



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0131045
(43) 공개일자 2018년12월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

B60K 28/06 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/0476 (2006.01) A61B 5/0488 (2006.01)
A61B 5/0496 (2006.01) B60Q 1/52 (2006.01)
B60W 40/08 (2006.01) B60W 50/14 (2012.01)

(52) CPC특허분류

B60K 28/06 (2013.01)
A61B 5/0476 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2017-0067540

(22) 출원일자 2017년05월31일

심사청구일자 없음

(71) 출원인

박영준

서울특별시 송파구 법원로4길 10, 1235호 (문정동, 힐스테이트에코문정)

(72) 발명자

박영준

서울특별시 송파구 법원로4길 10, 1235호 (문정동, 힐스테이트에코문정)

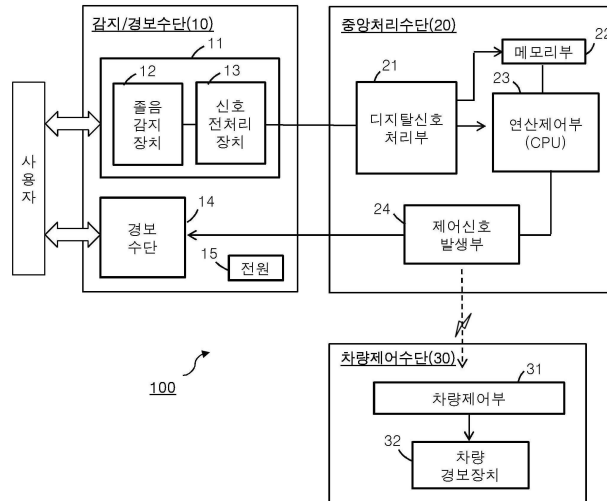
전체 청구항 수 : 총 8 항

(54) 발명의 명칭 다 센서 기반의 감지·경보수단과 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치 및 제어 방법

(57) 요약

본 발명은 졸음을 감지하기 위해 다수의 센서를 이용하여 뇌전도, 안구영역의 근전도, 눈 깜박임 영상 및 머리의 기울기를 검출하는 감지수단과 졸음을 경고하는 경보수단을 얼굴에 착용 가능하게 일체로 구성하여, 졸음 및 경보신호가 머리를 통해 직접 감지되어 바로 전달되도록 하고, 졸음의 초기상태에서부터 단계적으로 경고하도록 한 다 센서 기반의 졸음 감지수단·경보수단과 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치 및 그 제어방법에 관한 것이다.

대표도



(52) CPC특허분류

A61B 5/0488 (2013.01)

A61B 5/0496 (2013.01)

A61B 5/7235 (2013.01)

A61B 5/7271 (2013.01)

B60Q 1/52 (2013.01)

B60W 40/08 (2013.01)

B60W 50/14 (2013.01)

B60W 2050/143 (2013.01)

B60Y 2302/03 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

다 센서 기반의 졸음감지·경보수단 및 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치에 있어서,

얼굴에 착용 가능하도록 일체로 구성된 다수의 감지기에 의해 뇌파(EEG), 안전도(EOG), 눈 영역의 근전도(EMG), 눈 영역 이미지 및 머리 기울기에 대한 신호를 각각 직접 눈과 얼굴 영역을 통해 검출하고 각각의 검출된 신호를 신호처리규격에 맞게 전 처리하는 감지수단;

상기 감지수단과 일체로 형성되어, 감지수단으로부터 검출된 각각의 감지신호를 디지털 신호로 변환하고 시계열 순차방식으로 단위시간당 산술 평균하여 산출된 각각의 신호에 대한 졸음비교용 평균값을 졸음판정용 기준값과 비교하여, 졸음의 상태에 따라 각성상태(Da), 졸음초기상태(Db), 졸음진입상태(Dc) 및 졸음상태(Dd)로 판정하여, 판정결과에 따라 선택적인 제어신호를 발생하는 중앙처리수단;

상기 감지수단과 일체로 형성되어, 상기 중앙처리수단으로부터의 각 졸음 판정결과에 따른 선택적인 제어신호를 수신하여 단계적으로 세기가 커지는 경보음을 발생하는 경보수단; 및

상기 중앙처리수단으로부터의 각 졸음 판정결과에 따른 선택적인 제어신호를 수신하여 단계적으로 차량의 점멸 신호, 내부환기 및 감속을 제어하는 차량제어수단;

을 구비하여, 졸음감지와 경고가 얼굴을 통해 이루어지고 졸음초기상태부터 경고하도록 한 것을 특징으로 하는 다 센서 기반의 졸음감지·경보수단 및 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

a) 상기 감지수단은, a1) 얼굴의 양 측두부와 전두부에 밀착되어 EEG신호를 검출하는 뇌파감지기, 눈 일측면의 안륜근에 밀착되어 EMG신호를 검출하는 EMG감지기, 눈 영역에서 그레이 레벨 이미지신호를 검출하는 눈영상감지기, 및 머리 기울기신호를 검출하는 기울기감지기로 구성된 졸음감지장치 및, a2) 상기 EEG신호를 증폭, 필터링하고 EEG신호에 포함된 EOG신호를 ICA에 의해 독립성분으로 추출하여 이들 신호의 검출 값을 산출하는 뇌파성분처리부, 상기 EMG신호를 증폭, 필터링하여 검출 값을 산출하는 EMG신호처리부, 상기 그레이 레벨 이미지신호를 증폭, 필터링하고 수직 투영 히스토그램을 이용한 LBP에 의해 이미지 픽셀 누적 값을 연산하여 눈 개안율에 따른 각각의 특징 값을 산출하는 눈영상처리부, 및 상기 기울기신호 값을 산출하는 기울기처리부로 구성된 신호전처리장치를 구비하고;

b) 상기 중앙처리수단은, b1) 상기 신호 전처리장치내의 각 처리부로부터 수신되는 산출 값들을 2진화 BCD 데이터 값으로 변환하는 2진화장치, 및 b2) 상기 2진화 장치로부터 수신되는 각각의 데이터 값을 시계열방식으로 처리하는 DMA제어기로 구성된 디지털 신호처리부, b3) 상기 디지털 신호처리부로부터 처리된 각 감지기에 대한 단위시간당 시계열 평균값과 상기 졸음판정용 기준값을 저장하는 메모리부, b4) 상기 메모리내에 저장된 상기 시계열 평균값을 LDA를 이용한 최적화 분석을 통해 단위시간당 순차데이터로 산술 평균하여 각각의 졸음비교용 특징데이터 값들을 구한 후, 이들 값을 상기 메모리부내에 저장된 졸음판정용 기준값과 비교하여 졸음의 상태를 판정하는 연산제어부, 및 b5) 상기 연산제어부의 판정결과에 따라 선택적인 제어신호를 발생하는 제1, 제2 및 제3신호발생부로 구성된 제어신호발생부를 구비하며;

상기 경보수단은, 상기 졸음 상태에 따른 선택적인 제어신호를 수신하여 경보음의 세기가 조절되는 청각 및 촉각경보기로 구성되며;

d) 차량제어수단은, d1) 상기 제어신호를 수신하여 차량을 제어하는 차량제어부; 및 d2) 상기 차량제어부에 제1신호발생부의 제어신호가 수신되면 작동하는 환기장치, 제2신호발생부의 제어신호가 수신되면 작동하는 비상점멸등, 그리고 제3신호발생부의 제어신호가 수신되면 차속을 단계적으로 감속시키는 차량감속기를 구비하는 것을 특징으로 하는 졸음감지·경보수단 및 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치.

청구항 3

제1 또는 제2항에 있어서,

상기 감지수단, 중앙처리수단 및 경보수단은, 내측에 길이 방향으로 홈이 각각 형성된 한 쌍의 구성부재와 이들 부재를 일체로 연결하는 신축성 연결부재에 구성하여, 상기 홈을 안경의 다리에 의해 얼굴에 착용 가능하게 구성된 것을 특징으로 하는 다 센서 기반의 졸음감지·경보수단 및 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 감지수단의 뇌파감지기는 상기 한 쌍의 구성부재의 내측과 상기 연결부재의 내측에서 얼굴의 양 측두부와 전두부에 밀착되도록 설치된 4개의 뇌파전극으로 구성되고, EMG감지기는 상기 한 쌍의 구성부재의 어느 한쪽의 내측에서 눈 일측면의 안륜근에 밀착되도록 설치된 1개의 EMG전극으로 구성되며, 눈영상감지기는 상기 한 쌍의 구성부재 중 어느 하나의 내측에 눈 일측면을 향하도록 설치된 카메라로 구성되고, 그리고 기울기감지기는 상기 한 쌍의 구성부재의 어느 하나에 내장된 자이로센서로 구성되며;

상기 경보수단의 청각 및 촉각경보기는 상기 한 쌍의 구성부재의 어느 하나에 내장되는 것을 특징으로 하는 다 센서 기반의 졸음감지·경보수단 및 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 제어신호발생부에서 상기 차량제어수단으로 출력되는 제어신호의 전달수단은 적외선(IR) 송수신기, 근거리 통신용 블루투스(Bluetooth) 또는 지그비(ZigBee) 모듈, 또는 차량내부에서 서로 연결한 유선수단 중의 어느 하나인 것을 특징으로 하는 다 센서 기반의 졸음감지·경보수단 및 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치.

청구항 6

다 센서 기반의 졸음감지·경보수단 및 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치의 제어방법에 있어서,

감지수단으로부터 검출된 각각의 EEG, EOG, EMG, 눈 이미지 및 머리 기울기 신호에 대해, 졸음의 상태에 따라 각성상태(Da), 졸음초기상태(Db), 졸음진입상태(Dc) 및 졸음상태(Dd)별로 각각의 졸음판정용 EEG, EOG, EMG, 눈 영상 및 머리 기울기의 기준값(Vef, Vof, Vmf, Vif 및 Vwf)을 설정하는 단계(S1);

상기 EEG, EOG, EMG, 이미지 및 기울기 신호로부터의 시계열 평균값을 상기 중앙처리수단에 의해 LDA를 이용한 최적화 분석을 통해 단위시간당 순차데이터로 산출 평균하여 각각의 졸음비교용 특정데이터 값들을 구하고, 상기 EEG, EOG, EMG 및 이미지 신호의 특정 데이터 값을 대응하는 상기 졸음판정용 기준값(Vef, Vof, Vmf 및 Vif)과 비교하여, EEG, EOG 및 EMG 신호의 비교결과가 졸음초기상태(Db)의 기준값(Vef, Vof 및 Vmf)내에 있는지 순서적으로 판단한 다음, 이미지신호의 비교 결과가 졸음초기상태(Db)의 기준값(Vif)내에 있는 경우, 졸음초기 상태(Db)로 최종 판정하여 상기 경보수단에 의해 일정 간격으로 낮은 레벨의 1차 경보음을 발생시키고 차량을 환기시키는 단계(S2);

상기 단계S2에서 정상으로 회복된 경우 졸음초기상태 검출동작을 다시 시작하며, 졸음초기상태가 그대로 유지되면 상기 EOG신호에 대해 다시 비교하여 졸음진입상태(Dc)의 기준값(Vof)내에 있는지 판단한 다음, 상기 이미지신호에 대해 다시 비교하여 졸음진입상태(Dc)의 기준값(Vif)내에 있는 경우, 졸음진입상태(Dc)로 최종 판정하여 일정 간격으로 중간 레벨의 2차 경보음을 발생시키고 후속 차량에게 주의 점멸 신호를 발생시키는 단계(S3); 및

상기 단계S3에서 정상으로 회복된 경우 졸음초기상태의 검출동작을 다시 시작하며, 졸음진입상태가 아직 유지되면 상기 이미지신호에 대해 다시 비교하여 졸음상태(Dd)의 기준값(Vif)내에 있는지 판단한 다음, 상기 중앙처리수단에 의해 산출된 상기 기울기 신호에 대한 졸음비교용 특정데이터 값을 상기 졸음판정용 기울기 기준값(Vwf)과 비교한 결과가 졸음상태(Dd)의 기준값(Vwf)내에 있는 경우, 졸음상태(Dd)로 최종 판정하여 높은 레벨의 3차 경보음을 발생시키고 차량을 단계적으로 감속시키는 단계(S4);

로 이루어져, 졸음초기상태부터 단계적으로 졸음 검출과 경고가 이루어지도록 한 것을 특징으로 하는 다 센서

기반의 졸음감지·경보수단 및 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치의 제어방법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 단계(S2)에서, 상기 EEG, EOG, EMG 및 상기 이미지신호의 비교 결과가 아직 각성상태(Da)에 있는 경우, 각 신호에 대한 비교 동작을 다시 반복하고;

상기 단계(S3)에서, 상기 EOG신호와 이미지신호의 비교 결과가 아직 졸음초기상태(Db)에 있는 경우, 각 신호에 대한 비교 동작을 다시 반복하며;

상기 단계(S4)에서, 상기 이미지신호와 기율기신호의 비교 결과가 아직 졸음진입상태(Dc)에 있는 경우, 각 신호에 대한 비교 동작을 다시 반복하는 것을 특징으로 하는 다 센서 기반의 졸음감지·경보수단 및 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치의 제어방법.

