

(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。 Int. Cl. (45) 공고일자 2006년08월28일
A61B 5/02 (2006.01) (11) 등록번호 10-0616370
(24) 등록일자 2006년08월21일

(21) 출원번호	10-2001-7011146	(65) 공개번호	10-2002-0002475
(22) 출원일자	2001년09월01일	(43) 공개일자	2002년01월09일
번역문 제출일자	2001년09월01일		
(86) 국제출원번호	PCT/US2000/005224	(87) 국제공개번호	WO 2000/51677
국제출원일자	2000년03월01일	국제공개일자	2000년09월08일

(81) 지정국 국내특허 : 아랍에미리트, 알바니아, 아르메니아, 오스트리아, 오스트레일리아, 아제르바이잔, 보스니아 헤르체고비나, 바르바도스, 불가리아, 브라질, 벨라루스, 캐나다, 스위스, 중국, 코스 타리카, 쿠바, 체코, 독일, 덴마크, 도미니카, 에스토니아, 스페인, 핀란드, 영국, 그라나다, 그 루지야, 가나, 감비아, 크로아티아, 헝가리, 인도네시아, 이스라엘, 인도, 아이슬랜드, 일본, 케냐, 키르키즈스탄, 북한, 대한민국, 카자흐스탄, 세인트루시아, 스리랑카, 리베이라, 레소토, 리 투아니아, 룩셈부르크, 라트비아, 모로코, 몰도바, 마다가스카르, 마케도니아공화국, 몽고, 말 라위, 멕시코, 노르웨이, 뉴질랜드, 폴란드, 포르투갈, 루마니아, 러시아, 수단, 스웨덴, 싱가포르, 슬로베니아, 슬로바키아, 시에라리온, 타지키스탄, 투르크멘, 터키, 트리니다드토바고, 탄자니아, 우크라이나, 우간다, 미국, 우즈베키스탄, 베트남, 세르비아 앤 몬테네그로, 남아프 리카, 짐바브웨,

AP ARIPO특허 : 가나, 감비아, 케냐, 레소토, 말라위, 수단, 시에라리온, 스와질랜드, 탄자니 아, 우간다, 짐바브웨,

EA 유라시아특허 : 아르메니아, 아제르바이잔, 벨라루스, 키르키즈스탄, 카자흐스탄, 몰도바, 러시아, 타지키스탄, 투르크멘,

EP 유럽특허 : 오스트리아, 벨기에, 스위스, 사이프러스, 독일, 덴마크, 스페인, 핀란드, 프랑 스, 영국, 그리스, 아일랜드, 이탈리아, 룩셈부르크, 모나코, 네덜란드, 포르투갈, 스웨덴,

OA OAPI특허 : 부르키나파소, 베닌, 중앙아프리카, 콩고, 코트디부아르, 카메룬, 가봉, 기니, 기니 비사우, 말리, 모리타니, 니제르, 세네갈, 차드, 토고,

(30) 우선권주장 09/260,643 1999년03월02일 미국(US)

(73) 특허권자 퀸텀 인텍 인코퍼레이티드
미국 캘리포니아 95006 볼더 크릭 웨스트 파크 애비뉴 14700

(72) 발명자 칠드레 도크 엘.
미국 캘리포니아 95006 볼더 크릭 킹스 크릭 로드 18500

맥크래티 폴린 아이.
미국 캘리포니아 95006 볼더 크릭 웨스트 파크 애비뉴 14700

앳킨슨 마이클 에이.
미국 캘리포니아 95006 볼더 크릭 킹스 크릭 로드 18500

(74) 대리인 정진상
 박종혁

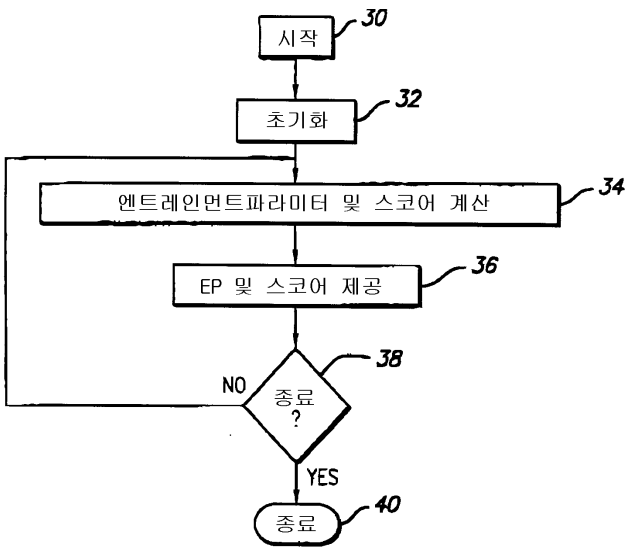
심사관 : 유창용

(54) 생리적인 코히어런스 및 자율신경 평형을 촉진하는 방법 및 장치

요약

심박수 변화율(HRV) 및 심박수 변화율의 평가에 기초해서 심장 리듬, 호흡, 혈압과, 및 저주파인 뇌파와 같은 반복적인 행동을 보이는 엔트레인먼트 상태를 측정하는 방법 및 장치. 엔트레인먼트는 인체내의 자율 신경계의 가지 사이의 조화가 된 평형을 반영한다. 높아진 정신력의 이런 내부 상태는 건강을 증진시켜서 이상적인 수행을 촉진한다. 일 실시예에 따라서 HRV와 관련된 엔트레인먼트 파라미터에 기초한 엔트레인먼트 레벨을 측정하기 위해 한가지 방법이 사용된다. 상기 방법은 우선 파워 분포 스펙트럼을 측정하고 HRV 스펙트럼의 파워 분포 측정값인 엔트레인먼트 파라미터(EP)를 계산한다. 이 파워가 상대적으로 협대역인 주파수 내에 집중하면 높은 EP값이 발생하고, 파워가 넓은 주파수의 범위에 분포되어 있으면 낮은 EP값이 발생한다. 일 실시예에서, 심박수를 모니터하고 이들 정보를 개인용 컴퓨터, 운반가능형 디바이스 또는 기타 프로세싱 수단을 통해서 제공하는 장치가 제공된다.

대표도



색인어

엔트레인먼트 파라미터(EP), 심박수, 운반가능형 디바이스, 파워 분포 스펙트럼, 파워 피크

명세서

기술분야

본 발명은 일반적으로 심박수 변화율의 평가에 관한 것이고, 보다 상세하게는 그것의 파워 스펙트럼 분포의 분석에 관한 것이다.

배경기술

삶의 복잡성이 증가함에 따라, 생리적 상태와 정서적 건강 사이의 관계에 대한 관심이 점점 증가하고 있다. 많은 연구가 스트레스 및 다른 감정적 요인이 병의 위험을 증가시키고, 능률 및 생산성을 감소시키고 삶의 질을 심각하게 저해한다는 것을 보여준다. 결국, 전세계의 의학계는 치료책 및 예방 계획을 지속적으로 찾게 되었다. 최근에 신체내의 체계의 자가조절에의 초점은 바이오피드백 등의 영역의 연구에 이르게 되었다.

최근 25년 동안에, 다양한 새로운 기술이 정신적 그리고/또는 감정적 불균형을 향상시키는 더 많은 전통적인 정신요법 또는 제약의 중재에 대안으로서 소개되었다. 인지적 재구성 및 신경 언어학적 프로그래밍과 같은 더 많은 심리적인 접근에 더하여, 심리학자는 집중된 명상 동안에 "마음을 가라앉히기 위해" 동양 문화로부터 몇가지의 기술을 사용했다. 예를 들어, 요가에서는 보통 호흡 또는 뇌의 일부에 정신을 집중하는데, 이에 반하여 기공에서는 (배꼽아래의) "단티엔(dan tien)"에 집중한다. 캘리포니아의 볼더 크리크 소재 하트매쓰(Heart Math) 연구소에 의해 개발된 프리즈 프레임(Freeze Frame) (FF) 기술에서는, 사람은 심장 주변의 영역에 주의를 집중한다. 이러한 모든 기술은 별개이지만 상호작용하는 신경 처리 중추의 집합체를 포함하고 그들이 상호작용하는 생물학적 진동자를 포함하는 것으로 알려져 있는 신체의 영역에 주의를 집중한다. 심장, 뇌 및 장은 페이스메이커 세포로 알려진 생물학적 진동자를 포함한다. 이러한 진동자 시스템의 임의의 하나에 의식적으로 주의를 집중함으로써, 사람은 그 리듬을 바꿀 수 있다. 이것은 그 리듬이 또한 자율 신경계(ANS)에 의해 조절되기 때문에 적어도 뇌(명상), 요가식 숨(호흡), 심장(FF)에 대해서는 사실이고, 장(기공)에 대해서도 거의 사실이다. 또한 신체는 혈관 조직의 평활근과 같은 다른 진동계를 포함한다. 우리는 뇌파계(EEG)에 의해 측정된 뇌, 심박수 변화율(HRV)에 의해 측정된 심장, 및 호흡수에 의해 측정된 호흡계는 물론 펄스 천이 시간(PTT)를 기록함으로써 측정되는 이러한 신체조직계통이 모두 엔트레인(entrain)할 수 있다는 것을 이전에 보였다. 더욱이, 그들은 모두 0.1 Hz 주변에서 변하는 주파수에 동기화된다. 따라서, 이러한 신체조직계통들을, 서로 연결된 생물학적 진동자로서 동작시켜서, 의도적으로 서로 동기화하도록 할 수 있다.

FF 기술은 자기관리 기술이고 이것에 의해 사람은 매순간마다 정신적 감정적 반응을 풀도록(disengage) 심장에 초점을 맞춘다. HIV 양성 환자에 대한 심리학적 중재 프로그램에 FF 기술을 사용한 연구에 따르면, 삶의 스트레스, 상태 및 체질에 대한 걱정 정도, 및 자각적인 신체 증상에서 상당한 감소를 가져왔다. 긍정적인 감정상태를 강화시키기 위해 FF 기술을 사용하는 건강한 사람에 대한 2개의 다른 연구에 의하면, 타액의 면역글로블린항체A(IgA)가 증가하고 또한 교감미주신경(sympathovagal) 평형이 높아졌다. 높아진 교감미주신경 평형은 뇌로부터 지나친 교감신경의 유출과 관련된 해로운 생리적 효과로부터 보호하는 것으로 알려져 있다. 다른 연구에 의하면, 이 기술이 자율신경 평형을 향상시키고 스트레스 호르몬 코르티솔(cortisol)을 감소시키고 DHEA를 증가시켜서, 당뇨병 환자의 혈당 조절을 향상시키고 고혈압 환자의 혈압을 감소시키고 또한 많은 다양한 사람들에서 근심, 우울, 피로 및 당황과 같은 심리학적 스트레스 요인을 상당히 감소시키는 데 효과가 있다는 것을 보여주었다.

교감미주신경 평형은 다양한 기술을 사용하여 측정되었다. 예를 들어, 사람들은 바이오피드백 기술을 사용하여 그들의 심박수를 의식적으로 제어하도록 훈련될 수 있다. 그러나, 강화된 부교감신경계의 활동은 대체로 호흡 제어를 통해 조절된다. 중성 최면 및 심박수의 조작적 조건은 제어된 호흡 기술에 관계없이 부교감신경계 활동을 증가시킴으로써 교감신경계/부교감신경계 비를 감소시키는 것으로 드러났다. FF 기술은, 짧은 호흡 프로토콜이 사용되긴 하지만, 바이오피드백 장비를 필요로 하지도 않고 의식적으로 호흡을 제어할 필요도 없다. 우리의 연구결과는 감정적 경험이 심박수 및 호흡으로부터 독립된 교감미주신경 평형을 결정하는 역할을 한다는 것을 시사한다. 저주파수(LF) 및 고주파수(HF) 파워(심박수 변화율의 측정)가 증가되는 쪽으로의 교감미주신경 평형의 이동(shift)은 이해(appreciation)의 감정상태를 경험하고 있다는 것의 생리학적인 표시이다. 이 FF 기술은, 이전의 긍정적인 감정적 경험을 가상화하거나 상기시키는 것과는 대조적으로, 참된 이해 또는 사랑의 감정을 진실로 경험하는 것에 초점을 맞춘다.

본 연구의 결과는 FF 기술 및 하트매쓰의 연구소에 의해 개발된 다른 장치를 상대적으로 단기간 실행함으로써 심장 기능이 "엔트레인먼트" 또는 "내부 코히어런스" 모드(아래에 더 상세하게 설명되었다)에 도달한다는 것을 보여준다. 이러한 상태를 유지할 수 있는 대부분의 피실험자는 무작위 생각(random thought)의 침입이 크게 감소되고 깊은 내적 평화 및 강화된 직관적인 인식이 수반되었다고 보고한다.

또한 우리는 엔트레인먼트 모드로 이끄는 긍정적인 감정상태가 심장의 다이내믹한 박동(beat) 패턴에서 주목할만한 변화를 발생시켰다는 것을 관찰했다. 이러한 심장 리듬을 정량화하고 분석하는 방법을 심박수 변화율(HRV) 분석이라 부른다. 건강한 사람의 정상적인 안정 심박수는 매 순간마다 다이내믹하게 변한다. 심전계(ECG) 또는 펄스로부터 유도된 심박수 변화율은, 이와 같이 자연적으로 발생하는 매 비트마다의 심박수 변화의 측정치이고 또한 건강 및 적응도의 중요한 표시기(indicator)이다. HRV는 신체적 이동, 수면 및 정신적 활동을 포함하는 다양한 요인에 의해 영향을 받고, 특히 스트레스 및

감정적인 상태에서의 변화에 응답한다. HRV의 분석은 그것이 심박수의 부교감신경계 조정으로부터 교감신경계를 구분할 수 있음에 따라 자율 신경계의 기능 및 평형에 관한 중요한 정보를 제공할 수 있다. 또한 HRV의 감소는 모든 사망 원인은 물론 미래의 심장 질환, 급사 위험의 증가에 대한 강력한 예측기이다.

주파수 영역 분석은 심박수 타코그램 또는 파형을 그것의 개별적인 주파수 요소로 분해하여 그들의 상대적인 강도에 관하여, 파워 스펙트럼 밀도(PSD)의 관점에서 정량화한다. 스펙트럼 분석기술을 HRV 파형에 적용함으로써, 자율신경계의 교감신경계 가지(branch) 또는 부교감신경계 가지의 활동을 나타내는 상이한 주파수 성분이 식별될 수 있다. HRV 파워 스펙트럼은 3개의 주파수 범위 또는 대역, 즉, 매우 낮은 주파수(VLF), 0.033 내지 0.04 Hz; 저주파수(LF), 0.04 내지 0.15Hz; 및 고주파수(HF), 0.15 내지 0.4Hz로 나누어진다.

고주파수(HF) 대역은 부교감신경계 또는 미주신경의 활동의 측정치로서 광범위하게 수용된다. 이 대역에서의 피크는 보통 호흡 굴심방부정맥(respiratory sinus arrhythmia)으로 불리는, 호흡 사이클에 관련된 심박수 변화율에 상응한다. 감소된 부교감신경계 활동은 공포, 근심 또는 걱정 및 우울로 고통당하는, 정신적 또는 감정적으로 스트레스를 받는 사람에게서 발견되었다.

