



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2014년04월24일
 (11) 등록번호 10-1389015
 (24) 등록일자 2014년04월18일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 5/0476 (2006.01) A61B 5/0482 (2006.01)
 (21) 출원번호 10-2012-0065715
 (22) 출원일자 2012년06월19일
 심사청구일자 2012년06월19일
 (65) 공개번호 10-2013-0142476
 (43) 공개일자 2013년12월30일
 (56) 선행기술조사문헌
 JP2005296607 A*
 KR1020110130482 A*
 *는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
 서울대학교산학협력단
 서울특별시 관악구 관악로 1 (신림동)
 (72) 발명자
박광석
 서울 서초구 고무래로 94, 201동 303호 (서초동, 현대4차아파트)
장민혜
 대구 북구 대천로7길 40, 302동 307호 (읍내동, 칠곡산호한양아파트)
이승민
 서울 동작구 사당로14길 41, 301호 (사당동, 보보스빌)
 (74) 대리인
이원희

전체 청구항 수 : 총 7 항

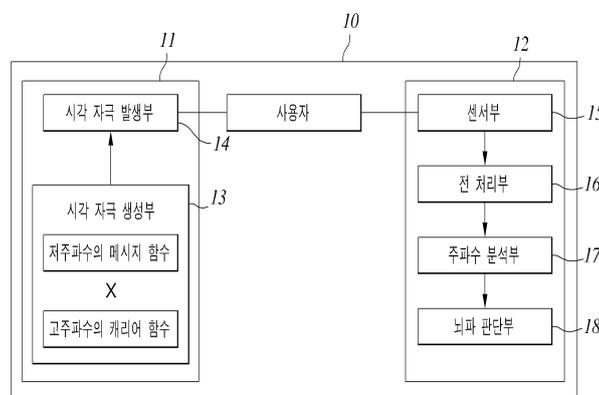
심사관 : 라선희

(54) 발명의 명칭 **진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템**

(57) 요약

본 발명은, 시각적 자극을 이용하여 발생한 뇌파를 분석하고 뇌-컴퓨터 인터페이스에 적용하여 BCI(Brain Computer Interface) 시스템을 구축하기 위한 안정상태 시각유발전위 발생장치(steady-state visual evoked potential, SSVEP) 및 이를 이용한 뇌파분석방법에 관한 것으로, 본 발명에 따르면, 기존의 안정상태 시각유발전위(SSVEP) 기반 뇌-컴퓨터 인터페이스(BCI)는 시각적 자극을 주기 위하여 7 ~ 20Hz의 저주파 영역자극을 이용하므로 사용자가 쉽게 피로감을 느끼고, 광과민성 사용자에게 발작을 유발시킬 수 있었던 문제점을 해결하기 위해, 30Hz 이상의 고주파로 진폭 변조된 시각적 자극을 이용하여 발생한 뇌파를 분석하고 뇌-컴퓨터 인터페이스에 적용함으로써, 사용자의 피로도를 줄이고 최종 판단을 내릴 때 두 개 이상의 주파수에서 발생하는 피크를 사용하여 좀 더 안정된 BCI 시스템을 구축할 수 있는 진폭 변조된 시각 자극을 이용한 안정상태 시각유발전위 발생장치 및 이를 이용한 뇌파분석방법이 제공된다.

대표도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2011-0020973

부처명 교육과학기술부

연구사업명 공공복지안전연구사업

연구과제명 무구속 뇌 활동도 시스템을 이용한 의지 파악 및 의사 소통 기술 개발

기 여 율 1/1

주관기관 서울대학교 산학협력단

연구기간 2010.08.01 ~ 2015.07.31

특허청구의 범위

청구항 1

진폭 변조된 안정상태 시각유발전위(Steady-state visual evoked potential, SSVEP) 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템에 있어서,

진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 발생하는 시각자극 생성부; 및

상기 시각자극 생성부에서 생성된 시각자극에 대응하는 사용자의 뇌파신호를 수신하여 뇌파 분석을 수행하는 뇌파분석부를 포함하고,

상기 시각자극 생성부는,

저주파수를 가지는 메시지 신호에 고주파수를 가지는 캐리어 신호를 곱함으로써 상기 진폭 변조된 시각자극 신호를 발생하는 신호발생부; 및

상기 진폭 변조된 시각자극 신호를 사용자에게 시각적인 자극으로 전달하기 위한 시각자극 발생부를 포함하며,

상기 저주파수를 가지는 메시지 신호는 7Hz 내지 20Hz 주파수의 신호이고,

상기 고주파수를 가지는 캐리어 신호는 30Hz 초과인 주파수의 신호이며,

상기 뇌파분석부는,

상기 시각자극 생성부를 통해 전달된 시각적 자극에 의해 발생하는 사용자의 뇌파를 검출하는 센서부;

상기 센서부로부터 검출된 뇌파에서 잡음을 필터링하는 전처리부;

상기 전처리부에서 처리된 상기 안정상태 시각유발전위의 특징(feature) 주파수들 각각의 크기 값 또는 상관계수 값을 구하는 주파수 분석부;

상기 특징 주파수들의 뇌파 신호의 크기, 신호대 잡음비(SNR)의 크기 또는 상관계수 값을 비교하여 가장 큰 값을 가진 주파수에 해당하는 명령을 뇌파로 판단하는 뇌파 판단부를 포함하되,

상기 특징 주파수들은,

제시된 시각 자극의 캐리어 주파수(f_c)의 배수에 해당하는 주파수, 제시된 시각 자극의 메시지 주파수(f_m)의 배수에 해당하는 주파수, 상기 캐리어 주파수와 상기 메시지 주파수의 합($f_c + f_m$), 상기 캐리어 주파수와 상기 메시지 주파수의 차($f_c - f_m$), 상기 캐리어 주파수의 선형적 성분과 상기 메시지 주파수의 선형적 성분의 합 및 상기 캐리어 주파수의 선형적 성분과 상기 메시지 주파수의 선형적 성분의 차로 이루어진 군으로부터 선택되는 둘 이상의 주파수들로 이루어지며,

상기 뇌파의 채널은 실제 측정 위치별로 하나씩 존재하는 단극성(monopolar) 신호 또는 서로 다른 위치에서 측정된 뇌파의 차로 이루어진 양극성(bipolar) 신호로 이루어지는 것을 특징으로 하는 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 고주파수를 가지는 캐리어 신호는 30Hz 초과, 50Hz 이하인 주파수의 신호인 것을 특징으로 하는 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템.

청구항 3

삭제

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 시각자극 발생부는,

발광 다이오드(LED)나 액정 디스플레이(LCD) 또는 음극선관(CRD) 모니터로 구성되는 발광수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템.

청구항 5

제 1항에 있어서,

상기 시각자극 발생부는, 1개의 발광수단으로 적어도 2개의 주파수를 가지는 시각자극 신호를 발생하는 것을 특징으로 하는 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템.

청구항 6

제 1항에 있어서,

상기 뇌파 판단부는,

상기 주파수 분석부에서 변환된 뇌파신호를 상호 비교하여 최종적으로 뇌파에 해당하는 주파수를 선택하는 것을 특징으로 하는 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템.

청구항 7

제 6항에 있어서,

상기 전처리부는, 공통 모드 잡음을 필터링하기 위한 대역통과필터 또는 양상블 애버리징을 포함하는 신호처리 방법을 통하여 잡음을 최소화하는 것을 특징으로 하는 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템.

청구항 8

삭제

청구항 9

삭제

청구항 10

청구항 1항, 2항 및 4항 내지 7항 중 어느 한 항에 기재된 뇌파 분석시스템을 이용하여 뇌파 분석을 수행하는 것을 특징으로 하는 뇌파분석방법.

