



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0108588
(43) 공개일자 2016년09월19일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 5/0245 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
 A61B 5/04 (2006.01) A61B 5/0408 (2006.01)
 A61B 5/0424 (2006.01) A61B 5/0476 (2006.01)
 A61B 5/0488 (2006.01) A61N 1/04 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
 A61B 5/0245 (2013.01)
 A61B 5/04011 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2016-7024326(분할)
- (22) 출원일자(국제) 2012년03월30일
 심사청구일자 2016년09월02일
- (62) 원출원 특허 10-2014-7017093
 원출원일자(국제) 2012년03월30일
 심사청구일자 2014년06월26일
- (85) 번역문제출일자 2016년09월02일
- (86) 국제출원번호 PCT/CN2012/000417
- (87) 국제공개번호 WO 2013/075388
 국제공개일자 2013년05월30일
- (30) 우선권주장
 PCT/CN2011/001963 2011년11월25일 중국(CN)
- (71) 출원인
 양 창밍
 대만 미아올리시엔 주안젠 구양푸루 27하오
- (72) 발명자
 양 창밍
 대만 미아올리시엔 주안젠 구양푸루 27하오
- (74) 대리인
 송봉식, 정삼영

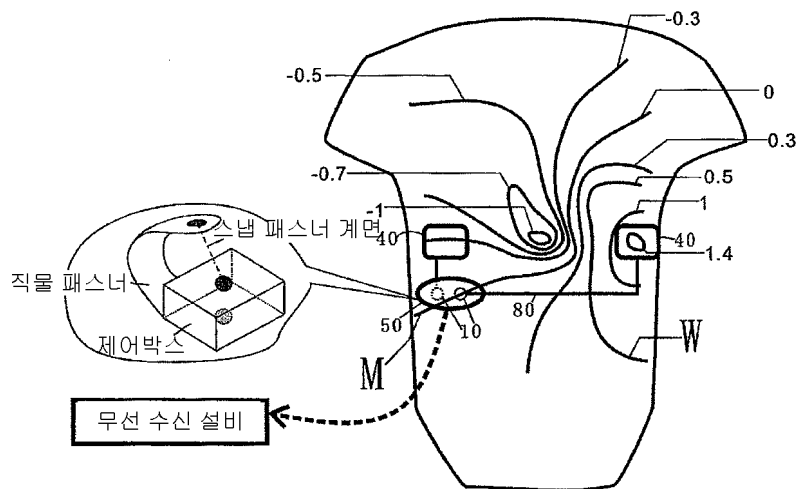
전체 청구항 수 : 총 5 항

(54) 발명의 명칭 심장 박동 또는 전극 접촉이 양호한지를 탐지하는 물품, 방법 및 시스템

(57) 요약

심장박동이나 전극의 접촉이 양호한지 탐지하는 물품, 방법 및 시스템을 공개하였다. 이 시스템은 직물 위에 여러 직물 전극을 설치하였다. 그리고 심전도의 등위선도를 이용하고 신체 운동으로 인한 간섭을 고려하여 분리식 전극 구조를 설치하였다. 이 시스템은 전극 위치, 면적 그리고 도선 배치에 따라 심장 박동을 탐지할 수 있으며, 환경 상태의 변화에 따라 건전지나 콘덴서 결합식 전극을 선택하여 심전 신호를 취할 수 있다. 이 시스템은 또한 소음, 체표 저항, 근육 저항의 측정을 통해 전극과 신체의 접촉이 양호한지 탐지한다. 또한 심전 신호 파형과 소음을 통해 신체 자세와 동작을 추측할 수 있다.

대표도



도 1 (b)

도 1 (a)

(52) CPC특허분류

A61B 5/04082 (2013.01)
A61B 5/04085 (2013.01)
A61B 5/0424 (2013.01)
A61B 5/0476 (2013.01)
A61B 5/0488 (2013.01)
A61B 5/6805 (2013.01)
A61B 5/6843 (2013.01)
A61B 5/7221 (2013.01)
A61N 1/0484 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

신체의 움직임에 의해 생기는 간접시 인체와 전극 접촉을 고려하여 제작된 심장 박동을 탐지하는 물품을 가지고 심장 박동을 탐지하는 방법으로서,

상기 물품은 직물 및 제어 박스를 포함하고, 상기 직물에는 2개 이상의 전극이 제공되고, 상기 제어 박스는 ECG 신호를 생성하기 위한 프로세서를 더 포함하고 있으며,

상기 전극의 위치, 전극 구조 또는 연결선의 길이는 심전(ECG) 등전위선도, 등온선도, 근전도, 피부 움직임 또는 등습선에 따라 선택되어 지고,

상기 프로세서에 의해 획득된 잡음 또는 임피던스가 전극이 신체에 근접하였는지 또는 전극 또는 전극의 리드가 손상되었는 지를 검출하는 데 이용되는 것을 특징으로 하는 심장 박동을 탐지하는 방법.

청구항 2

신체의 움직임에 의해 생기는 간접시 인체와 전극 접촉을 고려하여 제작된 심장 박동을 탐지하는 물품을 가지고 심장 박동을 탐지하는 시스템으로서,

직물 및 제어 박스를 포함하고, 상기 직물에는 2개 이상의 전극이 제공되고, 상기 제어 박스는 마이크로 제어기 뿐만 아니라 전극의 임피던스, 온도 또는 습도를 측정하기 위한 회로를 더 포함하고,

상기 마이크로 제어기는 전극의 온도 및 습도를 검출하거나, 상기 두 전극 사이의 임피던스가 설정된 범위내에 있는 지를 검출하는 것에 의해 소프트웨어, 펌웨어 또는 다른 회로를 활성화하거나 심전도계, 근전도계, 뇌파도계, 임피던스 호흡 운동 기록기, 경피 전기 신경 자극기, 전기 쇼크 회로, 체지방계 또는 땀 측정계를 기동시키는 것을 특징으로 하는 심장 박동을 탐지하는 시스템.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 마이크로 제어기는 상기 두 전극 사이에 임피던스를 측정하는 것에 의해 사용자의 움직임 상태를 추정하는 것을 특징으로 하는 심장 박동을 탐지하는 시스템.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 두 전극 사이의 임피던스는 데이터베이스에 저장되고, 판단의 기준으로 사용되는 저항 값과 비교되는 것을 특징으로 하는 심장 박동을 탐지하는 시스템.

청구항 5

제 2 항에 있어서,

상기 두 전극 사이의 임피던스가 설정된 범위내에 있지 않을 경우, 프로세서는 사용자에게 스트랩을 단단히 조이고, 의복과 전극 위치를 바꾸고, 제 3 전극의 전위를 올리고, 활성 전극을 기동시키고, 전극 또는 직물 주위의 온도를 높이고, 도전 액체를 추가하고 상기 제어 박스와 상기 신체와의 부유 용량을 제어하도록 알려주며, 신호 품질은 전극으로 부 귀환 전류 입력 또는 용량 결합 전극 또는 회로에 의해 개선되는 것을 특징으로 하는 심장 박동을 탐지하는 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 심장 박동 또는 전극 접촉이 양호한지를 탐지하는 물품, 방법 및 시스템이다. 특히 신체에 착용한 직물의 형태로 심전 신호, 근전신호나 뇌전신호를 취할 수 있으며 또한 자세, 행위 방식, 혹은 정신 상태를 탐지하는 물품, 방법 및 시스템이다.

배경 기술

[0002] 병실에 누워있는 환자나 일상 활동을 하는 건강한 사람, 프로선수나 아마추어 운동 선수, 그리고 고위험 작업에 종사하는 사람(예: 소방대원)은 모두 연속적이면서 전선의 속박을 받지 않고 정상적 활동에 지장을 주지 않는 생리적 모니터링이 필요하며, 이를 통해 생리 상황을 파악하여 필요한 때에 적절한 대책을 취할 수 있다. 예를 들어, 심근 경색 환자에게 응급구조를 할 수 있다. 생리 모니터링 기능을 일상적으로 착용하는 직물을 통해 실현하는 것은 현재 흔히 볼 수 있는 해결 방안 중의 하나이다.

[0003] 예를 들어, 미국 특허 제6,198,394호의 경우, 직물 위에 센서(전극)를 설치하고 전송선을 통해 회로와 연결한다. 단점은 일부 전송선이 직물 밖에 매달려 있어서 착용자의 행동에 지장을 주고 불편하다는 것이다.

[0004] 미국 특허 제6,080,690호는 상기 단점을 수정하였다. 이는 바깥에 절연층을 씌운 전송선과 일반 직물의 섬유를 함께 편직(woven)하여 센서(전극)와 회로를 연결하였다. 그러나 여전히 단점이 있다. 즉 직물 위에 라우팅(routing)을 배치해야 한다. 여러 개의 전송선을 배치할 때 아주 어렵게 된다. 왜냐하면 직물 위에 편직되는 전송선 위에 연결점(junction)을 설치해서 센서나 다른 전자 유닛트를 연결해야 하기 때문이다. 이는 아주 복잡한 가공 절차가 요구된다.

[0005] 미국 특허신청안 제12/209288호는 1개의 접촉셀을 이용해서 여러 전극을 신체에 접촉한다. 이렇게 하면 의복을 사용하지 않아도 되고 전극과 신체의 접촉이 양호하게 된다. 그러나 이런 접촉셀은 단지 흉부앞에만 설치할 수 있다. 완전한 3개의 Limb Lead 심전도를 얻을 수 없고 전극을 접촉셀을 통해 직접 신체에 부착하여 사용자에게 큰 불편을 준다.

[0006] 미국특허 제US7474910호 전극은 플로트얀(Float yarn)을 이용하여 섬유 위에 설치한다. 이중에서 전극 자체 또한 탄성을 가져서 신축이 가능하다. 그러나 이런 전극 설치 방법은 전극과 섬유나 신체간의 마찰력으로 발생하는 효과를 고려하지 않았다. 3차원 공간의 설계가 아니다. 그래서 몸에 꼭 붙는 설계만 사용할 수 밖에 없다. 그렇지 않으면 사용자가 한번 움직이기만 하면 전극은 피부와 상대적으로 이동하게 된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 이상 내용을 종합할 때, 현재 기존 기술에서 제공한 생리 모니터링 기능의 직물은 신체 표면에 나타난 심전 신호의 등위선도(ECG isopotential surface map)를 이용하여 최적의 신호를 얻거나 땀의 간섭을 피하지 못하고 분리식 전극 구조로 신체 움직임의 간섭을 줄이지 못한다. 그리고 전극 접촉이 양호한지 탐지할 수 있는 직물이 없다.

과제의 해결 수단

[0008] 현재 심장 의학면에서 볼 때, 체표에서 수집된 심전 신호의 진폭과 관련된 요소는 아래 몇가지 항목과 같다:

- [0009] 1. 심전 신호의 진폭과 심근세포 수량(심근두께)은 정비례 관계이다;
- [0010] 2. 심전 신호의 진폭과 생리 전극이 설치된 위치와 심근 세포간의 거리는 반비례 관계이다;
- [0011] 3. 심전 신호의 진폭은 생리 전극의 방위 그리고 심근 전극의 방향으로 구성된 각도와 관련 있다. 끼인 각도가 클수록 나선형 피치(helical pitch)상 심전 신호의 투영은 작아지며, 전위 또한 약해진다.

[0012] 상기 원리에 근거하여, 문헌("Simulation studies of the electrocardiogram. I. the normal heart", WT Miller and DB Geselowitz, Circ. Res. 1978:43)에서 컴퓨터 시뮬레이션으로 심전도 P, Q, R, S, T 각 파의 등위선도를 제작하였다. 이 중 R파의 등위선은 도 1(a)에 나타난 바와 같다. 이는 본 발명의 최적 실시예인 일상 의복의 전극, 제어박스과 도선의 구조와 심전 신호 등위선의 위치 관계를 나타낸다. 이 중 수치는 이 부분의 전위를 나타내고, R파의 진폭 크기는 두 전극이 있는 부분의 전위차를 나타낸다.

[0013] 이 등위선도를 이용하고 신체 호흡과 운동으로 인해 초래되는 간섭 그리고 의복 설계 중의 실행가능성을 고려하

여 본 발명은 신체 운동의 간섭을 줄이기 위해, 새로운 분리식 전극 구조와 전극의 위치, 면적, 전송선 배치에 대해 제기하였다. 이에 기초하여, 본 발명의 목적은 다음과 같다. 즉 기존의 생리 모니터링 기능의 직물이 가진 결함을 극복하고 심장 박동이나 전극 접촉이 양호한지 탐지하는 물품, 방법 및 시스템을 제공한다. 해결하고자 하는 기술 문제는 신체에 착용하는 내세척성이 있는 직물을 활용하여 장기적이고 연속적으로 심전 신호를 취하도록 하며, 착용이 편안하고 외형이 좋은 조건하에 심전 신호를 정확하게 측정할 수 있도록 하는 것이다. 그리고 신체 운동과 땀 등의 간섭을 쉽게 받지 않고 아주 실용적이도록 하는 것이다.

[0014] 본 발명의 다른 목적은 심장 박동이나 전극 접촉이 양호한지 탐지하는 일종의 새로운 물품, 방법 그리고 시스템을 제공하는 것이다. 해결하고자 하는 기술 문제는 환경 상태의 변화에 따라 건전극이나 콘텐서 결합식 전극이 심전 신호를 취하도록 한다. 그 프로세서는 심전 신호에서 수반되는 소음이나 전극의 저항으로 심전 신호에 최적인 두 전극을 선택할 수 있다. 또는 서로 다른 회로, 고정 부품이나 소프트웨어를 작동시켜서 전력 소모를 줄일 수 있다. 그래서 더욱 실용적이다.

[0015] 본 발명의 또 다른 목적은 심장 박동이나 전극 접촉이 양호한지 탐지하는 일종의 새로운 물품, 방법 및 시스템을 제공하는 것이다. 해결하고자 하는 기술 문제는 전극의 저항이나 소음으로 전극이 몸에 부착되었는지 판별하여 환경이나 신체 자세의 제한을 극복할 수 있어서 심전 신호를 연속해서 취할 수 있다. 그래서 더욱 실용적이다.

[0016] 본 발명의 또 다른 목적은 심장 박동이나 전극 접촉이 양호한지 여부를 탐지하는 물품, 방법 및 시스템을 제공하는 것이다. 해결하고자 하는 기술 문제는 소음을 이용하여 신체 활동, 자세, 정신 상태와 심리 상태를 탐지하는 것이다. 그리고 심전도 파형으로 정신 상태, 걷는 자세, 혹은 자세를 판단할 수 있어서 더욱 실용적이다.

[0017] 본 발명의 목적과 해결하는 기술 문제는 아래 기술 방안으로 실현될 수 있다. 본 발명에 근거하여 제기한 심장 박동이나 전극 접촉이 양호한지 탐지하는 물품, 방법 및 시스템은 적어도 2개의 전극과 1개의 제어 박스를 포함한다. 이 중에서 전극은 등위선도에 근거하여 위치를 선택하고, 분리식 구조가 있어서 의복에 고정되지 않는다. 그래서 신체 운동으로 인한 간섭을 줄인다. 제어박스 안에 프로세서가 있으며, 마이크로 제어기를 설치하였고, 마이크로 제어기 안에 고정 부품이 설치되어 있다. 이를 통해 심율을 계산할 수 있고 또한 전극의 저항이나 심전 신호로 수반되는 소음으로 전극과 신체 접촉이 양호한지 식별할 수 있다. 그리고 자세, 정신 상태와 심리 상태를 탐지할 수 있다.

[0018] 본 발명에서 마이크로 제어기의 고정 부품은 자동 이득 제어를 설치하여 자동으로 신호 선성 범위를 조정할 수 있다. 그리고 신호 선성 범위를 이용하여 운동 간섭을 추정할 수 있다. 그리고 소음 측정, 체표 저항, 근육 저항 등 방식으로 전극과 신체의 접촉이 양호한지 탐지할 수 있다.

[0019] 본 발명에서 제기한 물품은 자기력을 이용하여 전극을 고정하고 신체 운동 간섭을 줄일 수 있다.

[0020] 본 발명에서 제기한 물품의 경우, 그 전극 내부에 탄성 용기를 설치하였다. 이 용기는 1개의 통로를 설치하여 기체나 액체의 출입에 사용되며, 기체나 액체를 저장할 수 있다. 그리고 부압을 일으켜서 전극이 피부에 흡착되도록 할 수 있고, 또한 사용 시 모세관 현상이나 눌러지는 현상으로 전도가능 액체를 천천히 방출해 낼 수 있다. 이를 통해 전극이 신체와 부착되지 않거나 도전성이 좋지 않은 문제점을 해결할 수 있다.

[0021] 본 발명에서 제기한 물품은 기체 주머니나 액체 주머니를 전극과 직물 사이에 설치하여 전극이 신체에 부착되지 않는 어려움을 해결할 수 있다.

[0022] 본 발명에서 제기한 시스템을 막 사용할 때, 먼저 행위 동작 중 두 전극간의 저항을 탐지할 수 있다. 즉 10초 내에 저항이 안정적이고 설정 범위 내에 있을 경우, 제어박스는 심전 신호 탐지를 작동한다. 그렇지 않으면 제어박스는 사용자에게 옷띠를 단단히 묶고, 도전 액체를 증가하며 세 번째 전극을 추가하거나 주동 전극을 작동하도록 알려준다. 이를 통해 신호의 질을 개선한다. 동일한 원리로, 이 방법은 또한 근전도, 뇌전도, 저항식 호흡계(impedance pneumography), 경피신경전기자극(TENS), 전기 충격 등에 적용될 수 있다.

[0023] 본 발명은 기존의 기술과 비교해서 뚜렷한 장점과 유익한 효과를 가진다. 상기 기술 방안에 기초하여, 본 발명의 심장 박동이나 전극 접촉이 양호한지 탐지하는 물품, 방법 및 시스템은 적어도 아래와 같은 장점과 유익한 효과를 가진다.

[0024] 본 발명은 1개의 직물을 포함한다. 직물 위에 적어도 2개의 전극을 설치하고, 전극 밖에 도체를 입혔다. 안에 탄성체가 있어서 이것이 신체에 편리하게 부착되도록 할 수 있다. 전극은 전송선을 통해 커넥터(connector)와 연결된다. 커넥터의 다른 쪽은 제어박스와 연결된다. 제어박스 안의 프로세서는 아날로그 회로를 설치하여(직물

위에도 할 수 있다) 전극이 접수한 생리 신호에 대해 전처리를 한다. 프로세서 안에 또한 마이크로 제어기를 설치하여, 생리 신호를 디지털 신호로 전환하고, 다시 블루투스 등 무선 모듈을 통해 생리 신호를 다른 통신 설비로 전송할 수 있다. 신호 처리 방법을 통해 이 직물은 여러 정보를 얻을 수 있고 다시 이런 정보에 대해 분석한 후 하나의 시스템을 형성한다.

[0025] 착용식 전극의 경우, 일반적으로 부딪히는 어려움은 전극과 신체 접촉이 불량인 경우, 신호를 정확하게 얻을 수 없다는 점이다. 본 발명은 11가지 방법으로 전극과 피부의 접촉이 불량한지 탐지한다.

[0026] 본 발명은 전극과 신체의 접촉 상황으로 착용자의 자세와 행동을 추정할 수 있어서 적시에 착용자에게 알려줄 수 있다. 그리고 그 활동과 정신 상태를 탐지할 수 있다. 상기의 방법은 또한 뇌전도, 근전도, 경피전기자극치료, 전기충격치료의 전극에 응용될 수 있으며, 전극 접촉이 양호한지 측정할 수 있다.

[0027] 착용식 전극은 직물이 느슨할 때 피부와의 접촉이 불량일 수 있다. 이 어려움을 해결하기 위해, 본 발명은 또한 전극 위에 기체주머니나 액체주머니를 추가하였다. 필요한 때에 압력을 가하여 전극을 눌러서 신체에 부착되도록 할 수 있다. 그리고, 도전성을 증가시키기 위해, 본 발명은 착용식 전극 내부에 투수가 잘 되지 않는 박막층을 선택적으로 추가할 수 있다. 물로 씻을 때 도전된 수분을 전극 내부에 남겨서 착용하고 사용할 때 수분은 모세관 현상이나 놀림을 받아 전극과 피부로 천천히 방출되어 나올 수 있다. 그리고, 박막층 안이 공기를 받아들일 수 있도록 변할 때, 박막층의 탄성은 놀림을 받은 후 내부가 부압을 띄게 되어 신체 피부를 흡착한다. 그리고 피부 위의 도전 가능한 액체(예:물)를 전극에 빨아들여 도전에 유리하도록 할 수 있다. 그리고 도전성을 증가시키기 위해, 본 발명은 전극의 도전 섬유와 탄성체 간에 휘어지는 도체를 선택적으로 추가할 수 있다. 예를 들어, 스테인레스 섬유로 짠 도체 등이다.

[0028] 본 발명은 7가지의 새로운 전극 구조를 제기하여 신체 움직임의 간섭을 줄였다.

[0029] 본 발명은 두 가지 방법을 제기하여 전송선 회로가 차단되었는지 판단한다.

[0030] 이상 내용을 종합하여, 본 발명은 심장 박동이나 전극 접촉이 양호한지 여부를 탐지하는 물품, 방법 및 시스템에 관한 것이다. 본 발명은 직물 위에 여러 개의 직물 전극을 설치하여, 심전도의 등위선도를 이용하고, 신체 운동으로 초래되는 간섭을 고려하여, 분리식 전극 구조, 전극의 위치, 면적 그리고 도선 배치를 혁신적으로 설계하여 심장 박동을 탐지한다. 그리고 환경 상태의 변화에 따라 건전극이나 콘텐서 결합식 전극으로 심전 신호를 취한다. 그리고 소음 측정, 체표 저항, 근육 저항 등 방식으로 전극과 신체의 접촉이 양호한지 탐지할 수 있다. 또한 심전 신호 파형과 소음으로 신체 자세와 동작을 추정할 수 있다. 본 발명은 기술적인 면에서 뚜렷한 진보를 이루었으며, 긍정적 효과가 확실하다. 참신하고 진보적이며 실용적인 설계이다.

[0031] 위의 설명은 단지 본 발명의 기술 방안에 대한 개요이다. 본 발명의 기술적 수단을 더욱 확실히 이해하기 위해, 설명서의 내용에 따라 실시할 수 있다. 그리고 본 발명의 상기 내용과 기타 목적, 특징 그리고 장점이 더욱 쉽고 분명히 이해되도록 하기 위해, 아래에서 적합한 실시예를 들어 첨부 도면과 함께 상세하게 설명하고자 한다.

[0032] 본 발명에서 언급한 직물이란 의복, 내복, 외투, 침대시트, 베개, 양말, 신발, 스카프, 수건, 장갑, 앞치마, 허리띠, 변기시트, 장판, 모자와 방석, 핸들커버, 손목 시계 등이 가능하다.

도면의 간단한 설명

[0033] 도 1(a)는 본 발명의 적합한 실시예인 일상 의복의 전극, 제어박스 그리고 도선의 구조와 심전 신호 등위선의 위치 관계에 관한 약도이다.

도 1(b)는 1(a)중 제어박스의 확대도면이다.

도 1(c)는 본 발명에서 운동시 피부의 상대 이동 거리가 전극 위치를 결정하는 약도이다.

도 1(d)는 도 1(c) 좌측의 약도이다.

도 2(a)는 본 발명 중 흡착형 구조가 있는 전극의 해부도면이다.

도 2(b)는 본 발명 중 전극 내에 용기를 설치한 해부도면이다.

도 2(c)는 본 발명 중 전극 내에 물이나 기체가 쉽게 투과되지 않는 집착막으로 형성된 봉지를 설치한 해부도면이다.

도 2(d)는 본 발명 중 흡착판 구조의 도전 섬유가 있는 섬유의 해부면 도면이다.

- 도 3(a)는 본 발명에서 도전 섬유를 포함한 전극의 측면 도면이다.
- 도 3(b)는 본 발명에서 도전 스트립을 포함한 전극의 측면 도면이다.
- 도 4(a)는 본 발명의 활형 전극이 직물 위에서 움직이는 측면 도면이다.
- 도 4(b)는 본 발명의 활형 전극에서 반경이 점차 증가하는 나선형 전송선을 활용한 측면 도면이다.
- 도 4(c)는 본 발명의 전극이 2개의 펜딩스트립을 사용하여 고정된 측면 도면이다.
- 도 4(d)는 본 발명의 전극이 직물 밴드를 펜딩스트립으로 하여 직물 위에 봉제된 약도이다.
- 도 5(a)는 본 발명에서 전극 안에 통로를 설치하여 전극이 전송선을 따라 움직이도록 한 측면 도면이다.
- 도 5(b)는 본 발명 중 전극의 측면에 통로를 설치한 약도이다.
- 도 5(c)는 본 발명 중 전극이 있는 곳의 직물 위에 통로를 설치한 약도이다.
- 도 5(d)는 본 발명 중 전극의 측면과 직물 위에 모두 통로를 설치한 약도이다.
- 도 6(a)는 본 발명 중 전극 부위의 직물에 구멍을 뚫어서 연결선이 관통하도록 한 약도이다.
- 도 6(b)는 본 발명 중 전극에 구멍을 뚫어 연결선이 관통하도록 한 약도이다.
- 도 6(c)는 본 발명 중 전극과 직물에 모두 구멍을 뚫어서 연결선이 관통하도록 한 약도이다.
- 도 6(d)는 본 발명 중 연결선이 환형을 이루어 직물 위의 구멍을 관통하는 약도이다.
- 도 7(a)는 본 발명 중 전극이 미끄럼대 위에 설치된 첫 번째 적합한 실시 형식의 약도이다.
- 도 7(b)는 본 발명 중 전극이 미끄럼대 위에 설치된 두 번째 적합한 실시 형식의 약도이다.
- 도 7(c)는 본 발명 중 전극이 미끄럼대 위에 설치된 세 번째 적합한 실시 형식의 약도이다.
- 도 8(a)는 본 발명에서 정지하고 서 있을 때 전극 측면이 직물 밴드를 펜딩스트립으로 하여 취한 R과의 파형도이다.
- 도 8(b)는 본 발명에서 움직일 때 전극 측면이 직물 밴드를 펜딩스트립으로 하여 취한 R과의 파형도이다.
- 도 8(c)는 본 발명에서 앉아 있는 자세에서 일어날 때 전극 측면이 직물 밴드를 펜딩스트립으로 하여 취한 R과의 파형도이다.
- 도 8(d)는 본 발명에서 원래 자리에서 다리를 올릴 때 전극 측면이 직물 밴드를 펜딩스트립으로 하여 취한 R과의 파형도이다.
- 도 9(a)는 본 발명의 이중 분리식 구조의 전극이 연결선으로 결합된 제1의 적합한 실시 형식 약도이다.
- 도 9(b)는 본 발명의 이중 분리식 구조의 전극이 직물밴드로 결합된 제2 적합한 실시 형식 약도이다.
- 도 9(c)는 본 발명의 이중 분리식 구조의 전극이 직물 밴드로 결합된 제3의 적합한 실시 형식 약도이다.
- 도 9(d)는 본 발명의 이중 분리식 구조 전극이 라우팅한 R과의 파형도이다.
- 도 10(a)는 본 발명 중 정면 R과의 등위선과 전극 위치의 약도이다.
- 도 10(b)는 본 발명 중 좌측 R과의 등위선과 전극 위치의 약도이다.
- 도 10(c)는 본 발명 중 뒷면 R과의 등위선과 전극 위치의 약도이다.
- 도 11(a)는 본 발명에서 도 10(a)의 A와 B 부위에 설치된 전극이 측정한 심전 신호도이다.
- 도 11(b)는 본 발명에서 도 10(a)의 A와 C 부위에 설치된 전극이 측정한 심전 신호도이다.
- 도 11(c)는 본 발명에서 도 10(a)의 B와 H 부위에 설치된 전극이 측정한 심전 신호도이다.
- 도 11(d)는 본 발명에서 도 10(c)의 D와 E 부위에 설치된 전극이 측정한 심전 신호도이다.
- 도 11(e)는 본 발명에서 도 10(c)의 F와 G 부위에 설치된 전극이 측정한 심전 신호도이다.