청구항 8

제6 또는 제7항에 있어서,

상기 각성상태(Da) 및 졸음초기상태(Db)에 대한 EEG 기준값(Vef)은, 단위시간당 평균 EEG의 베타파 주파수 대역이 $13 \leq Vef$ 및 알파파의 시작 대역인 $Vef \leq 12$ 범위이고;

상기 각성상태(Da), 졸음초기상태(Db) 및 졸음진입상태(Dc)에 대한 EOG 및 EMG 기준값(Vof)은, 단위시간당 EOG 신호의 눈 깜박임 평균횟수가 각각 $5 \leq (Vof \text{ 및 } Vmf) \leq 18$, $19 \leq (Vof \text{ 및 } Vmf) \leq 45$ 및 $(Vof \text{ 및 } Vmf) \leq 4$ 범위로 서로 동일하며

상기 각성상태(Da), 졸음초기상태(Db), 졸음진입상태(Dc) 및 졸음상태(Dd)에 대한 눈 영상 기준값(Vif)은, 단위 시간당 평균 눈의 개안율이 $70 \leq Vif$, $50 \leq Vif < 70$, $20 \leq Vif < 50$ 및 $Vif < 20$ 인 범위이며; 그리고

상기 졸음상태(Dd)의 졸음판정용 머리 기율기 기준값(Vwf)은 단위시간당 평균 기율기 각도가 $15 \leq Vwf$ 범위인 것을 특징으로 하는 다 센서 기반의 졸음감지·경보수단 및 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치의 제어방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 다 센서 기반의 감지·경보수단과 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치 및 제어방법에 관한 것으로, 보다 상세하게는, 다수의 센서를 이용하여 뇌전도, 안구영역의 근전도, 눈 깜박임 영상 및 머리의 기율기를 검출하는 졸음감지수단과 졸음을 경고하는 경보수단을 일체로 구비하여 얼굴에 착용 가능하게 구성하여, 졸음 및 경보가 얼굴을 통해 이루어지고 졸음 초기부터 검출하여 단계적으로 경고하도록 한 다 센서 기반의 감지·경보수단과 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치 및 제어방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 오늘날 운전자가 급증함에 따라 음주, 과속사고와 함께 졸음운전 사고도 계속 증가하여 그로 인해 자신은 물론 타인의 피해까지 점점 늘어가고 있다. 특히 졸음운전의 경우 가장 치명적인 것은, 운전 중 순간적으로 졸음에 빠지는 순간을 운전자 스스로 자각하지 힘들다는 점이며, 그로 인한 사고의 치사율도 일반사고보다 2배이상 더 높은 것으로 보고되고 있다. 음주나 과속운전은 법규에 의해 그나마 억제되고 있으나, 졸음운전의 경우는 운전자 스스로가 관리해야만 예방이 가능하다.

[0003] 따라서, 국내외에서는 졸음운전을 방지하기 위한 많은 연구와 기술이 보고되고 있다. 유형별로 분류해 보면, 맥박, 뇌전도(EEG: Electro-Encephalogram), 안전도(EOG: Electro-oculogram) 또는 근전도(EMG: Electro-Myogram) 등 인간의 생체신호를 이용하는 방법과, 상하 눈꺼풀의 개폐 크기나 동공의 크기, 눈 깜박임 또는 머리의 기율기 등의 행동신호를 이용하는 방법으로 나뉘어진다.

[0004] 먼저 생체신호를 이용하는 전자의 경우, 뇌파 신호는 1920년 독일 의학자인 Hans Berger에 의해 최초로 뇌파전위 기록기술이 고안된 이래 많은 연구를 통해 각성(정상), 졸음, 그리고 수면상태에 대한 뇌파의 성분이 상당히 밝혀졌고 EEG, EOG 및 EMG신호는 졸음을 판단하는데 정확도가 높은 요소로 널리 활용되고 있다[비특허문헌

1,2,4]. 이러한 뇌파를 이용하여 많은 졸음 검출방법이 제시되고 있는데, 일례를 들면 한국특허 10-0958166는 눈 깜박임 간격을 이용하여 졸음예상지점을 검출하고 알파파와 세타파의 비율로 졸음을 판단하였다[특허문헌1].

[0005] 그러나, 위와 같이 뇌파를 이용한 경우는 기본적으로 머리와 눈꺼풀 상하에 다수의 뇌파전극을 부착해야 하고, 뇌파요소 하나만 가지고 졸음의 초기상태와 막 진입하려는 상태를 정확히 검출하기는 어렵기 때문에, 졸음운전 검출을 위해 차량에 적용하기에는 실용적, 경제적인 면에서 많은 제약이 있었다.

[0006] 행동신호를 이용하는 후자의 경우는, 카메라 등 영상촬영수단을 이용하여 얼굴의 눈 영역의 동공이나 눈꺼풀 개폐여부를 검출하여 눈 이미지로 졸음상태를 직접 판단하는 것으로, 상기한 뇌파방식보다는 정확도면에서는 다소 떨어지나 실용적인 면에서는 유용한 방식으로 알려져 있다. 일례로, M. Suzuki 등은 얼굴의 이미지를 이용하여 눈꺼풀의 개폐정도와 깜박임 시간으로 졸음을 판단하였고[비특허문헌3], 한국특허 10-1669447은 얼굴 과 눈 영역을 검출하여 눈 영역의 두께를 계산하여 졸음을 검출하였다[특허문헌2]. 또한, 한국특허 10-1407910는 기울기센서를 이용하여 졸음에 의해 머리가 기울는 것을 검출하여 신체에 강한 전기적 자극을 주는 졸음을 방지장치를 제안하였다[특허문헌3].

[0007] 그러나, 위와 같이 영상수단을 이용하는 경우, 반드시 얼굴을 정면에서 촬영해서 하르-라이크 특징(Haar-like Features), 아다부스트(Adaboost), 투영히스토그램(Projection Histogram) 등의 공지의 인식기법을 이용하여 얼굴영역을 검출한 후 눈영역을 순차적으로 추출하는 여러 복잡한 과정을 거쳐야 하는데, 카메라로 눈영역을 계속 추적하여 촬영하는 데에 있어서는 운전자의 자세나 움직임 그리고 차량진동 등에 의한 오차 때문에 정확한 이미지 검출에 많은 장애요인이 있었다. 또한, 머리 기울기로 졸음을 검출하는 방식은, 머리가 기울 정도라면 이미 눈을 감고 인지능력이 결여된 상태에서 나타나는 후행적 신호를 검출하는 것이므로, 역시 졸음운전을 예방하는 데에는 한계가 있다. 졸음 운전이란 순간적으로 발생하는 것으로, 시속 100km로 주행중인 차를 정지하려면 인지후 반응거리와 제동거리를 합하여 약130m 정도 필요한데, 3~4초간 깜박 졸게 되면 일반도로에서 약100m 이상, 빗길이나 빙판길에서는 이 거리보다 약 1.5~3배나 진행하기 때문에, 졸음운전은 사전에 검출하는 것이 매우 중요하다.

[0008] 이상과 같이 뇌파 등의 생체신호나 깜박임, 머리 기울기 등의 행동신호를 이용하는 기존의 방법들은 각 영역에 있어서 졸음을 검출하는 학문적 토대를 제공하고는 있으나, 위에서 언급한 바와 같이 검출 과정에서의 여러 장애요소는 물론, 인간의 생체적 특성이 개인마다 달라서 운전 중 눈 깜박임이 졸음에 기인한 것인지 습관이나 다른 요인에 의한 것인지를 구분하기가 사실상 어렵기 때문에 어느 한 두개의 검출요소만 가지고 졸음을 정확히 검출하는 것은 많은 한계가 있었다.

선행기술문헌

특허문헌

[0009] (특허문헌 0001) [1] 한국특허 10-0958166(발명의 명칭: 졸음탐지장치 방법 및 방법).
(특허문헌 0002) [2] 한국특허 10-1669447(발명의 명칭: 영상기반의 졸음인식시스템 및 인식 방법).
(특허문헌 0003) [3] 한국특허 10-1407910(발명의 명칭: 가속도감지 및 전기자극을 이용한 귀걸이형 졸음방지장치).

비특허문헌

[0010] (비특허문헌 0001) [1] V. Valley and R. Broughton, "The physiological (EEG) nature of drowsiness and its relation to performance deficits in narcoleptics," Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., vol. 55, pp. 243-251, 1983.
(비특허문헌 0002) [2] Kaneko, K., & Sakamoto, K. (1999). "Evaluation of three types of blinks with the use of electrooculogram and electromyogram. Perceptual and Motor Skills," 88(3), 1037-1052.
(비특허문헌 0003) [3] M. Suzuki, N. Yamamoto, O. Yamamoto, T. Nakano and S. Yamamoto, "Measurement of driver's consciousness by image processing - a method for presuming driver's drowsiness by eye-blinks coping with individual differences," IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, vol.10, pp.2891~2896, 2006.

- (비특허문헌 0004) [4] Nolan, H.; Whelan, R.; Reilly, R.B. (2010), "FFASER: Fully Automated Statistical Thresholding for EEG artifact Rejection", Journal of Neuroscience Methods 192(1): 152-62.
- (비특허문헌 0005) [5] R. Vigario. "Extraction of ocular artifacts from EEG using Independent Component Analysis(ICA)," Electroenceph. clin. Neurophysiol., 103(3), pp.395-404, 1997.
- (비특허문헌 0006) [6] P. Viola and M. Jones, "Rapid object detection using a boosted cascade of simple feature," IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, vol.12, pp.I-511~I-518, 2001.
- (비특허문헌 0007) [7] <http://opencv.willowgarage.com/wiki/>, Jan. 2011.
- (비특허문헌 0008) [8] F. Wang, M. Zhou and B. Zhu, "A novel feature based rapid Eye state detection method," Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, Guilin, China, pp.1236-1240, Dec. 2009.
- (비특허문헌 0009) [9] D. Dinges, "PERCOS: a valid psychophysiological measure of alertness as assessed by psychomotor vigilance," Federal Highway Administration, Office of Motor Carriers, Technical Report, MCRT-98-006, 1998.
- (비특허문헌 0010) [10] W. Zhao and R. Chellappa "Discriminant analysis of principal for face recognition," Journal of IEEE transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence, pp.336-341, 1998.
- (비특허문헌 0011) [11] Peter N. Belhumeur, Joao P. Hespanha and David J. Krigman, "Eigenfaces vs. fisherfaces: Recognition using class specific linear projection," Journal of IEEE transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence, pp.336-341, 1998.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0011] 본 발명은 졸음운전 방지장치 및 그 제어방법에 관한 것으로, 특히, EEG 및 EOG 검출용 뇌파감지기, 눈 영역 근전도(EMG)감지기, 눈 개폐상태 검출용 영상감지기 및 머리의 기울기감지기로 구성된 졸음 감지수단과 졸음상태를 경고하기 위한 경고수단을 얼굴에 직접 착용 가능하게 일체로 구성하여, 졸음감지와 경보전달 모두가 머리를 통해 직접 이루어지고, 졸음의 초기상태에서부터 단계적으로 경고하도록 한 다 센서 기반의 감지·경보수단과 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치 및 제어방법에 관한 것이다.

과제의 해결 수단

- [0012] 본 발명에 따른 다 센서 기반의 졸음감지·경보수단 및 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치에 의하면, 얼굴에 착용 가능하도록 일체로 구성된 다수의 감지기에 의해 EEG, EOG, EMG, 눈 이미지 및 머리 기울기에 대한 신호를 직접 눈과 얼굴 영역을 통해 검출하여 전 처리하는 감지수단; 상기 감지수단과 일체로 형성되어 감지수단으로부터 검출된 각각의 감지신호를 디지털 신호로 변환하고 시계열 순차방식으로 단위시간당 산술 평균하여 졸음비교용 평균값을 졸음판정용 기준값과 비교한 후, 졸음의 상태별로 각성상태(Da), 졸음초기상태(Db), 졸음진입상태(Dc) 및 졸음상태(Dd)를 판정하여, 선택적인 제어신호를 발생하는 중앙처리수단; 상기 감지수단과 일체로 형성되어, 상기 중앙처리수단으로부터의 각 판정결과에 따른 선택적인 제어신호에 따라 단계적으로 세기가 커지는 경보음을 발생하는 경보수단; 및 상기 중앙처리수단으로부터의 판정결과에 따른 선택적인 제어신호를 수신하여 단계적으로 차량의 점멸신호, 내부환기 및 감속을 제어하는 차량제어수단을 구비하여, 졸음감지와 경고가 얼굴을 통해 직접 이루어지고 졸음의 초기상태부터 검출하여 경고가 이루어지도록 한 졸음운전 방지장치를 제공한다.
- [0013] 본 발명의 일실시예에 따르면, 상기 감지수단, 중앙처리수단 및 경보수단을 내측에 길이 방향으로 홈이 각각 형성된 한 쌍의 구성부재와 이들 부재를 일체로 연결하는 신축성 연결부재에 구성하여, 상기 홈을 안경의 다리에 의해 얼굴에 착용 가능하게 구성한 졸음운전 방지장치를 제공한다.