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 안정상태 시각유발전위(steady-state visual evoked potential, 이하, SSVEP라 함) 발생장치 및 이를 이용한 뇌파 분석방법에 관한 것으로, 더 상세하게는, 기존의 안정상태 시각유발전위 발생장치에서 사용되는 단일 주파수를 가지는 사인파 형식의 시각자극을 벗어나, 진폭변조(Amplitude-modulation)된 시각자극을 통하여 뇌파측정을 수행함으로써, 기존의 방법에 비하여 피험자의 눈의 피로를 줄여주고 최종 판단에 사용될 특징의 개수가 증가하여 높은 정확도를 나타낼 수 있는 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석 시스템에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 종래, 뇌-컴퓨터 인터페이스(Brain Computer Interface, 이하, BCI라 함), 인지신경과학 분야, 알츠하이머 병이나 치매와 같은 신경변성 질환의 연구 및 진단, 안과 병리학 분야, 자폐증 환자의 연구 및 진단, 광과민성 발작의 연구 등에 있어서, 일반적으로, 안정상태 시각유발전위(SSVEP)를 기반으로 한 뇌-컴퓨터 인터페이스(BCI) 방식이 다른 방식에 비해 비교적 적은 트레이닝 기간을 요구하면서도 높은 정확도를 보인다는 점에서 많이 이용되고 있다.

[0003] 더 상세하게는, BCI란, 뇌전도(Electroencephalography, EEG)를 이용하여 사람과 컴퓨터 간의 통신을 가능하게 하는 기술로서, 최근에는 장애인을 대상으로 하는 재활의학이나, 일반인을 대상으로 하는 가상현실 또는 게임 등의 다양한 분야에서 활발한 연구들이 진행되고 있다.

[0004] 또한, SSVEP는, 눈을 통해 뇌의 후두엽(occipital Lobe)에 위치한 시각피질의 시각중추에 시각정보가 전달되면 그러한 외부의 시각적 자극에 대하여 그 시각적 자극과 동일한 주파수로 뇌의 후두엽 영역에서 발생하는 활동전위를 의미한다.

[0005] 아울러, 이러한 안정상태 시각유발전위(SSVEP)를 기반으로 뇌-컴퓨터 인터페이스(BCI)를 구축하는 방법에 대한 종래기술로는, 예를 들면, 한국 등록특허 제10-1030162호(2011.04.12. 등록)에 개시된 바와 같은"안정-상태 시각 유발전위를 이용한 집중력 테스트 방법과, 이를 이용한 집중력 테스트 장치 및 이를 이용한 집중력 트레이닝 방법"이 있다.

[0006] 더 상세하게는, 상기한 등록특허 제10-1030162호의 "안정-상태 시각 유발전위를 이용한 집중력 테스트 방법과, 이를 이용한 집중력 테스트 장치 및 이를 이용한 집중력 트레이닝 방법"은, 종래의 집중력을 측정하는 방법은 청각자극을 주었을 때 청각자극에 반응하는 사용자의 반응시간을 측정하여 이루어졌으므로, 청각자극을 수용할 수 있는 청각기능 및 자극에 반응하는 신체의 반응속도에 큰 영향을 받게 되어 정확한 집중력을 측정할 수 없었던 문제점을 해결하기 위해 안정-상태 시각 유발전위를 이용하여 집중력을 테스트하는 방법 및 이를 이용한 집중력 테스트 장치를 제공하고자 하는 것이다.

[0007] 이를 위해, 상기한 등록특허 제10-1030162호는, 점멸되지 않는 영상(映像)을 주시하는 사용자의 뇌파를 검출하는 제1 단계; 측정하고자 하는 진동수를 가지며 점멸되는 목표영상 또는 상기 목표영상과 다른 진동수를 가지며 점멸되는 적어도 하나의 방해영상을 주시하는 사용자의 뇌파신호를 측정시간대별로 검출하는 제2 단계; 상기 제

1 단계와 제2 단계에서 검출된 뇌파신호를 진동수별 주파수 진폭의 값으로 변환시키는 제3 단계; 및 상기 제3 단계에서 변환된 뇌파신호를 저장하고, 상기 저장된 뇌파신호들을 상호 비교하여 집중력을 판단하는 제4 단계를 포함하여 이루어지는 것을 특징으로 하는 안정-상태 시각 유발전위를 이용한 집중력 테스트 방법을 제시하고 있다.

[0008] 또한, 안정상태 시각유발전위(SSVEP)를 기반으로 뇌-컴퓨터 인터페이스(BCI)를 구축하는 방법에 대한 종래기술의 다른 예로서, 예를 들면, 한국 공개특허 제10-2012-0042252호(2012.05.03. 공개)에 개시된 바와 같은 "안정상태 시각유발전위 기반의 기능적 전기자극 재활훈련 시스템"이 있다.

[0009] 더 상세하게는, 상기한 공개특허 제10-2012-0042252호의 "안정상태 시각유발전위 기반의 기능적 전기자극 재활훈련 시스템"은, 안정상태 시각유발전위(SSVEP)를 검출하여 기능적 전기자극기를 원격 제어함으로써 척수손상 환자들이 자신의 의지에 따라 능동적으로 재활훈련을 실시할 수 있도록 하는 SSVEP 기반의 기능적 전기자극 재활훈련 시스템에 관한 것이다.

[0010] 이를 위해, 상기한 공개특허 제10-2012-0042252호는, 관절 운동 또는 근육운동을 지시하는 다수의 표적신호를 디스플레이하는 표적신호 표시부; 뇌파 측정용 전극부를 구비하여, 피검자가 상기 다수의 표적신호 중 하나의 표적신호를 주시할때의 뇌파신호를 검출하고 검출된 뇌파신호를 증폭하는 뇌파 검출부; 상기 뇌파 검출부로부터 출력된 뇌파신호를 디지털신호로 변환하여 수집하는 뇌파신호수집부; 상기 뇌파신호수집부로부터 출력된 뇌파신호를 수신하여, 주파수 분석을 통해, 상기 다수의 표적신호 중에서 피검자가 주시하고 있는 표적신호를 판별하고, 판별된 표적신호에 따라 관절 운동 또는 근육운동을 위한 자극제어 신호를 생성하는 주제어부; 관절 또는 근육에 장착된 기능적 전기자극기를 구비하여, 상기 주제어부로부터의 자극제어신호에 의해, 기능적 전기자극기를 구동하는 무선 전기자극부;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 기능적 전기자극 재활훈련 시스템을 제시하고 있다.

[0011] 상기한 바와 같이, 종래, SSVEP를 기반으로 BCI를 구현하는 여러 가지 방안이 제시되어 있으나, 이러한 종래의 SSVEP 기반 BCI는 다음과 같은 문제점들이 있는 것이었다.

[0012] 즉, 더 상세하게는, 상기한 바와 같은 종래의 SSVEP 기반 BCI는, 안정상태 시각유발전위에 대한 뇌파 분석시, 시각적 자극을 주기 위하여 일반적으로 SSVEP가 잘 측정되고 높은 정확도를 보이는 주파수 대역인 7Hz ~ 20Hz의 저주파 영역의 시각자극을 이용하고 있다.

[0013] 더 상세하게는, 상기한 바와 같은 종래기술에 사용되는 기존의 SSVEP 발생장치는, 대부분 7Hz ~ 20Hz의 주파수로 깜빡이는 LED를 이용하여 시각자극을 발생시킨다.

