(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년07월27일
(11) 등록번호 10-1643354
(24) 등록일자 2016년07월21일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G06F 21/32 (2013.01) *A61B 5/00* (2006.01)
A61B 5/04 (2006.01) *A61B 5/0476* (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01) *G06F 1/16* (2006.01)
(52) CPC특허분류
G06F 21/32 (2013.01)
A61B 5/0075 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0063213
(22) 출원일자 2015년05월06일
심사청구일자 2015년05월06일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020140029332 A*
KR1020120021986 A
JP05356490 B2
KR101480536 B1
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
서울대학교산학협력단
서울특별시 관악구 관악로 1 (신림동)
(72) 발명자
정천기
서울특별시 용산구 이촌로64길 61, 11D호 (이촌동, 장미아파트)
김준식
서울특별시 성북구 북악산로 844, 107동 1203호 (돈암동, 브라운스톤 돈암 아파트)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
리앤목특허법인

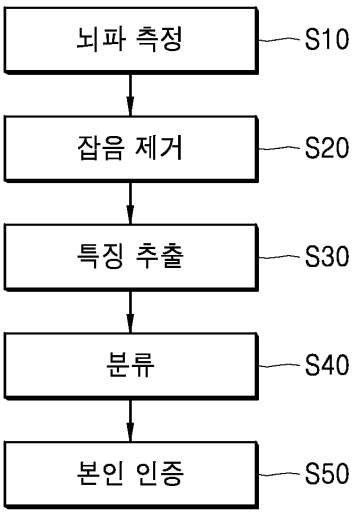
전체 청구항 수 : 총 10 항 심사관 : 문남두

(54) 발명의 명칭 **뇌파를 이용한 본인 인증 시스템 및 방법**

(57) 요 약

본인 인증 시스템 및 본인 인증 방법이 개시된다. 개시된 본인 인증 시스템은 뇌파 측정장치 및 제어부를 포함하고, 상기 제어부는 상기 뇌파 측정장치에서 측정된 피험자의 뇌파 데이터와 상기 제어부에 미리 저장된 본인의 뇌파 데이터를 비교하여 상기 피험자가 본인인지 여부를 인증한다.

대 표 도 - 도9



(52) CPC특허분류
A61B 5/04004 (2013.01)
A61B 5/0476 (2013.01)
A61B 5/055 (2013.01)
A61B 5/6803 (2013.01)
G06F 1/163 (2013.01)

(72) 발명자
강병근
대구광역시 동구 효동로 68 (효목동)
염홍기
서울특별시 마포구 월드컵로3길 75, A동 101호 (합정동, 평안주택)
이형래
경기도 성남시 분당구 정자일로 80, 408동 901호 (정자동, 상록마을보성아파트)
윤석윤
서울특별시 중랑구 동일로 932, 201동 2305호 (묵동, 묵동자이아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 10043826
부처명 산업통상자원부
연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원
연구사업명 SW융합형부품 기술개발사업
연구과제명 스마트환경에서 질환맞춤형 서비스를 위한 2uV급 두발잡음극복형 BMI SoC 및 SW 플랫폼 개발
기 여 율 1/1
주관기관 클레어픽셀(주)
연구기간 2012.11.01 ~ 2015.10.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

뇌파 측정장치;

상기 뇌파 측정장치에서 측정된 피험자의 뇌파 데이터로부터 잡음을 제거하는 잡음 제거장치;

상기 잡음이 제거된 뇌파 데이터로부터 뇌파 특징을 추출하는 특징 추출장치;

상기 추출된 뇌파 데이터를 분류하는 분류장치;

제어부; 및

상기 분류장치에서 분류된 뇌파 데이터를 상기 제어부로 전송하는 전송장치를 포함하고,

상기 특징 추출장치는 눈을 뜨고 있을 때와 눈을 감고 있을 경우에 측정된 피험자의 뇌자도로부터의 신호의 비율(눈 뜸/눈 감음); 휴식 상태에서 측정된 피험자의 뇌 연결성; 또는 이들의 조합을 뇌파 특징으로 추출하고,

상기 제어부는 상기 전송장치로부터 전송된 피험자의 뇌파 데이터와 상기 제어부에 미리 저장된 본인의 뇌파 데이터를 비교하여 상기 피험자가 본인인지 여부를 인증하는 본인 인증 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 뇌파 측정장치는 뇌파검사(EEG: electro encephalo graphy), 뇌자기도기록법(MEG: magnetoencephalography), 피질전도(ECoG: electrocorticogram), 기능적 자기공명 영상(fMRI: functional magnetic resonance imaging), 기능적 근적외선 분광법(fNIRS: functional near-infrared spectroscopy) 또는 이들의 조합을 이용하는 본인 인증 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 제어부는 상기 인증이 성공한 경우 본인 소유 디바이스의 보안을 해제하고, 상기 인증이 실패한 경우 상기 본인 소유 디바이스의 보안을 유지하는 본인 인증 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 제어부는 상기 뇌파 측정장치와 다른 디바이스에 구비되어 있는 본인 인증 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 뇌파 측정장치는 헤드셋 또는 헤어 밴드 타입이고, 상기 제어부는 웨어러블 디바이스에 구비되어 있는 본인 인증 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 제어부는 상기 뇌파 측정장치에 구비되어 있는 본인 인증 시스템.

청구항 7

삭제

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 잡음 제거장치, 상기 특징 추출장치, 상기 분류장치 및 상기 전송장치는 각각 서로 독립적으로 상기 뇌파 측정장치, 또는 상기 제어부를 구비하는 디바이스에 구비되어 있는 본인 인증 시스템.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 잡음 제거장치는 저역 통과 필터(low-pass filter), 고역 통과 필터(high-pass filter), 대역 통과 필터(band-pass filter), 노치 필터(notch filter) 또는 이들의 조합을 포함하는 본인 인증 시스템.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 특징 추출장치는 Fourier Transform, Partial Directed Coherence(PDC), Direct Transfer Function(DTF), Independent Component Analysis(ICA), Principle Component Analysis(PCA) 또는 Common Spatial Pattern(CSP)을 이용하는 본인 인증 시스템.

청구항 11

삭제

청구항 12

제1항에 있어서,

상기 분류장치는 K-nearest neighbor classifier, Parzen window, Maximum likelihood estimation(MLE), Support-Vector Machine(SVM) 또는 Neural-Network를 이용하는 본인 인증 시스템.