[0014] 본 발명에 따른 다 센서 기반의 졸음감지·경보수단 및 중앙처리수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치의 제어방법에 의하면, 감지수단으로부터 검출된 각각의 EEG, EOG, EMG, 눈 이미지 및 머리 기울기 신호에 대해, 졸음의 상태에 따라 각성상태(Da), 졸음초기상태(Db), 졸음진입상태(Dc) 및 졸음상태(Dd)별로 각각의 신호에 대응하는 졸음판정용 기준값(Vef, Vof, Vmf, Vif 및 Vvf)을 설정하는 단계(S1); 상기 각 EEG, EOG, EMG, 이미지 및 기울기 신호에 대한 시계열 평균값을 중앙처리수단에 의해 LDA를 이용한 최적화 분석을 졸음비교용 특정데이터 값을 구하고, 상기 각각의 특정 데이터 값을 대응하는 상기 졸음판정용 기준값(Vef, Vof, Vmf 및 Vif)과 비교하여, EEG, EOG 및 EMG 신호의 비교결과가 졸음초기상태(Db)의 기준값(Vef, Vof 및 Vmf)내에 있는지 순서적으로 판단한 다음, 이미지신호의 비교 결과가 졸음초기상태(Db)의 기준값(Vif)내에 있는지 판단하여, 졸음초기상태(Db)를 최종 판정하고 경보수단에 의해 1차 경보와 함께 차량을 환기시키는 단계(S2); 상기 단계S2에서 졸음초기상태가 그대로 유지되면, EOG신호에 대해 다시 비교하여 졸음진입상태(Dc)의 기준값(Vof)내에 있는지 판단한 다음, 이미지신호에 대해 다시 비교하여 졸음진입상태(Dc)의 기준값(Vif)내에 있는지 판단하여, 졸음진입상태(Dc)를 최종 판정하고 2차 경보와 함께 후속 차량에게 주의 신호를 발생시키는 단계(S3); 그리고 상기 단계S3에서 졸음진입상태가 아직 유지되면 이미지신호에 대해 다시 비교하여 졸음상태(Dd)의 기준값(Vif)내에 있는지 판단한 다음, 상기 중앙처리수단에 의해 산출된 상기 기울기 신호에 대한 졸음비교용 특정데이터 값을 상기 졸음판정용 기울기 기준값(Vvf)내에 있는지 비교하여, 졸음상태(Dd)를 최종 판정하고 높은 레벨의 3차 경보와 함께 차량을 감속시키는 단계(S4)로 이루어져, 졸음초기상태부터 단계적으로 졸음 검출과 경고가 이루어지도록 졸음운전 방지장치의 제어방법을 제공한다.

발명의 효과

[0015] 본 발명은 졸음 감지수단과 경보수단을 일체로 구성하여 얼굴에 착용 가능하게 함으로써 졸음신호를 눈과 얼굴을 통해 직접 검출하고 경고할 수 있도록 소형화 하였으며, 특히 졸음 검출을 위한 여러 생체 및 행동신호를 다수의 감지기를 이용하여 졸음초기 상태에서부터 단계적으로 검출하여 졸음 판단율을 최대화하였다.

[0016] 특히, 눈 이미지를 기존 방식처럼 얼굴 전체를 촬영하여 다시 눈 영역으로부터 추출하지 않고, 바로 눈 일측면에서 직접 검출함으로써 지속적인 추적성과 함께 측정오류를 최소화하여 종래의 문제점을 해소하고 정확도가 높은 졸음방지장치를 제공할 수 있다.

[0017] 본 발명의 뇌파 검출은 의료목적의 정교한 측정이 아닌 졸음 성분만을 검출하기 위한 것으로, 비교적 간단한 전극과 공지의 분석알고리즘으로 측정이 가능하며, 최근 이온신호를 잘 받아들이는 탄소 나노 소재와 바이오 물질을 결합한 고감도 전극이 개발되어 초 미세 뇌파까지도 기존보다 몇배 이상 정밀히 측정할 수 있게 됨으로써 더욱 신뢰도가 높은 졸음방지장치를 실용화할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0018] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 다 센서 기반의 감지수단과 경보수단이 일체로 구성된 졸음운전 방지장치를 설명하기 위한 전개 사시도이다.

도 2는 본 발명의 장치의 착용상태와 감지수단을 설명하기 위한 도면이다

도 3은 뇌파의 주파수 범위에 따라 구분한 특징과 파워 스펙트럼 분석법을 이용한 파형을 설명하기 위한 도면이다.

도 4는 본 발명의 다 센서 기반의 감지수단에 의해 EEG, EOG, EMG 및 눈 깜박임 신호를 설명하기 위한 도면이다.

도 5는 각성상태에서 졸음상태로 진행하는 눈 깜박임 횟수를 나타내는 그래프이다.

도 6는 본 발명에 의해 눈 영역의 일 측면의 그레이 레벨 이미지, 바이너리 이미지 및 수직 투영 히스토그램을 도시한 도면이다.

도 7은 본 발명의 졸음운전 방지장치의 전체 구성에 대한 위한 블록도이다.

도 8은 본 발명에 의한 감지수단과 경보수단의 상세 구성 블록도이다.

도 9은 본 발명에 의한 중앙처리수단에 대한 상세 구성 블록도이다.

도 10는 본 발명에 의한 차량제어수단에 대한 상세 구성 블록도이다.

도 11은 도 7의 본 발명의 졸음운전 방지장치에 대한 제어방법의 일실시예를 도시한 플로우차트도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0019] 이하, 본 발명에 대하여 첨부된 도면을 참조하여 상세히 설명하기로 한다.
- [0020] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 졸음운전 방지장치(100)의 전개 사시도로서, 다 센서로 구성된 감지수단과 경보수단은 도시된 바와 같이 한 쌍의 구성부재(100a, 100b)에 구성되어 연결부재(100c)에 의해 일체로 연결되고, 도시되지 않았지만 중앙처리수단도 상기 부재 내에 일체로 구성되는데 이후 상세히 설명될 것이다.
- [0021] 먼저 감지수단부터 설명하면, 상기 한 쌍의 구성부재(100a, 100b) 양쪽에는 사용자의 관자놀이 부위인 측두부(도 2b의 P1)에 밀착되어 EEG 및 EOG 신호를 검출하기 위한 한 쌍의 뇌파전극(1a1, 1a2)이 설치되고, 상기 구성부재의 어느 한쪽에는 눈 깜박임 근육을 담당하는 눈 돌레근인 안륜근(도 2b, P2) 위치에 밀착되어 눈 깜박임 근육신호를 검출하는 EMG전극(2a), 눈의 일측면에 바로 인접하는 위치에서 눈을 향하도록 설치되어 눈 깜박임 이미지를 검출하는 카메라(3) 및 머리의 x, y, z축 방향의 기울기(도 2a 참조)를 검출하는 자이로 센서(4: Gyro Sensor)가 내장되어 있다. 상기 EMG전극(2a)이 설치된 구성부재(100a)의 내측 말미 쪽은 귀에 인접하여 비교적 전계영향이 작기 때문에 EMG용 접지전극(2b)이 설치된다. 다음, 상기 구성부재의 말단에는 도시된 바와 같이 유선 잭(jack)에 의해 사용자 양 귓볼에 탈착 가능한 뇌파용 기준전극(7a)과 접지전극(7b)이 설치된다. 마지막, 경보수단으로 청각과 촉각 경보용 스피커(5)와 진동모터(6)가 상기 구성부재내에 내장된다.
- [0022] 위와 같이 감지수단과 경보수단이 구성된 한 쌍의 구성부재(100a, 100b)는 신축성 연결부재(100c)에 의해 일체로 연결되어, 양 구성부재의 내측에 길이 방향으로 형성된 홈(8a, 8b)을 따라 안경다리(9a, 9b)에 체결 가능하게 된다. 여기서, 한 쌍의 구성부재를 연결하는 연결부재(100c)는 사람마다 안경의 폭이 다르므로 폭이 조절될 수 있는 신축성 재질로 이루어지며, 내부는 각 수단들을 서로 전기적으로 연결하는 데이터선이 내장되도록 동공 형태로 되어 있다. 또한 상기 연결부재(100c)에는 전두부(도 2b의 P3, P4)에 밀착되게 구성한 한 쌍의 뇌파전극(1c, 1d)이 추가로 구성되는데, 이들 전극은 EEG신호도 검출하지만 주로 EOG신호를 검출하는 역할을 한다. 일반적으로, 측두부에서는 베타파, 알파파, 세타파 등 졸음을 판단하는데 주요 뇌파대역의 신호가 검출되며, 전두부는 요소인 눈을 깜박일 때 나타나는 EOG 신호가 가장 잘 검출되는 곳으로 눈썹 바로 위 5mm 이내에 설치하는 것이 바람직하다고 알려져 있다.
- [0023] 이상과 같이 본 발명에 따른 뇌파 검출은 측두부와 전두부 측에 각각 2 개씩 모두 4채널의 뇌파전극(1a 내지 1d)으로 구성하였다. 또한, 상기 뇌파 및 EMG 검출용 전극들은 은(Ag)이나 염화은(AgCL)으로 된 건식전극을 사용하여 표면증정방식을 채택하였고 뇌파전극의 부착은 단극 유도 방식으로 10-20 국제 EEG 전극배열을 적용하였다. 상기 카메라(3)는 눈의 이미지 검출에 장애가 되는 햇빛이나 차량 내외부의 조명 등 가시광선의 간섭을 차단하도록 처리된 흑백 이미지 검출용 적외선(IR: Infrared Ray) 카메라이다. 머리의 기울기 감지기는 자이로 센서나 기타 가속도 센서 등을 채택할 수 있음은 물론이다. 전술한 도 1의 본 발명의 졸음운전 방지장치(100)의 구조는 발명을 실시하기 위한 하나의 실시예로서 여기에 국한되는 것은 아니며, 본 실시예처럼 안경에 착용 가능하게 구성할 수도 있고 안경과 일체로 제조할 수도 있다.
- [0024] 도 2a는 도 1의 졸음운전 방지장치(100)의 착용상태 사시도로서, 졸음상태에서 머리가 x, y, z축 방향으로 기울어지는 각도를 자이로 센서(4)에 의해 검출하는 것을 도시하며, 도2b는 뇌파전극(1a, 1b)이 밀착되는 측두부(P1), 눈 깜박임 근육신호 검출용 EMG전극(2a)이 밀착되는 안륜근(P2)의 위치, 및 눈 깜박임 EOG신호 검출용 뇌파전극(1c, 1d)이 밀착되는 전두부(P3, P4)의 위치를 각각 나타낸 것이다.
- [0025] 도 3a는 뇌파의 전기적 성분을 파워 스펙트럼 분석법(PSA: Power Spectrum Analysis)을 이용하여 그 크기와 특징 그리고 파형을 도시한 것으로, PSA란 자기상관함수를 FFT(Fast Fourier Transform)하는 것으로, 뇌파신호를 Log 스케일의 Power로 나타내는 것을 말한다. 일반적으로, 뇌파는 두피에서 측정 시 0.5~50Hz의 주파수와 약 5~200 μ V의 진폭의 범위에서 진동하는 주파수 대역에 따라 델타(δ)파, 세타(θ)파, 알파(α)파, 베타(β)파, 그리고 감마(γ)파 성분으로 구분된다.
- [0026] 도 3a에서는 졸음에 관련된 4개 주파수 대역의 뇌파 성분만을 요약하였는데, 일반적으로 각성상태에 있다가 졸음이 오면 뇌의 활동이 서서히 줄어들며 뇌파 주파수는 서서히 느려 지고 진폭은 점점 커지게 된다. 뇌파 성분별 특징을 보면, 베타파(13~30Hz, 5~20 μ V)는 평상 시 긴장하거나 집중할 때 주로 전두부에서 나타나며, 알파파(0~12Hz, 20~60 μ V)는 정서적으로 평온한 상태에서 주의력이나 집중력이 이완되어 주로 졸음초기에 나타나며 개안 시엔 느슨하게 이완된 상태에 있다가 폐안 시에 졸음으로 연결될 가능성이 많은 뇌파로서 역시 전두부에서도 검출된다. 세타파(4~8Hz, 20~100 μ V)는 수면서파로 주로 측두부에서 나타나며 주의력이나 집중력이 급감하여

얇은 상태의 수면으로 막 진입할 때 통과하는 뇌파로 알려져 있으며, 델타파(0.5~4Hz, 20~200 μ V)는 수면에 빠져들면서 나타나며 전두부에서 우세하게 나타난다고 알려져 있다[비특허문헌1,2].