[0014] 그러나 이러한 7Hz ~ 20Hz의 저주파 영역의 주파수 범위는 점멸융합주파수보다 낮으므로, 즉, 피측정자가 계속해서 깜빡이는 불빛을 응시하는 형태가 되므로 사용자가 쉽게 피로감을 느끼게 되어 장시간 사용이 어렵고, 또한, 드문 경우라 해도 광과민성이 있는 사용자에게는 발작을 유발시킬 수 있다는 문제점이 있다.

[0015] 또한, 기존의 SSVEP 발생장치는, 하나의 LED, 즉, 하나의 시각자극이 하나의 주파수만을 가지므로, 따라서 최종 판단을 위해 사용할 수 있는 주파수적 특징이 파워스펙트럼밀도(PSD) 상에서 시각적 자극 주파수의 하모닉 성분들의 크기값뿐이다.

[0016] 따라서 상기한 바와 같은 종래의 SSVEP 기반 BCI에서는, 측정의 정확도 및 안정성을 위하여는 해당 주파수에서

피크가 연속적으로 발생해야 최종적인 판단을 내릴 수 있으나, 잡음에 취약한 뇌파의 특성상, 주위의 자극에 대한 반응도 함께 측정될 경우 잘못된 판단을 내리게 되므로, 정확한 측정을 원할수록 장시간에 걸친 반복 측정이 필요하게 된다는 문제점이 있다.

[0017] 따라서 상기한 바와 같은 종래의 SSVEP 기반 BCI의 문제점을 해결하기 위하여는, 1차적으로 SSVEP 발생장치로부터의 시각 자극에 의한 사용자의 피로도를 감소하는 동시에, 기존의 측정방식에 비하여 뇌파를 판단하기 위한 보다 많은 특징을 제공함으로써 적은 회수의 측정으로도 판단의 정확성 및 안정성을 높일 수 있는 새로운 패러다임의 SSVEP 발생장치 및 BCI 시스템의 구축이 요구되고 있으나, 아직까지 그러한 요구를 모두 만족시키는 장치나 방법은 제공되지 못하고 있는 실정이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0018] 본 발명은 상기한 바와 같은 종래기술의 문제점들을 해결하고자 하는 것으로, 따라서 본 발명의 목적은, 저주파 대역의 시각자극을 이용함으로써 피측정자가 쉽게 피로감을 느끼게 되는 종래의 SSVEP 발생장치의 문제점을 해결하여, 사람이 깜빡임을 인식할 수 없는 범위의 고주파로 진폭 변조된 시각자극을 이용함으로써 피측정자의 피로도를 감소할 수 있는 새로운 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템을 제공하고자 하는 것이다.

[0019] 또한, 본 발명의 다른 목적은, 상기한 바와 같이 피측정자의 피로도를 감소하여 장시간에 걸친 반복 측정이 가능하도록 하는 동시에, 고주파로 진폭 변조된 시각자극을 이용함으로써, 종래에 비하여 측정된 뇌파신호를 판정하기 위한 특징을 증가시켜 보다 적은 회수의 측정으로도 정확하고 안정된 판단결과를 얻을 수 있는 새로운 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템을 제공하고자 하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0020] 상기한 바와 같은 목적을 달성하기 위해, 본 발명에 따르면, 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위(Steady-state visual evoked potential, SSVEP) 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템에 있어서, 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 발생하는 시각자극 생성부; 및 상기 시각자극 생성부에서 생성된 시각자극에 대응하는 사용자의 뇌파신호를 수신하여 뇌파 분석을 수행하는 뇌파분석부를 포함하여 구성된 것을 특징으로 하는 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템이 제공된다.

[0021] 여기서, 상기 시각자극 생성부는, 저주파수를 가지는 메시지 신호에 고주파수를 가지는 캐리어 신호를 곱함으로써 진폭 변조된 시각자극 신호를 발생하는 신호발생부; 및 상기 진폭 변조된 시각자극 신호를 사용자에게 시각적인 자극으로 전달하기 위한 시각자극 발생부를 포함하여 구성된 것을 특징으로 한다.

[0022] 또한, 상기 저주파수를 가지는 메시지 신호는 30Hz보다 낮은 주파수의 신호이고, 상기 고주파수를 가지는 캐리어 신호는 30Hz보다 높은 주파수의 신호인 것을 특징으로 한다.

[0023] 아울러, 상기 시각자극 발생부는, 발광 다이오드(LED)나 액정 디스플레이(LCD) 또는 음극선관(CRD) 모니터로 구성되는 발광수단을 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0024] 더욱이, 상기 시각자극 발생부는, 1개의 발광수단으로 적어도 2개의 주파수를 가지는 시각자극 신호를 발생하는

것을 특징으로 한다.

[0025] 또한, 상기 뇌파분석부는, 상기 시각자극 생성부를 통해 전달된 시각적 자극에 의해 발생하는 사용자의 뇌파를 검출하는 센서부; 상기 센서부로부터 검출된 뇌파에서 잡음을 필터링하는 전처리부; 상기 전처리부에서 처리된 상기 안정상태 시각유발전위의 주파수별 크기 값을 구하는 주파수 분석부; 상기 주파수 분석부에서 변환된 뇌파 신호를 상호 비교하여 최종적으로 뇌파에 해당하는 주파수를 선택하는 뇌파 판단부를 포함하여 구성된 것을 특징으로 한다.

[0026] 여기서, 상기 전처리부는, 공통 모드 잡음을 필터링하기 위한 대역통과필터 또는 양상불 애버리징을 포함하는 신호처리방법을 통하여 잡음을 최소화하는 것을 특징으로 한다.

[0027] 아울러, 상기 뇌파 판단부는, 특징(feature) 주파수에서의 뇌파 신호의 신호대 잡음비(SNR)의 크기 또는 상관 계수(correlation)를 비교하여 가장 큰 값을 가진 주파수에 해당하는 명령으로 뇌파를 결정하는 것을 특징으로 한다.

[0028] 더욱이, 상기 특징 주파수는, 제시된 시각 자극의 캐리어 주파수(f_c) 또는 메시지 주파수(f_m)의 배수에 해당하는 주파수와, 상기 캐리어 주파수와 상기 메시지 주파수의 합($f_c + f_m$) 및 차($f_c - f_m$), 또는, 선형적 성분의 합($f_c + 3f_m$) 및 차($f_c - 3f_m$) 중 둘 이상의 조합으로 이루어지는 것을 특징으로 한다.

[0029] 또한, 본 발명에 따르면, 상기에 기재된 뇌파 분석 시스템을 이용하여 뇌파 분석을 수행하는 것을 특징으로 하는 뇌파분석방법이 제공된다.

[0030] 아울러, 본 발명에 따르면, 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 발생장치에 있어서, 저주파수를 가지는 메시지 신호에 고주파수를 가지는 캐리어 신호를 곱함으로써 진폭 변조된 시각자극 신호를 발생하는 진폭변조부; 및 상기 진폭 변조된 시각자극 신호를 사용자에게 시각적인 자극으로 전달하기 위한 발광수단을 포함하여 구성된 것을 특징으로 하는 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 발생장치가 제공된다.

[0031] 여기서, 상기 메시지 신호는 30Hz보다 낮은 주파수의 신호이고, 상기 캐리어 신호는 30Hz보다 높은 주파수의 신호인 것을 특징으로 한다.

[0032] 또한, 상기 발광수단은, 발광 다이오드(LED), 액정 디스플레이(LCD), 또는, 음극선관(CRD) 모니터로 구성되는 것을 특징으로 한다.