저주파수(LF) 영역은 특히 단기 기록에서 교감신경계 및 부교감신경계 활동 모두를 반영할 수 있다. 부교감신경계 영향은 특히 호흡수가 분당 7 호흡 아래에 있을 때 또는 사람이 심호흡을 하였을 때 나타난다. 또한 이 영역은 "압수용체(baroreceptor) 범위"로 불리우는데, 압수용체의 움직임(그리고 때때로 혈압 파형의 움직임과 공명을) 반영하기 때문이다.

깊은 이완 상태, 수면상태, 또는 프리즈 프레임 및 심장 록크-인(Heart Lock-In)과 같은 자율신경 평형을 촉진시키는 기술을 사용하였을 때 자연적으로 발생할 수 있는 것과 같이, 사람의 HRV 패턴 및 호흡이 동기화되거나 엔트레이닝될 때 엔트레이먼트가 일어나는 주파수는 종종 거의 0.1Hz 이다. 이것은 LF 대역의 중앙에 위치하는데, 실제로는 주로 부교감신경계 활동 및 혈관의 공명의 증가에 기인함에도, 교감신경계 활동이 크게 증가한 것으로 잘못 해석될 수도 있다. 정교한 모델링 기술은 정상 상태에서, LF 대역에서의 전체 파워의 약 50%가 중앙 레벨에서 발생하는 굴결절(sinus node)에 작용하는 신경 신호에 의해 설명되고, 나머지 파워의 대부분은 동맥압 조절 피드백 루프에서의 공명에 기인한다는 것을 보여주었다. 이 교감신경계는 0.1Hz보다 훨씬 높은 주파수로 나타나는 리듬을 생성하는 것 같지는 않은 반면, 부교감신경계는 0.05 Hz의 주파수 아래에서 동작하는 것으로 관찰될 수 있다. 따라서, 느린 호흡수의 주기를 갖는 사람에게 있어서, 부교감신경계 활동은 LF 대역내에 있는 주파수에서 심장 리듬을 변조할 것이다. 따라서, ANS(자율신경계) 가지의 어느 것이 LF 영역으로 파워를 공급하고 있는지를 식별하기 위해, 호흡 및 PTT(펄스 천이 시간) 모두가 동시에 기록되고 고려되어야 한다.

엔트레이먼트 모드에 있는 동안의 LF 파워의 증가는 증가된 압수용체 구심성 활동(baroreceptor afferent activity)을 나타낸다. LF 대역이 압수용체의 증가된 구심성 활동을 반영하는 것으로 나타났다. LF 대역은 실제로 압수용체 반사 감도를 반영하는 것으로 나타났고, 또한 생리적인 상태에 의해 영향을 받는다. 증가된 압수용체 활동은 뇌로부터 주변 혈관상으로 교감신경계 흐름을 억제하고, 이에 반하여, 스트레스는 교감신경계 흐름을 증가시키고 압반사 활동을 억제한다. 깊은 지속적인 이해의 상태 동안에 나타나는 LF 파워의 증가는 고혈압의 제어에 중요한 의미를 가질 수 있는데, 압반사 감도가 고혈압인 사람에게 있어서는 감소되기 때문이다.

HRV 파형 및 PSD 데이터에서 보여질 수 있는 엔트레이먼트 모드로의 FF중재후에 현저하고 명백한 천이가 존재한다. 또한, 많은 피실험자들이 그들이 어떤 사람과 "긴장된" 대화에서 반응하기 시작하는 동안 FF 기술을 사용할 수 있다고 보고한다. 이런 조건에서 조차, HRV 파형은 그들이 엔트레이먼트 상태로 이동할 수 있고 상기 상태를 유지할 수 있다는 것을 나타낸다.

타코그램 데이터로부터, 어떤 사람이 좌절의 상태에서부터 진실한 이해의 상태로 이동함에 따라 큰 진폭의 잡음파에서부터 유사한 진폭의 비조화 파형(엔트레이먼트)으로의 천이가 상기 파형에서 일어나는 것이 발견될 수 있다. 또한 우리는 매우 깊은 평화 및 내적 조화의 특별한 감정적 상태를 나타내기 위해 우리가 "증폭된 평화"로 부르는 부가적인 상태를 식별했다. 이러한 상태에서, HRV파형은 더 작은 진폭의 파(내부 코히어런스)가 된다. 일반적으로, 주파수 영역(PSD)에서의 천이는 적당한 증폭의 광대역 스펙트럼에서부터 매우 큰 증폭의 약 0.1Hz의 협대역 스펙트럼(엔트레이먼트)으로 그리고 그다음에 매우 작은 진폭의 광대역 스펙트럼(내부 코히어런스)으로의 천이이다.

대부분의 사람에게 있어서, 제로에 가까운 작은 HRV는 지금 방금 설명된 바와 같이, 그것이 심박수에서의 변화 및 ANS에서의 감소된 정보의 흐름에 대한 심장의 탄력성의 손실을 암시하기 때문에 잠재적인 병리학적 상태 또는 노화의 표시기이다. 그러나 예외적으로, 훈련된 피실험자에게 있어서, 제로에 가까운 작은 HRV는 그들이 감정 및 자율신경계를 스스로 제어하고 있다는 표시인데, 왜냐하면 보통의 경우엔 그들의 HRV가 크고 그리고 내부 코히어런스 모드로의 이동이 증폭된

평화 상태로 의도적으로 들어간 결과이기 때문이다. 이것은 (HRV가 항상 낮은 경우에) 더 낮아진 HRV를 강조하는 병리적 조건과는 매우 다르다. 감정상태 및 HRV 사이의 관계는 다른 경우에는(다른 측정방법에 의한 경우에는) 건강해 보이던 사람에게서 이따금씩 관찰되는 낮은 HRV에 대한 이유를 설명할 수 있을 것이며, 이와 같이 건강한 사람에게서 가끔씩 나타나는 낮은 HRV의 관찰은, 확실하게 질병을 예측하려는 HRV 분석의 임상적 유용성에 손상을 주어왔다.

내부 코히어런스 상태 동안, 심장에 의해 생성된 전자기 에너지장은, 심전계(ECG) 신호의 고속 푸리에 변환(FFT) 분석에서 보여지는 것처럼, 코히어런트(coherent) 전자기장의 명백한 예이다. 비선형 시스템에서의 코히어런트 신호 및 노이즈 사이의 상호작용에 대한 최근의 향상된 이해의 결과, 이러한 비열적(nonthermal)인 코히어런트 전자기 신호가 세포에 의해 검출될 수 있다는 것을 예측하게 되었다. 추가적인 증거는 코히어런트 전자기장이 세포의 기능에 대해 중요한 의미를 지님을 암시한다. 예를 들어, 비열적, 초저주파 전자기 신호가 세포내 칼슘 신호에 영향을 줄 수 있다는 것이 최근에 입증되었다. 또한, 코히어런트 전자기장은 인코히어런트 신호보다 오르니틴 데카르복실라제(ornithine decarboxylase) 활동과 같은 효소성 경로에 실질적으로 더 많은 세포 효과를 생성하는 것으로 알려졌다. 이러한 사실은 내부 코히어런스의 상태가 또한 세포 기능에 영향을 주고 감정 상태, 자율신경 기능, HRV 및 세포 프로세스 사이에 잠재적인 링크를 제공할 수 있다는 것을 제안한다.

의식적인 주의 집중 및/또는 긍정적인 감정은 HRV 및 PSD에 상당한 영향을 주는 것으로 알려졌다. 본 연구의 결과는 이전 작업을 뒷받침하고 부정적인 감정 상태를 최소화하고 긍정적인 감정 상태를 강화시키는 심리적인 중재가 심혈관의 기능에 상당히 강한 영향을 줄 수 있다는 것을 제안한다.

이 분야에서의 연구 결과는 이해의 순수한 느낌이 LF 및 HF 활동으로의 파워 스펙트럼 변이를 생성한다는 것을 입증하고, 1) 생물학적 진동자를 포함하는 신체의 주요 중추가 서로 연결된 전기적 진동자로서 동작할 수 있고, 2) 정신 및 감정의 자체를 통해 이러한 진동자가 동작이 동기화된 모드로 들어갈 수 있으며, 3) 이러한 동기화가 신체에 미치는 영향이 지각 및 심혈관 기능에서의 상당한 변이와 상관된다는 것을 암시한다. 긍정적 감정이, 고혈압 치료에 유리하고 울혈성 심부전 및 관상동맥질환을 가진 환자의 급사 가능성을 감소시킬 수 있는 교감미주신경 평형의 변화를 일으킨다는 것이 제시된다.

쉽게 사용가능하고 또한 대규모의 바이오피드백 장비가 필요없는 ANS의 평형에 관하여 정량화된 정보를 제공할 필요가 있다. 이러한 평형을 모니터링하는, 매일 일상생활에서 사용할 수 있는 이동가능한 방법이 또한 필요하게 된다.

발명의 상세한 설명

본 발명은 특정 신체 리듬을 측정된 후에, 자율신경계의 교감신경계 부분 및 부교감신경계 부분 사이의 평형을 반영하는 엔트레인먼트 상태를 간접적으로 결정하기 위해 이러한 정보를 분석하는 방법을 제공한다.

본 발명의 일 실시예에 따라, 본 방법은 피실험자의 심박동을 샘플링하는 단계, 시간의 함수(HRV(f))로서 심박동의 심박수 변화율(HRV(t))을 결정하는 단계, HRV(t)를 주파수의 함수(HRV(f))로서 표현하는 단계, HRV(f)에서 주파수의 분포를 결정하는 단계, HRV(f)의 피크 주파수를 선택하는 단계, 상기 피크 주파수의 에너지(E_{peak})를 결정하는 단계, 상기 피크 주파수 아래의 에너지(E_{below}) 및 상기 피크 주파수 위의 에너지(E_{above})를 결정하는 단계, E_{below} 및 E_{above} 에 대한 E_{peak} 의 비를 결정하는 단계, 및 피실험자에게 제1 표시 포맷으로 상기 비에 관련된 제1 파라미터의 표시를 제공하는 단계를 포함한다.

본 발명의 일 태양에 따라, 장치는 제1 소정의 시간 주기에 대하여 피실험자의 심박동을 샘플링하도록 적용된 샘플링 수단, 디스플레이 유닛, 상기 샘플링 수단 및 상기 디스플레이 유닛에 연결된 프로세싱 유닛을 포함하고, 상기 프로세싱 유닛은 제1 소정의 시간 주기 동안 각 비트 사이의 간격을 측정함으로써 심박수의 심박수 변화율(HRV)을 결정하도록 적용되고, 상기 HRV는 시간의 함수이고, 상기 프로세싱 유닛은 상기 HRV의 주파수 분포를 결정하도록 적용되고, 상기 주파수 분포는 적어도 하나의 피크를 갖고, 적어도 하나의 피크는 제1 수의 주파수를 포함하고, 상기 프로세싱 유닛은 그것의 주파수 분포의 제1 파라미터를 계산하도록 적용되고, 상기 제1 파라미터는 적어도 하나의 피크에 대한 면적 대 주파수 분포의 나머지 부분에 대한 면적의 비율이고, 그리고 상기 프로세싱 유닛은 제1 파라미터를 디스플레이 유닛으로 출력하여 피실험자에게 보여준다.

본 발명의 일 태양에 따라, 본 방법은 제1 소정의 시간 주기 동안 피실험자의 각 심박동 사이의 시간 간격을 포함하는 심박수 변화율(HRV) 정보를 수신하는 단계, 상기 HRV를 주파수의 함수로서 표현하는 단계, 제1 범위의 주파수에서 상기 HRV

에서의 파워를 결정하는 단계, 상기 제1 범위의 주파수에서 파워 피크를 선택하는 단계, 제2 범위의 주파수에서 상기 HRV에서의 상기 파워에 대한 상기 선택된 파워 피크에서의 파워에 관련된 제1 파라미터를 계산하는 단계, 및 제1 파라미터를 상기 피실험자에게 나타내는 단계를 포함한다.

도면의 간단한 설명

- 도 1은 고등생물의 자율신경계(ANS)의 교감신경계 및 부교감신경계의 하위 조직이 상호 심박수 변화율(HRV)에 영향을 미치는 것으로 믿어지는 방법을 고도로 개략한 형태로 도시한 도면,
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따라 결정된 HRV의 파워 스펙트럼 분포(PSD)를 도시한 도면,
- 도 3은 특성 시간 영역 HRV 및 상응하는 PSD를 4개의 뚜렷한 ANS 상태에 대하여 도시한 도면,
- 도 4A 내지 도 4C는 피실험자가 ANS의 평형을 향상시키기 위해 구체적으로 설계된 감정 자가조절 프로토콜을 의식적으로 실행하기 전 및 후에, 피실험자의 시간영역 HRV, 펄스 천이시간, 및 호흡수, 및 상응하는 PSD를 도시하는 도면,
- 도 5는 상술된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 증가된 자율신경 평형(AB)의 표시기인, HRV를 측정하고 엔트레인먼트의 정도를 계산하는 장치를 도시한 도면,
- 도 6은 본 발명에 따라 결정된 바와 같이, HRV 및 엔트레인먼트 비를 동시에 디스플레이하는 하나의 포맷을 도시하는 도면,
- 도 7A-7E는 본 발명에 따라 AB를 계산하는 과정을 순서도 형태로 도시하는 도면,
- 도 8A-8F는 도 7A-7E의 과정의 단계를 도시하는 도면,
- 도 9는 AB를 계산하는 운반가능한 장치를 도시하는 도면, 및
- 도 10-12는 본 발명의 일 실시예에 따라 결정된 바와 같이, 얻어진 레벨의 엔트레인먼트의 애니메이션드 비주얼 표시를 제공하는 3개의 상이한 시퀀스의 그래픽 디스플레이를 도시한 도면.

실시예

본 발명을 수행하는 최상의 모드

아래의 본 발명의 설명 및 그것의 다양한 태양 및 실시예에서, 우리는 특정 용어를 사용할 것이다. 참고로 우리의 바람직한 그 정의는 다음과 같다:

상술된 바와 같이, Freeze-Frame[®]는 자기관리의 하트매쓰 시스템에서 사용되는 도구 중의 하나이다. 그것은 외부적 또는 내부적 일에 대한 정신적 및 감정적 반응을 의식적으로 푼 후에 사랑 또는 이해와 같은 긍정적 감정에 초점을 맞추면서 주의력을 정신과 감정에서부터 심장 주변의 신체부위로 이동시키는 동작으로 구성된다. 따라서 이 도구를 사용함으로써 주의력의 초점을 정신으로부터 심장으로 이동시킬 수 있다. 이러한 이동은 그 순간에 더 넓고 더 객관적인 지각을 야기한다.

