



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0094678
(43) 공개일자 2020년08월07일

- | | |
|---|--|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 <i>B25J 9/16</i> (2006.01) <i>A61B 5/0488</i> (2006.01)
 <i>A61B 5/11</i> (2006.01) <i>B25J 13/08</i> (2006.01)
 <i>B25J 9/00</i> (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
 <i>B25J 9/1602</i> (2013.01)
 <i>A61B 5/0488</i> (2019.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2020-0009749
 (22) 출원일자 2020년01월28일
 심사청구일자 2020년01월28일</p> <p>(30) 우선권주장
 1020190011081 2019년01월29일 대한민국(KR)</p> | <p>(71) 출원인
 고려대학교 산학협력단
 서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)</p> <p>(72) 발명자
 김병조
 서울특별시 서초구 잠원로14길 23 208동 1402호 (잠원동, 롯데캐슬아파트)</p> <p>김정빈
 서울특별시 마포구 상암산로1길 92, 710동 1402호 (상암동, 상암월드컵파크 7단지)</p> <p>(74) 대리인
 특허법인 다해</p> |
|---|--|

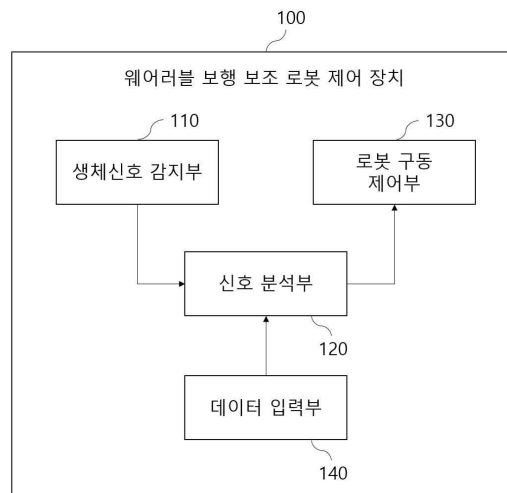
전체 청구항 수 : 총 8 항

(54) 발명의 명칭 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 장치 및 방법

(57) 요약

본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 장치는, 웨어러블 보행 보조 로봇을 착용한 사용자의 생체신호를 감지하는 생체신호 감지부; 상기 생체신호 감지부에 의해 감지한 생체신호를 기초로 사용자의 근력을 분석하는 신호 분석부; 및 상기 신호 분석부에 의해 분석된 사용자의 근력에 따라 상기 웨어러블 보행 보조 로봇의 구동 파워를 제어하는 로봇 구동 제어부를 포함할 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/11 (2013.01)

B25J 13/08 (2013.01)

B25J 9/0006 (2013.01)

B25J 9/1633 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

웨어러블 보행 보조 로봇을 착용한 사용자의 생체신호를 감지하는 생체신호 감지부;

상기 생체신호 감지부에 의해 감지한 생체신호를 기초로 사용자의 근력을 분석하는 신호 분석부; 및

상기 신호 분석부에 의해 분석된 사용자의 근력에 따라 상기 웨어러블 보행 보조 로봇의 구동 파워를 제어하는 로봇 구동 제어부를 포함하는 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 생체신호 감지부는 복수의 표면 근전도 센서를 포함하며,

상기 복수의 표면 근전도 센서 각각의 전극은 큰볼기근(Gluteus maximus), 넙다리곧은근(Rectus femoris), 안쪽 넓은근(Vastus medialis), 넙다리두갈래근(Biceps femoris), 앞정강근(Tibialis anterior) 및 장딴지근(Gastrocnemius)의 근력을 측정하기 위해 부착되는 것을 특징으로 하는 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 신호 분석부는 상기 생체신호 감지부에 의해 감지된 근전도 신호의 진폭(amplitude), 지속기간(duration), 간섭양상(interference pattern) 및 위상(phase)을 기 설정된 정상 범위값과 비교하여 상기 대상 근육의 기능을 정량화하는 것을 특징으로 하는 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 웨어러블 보행 보조 로봇의 제어를 위해 필요한 데이터를 입력 받기 위한 데이터 입력부를 더 포함하며,