- [0027] 위에서 알 수 있듯이, 뇌파 중에서 알파파, 세타파 그리고 델타파 성분이 졸음과 가장 밀접 관련이 있는 것으로, 도 3a 및 3b를 참조하면 일반적으로 각성상태에서의 뇌파는 베타파 구간에서 머물다가 알파파 구간에서부터 집중력이 이완되어 졸음증상이 오기 시작하며 졸음이 막 쏟아지는 상태에서는 세타파 구간으로 진입하고 델타파 구간에서 수면상태로 빠지는데, 본 발명에서는 이러한 뇌파의 특징을 졸음을 검출하는 하나의 요소로 이용하였다.
- [0028] 도 4를 참조하면, 맨 위 EEG 뇌파신호는 각성상태인 베타파 구간(도 4a)에서 졸음 상태로 진행하면서 나타나는 알파파(도 4b), 세타파(도 4c) 그리고 델타파(도 4d) 성분 대한 일반적인 주파수 대역별 파형을 나타내는 EEG파형이고, 그 아래는 각 파형의 구간별로 눈을 깜박일 때 뇌파신호에 포함되어 나타나는 EOG파형이며, 맨아래는 눈을 깜박일 때 안륜근에서 검출되는 순수(raw)상태의 EMG파형을 순서대로 도시하고 있다.
- [0029] 도 5a 내지 5d는 도 4에서 설명한 바 같이 각성상태에서 졸음에 빠지는 상태로 진행되는 동안 각 구간별로 단위 시간당 눈 깜박임 횟수(EBR: Eye Blink Rate)를 나타내는 그래프이다. 도 5a 내지 5d를 도 4의 EOG, EMG를 참조하여 졸음의 정도에 따른 눈 깜박임의 생체 현상을 설명하면, 도 4a의 각성상태에서는 단위시간당 평균적인 EBR 횟수를 보이다가, 졸음 증상이 오는 초기에서는 도 4b 구간의 EEG, EMG신호 파형에서 볼 수 있듯이 일반적으로 졸음을 떨치기 위해서 의도적으로 눈을 여러 차례 깜박이며 EBR횟수가 급격히 증가하게 되며, 졸음에 막 진입하려는 도 4c 구간에서는 EBR이 서서히 감소하다가 졸음상태인 도 4d 구간에 들어서는 EBR이 거의 감소하는 현상을 보이게 된다[특허문헌1].
- [0030] 도 6a 내지 6d는 눈 영역 측면에서 촬영한 그레이 레벨 이미지(GLI: Gray Level Image)로서, 도 4에 도시된 각 뇌파의 구간별로 발생할 수 있는 눈을 완전히 뜬 상태의 각성상태, 졸음 초기인 반쯤 감긴 상태, 졸음에 막 진입하는 거의 감기는 상태, 및 졸음에 빠진 상태 등 4가지 상태를 도시하며, 단위 시간당 눈이 감기는 폐안시간(BDR: Blinking Duration Rate)은 눈 깜박임 EBR횟수와 반비례 관계를 가진다. 그 아래에는 각 상태에 대응하는 눈 영역의 바이너리 이미지(BI: Binary Image)와 수직 투영 히스토그램(Vertical region Projection Histogram)의 픽셀의 누적 값(IPF)을 순서대로 나타낸다.
- [0031] 본 발명에서는 상기 도 4 내지 도 6에서 설명한 여러 졸음 요소와 특징 등을 이용하여 졸음을 검출하였으며, 이후 발명의 구성과 동작을 더욱 상세히 설명하기로 한다.
- [0032] 도 7은 본 발명의 졸음운전 방지장치(100)의 전체적인 구성을 설명하기 위한 블록도로서, 졸음을 검출하여 경보하기 위한 감지·경보수단(10)과 검출된 졸음신호를 처리하기 위한 중앙처리수단(20), 그리고 차량제어수단(30)을 도시하고 있다.
- [0033] 먼저 감지·경보수단(10)은 크게 감지수단(11)과 경보수단(14)으로 이루어지며, 감지수단(11)은 다수의 센서를 이용하여 뇌파신호, 안구영역의 근전도신호, 눈영역의 영상신호 및 머리의 기울기신호를 각각 검출하는 졸음감지장치(12)와 검출된 각 신호들을 각각의 신호처리규격에 맞게 전 처리하는 신호 전처리장치(13)로 구성되어 졸음을 경보하는 경보수단(14)이 일체로 구비된다. 그리고 상기 각 수단에 공급하는 전원(15)을 포함한다.
- [0034] 상기 중앙처리수단(20)은, 상기 감지수단(11)으로부터 검출된 각 감지기들의 신호를 2진화 10진 BCD코드(Binary Coded Decimal)로 변환하여 시계열 방식으로 처리하는 디지털신호처리부(21), 상기 BCD코드 처리된 각 감지신호에 대한 시계열 순차 평균값, 각 감지신호에 대한 졸음판정용 기준값, 및 졸음 판정을 위한 분석 알고리즘을 각각 저장하고 있는 메모리부(22), 상기 각 감지신호에 대한 시계열 순차 평균값과 상기 메모리부에 저장된 기준값을 상기 분석알고리즘에 의해 각각 비교하여 졸음을 판정하는 연산제어부(23: CPU), 그리고 연산제어부의 졸음 판정결과에 따라 경보수단(14)과 차량제어수단(30)에 각각 선택적인 제어신호를 출력하는 제어신호발생부(24)로 구성된다.
- [0035] 마지막으로 상기 차량제어수단(30)은 상기 연산제어부(23)의 졸음 판정에 따라 상기 제어신호발생부(24)로부터 선택적인 제어신호를 수신하는 차량제어부(31), 및 상기 차량제어부(31)에 의해 차량 내부공기를 환기시키고, 후속 차량에게 주의신호를 발생시키며, 차량속도를 단계적으로 감속시키는 차량경보장치(32)로 구성된다.
- [0036] 도 8은 본 발명에 의한 감지수단과 경보수단의 상세 구성 블록도로서, 도 7에서 설명한 본 발명의 각 수단의 구성과 동작을 보다 상세히 설명하기로 한다.
- [0037] 감지수단(11)의 졸음감지장치(12)는 도 1에서 설명한 4개의 뇌파전극(1a 내지 1d)에 의해 EEG와 EOG신호를 검출

하는 뇌파감지기(12a), EMG전극(2a)에 의해 안륜근의 신호를 검출하는 EMG감지기(12b), 카메라(3)에 의해 눈영역을 촬영하는 눈영상감지기(12c) 및 머리의 기울기를 검출하는 기울기감지기(12d)로 구성되고, 신호전처리장치(13)는 뇌파성분처리부(13a), EMG신호처리부(13b), 눈영상처리부(13c) 및 기울기신호처리부(13d)로 각각 구성된다.

[0038] 상기 뇌파성분처리부(13a)에서는 상기 4개의 뇌파전극에서 검출되는 원 상태의 raw EEG 신호가 0.5~50Hz의 주파수와 약5~200 μ V의 진폭으로 매우 낮기 때문에, 상기 원상태 EEG신호를 먼저 차동입력 전치증폭수단 등에 의해 최소한 1,000배 이상 포화가 되지 않을 정도로 증폭하고 각 주파수 대역별로 필터링하여 불필요한 잡음을 제거한 후에 A/D 변환한다. 이때 상기 4채널 전극 중 특히 전두부 측의 뇌파전극(1c 및 1d)에서 수신된 뇌파신호에는 EEG신호보다 진폭이 크고 눈을 깜박일 때 나타나는 EOG신호(도 4도 참조)가 포함되어 있다. 따라서, 뇌파성분처리부(13a)는 잡음을 판단하는 요소로 상기 EOG신호를 활용하기 위하여 상기 4채널 전극으로부터 수신되는 뇌파를 독립성분분석(ICA; Independent Component Analysis) 알고리즘에 의해 1개의 EOG신호와 3개의 순수뇌파로 각각 독립성분으로 검출한다. 참고로, 위와 같이 EEG신호의 잡음은 제거하고 몇 가지 EEG신호가 섞이지 않도록 하여 원하는 신호만 다시 재 혼합(Remixing)하는 완전 자동화된 ICA를 이용한 EEG 검출기술들이 보고되어 있다[비특허문헌 4,5].

[0039] 상기 ICA는 신경망, 생체신호측정, 통계데이터분석, 특징추출 등의 분야에서 여러 신호가 섞여 있는 신호에서 원래 신호와 특정 신호를 독립적으로 분리하는 기법의 하나로서, 그 이론을 간단히 설명하면, 예를 들어 발명의 뇌파전극에서 검출한 신호는 독립적인 여러 신호들이 선형적으로 연산된 것으로 볼 수 있는데, 이를 수학적으로 표현하면 $Y=ZX$ 가 된다. 여기서 $Y(Y_1, Y_2 \dots Y_n)$ 는 전극에서 측정된 뇌파신호, Z 는 혼합행렬(Mixing Matrix) 및 $X(X_1, X_2 \dots X_n)$ 는 ICA를 이용하여 Y 에서 추출한 독립성분을 나타낸다.

[0040] $U(U_1, U_2 \dots U_n)$ 신호는 $WZ=I$ 를 만족하는 W 행렬을 구할 경우, $U=WY$ 가 된다. 원 신호는 X 로 추정할 수 있는데, 각각의 전극에서 측정된 뇌파신호에서 원래 신호를 추정하면 (수학식3) $U=WY=WZX=X$ 와 같이 X 신호를 구할 수가 있다.

[0041] 한편 두 개의 확률변수 X 와 Y 에 대한 합동 엔트로피(Entropy)는 다음의 수학식 1과 같이 구해진다.

수학식 1

$$H(X, Y) = \sum_{x, y \in A_x A_y} P(x, y) \log \frac{1}{P(x, y)}$$

[0043] 만약 수학식 1에서 X 와 Y 가 독립적이라면, $H(X, Y)=H(X)+H(Y)$ 가 된다. Y 가 특정한 값 b_k 를 가질 때의 X 와 Y 의 조건부 엔트로피는 조건부 확률분포 (Conditional Probability Distribution)의 엔트로피로 정의하며,

수학식 2

$$H(X | y = b_k) = \sum_{x \in A_x} P(x, y = b_k) \log \frac{1}{P(x | y = b_k)}$$

[0045] 로 정의할 수 있다. 수학식 2에서 Y 의 평균이 값 b_k 일 경우 다음 수학식 3과 같이 변환된다.

수학식 3

$$H(X | Y) = \sum_{x, y \in A_x A_y} P(x, y) \log \frac{1}{P(x | y = b_k)}$$

[0047] 그리고 X 와 Y 의 상호 정보량 (Mutual Information)은 $I(X; Y)=H(X)+H(Y)-H(X, Y)$ 가 되며, 다시 말해 X 와 Y 의 각 한계 엔트로피(Marginal Entropy)의 합 $H(X)+H(Y)$ 에서 합동 엔트로피 $H(X, Y)$ 를 뺀 값으로 정의된다. X 와 Y 의 합동 엔트로피가 최대가 되면 X 와 Y 의 상호 정보량이 최소가 된다. 따라서, X 와 Y 가 서로 포함하는 부분이 최소가 될 때, 상호 정보량이 최소이므로 X 와 Y 는 독립적인 신호라 정의할 수 있으므로, 원래의 EEG신호 Y 가 실제

로 독립적이라면 추정된 EOG신호 X 역시 정확한 신호로 검출될 수 있는 것이다.

[0048] 이상과 같이 본 발명의 4개 채널 전극에서 검출된 뇌파신호를 ICA를 이용하면 순수 EEG와 EOG신호가 분리되어 측정채널 수와 같은 수의 독립성분으로 분리될 수 있으므로, 별도의 채널로 EOG를 검출할 필요가 없으며, 상기 뇌파성분처리부(13a)는 ICA 알고리즘이 탑재된 전용 모듈로 구성할 수 있다.

[0049] 다음, EMG신호처리부(13b)는, 상기 EMG전극(2a)에 의해 감지된 원상태의 EMG신호 역시도 대부분 약 10~500Hz의 주파수와 수mV~수십mV의 진폭으로 낮고 인체에서 유기되는 잡음신호가 수V~수십V정도로 크기 때문에, 상기 EEG와 동일한 방식으로 전치증폭기로 최소 500~1,000배 정도로 증폭하고 약 10~500Hz대의 주파수 대역필터로 필터링하여 불필요한 잡음을 제거한 후 A/D 변환한다. 상기 EMG신호처리부(13b) 역시 EMG신호 검출을 위한 전용 모듈로 구성할 수 있다.

[0050] 한편, 눈영상처리부(13c)는 카메라(3)에 의해 눈영역을 RGB 대신 흑백의 명암으로 지정하는 그레이 레벨의 이미지를 생성하고, 투영 히스토그램(Projection Histogram)을 이용하여 바이너리 이미지로 변환하여, 도 6에 도시된 바와 같이 눈의 개안율이 완전히 뜬 상태(70%이상, 도 6a), 반쯤 감긴 상태(70% 미만 50% 이상, 도 6b)을, 반 이상 거의 감기는 상태(50% 미만 20% 이상, 도 6c), 그리고 완전히 감기는 상태(20% 미만, 도 6d) 등 모두 4개의 상태별로 픽셀 누적 값을 연산하여 각각의 특징 값으로 검출한다.

[0051] 이를 위하여 본 발명에서는 Viola와 Jones가 제안한 투영 히스토그램(Projection Histogram)을 이용하여 그레이 스케일 이미지에서 각 윈도우 내의 이웃하는 사각형 픽셀의 상대적인 밝기 변화를 2진수로 코딩한 누적 값을 연산하여 눈영역의 특징 값을 산출하는 LBP(Local Binary Pattern) 방식을 이용하였다[비특허문헌6]. 이러한 얼굴검출 알고리즘의 소프트웨어는 공개된 OpenCV[비특허문헌7]에서 제공되며 상기 눈영상처리부(13c)는 상기 LBP 연산 알고리즘이 탑재된 주문형 모듈로 구성할 수 있다.

[0052] LBP방식에 의해 눈영역을 검출하기 위해서는 먼저, 카메라로 얼굴 전체의 이미지를 검출한 후, 눈 영역이 얼굴 영역의 상반부에 위치하므로 전체 얼굴영역 크기를 폭(W)x높이(H)의 윈도우 구간을 1/2로 분할하여 윗 부분을 눈 영역으로 정한 다음, 눈을 뜬 상태에서 세로축 상의 수평 투영 히스토그램 중 제일 큰 피크 값을 갖는 위치를 기준으로 히스토그램 곡선이 상하 방향으로 각각 최소값을 갖는 위치를 구함으로써 전체 얼굴영역에서 눈 영역을 다시 검출하는 과정을 거쳐야 한다[비특허문헌8]. 그러나, 본 발명에서는 도 1에 도시된 바와 같이 카메라(3)가 바로 눈 영역에서 이미지를 검출하므로, 얼굴 전체영역, 즉 수평 투영 히스토그램을 검출할 필요가 없이, 바로 눈 영역의 측면 이미지를 기준으로 한 수직 투영 히스토그램만으로도 눈의 개폐 정도를 검출할 수가 있다.

