(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0131987
(43) 공개일자 2011년12월07일

(51) Int. Cl.
A61B 5/00 (2006.01) *A61B 5/11* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2010-0051752
(22) 출원일자 2010년06월01일
심사청구일자 2010년06월01일

(71) 출원인
건양대학교산학협력단
충남 논산시 내동 26 건양대학교 산학협력단
(72) 발명자
태기식
대전광역시 서구 관저동 원앙마을아파트 105동 1303호
이현주
대전광역시 서구 관저동 원앙마을아파트 105동 1303호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
김대영

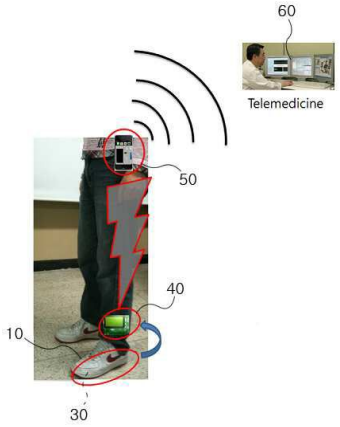
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치

(57) 요 약

본 발명은, 교통사고 및 뇌졸중 등의 사고나 질병으로 환측(患側)의 하지 및 반신의 기능이 약화된 하지질환자의 보행 재활(再活) 훈련을 함에 있어서, 체중부하 감지센서를 이용하여 환측 하지에 실리는 하중을 측정함과 아울러, 측정된 데이터를 통해 보행 패턴을 분석할 수 있는 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치에 관한 것이다.

대 표 도 - 도1



(72) 발명자

조용석

충청남도 계룡시 엄사면 유동리 대동아파트 115동 401호

최효준

경기도 부천시 원미구 중동 연화마을 1409동 1601호

특허청구의 범위

청구항 1

발바닥을 통해 가해지는 환자의 체중을 감지하도록 신발(10)의 안창(20)에 삽입되는 체중부하 측정센서(30); 및

상기 측정센서(30)에 연결되어 상기 측정센서(30)에서 감지된 신호를 토대로 현재 실리는 환자의 실체중값을 환산하여 미리 입력된 체중의 설정값과 대비함과 아울러, 상기 실체중값이 설정값 이상이면 피드백 신호를 발생하는 피드백 모듈(40)을 포함하는 것을 특징으로 하는 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 피드백 모듈(40)에 연결되어 상기 실체중값을 원격지로 전송하는 통신모듈(50)을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 피드백 모듈(40)과 통신모듈(50) 간에는 무선으로 정보를 통신할 수 있도록 상기 피드백 모듈(40)에는 송신부가 구비되고, 상기 통신모듈(50)에는 수신부가 구비되는 것을 특징으로 하는 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 체중부하 측정센서(30)는, 환자의 체중에 의해 가해지는 압력을 감지하는 압력센서인 것을 특징으로 하는 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 체중부하 측정센서(30)는, 환자의 체중이 가해지는 정도에 따라 탄성 변형되는 메탈부(32)와, 상기 메탈부(32)에 부착되어 상기 메탈부(32)의 탄성 변형에 따라 변형되면서 저항값의 변화를 나타내는 스트레인 게이지(31), 및 상기 스트레인 게이지(31)에 연결되어 상기 스트레인 게이지(31)에서의 저항값 변화를 전압값의 변화량으로 전환하는 신호전환부(33)를 포함하는 것을 특징으로 하는 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치.

청구항 6

제4항 또는 제5항에 있어서,

상기 체중부하 측정센서(30)는 발바닥에서 보행시 체중이 가장 많이 실리는 발뒤꿈치부(24)와 중족골 머리부(25) 중 하나 이상에 대응되게 신발(10)의 안창(20)에 각각 설치되는 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치.

청구항 7

제5항에 있어서,

상기 메탈부(32)의 상단 및 하단에는, 발바닥으로부터 가해지는 하중과 지면으로부터 받는 지지력이 상기 메탈부(32)에 고르게 가해질 수 있도록 플레이트(34)가 각각 설치되는 것을 특징으로 하는 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치.

청구항 8

제4항 또는 제5항에 있어서,

상기 피드백 모듈(40)은, 미리 설정된 체중의 한계값 및 배수값을 저장하는 저장부(43)와, 상기 체중부하 측정센서(30)로부터의 신호를 입력받아 실체중값으로 연산하고 상기 한계값과 배수값의 곱을 통해 환자로부터 요구되는 체중의 설정값을 산출하며 상기 연산된 실체중값이 상기 설정값 이상인지 여부를 판단하는 MCU부(44)와, 상기 MCU부(44)에서 실체중값이 상기 설정값 이상이라는 신호를 수신하면 피드백 신호를 생성하는 피드백부(45)를 포함하는 것을 특징으로 하는 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 피드백 모듈(40)은, 상기 체중부하 측정센서(30)로부터의 신호를 입력받아 증폭하는 증폭부(41)와, 증폭된 신호에 포함된 잡음을 제거하여 상기 MCU부로 전달하는 필터부(42)를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치

청구항 10

제8항에 있어서,

상기 피드백 신호는 소리신호 또는 진동신호인 것을 특징으로 하는 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치.

청구항 11

제8항에 있어서,

상기 배수값은 0.1~1.2 범위 내의 수인 것을 특징으로 하는 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치에 관한 것으로, 교통사고 및 뇌졸중 등의 사고나 질병으로 환측(患側)의 하지 및 반신의 기능이 약화된 하지질환자의 보행 재활(再活) 훈련을 함에 있어서, 체중부하 감지센서를 이용하여 환측 하지에 실리는 하중을 측정함과 아울러, 측정된 데이터를 통해 보행 패턴을 분석할 수 있는 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 보행 재활 치료를 받는 하지질환자의 경우, 질환에 따라 부분 체중부하(PWB : Partial Weight- bearing)훈련 또는 완전 체중부하(FWB : Full Weight-bearing)훈련을 지시받게 된다.

