



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년02월23일

(11) 등록번호 10-1493989

(24) 등록일자 2015년02월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A41D 13/12 (2006.01) A61H 1/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0111071

(22) 출원일자 2013년09월16일

심사청구일자 2013년09월16일

(56) 선행기술조사문헌

KR101331858 B1*

JP2006212329 A

JP2010029633 A

KR1020090031330 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

경희대학교 산학협력단

경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732, 국제캠퍼스 내 (서천동, 경희대학교)

(72) 발명자

김갑진

경기 수원시 장안구 만석로 29, 713동 302호 (천천동, 비단마을현대성우.우방아파트)

윤선

전남 순천시 청사3길 28, 2층 (저전동)

안유진

인천광역시 강화군 길상면 온수리 520번지

(74) 대리인

이중우

전체 청구항 수 : 총 10 항

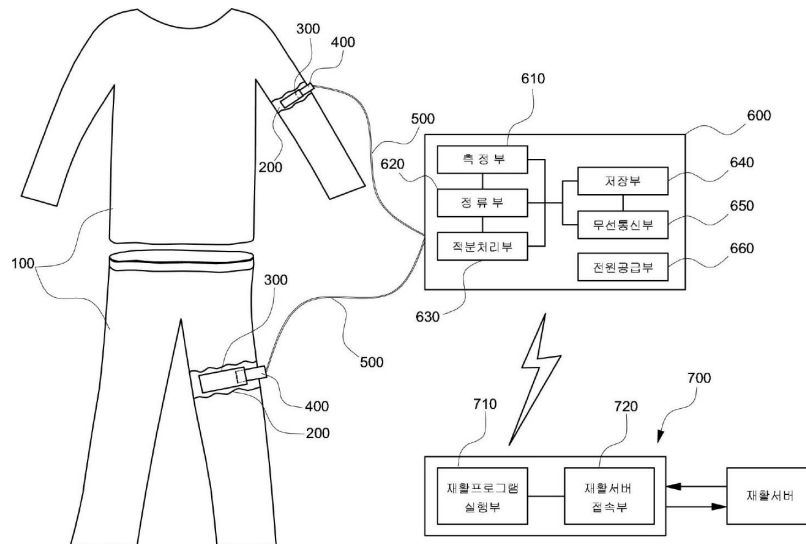
심사관 : 이해인

(54) 발명의 명칭 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복

(57) 요약

본 발명은 재활치료용 재활복에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 수술 등으로 근육이 약화되거나 관절이 굳어진 재활부위에서의 근육의 움직임 정도를 파악할 수 있도록 정상부위 및 재활부위에 해당 근육을 압박할 수 있는 탄성 재활밴드를 부착하고, 이러한 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드에 의해 형성되는 공간에 탄성 재활밴드와 같이 연신하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서를 삽입하며, 이와 같이 압전센서에서 생성된 전기적 신호에 의해 정상부위와 재활부위의 신호를 동시에 분석함으로써 재활부위에서의 근육의 회복정도를 지속적으로 모니터링 할 수 있게 한 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복에 관한 것이다.

대표도



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 10033449

부처명 지식경제부

연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원(KEIT)

연구사업명 산업원천기술개발

연구과제명 건강 매니지먼트 기능의 고감도 웰니스 섬유 시스템 개발

기 여 율 1/2

주관기관 경희대학교 산학협력단

연구기간 2009.06.01 ~ 2014.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 R11-2005-065

부처명 교육과학기술부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 선도연구센터(ACE)육성사업/공학분야(ERC)

연구과제명 압력감응 촉각감지 텍스타일

기 여 율 1/2

주관기관 경희대학교 산학협력단

연구기간 2005.06.10 ~ 2014.02.28

특허청구의 범위

청구항 1

삭제

청구항 2

삭제

청구항 3

재활부위의 지속적인 움직임이 요구되는 재활치료가 필요한 재활환자가 착용하는 재활복;

상기 재활복 중 재활치료가 요구되는 재활부위를 감싸며 재활환자의 움직임에 따라 팽창과 수축을 반복하는 탄성재질로 이루어져 재활부위를 압박하면서 조이는 탄성 재활밴드;

상기 탄성 재활밴드에 일 측이 개방된 상태로 덧대어져 삽입공간을 형성하는 탄성 덮개밴드;

상기 삽입공간에 끼워져 재활복 착용자의 움직임에 따른 재활부위 근육의 변형에 의해 팽창하거나 수축하는 탄성 재활밴드와 함께 늘어나거나 원상태로 복귀하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서;

상기 압전센서에서 발생된 전기적 신호를 전송하는 차폐신호 전송선; 및

상기 차폐신호 전송선을 통하여 전송되는 전기적 신호를 수신하고 재활부위의 운동정도를 연산하는 제어부;를 포함하고;

상기 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드는 재활부위에 있는 근육의 움직임과 정상적인 근육의 움직임을 비교하기 위해, 재활부위의 반대 쪽 정상적인 다리나 팔 상에서 재활부위 영역에 대칭되는 근육이 존재하는 정상부위를 압박할 수 있도록 설치되며, 상기 정상부위에 설치된 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드 사이의 삽입공간에도 재활복 착용자의 움직임에 따른 정상부위 근육의 변형에 의해 팽창하거나 수축하는 탄성 재활밴드와 함께 늘어나거나 원상태로 복귀하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서가 삽입되고;

상기 제어부는,

재활부위나 정상부위에서 근육이 움직임에 따라 팽창하거나 수축하는 압전센서로부터 발생하는 압전신호 값을 상기 차폐신호 전송선을 통해 수신하는 측정부;

상기 측정부에서 수신한 압전신호 값을 정렬하여, 압전센서의 팽창과 수축으로 발생하는 압전신호인 전기적 신호를 모두 양의 값으로 변환시키는 정렬부; 및

상기 정렬부에서 양의 값으로 변환된 압전신호 값을 일정 시간에 대하여 적분한 후 그 적분값을 그래픽화하여 제공하는 적분처리부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 제어부는, 상기 측정부에서 수신한 재활부위나 정상부위의 압전신호 값 또는 상기 적분처리부에서 산출된 적분값을 근거리 통신망을 통하여 연결되어 있는 착용자의 스마트폰이나, 일정 거리 이격되어 있는 재활서버로 전송할 수 있는 통신수단으로 이루어진 무선송신부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 제어부에서 측정된 압전신호 값과 적분값을 무선통신망을 통하여 수신하는 스마트폰을 더 포함하며;

상기 스마트폰은,

재활치료의 진행에 따라 환자가 스스로 수행해야 하는 재활부위의 운동정도를 제안하는 재활프로그램이 설치되

어 있는 재활어플리케이션이 활성화된 후 상기 제어부에서 전송되는 재활복 착용자의 재활치료를 위한 운동정보를 수신하여 달성해야 하는 재활프로그램의 수행여부를 판단하는 재활프로그램 실행부; 및

환자의 재활치료 정도와 재활프로그램 수행정도에 따라 격지의 재활서버로부터 갱신된 재활프로그램을 다운받고, 재활환자가 수행한 재활치료를 위한 운동정보를 재활서버로 전송하는 재활서버 접속부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 스마트폰은,

재활부위로부터 획득한 전기적 신호에 의한 운동정보를 정상부위로부터 획득한 전기적 신호에 의한 운동정보와 비교한 후 그 차이를 표출시켜 재활환자의 재활운동을 보조하는 비교재활부를 포함하는 것을 특징으로 하는 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 비교재활부는,

정상부위에 설치된 압전센서로부터 전송되는 전기적 신호의 연산결과를 수신하여 표출시키는 레퍼런스 제시부;

재활부위에 설치된 압전센서로부터 전송되는 전기적 신호의 연산결과를 수신하여 현재의 재활수준을 표출시키는 재활운동 제시부; 및

상기 레퍼런스 제시부에서 표출되는 정상부위의 운동결과와 상기 재활운동 제시부에서 표출되는 재활부위의 운동결과를 비교한 후, 그 차이를 재활환자가 도달해야 할 재활운동의 목표로 표출시키는 비교표출부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복.

청구항 8

제5항에 있어서,

상기 압전센서는,

압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름과, 상기 필름의 양면에 형성되는 전극을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛; 및

상기 압전감지유닛을 감싸는 탄성층을 포함하며;

상기 탄성층은 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것을 특징으로 하는 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 압전센서는,

상기 압전감지유닛과 상기 탄성층의 사이에 형성되며, 상기 압전감지유닛을 감싸도록 형성되는 절연층; 및

상기 절연층과 상기 탄성층의 사이에 형성되며, 상기 절연층이 형성된 압전감지유닛을 감싸도록 형성되는 도전층을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 절연층은 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것을 특징으로 하는 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복.

청구항 11

제9항에 있어서,

상기 도전층은 도전성 카본블랙이 30중량% 이상 함유되는 것을 특징으로 하는 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복.

청구항 12

제4항에 있어서,

상기 차폐신호 전송선은 전기적 신호를 전송하는 도체로 이루어진 심사가 내부에 놓이고, 그 둘레를 절연층/차폐선/절연층 순으로 순차적으로 감싸도록 구성되는 것을 특징으로 하는 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 재활치료용 재활복에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 수술 등으로 근육이 약화되거나 관절이 굳어진 재활부위에서의 근육의 움직임 정도를 파악할 수 있도록 재활부위에 해당 근육을 압박할 수 있는 탄성 재활밴드를 부착하고, 이러한 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드에 의해 형성되는 공간에 탄성 재활밴드와 같이 연신하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서를 삽입함과 아울러, 정상부위에도 근육의 움직임을 파악할 수 있는 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드를 구비한 후 압전센서를 삽입함으로써, 재활운동 중 발생하는 재활부위의 움직임을 재활운동의 목표가 되는 정상부위의 움직임과 비교한 후 그 차이를 표출시켜, 재활환자가 그 차이를 인식하고 재활부위에서의 근육의 움직임을 정상부위에서의 근육의 움직임에 일치시키기 위해 스스로 노력할 수 있게 하여 효율적인 재활운동이 이루어질 수 있게 한 재활치료용 재활복에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 일반적으로, 병원에서는 하지마비 환자 및 하지 근력이 약화된 환자들에게 재활 치료를 위해 보조기구 및 물리치료사의 도움을 통한 근력강화 훈련, 스트레칭, 균형훈련 등을 하고 있다.

[0003] 한편, 하지 재활 치료를 돕는 다양한 종류의 하지 단련 운동기구 및 장치들이 만들어져 환자의 하지 재활 치료에 널리 이용되고 있으며, 이러한 기구 및 장치들의 이용은 최근에 더욱 증대되고 있다.

[0004] 그리고, 종래의 하지 재활 치료 장치들은 사용자의 상체를 고정하여 기립상태를 유지한 후 사용자의 의지에 의해 보행토록 하는 장치가 있으며, 이와 비슷하게 런닝머신이 구비된 것으로, 사용자의 의지와 함께 런닝머신을 이용한 강제보행이 병행되어 하지 단련을 하는 기구 및 장치가 제안되기도 하였다.

[0005] 그에 따라, 종래에는 대한민국 등록특허 제10-0878358호에서, 사용자의 몸무게를 지탱하며 하지를 승강시키는 발판부위에 환자의 발목을 착탈가능한 벨트로 고정하여 발판의 지지력을 균일하게 유지할 수 있고, 발판 승강시 발판에 놓인 환자의 하지가 정정보행시에 행해지는 관절각도와 동일하도록 하여 불편함을 느끼지 않도록 하는 구조와, 환자가 테이블에 눕거나 기립상태에서의 편한 자세를 취할 수 있도록 하거나, 환자가 휠체어에서 테이블로 오르기 쉽도록 테이블의 회전각도를 조절할 수 있는 구조와, 환자의 하지마비 및 하지 근력상태에 따라 그에 맞는 하지 재활 훈련을 선택할 수 있는 구조를 구비한 하지 재활 치료 장치가 제안된 바 있다.

[0006] 또한, 종래에는 대한민국 공개특허 제10-2011-009746호에 개시된 바와 같이, 하지 재활 치료 장치에 심전도 기능을 추가하여 운동 시 환자의 상태를 체크함으로써, 추후 환자 개별적인 데이터(정보)로 활용할 수 있도록 하며, 동시에 운동 중 이상 징후(맥박 과도 상승 등) 발생 시에는 이를 즉시 알려주어 운동의 중단을 유도하도록 한 심전도 계측 기능이 포함된 하지 재활 치료 장치가 제안된 바 있다.

[0007] 그러나, 이러한 종래의 재활 치료는 특정시간에 병원을 방문하거나 재활 치료 장치에 의존하여야 하였는바, 재활치료사의 도움이나 재활 치료 장치에 의존해야 하는 재활 치료 초기와, 환자 본인의 의지와 노력에 더 크게 의존하게 되는 재활 치료 중기 이후의 치료방법이 동일하게 되어 재활치료가 진행될수록 큰 재활효과를 구현하기 어려운 문제점이 있었다.

