



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2009-0034647
(43) 공개일자 2009년04월08일

(51) Int. Cl.

A61B 5/04 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2007-0100008

(22) 출원일자 2007년10월04일

심사청구일자 2007년10월04일

(71) 출원인

재단법인서울대학교산학협력재단

서울특별시 관악구 봉천7동 산4의 2번지

(72) 발명자

박광석

서울 서초구 서초동 1684 서초4차현대아파트 210동 303호

김윤성

서울 금천구 독산1동 1011-26 독산동아파트 5동 504호

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

이원희

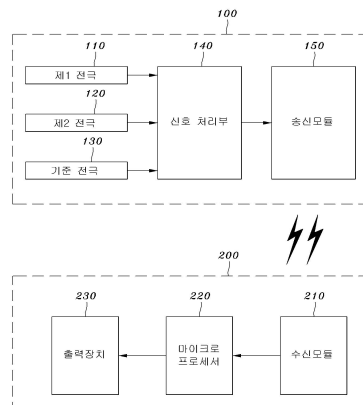
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치

(57) 요약

본 발명은 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치에 관한 것으로서, 본 발명에 따른 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치는 착용자의 좌측 관자놀이 및 턱으로부터 생체신호를 측정하고, 측정된 생체신호를 무선으로 송출하는 헬멧과, 상기 헬멧으로부터 송출된 신호를 수신하여 심전도(ECG), 안전도(EOG), 눈 깜빡임 및 뇌전도(EEG)에 따른 착용자의 상태를 분석하는 관리자 단말기를 포함하여 구성되며, 3개의 전극만으로도 심전도, 뇌전도, 안전도, 눈 깜빡임 여부를 높은 정확도로 측정할 수 있고, 건식 전극을 사용함으로써 헬멧 탈착시에도 전도성 젤을 다시 바를 필요가 없어 별도의 새로운 세팅 없이도 생체신호를 획득할 수 있는 효과가 있으며, 실시간으로 헬멧 착용자의 건강상태를 파악하여 관리자에게 알려주므로, 관리자들은 병력상태 또는 가용인력 여부 등을 신속하게 파악할 수 있으며, 활동성이 강한 작업중에도 헬멧 착용자의 생체신호를 용이하게 획득할 수 있는 효과가 있다.

대표도 - 도2



(72) 발명자

김정수

서울 영등포구 당산동3가 21번지 301호

최종민

서울 영등포구 양평동3가 53 대우이안 201-1103

특허청구의 범위

청구항 1

착용자의 좌측 관자놀이 및 턱으로부터 생체신호를 측정하고, 측정된 생체신호를 무선으로 송출하는 헬멧과;

상기 헬멧으로부터 송출된 신호를 수신하여 심전도(ECG), 안전도(EOG), 눈깜빡임 및 뇌전도(EEG)에 따른 착용자의 상태를 분석하는 관리자 단말기를 포함하는 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 헬멧은

착용자의 좌측 관자놀이로부터 생체신호를 측정하는 제 1 생체전극;

착용자의 턱으로부터 생체신호를 측정하는 제 2 생체전극 및 기준 생체전극;

상기 생체전극들로부터 측정된 생체신호의 노이즈 제거 및 생체신호를 증폭하는 신호처리부; 및

상기 신호처리부의 출력을 무선으로 송신하는 송신모듈을 포함하는 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치.

청구항 3

청구항 2에 있어서,

상기 생체전극들은 건식 생체전극(Dry electrode)인 것을 특징으로 하는 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치.

청구항 4

청구항 2에 있어서,

상기 제 1 생체전극은 상기 헬멧 내부 머리 지지대의 좌측에 형성되고, 상기 제 2 생체전극 및 기준 전극은 상기 헬멧의 턱 끈에 형성된 것을 특징으로 하는 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치.

청구항 5

청구항 2에 있어서,

상기 제 1 생체전극은 +전극이며, 상기 제 2 생체전극은 -전극인 것을 특징으로 하는 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치.

청구항 6

청구항 2에 있어서,

상기 신호처리부는 상기 생체전극들로부터 측정된 생체신호를 필터링하는 다수의 필터;

상기 생체신호를 증폭하는 증폭부;

상기 증폭된 생체신호를 디지털 신호로 변환하는 A/D 변환기를 포함하는 것을 특징으로 하는 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치.

청구항 7

청구항 1항에 있어서,

상기 헬멧은 뇌전도(EEG)중 알파파를 측정하는 것을 특징으로 하는 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치.

청구항 8

청구항 1항에 있어서,
 상기 관리자 단말기는 상기 송신모듈로부터 송출된 신호를 수신하는 수신모듈;
 상기 수신모듈로부터 수신한 신호를 분석하여 착용자의 상태를 판단하는 마이크로 프로세서;
 상기 마이크로 프로세서가 판단한 착용자의 상태를 출력하는 출력장치를 포함하는 헬멧을 이용한 다중 생체신호 측정장치.

청구항 9

청구항 8항에 있어서,
 상기 마이크로 프로세서는 상기 측정된 생체신호로부터 착용자의 수면 여부, 안구의 움직임, 흥분 및 이완 정도, 생존 여부 등을 판단하는 것을 특징으로 하는 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치.

청구항 10

청구항 8항에 있어서,
 상기 마이크로 프로세서는 측정된 심전도의 R 피크의 수와 간격을 측정하여 착용자의 생존 여부를 판단하는 것을 특징으로 하는 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치.

청구항 11

청구항 8항에 있어서,
 상기 마이크로 프로세서는 측정된 안전도(EOG)의 피크 및 피크의 방향을 측정하여 착용자의 눈동자 움직임, 의식 여부를 판단하는 것을 특징으로 하는 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치.

청구항 12

청구항 8항에 있어서,
 상기 마이크로 프로세서는 측정된 뇌전도의 알파파를 고속 푸리에 변환한 후 파워 스펙트럼을 검사하여 착용자의 수면 여부, 흥분 및 이완 상태를 판단하는 것을 특징으로 하는 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치.

청구항 13

청구항 1항에 있어서,
 상기 헬멧과 관리자 단말기 간에는 블루투스 방식으로 무선 통신이 이루어지는 것을 특징으로 하는 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치.

명 세 서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

- <21> 본 발명은 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치에 관한 것으로서, 특히 헬멧에 장착된 적은 개수의 전극으로 심전도, 안전도 뇌전도를 측정하고, 측정된 다중생체신호로 헬멧 착용자의 상태를 파악할 수 있는 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치에 관한 것이다.
- <22> 일반적으로 종래에는 환자 등을 대상으로 생체신호를 측정하는 장비들이 많이 존재한다. 그러나 이러한 장치들은 전극을 신체에 부착하여야 하고, 여러 개의 전극을 부착하도록 구성된다. 이러한 장비들은 일반적으로 활동 중인 사람을 대상으로 생체신호를 측정하는 것에는 무리가 있다.
- <23> 종래 발명중 하나인 뇌-기계 인터페이스 작동을 위한 무선 시스템 및 그의 제어방법(대한민국 특허공개 2003-

0017124)은 뇌 전위신호를 이용하여 운동성을 가진 장난감을 원격 조정하기 위한 것으로, 무선 원격 시스템을 사용자의 머리에 장착시키고, 뇌파와 안전도 조합을 이용하여 기계 장치를 원격 조종하도록 구성된다. 그러나 이러한 종래 발명에서는 전극들이 두개골의 횡단 중앙을 중심으로 우측 감각운동 영역과 좌측 감각운동 영역에 배치되고 전극의 수가 10개 이상이 필요할 정도로 많아 활발한 활동을 하는 직업의 착용자에게 적용하여 생체신호를 획득하기에는 어려움이 있으며, 또한 착용자의 상태를 파악하는 것이 아니라, 원격조정을 위한 신호를 감지하도록 구성되어 있어, 위험영역에서 활동중인 착용자의 상태를 파악하는 용도로 사용하는 것은 힘들다.