[0003] 부분 체중 부하(PWB)를 지시받는 경우로는, 골절된 다리뼈의 외과적 고정술, 뒤틀린 엉덩이, 무릎이나 발목의 관절 치환술, 무릎 인대 재건술을 받은 환자와 관절염, 염좌, 피로골절이 있는 환자 등이 있고, 이러한 환자들은 수술 후 통증 혹은 만성 통증으로 인해 자신의 체중을 전부 싣는 보행이 어렵거나, 뼈의 불완전한 접골(接骨)로 인해 무리한 체중부하가 제한된다.

[0004] 완전 체중 부하(FWB)를 지시받는 경우로는, 질환 초기부터 환부측 하지에 최대한 체중을 실어 걷는 것을 권유받은 환자들이다. 이러한 환자들의 질환으로는 하지 절단 환자, 뇌출혈로 인한 편마비 환자, 여러 가지 원인으로 근육이 약화돼 보행 장애를 겪는 환자들이 포함된다.

[0005] 부분 체중부하 훈련과 완전 체중부하 훈련의 실시는 물리치료사들의 주관적 방법으로 이루어지고 있으며, 그 방법으로는 1) 환자가 서있는 동안 물리치료사가 손상된 다리의 발밑에 손을 넣어 체중이 얼마나 실리는지 측정하거나 2) 환자가 두 개의 체중계에 올라서서 두 발에 실리는 하중을 관찰하고 조절하게 한 후, 나중에 걸어다닐

때 그 하중을 기억하면서 걷게 하거나 3) 전신거울을 사용하여 환자로 하여금 손상된 다리와 건강한 다리에 똑같은 체중을 실으면서 서 있는 모습을 시각적으로 기억하게 하거나 4) 양 다리에 체중을 똑같이 싣고서 서있거나, 걷는 것을 구두로 지시하는 것 등이 있다.

[0006] 위에서 설명한 재활치료 방법들은 재활 치료사들의 주관적 판단과, 환자 본인의 하중에 대한 기억력만으로 치료가 이루어지기 때문에 재활 치료의 효과가 떨어지고, 보행 시 싣게 되는 체중의 과부하로 환측(患側)에 무리를 줄 수 있으며, 완전 체중부하를 지시받은 환자의 경우 자신의 체중이 얼마나 실리는지 인지하지 못하고 재활치료를 받게 된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해소하기 위한 것으로, 본 발명의 목적은 보행 재활 훈련 진행시에 환자의 환측(患側)에 실리는 체중을 객관적으로 수치화 시켜 주며, 환측(患側) 하지에 적정 체중이 부하되는지 여부를 환자에게 제시해 줄 수 있는 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치를 제공하는 데 있다.

[0008] 본 발명의 다른 목적은, 뇌 질환 및 편마비에 의해 만성적으로 정상 보행이 힘든 환자 및 내원(來院)이 힘든 환자들을 위해 개인 휴대가 가능하고, 저가의 스트레인 게이지를 이용하여 스스로 안전한 보행 재활 훈련을 행할 수 있는 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치를 제공하는 데 있다.

[0009] 본 발명의 또 다른 목적은, 환자의 보행 재활 훈련 상태를 병원에서 원격으로 확인할 수 있어 원료 진료 시스템의 구축이 가능한 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치를 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

[0010] 상기한 바와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명의 특징에 따르면, 본 발명은 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치에 관한 것으로, 발바닥을 통해 가해지는 환자의 체중을 감지하도록 신발의 안창에 삽입되는 체중부하 측정센서; 및 상기 측정센서에 연결되어 상기 측정센서에서 감지된 신호를 토대로 현재 실리는 환자의 실체중값을 환산하여 미리 입력된 체중의 설정값과 대비함과 아울러, 상기 실체중값이 설정값 이상이면 피드백 신호를 발생하는 피드백 모듈을 포함한다.

[0011] 이때 본 발명에서는 상기 피드백 모듈에 연결되어 상기 실체중값을 원격지로 전송하는 통신모듈을 더 포함할 수 있다.

[0012] 그리고 상기 피드백 모듈과 통신모듈 간에는 무선으로 정보를 통신할 수 있도록 상기 피드백 모듈에는 송신부가 구비되고, 상기 통신모듈에는 수신부가 구비될 수 있다.

[0013] 한편, 상기 체중부하 측정센서는, 환자의 체중에 의해 가해지는 압력을 감지하는 압력센서일 수 있다.

[0014] 또는 상기 체중부하 측정센서는, 환자의 체중이 가해지는 정도에 따라 탄성 변형되는 메탈부와, 상기 메탈부에 부착되어 상기 메탈부의 탄성 변형에 따라 변형되면서 저항값의 변화를 나타내는 스트레인 게이지, 및 상기 스트레인 게이지에 연결되어 상기 스트레인 게이지에서의 저항값 변화를 전압값의 변화량으로 전환하는 신호전환부를 포함하여 구성될 수도 있다.

[0015] 이때 상기 체중부하 측정센서는 발바닥에서 보행시 체중이 가장 많이 실리는 발뒤꿈치부와 중족골 머리부 중 하나 이상에 대응되게 신발의 안창에 각각 설치된다.

[0016] 그리고 상기 메탈부의 상단 및 하단에는, 발바닥으로부터 가해지는 하중과 지면으로부터 받는 지지력이 상기 메탈부에 고르게 가해질 수 있도록 플레이트가 각각 설치될 수 있다.

[0017] 또한 상기 피드백 모듈은, 미리 설정된 체중의 한계값 및 배수값을 저장하는 저장부와, 상기 체중부하 측정센서로부터의 신호를 입력받아 실체중값으로 연산하고 상기 한계값과 배수값의 곱을 통해 환자로부터 요구되는 체중의 설정값을 산출하며 상기 연산된 실체중값이 상기 설정값 이상인지 여부를 판단하는 MCU부와, 상기 MCU부에서 실체중값이 상기 설정값 이상이라는 신호를 수신하면 피드백 신호를 생성하는 피드백부를 포함한다.

[0018] 이때 상기 피드백 모듈은, 상기 체중부하 측정센서로부터의 신호를 입력받아 증폭하는 증폭부와, 증폭된 신호에

포함된 잡음을 제거하여 상기 MCU부로 전달하는 필터부를 더 포함할 수 있다.

[0019] 또한 상기 피드백 신호는 소리신호 또는 진동신호일 수 있다.