- 도 11(f)는 본 발명에서 도 10(b)의 I와 J 부위에 설치된 전극이 측정된 심전 신호도이다.
- 도 12(a)는 본 발명에서 면적이 6*3 제곱센티미터인 전극이 측정된 심전도이다.
- 도 12(b)는 본 발명에서 면적이 6*6 제곱센티미터인 전극이 측정된 심전도이다.
- 도 12(c)는 본 발명에서 면적이 6*9 제곱센티미터인 전극이 측정된 심전도이다.
- 도 13(a)는 본 발명에서 도 10(c)와 도 10(a)의 Z와 B 부위에서 측정된 R파의 파형도이다.
- 도 13(b)는 본 발명에서 도 10(c)와 도 10(b)의 Z와 I 부위에서 측정된 R파의 파형도이다.
- 도 13(c)는 본 발명에서 도 10(a)와 도 10(b)의 B, I 부위와 병렬 연결된 도 10(c)의 Z 부위에서 측정된 R파의 파형도이다.
- 도 13(d)는 본 발명에서 도 10(a)와 도 10(b)의 B, I 부위와 병렬 연결된 도 10(c)의 Z 부위에서 걸을 때 측정된 R파의 파형도이다.
- 도 14는 본 발명 중 분리식 전극이 탄성 도전 섬유에 설치된 측면도이다.
- 도 15(a)는 본 발명에서 오른팔이 뒤에 있고 왼팔이 앞에 있을 때 측정된 심전도이다.
- 도 15(b)는 본 발명에서 양팔이 앞에 있을 때 측정된 심전도이다.
- 도 15(c)는 본 발명에서 양팔이 뒤에 있을 때 측정된 심전도이다.
- 도 15(d)는 본 발명에서 오른팔이 앞에 있고 왼팔이 뒤에 있을 때 측정된 심전도이다.
- 도 16(a)는 전극 저항이 15 M Ohms인 경우 정지 상태에서 얻은 R파의 파형도이다.
- 도 16(b)는 전극 저항이 30 M Ohms인 경우 정지 상태에서 얻은 R파의 파형도이다.
- 도 16(c)는 전극이 신체를 벗어나서 정지 상태에서 얻은 R파의 파형도이다.
- 도 17(a)는 전극 저항이 10 M Ohms인 경우 정지 상태에서 얻은 R파의 파형도이다.
- 도 17(b)는 전극 저항이 10 M Ohms인 경우 걸을 때 얻은 R파의 파형도이다.
- 도 17(c)는 전극 저항이 10 M Ohms인 경우 원위치에서 다리를 올려 얻은 R파의 파형도이다.
- 도 17(d)는 전극 저항이 0.8 M Ohms인 경우, 정지 상태에서 얻은 R파의 파형도이다.
- 도 17(e)는 전극 저항이 0.8 M Ohms인 경우 걸을 때 얻은 R파의 파형도이다.
- 도 17(f)는 전극 저항이 0.8 M Ohms인 경우 원위치에서 다리를 올려 얻은 R파의 파형도이다.
- 도 18(a)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 첫 번째 형식의 약도이다.
- 도 18(b)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 두 번째 형식의 약도이다.
- 도 18(c)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 세 번째 형식의 약도이다.
- 도 18(d)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 네 번째 형식의 약도이다.
- 도 18(e)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 다섯 번째 형식의 약도이다.
- 도 18(f)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 여섯 번째 형식의 약도이다.
- 도 18(g)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 일곱 번째 형식의 약도이다.
- 도 18(h)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 여덟 번째 형식의 약도이다.
- 도 18(i)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 아홉 번째 형식의 약도이다.
- 도 19는 본 발명에서 콘덴서 결합식 전극과 건전극이 한 회로를 공유하는 약도이다.
- 도 20은 본 발명에서 기체 주머니나 액체 주머니를 가진 전극의 측면도이다.
- 도 21(a)는 본 발명에서 두 전극이 내포한 기체 주머니나 액체 주머니가 서로 연결되고 서로 보조하는 측면도이다.

다.

도 21(b)는 본 발명에서 두 전극이 내포한 기체 주머니나 액체 주머니가 서로 연결되고 서로 밀어내는 측면도이다.

도 22(a)는 본 발명에서 식물과 전극에 각각 부가 설치한 자석의 약도이다.

도 22(b)는 본 발명에서 환형 영구 자성 물질을 사용한 약도이다.

도 22(c)는 본 발명에서 의복에 영구 자성 물질을 전극 양쪽에 설치한 약도이다.

도 23은 본 발명에서 맥파로 전극의 접촉이 양호한지 탐지하는 약도이다.

도 24(a)는 본 발명에서 체표의 정전용량이 2.7 nF인 경우 측정된 R파의 파형도이다.

도 24(b)는 본 발명에서 체표의 정전용량이 21.7 nF인 경우 측정된 R파의 파형도이다.

도 25(a)는 본 발명에서 두 전극의 형상이 서로 다르고 전기성으로 연결된 약도이다.

도 25(b)는 본 발명에서 두 전극의 형상이 서로 다르고 전기성으로 연결된 신호 발생도이다.

도 26은 본 발명에서 4개의 서로 다른 전자 유닛을 연결한 전극의 약도이다.

도 27은 본 발명에서 현파로 전극 접촉이 양호한지 측정하는 약도이다.

도 28은 본 발명에서 전극과 피부의 접촉이 양호한지 판단하는 다섯 번째 방법의 약도이다.

도 29는 본 발명에서 전극과 피부의 접촉이 양호한지 판단하는 여섯 번째 방법의 약도이다.

도 30은 본 발명에서 전극과 피부의 접촉이 양호한지 판단하는 일곱 번째 방법의 약도이다.

도 31은 본 발명에서 전극과 피부의 접촉이 양호한지 판단하는 여덟 번째 방법의 약도이다.

도 32는 본 발명에서 전송선의 도전이 양호한지 판단하는 약도이다.

5:영구 자성 물질 10:버튼 ;

20:이층구조 40:전극

50:제어박스 60:커넥터

65:도전 섬유 75:도체

80:전송선 82:매끄러운 재료

83:미끄럼방지스트립 85:식물

90:탄성체 95:간격

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0034] 본 발명이 예상한 목적 실현을 위해 사용한 기술 수단과 효과를 더욱 상세하게 설명하기 위해, 아래에서 첨부 도면과 적합한 실시예를 결합하였다. 그리고 본 발명에서 제기한 심장 박동이나 전극 접촉이 양호한지 탐지하는 물품, 방법 및 시스템에 대해 그 구체적인 실시 방식, 구조, 방법, 절차, 특징 및 그 효과를 아래와 같이 상세하게 설명한다.

[0035] 본 발명의 상기 설명과 기타 기술 내용, 특징 및 효과에 관해 아래에서 참고 도식을 결합하고 적합한 실시예를 들어 상세하게 설명하였다. 구체적인 실시 방식에 관한 설명을 통해, 본 발명이 예상 목적 실현을 위해 사용한 기술 수단과 효과에 대해 더욱 깊이있고 구체적인 파악을 할 수 있다. 그러나 첨부한 도식은 단지 참고와 설명으로만 제공되며, 본 설명에 대해 제한을 하는 것은 아니다.

[0036] 제1 실시예 일상 의복

[0037] 본 발명에서 언급한 일상 의복은 낮에 활동하는 시간에 착용하는 의복을 말한다. 도 1(a)와 같다. 도 1(a)는 본 발명의 적합한 실시예 중 일상 의복의 전극, 제어박스와 전송선의 구조와 심전 신호 등위선의 위치 관계에 관한 약도이다. 본 발명의 구조는 두 전극(40)을 각각 일상 의복의 좌우 겨드랑이 아래에 설치한다. 이중 좌측 겨드랑이 아래의 전극(40)은 최고 전위(+1.4)의 구역 내에 설치한다. 그러나 호흡으로 인한 간섭을 피하고 여성 사

용자의 내의 착용 위치를 피하기 위해 다른 전극(40)은 최저 전위(-1)의 구역 내에 설치하지 않고 전위가 -0.3인 우측 겨드랑이 아래 위치에 설치하였다. 상기의 두 전극을 제외하고 본 발명은 또한 제3의 전극을 선택적으로 한 개 추가할 수 있다. 이는 네거티브 피드백 전류로 신체의 전극에 입력되어 소음을 줄인다. 또는 상기의 두 전극과 함께 작동하여 3채널 심전도를 취한다. 또는 제어박스와 신체간의 표류 정전용량을 네거티브 피드백 전류로 하여 전극에 입력한다. 버튼(10)은 심전 신호를 제어박스(50)의 커넥터로 전도할 때 사용된다. 도 1(b)와 같다. 도 1(b)는 도 1(a)중 제어박스의 확대 도면이다. 이중 제어박스(50)의 상하에 각각 두 개의 버튼(10)을 설치하였다. 상하 두 개의 버튼(10)은 제어박스(50)의 동일 평면 위에 있지 않다. 그래서 두 버튼(10)이 동시에 땀이나 빗물의 침수를 받아 신호의 전송에 영향을 주는 것을 피할 수 있다. 상기의 버튼(10)은 또한 도전이 가능한 매직펠트로 대체할 수 있다. 또한 동일한 효과를 얻을 수 있다. 이중 버튼(10)이나 매직펠트의 주변에 흡수 재료(스폰지 등)를 둔다. 이 밑면에 방수층을 한 층 둔다. 즉 열용해접착 박막층, 나일론, 소수성 재료나 랩 등 불투수 재료 등이다. 이것으로 땀이 신호 전달에 주는 영향을 방지한다. 지체 운동이 전극을 끌어당겨 간섭을 일으키는 것을 줄이기 위해, 일상 의복은 상하 두 부분이나 상중하 세 부분으로 분리된 것을 사용할 수 있다. 이중 각 부분마다 서로 다른 재료로 만든다. 예를 들어, 전극이 있는 부분은 탄성이 강한 라이크라 (Lycra) 섬유로 제조하여 전극을 신체에 고정시킨다. 다른 부분은 쉽게 늘어나는 옷감으로 제조한다. 그러면 라이크라 (Lycra) 섬유 부분을 쉽게 끌어당기지 않는다.

[0038] 본 발명의 제어박스(50)는 버튼(10)을 커넥터로 하고 전극의 전성과 연결하여 심전 신호를 탐지한다. 제어박스(50) 안에 미터 확대기, 밴드패스필터, 마이크로 제어기와 무선 통신 모듈을 설치할 수 있다. 신호를 무선으로 다른 통신 설비에 전송할 수 있다. 사용자는 전선의 속박을 받지 않는다.

[0039] 신체 운동의 간섭을 줄이기 위해, 본 발명은 전극의 설치 위치를 선택할 때 먼저 실험을 통해 신체 운동이 근육과 피부를 당기는 상대 이동 거리를 측정한다. 도 1(c)와 도 1(d)와 같다. 도 1(c)는 본 발명에서 운동 시 피부의 상대 이동 거리를 통해 전극 위치를 결정하는 약도이다. 도 1(d)는 도 1(c)좌측의 약도이다. 우리는 먼저 사전에 선정한 11개 신체 위치에서 각각 6*6 제곱센티미터의 사각형 종이를 설치하였다. 여기서 종이는 단지 중심의 한 작은 점만 신체와 서로 접합된다. 다른 부분은 모두 자유롭게 이동이 가능하다. 신체가 가만히 일어날 때 종이의 4각과 대응하는 신체 피부에 표기하여 원점으로 한다. 그리고 신체가 운동할 때 종이 4각과 원점 표기의 차이값을 기록한다. 그러면 운동 시 피부의 상대 이동 거리를 구할 수 있다. 아래에서 전형적인 신체 운동으로 인한 피부의 상대 이동 거리를 표 1에 열거하였다.

[0040] 표 1: 3가지 운동 상태에서 각 위치별 피부의 상대 이동 거리

| cm 단위 | 자연스럽게 걸을 때 앞으로 흔드는 팔 | | 자연스럽게 걸을 때 뒤로 흔드는 팔 | | 최대한 위로 손을 드는 경우 | |
|-------|----------------------|-------|---------------------|-------|-----------------|-------|
| | 수평이동량 | 수직이동량 | 수평이동량 | 수직이동량 | 수평이동량 | 수직이동량 |
| 위치 1 | 0.2 | 0.2 | 1 | 0.3 | 0 | 1 |
| 위치 2 | 0.3 | 0.5 | 1 | 1 | 0 | 2.5 |
| 위치 3 | 0 | 0.2 | 1 | 0.5 | 0 | 2 |
| 위치 4 | 0.5 | 0.5 | 0.2 | 0.5 | 0 | 0.8 |
| 위치 5 | 0.3 | 0.5 | 0.5 | 0.8 | 0 | 1.5 |
| 위치 6 | 0.3 | 0.2 | 0.8 | 0.8 | 0 | 1.0 |
| 위치 7 | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 0.2 | 0 | 1 |
| 위치 8 | 0.3 | 0.1 | 0.1 | 0.2 | 0 | 0.5 |
| 위치 9 | 0.1 | 0.2 | 0.1 | 0 | 0 | 0.3 |
| 위치 10 | 0 | 0 | 0.2 | 0.1 | 0.5 | 1 |
| 위치 11 | 0 | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 1 | 1.5 |

[0041]

[0042] 신체의 피부가 서로 대칭하기 때문에 도 1(d)중 신체 좌측의 위치 2 및 3과 우측의 위치 2' 및 3'의 상대 이동 거리는 동일하다. 표 1에서 볼 때, 상대 이동 거리가 최소인 것은 위치 9이다. 그 다음으로 위치1이며, 그 다음은 위치 3이다. 그러나 위치 9와 위치 3의 전위는 낮은 편이고 위치 10은 신체의 함몰된 부위에 있기 때문에 전극 접촉과 불리하다. 신체의 심전 R파 등전위도와 피부 상대 이동 거리를 종합해서 볼 때, 전극은 위치 3과 3' 부위에 설치하는 것이 적합하다.

[0043] 여러 번 실험을 통해 본 발명에서 전극 탐지의 적합한 설치 위치는 좌우 겨드랑이 아래이며, 흉골 방향으로 수평 이동하여 약 2-6cm 부위로 하였다. 이를 통해 가능한 전극이 전위 1.4와 1.0에 이르는 구역에서 최대 R파의 두 위치를 탐지할 수 있다. 본 발명에서 일상 의복의 소매는 보통 의복과 비교해서 2-4cm 크다. 그래서 양팔이

운동할 때 의복을 끌어당겨 전극 위치를 이동하고 이로 인해 운동 간섭이 일어나는 것을 막을 수 있다. 여성 사용자의 경우, 브래지어 부위를 피하기 위해, 좌우 겨드랑이 아래의 전극은 3-5cm 아래로 이동이 가능하다.

[0044] 신체 운동은 측정된 심전 신호를 간섭하게 된다. 이런 간섭은 주로 운동 시 피부와 의복의 이동으로 전극이 피부에 대해 상대적으로 이동하고 전극 또한 의복에 대해 이동하여 신체 운동의 소음으로 인해 초래되는 것이다. 신체운동으로 인한 소음의 진폭은 비교적 근접한다. 전극의 위치에 따라 대폭으로 변하지 않는다. 신체 운동의 간섭을 줄이기 위해, 본 실시예에서 전극을 직물 위에 설치하는 7가지 방법에 대해 제기하였다. 그 목적은 운동 시 전극이 피부에 대하여 이동하지 않도록 하고 전극이 의복에 대하여도 이동하지 않도록 하기 위함이다. 그래서 본 발명은 사용하기 시작할 때, 먼저 행위 동작 중 두 전극(40)간의 저항을 탐지하게 된다. 예를 들어, 막 시작하는 40초 사이에 저항이 안정적이고 설정 범위 내에 있을 경우, 제어박스(50)는 심전 신호의 탐지를 작동하게 된다. 그렇지 않으면 제어박스(50)는 사용자에게 옷띠를 단단히 매고, 도전 액체를 증가시키며, 세 번째 전극을 증가시키거나 주동 전극(active electrode, 참고: Merrit 등 저작 "Fabric-Based Active Electrode Design and Fabrication for Health Monitoring Clothing", IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE, VOL. 13, NO. 2, 2009)을 작동시켜서, 신호의 질을 개선하도록 알려준다. 구체적인 7가지 방법은 아래와 같다.

[0045] 첫 번째 방법: 흡착판 구조형

[0046] 첫 번째 흡착판 구조는 전극과 신체가 접촉하는 평면 위에 흡착판 구조를 설치하는 것이다. 여기서 흡착판 구조는 친수성이 좋고 기체가 투과되지 않는 재료로 제작된다. 그리고 흡착판 구조는 탄성이 있고 압력을 받은 후 원형대로 회복할 수 있는 용기와 연결된다. 용기 위에 작은 구멍을 두어서 액체나 기체가 출입하도록 한다. 직물을 세척할 때, 용기 안에 도전이 가능한 액체(예: 직물을 세척하는 물)를 담을 수 있다. 그리고 직물 자체가 건조되거나 햇빛에 말려진 후, 용기 안에 여전히 액체가 남겨져 있다. 사람이 직물을 착용하고 사용할 때 용기 안의 액체는 즉시 모세관 현상에 따라 삼투되어 나온다. 또는 용기가 눌려질 때, 용기 안의 액체도 눌려져서 전극으로 나온다. 용기 안의 액체가 나온 후 용기가 기체를 담을 수 있도록 변화될 때, 용기가 가진 탄성으로 인해 압력을 받은 후 용기 내부가 부압이 되도록 한다. 그래서 신체 피부를 흡착하여 전극이 신체 운동과 상대적으로 움직이지 않도록 한다. 동시에 피 부위의 도전 가능한 액체(물 등)를 전극 위에 흡착할 수 있어서 도전에 유리하다. 도 2(a)와 같다. 도 2(a)는 본 발명 중 흡착판 구조의 전극 해부 도면이다.

[0047] 용기가 액체를 더욱 잘 보존하도록 하기 위해, 용기의 작은 구멍에 밸브나 마개를 추가할 수 있다. 이 밸브나 마개는 세척 시 열어서 액체가 들어가도록 할 수 있다. 직물을 드라이 하거나 햇빛에 말릴 때, 닫아서 용기 내의 액체를 보존할 수 있다. 또는 용기의 작은 구멍에 자동 밀폐 스위치나 밸브를 설치할 수 있다. 사용자가 하드파이프로 스위치나 밸브를 삽입하면 용기 안에 액체를 주입할 수 있다. 그리고 사용자가 하드파이프를 스위치나 밸브에서 빼내면 스위치나 밸브는 즉시 자동으로 밀폐되어 용기 안의 액체를 보존할 수 있다.

[0048] 그리고 두 가지 유사한 전극 구조는 도 2(b)와 도 2(c)와 같다. 도 2(b)는 본 발명에서 전극 안에 용기를 설치한 해부도면이다. 도 2(c)는 본 발명 중 전극 안에 쉽게 투과되지 않는 물이나 가스의 접촉막으로 형성된 봉지를 설치한 해부도면이다. 이중에서 도 2(b)에서 나타난 전극의 바깥층은 도전 섬유이다. 내부에 탄성이 있고 압력을 받은 후 지탱할 수 있는 용기를 설치하였다. 용기에 작은 구멍을 두어서 액체나 기체가 출입하도록 하였다. 그 작용은 앞에서 설명한 첫 번째 흡착판형 구조이다. 그리고 전극의 도전 섬유와 용기 사이에 또한 작은 틈이 있고 물을 빨아들일 수 있는 탄성 재료(스폰지 등)를 두었다. 이 탄성 재료는 또한 액체를 저장할 수 있어서 도전에 도움이 된다. 도 2(c)에서 나타난 전극은 도전 섬유 안에 물이나 가스가 쉽게 투과되지 않는 접촉막으로 형성된 봉지를 설치하였다. 그리고 봉지 안에 작은 틈이 있고 물을 빨아들일 수 있는 탄성 재료(예: 스폰지)를 설치하였다. 봉지를 지탱하여 액체나 기체를 담을 수 있다. 그리고 봉지 위에 작은 구멍을 뚫어서 액체나 기체가 출입할 수 있다. 이런 두 가지 구조로 인해 발생하는 부압은 신체를 흡착하는데 완전히 사용되지 않고 천천히 감압되어, 신체가 운동할 때, 또한 용기나 봉지를 눌러서 새로운 부압이 생기도록 할 수 있다. 그리고 또한 용기나 봉지 안에 저장된 액체를 천천히 방출시킬 수 있다. 도 2(a)와 같은 원리로, 도 2(b)와 도 2(c)에서 나타난 용기와 봉지는 도전이 가능한 액체를 제공할 수 있으며, 사용 시 도전 가능한 액체를 전극과 피부에 천천히 방출할 수 있다. 그리고 도 2(b)와 도 2(c)에서 나타난 용기와 봉지는 직접 흡착판으로 사용이 가능하며, 전극을 신체에 완전히 달라붙게 한다.

[0049] 두 번째 흡착판 구조는 전극의 도전 섬유 위에 작은 흡착판 구조를 설치하여 전극이 신체의 눌림을 받아 흡착판 내의 공기가 빠져 나오도록 한다. 그리고 흡착판 재료의 탄성은 또한 흡착판 내부가 부압이 되도록 하여 신체를 흡착한다. 도 2(d)에서 나타난 바와 같다. 도 2(d)는 본 발명 중 흡착판 구조의 도전 섬유 해부도면이다. 이 구

조로 인해 전극 바깥층의 도전 섬유와 신체의 마찰력은 직물과 신체의 마찰력보다 크다. 그래서 신체 움직임의 간섭을 줄일 수 있다. 이 방법을 콘덴서 결합식 전극에 실현할 때, 일반적인 비도체 섬유를 사용하여 먼저 신체와 접촉할 수 있다.

[0050] 상기의 흡착관 구조는 또한 전극과 직물을 분리하여 설치할 수 있다. 전극 위에 설치된 한 전송선을 통해 이 전송선(도면에서 표시하지 않음)의 길이는 L이고, 흡착관 구조의 전극은 직물 위에 연결되어 전극이 신체에 대하여 이동되지 않도록 하는 목적이 실현된다. 이 때, 전극은 신체 움직임으로 인한 간섭에 저항할 수 있어서 심전 신호가 제어박스 안의 프로세서로 전송되도록 한다.

[0051] 두 번째 방법: 브러쉬 구조형

[0052] 이는 전극 위에 직립이면서 휘어질 수 있는 도전 섬유로 구성된다. 길이는 L이다. 예를 들어, 석묵을 함유한 고무, 은섬유, 도전 고분자나 도전 실리카겔 재료로 구성된 것이다. 칫솔과 유사한 브러쉬 구조이다. 이를 통해 전극과 피부간의 마찰력을 증가시킨다. 이 중에서, 도전 섬유와 전극간에 한 층의 휘어질 수 있는 금속 도체를 설치할 수 있다. 예를 들어, 스테인레스 섬유로 직조한 스테인레스 천으로 도전성을 증가할 수 있다. 도 3(a)에서 나타난 바와 같다. 도 3(a)는 본 발명에서 도전 섬유를 함유한 전극의 측면 도면이다. 신체가 운동할 때 전극과 피부 사이에 있는 도전 섬유는 일정 범위 내에서 피부와 전극간의 접촉을 유지할 수 있어서 양자는 상대적으로 운동하지 않고 피부와 전극의 접촉면적을 확대하게 된다.

[0053] 그러나, 휘어질 수 있는 도전 섬유는 피부를 쉽게 자극하여 피부에 붉은 반점이 발생하는 반응이 나타난다. 그래서 본 발명은 전극 위에 2, 3개의 휘어질 수 있는 매끄러운 도전 재료로 제작된 도전 스트립 즉 은섬유 도전 섬유 스트립, 도전 실리카겔 스트립, 혹은 고분자 도전 섬유 스트립을 사용하여 상기의 도전 섬유로 구성된 브러쉬형 구조를 대체할 수 있다. 그리고 이것을 전극의 바깥 둘레에 설치하여 전극과 피부간의 마찰력을 증가시키고 도 3(a)에서 나타난 브러쉬 형 구조와 동일한 효과를 달성할 수 있다. 동시에 피부의 불량 반응도 발생하지 않는다. 도 3(b)에서 나타난 바와 같다. 도 3(b)는 본 발명에서 도전 스트립을 함유한 전극의 측면도이다.