상기 신호 분석부는 정량화된 사용자의 근력과 상기 데이터 입력부를 통해 입력된 근력평가척도(medical research council score)를 기초로 사용자의 각 대상 근육별 근력이 기 설정된 복수의 단계 중 어느 단계에 속하는지 판단하는 것을 특징으로 하는 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 장치.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 로봇 구동 제어부는 상기 신호 분석부에 의해 판단된 각 대상 근육별 근력이 속하는 단계에 따라서 상기 웨어러블 보행 보조 로봇의 제어 모드를 기 설정된 복수의 제어 모드 중 어느 하나로 설정한 후, 설정된 제어 모드에 따라서 웨어러블 보행 보조 로봇의 구동 파워를 제어하는 것을 특징으로 하는 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 로봇 구동 제어부는 웨어러블 보행 보조 로봇에 의해 의도한 동작을 수행하기 위해 필요한 구동 파워에서 상기 사용자의 근력을 제한 구동 파워보다 기 설정된 정도 낮도록 상기 구동 파워를 결정하는 것을 특징으로 하는 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 장치.

청구항 7

기 설정된 구동 파워로 사용자에게 의해 착용된 웨어러블 보행 보조 로봇을 구동시키는 단계;

상기 사용자의 움직임에 따른 생체신호를 획득하는 단계;

상기 생체신호를 기초로 사용자의 근력을 분석하는 단계; 및

상기 사용자의 근력에 따라 상기 웨어러블 보행 보조 로봇의 구동 파워를 제어하는 단계를 포함하는 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서, 상기 구동 파워를 제어하는 단계는,

상기 웨어러블 보행 보조 로봇에 의해 의도한 동작을 수행하기 위해 필요한 구동 파워에서 상기 사용자의 근력을 제한 구동 파워보다 기 설정된 정도 낮도록 상기 구동 파워를 결정하는 것을 특징으로 하는 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근, 노약자나 장애인의 보행 동작을 보조하기 위한 보행 보조 로봇에 대한 연구개발이 널리 이루어지고 있다.

[0003] 예를 들어, 혼자서 보행하기 힘든 환자의 다리의 근력을 보조하여 보행을 도와주는 웨어러블 로봇이나, 하체 마비로 인해서 보행이 불가능한 환자를 보조하기 위한 보행 보조 로봇 등이 개발된 바 있다.

[0004] 이와 같은 기존의 보행 보조 로봇의 제어 기술은 대부분 완전마비 환자의 보행을 보조하는데 초점이 맞추어져 있다. 따라서, 환자가 보행 보조 로봇을 착용할 경우 보행은 가능해지나, 보행 보조 로봇에 전적으로 의존함에 따라 근육의 사용이 줄어서 근육이 소실되는 문제가 생길 수 있으며, 부분적이거나 근력이 남아 있어 보행 보조 로봇의 움직임과 부조화를 이룰 경우 오히려 근육의 손상이나 골절 등의 외상이 발생할 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 따라서, 당해 기술분야에서는 웨어러블 보행 보조 로봇을 착용한 사용자의 근육의 소실을 최소화하도록 웨어러블 보행 보조 로봇을 제어하기 위한 방안이 요구되고 있다.

[0006] 뿐만 아니라, 웨어러블 보행 보조 로봇을 통해 보행을 보조함과 동시에 근육을 최대한 사용하도록 하여 재활 효과를 낼 수 있도록 웨어러블 보행 보조 로봇을 제어하기 위한 방안이 요구되고 있다.

과제의 해결 수단

[0007] 상기 과제를 해결하기 위해서, 본 발명의 일 실시예는 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 장치를 제공한다.

[0008] 상기 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 장치는, 웨어러블 보행 보조 로봇을 착용한 사용자의 생체신호를 감지하는

생체신호 감지부; 상기 생체신호 감지부에 의해 감지한 생체신호를 기초로 사용자의 근력을 분석하는 신호 분석부; 및 상기 신호 분석부에 의해 분석된 사용자의 근력에 따라 상기 웨어러블 보행 보조 로봇의 구동 파워를 제어하는 로봇 구동 제어부를 포함할 수 있다.

[0010] 또한, 본 발명의 다른 실시예는 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 방법을 제공한다.

[0011] 상기 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 방법은, 기 설정된 구동 파워로 사용자에게 의해 착용된 웨어러블 보행 보조 로봇을 구동시키는 단계; 상기 사용자의 움직임에 따른 생체신호를 획득하는 단계; 상기 생체신호를 기초로 사용자의 근력을 분석하는 단계; 및 상기 사용자의 근력에 따라 상기 웨어러블 보행 보조 로봇의 구동 파워를 제어하는 단계를 포함할 수 있다.