[0020] 아울러, 상기 배수값은 0.1~1.2 범위 내의 수에서 결정된다.

발명의 효과

[0021] 본 발명에 따른 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치에 의하면, 보행 재활 훈련 진행시에 환자의 환측(患側)에 실리는 체중을 객관적으로 수치화시켜 주며, 환측(患側) 하지에 적정 체중이 부하되는지 여부를 환자에게 제시해 줄 수 있으므로, 재활 훈련의 효과를 증대시킬 수 있는 효과가 있다.

[0022] 그리고 본 발명에 따르면, 뇌 질환 및 편마비에 의해 만성적으로 정상 보행이 힘든 환자 및 내원(來院)이 힘든 환자들을 위해 개인 휴대가 가능하고, 저가의 스트레인 게이지를 이용하여 스스로 안전한 보행 재활 훈련을 행할 수 있으므로, 재활 훈련의 편의성이 증대되고 장치의 가격을 낮출 수 있는 잇점이 있다.

[0023] 또한 본 발명에 따르면, 환자의 보행 재활 훈련 상태를 병원에서 원격으로 확인할 수 있어 원격 진료 시스템의 구축이 가능하므로, 내원을 하지 않고도 전문의에 의한 훈련 상황 파악 및 지도를 통해 보다 효율적이고 안전한 재활 치료를 할 수 있다는 장점이 있다.

[0024] 아울러, 본 발명에 의하면, 측정된 하중 데이터를 토대로 환자의 보행패턴(보행속도, 보행주기, 보행수)을 분석할 수 있으므로, 보다 효율적이고 과학적인 재활 치료가 가능하다는 잇점이 있다.

도면의 간단한 설명

[0025] 도 1은 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치의 전체 개념도,

도 2는 본 발명에서 체중부하 측정센서가 설치되는 신발을 도시한 도면,

도 3은 체중부하 측정센서가 삽입되는 위치를 나타내는 도면,

도 4는 체중부하 측정센서의 구체적인 형태에 대해 도시한 도면,

도 5는 바이오 피드백 모듈의 시스템 및 트레이닝 모드에 따른 설정값을 결정하는 블록 다이어그램,

도 6은 본 발명에서 설명한 체중부하 측정센서를 이용한 체중부하에 대한 출력 전압 측정 및 보행 패턴을 분석한 프로그램,

도 7은 체중부하 데이터의 흐름도,

도 8은 본 발명에 따른 체중부하 측정센서에서 스트레인 게이지와 신호전환부의 일례를 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0026] 상기한 기술적 과제를 이루기 위한 본 발명의 특징점을 나열하면 다음과 같다.

[0027] 1. 본 발명에서 환자의 체중 측정은, 신발 안창(in-sole)에서 보행시 체중이 가장 많이 실리는 두 곳(발뒤꿈치, 중족골 머리(발바닥중 발가락 아래쪽 가운데에 도톰하게 튀어나온 부분))에 위치한 체중부하 측정센서에서 감지된다.

[0028] 이때 체중부하 측정센서로는 환자의 체중을 감지할 수 있는 센서라면 어느 것이라도 상관없지만, 본 발명에서는 압력 센서 또는 저항의 변화를 감지하는 스트레인 게이지를 주로 설명한다.

[0029] 그리고 체중 부하를 측정하는 신발 안창(in-sole)은 3층 구조로 구성된다. 이때 안창 중 하창은 센서의 마모를 방지하는 역할을 하고, 지면과 직접 맞닿는 부분이다. 이 부분은 단단하여 체중이 실려도 쉽게 변형이 일어나지 않으며, 보행시 불편함이 없도록 무게가 가벼운 재질(합성고무)을 사용하고, 그 두께는 7㎜ 정도로 형성되는 것이 바람직하다.

[0030] 또한 안창 중 중창은, 체중을 측정하는 센서가 단단히 고정되어 뒤틀림이 일어나지 않도록 단단하며 가벼운 소재를 사용하고, 그 두께는 15㎜ 정도인 것이 바람직하다.

[0031] 아울러, 안창 중 상창은 보행시 발의 불편함이 없도록 부드러운 소재를 사용한다(일반 안창소재).

[0032] 또한 체중부하를 측정하는 센서의 위치는 발뒤꿈치부, 중족골 머리부 두 곳에 위치하는 것이 바람직하며, 필요에 따라 발뒤꿈치부 또는 중족골 머리에만 삽입될 수도 있다.

[0033] 2. 본 발명에서 측정된 하중을 감지하기 위하여 스트레인 게이지가 사용되는 경우 전기적 신호로의 변환은 쿼터-브릿지 형태로 구성된 신호전환부가 사용된다. 즉, 체중부하 측정센서에서 각 스트레인 게이지가 저항체의 역할을 하며, 각 스트레인 게이지에는 각각 쿼터(quarter)-브릿지 형태로 구성된 신호전환부가 연결된다. 이렇게 구성된 신호전환부에 전원을 공급하고, 스트레인 게이지가 부착된 메탈(metal)부의 변형에 따른 스트레인 저항값의 변화를 측정하여, 하중에 대한 저항 변화값을 전기신호로 변환하게 된다. 이때 변환된 신호의 경우 그 신호가 매우 미세하여 OP-AMP로 이루어지는 증폭부를 이용하여 증폭한다.

[0034] 3. 본 발명에서 환자가 자신의 체중을 적절히 실었을 때 바이오 피드백해 줄 수 있는 시스템은, 환자의 전체 체중을 백분율로 계산하여 재활훈련 상황에 맡는 적정 체중의 퍼센트를 설정하고, 설정된 체중에 해당하는 설정값 이상의 체중이 실렸을 때 진동 및 소리신호로 피드백해 줄 수 있는 모드와, 환자 자신이 직접 설정값을 설정하고 그 설정값 이상의 체중이 실렸을 때 피드백을 해 주는 모드로 이루어져 있다.

[0035] 상기 시스템은 하나의 피드백 모듈로 구성되며, 피드백 모듈 안에는 신호를 증폭하는 증폭부, 신호의 잡음(noise)을 제거해 주는 필터부, 전기신호를 체중부하로 연산해 줄 수 있는 MCU(microcontroller unit)부, 연산된 신호에 의해 피드백을 해 줄 수 있는 피드백부로 나뉜다. 또한 상기 두 가지 모드에서 미리 설정된 체중에 대한 설정값을 저장하는 저장부가 더 포함된다.