[0054] 이상 도 3(a)와 도 3(b)에서 나타난 두 전극은 탄성체 1개를 설치할 수 있다. 그리고 전극은 길이가 L(보통 약 0.2에서 3 센티미터)인 전송선을 설치할 수 있다. 그리고 이 전송선을 통해 직물까지 연결한다. 그래서 전극은 직물과 분리 설치되어(이하 분리식 구조라고 한다) 전극이 신체에 상대하여 이동하지 않는 목적을 실현하고 이를 통해 신체 움직임의 간섭을 줄일 수 있다.

[0055] 이런 방법에서 전극과 신체 사이의 마찰력은 전극과 의복 사이의 마찰력보다 훨씬 크다. 그래서 운동 시 전극이 피부에 상대하여 움직이지 않게 된다. 그리고 본 방법에서 전극은 분리식 구조를 사용하여 의복에 설치되고 전극이 의복에 따라 움직이지 않게 되는 목적을 실현한다. 그 효과는 상기의 방법과 동일하다.

[0056] 세 번째 방법: 서스펜션 구조형

[0057] 전극은 도 4(a)에서 도 4(d)까지 나타난 활형이다. 또한 밑변이 평평한 형태이거나 다른 형태일 수 있다. 전송선(80)으로 신체와 접촉하는 직물(85) 위에 연결할 수 있다. 여기서 전송선(80)은 탄성을 가질 수 있다. 예를 들어 전송선(80)은 조임 밴드나 기타 직물 밴드에 직조할 수 있다. 전송선(80)의 공중 펜딩 길이는 L(보통 약 0.5에서 0.3cm)이다. 전극과 직물(85)가 상대적으로 이동하는데 사용된다. 전극의 표면은 마찰력이 큰 도전 섬유(65)를 사용한다. 예를 들어 융모 구조의 도전 섬유이다. 전극과 직물(85)의 접촉면 중 적어도 한 면은 마찰력이 작은 매끄러운 재료(82)로 제작된 것이다. 즉 안감천, 방수성의 매끄러운 천, 철조각, 동조각, 스테인레스 조각, 유리재질 혹은 테플론을 씌운 직물 등이다. 이는 전극의 움직임에 유리하다. 전극 내부는 탄성체, 도전 실리카겔, 혹은 일반 직물 등을 설치한다. 전극의 바깥 둘레는 미끄럼방지 스트립(83)을 선택적으로 설치하여 전극과 신체간의 마찰 계수를 증가시킬 수 있다. 이 때 전극과 직물(85)가 접촉하는 표면은 매끄러운 재료(82)로 제작이 가능하다. 신체와 직물이 상대적으로 이동할 때, 전극상의 매끄러운 재료(82)는 전극으로 하여금 직물 위에서 이동하거나 구르게 할 수 있다. 그리고 도전 섬유(65)가 신체와 계속 접촉이 유지되도록 할 수 있다. 그리고 상대적으로 고정되고 움직이지 않아서 신호를 접수하며 소음을 일으키지 않는다. 전극과 직물(85)간의 전송선은 도 4(a)에서 나타난 것처럼 반경이 고정된 나선형 전송선일 수 있다. 또는 도 4(b)에 나타난 반경이 점차 증가되는 나선형 전송선이거나 접히는 형(도 4(d) 중 직물 밴드는 3번 마주하여 접는다)의 전송선으로 신축에 사용될 수 있다. 나선형 선이나 접히는 전송선이 길게 늘어질 때 자동으로 말려져서 공간을 차지하지 않는다. 이 중 도 4(a)는 본 발명의 활형 전극이 직물 위에서 움직이는 측면도이다. 도 4(b)는 본 발명에서 활형 전극의 반경이 점차 증가하는 나선형 전송선의 측면도이다. 도 4(c)는 본 발명의 전극이 두 개의 펜딩스트립으로 고정된 측면도이다. 도 4(d)는 본 발명에서 전극의 직물 밴드를 펜딩스트립으로 하여 직물에 재봉한 약도가

다.

[0058] 그리고 전극은 또한 밀변이 평평한 형태일 수 있다. 그러면 적어도 길이가 L인 2개의 펜딩스트립을 사용하여 전극을 직물에 연결해야 한다. 예를 들어, 나일론 줄이나 탄성 방직실 등 매끄러운 실로 직조한 펜딩스트립이다. 도 4(c)에 나타난 바와 같다. 이 중 한 펜딩스트립은 전송선일 수 있다. 모든 펜딩스트립이 모두 도전이 되지 않으면 별도로 한 전송선을 두어서 전극과 직물을 연결한다. 전송선을 함유한 펜딩스트립은 바깥에 절연층을 씌울 수 있다. 예를 들어 코팅 동선이다. 또는 절연층을 씌우지 않은 것이다. 예를 들어 은섬유이다. 또는 전체 펜딩스트립이 모두 도전 재료이다. 예를 들어 스테인레스 도전 스트립으로 구성한다. 이 때 펜딩스트립 자체는 또한 전극으로 겸용할 수 있다. 신체와 접촉할 때 생리 전신호를 취할 수 있어서 심전 신호의 감지 기회를 증가시킬 수 있다. 또한 별도로 연결하는 전송선 한 개를 줄일 수 있다. 이중 미끄럼 방지 스트립은 실리카겔, 아교, 용모, 혹은 매직펠트 등일 수 있다. 그 자체는 또한 도전 재료로서 전극으로 사용될 수 있다.

[0059] 펜딩스트립은 또한 전극의 이동 가능 길이가 L인 직물 밴드를 이용하여 제작할 수 있다. 도 4(d)와 같다. 이중 직물 밴드와 직물을 조합할 때 길이가 L(0.2에서 3cm)인 공간을 남겨서 전극이 자유롭게 움직이게 할 수 있다. 신체가 운동할 때, 전극은 활동하는 범위가 0.2에서 3cm까지의 삼차원 공간에서 피부에 따라 자유롭게 움직일 수 있다. 피부와 상대적으로 운동하지 않는다. 이를 통해 전극이 직물에 따라 움직이지 않는 목적을 더욱 잘 실현할 수 있다. 이 실시예 중에서 미끄럼방지 스트립(83)은 미끄럼방지 천으로 직접 직물(85)에 봉재하여 전극이 신체에 상대하여 이동하지 않게 되고 신체 움직임으로 인한 간섭을 줄이는 효과를 실현한다. 구체적으로 미끄럼방지 천을 이용하여 직물이 외부 힘을 받아 이동할 때 피부에 상대한 마찰력은 직물이 미끄럼방지 천에 상대하는 신장력보다 훨씬 크다. 미끄럼 방지 천은 실리카겔, 아교, 용모, 매직펠트나 높은 장력의 탄성 섬유 등(예: 스타킹)이 가능하다. 직물 밴드 자체는 전송선(80)을 내포할 수 있거나 그 자체가 바로 도전 재료이다. 또한 동시에 전극으로 사용될 수 있다. 그래서 외부에서 가하는 전송선(80)을 줄일 수 있다.

[0060] 네 번째 방법: 통로구조형

[0061] 전극 자체 내에 통로를 두어서 전송선(80)을 이 통로 안에서 움직이도록 할 수 있다. 직물(85)에서 전송선의 여유분 길이는 L이며 이를 통해 전극이 미끄러지면서 움직이게 할 수 있다. 그리고, 전송선(80)과 이 통로가 모두 도체일 경우, 다시 다른 전송선을 연결할 필요가 없다. 도 5(a)와 같다. 도 5(a)는 본 발명 중 전극 안에 통로를 설치하여 전극이 전송선을 따라 미끄러지도록 한 측면도이다. 다른 한 예는 도 5(b)와 같다. 도 5(b)는 본 발명에서 전극의 측면에 통로를 설치한 약도이다. 이중 전극은 평면 구조이고 전극 양쪽에 각각 한 통로를 설치하였다. 그리고 각 통로에 모두 각각 한 개의 연결선을 설치하여 전극을 직물 위에 고정하였다. 상기한 연결선은 나일론선, 탄성 방직선, 섬유선, 섬유 스트립, 금속선, 플라스틱선, 플라스틱 스트립, 도전선 또는 도전 스트립 등이며, 탄성이 있고 매끄러운 재료가 적합하다.

[0062] 그리고 통로를 직물에 설치할 수 있고 직물 위의 각 통로 안에 모두 각각 한 개의 연결선을 설치한다. 이 연결선의 양쪽은 전극에 고정된다. 도 5(c)와 같다. 도 5(c)는 본 발명에서 전극이 위치한 직물에 통로를 설치한 약도이다. 또는 전극과 직물 위에 모두 통로를 설치할 수 있다. 양자의 통로는 연결선을 이용하여 연결한다. 도 5(d)와 같다. 도 5(d)는 본 발명 중 전극의 측면과 직물에 모두 통로를 설치한 약도이다. 연결선의 여유분 길이는 L(0.5에서 3cm), 전극과 의복이 접촉하는 두 표면은 매끄러운 재료(안감, 방수형의 매끄러운 섬유, 철조각, 구리조각, 스테인레스 조각, 유리 재질 혹은 테플론을 씌운 직물 등)로 제조하여 마찰력을 줄인다. 전극 둘레는 미끄럼방지 스트립(표시하지 않음)을 선택적으로 부가 설치하거나 미끄럼방지 천을 직물 위에 설치하여 마찰력을 증가시킬 수 있다. 그래서 신체가 움직일 때, 전극이 활동할 수 있는 범위는 0.2에서 0.3cm의 삼차원 공간이다. 그리고 전극은 피부에 따라 자유롭게 움직일 수 있으며 피부와 상대하여 운동하지 않는다. 이를 통해 전극이 직물에 따라 움직이지 않도록 하는 목적을 더욱 잘 실현할 수 있다. 이중 통로 안에 도전 재료를 설치할 수 있다. 도전 재료는 피복 절연층이나 피복하지 않는 절연층으로 제조할 수 있다. 연결선이 전송선인 경우 도전 재료는 도전 섬유와 피복 절연층이나 피복이 아닌 절연층으로 제조할 수 있다. 도전 섬유가 피복이 아닌 절연층인 경우 전극으로 겸용할 수 있다. 신체와 접촉하면 즉시 생리 전신호를 취할 수 있다. 통로와 연결선이 모두 도전되지 않는 경우, 외부에서 전송선을 하나 연결하여 전극에 연결하고 신호를 접수할 수 있다. 연결선의 재료는 위에서 언급한 것과 같이 탄성이 있고 매끄러운 재료가 적합하다.

[0063] 다섯 번째 방법: 구멍이 있는 구조형

[0064] 도 6(a)에서 도 6(d)에서와 같다. 도 6(a)는 본 발명 중 전극이 위치한 직물에 구멍을 뚫어서 연결선이 관통하도록 한 약도이다. 도 6(b)는 본 발명에서 전극에 구멍을 뚫어서 연결선이 관통하도록 한 약도이다. 도 6(c)는 본 발명 중 전극과 직물에 모두 구멍을 뚫어서 연결선이 관통하도록 허용한 약도이다. 도 6(d)는 본 발명 중 연

결선이 환형을 이루어 식물의 구멍을 관통하도록 한 약도이다. 이중에서 전극과/또는 식물에 구멍을 뚫었고, 이 구멍은 연결선이 관통하도록 하였다. 전극과 의복의 접촉면은 매끄러운 재료로 제조하여 마찰력을 줄인다. 전극 둘레에는 선택적으로 미끄럼방지 스트립을 부가 설치한다. 구멍은 도 6(a)에서 식물에 설치한 것을 제외하고, 전극 자체에도 설치할 수 있다. 도 6(b)와 같다. 혹은 전극과 식물에 모두 구멍을 뚫을 수 있다. 도 6(c)와 같다. 구멍은 도 6(a)에서 도 6(c)에서 나타난 원형 구멍일 수 있고, 도 6(d)에서 나타난 가늘고 긴 구멍일 수 있다. 모두 연결선의 식물 밴드가 통과하는데 사용된다. 구멍을 관통하는 식물 밴드는 양끝이 각각 전극과 식물에 고정되거나 환형으로 연결된다. 미끄럼방지 스트립, 구멍 그리고 연결선의 도전성은 상기 제3, 제4 방법에서 설명한 것과 같다. 연결선은 미끄러짐 길이 L이 약 0.2에서 3cm가 되도록 하여 신체 움직임으로 인한 간섭을 효과적으로 줄일 수 있다. 연결선 자체는 또한 도전 재료일 수 있다. 그렇지 않으면 별도로 전송선을 추가해야 한다. 연결선의 재료는 상기 네 번째 방법에서 설명한 바와 같다.

[0065] 이상 내용 중 외부에서 전송선을 연결하지 않을 경우, 전극 내에 1개의 무선 전송시스템을 설치하여 전극이 획득한 신호를 전송해서 보낼 수 있다.

[0066] 여섯 번째 방법: 미끄럼대 구조형

[0067] 이중, 상기 방법에서 설명한 모든 구조는 전극 안에 무선 전송 시스템을 설치하는 방식으로 실시할 수 있다.

[0068] 전극(40)을 식물 위에 고정하지 않고 미끄럼대 위의 슬라이드블락에 고정한다. 도 7(a)와 같다. 도 7(a)는 본 발명 중 전극이 슬라이드블락에 설치된 첫 번째 적합한 실시 형태의 약도이다. 또는 전극을 미끄럼대 위에 설치하고 식물 위에는 슬라이드 블락을 설치한다. 도 7(b)와 같다. 도 7(b)는 본 발명에서 전극이 미끄럼대 위에 설치된 두 번째 적합한 실시 형식의 약도이다. 전극이 슬라이드 블락을 이용하여 미끄럼대 안에서 이차원 방향으로 임의로 미끄러지도록 한다. 슬라이드 블락의 이동가능한 범위는 L이고, 전극(40)이 신체에 꼭 달라붙도록 하여 전극과 피부에 상대적인 운동이 없는 효과를 달성한다. 여기서 슬라이드 블락과 미끄럼대 사이는 매끄러운 표면이다.

[0069] 도 7(a)와 도 7(b)에 표시된 전극은 동일 평면상에서만 이동이 가능하며 삼차원 공간에서 이동할 수 없다. 그러나 슬라이드 블락과 미끄럼대 자체는 도체이므로 전극 위에 별도로 전송선을 연결해야만 심전 신호를 전달할 수 있다. 도 7(c)는 식물(85)에 1개의 구멍을 설치하여, 전극(40)과 슬라이드블락을 각각 이 구멍의 상하에 설치하여 삼차원 이동의 예를 실현한다. 여기서 전극(40)이 이동가능한 범위는 L이며, L은 약 0.2에서 3cm이다. 이 때 반드시 한 개의 전송선과 전극을 연결하여 신호를 전송해서 보내야 한다. 또는 식물(85)의 구멍 부위에 도전 재료를 설치하고 이것과 전극이나 슬라이드 자체의 도전 재료가 서로 연결되어 신호를 보내도록 한다.

[0070] 위에서 언급한 분리식 전극이 신체 움직임의 간섭을 억제하는 효과를 검증하기 위해, 본 발명은 동일한 날에 동일한 습도 및 온도 환경에서 동일한 사용자가 먼저 생리 전극을 좌우 겨드랑이 아래(도 1)에 부착한 것을 대조조로 하여, 4가지 자세와 동작에 대한 테스트를 진행하였다. 여기서 4가지 자세와 동작은 각각 서서 움직이지 않는것, 걸어가는 것, 앉은 자세로 일어서기 그리고 원래 자리에서 다리 올리기 등이다. 동시에 실험 내복 밖에 외투를 한 개 걸쳐서 R파를 구하였다. 그리고 도 4(d)의 분리식 전극으로 R파를 취하고, 구한 결과는 도 8(a)에서 도 8(d)와 같다. 이 때 직류 저항은 0.6 MΩ (0hms) 이다. 이중, 도 8(a)는 본 발명에서 가만히 서 있을 때, 전극 측면이 식물 밴드를 펜딩스트립으로 하여 구한 R파의 파형도이다. 도 8(b)는 본 발명에서 걸을 때 전극 측면이 식물 밴드를 펜딩스트립으로 하여 구한 R파의 파형도이다. 도 8(c)는 본 발명에서 앉은 자세에서 일어설 때 전극 측면이 식물 밴드를 펜딩스트립으로 하여 구한 R파의 파형도이다. 도 8(d)는 본 발명에서 원래 자리에서 다리를 올릴 때 전극 측면이 식물 밴드를 펜딩스트립으로 하여 구한 R파의 파형도이다. 생리 전극을 좌우 겨드랑이 아래에 부착한 결과와 도 8(a)에서 도 8(d)에서 나타난 펜딩형 구조 전극의 결과를 비교해 보면 분리식 전극에서 구한 신체 움직임의 간섭은 생리 전극을 좌우 겨드랑이 아래에 부착했을 때의 신체 움직임 간섭보다 약간 더 큰 것을 알 수 있다. 그러나 실제 응용의 요구에 만족한다. 본 발명에서 기타 설계의 전극으로 인한 결과는 유사하다.

[0071] 일곱 번째 방법: 이층분리식 구조

[0072] 도 9(a)를 예로 들 경우, 도 9(a)는 본 발명의 이층 분리식 구조 전극을 연결선으로 결합한 첫 번째 적합한 실시 형식의 약도이다. 여기서 전극은 면적이 큰 한 개의 거친 천과 연결선으로 서로 연결하여 거친 천과 다른 매끄러운 재료를 접촉한다. 그리고 전극과 거친 천의 접촉면에 마찰력이 낮은 매끄러운 재료를 설치하여 전극과 거친 천이 쉽게 서로 미끄러지도록 하고 신체 활동 시 전극과 피부에 상대 운동이 없도록 한다. 이 거친 천은 또한 연결선으로 식물과 연결한다. 그리고 식물과 거친 천의 접촉면 중 적어도 한 면은 마찰력이 낮은 매끄러운

재료를 사용하여 천과 직물 사이의 마찰력을 줄인다. 신체 운동으로 직물과 신체가 서로 움직일 때 직물과 거친 천도 미끄러지게 된다. 그래서 전극이 받는 신체 운동으로 인한 간섭이 낮아진다. 그러나, 거친 천이 신체에 꼭 달라 붙어서 신체에서 움직이지 않아도, 신체 근육과 피부는 여전히 부분적인 운동이 있어서 전극을 끌어당기게 된다. 이런 부분적인 운동은 전극(40)과 거친 천 사이의 분리식 구조로 완화할 수 있다. 그래서, 이층분리식 구조는 신체 움직임으로 인한 간섭을 효과적으로 억제할 수 있다. 또는 직물 밴드로 도 9(a)중의 연결선을 대체하고 직물 밴드가 전극 아래의 거친 천과 매끄러운 재료를 통과하도록 하여 환형을 이루게 한다. 도 9(b)와 같다. 여기서 도 9(b)는 본 발명에서 이층 분리식 구조 전극이 직물 밴드로 결합된 두 번째 적합한 실시 형식의 약도이다. 이층 전극 내 직물 밴드의 방향과 거친 천은 평행이다. 다른 한 가지 방식은 전극 안에 직물 밴드의 방향과 거친 천이 수직이 되도록 하고 거친 천의 바깥에 1개의 환형을 이루어 거친 천을 우회하도록 한다. 도 9(c)와 같다. 이층 도 9(c)는 본 발명에서 이층 분리식 구조 전극이 직물 밴드로 결합한 세 번째 적합한 실시 형식의 약도이다. 이 효과는 도 9(d)와 같다. 도 9(d)는 이층 분리식 구조의 전극으로 구한 사용자가 걸을 때의 R과 파형도이다. 여기서 이층 분리식 구조는 상기 제1에서 제6의 방법 구조 중 임의 두 가지를 사용할 수 있고, 상하 두 개의 분리식 구조는 동일하거나 서로 다른 구조로 실현할 수 있다. 더욱 구체적으로, 본 발명은 또한 상기 이층 분리식 구조에서 한 층이나 여러 층을 추가하여 다층 분리식 구조가 되도록 한다. 이층이나 다층 분리식 구조는 동일하게 콘덴서 결합식 전극에 적용된다. 구체적인 내용은 제3 실시예의 설명을 참조한다. 여기서 이층 분리식 구조에서 연결선의 재료는 네 번째 방법과 같다.

- [0073] 상기 제1부터 제7 방법은 모두 미끄럼 방지 스트립이나 미끄럼 방지 섬유를 전극이나 직물에 선택적으로 추가하여 전극과 직물간의 마찰력이나 전극과 피부간의 상대 운동을 줄일 수 있다.
- [0074] 상기 제1부터 제7방법에서 언급한 전극과 직물을 연결하는 물품 즉 연결선과 펜딩스트립 등은 또한 스냅이나 도전이 가능한 매직 벨크로(Velcro)를 통해 연결하여 전극이 쉽게 분해되고 교체되도록 할 수 있다. 표 2와 같다.
- [0075] 스폰지를 탄성체로 할 경우, 물을 저장할 수 있는 특성을 이용하여 전극의 도전을 도울 수 있다. 도 9(a)와 같다. 탄성체 상하 두 면은 방수 접착막을 설치하고 그 밖에 다시 매끄러운 섬유를 설치할 수 있다. 매끄러운 섬유와 방수 접착막은 모두 쉽게 투수되지 않는다. 그래서 상층의 매끄러운 섬유와 방수 접착막에 바늘로 찢려 여러 개의 작은 구멍을 뚫은 후 세척할 때 스폰지가 물을 흡수하도록 할 수 있다. 그리고 사용 시 신체에 가까운 도전 섬유로 물이 천천히 방출되도록 할 수 있다. 직물을 막 착용했을 때 스폰지가 완전히 말라 물이 없어도 착용 후에 방수 접착막이 있어서 땀이 증발하지 않도록 방지할 수 있다. 그리고 땀이 도전 섬유와 스폰지에 남도록 하여 전극의 도전을 도울 수 있다.
- [0076] 상기한 전극의 도전 섬유 아래에 또한 한 개의 탄성체를 둘 수 있다. 즉 스폰지, 실리카겔, 스프링이나 유사한 재료이다. 도 9a와 같다. 양자간에 또한 매끄러운 재료로 전극과 탄성체 간의 마찰력을 줄여야 하며, 동시에 전극 면적은 탄성체보다 0.4 제곱센티미터 이상 커야 한다. 이를 통해 도전 섬유가 피부에서 이동하고 변형될 때 동시에 이동하고 변형되도록 한다. 예를 들어, 정사각형에서 마름모 형태로 변하는 것이다. 반면 탄성체의 제한을 받지 않는다. 즉 한 개의 매끄러운 재료로 탄성체를 싸거나 위의 방법으로 탄성체와 분리하고 탄성체에 직접 봉재하거나 부착하여 일체가 되도록 하지 않는다.
- [0077] 본 발명에서 사용한 각 셀의 전극 표면은 탄성이 풍부한 도전 섬유나 도전 셀이다(예를 들어 은 섬유, 스테인레스 조각 등). 내부에 도체를 함유한 1개의 탄성체를 둘 수 있다. 이층 도체는 전극의 도전 능력을 증가하는데 사용된다. 동시에 전극이 물에 씻기거나 착용으로 손상될 때, 전극이 여전히 감지 능력을 가지도록 하여 전극의 사용 수명을 늘릴 수 있다.
- [0078] 본 발명 중 전극과 신체가 접촉하는 표면의 도체는 다소 양호하며 마찰력이 큰 재료를 사용할 수 있다. 예를 들어, 모 섬유, 미끄럼방지 스트립이다. 또는 전극 면적을 확대하여 마찰력을 늘릴 수 있다. 전극 내부에 증가된 탄성체는 탄성이 풍부하고 흡수가능한 스폰지, 실리카겔이나 유사한 재료를 사용할 수 있다. 또는 탄성체는 스트립이나 유사한 재료를 사용할 수 있다. 그리고 내부에 흡수가능한 보수제를 첨가할 수 있다. 여기서 보수제는 물에 용해되지 않는다. 그러나 자체 중량의 백배가 되는 물을 흡수할 수 있어서 수분 증발을 효과적으로 억제할 수 있다. 보수제는 두 가지로 나뉜다. 한 가지는 아크릴아미드-아크릴산염 교차연합 폴리머이다(폴리아크릴아미드, 폴리아크릴소듐, 폴리아크릴포타슘, 폴리아크릴암모늄 등이다). 다른 한 가지는 전분 및 아크릴레이트 코폴리머이다. 일상적으로 사용하는 보수제는 무정형의 과립, 분말, 미세 분말, 알약 형태와 섬유 형태이다. 또는 탄성체 자체가 바로 도전 재료 즉 전극이다. 이것은 수분을 지킬 수 있고 동시에 방진, 여과 기능을 가지므로 그 도전성을 증가하고 안정시킬 수 있다. 그리고, 도전성을 증가시키기 위해, 본 발명은 탄성체에 선택가능한 탄성이 풍부하고 흡수성이 있는 재료 외에 투수가 잘 되지 않는 박막층, 반투수 박막층, 또는 바늘로 찢은 구멍에

투수되지 않는 직물, 투수되지 않는 고무접착제 인쇄 코팅층, 방수 직물, 방수 접착 스트립을 선택적으로 증가하여 수분을 차단하고 쉽게 삼투되지 않도록 한다. 또는 탄성체 자체가 반투수의 기능을 가진다. 목적은 수분이 탄성체 안에 남아 천천히 삼투되어 나가도록 하는 것이다. 직물을 물에 씻을 때 수분이 전극 안에 남도록 한다. 그래서 드라이나 햇빛에 건조시킨 후 직물의 옷감이 완전히 말라도 전극 안의 수분은 여전히 남아 있다. 사용자가 직물을 착용할 때, 신체는 탄성체를 누르게 되어 탄성체 안에 남겨진 액체가 전극과 피부까지 천천히 방출되도록 한다. 탄성체 안에 포함된 액체가 공기로 교체될 때 일단 탄성체가 눌려지면 그 내부가 부압을 띄게 되어 신체 피부를 흡착할 수 있다. 동시에 피 부위의 도전 액체(예: 물)를 전극 내에 흡착할 수 있어서 도전에 유리하다. 그리고, 도전성을 증가하기 위해, 본 발명은 전극의 도전 섬유와 탄성체 간에 선택적으로 도체를 한 개 증가할 수 있다. 예를 들어, 스테인레스 섬유로 직조한 도체이다. 제어박스는 또한 전류로 발열 유니트를 통해 전극이나 그 부근 직물의 온도를 올릴 수 있다. 또는 그 자체가 전극이나 그 부근 직물을 가열하여 신체나 전극 표면의 온도가 올라가서 땀이 많아지도록 하고 전극과 신체간의 저항을 줄일 수 있다.