이후에 사용되는 바와 같이, 용어 "이해(appreciation)"는 피실험자가 어떤 사람 또는 어떤 사물에 대한 진실하거나 적극적인 이해의 느낌을 명확하게 지각하거나 인식하는 상태를 의미한다. 그것은 이러한 HRV 변화를 생성하지 않는 이해의 정신적 개념과 대조되어, 진심에서 우러나오는 이해의 감정이며 HRV 변화와 관련된다. 용어 "증폭된 평화"는 정상적으로 경험되는 것보다 평화 및 집중의 훨씬 더 깊은 상태가 느껴지는 내적 상태를 의미한다. 또한 이러한 상태에서 인식의 새로운 차원의 임계선 상에 서있는 감각을 갖는다. 사람에게서는 새로운 직관의 영역에 접근하였다는 인식 및 내적 평형감이 있다. 임의의 경험 상황에서와 마찬가지로, 그 감각을 적절히 묘사하는 단어를 찾기는 어렵다. 이것은 사람이 통상적으로 겪게 되는 상태가 아니라 오히려 상대적으로 짧은 시간동안 들어가는 상태이다. 그러나, 심장에 초점이 맞추어진 상태를 유지하는

연습을 통해 이러한 상태에서의 시간의 비율이 증가될 수 있다. 그것은 사람이 해변 또는 숲에 있을 때 자신의 통상의 경험을 넘는 자연 또는 그 자신과의 특별히 깊은 접촉을 느낄 때 가끔 갖는 그러한 순간과 유사한 것으로 묘사될 수 있다. 그것은 때때로, 우리가 경험하는 더 내면의 문제 또는 이슈에 대한 답을 찾을 때의 순간이기도 하다.

용어 "생물학적 진동자"는 리드미컬한 진동을 생성하는 세포 또는 세포군을 의미한다. 순간의 조직 동맥압이 연속적으로 기록될 때, 각 심박동 및 각 호흡에서의 파동을 볼 수 있다. 자율신경계내의 이러한 리드미컬한 활동은 적어도 3개의 생물학적 진동자 시스템에 의해, 즉, 1) 호흡 진동자와 임의의(facultative) 연결(엔트레인먼트)을 갖는 뇌간 네트워크내의 센트로제닉(centrogenic) 리듬, 2) 압수용체 피드백 네트워크, 및 3) 혈관의 평활근의 오토리드미시티(autorhythmicity)에 의해 지원되는 것으로 나타난다. 진동자의 각각이 상이한 주파수를 발생시킬 수 있고 진동 사이의 위상지연이 용이하게 변화될 수 있다는 사실은 혈압 파형이 매우 다양하고 예측불가능하다는 일반적인 경험을 설명한다. 유사한 기본 주파수를 갖는 몇개의 진동의 존재는 진동 사이의 동기화 및 엔트레인먼트를 가능하게 한다. 따라서, 우리는 정규적이고 안정된 혈압 파형은 복잡한 다진동자(multi-oscillatory) 시스템의 엔트레인된 작용의 표현이라고 추정할 수 있다.

동맥 펄스 천이시간(PTT)은 심장으로부터 주변의 기록 부위로의 동맥 펄스파의 이동속도의 측정값이다. 동맥 벽의 탄성력을 모니터링하여 매 비트마다 혈압의 변화를 표시하는 비침습성(non-invasive) 방법으로서 사용된다. 동맥압 펄스는 동맥계를 따라 빠르게 통과하는 혈압파이다. 이 펄스파 속도(4 내지 5 m/s)는 혈류의 속도(< 0.5m/s)보다 훨씬 더 빠르다. 이 펄스파 속도는 압력과 관련된 동맥벽의 탄력성의 변화에 의해 직접적으로 변화한다. 동맥벽이 더 단단하거나 수축할수록, 이 파의 속도는 더 빨라진다. 이로부터, PTT는 혈압에 반비례하여 변화해야 한다. 이러한 효과의 크기의 공통 추정치는 PTT가 mmHg의 압력 변화당 약 1 ms만큼 변한다는 것을 나타낸다.

우리는 또한 우리의 연구실에서 실행된 특정 연구의 결과를 설명할 것이다. 그러한 연구의 특성 및 조건을 더 완전하게 이해하기 위해, 우리는 다음의 중요한 절차를 설명하기 원한다:

연구실 내의 연구에 있어서, FF 기술로 훈련된 사전 선택된 사람들이 ECG 전극을 착용한 채 몸의 움직임 최소화하기 위해 끈고 높은 등받이 의자에 앉고, 그 후에 10분의 휴식 기간을 준다. ECG 측정은 휴식 기간동안 기록되고 이 때의 마지막 5분은 베이스라인 기간으로 사용된다. FF 기술을 사용하여 다음 5분 동안 사랑의 감정을 갖는 상태에 의식적으로 초점을 맞출 것을 피실험자가 요구받는 동안 기록이 계속된다. 선택된 수의 피실험자들이 각 세션마다 평가된다. 고지에 입각한 동의를 구한 후, 각 세션 전에, 피실험자는 말하거나, 즐기거나, 과도한 신체 움직임, 또는 의도적으로 호흡을 바꾸는 것을 삼가할 것을 요구받는다. 이 세션 동안 어떠한 과장된 호흡이나 몸의 움직임이 없도록 보장하기 위해 피실험자는 주의깊게 모니터링된다.

동일한 피실험자들은 그들의 업무 장소에서의 정상적인 근무일을 포함하는 24 시간동안의 주기동안 보행용 ECG 레코더를 착용할 것이 요구된다. 피실험자들은 그들이 스트레스를 느끼거나 평형을 벗어날 때, 적어도 3개의 별개의 경우에 FF 기술을 사용하도록 요구된다. 피실험자들은 그들이 FF 기술을 사용할 때마다, 레코더의 마커 버튼을 누르도록 지시된다. 연구의 이러한 부분은, 실제 생활의 긴장이 많은 환경에서 ANS 평형을 평가하고 교감미주신경 평형을 의식적으로 향상시키기 위한 FF 기술의 효능을 측정하기 위해 설계된다. 일반적으로, Ag/AgCl 일회용 전극이 모든 바이폴라 ECG 측정을 위해 사용된다. 플러스 전극이 6번째 늑골의 좌측에 위치하고, 기준이 오른쪽 쇄골위오목에 놓인다. 그라스(Grass) 모델 7P4 증폭기가 ECG 증폭을 위해 사용된다. 호흡은 가슴을 둘러싸고 있는 Resp-EZ 압전 벨트에 의해 모니터링된다. 펄스 천이시간(PTT)의 계산을 위해 혈압파를 기록할 때에는 그라스 모델 80 심장 마이크로폰을 사용한다. PTT 간격은, ECG의 R 파의 피크 및 왼손 집게손가락에서 동일한 심장 수축과 관련된 펄스파의 출현 사이의 시간에 해당한다. 연구실 내의 연구에서는, 델 마 홀터(Del Mar Holter) 기록시스템 모델 363을 사용하여 보행용 ECG 기록을 행한다.

데이터 분석 위상 동안, HRV파형은 R-R 간격 타코그램의 형태를 취한다. 이러한 신호의 스펙트럼 분석은 256Hz에서 샘플링된 ECG 신호로부터 취해진 R-R 지속 값의 연속적인 이산 급수로부터 얻어지고 FFT된다. 연구실내의 연구로부터의 모든 데이터는 바이오 팩(Bio Pac) 16비트 디지털izer 및 소프트웨어 시스템에 의해 디지털화된다. FFT, PSD 및 시간영역 측정을 포함하는 모든 포스트 분석은 DADiSP/32 디지털 신호처리 소프트웨어로 이루어진다. 인위성이 배제된 (artifact-free), 홀터(Holter) 테이프 데이터로부터의 모든 FF 응답이 분석에 사용된다.

연구실 내의 연구에 있어서, HRV 데이터는 FF의 실행전 5분 동안 및 FF의 실행중 5분 동안 분석된다. 시간영역 추적(trace)은 상기 두 5분 시간동안 전체 평균 심박수를 얻고 상기 평균값의 주변의 표준 편차를 계산함으로써 분석된다. 시간영역 데이터의 FFT는 파워 스펙트럼을 3개의 주파수 영역, 즉, VLF(0.01 내지 0.05Hz), LF(0.05 내지 0.15Hz) 및 HF(0.15 내지 0.5Hz)로 나눔으로써 분석된다. 이러한 각각의 영역에서의 전체 파워의 적분, 모든 영역(VLF+ LF+ HF)에서의 전체 파워, VLF/HF 비, 및 LF/(VLF+ HF)비가 베이스라인 및 FF 주기에서 각각의 사람에 대해 계산된다. 다음의 기준들이 피실험자들을 2개의 서브그룹으로 분류하기 위해 사용된다:

VLF 또는 HF 영역내에서는 어떠한 의미있는 피크를 갖지 않으면서 HRV 파워 스펙트럼의 LF 영역내에서 매우 좁은 대역의 높은 진폭 신호를 가지며, HRV 데이터의 시간영역 추적에서, 상대적으로 조화된 신호(harmonic signal)(사인파 형상)를 갖는 것에 의해 특징지워지는 엔트레인먼트 모드; 및

베이스라인과 비교하여 전체 HRV 파워 스펙트럼에 걸쳐서 의도적으로 생성된 매우 낮은 진폭 신호에 의해 특징지워지며, 이 모드의 최종 판별기는 ECG 진폭 스펙트럼이고, 이 때 기본 주파수의 처음 7개쯤의 고조파가 뚜렷하게 디스플레이되고, 매우 적은 중간 주파수가 상당한 크기의 진폭을 갖는, 내부 코히어런스 모드.

일반적으로, 감정 표현 값에 대한 미가공 데이터(raw data) 베이스라인 값은 각 그룹에 대한 포지티브 및 네가티브 차이에 대한 계수(rank)의 합을 이용하는 윌콕슨 사인드 랭크 테스트(Wilcoxon Signed Rank Test)(T)를 사용함으로써 중요성에 대해서 분석된다. 윌콕슨 p 값은 윌콕슨 사인드 랭크 테스트(T)에 대한 임계값의 테이블에서 선택되었다. 전형적으로, 그룹이 전체로서 분석될 때, FF 주기 동안 심박수 또는 심박수 표준 편차에 있어서 아무 변화도 없을 것이다. 그러나, 파워 스펙트럼 분석은 보통 VLF/HF 비에서의 상당한 감소 및 LF 파워($p < .01$), HF 파워($p < .01$) 및 LF/(VLF+ HF)비($p < .01$)에서의 상당한 증가를 나타낸다(여기서 p는 확률이다).

인체의 특정 신호 및 기능의 매우 단순화된 개략도를 도 1에 도시하였다. 이러한 도면은 인간의 자율신경계의 모든 기능을 포함하는 것은 아니며, 다만 현재 심장의 동작에 직접적으로 관련된다고 생각되는 신호 및 기능의 모델을 제공한다. 도 1에 도시된 바와 같이, 뇌간(5)은 인체 전체로부터 제어 및 상태 정보로 구성되는 입력 신호를 수신한다. 따라서, 예를 들어 뇌간(5)은 수많은 다른 조직계통의 입력은 물론 호흡, 혈압, 심장의 출력, 체온조절, 및 레닌안지오텐신(reninangiotensin)과 관련된 정보를 수신한다. 중앙 신경계통(CNS)의 제어 센터로서 기능할 때, 뇌간(5)은 연속적으로 이러한 모든 구심성(afferent) 정보를 요약하고 교감신경계 또는 부교감신경계의 하위조직을 통해 심장(7)에 적당한 출력을 종합한다.

감지된 위험에 응답할 때와 같이, 증가된 심박수 및 혈압을 초래하는 교감신경계의 출력 제어 신호는 상대적으로 낮은 주파수(LF) 리듬인 경향이 있음이 연구결과 입증되었다. 그와 대조적으로, 교감신경계의 효과를 제한하거나 억제하도록 동작하는 부교감신경계는 상대적으로 높은 주파수(HF) 신호인 경향이 있다. 일반적으로, 교감신경계가 더 활동적이고 흥분된 상태를 생성하는 반면에 부교감신경계는 꽤 느슨한 상태를 생성하는 경향이 있다. 예를 들어, 흡입시에, 부교감신경계는 억제되고 교감신경계는 더 활동적이어서, 심박수가 증가하는 결과를 야기한다. 이와 대조적으로, 숨을 내쉴 때 부교감신경계는 활동적이고, 따라서 심장으로의 더 강한 부교감신경의 신호를 야기하고 심박수는 감소된다.

또한 뇌간(5)은 심장(7)내의 확장(압력) 및 화학적 변화에 민감하고 심장 전체에 그리고 심장(7)의 대동맥활(aortic arch) 내에 위치한, 압수용체 네트워크, 및 다른 수용체 뉴런으로부터 구심성 정보를 수신한다. 심장(7)이 박동하고 그 벽이 부풀어 오름에 따라 다양한 압수용체가 작동유발(trigger)되어 심박동의 함수인 신호를 제공하는데, 심박수의 증가는 일반적으로 압수용체 신호의 증가로 반영된다.

뇌간(5)으로부터의 부교감신경 및 교감신경의 제어 신호에 응답하여, 심박수가 변한다. 심장(7)의 굴절률(SN)은, 이러한 자율신경 제어신호의 상대적인 크기에 대하여 비선형적으로 관계되는 속도로 심박동의 개시를 초기화하도록 하는 선천적인(natural) 페이스메이커(심장박동 조절장치)로서 동작하는 세포군이다. 심장이 특정 변화성을 갖고 박동하는 것이 측정되었는데, 심박동 사이의 시간은 일정한 것이 아니라 부교감신경계 및 교감신경계 신호 사이의 변하기 쉬운 상대적 평형에 따라 변화한다. 전형적인 심박수 변화율(HRV) 파형이 도 1에 도시되었다. 도시된 바와 같이 HRV는 일정하지 않고 시간에 따라 변하지만, 여전히 일반적으로 주기적인 패턴을 보여준다.

도 2는 예로서, 시간영역에서 가장 편리하게 측정된 HRV파형의 주파수영역으로의 변환을 도시한다. 그러한 변환은 주어진 고속 푸리에 변환(FFT)과 같은 표준 디지털 신호처리(DSP) 방법에 의해 이루어질 수 있다. 이 변환 방법은 시간영역 파형에서의 상이한 주파수 성분(리드미컬한 패턴)에 대한 상대적 진폭을 측정하는 히스토그램 형태를 만들어낸다. 고속 실시간 리듬은 스펙트럼의 고주파수 부분(우측)에 표시되는 반면, 저속 리듬은 좌측의 저주파수 부분에 나타난다. 임의의 주어진 피크는 단일 리듬의 프로세서 때문에 또는 매우 유사한 주파수를 갖는 리듬의 혼합 때문에 생겨난다. 후자는 피크의 높이와 그 폭을 증가시키는데 기여할 것이다. 심박수 분석의 경우, 파워 스펙트럼내에 존재하는 상이한 주파수(피크)는 자율신경계(즉, 교감신경계 및 부교감신경계) 활동에서의 주기적인 파동으로 인하여 발생된다.

