



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0123627
(43) 공개일자 2023년08월24일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/33 (2021.01) A61B 5/021 (2006.01)
A61B 5/22 (2006.01) A61B 5/259 (2021.01)
A61B 5/263 (2021.01) A61B 5/28 (2021.01)
A61B 5/296 (2021.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/33 (2022.01)
A61B 5/021 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2022-0020572

(22) 출원일자 2022년02월17일

심사청구일자 2022년02월17일

(71) 출원인

고려대학교 산학협력단

서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)

(72) 발명자

한창수

서울특별시 용산구 이촌로 347, 16동 203호 (서빙고동, 신동아아파트)

전경용

서울특별시 성북구 안암로 145 (안암동5가)

(74) 대리인

김중선, 이형석

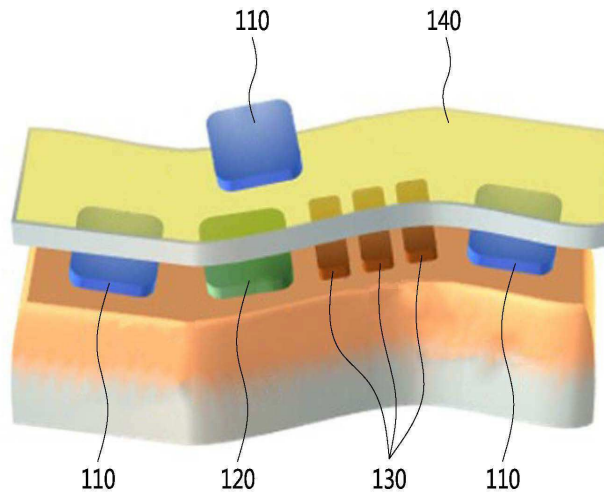
전체 청구항 수 : 총 23 항

(54) 발명의 명칭 멀티 모달 센서 및 그의 제조 방법

(57) 요약

본 발명의 멀티 모달 센서는 패치에 어레이되어 모듈 형태로 구현되며, 심전도(ECG)를 측정하기 위한 제1 센싱 겔로 이루어진 제1 센서, 혈압(BP)을 측정하기 위한 제1 센싱 겔과 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔이 적층된 형태로 이루어진 제2 센서, 및 근전도(EMG)를 측정하기 위한 제1 센싱 겔로 이루어진 제3 센서를 포함한다. 이에 따라, 본 발명은 생체 신호를 동일 위치에서 동시에 측정하여 모니터링할 수 있다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/224 (2013.01)

A61B 5/259 (2022.01)

A61B 5/263 (2021.01)

A61B 5/28 (2022.01)

A61B 5/296 (2021.01)

A61B 2562/12 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711128894

과제번호 2021R1A2B5B03001811

부처명 과학기술정보통신부

과제관리(전문)기관명 한국연구재단

연구사업명 중견후속연구

연구과제명 기계적수용기, 이온채널, 신경신호, 뇌인지의 통합적 모사기반 지능형 인공촉각 기

술

기 여 율 1/1

과제수행기관명 고려대학교 산학협력단

연구기간 2021.03.01 ~ 2022.02.28

명세서

청구범위

청구항 1

패치에 어레이되어 모듈 형태로 구현되되,

심전도(ECG)를 측정하기 위한 제1 센싱 겔로 이루어진 제1 센서; 혈압(BP)을 측정하기 위한 제1 센싱 겔과 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔이 적층된 형태로 이루어진 제2 센서; 및

근전도(EMG)를 측정하기 위한 제1 센싱 겔로 이루어진 제3 센서;를 포함하는 멀티 모달 센서.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 제1 센서는,

하나 이상의 제1 센싱 겔을 포함하되,

상기 패치의 일면에 배열된 접지(G) 전극체가 삽입된 제1 센싱 겔과 (+)전극체가 삽입된 제1 센싱 겔 및,

상기 패치의 타 면에 배열된 (-)전극체가 삽입된 제1 센싱 겔을 포함하는 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 제2 센서의 상기 혈압(BP)을 측정하기 위한 제1 센싱 겔과 상기 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔은,

서로 마주보는 일면에 돌기가 복수 개로 구성되어 일정 간격으로 배열된 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 돌기는,

원기둥, 다각기둥, 원뿔, 타원뿔, 다각뿔, 원뿔대, 타원뿔대, 다각뿔대, 반구, 계층적(Hierarchical) 원뿔, 계층적 타원뿔, 계층적 다각뿔, 계층적 원뿔대, 계층적 타원뿔대, 계층적 다각뿔대, 계층적 반구, 끝 잘린(Truncated) 원뿔, 끝 잘린 타원뿔, 끝 잘린 다각뿔, 끝 잘린 원뿔대, 끝 잘린 타원뿔대, 끝 잘린 다각뿔대, 끝 잘린 반구 등 다양한 형상 중 어느 하나의 형상인 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔은,

상기 돌기가 형성된 일면에 전도성이 있는 물질이 코팅되는 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔은,

타면에 접촉돌기가 복수 개로 구성되어 일정 간격으로 배열된 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서.

청구항 7

제6항에 있어서,
상기 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔은,
전극체로, 탄소 전극을 포함하는 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서.

청구항 8

제7항에 있어서,
상기 전극체는 전극의 형태가 교차형 (interdigital)인 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서.

청구항 9

제1항에 있어서,
상기 제1 센싱 겔은,
절연물질인 폴리비닐 클로라이드(PVC)에 가소제 및 이온성 액체가 포함된 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서.

청구항 10

제9항에 있어서,
상기 제1 센싱 겔은,
전도성 고분자를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서.

청구항 11

제1항에 있어서,
상기 제2 센싱 겔은,
압전물질에 가소제가 포함된 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서.

청구항 12

제11항에 있어서,
상기 압전 물질은,
폴리비닐 플루오라이드 트리플루오르 에틸렌(Polyvinylidene fluoride-trifluoroethylene; PVDF-TrFE, PT), 폴리 플루오린화비닐리덴(Polyvinylidene fluoride, PVDF), 폴리비닐리덴 플루오라이드 트리플루오르 에틸렌-클로로 폴로오로 에틸렌(Polyvinylidene fluoride-trifluoroethylene-chlorofluoroethylene, PVDF-TrFE-CFE), 폴리비닐리덴 플루오라이드-코-헥사플루오르 프로필렌(polyvinylidenefluoride-co-hexafluoropropylene, PVDF-HFP)로 이루어진 군으로부터 선택되는 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서.

청구항 13

제1항에 있어서,
상기 제3 센서는,
하나 이상의 제1 센싱 겔을 포함하되,
상기 패치의 일 면에 나란히 배열된 (+)전극체가 삽입된 제1 센싱 겔, 접지(G) 전극체가 삽입된 제1 센싱 겔 및 (-)전극체가 삽입된 제1 센싱 겔을 포함하는 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서.

청구항 14

제1항에 있어서,
상기 제1 센서, 상기 제2 센서 및 상기 제3 센서에서 측정된 생체신호 중 근육이 수축되는 동안 생성된 근전도 (EMG) 및 기계근조도(MMG) 신호와 동시에 변경되는 혈압(BP) 및 심전도(ECG) 신호에서 비롯된 두 가지 위상 시

간차(Dtbe: BP 및 ECG, Dtem: ECG 및 MMG)를 획득하는 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서.

청구항 15

제1 센싱 겔을 제조하는 단계;

제2 센싱 겔을 제조하는 단계;

상기 제1 센싱 겔 및 상기 제2 센싱 겔의 표면 개질에 의해 돌기를 형성하는 단계;

상기 제1 센싱 겔 및 상기 제2 센싱 겔에 전극체를 삽입하는 단계; 및,

전극체가 삽입된 상기 제1 센싱 겔과 상기 제2 센싱 겔을 배열하여 센서 모듈을 제조하는 단계;를 포함하는 멀티 모달 센서의 제조 방법.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 돌기는,

원뿔형 구조로 형성되는 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서의 제조 방법.

청구항 17

제15항에 있어서,

상기 제1 센싱 겔은 심전도(ECG)를 측정하는 제1 센서, 혈압(BP)을 측정하는 제2 센서, 근전도(EMG)를 측정하는 제3 센서로 구현되되,

상기 제2 센싱 겔은 기계적 근육도(MMG)를 측정하는 제2 센서로 구현되는 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서의 제조 방법.

청구항 18

제17항에 있어서,

상기 제2 센서는 상기 제1 센싱 겔과 제2 센싱 겔이 적층된 형태로 구현되는 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서의 제조 방법.

청구항 19

제17항에 있어서,

상기 제1 센서와 제3 센서의 제1 센싱 겔은,

절연물질에 전도성 고분자를 혼합하되,

전도성 고분자와 절연물질은 0.15:1의 부피비로 혼합되는 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서의 제조 방법.

청구항 20

제19항에 있어서,

상기 절연물질은 폴리비닐 클로라이드(PVC)에 가소제 및 이온성 액체가 혼합된 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서의 제조 방법.

청구항 21

제17항에 있어서,

상기 제2 센싱 겔은,

압전물질과 가소제를 혼합하되,

압전물질과 가소제의 중량비는 1:2인 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서의 제조 방법.

청구항 22

제21항에 있어서,

상기 압전 물질은,

폴리비닐 플로라이드 트리플루오르 에틸렌(Polyvinylidene fluoride-trifluoroethylene; PVDF-TrFE, PT), 폴리플루오린화비닐리덴(Polyvinylidene fluoride, PVDF), 폴리비닐리덴 플로라이드 트리오프루오르 에틸렌-클로로플로오르 에틸렌(Polyvinylidene fluoride-trifluoroethylene-chlorofluoroethylene, PVDF-TrFE-CFE), 폴리비닐리덴 플로라이드-코-헥사플루오르 프로필렌(polyvinylidenefluoride-co-hexafluoropropylene, PVDF-HFP)로 이루어진 군으로부터 선택되는 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서의 제조 방법.

청구항 23

제17항에 있어서

상기 제1 센서, 제2 센서 및 제3 센서는 대상체에 부착되는 일면이 등각 상태를 유지하기 위하여 원뿔형 돌기가 형성된 것을 특징으로 하는 멀티 모달 센서의 제조 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 멀티 모달 센서 및 그의 제조 방법에 관한 것으로서, 특히, 생체 신호를 동일 위치에서 동시에 측정하여 모니터링할 수 있는 웨어러블 멀티 모달 센서 및 그의 제조 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근 웨어러블 센싱 기술에 대한 관심이 높아지고 있다. 웨어러블 센싱 기술에 사용되는 센서는 손목, 손가락, 발목, 무릎 등 근육의 움직임, 맥박수, 심박수, 호흡, 혈압(BP) 등의 운동학적 신호와 심전도(ECG), 근전도(EMG), 뇌파 등의 생리학적 신호를 감지할 수 있다. 이러한 웨어러블 센싱 기술은 환자의 생체 물리학적 정보를 수집할 수 있으므로 헬스케어 산업에서도 많은 연구가 수행되고 있다.

