(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0113603
(43) 공개일자 2016년09월30일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0408 (2006.01) *A41D 13/12* (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/04085 (2013.01)
A41D 13/1281 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-7019415
(22) 출원일자(국제) 2015년01월27일
심사청구일자 2016년09월22일
(85) 번역문제출일자 2016년07월18일
(86) 국제출원번호 PCT/JP2015/052229
(87) 국제공개번호 WO 2015/115441
국제공개일자 2015년08월06일
(30) 우선권주장
JP-P-2014-013788 2014년01월28일 일본(JP)

(71) 출원인
니폰 덴신 덴와 가부시끼가이샤
일본 도쿄 치요다쿠 오테마치 1쵸메 5-1
도레이 카부시키가이샤
일본국 도오쿄오도 쥬우오오구 니혼바시 무로마찌 2쪼메 1-1
(72) 발명자
츠카다 싱고
일본국 도쿄도 무사시노시 미도리쵸 3쵸메 9-11 엔티티 치테키자이산센터 나이
카사이 나호코
일본국 도쿄도 무사시노시 미도리쵸 3쵸메 9-11 엔티티 치테키자이산센터 나이
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
하영욱

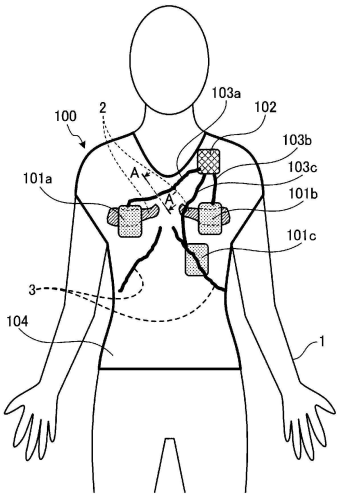
전체 청구항 수 : 총 31 항

(54) 발명의 명칭 **생체 신호 검출 의료**

(57) 요 약

착용자에게 불쾌감을 주지 않고, 장기간 안정적으로 생체 신호를 검출 가능한 생체 신호 검출 의료를 제공한다. 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 도전성 섬유 구조물로 이루어지는 적어도 2개 이상의 전극과, 생체와 접촉하는 상기 전극이 취득한 생체 전기 신호를 검출 처리하는 측정 장치와, 상기 전극과 상기 측정 장치를 도통 접속하는 배선부와, 상기 전극, 상기 측정 장치, 및 상기 배선부가 소정 위치에 배치되는 의료 본체부를 구비하는 것을 특징으로 한다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61B 5/6805 (2013.01)
A61B 5/7225 (2013.01)
(72) 발명자
스미토모 코지
일본국 도쿄도 무사시노시 미도리쵸 3쵸메 9-11 엔티티 치테키자이산센터 나이
타카가하라 카즈히코
일본국 도쿄도 무사시노시 미도리쵸 3쵸메 9-11 엔티티 치테키자이산센터 나이
오노 카즈요시
일본국 도쿄도 무사시노시 미도리쵸 3쵸메 9-11 엔티티 치테키자이산센터 나이
카와노 류스케
일본국 도쿄도 무사시노시 미도리쵸 3쵸메 9-11 엔티티 치테키자이산센터 나이
이시하라 타카코
일본국 도쿄도 무사시노시 미도리쵸 3쵸메 9-11 엔티티 치테키자이산센터 나이
코이즈미 히로시
일본국 도쿄도 무사시노시 미도리쵸 3쵸메 9-11 엔티티 치테키자이산센터 나이
오다 나오키
일본국 도오교오도 쥬우오오구 니혼바시 무로마찌 2쪼메 1-1 도레이 카부시키가이샤 도쿄 지교죠 나이
타케다 케이지
일본국 시가켄 오츠시 오에 1쵸메 1반 1고 도레이 카부시키가이샤 세타 코죠 나이
이시카와 에미코
일본국 오사카후 오사카시 키타쿠 나카노시마 3쵸메 3반 3고 도레이 카부시키가이샤 오사카 지교죠 나이
나가이 노리코
일본국 시가켄 오츠시 오에 1쵸메 1반 1고 도레이 카부시키가이샤 세타 코죠 나이
테시가와라 타카시
일본국 도오교오도 쥬우오오구 니혼바시 무로마찌 2쪼메 1-1 도레이 카부시키가이샤 도쿄 지교죠 나이

명 세 서

청구범위

청구항 1

도전성 섬유 구조물로 이루어지는 적어도 2개 이상의 전극과,

생체와 접촉하는 상기 전극이 취득한 생체 전기 신호를 검출 처리하는 측정 장치와,

상기 전극과 상기 측정 장치를 도통 접속하는 배선부와,

상기 전극, 상기 측정 장치, 및 상기 배선부가 소정 위치에 배치되는 의료 본체부를 구비하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 측정 장치는 심전도 측정 장치이고,

상기 전극 중 어느 1개를 관전극으로 하고, 상기 관전극 이외의 전극을 불관전극(생체 기준 전위 전극)으로 해서, 상기 관전극과 상기 불관전극의 전위차를 심전도 파형으로서 검출하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 측정 장치는 심전도 측정 장치이고,

상기 도전성 섬유 구조물로 이루어지는 적어도 3개 이상의 전극을 갖고, 상기 전극 중 어느 2개를 관전극으로 하고, 상기 관전극 이외의 전극을 불관전극(생체 기준 전위 전극)으로 해서, 2개의 상기 관전극의 전위차를 심전도 파형으로서 검출하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 4

제 1 항 내지 제 3 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 측정 장치는 심전도 측정 장치이고,

상기 전극 중 2개는 상기 의료 본체부의 좌우의 측흉부 또는 측복부 근방에 각각 배치되고,

상기 전극을 3개 이상 구비할 경우, 나머지 전극은 상기 의료 본체부의 좌우의 측흉부 또는 측복부 근방에 배치된 전극으로부터 이간해서 배치되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 의료 본체부의 좌우의 측흉부 또는 측복부 근방에 각각 배치된 상기 전극을 2개의 관전극으로 하고, 이것들 이외를 불관전극(생체 기준 전위 전극)으로 해서, 2개의 상기 관전극의 전위차를 심전도 파형으로서 검출하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 6

제 1 항 내지 제 5 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 도전성 섬유 구조물은 도전성 고분자를 함침시킨 섬유 구조물인 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 도전성 섬유 구조물은 용매 중에 상기 도전성 고분자와 바인더를 분산시킨 분산액을 상기 섬유 구조물에 도포함으로써, 상기 섬유 구조물에 상기 도전성 고분자를 함침시키는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 8

제 6 항 또는 제 7 항에 있어서,

상기 도전성 고분자는 폴리(3,4-에틸렌디옥시티오펜)과 폴리스티렌술폰산의 혼합물인 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 9

제 1 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전극에 사용하는 섬유 구조물의 직편물로 이루어지고, 상기 직편물의 단위중량이 50g/㎡ 이상 300g/㎡ 이하인 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 10

제 1 항 내지 제 9 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전극에 사용하는 직편물이 합성 섬유 멀티필라멘트로 이루어지고, 상기 직편물에 사용하는 합성 섬유 멀티필라멘트의 적어도 일부는 섬도가 30dtex 이상 400dtex 이하이며, 또한 단사 섬도가 0.2dtex 이하인 합성 섬유 멀티필라멘트인 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 11

제 1 항 내지 제 10 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전극에 사용하는 직편물이 합성 섬유 멀티필라멘트로 이루어지고, 상기 직편물에 사용하는 합성 섬유 멀티필라멘트의 적어도 일부는 단사 섬유 지름이 10㎚ 이상 5000㎚ 이하인 합성 섬유 멀티필라멘트를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 12

제 1 항 내지 제 11 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전극에 사용하는 직편물이 합성 섬유 멀티필라멘트로 이루어지고, 상기 직편물에 사용하는 합성 섬유 멀티필라멘트의 적어도 일부는 단사 섬유 지름이 10㎚ 이상 1000㎚ 이하인 합성 섬유 멀티필라멘트를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 13

제 1 항 내지 제 12 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전극에 사용하는 도전성 섬유 구조물의 피부측과 접하는 면의 이면측에 수지층이 적층된 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 수지층은 폴리우레탄계 투습층으로 이루어지는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 15

제 1 항 내지 제 14 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 배선부는 도전성 수지의 프린트, 도전성 수지 필름의 라미네이트, 도전성 섬유 또는 금속선에 의해 형성되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 16

제 1 항 내지 제 15 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 배선부는 도전성 섬유의 꿰매 넣음에 의해 형성되고,

상기 도전성 섬유는 금속류에 의해 코팅된 섬유로 이루어지는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 도전성 섬유에 코팅되는 금속류는 은, 알루미늄 또는 스테인리스강을 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 18

제 1 항 내지 제 17 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 배선부는 상기 의료 본체부의 표면측에 배치되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 19

제 1 항 내지 제 18 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 배선부는 도전성 섬유의 꿰매 넣음에 의해 형성되고,

상기 도전성 섬유가 주로 상기 의료 본체부의 표면측에 노출되도록 재봉틀의 단사를 사용해서 봉제에 의해 꿰매 넣어진 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 20

제 1 항 내지 제 19 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 배선부는 상기 의료 본체부의 표면측에 배치되고,

상기 배선부의 상기 의료 본체부의 표면측에 노출되는 부분이 방수성의 전기적 절연성 부재로 피복되어 있는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 21

제 20 항에 있어서,

상기 전기적 절연성 부재는 폴리우레탄계 필름인 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 22

제 1 항 내지 제 15 항, 제 18 항 및 제 21 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 배선부는 도전성 수지로 형성되고,

방수성의 전기적 절연성 부재로 이루어지는 시트의 편면의 일부에 상기 도전성 수지를 연속적으로 적층하고, 상기 방수성의 전기적 절연성 부재의 상기 도전성 수지가 적층된 면을 상기 의료 본체부와 접합함으로써 상기 배선부가 형성되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 23

제 1 항 내지 제 22 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 생체 신호 검출 의료는 1개의 상기 전극, 상기 측정 장치, 및 상기 전극과 상기 측정 장치를 도통 접속하는 상기 배선부에 의해 구성되는 도통 접속계통을 적어도 2개 갖고, 상기 도통 접속계통 중 적어도 의료 본체부상에 형성되는 부분이 발수성과 절연성의 구조로 서로 분리되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 24

제 1 항 내지 제 23 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 의료 본체부는 직편물로 이루어지고, 상기 직편물의 세로 방향 또는 가로 방향 중 어느 한쪽의 60% 신장시의 응력이 0.5N 이상 15N 이하이며, 착의시에 상기 전극이 0.1㎪ 이상 2.0㎪ 이하의 압력으로 피부에 밀착되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 25

제 1 항 내지 제 24 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 의료 본체부는 탄성사와 비탄성사로 이루어지는 직편물인 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 26

제 25 항에 있어서,

상기 탄성사는 폴리우레탄계 탄성 섬유인 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 27

제 1 항 내지 제 26 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 의료 본체부는 편물인 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 28

제 1 항 내지 제 27 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 측정 장치는 커넥터를 통해서 상기 의료 본체부와 착탈하고 접속할 수 있는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 29

제 1 항 내지 제 28 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 측정 장치는 모바일 단말이나 퍼스널 컴퓨터와 통신하여 데이터를 전송하는 기능을 갖는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 30

제 1 항 내지 제 29 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 측정 장치는 모바일 단말이나 퍼스널 컴퓨터와 무선 통신하여 데이터를 전송하는 기능을 갖는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

청구항 31

도전성 섬유 구조물로 이루어지는 적어도 2개 이상의 전극과,

생체와 접촉하는 상기 전극이 취득한 생체 전기 신호를 검출 처리하는 측정 장치를 착탈하고 접속 가능한 커넥터와,

상기 전극과 상기 커넥터를 도통 접속하는 배선부와,

상기 전극, 상기 커넥터, 및 상기 배선부가 소정 위치에 배치되는 의료 본체부를 구비하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 검출 의료.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 심전도를 비롯한 생체 전기 신호를 측정하기 위한 생체 신호 검출 의료에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 뇌파, 사상관련전위 유발전위, 근전도, 심전도 등의 생체 전기 신호의 기록, 및 생체에 대한 전기 자극을 위해서 신체 표면에 장착하는 생체 전극이 널리 사용되고 있다. 최근, 개인 건강관리 방법의 하나로서 장기간에 걸쳐 심전파형을 기록하고 그 파형의 변화를 해석함으로써, 자율 신경의 교란이나 심장병의 징후를 조기에 발견할 수 있어 예방 의학에 있어서 유효한 것이 알려져 있다. 장기간에 걸쳐 심전파형을 취득하기 위해서 생체 전극이 부착된 착의(웨어러블 전극)가 주목받고 있다(비특허문헌 1 참조).

선행기술문헌

비특허문헌

[0003] (비특허문헌 0001) David M. D. Ribeiro, et. al., "A Real time, Wearable ECG and Continuos Blood Pressure Monitoring System for First Responders," 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp.6894-6898, 2011.

발명의 내용

[0004] 그러나, 종래의 웨어러블 전극은 전극이 생체와 접촉하기 어려운 위치에 배치되어 있어서 장기간의 측정이 곤란하고, 전극으로부터 생체 신호 측정 장치까지의 배선이 착의와 일체화되어 있지 않아 착용자에게 불쾌감을 주거나, 배선의 움직임에 의해 신호가 열화되거나 하는 문제가 있었다. 또한, 종래의 웨어러블 전극은 전극이 투습성을 갖고 있지 않기 때문에, 발한에 의해 피부에 땀이 차는 것이 발생하기 쉬워 착용자에게 불쾌감을 주는 문제가 있었다. 또한, 발한이 없는 상황에서는 피부와 전극이 건조하여, 안정된 도전성을 얻는 것이 곤란해지는 문제가 있었다.