[0033] 아울러, 상기 장치는, 1개의 발광수단으로 적어도 2개의 주파수를 가지는 시각자극 신호를 발생하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0034] 상기한 바와 같이, 본 발명에 따르면, 진폭 변조된 시각적 자극을 이용하여 발생한 뇌파를 분석하고 뇌-컴퓨터 인터페이스에 적용함으로써, 사용자의 피로도를 감소하는 동시에, 최종 판단을 내릴 때 두 개 이상의 주파수에 서 발생하는 피크를 사용하여 보다 정확하고 안정된 BCI 시스템을 구축할 수 있다.

[0035] 즉, 본 발명에 따르면, 고주파수의 캐리어 신호로 저주파의 메시지 신호를 진폭 변조하여 시각자극 신호를 출력함으로써, 저주파수로 깜빡이는 기존의 시각적 자극에 비해 깜빡임을 느끼지 않게 되어 사용자의 눈에 가해지는 피로가 감소하며, 그것에 의해, 장시간의 반복 측정이나 노약자나 장애인과 같이 생활 보조를 위해 뇌-컴퓨터 인터페이스를 오랜 시간 이용해야 하는 사용자의 불편을 대폭 감소시킬 수 있는 새로운 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템을 제공할 수 있다.

[0036] 또한, 본 발명에 따르면, 상기한 바와 같이 저주파의 메시지 신호가 고주파수의 캐리어 신호로 진폭 변조된 시각 자극을 이용하여 발생한 뇌파를 분석하고 뇌-컴퓨터 인터페이스에 적용함으로써, 뇌파의 주파수 분석 후 최종 판단에서 이용할 수 있는 특징(feature)이 캐리어 주파수, 메시지 주파수, 캐리어 주파수와 메시지 주파수의 차 등 두 가지 이상으로 늘어나므로, 메시지 주파수의 배수에서 뇌파 신호의 크기만 특징으로 사용하던 기존의 방법에 비해 더욱 정확하고 안정적인 뇌파 측정이 가능한 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템을 제공할 수 있다.

[0037] 아울러, 본 발명에 따르면, 상기한 바와 같이 저주파의 메시지 신호가 고주파수의 캐리어 신호로 진폭 변조된 시각 자극을 이용하여 발생한 뇌파를 분석하고 뇌-컴퓨터 인터페이스에 적용함으로써, 적은 수의 캐리어 주파수와 적은 수의 메시지 주파수의 조합으로 많은 수의 자극을 만들 수 있고, 캐리어 주파수와 메시지 주파수의 값에 따라 다양한 대역의 주파수 이용 가능해지며, 그것에 의해, 고주파수의 SSVEP가 잘 나타나지 않는 사용자에 계도 적용이 가능한 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템을 제공할 수 있다.

[0038] 더욱이, 본 발명에 따르면, 비교적 SNR이 낮으나 뇌파의 크기가 큰 저주파수의 안정상태 시각유발전위와, 비교적 SNR이 높으나 뇌파의 크기가 작은 고주파수의 안정상태 시각유발전위를 모두 이용함으로써, 각 주파수별로 상호 단점을 보완하여 저주파수의 시각자극 신호만을 이용하는 기존의 방법에 비해 보다 정확하고 안정적인 판단을 내릴 수 있는 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템을 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0039] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템의 전체적인 구성을 개략적으로 나타내는 도면이다.

도 2는 본 발명의 실시예에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템의 메시지 신호, 캐리어 신호 및 진폭 변조된 시각 자극 신호와, 이들 신호들의 주파수 분석 결과를 각각 나타내는 도면이다.

도 3은 본 발명의 실시예에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템의 성능을 시험하기 위해, 두 개의 진폭 변조된 시각적 자극에 대한 뇌파의 주파수 분석결과를 나타내는 도면이다.

도 4는 본 발명의 실시예에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템의 성능을 시험하기 위해, 네 개의 진폭 변조된 시각적 자극에 대한 뇌파의 주파수 분석결과를 나타내는 도면이다.

도 5는 본 발명의 실시예에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템의 성능을 시험하기 위해, 두 개의 진폭 변조된 시각적 자극에 대한 뇌파의 최종 판단 결과를 나타내는 도면이다.

도 6은 본 발명의 실시예에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템에 있어서, 진폭 변조된 시각자극에 대한 뇌파의 SNR을 나타내는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0040] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템의 상세한 내용에 대하여 설명한다.

- [0041] 여기서, 이하에 설명하는 내용은 본 발명을 실시하기 위한 실시예일 뿐이며, 본 발명은 이하에 설명하는 실시예의 내용으로만 한정되는 것은 아니라는 사실에 유념해야 한다.
- [0042] 즉, 본 발명은, 후술하는 바와 같이, 기존의 SSVEP 방식을 그대로 유지하되, 시각적 자극을 고주파로 진폭 변조된 신호의 형태로 제공하여, 즉, 실제 시각적 자극이 깜빡이는 주파수를 높임으로써 사용자가 깜박임을 느끼지 않게 되어, 기존의 시각 자극에 비하여 장시간 사용이 가능하도록 피로감을 감소할 수 있는 진폭 변조된 시각자극을 이용한 안정상태 시각유발전위 발생장치 및 이를 이용한 뇌파 분석방법에 관한 것이다.
- [0043] 또한, 본 발명은, 기존에 많이 이용되는 저주파의 메시지 신호를, 상기한 바와 같이 고주파의 캐리어 신호에 실어 보냄으로써, 측정된 뇌파의 파워 스펙트럼 밀도 상에서 메시지 신호의 주파수(f_m)나 캐리어 신호의 주파수(f_c) 뿐만 아니라, 캐리어 신호의 주파수와 메시지 신호의 주파수 합(f_c+f_m)과 차(f_c-f_m) 및 선형적 성분의 합(f_c+3f_m)과 차(f_c-3f_m)에서도 피크가 발생하여, 두 개의 특징을 이용하여 최종 판단을 내릴 수 있게 됨으로써, 한 개의 주파수에서 발생하는 피크만을 특징으로 이용하여 판단을 내리던 기존의 방법에 비하여 더욱 안정적인 판단을 내릴 수 있는 진폭 변조된 시각자극을 이용한 안정상태 시각유발전위 발생장치 및 이를 이용한 뇌파 분석방법에 관한 것이다.
- [0044] 아울러, 본 발명은, 센서부에서 측정된 뇌파에 대하여 여러 신호처리 과정을 거친 후 뇌파신호의 크기가 가장 큰 주파수를 최종적으로 선택하여 사용자의 명령을 내리도록 구성되어 BCI에 적용 가능한 진폭 변조된 시각자극을 이용한 안정상태 시각유발전위 발생장치 및 이를 이용한 뇌파 분석방법에 관한 것이다.
- [0045] 여기서, 최종 선택을 위한 주파수를 선택하는 알고리즘은, 대역통과필터 처리단계, 뇌파를 주파수별 크기 값 또는 상관계수 값으로 변환시키는 처리단계, 변환된 뇌파신호를 상호 비교하여 최종 주파수 선택하는 처리단계로 이루어진다.
- [0046] 계속해서, 첨부된 도면을 참조하여, 상기한 바와 같은 본 발명에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템의 구체적인 실시예에 대하여 상세히 설명한다.
- [0047] 먼저, 도 1을 참조하면, 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템(10)에 있어서, 진폭 변조된 시각적 자극과 그에 대한 사용자의 뇌파를 측정하고 처리하여 최종 판단에 이르는 전체적인 구성 및 처리 흐름을 나타내는 도면이다.
- [0048] 도 1에 나타난 바와 같이, 본 발명의 실시예에 따른 뇌파 분석시스템(10)은, 크게 나누어, 진폭 변조된 시각자극을 이용한 안정상태 시각유발전위 발생장치를 포함하는 시각자극 생성부(11)와, 이를 이용하여 뇌파 분석을 수행하기 위한 뇌파분석부(12)를 포함하여 구성된다.
- [0049] 여기서, 시각자극 생성부(11)는, 저주파수를 가지는 메시지 신호와 고주파수를 가지는 캐리어 신호의 곱으로 이루어지는 시각자극 신호를 발생하는 신호발생부(13)와, 이러한 진폭 변조된 주파수의 신호를 사용자에게 시각적인 자극으로 전달하기 위한 LED를 포함하여 구성되는 시각자극 발생부(14)로 구성된다.
- [0050] 또한, 상기한 저주파수의 메시지 신호는 30Hz보다 낮은 주파수의 신호이고, 상기한 고주파수의 캐리어 신호는 30Hz보다 높은 주파수의 신호이며, 이는, 상기한 바와 같이, 일반적으로 30Hz 이하의 주파수에서는 사람이 깜빡