[0008] 또한, 환자 본인이 보다 큰 의지로 재활치료에 노력할 경우에도, 환자의 노력에 의한 움직임이 재활부위에 대한 직접적인 자극을 주게 되는지 환자 본인으로서는 확인할 수 없어 노력에도 불구하고 재활효과가 더디게 나타나게 되는 문제점이 있었다.

[0009] 따라서, 병원에서의 재활치료사나 재활 치료 장치에 의존하게 되는 재활치료 초기가 경과하여 환자 본인 스스로

운동하며 재활치료에 대한 노력을 가중시킬 수 있으면서도, 재활부위에 정확한 자극이 가해지는지를 수시로 확인하면서 올바른 치료 효과를 달성함에 도움을 줄 수 있는 수단이 여전히 요청되고 있다.

[0010] 또한, 본 발명자는 대한민국등록특허 제10-1023446호에서 신체의 특정부위를 조이고 있던 탄성밴드가 늘어나거나 줄어들에 따라 함께 연신하면서 발생하는 전기적 신호를 감지할 수 있는 센서를 제안한 바 있으며, 이처럼 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서의 활용예로서 탄성밴드 내에 압전성 고분자 필름을 삽입시키고 그 탄성밴드를 신체에 착용하여 호흡이나 맥파를 측정할 수 있게 한 기술을 제안하였다.

[0011] 그러나, 종래에 제안하였던 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서는 환자가 정지 상태에 있을 경우 호흡 등에 의해 발생하는 움직임만을 감지할 수 있으므로, 착용자가 보행하거나 운동하는 등 일상적인 생활을 영위할 경우에는 착용자의 움직임에 의해 발생하는 동잡음(motion artifact)에 의해 정확한 호흡거동을 측정하기 어려운 문제점이 있었다.

[0012] 또한, 종래의 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서는 양면에 전극이 형성된 압전성 PVDF 필름을 실리콘 고무로 코팅하여 사용하였는데, 몇 회만 사용하여도 코팅이 쉽게 벗겨져 필름 및 전극이 노출되는 등 내구성이 약하여 지속적인 사용이 어려운 문제점이 있었다.

[0013] 따라서, 이러한 종래의 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서는 착용자가 입고 걷거나 움직이면서 재활치료를 해야 하는 재활복에 적용하는 것을 생각하기는 어려운 문제점이 있었다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0014] (특허문헌 0001) 대한민국 등록특허공보 제10-0878358호
(특허문헌 0002) 대한민국 공개특허공보 제10-2011-009746호
(특허문헌 0003) 대한민국 등록특허공보 제10-1023446호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0015] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는, 수술 등으로 근육이 약화되거나 관절이 굳어진 재활부위에서의 근육의 움직임 정도를 파악할 수 있도록 재활부위에 해당 근육을 압박할 수 있는 탄성 재활밴드를 부착하고, 이러한 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드에 의해 형성되는 공간에 탄성 재활밴드와 같이 연신하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서를 삽입함과 아울러, 정상부위에도 근육의 움직임을 파악할 수 있는 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드를 구비한 후 압전센서를 삽입함으로써, 재활운동 중 발생하는 재활부위의 움직임을 재활운동의 목표가 되는 정상부위의 움직임과 비교한 후 그 차이를 표출시켜, 재활환자가 그 차이를 인식하고 재활부위에서의 근육의 움직임을 정상부위에서의 근육의 움직임에 일치시키기 위해 스스로 노력할 수 있게 하여 효율적인 재활운동이 이루어질 수 있게 한 재활치료용 재활복을 제공함에 있다.

과제의 해결 수단

[0016] 상기 과제를 해결하기 위한 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복은, 재활부위의 지속적인 움직임이 요구되는 재활치료가 필요한 재활환자가 착용하는 재활복에 있어서, 상기 재활복 중 재활치료가 요구되는 재활부위를 감싸며 재활환자의 움직임에 따라 팽창과 수축을 반복하는 탄성재질로 이루어져 재활부위를 압박하면서 조이는 탄성 재활밴드; 상기 탄성 재활밴드에 일 측이 개방된 상태로 덧대어져 삽입공간을 형성하는 탄성 덮개밴드; 상기 삽입공간에 끼워져 재활복 착용자의 움직임에 따른 재활부위 근육의 변형에 의해 팽창하거나 수축하는 탄성 재활밴드와 함께 늘어나거나 원상태로 복귀하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서; 상기 압전센서에서 발생된 전기적 신호를 전송하는 차폐신호 전송선; 및 상기 차폐신호 전송선을 통하여 전송되는 전기적 신호를 수신하고 재활부위의 운동정도를 연산하는 제어부를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0017] 또한, 본 발명은 상기 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드가 재활부위와 동일한 위치의 정상부위에도 설치되며, 상기 정상부위에 설치된 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드 사이의 삽입공간에도 재활복 착용자의 움직임에 따른 정

상부위 근육의 변형에 의해 팽창하거나 수축하는 탄성 재활밴드와 함께 늘어나거나 원상태로 복귀하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서가 삽입되는 것을 특징으로 한다.

- [0018] 이때, 상기 제어부는,
- [0019] 재활부위나 정상부위에서 근육이 움직임에 따라 팽창하거나 수축하는 압전센서로부터 발생하는 압전신호 값을 상기 차폐신호 전송선을 통해 수신하는 측정부; 상기 측정부에서 수신한 압전신호 값을 정류하여, 압전센서의 팽창과 수축으로 발생하는 압전신호인 전기적 신호를 모두 양의 값으로 변환시키는 정류부; 및 상기 정류부에서 양의 값으로 변환된 압전신호 값을 일정 시간에 대하여 적분한 후 그 적분값을 그래픽화하여 제공하는 적분처리부를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0020] 또한, 상기 제어부는, 상기 측정부에서 수신한 재활부위나 정상부위의 압전신호 값 또는 상기 적분처리부에서 산출된 적분값을 근거리 통신망을 통하여 연결되어 있는 착용자의 스마트폰이나 일정 거리 이격되어 있는 재활서버로 전송할 수 있는 통신수단으로 이루어진 무선송신부를 더 포함하는 것이 바람직하다.
- [0021] 또한, 본 발명은, 상기 제어부에서 측정된 압전신호 값과 적분값을 무선통신망을 통하여 수신하는 스마트폰을 더 포함하며;
- [0022] 상기 스마트폰은,
- [0023] 재활치료의 진행에 따라 환자가 스스로 수행해야 하는 재활부위의 운동정도를 제안하는 재활프로그램이 설치되어 있는 재활어플리케이션이 활성화된 후 상기 제어부에서 전송되는 재활복 착용자의 재활치료를 위한 운동정보를 수신하여 달성해야 하는 재활프로그램의 수행여부를 판단하는 재활프로그램 실행부; 및 환자의 재활치료 정도와 재활프로그램 수행정도에 따라 격지의 재활서버로부터 갱신된 재활프로그램을 다운받고, 재활환자가 수행한 재활치료를 위한 운동정보를 재활서버로 전송하는 재활서버 접속부를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0024] 또한, 상기 스마트폰은, 재활부위로부터 획득한 전기적 신호에 의한 운동정보를 정상부위로부터 획득한 전기적 신호에 의한 운동정보와 비교한 후 그 차이를 표출시켜 재활환자의 재활운동을 보조하는 비교재활부를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0025] 이때, 상기 비교재활부는,
- [0026] 정상부위에 설치된 압전센서로부터 전송되는 전기적 신호의 연산결과를 수신하여 표출시키는 레퍼런스 제시부; 재활부위에 설치된 압전센서로부터 전송되는 전기적 신호의 연산결과를 수신하여 현재의 재활수준을 표출시키는 재활운동 제시부; 및 상기 레퍼런스 제시부에서 표출되는 정상부위의 운동결과와 상기 재활운동 제시부에서 표출되는 재활부위의 운동결과를 비교한 후, 그 차이를 재활환자가 도달해야 할 재활운동의 목표로 표출시키는 비교표출부를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0027] 이때, 상기 압전센서는,
- [0028] 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름과, 상기 필름의 양면에 형성되는 전극을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛; 및 상기 압전감지유닛을 감싸는 탄성층을 포함하며; 상기 탄성층은 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것을 특징으로 한다.
- [0029] 또한, 상기 압전센서는,
- [0030] 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름과 상기 필름의 양면에 형성되는 전극을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛; 상기 압전감지유닛을 감싸는 절연층; 상기 절연층을 감싸는 도전층; 및 상기 도전층을 감싸는 탄성층을 포함하며, 상기 탄성층은 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것을 특징으로 한다.
- [0031] 이때, 상기 절연층은 실리콘 고무 조성물로 이루어지고, 상기 도전층은 도전성 카본블랙이 30중량% 이상 함유되는 것을 특징으로 한다.
- [0032] 또한, 상기 차폐신호 전송선은 전기적 신호를 전송하는 도체로 이루어진 심사가 내부에 놓이고, 그 둘레를 절연층/차폐선/절연층 순으로 순차적으로 감싸도록 구성되는 것이 바람직하다.
- [0033] 또한, 상기 제어부는,
- [0034] 상기 차폐신호 전송선을 통하여 전송되는 전기적 신호를 수신하여 재활부위에 있는 근육의 운동량을 연산하여 재활치료의 수행정도를 수치화하거나 그래픽화하여 제공하는 연산부; 상기 연산부에서 연산된 재활부위에 있는

근육의 운동 정도와 상기 차폐신호 전송선을 통하여 전송된 압전센서에서 생성된 전기적 신호를 저장하는 메모리로 이루어진 저장부; 및 상기 연산부에서 연산된 재활부위에 있는 근육의 운동량을 무선으로 연결되어 있는 착용자의 스마트폰이나 일정 거리 이격되어 있는 서버시스템으로 전송할 수 있는 통신수단으로 이루어진 무선송신부를 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0035]

본 발명은 재활부위에 해당 근육을 압박할 수 있는 탄성 재활밴드를 부착하고, 이러한 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드에 의해 형성되는 공간에 탄성 재활밴드와 같이 연신하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서를 삽입하며, 이와 같이 압전센서에서 생성된 전기적 신호에 의해 재활부위에서의 근육의 회복정도를 지속적으로 모니터링 할 수 있는 효과가 있다.

[0036]

또한, 본 발명은 재활부위뿐만 아니라 정상부위에도 근육의 움직임을 파악할 수 있는 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드를 구비한 후 압전센서를 삽입함으로써, 재활운동 중 발생하는 재활부위의 움직임을 재활운동의 목표가 되는 정상부위의 움직임과 비교한 후 그 차이를 표출시켜, 재활환자가 그 차이를 인식하고 재활부위에서의 근육의 움직임을 정상부위에서의 근육의 움직임에 일치시키기 위해 스스로 노력할 수 있게 하여 효율적인 재활운동이 이루어질 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0037]

도 1은 본 발명에 따른 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복의 사시도.

도 2는 본 발명에 따라 재활부위의 운동정도를 정상부위의 운동정도와 비교할 수 있게 한 재활치료용 재활복의 실시예를 나타내는 사시도.

도 3은 본 발명에 따른 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복에 구비된 압전센서를 이루는 압전감지유닛의 사시도.

도 4는 본 발명에 따른 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복에 구비된 압전센서를 이루는 압전감지유닛의 사시도 및 분해도.

도 5는 본 발명에 따른 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복에 구비된 압전센서의 제1실시예를 나타내는 횡단면도.

도 6은 본 발명에 따른 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복에 구비된 압전센서의 제2실시예를 나타내는 횡단면도.

도 7은 본 발명에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 재활시작시기에 정상부위와 재활부위인 허벅지 근육의 움직임을 측정하여 나타낸 것으로서, 에크날리지 4.2에 의해서 수집된 신호데이터를 모니터로 출력한 결과를 나타낸 그래프.

도 8은 보행속도 3km/h로 보행시 허벅지에 두른 압전센서로부터 나온 압전신호의 시간에 따른 변화(A)와 이를 정규화 한 후의 압전신호(B) 및 정규화한 압전신호를 1분 동안 적분하여 적분 값을 시간에 대하여 플롯(C)한 그래프.

도 9는 본 발명에 따른 재활복에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 트레드밀의 경사각 0° 에서 3km/h로 주행 시 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(A), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(B), 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정규화된 적분값(C), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정규화된 적분값(D)을 시간에 따라 나타낸 그래프.

도 10은 본 발명에 따른 재활복에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 트레드밀의 경사각 10° 에서 3km/h로 주행 시 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(A), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(B), 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정규화된 적분값(C), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정규화된 적분값(D)을 시간에 따라 나타낸 그래프.

도 11은 본 발명에 따른 재활복에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 트레드밀의 경사각 0° 에서 5km/h로 주행 시 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(A), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(B), 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(C), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(D)을 시간에 따라 나타낸 그래프.

도 12는 본 발명에 따른 재활복에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 트레드밀의 경사각 10° 에서 5km/h로 주행 시 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(A), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(B), 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(C), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(D)을 시간에 따라 나타낸 그래프.