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 뇌파를 이용한 본인 인증 시스템 및 방법이 개시된다. 보다 상세하게는, 도용이 원천적으로 불가능한 인간의 뇌파를 이용한 본인 인증 시스템 및 방법이 개시된다.

[0002] 본 발명은 하기와 같은 산업통상자원부의 SW 융합형 부품 기술개발사업의 일환으로 수행한 연구로부터 도출된 것이다.

[0003] [이 발명을 지원한 국가연구개발사업]

[0004] [과제고유번호] 10043826

[0005] [부처명] 산업통상자원부

[0006] [연구관리 전문기관] 한국산업기술평가관리원

[0007] [연구사업명] SW 융합형 부품 기술개발사업

[0008] [연구과제명] 스마트환경에서 질환맞춤형 서비스를 위한 2uV급 두발잡음

[0009] 극복형 BMI SoC 및 SW 플랫폼 개발

[0010] [기여율] 1/1

[0011] [주관기관] 클레어픽셀(주)

[0012] [연구기간] 2012.11.01 ~ 2015.10.31

배 경 기 술

[0013] 본인 인증은 해외여행시 출입국 확인, 금융거래, 또는 집이나 가게의 보안 등에 광범위하게 이용되고 있다. 그러나, 최근 기술이 발달함에 따라서 본인 정보를 도용하는 사례들이 늘어나고 있으며, 이에 따라 본인을 인증하는 기술의 중요성이 갈수록 증가하고 있다. 따라서, 생체 인식을 이용한 본인 인증 방법이 각광을 받고 있다.

[0014] 기존의 본인 인증에 사용되어온 생체 신호들은 지문, 홍채, 정맥 패턴 등을 포함한다. 지문 인식을 이용한 본인 인증 시스템은, 피부의 진피에서 만들어진 지문은 진피 부분이 손상되지 않는 한평생 변하지 않는다는 특성을 이용한 것이다. 홍채 인식을 이용한 본인 인증 시스템은 생후 1~2년 내에 각 개인별로 고유한 홍채 패턴이 형성되며, 이 패턴은 평생 변하지 않는다는 특성을 이용한 것으로서, 홍채의 주름을 특징점으로 획득하여 본인 인증 시스템에 적용한 것이다.

[0015] 그러나, 기존의 방법은 여전히 도용 가능하다는 단점이 있다. 실제로 2005년 말레이시아에서는 지문 인식으로 시동을 거는 고급 승용차를 훔치기 위해 차 주인의 손가락을 절단하는 사건이 발생하였다. 따라서, 도용이 원천적으로 불가능한 새로운 방법의 본인 인증 시스템의 개발이 필요한 실정이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0016] 본 발명의 일 구현예는 도용이 원천적으로 불가능한 인간의 뇌파를 이용한 본인 인증 시스템을 제공한다.

[0017] 본 발명의 다른 구현예는 인간의 뇌파를 이용한 본인 인증 방법을 제공한다.

과제의 해결 수단

[0018] 본 발명의 일 측면은,

[0019] 뇌파 측정장치; 및

[0020] 제어부를 포함하고,

[0021] 상기 제어부는 상기 뇌파 측정장치에서 측정된 피험자의 뇌파 데이터와 상기 제어부에 미리 저장된 본인의 뇌파 데이터를 비교하여 상기 피험자가 본인인지 여부를 인증하는 본인 인증 시스템을 제공한다.

[0022] 상기 뇌파 측정장치는 뇌파검사(EEG: electro encephalo graphy), 뇌자기도기록법(MEG: magnetoencephalography), 피질전도(ECoG: electrocorticogram), 기능적 자기공명 영상(fMRI: functional magnetic resonance imaging), 기능적 근적외선 분광법(fNIRS: functional near-infrared spectroscopy) 또는 이들의 조합을 이용할 수 있다.

[0023] 상기 제어부는 상기 인증이 성공한 경우 본인 소유 디바이스의 보안을 해제하고, 상기 인증이 실패한 경우 상기 본인 소유 디바이스의 보안을 유지할 수 있다.

[0024] 상기 제어부는 상기 뇌파 측정장치와 다른 디바이스에 구비될 수 있다.

[0025] 상기 뇌파 측정장치는 헤드셋 또는 헤어 밴드 타입이고, 상기 제어부는 웨어러블 디바이스에 구비될 수 있다.

[0026] 상기 제어부는 상기 뇌파 측정장치에 구비될 수 있다.

[0027] 상기 본인 인증 시스템은, 상기 뇌파 측정장치에서 측정된 피험자의 뇌파 데이터로부터 잡음을 제거하는 잡음 제거장치, 상기 잡음이 제거된 뇌파 데이터로부터 뇌파 특징을 추출하는 특징 추출장치, 상기 추출된 뇌파 데이터를 분류하는 분류장치 및 상기 분류된 뇌파 데이터를 상기 제어부로 전송하는 전송장치를 더 구비할 수 있다.

[0028] 상기 잡음 제거장치, 상기 특징 추출장치, 상기 분류장치 및 상기 전송장치는 각각 서로 독립적으로 상기 뇌파 측정장치, 또는 상기 제어부를 구비하는 디바이스에 구비될 수 있다.

[0029] 상기 잡음 제거장치는 저역 통과 필터(low-pass filter), 고역 통과 필터(high-pass filter), 대역 통과 필터(band-pass filter), 노치 필터(notch filter) 또는 이들의 조합을 포함할 수 있다.

[0030] 상기 특징 추출장치는 눈을 뜨고 있을 때와 눈을 감고 있을 경우에 측정된 피험자의 뇌자도로부터의 신호의 비율(눈 뜸/눈 감음); 손 또는 발 움직임을 상상한 경우에 측정된 피험자의 뇌파의 신호 크기, 신호 발생 주파수 영역 또는 뇌파의 패턴; 비정상적 자극을 가한 경우에 측정된 피험자의 뇌파의 P300 성분의 반응시간 또는 크기; 휴식 상태에서 측정된 피험자의 뇌 연결성; 시각 자극을 가한 경우에 후두엽에서 나타나는 시각 유발 전위(SSVEP)의 크기 또는 발생 주파수 영역; 또는 이들의 조합을 뇌파 특징으로 추출할 수 있다.

[0031] 상기 특징 추출장치는 Fourier Transform, Partial Directed Coherence(PDC), Direct Transfer Function(DTF), Independent Component Analysis(ICA), Principle Component Analysis(PCA) 또는 Common Spatial Pattern(CSP)을 이용할 수 있다.