[0005] 본 발명은 상기를 감안하여 이루어진 것으로서, 착용자에게 불쾌감을 주지 않고, 장기간 안정적으로 생체 신호를 검출 가능한 생체 신호 검출 의료를 제공하는 것에 있다.

[0006] 상술한 과제를 해결하고, 목적을 달성하기 위해서, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 도전성 섬유 구조물로 이루어지는 적어도 2개 이상의 전극과, 생체와 접촉하는 상기 전극이 취득한 생체 전기 신호를 검출 처리하는 측정 장치와, 상기 전극과 상기 측정 장치를 도통 접속하는 배선부와, 상기 전극, 상기 측정 장치, 및 상기 배선부가 소정 위치에 배치되는 의료 본체부를 구비하는 것을 특징으로 한다.

[0007] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 측정 장치는 심전도 측정 장치이고, 상기 전극 중 어느 1개를 관전극으로 하고, 상기 관전극 이외의 전극을 불관전극(생체 기준 전위 전극)으로 해서, 상기 관전극과 상기 불관전극의 전위차를 심전도 파형으로서 검출하는 것을 특징으로 한다.

[0008] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 측정 장치는 심전도 측정 장치이고, 상기 도전성 섬유 구조물로 이루어지는 적어도 3개 이상의 전극을 갖고, 상기 전극 중 어느 2개를 관전극으로 하고, 상기 관전극 이외의 전극을 불관전극(생체 기준 전위 전극)으로 해서, 2개의 상기 관전극의 전위차를 심전도 파형으로서 검출하는 것을 특징으로 한다.

[0009] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 측정 장치는 심전도 측정 장치이고, 상기 전극 중 2개는 상기 의료 본체부의 좌우의 측흉부 또는 측복부 근방에 각각 배치되고, 상기 전극을 3개 이상 구비할 경우, 나머지 전극은 상기 의료 본체부의 좌우의 측흉부 또는 측복부 근방에 배치된 전극으로부터 이간해서 배치되는 것을 특징으로 한다.

[0010] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 의료 본체부의 좌우의 측흉부 또는 측복부 근방에 각각 배치된 상기 전극을 2개의 관전극으로 하고, 이것들 이외를 불관전극(생체 기준 전위 전극)으로 해서, 2개의 상기 관전극의 전위차를 심전도 파형으로서 검출하는 것을 특징으로 한다.

[0011] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 도전성 섬유 구조물은 도전성 고분자를 함침시킨 섬유 구조물인 것을 특징으로 한다.

[0012] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 도전성 섬유 구조물은 용매 중에 상기 도전성 고분자와 바인더를 분산시킨 분산액을 상기 섬유 구조물에 도포함으로써, 상기 섬유 구조물에 상기 도전성

고분자를 함침시키는 것을 특징으로 한다.

[0013] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 도전성 고분자는 폴리(3,4-에틸렌디옥시티오펜)과 폴리스티렌술폰산의 혼합물인 것을 특징으로 한다.

[0014] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 전극에 사용하는 섬유 구조물이 직편물로 이루어지고, 상기 직편물의 단위중량이 50g/㎡ 이상 300g/㎡ 이하인 것을 특징으로 한다.

[0015] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 전극에 사용하는 직편물이 합성 섬유 멀티필라멘트로 이루어지고, 상기 직편물에 사용하는 합성 섬유 멀티필라멘트의 적어도 일부가 섬도가 30dtex 이상 400dtex 이하이며, 또한 단사 섬도가 0.2dtex 이하인 합성 섬유 멀티필라멘트인 것을 특징으로 한다.

[0016] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 전극에 사용하는 직편물이 합성 섬유 멀티필라멘트로 이루어지고, 상기 직편물에 사용하는 합성 섬유 멀티필라멘트의 적어도 일부가 단사 섬유 지름이 10㎚ 이상 5000㎚ 이하인 합성 섬유 멀티필라멘트를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0017] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 전극에 사용하는 직편물이 합성 섬유 멀티필라멘트로 이루어지고, 상기 직편물에 사용하는 합성 섬유 멀티필라멘트의 적어도 일부가 단사 섬유 지름이 10㎚ 이상 1000㎚ 이하인 합성 섬유 멀티필라멘트를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0018] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 전극에 사용하는 도전성 섬유 구조물의 피부측과 접하는 면의 이면측에 수지층이 적층된 것을 특징으로 한다.

[0019] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 수지층이 폴리우레탄계 투습층으로 이루어지는 것을 특징으로 한다.

[0020] 상기 배선부는 도전성 수지의 프린트, 도전성 수지 필름의 라미네이트, 도전성 섬유 또는 금속선에 의해 형성되는 것을 특징으로 한다.

[0021] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 배선부는 도전성 섬유의 꿰매 넣음에 의해 형성되고, 상기 도전성 섬유는 금속류에 의해 코팅된 섬유로 이루어지는 것을 특징으로 한다.

[0022] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 도전성 섬유에 코팅되는 금속류는 은, 알루미늄 또는 스테인리스강을 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0023] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 배선부는 상기 의료 본체부의 표면측에 배치되는 것을 특징으로 한다.

[0024] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 배선부는 도전성 섬유의 꿰매 넣음에 의해 형성되고, 상기 도전성 섬유가 주로 상기 의료 본체부의 표면측에 노출되도록 재봉틀의 단사를 사용해서 봉제에 의해 꿰매 넣어진 것을 특징으로 한다.

[0025] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 배선부는 상기 의료 본체부의 표면측에 배치되고, 상기 배선부의 상기 의료 본체부의 표면측에 노출되는 부분이 방수성의 전기적 절연성 부재로 피복되어 있는 것을 특징으로 한다.

[0026] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 전기적 절연성 부재가 폴리우레탄계 필름인 것을 특징으로 한다.

[0027] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 배선부는 도전성 수지로 형성되고, 방수성의 전기적 절연성 부재로 이루어지는 시트의 편면의 일부에 상기 도전성 수지를 연속적으로 적층하고, 상기 방수성의 전기적 절연성 부재의 상기 도전성 수지가 적층된 면을 상기 의료 본체부와 접합함으로써 상기 배선부가 형성되는 것을 특징으로 한다.

[0028] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 1개의 상기 전극, 상기 측정 장치, 및 상기 전극과 상기 측정 장치를 도통 접속하는 상기 배선부에 의해 구성되는 도통 접속계통을 적어도 2개 갖고, 상기 도통 접속계통 중 적어도 의료 본체부 상에 형성되는 부분이 발수성과 절연성의 구조로 서로 분리되는 것을 특징으로 한다.

[0029] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 의료 본체부는 직편물로 이루어지고, 상기 직편물의 세로 방향 또는 가로 방향 중 어느 한쪽의 60% 신장시의 응력이 0.5N 이상 15N 이하이며, 착의시에 상

기 전극이 0.1㎪ 이상 2.0㎪ 이하의 압력으로 피부에 밀착되는 것을 특징으로 한다.

[0030] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 의료 본체부는 탄성사와 비탄성사로 이루어지는 직편물인 것을 특징으로 한다.

[0031] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 탄성사는 폴리우레탄계 탄성 섬유인 것을 특징으로 한다.

[0032] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 의료 본체부가 편물인 것을 특징으로 한다.

[0033] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 측정 장치는 커넥터를 통해서 상기 의료 본체부와 착탈하고 접속할 수 있는 것을 특징으로 한다.

[0034] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 측정 장치는 모바일 단말이나 퍼스널 컴퓨터와 통신하여 데이터를 전송하는 기능을 갖는 것을 특징으로 한다.

[0035] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 상기 발명에 있어서, 상기 측정 장치는 모바일 단말이나 퍼스널 컴퓨터와 무선 통신하여 데이터를 전송하는 기능을 갖는 것을 특징으로 한다.

[0036] 또한, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 도전성 섬유 구조물로 이루어지는 적어도 2개 이상의 전극과, 생체와 접촉하는 상기 전극이 취득한 생체 전기 신호를 검출 처리하는 측정 장치를 착탈하고 접속 가능한 커넥터와, 상기 전극과 상기 커넥터를 도통 접속하는 배선부와, 상기 전극, 상기 커넥터, 및 상기 배선부가 소정 위치에 배치되는 의료 본체부를 구비하는 것을 특징으로 한다.

[0037] (발명의 효과)

[0038] 본 발명에 의한 생체 신호 검출 의료는 전극, 배선부, 및 측정 장치를 의료 본체부의 소정 위치에 배치함으로써 착용시에 착용자에게 불쾌감을 주지 않고, 생체 신호를 장시간 연속적이고 안정적으로 검출할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0039] 도 1은 본 발명의 실시형태에 의한 생체 신호 검출 의료의 모식도이다.

도 2는 도 1에 나타내는 생체 신호 검출 의료의 A-A'선에서의 단면도이다.

도 3은 본 발명의 실시형태의 변형예에 의한 생체 신호 검출 의료의 모식도이다.

도 4는 본 발명의 실시형태에 의한 측정 장치의 개략을 나타내는 블럭도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0040] 이하에, 본 발명에 의한 생체 신호 검출 의료를 도면에 의거하여 상세하게 설명한다. 또한, 이 실시형태에 의해 본 발명이 한정되는 것은 아니다.

[0041] 도 1은 본 발명의 실시형태에 의한 생체 신호 검출 의료의 모식도이다. 도 1에 나타내는 바와 같이, 본 발명의 생체 신호 검출 의료(100)는 도전성 섬유 구조물로 이루어지는 3개의 전극(101a, 101b, 101c)과, 전극(101a, 101b, 101c)이 취득한 생체 전기 신호를 검출 처리하는 측정 장치(102)와, 전극(101a, 101b, 101c)과 측정 장치(102)를 각각 도통 접속하는 배선부(103a, 103b, 103c)와, 전극(101a, 101b, 101c), 측정 장치(102), 및 배선부(103a, 103b, 103c)가 소정 위치에 배치되는 의료 본체부(104)를 구비한다. 이하, 측정 장치(102)가 심전도 측정 장치일 경우를 예로서 설명한다.

[0042] 생체 신호 검출 의료(100)에 있어서, 의료 본체부(104)의 이면[신체(1)가 접하는 면]으로서 착용시에 좌우의 측흉부 또는 측복부 근방에 접하는 부분에 전극(101a, 101b)이 각각 배치되고, 의료 본체부(104)의 좌우의 측흉부 또는 측복부 근방에 배치된 전극(101a, 101b)으로부터 이간한 위치이며 전극(101b)의 하부에 전극(101c)은 배치되어 있다.

[0043] 3개의 전극(101a, 101b, 101c)을 의료 본체부(104)의 좌우의 측흉부 또는 측복부 근방과, 그 좌우의 측흉부 또는 측복부 근방으로부터 이간한 부위에 각각 배치했기 때문에 전극(101a, 101b, 101c)을 신체(1)에 안정적으로 접촉시킬 수 있고, 장기간의 연속적인 생체 신호의 측정이 가능해진다. 또한, 측정 장치(102)와 전극(101a, 101b, 101c)이 의료 본체부(104)에 직접 배치된 배선부(103a, 103b, 103c)로 도통 접속된다. 배선부(103a, 103b, 103c)가 의료 본체부(104)와 일체화되어 있기 때문에, 착용자에게 불쾌감을 주지 않고, 배선(103a, 103b,

103c)의 움직임에 의한 신호 열화도 방지할 수 있다.

[0044] 생체 신호 검출 의료(100)에 있어서, 전극(101a, 101b)을 2개의 관전극으로 하고, 전극(101c)을 불관전극(생체 기준 전위 전극)으로 해서, 관전극(101a, 101b)의 전위차를 심전도 파형으로서 검출한다. 우측흉부 또는 좌측복부 근방에 배치된 전극(101a)을 정의 관전극, 좌측흉부 또는 좌측복부 근방에 배치된 전극(101b)을 부의 관전극으로 해서 생체 신호의 검출을 행할 수도 있지만, 전극(101b)을 정의 관전극으로 하고, 전극(101a)을 부의 관전극으로 했을 경우 QRS 신호의 진폭을 크게 검출할 수 있기 때문에, 맥박 간격(R-R 간격) 등의 자동 해석에 바람직하다.

[0045] 또한, 도 1에서는 3개의 전극을 사용할 경우에 대해서 예시하고 있지만, 2개 이상이면 3개에 한정되는 것은 아니다. 2개의 전극을 사용할 경우, 의료 본체부(104)의 좌우의 측흉부 또는 측복부 근방에 각각 전극을 배치하고, 상기 전극 중 어느 1개를 관전극으로 하고, 상기 관전극 이외의 전극을 불관전극(생체 기준 전위 전극)으로 해서, 상기 관전극과 상기 불관전극의 전위차를 심전도 파형으로서 검출하면 좋다. 4개 이상의 전극을 사용할 경우에는 상기 전극 중 어느 2개를 관전극으로 하고, 상기 관전극 이외의 전극을 불관전극(생체 기준 전위 전극)으로 해서, 2개의 상기 관전극의 전위차를 심전도 파형으로서 검출하면 좋다. 4개 이상의 전극을 사용할 경우에는 2개의 전극은 의료 본체부(104)의 좌우의 측흉부 또는 측복부 근방에 배치하고, 그 이외의 전극은 의료 본체부(104)의 좌우의 측흉부 또는 측복부 근방에 배치된 2개의 전극으로부터 이간한 위치에 배치하는 것이 바람직하다.