<24> 또 다른 종래 발명은 뇌파 파라미터를 사용한 뉴로피드백 훈련을 위한 무선시스템 및 방법(대한민국 특허공개 2003-0002677)은 머리에 쓰게 되어있는 일련의 전극이 구비된 헤드 셋으로부터 생체전기 신호를 추출하고, 그 신호를 뇌 신호 데이터 무선 수신부와 직렬 포트로 연결되어 있는 원격지에 위치되어 있는 호스트 컴퓨터에 무선 송신하여, 그래프, 수치, 영상 및 청각 신호의 형태로 뇌전도(EEG) 전류 활동 수준에 관한 정보를 모니터에 디스플레이하여, 개인으로 하여금 게임의 형태로 설정된 훈련 세션과 프로토콜을 포함하는 뉴로피드백 훈련을 실행하도록 하는 것이다. 이 발명은 주로 바이오피드백, 전신 상태와 관련된 뇌파, 인간 조작자의 수행에 적용될 수 있는 주의력 향상이나, 관련 장애를 가진 환자의 인지 기능 향상에 적용되는 뉴로피드백 절차를 행하도록 구성된다.

<25> 이러한 종래 발명들은 원격조정이나 뉴로피드백 훈련을 위해 정밀한 뇌파의 검출이 필요하므로 많은 수의 전극이 필요하고, 또한 그러한 정밀한 측정을 위해서는 전극들의 측정 위치 또한 고정적이어서 활동성이 많은 경우에는 적용하기 힘든 문제점이 있다.

<26> 또한, 이러한 종래 발명들은 Ag-AgCl 전극(습식 전극)을 이용하여 측정하는 장비가 많아 전도성 젤을 바르거나 접착성 테이프를 이용해서 신체에 부착하도록 구성되어 착용시 번거로우며, 활동성이 많은 착용자에게 적용하기 힘든 문제점이 있다. 또한, 주로 뇌파를 측정하므로 심장 활동에 관한 착용자의 상태를 관찰하여 파악하기는 어려우며, 수면 여부, 안구의 움직임, 흥분 및 이완 정도, 생존 여부 등의 다양한 생체정보를 파악하도록 구성된 것이 아니기 때문에 전이나 화재발생 등의 위험영역에서 사용하기에는 문제점이 있다.

<27> 일반사회의 작업환경과 비교하여 군대 내 작업환경은 보다 특수하며, 많은 위험상황에 접하게 된다. 군인들에게 부여된 많은 임무는 평시 및 전의를 구분할 필요 없이 각종 훈련 및 전투준비태세와 관련된다. 따라서 이러한 임무들에 대한 작업환경 역시 육체적, 정신적 긴장의 연속이다.

<28> 예를 들면 군대 내 근무자라면 누구나 야간경계근무를 서게 된다. 근무의 시간은 직책에 따라 다르지만 병사들은 보통 1~2시간, 당직근무의 경우는 일과 후부터 그 다음날 아침까지 12시간가량 근무를 서게 된다. 경계를 서는 동안은 취침이나 휴식을 취할 수 없고 근무시간이 야간이므로 정상적인 수면을 방해하게 된다.

<29> 또한, 야간훈련이나 행군은 수면을 취하지 않고 계속해서 정신적 육체적 한계상황에 직면하게 되는 경우가 많다. 아직까지 이런 환경에서 근무하고 있는 군인들의 생체적 심리적 영향에 대해선 연구된 바가 많지 않다.

<30> 또한, 군인, 소방관 기타 위험지역에서 근무를 하는 경우 그들을 지휘하거나 관리하는 인원들은 원거리에서 이들의 상태를 파악할 수 있어야 한다.

<31> 기존에 연구용 및 상업용으로 인체의 신체적 변화를 측정할 수 있는 장비들은 많이 개발되었고 현재 사용되고 있지만, 이런 장비들을 이용해 군이나, 화재현장과 같은 특수환경 하에서 측정하기에는 다소 어려움이 있다.

<32> 이런 장비들은 대부분이 신체에 전극을 부착하기 위하여 젤이나 테이프 등을 이용하고 있어서 장시간 사용할 경우에는 피부발진이나 가려움을 유발할 수 있고, 전극의 수도 많아 측정 장비들의 크기도 신체에 착용하고 생활하기에는 다소 무리가 있기 때문이다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

<33> 본 발명은 상기한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위하여 안출된 것으로서, 활동성이 많은 착용자가 생체신호를 측정한다는 사실을 알지 못하는 무 구속적인 상태에서 생체신호를 측정가능하고, 뇌파뿐만 아니라 심전도도 측정하여 착용자의 신체상태를 보다 정밀하고 파악가능하며, 전도성 젤을 사용하지 않는 건식 전극을 사용하여 신체에 탈착 및 부착이 용이하고, 3 개의 전극으로 생체신호의 측정의 정확성을 보장하는 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치를 제공하는데 그 목적이 있다.

발명의 구성 및 작용

- <34> 상기한 과제를 해결하기 위한 본 발명에 따른 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치는 착용자의 좌측 관자놀이 및 턱으로부터 생체신호를 측정하고, 측정된 생체신호를 무선으로 송출하는 헬멧과, 상기 헬멧으로부터 송출된 신호를 수신하여 심전도(ECG), 안전도(EOG), 눈깜빡임 및 뇌전도(EEG)에 따른 착용자의 상태를 분석하는 관리자 단말기를 포함한다.
- <35> 여기서, 상기 헬멧은 착용자의 좌측 관자놀이로부터 생체신호를 측정하는 제 1 생체전극, 착용자의 턱으로부터 생체신호를 측정하는 제 2 생체전극 및 기준 생체전극, 상기 생체전극들로부터 측정된 생체신호의 노이즈 제거 및 생체신호를 증폭하는 신호처리부 및 상기 신호처리부의 출력을 무선으로 송신하는 송신모듈을 포함한다.
- <36> 여기서, 상기 신호처리부는 상기 생체전극들로부터 측정된 생체신호를 필터링하는 다수의 필터, 상기 생체신호를 증폭하는 증폭부, 상기 증폭된 생체신호를 디지털 신호로 변환하는 A/D 변환기를 포함한다.
- <37> 또한, 상기 관리자 단말기는 상기 송신모듈로부터 송출된 신호를 수신하는 수신모듈, 상기 수신모듈로부터 수신한 신호를 분석하여 착용자의 상태를 판단하는 마이크로 프로세서 및 상기 마이크로 프로세서가 판단한 착용자의 상태를 출력하는 출력장치를 포함한다.
- <38> 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명하면 다음과 같다.
- <39> 도 1은 본 발명에 따른 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치의 전극이 부착되는 위치가 도시된 도이며, 도 2는 본 발명에 따른 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치의 구성이 도시된 블록도이다.
- <40> 도 1 및 도 2를 참조하면, 본 발명에 따른 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치는 3개의 전극(110, 120, 130)이 부착된 헬멧(100)과, 관리자 단말기(200)로 구성된다.
- <41> 본 발명의 특징은 전극의 수를 3개로 줄이면서도 착용자의 상태 파악이 정밀한 수준으로 이루어질 수 있다는 것과, 상기 전극을 건식 전극(Dry Electrode)을 사용하여 별도의 전도성 젤을 사용할 필요가 없어 생체신호 측정이 간편하게 이루어질 수 있는 점이다.
- <42> 상기 3개의 전극은 제 1 전극(110), 제 2 전극(120), 기준 전극(130)으로 구성되며, 이 3개의 전극은 별도의 전도성 젤 없이도 생체전극을 측정할 수 있는 건식 타입의 생체전극이다.
- <43> 본 발명은 상기 3 개의 전극으로부터 심전도(ECG), 안전도(EOG), 눈 깜빡임, 뇌전도(EEG)를 측정하여 헬멧 착용자의 생체신호를 분석한다.
- <44> 심전도의 경우 심장과 가까운 곳일수록 정확한 측정이 가능하지만, 헬멧이라는 구조하에서 얼굴부위에서도 어느 정도의 정확성으로 측정이 가능하여야 한다.
- <45> 따라서, 여러 번의 실험결과 본 발명에서는 헬멧 착용시 상기 심전도(ECG), 안전도(EOG), 뇌전도(EEG)가 가장 잘 측정되는 지점으로 좌측 관자놀이와 턱을 선정하고, 여기에 상기 3 개의 전극이 밀착되도록 구성하였다.
- <46> 따라서, 제 1 전극(110)은 + 전극으로, 착용자의 왼쪽 관자놀이로부터 생체신호를 측정한다. 따라서, 제 1 전극(110)은 헬멧 내부에 형성된 머리 지지대의 좌측 부위에 형성되는 것이 바람직하다.
- <47> 제 2 전극(120)은 - 전극으로, 착용자의 턱으로부터 생체 신호를 측정한다. 따라서, 제 2 전극(120)은 턱과 밀착되는 턱 끈에 형성되는 것이 바람직하다.
- <48> 또한, 기준 전극(130) 역시 상기 제 2 전극(120)과 마찬가지로 착용자의 턱에 밀착되도록 구성되므로, 헬멧(100)의 턱 끈에 형성되는 것이 바람직하다.
- <49> 생체전기신호는 아날로그 전기신호로서 대부분 저전력, 고잡음비, 미세 신호의 특성을 가지고 있으므로, 연산, 증폭 및 필터링 등의 각종 아날로그 신호처리과정이 필요하다.
- <50> 따라서, 본 발명에서는 상기와 같은 문제해결을 위해 상기 3 개의 생체전극으로부터 측정된 신호는 신호처리부(140)에서 필요한 대역의 신호로 필터링되고, 증폭된다.
- <51> 도 3은 본 발명에 따른 신호처리부의 구성의 일실시예가 도시된 블록도이다.
- <52> 도 3을 참조하면, 신호처리부(140)는 다수의 필터(141, 142, 143, 145)와 증폭부(144), 아날로그 디지털 변환부