임을 인식할 수 있으므로 눈의 피로가 빨리 오게 되나, 30Hz를 넘는 주파수의 신호는 깜빡이는 것을 인식하지 못하고 계속 켜진 상태로 인식하므로 눈의 피로가 덜하기 때문이다.

[0051] 따라서 상기한 바와 같이 구성된 시각자극 생성부(11)를 통해 사용자에게 전달되는 시각자극 신호는, 실제로는 저주파수의 메시지 신호 성분을 포함하고 있으나, 사용자는 고주파의 캐리어 신호의 주파수로 인식하여 깜빡임을 인식하지 못하게 된다.

[0052] 다음으로, 상기한 바와 같이 시각자극 생성부(11)를 통한 시각 자극에 대한 사용자의 뇌파를 측정하고, 측정된 뇌파를 뇌파분석부(12)를 통하여 분석한다.

[0053] 더 상세하게는, 뇌파분석부(12)는, 도 1에 나타난 바와 같이, 상기한 시각자극 생성부(11)를 통해 전달된 시각적 자극에 의해 발생하는 사용자의 안정상태 시각유발전위(Steady-state visual evoked potential)를 검출하는 센서부(15)와, 상기 센서부(15)로부터 검출된 뇌파에서 공통 모드 잡음 등을 필터링하기 위한 대역통과필터를 포함하는 전처리부(16)와, 상기 전처리부(16)에서 처리된 안정상태 시각유발전위의 주파수별 크기 값 또는 상관 계수 값을 구하는 주파수 분석부(17)와, 상기 주파수 분석부(17)에서 변환된 뇌파신호를 상호 비교하여 최종적으로 뇌파에 해당하는 주파수를 선택하는 뇌파 판단부(18)를 포함하여 구성된다.

[0054] 계속해서, 도 2 내지 도 6을 참조하여, 상기한 바와 같이 구성되는 본 발명의 실시예에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템(10)의 구체적인 내용에 대하여 더욱 상세히 설명한다.

[0055] 먼저, 도 2를 참조하면, 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템의 메시지 신호, 캐리어 신호 및 진폭 변조된 시각 자극 신호와, 이들 신호들의 주파수 분석 결과를 각각 나타내는 도면이다.

[0056] 도 2에 있어서, 도 2a는 11Hz의 주파수를 가지는 메시지 신호와 그 주파수 분석 결과를 나타내고, 도 2b는 50Hz의 주파수를 가지는 캐리어 신호와 그 주파수 분석 결과를 나타내며, 도 2c는 메시지 신호와 캐리어 신호의 곱으로 진폭 변조된 시각자극 신호와 그 주파수 분석 결과를 각각 나타내고 있다.

[0057] 더 상세하게는, 각각의 신호에 대하여 FFT를 통한 주파수 분석을 수행하면, 도 2에 나타난 바와 같이, 원래 신호의 주파수에 해당하는 부분에서 피크를 나타냄을 알 수 있으며, 또한, 메시지 신호(f_m)와 캐리어 신호(f_c)의 곱으로 진폭 변조된 시각자극 신호는 캐리어 주파수(f_c)와 메시지 주파수(f_m)의 합과 차에 해당하는 부분에서 각각 피크를 나타내는 것을 알 수 있다.

[0058] 이러한 내용을 수식으로 표현하면 다음과 같다.

[0059] [메시지 신호]

$$m(t) = M \cdot \cos(\omega_m t + \phi_m)$$

[0060]

[0061] [캐리어 신호]

$$c(t) = C \cdot \sin(\omega_c t + \phi_c)$$

[0062]

[0063] [진폭 변조된 시각자극 신호]

$$y(t) = c(t) \cdot m(t) = \frac{CM}{2} [\sin((\omega_c + \omega_m)t + \phi) + \sin((\omega_c - \omega_m)t + \phi)]$$

$$(\omega_m = 2\pi \cdot f_m, \omega_c = 2\pi \cdot f_c)$$

[0064]

[0065] 따라서 이를 이용하여, 진폭 변조된 시각 자극을 해당 주파수로 깜빡이는 발광 다이오드(LED)나 액정 디스플레이(LCD) 또는 음극선관(CRD) 모니터 등을 이용하여 사용자에게 제공하도록 시각자극 생성부(11)를 구성함으로써, 즉, 1개의 LED로 2개의 주파수를 가지는 시각자극 신호를 제공하는 것이 가능해진다.

[0066] 여기서, 다수의 시각 자극을 이용할 경우, 각각의 메시지 함수는 배수가 아닌 서로 다른 주파수로 진동하며, 이와 같이 다수의 시각 자극을 이용할 경우, 각각의 자극은 하나의 명령(command)을 의미하게 된다.

[0067] 또한, 다수의 시각 자극을 이용할 경우, 측정된 뇌파의 주파수 분석시 발생하는 피크의 주파수를 이용하여 최종 판단을 내린다.

[0068] 더 상세하게는, 상기한 바와 같이 하여 진폭 변조된 시각적 자극을 보고 있는 사용자에게서 발생한 뇌파는, 뇌파분석부(12)의 센서부(15)의 전극을 통하여 측정되어 디지털화되고, 전처리부(16)로 전달된다.

[0069] 이어서, 전처리부(16)에 전송된 디지털화된 뇌파는, 전처리부(16)에서 대역 통과 필터 또는 앙상블 에버리징과 같은 신호처리 방법을 통하여 잡음을 최소화한다.

[0070] 다음으로, 전처리부(16)에 의해 잡음이 제거된 뇌파 신호는, 주파수 분석부(17)에서 주파수 분석을 통하여 주파수별 크기의 값 또는 상관계수 값으로 변환된다.

[0071] 이어서, 주파수 분석부(17)에서 주파수 분석을 통하여 주파수별 크기의 값 또는 상관계수 값으로 변환된 신호에 근거하여, 뇌파 판단부(18)에서 최종적인 뇌파를 결정한다.

[0072] 여기서, 뇌파의 채널이 두 곳 이상일 경우, 뇌파 판단부(18)는, 특징(feature) 주파수에서의 신호대 잡음비(SNR)의 크기를 비교하여 최종 판단을 내릴 채널을 선택한다.

[0073] 더 상세하게는, 뇌파의 채널은 실제 측정 위치별로 하나씩 존재하는 단극성(monopolar) 신호와, 서로 다른 위치에서 측정된 뇌파의 차로 이루어진 양극성(bipolar) 신호로 이루어진다.

[0074] 또한, 주파수 분석부(17) 및 뇌파 판단부(18)에서 이용될 특징 주파수는, 제시된 시각 자극의 캐리어 주파수 또

는 메시지 주파수의 배수에 해당하는 주파수 및 캐리어 주파수와 메시지 주파수의 합과 차($f_c \pm f_m$) 또는 선형적 성분의 합과 차($f_c \pm 3f_m$) 중 둘 이상의 조합으로 이루어진다.