[0046] 본 발명의 생체 신호 검출 의료(100)에서는 생체 신호를 신체(1)로부터 검출하는 전극[101(101a, 101b, 101c)]이 도전성 고분자를 함침한 섬유 구조물인 것이 바람직하고, 섬유 구조물을 구성하는 단섬유의 표면 및/또는 단섬유와 단섬유의 간극에 도전성 수지가 담지되어 있는 것이 더욱 바람직하다. 전극(101)을 섬유 구조물로 했을 경우, 섬유 구조물을 구성하는 섬유간에 도전성 수지를 담지할 수 있기 때문에 바람직하다. 종래, 일반적으로 심전도의 전극에 사용되고 있는 필름 타입의 전극에서는 신체(1)와의 밀착성을 높여 전기 신호를 얻기 위해서 아크릴계의 젤을 전극 표면에 도포하는 것이 필수적이며, 피부 장해가 일어나기 쉽다고 하는 문제가 있다.

[0047] 한편, 본 발명에 의한 섬유 구조물로 이루어지는 전극(101)은 피부로의 접촉시의 자극성이 적고, 안전성이 높다. 피부의 건조에 의해 신호가 양호하게 얻어지지 않는 경우에는, 섬유 구조물에 생리식염수나 보습제를 소량 도포함으로써 양호한 심전도를 얻을 수 있다. 보습제로서는, 예를 들면 글리세롤, 소르비톨, 폴리에틸렌글리콜, 폴리에틸렌글리콜-폴리프로필렌글리콜 코폴리머, 에틸렌글리콜, 스핑고신, 포스파티딜콜린 등을 사용할 수 있고, 이들 중 1종류를 단독으로 사용해도 좋고 2종 이상을 조합시켜서 사용해도 좋다. 이들 보습제는 화장품의 보습 성분에도 사용되어 피부에의 안전성이 매우 높다.

[0048] 본 발명에 의한 전극(101)에 사용하는 도전성 고분자는 도전성을 갖는 수지이면 한정되지 않는다. 저도전성 수지에 카본블랙, CNT(Carbon Nanotube), 금속 미립자 등을 배합한 도전성 수지 조성물이어도 상관 없지만, 수지 그 자체가 도전성을 갖는 도전성 고분자가 바람직하다.

[0049] 도전성 고분자는 도전성을 나타내는 고분자이면 특별히 제한되는 경우는 없지만, 예를 들면 아세틸렌계, 복소 5원환계[폴리피롤, 폴리(3-메틸피롤), 폴리(3-에틸피롤), 폴리(3-도데실피롤) 등의 폴리(3-알킬피롤); 폴리(3,4-디메틸피롤), 폴리(3-메틸-4-도데실피롤) 등의 폴리(3,4-디알킬피롤); 폴리(N-메틸피롤), 폴리(N-도데실피롤) 등의 폴리(N-알킬피롤); 폴리(N-메틸-3-메틸피롤), 폴리(N-에틸-3-도데실피롤) 등의 폴리(N-알킬-3-알킬피롤); 폴리(3-카르복시피롤) 등의 피롤계 고분자, 폴리티오펜, 폴리(3-메틸티오펜), 폴리(3-에틸티오펜), 폴리(3-도데실티오펜) 등의 폴리(3-알킬티오펜); 폴리(3,4-디메틸티오펜), 폴리(3-메틸-4-도데실티오펜) 등의 폴리(3,4-디알킬티오펜); 폴리(3-히드록시티오펜), 폴리(3-메톡시티오펜) 등의 폴리(3-알콕시티오펜); 폴리(3,4-디메틸티오펜), 폴리(3,4-디부틸티오펜) 등의 폴리(3,4-디알킬티오펜); 폴리(3-카르복시티오펜); 폴리(3-브로모티오펜), 폴리(3-클로로티오펜) 등의 폴리(3-할로겐화티오펜); 폴리(3,4-에틸렌디옥시티오펜) 등의 티오펜계 고분자, 이소티아나프텐계 고분자 등, 폴리아닐린, 폴리(2-메틸아닐린), 폴리(3-이소부틸아닐린) 등의 아닐린계, 폴리파라페닐렌비닐렌(PPV) 등의 페닐렌계의 각 도전성 고분자나 이것들의 공중합체 등을 들 수 있다. 도전성 고분자는 도펀트와 함께 사용함으로써 도전성이 향상된다. 도전성 고분자와 병용되는 도펀트로서는 염화물 이온, 브롬화물 이온 등의 할로겐화물 이온, 과염소산 이온, 테트라플루오로붕산 이온, 6불화비산 이온, 황산 이온, 질산 이온, 티오시안산 이온, 6불화규산 이온, 인산 이온, 페닐인산 이온, 6불화인산 이온 등의 인산계 이온, 트리플루오로아세트산 이온, 토실레이트 이온, 에틸벤젠술폰산 이온, 도데실벤젠술폰산 이온 등의 알킬벤젠술폰산 이온, 메틸술폰산 이온, 에틸술폰산 이온 등의 알킬술폰산 이온, 폴리아크릴산 이온, 폴리비닐술폰산 이온, 폴리스티렌술폰산 이온, 폴리(2-아크릴아미드-2-메틸프로판술폰산) 이온 등의 고분자 이온 중, 적어도 1종의 이온이 사

용된다. 도펀트의 첨가량은 도전성에 효과를 주는 양이면 특별히 제한되는 것은 아니다.

[0050] 도전성 고분자로서는 그 중에서도 폴리피롤, 폴리3,4-에틸렌디옥시티오펜(PEDOT), 폴리아닐린, 및 폴리파라페닐렌비닐렌(PPV) 등이 수지화시키기 쉬워 도전성 수지로서 바람직하게 사용된다. 또한, 티오펜계 도전성 고분자인 PEDOT에 폴리스티렌술폰산(폴리4-스티렌설포네이트; PSS)을 도프한 PEDOT/PSS가 안전성, 가공성의 관점에서 특히 바람직하다. 도전성의 향상, 안정화의 관점에서 도전성 고분자를 포함한 섬유 구조물에 글리세롤, 생리식염수 등을 부여하는 것도 바람직하게 이용할 수 있다.

[0051] 또한, PEDOT/PSS 등의 도전성 고분자는 용매 중에 바인더와 함께 분산시킨 분산액을 섬유 구조물에 도포, 또는 디핑함으로써 섬유 구조물에 함침시키는 것이 바람직하다. 도전성 고분자는 바인더와 함께 사용함으로써 도전성 고분자를 포함하는 도막의 내상처성이나 표면 경도가 높아지고, 기재와의 밀착성이 향상된다.

[0052] 또한, 바인더를 사용함으로써 섬유 구조물로의 도전성 고분자의 담지가 용이해짐과 아울러, 전극 부재를 반복 세탁 후의 표면 저항의 상승도 억제할 수 있다.

[0053] 바인더로서는 열경화성 수지여도 좋고, 열가소성 수지여도 좋다. 예를 들면, 폴리에틸렌테레프탈레이트, 폴리부틸렌테레프탈레이트, 폴리에틸렌나프탈레이트 등의 폴리에스테르; 폴리이미드; 폴리아미드이미드; 폴리아미드6, 폴리아미드6,6, 폴리아미드12, 폴리아미드11 등의 폴리아미드; 폴리불화비닐리덴, 폴리불화비닐, 폴리테트라플루오로에틸렌, 에틸렌테트라플루오로에틸렌 코폴리머, 폴리클로로트리플루오로에틸렌 등의 불소 수지; 폴리비닐알콜, 폴리비닐에테르, 폴리비닐부티랄, 폴리아세트산 비닐, 폴리염화비닐 등의 비닐 수지; 에폭시 수지; 크실렌 수지; 아라미드 수지; 폴리이미드실리콘; 폴리우레탄; 폴리우레아; 멜라민 수지; 페놀 수지; 폴리에테르; 아크릴 수지 및 이것들의 공중합체 등을 들 수 있다. 이들 바인더는 유기 용제에 용해되어 있어도 좋고, 술폰산기나 카르복실산기 등의 관능기가 부여되어서 수용액화되어 있어도 좋으며, 유화 등 물에 분산되어 있어도 좋다.

[0054] 바인더 수지 중에서도 용이하게 혼합할 수 있는 점에서 폴리우레탄, 폴리에스테르, 아크릴 수지, 폴리아미드, 폴리이미드, 에폭시 수지, 폴리이미드실리콘 중 어느 1종 이상이 바람직하다.

[0055] 사용하는 용매는 도전성 고분자, 및 바인더가 안정적으로 분산되는 것이면 제한되는 것은 아니지만, 물 또는 물과 알콜의 혼합 용액을 바람직하게 사용할 수 있다. PEDOT/PSS 등의 폴리티오펜계 도전성 고분자를 사용할 경우, 물과 에탄올의 혼합 용매로 하는 것이 바람직하다.

[0056] 전극(101)에 사용하는 섬유 구조물의 형태로서는, 직물, 편물 및 부직포를 들 수 있다. 섬유 구조물에 함침시키는 도전성 수지의 양이 부족하면 반복 사용에서의 세탁 내구성이 얻어지지 않게 되기 때문에, 섬유 구조물의 단위중량은 50g/㎡ 이상 300g/㎡ 이하인 것이 바람직하다. 50g/㎡보다 작으면 도전성 수지의 함침량이 적어져서 세탁 내구성이 얻어지지 않는다. 300g/㎡보다 크면 실질 단위중량이 커서 착용감이 떨어지는 원인이 된다. 보다 바람직하게는, 60g/㎡ 이상 250g/㎡ 이하이다. 섬유 구조물의 두께는 0.2㎜ 이상 2.0㎜ 이하인 것이 바람직하다. 두께가 0.2㎜ 미만에서는 옷감이 지나치게 얇기 때문에, 실질 단위중량이 작아져 도전성 수지의 함침량이 적어진다. 두께가 2.0㎜를 초과하면, 지나치게 두꺼워서 착용감이 떨어지는 원인이 된다. 보다 바람직하게는 0.3㎜ 이상 1.5㎜ 이하이다.

[0057] 전극(101)의 크기나 형상에 대해서는 생체 신호를 검출할 수 있으면 특별히 규정되는 것은 아니고, 세로, 가로의 길이는 각 2㎝ 이상 20㎝ 이하인 것이 바람직하다. 전극(101)의 세로, 가로의 길이가 각 2㎝ 이하이면 전극의 면적이 지나치게 작기 때문에 운동시 등에 옷감이 움직일 때에 전극도 어긋나기 쉽고, 노이즈를 잡기 쉬워진다. 20㎝ 이상이면 실질 신호 검출에 필요없는 크기임과 아울러 전극의 면적이 지나치게 크기 때문에 인접하는 전극과의 간격이 작고, 쇼트 등 트러블의 원인이 되기 쉽다. 보다 바람직하게는, 세로, 가로의 길이가 각 2.5㎝ 이상 18㎝ 이하인 것이 바람직하다.

[0058] 또한, 양호한 심전파형을 계속적으로 얻기 위해서는 전극(101)이 피부에 접촉하여 부착된 상태를 유지할 필요가 있다. 전극(101)을 피부에 계속해서 부착해 두기 위해서는 섬유 구조물을 구성하는 옷감의 유연성이 필요하기 때문에 섬유 구조물은 직물, 편물, 부직포가 바람직하고, 보다 바람직하게는 보다 유연성이 높은 편물이다.

[0059] 또한, 편물로 대표되는 섬유 구조물의 조직, 제조 방법은 특별히 한정되는 것은 아니지만, 전극으로서 땀 등의 수분을 유지하는 형상이 바람직하고, 편물로는 다층 구조 편지(編地)를 바람직하게 사용할 수 있다. 그 예로서, 더블 러셀 조직, 골판지형 조직, 리버서블 조직, 스무스 조직, 프레즈 조직, 기모 조직 등을 들 수 있지만, 이것에 한정되는 것은 아니다.

[0060] 본 발명의 전극(101)에 사용하는 직편물은 도전성 수지의 섬유 구조물로의 담지 및 고도전성의 관점에서, 복수

의 단섬유로 구성되는 멀티필라멘트사를 포함하고 있는 것이 바람직하다. 멀티필라멘트사의 섬도는 특별히 한정은 되지 않지만, 섬유 구조물로서의 특성을 활용하는 관점에서 30dtex~400dtex인 것이 바람직하다. 직편물 중의 멀티필라멘트사의 혼율은 성능에 영향이 없는 범위이면 특별히 한정되지 않지만, 혼율은 높은 편이 도전성, 내구성의 관점에서 바람직하고, 보다 바람직하게는 50% 이상 100% 이하이다.

[0061] 직편물에 사용되는 멀티필라멘트사의 소재는, 예를 들면 폴리에틸렌테레프탈레이트, 폴리트리메틸렌테레프탈레이트, 폴리부틸렌테레프탈레이트 등의 폴리에스테르계 합성 섬유, 나일론 등의 폴리아미드계 합성 섬유 등을 사용할 수 있다. 또한, 산화티탄 등의 첨가물을 배합한 것을 사용해도 좋고, 흡습성 향상 등의 기능성 부여를 위해서 폴리머 개질된 섬유도 사용해도 좋다. 또한, 멀티필라멘트를 구성하는 단섬유 단위의 단면 형상도 규정되는 것은 아니고, 원형, 삼각형, 팔엽형, 편평형, Y형으로 대표되는 다양한 이형 단면사도 사용할 수 있다. 또한, 비탄성사로서 점도가 다른 폴리머로 이루어지는 심초 또는 사이드 바이 사이드형의 복합사를 사용할 수도 있다. 또한, 이것들의 원사에 가연 가공을 실시한 가연 가공사를 사용해도 좋다. 또한, 폴리아크릴니트릴, 폴리프로필렌 등의 합성 섬유, 레이온, 폴리노직, 큐프라 등의 재생 섬유, 아세테이트, 트리아세테이트 등의 반합성 섬유를 사용할 수 있다.