(146)로 구성된다.

- <53> 상기 3개의 전극을 통해 측정된 생체신호는 제 1 고역통과필터(141)를 거쳐 저주파의 잡음신호가 제거된다.
- <54> 제 1 고역통과필터(141)는 그 일실시예로 0.5Hz 이상의 주파수를 통과시킨다.
- <55> 제 1 고역통과필터(141)를 통과한 신호는 노치 필터(142)에 의해 특정 주파수의 잡음을 제거시킨다. 본 발명에서는 보통 송전선에 의해 유도되는 60Hz의 잡음을 제거시킨다.
- <56> 노치 필터(142)를 거친 생체신호는 제 2 고역통과필터(143)를 이용하여 다시한번 잡음을 제거시키고, 증폭부(144)에 의해 증폭된다.
- <57> 이를 위해 증폭부(144)는 미세 신호의 증폭을 위해 큰 입력 임피던스를 갖는 연산 증폭기를 사용한다.
- <58> 증폭부(144)는 그 일실시예로 차동 입력 회로방식의 생체전기증폭기(bioelectric amplifier)로 구성될 수 있다.
- <59> 증폭부(144)를 거쳐 증폭된 생체신호는 저역통과필터(145)를 거쳐 관측하고자 하는 ECG, EOG, EEG 신호만 통과시킨다. 본 발명에서는 35Hz 이하의 주파수만 통과시키도록 구성된다.
- <60> 이렇게 증폭되고 필터링 된 생체신호는 무선 송출을 위해 최종적으로 A/D 변환기(146)에서 디지털 신호로 변환된다.
- <61> 이렇게 신호처리부(140)를 거쳐 디지털 신호로 변환된 생체 신호는 송신모듈(150)을 통해 관리자 단말기(200)로 무선으로 송신된다.
- <62> 본 발명에서는 상기 송신모듈이 헬멧(100)과 관리자 단말기(200)간에 RF 무선 통신 또는 블루투스(Bluetooth) 통신을 사용할 수 있으나, 활용성등의 측면에서 블루투스 통신을 하도록 구성되는 것이 바람직하다.
- <63> 관리자 단말기(200)는 크게 수신모듈(210), 마이크로 프로세서(220), 출력장치(230)로 구성된다.
- <64> 본 발명은 헬멧(100)으로부터 송신된 착용자의 생체신호를 관리자 단말기(200)에서 수신한 후 이를 분석하여 착용자의 상태를 판별하고, 이를 출력장치를 통해 관리자에게 보여주도록 구성된다.
- <65> 관리자 단말기(200)는 관리자 서버 컴퓨터나 노트북 컴퓨터, 이동통신 단말기, PDA등이 될 수 있다.
- <66> 수신모듈(210)은 헬멧이 구비된 송신 모듈(220)과 상호 통신을 하여 헬멧으로부터 송신된 생체신호를 수신한다.
- <67> 마이크로 프로세서(220)는 수신모듈(210)에 의해 수신된 생체신호를 분석한다. 헬멧(110)에 의해 측정되는 생체신호는 심전도, 안전도, 뇌전도인데 이를 분석하여 헬멧 착용자의 수면 여부, 안구의 움직임, 흥분 및 이완 정도, 생존 여부를 판별한다.
- <68> 마이크로 프로세서(220)는 측정된 심전도(ECG)의 R 피크의 수와 간격을 측정하여 착용자의 생존 여부를 판단한다.
- <69> 또한, 마이크로 프로세서(220)는 측정된 안전도(EOG)의 피크 및 피크의 방향을 측정하여 착용자의 눈동자 움직임, 의식 여부를 판단하며, 또한 상기 안전도를 이용해 눈깜빡임 여부도 판단한다.
- <70> 또한, 마이크로 프로세서(220)는 측정된 뇌전도의 알파파를 고속 푸리에 변환한 후 파워 스펙트럼을 검사하여 착용자의 수면 여부, 흥분 및 이완 상태를 판단한다.
- <71> 출력장치(230)는 마이크로 프로세서(220)에 의해 판단한 헬멧 착용자의 상태를 출력하여 관리자에게 보여준다.
- <72> 관리자는 출력된 정보를 이용하여 헬멧 착용자의 현재 상태를 알 수 있으며, 이를 이용하여, 전시 또는 화재시 기타 긴급 상황에서 헬멧 사용자의 생존 여부 및 활동가능여부에 따라 적절한 조치를 취할 수 있다.
- <73> 상기와 같이 구성되는 본 발명에서 각 생체신호의 측정 및 동작에 관하여 도면을 참조하여 상세히 설명한다.
- <74> 본 발명에서는 심전도 실험데이터의 정확성을 비교 평가하기 위해 참조 시스템(reference system)으로서 바이오팩 MP-150을 이용하여 심전도를 동시에 측정하였다. 바이오팩 MP-150은 일반적으로 병원등에서 생체신호를 측정하기 위해 사용하는 장비이다. 참조 시스템에서는 양팔과 다리에서 심전도를 측정하기 때문에 심장과 가깝고 Ag-AgCl 전극을 사용하기 때문에 더 정확한 측정이 가능한 장비이다.
- <75> 먼저 심전도(ECG)에 관하여 도 4 내지 도 9를 참조하여 설명한다.
- <76> 먼저 도 4는 일반적인 심전도 파형이 도시된 도이다. 도 4를 참조하면, 심전도는 심장 전기도의 약칭으로 ECG

또는 EKG로 약기한다. 심근의 흥분은 정맥동에서 일어나 심방, 심실 방향으로 나아가므로, 이 흥분을 임의의 두 점에서 전류계에 유도하면 심장의 활동전류가 그래프로 묘사된다.