일단 주파수 영역에서, 파워 스펙트럼 분포(PSD)는 공지된 DSP 기술을 사용하여 계산되고, 수평축이 주파수를 의미하는 좌표에서 수직축상에 기입된다. 일반적으로, 파형의 파워 스펙트럼은 각 성분의 제곱에 대한 파형 진폭을, 그 성분의 주파

수의 함수로서 그래프상에 나타낸 것이다. 이러한 그래프 표시는, 주파수(f)의 함수로서 작은 주파수범위 내에 존재하는 파형의 파워를 나타내며, 헤르츠 당 에너지 단위로 표시된다. 본 예에서, PSD의 단위는 파형 측정값으로서 주어지며, 상세하게는 초당 분당비트수의 제곱(BPM²/Hz, 여기서, 헤르츠(Hz)는 주파수 또는 초당 사이클)으로서 주어진다.

일반적으로 인간의 정신 상태 및 감정 상태가 ANS 활동에 특히, 부교감신경계 및 교감신경계 사이의 평형에 상당한 효과를 갖는다는 것이 알려져 있다. 우리는 일반적으로 흥분 또는 두려움이 병을 야기하는 반면에 이해 또는 사랑과 같은 감정이 건강을 향상시킨다는 것을 발견하였다. 후자의 상태는 신체내의 다른 진동 시스템은 물론 호흡 및 HRV 사이의 연결을 촉진하도록 도모되었다. 본 설명을 위해, 우리는 HRV 파형 및 호흡 파형이 동일한 속도로 0.1Hz 주파수 근처에서 동작하여 사인파로서 나타나는 상태를 '엔트레인먼트'라고 부르기로 한다. 심장 기능의 이러한 모드가 신경계의 교감신경계 가지(branch) 및 부교감신경계 가지 사이의 증가된 평형과 상관(correlate)하는 것으로 문서로 증명됨에 따라, 이것은 또한 "자율신경 평형"(AB)의 상태로도 언급된다. 특히 본 발명은 본 발명의 사용자가 엔트레인먼트 및 AB를 자신이 원할 때 달성하게끔 보조하거나 용이하게 하도록 의도되었다. 일단 달성되면, 다양한 잘 문서화된, 유리한 생리적인 프로세스가 강화될 것이다. 특히, 아래에 논의된 본 발명의 몇몇 실시예는 엔트레인먼트 및 AB의 본질적인 특성을 더욱 강화하고 확장하는 경향이 있는 방식으로 사용자에게 비주얼 피드백을 제공하도록 설계된다.

다양한 감정 상태에 있는 피실험자의 시간영역 HRV가 도 3A에 도시되었고, 도 3B는 상응하는 PSD를 도시한다. 베이스라인 조건은 피실험자가 정상적으로 휴식 상태에 있을 때인 것으로 간주된다. 병이 있는 상태는 피실험자가 노여움 또는 두려움과 같은 흥분된 감정을 느끼고 있을 경우이다. 교감신경계에 의해 원인이 된 저주파수 요소를 뚜렷하게 도시하는, 이러한 파형의 더 불규칙한 특성을 주목하라. 이와 대조적으로, 엔트레인먼트 상태에서, 파형은 상당히 더 규칙적이고 정돈되어 있다. 엔트레인먼트는, 우리가 보여준 바와 같이, 이해 또는 사랑과 같은 긍정적인 감정 상태를 만드는 의식적인 계획 또는 프로토콜을 따름으로써 얻어질 수 있는 상태이다.

여기에 정의된 바와 같이, 이러한 용어는 사람의 정신적 상태 및 감정적 상태를 설명하고, 상기 그래프는 2개의 성질이 뚜렷한 "심장 기능 모드"의 전기생리적인 특성을 도시하는 역할을 한다. 하나의 분석 방법에 의하면, HRV 파형 및 호흡과 같은 다른 생물적인 진동자 사이에 주파수 록킹(frequency locking)이 일어날 때에 엔트레인먼트 모드가 달성된다. 또 다른 상관이 심박수 및 그 변화율의 다른 파라미터는 물론 HRV 파형 및 다른 생리계를 포함하는 피실험자의 일반적인 상태 사이에 만들어질 수 있음을 주목하라. HRV 및 피실험자의 감정적, 정신적 상태 사이의 상응이 여기 예시로서 제시되고 있는데, 여기에는 문서로 증명된 강한 관련성이 있다. 그러나, 대안적인 실시예는 HRV를 다른 기능 및 조건과 상관시킬 수 있고, 여기 예로서 설명된 것에 제한되지 않고 오히려 HRV 파형 및 그러한 조건과의 상관관계의 분석이 본 발명에서 얻어진다. 이와 마찬가지로, 감정적 상태 및 정신적 상태와의 상응은 도 3A 및 도 3B에 도시된 것에 제한되지 않는다.

한 개인에 대해 FF 기술을 실시하기 전후에 취해진 3개의 동시에 기록된 신체 응답이 도 4A에 도시되었다. 제1 기록된 신체 응답은 분 당 비트수(beats-per-minute; BPM)로 디스플레이된 HRV이다. 제2 기록된 신체 응답은 초 단위로 측정된 펄스 천이시간(PTT)이다. 제3 기록된 신체 응답은 진폭이 밀리볼트(mV)로 측정되는 호흡이다. 도 4A에 도시된 바와 같이, 각 기록된 신체 응답은 약 300초에서 극적으로 변화하는데, 그 개인이 FF 기술을 실행하고 있는 시점이다. 그 때, HRV, PTT 및 호흡파형의 엔트레인먼트가 얻어진다. 이러한 엔트레인먼트가 AB 및 증가된 생리적인 코히어런스의 특징을 나타내고 있다.

도 4A의 각 기록된 신체 응답에 대한 상응하는 PSD가 도 4B에 도시되었다. 각 기록된 신체 응답에 대한 파워 스펙트럼이 FF를 실행하기 전에 넓은 주파수 범위를 갖는 것을 주목하라. 그러나, FF를 실행한 후에는 도 4C에 도시된 바와 같이 각 기록된 신체 반응에 대한 파워 스펙트럼은 훨씬 더 좁은 주파수 범위를 갖고, 각각의 경우에 최대 PSD는 약 0.1Hz 및 0.15 Hz의 주파수 사이에 집중된다. 또한, 엔트레인먼트 동안, HRV 및 PTT의 모두에 대한 최대 PSD는 FF 전에 기록된 것보다 훨씬 더 크다.

본 발명의 일 실시예에 따라 구성된 엔트레인먼트 장치(10)가 도 5에 도시되었다. 이러한 특정 실시예에서, 엔트레인먼트 장치(10)는 포토 플레디스모그래픽 핑거 센서(photo plethysmographic finger sensor)(12) 및 모니터(15)를 갖는 컴퓨터 시스템(14)을 포함한다. 포토 플레디스모그래픽 센서(12)는 커플링 케이블(16)을 통해 컴퓨터 시스템(14)에 전기적으로 연결된다.

동작하는 동안, 사람의 손가락(18)이 플레디스모그래픽 센서(12)와 접촉된 상태로 놓인다. 이러한 특정 실시예에서, 상기 센서(12)는 손가락(18) 및 센서(12)사이의 적당한 접촉을 보장하기 위해 손가락(18)위에 놓여진 스트랩(20)을 포함한다.

포토 플레디스모그래픽 센서(12)는 사람의 심박동에 의해 생성된 펄스파를 손가락(18)을 통해 검출하고, 이러한 정보를 컴퓨터 시스템(14)에 보낸다. 컴퓨터 시스템(14)은 이러한 심박동 데이터를 모아 분석하고, 그 사람의 엔트레인먼트 레벨을 판정한다. 얻어진 엔트레인먼트 레벨의 표시는 모니터(15)상에 디스플레이된다.

본 발명의 일 실시예에 따른 엔트레인먼트 장치(10)에 의해 생성된 디스플레이 출력(22)이 도 6에 도시되었다. 이러한 특정 실시예에서, 분 당 비트수(BPM)로 측정된 사람의 심박수는 선택된 시간 주기에 대하여 도표로 디스플레이된다. 이러한 동일한 시간 주기에 대한 누산된 엔트레인먼트 스코어는 계산된 엔트레인먼트 준과 관련하여 도표로 디스플레이된다. 또한, 사람의 엔트레인먼트 비 및 평균 심박수가 동일한 시간 주기에 대하여 도표로 디스플레이된다.

도 7A-7E는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 엔트레인먼트 파라미터(EP)를 계산하는 방법을 도시하였다. 일반적으로, 심박수의 심박동간(beat-to-beat) 변화를 모니터링하는 단계, EP를 계산하는 단계, 및 계산된 EP의 분류의 표시를 나타내는 단계를 포함한다. 본 방법은 시작 블록(30)에서 시작한다. 과정은 HRV 데이터가 얻어지고 다음 단계에 대비하여 처리되는 단계(32)에서 초기화된다. 단계(34)에서 엔트레인먼트 파라미터(EP) 및 스코어가 계산된다. 이 엔트레인먼트 파라미터는 HRV 처리된 데이터의 파워 분포에 의해 결정되고, 이 스코어는 EP의 과거 표시이다. 그후에, EP 및 스코어는 단계(36)에서 표시되고, 이 단계(36)는 디스플레이 터미널에 이러한 정보를 제공하는 단계를 포함할 수 있다. 과정은 판정블록(38)으로 계속되고 과정이 종료할지를 결정한다. 이 과정이 종료되면, 처리는 과정이 종료되는 단계(40)로 계속한다. 과정이 종료되지 않으면, 과정은 블록(34)으로 돌아간다.

이 과정은 도 7B에서 더 상세화는데, 도 7B에서 심박동은 단계(42)에서 모니터링된다. 이것은 심전계(ECG)와 같은 전기 감지장치, 포토 플레디스모그래픽 센서(12)와 같은 광감지 장치, 또는 임의의 다른 장치 또는 수단을 사용하는 단계를 포함할 수 있고 그에 의하여 각각의 심박동은 실질적으로 실시간에 확인될 수 있다. 예를 들어, 정규 시간 간격에서, 초 당 100 번이고, 센서(12)의 출력은 종래 아날로그-디지털(A/D) 변환기(도시되지 않음)를 사용하여 샘플링되고 디지털화된다. 단계(44)에서, 생샘플(미가공 샘플)이 저장된다. 이러한 미가공 데이터(raw data)는 기본적으로 각 심박동 및 그것이 발생한 상대적인 시간의 기록이다. 저장된 미가공 데이터는 비트간 간격(inter-beat-interval:IBI) 정보를 포함하는 것으로 생각될 수 있고, 이것으로부터 비트 사이의 시간 간격이 결정될 수 있다. 그것은 일반적으로 "심박수 변화율" 또는 단순히 HRV로 불리우는 IBI 편차이다.

심박수를 모니터링할 때, 노이즈 및/또는 오판과 같은 인위적 요소가 처리를 방해하는 경향을 가질 수 있다는 것에 주목해야 한다. 인위적 요소 및 기타 인위적으로 도입된 노이즈가 제거되는 추가적인 단계가 블록(46)에 제공된다. 이는 종래의 DSP 인위적 요소 제거 기술을 사용해서 행해질 수 있다. 블록(46)은 도 7E에 상세하게 도시되어 있고, 판정블록(94)에서 $Ravg_{i-1}(1-Pmin)$ 을 시작한다. IBI_i 로 간주된 현재의 IBI는 비트사이의 절대 최소 간격($Amin$) 및 비트사이의 절대 최대 간격($Amax$)과 비교된다. $Amin$ 과 $Amax$ 는 인간의 심박이 속하는 실질적인 범위를 반영한다. 예를들어, $Amin$ 과 $Amax$ 는 각각 IBI가 너무 길고 너무 짧아서 IBI가 그 값에서 정상적으로 발생하지 않는다는 것을 나타내고, 따라서, 이들 상태는 정확한 데이터가 아닌 인위적 요소를 검출하기 위해 사용된다. 만약 IBI_i 가 이들 양 극단값 사이에 해당하면, 과정은 단계(96)로 넘어간다. 만약 IBI_i 가 이 범위내에 해당하지 않으면, 더 이상의 체크는 행해지지 않고 불량 IBI_i 데이터를 제거하기 위해 단계(98)로 넘어간다. 러닝 평균($Ravg$)은 IBI 값을 위해 계산된다. $Ravg$ 값의 범위는 각각의 IBI_i 에 대해 판정되고, 그 후 다음값 IBI_{i+1} 을 검증하기 위해 사용된다는 것에 주목해야 한다. $Ravg$ 값의 범위는 IBI값의 비율로 판정된다. IBI_i 의 값을 구하기 위해서, IBI_{i-1} 에 대한 $Ravg$ 값의 범위가 사용된다. 일 실시예에서, 이 범위는 $Rmin_{i-1}$ 과 $Rmax_{i-1}$ 사이로 정의되고, $Rmin_{i-1}$ 는 $Ravg_{i-1}-30%$ 이고, $Rmax_{i-1}$ 는 $Ravg_{i-1}+30%$ 이다. 만약 하기의 관계를 만족하면 IBI_i 는 이 범위내에 속한다.

$$IBI_i \in [Ravg_{i-1}(1-Pmin), Ravg_{i-1}(1+Pmax)]$$

단계(96)에서 계속해서, 만약 IBI_i 가 이 범위내에 있으면, 과정은 단계(100)으로 넘어간다. 만약 IBI_i 가 이 범위내에 있지 않다면, 과정은 단계(98)로 넘어가서 IBI_i 는 불량 데이터로서 종료된다. 바람직한 실시예에서, 만약 너무 많은 에러가 발생하면, 충분히 양호한 데이터가 수신되어서 지속을 보장할 때까지 계산은 동결된다. 충분히 양호한 데이터는 하기의 관계로 나타낸다.

$$Amin < \forall \in [IBI_j, IBI_k] < Amax$$

여기서 IBI는 값(IBI_1, \dots, IBI_k)을 포함한다. 단계(100)에서, IBI_1 의 러닝평균은 $Ravg_1$ 로서 계산된다. 단계(102)에서, IBI_1 에 대한 $Ravg$ 의 최소 범위는 $Rmin_1$ 로서 계산된다. 단계(104)에서, IBI_1 에 대한 $Ravg$ 의 최대값은 $Rmax_1$ 로서 계산된다. 이들 값은 다음 IBI값, IBI_{j+1} 을 검증하기 위해 사용될 것이다. 이후에, 과정은 판정블록(106)으로 넘어가서, IBI처리가 더 행해질 것인지 및 이 과정이 판정블록(94)로 돌아갈 것인지를 판정한다. 그렇지 않다면 과정은 단계(48)로 돌아간다.

단계(48)에서, 예컨대 64초라는, 알맞게 크기가 정해진 미가공 데이터 샘플의 세그먼트가 선택되고, 이후에 단계(50)에서, 표준 DSP 기술을 사용해서 선형으로 보간(interpolate)된다. 구별을 용이하게 하기 위해, 미가공 IBI 데이터 포인트는 1000단위의 스케일이 되고, 즉 밀리초 단위로 바뀐다. 도 8A에 도시된 HRV 그래프는 스케일된 IBI 데이터의 표식 세트 및 선형으로 보간된 데이터 포인트를 도시하고 있고, 여기서 IBI 데이터 포인트는 흑색점으로 나타내지고 있고, 간섭 데이터 포인트는 "x"로 표시된다.