[0062] 본 발명에 의한 섬유 구조물은 섬유 표면 및 섬유간의 공극에 도전성 수지를 담지시키는 관점에서, 단섬유의 섬유 지름이 0.2dtex 이하인 멀티필라멘트를 포함하는 것이 바람직하다. 0.2dtex 이하의 단섬유 멀티필라멘트의 섬유 구조물에 차지하는 혼율은 성능에 영향이 없는 범위이면 특별히 한정되지 않지만, 혼율은 높은 편이 도전성, 내구성의 관점에서 바람직하고, 보다 바람직하게는 50% 이상 100% 이하이다. 또한, 단섬유의 개수가 많을수록 복수의 단섬유로 구성되는 공극, 즉 도전성 수지가 담지되는 부위가 재분화됨으로써 도전성 수지의 섬유 구조물에의 담지성이 높아지고, 또한 섬유 지름이 좁아짐으로써 재분화되어도 도전성 수지의 연속성이 유지되기 때문에 뛰어난 고도전성 및 세탁 내구성이 얻어지게 된다. 바람직하게는 인공 피혁이나 아우터 소재 등에 사용되는 섬유 지름이 5㎛ 이하인 마이크로파이버를 사용하는 것이 바람직하고, 보다 바람직하게는 최근 스포츠 의료, 브래지어, 골프 글로브 등의 안감에 미끄럼 방지를 목적으로 사용되고 있는 섬유 지름 10㎚ 이상 5000㎚ 이하의 나노파이버, 특히 섬유 지름 10㎚ 이상 1000㎚ 이하의 나노파이버를 사용하는 것이 보다 바람직하다. 나노파이버로서는 "나노 알로이(등록상표)" 섬유로 제작되는 나노파이버 스테이플사 집합체, 일렉트로 스피닝 방식 등에 의해 제작되는 모노필라멘트사의 집합체 등 기지의 방법으로 제작된 나노파이버를 포함하는 섬유 구조물을 바람직하게 이용할 수 있지만, 나노파이버의 멀티필라멘트사를 포함하는 섬유 구조물이 보다 바람직하다. 나노파이버의 멀티필라멘트사는 기지의 복합 방사 방식 등에 의해 제작할 수 있다. 일례로서는, 일본 특허공개 2013-185283호 공보에 예시된 복합 구금을 사용한 복합 섬유를 탈해(脫海)한, 섬유 지름의 편차가 작은 나노파이버 멀티필라멘트사를 유효하게 이용할 수 있지만, 이것들에 한정되는 것은 아니다.

[0063] 또한, 본 발명에 사용하는 전극(101)은 도전성 물질을 포함하는 섬유 구조물의 편면에 수지층이 적층되어서 이루어지는 것이 바람직하다. 생체 전극에의 적응을 고려하면, 전극(101)에 사용하는 섬유 구조물의 피부측과 접하는 면의 이면측에 수지층이 적층되는 것이 바람직하다. 생체 신호를 검출할 때, 전극(101)이 건조해져 버리면 안정적으로 생체 신호를 검출하는 것이 곤란해진다. 따라서, 어느 정도전극(101)을 습윤 상태로 유지할 필요가 있어 전극(101)의 편면을 수지층으로 덮음으로써 건조를 방지하고, 도전성을 안정적으로 얻을 수 있다. 또한, 전극(101)의 편면을 수지층으로 덮음으로써 세탁시에 탈락되는 도전성 수지를 경감할 수 있어, 세탁 내구성을 대폭 억제할 수 있게 된다.

[0064] 수지층을 구성하는 폴리머의 종류, 형상은 습도 컨트롤이 가능한 것이면 좋고, 특별히 한정되는 것은 아니지만 투습층인 것이 바람직하다. 완전히 습기의 이동을 차단하면, 땀이 차는 느낌이 강해져 착용시의 불쾌감으로 이어지는 것 이외에 피부병 등의 원인으로도 연결된다. 투습층으로서는, PTFE(폴리테트라플루오로에틸렌) 다공막, 친수성의 폴리에스테르 수지, 폴리우레탄 수지 등 친수성 엘라스토머로 이루어지는 무공막, 폴리우레탄 수지 미다공막 등, 기지의 막, 필름, 적층물, 수지 등을 코팅, 라미네이트 방식으로 적층한 형태를 들 수 있지만, 이것들에 한정되는 것은 아니다. 기재인 섬유 구조물에의 추종성의 관점에서, 투습층은 신축성을 갖는 폴리우레탄 수지 미다공막을 라미네이트에 의해 적층 접착한 것이 바람직하다. 또한, 투습성을 향상시키기 위해서 편면에 수지층을 적층한 섬유 구조물에 펀칭기나 재봉틀을 이용하여 미다공을 형성해도 좋다.

[0065] 본 발명에 사용하는 전극(101)은 JIS L0217(2012) 103법에서의 세탁법에 의한 20회의 반복 세탁 후의 표면 전기 저항값이 $1\times10^{6}\Omega$ 이하인 것이 바람직하다. $1\times10^{6}\Omega$을 초과하면 전기 신호의 노이즈가 커져, 정밀한 측정이 곤란해진다. 또한, 건조 상태의 표면 전기 저항값이 $1\times10^{6}\Omega$보다 큰 전극(101)이어도, 생체 검출 의료(100)로서 착용될 때 전극(101)에 수돗물이나 땀 등의 전해질을 포함하는 액체가 함침되면 실질적인 표면 전기 저항값이 1

$\times 10^6 \Omega$ 이하까지 저감될 경우에는 측정이 가능해진다. 본 발명의 생체 신호 검출 의료(100)는 일반 가정에도 널리 사용되는 것이 기대되지만, 실착용을 고려하면 세탁 20회 후까지는 생체 신호의 검출이 가능한 것이 바람직하다.

[0066] 본 발명의 생체 신호 검출 의료(100)에서는 전극(101)에 의해 얻은 생체 신호를 측정 장치(102)에 송신하는 배선부[103(103a, 103b, 103c)]가 필요하다. 배선부(103)는 의료 본체부(104)에 도전성 수지를 프린트하는 방법이나 도전성 수지의 필름을 라미네이트하는 방법, 또한 전기 도전성을 갖는 섬유나 금속선에 의해 형성되는 것이 바람직하다.

[0067] 의료 본체부(104)의 소정 위치에 도전성 수지를 프린트함으로써 배선부(103)를 형성할 경우, 사용하는 도전성 수지는 도전성을 갖는 수지이면 특별하게 한정은 없지만, 상술의 전극(101)으로 사용하는 도전성 수지가 예시될 수 있는 것 이외에 카본블랙, 카본 나노튜브, 금속 미립자, 또는 이것들의 혼합물을 아크릴이나 에폭시 등의 접착 수지에 혼합한 것을 사용할 수 있다. 도전성 수지는 스크린 프린트나 로터리 프린트 등에 의해, 의료 본체부(104)의 배선을 형성하는 소정 위치에 배선상으로 프린트하면 좋다.

[0068] 전기 도전성이 얻어지는 섬유에 의해 배선부(103)를 형성할 경우, 도전성 섬유로서는 카본블랙을 폴리에스테르나 나일론의 심이나 감싸는 부분의 일부에 섬유의 길이 방향으로 복합 배치한 도전성 섬유, 은, 알루미늄 또는 스테인리스강을 포함하는 금속류를 폴리에스테르나 나일론 섬유에 코팅한 금속 코팅사를 사용하면 좋다. 수지 섬유에의 금속류의 코팅의 방법에 대해서는 은, 알루미늄, 또는 스테인리스강 등의 미분말을 분산시킨 용액에 나일론이나 폴리에스테르 섬유를 주행시켜, 섬유를 금속분말로 피복한 후에 가열 히터에 의해 열 세팅하는 방법이나, 나일론이나 폴리에스테르 섬유로 통편(筒編)을 제작하고, 은, 알루미늄, 또는 스테인리스강을 분산시킨 용액에 투입하여 가열에 의해 섬유에 고착시킨 후, 편지로부터 섬유를 푸는 니트-디니트법(knit-deknit method)이 사용된다. 또한, 사용하는 텐리스강에 대해서는 특히 인체에 주는 자극이 작은 서지컬 스테인리스(SUS316L)를 사용하는 것이 바람직하다. 또한, 금속선에 의해 배선부(103)를 형성할 경우, 스테인리스선이나 동선을 절연성의 비닐로 피복하는 금속선을 사용할 수 있다.

[0069] 도전성 수지를 프린트함으로써 배선부(103)를 형성할 경우, 반복 착탈이나 운동에 의한 옷감의 신축에 의해 의료 본체부(104)에 프린트된 도전성 수지에 균열이 생겨 단선될 우려가 있어, 내구성면에서 문제가 있다. 금속선에 의해 배선(103)을 형성할 경우, 금속선 파단시나 금속선 말단의 처리에 불비가 있을 경우 금속선이 신체에 찔릴 우려가 있어 안전면에서 문제가 남는다. 배선부(103)는 도전성 섬유에 의해 형성되는 것이 바람직하고, 배선부(103)는 섬유를 도전성이 뛰어난 은, 알루미늄 또는 스테인리스강에 의해 코팅한 도전성 섬유를 사용하는 것이 보다 바람직하다.

[0070] 도전성 섬유를 의료 본체부(104)에 부착하는 방법은 특별히 한정되지 않고, 재봉틀을 이용하여 도전성 섬유를 의료 본체부(104)의 옷감에 꿰매 넣거나, 접착 수지를 이용하여 옷감에 부착해도 좋고, 핫멜트 접착제를 편면에 부여한 도전성 섬유로 이루어지는 필름을 이용하여 열접착에 의해 부착해도 좋다.

[0071] 도전성 섬유나 도전성 수지의 프린트 등에 의해 형성되는 배선부(103)는 의료 본체부(104)의 표면(피부에 밀착하지 않는 면)에 배치하는 것이 바람직하다. 표면에 배선함으로써 배선부(103)는 피부에 직접 접촉하지 않고, 전극(101)이 검출한 생체 신호에 배선부(103)가 취득한 노이즈가 혼입될 일이 없어 정밀도 좋게 생체 신호를 측정하는 것이 가능해진다.

[0072] 도전성 섬유를 의료 본체부(104)에 부착하는 방법으로서는 재봉틀을 사용한 봉제에 있어서, 도전성 섬유를 밑실로, 통상의 재봉틀 실을 윗실로 사용하여 옷감의 이면을 위를 향해서 봉제하는 것이 보다 바람직하다. 이것에 의해, 의료 본체부(104)의 피부와 밀착하지 않는 표면측에 도전성 섬유가 주로 노출된다. 또한, 도전성 섬유의 재봉 부착법으로서는 의료 본체부(104)에 도전성 섬유를 지그재그상으로 재봉 부착하는 것이 바람직하다. 도전성 섬유를 지그재그상으로 재봉 부착함으로써 옷감의 신축시에도 재봉실 부분이 움직이는 것이 가능해져, 옷감에 추종하기 때문에 스트레치성을 저해하지 않는다.

[0073] 본 발명의 생체 신호 검출 의료(100)에서는, 이들 도전성 섬유 구조물로 이루어지는 전극(101)과 배선부(103)를 접속하면 분극을 억제할 수 있기 때문에 미약한 생체 신호의 검출에 바람직할 뿐만 아니라, 부식(전식)도 억제할 수 있기 때문에 장기간의 연속적 이용이 가능해진다. 전극(101)과 배선부(103)를 접속하는 방법은 특별히 한정되는 것은 아니지만, 의료 본체부(104)에 배치한 전극(101) 상에 봉제에 의해 도전성 섬유로 재봉 부착해서 배선부(103)를 형성하는 방법이나, 도전성 수지를 프린트해서 배선부(103)를 형성할 때에 전극(101)에 겹쳐서 프린트하는 방법, 또한 도전성 수지 필름의 편면에 핫멜트 접착제를 부여하여 전극(101) 상에 상기 필름을 열압

착해서 배선부(103)를 형성하는 방법 등을 들 수 있다.

[0074] 본 발명의 배선부(103)는 전극(101)으로부터 얻은 생체 신호를 측정 장치(102)에 감도 좋게 전달하는 것이 필요로 되기 때문에, 배선부(103)에 대해서는 의료 본체부(104) 상에 노출되는 배선부(103)를 방수성의 전기적 절연성 부재에 의해 피복하여 신체(1)나 외기와 절연하는 것이 바람직하다. 본 절연에 의해, 다량의 발한시나 강우시에도 양호한 생체 신호의 측정이 가능해진다. 방수성의 전기적 절연성 부재로서는 핫멜트 접착제를 편면에 부여한 방수성 필름이 바람직하게 사용되고, 특히 착탈이나 운동시의 옷감의 추수성을 저해하지 않는 점에서 신축성이 뛰어난 폴리우레탄계의 필름인 것이 바람직하다. 배선부(103)를 피복하는 방법으로서는 배선부(103)를 의료 본체부(104)에 부착한 후, 배선부(103)를 완전히 피복하는 형태로 의료 본체부(104)의 옷감의 양면으로부터 핫멜트 접착제를 부여한 방수성의 전기적 절연성 부재를 다리미나 프레스기로 열압착시키는 방법이 바람직하게 사용된다.