- <77> 이와 같이 해서 얻은 것이 심전도이며, 심장 질환의 진단에 매우 중요하다. 본 발명에서는 심장이 뛰고 있는지 생존 여부를 확인하거나, 심장 박동의 빠르기 등을 판단하는데 이용된다.
- <78> 심장의 기저부가 흥분해서 침부에 대하여 전기적으로 음성이 될 때 등전위선에서 돌출되는 곳을 W.에인트 호변의 명명에 따라 P,Q,R,S,T,U파 라고 한다.
- <79> 도 4에서, I1 구간은 심방수축 구간, I2는 QRS파, I3는 심실수축 구간, I4는 RR 간격, I5는 심실이완 구간, I6는 심방이완 구간이다. QRS파는 심실의 흥분에 의해 생기는 파이다.
- <80> 본 발명에서는 마이크로 프로세서가 I2 구간의 R 피크의 수와 간격을 파악하여 헬멧 착용자의 상태를 파악한다.
- <81> 도 5는 좌측 관자놀이와 아래턱을 기준으로 측정한 심전도의 파형이 도시된 그래프이고, 도 6은 우측 관자놀이와 좌측 관자놀이를 기준으로 측정한 심전도의 파형이 도시된 그래프이다.
- <82> 도 5를 참조하면, 도 5 에 도시된 파형은 제 1 전극(110)을 좌측 관자놀이에 밀착되는 헬멧의 머리 지지대 부분에 설치하고, 제 2 전극(120) 및 기준 전극(130)을 아래턱에 밀착되는 헬멧의 턱 끈에 설치하여 심전도를 측정한 것이다.
- <83> 동그라미가 그려진 부분(Pr)이 바로 QRS파의 R 피크이며, 도 5 에서는 R 피크가 선명하게 관측되는 것을 볼 수 있다.
- <84> 도 6을 참조하면, 도 6 에 도시된 파형은 제 1 전극(110) 및 기준 전극(130)을 좌측 관자놀이에 밀착되는 헬멧의 머리 지지대 부분에 설치하고, 제 2 전극(120)을 우측 관자놀이에 밀착되는 헬멧의 머리 지지대 부분에 설치하여 심전도를 측정한 것이다.
- <85> 이 경우 심전도의 R 피크가 정확하게 관측되지 않음을 알 수 있다. 특히 본 발명과 같이 건식 생체전극(Dry Electrode)를 사용하는 경우 머리 부분에 밀착되는 부분에만 전극을 형성하여 생체신호를 측정하면 정확한 심전도 데이터를 없음을 알 수 있다.
- <86> 따라서, 본 발명에서는 도 5와 같은 파형을 얻기 위해, 제 1 전극(110)은 좌측 관자놀이에 밀착되는 헬멧의 머리 지지대 부분에 형성되고, 제 2 전극(120) 및 기준 전극(130)은 아래턱에 밀착되는 헬멧의 턱 끈에 형성된다.
- <87> 마이크로 프로세서는 R피크가 보이지 않는 경우 헬멧 관측자가 사망 상태라고 판단하며, R 피크간의 간격이 좁은 경우에는 활동량이 많은 경우로 판단한다.
- <88> 도 7은 본 발명에서 측정한 심전도와 참조 시스템에서 측정한 심전도가 비교 도시된 그래프이다. 도 7을 참조하면, 참조 시스템에서의 심전도(b)가 본 발명에서 측정한 심전도(a)보다 매끄럽고 정확한 그래프를 보여준다.
- <89> 그러나, 본 발명의 경우 헬멧으로부터 얻은 심전도는 노이즈가 많은 신호지만, 의도했던 생존 여부 등을 알 수 있는 R 피크의 파형 부분은 참조 시스템과 마찬가지로 정확한 측정이 가능하다.
- <90> 참조 시스템의 경우 심장과 가깝고 Ag-AgCl 전극을 사용하므로 더 정확한 값을 보여주나, 본 발명에서는 단 3 개의 건식 전극만으로 얼굴부위에서 생체신호를 획득하여도 정확한 R 피크의 관측이 가능하다.
- <91> 도 8은 본 발명의 신뢰도를 측정하기 위해 참조 시스템이 측정한 R 피크와의 시간 차이가 비교 도시된 그래프이다.
- <92> 도 8을 참조하면, 신뢰도는 본 발명에서 측정한 R 피크 타임에서 참조 시스템에서 얻은 R 피크 타임을 빼어서 구하였다. 도 8 은 그 차이를 보여주고 있으며, 그 차이가 수ms 정도 밖에 되지 않으므로 임상적으로도 용인될 수 있는 오차 정도이다.
- <93> 아래의 표 1 은 본 발명의 정확성을 보여주는 것으로서, 본 발명이 찾아낸 총 R 피크 개수에서 잘못 찾아낸 부분을 제외한 개수를 나눈 것이다. 표 1 에서 알 수 있듯이, 본 발명의 성능은 참조 시스템과 거의 동일한 정확성을 보여준다.

표 1

횟수	평균	표준편차(±)	정확도(%)
1	5.2381	14.005	97.2
2	6.0720	1.6725	94.3
3	1.3246	4.0321	99.4
4	5.4932	6.4501	99.1
5	6.4399	11.7170	98.2
평균	4.9136	2.0612	97.6

도 9는 본 발명과 참조 시스템의 HR(Heartbeat Rate)의 변화가 도시된 그래프이다.

도 9를 참조하면, 본 발명(A)에서는 참조 시스템(B)의 변화와 동일하게 움직이고 있음을 알 수 있다. 일부구간에서 불규칙한 리듬이 관측되었으나, 이 구간에서의 데이터 분석결과 새채레이션(saturation)구간을 제외하고 데이터를 분석하였기 때문이다.

상기와 같이 본 발명은 3개의 전극을 헬멧에 형성함으로써 전극 수가 3개임에도 불구하고, 전극 수가 보다 많은 참조 시스템과 비교하여 그 정확도의 면에서 큰 차이가 없음을 알 수 있다.

도 10은 안전도(EOG)의 측정원리가 도시된 도이다.

도 10을 참조하면, 안구의 각막은 +, 망막은 -성질을 띄고 있는데 안구가 움직일때마다 전위차가 생기므로, 이 차이를 측정하여 안전도(EOG)를 구한다. 도 10의 (b)는 안구를 정면에서 30도 정도 우측으로 움직인 경우(a)의 안전도가 도시된 그래프이다.

도 11은 안구를 수평으로 움직인 경우(a) 및 수직으로 움직인 경우(b)의 안전도가 도시된 그래프이고, 도 12는 본 발명에서 측정된 안전도의 변화 및 심전도가 도시된 그래프이다.

도 11을 참조하면, 안구의 방향이 변할때마다 전위가 큰 폭으로 변화하는 것을 알 수 있으며, 수직으로 움직이는 경우에는 피크 형상의 전위변화가 관측된다.

도 12를 참조하면, 그래프(a)는 안전도의 변화를 나타내며, 그래프(b)는 참조 시스템에 의해 관측된 심전도를 나타낸다. 좌측 네모상자는 왼쪽을 볼 때 측정된 안전도이며, 우측 네모상자는 오른쪽을 볼 때의 안전도이다.

마이크로 프로세서는 이러한 파형의 변화에 따라 눈동자의 움직임 여부를 판별하고, 헬멧 착용자의 의식 유무 및 활동성을 판단한다.

도 13은 본 발명에서 눈 깜빡임(Eye Blink)을 나타내는 안전도의 변화가 도시된 그래프이다.

도 13을 참조하면, 눈동자를 움직이는 경우에는 일반적으로 사람은 왼쪽을 본 후 잠시 뒤에는 오른쪽을 보거나 고개를 돌리므로, 반대방향의 피크가 도 12와 같이 관측되며, 눈을 깜빡이는 경우에는 단일의 피크가 도 13과 같이 관측된다.

즉, 마이크로 프로세서는 안전도의 피크 변화를 검사하여, 반대방향의 피크가 이어지는지 여부를 판단하여 눈동자의 움직임인지 눈 깜빡임인지 판별한다.

마이크로 프로세서는 눈 깜빡임이 관측되지 않는 경우, 후술할 뇌전도와 연계하여 수면중인지 아니면 심전도와 연계하여 생존중인지 아닌지를 판별한다.

다음으로 뇌전도(EEG) 측정에 관하여 설명한다.

뇌전도(EEG)는 뇌의 수많은 신경에서 발생한 전기적인 신호가 합성되어 나타나는 미세한 뇌 표면의 신호를 전극을 이용하여 측정된 전위를 말한다. 뇌파 신호는 뇌의 활동, 측정시의 상태 및 뇌 기능에 따라 시공간적으로 변화하는데 뇌파의 측정은 뇌기능과 장애를 진단하기 위한 필수적인 사항이다.