[0032] 상기 분류장치는 K-nearest neighbor classifier, Parzen window, Maximum likelihood estimation(MLE), Support-Vector Machine(SVM) 또는 Neural-Network를 이용할 수 있다.

[0033] 본 발명의 다른 측면은,

[0034] 피험자의 뇌파 데이터를 획득하는 단계; 및

[0035] 상기 피험자의 뇌파 데이터를 미리 저장된 본인의 뇌파 데이터와 비교하여 상기 피험자가 본인인지 여부를 인증하는 단계를 포함하는 본인 인증 방법을 제공한다.

[0036] 상기 피험자의 뇌파 데이터를 획득하는 단계는, 상기 피험자의 뇌파 데이터를 측정하는 단계, 상기 측정된 피험자의 뇌파 데이터로부터 잡음을 제거하는 단계, 상기 잡음이 제거된 피험자의 뇌파 데이터로부터 뇌파 특징을 추출하는 단계 및 상기 추출된 뇌파 특징을 분류하는 단계를 포함할 수 있다.

[0037] 상기 본인 인증 방법은 상기 인증이 성공한 경우 본인 소유 디바이스의 보안을 해제하거나, 상기 인증이 실패한 경우 상기 본인 소유 디바이스의 보안을 유지하는 단계를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0038] 본 발명의 일 구현예에 따른 본인 인증 시스템 및 본인 인증 방법은 도용이 원천적으로 불가능한 이점이 있다. 즉, 본인과 타인을 구분하는 근본은 뇌에서 결정되는 것이므로, 뇌파는 지문, 홍채, 정맥과 같은 다른 생체 신호와 비교해 볼 때 가장 직접적으로 본인을 판단하는 요인이 될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0039] 도 1은 본 발명의 일 구현예에 따른 본인 인증 시스템을 나타낸 도면이다.

도 2a 및 도 2b는 본 발명의 일 구현예에 따른 본인 인증 시스템에 구비되는 밴드타입 뇌파 측정장치를 도시한 도면이다.

도 3은 본 발명의 일 구현예에 따른 본인 인증 시스템에 구비되는 웨어러블 디바이스를 도시한 도면이다.

도 4는 발 움직임 및 손 움직임을 상상했을 경우 6명의 피험자의 뇌 반응을 나타낸 파워 그래프이다.

도 5는 발 움직임 및 손 움직임을 상상했을 경우 6명의 피험자의 뇌 반응을 나타낸 파워 패턴이다.

도 6은 시각적 자극을 가했을 경우 10명의 피험자에 대한 P300 전위 성분의 최대 피크 및 반응시간을 나타낸 그래프이다.

도 7은 휴식 상태에서의 23명의 피험자에 대한 fMRI를 통한 뇌 연결성의 변동성을 나타내는 도면이다.

도 8은 눈을 뜨고 있을 때와 눈을 감고 있을 경우 총 9명의 피험자의 뇌자도를 측정한 것으로 신호의 비율(눈 뜸/눈 감음)을 특징으로 사용하여 본인 인증 정확도를 나타낸 그래프이다.

도 9는 본 발명의 일 구현예에 따른 본인 인증 방법을 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0040] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 일 구현예에 따른 본인 인증 시스템을 상세히 설명한다.

[0041] 도 1은 본 발명의 일 구현예에 따른 본인 인증 시스템(100)을 나타낸 도면이고, 도 2a 및 도 2b는 본 발명의 일 구현예에 따른 본인 인증 시스템(100)에 구비되는 밴드타입 뇌파 측정장치(200)를 도시한 도면이고, 도 3은 본 발명의 일 구현예에 따른 본인 인증 시스템(100)에 구비되는 웨어러블 디바이스(300)를 도시한 도면이다.

[0042] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 구현예에 따른 본인 인증 시스템(100)은 뇌파 측정장치(200), 제어부(301), 저장부(302) 및 표시부(303)를 포함한다.

[0043] 먼저, 도 2a 및 도 2b를 참조하면, 뇌파 측정장치(200)는 특정한 구성을 갖는 밴드타입이다. 그러나, 본 발명이 이에 한정되는 것은 아니며, 뇌파 측정장치(200)는 다른 다양한 구성을 갖는 밴드 타입 뇌파 측정장치, 또는 헤드셋 타입의 뇌파 측정장치일 수 있다.

[0044] 뇌파 측정장치(200)는 뇌파검사(EEG: electro encephalo graphy), 뇌자기도기록법(MEG: magnetoencephalography), 피질전도(ECoG: electrocorticogram), 기능적 자기공명 영상(fMRI: functional magnetic resonance imaging), 기능적 근적외선 분광법(fNIRS: functional near-infrared spectroscopy) 또는 이들의 조합을 이용할 수 있다.

[0045] 상기 뇌파검사는 두피에 전극을 붙여 뇌의 전기적 활동을 기록하는 검사로서, 시간 해상도(temporal resolution) 및 휴대성이 우수한 이점이 있다. 상기 시간 해상도는 센서가 특정한 지역의 화상을 얼마나 자주 기록하는가를 나타내는 것으로서, Landsat Thematic Mapper(TM) 4 및 5의 경우 16일이 주기이다.

[0046] 뇌파 측정장치(200)는 피험자의 이마에 접촉하는 것으로, 내측에 노출된 복수의 뇌파 측정 전극(210), 외측 내부에 배치된 인쇄회로기판(220), 상기 인쇄회로기판(220)에 실장된 뇌파 측정 모듈(221), 무선 통신 모듈(222) 및 전원 공급 모듈(223)을 구비할 수 있다.

[0047] 뇌파 측정장치(200) 중 피험자의 이마와 접촉하는 부분을 제외한 부분은 형상 기억 합금을 포함할 수 있다.

[0048] 뇌파 측정 전극(210)은 전원 공급 모듈(223)로부터 전원을 공급받아 인쇄회로기판(220)과 전기적으로 접속되고, 피험자의 두피와 접촉하여 전기신호를 검출한다.

[0049] 인쇄회로기판(220)은 연성 인쇄회로기판(flexible printed circuit board)일 수 있다.

[0050] 뇌파 측정 모듈(221)은 뇌파 측정 전극(210)에서 검출된 미약한 전기신호를 수신하여 이를 증폭하거나 증폭하지 않고 무선 통신 모듈(222)로 송신한다.