[0075] 도 2는 도 1에 나타내는 생체 신호 검출 의료(100)의 A-A'선에서의 단면도이다. 도 2에 나타내는 배선(103a)은 도전성 섬유 또는 금속선을 의료 본체부(104)에 재봉 부착하여 형성된 것이다. 도 2에 나타내는 바와 같이, 배선부(103a)를 형성하는 도전성 섬유 또는 금속선은 의료 본체부(104)의 표면측 및 이면측에 노출되어 있기 때문에 방수성의 전기적 절연성 부재(105a)에 의해 양면을 피복하는 것이 바람직하지만, 적어도 피부에 접촉하는 측으로 노출되는 배선부(103a)를 전기적 절연성 부재(105a)에 의해 피복하면 배선부(103a)로부터의 노이즈를 제거해서 안정적으로 생체 신호를 검출할 수 있다. 배선부(103b, 103c)의 노출부에 대해서도, 배선부(103a)와 마찬가지로 전기적 절연성 부재(105b, 105c)에 의해 피복된다. 이것에 의해, 다량의 발한시나 강우시에도 양호한 생체 신호의 측정이 가능해진다. 또한, 도전성 수지를 의료 본체부(104)의 표면 또는 이면에 프린트해서 배선부(103)를 형성할 경우, 도전성 수지를 프린트한 면만 전기적 절연성 부재(105)로 피복하면 좋다.

[0076] 또한, 전극(101)을 부착하고 있는 의료 본체부(104)의 표면(피부에 접착하지 않는 면)도 배선부(103)의 피복에 사용하는 방수성의 전기적 절연성 부재(105)로 피복하는 것이 바람직하다. 전극(101)이 배치되는 의료 본체부(104)의 표면을 피복함으로써 강우시의 옷감 표면으로부터의 물의 스며듦을 억제할 수 있다.

[0077] 또한, 방수성의 전기적 절연성 부재(105)로 이루어지는 시트의 편면의 일부에 도전성 수지를 연속적으로 적층하고, 방수성의 전기적 절연성 부재(105)의 도전성 수지가 적층된 면을 의료 본체부(104)와 접합함으로써 배선부(103)를 형성해도 좋다. 상술한 바와 같이, 옷감에 도전성 수지를 프린트한 경우에는 생체 신호 검출 의료(100)의 반복 착탈이나 운동에 의한 옷감의 신축에 의해 도전성 수지에 균열이 발생하여 단선될 우려가 있지만, 방수성의 전기적 절연성 부재(105)에 도전성 수지를 적층해서 배선부(103)로 했을 경우, 방수성의 전기적 절연성 부재(105)는 옷감과 같이 공극이 없고, 신축성도 뒤떨어지기 때문에 신축되어도 도전성 수지층에 균열이 발생하기 어려워, 배선부(103)로서 안정적으로 사용하는 것이 가능해진다.

[0078] 본 발명의 생체 신호 검출 의료(100)에서는 1개의 전극(101), 측정 장치(102), 및 전극(101)과 측정 장치(102)를 도통 접속하는 배선부(103)에 의해 도통 접속계통을 구성한다. 도통 접속계통이 발수성과 절연성의 구조로 서로 분리되도록 하는 것이 바람직하다. 도통 접속계통을 서로 분리함으로써 의료 본체부(104)에 땀 등의 전해액이 스며들어도 단락될 일이 없어, 운동시의 다량으로 발한하는 경우나 강우시에도 안정적으로 생체 신호를 측정할 수 있다.

[0079] 도 3은 본 발명의 실시형태의 변형예에 의한 생체 신호 검출 의료(100A)의 모식도이다. 도 3(a)는 생체 신호 검출 의료(100A)를 착용시의 앞면측의 개략도이고, 도 3(b)는 도 3(a)의 생체 신호 검출 의료(100A)의 B-B'선에서의 단면도이다. 도 3에 나타내는 바와 같이, 변형예에 의한 생체 신호 검출 의료(100A)는 전극(101), 측정 장치(102) 및 배선부(103)에 의해 구성되는 3개의 도통 접속계통(110), 즉 전극(101a), 측정 장치(102) 및 배선부(103a)로 이루어지는 도통 접속계통(110a), 전극(101b), 측정 장치(102) 및 배선부(103b)로 이루어지는 도통 접속계통(110b), 전극(101c), 측정 장치(102) 및 배선부(103c)로 이루어지는 도통 접속계통(110c)이 존재한다. 3개의 도통 접속계(110)는 발수성과 절연성의 구조(120)로 서로 분리되어 있다. 발수성과 절연성의 구조(120)는 전극(101a), 및 배선부(103a)를 생체 신호 검출 의료(100A)의 다른 부분과 분리하는 구조(120a)와, 전극(101b), 및 배선부(103b)를 다른 부분과 분리하는 구조(120b)로 이루어지고, 발수성과 절연성의 구조(120a 및 120b)에 의해, 3개의 도통 접속계통(110a, 110b 및 110c)이 서로 분리되어 있다. 도 3(b)에 나타내는 바와 같이, 발수성과 절연성의 구조(120)는 의료 본체부(104)의 옷감을 두께 방향으로 종단하도록 설치되기 때문에, 단락을 방지하여 안정적으로 생체 신호를 측정할 수 있다. 발수성과 절연성의 구조(120)를 의료 본체부(104)의 옷감 내부에 형성할 경우, 봉제에 의해 상술의 방수성의 전기적 절연성 부재(105)로 이루어지는 섬유를 붙여서 재봉하면 좋다.

[0080] 발수성과 절연성의 구조(120)는 의료 본체부(104)의 옷감의 표면에 형성해도 좋고, 이러한 경우에는 상술한 방수성의 전기적 절연성 부재(105)의 시트를 의료 본체부(104)의 양면에 부착하면 좋다.

[0081] 또한, 도통 접속계통(110)이 2개인 경우, 및 3개 이상인 경우에도 발수성과 절연성의 구조(120)에 의해 도통 접속계통(110)을 서로 분리하면 좋다.

[0082] 본 발명의 생체 신호 검출 의료(100, 100A)에서는 노이즈가 적은 신호를 얻기 위해서 의료 본체부(104)에 배치한 전극(101)을 신체(1)에 밀착시킬 필요가 있고, 전극(101)의 신체(1)에의 착압이 적어도 0.1kPa 이상 2.0kPa 이하인 압력으로 전극(101)을 신체(1)에 밀착시키는 것이 바람직하다. 2.0kPa보다 클 경우, 신호는 양호하게 얻어지지만 착압이 커서 착용감이 불편해지고, 0.1kPa 이하에서는 동작시에 전극이 피부로부터 멀어져 양호한 신호가 얻어지지 않게 된다. 보다 바람직하게는 0.5Pa 이상 1.5Pa 이하이다.

[0083] 본 착압을 실현하기 위해서는 의료 본체부(104)가 직편물로 이루어지고, 그 직편물의 세로 방향 또는 가로 방향 중 어느 한쪽의 60% 신장시의 응력이 0.5N 이상 15N 이하인 것이 바람직하다. 착압은 옷감의 스트레치 특성과 봉제 사이즈로 조정할 수 있지만, 0.5N보다 작으면 봉제 사이즈를 작게 해서 상술의 착압 범위를 실현했다고 해도, 동작시에 옷감이 신장되었을 경우 옷감이 얇아져 찢어짐의 원인이 된다. 15N을 초과하면 봉제 사이즈를 크게 해서 상술의 착압 범위를 실현했다고 해도, 동작시에 그 이상 옷감이 신장되기 어려워 동작성이 악화되는 원인이 된다. 보다 바람직하게는 1.0N 이상 10N 이하이다.

[0084] 본 착압을 실현하기 위해서는 전극(101)을 부착하는 의료 본체부(104)가 탄성사와 비탄성사로 이루어지는 직편물인 것이 바람직하다. 탄성사와 비탄성사로 이루어지는 직편물은 옷감의 스트레치 특성이 뛰어나, 상기 착압을 실현할 수 있다.

[0085] 탄성 경편지에 적용하는 탄성사의 소재는 특별히 한정되는 것은 아니고, 예를 들면 폴리우레탄 탄성 섬유, 폴리에테르·에스테르 탄성 섬유, 폴리아미드 탄성 섬유, 폴리올레핀 탄성 섬유, 또는 천연 고무, 합성 고무, 반합성 고무로 이루어지는 실 형상의 소위 고무사, 합성 섬유에 고무를 디핑하거나, 코팅한 특수 섬유 등을 사용할 수 있다. 이 중, 일반적으로 탄성 경편지에 널리 이용되고 있고, 편립성(編立性)이 양호해서 제품으로 했을 때에 뛰어난 신도 및 회복 특성을 발휘하는 폴리우레탄 탄성 섬유가 특히 바람직하다.

[0086] 또한, 탄성 경편지에 적용하는 비탄성사의 소재도 특별히 한정되는 것은 아니지만, 예를 들면 폴리에틸렌테레프탈레이트, 폴리트리메틸렌테레프탈레이트, 폴리부틸렌테레프탈레이트 등의 폴리에스테르계 합성 섬유, 나일론 등의 폴리아미드계 합성 섬유 등을 사용할 수 있다. 또한, 비탄성사의 소재로서 상술한 섬유에 산화티탄 등의 첨가물을 포함시킨 것을 사용해도 좋고, 흡습성 향상 등의 기능성 부여를 위해서 폴리머 개질한 섬유도 사용해도 좋다. 또한, 비탄성사의 단섬유 단위의 단면 형상도 규정되는 것은 아니고, 원형, 삼각형, 팔엽형, 편평형, Y형으로 대표되는 다양한 이형 단면사도 사용할 수 있다. 또한, 비탄성사로서 점도가 다른 폴리머로 이루어지는 심초 또는 사이드 바이 사이드형의 복합사를 사용할 수도 있다. 또한, 이것들의 원사에 가연 가공을 실시한 가연 가공사를 사용해도 좋다. 또한, 폴리아크릴니트릴, 폴리프로필렌 등의 합성 섬유, 레이온, 폴리노직, 큐프라 등의 재생 섬유, 아세테이트, 트리아세테이트 등의 반합성 섬유, 면, 마, 양모, 비단 등의 천연 섬유 등을 요구 특성에 맞춰서 사용하면 좋다. 이와 같이, 비탄성사로서는 용도에 따라 최적인 소재를 적당하게 선정하면 좋다.

[0087] 탄성사와 비탄성사를 사용하는 직편물에 대해서 직방이나 편방에 대해서는 특별히 한정되는 것은 아니고, 상술의 착압을 실현할 수 있으면 좋다. 예를 들면, 직물의 경우 심에 탄성사, 감싸는 부분에 비탄성사를 커버링한 커버링사를 경사, 위사에 사용해서 평직물이나 트윌 조직으로 제직하는 방법이나, 환편의 경우에는 상기 커버링사를 저지 조직이나 스무스 조직으로 편성하는 방법이나, 비탄성사와 탄성사를 합사(合絲)하여 편성하는 베어 저지편이나 베어 스무스편 등을 사용할 수 있다. 경편의 경우에는 프론트 바디에 비탄성사, 백 바디에 탄성사를 사용하고, 프론트의 조직을 10/01, 백의 조직을 01/10으로 편성하는 더블 덴비 조직이나, 프론트의 조직을 10/23, 백의 조직을 01/10으로 편성하는 하프 조직으로 편성하면 좋다. 보다 바람직하게는, 옷감의 신축성이 뛰어나 운동시에도 옷감이 스무스하게 신축되어 착압의 흐트러짐이 적은, 이너나 스포츠 언더에 바람직한 환편이나 경편을 채용하면 좋다. 특히, 상술의 착압을 안정적으로 얻기 위해서는 상술의 환편의 베어 저지편이나 경편의 하프 조직이 바람직하다.

[0088] 본 발명의 생체 신호 검출 의료(100, 100A)에 사용하는 측정 장치(102)는 커넥터를 통해서 의료 본체부(104)와 착탈 및 접속하는 것이 바람직하다. 또한, 측정 장치(102)를 의료로부터 분리함으로써 세탁하는 것이 가능해진다. 커넥터로서는 특별히 한정되는 것은 아니고, 일반적으로 코드의 접속에 사용되는 소켓 등을 사용해도 좋지만, 측정 장치(102)를 의료 본체부(104)에 동시에 고정할 수 있는 복수의 금속성 도트 단추를 사용하는 것이 보

다 바람직하다.

[0089] 측정 장치(102)는 모바일 단말이나 퍼스널 컴퓨터와 통신에 의해 데이터를 전송하는 기능을 갖는 것이 바람직하다. 본 기능에 의해, 예를 들면 퍼스널 컴퓨터 내에 간편하게 데이터를 취득, 축적하고, 해석하는 것도 가능해진다. 또한, 측정 장치(102)는 무선 통신에 의해 모바일 단말이나 퍼스널 컴퓨터와 통신하는 것이 특히 바람직하다. 무선 통신에 의해, 통신을 위해서 유저를 구속할 필요가 없어진다.

[0090] 도 4에, 본 발명의 실시형태에 의한 생체 신호 검출 의료(100, 100A)에서 사용하는 측정 장치(102)의 개략을 블럭도에 의해 나타낸다. 도 4에 나타내는 바와 같이, 측정 장치(102)는 전극(101)이 측정한 생체 신호의 처리를 행하는 신호 처리부(102a)와, 신호 처리부(102a)가 처리한 생체 신호 데이터를 기억하는 데이터 기억부(102b)와, 생체 신호 데이터를 모바일 단말이나 퍼스널 컴퓨터와 유선 또는 무선으로 통신하는 통신부(102c)와, 각 부를 제어하는 제어부(102d)를 구비한다. 생체 신호를 송신하는 배선부(103)와 측정 장치(102)는 커넥터(106)를 통해서 접속되어 있다. 측정 장치(102)를 이러한 구성으로 함으로써 퍼스널 컴퓨터 내에 간편하게 데이터를 취득, 축적하고, 해석하는 것이 가능해진다.