[0079] 도전성을 증가시키는 또 한가지 방법은 전극 위치와 그 주변의 직물에 기능성 보온 의류를 추가하는 것이다. 즉 용모의 보온 섬유이다. 이를 통해 전극이 위치한 피부의 온도를 올려서 땀이 많아지도록 한다. 본 발명을 테스트하는 날이 겨울이나 여름철에 모두 가능하도록 하기 위해, 기능성 보온 의류의 섬유는 분리가 가능한 형태로 할 수 있다. 날이 더우면 벗을 수 있고, 추우면 입을 수 있도록 한다. 표 2에서 설명한 바와 같다. 우리가 실험한 일차적인 결과는 저온과 낮은 습도(온도 16°C, 상대 습도 55%)의 환경에서 전극의 저항은 막 착용했을 때의 40 M Ohms에서, 30분 후 점차적으로 20 M Ohms까지 줄어지고, 그 후 안정을 유지하면 심장 박동을 얻을 수 있다. 같은 원리로 실험 결과를 통해 피부 온도, 전극 저항 그리고 심전 신호의 질 3가지는 아주 높은 관련성이 있음을 알 수 있다. 본 발명은 전극 안에 1개의 열센서 전기 저항을 설치하여 이 전극의 온도를 측정하고 이에 근거하여 적당한 대책을 취할 수 있다. 상세한 내용은 표 2를 참조한다.

[0080] 신체 표면의 온도 및 습도는 완전히 동일하지 않다. 그러나 등온선이나 등습선을 이용하여 신체 표면의 온도와 습도의 분포 상황을 그릴 수 있고 이는 심전 등위선도와 유사하다. 신체 표면의 등온선도나 등습선도는 환경의 습도 및 온도에 따라 변할 수 있다. 여름과 겨울은 같을 수 없다. 본 발명은 심전 등위선도와 등온선도를 통합하여 적합한 전극 위치를 선택할 수 있다. 예를 들어, 날씨가 더울 때, 전신 피부의 도전성은 모두 양호하다. 이 때, 심전 등위선도만 고려하여 전극 위치를 결정할 수 있다. 도 1(a)와 같다. 날씨가 추울 때, 흉부 온도는 명치 부분이 가장 높다. 명치에서 멀수록 온도는 더욱 낮게 된다. 등온선도를 고려한다. 도 1(a)에서 나타난 위치의 온도는 명치보다 약간 낮다. 심전 신호 전달에 불리하다. 그래서 전극을 명치 방향으로 약 2에서 6cm 이동하여 적합한 심전 신호를 취한다. 상세한 내용은 표 2를 참고한다.

[0081] 도 10(a)에서 나타난 바와 같이 전극을 우측 겨드랑이 아래의 앞 흉부에 가까운 A 부위(-0.3 등위선)와 좌측 겨드랑이 아래 앞 흉부에 가까운 B 부위(1.4 등위선)에 설치할 때, 측정된 심전도는 도 11(a)와 같다. 이중 R파의 진폭은 약 1.8 mV이다. 도 11(b)는 전극을 각각 도 10(a)의 A와 C 부위(0.3과 0.5 등위선 사이)에 설치하고 측정된 심전도이다. 이중 R파의 진폭은 약 0.7 mV이다. 앞의 문헌에서 시뮬레이션한 결과와 서로 부합된다. 이를 통해 A와 B 부위의 전극은 큰 진폭의 R파를 구할 수 있다. 도 11(c)는 전극을 도 10(a)의 B 부위(1.4 등위선)와 H(-1.0 등위선)에 설치하여 측정된 심전도이다. 여기서 R파의 진폭은 약 2.2 mV이고 최대이다. 그러나 이 부위는 호흡의 간섭을 쉽게 받는다. 그리고 이 부위의 등위선은 밀집되어 있고 전위 변화가 크다. 전극은 아주 쉽게 이동된다. 심지어 체로 등위선을 뛰어 넘어 포지티브 전위 구역까지 이른다. 이렇게 하면 진폭이 축소될 뿐만 아니라 파의 최고봉 방향이 역전될 수 있어서 식별하기 쉽지 않다. 그리고 이 부위는 또한 여성이 착용한 브라지어의 지장을 받게 된다. 그러므로 A와 B 부위에 전극을 설치하고 H(-1.0 등위선) 부위에 전극을 설치하지 않는다. 도 10(a)와 같다. 본 발명에서 전극 위치를 선택하는 원칙은 한 전극이 포지티브 전위 구역에 있도록 하고, 다른 한 전극은 네거티브 전위 구역에 있도록 하여 체로 등위선을 경계로 하고 체로 등위선을 벗어나지 않도록 한다.

[0082] 같은 원리로 전극을 신체의 등에 설치하여 R파를 구할 수 있다. 도 11(d)는 전극을 각각 도 10(c)의 신체 등 D 부위(0.3 등위선)와 E 부위(-0.3 등위선)에 설치하여 측정된 심전도이다. 이중 R파의 진폭은 약 0.6 mV이다. 도 11(e)는 본 발명의 전극을 각각 도 10(c)의 F 부위(0.3과 0 등위선 사이)와 G 부위(-0.3과 0 등위선 사이)에 설치하여 측정된 심전도이다. 이중 R파의 진폭은 약 0.45 mV이다. 즉 다시 말해서 등 부위의 전극 설치에서 안쪽으로 가까울수록 R파의 진폭은 더욱 작게 된다. 이는 앞의 문헌에서 시뮬레이션한 결과와 서로 부합된다.

[0083] 같은 원리로 전극을 신체 좌우측에 설치하여도 R파를 구할 수 있다. 도 11(f)는 전극을 도 10(b)의 신체 좌측의 I 부위(0.3과 0.5 등위선 사이)와 J 부위(체로 등위선)에 설치하여 측정된 심전도이다. 이중 R파의 진폭은 약

0.4 mV이다. 앞의 문헌에서 시뮬레이션한 결과와 서로 부합된다.

- [0084] 도 11(a)에서 11(f)까지의 T파와 비교해서 크기는 일치하지 않음을 알 수 있다. 예를 들어 11(a)와 11(b)의 T파는 11(c)의 T파보다 크다. 그리고 11(d)와 11(e)의 T파는 11(f)의 T파보다 크다. 그리고 각 도 중 T파와 R파의 진폭의 비율 또한 다르다. 이는 T파, R파, Q파, S파와 P파의 등위선도가 서로 다르기 때문이다.
- [0085] 신체 등 부위 R파의 등위선 전위가 높지 않고 앞 흉부처럼 밀집되어 있지 않기 때문에 D, E 부위에서 얻은 R파의 진폭차이는 단지 0.15 mV이다. 이중 R파와 T파의 비율은 도 11(a), 도 11(b), 도 11(c)와 다르다. 더 큰 면적의 전극을 등에 사용하는 경우, 가능한 우측 아래나 좌측 아래 방향으로 늘어나는 전극을 사용하여 중앙이 제로인 등위선을 벗어나서 더 높거나 낮은 등위선으로 향해 가게 한다. 이렇게 하면 더 큰 진폭을 얻을 수 있다.
- [0086] 같은 원리로 각 P, Q, R, S, T파의 등위선은 모두 다르다. 그러므로 본 발명에서 심전도 각파의 파형 구조로 이 심전 신호가 어느 부위의 전극에서 얻은 것인지 추정할 수 있다.
- [0087] 도 10(a)부터 도 10(c)에서 전극 면적의 크기가 심전 신호에 미치는 영향을 추정할 수 있음을 나타낸다. 본 발명에서 사용한 전극은 한 개이며 작은 한 점이 아니기 때문에 출력하는 전위는 전극이 포함하는 구역의 전위 평균치이어야 한다. D나 E 부위에 위치한 전극의 경우, 이 부위의 등위선은 상대적으로 희소하기 때문에 그 전극이 출력하는 전위는 여전히 0.3이나 -0.3의 전위에 근접한다. B 부위에 위치한(1.4 등위선 안) 작은 면적의 전극의 경우, 그 전극이 출력하는 전위는 1.4에 이를 수 있다. 그러나 이 부위에 위치하고 면적이 큰 전극은 등위선 1 밖의 구역까지 커버할 수 있어서 그 전극이 출력하는 전위가 약 1 mV로 낮아지거나 더 낮아질 수 있다. 이 원리에 따르면 본 발명은 등위선의 밀도가 낮은 구역에 큰 면적의 전극을 설치할 수 있다. 이는 진폭의 감퇴를 초래하지 않고 전극의 마찰력을 증가시킬 수 있다.
- [0088] 도 12(a)부터 도 12(c)는 서로 다른 면적의 전극을 도 10(a)의 A와 B 부위에 설치하여 측정한 R파이다. 이 중 도 12(a)에 대응하는 전극은 6*3 제곱센티미터이다. 도 12(b)에 대응하는 전극은 6*6 제곱센티미터이다. 도 12(c)에 대응하는 전극은 6*9 제곱센티미터이다. 이로 볼 때 전극 면적의 증가에 따라 그 진폭의 감퇴는 뚜렷하지 않음을 알 수 있다. 그리고, 미끄럼방지 스트립을 전극에 설치하거나 미끄럼방지 천을 직물에 봉재하여 전극이 직물에 대해 뚜렷한 위치 이동을 하지 않도록 할 수 있다. 이런 방식을 통해 전극 면적이 2*2 제곱센티미터까지 축소될 때에도 안정적인 심전 신호를 취할 수 있다.
- [0089] 전극 면적을 늘리는 것은 두 가지 장점이 있다. 첫째는 접촉 불량 상황이 쉽게 발생하지 않는다는 점이다. 둘째는 피부와의 마찰력을 증가시켜 신체 움직임으로 인한 간섭을 줄일 수 있다. 위에서 언급한 전극은 성인에게 사용되는 크기이다. 아동이나 영유아의 경우 시중에서 판매되는 성인과 영유아 전극의 비율에 따라 축소할 수 있다.
- [0090] 본 발명의 도 1(a)을 통해 본 발명이 노출된 전송선이나 연결 단자의 사용 가능성에 대해 논의할 수 있다. 전극(40)과 제어박스(50)간의 전송선은 절연층을 가진 도선이나 절연층이 없는 나선을 사용할 수 있다. 절연층이 기능을 상실하거나 나선을 사용할 때 두 가지 영향을 받을 수 있다. 첫째 땀이나 빗물의 영향을 받는 것이다. 둘째는 정전기의 영향을 받을 수 있다. 그러나 정전기 간섭은 전기회로나 고정 부품으로 처리할 수 있기 때문에 영향이 크지 않다. 절연층이 기능을 상실하거나 나선을 사용하여 피부 또는 의복의 땀이나 빗물에 접촉될 경우, 예상치 못한 전극을 형성하여 이 부위의 심전 신호가 제어박스(50)에 함께 전도되어 예상치 않은 간섭을 초래할 수 있다. 예상치 않은 전극이 위치한 전위가 0.3이상이거나 전위가 -0.3이하인 구역의 경우 진폭은 적어도 ± 0.3 mV이며, R파 진단에 사용될 수 있다. 예상치 못한 전극 위치의 전위가 0.3과 -0.3 사이에 있는 구역이고 일단 절연층이 기능을 상실하거나 나선을 사용하여 땀이나 빗물에 접촉된 경우, 진폭은 0.6 mV이하가 될 수 있다. 그러므로 본 발명은 0.3과 -0.3 사이의 구역에 절연체를 설치해야 한다. 자체적으로 절연층을 구비한 전송선을 제외하고 신체와 전송선 사이에 물이 투과되지 않는 직물을 부가적으로 설치하거나 불투수 고무접착체로 인쇄 코팅할 수 있다. 또는 방수 직물, 방수 접착 스트립으로 나선을 씌운 후 다시 직물에 설치하여 수분의 침투를 차단할 수 있다.
- [0091] 동일한 원리로, 제어박스(50)에 전송선과 연결된 입력 단자 또한 땀이나 빗물로 인해 소재한 구역의 심전 신호를 제어박스(50)내의 프로세서로 전송할 수 있다. 그러므로, 제어박스(50)에 설치된 위치는 가능한 1.4 또는 -1 등 최고 혹은 최저의 등위선 구역을 피해야 한다. 전위가 0인 구역(도 1(a)인 M점)부근이 적합하다. 이렇게 하면 이중의 한 입력 단자가 땀이나 빗물로 인해 전극을 형성하여도 적어도 이런 단자가 접수하는 것은 제로에 가까운 전신호이다. 그리고 땀이나 빗물의 간섭을 받지 않은 다른 입력 단자는 도 1의 1.4 또는 -0.3 등위선에 위치한 전극의 심전 신호를 프로세서로 전달할 수 있다. 이렇게 하면 0.5 mV의 진폭을 얻을 수 있다. 등위선이 제

로에서 대칭하여 연장된 것이 아닌 점을 고려하여 포지티브 쪽은 +1.4 mV까지 이르고, 네거티브쪽은 단지 -1.0 mV에만 이른다. 제어박스가 도 1(a)의 W 부위(+0.5 등위선)에 있어도 제어박스(50) 네거티브 쪽 신호를 접수하는 입력단자는 땀으로 인해 전위가 +0.5가 될 수 있다. 그러나 0.9 mV의 진폭을 얻을 수 있다. 이로 볼 때, 본 발명은 제어박스(50)이 설치된 구역으로 R과 등위선이 0에서 0.5까지인 구역에 적합하다.

[0092] 제어박스(50)의 두 단자를 명치의 제로 등위선 부위에 근접하도록 하면, 이 부위의 등위선은 아주 밀집된다(즉 전위 변화가 치열하다). 또한 직물의 신축성으로 인해 땀으로 젖은 상황에서 제어박스(50)의 단자는 전위가 제로가 아니고 아주 높거나 낮은 구역에 직면할 수 있다. 그러므로, 땀으로 젖은 상황일지라도 제어박스(50)의 프로세서는 진폭이 상당히 큰 R과까지 해독이 가능하다. 그리고 제어박스(50)을 이 부위에 설치하여도 전송선의 길이를 줄일 수 있다.

[0093] 그리고, 땀이나 빗물의 영향을 줄이기 위해, 본 발명은 제어박스(50)과 전송선이 연결된 두 입력 단자를 각각 제어박스(50)의 외부 케이스 위와 아래 두면에 설치하였다. 이를 통해 두 단자가 동시에 빗물이나 땀에 젖어서 심전 신호가 단락되어 제로 전위가 초래되고 제어박스(50) 안의 프로세서가 신호를 받지 못하게 되는 현상을 방지하였다. 결론적으로, 본 발명의 제어박스(50)의 두 단자 중 한 단자가 수분의 영향을 받아 두 단자가 동일 전위상에 있지 않다면 하면 뚜렷한 R과를 얻을 수 있다. 동일한 원리로 동일한 설계를 할 경우 역시 뚜렷한 P, Q, S, T과의 신호를 얻을 수 있다.

[0094] 도 10(a)부터 도 10(c)을 이용하여, 본 실시예에서 "상호보완적 전극조"를 통한 신체 움직임의 간섭을 줄이는 방법을 제기하였다. 도 10(a)에서 나타난 바와 같다. B, I, Z 부위에 각각 1개의 전극을 설치하고 B와 I 부위의 전극을 함께 제어박스(50)의 포지티브 입력단말까지 연결한다. Z 부위 전극은 제어박스(50)의 네거티브 입력단말까지 연결한다. Z 부위의 전극을 신체 중간에 그리고 제로 등위선으로 선택한 이유는 신체 중간은 좌우 겨드랑이 흔들림의 간섭을 가장 적게 받기 때문이다. 그리고 제로 등위선에 위치하여 Z전극으로 하여금 고 등위선(예: B 부위 +1.4 등위선)과 저 등위선(예: I 부위 0.3 등위선)에 위치한 전극과 서로 협력하여 R과를 측정할 수 있다. 도 13(a)에서와 같이, Z 부위 전극과 단독의 B 부위 전극으로 진폭이 1.2 mV인 R과를 측정한다. 도 13(b)에서와 같이, Z 부위의 전극과 단독의 I 부위 전극으로 진폭이 0.3 mV인 R과를 측정할 수 있다. 도 13(c)와 같이, Z 부위의 전극과 병렬 연결된 B 부위와 I 부위 전극은 진폭이 0.6 mV인 R과를 측정할 수 있다. 도 13(d)에서와 같이, 왼손과 팔이 앞으로 가면 윗옷의 좌측을 앞으로 당겨서 B 부위 전극과 신체 사이의 압력을 낮추게 된다. 그러나 동시에 I 부위 전극과 신체 간의 압력은 증가하게 된다. 반대로 왼손과 팔을 뒤로 할 경우 윗옷의 좌측이 뒤로 당겨져서 B 부위 전극과 신체 사이의 압력이 증가하게 된다. 그러나 동시에 I 부위 전극과 신체 간의 압력은 낮아지게 된다. 이로 볼 때, B 부위 전극과 I 부위 전극은 상호 보완하는 한 쌍의 전극이 된다. 왼손이 앞에 있든지 아니면 뒤에 있든지 적어도 한 전극은 충분한 압력이 있어서 신체에서 R과를 취할 수 있다. 측정된 R과의 진폭이 도 13(a)에서 도 13(d)이면 팔의 위치를 추정할 수 있다. 1.2 mV에 접근하면 팔이 뒤로 가서 I 부위의 전극 접촉이 불량임을 나타낸다. 0.3 mV에 접근하면 팔이 앞으로 가서 B 부위 전극의 접촉이 불량임을 나타낸다. 0.6 mV에 접근하면 팔이 중간에 있어서 B 부위와 I 부위 두 전극이 모두 양호하게 접촉하고 있음을 나타낸다. 팔이 뒤나 앞으로 운동할 때, 소음 간섭이 발생하게 되며 도 13(d)와 같은 R과가 발생하게 된다. 이는 B, I 부위의 전극이 Z 부위 전극과 병렬 연결되어 걸을 때 측정된 R과의 파형이다. 간섭이 있거나 R과를 볼 수 있다. 상호 보완식 전극 사용으로 신체 운동의 간섭이 낮음을 알 수 있다.

[0095] 위에서 언급한 제로 전위 부위에 위치한 전극은 등 뒤의 Z 부위에 설치되고 또한 앞의 도 1(a)중 M 부위에 설치될 수 있으며 유사한 효과를 얻을 수 있다. 그리고, 상호 보완식 전극은 도 14와 같이 분리식 전극을 사용하여 탄성 도전 섬유와 신체 사이에 설치할 수 있다. 본 실시예는 큰 면적의 탄성 도전 섬유를 B 부위의 전극으로 하고 분리식 전극을 I 부위 전극으로 하였다.

[0096] 동일한 원리로 신체의 우측에도 두 전극을 설치하여 이중 한 전극은 앞 가슴 -0.7 등위선 부위에, 다른 한 전극은 등 -0.3 등위선 부위에 설치할 수 있다. 이를 통해 오른손의 자세 상태를 알 수 있다.

[0097] 동일한 원리로 본 발명은 앞에서 말한 분리식 전극을 도입하여 이것을 탄성 도전 섬유와 신체 아래에 두어 신체 움직임으로 인한 간섭을 줄일 수 있다. 이 때 탄성 도전 섬유는 전극으로 사용될 수 있다. 도 14와 같다.

[0098] 사용자가 짧은 소매나 긴 소매의 일상적 의복을 착용할 경우, 좌우 양쪽 겨드랑이 아래의 전후 양쪽에 각각 1개의 전극을 설치한다. 각각의 두 전극은 모두 병렬 연결되어 제어박스의 프로세서와 연결한다. 팔을 앞으로 들어 올릴 때, 옷의 소매는 겨드랑이 아래의 의복을 앞으로 당겨서 겨드랑이 뒤쪽에 위치한 전극이 신체에 가까이 가도록 한다. 겨드랑이 앞에 설치된 전극은 신체에서 멀어지도록 한다. 동일한 원리로 팔을 뒤로 당길 때, 겨드랑이 뒤에 설치된 전극은 신체에서 멀어지고, 겨드랑이 앞에 설치된 전극은 신체에 가까워진다. 서로 다른 팔의

자세로 인해 심전 신호를 취하는 전극의 위치 또한 서로 다르게 된다. 그래서 심전 신호의 형태 또한 다르다. 도 15(a)부터 도 15(d)까지와 같다. 이중 도 15(a)는 본 발명의 오른팔이 뒤에 있고 왼팔이 앞에 있을 때 취한 심전도이다. 도 15(b)는 본 발명에서 두팔이 앞에 있을 때 취한 심전도이다. 도 15(c)는 본 발명에서 두 팔이 뒤에 있을 때 취한 심전도이다. 도 15(d)는 본 발명에서 오른팔이 앞에 있고 왼팔이 뒤에 있을 때 취한 심전도이다.

- [0099] 도 15(a)와 도 15(d)를 비교하면 R파에 상대하여 도 15(a)의 Q파는 큰 편이며, 도 15(d)의 Q파는 작다. 도 15(a)의 T파는 작고 도 15(d)의 T파는 크다.
- [0100] 도 15(c)와 도 15(d)를 비교하면, R파에 상대하여, 도 15(d)의 Q파는 작고 도 15(c)의 Q파는 크다.
- [0101] 도 15(b)와 도 15(d)를 비교하면, 도 15(b)의 T파는 작고 도 15(d)의 T파는 큰 것을 알 수 있다.
- [0102] 이상은 단지 예이며, 실제적으로 서로 다른 면적이거나 서로 다른 위치의 전극 즉 소매, 가슴 앞, 뒤팔 등에 위치한 전극으로 얻은 심전도 P, Q, R, S, T파의 비율로 신체의 자세를 식별할 수 있다.
- [0103] 뒤에서 언급할 제2 실시예와 서로 비교하여 본 실시예는 심전 신호가 분명하고 식별이 가능한 상황에서 파형 분석으로 그 자세를 알 수 있다. 제2 실시예는 소음 분석으로 그 동작을 파악하는 것이며, 양자는 서로 보완이 된다.
- [0104] 전극이 신체에 단단히 접촉될 때 전극과 신체간의 저항은 낮다. 그래서 소음이 낮은 심전 신호를 얻을 수 있다. 각각의 위치에서 얻은 심전 신호의 경우, Q, R, S, T파의 비율 또한 서로 다르다. 이 두 원칙은 착용자의 수면 자세를 판정하는데 응용될 수 있다. 본 실시예는 앞 흉부, 등, 좌측, 우측 4 부위에 각각 두 전극을 설치한다. 착용자가 바로 누울 때, 등에 설치된 전극은 몸에 눌러져서 양호한 도전성을 가지게 된다. 나머지 전극은 신체와 접촉되지만 도전성이 좋지 않다. 그래서 심전도 파형에 미치는 영향이 크지 않다. 동일한 원리로 착용자가 다른 수면 자세에 있을 경우에도 다른 전극조를 통해 심전 신호를 제공한다. 그 심전도와 비교해서 착용자의 수면 자세를 추정할 수 있다.
- [0105] 본 실시예는 낮시간 몸이 운동할 때 R파를 읽을 수 있고, 밤에 정지되어 있을 때 완전한 심전도를 읽을 수 있다.
- [0106] 본 발명은 사용자가 사용 시 편안하고 편리하도록 하기 위해, 전극은 직물로 제작된 건전극을 사용하며 병원에서 사용하는 생리 전극 접촉셀을 사용하지 않는다. 건전극과 신체 사이의 저항은 크고 불안정해서 일부 환경에서는(예를 들어 저온과 저습 등) 양호한 심전 신호를 얻을 수 없다. 예를 들어, 신체 운동의 간섭을 쉽게 받거나 신체가 정지하고 움직이지 않을 때 여전히 전원으로 인한 전자장 간섭이 있을 수 있다. 그러므로, 본 실시예는 이런 과제에 대해 그에 관련된 대책을 제기하여 본 발명이 더욱 실용적인 요구에 부합되도록 하였다.
- [0107] 사용자가 저온과 저습 (온도16℃, 상대습도 55%)의 환경에서 위의 일상적 의복만 착용한 후 직물로 제작된 건전극으로 파형을 측정하고 동시에 두 전극간의 직류 저항(상세한 내용은 제6 실시예의 제8방법을 참조한다)을 측정한다. 도 16(a)은 전극 저항이 15 M Ohms인 경우 정지했을 때 측정한 R파의 파형도이다. 도 16(b)는 전극 저항이30 M Ohms인 경우, 정지 상태에서 얻은 R파의 파형도이다. 이때 피부와 전극의 저항이 너무 커서 심전 신호를 전달하기 어렵다. 이때 전원 결함으로 프로세서에 진입하는 전자장의 간섭은 상대적으로 심전 신호에 비해 더욱 크게 된다. 그러므로 R파를 분별하기 어렵다. 힘을 주어 전극을 눌러도 호전되지 않는다. 전극 한개를 신체에서 떨어지도록 하면 저항은 더욱 커지고 소음의 파형은 상부 포화구역이나 하부 포화구역으로 표류한다. 도 16(a), 도 16(b), 도 16(c)를 비교하면 저항이 클수록 소음이 커짐을 알 수 있다.
- [0108] 직류저항이 10 M Ohms으로 떨어질 때, 정지 상태에서 R파를 구할 수 있다. 도 17(a)와 같다. 그러나, 걷고 원래 자리에서 다리를 올리는 신체 동작의 간섭아래에서 R파를 식별하기 어렵다. 도 17(b), 도 17(c)와 같다. 직류 저항이 0.8 M Ohms까지 떨어질 때, 정지 상태와 걷는 상태에서 R파를 구할 수 있다. 도 17(d), 도 17(e)와 같다. 그러나 원래 자리에서 다리를 올릴 때 신체 동작의 간섭은 여전히 커서 R파를 식별하기 어렵다. 도 17(f)와 같다. 직류 저항이 0.6 M Ohms으로 떨어질 때 원래 자리에서 다리를 올리는 등 각종 동작 시에도 R파를 식별할 수 있다. 도 8(a)에서 도 8(d)와 같다. 도 8(a)부터 도 8(d), 16(a)부터 도 16(c), 그리고 도 17(a)부터 도 17(f)에서 나타난 바와 같이 그 규칙은 다음과 같다. 직류 저항이 낮을수록 소음은 낮아진다. 신체 동작 간섭이 클수록 직류 저항이 높아진다. 정지 시 소음이 크면 운동시 소음은 더욱 크다. 앞에서 말한 규칙은 반대로 역시 마찬가지이다. 이 원칙을 인용하여 본 실시예는 기기를 작동하기 시작할 때 먼저 전극 저항의 한 시간대를 연속해서 탐지한다(예: 10초). 동시에 전극 저항의 변화로 사용자의 운동 상태를 추정하고(방법은 아래와 같다) 사용자가 어떤 운동 상태에서도 심전 신호를 읽을 수 있음을 예측할 수 있다. 저항이 너무 낮은 경우, 심

전 신호를 취하기 시작한다. 저항이 너무 높으면 제어박스 내의 프로세서는 적당한 대책을 취하여 전체 시스템이 최적화되도록 한다. 그리고 다시 심전 신호를 취하기 시작한다. 예를 들어 직류 저항이 10 M Ohms인 경우, 정지 시에도 여전히 R파를 읽을 수 있음을 알 수 있다. 그러나 운동 상태에서는 R파를 읽을 수 없다. 당시 저항이 너무 높아 사용자의 수요를 만족할 수 없을 때, 예를 들어 R파를 식별해야 하는 경우, 본 실시예에는 다음과 같은 대책을 취할 수 있다.