도 13은 본 발명에 따른 재활복에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 트레드밀의 경사각 0° 에서 7km/h로 주행 시 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(A), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(B), 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(C), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(D)을 시간에 따라 나타낸 그래프.

도 14는 본 발명에 따른 재활복에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 트레드밀의 경사각 10° 에서 7km/h로 주행 시 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(A), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(B), 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(C), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(D)을 시간에 따라 나타낸 그래프.

도 15는 본 발명에 따라 재활복에 구비된 압전센서의 제1실시예를 적용한 압전센서로부터 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 10Hz로 하여 측정된 배경신호를 나타내는 그래프.

도 16은 본 발명에 따라 재활복에 구비된 압전센서의 제2실시예를 적용한 압전센서로부터 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 10Hz로 하여 측정된 배경신호를 나타내는 그래프.

도 17은 본 발명에 따라 재활복에 구비된 압전센서의 제1실시예를 적용한 압전센서로부터 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 100Hz로 하여 측정된 배경신호를 나타내는 그래프.

도 18은 본 발명에 따라 재활복에 구비된 압전센서의 제2실시예를 적용한 압전센서로부터 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 100Hz로 하여 측정된 배경신호를 나타내는 그래프.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

이하에서는 본 발명의 구체적인 실시예를 도면을 참조하여 상세히 설명하도록 한다.

도 1은 본 발명에 따른 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복의 사시도이고, 도 2는 본 발명에 따라 재활부위의 운동정도를 정상부위의 운동정도와 비교할 수 있게 한 재활치료용 재활복의 실시예를 나타내는 사시도이며, 도 3은 본 발명에 따른 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복에 구비된 압전센서를 이루는 압전감지유닛의 사시도이며, 도 4는 본 발명에 따른 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복에 구비된 압전센서를 이루는 압전감지유닛의 사시도 및 분해도이고, 도 1 및 도 2를 참조하면, 본 발명에 따른 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복은, 재활부위의 지속적인 움직임이 요구되는 재활치료가 필요한 재활환자가 착용하는 재활복(100)과, 상기 재활복 중 재활치료가 요구되는 재활부위를 감싸며 재활환자의 움직임에 따라 팽창과 수축을 반복하는 탄성재질로 이루어져 재활부위를 압박하면서 조이는 탄성 재활밴드(200)와, 상기 탄성 재활밴드에 일 측이 개방된 상태로 덧대어져 삽입공간을 형성하는 탄성 덮개밴드(300)와, 상기 삽입공간에 끼워져 재활복 착용자의 움직임에 따른 재활부위 근육의 변형에 의해 팽창하거나 수축하는 탄성 재활밴드와 함께 늘어나거나 원상태로 복귀하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서(400)와, 상기 압전센서에서 발생된 전기적 신호를 전송하는 차폐신호 전송선(500)과, 상기 차폐신호 전송선을 통하여 전송되는 전기적 신호를 수신하고 재활부위의 운동정도를 연산하는 제어부(60

0)와, 상기 제어부에서 연산된 재활부위의 운동정도를 무선통신망으로 수신하여 미리 설치되어 있는 재활프로그램에 의한 운동정도와 비교하여 재활치료의 수행여부를 판단하는 재활어플리케이션이 설치되어 있는 스마트폰(700)을 포함하여 구성된다.

[0040] 이때, 도 1에서는 재활부위에만 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드 및 압전센서가 구비되어 재활부위에서의 운동정도를 모니터링할 수 있는 것을 나타내고, 도 2에서는 재활부위뿐만 아니라 정상부위에도 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드 및 압전센서가 구비되어 정상부위에서의 운동정도를 측정하는 후 이를 재활환자가 달성해야할 목표이자 레퍼런스로 제안함으로써 재활환자 혼자서도 올바른 재활운동을 수행할 수 있게 하는 것을 나타낸다. 그에 따라, 도 2에 도시된 재활치료용 재활복의 경우 정상부위에 구비되는 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드 및 압전센서가 재활부위에 구비되는 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드 및 압전센서와 동일하게 구성됨은 물론이다.

[0041] 이때, 상기 재활부위와 정상부위에 구비되는 압전센서는 움직임에 따른 운동정도의 크기를 상호 비교하여 재활부위에서의 운동이 정상부위에서의 운동에 근접하게 하는 것을 유도하여 재활치료의 효과를 향상시키기 위한 것인바, 동일부위에 구비되는 것이 바람직하다.

[0042] 즉, 한쪽 팔이나 한쪽 다리에만 재활치료가 필요하게 될 경우 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드가 설치되는 재활부위와 동일한 반대쪽 팔이나 다리에 정상부위의 운동을 측정하기 위한 탄성 재활밴드와 탄성 덮개밴드를 설치하는 것이 바람직하다. 부위가 다르게 될 경우 운동시 각 부위에서 발생하는 근육의 움직임이 다르게 되어 재활운동을 위한 적절한 기준 값을 제시하지 못하게 되므로, 동일부위의 반대쪽 팔이나 다리에 압전센서를 설치할 수 있도록 구성되는 것이 바람직하다.

[0043] 상기 재활복(100)은 재활환자가 재활운동을 하기 위해 착용하는 의복으로서, 재활치료가 요구되는 재활부위에 따라 하의 또는 상의로 구성된다. 이때, 상기 재활복은 움직임이 불편한 재활환자가 편안한 활동을 할 수 있도록 헐거운 환자복이나 트레이닝복의 형태로 이루어질 수 있음은 물론이다.

[0044] 상기 탄성 재활밴드(200)는 재활치료를 위해 재활부위의 근육이나 관절을 움직일 때마다 반드시 변형이 요구되는 재활부위 근육의 움직임을 인식할 수 있도록 재활부위를 감싸면서 압박하는 탄성밴드로 구성된다. 이때, 도 1에서는 탄성 재활밴드가 상의 중 팔꿈치 윗부분과, 하의 중 허벅지에 설치되는 것을 예시하였으나, 이에 제한되지 않고 재활부위에 따라 다양한 부위에 설치될 수 있게 된다.

[0045] 또한, 상기 탄성 재활밴드(200)는 재활부위 근육이나 관절의 자그마한 움직임에도 팽창하거나 수축할 수 있도록 재활부위를 조일 수 있어야 하는바, 착용자의 재활부위 둘레보다 작은 크기를 갖도록 구성되는 것이 바람직하다.

[0046] 상기 탄성 덮개밴드(300)는 재활복 착용자의 보행이나 관절 굽히기와 같은 움직임시 상기 탄성 재활밴드와 함께 팽창하거나 수축할 수 있는 탄성재질로 구성되며, 상기 압전센서(400)가 수납되거나 이탈되는 통로를 형성하기 위해 일 측이 개방된 상태로 상기 탄성 재활밴드에 덧대어지도록 구성된다.

[0047] 이때, 상기 탄성 덮개밴드(300)는 탄성 재활밴드의 외측은 물론 내측에 덧대어질 수도 있으나, 압전센서의 수납과 이탈의 편의성을 추구하고, 착용시 차폐신호 전송선을 이루는 단자가 신체에 접하게 되어 불필요한 잡음이 유입되는 것을 방지할 수 있도록 상기 탄성 재활밴드(200)의 외측에 덧대어지는 것이 바람직하다.

[0048] 또한, 상기 탄성 덮개밴드의 형상이 특별히 제한되지는 않으나, 착용자의 움직임시 탄성 재활밴드가 팽창하거나 수축하는 방향으로 길게 형성된 압전센서 전체를 안정적으로 수납하는 삽입공간을 형성할 수 있도록 직사각형의 형상으로 이루어지는 것이 바람직하며, 상기 탄성 덮개밴드가 직사각형의 형상으로 이루어진 경우 박음질 등에 의해 세 변을 탄성 재활밴드에 고정시키고 한 변만을 개방하여 압전센서의 수납통로를 형성할 수 있게 된다.

[0049] 이와 같이 상기 상부의 탄성 덮개밴드와 하부의 탄성 재활밴드로 이루어진 삽입공간에 삽입된 압전센서(400)는 상기 탄성 덮개밴드와 탄성 재활밴드에 상면과 하면이 접하게 되어 표면의 마찰력이 증가하게 되므로, 상기 탄성 덮개밴드 및 탄성 재활밴드와 함께 신축하면서 착용자의 재활부위에서의 근육이나 관절의 움직임을 인식할 수 있게 된다.

[0050] 이러한 상기 압전센서(400)는 도 3, 도 4 및 도 5에 도시된 제1실시예와 같이 중앙에 위치하는 압전감지유닛(10)과, 상기 압전감지유닛을 감싸는 탄성층(40)만으로 구성될 수 있음은 물론, 도 6에 도시된 제2실시예와 같이 압전감지유닛(10)과 탄성층(40) 사이에 상기 압전감지유닛을 감싸는 절연층(20) 및 상기 절연층을 감싸는 도전층(30)이 더 포함되도록 구성될 수도 있다.

[0051] 이때, 상기 압전센서(400)의 제1실시예와 제2실시예는 절연층과 도전층의 유무에 의한 차이가 있을 뿐인바, 이

를 제외한 압전감지유닛(10)과 탄성층(40)의 구성은 동일하게 이루어지는 것이 바람직하다. 또한 이러한 압전센서를 제외한 재활치료용 재활복의 구성, 즉 재활복(100), 탄성 재활밴드(200), 탄성 덮개밴드(300), 차폐신호 전송선(500), 제어부(600), 스마트폰(700) 등의 구성은 동일하게 이루어지는바, 그에 대한 개별적인 반복 설명은 생략한다.

- [0052] 먼저, 상기 압전센서(400)의 제1실시예를 도 3 내지 도 5를 참조하여 설명하면, 상기 압전센서(400)는, 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름(11) 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극(12)을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛(10)과, 상기 압전감지유닛을 감싸는 탄성층(40)을 포함하여 구성되며, 상기 탄성층(40)은 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 형성된다.
- [0053] 이때, 상기 탄성층(40)의 두께는 0.1 내지 1mm이고, 압전센서(400)의 총 두께는 0.2 내지 2mm인 것이 바람직하다.
- [0054] 이러한 상기 압전센서(400)의 제1실시예는, 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름(11) 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극(12)을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛(10)을 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 감싸도록 코팅하여 제조된다.
- [0055] 다음으로, 상기 압전센서(400)의 제2실시예를 도 6을 참조하여 설명하면, 상기 압전센서(400)는, 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름(11) 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극(12)을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛(10)과, 상기 압전감지유닛(10)을 감싸는 절연층(20)과, 상기 절연층을 감싸는 도전층(30), 및 상기 도전층을 감싸는 탄성층(40)을 포함하여 구성되며, 이때에도 상기 탄성층(40)은 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 형성된다.
- [0056] 그에 따라, 도 6에 도시된 바와 같이 상기 압전센서(400)의 횡단면을 보면, 상기 압전성 PVDF 필름(11)을 중심으로 상부에 전극(12)이 위치하고, 상기 전극의 상부에는 절연층(20)이 위치하며, 상기 절연층의 상부에는 도전층(30)이 위치하고, 상기 도전층의 상부에는 탄성층(40)이 순차적으로 적층된 형태를 이루게 된다. 또한, 상기 압전성 PVDF 필름(11)을 중심으로 하부에도 동일한 순서로 전극과 절연층과 도전층 및 탄성층이 순차적으로 적층된 형태를 나타내게 된다.
- [0057] 이때 상기 절연층(20)은 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것이 바람직하며, 상기 도전층(30)은 도전성 카본블랙이 30중량% 이상 함유되는 것이 바람직하다. 또한, 이 경우 상기 절연층(20)의 두께가 0.01 내지 0.2mm이며, 도전층(30)의 두께가 0.01 내지 0.2mm이고, 탄성층(40)의 두께가 0.1 내지 1mm이며, 압전센서(400)의 총 두께가 0.2 내지 2mm인 것이 바람직하다.
- [0058] 이러한 상기 압전센서(400)의 제2실시예는, 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛(10)을 감싸도록 실리콘 고무 조성물로 코팅하여 절연층(20)을 형성하는 단계와, 상기 절연층이 형성된 압전감지유닛을 감싸도록 도전성 카본블랙이 30중량% 이상 함유된 카본블랙 페이스트로 코팅하여 도전층(30)을 형성하는 단계, 및 상기 절연층 및 상기 도전층이 형성된 압전감지유닛을 감싸도록 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 코팅하여 탄성층(40)을 형성하는 단계를 포함하는 제조된다.
- [0059] 이러한 압전센서의 제1 및 제2실시예에서, 상기 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름은 비교적 간단한 단량체 구조인 $(-\text{CH}_2-\text{CF}_2-)_n$ 를 반복 단위로 하는 선상 고분자로서 분자쇄 내에 존재하는 강한 C-F 쌍극자에 의하여 고분자 재료 중 가장 큰 유전율을 나타내며, 유기고분자로 이루어져 부식에 강하고, 가공성이 좋으며, 세라믹 압전재료가 파괴되는 구간에서도 견딜 수 있는 절연 강도를 갖고, 가벼울 뿐만 아니라 세라믹 계열의 압전재료에 비해 음향 임피던스가 상대적으로 낮아서 액체나 생체 조직 등과 같은 물질에 적용하는데 있어 유리한 장점이 있는 분극(poling)처리된 PVDF(압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드)계 필름으로 구성된다.
- [0060] 상기 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름은 외부 자극 등에 의해 변형이나 응력이 가해지면 수축하거나 팽창하면서 전하분포나 전기장이 발생하는 특성을 갖는데, 이처럼 변형이 생기는 순간에 전하가 발생하므로 그에 따른 전기적 신호의 발생을 인식하여 호흡에 의한 흉곽의 수축 팽창처럼 압전성 PVDF 필름에 변형을 가하

는 변화가 있는지의 여부를 판단할 수 있게 된다.