[0003] 웨어러블 센서로서, 압전 효과 또는 정전 용량 효과와 같은 메커니즘을 기반으로 하는 다양한 센서가 개발되었다.

[0004] 특히, 비침습 웨어러블 센서를 이용하여 심전도(ECG), 혈압(BP)과 같은 단일 물리적 파라미터를 모니터링하는 기술이 개발되고 있다. 더 나아가 센서들의 통합은 이제 다양한 센서 양식의 조합으로의 연구가 진행되고 있다.

[0005] 최근, ECG 전극과 젖산 또는 포도당 센서를 결합하여 운동선수의 심혈관 기능, 신진대사 또는 체온을 모니터링하는 기술 연구들이 진행되었다.

[0006] 그러나, 센서별로 단일 물리적 파라미터를 모니터링 하고 있기 때문에 생체 신호를 측정하기 위해서는 복수 개의 측정 센서를 필요로 하게 된다. 또한, 센서별로 상이한 위치에서 측정을 진행하고 있기 때문에 일상 활동의 중단없이 지속적으로 데이터를 측정하기 어려울 뿐만 아니라 휴대하기 어려운 구조적 문제점이 있다.

[0007] 이에, 동일 위치에서 생체 신호를 동시에 측정하고 모니터링할 수 있으며 휴대가 용이한 웨어러블 멀티 모달 센서의 필요성이 대두되고 있다.

선행기술문헌

비특허문헌

[0008] (비특허문헌 0001) “만성질환 자가 관리를 위한 비침습형 하이브리드 바이오센서 기반의 웨어러블 스마트 패치 시스템 개발”, 과제보고서, '바이오 의료기술개발사업', 광운대학교 산학협력단, 2020.01.31

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 생체 신호를 동일 위치에서 동시에 측정하여 모니터링할 수 있는 웨어러블 멀티 모달 센서 및 그의 제조 방법을 제공하는 것이다.

[0010] 또한, 겔 타입의 센서로, 접촉력과 유연성이 탁월하고, 소형화 및 구조의 자유도가 높아 휴대가 용이한 웨어러블 멀티 모달 센서 및 그의 제조 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0011] 상기와 같은 목적을 달성하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 멀티 모달 센서는 패치에 어레이되어 모듈 형태로 구현되되, 심전도(ECG)를 측정하기 위한 제1 센싱 겔로 이루어진 제1 센서; 혈압(BP)을 측정하기 위한 제1 센싱 겔과 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔이 적층된 형태로 이루어진 제2 센서; 및

[0012] 근전도(EMG)를 측정하기 위한 제1 센싱 겔로 이루어진 제3 센서;를 포함할 수 있다.

[0013] 또한, 상기 제1 센서는, 하나 이상의 제1 센싱 겔을 포함하되, 상기 패치의 일면에 배열된 접지(G) 전극체가 삽입된 제1 센싱 겔과 (+)전극체가 삽입된 제1 센싱 겔 및, 상기 패치의 타 면에 배열된 (-)전극체가 삽입된 제1 센싱 겔을 포함할 수 있다.

[0014] 또한, 상기 제2 센서의 상기 혈압(BP)을 측정하기 위한 제1 센싱 겔과 상기 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔은, 서로 마주보는 일면에 돌기가 복수 개로 구성되어 일정 간격으로 배열될 수 있다.

[0015] 상기 돌기는, 원기둥, 다각기둥, 원뿔, 타원뿔, 다각뿔, 원뿔대, 타원뿔대, 다각뿔대, 반구, 계층적(Hierarchical) 원뿔, 계층적 타원뿔, 계층적 다각뿔, 계층적 원뿔대, 계층적 타원뿔대, 계층적 다각뿔대, 계층적 반구, 끝 잘린(Truncated) 원뿔, 끝 잘린 타원뿔, 끝 잘린 다각뿔, 끝 잘린 원뿔대, 끝 잘린 타원뿔대, 끝 잘린 다각뿔대, 끝 잘린 반구 등 다양한 형상 중 어느 하나의 일 수 있다.

[0016] 또한, 상기 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔은, 상기 돌기가 형성된 일면에 전도성이 있는 물질이 코팅될 수 있다.

[0017] 또한, 상기 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔은, 타면에 접촉돌기가 복수 개로 구성되어 일정 간격으로 배열될 수 있다.

[0018] 또한, 상기 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔은, 전극체로, 탄소 전극을 포함할 수 있다.

[0019] 또한, 전극체는 전극의 형태가 교차형 (interdigital)일 수 있다.

[0020] 또한, 상기 제1 센싱 겔은, 절연물질인 폴리비닐 클로라이드(PVC)에 가소제 및 이온성 액체가 포함될 수 있다.

[0021] 또한, 상기 제1 센싱 겔은, 전도성 고분자를 더 포함할 수 있다.

[0022] 또한, 상기 제2 센싱 겔은, 압전물질에 가소제가 포함될 수 있다.

[0023] 또한, 상기 압전 물질은, 폴리비닐 플루오라이드 트리플루오르 에틸렌(Polyvinylidene fluoride-trifluoroethylene; PVDF-TrFE, PT), 폴리플루오린화비닐리덴(Polyvinylidene fluoride, PVDF), 폴리비닐리덴 플루오라이드 트리플루오르 에틸렌-클로로 플루오로 에틸렌(Polyvinylidene fluoride-trifluoroethylene-chlorofluoroethylene, PVDF-TrFE-CFE), 폴리비닐리덴 플루오라이드-코-헥사플루오르 프로필렌 (polyvinylidene fluoride-co-hexafluoropropylene, PVDF-HFP)로 이루어진 군으로부터 선택될 수 있다.

[0024] 또한, 상기 제3 센서는, 하나 이상의 제1 센싱 겔을 포함하되, 상기 패치의 일 면에 나란히 배열된 (+)전극체가 삽입된 제1 센싱 겔, 접지(G) 전극체가 삽입된 제1 센싱 겔 및 (-)전극체가 삽입된 제1 센싱 겔을 포함할 수 있다.

[0025] 또한, 상기 제1 센서, 상기 제2 센서 및 상기 제3 센서에서 측정된 생체신호 중 근육이 수축되는 동안 생성된 근전도(EMG) 및 기계근조도(MMG) 신호와 동시에 변경되는 혈압(BP) 및 심전도(ECG) 신호에서 비롯된 두 가지 위상 시간차(Dtbe: BP 및 ECG, Dtem: ECG 및 MMG)를 획득할 수 있다.

[0026] 한편, 본 발명의 다른 실시예에 따른 멀티 모달 센서의 제조 방법은, 제1 센싱 겔을 제조하는 단계; 제2 센싱 겔을 제조하는 단계; 상기 제1 센싱 겔 및 상기 제2 센싱 겔의 표면 개질에 의해 돌기를 형성하는 단계; 상기 제1 센싱 겔 및 상기 제2 센싱 겔에 전극체를 삽입하는 단계; 및, 전극체가 삽입된 상기 제1 센싱 겔과 상기 제

2 센싱 겔을 배열하여 센서 모듈을 제조하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0027] 상기 돌기는, 원뿔형 구조로 형성될 수 있다.

[0028] 또한, 상기 제1 센싱 겔은 심전도(ECG)를 측정하는 제1 센서, 혈압(BP)를 측정하는 제2 센서, 근전도(EMG)를 측정하는 제3 센서로 구현되되, 상기 제2 센싱 겔은 기계적 근육도(MMG)를 측정하는 제2 센서로 구현될 수 있다.

[0029] 또한, 상기 제2 센서는 상기 제1 센싱 겔과 제2 센싱 겔이 적층된 형태로 구현될 수 있다.

[0030] 또한, 상기 제1 센서와 제3 센서의 제1 센싱 겔은, 절연물질에 전도성 고분자를 혼합하되, 전도성 고분자와 절연물질은 0.15:1의 부피비로 혼합할 수 있다.

[0031] 또한, 상기 절연물질은 폴리비닐 클로라이드(PVC)에 가소제 및 이온성 액체가 혼합될 수 있다.

[0032] 또한, 상기 제2 센싱 겔은, 압전물질과 가소제를 혼합하되, 압전물질과 가소제의 중량비는 1:2일 수 있다.

[0033] 상기 압전 물질은, 폴리비닐 플루오라이드 트리플루오르 에틸렌(Polyvinylidene fluoride-trifluoroethylene; PVDF-TrFE, PT), 폴리플루오린화비닐리덴(Polyvinylidene fluoride, PVDF), 폴리비닐리덴 플루오라이드 트리오프루오르 에틸렌-클로로 플루오로 에틸렌(Polyvinylidene fluoride-trifluoroethylene-chlorofluoroethylene, PVDF-TrFE-CFE), 폴리비닐리덴 플루오라이드-코-헥사플루오로 프로필렌(polyvinylidenefluoride-co-hexafluoropropylene, PVDF-HFP)로 이루어진 군으로부터 선택될 수 있다.

[0034] 또한, 상기 제1 센서, 제2 센서 및 제3 센서는 대상체에 부착되는 일면이 등각 상태를 유지하기 위하여 원뿔형 돌기가 형성될 수 있다.

발명의 효과

[0035] 상기와 같은 본 발명에 따른 멀티 모달 센서는 생체 신호를 동일 위치에서 동시에 측정하여 모니터링할 수 있다.

[0036] 또한, 겔 타입의 센서로, 접착력과 유연성이 탁월하고, 소형화 및 구조의 자유도가 높아 휴대성이 용이하다.

[0037] 또한, 저전력으로 대상체의 신호를 민감하게 센싱할 수 있고, 특히, 제1 센싱 겔(PVDF-TrFe)과 제2 센싱 겔이 적층되어 있는 제2 센서부는 자가구동이 가능하다.

[0038] 더불어, 센싱 민감도가 우수하여 로봇에 부착하여 인지센서로의 응용이 가능하다.

도면의 간단한 설명

[0039] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 멀티 모달 센서의 착용한 상태를 개략적으로 나타낸 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 멀티 모달 센서를 개략적으로 나타낸 도면이다.

도 3은 실제 제작된 본 발명의 일 실시예에 따른 멀티 모달 센서를 나타낸 도면이다.