단계(52)에서, HRV 데이터의 선택된 세그먼트가 선형회귀 최소자승에 의한 선(line)(통상적인 DSP 기술)에서 감산됨으로써 그 값이 감소되고(demean) 추세가 제거(디트렌드:detrend)되어, 파형을 세로축에 대해 중앙에 위치시켜서, 파형이 천천히 증가하거나 감소하는 임의의 경향성을 제거한다. 도 8B에 도시된 바와 같이, HRV 세그먼트는 중첩된 선형회귀선으로부터 알 수 있는 바와 같이 시간에 따라 감소하는 경향이 있다.

당업자에게는 분명한 바와 같이, 단계(48)에서 수행되는 세그멘테이션 과정은 HRV데이터를 구형파와 컨벌브(convolve)하는 바람직하지 않은 부작용을 갖기 때문에, 이에 따라, 각각의 세그먼트 사이의 경계에 노이즈가 유입되는 경향이 있다. 예를들어, 각각의 세그먼트에서의 데이터의 포인트의 수가 128이면, 샘플(128, 129)의 사이에 상당한 노이즈가 유입된다. 해닝 윈도우(Hanning windowing)이라 불리는 공지된 DSP기술은 세그먼트의 주변부에서보다 중앙의 데이터 포인트에 효과적으로 더 많은 가중치를 두어서 이 노이즈의 영향을 감소시킨다. 본 실시예에 사용된 바와 같이, 해닝 윈도우 방정식은 하기와 같은 코사인 테이퍼(taper)를 사용한다.

$$W(n)=0.5-0.5\cos(2\pi/N*n)$$

여기서 N은 세그먼트내의 전체 데이터 포인트의 수이고, $n=[1,N-1]$ 이다. 단계(54)에서, 해닝 윈도우는 디트렌드된 데이터에 적용되어서 세그멘테이션 노이즈를 제거한다. 도 8C에 도시된 바와 같이, 결과적인 HRV 파형은 제로 기준이 되고, 트렌드를 나타내지 않는다. 다양한 다른 대안적인 방법 또는 기술이 채용되어서 기록, 보간 또는 세그멘테이션 과정의 인위적 요소만큼 도입될 수 있는 노이즈를 감소시킨다.

단계(56)에서, 유저설정 시스템제어 변수는 어떤 타입의 스펙트럼 분석이 수행되어야 할지를 결정하기 위해 시험된다. 만약 크기 스펙트럼이 선택되면, FFT가 단계(58)에서 수행되어서 크기 스펙트럼을 발생시킨다. 반면에, 만약에 파워 스펙트럼이 선택되면, 디트렌드된 데이터의 PSD가 단계(60)에서 표준 FFT를 사용해서 계산된다. 이 PSD는 단계(62)에서 초당 세그먼트의 길이로 나눔으로써 정규화된다(단계(33)참조). 예를들어, 만약 데이터 포인트의 수가 128포인트로 선택되면, PSD는 세그먼트의 간격인 64, 즉 64초로 나누어진다. 이는 파워의 단위를 ms^2/Hz 로 만든다. 이러한 정규화 과정은 만약 크기 스펙트럼이 사용된다면 필요하지 않다.

단계(58) 또는 단계(62) 이후의 결과는 도 8D에 도시되어 있고, 여기서, 가로축은 주파수(Hz)를 나타내고, 세로축은 파워(ms^2/Hz)를 나타낸다. HRV가 막대그래프의 형태로 도시되어 있고, 각각의 막대는 도 8D에 도시된 바와 같이 "빈(bin)"으로 이루어진 각각의 좁은 주파수 대역내의 HRV신호에 포함된 파워를 나타낸다. 참조에 도움이 되도록, 가장 왼쪽의 빈(1)에서 시작해서 가장 오른쪽의 빈(64)에 이르기까지 빈에 논리적으로 연속하여 번호가 매겨지는데, 이 때 각각의 빈은 주파수에 대응한다. 단계(64)에서, 유저선택 시스템 제어 변수의 쌍이, 가장 높은 로컬 피크가 선택될 빈의 범위를 선택하기 위해 시험된다. 소망의 피크가 임의의 주파수의 범위내에 있을 수 있음을 예상할 수 있기 때문에, 전체 PSD를 고려하는 것은 필요하지도 적당하지도 않다. 일 실시예에 의하면, 개시 검색 빈은 변수 "검색 빈 개시"(SBS)에 의해 선택되고, 종료 검색 빈은 변수 "검색 빈 종료"(SBE)에 의해 선택된다. 도 8D에 도시된 예에서, SBS는 3이고 SBE는 18이므로, 빈(3, 4, 5, ..., 18)의 검색 범위로 이루어지게 된다.

단계(66)에서(도 7C), 단계(64)에서 선택된 빈의 범위 내에서 HRV 스펙트럼의 모든 로컬 피크에 대해서 검색이 행해지는데, 각각은 가장 높은 파워 레벨을 갖는 단일 빈, 즉 각 피크 아래의 빈에 의해 나타내어진다. 이후에, 빈 범위 이내의 최고

의 피크를 나타내는 빈이 선택된다. 도 8D에서 도시된 실시예에서, 빈(3) 내지 빈(18)의 범위 내에 세 개의 피크가 존재한다. 가장 높은 피크는 빈(5)에 위치한다. 가장 첫번째 이면서 가장 큰 피크는 빈(2)에 의해 나타내어지고, 따라서, 빈(3)은 피크를 나타내는 것으로 고려되지는 않는다.

선택된 피크의 범위내에서 일단 가장 높은 피크가 결정되면, 엔트레인먼트 파라미터(EP)가 계산되어서, PSD내의 전체 에너지에 대한 관계로 엔트레인먼트 영역내의 파형의 에너지를 나타낸다. EP를 계산하기 위해서, 단계(66)에서, 피크의 "폭"은 한 쌍의 유저선택 변수, 즉 피크 빈의 좌측에 있는 빈의 수를 정의하는 P1 및 피크 빈의 우측에 있는 빈의 수를 정의하는 P2로부터 결정된다. 만약 비선형 분포가 요구될 때에는 P1 및 P2가 서로 상이할 수 있음에 유의해야 한다. 단계(68)에서, 피크의 전체 에너지 Psum는 범위 [(Peak-P1),(Peak+ P2)]에서 전체 빈의 파워 값의 합으로서 계산된다.

이후에, 단계(70)에서, 피크 펄스 이하의 전체 파워(Pbelow)가 계산된다. 관련된 범위가 한 쌍의 유저선택 값(B1 및 B2)에 의해 결정된다. Pbelow의 값은 범위 [B1,B2]내의 모든 빈의 파워값의 합이다. 유사하게, 단계(72)에서, 피크 이상의 전체 파워(Pabove)가 한 쌍의 유저선택 변수(A1 및 A2)에 의해 결정된 관련된 범위 내에서 계산된다. Pabove의 값은 범위 [A1,A2]내의 모든 빈의 파워 값의 합이다. 이는 도 8E에 잘 도시되어 있다. 마지막으로, 단계(74)에서, EP는 하기의 방정식에 따라서 계산된다.

$$EP=(Psum/Pbelow)*(Psum/Pabove)$$

단계(76)에서, EP값은 다수의 유저선택 엔트레인먼트 레벨 임계값에 따라서 "스코어(score)"된다. 예를들어, 세 단계의 엔트레인먼트가 단지 두개의 변수(NLT1 및 NLT2)만을 사용하여 편리하게 정의될 수 있는데, 각 변수는 EP의 각 값을 나타낸다. 이러한 실시예에서, NLT1이하의 EP에 대해, 피실험자는 의미있는 엔트레인먼트를 달성하지 못한 것으로 간주될 수 있고, 따라서 스코어 "0"이 주어진다. NLT1이상 NLT2이하의 EP에 대해, 피실험자는 어느 정도의 엔트레인먼트를 달성한 것으로 간주되어 스코어 "1"이 주어진다. NLT2이상의 EP에 대해서는 피실험자가 완전한 엔트레인먼트를 달성한 것으로 간주되어 스코어 "2"가 주어진다. 물론, 다른 기준을 사용하여 엔트레인먼트 레벨의 달성여부를 결정할 수도 있다.

일반적으로, 최대 엔트레인먼트는, 피크 펄스가 전체 파워의 상당히 많은 부분을 포함하고 있을 때 도달된다. 특히 높은 EP가 도 8F에 도시되어 있고, 여기서 Psum은 Pbelow 및 Pabove에 비해서 크다. 이것은 파워의 대부분이 주파수의 이 작은 그룹에 집중되어 있다는 것을 의미한다. 이와 같이, EP는 파워의 대부분이 상대적으로 좁은 범위로 선택된 주파수 빈 내에 집중되어 있는 상태를 강조하는 경향이 있다. 반면에, 주파수 빈의 보다 더 넓은 범위에 걸쳐 분포된 상당한 정도의 파워의 집중을 반영하는 대안적인 계산이 고안될 수 있다는 것은 분명하다.

단계(78)에서, 가장 최근에 계산된 스코어가 기록되고, 누산된 스코어는 종래의 누산된 스코어인 '히스토리컬(historical)' 스코어에 기초해서 계산된다. 단계(36)에서, 활성 EP 결과값 및 누산된 스코어는 시스템 출력으로서 유저에게 제공되기 위해 준비된다. 이 준비는 단계 76 내지 78과 같은 단계를 포함한다.

판정 단계(80)에서, 유저가 이 정보를 컴퓨터의 상태 스크린에 도 6에 도시된 바와 같은 표현 방식으로 출력하기를 원하는지를 판정한다. 바람직한 실시예에서, 유저는 도 10에 도시된 바와 같은 기구게임을 이 정보가 제어하도록 선택할 수 있다. 만약, 판정 단계(80)에서, 유저가 선택하면 EP는 다양한 임계값 레벨을 비교하고, 이에 따라 EP 스코어를 할당한다.

일 실시예에 따라서, EP는 {0,1,2}의 세트로부터 선택된 스코어로 할당된다. 스코어 값은 하기의 의미를 가진다.

EP 스코어	EP 값	엔트레인먼트
0	EP < 레벨 1	로우
1	레벨 1 < EP ≤ 레벨 2	미디엄
2	레벨 2 < EP	하이

일 실시예에 따라서, 편리하게 구분하기 위해 레벨1은 0.9로 세팅되고, 레벨2는 7.0으로 세팅된다. 이 실시예를 구현하는 컴퓨터 프로그램에서, 이 레벨이 유동(floating) 포인트 값으로서 주어진다. 대안적인 실시예는 추가 레벨을 사용할 수도 있고, 두 레벨을 사용할 수도 있다.

만약 유저가 고정되지 않은(nonstatic) 형식을 선택하면, 과정은 도 7D의 단계(84)로 넘어가서, 누산 스코어 "Ascore"가 EP 및 EP 스코어 값의 히스토리컬 정보에 기초해서 계산된다. Ascore는 스코어 값 및 이전의 스코어 값(prescore)에 의해 계산된다. 이 계산은 하기의 도표에 따라 수행된다.

EP 스코어	EP Prescore	Ascore(i)
2	0	Ascore(i-1)+1
1	0	Ascore(i-1)+1
0	0	Ascore(i-1)-2
2	1	Ascore(i-1)+1
1	1	Ascore(i-1)+1
0	1	Ascore(i-1)-1
2	2	Ascore(i-1)+2
1	2	Ascore(i-1)+1
0	2	Ascore(i-1)-2

일 실시예에 따라서, Ascore는 {0,1,2,...,100}의 범위의 값을 가지지만, 대안적인 실시예는 그대신 다른 범위의 값을 가질 수 있다. 상기 도표는 EP에 대해 스케일된 응답을 제공하고, 미디엄 엔트레인먼트에 남아있는 동안 Ascore는 천천히 증가하지만, 하이 엔트레인먼트에 남아 있는 동안에는 빠르게 증가한다. 유사하게, 이 도표는 로우 엔트레인먼트에 남아 있는 동안의 빠른 감소를 제공한다.

Ascore 정보는 이후에 그래픽 디스플레이를 제공하기 위해 사용될 수 있다. 도 7D에 도시된 일 실시예는 $Ascore_{i-1}$ 에 대해서 Ascore의 값을 결정하기 위해 결정블록(84)에서 시작한다. $Ascore_i$ 는 현재 계산된 Ascore 값이고, $Ascore_{i-1}$ 는 이전에 계산된 Ascore 값이다.

만약 $Ascore_i$ 가 $Ascore_{i-1}$ 과 같다면, 그래픽 디스플레이에 어떠한 변화도 주지 않고 단계(38)로 넘어간다. 대안적인 실시예는 이 정보를 디스플레이에 제공하는 추가적인 단계를 포함할 수 있음에 주목해야 한다. 만약 $Ascore_i$ 가 $Ascore_{i-1}$ 보다 크다면, 과정은 결정블록(86)으로 넘어가서 $Ascore_i$ 가 $Ascore_{max}$ 값에 도달하는지를 판정한다. 일 실시예에서, $Ascore_{max}$ 는 100이다. 만약 $Ascore_i$ 가 $Ascore_{max}$ 보다 크지 않다면, 과정은 단계(88)로 넘어간다. 단계(88)에서, 그래픽 요소는 목표(goal)를 향해 움직인다. 일 실시예에서, 그래픽 요소는 기구(balloon)이고, 움직임은 공중으로 수직상승하는 것이다. 대안적인 실시예에서, 그래픽 요소는 무지개이고, 무지개는 색채우기를 시작해서 황금 향아리에 도달한다. 일단 무지개가 황금향아리에 도달하면, 향아리는 동전으로 채워지고, 넘칠 수도 있다. 또 다른 실시예에서, 평화로운 광경이 천천히 컬러로 상세하게 펼쳐진다. 대안적인 실시예는 다른 광경, 아이콘 또는 이미지를 포함할 수 있고, 극복해야할 장애물 또는 도달해야할 새로운 스테이지를 포함할 수 있다. 그 후 과정은 단계(38)로 돌아간다.

도 7D를 가지고 계속하면, 만약 $Ascore_i$ 가 $Ascore_{max}$ 보다 크면, 그래픽 디스플레이에 어떤 변화도 주지않고 과정은 단계(38)로 넘어간다. 대안적인 실시예는 이 정보를 디스플레이에 제공하는 추가 단계를 포함할 수 있음에 주목해야 한다.