[0109] 우리가 실험한 일차적인 결과는 전극 저항이 1 M Ohms이하인 경우, 도 1(a)에서 나타난 제어박스로 심장 박동을 측정할 수 있다. 그리고 신체 운동으로 인한 간섭은 상대적으로 낮다. 상기 분리식 전극 구조를 사용하지 않아도 걸을 때의 R파를 얻을 수 있다. 이 때 두 전극간의 정전용량은 약 10 nF보다 크다. 전극 저항이 1M과 2 M Ohms사이에 있을 경우, 분리식 전극 구조로 걸을 때의 R파를 측정할 수 있다. 이 때 두 전극 간에 정전용량은 약 5 nF이상이다. 2 M Ohms이상인 경우, 도 1(a)에 나타난 제어박스로 소음만 쉽게 측정할 수 있다. 소음의 크기와 동작은 서로 정비례 관계에 있다. 전극 저항이 2M에서 20 M Ohms사이에 있으면(이 때 두 전극간의 정전용량이 약 0.5에서 5 nF사이에 있다) 보통 네거티브 피드백 회로만 작동시켜 정태적인 심장 박동을 식별할 수 있도록 소음을 낮출 수 있다. 네거티브 피드백 회로가 연결한 전극의 위치는 도 1(a)에서 나타난 등위선도로 선택할 수 있다. 높은 전위의 전극보다 낮고 낮은 전위의 전극보다 높으며 0.4이상에 이르는 구역이기만 하면 즉 전위가 0.1에서 1.0의 구역에 있으면 소음을 효과적으로 통제할 수 있고 심전 신호를 현저히 낮추지 않는다. 전극 저항이 20M에서 30 M Ohms사이에 있으면 (이 때 두 전극간의 정전용량은 약 0.33에서 0.5 nF사이) 보통 능동형 전극 회로만 작동하여(이전 등급의 확대 회로는 가까운 전극 부위에 설치한다)정태적인 심장 박동을 식별할 수 있도록 소음을 낮춘다. 전극 저항이 30M에서 40 M Ohms사이에 있으면(이 때 두 전극간의 정전용량은 약 0.25에서 0.33 nF사이) 반드시 네거티브 피드백 회로와 능동 전극 회로를 작동시켜야 정태적인 심장 박동을 식별할 수 있을 정도로 소음을 낮출 수 있다. 측정된 저항이 40 M Ohms이상이면 (이 때 두 전극간의 정전용량은 약 0.25 nF이하), 프로세서는 통신 설비를 통해 사용자가 옷띠를 조이고, 의복을 추가하며, 기능성 보온 의복을 더 입고 전극 위치를 바꾸도록 지시한다. 또는 전극에 도전가능 액체를 주입하여 저항이 40 M Ohms이하가 되도록 하면 심장 박동 탐지를 시작한다. 그렇지 않으면 심장 박동을 탐지할 수 없고, 소음만 측정하게 되어 전원을 낭비한다. 그러나 이로 인한 소음은 신체의 동작 상태를 측정할 수 있다. 전극 저항이 40 M Ohms이하로 떨어지면 소음은 여전히 너무 커서 심장 박동을 측정하기 어렵다. 제어박스는 앞에서 언급한 아직 작동하지 않은 회로를 작동시킬 수 있다. 또는 콘덴서 결합식 전극 회로를 작동하며(상세한 내용은 제3의 실시예 참조), 신체 동작과 전원 간섭을 억제하는 고정 부품이나 소프트웨어를 작동하여 심장 박동을 탐지한다. 이런 회로는 전극 저항이 아주 낮은 경우 Off되거나 휴면 상태에 처해져서 전력의 소모를 줄일 수 있다. 이 결과를 통해, 본 실시예는 기기를 작동할 때 먼저 전극 저항을 탐지하게 되며 다른 회로는 작동하지 않는다. 표 2와 같다.

[0110] 표 2 기기 작동시 각종 전극 저항 조건에서 프로세서가 취하는 대책

| | |
|--|--|
| 전극 저항 (전기저항 단위는 M Ohms, 콘덴서 단위는 nF) | 활성화된 전기회로, 고정 부품, 소프트웨어나 사용자 지침 |
| 전기저항은 1 이하: 정전용량은 10 이상 | 그림 1 에서 나타난 제어박스는 분리식 전극 구조로 하지 않아도 되며 편리하면 된다. |
| 전기 저항 1 이하: 정전용량은 5 이상 | 그림 1 에서 나타난 제어박스는 반드시 분리식 전극 구조이어야 한다. |
| 전기 저항 2 에서 20 까지; 정전용량 0.5 에서 5 까지 | 네거티브 피드백 회로를 먼저 작동한다. 심장 박동을 측정하기 어려우면 다시 능동 전극 회로, 콘덴서 결합식 전극 회로를 작동하거나 신체 운동과 전원 간섭을 억제하는 고정 부품이나 소프트웨어를 작동한다. |
| 전기 저항은 20 에서 30 정전용량은 0.5 에서 0.3 | 능동 전극 회로를 작동한다. 심장 박동을 측정하기가 어려우면 네거티브 피드백 회로, 콘덴서 결합식 전극 회로를 작동하거나 신체 움직임과 전원 간섭을 억제하는 고정 부품이나 소프트웨어를 작동한다. |
| 전기 저항은 30 에서 40 까지 정전용량은 0.33 에서 0.25 까지 | 네거티브 피드백 회로와 능동 전극 회로를 작동시킨다. 심장 박동을 측정하기 어려우면 콘덴서 결합식 전극 회로를 작동하거나 신체 운동과 전원 간섭을 억제하는 고정 부품이나 소프트웨어를 작동한다. |
| 전기 저항은 40M 이상 정전용량은 0.25 이하 | 사용자에게 옷띠를 단단히 조이고, 의복을 추가하며 기능성 보온 의복을 더 입고 전극 위치를 바꾸도록 지시하거나 전극에 도전가능 액체를 추가한다. |

[0111]

[0112] 위에서 언급한 전기저항 값은 단지 설명에 필요한 범례이다. 대량으로 응용할 경우, 상기의 전기저항값은 실제 환경에 따라 조정되어야 한다. 본 실시예는 데이터베이스에 저장된 여러 상황의 전기저항값을 판단의 기준으로 한다.

[0113] 동일한 원리로 상기의 방법은 또한 뇌전도, 근전도, 경피신경 전기자극(TENS) 또는 전기 충격용 전극에 응용될 수 있다.

[0114] 표 2에 열거한 전극의 온도, 전기저항 및 정전용량은 전극이 안정적으로 신체에 부착될 때 그 수치는 안정적이며, 반대인 경우 극렬한 변화가 있다. 이는 아마 전극이 신체에 부착되지 않았거나 사용자가 극렬한 운동을 하여 발생한 것이다. 이 때 심전 신호를 얻을 수 없다. 이로 볼 때, 전극의 온도, 전기저항 및 정전용량은 심전 신호를 얻을 수 있는지 판단하는 지표로 활용될 수 있다. 특히 샘플 취득율은 낮은 편이고 쉽게 식별이 가능하다. 심전 신호 샘플 추출율처럼 복잡하고 식별이 어렵지 않다. 전극 온도, 전기저항 및 정전용량은 프로세서가 적합한 대책을 마련하도록 협조한다. 또한 통신 설비를 통해 원격 단말의 모니터링 센터까지 전송될 수 있다. 원격 단말은 적합한 전기회로, 고정 부품, 소프트웨어를 활성화하거나 지시한다.

[0115] 위에서 열거한 각종 대책을 모두 사용하여도 전극의 전기저항을 낮추어 소음이 낮은 심전 신호를 얻을 수 없을 경우, 이 때 프로세서는 하나의 특정 코드를 출력할 수 있다. 그래서 심전 파형을 식별하기 어려운 소음을 출력할 필요가 없게 되어 전력 소모를 절약한다.

[0116] 동일한 원리로 상기 대책은 또한 반대로 실시할 수 있다. 전극의 전기저항이 어떤 한 임계치(예: 2 M Ohms)이하 까지 떨어지고 일정 시간(예: 30초) 지속될 경우, 이때 신체가 정지된 상황에서 아주 작은 소음을 얻을 수 있으면 프로세서는 주파수구역이 넓은 밴드패스필터(0.1~40 Hz)를 선택하여 완전한 심전도를 취할 수 있다. 이 때 프로세서는 또한 사용자에게 옷띠를 약간 느슨하게 하여 편안히 하도록 권의할 수 있다. 전극 저항이 2와 20 M Ohms사이에 있는 경우, 프로세서는 주파수 구역이 좁은 밴드패스필터(10~30Hz)를 선택하여 R파를 취하는 동시에

간섭을 줄일 수 있다. 또는 힐버트-후앙 변형(Hilbert-Huang transform)으로 심율을 취할 수 있다. 이로 볼 때, 본 발명은 실제 상황에 따라 절전, 편안함 그리고 신호의 질 3가지 측면에서 최적화를 유지한다. 이 방법은 뇌 전도, 근전도, 경피신경전극자극(TENS) 또는 전기 충격용의 전극에도 마찬가지로 적용된다.

[0117] 본 실시예는 제6 실시예의 첫 번째 방법으로 직물 전극 간의 정전용량 수치를 동시에 측정할 수 있다. 이 정전용량이 작지 않고(예: 10 nF) 전기저항수치는 아주 클 경우(예, 10 M Ohms), 이는 전극이 여전히 신체에 있지만 피부가 너무 건조해서 쉽게 도전이 되지 않음을 나타낸다. 정전용량 수치가 아주 작고 전기 저항 수치가 아주 클 경우, 전극이 탈락되었거나 전송선이 고장이 났을 수 있다. 이 때 본 발명은 통신 설비를 통해 사용자에게 체크하거나 고장을 제거하도록 지시할 수 있다.

[0118] 앞에서 언급한 전극 저항은 신체 운동에 따라 신속하게 변한다. 예를 들어, 어떤 한 사용자가 정지했을 때 전극의 전기저항은 2.3 M Ohms, 정전용량은 5.2 nF이다. 걸을 때 전기저항은 5.7 M Ohms, 정전용량은 2.6 nF이다. 땀 때 전기저항은 9.3 M Ohms, 정전용량은 1.2 nF이다. 이는 전극이 신체의 운동에 따라 신체와의 접촉이 밀착되지 않아 전기 저항이 높아지고 정전용량은 낮아지기 때문이다. 반면 다른 변화요인(예: 환경온도 및 습도 혹은 운동이 아닌 것으로 발생한 땀)은 전극 저항이 이렇게 신속하게 변화하도록 하지 않는다. 이런 특성을 이용하여 우리는 전극 저항의 변화로 신체 운동의 상태를 추정할 수 있다. 즉 변화폭이 클수록 운동이 더욱 치열함을 나타낸다. 동일한 원리로, 사용자가 정지하고 운동할 경우 저항의 차이를 비교하여 본 발명에서 사용한 직물, 매끄러운 재료 혹은 미끄럼방지 스트립이 신체 움직임의 간섭을 억제하는 능력을 추정할 수 있다. 양자간의 차이가 클수록 신체 움직임의 간섭을 억제하는 능력이 낮음을 나타낸다. 전극 저항으로 신체 운동을 추정하는 정확성을 높이기 위해, 프로세서는 가속계, 자이로스코프, 촬영기 혹은 기타 신체 운동을 탐지할 수 있는 센서의 신호를 선택적으로 취하여 신체 운동을 확인할 수 있다.

[0119] 소음과형이 상부 포화구역이나 하부 포화구역으로 표류되는 상황에 대해 본 실시예는 여파 회로 중의 콘텐츠를 한 전자 스위치(장소 효과 트랜지스터로 구성됨)와 병렬 연결하여 마이크로 제어기로 제어하고 회로의 지선과 서로 연결하였다. 신호가 포화구역까지 이르지 못할 경우, 전자 스위치는 단락되고 여파 회로는 정상적으로 운행된다. 신호가 포화구역에 이르면 마이크로 제어기는 전자 스위치를 작동하여 콘텐츠의 전하가 바닥에 누출되도록 하고 신호는 신속하게 포화 구역에서 중간으로 되돌아간다. 이렇게 하여 여파 회로의 일시적인 상태 반환 시간을 단축할 수 있으며 더 많은 시간 동안 R파를 식별할 수 있다.

[0120] 전극이나 전송선 접촉이 불량일 때, 심전 신호를 얻기 위해, 본 실시예는 도 1(a)의 두 전극 외에 전극을 한 개 더 추가하여 이 3개의 전극 중에 임의로 두 개를 선택하여 심전 신호를 얻을 수 있다. 세 번째 전극을 제로 등위선 부근 구역에 설치하면 최적의 효과를 얻을 수 있다. 도 10(a)을 예로 들면, 한 전극이 B 부위(1.4 등위선)에 있고, 다른 한 전극은 -0.3 등위선에 있으면, 이 두 전극은 한 나선형 피치의 심전 신호를 얻을 수 있고, 진폭은 1.7 mV이다. 여러 전극이 제로 등위선에 있으면 3개나선형 피치의 심전 신호를 얻게 된다. 진폭은 각각 1.7 mV, 1.4 mV과 0.3 mV이다. 1.4 등위선에 위치한 전극이 손상되어도 얻게 되는 유일한나선형 피치의 진폭은 0.3 mV이며, 뚜렷하게 R파를 볼 수 있다. 반대로, 더 많이 추가한 세 번째 전극이 -0.3 등위선에 위치하고 1.4 등위선에 위치한 전극이 손상될 경우, 얻게 되는 유일한 나선형 피치의 진폭은 0 mV이며 R파를 식별할 수 없다. 등위선이 제로에서 대칭하여 연장되지 않은 점을 고려하여 세 번째 전극의 설치 위치는 0에서 +0.5 등위선간의 구역이 적합하다. 예를 들어, 세 번째 전극의 위치가 +0.5 부위이면 진폭이 1.7 mV, 0.9 mV와 0.8 mV인 심전 신호를 얻을 수 있다. 두 번째 전극이 -1.0 등위선 부위에 있으면 효과가 더욱 좋다.

[0121] 본 실시예에서 일상적 의복의 왼팔, 오른팔, 왼쪽 다리 부위에 각각 전극 한 개를 설치하면 Lead I, Lead II, Lead III Limb Lead 가 발생하지 않는다. 또한 Chest lead를 측정하는 참고 전위가 발생할 수 있다. 그리고 흉부앞 -1의 등위선에서 +1.4 등위선까지의 구역 즉 Chest lead VI에서 V6 위치에 한 개 혹은 여러 개의 면적이 2*2cm인 전극을 설치할 수 있다. 직물에 탄성이 있어서 생각지 못하게 이 구역 내에 이동할 수 있다. 그러면 프로세서는 V1에서 V6의 심전 신호를 수집할 수 있다. 참고 전위는 Limb Lead 를 통해 얻을 수 있을 뿐만아니라 또한 커넥터로 의류와 바지 심지어는 모자나 장갑까지 연결하여 얻을 수 있다.

[0122] 제2 실시예 소음으로 신체 운동을 추정한다.

[0123] 신체 운동 시 전극과 피부는 상대적인 운동을 피하기 어렵다. 체내의 이온 또한 이에 따라 이동할 수 있다. 이 때 심전 신호는 간섭을 받아 상당히 많은 소음을 가지게 된다. 반대로, 소음은 바로 신체 운동의 지표이다. 본 실시예는 5가지 방법을 제기하여 소음으로 신체 운동을 추정하는 상황을 나타내었다.

[0124] 첫 번째 방법: 소음을 R파로 오판한 회수로 신체 운동을 추정한다.

- [0125] 본 실시예에서 소음 분석을 통해 신체 운동의 상황을 추정할 때, 여파의 고정 부품으로 소음을 억제하지 않으면 아주 많은 소음이 있어서 R파로 오판할 수 있다. 소음의 간격 시간이 정상적인 심장 박동의 간격 시간보다 훨씬 작고, 일반인은 정상적인 상황에서 1분 내 심장 박동이 일반 활동의 72회(R파 간격은 0.833초)에서 극렬한 운동 시의 200회로 뛰어오르지 않는다.(R파 간격은 0.3초) 그러므로 제어박스 내의 마이크로 제어기는 소음 유무를 쉽게 분별할 수 있다. 식별하는 규칙은 다음과 같다. 1분 내에 회수가 가장 많은 심울을 취하고 그 R파의 간격을 1로 정하며, R파 간격이 1이하인 부분(예: 2분의 1 혹은 3분의 2)을 취하면 소음으로 본다. 통계도에서 소음 구간의 회수를 누계하여 소음 크기의 지침으로 보며 이는 바로 운동량의 크기가 된다.
- [0126] 사람이 깊이 잠들었을 때 신체는 많이 움직이지 않는다. 반면 몸을 뒤집거나 손발이 자기도 모르게 움직일 때 소음을 일으킬 수 있다. 일정한 시간(예: 7시간의 수면)의 운동량을 통계도로 작성하면 수면 활동도를 구할 수 있다. 더 나아가 사용자의 수면의 질을 파악할 수 있다. 여기서 소음 회수 누계를 이용하여 활동 지표의 수면 활동도로 한다. 가로축은 시간, 세로축은 소음 회수 누계를 이용한 활동량이다. 소음의 크기는 심전도 수평축의 소음 진폭으로 표시할 수 있다. 진폭이 클수록 운동량이 큼을 나타낸다.
- [0127] 동일한 원리로, 낮시간 동안의 활동에 대한 낮시간 활동도를 작성할 수 있다. 소음에 규칙성이 있을 경우, 예를 들어 0.5초당 1번의 큰 소음이 있고 3분간 지속할 경우, 사용자가 규칙적인 운동(예를 들어 걷는 운동)을 하는 것으로 추정할 수 있다. 가끔씩 큰 소음이 발생하면 초조함으로 발생한 소음일 것이다. 또는 착용자가 긴장하여 이때 대량의 근전신호가 심전도를 간섭할 수 있다. 이로 인해 얻은 낮시간의 활동도는 가정에서 간호하는 노인에게 활용될 수 있다. 간호자는 이에 근거하여 노인의 행동을 판단하고 적절한 시기에 개입할 수 있다.
- [0128] 두 번째 방법: 파 고조의 진폭으로 신체 활동을 추정한다.
- [0129] 소폭의 신체 운동 간섭하에서 신호가 포화에 이르지 못하여도 마이크로 제어기는 R파를 식별할 수 있다. 그러나 소음 또한 얻게 된다. 이런 소음 진폭은 순간적으로 커지고 작아지는 불규칙적인 변화를 보일 수 있다. 그러나, 정상적인 R파 진폭은 상당히 안정적이다. 갑자기 커지고 작아지는 불규칙성이 없다. 이런 특성을 이용하여, 프로세서는 각 시간 내의 극대치(즉 파 고조의 진폭)를 기록하여 시간을 가로축으로 하고 진폭을 세로축으로 한다. 이 도면은 신체 운동 간섭의 정도를 나타낸다. 신체 움직임의 간섭이 없으면, 이 도면은 일직선에 가까울 것이다. 신체 움직임이 극렬할수록 이 선의 기복은 더욱 커진다.
- [0130] 세 번째 방법: 상하 포화상태가 차지하는 시간 비율로 신체 운동을 추정한다.
- [0131] 신체 운동이 지나치게 격렬할 경우, 심전 신호는 상부포화구역이나 하부포화구역으로 쉽게 표류하게 된다. 포화 구역에 이르는 신호는 R파를 해독할 수 없다. 그러나, 포화구역에 이르는 전체 시간의 비율은 운동의 간섭 정도를 나타낸다. 일정 시간 내에 포화구역에 이르는 시간이 길수록 운동 간섭이 더욱 강렬함을 나타낸다.
- [0132] 네 번째 방법: 선성 범위로 신체 운동을 추정한다.
- [0133] 도 13(d)에서 나타내는 것은 운동 중의 신호이다. 이 때 고정 부품은 그 이득값을 자동으로 조정하게 되고 선성 범위를 확대하여 전체 신호가 선성 범위 내에서 포화되지 않도록 한다. 상대적으로 말해서, 사용자가 정지 상태에 있으면 신호는 극렬한 변화가 없다. 이때 고정 부품은 자동으로 그 이득값을 조정하게 되고 선성 범위를 축소시켜서 양호한 해상도를 얻게 된다. 이는 바로 기준에 알고 있는 자동 이득 제어 기능(Auto Gain Control)이다. 이득값이나 선성 범위의 크기 변화로 신체 운동의 정도를 추정할 수 있다. 즉 이득값이 크면(선성 범위가 작다) 신체 운동이 완화됨을 나타내고 그 반대이면 극렬함을 나타낸다.
- [0134] 다섯 번째 방법: 단위 시간내 정상 R파의 개수로 신체 운동을 추정한다.
- [0135] 도 17(a)에서 도 17(f) 및 네 번째 방법에서 알 수 있듯이, 신호가 신체 움직임의 간섭을 받아 상부 포화나 하부 포화로 표류할 때 R파를 식별할 수 없다. 반대인 경우, 정상적인 상황에서 R파는 합리적인 간격으로 안정적으로 나타난다. 그러므로, 본 실시예는 단위 시간내의 정상적인 R파 개수를 지표로 취하여 R파 개수가 낮을수록 신체 운동이 극렬함을 나타낸다.
- [0136] 전극이 신체에 부착되지 않으면 신호가 표류하게 되고 운동 간섭과 유사한 소음이 나타난다. 그러므로, 본 실시예는 제어박스 내 또는 직물에서 가속계, 자이로스코프, 지면자장계, 또는 경사계 등 자세 센서를 선택적으로 추가하였다. 이 측정된 가속도 등 신호를 통해 행동이나 소음의 지침으로 한다.
- [0137] 제3 실시예 콘텐츠 결합식 전극
- [0138] 이상 설명한 전극은 모두 병원에서 자주 사용되는 생리 전극과 달리 물과 염화칼륨을 함유한 젤리 형태로 도전

성을 증가시킨다. 그래서 건전극(dry electrode)이라고 부른다.