[0091] 이와 같이, 본 발명에 의한 생체 신호 검출 의료에 의해 생체 신호, 특히 심전 신호를 의복의 형태로 검출하는 것을 실현하여, 일상 생활 활동을 저해하지 않고 장시간 연속적으로 심전도 등의 계측이 가능해진다.

[0092] 실시예

[0093] 이어서, 본 발명의 생체 신호 검출 의료에 대해서 실시예를 참조해서 상세하게 설명하지만, 본 발명의 생체 신호 검출 의료는 이들 실시예에 한정되는 것은 아니다.

[0094] (1) 신장에 대한 신장력

[0095] 의료 본체부에 사용하는 옷감의 신장에 대한 신장력에 대해서는 JIS L1096A법을 응용해서 측정했다. 즉, 폭 5.0㎝×길이 15㎝의 시험편을 세로 또는 가로 방향으로 3매 채취하고, 자기록 장치가 장착된 정속 신장형 인장력 시험기를 사용하여 커트 스트립법으로 잡기 간격(원래 표시 간격) 7.6㎝, 첫 하중 29mN, 인장 속도 20㎝/min으로 신장률 80%까지 잡아 늘리고, 응력-변형 곡선을 그려서 변형률 60%에 대한 응력, 즉 신장력을 구하여 각각 평균값을 산출하여 소수점 이하 1자리로 사사오입했다.

[0096] (2) 섬도

[0097] 해도형 복합 섬유는 직물을 수산화나트륨 3질량% 수용액(75℃, 욕비 1:30)에 침지함으로써 용해되기 쉬운 성분을 99% 이상 용해 제거한 후, 실을 분해하여 극세 섬유로 이루어지는 멀티필라멘트를 발출하고, 이 1m의 질량을 측정하여 10000배 함으로써 섬도를 산출했다. 이것을 10회 반복하여, 그 단순 평균값의 소수점 둘째 자리를 사사오입한 값을 섬도로 했다.

[0098] 기타 섬유에 대해서는 실을 분해하여 멀티필라멘트를 발출하고, 이 1m의 중량을 측정하여 10000배 함으로써 섬도를 산출했다. 이것을 10회 반복하여, 그 단순 평균값의 소수점 둘째 자리를 사사오입한 값을 섬도로 했다.

[0099] (3) 섬유 지름

[0100] 얻어진 멀티필라멘트를 에폭시 수지로 포매하고, Reichert사 제 FC·4E형 크라이오섹셔닝 시스템으로 동결하여 다이아몬드 나이프를 구비한 Reichert-Nissei ultracut N(울트라미크로톰)으로 절삭한 후, 그 절삭면을 (주)키엔스 제 VE-7800형 주사형 전자 현미경(SEM)으로 나노파이버는 5000배, 마이크로파이버는 1000배, 기타는 500배로 촬영했다. 얻어진 사진으로부터 무작위로 선정한 150개의 극세섬유를 추출하여, 사진에 대해서 화상 처리 소프트(WinROOF)를 이용하여 모든 외접원 지름(섬유 지름)을 측정했다.

[0101] (4) 멀티필라멘트의 섬유 지름 및 섬유 지름 편차[CV%(A)]

[0102] 상술한 섬유 지름의 평균 섬유 지름 및 섬유 지름 표준편차를 구하고, 하기 식에 의거하여 섬유 지름 CV%(변동계수: Coefficient of Variation)를 산출했다. 이상의 값은 모두 3개소의 각 사진에 대해서 측정을 행하고, 3개소의 평균값으로써 ㎚ 단위로 소수점 첫째 자리까지 측정하여 소수점 이하를 사사오입하는 것이다.

[0103] 섬유 지름 편차[CV%(A)]=(섬유 지름 표준편차/평균 섬유 지름)×100

[0104] (5) 이형도 및 이형도 편차[CV%(B)]

[0105] 상술한 섬유 지름과 마찬가지의 방법으로, 멀티필라멘트의 단면을 촬영하여 그 화상으로부터 절단면에 외접하는 진원의 지름을 외접원 지름(섬유 지름)으로 하고, 또한 내접하는 진원의 지름을 내접원 지름으로 해서 이형도=

외접원 지름÷내접원 지름으로부터 소수점 셋째 자리까지를 구하고, 소수점 셋째 자리 이하를 사사 오입한 것을 이형도로서 구했다. 이 이형도를 동일 화상 내에서 무작위로 추출한 150개의 극세 섬유에 대해서 측정하고, 그 평균값 및 표준편차로부터 하기 식에 의거하여 이형도 편차[CV%(B)(변동 계수: Coefficient of Variation)]를 산출했다. 이 이형도 편차에 대해서는, 소수점 둘째 자리 이하는 사사오입한다.

[0106] 이형도 편차[CV%(B)]=(이형도의 표준편차/이형도의 평균값)×100(%)

[0107] (6) 수지 부착량

[0108] 표준 상태(20℃×65% RH)에서의 도전성 고분자 분산액의 도포 전후의 시험포인 섬유 구조체의 질량 변화에 의해 수지 부착량을 측정했다. 계산식은 하기와 같다.

[0109] 수지 부착량(g/㎡)=[가공 후의 시험포 질량(g)-가공 전의 시험질 중량(g)]/시험포의 분산액을 도포한 면적(㎡)

[0110] (7) 표면 저항

[0111] 10㎝×10㎝의 전극을 시험편으로서 고질 발포 스티롤 상에 놓고, 표면 저항값(Ω)을 저항계(미쓰비시 아날리테크 4탐침 저항계 Loresta-AX MCP-T370)를 이용하여 20℃, 40% RH 환경 하에서 측정했다.

[0112] (8) 세탁 내구성

[0113] 10㎝×10㎝의 전극을 시험편으로서, JIS L0217(2012) 103법에 준거한 방법으로 20회 반복법에 의한 세탁 후의 표면 저항값을 측정했다. 세탁기는 전자동 세탁기(National NA-F50Z8)를 사용했다.

[0114] (9) 환기도

[0115] 전극의 통기성은 JIS L1096(직물 및 편물의 옷감 시험 방법)(1999) 통기성 A법(프레절 형법)에 준해서 측정했다.

[0116] (10) 강연도

[0117] 전극의 강연도는 JIS L1096(직물 및 편물의 옷감 시험 방법)(1999) 강연도 A법(45° 캔틸레버법)에 준해서 측정했다.

[0118] 본 발명의 생체 신호 검출 의료에 사용하는 전극, 의료 본체부, 배선부 및 전기적 절연성 부재의 제조예 및 실시예에 대해서 설명한다.

[0119] 전극의 제조예

[0120] [제조예 1]

[0121] 도(島)성분이 폴리에틸렌테레프탈레이트, 해(海)성분이 폴리에스테르의 산 성분으로서 테레프탈산과 5-나트륨술포이소프탈산의 공중합체로 이루어지는 알칼리 열수 가용형 폴리에스테르의 75T-112F[해도 비율 30%:70%, 도수(島數) 127도/F]의 나노파이버와 22T-24F의 고수축사를 혼섬한 100T-136F의 폴리에스테르 나노파이버 혼섬사를 이용하여, 스무스 조직으로 환편물을 제편했다. 이어서, 포백을 수산화나트륨 3질량% 수용액(75℃, 욕비 1:30)에 침지함으로써 용해되기 쉬운 성분을 제거하고, 나노파이버와 고수축사의 혼섬사 사용 편물을 얻었다. 얻어진 섬유 구조물로서의 편물에, 물과 에탄올의 혼합 용매(물 44wt%, 에탄올 50wt%)에 도전성 고분자로서 PEDOT/PSS를 1.0wt%, 바인더로서 아크릴계 열경화성 수지를 5.0wt%를 분산시킨 분산액을 기지의 그라비어 코팅법으로 약제 도포량이 15g/㎡가 되도록 도포해서 전극을 얻었다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0122] [제조예 2]

[0123] 고수축사를 22T-24F에서 33T-6F로 변경하고, 나노파이버를 75T-112F(해도 비율 30%:70%, 도수 127도/F)와 혼선한 110T-118F의 폴리에스테르 나노파이버 혼섬사로 한 것 이외에는 제조예 1과 같은 처리를 행하여 전극을 제조했다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0124] [제조예 3]

[0125] 직물 구조를 편물에서 평직물로 변경한 것 이외에는, 제조예 1과 같은 처리를 행하여 전극을 제조했다. 사용한 재료의 특성을 표 1에 나타낸다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0126] [제조예 4]

[0127] 22T-24F의 고수축사를 사용하지 않고, 75T-112F(해도 비율 30%:70%, 도수 127도/F)의 폴리에스테르 나노파이버 단독사로 변경한 것 이외에는 제조예 1과 같은 처리를 행하여 전극을 제조했다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0128] [제조예 5]

[0129] 22T-24F의 고수축사를 사용하지 않고, 75T-112F(해도 비율 30%:70%, 도수 127도/F)를 100T-30F(해도 비율 30%:70%, 도수 2048도/F)의 폴리에스테르 나노파이버 단독사로 변경한 것 이외에는 제조예 1과 같은 처리를 행하여 전극을 제조했다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0130] [제조예 6]

[0131] 22T-24F의 고수축사를 사용하지 않고, 75T-112F(해도 비율 30%:70%, 도수 127도/F)를 120T-60F(해도 비율 50%:50%, 도수 2048도/F)의 폴리에스테르 나노파이버 단독사로 변경한 것 이외에는 제조예 1과 같은 처리를 행하여 전극을 제조했다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1에 나타낸다.

[0132] [제조예 7]

[0133] 22T-24F의 고수축사를 사용하지 않고, 75T-112F(해도 비율 30%:70%, 도수 127도/F)의 삼각 단면의 폴리에스테르 나노파이버 단독사로 변경한 것 이외에는 제조예 1과 같은 처리를 행하여 전극을 제조했다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0134] [제조예 8]

[0135] 22T-24F의 고수축사를 사용하지 않고, 75T-112F(해도 비율 30%:70%, 도수 127도/F)를 66T-9F(해도 비율 20%:80%, 도수 70도/F)의 마이크로파이버의 직물로 변경한 것 이외에는 제조예 1과 같은 처리를 행하여 전극을 제조했다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0136] [제조예 9]

[0137] 4.2dtex, 길이 51㎜, 도 성분이 폴리에틸렌테레프탈레이트, 해 성분이 폴리스티렌으로 이루어지는 고분자 배열체 섬유(해도 비율 57%:43%, 도수 16도)를 이용하여 형성한 니들 펀치 부직포에 폴리우레탄을 함침 부여하고, 습식 응고를 실시했다. 폴리우레탄의 함유율은 폴리에틸렌테레프탈레이트의 질량에 대하여 49%였다. 이것을 트리클로로에틸렌에 담그고, 맹글로 짜내어 폴리스티렌 성분을 제거하여 단사 섬도 0.15dtex의 극세 섬유를 얻었다. 버핑 m/c로 입모 처리, 염색 가공을 실시한 부직포를 얻었다. 이어서 제조예 1과 같이, 얻어진 섬유 구조물로서의 부직포에, 물과 에탄올의 혼합 용매에 도전성 고분자로서 PEDOT/PSS, 바인더로서 아크릴계 열경화성 수지를 분산시킨 분산액을 기지의 그라비어 코팅법으로 약제 도포량이 15g/㎡가 되도록 도포해서 전극을 얻었다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0138] [제조예 10]

[0139] 22T-24F의 고수축사를 사용하지 않고, 75T-112F(해도 비율 30%:70%, 도수 127도/F)를 84T-36F[염색 시험용 폴리에스테르 섬유포 (주)시키센사 제]의 폴리에스테르 파이버 직물로 변경한 것 이외에는 제조예 1과 같은 처리를 행하여 전극을 제조했다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0140] [제조예 11]

[0141] 56T-24F의 폴리에스테르 파이버와 폴리우레탄사를 혼섬한 혼섬사를 이용하여 환편물을 제편했다. 이어서, 직물을 수산화나트륨 0.06질량%와 계면활성제 0.05질량%의 혼합 수용액(80℃, 욕비 1:30)에 침지함으로써 원사 유제나 오염을 제거했다. 얻어진 섬유 구조물로서의 편물에, 제조예 1과 마찬가지로 하여 도전성 고분자의 분산액을 도포해서 전극을 얻었다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0142] [제조예 12]

[0143] 78T-24F의 나일론 파이버 단독사를 이용하여 환편물을 제편했다. 이어서, 포백을 수산화나트륨 0.06질량%와 계면활성제 0.05질량%의 혼합 수용액(80℃, 욕비 1:30)에 침지함으로써 원사 유제나 오염을 제거했다. 얻어진 섬유 구조물로서의 편물에, 제조예 1과 마찬가지로 하여 도전성 고분자의 분산액을 도포해서 전극을 얻었다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0144] [제조예 13]

[0145] 도 성분이 폴리에틸렌테레프탈레이트, 해 성분이 폴리에스테르의 산 성분으로서 테레프탈산과 5-나트륨술포이소프탈산의 공중합체로 이루어지는 알칼리 열수 가용형 폴리에스테르의 75T-112F(해도 비율 30%:70%, 도수 127도/F)의 나노파이버와 22T-24F의 고수축사를 혼섬한 100T-136F의 폴리에스테르 나노파이버 혼섬사를 이용하여 환편물을 제편했다. 이어서, 포백을 수산화나트륨 3질량% 수용액(75℃, 욕비 1:30)에 침지함으로써 용해되기 쉬운 성분을 제거하고, 나노파이버와 고수축사의 혼섬사 사용 편물을 얻었다. 얻어진 편물의 이면에 기지의 방법으로 폴리우레탄 수지 미다공막을 라미네이트 가공하고, 표면에 물과 에탄올의 혼합 용매에 도전성 고분자로서 PEDOT/PSS, 바인더로서 아크릴계 열경화성 수지를 분산시킨 분산액을 기지의 그라비아 코팅법으로 약제 도포량이 15g/㎡가 되도록 도포해서 전극을 얻었다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0146] [제조예 14]