[0051] 무선 통신 모듈(222)은 뇌파 측정 모듈(221)에서 획득된 전기신호(즉, 뇌파 데이터)를 후속 뇌파 처리/분석장치(미도시) 또는 제어부(301)로 전송한다. 이러한 무선 통신 모듈(222)은 근거리 통신 모듈, 예를 들어, 블루투스 통신 모듈일 수 있다.

[0052] 상기 후속 뇌파 처리/분석장치는 뇌파 측정장치(200)에 구비될 수 있다. 예를 들어, 상기 후속 뇌파 처리/분석장치는 뇌파 측정 모듈(221)에 통합될 수 있다. 그러나 본 발명이 이에 한정되는 것은 아니며, 상기 후속 뇌파 처리/분석장치는 제어부(301)를 구비하는 디바이스, 예를 들어, 도 3의 웨어러블 디바이스(300)에 구비될 수 있다. 예를 들어, 상기 후속 뇌파 처리/분석장치는 제어부(301)에 통합될 수 있다.

[0053] 상기 후속 뇌파 처리/분석장치는 잡음 제거장치, 특징 추출장치, 분류장치 및 전송장치를 포함할 수 있다.

[0054] 상기 잡음 제거장치, 상기 특징 추출장치, 상기 분류장치 및 상기 전송장치는 각각 서로 독립적으로 뇌파 측정장치(200), 또는 제어부(301)를 구비하는 디바이스(예를 들어, 웨어러블 디바이스(300))에 구비될 수 있다.

[0055] 상기 잡음 제거장치는 뇌파 측정장치(200)에서 측정된 피험자의 뇌파 데이터로부터 잡음을 제거한다.

[0056] 상기 잡음 제거장치는 저역 통과 필터(low-pass filter), 고역 통과 필터(high-pass filter), 대역 통과 필터(band-pass filter), 노치 필터(notch filter) 또는 이들의 조합을 포함할 수 있다.

[0057] 상기 특징 추출장치는 상기 잡음이 제거된 뇌파 데이터로부터 뇌파 특징을 추출한다.

[0058] 상기 특징 추출장치는 Fourier Transform, Partial Directed Coherence(PDC), Direct Transfer Function(DTF), Independent Component Analysis(ICA), Principle Component Analysis(PCA) 또는 Common

Spatial Pattern(CSP)을 이용할 수 있다.

[0059] 상기 뇌파 특징은 사건 관련 전위(ERP: event related potential), 정상 상태 시각 유발 전위(SSVEP: steady state visually evoked potential), 사건 관련 동기화(ERS: event related synchronization), 사건 관련 탈동기화(ERD: event related desynchronization), 디폴트 모드 네트워크(DMN: default mode network) 또는 이들의 조합으로부터 획득될 수 있다.

[0060] 상기 사건 관련 전위 중 P300 전위 성분은 의사 결정의 과정에서 끌어내어진 성분으로서, 그의 발생이 자극의 물리적 특성이 아닌 자극에 대한 개인의 반응과 관련되기 때문에 내생적 전위로 간주된다. 구체적으로, 상기 P300 전위 성분은 정상적인 시각, 청각 또는 촉각 자극을 제시하는 도중에 간헐적으로 비정상적 자극을 제시하게 되면, 상기 비정상적인 자극이 제시된 시점을 기준으로 약 300ms 이후에 최대 피크를 나타내는 뇌 반응이 두정엽(parietal lobe)에서 일어나면서 발생하는 전위를 의미한다.

[0061] 상기 정상 상태 시각 유발 전위는 인간의 망막을 3.5~70Hz 사이의 시각 자극을 이용해 흥분시키게 되면, 뇌의 후두엽(occipital lobe)에서 상기 시각 자극에서 사용된 주파수와 같은 주파수 성분의 뇌 활동이 나타나면서 발생하는 전위를 의미한다.

[0062] 상기 사건 관련 동기화는 팔 또는 발 움직임과 같은 동작 의지가 발생하였을 경우, 감각 운동 피질(sensory motor cortex) 영역에서 0.5~8Hz에서 신호의 세기가 증가하는 현상을 의미한다.

[0063] 상기 사건 관련 탈동기화는 팔 또는 발 움직임과 같은 동작 의지가 발생하였을 경우, 감각 운동 피질 영역에서 9~22Hz에서 신호의 세기가 감소하는 현상을 의미한다.

[0064] 상기 디폴트 모드 네트워크는 에너지를 거의 소비하지 않는 휴식 상태에서의 뇌의 연결성을 의미한다.

[0065] 상기 사건 관련 전위, 상기 정상 상태 시각 유발 전위, 상기 사건 관련 동기화, 상기 사건 관련 탈동기화 및 상기 디폴트 모드 네트워크는 각각 대부분의 피험자들에게서 관찰되며 모든 피험자들에 대하여 공통된 특징들을 갖는 것으로 알려져 있다. 그러나, 본 발명자들은 상기 각 공통된 특징들 내에서도 개인별 차이가 존재한다는 사실을 발견하여, 상기 각 개인별 차이를 뇌파 특징으로 추출하여 각 개인을 인증하는 보안 기술로 사용하기에 이르렀다.

[0066] 상기 각 개인별 차이를 반영한 뇌파 특징을 도 4 내지 도 7에 나타내었다.

[0067] 도 4는 발 움직임(파란색) 및 손 움직임(빨간색)을 상상했을 경우 6명의 피험자의 뇌에서 유발되는 뇌파 특성을 나타낸 파워 그래프이다. 도 4의 출처는 「Benjamin Blankertz et. al, The berlin brain-computer interface: accurate performance from first-session in BCI-Naive subjects, IEEE Trans, Vol. 55, Oct, 2008」이다. 도 4를 참조하면, 8~30Hz의 주파수 영역에서 피크들의 크기, 위치 및 형태가 개인별로 상이한 것으로 나타났다.

[0068] 도 5는 손 움직임(L) 및 발 움직임(F)을 상상했을 경우 6명의 피험자의 뇌 에서 유발되는 뇌 반응의 지형적 패턴을 나타낸 파워 패턴이다. 도 5의 출처는 「Benjamin Blankertz et. al, The berlin brain-computer interface: accurate performance from first-session in BCI-Naive subjects, IEEE Trans, Vol. 55, Oct, 2008」이다. 도 5를 참조하면, 뇌 반응의 지형적 패턴이 개인별로 상이한 것으로 나타났다.