- [0061] 또한, 상기 압전센서(400)의 전극으로는 주로 은을 사용하는데, 은 잉크로 압전성 PVDF 필름의 양면을 각각 별도로 코팅하는 방법을 사용할 수 있다.
- [0062] 압전센서를 구성하는 압전감지유닛의 손상, 즉 전극 또는 압전성 PVDF 필름의 손상을 방지하기 위해서는 압전감지유닛(10)을 코팅할 필요가 있다. 그리고 이 압전감지유닛에 신체의 수축 및 팽창 운동을 효과적으로 전달하기 위해서는 신체와의 밀착성 및 신축성이 우수한 재질로 코팅할 필요가 있다. 여기에 적용할 수 있는 코팅제로 고무 재질을 생각할 수 있는데, 일반적인 고무 재질로 코팅을 시도할 경우, 코팅을 위해 사용되는 용제가 압전성 PVDF 필름 또는 전극을 손상시키는 문제가 발생할 수 있다. 하지만, 실리콘 고무로 코팅을 시도할 경우, 특별한 용제를 사용하지 않고도 코팅이 용이하기 때문에 상기와 같은 문제가 발생하지 않게 된다. 따라서 본 발명에서는 압전감지유닛의 코팅제, 즉 탄성층에 실리콘 고무를 사용하였다.
- [0063] 실리콘 고무만으로 코팅하게 되면, 상기와 같은 압전감지유닛의 손상 방지 및 신체와의 밀착효과를 어느 정도 달성할 수 있으나, 압전센서의 특성상 감지하고자 하는 신호 이외에 다른 원인으로 발생할 수 있는 잡음 신호, 예를 들어 운동 중 움직임에 의한 잡음 신호 또는 드릴과 같은 장비로 인해 발생하는 전기적인 잡음 신호에 따른 생체신호 감지 저해 문제를 해결하기는 어렵다. 또한, 상기 실리콘 고무로만 코팅된 센서는 내구성이 낮아 오랫동안 사용하기 곤란하기 때문에 인성(toughness)을 보다 증가시킬 필요가 있다.
- [0064] 이를 위하여, 본 발명에서는 상기와 같은 두 가지의 주요 문제점을 동시에 해결하기 위해 실리콘 고무에 도전성 필러(filler) 물질을 적용하였다.
- [0065] 이때, 상기 도전성 필러로는 다양한 도전성 금속물질, 탄소나노튜브(CNT), 그래핀 등을 사용할 수 있는데, 이들은 실리콘 고무에 분산시키기 어렵고, 고른 분산을 위해서는 복잡한 추가 공정이 필요하거나 많은 비용이 발생한다는 문제점이 있다.
- [0066] 반면, 도전성 카본블랙은 상기와 같은 도전성 필러와는 달리 실리콘 고무에 분산시키는 것이 용이하고 작업이 간편하며 비용이 적게 든다는 장점이 있기 때문에, 본 발명에서는 도전성 필러로 도전성 카본블랙을 선택하였으며, 이러한 도전성 카본블랙을 적용하여 압전센서를 제조한 결과, 압전센서의 잡음 신호 문제를 해결하고 인성을 증가시키는데 매우 효과적이라는 것을 확인하였다. 대표적인 도전성 카본블랙으로는 캐천블랙(Ketjen black)이 있다. 캐천블랙은 도전성이 뛰어나며 특히 실리콘 고무에 함유시키기 용이하기 때문에, 본 발명에 적합하다. 특히 가장 적합한 캐천블랙(Ketjen black)은 초미세분말상인 캐천블랙 ECP600JD(Ketjen black ECP600JD)이다.
- [0067] 또한, 상기 압전센서의 잡음 신호 문제 해결 및 인성 증가를 위해서는 탄성층(40)에 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유되는 것이 바람직하다. 카본블랙의 함량이 낮을 경우 잡음 신호 문제 해결 및 인성 증가 효과를 기대하기 어렵고, 높을 경우 탄성층이 지나치게 경화되기 때문에 신체의 수축 및 팽창 운동이 압전성 PVDF 필름에 전달되지 않거나 압전성 PVDF 필름 자체의 수축 및 팽창이 저해될 수 있기 때문이다.
- [0068] 또한, 본 발명의 압전센서(400)를 제조하기 위해, 압전감지유닛을 도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 조성물로 코팅하는 방법을 사용할 수 있으며, 이때 코팅을 위한 조성물은 액상 실리콘 고무에 도전성 카본블랙을 첨가하고 혼합하는 방법으로 제조할 수 있고, 코팅을 용이하게 하기 위해 점착제, 경화제 등을 추가로 첨가하여 제조할 수 있다. 본 발명의 분야에서 일반적으로 많이 사용되는 실리콘 엘라스토머 베이스와 경화제를 혼합하여 사용하는 형식의 2액형 실리콘 고무 제품을 사용할 수 있으며, 이 경우 카본블랙의 분산정도를 높이기 위해 실리콘 엘라스토머 베이스와 카본블랙을 먼저 혼합하고 이후 경화제를 혼합하는 순서로 제조하는 것이 바람직하다. 이들을 혼합한 다음에는 진공 데시게이터 등의 장치를 이용하여 코팅 조성물의 기포를 제거하는 것이 좋다. 또한 도전성 카본블랙의 분산을 보다 용이하게 하기 위해 도전성 카본블랙을 페이스트의 형태로 제조한 다음 이를 실리콘 고무와 혼합하는 방법을 사용할 수 있다. 도전성 카본블랙 페이스트는 도전성 카본블랙, 분산제 및 바인더 수지를 혼합하여 제조할 수 있다.
- [0069] 상기 코팅 조성물을 유리판 등의 지지체 위에 얇게 펴서 코팅층을 형성한 다음 열처리하여 부분 경화시키고, 압전감지유닛을 올린 다음 다시 상기 코팅 조성물을 얇게 펴서 코팅층을 형성하고 열처리하여 완전 경화시키는 방법으로 상기 압전센서를 제조할 수 있다. 이때 열처리 온도는 60 내지 80℃가 적당하고, 10 내지 40분간 이루어지는 것이 바람직하다. 상기 열처리를 위해 오븐을 사용할 수 있다.
- [0070] 본 발명의 압전센서(400)에서 탄성층(40)을 구성할 때 도전성 카본블랙의 함량을 높이면 잡음 신호 문제를 해결하는데 유리해 질 수 있으나, 탄성층의 경화도가 높아지기 때문에 적당한 신축성을 요구하는 압전센서에 적합하

지 못하다. 따라서 보다 효율적인 잡음 신호 문제의 해결을 위해서 별도의 도전층(30)을 구비하는 것이 좋다.

- [0071] 그에 따라, 상기 압전센서(400)의 제2실시예와 같이, 상기 탄성층(40) 이전에 압전감지유닛을 감싸는 도전층(30)을 더 포함하여 이루어지는 것이 바람직하며, 본 발명에서 상기 도전층(30)은 도전성 물질이 30중량% 이상 함유된 층으로 정의한다. 도전성 물질이 함유된다는 점에서 상기 탄성층과 혼동될 수 있으나, 도전성 물질의 함량으로 구분할 수 있다.
- [0072] 이때, 도전성 물질로는 도전성 금속물질, 탄소나노튜브(CNT), 그래핀 등을 사용할 수 있는데, 본 발명에서는 도전성 카본블랙을 사용하는 것이 비용절감 및 공정 단순화의 측면에서 바람직하다.
- [0073] 상기 도전층(30)은 도전성 물질이 포함된 용액으로 코팅하여 형성시킬 수 있으며, 코팅을 용이하게 하기 위한 점착제, 도전성 물질의 분산을 용이하게 하기 위한 분산제 등을 용액에 첨가할 수 있다.
- [0074] 도전층을 형성하기 위해 도전성 물질로 도전성 카본블랙을 사용하는 경우, 페이스트의 형태로 제조하여 사용하는 것이 코팅의 용이성을 위해 바람직하다. 도전성 카본블랙 페이스트는 도전성 카본블랙, 분산제 및 바인더 수지를 혼합하여 제조할 수 있다.
- [0075] 도전성 물질로 도전성 카본블랙을 사용하는 경우, 코팅 및 분산을 용이하게 하기 위해 일반적으로 사용되는 용매가 압전감지유닛의 전극이나 이 전극을 보호하기 위해 형성한 고분자 보호막과 반응하여 손상시킬 수 있기 때문에, 도전층(30) 이전에 전극을 보호하기 위한 층, 즉 본 발명의 절연층(20)을 별도로 구성하는 것이 바람직하다. 이 층은 전극을 통하는 전기신호가 도전층에 전달되지 않도록 절연물질로 이루어지는 것이 바람직하다.
- [0076] 참고로, 압전감지유닛의 전극은 매우 얇게 형성되기 때문에 작업 시 손상될 우려가 있다. 이에 압전감지유닛을 별도로 제작하여 유통하거나 보관할 때에는 전극의 손상을 방지하기 위하여, 전극의 노출부에 별도의 얇은 고분자 보호층을 형성시키는데, 본 발명의 압전센서를 제조할 때 이와 같이 전극의 보호를 위한 고분자 보호층이 존재하는 상태의 압전감지유닛을 사용할 수 있다.
- [0077] 절연층(20)은 다양한 탄성 물질로 구성할 수 있으나, 실리콘 고무의 경우 코팅을 위해 사용되는 물질들이 압전성 PVDF 필름, 은 전극 및 박막의 고분자 보호층을 손상시키지 않기 때문에 가장 바람직하다. 이때 절연층(20)은 되도록 얇게 형성하는 것이 바람직하다.
- [0078] 본 발명의 압전센서를 스마트 의류 등에 적용할 경우, 압전센서의 두께가 너무 두꺼우면 압전센서가 적용된 의류의 착용감이 좋지 않기 때문에, 압전센서의 두께는 얇으면서 신체의 수축 운동 등을 효과적으로 감지할 수 있어야 한다. 이러한 문제를 해결하기 위해 제조된 압전센서(400)의 최종 두께는 2mm 이하인 것이 바람직하다.
- [0079] 상기 차폐신호 전송선(500)은 상기 압전센서를 이루는 전극층에 연결되어 착용자가 재활운동하면서 발생하는 재활부위 근육의 움직임에 의한 팽창이나 수축에 따라 발생하는 전기적 신호를 상기 제어부로 전송하는 도선으로 구성된다.
- [0080] 이때, 상기 차폐신호 전송선(500)은 전기적 신호를 전송하는 단순 도선으로 구성될 수 있음은 물론, 전기적 신호를 전송하는 도체로 이루어진 심사가 내부에 놓이고, 그 둘레를 절연층/차폐선/절연층 순으로 순차적으로 감싸도록 구성되는 것이 바람직하다.
- [0081] 상기 제어부(600)는 재활부위나 정상부위에서 근육이 움직임에 따라 팽창하거나 수축하는 압전센서(400)로부터 발생하는 압전신호 값을 상기 차폐신호 전송선(500)을 통해 수신하는 측정부(610)와, 상기 측정부에서 수신한 압전신호 값을 정류하여 압전센서의 팽창과 수축으로 발생하는 압전신호인 전기적 신호를 모두 양의 값으로 변환시키는 정류부(620)와, 상기 정류부에서 양의 값으로 변환된 압전신호 값을 일정 시간에 대하여 적분한 후 그 적분값을 그래픽화하여 제공하는 적분처리부(630)와, 상기 측정부에서 수신한 압전신호 값과 상기 적분처리부에서 산출된 적분값을 저장하는 메모리로 이루어진 저장부(640)를 포함하여 구성된다.
- [0082] 또한, 상기 제어부는 상기 측정부에서 수신한 재활부위나 정상부위의 압전신호 값이나 상기 적분처리부에서 산출된 적분값을 근거리 통신망을 통하여 연결되어 있는 착용자의 스마트폰이나, 일정 거리 이격되어 있는 재활서버로 전송할 수 있는 통신수단으로 이루어진 무선송신부(650)를 더 포함하여 구성되는 것이 바람직하다.
- [0083] 또한, 상기 제어부(600)는 상기 압전센서로부터 전기적 신호를 수신하여 재활부위의 운동정도를 연산하며, 이를 저장부에 저장하거나 무선전송하기 위한 전원을 독립적으로 공급할 수 있는 배터리 등의 전원공급부(660)를 더 포함하여 구성되는 것이 바람직하다.
- [0084] 이때, 도 2에 도시된 바와 같이 재활부위뿐만 아니라 정상부위에도 압전센서가 구비된 경우, 상기 제어부는 재

활부위에 구비된 압전센서로부터 수신한 전기적 신호를 연산할 뿐만 아니라, 정상부위에 구비된 압전센서로부터 수신한 전기적 신호도 연산하여 재활부위와 정상부위 각각에서의 운동정도를 파악하고 상호 비교할 수 있게 된다.