[0075] 따라서 뇌파 판단부(18)에서는, 특정 주파수에서의 뇌파 신호 크기를 상호 비교하여 가장 큰 값을 가진 주파수에 해당하는 명령으로 최종 판단을 내린다.

[0076] 또한, 상관계수 값을 이용하는 경우는, 예를 들면, 두 개의 데이터 셋을 상호 비교하여 상관관계를 확인하는 이른바 정준상관분석(Canonical Correlation Analysis, CCA)라 불리는 방법을 이용할 수 있다.

[0077] 더 상세하게는, 여러 채널에서 측정된 뇌파 신호(X)와, 자극 주파수들의 하모닉 성분으로 이루어진 자극 신호들(Y1, Y2, ...)과의 상관계수를 각각 구하고, 그 중 가장 큰 상관계수 값을 가지는 자극 신호를 최종 뇌파로서 선택하도록 구성할 수 있다.

[0078] 예를 들면, $f_1 = 11\text{Hz}$, $f_2 = 15\text{Hz}$ 로 깜빡이는 두 개의 자극이 있는 것으로 가정하면,

[0079] $Y1 = (\sin(2\pi \cdot f_1 \cdot t), \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t), \sin(2\pi \cdot 2 \cdot f_1 \cdot t), \cos(2\pi \cdot 2 \cdot f_1 \cdot t), \dots)$

[0080] $Y2 = (\sin(2\pi \cdot f_2 \cdot t), \cos(2\pi \cdot f_2 \cdot t), \sin(2\pi \cdot 2 \cdot f_2 \cdot t), \cos(2\pi \cdot 2 \cdot f_2 \cdot t), \dots)$

[0081] 로 두고, X - Y1, X - Y2 간의 상관계수를 구하여 더 큰 상관계수를 가지는 Y를 최종 선택한다.

[0082] 여기서, CCA에 대한 더욱 상세한 내용은, 예를 들면, "Frequency Recognition Based on Canonical Correlation Analysis for SSVEP-Based BCIs", Zhonglin Lin, Changshui Zhang, member, IEEE, Wei Wu and Xiaorong Gao, member, IEEE, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 54, NO. 6, JUNE 2007에 제시된 바와 같은 내용을 참조할 수 있다.

[0083] 따라서 상기한 바와 같이 하여, 본 발명의 실시예에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템을 구현할 수 있다.

[0084] 계속해서, 상기한 바와 같은 본 발명의 실시예에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템의 성능을 시험하기 위하여, 상기한 바와 같은 본 발명의 실시예에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템을 실제 뇌파 측정에 적용한 실험예에 대하여 설명한다.

[0085] 먼저, 도 3을 참조하면, 도 3은 두 개의 진폭 변조된 시각적 자극에 대한 뇌파의 주파수 분석을 위해, 모니터의 왼쪽과 오른쪽에 각각 LED를 배치하여 서로 다른 메시지 주파수를 가지는 진폭 변조된 시각 자극을 주고, 피험자가 그 중 어느 한쪽을 응시하였을 때 발생하는 뇌파를 주파수 분석한 결과를 나타내는 도면이다.

[0086] 더 상세하게는, 도 3에 있어서, 도 3a는 메시지 주파수가 9Hz인 자극을 응시하였을 때의 뇌파 측정 결과이며, 도 3b는 메시지 주파수가 11Hz인 자극을 응시하였을 때의 뇌파 측정 결과이고, 도 3c는 메시지 주파수가 13Hz인 자극을 응시하였을 때의 뇌파 측정 결과이다.

- [0087] 또한, 도 3에 있어서, 두 개의 자극 모두 캐리어 주파수는 50Hz로 일정하였다.
- [0088] 따라서 도 3에 나타낸 바와 같이, 5초의 데이터를 주파수로 분해한 피리오도그램(periodogram)에서, 메시지 주파수의 배수 성분과 캐리어 주파수와 메시지 주파수의 차에서 각각 피크를 나타내는 것을 확인할 수 있다.
- [0089] 다음으로, 도 4를 참조하면, 도 4는 네 개의 자극을 상하좌우에 배치하고 그 중 하나의 자극을 응시하였을 때 발생하는 뇌파를 주파수 분석한 결과를 나타내는 도면이다.
- [0090] 이 경우, 도 4에 나타낸 바와 같이, 다양한 주파수에서 피크가 발생하였으며, 즉, 캐리어 주파수가 f_c , 메시지 주파수가 f_m 일 때, 발생한 피크 주파수는 f_c-f_m , f_c-3f_m , $2f_m$ 으로 총 세 종류이고, f_c+f_m , f_c+3f_m , $2f_c$ 성분은 50Hz 이상의 영역에 있기 때문에 대역통과 필터의 영향으로 확인할 수 없으나, 대역통과 필터를 사용하지 않거나 f_c , f_m 이 충분히 작을 경우는 측정될 것임을 알 수 있다.
- [0091] 계속해서, 도 5를 참조하면, 도 5는 도 3에 나타낸 바와 같이 모니터의 왼쪽과 오른쪽에 서로 다른 메시지 주파수를 가지는 진폭 변조된 시각 자극을 배치하고 그 중 한쪽을 응시하였을 때 나타나는 뇌파에 대한 최종 판단 결과를 나타내는 도면이다.
- [0092] 도 5에 있어서, 도 5a는 왼쪽 자극의 메시지 주파수가 11Hz이고 오른쪽 자극의 메시지 주파수가 13Hz인 경우에 사용자가 왼쪽 자극을 응시할 때 발생한 뇌파에 대한 최종 판단 결과를 나타내는 도면이고, 도 5b는 왼쪽 자극의 메시지 주파수가 13Hz이고 오른쪽 자극의 메시지 주파수가 15Hz인 경우에 사용자가 오른쪽 자극을 응시할 때 발생한 뇌파에 대한 최종 판단 결과를 나타내는 도면이다.
- [0093] 또한, 도 5에 나타낸 판단 결과는, 도 3의 분석 결과에 더하여 신호의 전처리 후 고속 푸리에 변환을 실시하고 01, 02, 양극성 신호 중 하나의 채널을 선택하여 최종 판단을 내린 결과를 그래프로 나타내었다.
- [0094] 아울러, 도 5에 나타낸 판단 결과는, 메시지 주파수의 배수 성분에 의한 뇌파의 크기에 의해 내려진 판단과, 캐리어 주파수와 메시지 주파수의 차에 의한 뇌파의 크기에 의해 내려진 판단이 일치할 때 최종 판단이 동일한 판단으로 내려지도록 하였다.
- [0095] 즉, 도 5에 나타낸 바와 같이, 두 경우 모두 최종 판단이 실제 사용자가 응시한 자극과 일치하는 것을 확인할 수 있다.
- [0096] 계속해서, 도 6을 참조하면, 도 6은 서로 다른 메시지 주파수를 가지는 네 개의 진폭 변조된 시각 자극을 모니터의 동서남북 방향에 배치하고, 각각을 응시할 때 발생한 뇌파의 SNR을 비교한 결과를 나타내는 도면이다.
- [0097] 도 6을 참조하면, 30Hz보다 큰 고주파수 영역에 속하는 캐리어 주파수와 30Hz보다 작은 메시지 주파수의 차에서의 SNR이 30Hz 보다 작은 저주파수 영역에 속하는 메시지 주파수에서의 SNR보다 큼을 알 수 있다.
- [0098] 즉, 다시 말하면, 두 사용자 모두 캐리어 주파수와 메시지 주파수의 차(f_c-f_m)에서의 SNR이 메시지 주파수(f_m)에서의 SNR보다 유의미하게 큰 것을 알 수 있다.