[0036] 한편, 상기 설정값은 직접 입력하는 것도 가능하지만, 환자가 실을 수 있는 체중의 한계값(threshold value)을 정하고 해당 환자의 보행 훈련 상태에 따라 결정되는 배수값을 입력하여 상기 한계값과 배수값의 곱으로 결정될 수도 있다. 이때 상기 배수값은 0.1~1.2 범위 내의 수에서 결정될 수 있다. 따라서 만일 보행 훈련하는 환자의 한계값이 40㎏이고, 최초 보행 훈련시에는 20㎏ 이상의 체중을 실어 훈련하는 것이 바람직하다고 할 때에는 상기 배수값은 한계값의 50%인 0.5로 결정될 수 있다.

[0037] 4. 본 발명에서 상기 피드백 모듈과 Smart Phone 등과 같은 통신모듈로 이루어지는 통신 시스템은, 휴대폰과 전자기기간의 무선 연결법인 '블루투스(Bluetooth)'로 연결된다. 피드백 모듈로 받아진 하중 데이터는 블루투스 송신부로 전달되고, 이 데이터는 Smart Phone 등의 통신모듈에 내장된 블루투스 수신부로 무선 전송된다. 그 후 이 데이터는 통신모듈의 애플리케이션에 의해 통신모듈에서 디스플레이 및 보행 패턴 분석이 실시간으로 이루어진다. 또한 통신모듈의 이동통신 기능 또는 무선 인터넷을 활용하여 병원과 환자간의 원격 진료 시스템에도 활용할 수 있게 된다.

[0038] 그리고 상기 피드백 모듈과 통신모듈 간에는 상기와 같이 무선 통신에 의해 데이터 전송이 이루어질 수도 있지만, 유선에 의해 이루어져도 무방하다. 또한 무선통신 기법이 블루투스로만 한정되는 것은 아니다.

[0039] 이하에서는 본 발명에 따른 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치에 관하여 첨부되어진 도면과 더불어 설명하기로 한다. 이때 체중부하 측정센서로는 스트레인 게이지를 이용한 센서를 중심으로 설명한다.

[0040] 도 1은 하지질환자의 대칭 체중부하 피드백을 통한 보행 재활훈련 및 분석장치의 전체 개념도이고, 도 2는 본 발명에서 체중부하 측정센서가 설치되는 신발을 도시한 도면이며, 도 3은 체중부하 측정센서가 삽입되는 위치를 나타내는 도면이고, 도 4는 체중부하 측정센서의 구체적인 형태에 대해 도시한 도면이다. 또한 도 8은 본 발명에 따른 체중부하 측정센서에서 스트레인 게이지와 신호전환부의 일례를 도시한 도면이다.

[0041] 신발(10)의 안창(20)(in-sole) 밑에 삽입되는 체중부하 측정센서(30)는 스트레인 게이지(31)가 각각 중족골 머리부(25)와 발뒤꿈치부(24)에 삽입되고, 보행중 체중부하에 의한 메탈부(32)의 변형을 저항값의 변화로 출력한

다. 출력된 신호는 쿼터-브릿지 형태의 신호전환부(33)로 전송된다. 이때 상기 신호전환부(33)는 스트레인 게이지(31)와 메탈부(32)와 같이 신발(10) 안창(20)에 삽입될 수도 있지만, 스트레인 게이지(31)와 유선으로 연결되어 기준전압을 인가받기 용이한 피드백 모듈(40) 내에 설치되는 것이 바람직하다.

[0042] 상기 체중부하 측정센서(30)는 도 2에 도시된 바와 같이, 신발(10)의 안창(20)이 3개의 부분으로 구성된다고 할 때 중창(22)에 설치된다. 이때 도 2의 '21'은 안창(20)의 하창으로 보행시 불편함을 줄일 수 있도록 가볍고 단단한 소재(합성고무)로 구성되며, 그 두께는 약 7㎜로 이루어지는 것이 바람직하다.

[0043] 또한 도 2의 '22'는 측정센서(30)를 고정시켜 줄 수 있는 중창으로, 센서(30)를 전체적으로 감싸 뒤틀림이나 휘어짐을 방지할 수 있는 소재로 가볍고 단단한 소재로 구성되며, 그 두께는 약 17㎜로 이루어지는 것이 바람직하다.

[0044] 그리고 도 2의 '23'은 발바닥과 맞닿는 상창으로, 부드러운 소재(일반 안창(20)소재)를 사용하며, 그 두께는 약 3㎜로 이루어지는 것이 바람직하다.

[0045] 아울러, 도 2 및 도 3의 '24' 및 '25'는 각각 센서(30)가 삽입되는 발뒤꿈치부와 중족골 머리부이다. 상기 두 부위는 보행시 체중이 가장 많이 실리는 부위이므로, 상기 두 부위에 각각 센서가 삽입되는 것이다. 그러나 센서는 필요에 따라 상기 두 부위 중 하나 이상의 부위를 포함한 다른 부위에도 추가로 장착될 수 있다.

[0046] 이러한 체중부하 측정센서(30)는 도 4의 (a)에 도시된 바와 같이, 중창(22)에 보행시 체중이 가장 많이 실리는 두 부위(24, 25)에 플레이트(34) 두 개가 메탈부(32)의 상하부에 샌드위치 형태로 설치된다. 이때 상기 플레이트(34)는 발바닥으로부터 가해지는 하중 및 지면으로부터 받는 지지력이 상기 메탈부(32)에 고르게 가해질 수 있도록 하는 역할을 수행하며, 이를 위해 상기 플레이트(34)는 통상의 체중에 대해 휘지 않는 재질 및 두께로 제작된다. 본 실시예에서는 상기 플레이트(34)가 두께 1㎜의 알루미늄으로 제작되는 것이 예시되어 있다.