도 7D의 단계(84)로 돌아가서, 만약 $Ascore_i$ 가 $Ascore_{i-1}$ 보다 작으면, 과정은 결정블록(90)으로 넘어가서, $Ascore_i$ 가 $Ascore_{min}$ 값에 이르는지를 판정한다. 일 실시예에서, $Ascore_{min}$ 은 0이다. 만약 $Ascore_i$ 가 $Ascore_{min}$ 보다 작지 않다면 과정은 단계(92)로 넘어간다. 단계(92)에서, 그래픽 요소는 목표로부터 멀어지도록 움직인다. 그래픽 요소가 기구인 일 실시예에서, 움직임은 지면을 향해서 수직하강한다. 그래픽 요소가 무지개인 일 실시예에서, 무지개는 색을 잃고, 황금 향아리에서 분리되기 시작한다. 만약에 황금 향아리가 금화를 포함하고 있으면, 이들 금화는 제거된다. 평화로운 광경이 디스플레이된 또 다른 실시예에서, 컬러 및 묘사는 천천히 디스플레이로부터 사라진다. 대안적인 실시예는 다른 광경, 아이콘 또는 이미지를 포함할 수 있고, 극복해야할 장애물 또는 도달해야할 다양한 스테이지를 포함할 수 있다. 이후에 과정은 단계(38)로 넘어간다.

결정블록(90)에서, 만약에 $Ascore_i$ 가 $Ascore_{min}$ 보다 작다면, 과정은 그래픽 디스플레이에 특별한 변화를 주지않고 단계(38)로 넘어간다. 대안적인 실시예가 이 정보를 디스플레이에 제공하는 추가 단계를 포함할 수 있음을 주목해야 한다.

대안의 실시예에서, 기구 그림과 같은 그래픽 요소는 직접적으로 EP 스코어에 기초해서 상승하는 것과 같이 적절한 방법으로 조작될 수 있다. 도 10에 도시된 바와 같이, 더운 공기를 넣은 기구는 엔트레인먼트의 단계를 나타내면서, 공중으로 상승하는 것으로 도시된다. 하기에 설명될 바와 같이, 광경의 배경은 스크린을 가로질러서 놓여진 다양한 장애물을 가지고 있는 평원을 포함한다. 기구는 이들 장애물을 피하기 위해 다양한 높이 이상으로 상승해야 한다. 이 디스플레이는 엔트레

인먼트의 단계를 시각적으로 나타내고, 엔트레인먼트를 이루기 위한 시각적인 보상을 제공한다. 기구의 제어는 개개인의 감정적이고 정신적인 단계의 제어를 나타낸다. 대안의 실시예에서, 다른 그래픽 시나리오가 사용될 수 있고, EP 스코어 값이 엔트레인먼트에 영향을 주는 것에 따라서 개개인의 목표를 이루기 위해 사용될 수 있다.

본 발명에 따라서, 5초 정도, 주기적으로 상기 설명된 다양한 단계를 수행하면서 상기 방법이 반복된다. 일 실시예에 따라서, 상기 방법은 컴퓨터 판독가능 매체에 저장되고 배포될 수 있는 소프트웨어 프로그램의 형식으로 구현될 수 있다. 소프트웨어는 개인용 컴퓨터, 노트북 컴퓨터 또는 소프트웨어 프로그램을 실행할 수 있고 유저정보 디스플레이를 제공할 수 있는 임의의 기타매체 상에서 실행된다.

산업상 이용 가능성

도 9에 도시된 것은 본 발명의 대안적인 실시예에 따른 엔트레인먼트 장치(100)이다. 이 특정 실시예에서, 엔트레인먼트 장치(100)는 각각이 소유자의 엔트레인먼트 레벨을 판정할 수 있게 하는 휴대용 장치이다. 일 실시예에서, 엔트레인먼트 장치(100)는 포토 플레디스모그래픽(photo plethysmographic) 센서(102), 데이터 처리시스템(104) 및 디스플레이(106)를 포함한다.

일 실시예에서, 개인은, 포토 플레디스모그래픽 센서(102)를 포함하고 있는 엔트레인먼트의 후면에 위치한 소켓내에 손가락을 위치시킨다. 포토 플레디스모그래픽 센서(102)는 개인의 심박을 손가락을 통해서 감지하고, 이 심박 정보를 데이터 처리시스템(104)에 전송한다. 데이터 처리시스템(104)은 이 심박 데이터를 수집하고 분석해서, 개인의 엔트레인먼트 레벨을 판정한다. 개인의 엔트레인먼트 레벨에 관련된 정보를 포함하고 있는 개인의 출력은 이후에 데이터 처리시스템(104)에 의해 발생되어서 디스플레이(106)에 디스플레이된다. 일 형태에서, 개인의 엔트레인먼트 비율과 관련된 정보가 디스플레이(106)에 디스플레이되고, 모드는 소유자의 로우 엔트레인먼트 비율, 미디엄 엔트레인먼트 비율 또는 하이 엔트레인먼트 비율을 다시 보게 할 수 있다.

대안의 실시예에서, 센서(102)는 ECG 전극을 포함하고 있는 조끼 또는 벨트를 포함한다. 개인은 조끼를 엔트레인먼트 장치(100)의 휴대가능한 부분에 위치시키고 전기적으로 결합시킨다. 조끼 또는 벨트는 이후에 개인의 심박수를 감지하고 심박 정보를 데이터 처리시스템(104)에 전송하기 위해 사용된다.

도 10에 도시된 것은 본 발명의 대안적인 실시예에 따라서 엔트레인먼트 장치(10)에 의해 생성된 표현 방식(24)이다. 이 특정 실시예에서, 더운 공기를 넣은 기구는 욱지를 기로질러서 떠오르고, 개인의 엔트레인먼트 레벨에 기초해서 기구가 공중으로 떠올라감에 따라서 지면의 광경은 천천히 스크롤된다. 만약에 개인이 엔트레인먼트를 유지하지 않으면, 기구는 지면으로 가라앉는다. 도 10에 도시된 바와 같이 벽 또는 나무와 같은 장애물이 비행하는 동안 제공된다. 만약 개인의 엔트레인먼트 레벨이 이들 장애물중의 하나를 피하기에 충분하지 않다면, 장애물 위로 기구를 올리기에 충분한 엔트레인먼트 레벨이 수행될 때까지 기구의 비행은 중지된다. 계산된 엔트레인먼트 준은 하이 엔트레인먼트 및 로우 엔트레인먼트에 대한 기구의 상승 기울기를 규정한다.

도 11에 도시된 것은 본 발명의 일 실시예에 따른 엔트레인먼트 장치(10)에 의해 발생된 대안적인 표현 방식(26)이다. 이 특정 실시예에서, 개인이 엔트레인먼트 상태에 있을 때, 무지개는 항아리를 향해서 늘어난다. 개인이 엔트레인먼트를 유지하는 동안에 항아리를 향하는 무지개의 성장이 부드럽고 안정적이지만, 만약 개인이 엔트레인먼트를 유지하지 않으면 무지개는 사라진다. 일단 무지개가 항아리에 도달하면, 개인이 엔트레인먼트를 계속 유지할 경우 금화가 항아리에 축적되어서 항아리를 채운다. 예를들어, 미디엄 엔트레인먼트의 매 5초의 시간 주기동안 하나의 코인이 항아리에 추가되고, 하이 엔트레인먼트의 매 5초의 시간 주기동안 두개의 코인이 항아리에 추가된다. 이후에 전체 스코어가 선택된 시간 주기의 마지막에 제공된다.

도 12에 도시되어 있는 것은 본 발명의 일 실시예에 따른 엔트레인먼트 장치(10)에 의해 발생된 또 다른 가능한 표현 방식(28)이다. 이 특정 실시예에서, 개인이 엔트레인먼트를 유지함에 따라서, 자연 광경이 경시적으로 변화한다. 예를들어, 엔트레인먼트가 유지되는 매 10초마다 광경이 변화한다. 만약 엔트레인먼트가 낮거나 유지되지 않으면 광경은 변화하지 않는다.

대안적인 실시예는 상세한 정보, 그래픽 정보, 그래픽 이미지, 비디오 이미지, 및 오디오 이미지를 포함한 다양한 디스플레이 정보를 채용할 수 있다. 일 실시예에서 엔트레인먼트의 레벨은 음악 전송 시스템의 볼륨을 제어한다. 이는 EP 값에 기초해서 실시될 수 있고, EP가 증가함에 따라서 볼륨이 증가하고 EP가 감소함에 따라서 볼륨이 감소한다. 상기 시스템은 엔트레인먼트 처리를 강화하도록 특별히 설계된 음악을 사용함으로써 최적화될 수 있다. 또한, 일 실시예에서 음악은 엔트레인먼트 레벨에 따라서 스타일을 변화시킨다. 추가적으로 오디오 컨트롤러는 음성 메시지를 제공할 수 있다.

장난감의 형태를 하고 있는 휴대용 디바이스에 게임 기능을 결합시킬 수 있다. 일 실시예에서, 크리스탈 공이 빛나고, 엔트레인먼트가 유지됨에 따라서 더 밝아진다. 광은 엔트레인먼트 레벨에 도달함에 따라서 색을 바꿀 수 있다. 즉, 광의 색은 엔트레인먼트 방법을 최적화하도록 설계된다. 크리스탈 공은 휴대가능한 것 또는 기타 편리한 디바이스이고, 건전지로 동작할 수 있고/있거나 휴대가능해서 생활 속에서 수행하기 용이하게 한다. 대안적인 실시예는 자동차, 트럭 및 동물과 같은 무선 제어 장난감과 같은 장난감 디자인 및 방법을 사용한다. 장난감의 조작은 엔트레인먼트의 레벨을 기초로 한다. 또 다른 실시예에서, 박제된 동물 또는 장난감은 감미로운 소리나 엔트레인먼트 레벨에 기초한 음악을 소리낸다.

시각 디스플레이의 실시예 중에서, 일 실시예는 점(dot)으로 이루어진 고정된 배경에서 시작해서, 더 높은 레벨의 엔트레인먼트에 도달됨에 따라서 배경이 디졸브(dissolve)되어 3차원 이미지와 같은 그래픽 이미지를 드러낸다. 엔트레인먼트가 낮은 레벨로 떨어짐에 따라 점들이 다시 스크린을 채운다.

추가적으로, 다양한 컴퓨터 게임이 트리거함에 따라서 엔트레인먼트 레벨 및/또는 EP값 및/또는 누산된 스코어를 사용해서 다양한 결과값을 발생시킬 수 있다. 예를들어, 액션 게임에서, 게임이 펼쳐짐에 따라서 엔트레인먼트 트리거는 새로운 모험으로 액세스한다. 모험은 엔트레인먼트의 패턴 즉, 엔트레인먼트가 한가지 레벨로 유지되거나, 레벨 사이를 왕복하거나, 증가하거나 또는 감소함에 따라서 상이하게 플레이된다. 키보드 스트로크 및 마우스 및/또는 조이스틱의 움직임을 조합할 수 있어서 게임을 용이하게 한다. 일 실시예에서, 엔트레인먼트가 임의의 레벨에 도달했을 때만, 잠겨진 문이 열려진다. 소정의 시간동안 이 레벨로 유지될 필요가 있다. 이런 게임의 대상은 우주를 이동하는 우주선, 정글의 동물, 트랙을 도는 카레이싱 또는 게임에 적용시킬 수 있는 임의의 다른 화상을 포함할 수 있다.

다양한 이미지는 개인이 다른 이미지로 엔트레인먼트를 수행할 때 도움을 준다. 이 이미지는 소정의 가시 및 가청 리듬에 기초해서 선택되어서 개인에 대해서 특정되고 매일 바뀔 수 있다. 일 실시예에서, 스크린 세이버는 소정의 가시 가청 리듬을 갖는 가시 이미지를 제공하고, 개인이 개인적인 참조로서 선택할 옵션을 포함할 수 있다. 피드백이 스크린 세이버 프로그램에 제공되면, 스크린 세이버 프로그램은 조정을 수행해서 개인에 대한 효과를 최적화한다. 우리들의 연구는 엔트레인먼트를 강화하는 경향이 있는 몇가지 기준을 제안한다. 예를들어, 원, 모서리가 둥근 모양 또는 곡선이 사각형, 다각형, 지그재그모양, 또는 날카로운 선보다 엔트레인먼트를 강화시킨다. 또한, 이미지의 이동은 느리고, 일관성이 있고, 주기적이어야 하고, 천이 부드럽고, 느리고 부드럽게 이어진다. 컬러와 리듬이 반복되면, 일루션이 내측과 외측으로 동시에 이동한다. 이동은 진동하거나 산만한 움직임 없이 부드럽게 천이한다.

본 발명은 또한 스포츠에서의 노력이나 운동선수, 특히 골프에서의 중요한 홀과 같은 높은 긴장 상태에 처해있는 상황에도 적용가능하다. 게임, 디바이스, 및 테크닉은 선수가 엔트레인먼트를 달성하는 훈련을 할 수 있게 하고, 향상된 기능성으로 실제 경기에서 더 용이하게 액세스될 수 있는 감정 상태를 친밀하게 획득할 수 있다. 다양한 경기의 실시예가 스포츠팬을 위해 디자인될 수 있다. 예를들어, 엔트레인먼트가 도달되면 멋진 골프 코스가 시야에 들어온다. 다른 경기는 클럽을 스윙하거나 공을 치는 골퍼를 포함할 수 있고, 여기서 비행 경로와 거리는 샷 이전에 엔트레인먼트의 정도로 결정된다. 일 실시예에서, 경기가 스코어를 유지하고, 엔트레인되지 않으면 공은 러프 내의 샌드트랩 또는 랜드, 또는 워터, 또는 해저드에 들어간다. 연장된 엔트레인먼트의 상태는 홀인원 또는 다른 보상을 제시한다. 대안적인 실시예는 야구, 농구, 축구 및 기타 인기있는 스포츠와 같은 다른 스포츠에 대해서 유사한 방법을 채용할 수 있다.

일 실시예에서, 차량이 실리콘 밸리에서 교통체증에 막혀있고, 엔트레인먼트에 비례해서 움직인다. 차가 더 빨리 이동함에 따라서, 배경 위치쪽으로 다가간다. 이 게임은 개인용 컴퓨터, 또는 기타 디스플레이 디바이스에서 수행될 수 있고, 또는 휴대용 디바이스에서 운영될 수 있다. 이 운반형 디바이스는 스트레스를 해소시키고, 삶의 질을 높이는 엔트레인먼트의 가치가 일상생활 동안에 가장 필요할 때 가장 바람직하다. 예를들어, 비즈니스 디바이스는 계산기 또는 개인용 플래너를 본 발명에 결합시켜서 사업자가 비즈니스 회의 또는 협상에서 주변을 의식하지 않고 사용하는 것을 가능하게 한다. 일 실시예에서, 디스플레이 스크린 상의 포인터를 조작하기 위해 사용된 터치패드는 심박 데이터를 모니터링하기 위해서도 사용된다. 비즈니스 회의나 스포츠이벤트등에서 활성화시키기 이전에, 각각의 멤버는 소정의 시간 동안 소정의 엔트레인먼트의 레벨에 도달해야 한다. 이것이 만족되었는가는 특정 컬러 또는 특정 색으로 표시될 수 있다. 운반 가능 디바이스는 교육에도 적용될 수 있어서, 학생의 두뇌의 뉴트럴 네트워크를 코히어런트하고 엔트레인된 상태의 감정에 익숙하게 하도록 효과적으로 프로그래밍한다. 일단 전개되면, 이런 상태는 전체 성인으로서의 삶에서 지속되어서 감정의 평형 및 정신적인 코히어런스의 도달 및 유지에 영향을 준다. 나이 어린 사용자용으로 조정되고, 사용하기에 편리한 방식을 제공함으로써, 본 발명은 그들이 코히어런트하고 엔트레인된 심장의 리듬을 어떻게 생성하는지를 배우도록 용기를 준다. 엔트레인먼트에 도달하거나 성공에 대한 보상으로 만화 캐릭터, 동물 및 유명 이미지가 활성화되어서 교훈을 줄 수도 있다.