측정된 뇌파는 1~50Hz의 주파수와 약 10~200uV의 진폭을 가지며, 주파수와 전압의 차이에 따라 정상 수면 상태인 델타파(0.2~4Hz, 20~200uV), 정서적으로 안정된 경우의 세타파(4~8Hz, 20~100uV), 긴장이 이완되어 있는 상태인 알파파(8~13Hz, 20~60uV), 깨어 있을때 나타나는 베타파(13~30Hz, 2~20uV), 흥분할 때 나타나는 감마파(30~50Hz, 2~20uV)등으로 구분된다.

- <111> 본 발명은 EEG중에서 알파파(Alpha wave)를 감지하여 헬멧 착용자의 상태를 파악한다.
- <112> 도 14는 본 발명에 의하여 측정된 뇌전도의 파워스펙트럼이 비교 도시된 그래프이다.
- <113> 도 14의 (a)는 눈을 감은 경우에 측정된 뇌파를 FFT 한 후의 파워 스펙트럼이며, (b)는 눈을 뜬 상태에서 측정된 뇌파를 FFT한 후의 파워 스펙트럼이다.
- <114> 도 14를 참조하면, 눈을 감고 있었던 마지막 30초 구간에 대해서 고속 후리에 변환(FFT)을 한 후 그 차이를 비교하면 눈감은 구간의 8~12Hz 대역에서 그렇지 않은 구간보다 뚜렷한 차이를 감지한다. 상기 대역의 뇌파가 알파파이다.
- <115> 본 발명의 마이크로 프로세서는 상기 파워스펙트럼의 8~12Hz 부분을 감지하여 헬멧 착용자가 긴장이 이완된 상태인지 아닌지 판별한다.
- <116> 비상시 또는 군인의 경우 경계근무중에 상기와 같은 알파파가 관측되면 관리자는 관리자 단말기를 통해 상기와 같이 근무자의 긴장이 완화된 상태임을 파악할 수 있어, 경계근무 해이에 따른 위험발생을 예방할 수 있다.
- <117> 이상과 같이 본 발명에 의한 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치를 예시된 도면을 참조로 설명하였으나, 본 명세서에 개시된 실시예와 도면에 의해 본 발명은 한정되지 않고, 기술사상이 보호되는 범위 이내에서 응용될 수 있다.

발명의 효과

- <118> 상기와 같이 구성되는 본 발명에 따른 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치는 3개의 전극만으로도 심전도, 뇌전도, 안전도, 눈 깜빡임 여부를 높은 정확도로 측정할 수 있고, 건식 전극을 사용함으로써 헬멧 탈착시에도 전도성 젤을 다시 바를 필요가 없어 별도의 새로운 세팅 없이도 생체신호를 획득할 수 있는 효과가 있다.
- <119> 또한, 본 발명에 따른 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치는 실시간으로 헬멧 착용자의 건강상태를 파악하여 관리자에게 알려주므로, 관리자들은 병력상태 또는 가용인력 여부 등을 신속하게 파악할 수 있으며, 활동성이 강한 작업중에도 헬멧 착용자의 생체신호를 용이하게 획득할 수 있는 효과가 있다.

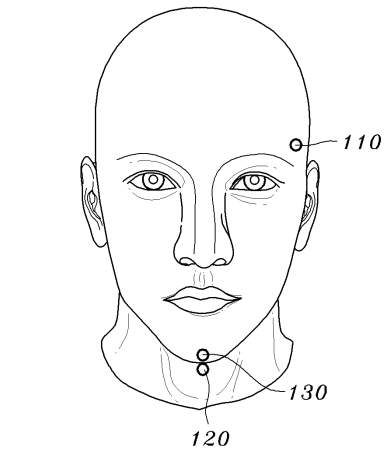
도면의 간단한 설명

- <1> 도 1은 본 발명에 따른 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치의 전극이 부착되는 위치가 도시된 도,
 - <2> 도 2는 본 발명에 따른 헬멧을 이용한 다중생체신호 측정장치의 구성이 도시된 블록도,
 - <3> 도 3은 본 발명에 따른 신호처리부의 구성의 일실시예가 도시된 블록도,
 - <4> 도 4는 일반적인 심전도 파형이 도시된 도,
 - <5> 도 5는 좌측 관자놀이와 아래턱을 기준으로 측정한 심전도의 파형이 도시된 그래프,
 - <6> 도 6은 우측 관자놀이와 좌측 관자놀이를 기준으로 측정한 심전도의 파형이 도시된 그래프,
 - <7> 도 7은 본 발명에서 측정한 심전도와 참조 시스템에서 측정한 심전도가 비교 도시된 그래프,
 - <8> 도 8은 본 발명의 신뢰도를 측정하기 위해 참조 시스템이 측정한 R 피크와의 시간 차이가 비교 도시된 그래프,
 - <9> 도 9는 본 발명과 참조 시스템의 HR(Heartbeat Rate)의 변화가 도시된 그래프,
 - <10> 도 10은 안전도(EOG)의 측정원리가 도시된 도,
 - <11> 도 11은 안구를 수평으로 움직인 경우(a) 및 수직으로 움직인 경우(b)의 안전도가 도시된 그래프,
 - <12> 도 12는 본 발명에서 측정된 안전도의 변화 및 심전도가 도시된 그래프,
 - <13> 도 13은 본 발명에서 눈 깜빡임을 나타내는 안전도의 변화가 도시된 그래프,
 - <14> 도 14는 본 발명에 의하여 측정한 뇌전도의 파워스펙트럼이 비교 도시된 그래프이다.
 - <15> <도면의 주요 부분에 관한 부호의 설명>
 - <16> 100: 헬멧

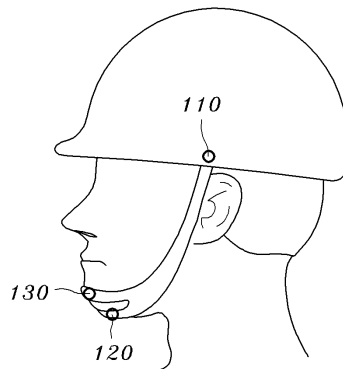
- | | | |
|------|----------------|------------|
| <17> | 120: 제 2 생체전극 | 130: 기준 전극 |
| <18> | 140: 신호 처리부 | 150: 송신모듈 |
| <19> | 200: 관리자 단말기 | 210: 수신모듈 |
| <20> | 220: 마이크로 프로세서 | 230: 출력장치 |

도면

도면1

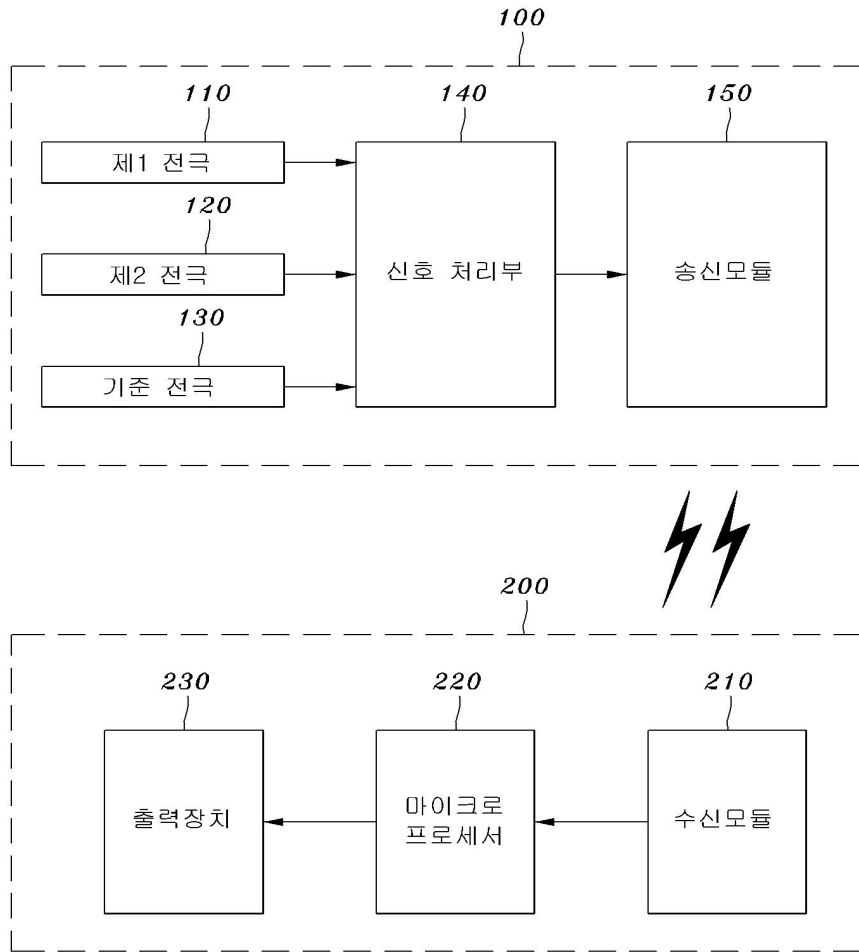


(a)