[0047] 메탈부(32)는 도 4의 (b)와 (c)에 도시된 바와 같이, 가로 28㎜, 세로 28㎜로 이루어지고, 스트레인 게이지(31)가 부착될 위치(L)는 메탈부(32)의 상단(32a)에서 하중(-F)이 가해질 때 함께 변형될 수 있는 지점으로 결정된다. 그리고 메탈부(32)의 상단(32a)에서 하중이 가해지면 메탈부(32)의 하단(32b)에는 지면으로부터의 반발력(F)이 가해지고, 그 하중을 받을 때 메탈부(32)의 변형과의 간섭을 최소화하도록 메탈부(32)의 상단(32a)과 편심된 위치로 돌출 형성된다. 즉, 도 4의 (c)에서 메탈부(32)의 전체 높이가 15㎜라고 할 때, 힘이 받는 위치는 도면에서 하단 중앙과 상단 양측이고, 상기 양측은 하단 중앙으로부터 편심되고 약 2㎜ 정도 솟아 있다. 여기서 도 4의 (b)에는 메탈부(32)가 이해의 편의를 위해 뒤집어져 도시되고 있다.

[0048] 다시 도 1로 돌아와서, 스트레인 게이지(31)의 저항 변형량은 유선으로 연결된 피드백 모듈(Feedback Module)(40)로 전송된다. 피드백 모듈(40) 내부로 연결된 체중부하 측정센서(30)는 피드백 모듈(40) 내부에서 쿼터-브릿지 형태의 신호전환부(33)를 포함하고, 상기 신호전환부(33)에서는 스트레인 게이지(31)의 저항 변화에 대한 출력 전압 변화를 측정한다.

[0049] 그리고 피드백 모듈(40)에는, 상기 체중부하 측정센서(30)의 신호전환부(33)로부터의 신호를 입력받아 증폭하는 증폭부(41)와, 증폭된 신호에 포함된 잡음을 제거하는 필터부(42)와, 미리 설정된 체중의 한계값과 배수값을 저장하는 저장부(43)와, 잡음 제거된 신호를 토대로 실체중값을 연산하고 상기 한계값과 배수값의 곱을 통해 환자로부터 요구되는 체중의 설정값을 산출하며 상기 실체중값이 상기 설정값 이상인지 여부를 판단하는 MCU부(44)와, 상기 실체중값이 상기 설정값 이상이면 피드백 신호를 생성하는 피드백부(45)를 포함한다. 또한 피드백 모듈(40)에는 통신모듈(50)과의 무선통신을 위한 블루투스 송신부(46)가 더 구비될 수 있다.

[0050] 보다 상세히 설명하면, 상기 증폭부(41)에서는 신호전환부(33)에서 변환된 신호가 매우 미세하므로 이를 증폭시켜 주는 것으로, 일반적으로 OP-Amp가 사용된다. 그리고 증폭된 신호는 필터링을 거쳐 MCU부(44)에서 체중으로 연산되고, 설정값 이상의 적정체중이 실렸을 때 피드백부(45)를 통해 진동 및 소리 신호를 환자에게 피드백한다. 이때 상기 모듈(40)에서 측정되는 체중 데이터들은 블루투스(Bluetooth) 송신부(46)를 통해 통신모듈(50)에 내장돼 있는 블루투스 수신부(미도시)로 무선 전송된다.

[0051] 그 후 전송된 신호를 통신모듈(50)의 애플리케이션을 통해 통신모듈(50)의 화면으로 디스플레이되면서 보행 분석이 이루어지고, 통신모듈(50)의 이동통신 기술을 이용하여 병원(60)과 통신되면서 원격 진료를 가능하게 한다.

[0052] 그리고 설정값은 한계값과 배수값의 곱으로 이루어지는데, 한계값은 환자가 정상 상태일 때 평상 보행시 가해지는 하중값 또는 보행 훈련으로 환자가 달성할 하지 하중의 목표값에 해당하고, 배수값은 환자의 보행 훈련 단계

에 따라 한계값을 조정하기 위한 입력값을 의미한다. 이때 상기 배수값은 0.1~1.2 범위 내의 수에서 결정될 수 있다.

[0053] 따라서 만일 보행 훈련하는 환자의 한계값이 40㎏이고, 최초 보행 훈련시에는 20㎏ 이상의 체중을 실어 훈련하는 것이 바람직하다고 할 때에는 상기 배수값은 한계값의 50%인 0.5로 결정될 수 있다. 그리고 보행 훈련 2단계로서 30㎏ 이상의 체중을 실어 훈련하는 것이 바람직한 경우에는, 상기 배수값은 한계값의 75%인 0.75로 결정될 수 있다.

[0054] 도 5는 바이오 피드백 모듈의 시스템 및 트레이닝 모드에 따른 설정값을 결정하는 블록 다이어그램이다.

[0055] 도 5의 (a)는 바이오 피드백 모듈(40)의 시스템 블록 다이어그램으로, 하지 손상 및 반신이 마비된 환자들 중 발 전체를 사용하여 보행을 할 수 있는 환자가 있는 반면, 발뒤꿈치가 지면에 닿지 않아 발의 앞쪽만으로 체중을 싣고 걷는 환자가 존재한다. 그러한 이유로 먼저 신발(10)의 안창(20)에 부착된 두 곳의 센서(30) 중, 트레이닝을 실시할 때 바이오 피드백의 기준 입력값이 되는 센서(30)를 선택하게 된다(단계 S100).

[0056] 신발(10)의 안창(20)에 부착된 발뒤꿈치부(24)의 센서(30)와 중족골 머리부(25)의 센서(30) 중 하나 또는 2개의 센서(30) 모두가 선택된 후, 트레이닝 모드를 설정하게 된다. 트레이닝 모드는 환자 스스로 환측에 실을 수 있는 최대하중을 입력하여 설정값을 결정하는 방법(도 5의 (b))과 환자 자신의 몸무게를 백분율로 계산한 뒤 재활훈련시 환측 하지에 부하해야 하는 체중인 한계값에 대해 배수값에 대응되는 퍼센트를 입력하여 설정값을 결정하는 방법(도 5의 (c))으로 나뉜다(단계 S200).

[0057] 이렇게 설정값이 결정되면 그 설정값 이상의 체중이 실렸는지 여부를 상기에서 설명한 방법으로 판단하고(단계 S300), 설정값 이상의 체중이 실린 경우 소리 및 진동으로 바이오 피드백을 한다(단계 S400).