도 4는 실제 제작된 본 발명의 일 실시예에 따른 제2 센서의 표면 구조를 나타낸 도면이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 멀티 모달 센서의 구성을 설명하기 위한 회로 구성도이다.

도 6은 본 발명에 따른 멀티 모달 센서의 실제 착용 예를 나타낸 사용 상태도이다.

도 7은 본 발명에 따른 멀티 모달 센서를 이용하여 BP 관련 반응을 측정한 그래프들이다.

도 8은 본 발명에 따른 멀티 모달 센서를 이용하여 MMG 관련 반응을 측정한 그래프들이다.

도 9는 본 발명에 따른 멀티 모달 센서를 이용하여 ECG 관련 반응을 측정한 그래프들이다.

도 10은 본 발명에 따른 멀티 모달 센서를 이용하여 EMG 관련 반응을 측정한 그래프들이다.

도 11과 도 12는 본 발명에 따른 멀티 모달 센서를 이용하여 운동과 근수축에 따른 근육역학과 혈액학적 상관관계를 나타낸 그래프들이다.

도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 멀티 모달 센서의 제조 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0040] 본 발명은 종래 웨어러블 센서의 작동 원리로 알려져 있는 압전 효과, 정전 용량 효과 등의 메커니즘과 전혀 다른 작동 원리를 갖는다. 본 명세서에서는 이를 전하 전도 메커니즘으로 정의하고 있으며, 이는 인간의 피부에서 외부 자극을 효과적으로 감지할 때 필요한 기계적 수용체의 작동 원리와 유사하다.
- [0041] 기계적 수용체는 종류에 따라 느린 적응(SA) 반응과 빠른 적응(RA) 반응으로 분류될 수 있다. 여기서, 느린 적응(SA)은 정적 접촉과 압력에 반응하고, 빠른 적응(RA)은 동적 접촉과 진동 자극에 반응한다.
- [0042] 압전 저항 및 용량성 센서를 포함한 여러 감지 메커니즘은 자극에 의해 생성된 신호를 유지할 수 있기 때문에 느린 적응(SA)을 구현할 수 있다. 또한, 전도성 다공성 구조를 이용하여 우수한 전기전도성과 우수한 기계적 물성의 조합을 도출하였으며, 압전 및 마찰 전기 효과를 이용하여 켜짐 및 꺼짐 사건 사이에서 매우 빠르게 반응할 수 있기 때문에 빠른 적응(RA) 반응을 구현할 수 있다.
- [0043] 물체의 모양, 질감, 움직임을 감지하는데 매우 중요한 역할을 수행하는 느린 적응(SA)과 빠른 적응(RA)의 신호를 실제 구현하면, 종래의 센서를 통해 획득한 단조로운 신호에 비해 선택적이고 효과적인 신호를 획득하여 상황 변화에 보다 스마트하게 대응할 수 있다. 이에, 본 발명은 둘 이상의 생체 신호의 상관관계를 통한 심장 관련 기술을 제공한다.
- [0044] 구체적으로, 근수축과 관련된 생체 신호인 근전도(EMG)와 기계적 근육도(MMG)간의 상관관계와 심박수와 관련된 운동학적 신호인 혈압(BP)과 심전도(ECG)의 상관관계를 통해 심장 건강을 예측할 수 있다. 서로 다른 환경에서, 근수축이 발생하면 혈류의 변동으로 인해 맥박, 혈압, 심전도의 변화가 일어나 측정 데이터가 무의미해지고 부정확한 진단을 동반하게 된다. 생체 신호 간의 강한 상관관계를 통한 심장 질환 진단은 매우 효과적이고 신뢰할 수 있는 방법이 될 수 있다.
- [0045] 생체 신호는 근전도(EMG)와 기계적 근육도(MMG)와 같은 느린 적응(SA) 반응 특성 및, 혈압(BP)과 심전도(ECG)와 같은 빠른 적응(RA) 반응 특성을 나타낸다. 이러한, 느린 적응(SA) 반응 특성과 빠른 적응(RA) 반응 특성을 활용하여, 생체 신호 간의 상관관계를 도출할 수 있다.
- [0046] 결국, 본 발명의 멀티 모달 센서는 새로운 형태의 바이오 친화적인 건강 모니터링이 가능하며, 다양한 바이오 센서를 하나의 모듈로 구현하여 손목, 가슴 등의 피부에 쉽게 부착할 수 있으며, 간단한 공정으로 느린 적응(SA)과 빠른 적응(RA) 반응이라는 두가지 적응 신호를 동시에 획득하여 다양한 자극에 대하여 보다 분석적인 접근이 가능할 수 있다. 이에, 본 발명은 4가지 생체 신호, 즉 생체 신호 중 전기 생리학적 신호에 해당하는 근전도(EMG)와 심전도(ECG) 및 운동학적 신호에 해당하는 혈압(BP)과 기계적 근육도(MMG) 신호를 모두 동시에 측정하여 모니터링할 수 있다.
- [0047] 이하에서 본 발명의 기술적 사상을 명확화하기 위하여 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세하게 설명하도록 한다. 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기능 또는 구성요소에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략할 것이다. 도면들 중 실질적으로 동일한 기능구성을 갖는 구성요소들에 대하여는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 한 동일한 참조번호들 및 부호들을 부여하였다. 설명의 편의를 위하여 필요한 경우에는 장치와 방법을 함께 서술하도록 한다.
- [0048] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 멀티 모달 센서의 착용한 상태를 개략적으로 나타낸 도면이고, 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 멀티 모달 센서를 개략적으로 나타낸 도면이고, 도 3은 실제 제작된 본 발명의 일 실시예에 따른 멀티 모달 센서를 나타낸 도면이고, 도 4는 실제 제작된 본 발명의 일 실시예에 따른 제2 센서의 표면 구조를 나타낸 도면이다.
- [0049] 도 1 내지 도 4를 참조하면, 멀티 모달 센서는 혈압(BP), 기계적 근육도(MMG), 심전도(ECG) 및 근전도(EMG)를 단일 위치에서 동시에 측정할 수 있다. 이에, 멀티 모달 센서는 심전도(ECG)를 측정하기 위한 제1 센서(110), 혈압(BP)과 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센서(120), 및 근전도(EMG)를 측정하기 위한 제3 센서(130)를 포함할 수 있다. 멀티 모달 센서는 제1 센서(110), 제2 센서(120) 및 제3 센서(130)가 패치(140)에 어레이되어 모듈 형태로 구현될 수 있다. 이때, 대상체(10)의 맥박이 측정되는 요골동맥 부위의 제2 센서(120)를 기준으로 각 센서가 위치하도록 배열할 수 있다.
- [0050] 제1 센서(110)는 심전도(ECG)를 측정하기 위한 제1 센싱 겔(111, 113, 115)로 구현될 수 있다. 제1 센서(110)는 하나 이상의 제1 센싱 겔(111, 113, 115)을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 제1 센서(110)는 대상체(10)와 접촉하는 부분에 해당하는 패치(140)의 일 면(On skin)에 배열된 접지(G) 전극체가 삽입된 제1 센싱 겔(113)과

(+)전극체 삽입된 제1 센싱 겔(111) 및 패치(140)의 타 면(Outside)에 배열된 (-)전극체 삽입된 제1 센싱 겔(115)을 포함할 수 있다. 한편, 제1 센서(110)의 제1 센싱 겔(111, 113, 115)에 삽입된 전극의 배열은 설계자의 설계사항에 따라 변경될 수 있으므로 이에 한정하지 않는다.

[0051] 제1 센싱 겔(111, 113, 115)은 절연물질의 고분자로 이루어진 겔 타입의 센서로서, 대상체에 부착되어 저전력으로 대상체에서 발생하는 신호를 정확하게 측정할 수 있다. 여기서, 절연물질은 폴리비닐 클로라이드(polyvinylchloride, PVC)를 포함할 수 있다. 제1 센싱 겔(111, 113, 115)은 전도성 고분자를 더 포함할 수 있다. 즉, 제1 센싱 겔(111, 113, 115)은 폴리비닐 클로라이드(PVC)에 폴리아닐린(PANI)을 혼합하여 구현될 수 있다. 이에, 제1 센싱 겔(111, 113, 115)은 전극의 안정적이고 빠른 반응(RA) 기능이 가능하도록 하고, 전도성을 향상시킴으로써 혈압(BP) 신호의 감지도 향상시킬 수 있다. 다른 실시예에서, 절연물질은 공지된 다양한 폴리머 계열 물질이거나, 앞서 말한 공지된 폴리머들의 조합물을 포함할 수 있다.

[0052] 더불어, 제1 센싱 겔(111, 113, 115)은 가소제를 더 포함할 수 있다. 여기서, 가소제는 물질의 점성을 줄이거나 소성을 줄이는 첨가제로서, 디부틸아디페이트(Dibutyl Adipate, DBA)를 포함할 수 있다. 나아가, 가소제는 프탈레이트계 가소제인 디-2-에틸헥실프탈레이트(DOP), 디부틸프탈레이트(DBP), 디헥틸프탈레이트(DHP) 및 디이소테실프탈레이트(DIDP) 및, 에스테르계 가소제인 에틸헥실아디페이트(DOA), 디이소부틸아디페이트(DIBA), 아디프산 에스테르, 아디프산 폴리에스테르, 트리-2 틸헥실트리멜리테이트(TOTM), 및 트리아이소노닐트리멜리테이트(TINTM) 등의 다양한 고분자 가소제 중 어느 하나를 포함할 수도 있다. 이러한, 가소제는 제1 센싱 겔(111, 113, 115)의 신축성, 인장성 및 유연성을 향상시킬 수 있다.

[0053] 또한, 제1 센싱 겔(111, 113, 115)은 이온성 액체를 더 포함할 수 있다. 이온성 액체는 제1 센싱 겔(111, 113, 115)의 도전성을 확보하거나 전하량을 공급할 수 있다. 이에, 절연물질에 이온성 액체가 혼합되면 절연막으로의 역할이 수행됨과 동시에 이온성 액체 성분이 절연막 형성시 분산되는 역할도 수행될 수 있다. 이러한 이온성 액체는 양전하 및 음전하를 갖는 양이온성 액체로서 IL을 포함할 수 있다. 다른 실시예에서, 이온성 액체는 [EMIM][TFSI], [BMI][PF6], [EMI][BF4], [BMI-TFSI] 등 다양한 종류의 양이온성 액체 및 EMI, BMI, MPP, Bpi, DEME, P13, P14, TEA, TEMA, SBP 등의 적어도 1종의 공지된 양이온과 FSA, TFSA, BETA, PF6, PF4 등의 적어도 1종의 공지된 음이온을 포함할 수 있다.