[0069] 도 6은 시각적 자극을 가했을 경우 10명의 피험자에 대한 P300 전위 성분의 최대 피크 크기 및 반응시간(latency)을 나타낸 그래프이다. 도 6의 출처는 「Shijian Lu et. al, Unsupervised brain computer infterface based on intersubject information and online adaptation, IEEE Trans, Vol. 17, Apr, 2009」이다. 도 6을 참조하면, 시각 자극에 의해 유발되는 P300 전위 성분의 최대 피크의 크기가 2~8의 범위내에서 개인별로 상이하고, 반응시간도 200~300ms의 범위내에서 개인별로 상이한 것으로 나타났다.

[0070] 도 7은 휴식 상태에서의 23명의 피험자에 대한 fMRI를 통한 뇌 연결성의 변동성을 나타내는 도면이다. 도 7의 출처는 「Sophia Mueller et. al, Individual variability in functional connectivity architecture of the human brain, Neuron, Feb, 2013」이다. 도 7을 참조하면, 휴식 상태의 뇌의 연결성은 개인별로 상이한 것으로 나타났다.

[0071] 도 8은 눈을 떴을 때와 눈을 감고 있을 때의 뇌 신호 차이를 가지고 자기 인식을 한 결과를 나타낸다. 도 8은 본 발명자들이 자체적으로 실험하여 얻은 결과이다. 실험 방법은 다음과 같았다: 즉, 총 9명의 피험자의 뇌자도(Elekta社의 MEG(MagnetoEncephaloGraphy))를 측정한 것으로 눈을 뜨고 있을 때와 눈을 감고 있을 때의 신호의 비율(눈 뜸/눈 감음)을 뇌파 특징으로 추출하였다. 구체적으로, 파워 그래프 분석을 통해 각 개인별 쎄타

(4~7Hz), 알파(8~13Hz), 베타(13~30Hz) 및 감마(30-50Hz) 밴드에서의 신호 비율의 크기 및 신호 비율의 위치(즉, 주파수)를 뇌파 특징으로 추출하였다. 개인 식별을 위한 분류기는 SVM(support vector machine)을 사용하였다. 도 8에서, CORRECT RATE는 임의의 피험자의 정보를 각인된 사람의 정보와 비교했을 때 정확하게 분류한 확률이며, SENSITIVITY는 각인된 사람의 정보를 주었을 때 각인된 사람으로 정확하게 인식하는 확률, SPECIFICITY는 각인되지 않은 사람의 정보를 주었을 때 각인된 사람이 아니라고 인식하는 확률을 의미한다. 도 8에서, 각 점은 각 피험자의 데이터를 의미하고, 바(bar)는 9명의 피험자의 평균치를 의미한다. 도 8을 참조하면, 약 70% 정도로 유의미한 인식 결과를 나타내었다.

[0072] 상기 분류장치는 상기 추출된 뇌파 데이터를 분류한다.

[0073] 상기 분류장치는 K-nearest neighbor classifier, Parzen window, Maximum likelihood estimation(MLE), Support-Vector Machine(SVM) 또는 Neural-Network를 이용할 수 있다.

[0074] 상기 K-nearest neighbor classifier는 분류할 데이터와 주어진 데이터의 모든 거리를 계산하여 가까운 거리의 데이터를 K개 만큼 찾아낸 후, 그 중에서 가장 빈도수가 높은 클래스로 분류해준다. 이때, K값을 1로 설정하면 Nearest Neighbor Classifier(최근접이웃 분류기)로 볼 수 있다.

[0075] 상기 전송장치는 상기 분류된 뇌파 데이터를 상기 제어부로 전송한다.

[0076] 다시 도 1을 참조하면, 제어부(301)는 뇌파 측정장치(200)에서 측정된 피험자의 뇌파 데이터와 상기 제어부(301)에 미리 저장된 본인의 뇌파 데이터를 비교하여 상기 피험자가 본인인지 여부를 인증한다.

[0077] 제어부(301)는 상기 인증이 성공한 경우 본인 소유 디바이스의 보안을 해제하고, 상기 인증이 실패한 경우 상기 본인 소유 디바이스의 보안을 유지할 수 있다. 상기 본인 소유 디바이스는 보안 카드, 자동차 키, 집키 등과 같이 본인의 중요한 재산 또는 비밀을 보호할 수 있는 정보를 담은 디바이스일 수 있다.

[0078] 저장부(302)는 본인의 뇌파 데이터를 저장한다. 만일, 저장부(302)가 본인의 뇌파 데이타를 미리 저장하고 있지 않은 경우, 본인 인증 시스템(100)을 이용하여 본인의 뇌파 데이터를 먼저 측정한 후, 상기 측정된 본인의 뇌파 데이터를 저장부(302)에 저장할 수 있다.

[0079] 표시부(303)는 피험인에 대한 인증 결과를 나타낸다.

[0080] 제어부(301), 저장부(302) 및 표시부(303) 중 적어도 하나는 뇌파 측정장치(200)와 다른 디바이스에 구비될 수 있다. 예를 들어, 도 3을 참조하면, 제어부(301), 저장부(302) 및 표시부(303)는 웨어러블 디바이스(300)에 구비될 수 있다. 그러나 본 발명이 이에 한정되는 것은 아니며, 제어부(301), 저장부(302) 및 표시부(303)는 뇌파 측정장치(200)에 구비될 수도 있다.

[0081] 이하, 본 발명의 일 구현예에 따른 본인 인증 방법을 상세히 설명한다.

[0082] 도 9는 본 발명의 일 구현예에 따른 본인 인증 방법을 나타낸 도면이다.

[0083] 도 9를 참조하면, 본 발명의 일 구현예에 따른 본인 인증 방법은 피험자의 뇌파 데이터를 획득하는 단계(S10~S40) 및 상기 피험자의 뇌파 데이터를 미리 저장된 본인의 뇌파 데이터와 비교하여 상기 피험자가 본인인지 여부를 인증하는 단계(S50)를 포함한다.

[0084] 상기 피험자의 뇌파 데이터를 획득하는 단계는, 상기 피험자의 뇌파 데이터를 측정하는 단계(S10), 상기 측정된 피험자의 뇌파 데이터로부터 잡음을 제거하는 단계(S20), 상기 잡음이 제거된 피험자의 뇌파 데이터로부터 뇌파 특징을 추출하는 단계(S30) 및 상기 추출된 뇌파 특징을 분류하는 단계(S40)를 포함할 수 있다.