[0085] 또한, 상기 스마트폰(700)은 재활치료의 진행에 따라 환자가 스스로 수행해야 하는 재활부위의 운동정도를 제안하는 재활프로그램이 설치되어 있는 재활어플리케이션이 활성화된 후 상기 무선송신부에서 전송되는 재활복 착용자의 재활치료를 위한 운동정보를 수신하여 달성해야 하는 재활프로그램의 수행여부를 판단하는 재활프로그램 실행부(710)와, 환자의 재활치료 정도와 재활프로그램 수행정도에 따라 격지의 재활서버로부터 갱신된 재활프로그램을 다운받고 재활환자가 수행한 재활치료를 위한 운동정보를 재활서버로 전송하는 재활서버 접속부(720)와, 재활부위로부터 획득한 운동정보를 정상부위로부터 획득한 운동정보와 비교한 후 그 차이를 표출시켜 재활환자의 재활운동을 보조하는 비교재활부(730)를 포함하여 구성되는 것이 바람직하다.

[0086] 이때, 상기 재활프로그램 실행부(710)는 재활치료를 위해 재활환자가 달성해야 하는 재활부위 근육의 자극에 의해 생성될 수 있는 크기의 전기적 신호 도달치를 설정해 놓고, 재활환자는 재활복을 착용한 상태에서 재활부위의 근육을 움직이면서 전기적 신호를 생성하여 상기 재활프로그램에서 설정된 정도의 자극이 근육에 가해지도록 노력하면서 재활치료를 진행할 수 있게 된다.

[0087] 즉, 재활치료에서 요구되는 자극보다 적은 근육의 움직임만이 생성될 경우에는 이를 재활환자가 스마트폰을 통하여 직접 확인할 수 있으므로, 재활부위에 보다 큰 자극을 가하기 위해 노력하면서 스스로도 재활치료를 수행할 수 있게 된다.

[0088] 이때, 상기 재활프로그램은 재활부위에 큰 자극이 가해지도록 설정될 뿐만 아니라 작은 자극을 반복적으로 가하도록 설정할 수도 있는 등 재활치료 과정에 따라 적합한 재활프로그램을 다양하게 설정할 수 있음은 물론이다.

[0089] 또한, 이러한 재활프로그램은 격지의 재활서버로부터 전문의의 관리감독하에 각 재활환자에게 적합하게 생성되어 스마트폰으로 전송되게 함으로써, 재활치료의 진행정도에 따라 갱신된 프로그램으로 재활치료를 수행할 수 있게 된다.

[0090] 또한, 상기 비교재활부(730)는 도 2에 도시된 바와 같이, 정상부위에 설치된 압전센서로부터 전송되는 전기적 신호의 연산결과를 수신하여 표출시키는 레퍼런스 제시부(731)와, 재활부위에 설치된 압전센서로부터 전송되는 전기적 신호의 연산결과를 수신하여 현재의 재활수준을 표출시키는 재활운동 제시부(732), 및 상기 레퍼런스 제시부에서 표출되는 정상부위의 운동결과와 상기 재활운동 제시부에서 표출되는 재활부위의 운동결과를 비교한 후 그 차이를 재활환자가 도달해야 할 재활운동의 목표로 표출시키는 비교표출부(733)를 포함하여 구성된다.

[0091] 이때 상기 레퍼런스 제시부(731)는 재활이 요구되지 않는 정상부위에 설치된 압전센서로부터 획득하게 되는 전기적 신호를 그래프 또는 수치화하여 나타내는 것으로서, 반대 쪽 팔이나 다리로부터 재활부위와 동일한 위치에서의 운동시 발생되는 전기적 신호를 획득하고 이를 표출시킴으로써, 재활운동을 통하여 원래의 상태로 회복하기 위한 레퍼런스를 제시할 수 있게 된다.

[0092] 또한, 상기 재활운동 제시부(732)는 재활운동 중 재활부위에 설치된 압전센서로부터 획득하게 되는 전기적 신호를 그래프 또는 수치화하여 나타냄으로써, 그 표출 결과를 통해 현재의 재활수준을 확인할 수 있도록 구성된다.

[0093] 상기 비교표출부(733)는 정상부위에서의 운동결과와 재활부위에서의 운동결과를 비교하여 그 차이를 연산한 후 표출시키도록 구성되며, 스마트폰의 디스플레이 수단에 정상부위의 운동결과와 재활부위의 운동결과를 나타내는 두 개의 그래프를 함께 표출시키도록 구성될 수 있음은 물론, 두 개의 그래프를 상호 겹쳐서 표출시키되 재활부위의 운동결과를 나타내는 그래프상에 정상부위의 운동결과를 나타내는 그래프를 색을 달리하거나 점선 등으로 오버랩시켜 표출시키도록 구성된다. 그에 따라, 재활환자가 재활부위와 정상부위의 운동결과를 나타내는 그래프의 차이를 좁히기 위해 노력하면서 올바른 재활운동을 수행할 수 있게 된다.

[0094] 이때, 재활환자가 용이하게 인식할 수 있도록 그래프로 표현하는 것이 바람직하지만, 이에 제한되지 않고 음성으로 재활운동을 독려하거나 문자 메시지 등의 형태로 재활운동 방법을 제시하도록 구성될 수도 있음은 물론이다.

[0095] 다음에는 이와 같이 구성된 본 발명에 따른 압전센서를 제조하는 실시예를 설명한다.

[0096] 먼저, 제1실시예에 따른 압전센서를 제조하기 위하여, 압전감지유닛(두께 52 μ m, 폭 5mm, 길이 30mm)을 도전성

카본블랙이 함유된 실리콘 고무로 코팅(탄성층)하여 제조하였다.

- [0097] 이때, 다우코닝(Dow corning)사의 실가드®184A/B(Sylgard®184A/B) 실리콘 엘라스토머 키트 및 케천 블랙(Ketjen black) ECP600JD를 사용하였다. 실가드®184A/B 실리콘 엘라스토머 키트는 주체와 촉매(경화제)로 구성된 2액형 실리콘 엘라스토머 키트이며, 케천 블랙 ECP600JD는 미세분말형 전도성 카본블랙이다.
- [0098] 실리콘 엘라스토머 베이스(Sylgard®184A) 및 케천 블랙 ECP600JD를 97 : 3 중량비로 2분간 혼합하였다. 여기에 상기 실리콘 엘라스토머 베이스(Sylgard®184A) 대비 10중량%의 실리콘 엘라스토머 경화제(Sylgard®184B)를 첨가한 다음 2분간 혼합하였다. 혼합과정 중 용액 내부로 침투한 기포를 제거하기 위하여 진공 데시게이터로 20분간 처리하였다.
- [0099] 이렇게 제조된 혼합용액을 유리판 위에 얇게 펴고, 60 ~ 80℃의 오븐에서 10 ~ 30분간 열처리하였다. 열처리로 부분 경화되어 흐름성은 없지만 접착성을 갖는 실리콘 고무 코팅층 위에 압전감지유닛을 올려놓고 다시 한 번 혼합용액을 얇게 펴고 60 ~ 80℃의 오븐에서 30분간 열처리하여 압전센서를 제작하였다.
- [0100] 각 전극에 연결되어 있는 두 개의 핀에 접착성 전도성 테이프를 이용하여 각각 신호선과 차폐선을 연결하였으며 접착력을 높여주기 위하여 초음파 분산기(ultrasonic homogenizer, HT-200u, HAN TECH Co.)를 사용하여 초음파 압착시켰다. 두 개의 전극 핀 사이에 합선이 일어나지 않도록 부도체로 절연시켰다.
- [0101] 또한, 제2실시예에 따른 압전센서를 제조하기 위하여, 압전감지유닛(두께 52 μ m, 폭 5mm, 길이 30mm)을 실리콘 고무로 먼저 코팅(절연층)하고, 이후 도전성 카본블랙 페이스트로 코팅(도전층)한 다음, 마지막에 도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무로 코팅(탄성층)하여 압전센서를 제조하였다.
- [0102] 상기 제1실시예에서와 동일하게 다우코닝(Dow corning)사의 실가드®184A/B 실리콘 엘라스토머 키트 및 케천 블랙 ECP600JD를 사용하였으며 전도성 카본페이스트(용제형)는 국내 KLK사 제품을 사용하였다.
- [0103] 실리콘 엘라스토머 베이스(Sylgard®184A)에 대비 10중량%의 실리콘 엘라스토머 경화제(Sylgard®184B)를 첨가한 다음 2분간 혼합하였다. 혼합과정 중 용액 내부로 침투한 기포를 제거하기 위하여 진공 데시게이터로 20분간 처리하였다. 이렇게 제조된 혼합용액을 압전감지유닛의 표면에 얇게 펴고, 60 ~ 80℃의 오븐에서 30분간 열처리하였다.
- [0104] 실리콘 고무 코팅층(절연층) 표면에 KLK 사의 전도성 카본페이스트(용제형)를 얇게 펴고, 60 ~ 80℃의 오븐에서 30분간 열처리하였다. 실리콘 엘라스토머 베이스(Sylgard®184A) 및 전도성 카본 블랙인 케천 블랙 ECP600JD를 97 : 3 중량비로 2분간 혼합하였다. 여기에 상기 실리콘 엘라스토머 베이스(Sylgard®184A) 대비 10중량%의 실리콘 엘라스토머 경화제(Sylgard®184B)를 첨가한 다음 2분간 혼합하였다. 혼합과정 중 용액 내부로 침투한 기포를 제거하기 위하여 진공 데시게이터로 20분간 처리하였다. 이렇게 제조된 혼합용액을 도전성 카본블랙 코팅층 위에 얇게 펴고, 60 ~ 80℃의 오븐에서 30분간 열처리하여 압전센서를 제작하였다.
- [0105] 각 전극에 연결되어 있는 두 개의 핀에 접착성 전도성 테이프를 이용하여 각각 신호선과 차폐선을 연결하였으며 접착력을 높여주기 위하여 초음파 분산기(ultrasonic homogenizer, HT-200u, HAN TECH Co.)를 사용하여 초음파 압착시켰다. 두 개의 전극 핀 사이에 합선이 일어나지 않도록 부도체로 절연시켰다.
- [0106] 다음에는 본 발명에 따른 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복을 착용하고, 재활환자가 시속 3km, 시속 5km 및 시속 7km로 트레드밀의 경사각 0°와 경사각 10°에서 운동할 때, 근육에서 생성되는 운동신호가 운동속도 및 경사각 증가에 따라 커지는 것을 확인하여, 재활부위에 적합한 자극을 가하기 위한 운동의 강도를 증가시키는 것의 판별이 가능함을 설명한다.
- [0107] 도 7은 본 발명에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 재활시작시기에 정상 부위와 재활부위인 허벅지 근육의 움직임에 측정하여 나타난 것으로서, 에크날리지 4.2에 의해서 수집된 신호데이터를 모니터로 출력한 결과를 나타난 그래프이다.
- [0108] 도 7에 나타난 바와 같이 시간에 따른 허벅지 근육 움직임에 따른 압전신호는 정상부위와 재활부위에 따라 압전신호의 세기가 달라지므로, 보행이나 주행 시에 소비되는 운동에너지가 시간에 따른 압전 신호 곡선의 면적의 크기에 비례할 것으로 보인다.
- [0109] 그런데 도 8(A)에 나타난 바와 같이 시속 3km로 보행시 허벅지에 둘러진 압전센서는 허벅지 둘레가 증가함에 따라 양(+)의 압전 신호가 발생하면, 허벅지의 둘레가 본래의 상태로 돌아올 때는 음(-)의 압전 신호가 발생하므로, 압전 신호곡선 $[V(t)]$ 를 시간에 따라 적분을 하면 “0”의 값이 얻어진다. 그러므로 도 8(A)의 $[V(t)]$ 를 정

류화(Rectifying)하여 도 8(B)와 같이 모두 양의 신호 $|I(t)|$ 를 만든 후에 적분 $\int_0^t |I(t)| dt$ 을 한 값으로 t 시간 동안 소비된 에너지를 평가할 수 있을 것으로 본다. 도 8(C)는 3 km/h 속도로 보행시 허벅지에 장착한 압전센서의 압전신호를 정류화한 이후에 1 분 동안 적분한 값을 시간 t 에 따라 나타낸 것이다. 일정한 속도로 보행을 한다는 것은 보행 중 에너지 소비 속도가 시간에 관계없이 일정하다는 것을 의미하는데, 1 분 동안 적분한 값이 거의 동일한 기울기를 유지한 직선을 보인 것은 $\int_0^t |I(t)| dt$ 이 소비된 에너지를 평가하는데 훌륭하게 사용될 수 있는 가능성을 보인 것이라 볼 수 있다.