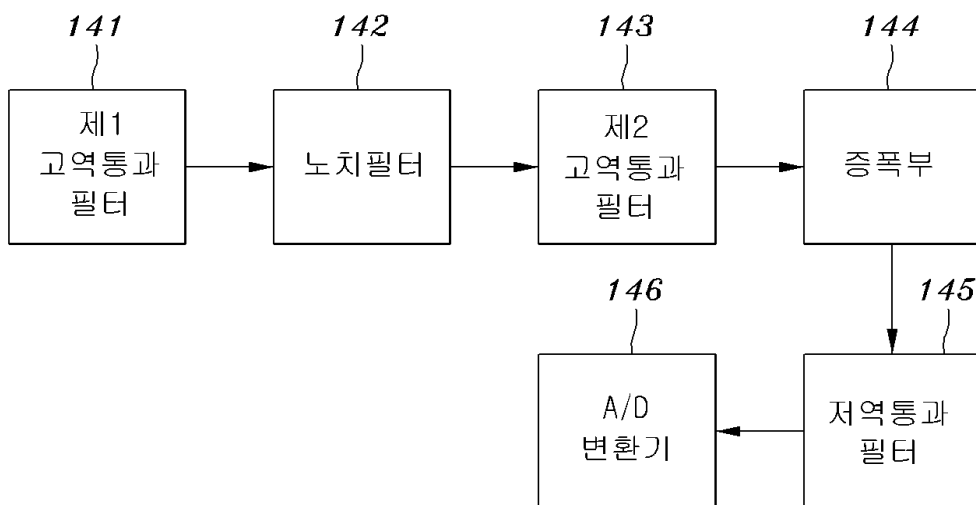


(b)