본 발명은 의료분야에도 적용될 수 있다. 엔트레인된 상태가 내분비선이나 장기를 거의 손상시키지 않고, 효과적인 생리 상태를 제공함에 따라, 엔트레인먼트 상태에 이르고 모니터링하는 본 발명의 방법은 비침습성 예방치료 기술이다. 우리의

연구는 특정 병을 가진 개인에게 신체가 가진 건강하고 높은 성능의 심장 리듬을 스스로 생기도록 가르침으로써 재생 시스템이 활성화되고 치료가 촉진된다는 것을 제시한다. 이런 사용을 위해 본 발명의 적용분야는 통증 제어, 혈압제어, 부정맥 안정 및 당뇨병 관리를 포함한다.

본 연구는 뇌간 레벨에서 심장으로부터의 구심성(afferent) 입력은 신경계로부터 뇌로 전해지는 통증 신호의 능력을 조정하는 것을 제안한다. 엔트레인먼트의 레벨은 구심성 입력에 비례하므로, 심장으로부터 뇌로의 고통신호를 차단하는데 영향을 미친다. 통증을 경험하는 피실험자는 본 발명을 사용해서 엔트레인먼트의 상태에 이르고, 통증이 줄어든다. 또한, 엔트레인된 상태는 조직 전체에 더 충분한 혈액이 흐르게하여 고혈압으로 인한 나쁜 영향을 줄일 수 있다. 일 실시예에서, 게임은 동맥 및 주요 혈관을 포함한 입체의 시각적인 이미지를 포함한다. 엔트레인먼트의 레벨은 인체를 흐르는 혈액의 이미지를 제어한다. 디스플레이는 인체의 내부 기능을 표시하고, 스트레스 및 높은 감정상태에서, 엔트레인먼트와 코히어런트에 비교해서 구체적 차이점을 나타낸다. 심장의 리듬이 엔트레인 되어감에 따라서 혈액 흐름의 이미지는 에너지의 효율적인 사용을 도시하도록 변화된다.

엔트레인먼트의 상태에 이르고 유지하는 것을 또 다른 이점은 자율 신경계의 효율적인 이용을 포함한다. 일 실시예에서, 신경계의 전기적인 신호의 시각적인 이미지를 제공하는 게임이 사용된다. 맥박 신호가 인체 전체를 통해서 피실험자로부터 센서 감지에 의해 디스플레이되고, 전송된다. 이 게임의 목표는 이미지를 변화시켜서 시스템이 효과적으로 기능을 하게 하고, 흐리거나 선명하지 못한 이미지를 감소시키거나 제거하는 것이다.

우리의 연구는 또한 감정 자가 관리 및 생기 코히어런스가 억압, 근심 및 기타 감정적인 스트레스를 줄이고, 당뇨병 환자의 혈당 제어를 향상시키는 것에 효과적이라는 것을 입증해왔다. 또한, 엔트레인먼트 상태를 유지하는 것은 갈등, 일반적인 억압 및 기타 정신 질환을 치료하는데 일반적으로 효과적이다. 예를들어, 일 실시예는 잠자리에 들기 이전에 본 발명에 따른 자율신경 평형을 모니터링하는 디바이스를 제공한다. 이는 특히 불면증환자의 치료에 유익하고, 환자가 잠을 잘 들게하는 경향이 있는 심박 리듬을 갖도록 하는데 효율적이다.

또한, 본 발명은 소화불량, 화, 및/또는 중독을 극복하는 것을 돕는 치료를 제공함으로써 임펄스 제어에 적용할 수 있다. 우리 연구는 본 발명이 스트레스 관리 및 감정 절제를 배우는 것을 돕는다. 일 실시예에서, 가시적인 디스플레이는, 신경계 또는 호르몬계과 같은 신체내의 다른 계를 나타내기 위해 제공되고, 심장으로부터 두뇌로 이동하는 신호가 디스플레이된다. 이들 신호의 효과는 명백하게 나타나서, 엔트레인먼트의 상태를 유도함으로써 제어될 수 있다.

비록 본 발명의 다양한 실시예가 설명의 목적으로 개시되었지만, 당업자는 청구의 범위에 개시된 본 발명의 사상과 범위로 부터 벗어나지 않고 변형, 추가 및 생략이 가능하다는 것을 이해할 것이다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

피실험자의 심박동을 샘플링하는 단계;

심박수의 심박수 변화율(HRV)을 시간의 함수(HRV(t))로 측정하는 단계;

HRV(t)를 주파수의 함수(HRV(f))로 표현하는 단계;

HRV(f)에서 주파수의 분포를 측정하는 단계;

HRV(f)의 피크 주파수를 선택하는 단계;

상기 피크 주파수의 에너지(E_{peak})를 측정하는 단계;

상기 피크 주파수 이하인 주파수의 에너지(E_{below})와 상기 피크 주파수 이상인 주파수의 에너지(E_{above})를 측정하는 단계;

E_{below} 및 E_{above} 에 대한 E_{peak} 의 비율을 측정하는 단계; 및

상기 비율의 가시적 피드백 표현을 피실험자에게 제공하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 2.

제 1 항에 있어서,

상기 비율은

$$\left(\frac{E_{peak}}{E_{below} * E_{above}} \right)$$

인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 3.

제 2 항에 있어서, 상기 비율이 엔트레인먼트 파라미터(EP)를 구성하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 4.

제 3 항에 있어서, HRV(t)를 감소(디미닝)시키고 추세를 제거(디트렌딩)하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 5.

제 2 항에 있어서, 주파수 분포 측정 단계는 HRV(f)에서의 주파수의 파워 스펙트럼 분포(PSD)를 측정하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 6.

제 1 항에 있어서, 상기 방법은 디스플레이를 포함하고 있는 데이터 처리 시스템에서 실행되고,

상기 비율과 관련된 엔트레인먼트 파라미터(EP)를 측정하는 단계;

제 1 EP 값에 따라서, 제 1 이미지를 디스플레이에 제공하는 단계; 및

제 1 EP 값과는 상이한 제 2 EP 값에 따라서, 디스플레이 상의 제 1 이미지를 변경하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 7.

제 6 항에 있어서, 제 1 이미지는 제 1 위치의 그래픽 요소를 포함하고,

제 2 EP 값이 제 1 EP 값보다 크면, 그래픽 요소는 목표를 향해서 천이하고,

제 2 EP 값이 제 1 EP 값보다 작으면, 그래픽 요소는 목표로부터 멀어지는 방향으로 천이하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 8.

컴퓨터로 읽을 수 있는 프로그램을 저장한 기록매체에 있어서, 상기 프로그램이 컴퓨터로 하여금:

피실험자의 심박동을 샘플링하는 단계;

심박수의 심박수 변화율(HRV)을 시간의 함수(HRV(t))로 측정하는 단계;

HRV(t)를 주파수의 함수(HRV(f))로 표현하는 단계;

HRV(f)에서 주파수의 분포를 측정하는 단계;

HRV(f)의 피크 주파수를 선택하는 단계;

상기 피크 주파수의 에너지(E_{peak})를 측정하는 단계;

상기 피크 주파수 이하인 주파수의 에너지(E_{below})와 상기 피크 주파수 이상인 주파수의 에너지(E_{above})를 측정하는 단계;

E_{below} 및 E_{above} 에 대한 E_{peak} 의 비율을 측정하는 단계; 및

상기 비율의 가시적 피드백 표현을 피실험자에게 제공하는 단계;를 실행하도록 하는 것을 특징으로 하는 기록매체.

청구항 9.

제 1 항에 있어서, 주파수에 대응하는 복수의 빈(bin)을 제공하기 위해 HRV를 디지털 신호 처리하는 단계;

제 1 소정의 주파수의 범위내에서 피크를 선택하는 단계;

피크에 대응하는 빈에서의 파워를 계산하는 단계;

피크에 대응하는 빈 이하의 빈에서의 파워를 계산하는 단계; 및

피크에 대응하는 빈 이상의 빈에서의 파워를 계산하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 10.

제 1 시간 주기 동안 피실험자의 심박동을 샘플링하기에 적합한 샘플링 수단;

디스플레이 유닛;

샘플링 수단과 디스플레이 유닛에 결합된 프로세싱 유닛;을 포함하고,

상기 프로세싱 유닛은:

심박수의 심박수 변화율(HRV)을 제 1 시간 주기 동안, 각각의 비트 사이의 간격을 측정함으로써 시간의 함수로 측정하고,

HRV의 주파수 분포를 측정하고,

HRV의 주파수 분포의 제 1 파라미터를 계산하고,

피실험자에게 표시하기 위해 디스플레이 유닛에 제 1 파라미터를 출력하기에 적합하고,

상기 주파수 분포는 주파수중 제 1 수를 포함하고 있는 적어도 하나의 피크를 가지고 있고,

상기 제 1 파라미터는 적어도 하나의 피크에서의 면적 대 주파수 분포중의 나머지에서 면적의 비인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 11.

심박수 변화율(HRV) 정보를 수신하는 단계;

상기 HRV를 주파수의 함수로 표현하는 단계;

제 1 주파수의 범위상의 상기 HRV에 있어서의 파워를 측정하는 단계;

상기 제 1 주파수의 범위에서의 파워피크를 선택하는 단계;

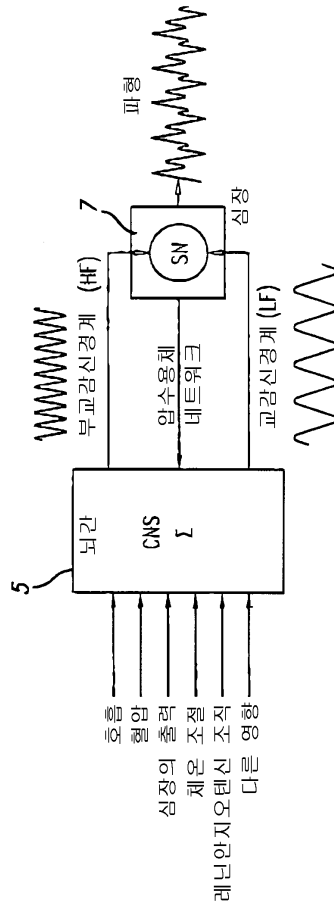
상기 선택된 파워 피크에서의 파워를 제 2 주파수의 범위상의 상기 HRV내의 파워와 관련해서 제 1 파라미터를 계산하는 단계; 및

제 1 파라미터를 피실험자에게 제공하는 단계를 포함하고,

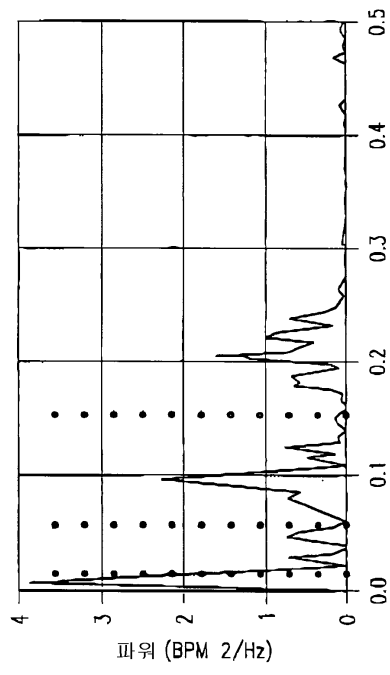
상기 HRV 정보는 제 1 시간 주기 동안 피실험자의 각각의 심박동 사이의 시간 간격을 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