[0147] 고수축사를 22T-24F에서 33T-6F로 변경하고, 나노파이버를 75T-112F(해도 비율 30%:70%, 도수 127도/F)를 110T-118F의 폴리에스테르 나노파이버 혼섬사로 변경한 것 이외에는 제조예 13과 같은 처리를 행하여 전극을 얻었다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0148] [제조예 15]

[0149] 직물 구조를 편물에서 평직물로 변경한 것 이외에는 제조예 13과 같은 처리를 행하여 전극을 얻었다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0150] [제조예 16]

[0151] 75T-112F(해도 비율 30%:70%, 도수 127도/F)의 폴리에스테르 나노파이버 단독사로 변경한 것 이외에는 제조예 13과 같은 처리를 행하여 전극을 얻었다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0152] [제조예 17]

[0153] 4.2dtex, 51㎜ 도 성분이 폴리에틸렌테레프탈레이트, 해 성분이 폴리스티렌으로 이루어지는 고분자 배열체 섬유(해도 비율 57%:43%, 도수 16도)를 이용하여 형성한 니들 펀치 부직포에 폴리우레탄을 함침 부여하고, 습식 응고를 실시했다. 폴리우레탄의 함유율은 폴리에틸렌테레프탈레이트의 질량에 대하여 49%였다. 이것을 트리클로로에틸렌에 담그고, 맹글로 짜내어 폴리스티렌 성분을 제거하여 단사 섬도 0.15dtex의 극세 섬유를 얻었다. 버핑 m/c로 입모 처리, 염색 가공을 실시한 부직포를 얻었다. 제조예 13과 마찬가지로, 얻어진 부직포의 이면에 폴리우레탄 수지 미다공막을 라미네이트 가공하고, 표면에 도전성 고분자 분산액을 도포하여 전극을 얻었다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0154] [제조예 18]

[0155] 84T-36F[염색 시험용 폴리에스테르 섬유포 (주)시키센사 제]의 폴리에스테르 파이버 직물을 이용하여, 제조예 13과 마찬가지로 포백의 이면에 폴리우레탄 수지 미다공막을 라미네이트 가공하고, 표면에 도전성 고분자 분산액을 도포하여 전극을 얻었다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0156] [제조예 19]

[0157] 56T-24F의 폴리에스테르 파이버와 폴리우레탄사를 혼섬한 혼섬사를 이용하여 환편물을 제편했다. 이어서, 포백을 수산화나트륨 0.06질량%와 계면활성제 0.05질량%의 혼합 수용액(80℃, 욕비 1:30)에 침지함으로써 원사 유제나 오염을 제거했다. 제조예 13과 마찬가지로, 얻어진 편물의 이면에 폴리우레탄 수지 미다공막을 라미네이트 가공하고, 표면에 도전성 고분자 분산액을 도포하여 전극을 얻었다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0158] [제조예 20]

[0159] 78T-24F의 나일론 파이버 단독사를 이용하여 환편물을 제편했다. 이어서, 포백을 수산화나트륨 0.06질량%와 계면활성제 0.05질량%의 혼합 수용액(80℃, 욕비 1:30)에 침지함으로써 원사 유제나 오염을 제거했다. 얻어진 편물의 이면에 폴리우레탄 수지 미다공막을 라미네이트 가공하고, 표면에 도전성 고분자 분산액을 도포하여 전극을 얻었다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0160] [제조예 21]

[0161] 도전성 고분자로서 폴리아닐린 5% 수용액(알드리치 제)으로 변경한 것 이외에는 제조예 1과 같은 처리를 행하여 전극을 얻었다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0162] [제조예 22]

[0163] 도전성 고분자로서 폴리피롤 5% 수용액(알드리치 제)으로 변경한 것 이외에는 제조예 1과 같은 처리를 행하여 전극을 얻었다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0164] [제조예 23]

[0165] 제조예 4의 폴리에스테르 나노파이버를 나일론 나노파이버로 변경한 것 이외에는 제조예 1과 같은 처리를 행하여 전극을 얻었다. 사용한 재료 및 얻어진 전극의 특성을 표 1 및 표 2에 나타낸다.

[0166] 의료 본체부의 주된 옷감의 제조예

[0167] [제조예 24]

[0168] 트리코기에 있어서 56T-24F의 폴리에스테르 필라멘트를 프론트 바디에, 33T의 폴리우레탄 탄성 섬유를 백 바디에 배치하고, 하프 조직으로 생기(生機)를 작성했다. 그 후에, 정련, 릴렉스 공정을 거쳐 190℃에서 미리 열 세팅을 한 후 통상의 폴리에스테르의 염색 조건으로 염색하고, 170℃ 마무리 세팅을 행하여 180g/㎡의 주된 옷감을 얻었다. 가로 방향의 60% 신장시의 응력은 5.2N이었다.

[0169] [제조예 25]

[0170] 84T-36F의 폴리에스테르 가연 가공사와 33T의 폴리우레탄 탄성사를 합사하여, 32게이지 환편기로 베어 저지 조직으로 생기를 작성했다. 그 후에, 정련, 릴렉스 공정을 거쳐 185℃에서 미리 열 세팅을 한 후, 통상의 폴리에스테르의 염색 조건으로 염색하고, 170℃에서 마무리 세팅을 행하여 무게 180g/㎡의 주된 옷감을 얻었다. 가로 방향의 60% 신장시의 응력은 2.1N이었다.

[0171] 배선부의 제조예

[0172] [제조예 26]

[0173] 배선부로서, LION(주) 제 카본 수지 「라이온 베스트 W-311」과 (주)마츠이시키소카가쿠코교소 제 아크릴 수지 「스트레치 클리어-701B」를 1:4로 혼합한 수지를, 스크린 프린트에 의해 제조예 24 및 25에서 제조한 주된 옷감에 의해 작성한 의료 본체부의 표면에 20㎛의 두께로 배선상으로 프린트했다.

[0174] [제조예 27]

[0175] 도전성 섬유로서 미츠후지센이코교(주) 제 은도금사 「AGposs」의 110T-34F를 2개 합사하여 연사한 실을 밑실로, 폴리에스테르 60번수의 재봉실을 윗실로 사용하여 제조예 24 및 25에서 제조한 주된 옷감에 의해 작성한 의료 본체부의 이면을 위를 향해서 봉제함으로써, 은도금사를 옷감 표면에 재봉 부착했다.

[0176] 방수성의 전기적 절연성 부재의 제조예

[0177] [제조예 28]

[0178] 제조예 26 및 27에서 제조한 배선부를 커버하는 방수성의 전기적 절연성 부재로서, 도레이 코텍스(주) 제의 폴리우레탄계 방수 심테이프 「αE-110」을 사용하여 의료 본체부에 노출되는 배선부를 피복했다.

[0179] [제조예 29]

[0180] 방수성의 전기적 절연성 부재로서, PTFE(폴리테트라플루오로에틸렌) 필름의 편면에 폴리우레탄계 핫멜트 접착제를 도포한 것을 테이프상으로 커팅하여 방수 심테이프를 작성하고, 제조예 26 및 27에서 제조한 배선부를 작성한 방수 심테이프에 의해 피복했다.

[0181] 실시예 1

[0182] 제조예 24에서 제작한 주된 옷감에 제조예 2의 전극, 제조예 27의 배선, 제조예 28의 전기적 절연성 부재를 조합시켜서 이하에 나타내는 사양으로 생체 신호 검출 의료를 작성했다. 또한, 측정 장치의 의료 본체부로의 부착 방법으로서 YKK(주) 제의 의료용 금속제 도트 단추를 사용했다.

[0183] 실시예 1에서 제작한 생체 신호 검출 의료는 도 1에 나타내는 바와 같이, 전극(101a 및 101b)의 배치 장소를 좌우의 겨드랑이의 제 5늑골(2) 위 근방으로 하고, 심전도 측정 장치인 측정 장치(102)는 상기 좌측 겨드랑이에 배치된 전극(101b)을 정의 관전극(양극)으로 하고, 상기 우측 겨드랑이에 배치된 전극(101a)을 부의 관전극(음극)으로 하여 심전도 파형을 취득함으로써, 종래의 홀터 심전계에 있어서 취득되는 CC5 유도에 유사한 심전도

파형을 검출할 수 있었다. CC5 유도 파형은 종래의 임상 의학적 지견을 적용 가능한 것 이외에, QRS 신호의 진폭을 크게 검출할 수 있기 때문에 맥박 간격(R-R 간격) 등의 자동 해석에 바람직하다.

[0184] 좌우의 측흉부 또는 측복부 근방에 배치된 전극(101a 및 101b)으로부터 이간해서 배치되는 전극(101c)은 신체(1)에 접촉하는 한에 있어서 그 배치는 자유이지만, 적어도 전극(101c)의 일부가 좌우의 견갑골부 또는 늑골궁(3) 상에 위치하도록 하면, 특히 신체(1)와 전극(101c)이 접촉하기 쉬워져 생체 신호의 검출을 안정화할 수 있다.

[0185] 측정 장치(102)는 좌우 어느 한쪽의 흉부 또는 견부 또는 요부에 구비함으로써 유저의 움직임에 의한 잡음이 혼입되기 어려워 유저의 일상 생활 활동에의 영향이 적고, 유저가 단말을 용이하게 착탈할 수 있다고 하는 효과가 얻어진다. 여기에서, 예를 들면 도전성 면파스너 등을 커넥터로서 사용하여 유저가 스스로 측정 장치(102)의 부착 위치를 미세 조정할 수 있도록 하면, 유저에게 주는 부담을 더욱 경감할 수 있기 때문에 바람직하다.

[0186] 측정 장치(102)는, 예를 들면 도 4에 나타내는 바와 같이 복수의 전극(101)으로부터의 신호를 수신하고 심전도를 검출하는 신호 처리부(102a), 수신한 신호나 검출한 심전도 데이터 등을 축적하는 데이터 기억부(102b), 모바일 단말이나 퍼스널 컴퓨터와 통신하여 데이터를 주고 받는 통신부(102c), 이들 기능 블록을 제어하는 제어부(102d)를 구비하는 것을 사용했다.

표 1

	폴리머	폴리머	단면	섬도	섬유 지름	실 사용	섬유 지름 편차 (CV%(A))	이형도 편차 (CV%(B))	밀도(개/in) 세로 X 가로	단위중량 (g/m^2)	섬유 구조물	도전성 고분자	수지 도포량 (g/m^2)
제조예 1	멀티필라멘트 /고수축사	폴리에스테르	○	0.004dtex /0.9dtex	700nm	75T-112F(도 성분 30%:70%)/22T-24F	5	7	58 × 78	118	편물	PEDOT/PSS	14.3
제조예 2	멀티필라멘트 /고수축사	폴리에스테르	○	0.004dtex /5.5dtex	700nm	75T-112F(도 성분 30%:70%)/33T-6F	5	7	46 × 110	194	편물	PEDOT/PSS	14.5
제조예 3	멀티필라멘트 /고수축사	폴리에스테르	○	0.004dtex /0.9dtex	700nm	75T-112F(도 성분 30%:70%)/22T-24F	5	7	216 × 113	98	직물	PEDOT/PSS	11.2
제조예 4	멀티필라멘트	폴리에스테르	○	0.004dtex	700nm	75T-112F(도 성분 30%:70%)	5	7	43 × 58	112	편물	PEDOT/PSS	13.2
제조예 5	멀티필라멘트	폴리에스테르	○	0.001dtex	300nm	100T-30F(도 성분 30%:70%)	3	3.4	58 × 78	110	편물	PEDOT/PSS	14.8
제조예 6	멀티필라멘트	폴리에스테르	○	0.0004dtex	200nm	120T-60F(도 성분 50%:50%)	3	3.4	70 × 94	98	편물	PEDOT/PSS	15.3
제조예 7	멀티필라멘트	폴리에스테르	△	0.004dtex	700nm	75T-112F(도 성분 30%:70%)	3	3.4	43 × 58	115	편물	PEDOT/PSS	13.0
제조예 8	멀티필라멘트	폴리에스테르	○	0.07dtex	2700nm	66T-9F(도 성분 20%:80%)	6	9	114 × 118	61	직물	PEDOT/PSS	10.2
제조예 9	멀티필라멘트	폴리에스테르	○	0.15dtex	3800nm	단사 섬도 0.15dtex	6	9	–	135	부직포	PEDOT/PSS	15.2
제조예 10	멀티필라멘트	폴리에스테르	○	2.3dtex	15000nm	84T-36F	4	4.2	105 × 95	68	직물	PEDOT/PSS	12.8
제조예 11	멀티필라멘트	폴리에스테르/ 폴리우레탄	○	2.3dtex	15000nm	56T-24F/22T(PU)	4	4.2	67 × 62	176	편물	PEDOT/PSS	13.9
제조예 12	멀티필라멘트	나일론	○	3.3dtex	36000nm	78T-24F	3.5	3.7	32 × 40	88	편물	PEDOT/PSS	13.2
제조예 13	멀티필라멘트 /고수축사	폴리에스테르	○	0.004dtex /0.9dtex	700nm	75T-112F(도 성분 30%:70%)/22T-24F	5	7	58 × 78	118	편물	PEDOT/PSS	15.5
제조예 14	멀티필라멘트 /고수축사	폴리에스테르	○	0.004dtex /5.5dtex	700nm	75T-112F(도 성분 30%:70%)/33T-6F	5	7	46 × 110	194	편물	PEDOT/PSS	15.3
제조예 15	멀티필라멘트 /고수축사	폴리에스테르	○	0.004dtex /0.9dtex	700nm	75T-112F(도 성분 30%:70%)/22T-24F	5	7	216 × 113	98	직물	PEDOT/PSS	11.7
제조예 16	멀티필라멘트	폴리에스테르	○	0.004dtex	700nm	75T-112F(도 성분 30%:70%)	5	7	43 × 58	112	편물	PEDOT/PSS	15.8
제조예 17	멀티필라멘트	폴리에스테르	○	0.15dtex	3800nm	단사 섬도 0.15dtex	6	9	–	135	부직포	PEDOT/PSS	13.3
제조예 18	멀티필라멘트	폴리에스테르	○	2.3dtex	15000nm	84T-36F	4	4.2	105 × 95	68	직물	PEDOT/PSS	12.2
제조예 19	멀티필라멘트	폴리에스테르/ 폴리우레탄	○	2.3dtex	15000nm	56T-24F/22T(PU)	4	4.2	67 × 62	176	편물	PEDOT/PSS	15.0
제조예 20	멀티필라멘트	나일론	○	3.3dtex	36000nm	78T-24F	3.5	3.7	32 × 40	88	편물	PEDOT/PSS	15.6
제조예 21	멀티필라멘트 /고수축사	폴리에스테르	○	0.004dtex /0.9dtex	700nm	75T-112F(도 성분 30%:70%)/22T-24F	5	7	58 × 78	118	편물	폴리아닐린	15.2
제조예 22	멀티필라멘트 /고수축사	폴리에스테르	○	0.004dtex /0.9dtex	700nm	75T-112F(도 성분 30%:70%)/22T-24F	5	7	58 × 78	118	편물	폴리피롤	14.8
제조예 23	멀티필라멘트	나일론	○	0.004dtex	700nm	75T-112F(도 성분 30%:70%)	5	7	45 × 60	115	편물	PEDOT/PSS	13.5