[0110]

도 9는 본 발명에 따른 재활복에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 트레드밀의 경사각 0° 에서 3km/h로 주행 시 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(A), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(B), 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(C), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(D)을 시간에 따라 나타낸 그래프이고, 도 10는 본 발명에 따른 재활복에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 트레드밀의 경사각 10° 에서 3km/h로 주행 시 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(A), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(B), 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(C), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(D)을 시간에 따라 나타낸 그래프이다.

[0111]

또한, 도 11은 본 발명에 따른 재활복에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 트레드밀의 경사각 0° 에서 5km/h로 주행 시 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(A), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(B), 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(C), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(D)을 시간에 따라 나타낸 그래프이며, 도 12은 본 발명에 따른 재활복에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 트레드밀의 경사각 10° 에서 5km/h로 주행 시 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(A), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(B), 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(C), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(D)을 시간에 따라 나타낸 그래프이고, 도 13는 본 발명에 따른 재활복에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 트레드밀의 경사각 0° 에서 7km/h로 주행 시 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(A), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(B), 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(C), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(D)을 시간에 따라 나타낸 그래프이며, 도 14은 본 발명에 따른 재활복에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 트레드밀의 경사각 10° 에서 7km/h로 주행 시 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(A), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육의 움직임에 따른 압전신호 값(B), 재활시작단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(C), 재활종료단계의 정상부위와 재활부위의 허벅지 근육 움직임으로부터 얻은 압전신호의 정류화된 적분값(D)을 시간에 따라 나타낸 그래프이다.

[0112]

이러한 도 9 내지 도 14에 도시된 그래프에서 실선으로 표시된 것은 재활부위에 있는 압전센서로부터 수신한 압전신호 값과 적분값을 나타내고, 점선으로 표시된 것은 정상부위에 있는 압전센서로부터 수신한 압전신호 값과 적분값을 나타낸다.

[0113]

본 발명에 따른 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복을 착용하고, 압전센서를 탄성 재활밴드와 조임밴드의 사이에 형성되는 삽입공간에 끼워 넣음으로써, 압전센서가 탄성 재활밴드의 장력에 의해 일정 정도 가압되면서 허벅지 부위에 위치할 수 있게 한다. 이때, 본 실험에서는 허벅지에서의 근육 움직임을 측정하였으나, 이는 다른 재활부위의 근육에도 동일하게 적용될 수 있을 것이며, 속도를 달리하거나 경사각을 달리하면서 움직일 때의 근육 움직임에 따른 전기적 신호의 차이가 발생하는 것을 측정하였으나, 이는 재활치료의 진행에 따라 좀 더 큰 자극이 가해져야 할 경우 운동방법을 변경함으로써 재활부위에 가해지는 자극의 변화를 보다 정확하게 판단할

수 있음을 알 수 있을 것이다.

- [0114] 이때, 상기 압전센서를 이루는 압전성 PVDF 필름은 힘(압력/장력)에 의해서 C-F 쌍극자들이 변하게 되며, 이에 따라 전류가 흐르게 된다. 따라서 이 전류를 피에조 필름 실험 증폭장치(Piezo Film Lab Amplifier, Measurement Specialties, Inc.)를 통하여 전압신호를 얻은 후에 데이터 수집 장치(모델 : MP150, Biopac Systems, Inc.)에 연결하여 에크날리지(AcqKnowledge) 4.2 프로그램을 사용하여 허벅지 근육의 움직임에 따라 발생하는 전기적 신호를 저장하였다.
- [0115] 피에조 필름 실험 증폭장치의 입력 임피던스(input impedance)는 1G를 사용하였으며 잡음제거를 위하여 차단주파수(cut-off frequency)가 0.1Hz와 10Hz인 대역 필터(band pass filter)를 사용하였다. 이득(gain)은 출력되는 입력신호의 세기에 따라 40dB까지 조절가능하지만 본 실험예에서는 0dB로 하였다. 이의 결과, 에크날리지 4.2에 의해서 수집된 신호데이터를 모니터로 출력한 결과는 도 7에 도시된 바와 같다.
- [0116] 일반적으로 보행이나 주행 시 한 걸음을 땔 때마다 허벅지의 근육이 반드시 변형이 일어나야 하는바, 본 실험예에서는 본 발명에 따른 압전센서를 이용한 재활치료용 재활복을 착용한 후 보행이나 주행 시 재활부위인 허벅지 근육 움직임에 따라 압전센서에서 발생하는 압전신호를 측정하였다.
- [0117] 또한, 주행 중 재활부위인 허벅지의 근육 움직임에 따라 압전센서에서 발생하는 압전신호를 증강시키기 위하여 탄성 재활밴드가 착용자의 허벅지에 약간의 압력을 가할 수 있도록 허벅지 둘레 보다 15% 작은 크기로 이루어져 허벅지를 압박하면서 감쌀 수 있게 하였다. 실험기간 동안 상기 압전센서는 정상부위 및 재활부위의 허벅지 앞쪽 가운데에 위치하도록 하였고, 트레드밀(Treadmill)의 속도는 3km/h, 5km/h, 7km/h로 하였다.
- [0118] 이러한 실험의 결과를 도 9 내지 14에 나타내었다. 트레드밀(Treadmill)의 속도를 달리하였을 때 압전센서에서 생성된 전기적 신호인 압전신호를 5초간 나타낸 것이다. 도 9(A) 및 도 9(B)에서 보는 바와 같이 3km/h로 보행 시 정상부위와 재활부위의 압전신호가 5초당 3회 나타났고, 5km/h로 보행 시에도 정상부위와 재활부위의 압전신호가 5초당 5회 나타났으며(도 11(A) 및 도 11(B) 참조), 7km/h로 주행 시에도 정상부위와 재활부위의 압전신호가 5초당 6회 나타났다(도 13(A) 및 도 13(B) 참조). 이상과 같이 보행이나 주행에 상관없이 한 걸음당 허벅지 근육의 팽창과 이완으로 발생하는 압전센서로부터의 전기적 신호 패턴이 정확하게 동조되어 나타남을 확인하였다. 이와 같이 압전센서로부터 생성되는 압전신호인 전기적 신호는 본 발명자가 다른 특허출원의 명세서에서 개시하고 있는 바와 같이 EMG 전극을 이용하여 측정되는 근육 운동정도와 동일하였는바, 재활부위에 있는 근육의 움직임을 보다 정확히 측정할 수 있게 된다.
- [0119] 또한, 트레드밀의 경사가 증가됨에 따라, 즉 증가된 운동 강도가 허벅지 근육의 움직임에 미치는 영향을 검토하기 위해 각 속도에서 트레드밀의 경사각을 0° 와 20° 로 하여 운동의 강도를 증가시키면서 측정하였다.
- [0120] 그에 따라, 도 9(A) 및 도 10(A)에 정상부위에 도시된 바와 같이, 3km/h의 속도로 보행시 경사에 따른 신호 크기를 비교하면 경사각 0° 일 때 -2.4V ~ +2.9V 정도로 나타났으나, 경사각 10° 일 때에는 -3.3V ~ +3.0V로 그 크기가 약간 증가하게 되는 것을 확인할 수 있다. 또한, 도 11(A) 및 도 12(A)에 정상부위에 도시된 바와 같이, 5km/h의 속도로 보행시 경사에 따른 신호 크기를 비교하면 평지(경사각 0°)일 때 -2.5V ~ +3.2V 정도로 나타났으나, 경사각 10° 일 때에는 -2.6V ~ +3.5V로 그 크기가 약간 증가하게 되는 것을 확인할 수 있다. 또한, 7km/h의 속도로 보행시에는 경사에 따른 차이가 크지는 않으나 장시간 신호를 분석하였을 때 경사각 10° 일 때가 평균적으로 조금 큰 신호를 관찰할 수 있었다. 따라서 경사의 증가에 따라 허벅지 근육의 움직임이 커지는 것을 확인할 수 있었다.
- [0121] 또한, 재활시작단계에서는 정상부위와 재활부위의 근육량 및 운동에 따른 근육 움직임의 차이가 클 것이며, 재활을 진행하면서 서서히 정상부위와 재활부위의 근육량 및 근육 움직임의 밸런스(balance)가 맞춰질 것이며, 재활종료단계에서는 정상부위와 재활부위의 근육량 및 근육 움직임이 거의 유사해질 것이다.
- [0122] 도 9(A) 내지 도 14(A)는 재활시작단계에서, 도 9(B) 내지 도 14(B)는 재활종료단계에서 보행 및 주행시 정상부위와 재활부위의 시간에 따른 근육 움직임을 나타낸 것이다. 도 9(A) 내지 도 14(A)에 도시된 바와 같이 재활시작단계에서는 재활부위가 정상부위에 비하여 근육량이나 근육 움직임이 활발하지 못하여 보행 및 주행에 따른 허벅지 근육 움직임에 따른 압전신호의 세기가 정상부위에 비해 재활부위의 신호가 작은 것을 볼 수 있다. 그러나 재활종료단계에 가서는 재활부위의 근육량 및 근육 움직임이 정상부위와 유사하게 되므로 정상부위와 재활부위의 근육움직임에 따른 압전신호의 세기가 비슷해지는 걸 볼 수 있다(도 9(B) 내지 도 14(B) 참조).
- [0123] 이처럼, 허벅지 근육의 움직임이 속도 및 경사각에 따라 커지면서 근육의 움직임이 커지게 되고, 그에 따라 압전센서에서 발생하는 전기적 신호인 압전신호도 커지게 되고, 압전센서의 위치를 정상부위와 재활부위에 각각

착용하여 동시에 신호를 분석하게 되면 재활환자가 스스로 재활치료를 하면서 재활부위에 주는 자극의 정도를 파악하면서 올바른 재활치료를 수행할 수 있게 된다. 상술한 바와 같이 도 9 내지 도 14에서는 허벅지에서의 재활운동을 일례로 설명하였으나, 팔 등 다른 재활부위에서의 재활운동에도 동일하게 적용될 수 있음은 물론이다.

[0124]

또한, 상기 압전센서의 제1실시예와 제2실시예에서 외부의 전기적인 잡음제거 특성을 조사하기 위하여 제1 및 제2실시예에 따라 제조된 압전센서를 책상위에 놓은 뒤 2대의 피에조 필름 실험 증폭장치(Piezo Film Lab Amplifier, Measurement Specialties, Inc.)에 각각 연결하고 에크날리지(AcqKnowledge) 4.2 프로그램을 사용하여 각 센서의 배경신호를 측정하였다. 이때 피에조 필름 실험 증폭장치의 입력 임피던스(input impedance)는 1G를 사용하였으며 HPF (high pass filter)의 차단주파수(cut-off frequency)는 0.1Hz로 하고 LPF (low pass filter)의 차단주파수는 10Hz와 100Hz로 설정하고, 이득(gain)은 0dB로 하여 에크날리지 4.2에 의해서 수집된 신호데이터를 모니터로 출력한 결과를 도 15 내지 도 18에서 나타내었다.

[0125]

도 15는 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 10Hz로 한 경우 제1실시예의 압전센서로부터의 배경신호를 나타낸 것이고, 도 16은 동일한 조건에서 제1실시예의 압전센서로부터의 배경신호를 나타낸 것이다. 두 경우 모두 고주파의 잡음신호는 무시할 수 있을 정도로 작게 관찰되었다. 그러나 제1실시예의 압전센서로부터의 배경신호 베이스라인이 저주파수의 상하 드리프트 현상을 보이고 있는 반면에 제2실시예의 압전센서로부터의 배경신호 베이스라인은 일직선으로 어떤 저주파수의 드리프트 현상도 전혀 보이지 않았다.

[0126]

도 17은 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 100Hz로 한 경우 제1실시예의 압전센서로부터의 배경신호를 나타낸 것이고, 도 18은 도 17과 동일한 조건에서 제2실시예의 압전센서로부터의 배경신호를 나타낸 것이다. 이 경우에는 두 압전센서 간의 배경신호에 엄청난 차이를 볼 수 있다. 제1실시예의 압전센서의 경우는 V_{p-p} 가 0.4V인 60Hz의 교류전기 신호잡음이 뚜렷하게 나타난 반면에 제2실시예의 압전센서로부터는 V_{p-p} 가 0.004V로 매우 작은 60Hz의 교류전기 신호가 나타났다. 이것으로 보아 제2실시예에서 제시한 바와 같이 제조된 압전센서가 전자파 차폐효과가 훨씬 큼으로써 저잡음의 맥파신호, 호흡신호, 근육의 움직임 신호를 정확하게 얻을 수 있음을 예상할 수 있다.

