수학식 1>과 같다.

[0042] <수학식 1>

[0043]
$$EMG \in R^{m \times n}$$

[0045] 이러한 EMG 데이터를 NMF 알고리즘에 사용하면 아래 <수학식 2>와 같이 행렬을 분해할 수 있다.

[0046] <수학식 2>

[0047]
$$EMG = W \times C + e$$

[0049] 여기서, $W \in R^{i \times m}$ 은 근 활성도에서 추출된 주성분 벡터의 집합으로 근육 시너지의 구조적 요소라고 할 수 있고, $C \in R^{n \times i}$ 은 W 의 계수로서 근육 시너지의 시간적 요소이다. e 는 NMF 분해로 설명할 수 없는 잔존오차(residual error)이며, 이 값을 사용하여 근육 시너지의 설명력을 계산하고, 시너지 개수(i)를 결정하는데 사용한다. W 와 C 의 결정은 반복계산을 통해 최적의 벡터와 그에 상응하는 계수를 결정하며, 그 과정에 다양한 NMF 방식이 존재한다. 그 중 근육 시너지 분석에서는 주로 임의화된 초기값으로부터 반복적으로 최적값을 찾아가는 방식을 사용한다. 이처럼 NMF 알고리즘을 여러 근육으로부터 측정된 EMG 신호에 사용할 경우 데이터는 시간과 공간을 의미하는 두 개의 행렬로 분해되는데, 이때 이 두 행렬은 각각 언제, 어떤 근육그룹이 동시에 활성화되었는지 알려줄 수 있는 근육 시너지 정보를 제시해 준다.

[0050] 전술한 방법에 의해, 환자의 보행시너지가 분석되면, 정상시너지인지, 비정상시너지인지를 판별하기 위해서, 환자의 보행시너지와 정상인의 보행시너지를 비교한다. 이때, 정상인의 보행시너지는 기분석되어 기설정된 시너지 정보를 사용한다. 이렇게 환자의 보행시너지가 비정상적인 병리적 시너지로 판별되면, 자극명령 생성부(30)에서 자극명령을 생성한다.

[0052] 자극명령 생성부(30)는, 개별 환자의 정상시너지를 촉진할 수 있는 자극명령을 생성한다. 근육 시너지 이론에 따르면, 보행 시에 보행 주기별로 동원되는 근육그룹이 있고, 이에 속하는 개별 근육들은 동시에 수축 또는 이완을 하므로, 자극명령 생성부(30)는 주요 근육부위에 수축 또는 이완 자극을 줄 수 있는 자극명령을 생성한다. 따라서, 자극명령 생성부(30)에서 생성되는 자극명령은, 근수축명령 및 근이완명령을 포함할 수 있다. 근수축명령은 근육그룹 중 정상시너지에 따라 적어도 어느 하나 이상의 근육부위를 수축시키는 명령이고, 근이완명령은 근육그룹 중 정상시너지에 따라 적어도 다른 하나 이상의 근육부위를 이완시키는 명령이다. 이를 통해, 근육그룹에 속한 서로 다른 근육부위는, 보행 시 실시간으로, 정상시너지 패턴에 따라, 동시에 어느 부위는 수축되고 다른 부위는 이완될 수 있다.

[0053] 이러한 자극명령 생성부(30), 및 시너지 분석부(20)의 역할은 컴퓨터의 중앙처리장치가 담당할 수 있다.

[0055] 자극부(40)는, 자극명령 생성부(30)에서 생성된 자극명령에 따라 근육그룹에 자극을 인가한다. 이때, 자극은 전술한 바와 같이, 수축 및 이완 자극 중 어느 하나가 인가되는 것이 아니라, 정상시너지 패턴에 따라 근육그룹 중 어느 부위에는 수축 자극이, 다른 부위에는 이완 자극이 인가된다.