- [0139] 온도 및 습도가 아주 낮거나 사용자 자체의 피부가 아주 건조한 경우 건전극과 피부간의 전도는 아주 낮다. 이는 심전 신호를 취하는데 불리하고 정전용량성만 남게 된다. 이런 상황에서 콘덴서 결합식 전극과 회로 즉 전극과 피부간에 직류가 없는 도전을 사용하여 콘덴서 결합으로 심전 신호를 전달할 수 있다. 그러나 생리 모니터링 의복의 경우, 세척 시 압력을 받아서 콘덴서 결합식 전극의 절연층은 세척으로 파손될 수 있다. 그러므로 더 이상 완벽한 정전용량이 아니며 전도 특성을 함께 가지게 된다. 결론적으로 말해서 실제 응용의 상황을 고려하여 생리 모니터링 의복은 건전극과 콘덴서 결합식 전극 두 가지 전극을 겸용하는 것이 가장 좋다. 즉 환경의 요구에 따라 변화될 수 있어야 한다.
- [0140] 위에서 언급한 콘덴서 결합식 전극의 절연층은 유전체이다. 상대적으로 유전 상수가 높은 것, 도전 계수가 낮은 재료를 선택하는 것이 적합하다. 예를 들어 나일론(상대 유전 상수는 3.2), 이산화 규소(상대 유전 상수는 3.9), PVC(상대 유전 상수 3), CCTO(상대 유전 상수는 10000) 등 재료이다. 유전체는 전체가 도체에 부착되어 있으며 또한 직물에도 부착될 수 있다. 이상 예에 대해 설명하고, 유전체와 용제 또는 접착제를 혼합하여 다시 면사를 그 안에 침전시켜 면사가 유전체에 부착되도록 하고 다시 천으로 직조한다. 또는 다른 섬유와 실을 꼬아서 천을 직조하여 높은 유전 계수를 가진 직물을 만들어서 콘덴서 결합식 전극의 절연층으로 한다. 다른 한 예는 상기 예의 면사를 도전 섬유로 대체하여 천으로 직조하면 바로 콘덴서 결합식 전극이 된다. 다른 도체와 연결할 때 물리적 또는 화학적 방법으로 유전체를 제거하여 도전 섬유를 밖으로 드러내고 다른 도체와 연결할 수 있다.
- [0141] 콘덴서 결합식 전극의 도체와 건전극은 다른 방식으로 직물 위에 설치할 수 있다. 다음과 같다.
- [0142] 1. 비도전성 섬유와 도전성 섬유를 방직 과정(Textile process) 을 통해 함께 방직하여 제작한다. 이 방직 공정은 침직(knitting), 평직(weaving), 태팅(tatting), 자수(embroidering) 또는 기타 적합한 가공을 포함한다.
- [0143] 2. 도전 금속 조각을 이 직물에 삽입하고 접착 또는 재봉하여 제작한다.
- [0144] 3. 도전 세사를 이 직물에 재봉하여 제작한다.
- [0145] 4. 이 직물에 도전 물질을 코팅하거나 씌워서 제작한다.
- [0146] 5. 도전 직물을 직물에 접착 또는 재봉하여 제작한다.
- [0147] 6. 도전 실리카겔이나 고무를 사용하여 제작한다.
- [0148] 앞에서 언급한 비도전 섬유는 면, 마, 나일론 등이 될 수 있으며 이에 제한되지 않는다. 그리고 이 도전 섬유는 다분자 도전 섬유나 도전 금속 섬유를 사용할 수 있고 이에 제한되지 않는다. 또한 스테인레스 섬유와 비도전 섬유 혼방으로 제작할 수 있다. 또는 절연 섬유에 도전 물질을 코팅하거나 삼투시켜 제작할 수 있다 이 도전 재료가 도전 구역에서 차지하는 비율은 1%에서 100%까지일 수 있다.
- [0149] 본 실시예에서 직물에 앞에서 언급한 건전극과 콘덴서 결합식 전극을 설치하였다. 두 가지 전극의 겸용 형식은 아래와 같다.
- [0150] 1. 도체(75)를 도전 섬유 아래의 탄성체(90)안에 삽입하면 도체(75)는 콘덴서 결합식 전극이 된다. 도 18(a)와 같다. 도 18(a)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 첫 번째 형식의 약도이다.
- [0151] 2. 도체(75)에 절연층 한 층을 씌우고 직물(85)와 신체 사이에 설치한다. 그리고 건전극(40)의 옆에 위치하도록 한다. 도 18(b)와 같다. 도 18(b)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 두 번째 형식의 약도이다.
- [0152] 3. 도체(75)를 직물(85)안에 삽입하고 이것을 건전극(40)의 안쪽에 위치하도록 한다. 도 18(c)와 같다. 도 18(c)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 세 번째 형식의 약도이다.
- [0153] 4. 도체(75)를 직물(85)의 바깥 표면에 설치하고 건전극(40)의 옆에 위치한다. 도 18(d)와 같다. 도 18(d)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 네 번째 형식의 약도이다.
- [0154] 5. 도체(75)에 절연층 한 층을 씌우고 직물(85)와 신체 사이에 설치한다. 그리고 건전극(40)의 위에 위치하도록 한다. 도 18(e)와 같다. 도 18(e)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 다섯 번째 형식의 약도이다.
- [0155] 6. 도체(75)를 직물(85)안에 삽입하고 이것을 건전극(40) 위에 위치하도록 한다. 도 18(f)와 같다. 도 18(f)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 여섯 번째 형식의 약도이다.

- [0156] 7.도체(75)를 직물(85)의 바깥 표면에 설치하고 건전극(40) 위에 위치하도록 한다. 도 18(g)와 같다. 도 18(g)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 일곱 번째 형식의 약도이다.
- [0157] 8.도체(75)를 전극으로 활용하여 직물(85)안에 설치한다. 도체(75) 자체는 건전극이 될 수 있고 또한 콘덴서 결합식 전극이 될 수 있다. 피부가 건조하면 전기 저항이 크다. 제어박스 내의 마이크로 제어기는 콘덴서 결합식 전극의 회로를 전환하여 심전 신호를 취하는데 사용할 수 있다. 피부가 습할 때 전기 저항은 작고, 마이크로 제어기는 건전극의 전기회로를 전환하여 심전 신호를 취하는데 사용할 수 있다(도 19와 같다). 여기서 소음 크기에 따라 네거티브 피드백 전극을 선택적으로 사용할 수 있다. 그리고 전극 아래에 한 층의 절연층을 선택적으로 추가하여 유전체로 활용하며 그 정전용량성을 증가시킬 수 있다. 도 18(h)와 같다. 도 18(h)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 여덟 번째 형식의 약도이다.
- [0158] 9.탄성 도체(75)를 직물(85)의 내부 표면에 설치하고 건전극(40) 위에 위치하도록 한다. 다른 한 절연층 유전체는 건전극(40) 위에 부착시킨다. 도 18(i)와 같다. 건전극(40)은 별도로 탄성 밴드(도 18(i) 표시하지 않음)로 연결하여 직물(85)에 부착시킨다. 도 18(i)는 본 발명에서 두 가지 전극을 겸용한 아홉 번째 형식의 약도이다.
- [0159] 외부의 간섭을 줄이기 위해 콘덴서 결합식 전극이 이전 등급의 확대 회로를 사용하여 설치되는 위치는 가능한 전극에 가까워야 한다. 즉 "능동 전극" (active electrode)이다.
- [0160] 다른 한 구체적인 실시예에서 건전극과 콘덴서 결합식 전극은 한 개의 전송선을 공유한다. 도 19와 같다. 도 19는 본 발명에서 콘덴서 결합식 전극과 건전극이 한 회로를 공유하는 약도이다. 피부가 축축하여 도전성이 양호할 경우, 심전 신호는 건전극이 확대기로 전달한다. 반대인 경우, 콘덴서 결합식 전극이 전달한다.
- [0161] 콘덴서 결합식 능동 전극의 경우, 신호가 아주 작아서 반드시 양호한 차폐(shielding)와 보호(guarding)기술로 외부의 전자장 간섭을 막아야 한다. 본 발명에서 직물과 서로 부합되도록 하기 위해, 차폐와 보호는 모두 도전 섬유(예: 은섬유 혹은 강철 섬유)를 선택하여 사용할 수 있다. 기존에 일반 회로에 사용된 동박, 도전 도금 등 기술을 활용하여 직물에 사용할 수 있다. 또는 기타 도전 섬유나 도전 재질로 대체하여 차폐와 보호의 목적을 실현할 수 있다.
- [0162] 제4 실시예: 전극 외부나 내부에 기체 주머니나 액체 주머니를 추가한다.
- [0163] 여기서 기체 주머니나 액체 주머니는 도전 섬유 아래에 설치할 수 있다. 도 20과 같다. 전극 내부에 기체 주머니나 액체 주머니 1개를 설치한다(안에 공기, 물 또는 기름 등 유동체를 포함한다). 신체가 한쪽으로 눌러지기만 해도 기체 주머니나 액체 주머니의 유동체가 다른 쪽으로 흘러가서 다른 쪽의 도전 섬유가 신체에 더욱 접근하도록 하여 도전성을 증가시킬 수 있다. 기체 주머니나 액체 주머니 안에 또한 스폰지, 실리카겔이나 스프링 등 탄성체를 추가할 수 있다. 이는 흡수성을 가진 재료로 완충 작용을 한다.
- [0164] 위에 언급한 기체 주머니나 액체 주머니는 다른 위치에 있는 전극에도 사용할 수 있다. 예를 들어 한 전극은 우측 겨드랑이 아래에 설치하고, 또 다른 한 전극은 우측 허리 부위에 설치한다. 이상적인 상황에서 사람이 우측으로 누울 때, 우측 겨드랑이 아래와 우측 허리가 몸에 눌러진다. 그러나 신체의 곡선이나 침대판의 울퉁불퉁한 형태로 인해 이중 한 전극만 완전히 눌러지고 다른 전극은 접촉 상황이 좋지 않을 수 있다. 이 때 도 21(a)에서 나타난 한 조(2개)의 기체 주머니나 액체 주머니가 연결 파이프로 연결될 경우, 한 전극이 눌러질 때 다른 쪽 전극은 신체에 더욱 접근할 수 있어서 도전성이 증가하게 된다.
- [0165] 연결 파이프로 연결한 한 조의 기체 주머니나 액체 주머니는 다른 전극이 신체에 잘못 접촉되는 것을 막을 수 있다. 예를 들어, 제1 실시예에서, 심전정보과형을 통해 잠자는 자세를 판별하는 것이다. 이상적인 상황에서 우측으로 누울 때 단지 우측 겨드랑이 아래와 우측 허리가 몸에 눌러지게 된다. 그러나 가끔씩 앞 가슴의 전극 또한 손에 눌러져서 신체에 잘못 접촉하게 된다. 본 실시예에서는 우측 겨드랑이 아래와 앞 가슴 전극 부위에 기체 주머니나 액체 주머니를 설치하고 두 개를 연결 파이프로 연결하였다. 그러나 이 기체 주머니나 액체 주머니는 도전 섬유와 의복 사이에 있지 않고, 도전 섬유의 주변에 있다. 도 21(b)와 같다. 환형을 띄면서 노출된 중심으로 도전 섬유와 신체가 접촉하도록 한다. 우측으로 누울 때 우측 겨드랑이 아래의 기체 주머니나 액체 주머니가 눌러질 수 있으며 가슴 앞의 기체 주머니나 액체 주머니가 팽창하게 된다. 그러면 손에 눌러져서 신체를 접촉하지 않게 될 것이다.
- [0166] 이상에서 언급한 전극은 건전극이다. 신체와 서로 접촉한다. 그러나 콘덴서 결합식 전극에도 동일하게 적용된다. 또한 작은 셀이나 밴드형의 높은 상대 유전 상수를 가진 재질을 선택적으로 전극에 추가할 수 있다. 예를 들어, 나이론(상대 유전 상수는 3.2), 이산화규소(상대 유전 상수는 3.9), PVC(상대 유전 상수는 3), CCTO

(상대 유전 상수는 약 10000) 등 재료 등이다. 제3 실시예에서 언급한 대로 정전용량을 증가한다.

- [0167] 물을 담은 액체 주머니의 경우, 압력을 받지 않을 때 지탱할 수 있는 탄성 구조를 사용할 수 있다. 그리고 약간 삼투가 되며 완전히 밀봉되는 것이 아니다. 이렇게 하면 세척할 때 물을 흡수할 수 있어서, 사용 시 압력을 받기만 하면 바로 소량의 수분이 전극으로 빠져나와서 도전성을 증가시킬 수 있다. 액체 주머니에 위와 같은 탄성체가 있는 경우 또한 안에 포함된 수분이 너무 빨리 빠져나오지 않도록 제어할 수 있다. 액체 주머니 안이 공기를 포함할 수 있게 되면, 액체 주머니의 탄성은 늘려진 후 내부가 부압을 띄게 되어서 신체 피부를 흡착하고 동시에 피부 위의 도전 가능한 액체(물 등)를 전극에 흡착하여 도전에 유리하다.
- [0168] 본 발명에서 마이크로 제어기는 한 개의 펌프로 공기, 기름 또는 물을 추진할 수 있다. 이 펌프는 밀폐 파이프를 통해 전극과 직물 사이의 기체 주머니나 액체 주머니에 고정된다. 어떤 한 전극의 저항이 너무 높아서 신호가 너무 작을 경우, 마이크로 제어기는 펌프를 작동시켜 기체 주머니나 액체 주머니를 팽창하도록 한다. 이를 통해 기체 주머니나 액체 주머니가 눌러져서 전극이 피부에 단단히 접촉되도록 한다. 기름이나 물을 사용하여 액체 주머니를 팽창시킬 경우, 제어박스 안에 별도로 기름이나 물 저장 탱크를 설치할 수 있다.
- [0169] 제5 실시예: 자기력으로 전극을 고정하여 신체 움직임의 간섭을 줄인다.
- [0170] 본 실시예의 첫째 방법은 전극의 밖이나 옆에 영구 자성물질(5)을 설치하는 것이다. 예를 들어, AlNiCo, Ferrite, SmCo 및 NdFeB이다. 그리고 신체가 대응하는 쪽에 자기유도 물질 즉 규석강이나 영구 자성물질(5)을 설치할 수 있다. 그러나 앞의 영구 자성 물질의 극성과 반대이다. 다른 극간에 서로 빨아들이는 원리를 이용하여, 전극(40)에 대해 흡인력을 가지게 되고 신체에 부착된 힘이 더욱 커지게 된다. 그래서 신체 움직임의 간섭을 줄일 수 있다. 도 22(a)와 같다. 도 22(a)는 본 발명에서 직물과 전극에 각각 1개의 자석을 추가적으로 설치한 약도이다. 동일한 원리로 전극의 바깥이나 옆에 자기유도 물질(5)을 설치하고 신체의 대응하는 쪽에 영구 자성 물질을 설치하는 것도 동일한 효과를 가진다. 이외, 전극 자체가 바로 영구 자성 물질(5)이거나 자기유도 물질이 될 수 있다. 즉 스테인레스 스틸과 규석강은 자기를 유도하고 또한 도전이 가능하다. 그래서 자체를 전극으로 활용할 수 있다. 알루미늄니켈코발트, 사마륨 코발트 그리고 네오디뮴 철 붕소 자체는 또한 도전이 가능하다. 그래서 전극(40)으로 활용될 수 있다. 영구 자성 물질(5)나 자기 유도 물질(예: 철산화체)을 가는 줄로 뽑을 수 있다. 또는 중간이 빈 섬유 안에 설치하고, 다른 재료와 결합하여 가는 줄로 뽑아서 사용할 수 있다. 또한 염색이나 전기 도금 방식으로 일반 방직선 밖에 코팅한다. 꼬거나 혼방 방식으로 도전체(예: 은섬유)와 결합하고 도전 섬유로 만들 수 있다. 그러면 도전이 가능하고 또한 자기 유도도 가능하다.
- [0171] 본 실시예의 두 번째 방법은 동일한 극간에 서로 배척하는 원리를 이용하여 전극(40)을 신체 방향으로 밀어내는 것이다. 예를 들어, 겨드랑이 아래 전극의 바깥에 영구 자성 물질(5)을 설치한다. 동시에, 윗팔 안쪽에 동일하게 영구 자성 물질(5)을 설치하여 이 2개의 영구 자성 물질(5)가 동극으로 서로 대응하게 하면 서로 배척하여 겨드랑이 아래 전극(40)이 신체로 향해 밀려나게 된다. 그러면 신체 움직임의 간섭을 줄일 수 있다. 동일한 원리로, 신체와 가까운 물체(예: 침대, 의자 등)에 영구 자성 물질(5)을 설치하여 동극과 서로 대응하게 하고 전극(40)을 신체로 밀려지도록 한다. 동일한 원리로 바깥 옷이나 브래지어에 영구 자성 물질(5)을 설치하고 내의와 내복바지에 전극과 영구 자성 물질(5)을 설치한다. 바깥 바지, 신발 위에 영구 자성 물질(5)을 설치하고 양말에 전극과 영구 자성 물질(5)을 설치하여 동일 극간에 서로 밀어내는 힘이 생기게 하여 전극이 신체로 밀려지게 한다.
- [0172] 예를 들어, 도 22(a)중에서 전극(40)과 직물(85)에 각각 같은 극끼리 서로 배척하는 영구 자성 물질을 설치하여 전극(40)을 신체로 밀려지게 한다. 동일한 원리로, 도 4(a)부터 도 4(d)에서 나타난 분리식 전극(40)과 직물(85)에 각각 동일한 극이 서로 배척하는 영구 자성 물질(5)을 설치하면 전극(40)을 신체로 밀려나게 할 수 있다. 동일한 원리로 도 21(b)에 나타난 기체 주머니나 액체 주머니와 도전 섬유에 각각 동일한 극이 서로 배척하는 영구 자성 물질(5)을 설치하면 전극(40)을 신체로 밀려나게 할 수 있다.
- [0173] 그리고, 도 7(a)에서 나타난 슬라이드 블락과 직물 위에 각각 동일한 극이 서로 배척하는 영구 자성 물질(5)을 설치하면 전극(40)을 신체로 밀려나게 할 수 있다. 또는 도 7(b)에서 나타난 전극(40)과 슬라이드 블락에 각각 동일한 극이 서로 배척하는 영구 자성 물질(5)을 설치하면 전극(40)을 신체로 밀려나게 할 수 있다. 또한 도 7(c)에서 나타난 전극(40)과 직물(85) 위에 각각 동일한 극이 서로 배척하는 영구 자성 물질(5)을 설치하면 전극이 신체로 밀려나게 할 수 있다.
- [0174] 본 실시예는 환형 영구 자성 물질(5)을 사용하여 상호 배척하는 자석력의 안정도를 증가할 수 있다. 도 22(b)와 같다. 도 22(b)는 본 발명에서 환형 영구 자성 물질을 사용한 약도이다. 이중에서 환형 영구 자성 물질(5)와 전

극(40)은 영구 자성 물질의 배척력을 받아서 전극(40)을 환형 안에 있도록 하여 밖으로 쉽게 이동되지 않도록 한다.

[0175] 영구성 자성 물질(5)는 전극(40)의 양쪽에 설치하여 끄는 자석력으로 전극을 신체에 부착되도록 한다. 도 22(c)와 같다. 도 22(c)는 본 발명에서 의복 위에 영구 자성 물질을 전극 양쪽에 설치한 약도이다. 여기서 양쪽 허리 부분에 위치한 영구 자성 물질(5)는 전극(40) 아래나 주변의 자기 유도 물질이나 영구 자성 물질(5)을 가슴 앞으로 끌어당겨서 전극이 신체에 가깝도록 한다. 또한 어깨에 설치한 전극(40)의 아래나 주변에 자기 유도 물질이나 영구 자성 물질(5)을 설치하고 어깨 아래 앞뒤 쪽에 영구 자성 물질(5)을 설치하여 전극(40)이 신체에 부착되도록 한다.

[0176] 영구 자성 물질(5)는 한 덩어리의 고체도 가능하며 또한 여러 개의 작은 조각으로 구성될 수 있다. 남극과 북극을 서로 연결되도록 한다. 이 영구 자성 물질(5)은 신체 외형의 변화에 따라 굽어질 수 있어서 자기력 효과는 더욱 좋다. 사용자에게도 더욱 편안하다.

[0177] 제6 실시예: 전극 접촉의 불량 탐지

[0178] 전극과 피부 접촉이 불량이거나(즉 저항이 너무 크다) 전송선이 절단된 경우, R파를 잘 볼 수 없다. 그래서 본 발명에서 8가지 방법을 제공하여 전극과 피부의 접촉이 불량인지 탐지하였다.

[0179] 첫 번째 방법은 두 전극만 사용하는 경우이다. 도 23과 같다. 도 23은 본 발명에서 맥파로 전극의 접촉이 양호한지 탐지하는 약도이다. 이는 마이크로 제어기나 발진기(예: LM555)로 맥파를 발생시켜 제한된 전기 저항을 거쳐서 다시 아날로그 스위치를 통해 한 전극을 선택하여 연결된다. 아날로그 스위치1과 아날로그 스위치2는 디지털 출력으로 통제되고 전극은 맥파와 연결되어 전극의 접촉 불량 여부를 탐지한다. 또는 미터기 증폭기에 연결되어 심전 신호를 취한다. 아날로그 스위치1과 아날로그 스위치2가 전극의 맥파 연결을 선택한 경우, 한 개의 전극은 마이크로 제어기의 아날로그 입력 단말까지 연결되어 그 진폭이나 주파수 또는 유효한 주기를 측정한다. 그러면 두 전극간의 저항을 알 수 있다. 이 방법은 멀티미터로 정전용량을 측정하는 방법이다. 즉 전극과 신체 표피층간의 저항을 탐지한다. 신체 표피의 도전 방식은 일반적인 상황에서 정전용량을 위주로 한다. 그래서 이 방법으로 측정한 것은 정전용량 수치이다. 또한 멀티미터로 정전용량을 측정하는 방법이다. 그 결과는 표 2와 같다. 이 저항이 어떤 한 임계치보다 클 경우, 접촉 불량으로 판정한다. 도 24(a)에서 도 24(b)와 같다. 동일한 사용자의 동일조 전극은 다른 정전용량 조건에서 얻은 심전도이다. 이 중 도 24(a)의 정전용량 수치는 2.7 nF이며, 발진기가 일으키는 맥파 주파수는 16.8 K Hz이다. 도 24(b)의 정전용량 수치는 21.7 nF이고, 발진기가 일으키는 주파수는 2.1 K Hz이다. 24(a)와 24(b)를 비교하면 전자의 소음이 후자 보다 큰 것을 쉽게 알 수 있다. 발진기 주파수 또한 후자보다 훨씬 크다. 본 발명에서 5 nF를 임계치로 설정하고, 정전용량 수치가 5 nF이하이면 각종 대책을 취할 수 있다. 도 2와 같다.

[0180] 2개 이상 전극의 경우, 각 전극의 접촉이 불량인지 탐지하려면 직물에 신체, 손과 팔, 또는 대퇴를 휘감는 전극을 추가적으로 설치할 수 있다. 이 전극은 지체의 동작으로 접촉 불량을 일으키지 않아야 한다. 맥파는 이 전극을 통해 전달될 수 있다. 그리고 다른 전극을 통해 해독하여 각 전극이 접촉 불량인지 탐지한다. 이 방법은 신청인이 전에 제기한 PCT 국제 특허안PCT/CN2010/001931을 참고하면 된다. 이 중에 신체와 전극 사이에 압력, 당기는 힘, 휘는 힘이나 장력이 있을 경우, 신체 표면과 전극 간의 저항 변화를 초래하고 특히 정전용량의 변화를 초래하여 한 회로가 신호를 보내며 주파수, 전압이나 전류의 변화를 통해 이 저항의 변화를 나타내는 방법을 상세하게 설명하였다. 이 방법은 단지 전극의 접촉이 불량인지 판별하는데 사용될 뿐만아니라, 동시에 호흡, 자세를 판독하거나 걷는 태도를 분석하는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 직접 전극으로 신체와 접촉할 경우, 사람이 누웠을 때 발진기가 일으키는 맥파 주파수는 170kHz, 섰을 경우는 120kHz, 앉아 있을 경우는 80kHz이다. 이는 중력 방향과 자세가 가슴 둘레와 복부 둘레에 변화를 주기 때문에 맥파 주파수는 이에 따라 변한다. 이 때, 호흡은 또한 맥파 주파수를 상하로 변하게 한다. 여기서 호흡을 탐지할 수 있으면 전극과 신체 접촉이 양호함을 나타낸다. 즉 관련한 회로를 활성화하여 심전 신호를 측정할 수 있다. 동일한 원리로 이 방법은 또한 콘텐서 결합식 전극에도 적용될 수 있다. 전극은 신체에 직접 접촉되지 않아도 된다. 왜냐하면 회로는 맥파를 발생시키고 직류가 아니기 때문에 전극의 정전용량 수치를 측정할 수 있다. 동일한 원리로 전극은 또한 의복으로 차단되어 의복과 직접 접촉되지 않는다.

[0181] 이 방법은 또한 다른 형상, 크기, 혹은 재질의 전극과 함께 실시할 수 있다. 도 25(a)와 같다. 도 25(a)는 본 발명에서 다른 형상이나 전기성으로 연결된 두 전극의 약도이다. 이 중 두 전기성으로 연결되었으나 다른 형상, 크기, 또는 재질의 전극은 피부와 접촉하여 느슨한 상태부터 조여지는 과정동안 그 저항의 변화 과정은 서로 다르다(도 25(b)의 A와 B와 같다). 완전히 부착된 상황에서도 그 저항은 다르다. 이로 볼 때, 이 방법은 한 전극

과 신체가 접촉하는 것으로 추정할 수 있으며 이를 통해 그 전극의 위치를 추정하고 그 자세도 추정할 수 있다.

[0182] 이 방법은 또한 전극외부에서 부가한 전자 유니트와 함께 실시할 수 있다. 도 26과 같다. 도 26은 본 발명에서 4개의 다른 전자 유니트를 연결한 전극의 약도이다. 두 전기성은 연결되거나 직렬 연결이나 병렬 연결 등 다른 전자 모듈의 전극인 경우, 맥파의 입력을 받을 때 다른 반응이 있게 된다. 그 파형, 상위, 저항, 공진 주파수는 이로 인해 변할 수 있다. 예를 들어, 콘덴서를 연결한 전극의 경우, 그 파형은 지수 함수의 충전 및 방전일 수 있으며, 원래의 맥파가 아니다. 마이크로 제어기는 이런 변화를 식별할 수 있어서 전극과 신체가 접촉하는 것으로 추정할 수 있다. 그러므로, 이 신체와 접촉하는 전극은 심전 신호를 접수하는데 사용될 수 있다. 더 나아가, 자세를 추정할 수 있다. 예를 들어, 좌우 겨드랑이 아래의 전극과 신체가 접촉할 때 좌우팔은 신체에 근접하거나 동작하지 않는 것으로 추정할 수 있으며, 그 반대인 경우, 신체를 벗어난 것으로 추정할 수 있다.

[0183] 두 번째 방법은 앞에서 언급한 제1 실시예를 참조한다. 마이크로 제어기가 일정 시간내(예: 1분) 정상적인 R파, Q파, 또는 S파의 간격시간을 얻을 수 없다(정상적인 간격 시간은 약 1.5초에서 0.3초까지이다). 이를 통해 확보한 신호를 소음으로 판단한다. 이 때 아래와 같은 상황이 나타날 수 있다. 1. 전극과 피부의 접촉이 불량이거나 피부가 너무 건조해서 도전이 어렵다. 2. 신체 운동으로 인한 간섭이 너무 크고, 신호가 상부 혹은 하부 포화가 되어 R파를 해독해 낼 수 없다. 3. 외부의 전자장 간섭이 너무 크다.