[0054] 제2 센서(120)는 혈압(BP)을 측정하기 위한 제1 센싱 겔(121)과 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔(123)을 적층한 형태로 구현될 수 있다. 제2 센서(120)는 혈압(BP)을 측정하기 위한 제1 센싱 겔(121)과 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔(123)은 서로 마주보는(대향하는) 일면에는 돌기(d)가 복수 개로 구성되어 일정 간격으로 배열되어 있다. 여기서, 돌기(d)는 원기둥, 다각기둥, 원뿔, 타원뿔, 다각뿔, 원뿔대, 타원뿔대, 다각뿔대, 반구, 계층적(Hierarchical) 원뿔, 계층적 타원뿔, 계층적 다각뿔, 계층적 원뿔대, 계층적 타원뿔대, 계층적 다각뿔대, 계층적 반구, 끝 잘린(Truncated) 원뿔, 끝 잘린 타원뿔, 끝 잘린 다각뿔, 끝 잘린 원뿔대, 끝 잘린 타원뿔대, 끝 잘린 다각뿔대, 끝 잘린 반구 등 다양한 형상을 가질 수 있다. 일 실시예에서, 돌기(d)는 원뿔형 형상을 가진다. 이러한 돌기(d)의 형상은 센서의 민감도를 향상시키기 위함이다.

[0055] 도 4에는 실제 제작된 제2 센서(120)의 사진이 도시되어 있다. (a)는 제2 센서(120)의 단면도로, 혈압(BP)을 측정하기 위한 제1 센싱 겔(121)과 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔(123)의 적층된 형태를 확인할 수 있다. (b)는 돌기(d)가 형성된 제2 센싱 겔(123)의 표면 사진이고, (c)는 돌기(d)가 형성된 제1 센싱 겔(121)의 표면 사진이다.

[0056] 한편, 제2 센싱 겔(123)은 타면, 즉 대상체(10)에 부착되는 면에도 접촉돌기가 복수 개로 구성되어 일정 간격으로 배열되어 있다. 여기서, 접촉돌기는 원기둥, 다각기둥, 원뿔, 타원뿔, 다각뿔, 원뿔대, 타원뿔대, 다각뿔대, 반구, 계층적(Hierarchical) 원뿔, 계층적 타원뿔, 계층적 다각뿔, 계층적 원뿔대, 계층적 타원뿔대, 계층적 다각뿔대, 계층적 반구, 끝 잘린(Truncated) 원뿔, 끝 잘린 타원뿔, 끝 잘린 다각뿔, 끝 잘린 원뿔대, 끝 잘린 타원뿔대, 끝 잘린 다각뿔대, 끝 잘린 반구 등 다양한 형상을 가질 수 있다. 일 실시예에서, 접촉돌기는 원뿔형 형상을 가진다. 이러한 접촉돌기의 형상은 대상체(10)와의 접촉 면적을 증가시켜 부착도를 향상시키고, 생체 신호를 효과적으로 감지하기 위함이다. 즉, 접촉돌기를 원뿔형으로 구성하면 평평한 형태로 구성하는 경우보다 접촉 등각 상태로 대상체(10)의 표면에 닿을 수 있다.

[0057] 한편, 혈압(BP)을 측정하기 위한 제1 센싱 겔(121)은 상술한 심전도(ECG)를 측정하기 위한 제1 센싱 겔(111, 113, 115)에 관한 설명과 동일하므로 생략한다

[0058] 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔(123)은 압전물질의 고분자로 이루어진 겔 타입의 센서로서,

자가구동이 가능하면서 외부 자극에 대해 전위차를 일으키는 매개체 역할을 수행할 수 있다. 여기서, 압전물질(Piezo materials)은 기계적 외력에 의해 전위차가 발생하는 물질로서, 그 압전특성은 쌍극자(dipole)의 배열 정도에 의존된다. 일 실시예에서 압전물질은 폴리비닐 플로라이드 트리플루오르 에틸렌(Polyvinylidene fluoride-trifluoroethylene; PVDF-TrFE, PT)을 포함할 수 있다. 다른 실시예에서 압전물질은 폴리머 압전 재료인 폴리플루오르비닐리덴(Polyvinylidene fluoride, PVDF), 폴리비닐리덴 플로라이드 트리플루오르 에틸렌-클로로 플루오르 에틸렌(Polyvinylidene fluoride-trifluoroethylene-chlorofluoroethylene, PVDF-TrFE-CFE), 폴리비닐리덴 플로라이드-코-헥사플루오르 프로필렌(polyvinylidenefluoride-co-hexafluoropropylene, PVDF-HFP) 등이 사용되거나, BaTiO₃, 압전소자(PZT; Piezoelectric Element, Piezoelectric Device) 등이 포함된 복합 재료를 포함할 수 있다.

[0059] 더불어, 제2 센싱 겔(123)은 가소제를 더 포함할 수 있다. 여기서 가소제는 제1 센싱 겔(121)에 포함되는 가소제에 관한 설명과 동일하므로 생략한다. 이러한, 가소제는 제2 센싱 겔(123)의 신축성, 인장성 및 유연성을 향상시킬 수 있다.

[0060] 한편, 제2 센싱 겔(123)의 일면에는 카본 코팅층이 형성될 수 있다. 이는 제2 센싱 겔의 일면이 전극의 역할을 수행할 수 있도록 하기 위함이다. 다른 실시예에서, 제2 센싱 겔(123)의 일면은 전도성이 있는 물질인 단일벽 탄소나노튜브(SWNT), 이중벽 탄소나노튜브, 다중벽 탄소나노튜브, 그래핀, 폴리(3,4-에틸렌디옥시티오펜) 폴리스티렌설포네이트(poly(3,4-ethylenedioxythiophene) polystyrenesulfonate(PEDOT:PSS)), 은 나노 와이어, 은 마이크로 와이어, 은 나노 입자, 은 마이크로 입자, 금 나노 와이어, 금 마이크로 와이어, 금 나노 입자, 금 마이크로 입자, 구리 나노 와이어, 구리 마이크로 와이어, 구리 나노 입자, 구리 마이크로 입자, 니켈 나노 와이어, 니켈 마이크로 와이어, 니켈 나노 입자, 니켈 마이크로 입자, 철 나노 와이어, 철 마이크로 와이어, 철 나노 입자, 철 마이크로 입자, 알루미늄 나노 와이어, 알루미늄 마이크로 와이어, 알루미늄 나노 입자, 알루미늄 마이크로 입자 및 카본블랙 파우더 중 어느 하나 이상의 물질로 코팅될 수 있다.

[0061] 또한, 제2 센싱 겔(123)은 전극체(125)를 포함할 수 있다. 전극체(125)는 도전성 있는 금속으로 구현될 수 있다. 일 실시예에서 전극체(125)는 탄소 전극으로 구현될 수 있다. 여기서, 전극체(125)는 전극의 형태가 교차형(interdigital)일 수 있다. 전극체(125)를 통해 근육 움직임의 전기 신호를 획득할 수 있다. 이때, 요골 동맥에서의 맥박이나 근육의 움직임에 의한 제2 센싱 겔(123)의 분극은 혈압(BP)을 측정하기 위한 제1 센싱 겔(121)의 전하 분포를 변화시켜 피부의 기계적 자극 내 변화를 전기적 신호로 변환시킬 수 있다. 즉, 제2 센서(120)는 외부 자극에 따라 전하 전달 메커니즘이 작동하고, 이러한 전압 변화 및 이온 분포에 따라 생성된 신호를 감지할 수 있다.

[0062] 제3 센서(130)는 근전도(EMG)를 측정하기 위한 제1 센싱 겔(131, 133, 135)로 구현될 수 있다. 제3 센서(130)는 하나 이상의 제1 센싱 겔(131, 133, 135)을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 제3 센서(130)는 대상체(10)와 접촉하는 부분에 해당하는 패치(140)의 일 면에 나란히 배열된 (+)전극체가 삽입된 제1 센싱 겔(131), 접지(G) 전극체가 삽입된 제1 센싱 겔(133) 및 (-)전극체가 삽입된 제1 센싱 겔(135)을 포함할 수 있다. 한편, 제3 센서(130)의 제1 센싱 겔(131, 133, 135)에 삽입된 전극(136)의 배열은 설계자의 설계사항에 따라 변경될 수 있으므로 이에 한정하지 않는다.

[0063] 한편, 근전도(EMG)를 측정하기 위한 제1 센싱 겔(131, 133, 135)은 상술한 심전도(ECG)를 측정하기 위한 제1 센싱 겔(111, 113, 115)에 관한 설명과 동일하므로 생략한다.

[0065] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 멀티 모달 센서의 구성을 설명하기 위한 회로 구성도이다.

[0066] 도 5를 참조하면, 감각 기능을 수행하는 심전도(ECG)를 측정하는 제1 센싱 겔로 구현된 제1 센서(110), 혈압(BP)을 측정하는 제2 센서(120)의 제1 센싱 겔(121) 및 근전도(EMG)를 측정하는 제1 센싱 겔로 구현된 제3 센서(130)는 정전 용량, 저항, 바르부르크 임피던스로 구성되며, 기계적 근육도(MMG)를 측정하는 제2 센서(120)의 제2 센싱 겔(123)은 저항 및 전압 생성으로 구성된다. 신호의 변환은 아두노이 인터페이스(AD8232: ECG, AD8226: EMG)를 통해 수행될 수 있다.

[0067] 제1 센싱 겔의 전하의 확산은 이온성 액체인 IL 분자의 이동과 폴리비닐 클로라이드(PVC) 겔 내부의 유전체 분극에서 가소제인 다이부틸 아피타이트(DBA) 분자의 정렬에 의해 발생한다. 즉, 저항기 R은 제1 센싱 겔의 PVC와 DBA에 의해 발생한 전자 전달에 대한 저항을 의미한다. 전도도 C와 바르부르크 임피던스 W는 각각 IL의 이동에 의해 형성되는 전기적 이중 층에 의한 전도도와, IL의 이동으로 비롯된 전하 확산에 의한 임피던스를 의미한다.

제1 센싱 겔의 너비는 cm 단위로 충분히 큰 면적을 가지므로, 바르부르크 임피던스는 (수학식 1)과 같이 반-무한 선형 확산 모델을 따른다.

[0068]

(수학식 1)

[0069]

$$Z_w = \sigma / \omega^{(1/2)} - j \sigma / \omega^{(1/2)}$$

[0070]

여기서, Z_w 는 바르부르크 임피던스이고, σ 는 바르부르크 계수이고, ω 는 각 주파수($2\pi f$, f : 주파수)이고, j 는 허수 상수를 의미한다.