[0187]

표 2

[0188]

	투습층	염색	화학 가공	물리 가공	저항 (Ω)	저항 (세탁)	통기성 (cc/㎠/sec)	강연도 (mm) 세로X가로
제조예 1	-	-	-	-	57.7	1.1×10^5	150	15 × 16
제조예 2	-	-	-	-	63.1	0.42×10^5	180	22 × 25
제조예 3	-	-	-	-	36.5	1.4×10^4	0.521	47 × 38
제조예 4	-	-	-	-	60.3	2.8×10^5	140	12 × 14
제조예 5	-	-	-	-	35.2	1.8×10^4	130	10 × 11
제조예 6	-	-	-	-	25.5	2.5×10^4	126	10 × 12
제조예 7	-	-	-	-	64.5	2.4×10^5	135	15 × 16
제조예 8	-	-	-	-	29.3	10^6 이상	43	39 × 27
제조예 9	-	-	PU	기모	37.2	0.41×10^4	10.4	42 × 43
제조예 10	-	-	-	-	21.5	10^6 이상	600 이상	49 × 43
제조예 11	-	-	-	-	16.5	0.32×10^5	250	25 × 33
제조예 12	-	-	-	-	22.1	0.98×10^5	401	37 × 46
제조예 13	○	-	-	-	15.3	0.22×10^3	0	32 × 33
제조예 14	○	-	-	-	19.3	0.28×10^3	0	38 × 40
제조예 15	○	-	-	-	30.3	0.40×10^3	0	69 × 59
제조예 16	○	-	-	-	16.8	1.4×10^3	0	25 × 33
제조예 17	○	○	PU	기모	38.1	0.57×10^3	0	42 × 43
제조예 18	○	-	-	-	21.3	10^6 이상	0	69 × 57
제조예 19	○	-	-	-	16.6	0.4×10^4	0	17 × 23
제조예 20	○	-	-	-	16.1	0.29×10^4	0	36 × 52
제조예 21	-	-	-	-	43.2	6.8×10^5	160	18 × 19
제조예 22	-	-	-	-	50.8	7.2×10^5	165	20 × 21
제조예 23	-	-	-	-	40.3	1.4×10^4	138	25 × 33

부호의 설명

[0189]

1 : 신체

2 : 제 5늑골

3 : 견갑골부 또는 늑골궁

100, 100A : 생체 신호 검출 의료

101 : 전극

102 : 측정 장치

103 : 배선부

104 : 의료 본체부

105 : 전기적 절연성 부재

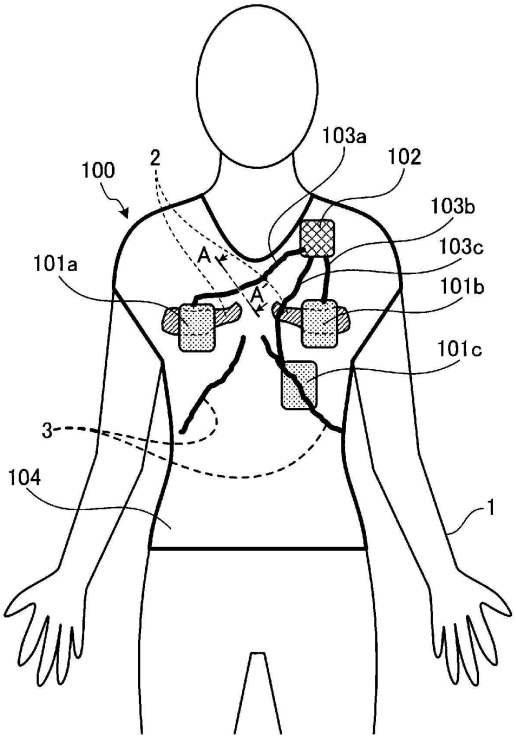
106 : 커넥터

110 : 도통 접속계통

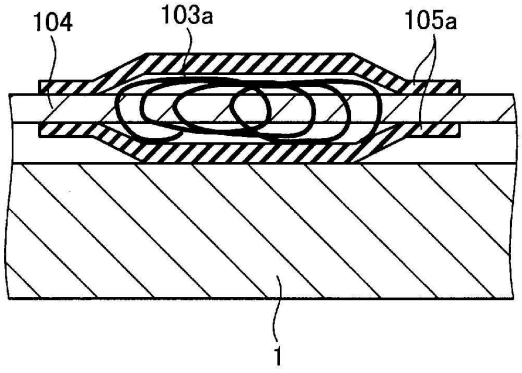
120 : 발수성과 절연성의 구조

도면

도면1

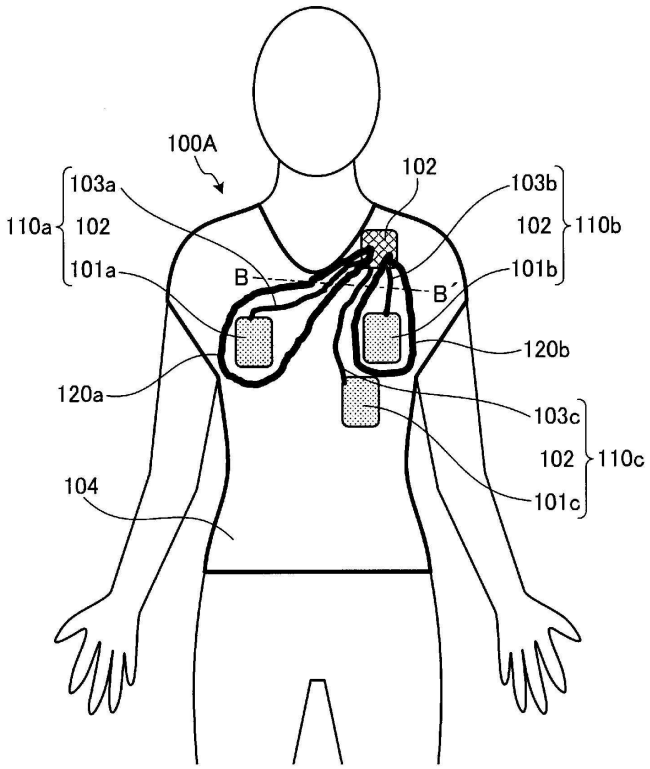

100
2
103a
102
103b
103c
101a
A
A
101b
101c
3
104
1

도면2

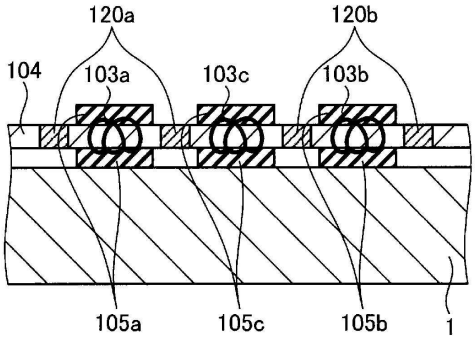

104
103a
105a
1

도면3

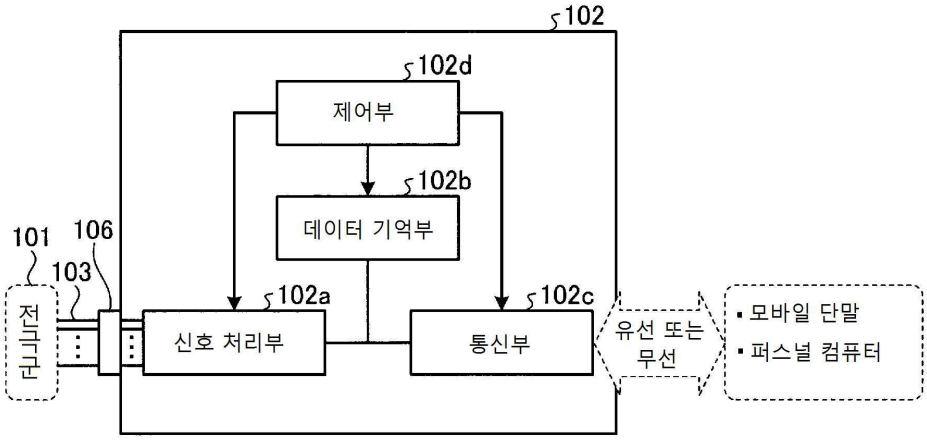
(a)


100A
102
103a
110a
102
101a
B
B'
103b
102
110b
101b
120b
120a
103c
102
110c
101c
104

(b)

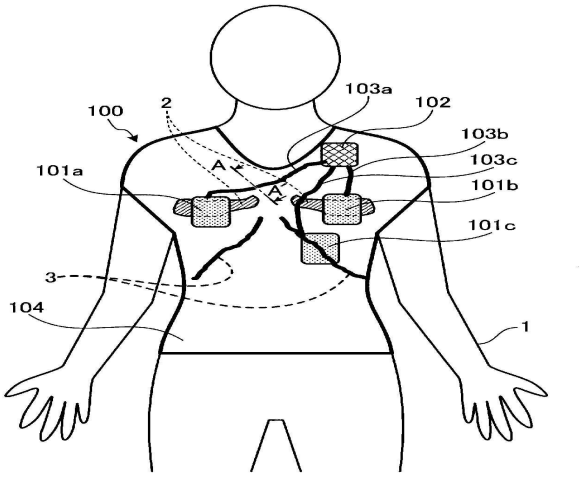

120a
120b
104
103a
103c
103b
105a
105c
105b
1

도면4


102
102d
제어부
102b
데이터 기억부
101
106
103
102a
102c
전극군
신호 처리부
통신부
유선 또는
무선
▪ 모바일 단말
▪ 퍼스널 컴퓨터

专利名称(译)	发明名称：生物医学信号检测医学		
公开(公告)号	KR1020160113603A	公开(公告)日	2016-09-30
申请号	KR1020167019415	申请日	2015-01-27
[标]申请(专利权)人(译)	日本电信电话株式会社 东丽株式会社		
申请(专利权)人(译)	Densin sikki日本Denwa有限公司 东丽有限公司卡布隆		
当前申请(专利权)人(译)	Densin sikki日本Denwa有限公司 东丽有限公司卡布隆		
[标]发明人	TSUKADA SHINGO 츠카다싱고 KASAI NAHOKO 카사이나호코 SUMITOMO KOJI 스미토모코지 TAKAGAHARA KAZUHIKO 타카가하라카즈히코 ONO KAZUYOSHI 오노카즈요시 KAWANO RYUSUKE 카와노류스케 ISHIHARA TAKAKO 이시하라타카코 KOIZUMI HIROSHI 코이즈미히로시 ODA NAOKI 오다나오키 TAKEDA KEIJI 타케다케이지 ISHIKAWA EMIKO 이시카와에미코 NAGAI NORIKO 나가이노리코 TESHIGAWARA TAKASHI 테시가와라타카시		
发明人	츠카다싱고 카사이나호코 스미토모코지 타카가하라카즈히코 오노카즈요시 카와노류스케 이시하라타카코 코이즈미히로시 오다나오키 타케다케이지 이시카와에미코 나가이노리코 테시가와라타카시		

IPC分类号	A61B5/0408 A41D13/12 A61B5/00
CPC分类号	A61B5/04085 A61B5/6805 A41D13/1281 A61B5/7225 A61B5/0408 D06M15/195 D06M15/233 D06M15/3566 A41D1/005 A41D2500/10 A41D2500/20 A61B5/0006 A61B5/04012 A61B2562/182 A61B2562/222
代理人(译)	Hayounguk
优先权	2014013788 2014-01-28 JP
外部链接	Espacenet

摘要(译)

令人不愉快的是，佩戴者和生物信号不能长期稳定地提供可检测的生物信号检测保健。本发明的生物信号检测保健包括2个或更多个由导电纤维结构，生物体和保健主体部分组成的电极，其中导线部分与测量装置导电连接，用于检测生物电信号电极接触的主体和电极，测量装置和电极，测量装置和导线部分设置在固定位置。