[0184] 세 번째 방법은 도 27과 같다. 도 27은 본 발명에서 현파로 전극의 접촉이 불량인지 측정하는 약도이다. 임의의 한 전극의 입력 단말이 순서대로 유동제한 전기저항(약 10 K Ohms), 피동 모듈로 구성된 하이패스 필터, 그리고 높은 주파수 신호 생성기(현파 생성기)와 연결되면, 다른 전극의 입력 단말은 순서대로 하이패스 필터, 확대 회로와 연결되고 마지막으로 마이크로 제어기의 아날로그 입력 단말에 연결된다. 현파 주파수가 너무 높을 경우, 근육 조직에 들어갈 수 있으며 다시 다른 전극을 통해 프로세서로 되돌아 간다. 이 전극의 확대 회로가 충분히 큰 정현파를 얻을 수 있으면 이는 이 전극의 저항이 아주 낮다는 것을 나타낸다. 미터 증폭기의 앞 부분은 로우(low)패스 필터와 연결되어 낮은 주파수의 심전 신호(40Hz이하)를 미터 증폭기로 전달한다. 그리고 정현파의 진입을 막아서 심전 신호에 대한 간섭을 피한다. 그러면 동시에 심전 신호를 얻을 수 있고 또한 현파로 전극의 접촉이 불량인지 탐지할 수 있다. 도 27에서 능동 전극의 회로에 두어서 외부 전자장 간섭을 낮출 수 있으며 소음 판정에 유리함을 나타낸다.

[0185] 네 번째 방법은 기준에 알고 있던 저항식 호흡 곡선(impedance pneumogram)기술을 통해 실시한다. 호흡곡선을 통해 호흡율을 읽을 수 있으면 전극이 신체에 부착된 것을 나타낸다. 반대인 경우, 호흡곡선에 대량의 고주파수 성분이 나타나면 이 고주파수는 분명히 소음인 것으로 판단할 수 있다. 왜냐하면 정상인의 호흡 주파수는 아주 낮기 때문이다(1Hz이하). 소음이 있으면 이는 접촉이 불량인 것을 나타낸다.

[0186] 다섯 번째 방법은 직물 위와 제어박스의 회로가 도 28과 같이 어떤 신호도 전극에 출력하지 않고 전극의 전위가 표류(floating)에 가깝도록 하여 다시 단일 전극을 통해 얻은 신호를 취한다. 이 때 연산증폭기 입력 단말의 저항이 그 자체의 내부 저항이다(Rin1, Rin2로 표시한다). 입력 단말이 외부의 소음에 따라 표류하도록 하기 위해, 먼저 입력 저항이 100 M Ohms이상인 연산 증폭기를 선택해야 한다. 이런 상황에서 전극과 신체 접촉이 양호한 경우, 신체는 양호한 도체를 형성하고 50이나 60Hz의 전원과 축전형이나 전기 센서형 결합을 쉽게 발생한다. 이 때 단일 전극은 상당히 강한 50이나 60Hz의 간섭원을 얻을 수 있다. 반대인 경우, 단일 전극은 전송선이 길지 않기 때문에 전원에서 나오는 50이나 60Hz의 간섭원과 쉽게 결합되지 않는다. 반면 상당히 약하고 백색 소음(white noise) 과 유사한 불규칙한 배경 소음을 얻게 된다.

[0187] 여섯 번째 방법은 직물위와 프로세서의 회로에서 도 29와 같이 한 맥파를 전극으로 출력하여 그 충전 및 방전 동안의 전압 변화를 기록한다. 전극과 신체 접촉이 양호한 경우, 신체와 전극간에 한 정전용량을 형성한다. 접촉이 긴밀할수록 정전용량 값은 더욱 높고 충전 및 방전 시간은 더욱 길다. 프로세서는 이 전극으로 충전과 방전을 실시한다. 전류는 다시 프로세서와 신체와의 표류정전용량을 통해 제어박스 내의 프로세서로 되돌아간다. 반대로 전극과 신체의 접촉이 좋지 않으면 이 정전용량은 아주 낮고 충전 및 방전 시간이 거의 없다. 프로세서는 1회의 충전 및 방전 시간을 측정한다. 또는 한 개의 발진 회로(예: LM555)로 연속해서 충전 및 방전을 한 후 발진 빈도수를 측정한다. 제5 실시예에서 언급한 대로, 전극과 피부의 접촉이 양호한지 판단할 수 있다. 전극과 신체간의 정전용량성을 증가하기 위해, 작은 조각이나 밴드 형태의 상대 유전 상수가 높은 재질을 선택적으로 전극에 추가할 수 있다. 예를 들어 나일론(Nylon, 상대 유전 상수 3.2), 이산화규소(상대유전상수 3.9), PVC(상대유전상수 3), CCTO(상대유전상수 10000) 등 재료이다. 상기 방법 또한 현파로 실현될 수 있다.

[0188] 일곱 번째 방법은 프로세서 내부의 구조로서 도 30과 같다. 한 전극에 두 개의 전송선이 있어서 전극과 프로세서를 연결한다. 마이크로 제어기는 현파나 맥파를 생성하여 한 전송선을 통해 전극에 연결되고 다른 한 전송선

을 통해 마이크로 제어기로 되돌아온다. Rout1와 Rout2는 10 M Ohms 이상의 전기저항을 취하여 표류정전용량 및 전기센서와 비슷하게 한다. 다섯 번째 방법을 모방하여 분석한다. 전극과 신체의 접촉이 양호하면 신체는 양호한 도체를 형성하여 50이나 60Hz의 전원과 정전용량성이나 전기감응결합을 쉽게 발생시킨다. 아날로그 입력1과 아날로그 입력 3은 50이나 60Hz의 간섭을 얻을 수 있다. 반대인 경우, 50이나 60Hz의 간섭을 쉽게 얻을 수 없다. 이를 통해 전극과 피부의 접촉이 양호한지 판단할 수 있다. 동시에 입력 신호에 현파나 맥파가 없으면 전 송선이나 전극이 손상되어 단락이 초래될 수 있다.

[0189] 여덟 번째 방법은 건전극으로 피부 표면의 직류 전기저항을 측정하여 전극의 접촉이 양호한지 측정한다. 프로세서의 입력 단말에 아날로그형 스위치를 추가하여(도 31과 같다), 한 전기 저항과 안정압력 이극관이나 유사한 참고 전압원을 통해 전압이 1 Volt인 직류 전원을 일으키고 이를 통해 직류 전기저항을 측정한다. 낮은 전압을 취하는 것은 전극 단말에 극렬한 전해수 반응이 일어나는 것을 피하기 위함이다. 직류 전기를 사용하는 목적은 직류 전기는 피부의 가장 외부의 각질층을 통과할 수 없고 단지 적은 부분만 땀샘을 통해 체내로 들어오며 대부분의 직류전기는 피부 표면의 땀을 통해 한 전극에서 다른 전극으로 흘러가기 때문이다. 피부는 건조할 수록 생리전신호를 전극으로 전달하기 어렵다. 즉 전극과 신체 접촉이 좋지 않다.

[0190] 본 실시예는 실험을 통해 얻은 것이다. 좌우 겨드랑이 아래 전극의 직류 전기 저항이 5000 K Ohms 이상인 경우, 피부는 너무 건조하고 심전 신호의 질은 좋지 않다. 위의 방법은 멀티미터로 측정한 전기 저항과 유사하다. 프로세서는 전극의 접촉이 양호한지 측정할 수 있다. 피부가 너무 건조할 때, 프로세서는 일시적으로 정지하고 건전극은 심전 신호를 취하여 콘덴서 결합식 전극으로 전환되어 심전 신호를 취한다. 또는 통신 설비가 사용자에게 의복을 많이 입고 보온에 유의하도록 알려준다. 그러면 피부 표면의 땀이 증가되어 심전 신호의 질을 높일 수 있다. 표 2와 같다. 피부 표면의 직류 전기 저항을 측정하고 동시에 전극이 피부에 잘 부착되었는지 탐지한다. 이 수치는 안정적이어야 한다. 그렇지 않으면 전극 접촉이 불안정한 것을 나타낸다. 전기 저항 수치가 너무 크면 전극이 신체에 잘 부착되지 않은 것을 나타낸다.

[0191] 아홉 번째 방법은 전극 부근에 직물을 기초로 한 센서를 설치하여 전극이 신체에 접촉되었는지 여부를 탐지하고 신체 해당 부위가 운동하는지 탐지한다. 직물 센서는 신청인이 이전에 제기한 미국 특허 7,750,790에서 언급한 직물의 스트레인 게이지를 사용한다. 또는 PCT/CN2008/001571에 언급한 파열식 장력 센서 또는 PCT/CN2008/001570에 언급한 압력 센서, 또는 기타 유사한 센서를 사용할 수 있다. 그리고 압력과 장력 센서 자체는 또한 전극의 한 부분으로 활용할 수 있다. 도 1(a)로 설명한다. 좌우 겨드랑이 아래 전극 접촉이 양호한지 탐지하려면 양극간의 의복에 상기 직물 센서를 장착할 수 있다. 그리고 사람이 이런 의복을 착용한 후 느슨함과 조임이 적당할 때 의복 직물의 탄성에 장력이 발생할 수 있다. 이 장력은 신체에 압력을 주게 되고, 직물 센서는 이 장력이나 압력을 탐지할 수 있다. 반대로 너무 느슨한 경우, 의복은 충분한 압력이나 장력이 없어서 전극과 피부에 양호한 접촉을 하지 못한다. 반대로 직물 센서가 탐지한 장력이나 압력이 일정 수치를 유지하고 큰 변화가 없을 경우, 사용자가 운동하지 않음을 나타낸다. 이 때 신체 움직임의 간섭이 없다. 반대인 경우, 장력이나 압력의 변화가 있으면 사용자가 운동하고 있음을 나타내고 이때 신체 움직임의 간섭이 있다.

[0192] 열 번째 방법은 두 도전 섬유 중간에 절연체를 끼어 넣어 정전용량식의 압력이나 장력 센서를 형성한다. 이 절연체는 탄성체이거나 유전 상수가 높은 재료일 수 있다. 외부의 압력이나 장력의 작용하에 정전용량 또한 변한다. 프로세서는 다섯 번째 실시예의 첫째 방법에서 언급한 회로를 사용하여 그 정전용량을 측정할 수 있다. 정전용량형 압력이나 장력 센서는 의복과 신체 사이에 설치할 수 있다. 사람의 자세가 일단 변하면 정전용량 또한 변한다. 프로세서는 임계치를 설정할 수 있다. 즉 일정한 압력하에서 생리 신호가 받아들여진다. 예를 들어 압력이 임계치보다 커야 심전도 탐지를 작동한다. 정전용량 수치가 대폭으로 변할 경우, 이는 신체 움직임의 간섭이 있다는 것을 나타낸다. 두 개의 도전 섬유 중에 신체에 부착되는 한 개는 동시에 전기저항(건)식의 심전도 전극으로 활용될 수 있고, 다른 한 개는 콘덴서 결합식 심전도 전극으로 활용될 수 있다. 그러므로 두 개의 도전 섬유는 한 개의 정전 용량을 형성하여 스위치로 활용되고 도전 섬유 또한 전극으로 활용될 수 있다. 그러므로 동시에 접촉 불량을 탐지할 수 있다.

[0193] 앞에서 언급한 제2 실시예 중에서 본 발명에서 공개한 것은 소음으로 신체 활동을 추정하는 방법이다. 동일한 원리로 본 실시예는 또한 전극 저항을 탐지하여 신체 활동을 추정할 수 있다. 예를 들어 어떤 전극이 겨드랑이 아래에 있고 그 접촉이 불량인 경우, 손과 팔이 신체에 가까이 가지 않은 것을 나타낸다.

[0194] 그리고, 본 실시예는 또한 뇌전도, 근전도, 경피 전기자극 치료, 전기충격 치료의 전극에 응용될 수 있으며, 그 전극의 접촉이 양호한지 측정한다.

[0195] 열한 번째 방법은 다른 생리 신호 센서로 전극이 신체에 부착되었는지 판별하는 것이다. 신체와 접촉하는 직물

위에 심전도 전극 외에 또한 다른 생리 신호 센서를 부가적으로 설치할 수 있다. 예를 들어, 청진기(반드시 신체와 완전히 접촉해야 한다. 그러나 순간적 반응을 기다릴 필요없이 심폐음을 측정할 수 있다), 초음파 탐지헤드, 체온계(반드시 약 3분의 순간 반응을 기다려야 한다. 체온값이 갑자기 변하면 센서가 몸에 부착되지 않았음을 나타낸다), 혈액 산소 포화도계(순간 반응을 반드시 약 20초 기다려야 한다), 혈압계(혈압 수치가 불안정하면 사람이 운동하고 있음을 나타낸다) 등이다. 본 실시예에서 심전도 전극을 이런 센서 옆에 설치할 수 있다. 심전도 전극의 접촉이 양호한지 측정할 때 이런 센서도 접촉이 양호함을 확인할 수 있고 또한 좋은 신호를 얻을 수 있다. 본 실시예에는 또한 전극 부근에 다른 생리 센서를 설치할 수 있다. 즉 근전도 센서, 혈액 산소 포화도계, 체온계, 심폐음센서, 또는 초음파 혈류계 등이다. 기타 생리 센서의 신호나 소음을 분석하여 이런 부위의 신체 움직임 간섭을 추정할 수 있다. 예를 들어, 근전도 센서가 큰 신호를 받을 경우, 이 부위의 근육 활동이 다소 극렬함을 나타내며 또한 신체 움직임의 간섭이 있음을 나타낸다. 동일한 원리로, 혈액 산소 포화도계가 극렬한 흔들림의 소음만 취하고 안정적인 맥파가 없을 경우, 이는 신체 움직임의 간섭이 있음을 나타낸다.

- [0196] 반대로 이런 센서에 양호한 신호가 있으면 심전도 전극의 접촉이 양호함을 확인할 수 있다.
- [0197] 상기 방법 중에서 프로세서는 각 전극의 저항을 측정하여 저항이 가장 낮은 두 전극을 선택할 수 있다. 또는 기타 방법으로 전극을 선택하여 심전 신호를 취하고 가장 좋은 질의 신호를 얻을 수 있다.
- [0198] 위에서 언급한 11가지 방법 중에서 전극과 신체 접촉이 양호한지 판단하는 출력값 즉 첫 번째 방법에서처럼 정전용량에 따라 변하는 맥파 주파수는 모두 신체 운동으로 인해 변한다. 이런 출력값의 진폭은 신체 운동의 정도를 나타낸다. 운동이 극렬할수록 진폭은 커진다. 신체가 정지 상태에 있거나 전극과 신체 접촉이 양호한 경우 출력값은 안정적이다. 그러므로, 이런 출력값의 진폭으로 신체 운동의 정도와 상태를 판단할 수 있다.
- [0199] 위에서 언급한 한 가지 방법을 사용할 경우, 전극과 신체 접촉이 양호한지 측정할 수 있다. 그러나 장기적이고 안정된 심전 신호를 취할 수 없다. 이는 전극이나 전송선의 접촉이 불량한 상태에 있기 때문이다. 이때 제7 실시예에 제시된 방법에 따라 체크하고 유지보수할 수 있다. 다음과 같다.
- [0200] 제7 실시예: 전송선이나 전극의 연결이 불량인지 판단한다.
- [0201] 본 발명은 일반적인 세척 과정에 따르는 비비고 문지르는 것에 대해 내구성이 있다. 비비고 문지르는 힘이 너무 클 경우, 전송선이나 전극이 손상될 수 있고, 심전 신호를 제어박스로 전달할 수 없을 것이다. 본 실시예는 두 가지 방법을 제기하였다.
- [0202] 첫 번째 방법은 프로세서로 하여금 전송선의 전달이 불량인지 판단할 수 있게 하였다. 도 32와 같다. 좌우 겨드랑이 아래의 건전극을 예로 들어, 각각 한 개의 전송선을 프로세서에 연결하고 다른 한 전송선은 이 두 전극에 연결한다. 이 전송선은 버튼 스위치(push button switch)나 회전 스위치(toggle switch)에 병렬 연결되어 본 발명의 직물 위에 설치된다. 버튼 스위치는 누르지 않으면 전기가 통하지 않고 누르면 통한다. 사용자가 전송선이나 전극의 연결이 불량인지 혹은 손상되었는지 체크하려면 이 버튼을 눌러보기만 하면 된다. 전송선이 양호한 통로이면 이 때 신호 출력에서 나타나는 것은 제로에 가까운 한 개의 수평직선이다. 전송선이나 전극이 손상된 경우, 신호 출력에서 문란한 소음이 나타난다. 두 가지 상황에서 신호 출력에 아주 큰 차이가 있으면 사용자의 육안이나 제어박스에 설치된 프로그램, 그리고 소음의 진폭을 통해 전송선이나 전극의 불량 여부를 판단할 수 있다.
- [0203] 두 번째 방법은 직물 위에 첫 번째 방법과 마찬가지로, 다른 한 전송선을 이 두 전극에 연결한다. 이 전송선은 버튼 스위치나 회전 스위치와 직렬 연결한다. 다른 점은 프로세서는 도 29나 도 30의 구조와 같이 프로세서가 한 개의 출력 전기저항, 전극 그리고 전송선을 통해 맥파나 현파를 출력하고 이를 테스트용 전달파로 활용하는 점이다. 그리고 이 두 전극의 다른 전송선과 직렬 연결된 버튼 스위치나 회전 스위치에 연결하고 다른 한 전극과 전송선에 연결한다. 이 경로의 전선이나 전극이 모두 손상되지 않은 경우, 전달파는 제어박스로 되돌아온다. 이 방법으로 전송선이 손상되었는지 판단할 수 있다. 그리고, 출력파와 회귀파의 진폭을 비교하여 큰 폭의 낙차가 있을 경우, 이는 도전성이 좋지 않고 이 시스템이 고장났음을 나타낸다. 즉시 수리센터에 보내야 하고 계속 사용하면 좋지 않다. 동일한 원리로, 또한 동일한 방법으로 어떤 한 구간의 전극이나 전선이 불량인지 측정할 수 있다. 즉 측정해야 할 전극이나 전선 양쪽에 한 전송선을 부가적으로 설치하면 이 전송선은 버튼 스위치나 회전 스위치에 직렬 연결된다. 동시에 출력파와 회귀파의 주파수 스펙트럼의 차이를 비교하여 외부의 소음 간섭을 나타낸다. 예를 들어, 전달파의 주파수 스펙트럼과 주요 주파수 구역 부근의 신호비(S/N)를 알고 있는 상황에서 회귀파 주파수 스펙트럼의 주요 주파수 구역 부근의 S/N을 분석한다. 양자간의 차이는 바로 외부 소음 간섭의 양적 지표이다. 전송선과 전극의 흐름이 양호하면 양자간의 차이는 아주 작을 것이다. 반대이면 아

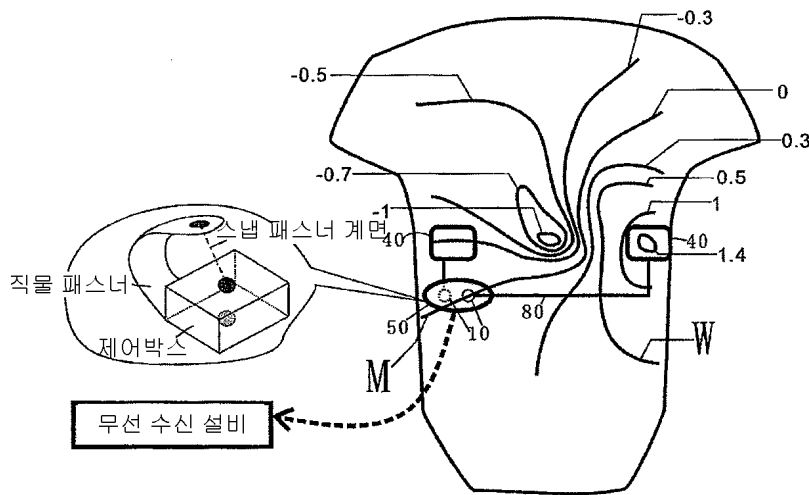
주 클 것이다.

[0204] 일반적으로 말해서, 전송선이나 전극의 흐름은 양호에서 악화 그리고 완전한 파손으로 점차적으로 진행되는 과정이다. 그 도전성은 점차 떨어지고 한순간에 있다가 없어지는 것이 아니다. 그러므로, 본 발명은 각 전송선과 전극에 대해 상기 두 가지 방법에서 출력한 양적 지침(첫 번째 방법의 소음 진폭, 두 번째 방법의 전달과 회귀파의 주요 주파수 구역 부근의 S/N 차)의 역치를 설정할 수 있다. 예를 들어, 첫 번째 방법의 역치는 출고치의 50%이다. 전극이나 전송선이 파손될 때 양적 지침이 역치에 이를 경우, 사용자에게 수리하도록 알려서 좋은 작업의 질을 보장한다. 보수 방법은 전달이 불량인 전극이나 전송선에 대해 도체 접점에 재봉선을 더 많이 추가하여 그 도전성을 강화한다. 또는 한 도전선을 여러 번 재봉하거나 도전 섬유를 여러 번 재봉한다.

[0205] 이상 내용은 본 발명의 적합한 실시예일 뿐이다. 본 발명에 대해 어떠한 형식적인 제한도 하지 않는다. 본 발명은 적합한 실시예로서 위와 같이 공개하였지만 이것이 본 발명을 한정하지 않는다. 본 전문 내용에 대해 잘 알고 있는 기술자는 본 발명의 기술 방안을 벗어나지 않는 범위 내에서 위에서 공개한 방법과 기술 내용을 활용하여 약간의 변동이나 수정을 통해 동등한 변화의 등호 실시예를 제시할 수 있다. 그러나 본 발명의 기술 방안 내용을 벗어나지 않고 본 발명 기술의 실제 내용에 근거하여 이상 실시예에 대해 어떤 간단한 수정, 동등한 변화와 수정을 한 것은 모두 본 발명 기술 방안의 범 위에 속한다.

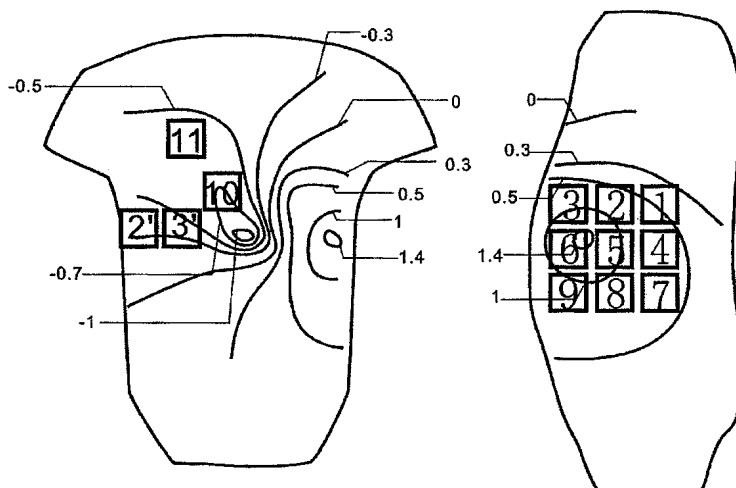
도면

도면1



도 1 (b)

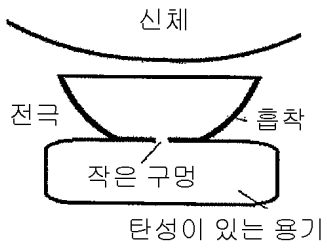
도 1 (a)



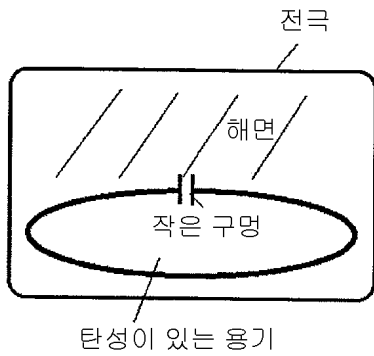
도 1 (d)

도 1 (c)

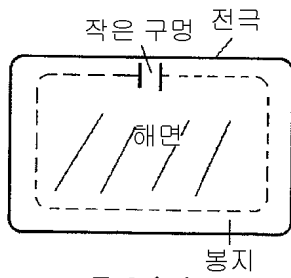
도면2a



도 2 (a)

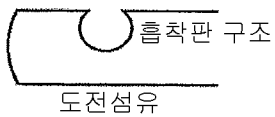


도 2 (b)



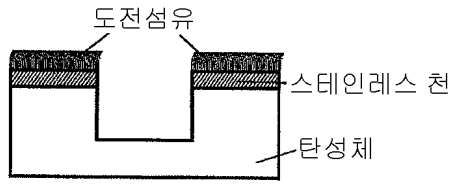
도 2 (c)

도면2b

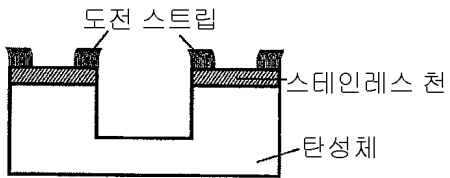


도 2 (d)

도면3

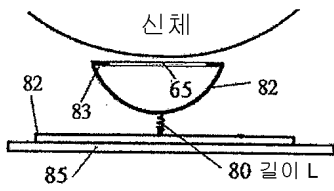


도 3 (a)

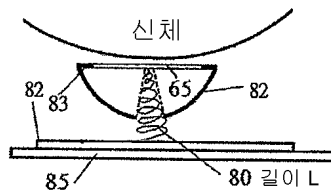


도 3 (b)

도면4a

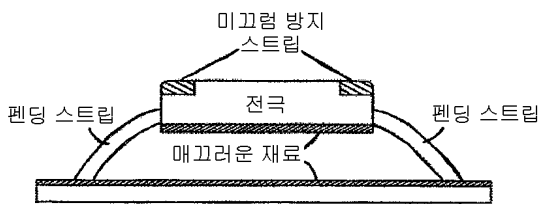


도 4 (a)

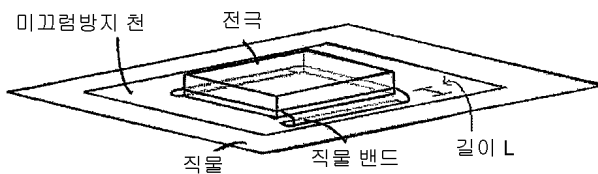


도 4 (b)