[0071]

이하, 본 발명의 일 실시예에 따른 멀티 모달 센서의 효과를 설명한다. 여기서, 도 6에 도시된 실제 제작된 멀티 모달 센서를 사용하여 심장질환이 없는 건강한 50대 중반 남성을 대상으로 실험이 수행되었다.

[0072]

도 6은 본 발명에 따른 멀티 모달 센서의 실제 착용 예를 나타낸 사용 상태도이다.

[0073]

도 6을 참조하면, (a)는 멀티 모달 센서를 손목에 착용된 예를 나타내고, (b)는 제2 센서(120)를 손가락 사이를 이용하는 방식으로 제조한 예를 나타낸다. 이러한, 혈압(BP)을 측정하기 위한 제1 센싱 겔(121)과 기계적 근육도(MMG)를 측정하기 위한 제2 센싱 겔(123)이 적층된 제2 센서(120)의 경우 자극에 더욱 민감하게 반응하도록 설계되었다.

[0074]

이에, 멀티 모달 센서를 이용하여 동시에 4개의 생체 신호를 측정하고 4개의 채널을 거쳐 획득한 생체 신호를 오실로스코프를 통해 모니터링하였다. 즉, 심전도(ECG)와 근전도(EMG)에 관한 생체 신호는 인터페이스로서의 아두이노(AD8232, AD8226) 모듈을 통해 획득하였고, 혈압(BP)과 기계적 근육도(MMG)에 관한 생체 신호는 제2 센서(120)에서 직접 획득하였다. 획득한 모든 생체 신호는 오실로스코프를 통해 모니터링하였다.

[0075]

먼저, 운동학적 신호에 해당하는 혈압(BP)과 기계적 근육도(MMG)에 관한 생체 신호를 제2 센서(120)에서 두 개의 채널로 분리하여 획득하였다.

[0076]

도 7은 본 발명에 따른 멀티 모달 센서를 이용하여 BP 관련 반응을 측정한 그래프들이다.

[0077]

도 4와 도 7의 (a)를 참조하면, 혈압(BP)관련 반응은 제2 센서(120)의 제1 센싱 겔(121)인 PANi-PVC 겔에 연결된 Ag 전극에서 생체 신호를 획득하여 오실로스코프를 통해 모니터링하였다.

[0078]

(b)를 참조하면, 맥박수와 혈압 곡선은 휴식 및 운동 후 조건에서 측정된 전압 변화로부터 식별할 수 있었다.

[0079]

보다 직관적인 모니터링을 위해 상용 커프 혈압계(Omron, HEM 6311)로 동시 측정 후 전압과 혈압 측정치를 매칭하여 관계를 계산하였다. 수축기 혈압(SBP)의 경우 $y = 2.6x + 93.5(R=0.91)$, 이완기 혈압(DBP)의 경우 $y = 3.1x + 63.1(R=0.9)$ 이 도출되었다. 이 방정식(c에 삽입된 그래프)에서 전압 변화 값을 BP 레벨로 변환하여 나타냈다. (c)를 참조하면, 수축기 및 이완기 사이의 특징적인 피크인 P1 및 P2가 확인되었다.

[0080]

또한, (d)를 참조하면, 그리퍼를 사용하는 경우 잡는 힘의 강도가 증가함에 따라 혈압(BP) 반응의 변화가 증가하는 경향이 있다. 이러한 시도는 근수축과 심장박동의 상관관계를 간접적으로 보여준 결과이며, 추후 기계적 근육도(MMG)와 심전도(EMG)와의 연관성에 대한 근거가 될 수 있다.

[0081]

도 8은 본 발명에 따른 멀티 모달 센서를 이용하여 MMG 관련 반응을 측정한 그래프들이다.

[0082]

도 4와 도 8의 (a)를 참조하면, 근육 수축 중에 생성되는 신호 중 하나인 기계적 근육도(MMG)는 제2 센서(120)의 제2 센싱 겔(123)인 PVDF-TrFe 겔에 포함된 탄소 전극(125)에서 생체 신호를 획득하여 오실로스코프를 통해 모니터링하였다.

[0083]

(b)를 참조하면, 손목의 움직임에 따라 큰 전압 변화가 관찰되었으며, 움직임 중에도 근육의 수축 정도에 따라 생체 신호의 변동도 확인되었다. 이들 신호로부터 근수축과 이완과 구별되는 신호의 경향을 알 수 있었으며, 손으로 쥐는 힘의 세기 차이에도 신호 편차가 있음을 확인하였다.

[0084]

(c)를 참조하면, 잡는 힘을 사용하여 등척성 근육 수축으로부터 기계적 근육도(MMG)에 관한 생체 신호를 획득하고 나타났다. 손목과 팔에 센서를 부착해서 얻은 기계적 근육도(MMG)에 관한 생체 신호의 경향은 비슷했지만 팔에 있는 값이 약간 더 컸다.

[0085]

(d)를 참조하면, 입력 주파수가 증가함에 따라 기계적 근육도(MMG) 반응 주기가 증가하지만 전압 진폭은 감소했다. 또한 제2 센서(120)의 제2 센싱 겔(123)은 주파수 반응성을 가지고 있음을 알 수 있다.

[0086]

상술한 운동학적 신호와 달리 전기적, 물리적 생체 신호를 측정하기 위해서는 일반적으로 3개 이상의 전도성 전

극이 필요하다. 심전도(ECG)의 경우 병원에서 가슴, 팔, 다리에 약 12개의 전극을 부착하여, 심장에 대한 다양한 정보를 상호 보완적으로 얻을 수 있다. 그러나, 본 발명은 멀티 모달 센서의 구성요소인 3개의 제1 센싱 겔 기반의 제1 센서(110) 및 제3 센서(130)를 이용하여 심전도(ECG) 및 근전도(EMG)에 관한 생체 신호를 측정하였다.

- [0087] 도 9는 본 발명에 따른 멀티 모달 센서를 이용하여 ECG 관련 반응을 측정한 그래프들이다.
- [0088] 도 4와 도 9의 (a)를 참조하면, 가슴과 손목에 부착된 멀티 모달 센서의 제1 센서(110)에 의한 측정 방법을 보여준다. (+) 전극과 와 접지 전극 피부 표면에 접촉시키고 패치 외부에 노출된 (-)전극에 반대쪽 손가락을 대고 측정하였다.
- [0089] (b)를 참조하면, 안정된 상태의 가슴과 손목에서 획득한 심전도(ECG)에 관한 생체 신호와 Ag/AgCl의 상용 심전도 전극으로 측정한 결과를 비교한 것이다.
- [0090] (c)에 삽입된 그래프를 참조하면, 심전도(ECG) 신호에 나타나는 전형적인 P, Q, R, S, T 피크가 확인되었고, 손목에서 측정했을 때 T 피크가 증가하는 것도 발견되었다.
- [0091] (c)를 참조하면, 휴식 시와 가벼운 운동 후 손목에서 측정한 심전도(ECG) 신호를 비교하였다. 맥박의 변화는 심전도 피크(휴식: ~60, 운동 후: ~83)에서 나타났으며, 운동 후 T 값은 상대적으로 상승했다.
- [0092] 일반적인 심전도(ECG) 전극은 금속 또는 하이드로젤 기반의 전극을 사용한다. 그러나 금속 전극의 경우 피부 표면에 닿았을 때 불편함이 있으며 피부 표면에 등각 상태를 만들기 어렵다. 또한 하이드로젤은 일반 조건에서 쉽게 건조되어 연속 사용이 가능하기에, 일정 시간이 지나면 측정값을 신뢰하기 어렵다. (d)를 참조하면, 본 발명의 제1 센서(110)에 사용된 겔 전극이 논하이드로젤 기반이기 때문에 약 1개월 후에 측정하여도 안정성을 유지하였다.
- [0093] 도 10은 본 발명에 따른 멀티 모달 센서를 이용하여 EMG 관련 반응을 측정한 그래프들이다.
- [0094] 도 4 및 도 10의 (a)를 참조하면, 손목과 종아리 피부에 접촉하는 3개의 제1 센싱 겔(131, 133, 135)를 포함하는 제3 센서(130)를 통해 근전도(EMG)에 관한 생체 신호를 획득하였다. (b)를 참조하면, 그리퍼를 누르는 힘에 따라 신호의 크기가 증가하는 것으로 나타났다. 근전도(EMG) 신호가 몸 안팎의 전기장이나 전류 흐름을 방해한다는 단점이 있지만, 근전도(EMG) 신호는 기계적 근육도(MMG)의 신호에 비해 보완적인 역할을 할 수 있다.
- [0095] 기계적 힘에 의한 근육 수축 외에도 손목이 구부러지고 늘어나는 동안의 근전도(EMG) 신호도 측정하였다. (c)를 참조하면, 기계적 근육도(MMG) 신호와 달리 빠른 반응(RA) 특성과 더 유사한 모양을 보여준다. (d)를 참조하면, 종아리에 부착된 멀티 모달 센서의 제3 센서(130)를 통해, 서 있거나 앉았을 때의 등장성 근육 운동에 대한 신호와 발차기 시의 생체 신호를 보여준다. 두 가지 다른 행동에 대해 차이가 나는 근전도(EMG) 신호를 획득하였으며, 이는 신체의 다양한 움직임이 분류될 수 있음을 나타낸다.
- [0096] 도 11과 도 12는 본 발명에 따른 멀티 모달 센서를 이용하여 운동과 근수축에 따른 근육역학과 혈액학적 상관관계를 나타내는 그래프들이다.
- [0097] 근육과 심장의 관계는 심장병을 선별하거나 예측하는 데 중요하다.
- [0098] 심장의 건강 상태는 근육이 수축되는 동안 생성된 근전도(EMG) 및 기계근조도(MMG) 신호와 동시에 변경되는 혈압(BP) 및 심전도(ECG) 신호에서 비롯된 두 가지 위상 시간차(Δt_{be} : BP 및 ECG, Δt_{em} : ECG 및 MMG)를 획득하여 모니터링하였다.
- [0099] **생체 신호와 그 상관관계의 동시 측정 및 심장과 근육의 상관관계와 위상 시차**
- [0100] PTT(Pulse Transit Time)는 심전도(ECG) 파의 R 피크와 신체 말초에서 측정한 맥파의 기준점 사이의 시간으로, 맥동압력파가 대동맥판막에서 말초로 전달되는 시간을 의미한다. 심전도(ECG)의 R 피크와 혈압(BP)의 P1 피크는 심실의 탈분극을 나타내는 지표이며, R과 P1의 시간차를 계산하여 PTT를 구하였다. 여기서 PTT는 Δt_{be} 로 지정되었다.
- [0101] 근육 수축 시 생성되는 근전도(EMG) 및 기계적 근육도(MMG) 신호는 심전도(ECG) 신호와 상관관계가 있다. 이는 근육의 움직임이 혈관의 직경과 흐름을 변화시켜 심장 활동에 영향을 미치기 때문이다. 이때, 심전도(ECG)의 R 피크와 기계적 근육도(MMG) 신호의 첫 번째 노출 사이의 시간차를 Δt_{em} 으로 정의하였다. 기계적 근육도(MMG) 신호는 심전도(EMG) 신호에 비해 인체 및 주변의 전기적 방해받지 않아 선택하였으며, 추가적으로 기계적 근

육도(MMG) 신호와의 상호 검증을 위해 근전도(EMG) 신호를 사용하였다.