[0058] 도 5의 (b)는 설정값을 결정하는 방법 중 환자 자신이 부담해야 하는 체중을 결정하는 알고리즘으로, 피드백의 기준 입력값이 되는 센서(30)에 자신이 실을 수 있는 최대하중을 싣고(단계 S411), 부하된 하중을 설정값으로 결정한다(단계 S412). 이때에도 상기 설정값을 한계값으로 하고 환자의 재활훈련 상황에 맞는 배수값을 한계값과 곱하여 설정값을 결정할 수도 있다.

[0059] 도 5의 (c)는 환자의 전체 체중을 백분율로 계산하고(단계 S421), 환자의 재활훈련 상황에 맞는 체중의 퍼센트를 설정값으로 결정(단계 S422)하는 알고리즘을 나타낸 것이다.

[0060] 도 6은 본 발명에서 설명한 체중부하 측정센서를 이용한 체중부하에 대한 출력 전압 측정 및 보행 패턴을 분석한 프로그램이다.

[0061] 설정값을 결정하는 방법은 도 5의 (b)에서 설명한 알고리즘을 이용해 설계하였다. 이 프로그램은 측정된 하중 데이터를 이용해 보행수를 검출하였고, 보행 시간의 계산으로써 보행 속도, 입각기와 유각기를 측정하는 것으로, 통신모듈(50)에서 실행되는 것이 일반적이지만, 피드백 모듈(40)에서 실행할 수도 있다.

[0062] 또한 본 발명에서 설계한 프로그램은 보행시 발뒤꿈치부(24)에 위치하는 센서(30)가 지면과 맞닿을 때와 중족골 머리부(25)에 위치하는 센서(30)가 지면에서 떨어졌을 때를 측정하여, 보행자의 보행 패턴을 분석하게 된다. 또한 환자를 위한 바이오 피드백의 경우 실체중값이 설정값 이상일 때 LED와 음성 신호로 피드백을 준다.

[0063] 도 7은 체중부하 데이터의 흐름도이다.

[0064] 발뒤꿈치부(24)와 중족골 머리부(25)에 설치된 센서(30)에 의해 측정된 두 신호데이터는 유선으로 피드백 모듈(40)로 전송이 된다. 그 후 피드백 모듈(40)내의 A/D 컨버터(47)에서 디지털 신호로 변환된다. 변환된 신호는 MAX232(48)를 통해 블루투스 송신부(46)로 입력되고 이 값은 통신모듈(50)에 내장된 블루투스 수신부로 무선으로 전송된다. 통신모듈(50)에 전송된 데이터는 통신모듈(50)의 이동통신기술을 이용하여 병원(60)으로 데이터를 전송한다. 이 데이터를 바탕으로 병원에서는 환자의 재활훈련 상황을 체크하고, 환자의 내원없이 환자 상태를 원격으로 진단할 수 있다.

[0065] 본 발명의 권리는 위에서 설명된 실시예에 한정되지 않고 청구범위에 기재된 바에 의해 정의되며, 본 발명의 분

야에서 통상의 지식을 가진 자가 청구범위에 기재된 권리범위 내에서 다양한 변형과 개작을 할 수 있다는 것은 자명하다.

[0066] 예를 들면, 본 실시예에서는 구성요소의 치수를 기재한 부분이 있는데, 이는 해당 구성요소의 치수에 대한 예시일 뿐, 해당 구성요소의 치수가 그 기재에 한정되는 것은 아니다.

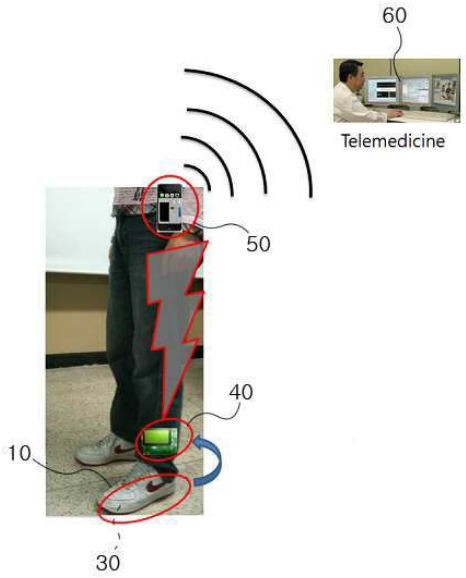
부호의 설명

[0067]

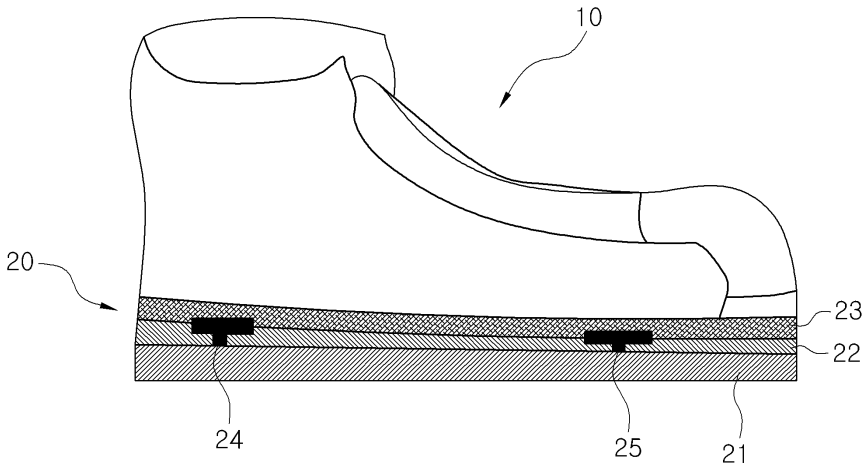
10 : 신발	20 : 안창
24 : 발뒤꿈치부	25 : 중족골 머리부
30 : 체중부하 측정센서	31 : 스트레인 게이지
32 : 메탈부	33 : 신호전환부
34 : 플레이트	40 : 피드백 모듈
41 : 증폭부	42 : 필터부
43 : 저장부	44 : MCU부
45 : 피드백부	46 : 송신부
50 : 통신모듈	60 : 병원