[0053] 상기 LBP방식에 의해 눈영역을 검출하는 방법을 간단히 기술하면, 바이너리 이미지 I 에 대해 흑색 픽셀 값을 1, 백색 픽셀 값을 0이라 할 때, $I(x, y)$ 는 (x, y) 지점에서의 픽셀 값을 나타낸다고 하면, 구간 $[y_1, y_2]$ 에서의 수직방향의 적분투영함수 IPF (Integral Projection Function)는 하기 수학식 4와 같이 나타낼 수 있다.

수학식 4

$$IPF_v(x) = \sum_{y=y_1}^{y_2} I(x, y)$$

[0054]

[0055] 도 6를 참조하여 가로크기 W 와 세로크기 $d(=d_{\max})$ 로 된 눈 영역 이미지에 대한 수직 투영 히스토그램은 맨 아래 그림과 같이 수평축(x)는 거리를, 수직축(y)($=IPF_v(x)$)는 픽셀의 누적 값을 나타내므로, $IPF_v(x)$ 의 최대 값을 아래 수학식 5와 같이 구할 수 있다.

수학식 5

$$IPF_{vmax}(x) = \max\{IPF_v(x) \mid 0 < x < W\}$$

[0056]

[0057] N개의 2차 화상 I 의 i 번째 이미지 I_i 에 한 h 를 h_i 라고 할 때, 단위시간 동안의 N개의 이미지에서 뜬 h_i 의 최대

값을 $h_{\max}$, 최소값을 $h_{\min}$, 최대값과 최소값의 차이를 h_{dif} 로 표시하면,

수학식 6

[0058]

$$h_{\max} = \max\{h_i \mid i = 1, 2, 3, \dots, N\}$$

수학식 7

[0059]

$$h_{\min} = \min\{h_i \mid i = 1, 2, 3, \dots, N\}$$

수학식 8

[0060]

$$h_{\text{dif}} = h_{\max} - h_{\min}$$

[0061]

가 되고, $y_{\max}$, $y_{\min}$ 과 함께 템플리트 값이 된다.

[0062]

이후에 입력되는 이미지 I_i 의 h_i 값은 눈영역의 특징 값으로서 템플리트 값과 비교되어 눈의 상태를 검출하기 위해 사용되는데, 도 6a에서 6(d)에서 도시된 바와 같이 눈을 뜬 상태의 이미지(GI)에 따라 각 픽셀의 누적 값(IPF)들은 보이는 눈동자의 크기에 비례적으로 계산될 수 있음을 알 수 있다.

[0063]

한편, D. Dinges는 눈을 감은 정도에 따라 PERCLOS(PERCcentage of eye CLOSure) 파라미터를 제시하고, 최소한 80%이상 감은 상태를 졸음의 상태로 정의하였다[비특허문헌9]. 이를 기준으로 본 발명에서도 눈을 80% 이상 감은 상태를 졸음 상태로 정의되, 도 4a 내지 4d에 도시된 EEG의 각각의 주파수 대역별 구간과 도 6a 내지 6d의 눈의 개안율 구간별로, 눈을 제일 크게 뜬 템플리트 값에 비해 입력되는 이미지 I_i 의 눈이 70% 이상 뜬 상태를 정상적인 각성상태(Da), 70% 미만 50% 이상을 졸음 초기상태(Db), 50% 미만 20% 이상을 졸음으로 막 진입하려는 상태(Dc), 20%미만을 졸음상태(Dd)로 하는 4개 패턴의 파라미터로 구분하면, 아래의 수학식 9와 같이 h_i 의 함수 $f(h_i)$ 로 나타낼 수 있고 이미지 I_i 의 상태 $g(I_i)$ 는 수학식 10 같이 나타낼 수 있다.

수학식 9

[0064]

$$f(h_i) = 100(h_i - h_{\min})/h_{\text{dif}}$$

수학식 10

[0065]

$$g(I_i) = \begin{cases} \text{D(a): if } 70 \leq f(h_i) \\ \text{D(b): if } 50 \leq f(h_i) < 70 \\ \text{D(c): if } 20 \leq f(h_i) < 50 \\ \text{D(d): if } f(h_i) < 20 \end{cases}$$

[0066]

따라서 일련의 이미지의 $g(I_i)$ 값 들로부터 도 6와 같이 눈의 개안율에 따라 졸음을 판정하는 데이터 값을 산출할 수가 있다.

[0067]

마지막으로, 기율기신호처리부(13d)는 머리가 x,y,z 각 축에 대해 기우는 각도를 각속도를 검출하는 자이로 센

서에 의해 검출된 센서 값으로 머리의 기울기 각도를 구할 수 있는데, 원리는 속도(V)=거리(D)/시간(T)이라면, 각속도(AV)=회전각도(RA)/시간(T)이 되며, $V \cdot T = \text{거리}(D)$ 이므로 $AV \cdot T = RA$ 가 된다. 따라서, 단위시간($t1$, $t2$) 동안 측정되는 각속도를 이용하여 회전한 각도(RA)를 적분하면 x,y,z 각 축에서의 회전한 각도를 다음과 같이 구할 수 있게 된다.

수학적 11

$$\int_{t_1}^{t_2} \omega dt = \text{angle}$$

[0068]

여기서 ω 는 각속도이며, x,y,z 축에 대한 시계방향의 속도는 양(+)의 값을, 반대방향은 음(-)의 값을 가진 전압으로 각각 출력된다. 상기 기울기신호처리부(13d) 역시도 자이로 센서와 일체로 구성된 모듈로 구성될 수 있다.

[0069]

이상에서 설명한 바와 같이 다수의 센서를 이용한 졸음감지장치(12)에 의해 EEG, EOG, EMG, 눈 이미지 및 머리 기울기에 대한 각각의 검출신호들은 신호전처리장치(13)에 의해 각각의 신호처리 알고리즘에 따라 처리된 값으로 변환되어 중앙처리수단(20)으로 전달되며, 이후 과정은 도 9를 참조로 하여 설명하기로 한다.

[0070]

참고로, 도 8의 졸음감지장치(12)내의 감지기(12a 내지 12d)는 앞서 기술한대로 각각의 용도에 맞는 검출용 특정 소프트웨어 알고리즘이 내장된 FPGA(Field Programmable Gate Array) 또는 주문형 반도체(ASIC: Application Specific Integrated Circuit)와 같은 하드웨어적 모듈로 구성될 수 있으나, 이들 모듈은 소프트웨어 또는 하드웨어에 반드시 국한되는 것은 아니며 어드레싱할 수 있는 저장매체에 구성될 수도 있다.

[0071]

도 9은 본 발명의 중앙처리수단(20)의 구성 블록도로서, 그 구성은 2진화장치(21a) 및 하나 이상의 DMA(Direct Memory Access)제어기를 가진 DMA처리부(21b)로 구성된 디지털신호처리부(21), 주메모리부(22a) 및 부메모리부(22b)로 구성된 메모리부(22), 연산제어부(23:CPU), 그리고 제1, 제2 및 제3 제어신호발생부(24a, 24b, 24c)로 구성된 제어신호발생부(24)로 이루어진다.

[0072]

중앙처리수단(20)의 동작을 설명하면, 감지수단(11)의 신호전처리장치(13)에 의해 처리된 다수의 감지기들로부터의 검출 값들은, 2진화장치(21a)에 의해 CPU 연산에 유리하도록 예를 들어, 10진수 "12"는 "0010010"으로, 또는 "459"는 "111001011"로 표현하는 2진화 BCD 코드의 데이터 값으로 변환되어 시계열적으로 출력된다. DMA처리부(21b)는 이들 시계열 데이터 값들을 단위 시간당 산술 평균한 값으로 처리하여 상기 부메모리부(22b)에 클로킹(Clocking)하여 일시 저장하였다가, 데이터가 축적되면 주후 연산제어부(23)에 의해 해제(wake up)되어 처리된다. 참고로, DMA제어기는 다수의 센서들의 데이터를 수신하도록 구성되어 주변 입출력장치와 메모리부 간의 데이터 교환을 CPU를 거치지 않고 직접 액세스(access)되도록 하여 CPU의 부하를 줄임으로써 입출력 전송율을 높이기 위해 사용된다. 따라서, 상기 다수의 감지기로부터 검출된 데이터가 DMA신호처리부(21b)에 의해 메모리부(22)에 일시 저장된다는 의미는, 다수의 데이터의 처리 속도를 높이기 위한 목적으로 극히 짧은 시간 일시 저장되었다가 처리된다는 것이므로 졸음을 판단하는 데에 전혀 영향이 없는 거의 실시간으로 보면 된다.

[0073]

메모리부(22)내의 주메모리부(22a)에는 후술될 졸음 분석알고리즘이 탑재되어 있고 도 3에 도시된 바와 같은 베타파에서 알파파의 성분신호에 해당하는 대역의 주파수나 전압의 크기를 수치화한 졸음판정용 EEG 기준값과 EOG, EMG 및 눈 이미지 및 머리 기울기신호에 대한 기준값이 저장되어 있다(후술될 표1 참조). 부메모리부(22b)에는 각각의 감지기(12a 내지 12d)로부터 시계열적으로 입력되는 EEG, EOG, EMG, 눈 이미지 및 기울기신호에 대한 검출 값들을 DMA처리부(21b)에 의해 단위 시간당 각각의 산술 평균한 값들이 일시 저장되어 있고, 나중에 이들 값들은 연산제어부에 의해 졸음비교용 특정 값으로 이용된다. 참고로, 상기 주메모리부(23a)는 ROM 또는 Flash Memory로, 부메모리부(23b)는 Register, Flash Memory, EEPROM 또는 RAM 등으로 구성한다.

[0074]

여기에서 상기 주메모리부(22a)에 저장되는 상기 각각의 검출신호에 대한 기준값들은 정상인의 정형화된 평균수치로 탑재하여 사용할 수도 있고, 다른 한편으로는 특히 EOG, EMG 및 눈 이미지 신호는 사람마다 분당 눈 깜박임의 평균횟수와 눈동자의 크기가 각기 달라서 상기 EEG신호와 기울기 신호처럼 평균수치로 정형화하기에는 약간의 오차가 있을 수 있으므로, 자신들의 단위시간당 산술 평균한 값을 기준으로 각각의 졸음 상태별로 수치를 구해 졸음판정용 기준값으로 사용할 수도 있다. 이를 위해서는 본 발명의 장치를 사용하는 초기단계에서 상기 EOG, EMG 및 눈 이미지 신호에 대한 기준값을 설정하는 과정을 거치면 된다.

[0075]

다음 연산제어부(23)에서는 부메모리(22b)에 저장되어 있던 각각의 감지신호에 대한 시계열 데이터 값을 단위

[0076]

시간당 순차데이터의 평균값으로 산출하고 소정의 분석법을 이용하여 각각의 졸음비교용 특정 데이터 값을 추출한 후, 이를 주메모리(22a)에 저장된 각각의 졸음판정용 기준값들과 비교하여 졸음을 판정하게 된다. 여기서, 순차데이터란 순서를 가지는 데이터의 집합(Ordered set of data), 즉 예를 들면 $S=S_1, S_2 \dots S_n$ 을 의미하며 각 항목은 수치 데이터이다.

[0077] 상기한 분석법으로는 공지된 주성분분석법(PCA: Principal Component Analysis)이나 선형판별분석법(LDA: Linear Discriminant Analysis) 등이 있다. 일반적으로 PCA는 데이터의 최적으로 표현하기 위하여 데이터를 축소하는 방식이고, LDA는 가능한 입력 데이터의 클래스 간의 분별 정보 값을 최대한 유지하면서 차원을 줄여 입력된 데이터를 최적으로 분류하는 방식으로, 본 발명에서는 앞서 뇌파신호를 ICA를 이용하여 독립성분으로 산출값 역시 차원을 최소화하여 산출하였고 분류해야 하는 데이터 값이 여러 개의 감지기로부터 입력되므로 이들 간 데이터의 분류 오류를 최소화하는 LDA방식의 분석 알고리즘을 채택하였다. LDA는 기본적으로 Fisher의 선형판별법(FLD: Fisher Linear Discriminant) 이론을 기본으로 W. Zhao와 Peter N. Belhumeur 등에 의해 완성된 이론으로, 생체신호측정, 통계 데이터분석, 특징추출 등의 분야에서 널리 공지된 것이므로 그에 대한 구체적인 설명은 생략하기로 한다(비특허문헌10,11).

[0078] 본 발명에서는 앞에서 EEG성분의 주파수 대역별 구간에 따라 졸음의 상태를 각성상태(Da), 초기상태(Db), 진입상태(Dc) 및 졸음상태(Dd) 등 4가지로 구분하였는데, 이들 각 졸음의 상태에 대한 기준값들을 정리한 하기 표 1을 참조로 하여 연산제어부(23)의 졸음 판정동작에 대해 상세히 설명하기로 한다. 참고로, 표 1내의 기준값들은 설명의 편의를 위해 단순히 수치적으로 예시한 것임을 밝혀 둔다.