[0013] 덧붙여 상기한 과제에의 해결수단은, 본 발명의 특징을 모두 열거한 것이 아니다. 본 발명의 다양한 특징과 그에 따른 장점과 효과는 아래의 구체적인 실시형태를 참조하여 보다 상세하게 이해될 수 있을 것이다.

발명의 효과

[0014] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 웨어러블 보행 보조 로봇을 착용한 사용자의 움직임에 따른 근전도 신호를 측정 및 분석하고, 이로부터 사용자의 근력을 분석하여 분석된 근력에 따라 보행 보조 로봇의 구동 파워를 조절함으로써, 사용자의 자력에 의한 근육의 사용을 유도하여 사용자의 근육의 소실을 최소화할 수 있다.

[0015] 더 나아가, 웨어러블 보행 보조 로봇을 통해 보행을 보조함과 동시에 근육을 최대한 사용하도록 하여 재활 효과까지 기대할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0016] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 장치의 블록 구성도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따라 근력을 측정하는 근육 및 전극 부착 지점을 설명하기 위한 도면이다.

도 3은 정상인과 환자의 근전도 신호를 측정한 예를 비교하여 도시하는 도면이다.

도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 방법의 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0017] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명을 용이하게 실시할 수 있도록 바람직한 실시예를 상세히 설명한다. 다만, 본 발명의 바람직한 실시예를 상세하게 설명함에 있어, 관련된 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 유사한 기능 및 작용을 하는 부분에 대해서는 도면 전체에 걸쳐 동일한 부호를 사용한다.

[0018] 덧붙여, 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 '연결'되어 있다고 할 때, 이는 '직접적으로 연결'되어 있는 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 '간접적으로 연결'되어 있는 경우도 포함한다. 또한, 어떤 구성요소를 '포함'한다는 것은, 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있다는 것을 의미한다.

[0020] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 장치의 블록 구성도이다.

[0021] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 장치(100)는 생체신호 감지부(110), 신호 분석부(120) 및 로봇 구동 제어부(130)를 포함하여 구성될 수 있으며, 필요에 따라 데이터 입력부(140)를 더 포함할 수 있다.

[0023] 생체신호 감지부(110)는 웨어러블 보행 보조 로봇을 착용한 사용자의 생체신호를 감지하기 위한 것이다.