도면

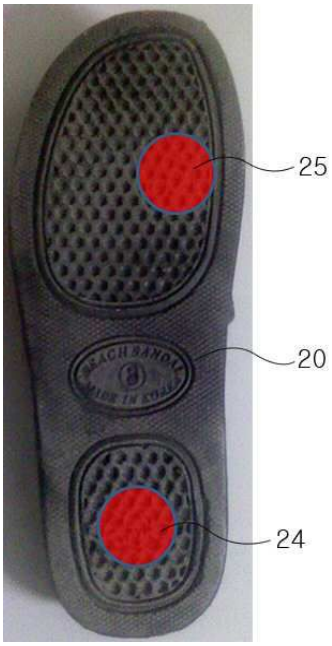
도면1



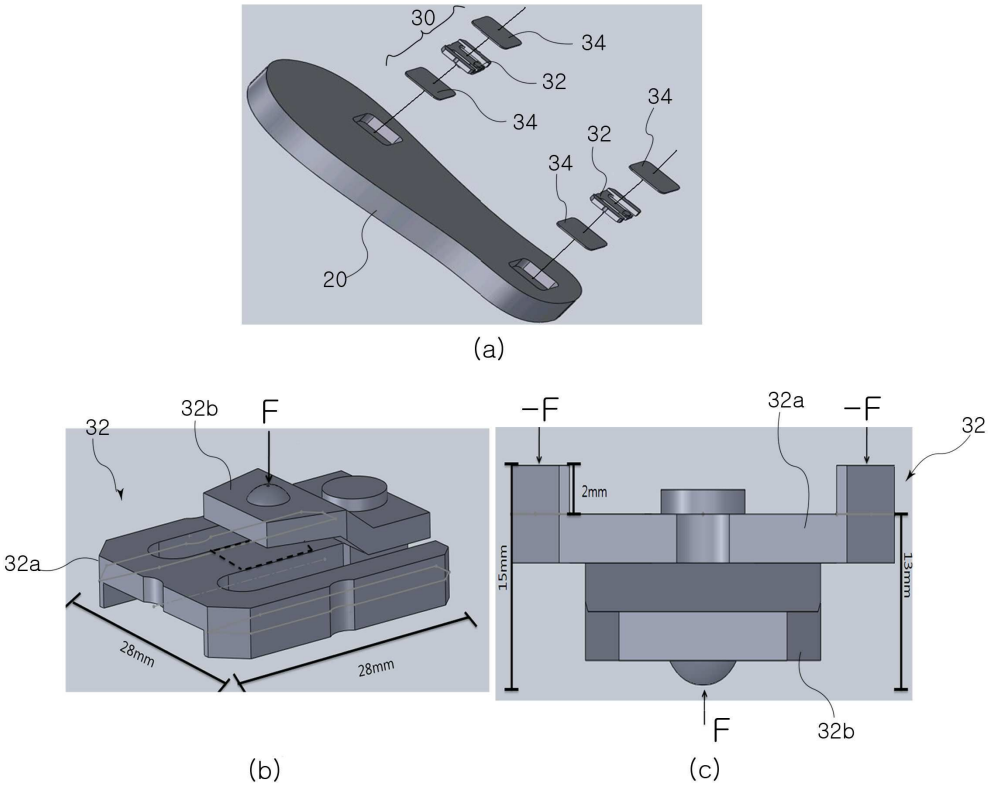
도면2



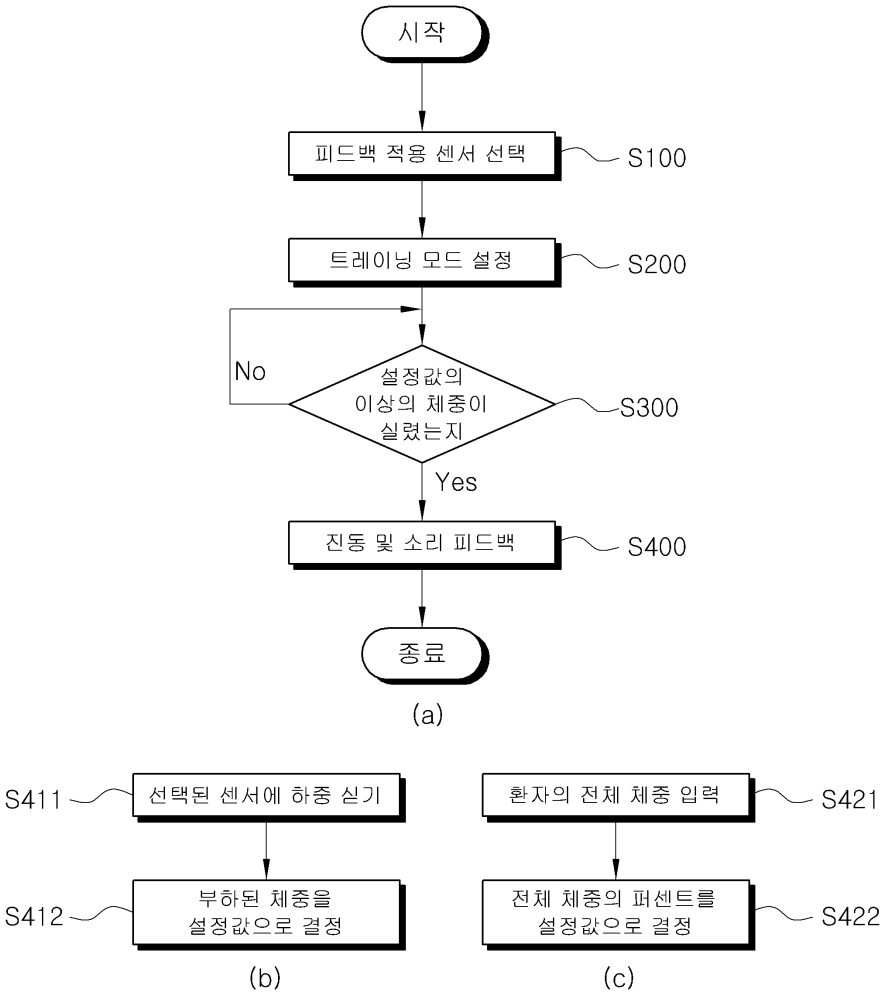
도면3



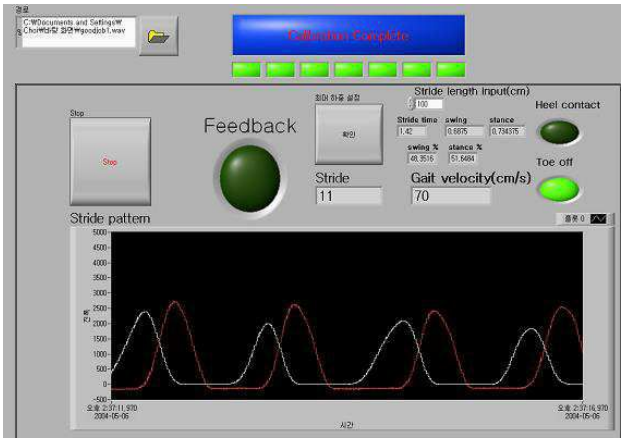
도면4


30
34
32
34
34
32
34
20
(a)
32
32b
F
32a
28mm
28mm
(b)
-F
-F
32a
32
2mm
15mm
13mm
F
32b
(c)

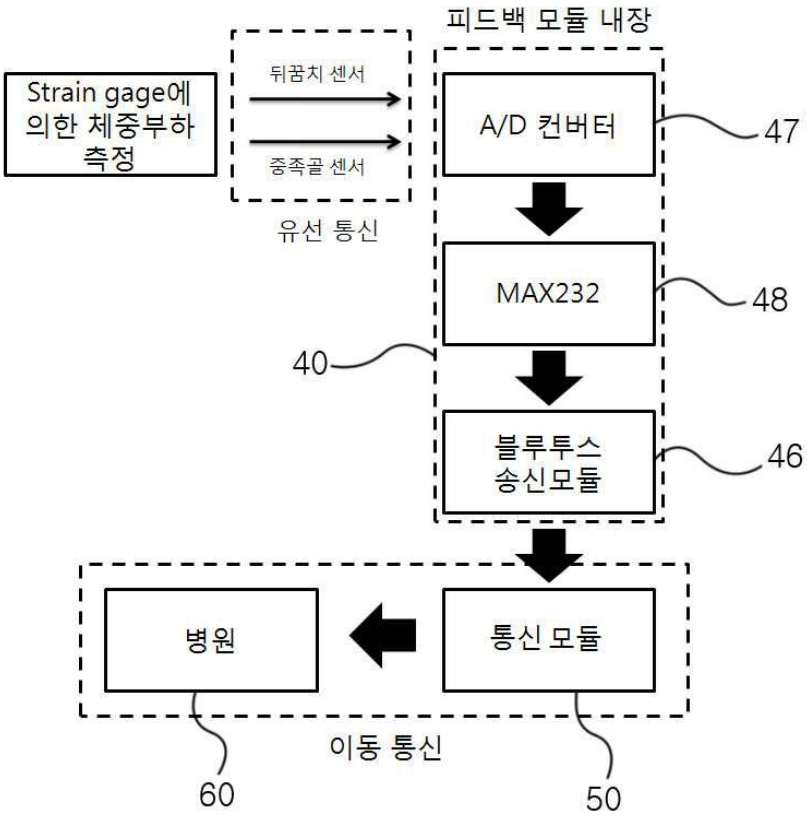
도면5


시작
피드백 적용 센서 선택
S100
트레이닝 모드 설정
S200
No
설정값의
이상의 체중이
실렸는지
S300
Yes
진동 및 소리 피드백
S400
종료
(a)
S411
선택된 센서에 하중 싣기