표 1

EEG	뇌파성분	Beta (β)	Alpha (α)	Theta (θ)	Delta (δ)
	주파수 대역/전위	13~30Hz (5~20 μ V)	8~12Hz (20~60 μ V)	4~8Hz (20~100 μ V)	0.5~4Hz (20~200 μ V)
기준 값		각성상태 (Da)	초기상태 (Db)	진입상태 (Dc)	졸음상태 (Dd)
EEG 기준값 (Vef)		$13 \leq Vef$	$Vef \leq 12$	Ignore	Ignore
EOG 기준값 (Vof)		$5 \leq Vof \leq 18$	$19 \leq Vof \leq 45$	$Vof \leq 4$	Ignore
EMG 기준값 (Vmf)		상동	상동	상동	Ignore
눈영상 기준값 (Vif)		$70 \leq Vif$	$50 \leq Vif < 70$	$20 \leq Vif < 50$	$Vif < 20$
기울기 기준값(Vwf)		Ignore	Ignore	Ignore	$15 \leq Vwf$

[0079]

[0080] 연산제어부(23)는 앞서 설명한대로 부메모리부(22b)에 일시 저장된 상기 각 감지기(12a 내지 12d)로부터의 검출된 시계열 데이터 값들을 단위 시간당 순차데이터 값으로 산출 평균하여 상기 LDA를 이용한 최적화분석을 통해 각각의 졸음비교용 특정 데이터 값을 구하고, 이들 값들을 상기 주메모리(22a)에 저장되어 있는 표 1의 졸음판정용 기준값들과 비교하여 각각의 졸음 상태를 판정하게 된다.

[0081] 먼저 EEG신호에 대해 설명하면, 연산제어부(23)는 뇌파감지기(12a)로부터 검출되어 주메모리부(22a)에 일시 저장된 EEG신호에 대한 순차데이터를 산출 평균하여 LDA를 이용하여 최적화된 특정 데이터 값을 구하고, 이 값을 상기 주메모리부(22a)에 저장되어 있는 표 1의 베타파와 알파파 성분의 주파수 대역별 EEG기준값(Vef)들과 비교하여 해당하는 각 EEG기준값 범위에 속하는 졸음의 상태를 판정한다. 참고로, 도 3의 뇌파설명에서 언급하였듯이 졸음 증상이 나타나는 알파파와 졸음 진입상태인 세타파에 대해 이론적으로는 잘 정의가 되어 있지만, 실제로는 사람마다 생체적 특성이 달라서 특히 이들 두 성분에서 나타나는 졸음의 경계가 모호하기 때문에, 본 발명에서는 표 1에 도시된 바와 같이 뇌파신호 중 각성상태의 베타파에서부터 졸음초기파가 나타나는 알파파 성분까지만의 2개의 기준값(Vef)을 졸음의 판단변수로 하였다. 또한, 이는 서두에 밝힌 대로 졸음 운전은 초기에 검

출하는 것이 중요하므로 졸음 초기단계부터 검출하기 위한 목적이기도 하다.

[0082] 다음, 뇌파감지기(12a)로부터 검출되어 뇌파성분처리부(13a)에서 ICA에 의해 독립적으로 분리된 EOG신호에 대하여, 연산제어부(23)는 위에서 설명한 EMG신호 처리방식과 동일하게 각 순차데이터로부터 얻어진 평균값들을 LDA를 이용하여 특정데이터 값들을 구한 후, 이 값을 주메모리부내의 EOG기준값(V_{of})과 비교하여 눈 깜박임 횟수에 따라 표1에 도시된 바와 같은 졸음 상태별로 각성상태(D_a), 졸음 초기상태(D_b) 및 졸음 진입상태(D_c)를 각각 판정한다. 즉, EOG신호에 의한 산출된 특정 데이터 값들을 EOG기준값과 비교한 결과, 기준값 범위 5이상 18이하($5 \leq V_{of} \leq 18$)의 범위에 있는 경우 각성상태(D_a)로, 19이상 45이하($19 \leq V_{of} \leq 45$)범위에서 급격히 증가하는 경우 졸음 초기상태(D_b)로, 그리고 4이하($V_{of} \leq 4$)로 서서히 감소하는 경우 졸음 진입상태(D_c)로 각각 판정한다. 맨 마지막 델타와 구간의 졸음상태(D_d)는 졸음에 빠져 눈깜박임이 거의 없는 상태로 본 발명에서는 졸음 전 상태를 검출하는 것이므로 이 구간의 기준값은 판단변수에서 제외하였다. 참고로, 표 1에서 EOG기준값(V_{of})의 수치는 눈 깜박임 횟수로서 대한안과학회지(2007.11, 제11-323호)의 연구자료를 기초로 일반인의 정상상태에서의 눈 깜박임 횟수가 분당 5~18회인 것을 기준으로 예시한 것이다.

[0083] EMG감지기(12b)로부터 검출된 EMG신호 역시도 위에서 설명한 방식과 동일한 방식으로 연산제어부(23)에 의해 산출된 특정데이터 값들을 주메모리부내의 기준값(V_{mf})과 비교하여 눈깜박임 횟수의 변화에 따라 졸음의 상태를 검출한다. 여기서, 각 상태별로 졸음을 판단하는 기준값은 상기 EOG기준값과 동일하므로 추가 설명은 생략한다. 참고로, 본 발명에서는 EOG신호와 EMG신호를 이용하여 눈깜박임 신호를 검출하는데, 일반 뇌파신호보다 상대적으로 진폭이 큰 EOG신호로 깜박임의 횟수를 검출하고, EMG신호는 졸음을 피하기 위해 의도적으로 눈을 크게 깜박일 때 나타나는 안륜근의 신호를 추출하는 목적으로 이용되며, 두 신호는 서로 동기성을 가지므로 둘 중 어느 하나를 이용해도 깜박임의 횟수를 검출하는 결과를 얻을 수 있으므로 상호 보완적이라 할 수 있다.

[0084] 또한 연산제어부(23)는 눈 영상감지기(12c)로부터 검출된 이미지 값을 이용하여 역시 위에서 처리한 방식과 동일하게 특정데이터 값을 산출한 후 이를 주메모리내의 기준값(V_{if})과 비교하여, 그 비교 결과값이 앞에서 설명한 눈의 개안율(%)에 따라 눈을 70%이상($70 \leq V_{if}$) 뜬 상태에 속하는 경우 각성상태(D_a)로, 70%미만 50%이상($50 \leq V_{if} < 70$)인 경우 졸음 초기상태(D_b)로, 50%미만 20% 이상($20 \leq V_{if} < 50$)을 졸음 진입상태(D_c)로, 그리고 20%미만($V_{if} < 20$)을 졸음상태(D_d)로 최종 판정하게 된다(표 1참조).

[0085] 마지막으로 연산제어부(23)는 기울기감지기(12d)로부터 검출된 기울기 신호에 대해서도, 위와 동일한 방식으로 산출된 특정데이터 값과 기준값(V_{wf})을 비교하여, 머리의 기울기 각도에 따른 졸음의 상태를 검출한다. 본 발명에서는 머리의 기울기 기준각도를 예를 들어 x,y,z 각 축에서 절대값은 0° 를 기준으로 15° 이상($15 \leq V_{wf}$)의 범위로 정하고, 연산제어부의 판정결과 머리 기울기 값이 15° 이상으로 나오면 졸음상태(D_d)로 판정하였다. 여기서, 상기 기울기의 기준각도는 설명을 위해 임의로 정한 것이며 변경될 수 있음은 물론이다. 또한, 졸음에 의해 머리가 기운다는 것은, 이미 졸음에 빠져 눈이 감긴 상태에서 나타나는 후행적 신호이므로, 표 1과 같이 기울기에 대한 기준값(V_{wf})은 마지막 졸음상태(D_d) 구간 한곳에만 적용하고 그 외 구간은 졸음 판단변수에서 제외하였다.

[0086] 이상과 같이 상기 연산제어부(23)에서 졸음의 정도를 각 상태별로 판정한 결과를 제1, 제2, 및 제3신호발생부(24a, 24b, 24c)로 구성된 제어신호발생부(24)로 출력한다. 즉, 상기 연산제어부(23)의 졸음 판정결과가 초기상태(D_b)이면, 상기 제1신호발생부(24a)는 제1제어신호를, 판정결과가 진입상태(D_c)이면 상기 제2신호발생부(24b)는 제2제어신호를, 판정결과가 졸음상태(D_c)이면 제3신호발생부(24c)는 제3제어신호를 각각 경보수단(14)과 차량제어수단(30)에 전달한다. 이때 상기 제1, 제2, 및 제3제어신호는 펄스신호로서 단계적으로 펄스 폭, 즉 세기가 큰 신호로 출력된다.

[0087] 경보수단(14)은 스피커나 진동모터로 된 청각경보기(14a)와 촉각경보기(14b)로 구성되어, 상기 연산제어부의 졸음 판단 결과에 따라 상기 제1, 제2, 제3신호발생부(24a, 24b, 24c)로부터 펄스의 세기가 다른 제어신호를 수신하여 졸음상태에 대응하는 경보음과 진동음을 발생한다.

[0088] 마지막으로 도 10는 본 발명에 의한 차량제어수단에 대한 상세 구성 블록도로서, 상기 차량제어수단(30)은 차량제어부(31)와, 환기장치(32a), 비상점멸등(32b) 및 차량감속기(32c)로 된 차량경보장치(32)로 구성된다. 동작을 설명하면, 연산제어부(23)의 판정결과가 먼저 졸음 초기상태(D_b)로 판정되면, 상기 차량제어부(31)는 상기 제1신호발생부(24a)로부터 제1제어신호를 수신하여 차량의 환기장치(32a)를 가동시키고, 진입상태(D_c)로 판정되어 제2신호발생부(24b)로부터 제2제어신호가 수신되면 후속차량에게 주의 신호를 주는 비상점멸등(32b)을 가동시키며, 마지막으로 졸음상태(D_c)로 판정되어 제3신호발생부(24c)로부터 제3제어신호가 수신되면 차량감속기(32c)에 의해 차량의 속도를 단계적으로 감속시킨다.

- [0089] 참고로, 상기 제어신호발생부(24)에서 상기 차량제어수단(30)으로 출력되는 신호는, 도시되지는 않았지만 적외선(IR) 송수신수단에 의한 무선 펄스 신호이며, 근거리통신망에 이용되는 블루투스(Bluetooth)나 지그비(ZigBee) 등의 무선통신 모듈이나 차량내부에서 유선으로 연결하여 전달될 수도 있다.
- [0090] 이상에서 설명한 바와 같이 본 발명의 졸음방지장치에 의하면, 감지수단(11), 중앙처리수단(20) 및 경보수단(14)은, 도 1에서 설명한 바와 같이 내측에 길이 방향으로 홈(8a, 8b)이 각각 형성된 한 쌍의 구성부재(100a, 100b)와 이들 부재를 서로 연결하는 신축성 연결부재(100c)에 일체로 구성되어 안경에 의해 얼굴에 착용 가능하게 된다.
- [0091] 다음, 도 11은 본 발명에 의한 졸음운전 방지장치의 제어방법의 일실시예를 도시한 플로우차트로서, 도 8 내지 도 10 및 표1을 참조로 설명하기로 한다.
- [0092] 먼저, 졸음판정용 기준값을 설정하는 단계S001은 앞에서 설명한대로 각각의 감지기(12a 내지 12d)로부터 검출된 EEG, EOG, EMG, 눈 이미지 및 기율기신호에 대한 기준값들을 정형화된 수치로 주메모리부(22a)에 탑재하여 사용할 수도 있고, 상기 EOG, EMG 및 눈 이미지 신호에 대해서는 자신들의 순차데이터를 단위시간당 평균하여 산출한 값을 기준으로 각각의 졸음 상태별로 수치를 구해 졸음판정용 기준값으로 사용할 수도 있다(표 1참조). 연산제어부(23)는 부메모리부(22b)에 일시 저장된 상기 각 감지기(12a 내지 12d)로부터의 검출된 시계열 데이터 값들을 단위시간당 순차데이터 값으로 산술 평균하여 LDA를 이용한 최적화분석을 통해 상기 EEG, EOG, EMG, 눈 이미지 및 기율기신호에 대한 졸음비교용 특정 데이터 값들을 구하고, 이들 값을 상기 주메모리(22a)에 저장된 각각의 졸음판정용 기준값들과 비교하여 졸음을 각각의 상태별로 판정하게 되는데, 이후 단S002에서부터 상세히 설명하기로 한다.
- [0093] 단계S002에서는 연산제어부(23)에 의해 상기 EEG신호로부터 산출된 특정데이터 값을 상기 주메모리부(22a)에 저장된 뇌파주파수 대역별 EEG 기준값(V_{ef})과 비교하고, 그 비교 결과값이 졸음초기상태(Db)의 알파파 대역이 시작하는 기준값 범위($V_{ef} \leq 12$)에 속하는지 판단하여 아니오(No)이면 단계S002를 반복하며, 예(Yes)이면 다음단계로 진행한다. 다시 말해, EEG신호에 대한 특정데이터 값과 EEG 기준값(V_{ef})을 비교한 결과 값이 베타파 대역의 기준값 범위($13 \leq V_{ef}$), 즉 13이상인 경우는 아직 각성상태(Da)로 판단하여 다시 단계S002를 반복하고, 알파파 대역 구간이 시작하는 12이하($V_{ef} \leq 12$)일 경우에는 초기상태(Db)로 판단하여 다음 단계로 진행한다.
- [0094] 다음 단계에서는 뇌파감지기(12a) 또는 EMG감지기(12b)로부터의 눈깜박임 신호가 있는지를 판단하는데, 먼저 단계S003에서는 마찬가지로 연산제어부에 의해 상기 EOG신호로부터 산출된 특정 데이터 값과 주메모리부내의 EOG 기준값(V_{of})을 비교한 결과, 예를 들어 분당 눈 깜박임 EOG신호 횟수가 졸음초기상태(Db)인 19이상 45이하의 기준값 범위($19 \leq V_{of} \leq 45$)에서 급격히 증가하는 지를 판단하여, No 이면 다시 단계S003를 반복하고, Yes 이면 다음단계로 진행한다. 또한, 단계S004에서도 상기 단계S003과 동일한 방식으로 산출된 의도적 눈 깜박임 신호의 EMG신호 발생횟수가 19이상 45이하($19 \leq V_{mf} \leq 45$) 범위에서 급격히 증가하는 지를 판단하여, No 이면 다시 단계S004를 반복하고, Yes 이면 다음 단계S005로 진행한다.
- [0095] 단계S005에서는 눈영상감지기(12c)로부터 검출된 이미지신호를 이용하여 눈의 개안율을 판단하는데, 연산제어부에 의해 상기 눈 이미지 신호로부터 산출된 특정데이터 값과 주메모리내의 기준값(V_{if})과 비교한 결과, 눈의 개안율이 70%미만 50% 이상인 기준값 범위($50 \leq V_{if} < 70$)에 있는지의 여부를 판단하여, No 인 경우 눈의 개안율이 아직 각성상태(Da : $70 \leq V_{if}$)로 판단하여 다시 단계S005를 반복하고, Yes 이면 다음 단계S006에서 졸음 초기상태(Db)로 최종 판단하여 경보수단(14)에 의해 일정 간격으로 졸음을 주의시키는 낮은 레벨의 1차 경보음을 발생시킴과 동시에 차량의 환기장치(32a)를 작동시키고 다음단계S007로 진행한다. 단계S007에서는 상기 1차경보음과 차량을 환기시킨 결과, 졸음 상태가 정상으로 회복하였는지를 판단하여, Yes 이면 단계 S002로 복귀하여 졸음 검출동작을 다시 시작하며, No 이면 졸음초기상태(Db)가 그대로 유지된다고 판단하여 다음 단계S008로 진행한다.
- [0096] 단계S008에서는 연산제어부에 의해 다시 비교동작을 수행하여 EOG신호에 의한 눈 깜박임 횟수가 졸음진입상태(Dc)의 기준값 범위($V_{of} \leq 4$)에 있는지를 판단하여, 아직 4이상인 No 이면 단계S008를 반복하고, 4미만인 Yes 인 경우 다음단계S009로 진행한다. 단계S009에서는 연산제어부에 의해 산출된 눈의 개안율이 50% 미만 20% 이상의 기준값 범위($20 \leq V_{if} < 50$)에 있는지를 판단하여, No 인 경우 다시 단계S009를 반복하고, Yes 인 경우 다음 단계S010에서 졸음진입상태(Dc)로 최종 판단하여 상기 경보수단에 의해 일정 간격으로 졸음을 재차 경고하는 중간 레벨의 2차경보음을 발생시킴과 동시에 차량의 비상점멸등(32b)을 작동시키고 다음 단계S011로 진행한다. 단계S011에서는 상기 2차 경보음에 발생시킨 결과 졸음 상태가 정상으로 회복하였는지를 판단하여, Yes 이면 단계S002로 복귀하여 졸음 검출 동작을 다시 시작하며, No 이면 아직 졸음진입상태(Dc)에 있는 것으로 판단하여 다