- [0024] 일 실시예에 따르면, 생체신호 감지부(110)는 사용자의 피부 표면에 부착되는 복수의 표면 근전도 센서로 구성되어 사용자의 근전도(Electromyogram, EMG) 신호를 측정할 수 있다.
- [0025] 여기서, 생체신호 감지부(110)가 최소의 센서(즉, 전극)만을 사용하여 사용자의 근력을 분석하기 위해서 측정 대상이 되는 대상 근육 및 전극 부착 지점이 최적으로 선정될 필요가 있다.
- [0026] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따라 근력을 측정하는 근육 및 전극 부착 지점을 설명하기 위한 도면이다.
- [0027] 도 2를 참조하면, 측정 대상이 되는 대상 근육은 큰볼기근(Gluteus maximus), 넓다리곧은근(Rectus femoris), 안쪽넓은근(Vastus medialis), 넓다리두갈래근(Biceps femoris), 앞정강근(Tibialis anterior) 및 장딴지근(Gastrocnemius)을 포함할 수 있다.
- [0028] 구체적으로, 도 2의 (a)에 도시된 큰볼기근은 고관절의 외회전과 펌(hip joint external rotation and extension) 동작을 담당하는 근육으로, 큰볼기근의 근력 측정을 위해서 둔부 사분면의 외상방 또는 내하방 지점에 전극이 부착될 수 있다.
- [0029] 또한, 도 2의 (b)에 도시된 넓다리곧은근은 무릎관절 펌과 고관절 굽힘(knee joint extension and hip flexion) 동작을 담당하는 근육으로, 넓다리곧은근의 근력 측정을 위해서 앞 넓다리(anterior thigh)의 고관절과 무릎관절의 중간 지점에 전극이 부착될 수 있다.
- [0030] 또한, 도 2의 (c)에 도시된 안쪽넓은근은 무릎관절 펌(knee joint extension) 동작을 담당하는 근육으로, 안쪽넓은근의 근력 측정을 위해서 앞 넓다리 내측(anterior medial thigh)의 무릎관절 내측(medial knee)에서부터 3-4 수지 넓이 근위부(proximal to 3-4 fingerbreadths)에 전극이 부착될 수 있다.
- [0031] 또한, 도 2의 (d)에 도시된 넓다리두갈래근은 무릎관절 굽힘과 무릎 굽힘 상태에서 바깥쪽 회전(knee joint flexion and lateral rotation) 동작 및 고관절 펌(hip joint extension, 긴갈래) 동작을 담당하는 근육으로, 넓다리두갈래근의 근력 측정을 위해서 외측 무릎관절(lateral knee)과 궁둥뼈결절(ischial tuberosity)의 중간 지점에 전극이 부착될 수 있다.
- [0032] 또한, 도 2의 (e)에 도시된 앞정강근은 발목관절 발등쪽 굽힘과 내반(ankle joint dorsiflexion and inversion) 동작을 담당하는 근육으로, 앞정강근의 근력 측정을 위해서 정강뼈능선(tibial crest)의 바로 외측(just lateral), 발목관절에서 무릎관절 쪽 방향으로 2/3 거리 지점(two thirds the distance up from the ankle toward the knee)에 전극이 부착될 수 있다.
- [0033] 또한, 도 2의 (f)에 도시된 장딴지근은 발목관절 바닥쪽 굽힘(ankle joint plantar flexion) 동작 및 무릎관절 굽힘(knee joint flexion, 부기능) 동작을 담당하는 근육으로, 장딴지근의 근력 측정을 위해서 장딴지의 내측(medial posterior calf)에 전극이 부착될 수 있다.
- [0035] 신호 분석부(120)는 생체신호 감지부(110)에 의해 감지한 생체신호를 기초로 사용자의 대상 근육의 근력을 분석하기 위한 것이다.
- [0036] 일 실시예에 따르면, 신호 분석부(120)는 생체신호 감지부(110)에 의해 감지된 근전도 신호의 진폭, 최대 진폭까지의 시간(time to maximum amplitude) 및 간섭(interference)을 기 설정된 정상 범위값과 비교하여 해당 근육의 기능을 정량화함으로써 사용자의 근력을 분석할 수 있다. 구체적으로, 도 3은 정상인과 환자의 근전도 신호를 측정한 예를 비교하여 도시하는 도면으로, (a)는 정상인의 근전도 신호를, (b)는 환자의 근전도 신호를 도시하며, 도 3의 (a)에서 A는 진폭, B는 최대 진폭까지의 시간을 나타낸다. 이 경우, 하기의 수식에 따라 정상값 대비 환자의 근전도 신호를 비교함으로써 사용자의 근력을 분석할 수 있다. 여기서, C는 간섭을 나타내고, A, B, C는 정상인의 값을, A', B', C'는 환자의 값을 나타낸다.
- [0037]
$$A'/A \times B/B' \times C'/C$$
- [0039] 다른 실시예에 따르면, 신호 분석부(120)는 생체신호 감지부(110)에 의해 감지된 근전도 신호의 진폭(amplitude), 지속기간(duration), 간섭양상(interference pattern) 및 위상(phase)을 기 설정된 정상 범위값과 비교하여 해당 근육의 기능을 정량화함으로써 사용자의 근력을 분석할 수 있다. 여기서, 정상 범위값은 임상적으로 알려진 값으로서 보다 정밀한 분석 및 제어를 위해 사용자가 속하는 그룹별(예를 들어, 성별, 연령 등)

로 정상 범위값이 상이하게 설정될 수도 있다. 이를 통해, 사용자의 각 대상 근육이 제한된 정도, 즉 각 대상 근육별 남아있는 근력을 분석할 수 있다.

[0040] 또 다른 실시예에 따르면, 신호 분석부(120)는 상술한 바에 따라 분석된 사용자의 근력과 후술하는 데이터 입력부(140)를 통해 입력된 근력평가척도(medical research council score)를 종합적으로 고려하여 사용자의 각 대상 근육별 근력이 기 설정된 복수의 단계 중 어느 단계에 속하는지 판단함으로써 근력을 분석할 수 있다.

[0041] 필요에 따라, 신호 분석부(120)는 생체신호 감지부(110)에 의해 감지된 근전도 신호들의 패턴 분석을 통해 사용자의 동작 의도를 추가로 분석할 수 있다.

[0043] 로봇 구동 제어부(130)는 신호 분석부(120)에 의해 분석된 사용자의 근력에 따라 웨어러블 보행 보조 로봇의 구동 파워를 제어하기 위한 것이다.