- [0102] 먼저, 도 11의 (a)를 참조하면, 휴식 기간 동안 측정된 4개의 생체 신호를 나타내었다. 휴식 기간 동안 심전도(EMG) 및 기계적 근육도(MMG) 신호는 거의 발견되지 않았고 혈압(BP) 및 심전도(ECG) 신호는 평소와 같이 명확하게 획득되었다. 이 경우, PTT로 알려진 심전도(ECG)의 R 피크와 혈압(BP)의 P1 피크 사이의 PTD를 Δt_{be} 라고 한다.
- [0103] 또한 도 11의 (b)를 참조하면, 휴식 시 등척성 근육 수축에서 나타나는 4가지 생체 신호를 나타내었다. 29kg의 악력을 가하여 잡는 행위를 했을 때 근전도(EMG) 및 기계적 근육도(MMG)의 출력 전압은 각각 RA의 신호 형태로 나타났다. 또한 혈압(BP) 및 심전도(ECG) 신호도 근육의 움직임으로 인한 신호 변형을 나타내지만, 그 동안 심전도(ECG)는 온전한 신호를 획득하기가 어려웠다. 혈압(BP)의 경우는 전압 베이스라인이 이동했음에도 혈압(BP) 곡선을 즉시 획득할 수 있었다.
- [0104] 근육 수축에 대한 각각의 생체 신호 변화 경향은 매우 독특하다고 할 수 있다.
- [0105] 도 11의 (c)를 참조하면, 가벼운 달리기 후 근전도(EMG) 및 기계적 근육도(MMG)의 신호는 휴식 기간과 약간 다르다. 그러나 근육의 직접적인 움직임이 없었기 때문에 인지 신호의 변화는 확인되지 않았다.
- [0106] 도 11의 (d)를 참조하면, 운동 후 잡는 행위가 다시 행해졌을 때 4가지 생체 신호를 나타내었다. (b)와 같이 잡는 행위는 오랜 시간(~15초) 동안 가해졌으며, 잡는 시간 동안 혈압(BP) 및 심전도(ECG)는 명확한 신호를 획득할 수 있었다. 전기적 신호인 심전도(ECG)는 근전도(EMG)와 같은 전기적 생체 신호에 의해 간섭을 받을 수 있으므로, 짧은 시간에 신호 교란이 있었던 것으로 보인다. 또한 기계적 근육도(MMG) 신호를 보다 명확하게 얻기 위해 차동 값을 사용하여 심전도(ECG)의 R 피크와 기계적 근육도(MMG)의 초기 점화 피크 사이의 위상차(Δt_{me})를 구했다. 이때 근전도(EMG)는 기계적 근육도(MMG)의 점화 피크를 상호 확인하는 중요한 신호이다. 일반적으로 근전도(EMG)는 근육의 움직임에 사용되는 생체 신호이지만, 기계적 근육도(MMG)도 심전도(ECG)와 같은 전기적 신호를 획득할 때 신체 내외부의 전자기 간섭이 있기 때문에 선호된다.
- [0107] 본 발명에서는 근전도(EMG)와 기계적 근육도(MMG) 사이에 위상차가 거의 없음을 확인하였다.
- [0108] 이에, 동시에 획득한 4가지 생체 신호로 다양한 분석이 가능하다.
- [0109] 도 12의 (a)를 참조하면, 잡고 있을 때의 혈압(BP)의 분포에 따른 근전도(EMG) 신호의 변화를 추적하였다. 악력이 증가함에 따라 근전도(EMG) 신호의 수준은 거의 연속적으로 증가하지만 SBP와 DBP 모두 상대적으로 중요한 변화는 없다. 이것은 등척성 근육 수축 때문이지만 더 큰 근육을 사용하고 근육 사용 기간이 더 길어지면 다른 크기를 보일 것이다. 또한 도 12의 (b)를 참조하면, 기계적 근육도(MMG)의 신호 크기는 휴식 상태에서 악력이 증가하는 것과 함께 증가하나, Δt_{em} 의 변화는 205와 210 사이에 매우 작아 위상 차이(Δt_{em})에 큰 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다.
- [0110] 역으로 이 결과는 휴식 상태에서 약한 근육을 사용할 때, 심장 관련 생물학의 불규칙성(Δt_{em} 불규칙성 또는 큰 위상차)이 심장 건강에 대한 적색 경보를 나타낼 수 있음을 의미한다. 도 12의 (c)를 참조하면, 운동 전후 Δt_{be} 와 Δt_{me} 의 증가에 따른 혈압 분포는 근육 운동 중 잡는 행위를 통해 확인할 수 있다. Δt_{be} 는 SBP와 DBP가 증가함과 함께 감소하는 경향을 보인다. 심장병에서 좌심실과 직접적인 관련이 있는 SBP의 경우 $y = -0.51x + 268$ ($R = -0.98$)을 보이고, DBP는 $y = -0.45x + 229$ ($R = -0.95$)를 보였다.
- [0111] 도 12의 (d)를 참조하면, 동일한 조건에서 Δt_{me} 는 ~280ms를 포화시키는 경향을 나타낸다. SBP 변화에 따라 Δt_{be} 와 Δt_{me} 사이의 관계는 반비례하는 경향이 있다. 이 결과는 불규칙한 PTD로 인한 심장병을 예측하거나, 전기 자극 요법으로 PTD를 안전한 범위 내로 유지한다.
- [0112] 도 12의 (e)를 참조하면, SBP의 변화와 Δt_{be} 및 Δt_{em} 의 상관관계를 나타내었다.
- [0114] 도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 멀티 모달 센서의 제조 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0115] 도 4 및 도 13을 참조하면, 먼저, 제1 센싱 겔을 제조한다(S210). 이를 위해, 절연물질, 가소제 및 이온성 액체, 전도성 고분자 등의 고분자 물질들을 혼합하여 겔 타입의 센서를 제조할 수 있다. 이때, 절연물질인 폴리비닐 클로라이드(PVC)와 가소제인 다이부틸아피타이트(DBA) 및 이온성 액체인 IL의 중량비를 1:2:0.2로 고정하여 제1 센싱 겔을 제조하였다.

- [0116] 이후, 제1 센싱 겔에 전도성 고분자인 폴리아닐린(PANi)을 혼합하였다. 여기서, 폴리아닐린(PANi)은 레퍼런스를 기반으로 혼합하였다. 즉, 0.286g(1.25mmol)의 암모늄 퍼설페이트를 1mL의 탈이온수에 용해시켰다. 0.921mL(1mmol)의 피트산, 0.458mL(5mmol)의 아닐린, 2mL의 탈이온수를 혼합하여 아닐린 용액을 제조하였다. 이후, 폴리아닐린(PANi)을 건조 오븐에서 충분히 건조시킨 후, 제1 센싱 겔과 부피 비율로 혼합하였다.
- [0117] 한편, 절연물질인 폴리비닐 클로라이드(PVC)는 Scientific Polymer Products Inc.에서 구입했으며 가소제인 다이부틸아피타이트(DBA)는 TCI Chemicals에서 얻었고 (1-에틸-3-methylimidazolium bis(trifluoromethylsulfonyl) imide) IL 및 tetrahydrofuran은 Sigma-Aldrich에서 구입했다. 아닐린, 과황산 암모늄 및 피틴산도 Sigma-Aldrich에서 구입했다. 모든 화학 물질은 정제 또는 전처리 없이 사용되었다.
- [0118] 다음으로, 제2 센싱 겔을 제조한다(S220). 이를 위해, 압전물질 및 가소제 등의 고분자 물질을 혼합하여 겔 타입의 센서를 제조할 수 있다. 이때, 압전물질인 폴리비닐 플루오라이드 트리플루오르 에틸렌(PVDF-TrFe)과 가소제인 다이부틸아피타이트(DBA)의 중량비가 1:2가 되도록 제2 센싱 겔을 제조하였다.
- [0119] 상용 PVDF-TrFe 분말은 Piezotech(FC30)에서 구입했다.
- [0120] 그리고, 제1 센싱 겔 및 제2 센싱 겔의 표면 개질에 의해 몰드에 드롭 캐스팅하여 돌기를 형성한다(S230). 이때, 돌기는 원뿔형 구조로 형성된다.
- [0121] 이후, 제1 센싱 겔 및 제2 센싱 겔에 전극체를 삽입한다(S240). 센서에서 신호를 획득하기 위한 전극체인 Ag 와이어를 제1 센싱 겔에 삽입하고, 손가락 사이에 들어가는 형태의 전극체인 탄소 전극을 제2 센싱 겔에 삽입한다. 여기서, 탄소 전극은 내부 전극으로서 손가락 사이에 들어가는 타입($8 \times 8 \text{ mm}^2$, 선폭: 0.6 mm)으로 구현될 수 있다. 또한, 제2 센싱 겔은 제1 센싱 겔과 마주하는 일면에 카본 코팅층을 형성할 수 있다.
- [0122] 다음으로, 멀티 모달 센서를 제조한다(S250). 즉, 전극체가 삽입된 제1 센싱 겔과 제2 센싱 겔을 배열하여 센서 모듈을 제조한다.
- [0123] 제1 센싱 겔은 심전도(ECG)를 측정하는 제1 센서, 혈압(BP)를 측정하는 제2 센서, 근전도(EMG)를 측정하는 제3 센서로 구현될 수 있다. 이때, 전도성 전극으로 구성되어야 하는 심전도(ECG) 및 근전도(EMG)를 측정하는 제1 센서와 제3 센서의 경우 제1 센싱 겔의 전도성 고분자와 절연물질(PANi:PVC)은 0.15:1의 부피비로 균일하게 고정되었다.
- [0124] 제2 센싱 겔은 기계적 근육도(MMG)를 측정하는 제2 센서로 구현될 수 있다. 이때, 제2 센서(120)는 제1 센싱 겔(121)과 제2 센싱 겔(123)이 적층된 형태로 구현된다.
- [0125] 멀티 모달 센서는 대상체(10)에 부착되는 일면이 등각 상태를 유지하기 위하여 원뿔형 돌기가 형성된 구조를 가지며, 패치(140)에 부착되는 타면은 평편한 구조를 가진다. 또한, 멀티 모달 센서 중 패치(140)의 외부에 배열된 제1 센서(115)를 제외하고 모든 센서는 대상체(10)와 접촉하도록 구현된다.
- [0126] 멀티 모달 센서는 제1 센서(110), 제2 센서(120) 및 제3 센서(130)가 패치(140)에 어레이되어 모듈 형태로 구현된다. 이때, 대상체(10)의 맥박이 측정되는 요골동맥 부위의 제2 센서(120)를 기준으로 각 센서가 위치하도록 배열할 수 있다.
- [0127] 즉, 제1 센서(110)는 심전도(ECG)를 측정하기 위한 제1 센싱 겔(111, 113, 115)로 구현될 수 있다. 제1 센서(110)는 하나 이상의 제1 센싱 겔(111, 113, 115)을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 제1 센서(110)는 대상체(10)와 접촉하는 부분에 해당하는 패치(140)의 일 면(On skin)에 배열된 접지(G) 전극이 삽입된 제1 센싱 겔(113)과 (+)전극이 삽입된 제1 센싱 겔(111) 및 패치(140)의 타 면(Outside)에 배열된 (-)전극이 삽입된 제1 센싱 겔(115)을 포함할 수 있다.
- [0128] 제2 센서(120)는 제1 센싱 겔(121)과 제2 센싱 겔(123)이 적층된 형태로 구현된다.
- [0129] 제3 센서(130)는 근전도(EMG)를 측정하기 위한 제1 센싱 겔(131, 133, 135)로 구현될 수 있다. 제3 센서(130)는 하나 이상의 제1 센싱 겔(131, 133, 135)을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 제3 센서(130)는 대상체(10)와 접촉하는 부분에 해당하는 패치(140)의 일 면에 나란히 배열된 (+)전극체가 삽입된 제1 센싱 겔(131), 접지(G) 전극체가 삽입된 제1 센싱 겔(133) 및 (-)전극체가 삽입된 제1 센싱 겔(135)을 포함할 수 있다.
- [0130] 이에 따라, 본 발명은 다양한 생체신호를 측정하여 새롭고 신뢰성 있는 건강지표를 확립할 수 있다. 더욱이, 로봇에 부착하여 인지센서로의 응용이 가능하고, 실생활 중에 활용하여 건강상태를 모니터링할 수 있는 편리한 장