음 단계S012로 진행한다.

[0097] 단계S012에서는 연산제어부에 의해 산출된 눈의 개안율이 졸음상태(Dd)인 20%미만의 기준값 범위($Vif < 20$)에 있는지를 판단하여, **NO** 이면 다시 단계S012를 반복하고, **Yes** 인 경우 다음 단계S013로 진행한다. 단계S013에서는 마찬가지로 연산제어부에 의해 산출된 머리 기울기신호의 각도가 15° 이상의 기준값($15 \leq Vwf$) 범위에 있는지를 판단하여, **NO** 이면 다시 단계S013을 반복하고, **Yes** 인 경우, 단계S014에서 졸음상태(Dd)로 최종 판단하여 상기 경보수단에 의해 졸음을 깨울 정도의 높은 레벨의 3차 경보음을 발생시킴과 동시에 차량감속기(32c)에 의해 단계적으로 차량을 감속시키고 동작을 종료한다.

[0098] 이상과 같이 본 발명에 의하면, 졸음 감지수단과 경보수단을 일체로 하고 졸음을 판단하는 여러 요인을 다수의 센서를 이용하여 눈과 머리 영역에서 직접 검출하여 졸음 검출의 정확도를 높이고 졸음 초기부터 단계적으로 경고하도록 하였다.

[0099] 참고로, 본 명세서와 이후에 기재될 특허청구의 범위에서 기재된 졸음 검출용 전극, 기울기센서 및 감지기들은 설명의 편의를 위해 각 실시예에서 혼용하여 표현되었으나 이들 감지기와 센서는 동일한 의미이며, 마찬가지로 뇌파와 EEG, 안전도와 EOG, 근전도와 EMG 역시도 서로 동일한 의미로 본 발명의 기술사상과 범주에서 벗어나지 않음은 물론이다.

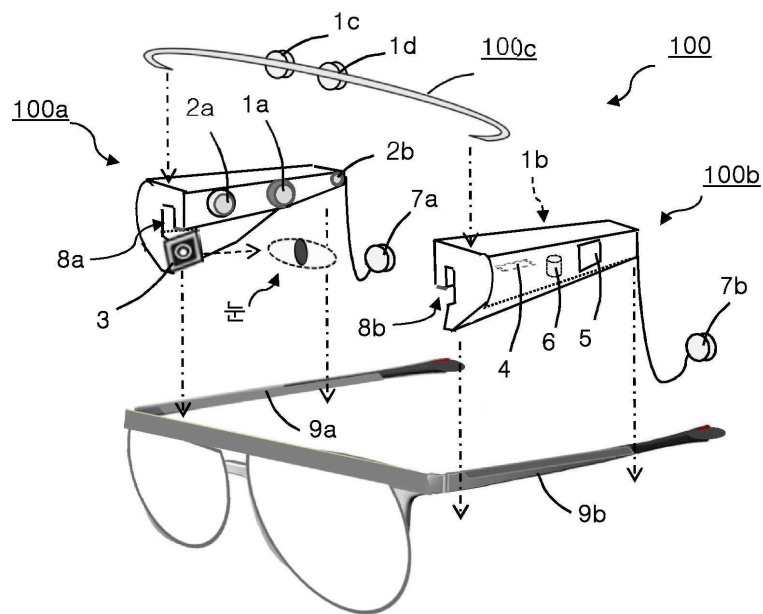
[0100] 본 발명의 졸음방지장치에 대하여, 명세서 및 이 후에 기술될 특허청구범위에서 여러 실시예를 들어 상세히 설명하였으나, 이는 발명을 설명하기 위한 일례에 불과할 뿐 결코 이에 한정되는 것은 아니며, 당해 기술 분야에 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 기술사상과 범주를 벗어나지 않는 범위에서 다양한 실시예의 변경 및 수정이 가능하다.

부호의 설명

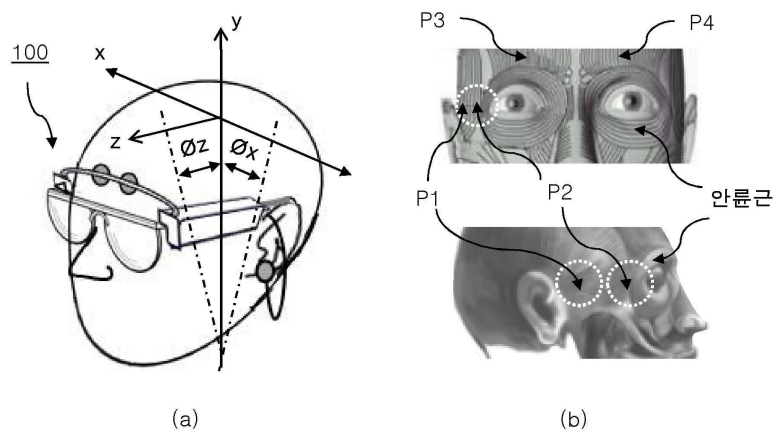
[0101]	100: 졸음운전 방지장치	10: 감지/경보수단
	11: 감지수단	12: 신호 전처리장치
	13: 경보수단	14: 전원
	20: 중앙처리수단	21: 디지털신호처리부
	22: 메모리부	23: 연산제어부
	24: 제어신호발생기	30: 차량제어수단

도면

도면1

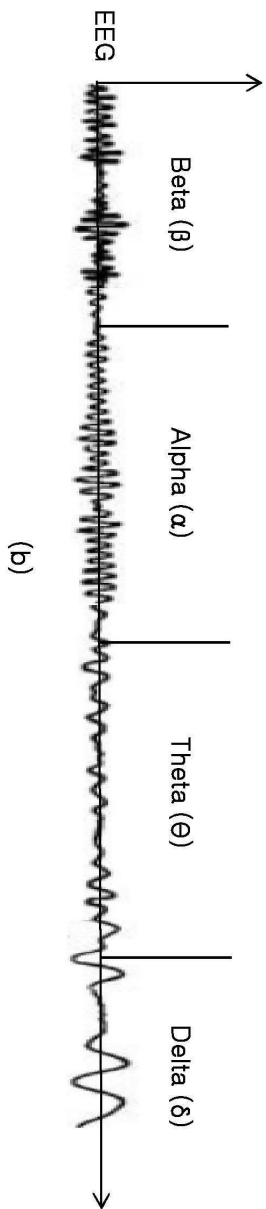


도면2



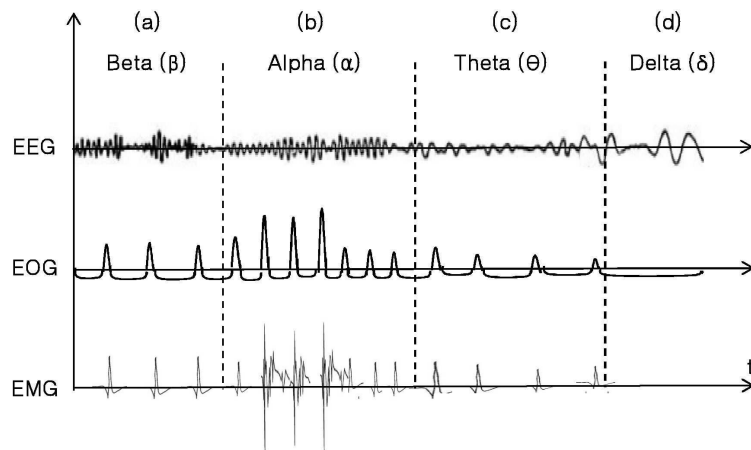
뇌파 (EEG)	주파수 Hz (진폭 μV)	특징	파형
Beta (β)	13~30Hz (5~20 μV)	평상시 각성 상태, 집중하거나 긴장한 상태 발현 (주로 전두부에서 발현)	
Alpha (α)	8~12Hz (20~60 μV)	안정 상태, 주의력&집중력이완 졸립초기, 폐안 상태 발현 (개안 시 이완 → 폐안 시 줄음) (전두부에서도 검출 가능함)	
Theta (θ)	4~8Hz (20~100 μV)	주의력&집중력저하, 수면으로 전입 시 통과하는 뇌파 (측두부에서 발현)	
Delta (δ)	0.5~4Hz (20~200 μV)	수면 서파 수면으로 빠진 상태에서 발현	

(a)