- [0056] 일례로, 이러한 자극은 전기자극일 수 있고, 이때 전기자극을 인가하기 위한 자극부(40)는, 제어부(41), 및 전극패드(43)를 포함할 수 있다.
- [0057] 제어부(41)는 자극명령 생성부(30)로부터 전송받은 자극명령을 전기자극신호로 변환하고, 전극패드(43)는 근육 그룹에 부착되어 그 전기자극신호에 따라 전기자극을 인가한다. 이때, 제어부(41)는 전기자극신호의 주파수 및 강도를 제어하여 그 신호를 전극패드(43)로 전송함으로써, 근육부위를 수축시키거나 이완시키는 자극을 구현할 수 있다. 일례로, 전극패드(43)에, 강도가 80 ~ 100 mA, 주파수가 15 ~ 25 Hz, 펄스(pulse)가 300 ~ 500 μ s인 전기자극신호를 인가하면, 근육부위가 이완되고, 이와 다른 전기자극신호를 인가하면, 근육부위가 수축될 수 있다. 여기서, 전기자극은 강직 근육을 직접 자극하는 방식으로 인가되므로, 길 항근(antagonist) 자극이나, 피부 절(dermatome) 자극에 비해 더욱 효과적이다. 이러한 자극부(40)는 예를 들어, 기능적 전기자극기(functional electrical stimulation, FES)를 기반으로, 주파수 및 강도를 제어하는 방식으로, 구현할 수 있다.
- [0059] 한편, 본 실시예 따른 착용형 보행 재활로봇 장치는, 지지부(50), 및 전원부(60)를 더 포함할 수 있다(도 2 참조).
- [0060] 지지부(50)는, 다수의 링크(51)가 서로 힌지 결합되어, 환자의 하지에 착용 가능하도록 형성된다. 여기서, 링크(51) 간의 힌지 결합은 하지의 관절 부위에서 이루어지므로, 하지의 움직임을 구속하지 않는다. 또한, 근전도센서(11), 및 전극패드(43)는 전선에 의해 연결되는데, 그 전선 다발은 지지부(50)에 의해 지지된다.
- [0062] 전원부(60)는, 근전도센서(11), 시너지 분석부(20), 자극명령 생성부(30), 및 자극부(40) 각각에 전원을 공급하는 장치로 마련된다. 이때, 전원부(60)는, 환자의 허리부위에 착용될 수 있다.
- [0064] 도 3을 참고로, 본 발명에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치의 작동방식을 정리하면, 보행하고 있는 환자의 근 활성도를 실시간으로 측정하고, 이를 기반으로 보행 주기별로 근육의 보행시너지를 분석한 후, 정상인의 보행시너지와 비교하여 자극명령을 생성함으로써, 정상시너지를 촉진시킨다. 이러한 일련의 과정은 환자가 보행하는 동안 지속적이고 실시간으로 반복된다.
- [0066] 이하에서는 구체적 실시예, 및 평가예를 통해 본 발명을 보다 상세히 설명한다.
- [0067] 도 4는 근전도센서의 부착 위치를 도시한 하지의 사시도이고, 도 5는 비음수행렬분석 과정(a) 및 이에 의해 분석된 시너지 변화 그래프(b)이며, 도 6은 뇌졸중 환자의 보행시너지 및 본 발명에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치 착용 후의 보행시너지를 나타내는 도이고, 도 7은 뇌졸중 환자의 재활 전후의 보행시너지를 나타내는 도이다.
- [0069] **실시예 1**
- [0070] 도 4와 같이, 뇌졸중 노인 환자의 하지 대퇴부와 종아리 근육부위(붉은색)에 EMG 센서를 부착하고, EMG 센서에서 측정된 근 활성도를 기반으로 환자의 보행시너지를 분석하였다.
- [0072] **실시예 2**
- [0073] 본 발명에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치를 착용하고, 상기 실시예 1과 동일한 부위에 EMG 센서를 부착하고, 실시간으로, 환자의 보행시너지를 분석하여, 전극부(SFES)에서 정상시너지를 촉진하였다.
- [0075] **평가예 1: 뇌졸중 환자의 보행시너지 분석**
- [0076] 상기 실시예 1에 따른 보행 중, 보행시너지 분석은, 보행 주기별로 근 활성도를 추출한 후, 추출된 데이터를 비음수행렬분석(NMF) 알고리즘에 적용하여 이루어졌고(도 5의 (a) 참조), 그 결과는 도 5의 (b)에 도시하였다. 여

기서, 도 5의 (b) 좌측 그래프는 보행 주기 1 사이클 내 근육의 가중치를, 도 5의 (b) 우측 그래프는 보행 주기 1 사이클 내 시간에 따른 시너지 변화를 나타내는 것이다.

[0078] **평가예 2: 보행시너지 패턴 비교**

[0079] 실시예 1에 의해 분석된 보행시너지와, 실시예 2에 의해 정상시너지가 측진된 후의 보행시너지를 분석한 결과, 각각의 보행시너지 패턴이 서로 상이하게 나타나는 것을 확인하였다.