도면4b

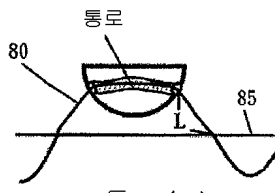


도 4 (c)

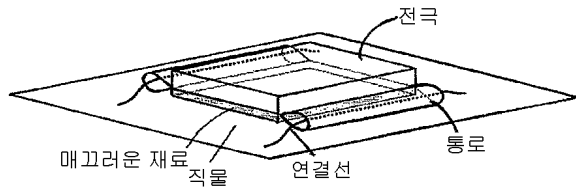


도 4 (d)

도면5a

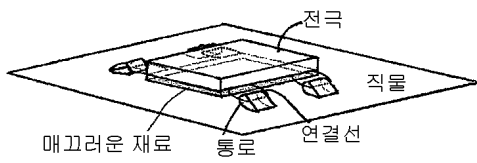


도 5 (a)

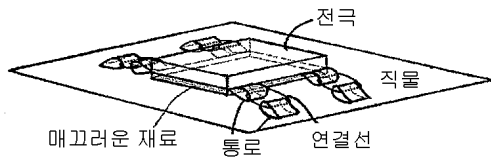


도 5 (b)

도면5b

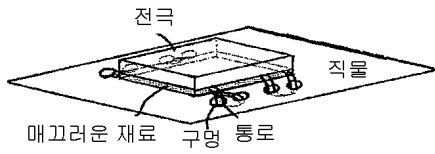


도 5 (c)

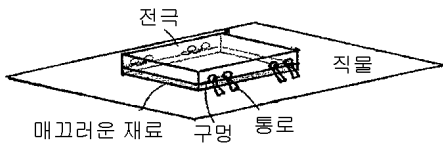


도 5 (d)

도면6a

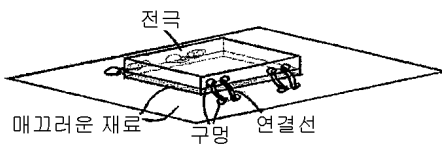


도 6 (a)

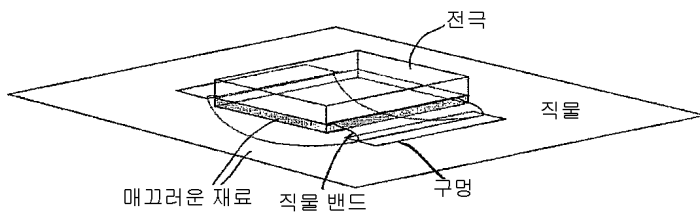


도 6 (b)

도면6b

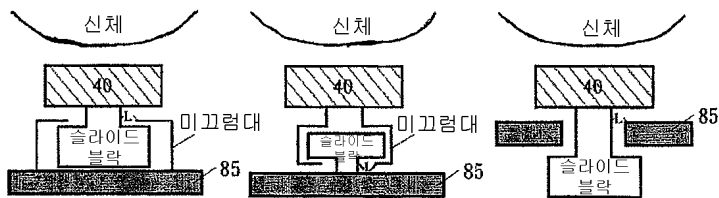


도 6 (c)



도 6 (d)

도면7

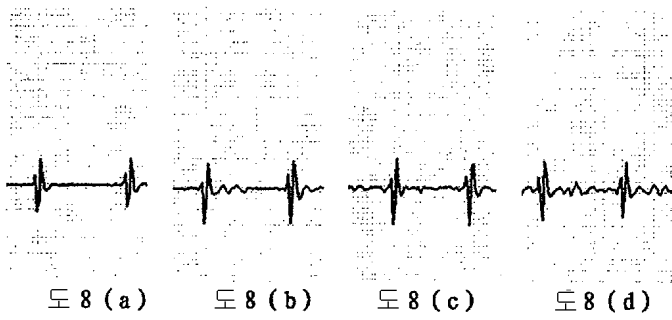


도 7 (a)

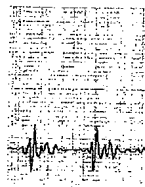
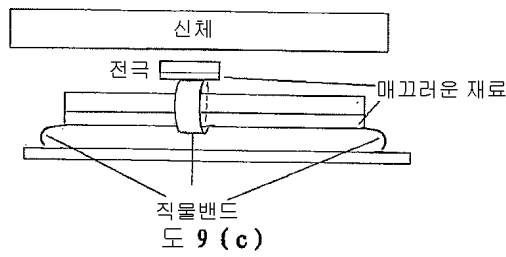
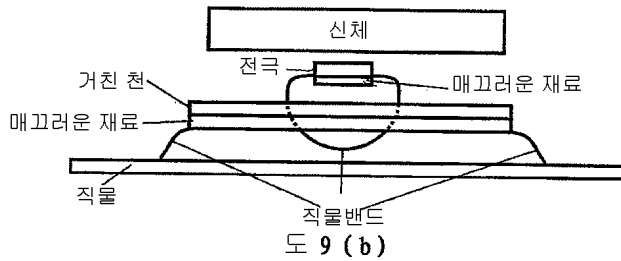
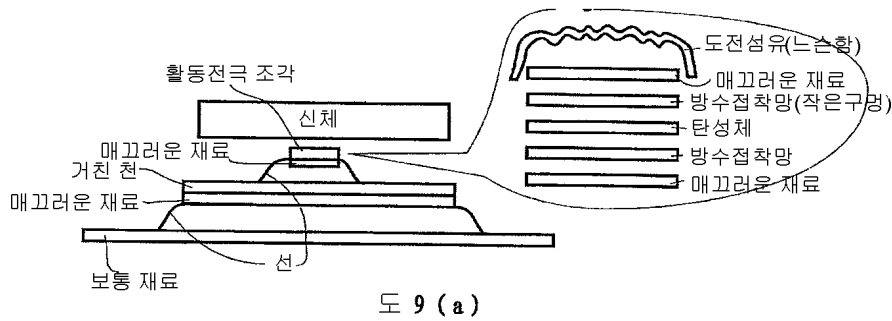
도 7 (b)

도 7 (c)

도면8

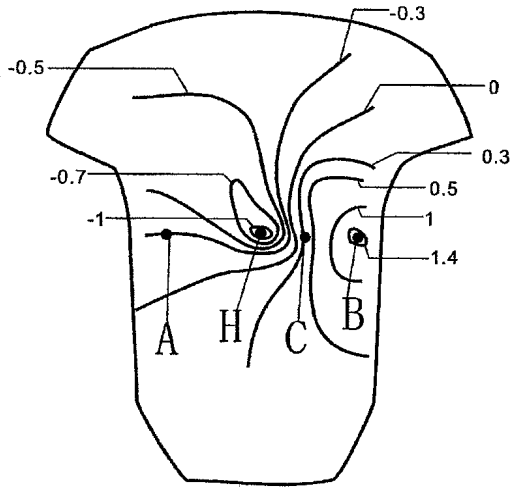


도면9

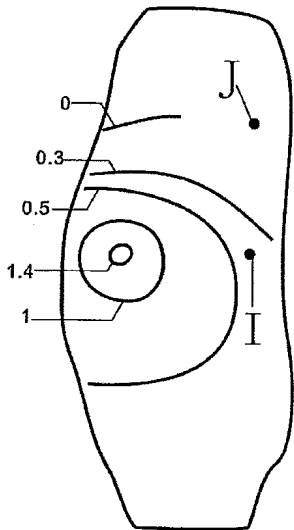


도 9 (d)

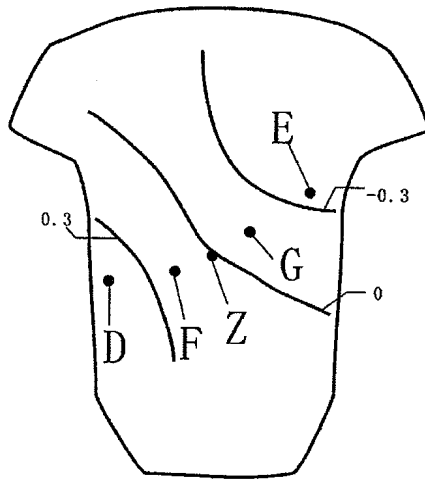
도면10



도 10 (a)

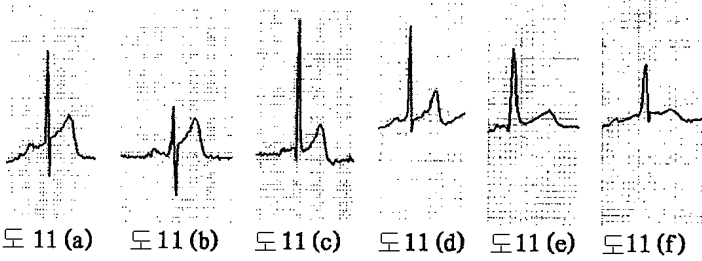


도 10 (b)



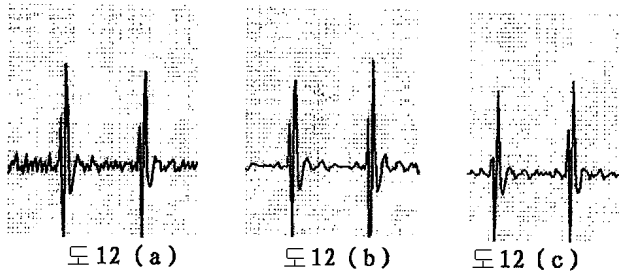
도 10 (c)

도면11

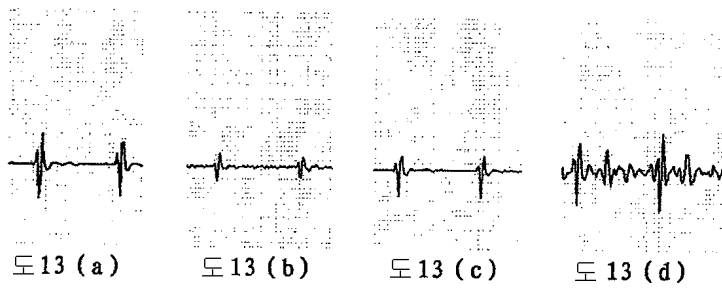


도 11(a) 도 11(b) 도 11(c) 도 11(d) 도 11(e) 도 11(f)

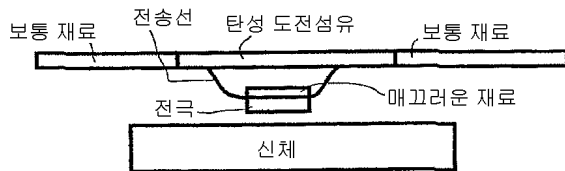
도면12



도면13

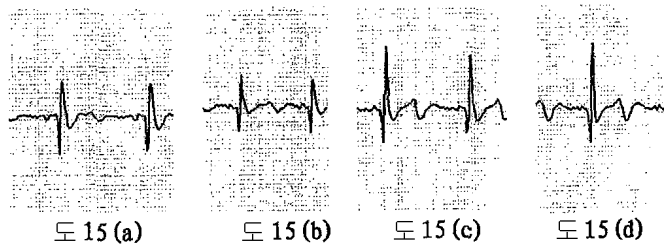


도면14

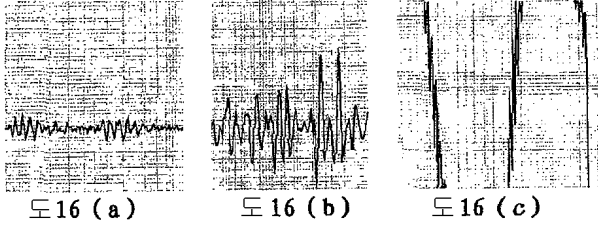


도 14

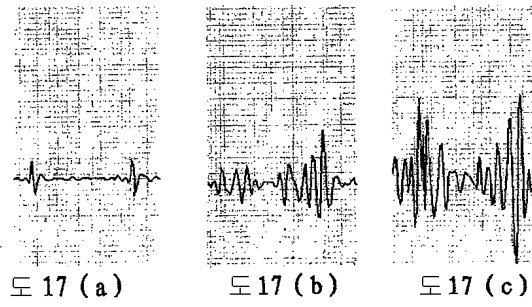
도면15



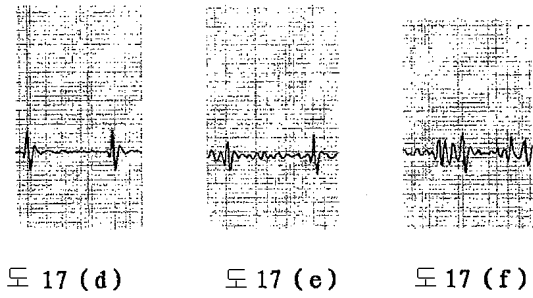
도면16



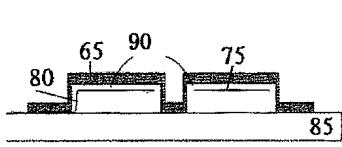
도면17a



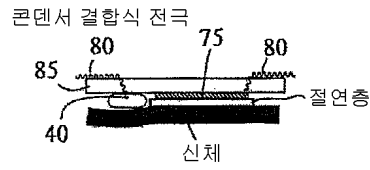
도면17b



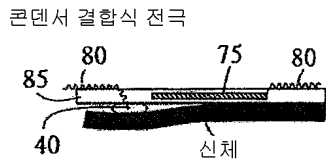
도면18a



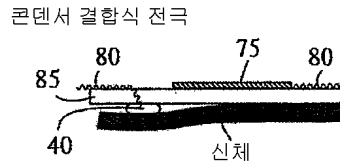
도 18 (a)



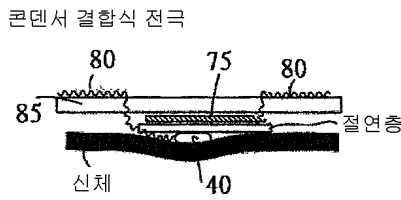
도 18 (b)



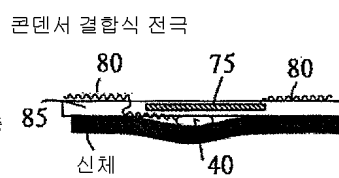
도 18 (c)



도 18 (d)

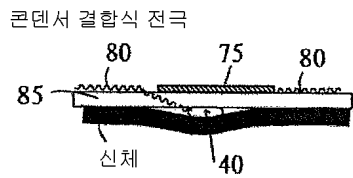


도 18 (e)

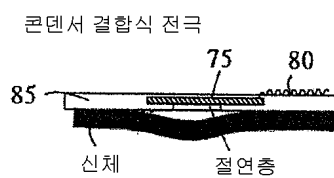


도 18 (f)

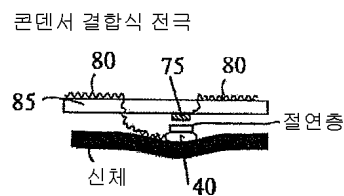
도면18b



도 18 (g)

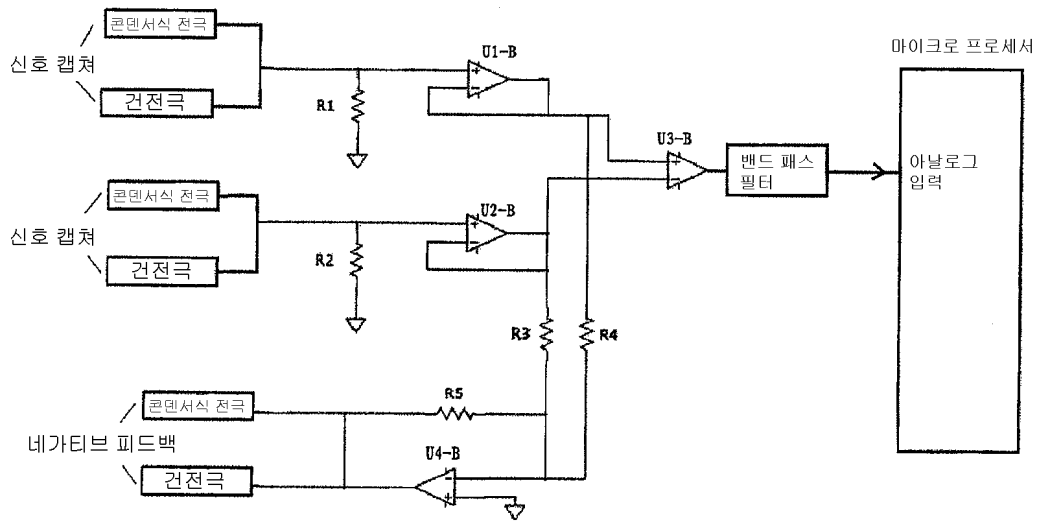


도 18 (h)



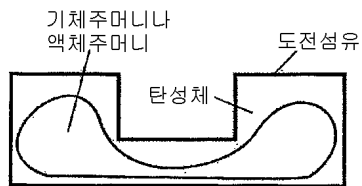
도 18 (i)

도면19



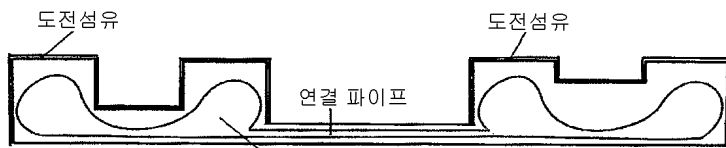
도 19

도면20

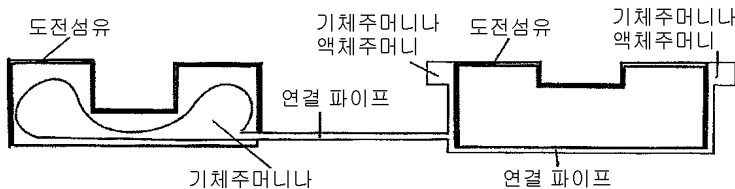


도 20

도면21

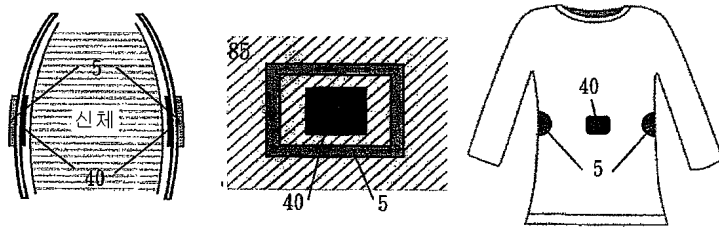


기체주머니나 액체주머니 도 21 (a)



기체주머니나 액체주머니 도 21 (b)

도면22

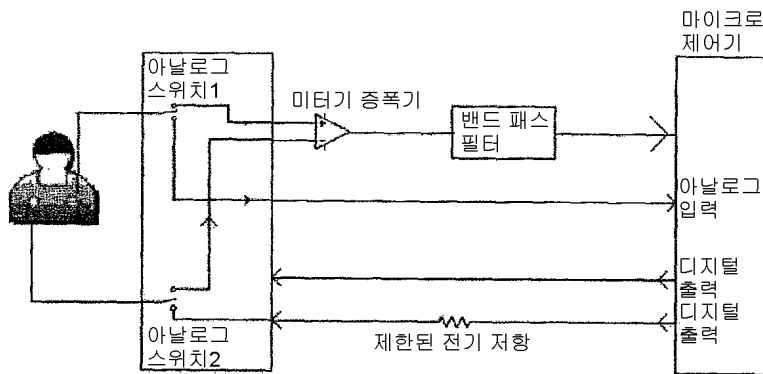


도 22 (a)

도 22 (b)

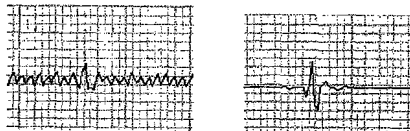
도 22 (c)

도면23



도 23

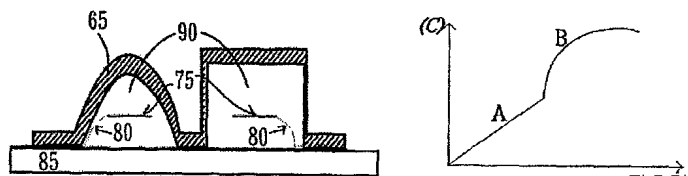
도면24



도 24 (a)

도 24 (b)

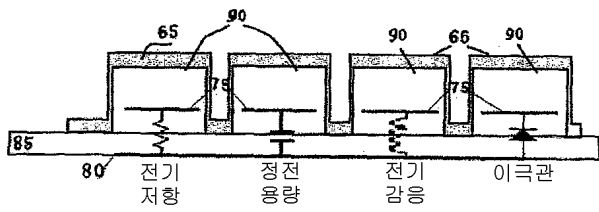
도면25



도 25 (a)

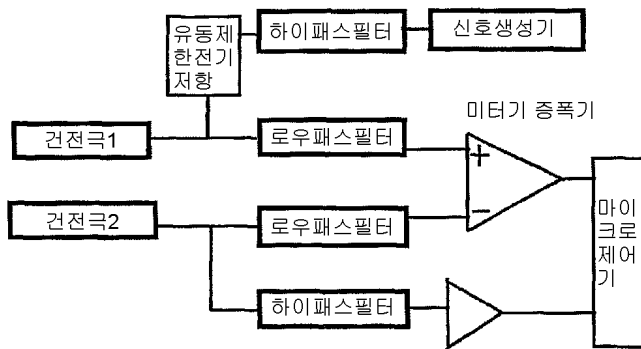
도 25 (b)

도면26



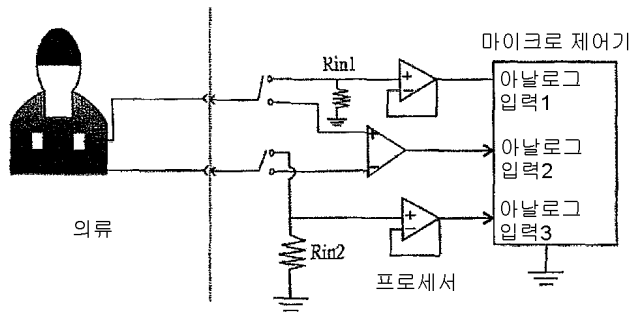
도 26

도면27



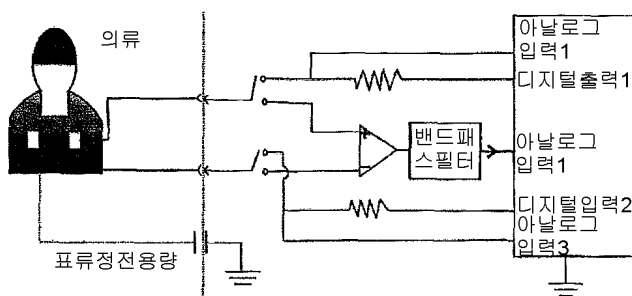
도 27

도면28



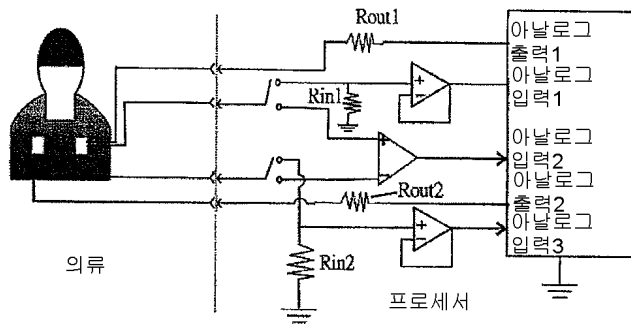
도 28

도면29



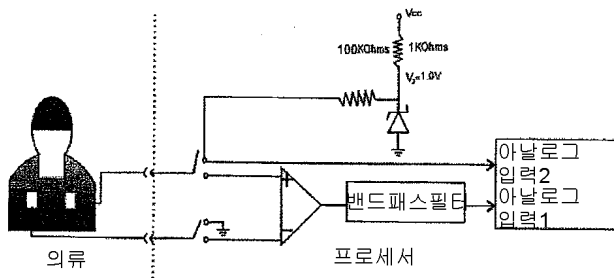
도 29

도면30



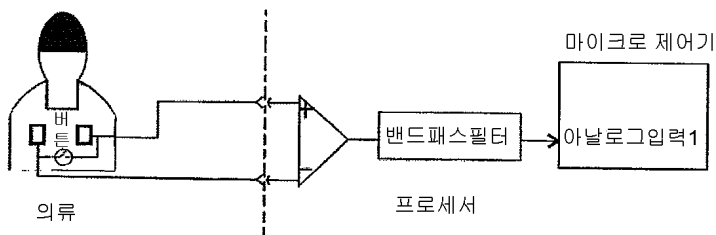
도 30

도면31



도 31

도면32



도 32

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 检测心跳或电极接触的物品，方法和系统是好的 | | |
| 公开(公告)号 | KR1020160108588A | 公开(公告)日 | 2016-09-19 |
| 申请号 | KR1020167024326 | 申请日 | 2012-03-30 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 明羊肠 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 量昌明 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 量昌明 | | |
| [标]发明人 | YANG CHANG MING 양창밍 | | |
| 发明人 | 양창밍 | | |
| IPC分类号 | A61B5/0245 A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0408 A61B5/0424 A61B5/0476 A61B5/0488 A61N1/04 A24D1/18 | | |
| CPC分类号 | A61B5/0245 A61B5/04011 A61B5/04082 A61B5/04085 A61B5/0424 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/6805 A61B5/7221 A61B5/6843 A61N1/0484 | | |
| 代理人(译) | 宋峰式 Jeongsamyung | | |
| 优先权 | PCT/CN2011/001963 2011-11-25 WO | | |
| 其他公开文献 | KR101854244B1 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

检测心跳或电极接触是否良好的方法和系统。该系统在织物上提供了几个织物电极。我们使用心电图的等距图并考虑到身体运动引起的干扰来安装分离的电极结构。该系统可根据电极位置，面积和导体排列检测心跳，根据环境条件的变化，可选择电池或电容耦合电极来获取心电图信号。该系统还通过测量噪声，体表抵抗力和肌肉阻力来检测电极和身体之间的接触是否良好。另外，可以通过EKG信号波形和噪声来估计身体姿势和运动。