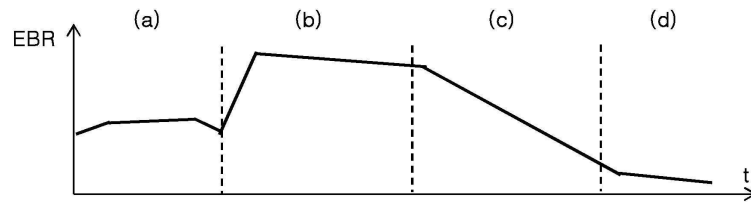


도면3

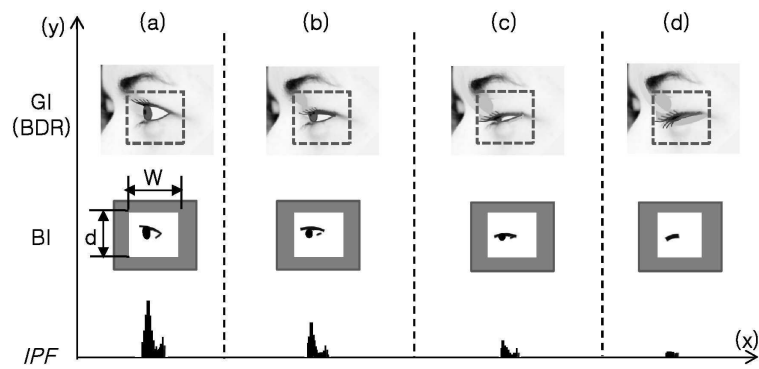
도면4



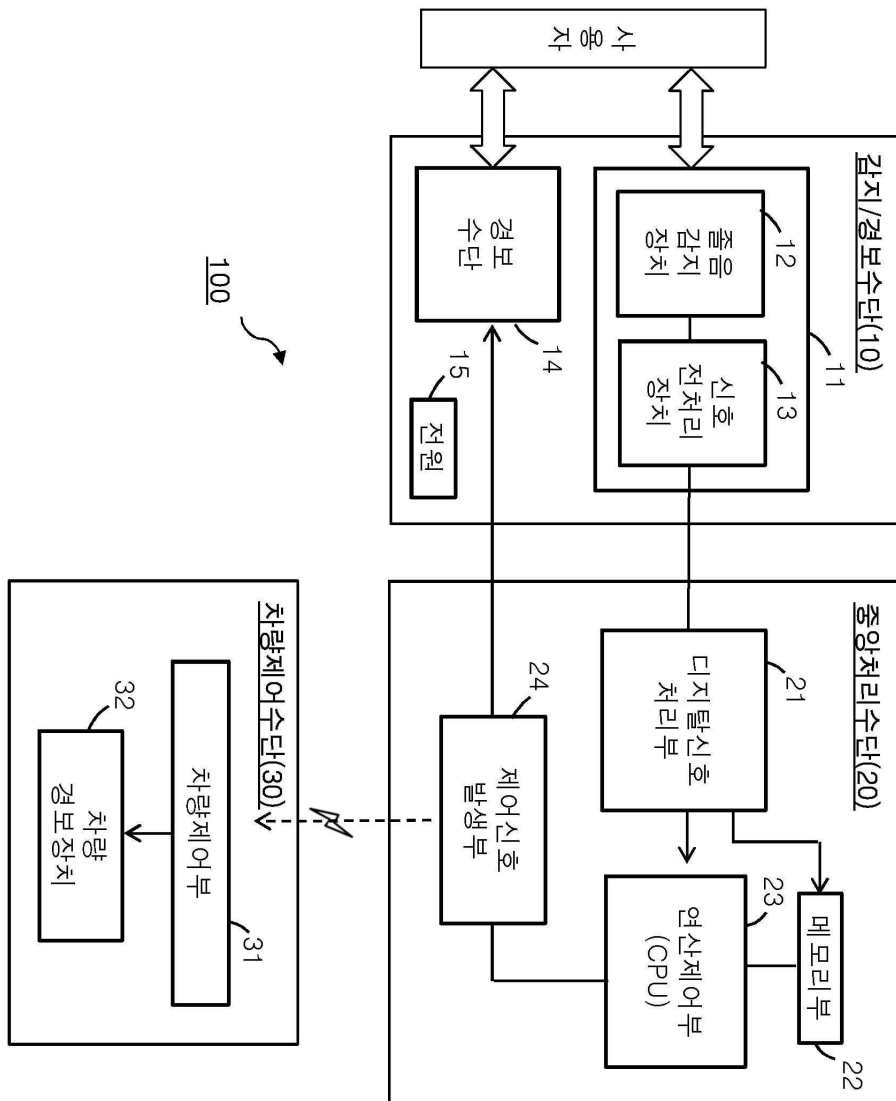
도면5



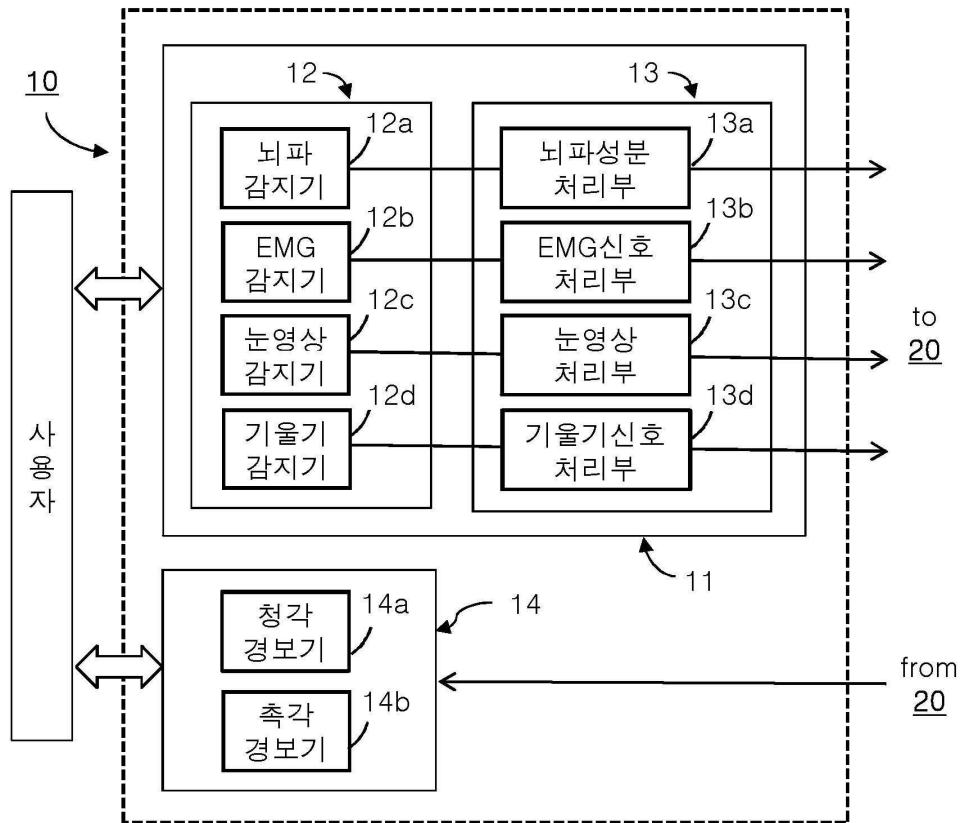
도면6



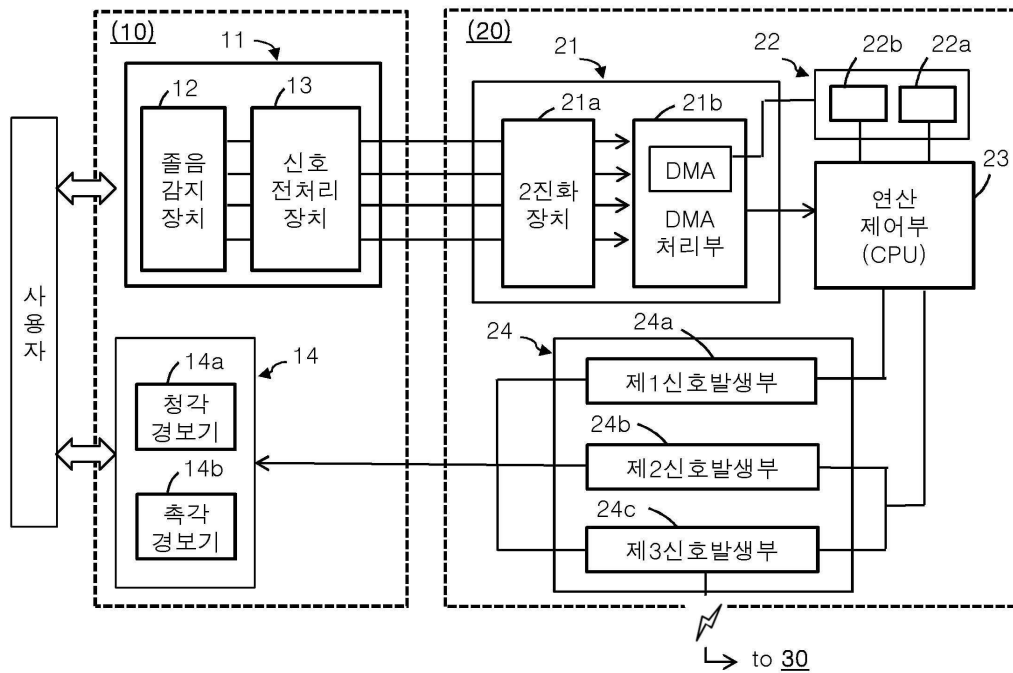
도면7



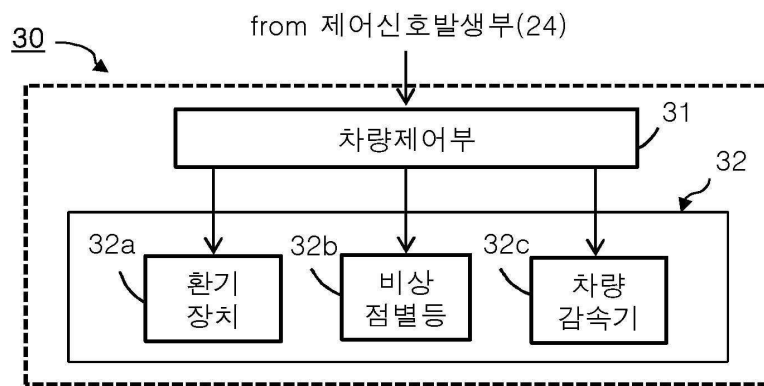
도면8



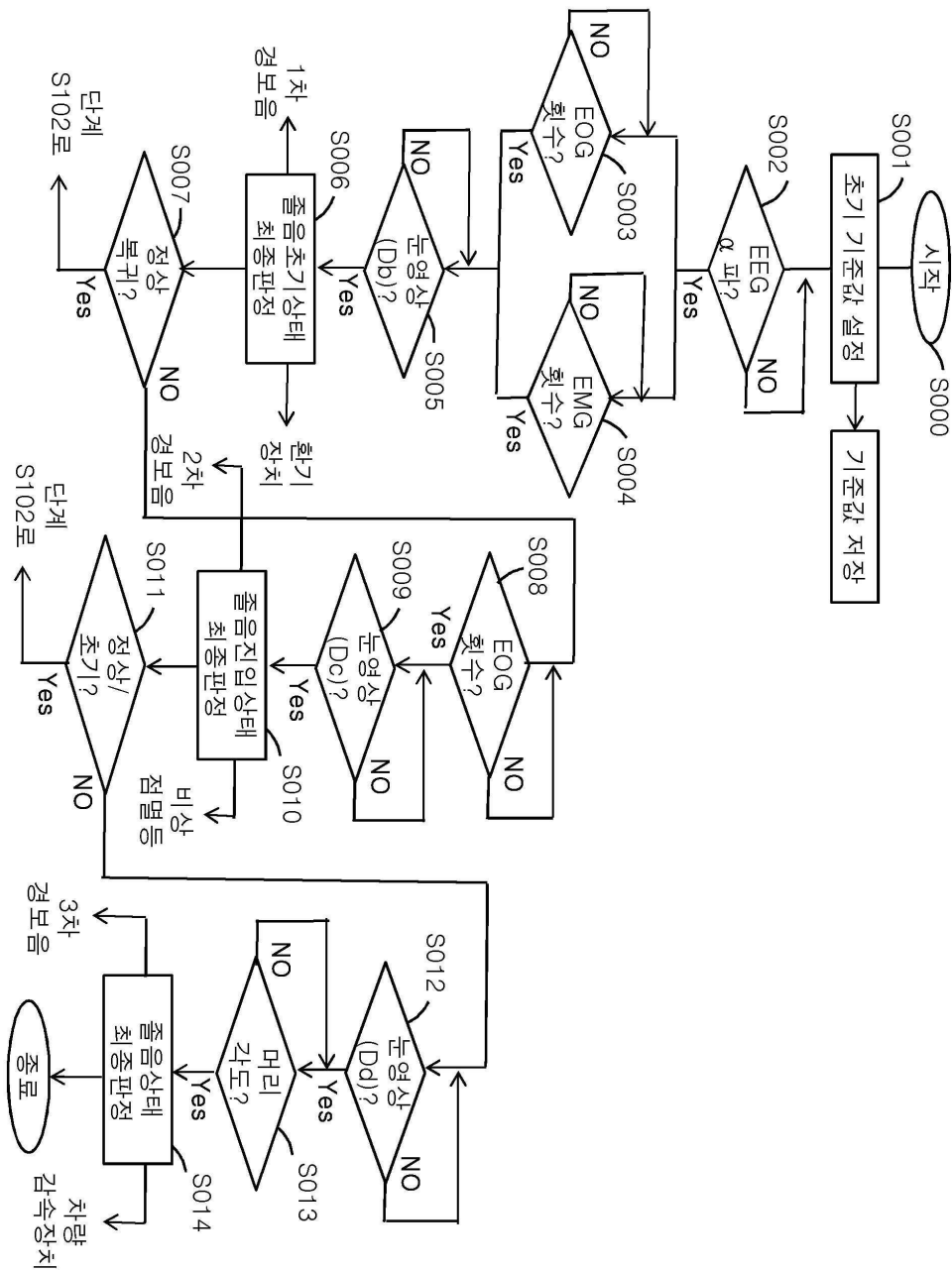
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	一种睡意驱动防止装置和一种控制方法，其中基于多传感器的感测/报警装置和中央处理装置一体形成		
公开(公告)号	KR1020180131045A	公开(公告)日	2018-12-10
申请号	KR1020170067540	申请日	2017-05-31
[标]申请(专利权)人(译)	PARK YOUNG CHUN BAK YEONG JUN		
申请(专利权)人(译)	Bakyounjungun		
当前申请(专利权)人(译)	Bakyounjungun		
[标]发明人	PARK YOUNG CHUN 박영준		
发明人	박영준		
IPC分类号	B60K28/06 A61B5/00 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/0496 B60Q1/52 B60W40/08 B60W50/14		
CPC分类号	B60K28/06 B60W40/08 B60W50/14 B60Q1/52 A61B5/0476 A61B5/0496 A61B5/0488 A61B5/7235 A61B5/7271 B60W2050/143 B60Y2302/03		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了检测困倦，使用多个传感器来检测脑电图，眼球区域的肌电图，眨眼图像和头部斜面，以及用于警告困倦的警报装置，通过头部直接感测困倦和警告信号以立即传送并且从初始睡意状态逐步警告。困倦驾驶防止装置和具有基于传感器的睡意检测装置的睡意驱动防止装置/和控制方法。