[0085] 상기 본인 인증 방법은 상기 인증이 성공한 경우 본인 소유 디바이스의 보안을 해제하거나, 상기 인증이 실패한 경우 상기 본인 소유 디바이스의 보안을 유지하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0086] 본 발명은 도면을 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 본 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 다른 구현예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

[0087] 100: 본인 인증 시스템 200: 뇌파 측정장치

210: 전극 220: 인쇄회로기판

221: 뇌파 측정 모듈　　222: 무선 통신 모듈

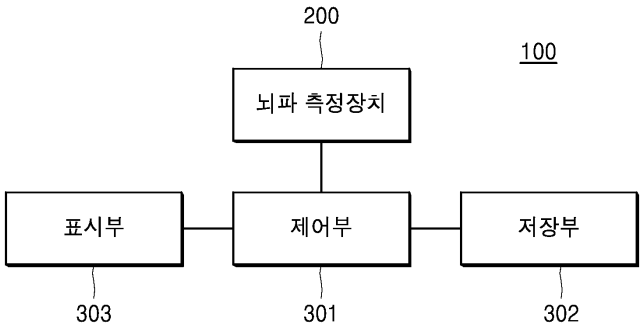
223: 전원 공급 모듈　　300: 웨어러블 디바이스

301: 제어부　　302: 저장부

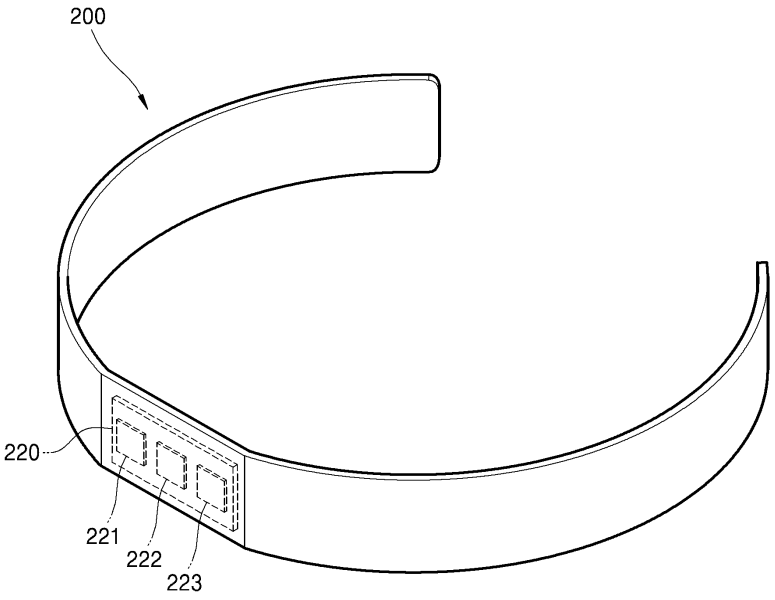
303: 표시부

도면

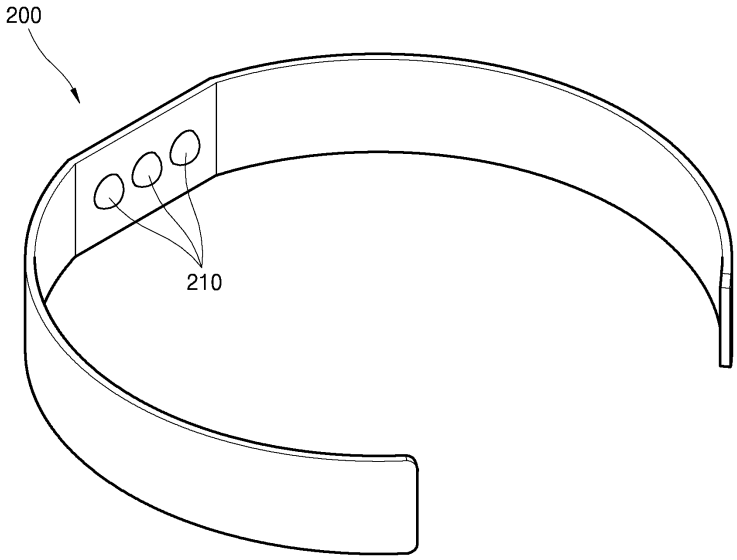
도면1



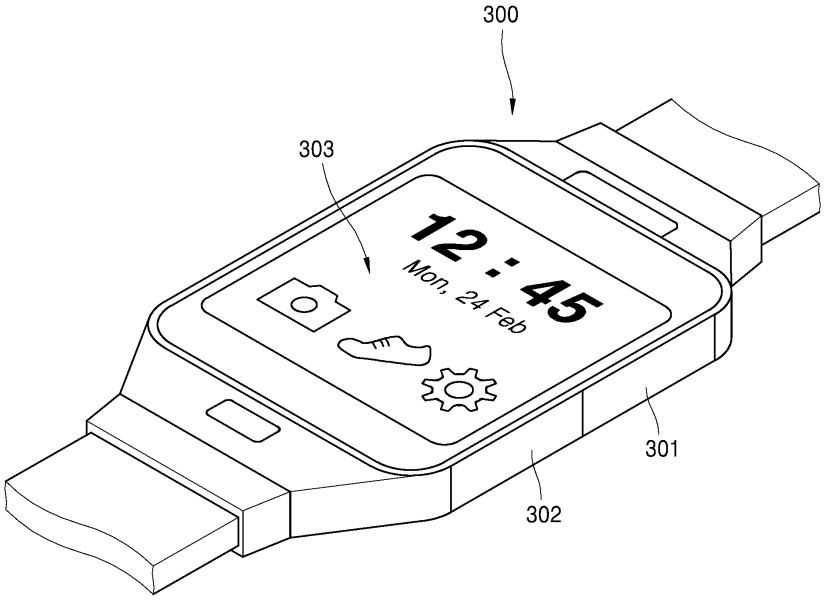
도면2a



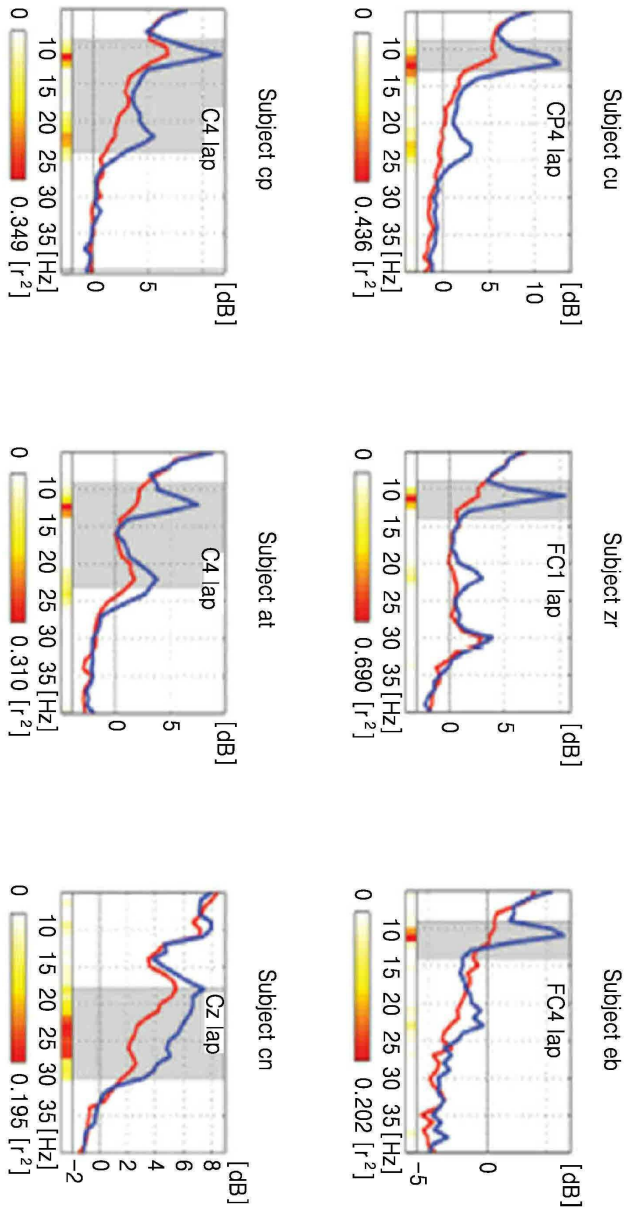
도면2b



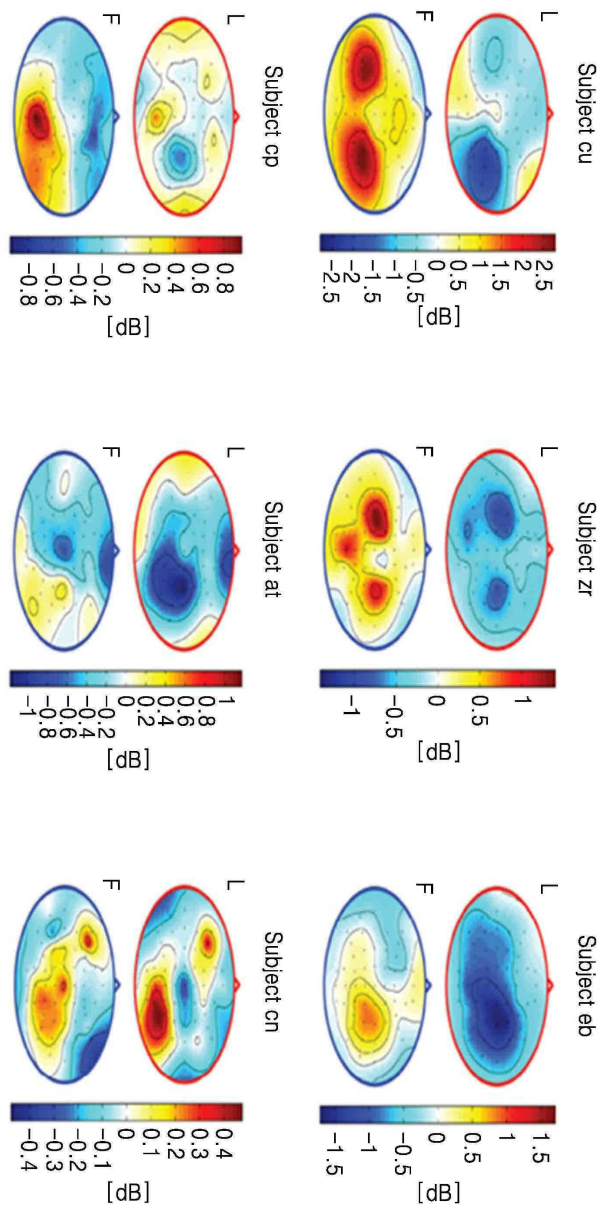
도면3



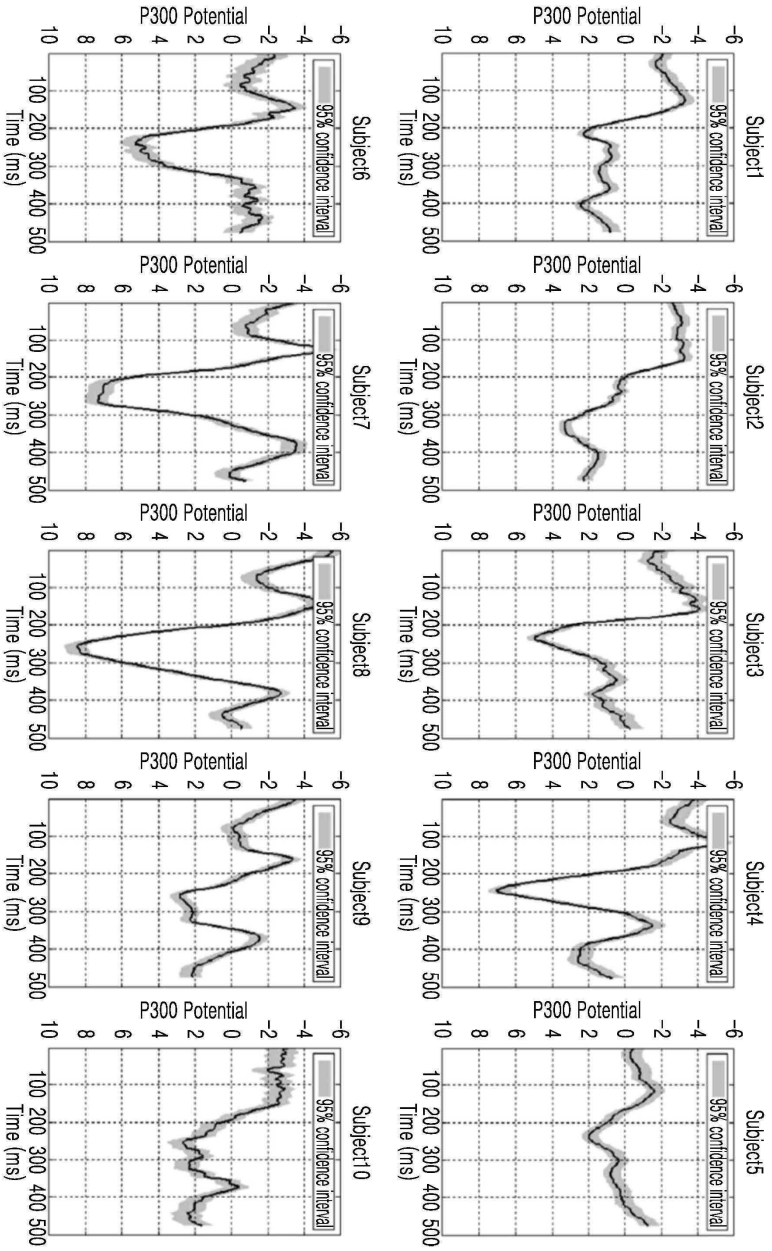