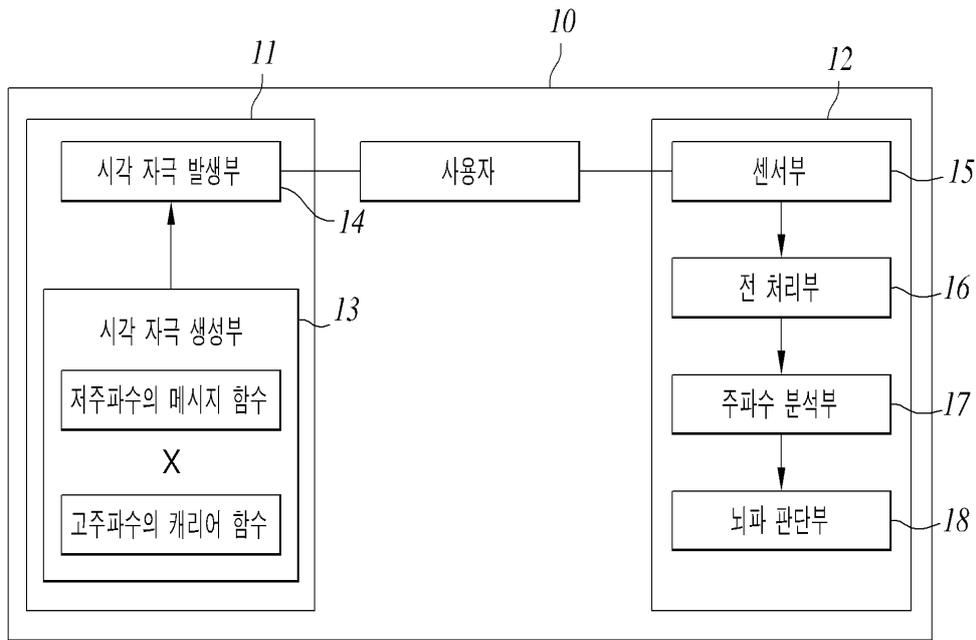
- [0099] 따라서 상기한 바와 같이 하여, 본 발명에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템을 구현할 수 있으며, 그것에 의해, 진폭 변조된 시각적 자극을 이용하여 발생한 뇌파를 분석하고 뇌-컴퓨터 인터페이스에 적용함으로써, 사용자의 피로도를 감소하는 동시에, 최종 판단을 내릴 때 두 개 이상의 주파수에서 발생하는 피크를 사용하여 보다 정확하고 안정된 BCI 시스템을 구축할 수 있다.
- [0100] 또한, 본 발명에 따르면, 고주파수의 캐리어 신호로 저주파의 메시지 신호를 진폭 변조하여 시각자극 신호를 출력함으로써, 저주파수로 깜빡이는 기존의 시각적 자극에 비해 깜빡임을 느끼지 않게 되어 사용자의 눈에 가해지는 피로가 감소하며, 그것에 의해, 장시간의 반복 측정이나 노약자나 장애인과 같이 생활 보조를 위해 뇌-컴퓨터 인터페이스를 오랜 시간 이용해야 하는 사용자의 불편을 대폭 감소시킬 수 있다.
- [0101] 아울러, 본 발명에 따르면, 상기한 바와 같이 저주파의 메시지 신호가 고주파수의 캐리어 신호로 진폭 변조된 시각 자극을 이용하여 발생한 뇌파를 분석하고 뇌-컴퓨터 인터페이스에 적용함으로써, 뇌파의 주파수 분석 후 최종 판단에서 이용할 수 있는 특징(feature)이 캐리어 주파수, 메시지 주파수, 캐리어 주파수와 메시지 주파수의 배수 및 캐리어 주파수와 메시지 주파수의 합과 차 등 최대 6가지로 늘어나므로, 메시지 주파수의 배수에서 뇌파 신호의 크기만 특징으로 사용하던 기존의 방법에 비해 더욱 정확하고 안정적인 뇌파 측정이 가능해진다.
- [0102] 더욱이, 본 발명에 따르면, 상기한 바와 같이 저주파의 메시지 신호가 고주파수의 캐리어 신호로 진폭 변조된 시각 자극을 이용하여 발생한 뇌파를 분석하고 뇌-컴퓨터 인터페이스에 적용함으로써, 적은 수의 캐리어 주파수와 적은 수의 메시지 주파수의 조합으로 많은 수의 자극을 만들 수 있고, 캐리어 주파수와 메시지 주파수의 값에 따라 다양한 대역의 주파수 이용 가능해지며, 그것에 의해, 고주파수의 SSVEP가 잘 나타나지 않는 사용자에 게도 적용이 가능해진다.
- [0103] 또한, 본 발명에 따르면, 비교적 SNR이 낮으나 뇌파의 크기가 큰 저주파수의 안정상태 시각유발전위와, 비교적 SNR이 높으나 뇌파의 크기가 작은 고주파수의 안정상태 시각유발전위를 모두 이용함으로써, 각 주파수별로 상호 단점을 보완하여 저주파수의 시각자극 신호만을 이용하는 기존의 방법에 비해 보다 정확하고 안정적인 판단을 내릴 수 있다.
- [0104] 이상, 상기한 바와 같은 본 발명의 실시예를 통하여 본 발명에 따른 진폭 변조된 안정상태 시각유발전위 시각자극을 이용한 뇌파 분석시스템의 상세한 내용에 대하여 설명하였으나, 본 발명은 상기한 실시예에 기재된 내용으로만 한정되는 것은 아니며, 따라서 본 발명은, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 설계상의 필요 및 기타 다양한 요인에 따라 여러 가지 수정, 변경, 결합 및 대체 등이 가능한 것임은 당연한 일이라 하겠다.

부호의 설명

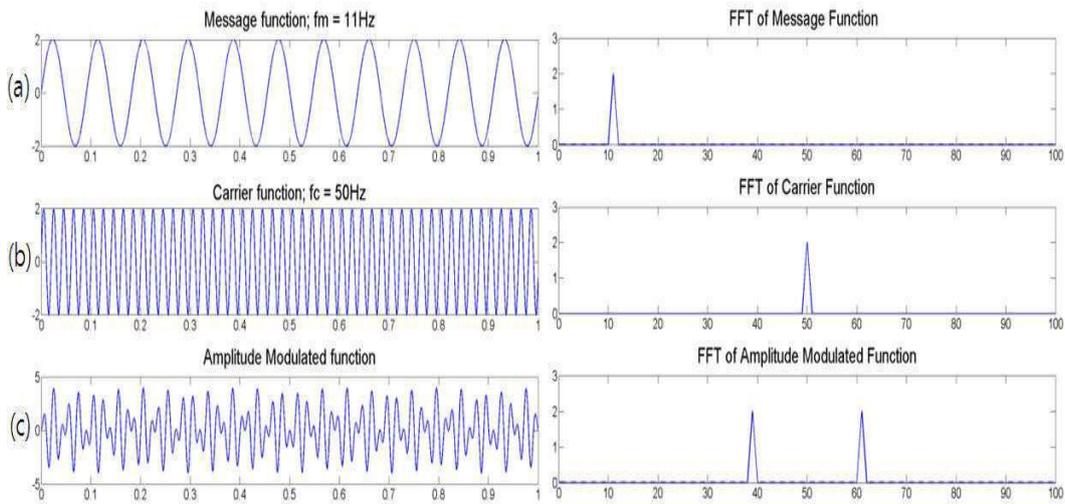
- | | | |
|--------|--------------|--------------|
| [0105] | 10. 뇌파 분석시스템 | 11. 시각자극 생성부 |
| | 12. 뇌파분석부 | 13. 신호발생부 |
| | 14. 시각자극 발생부 | 15. 센서부 |
| | 16. 전처리부 | 17. 주파수 분석부 |
| | 18. 뇌파 판단부 | |