[0127]

이상에서는 본 발명에 대한 기술사상을 첨부 도면과 함께 서술하였지만 이는 본 발명의 바람직한 실시예를 예시적으로 설명한 것이지 본 발명을 한정하는 것은 아니다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 이라면 누구나 본 발명의 기술적 사상의 범주를 이탈하지 않는 범위 내에서 다양한 변형 및 모방이 가능함은 명백한 사실이다.

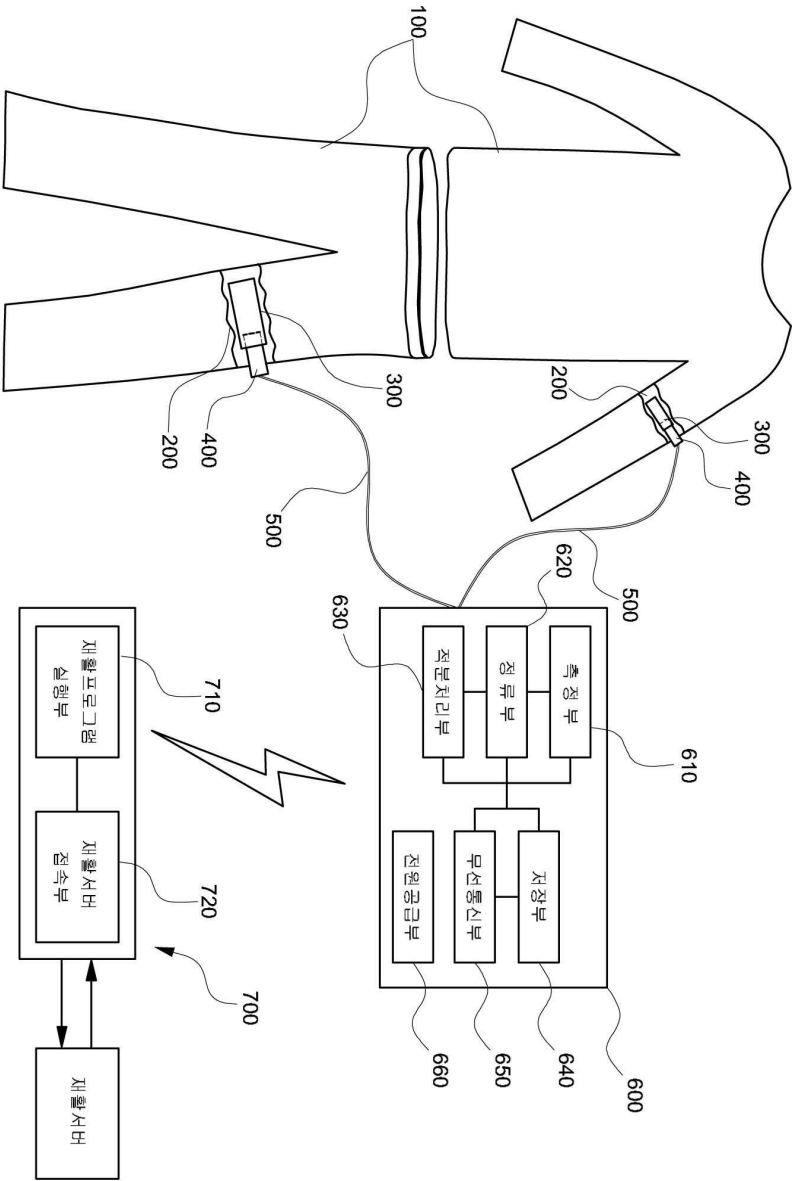
부호의 설명

[0128]

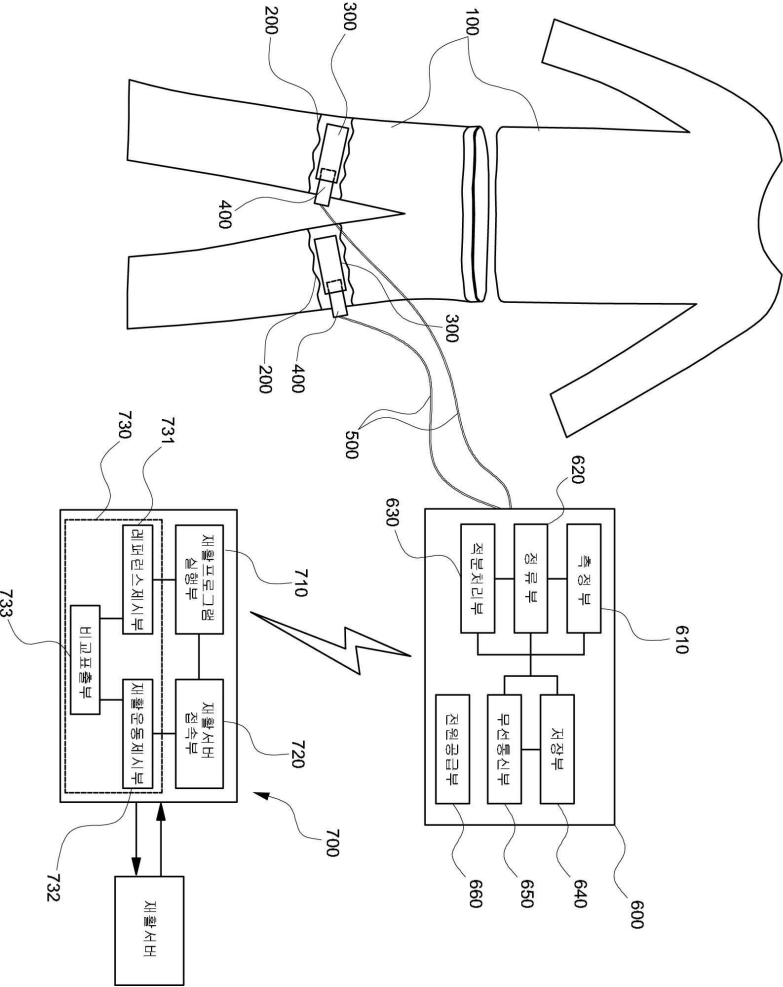
100 - 재활복	200 - 탄성 재활밴드
300 - 탄성 덮개밴드	400 - 압전센서
500 - 차폐신호 전송선	600 - 제어부
610 - 측정부	620 - 정류부
630 - 적분처리부	640 - 저장부
650 - 무선송신부	660 - 전원공급부
700 - 스마트폰	710 - 재활프로그램 실행부
720 - 재활서버 접속부	730 - 비교재활부
731 - 레퍼런스 제시부	732 - 재활운동 제시부
733 - 비교표출부	
10 - 압전감지유닛	11 - 압전성 PVDF 필름
12 - 전극	20 - 절연층
30 - 도전층	40 - 탄성층