도면4


Subject cu
CP4 lap
[dB]
10
5
0
10 15 20 25 30 35 [Hz]
0.436 [r²]
0
Subject cp
C4 lap
[dB]
5
0
10 15 20 25 30 35 [Hz]
0.349 [r²]
0
Subject zr
FC1 lap
[dB]
5
0
10 15 20 25 30 35 [Hz]
0.690 [r²]
0
Subject at
C4 lap
[dB]
5
0
10 15 20 25 30 35 [Hz]
0.310 [r²]
0
Subject eb
FC4 lap
[dB]
0
−5
10 15 20 25 30 35 [Hz]
0.202 [r²]
0
Subject cn
Cz lap
[dB]
8
6
4
2
0
−2
10 15 20 25 30 35 [Hz]
0.195 [r²]
0

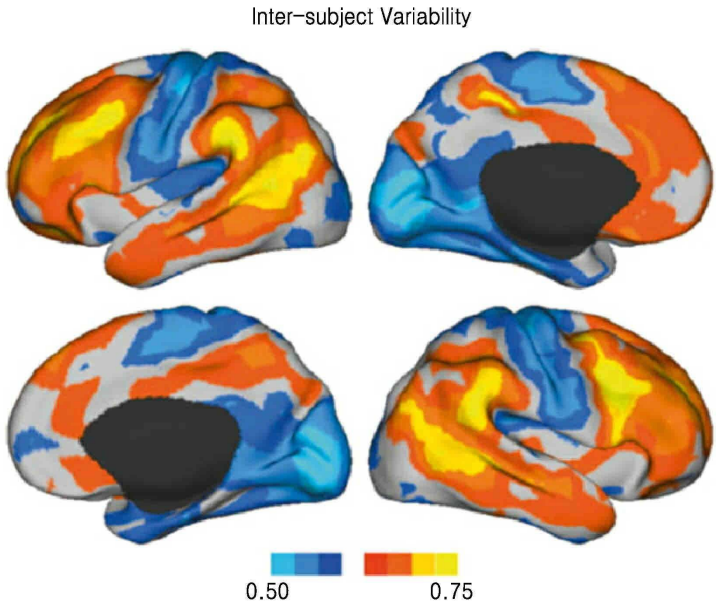
도면5


Subject cu
Subject cp
Subject zr
Subject at
Subject eb
Subject cn
L
F
[dB]

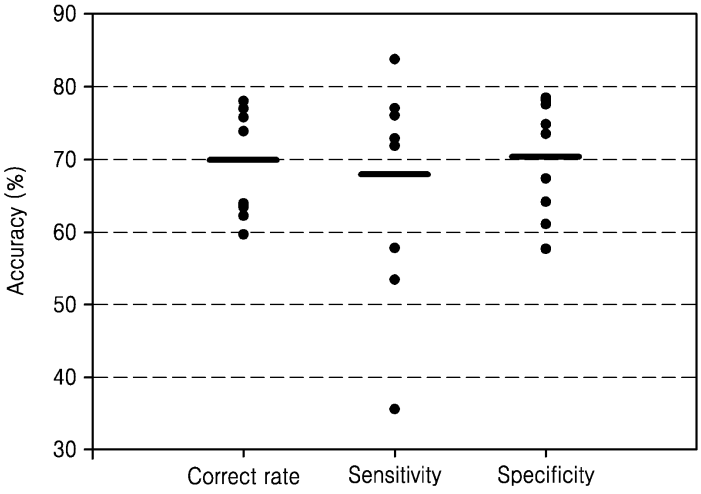
도면6


Subject1
Subject2
Subject3
Subject4
Subject5
Subject6
Subject7
Subject8
Subject9
Subject10
P300 Potential
Time (ms)
95% confidence interval

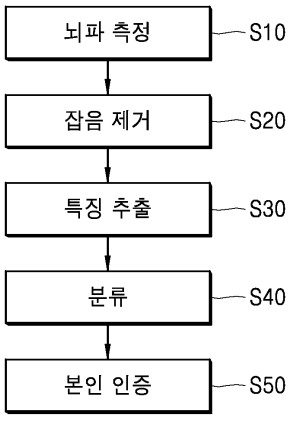
도면7


Inter-subject Variability