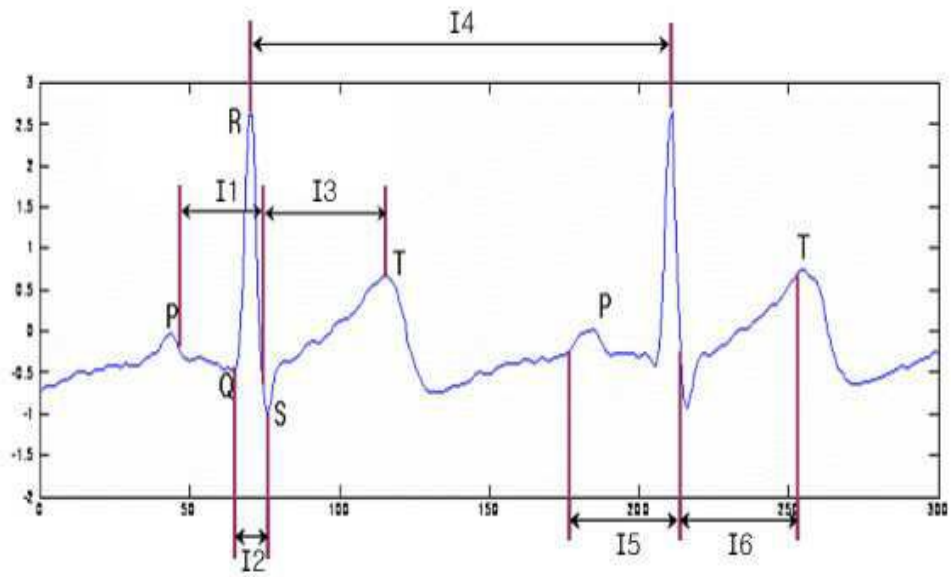
도면2



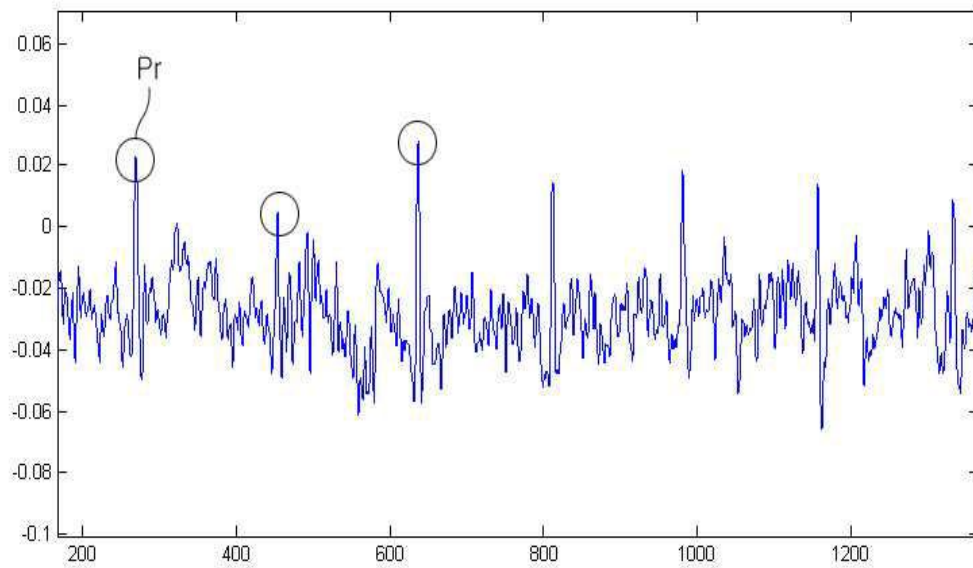
도면3



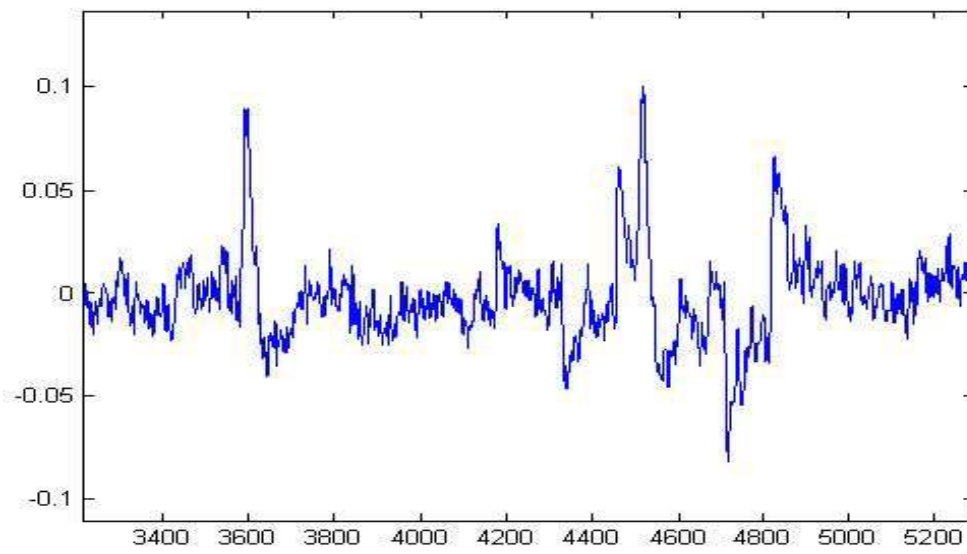
도면4



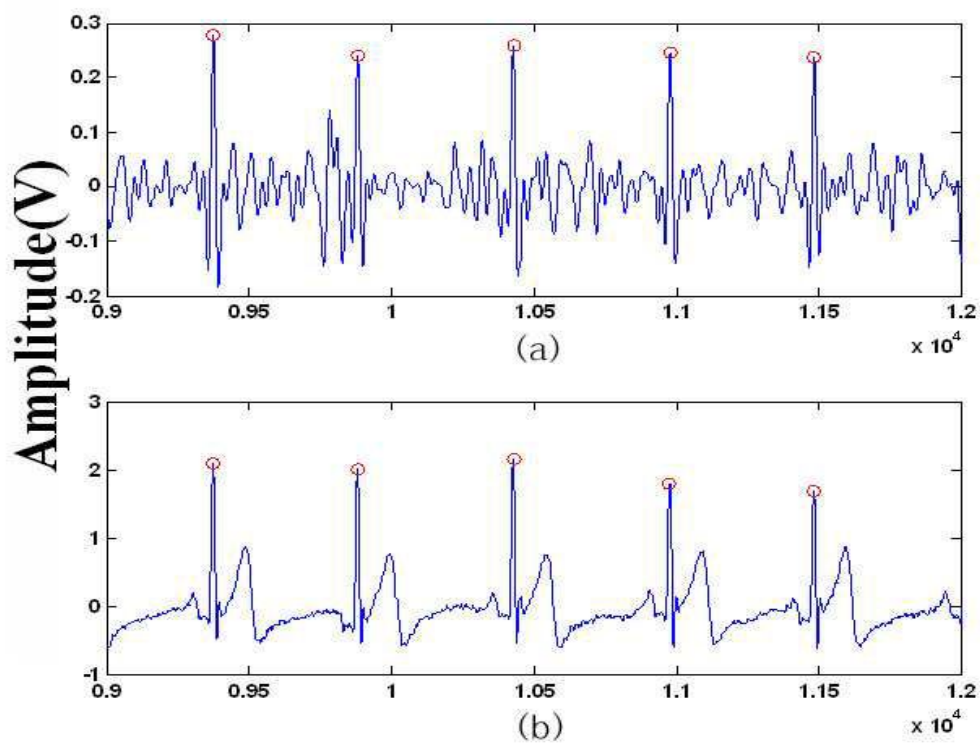
도면5



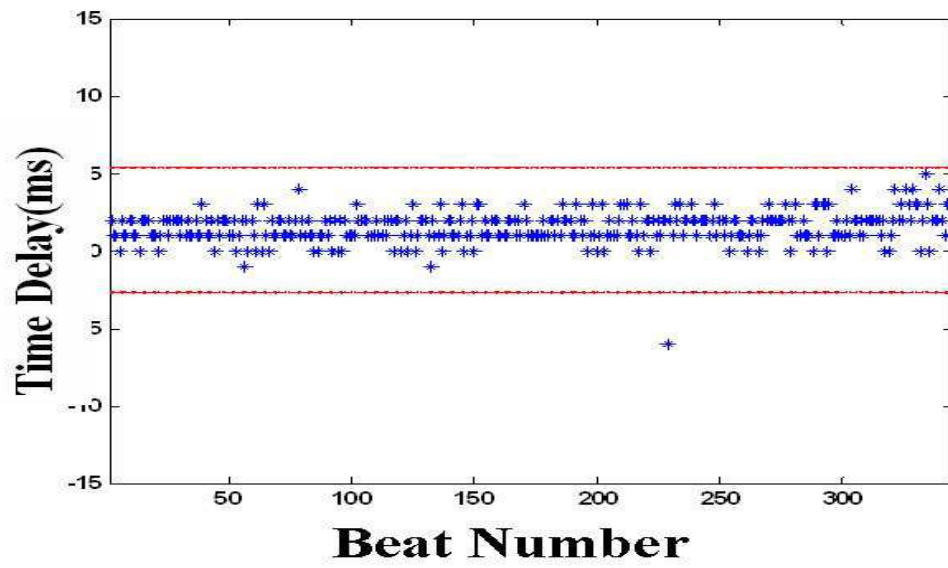
도면6



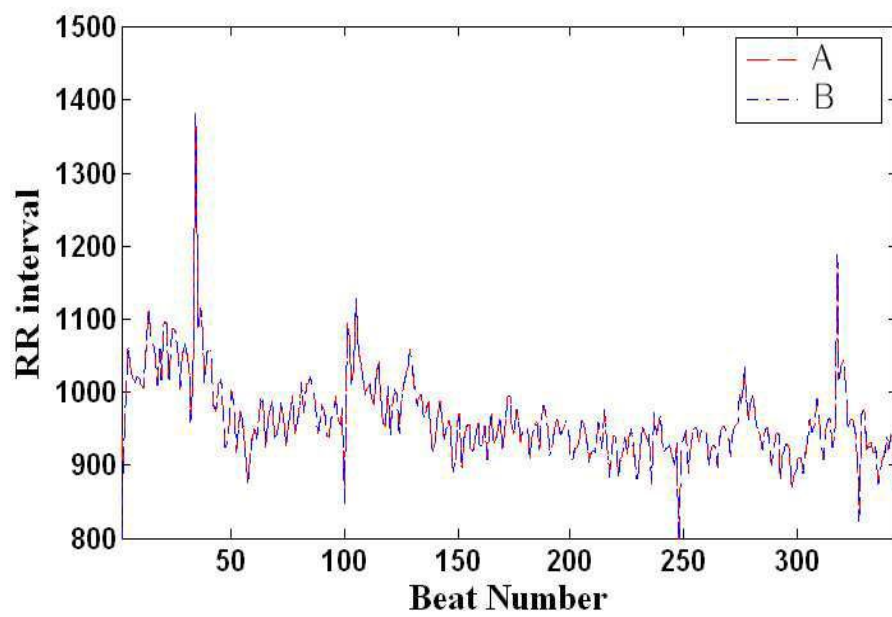
도면7



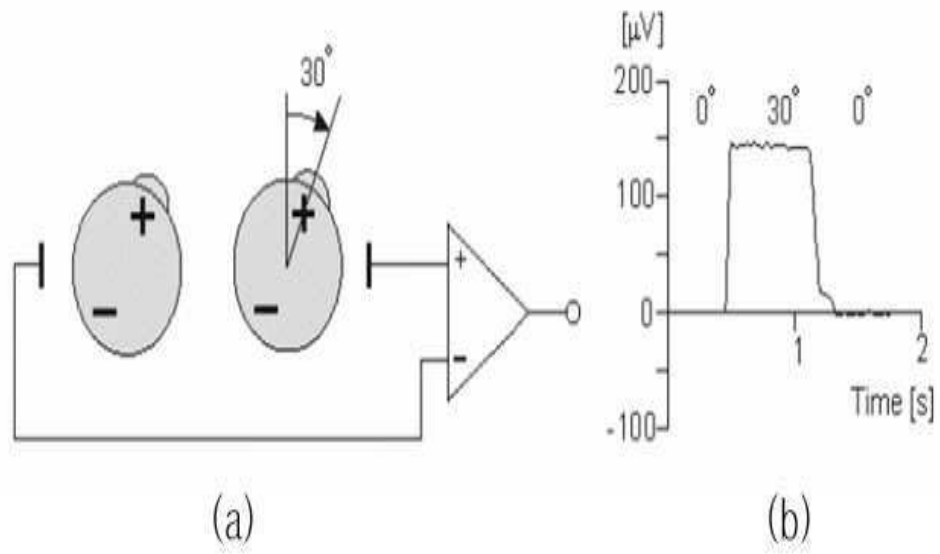
도면8



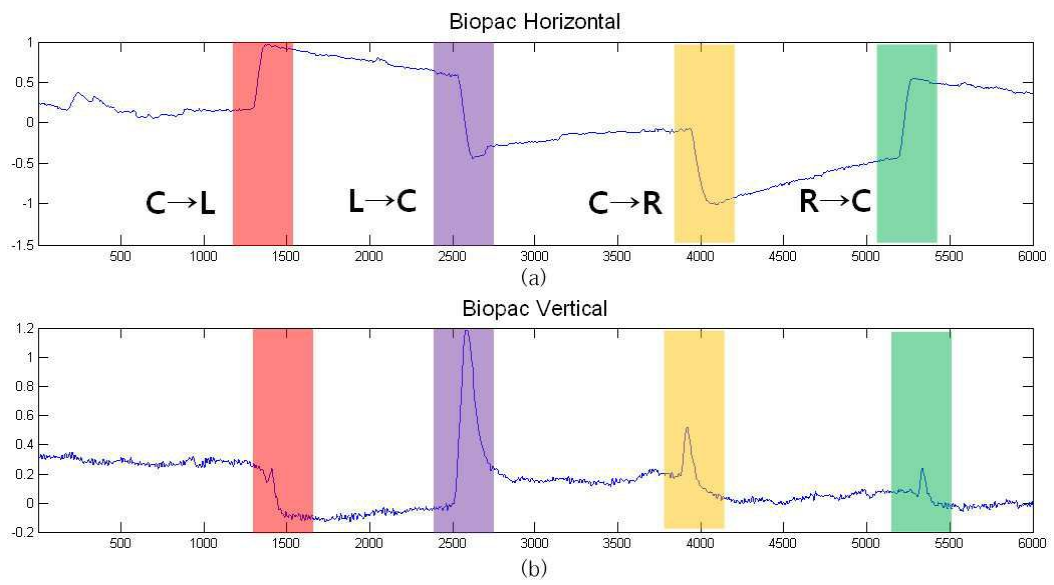
도면9



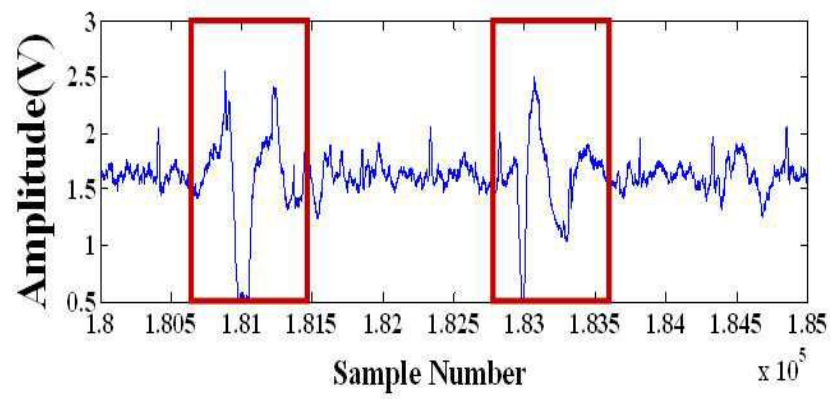
도면10



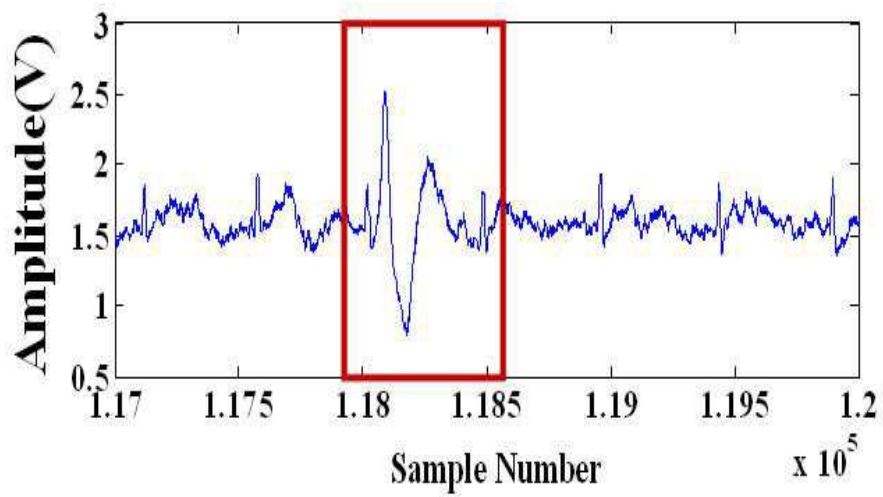
도면11



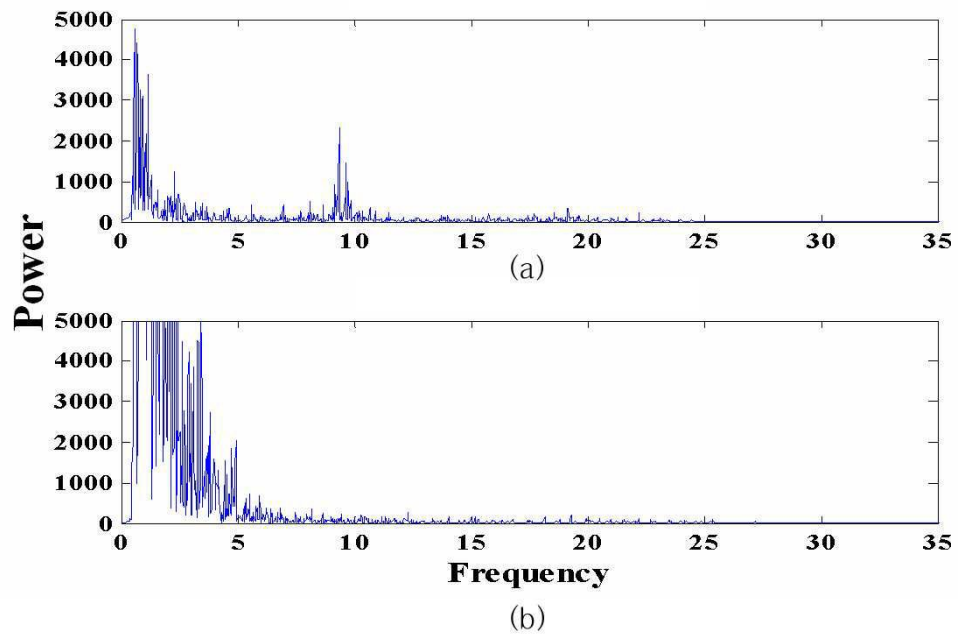
도면12



도면13



도면14



专利名称(译)	使用头盔的多体信号测量装置		
公开(公告)号	KR1020090034647A	公开(公告)日	2009-04-08
申请号	KR1020070100008	申请日	2007-10-04
[标]申请(专利权)人(译)	首尔大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	首尔国立大学产学合作基金会基金会		