[0044] 일 실시예에 따르면, 로봇 구동 제어부(130)는 웨어러블 보행 보조 로봇에 의해 의도한 동작을 수행하기 위해 필요한 구동 파워와 사용자의 근육별 남아있는 근력을 고려하여 적절한 구동 파워를 결정할 수 있다. 이 경우, 로봇 구동 제어부(130)는 사용자가 능동적으로 남아있는 근력을 최대한 사용하여 근력을 증진시킬 수 있도록 하기 위해서 필요한 구동 파워에서 남아있는 근력을 제한 구동 파워보다 일정 수준 낮도록 구동 파워(예를 들어, 90%의 구동 파워)를 결정할 수 있다. 즉, 사용자가 의도한 동작을 수행하기 위해서 보행 보조 로봇에만 의존하는 것이 아니라 경직(spasticity), 강직(rigidity), 실조(ataxia) 등의 사용자의 증상에 따라서 구동 파워를 제어하여 보행을 보조함으로써 부적절한 외력을 방지하고 자력을 개입하도록 하여 근육의 소실이 최소화되도록 할 수 있다.

[0045] 다른 실시예에 따르면, 로봇 구동 제어부(130)는 상술한 바와 같이 신호 분석부(120)에 의해 판단된 각 대상 근육별 근력이 속하는 단계에 따라서 웨어러블 보행 보조 로봇의 제어 모드를 기 설정된 복수의 제어 모드 중 어느 하나로 설정한 후, 설정된 제어 모드에 따라서 웨어러블 보행 보조 로봇의 구동 파워를 제어할 수 있다. 예를 들어, 대상 근육별 근력을 경도 장애, 중증 장애 및 완전 마비의 3 단계로 분류할 경우, 각 단계별 제어 모드에서는 구동 파워의 비율이, 예를 들어 경도 장애의 경우 10~20%, 중증 장애의 경우 60~70%, 완전 마비의 경우 100% 등으로 설정될 수 있다. 이에 따라, 로봇 구동 제어부(130)는 의도한 동작을 수행하기 위해 필요한 구동 파워에서 위와 같이 설정된 비율에 해당하는 구동 파워로 웨어러블 보행 보조 로봇을 제어하도록 할 수 있다. 또한, 로봇 구동 제어부(130)는 웨어러블 보행 보조 로봇의 사용에 따른 재활 효과로 인해 근력이 증진되면 이에 따라 제어 모드를 변경함으로써 지속적인 재활 효과를 내도록 할 수 있다. 상술한 바와 같은 근력 분류 단계 및 각 단계별 제어 모드에서의 구동 파워의 비율은 일 예에 불과한 것으로 필요에 따라 다양하게 변경될 수 있다.

[0047] 데이터 입력부(140)는 웨어러블 보행 보조 로봇의 제어를 위해 필요한 데이터를 입력 받기 위한 것으로, 예를 들어 사용자의 근력평가척도 등을 입력 받을 수 있다.

[0049] 도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 방법의 흐름도이다.

[0050] 도 4를 참조하면, 우선 웨어러블 보행 보조 로봇을 착용한 사용자가 임의의 동작을 수행할 수 있도록 기 설정된 구동 파워로 보행 보조 로봇을 구동시킬 수 있다(S210).

[0052] 이후, 사용자의 움직임에 따른 생체신호를 획득할 수 있다(S220). 일 실시예에 따르면, 생체신호로서 사용자의 근전도 신호를 획득할 수 있다.

[0054] 이후, 감지한 생체신호를 기초로 사용자의 근력을 분석할 수 있다(S230). 일 실시예에 따르면, 근전도 신호를 이용하여 사용자의 각 근육이 제한된 정도, 즉 각 근육별 남아있는 근력을 분석할 수 있다.

[0056] 이후, 분석된 사용자의 근력에 따라 웨어러블 보행 보조 로봇의 구동 파워를 제어할 수 있다(S240). 일 실시예

에 따르면, 웨어러블 보행 보조 로봇에 의해 의도한 동작을 수행하기 위해 필요한 구동 파워와 사용자의 근육별 남아있는 근력을 고려하여 적절한 구동 파워를 결정할 수 있으며, 이 경우, 사용자가 능동적으로 남아있는 근력을 최대한 사용하여 근력을 증진시킬 수 있도록 하기 위해서 필요한 구동 파워에서 남아있는 근력을 제한 구동 파워보다 일정 수준 낮도록 구동 파워를 결정할 수 있다.

[0058] 도 4를 참조하여 상술한 각 단계에서는 도 1 및 도 2를 참조하여 구체적으로 설명한 바에 따라 웨어러블 보행 보조 로봇을 제어할 수 있으며, 이에 대한 중복적인 설명은 생략한다.