점을 가진다.

[0131] 지금까지 본 발명에 대하여 도면에 도시된 바람직한 실시예들을 중심으로 상세히 살펴보았다. 이러한 실시예들은 이 발명을 한정하려는 것이 아니라 예시적인 것에 불과하며, 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 진정한 기술적 보호범위는 전술한 설명이 아니라 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의해서 정해져야 할 것이다. 비록 본 명세서에 특정한 용어들이 사용되었으나 이는 단지 본 발명의 개념을 설명하기 위한 목적에서 사용된 것이지 의미한정이나 특허청구범위에 기재된 본 발명의 범위를 제한하기 위하여 사용된 것은 아니다. 본 발명의 각 단계는 반드시 기재된 순서대로 수행되어야 할 필요는 없고, 병렬적, 선택적 또는 개별적으로 수행될 수 있다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 특허청구범위에서 청구하는 본 발명의 본질적인 기술사상에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 변형 형태 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 균등물은 현재 공지된 균등물뿐만 아니라 장래에 개발될 균등물 즉 구조와 무관하게 동일한 기능을 수행하도록 발명된 모든 구성요소를 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

부호의 설명

[0132] 110: 제1 센서 120: 제2 센서

130: 제3 센서

111, 113, 115, 121, 131, 133, 135: 제1 센싱 겔

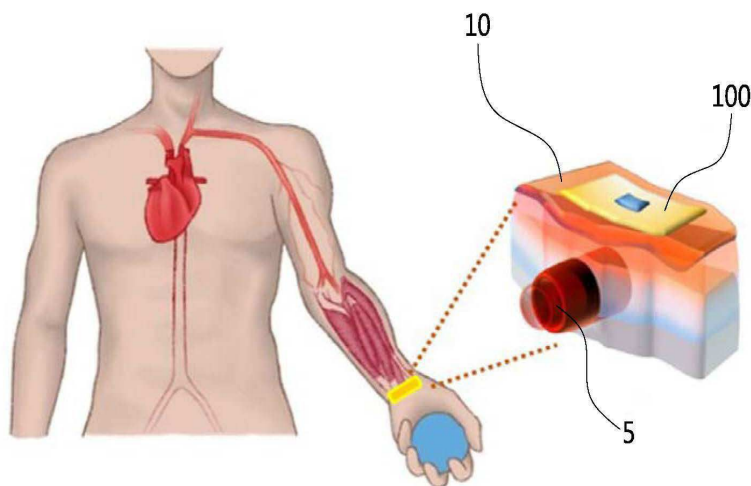
123: 제2 센싱 겔

116, 125, 136: 전극체

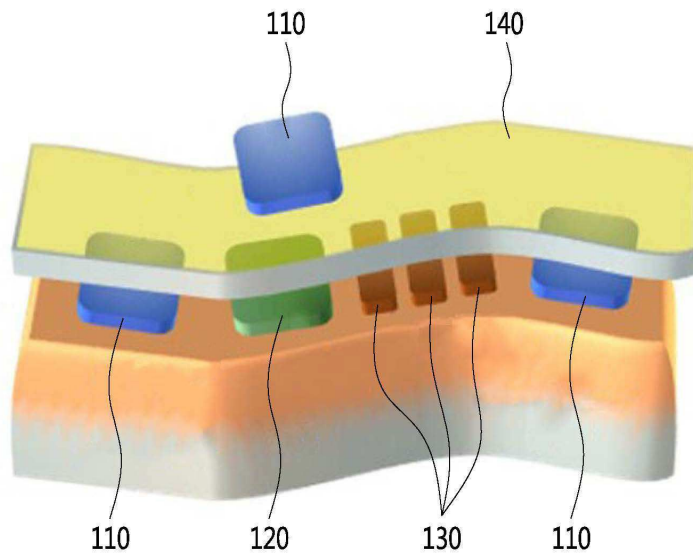
140: 패치

도면

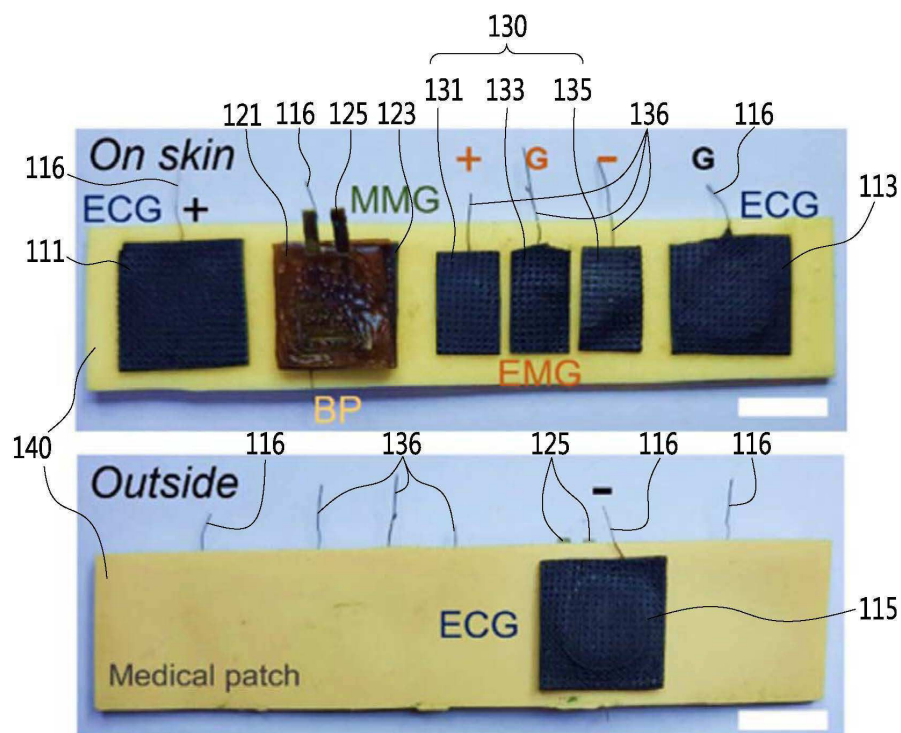
도면1



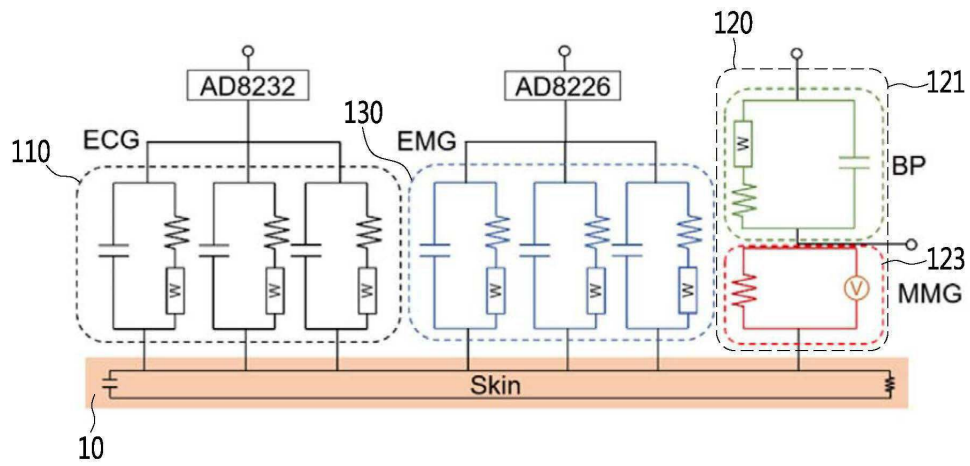
도면2



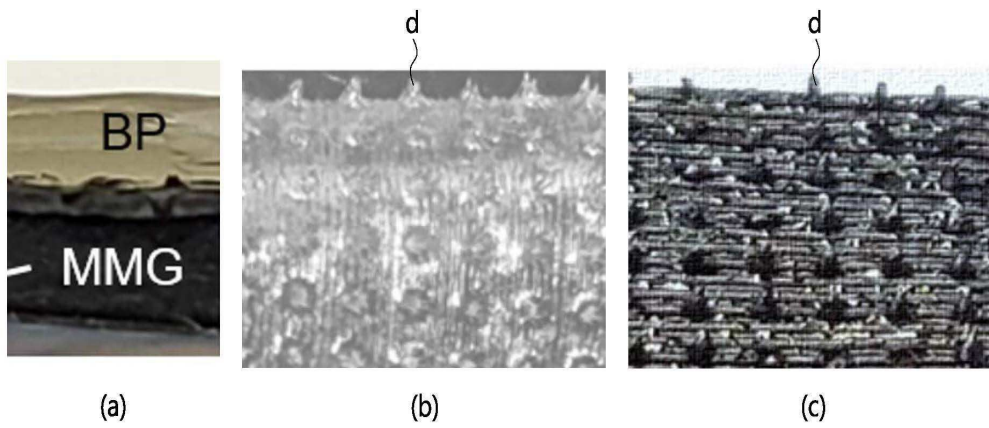
도면3



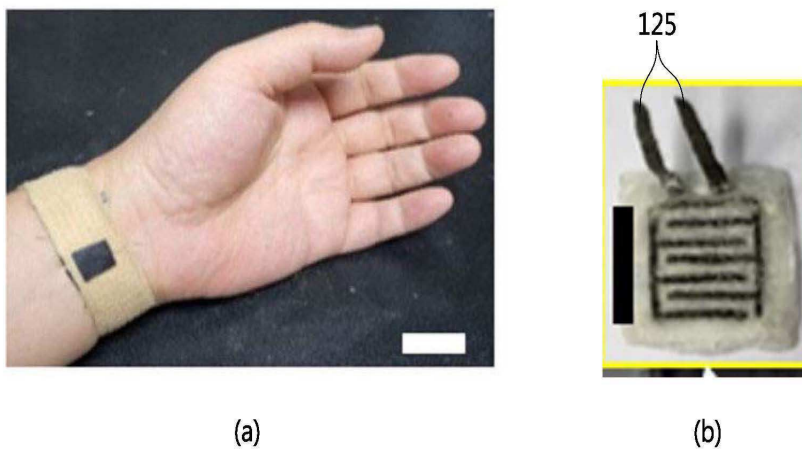
도면4



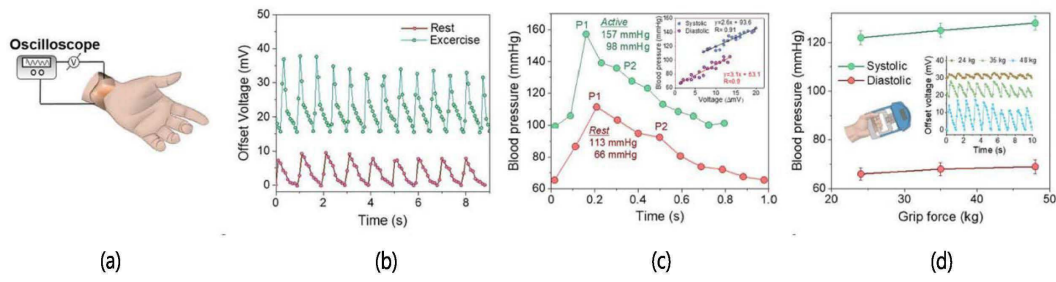
도면5



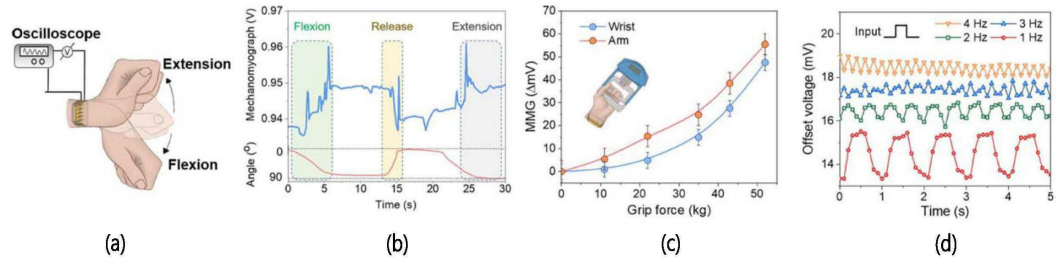
도면6



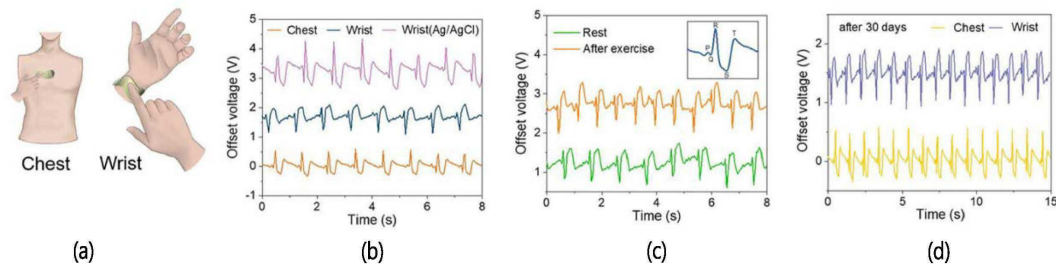
도면7



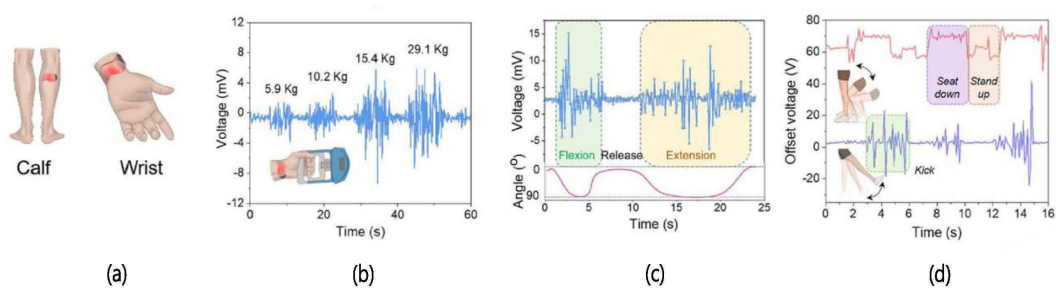
도면8



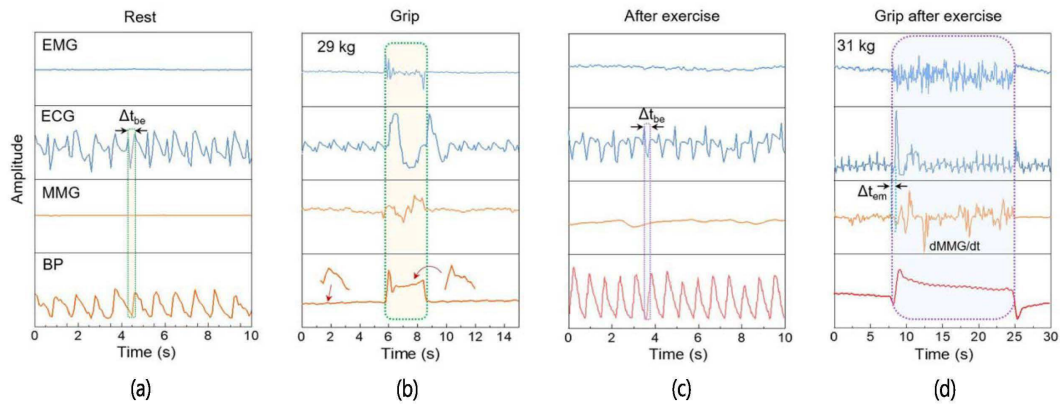
도면9



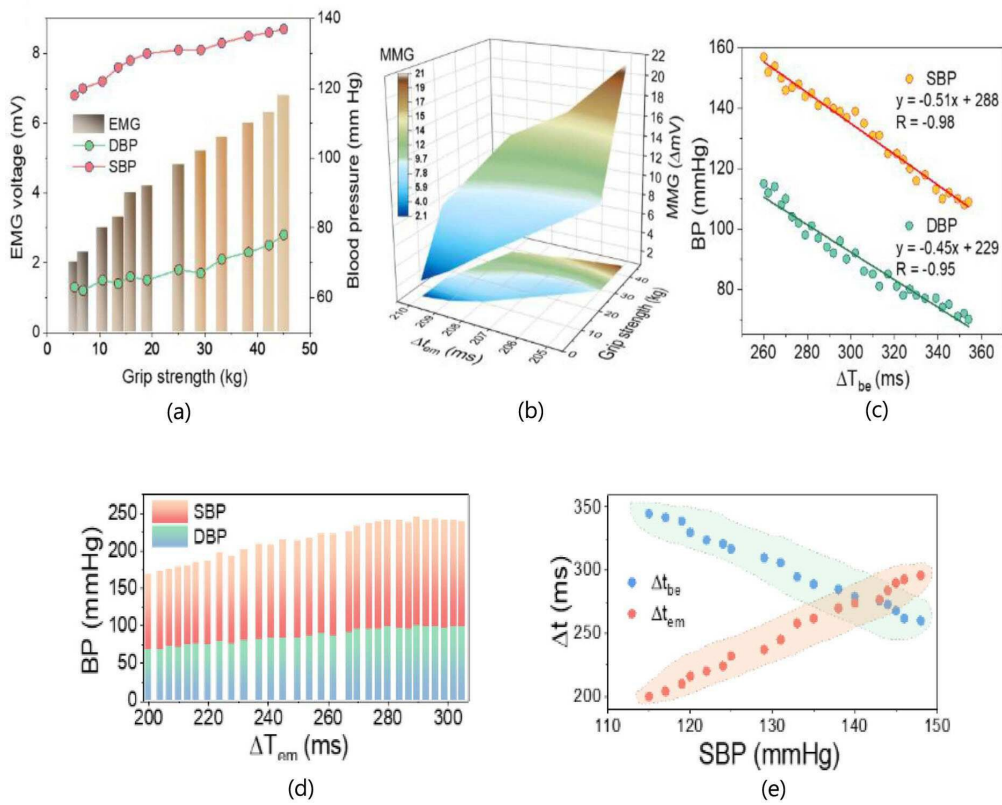
도면10



도면11



도면12



도면13