도면

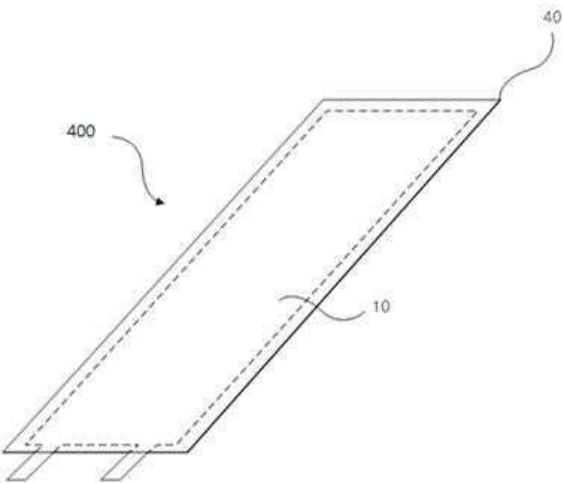
도면1



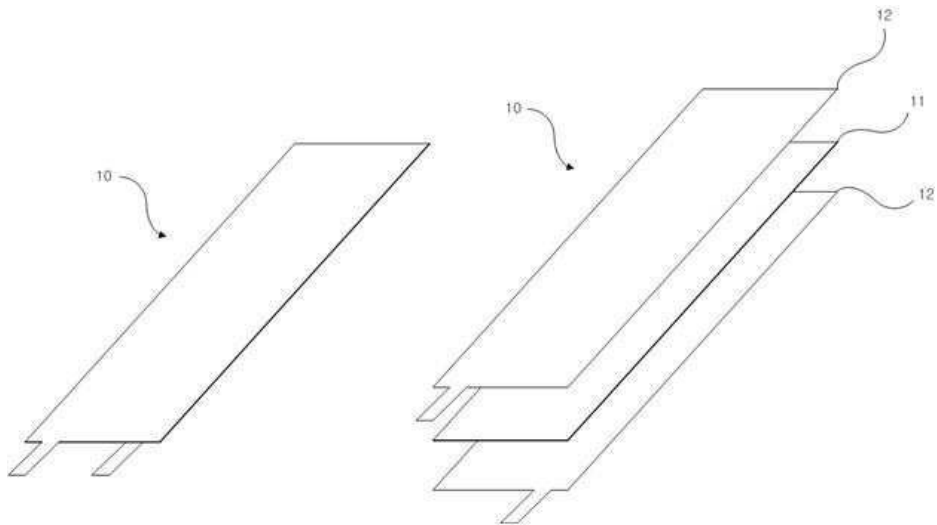
도면2



도면3



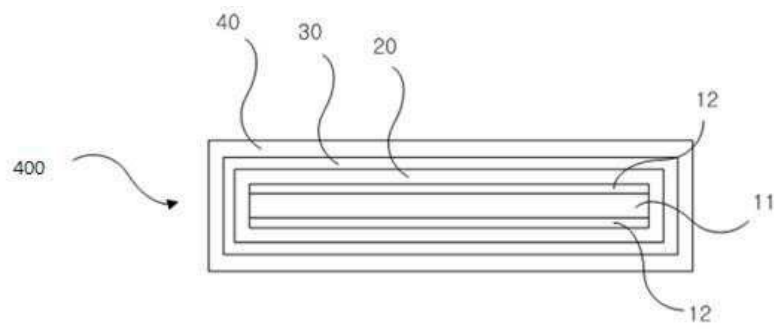
도면4



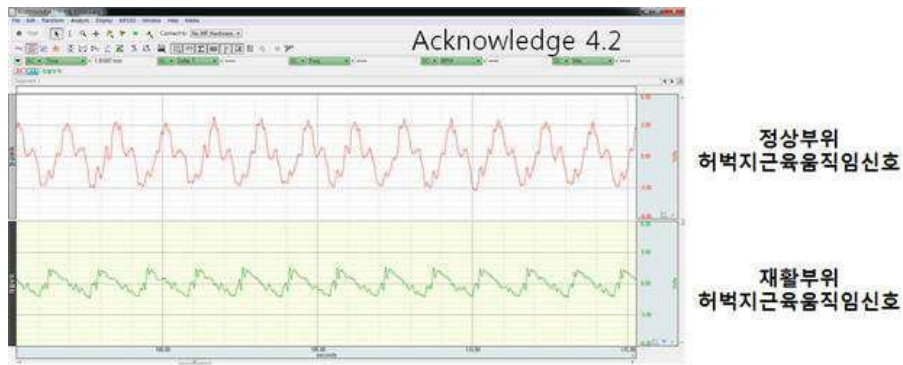
도면5



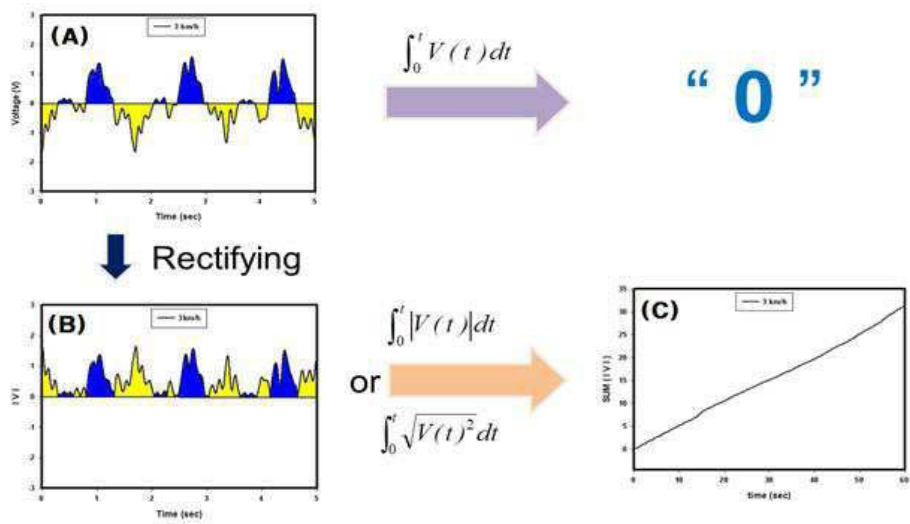
도면6



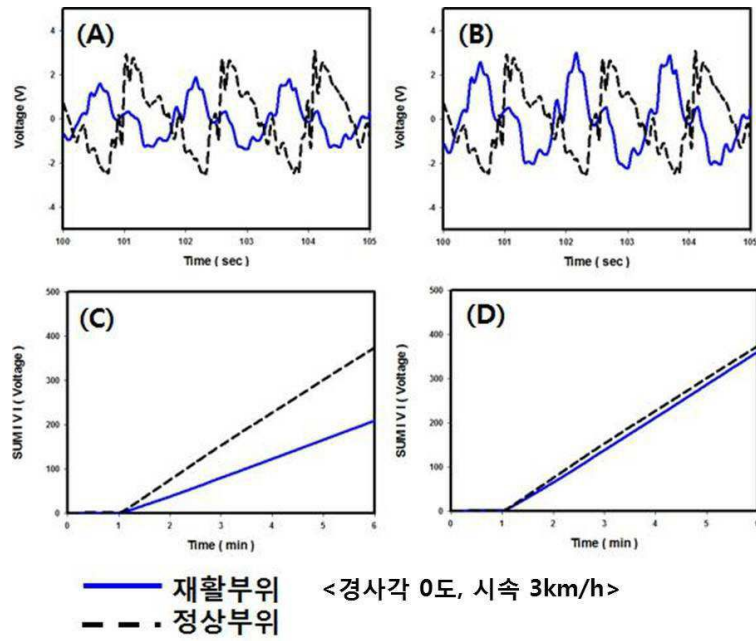
도면7



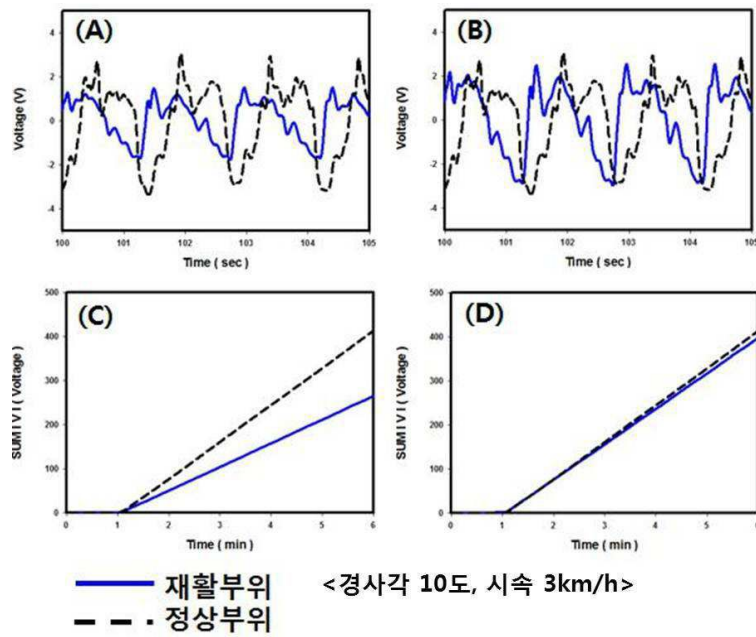
도면8



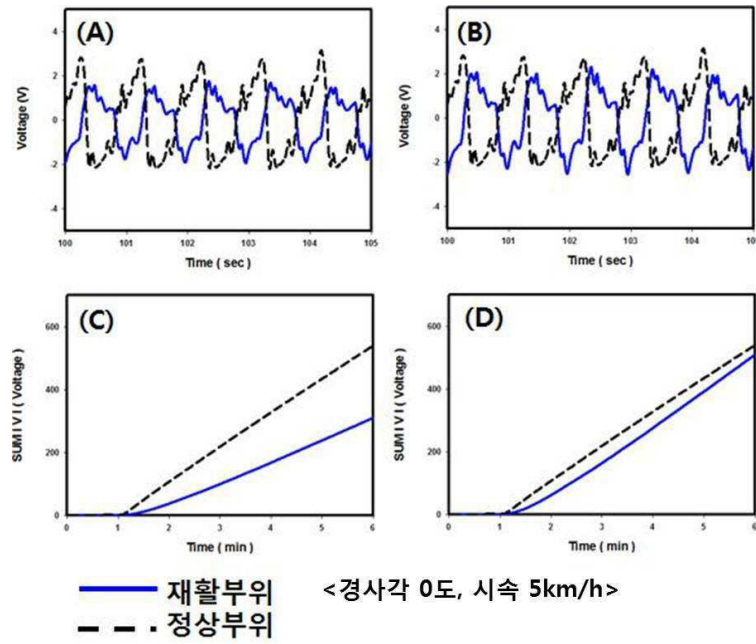
도면9



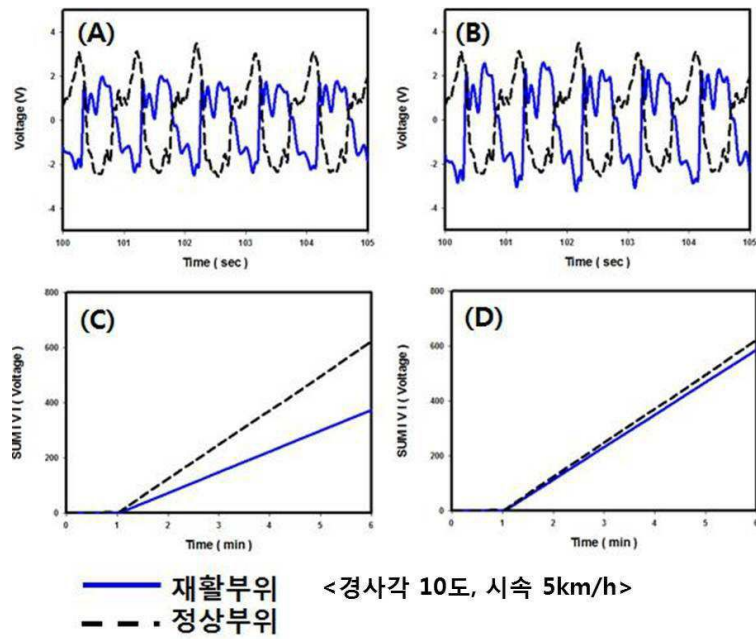
도면10



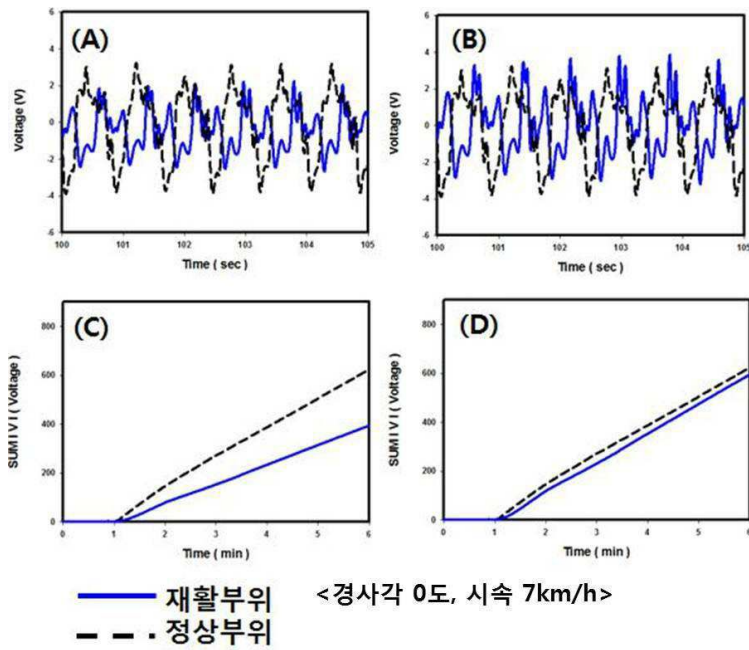
도면11



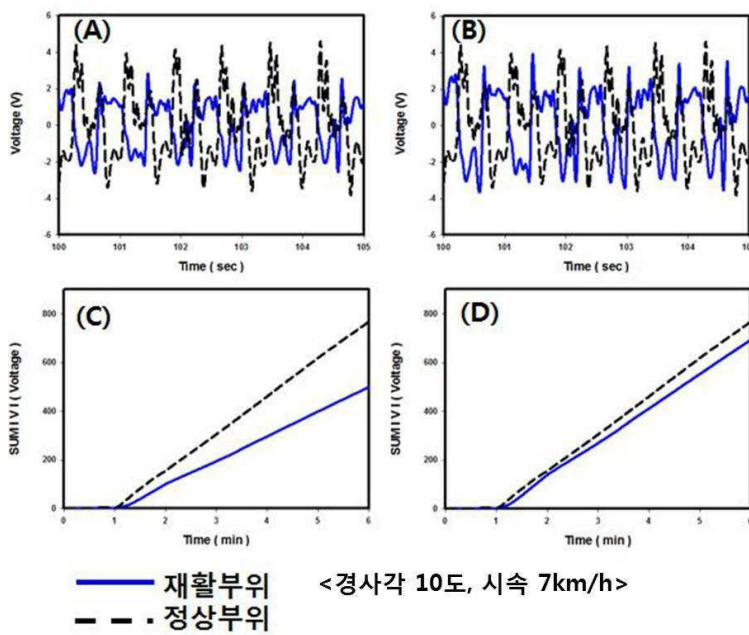
도면12



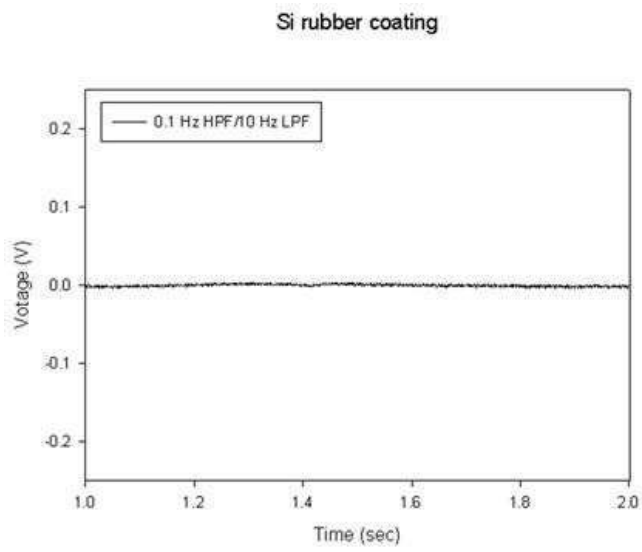
도면13



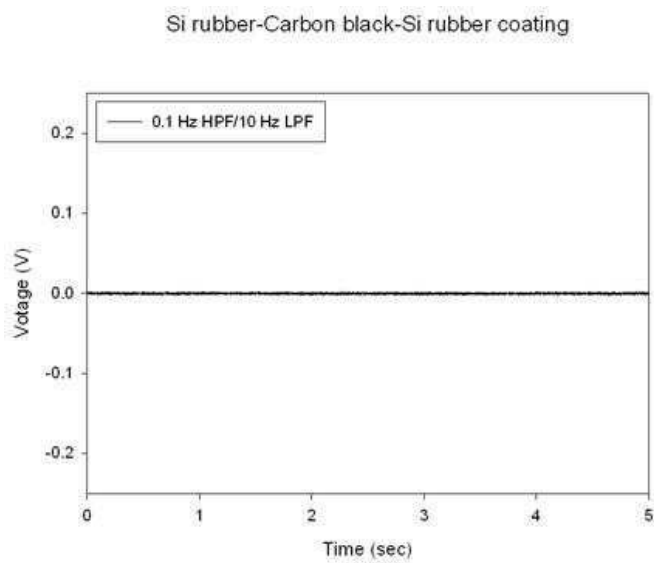
도면14



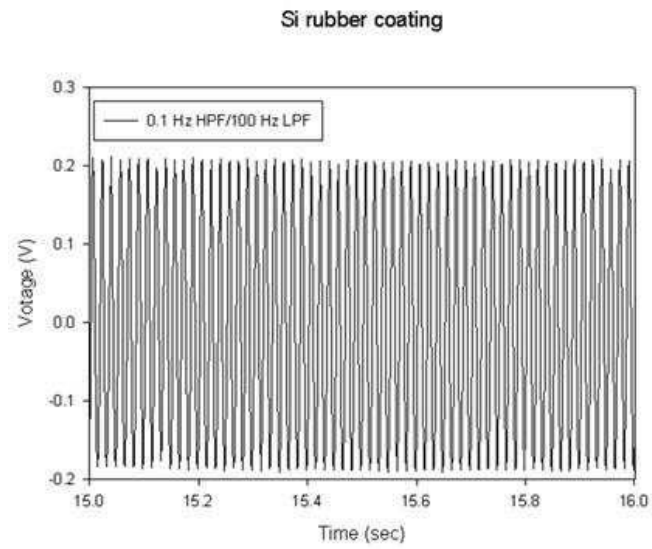
도면15



도면16



도면17



도면18