[0081] **평가예 3: 정상시너지와 재활 전후의 보행시너지 비교**

[0082] 본 발명에 따라 실시예 2에 의해 정상시너지가 측진된 후의 보행시너지와, 정상 노인의 보행시너지를 비교한 결과, 재활 전의 보행시너지와는 달리, 유사한 패턴을 보였다. 이로써, 본 발명에 따른 착용형 보행 재활로봇 장치를 이용하는 경우, 환자의 병리적 시너지가 정상인과 동일한 패턴으로 재활될 수 있다는 것을 알 수 있다.

[0084] 이상 본 발명을 구체적인 실시예를 통하여 상세히 설명하였으나, 이는 본 발명을 구체적으로 설명하기 위한 것으로, 본 발명은 이에 한정되지 않으며, 본 발명의 기술적 사상 내에서 당 분야의 통상의 지식을 가진 자에 의해 그 변형이나 개량이 가능함이 명백하다.

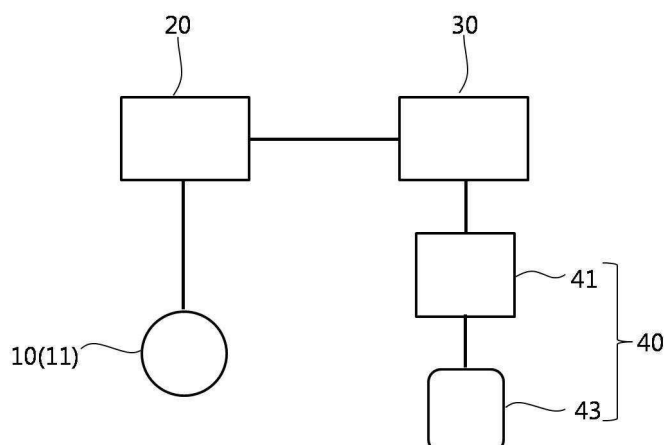
[0086] 본 발명의 단순한 변형 내지 변경은 모두 본 발명의 영역에 속한 것으로 본 발명의 구체적인 보호 범위는 첨부된 특허청구범위에 의하여 명확해질 것이다.

부호의 설명

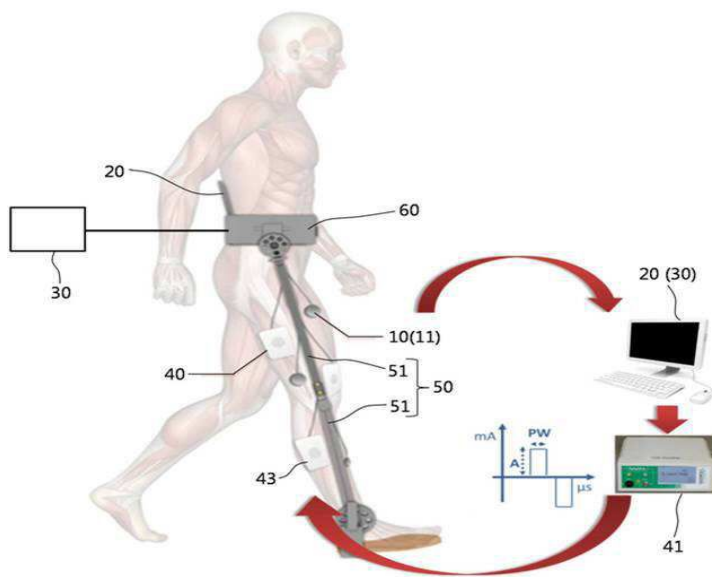
[0088] 10: 시너지 측정부 11: 근전도센서
20: 시너지 분석부 30: 자극명령 생성부
40: 자극부 41: 제어부
43: 전극패드 50: 지지부
51: 링크 60: 전원부