S412
부하된 체중을
설정값으로 결정
(b)
환자의 전체 체중 입력
S421
전체 체중의 퍼센트를
설정값으로 결정
S422
(c)

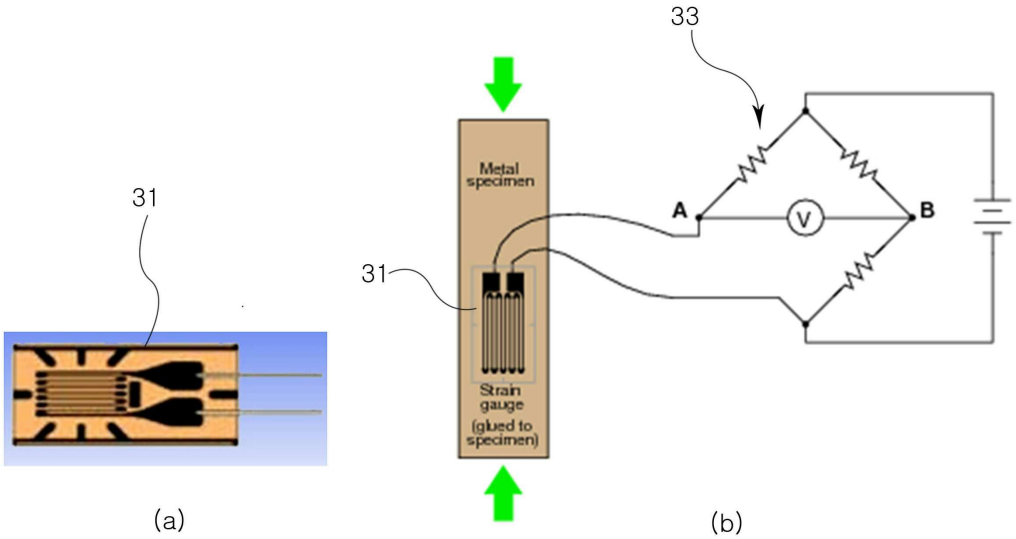
도면6


Calibration Complete
Stride length input(cm)
Heel contact
Feedback
Toe off
Stride
11
Gait velocity(cm/s)
70
Stride pattern

도면7


피드백 모듈 내장
Strain gage에 의한 체중부하 측정
뒤꿈치 센서
중족골 센서
유선 통신
A/D 컨버터
47
MAX232
48
40
블루투스 송신모듈
46
병원
통신 모듈
이동 통신
60
50

도면8


33
31
Metal specimen
31
A
B
V
Strain gauge
(glued to specimen)
(a)
(b)