[0060] 또한, 도 4를 참조하여 상술한 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 방법은 상기 웨어러블 보행 보조 로봇과 유선 또는 무선으로 연결된 컴퓨팅 디바이스에 의해 수행될 수 있다.

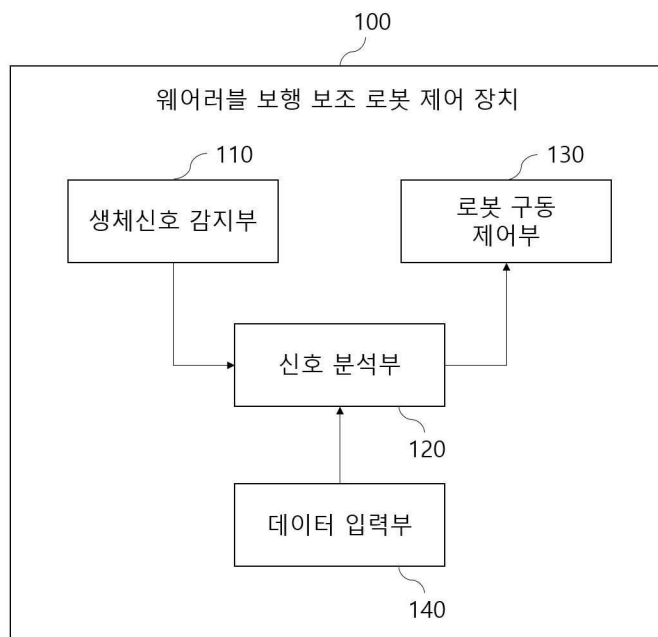
[0062] 본 발명은 전술한 실시예 및 첨부된 도면에 의해 한정되는 것이 아니다. 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 있어, 본 발명의 기술적 사상을 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명에 따른 구성요소를 치환, 변형 및 변경할 수 있다는 것이 명백할 것이다.

부호의 설명

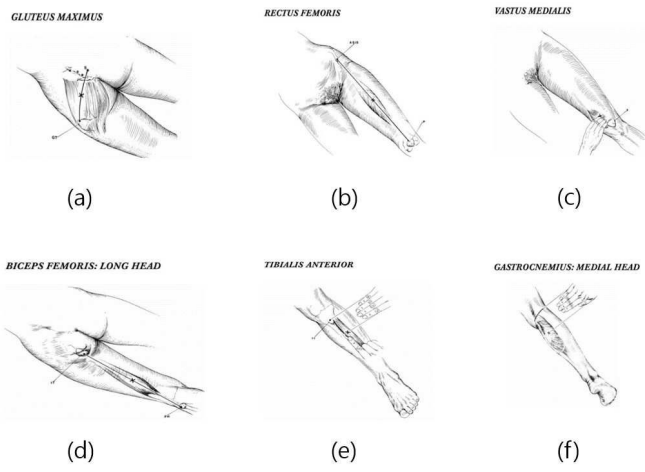
[0063] 100: 웨어러블 보행 보조 로봇 제어 장치
110: 생체신호 감지부
120: 신호 분석부
130: 로봇 구동 제어부
140: 데이터 입력부

도면

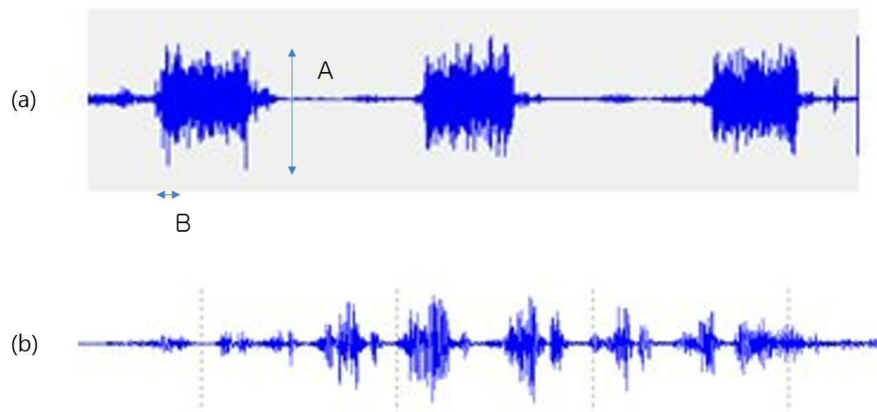
도면1



도면2



도면3



도면4