0.50
0.75

도면8


90
80
70
60
50
40
30
Accuracy (%)
Correct rate
Sensitivity
Specificity

도면9


뇌파 측정
S10
잡음 제거
S20
특징 추출
S30
분류
S40
본인 인증
S50

专利名称(译)	使用脑电波的自我认证系统和方法		
公开(公告)号	KR101643354B1	公开(公告)日	2016-07-27
申请号	KR1020150063213	申请日	2015-05-06
[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		
当前申请(专利权)人(译)	首尔国立大学产学合作基金会		
[标]发明人	CHUNG CHUN KEE 정천기 KIM JUNE SIC 김준식 KANG BYEONG KEUN 강병근 YEOM HONG GI 염홍기 LEE HYEONG RAE 이형래 RYUN SEOK YUN 윤석윤		
发明人	정천기 김준식 강병근 염홍기 이형래 윤석윤		
IPC分类号	G06F21/32 G06F1/16 A61B5/0476 A61B5/055 A61B5/00 A61B5/04		
CPC分类号	G06F21/32 A61B5/0476 A61B5/04004 A61B5/055 A61B5/0075 A61B5/6803 G06F1/163		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了用户身份认证系统和用户身份认证方法。所公开的用户身份认证系统包括用于测量脑电图和控制单元的装置，并且控制单元比较预先存储在脑波数据中的自身的脑波数据和在脑电图测量装置中测量的实验者的控制单元，并且验证实验者是否是自己。