当前申请(专利权)人(译)	首尔国立大学产学合作基金会基金会		
[标]发明人	PARK KWANG SUK 박광석 KIM YUN SEONG 김운성 KIM JUNG SOO 김정수 CHOI JONG MIN 최종민		
发明人	박광석 김운성 김정수 최종민		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/0402 A61B5/0476 A61B5/0496 A61B5/6803 A61B5/7225 A61B2562/0215		
代理人(译)	LEE, WON HEE		
其他公开文献	KR100945678B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明具有这样的效果：它包括无线传输生物信号的头盔，以及接收从头盔传输的信号的管理员终端，并分析心电图（ECG），安全性（EOG）和状态。佩戴者根据听写和脑电图（脑电图）（EEG）。心电图，脑电图（脑电图），安全性，听写能否以高精度测量为3的电极。没有必要和导电凝胶棒头盔佩戴者的生物信号可以再次轻松获得头盔分离没有新的设置在工作中具有强大的活动管理员可以迅速掌握在病史状态或可用人力等方面，它具有获得生物信号的效果，并且实时掌握头盔佩戴者的健康状况，并通过使用干电极通知管理员。对于无线传输生物信号的头盔，所使用的多个测量生物信号装置测量来自佩戴者的左侧镜腿和颞的生物信号，并且测量根据本发明的头盔作为与本发明有关的头盔。使用头盔的多个测量生物信号装置。头盔，蓝牙，生物信号，干电极，脑电图（脑电图），安全性，心电图。