도면

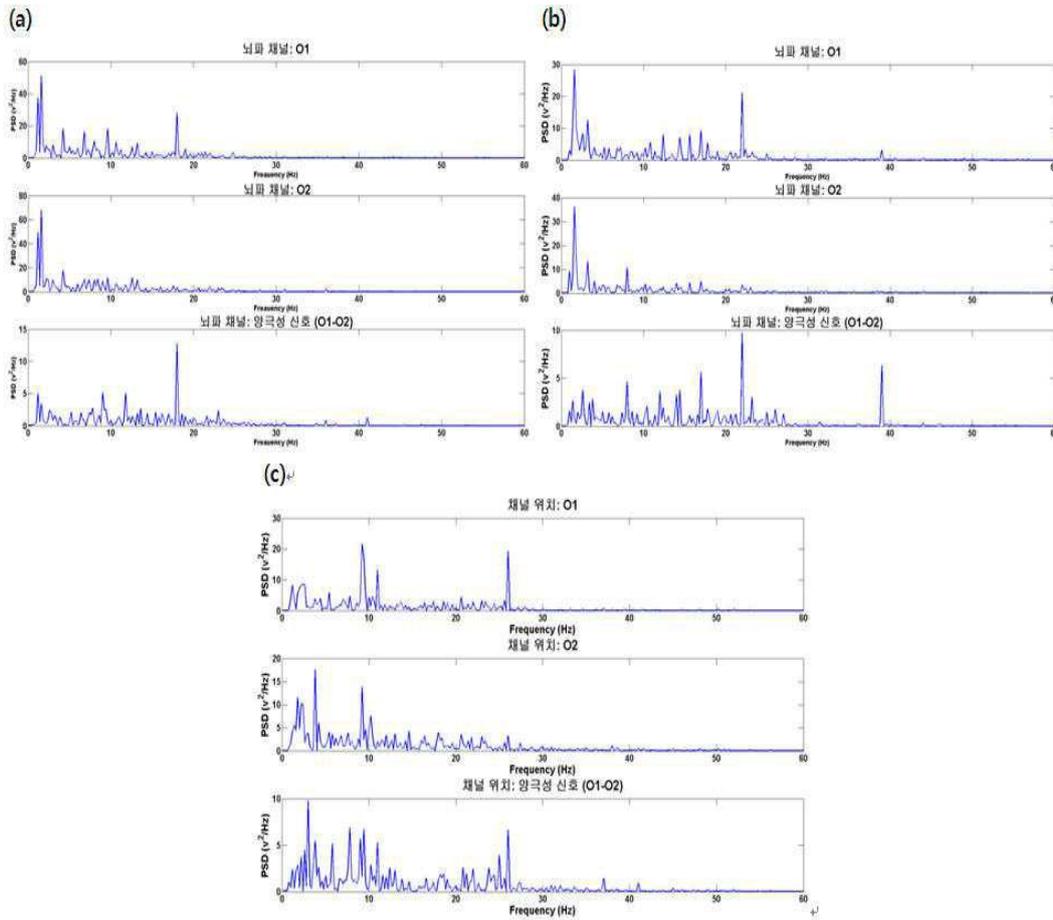
도면1



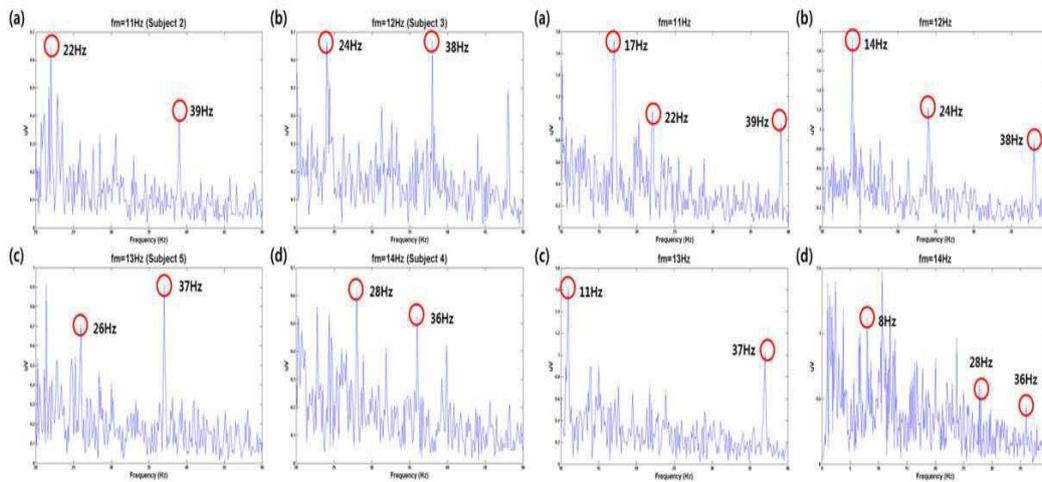
도면2



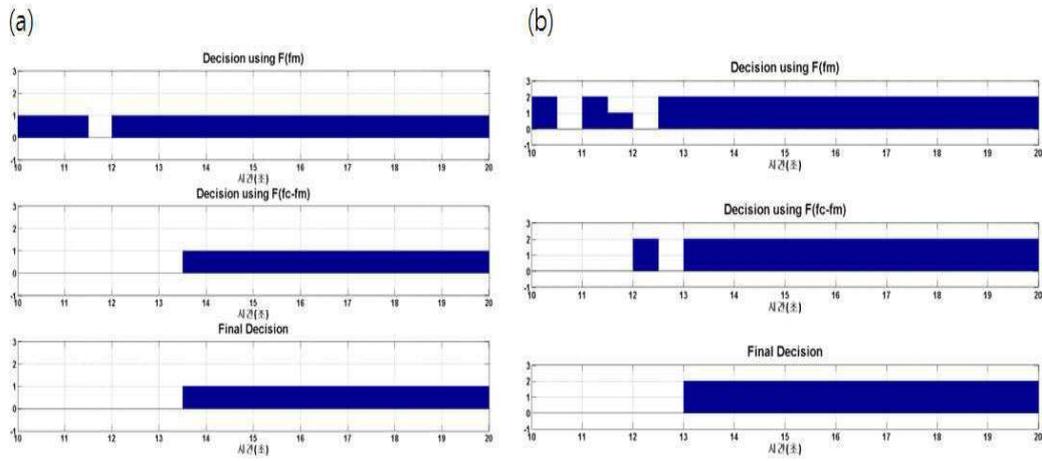
도면3



도면4



도면5



도면6

	Subject	11Hz	12Hz	13Hz	14Hz	15Hz	16Hz	17Hz	18Hz	Mean
Fm	1	0.9761	0.9459	0.8524	1.0625	1.1545	1.2145	1.1053	1.0809	1.0490
	2	2.1685	0.8394	1.1219	0.7616	0.9854	0.9529	0.9443	0.9156	1.0862
Fc-Fm	1	2.0487	1.6204	1.0164	2.6315	2.2812	1.7105	1.3659	1.6007	1.7844
	2	1.5154	1.5384	1.3229	1.9564	1.4321	2.0456	1.7886	2.0631	1.7078