도면

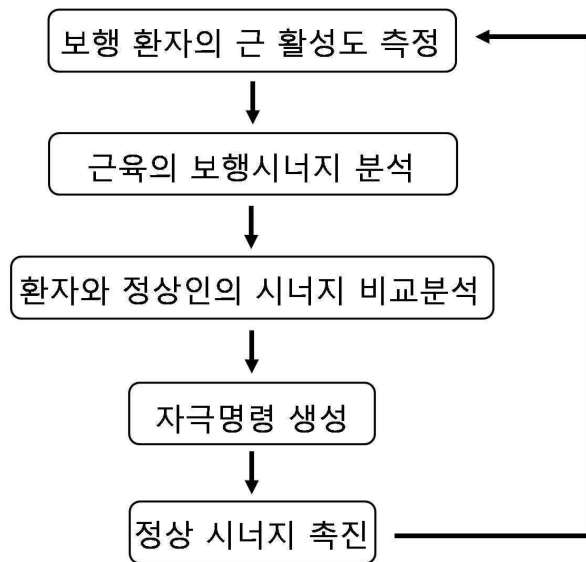
도면1



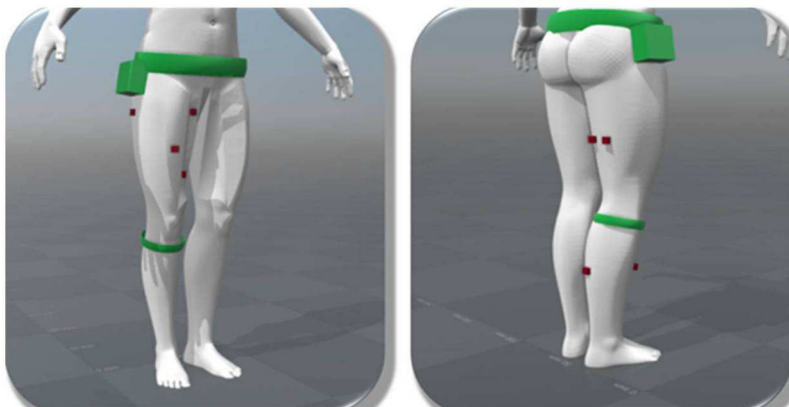
도면2



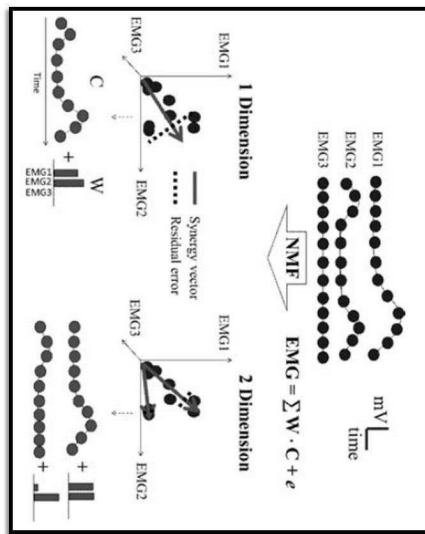
도면3



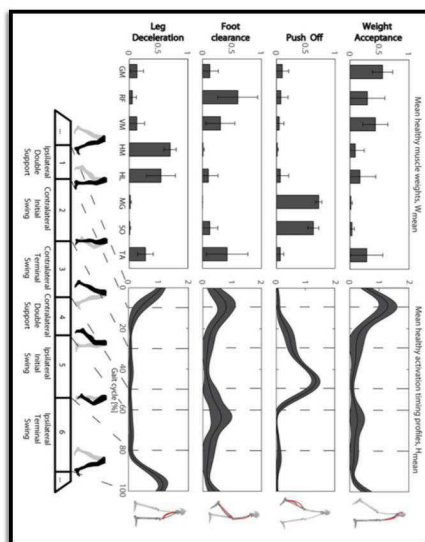
도면4



도면5

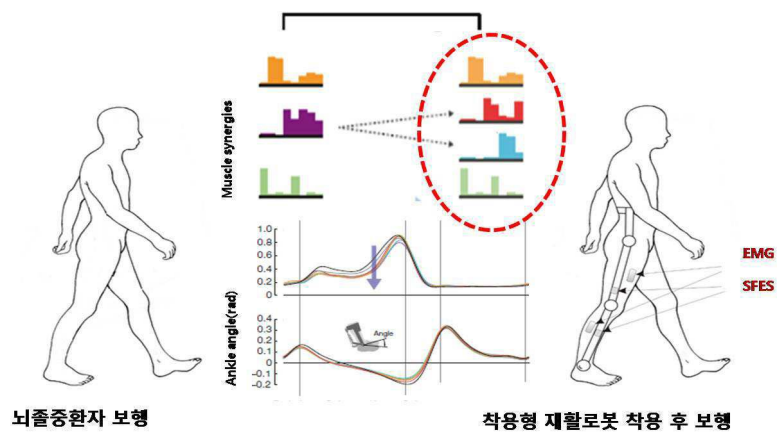


(a)



(b)

도면6



도면7