도면

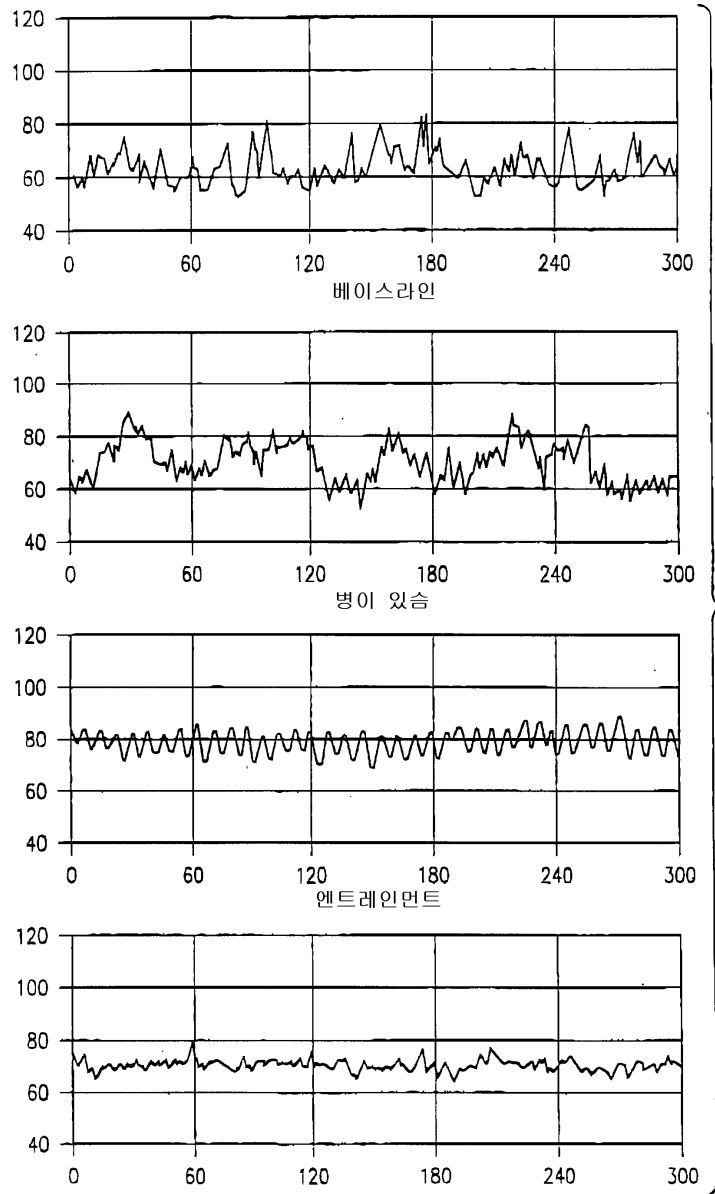
도면1



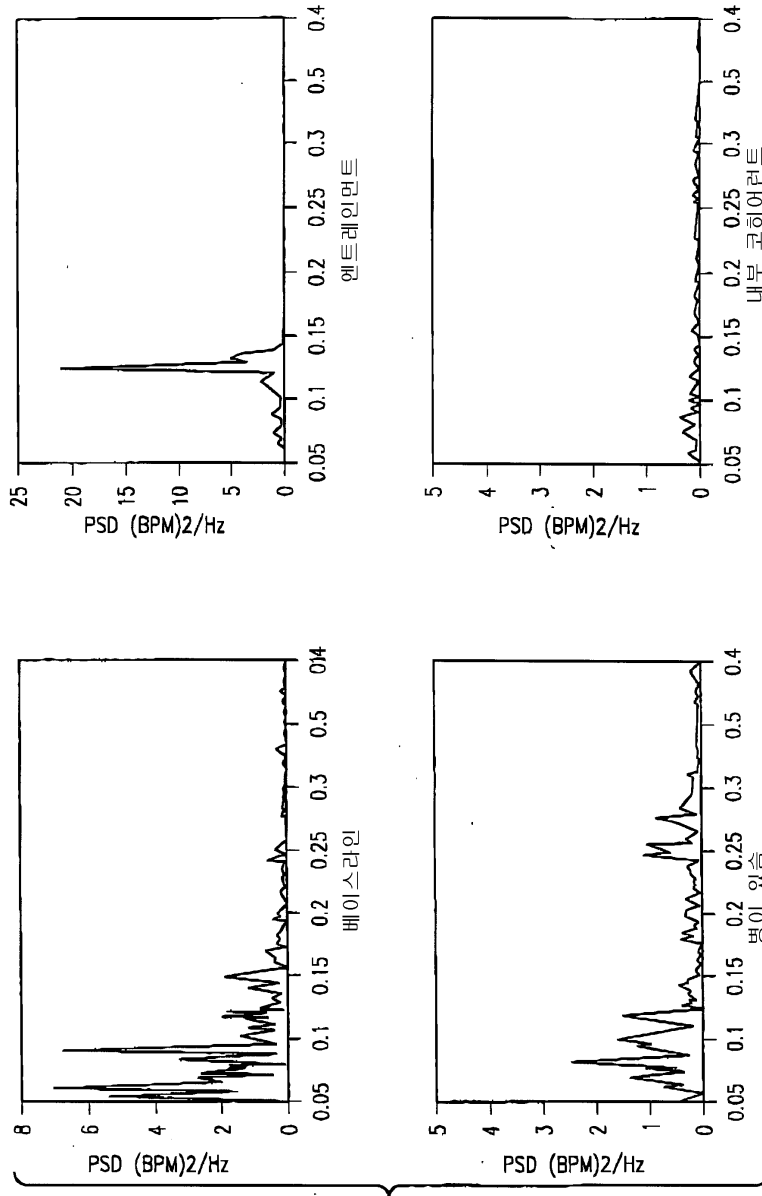
도면2



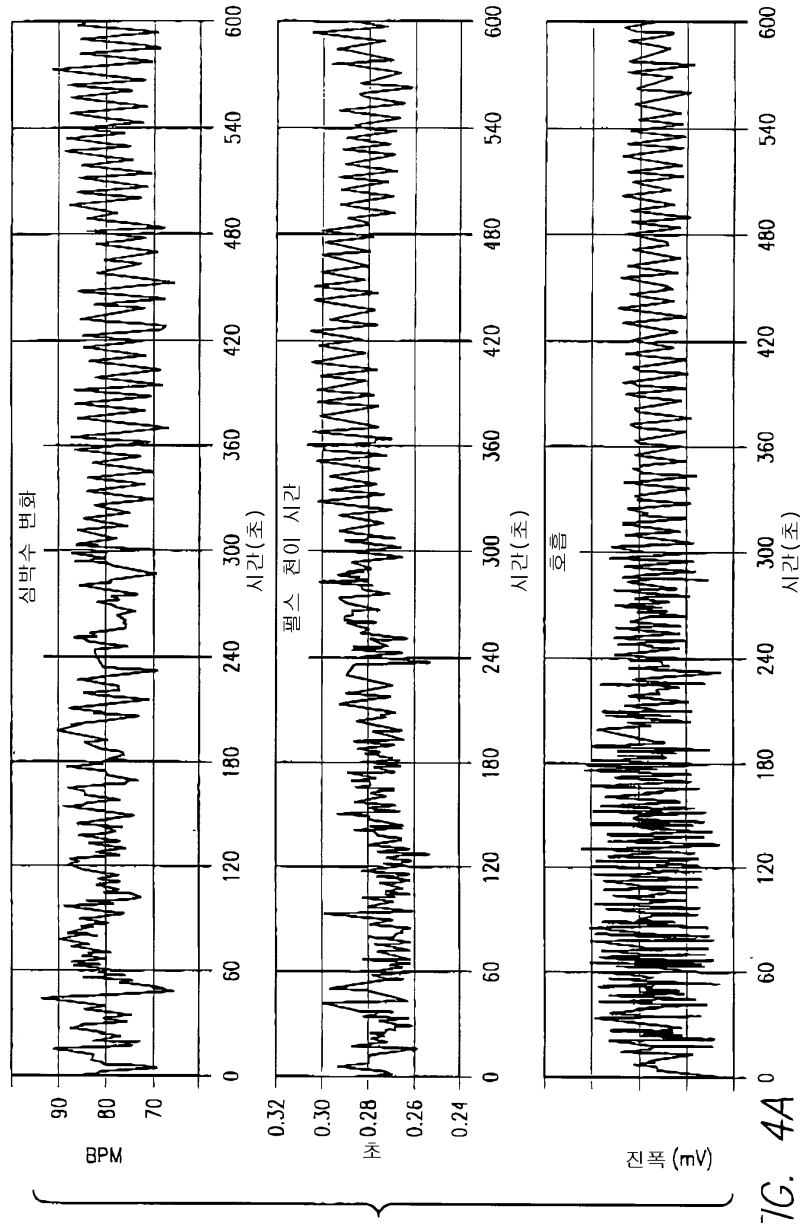
도면3A



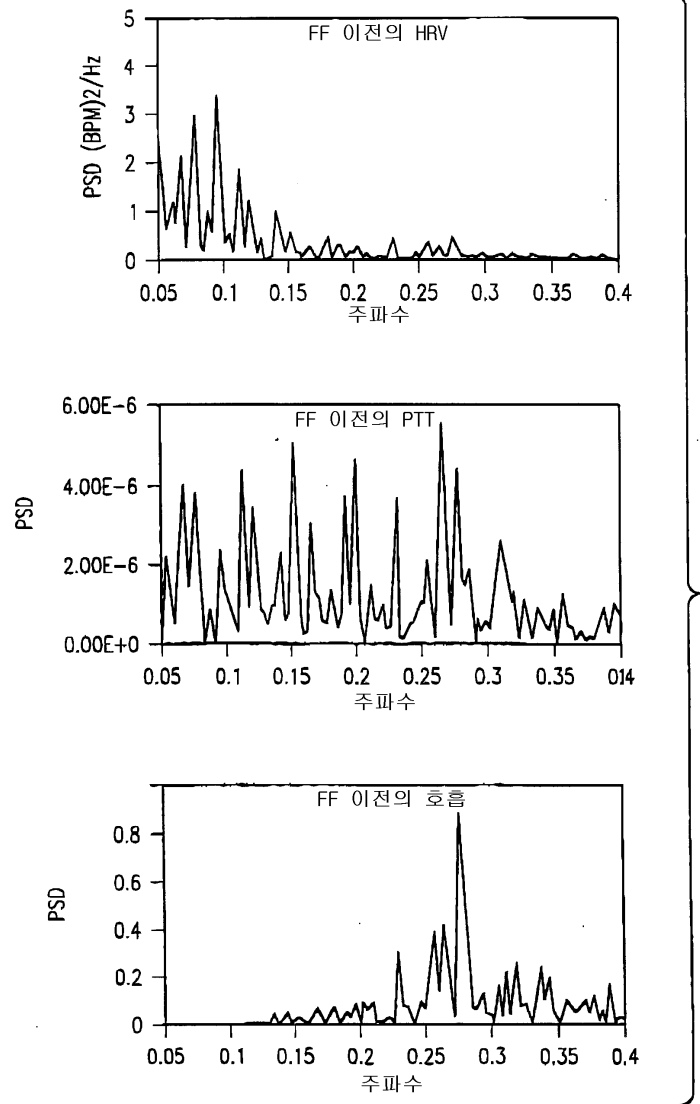
도면3B



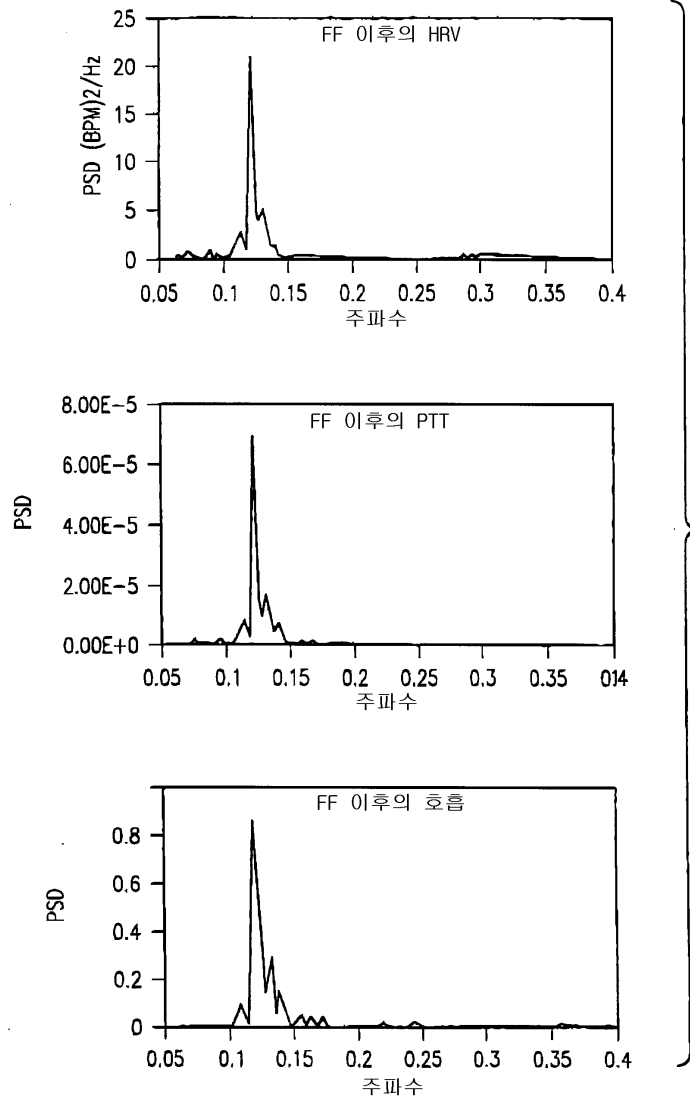
도면4A



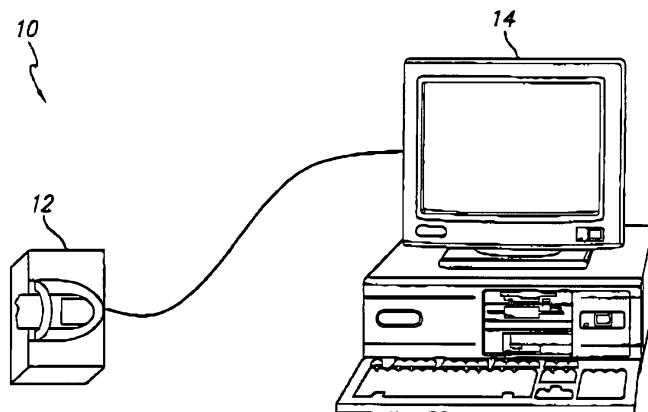
도면4B



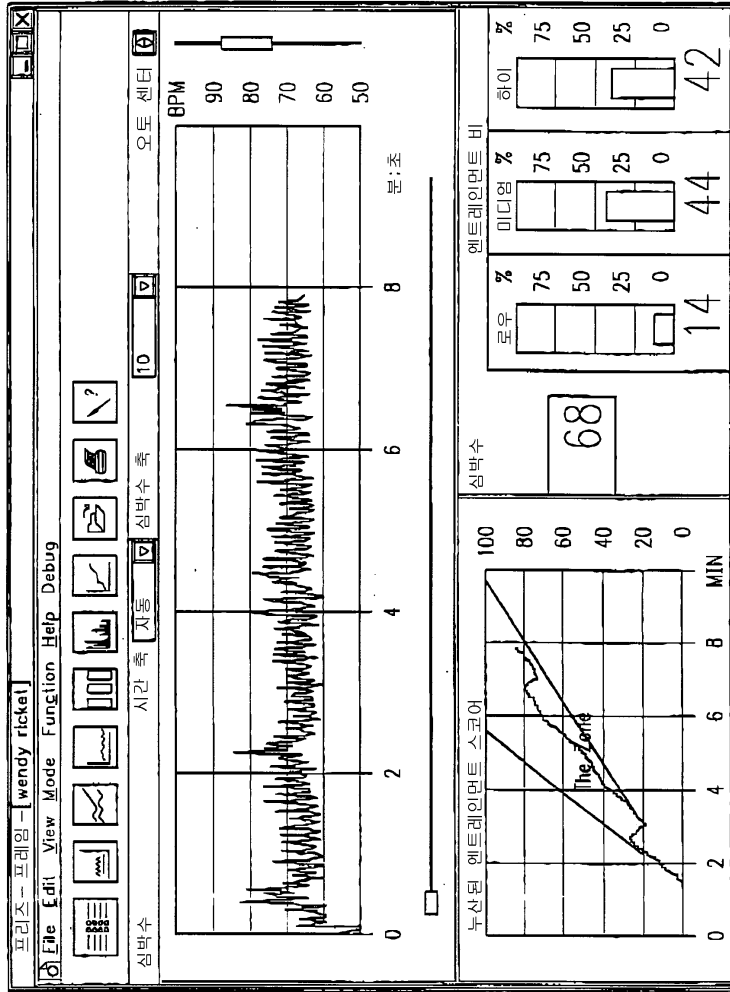
도면4C



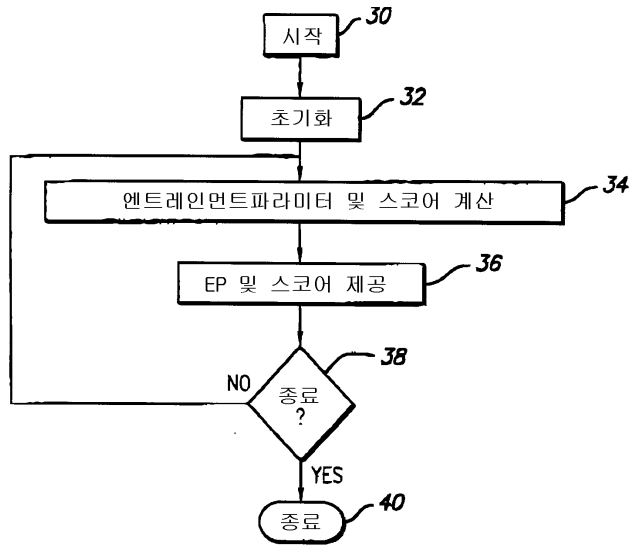
도면5



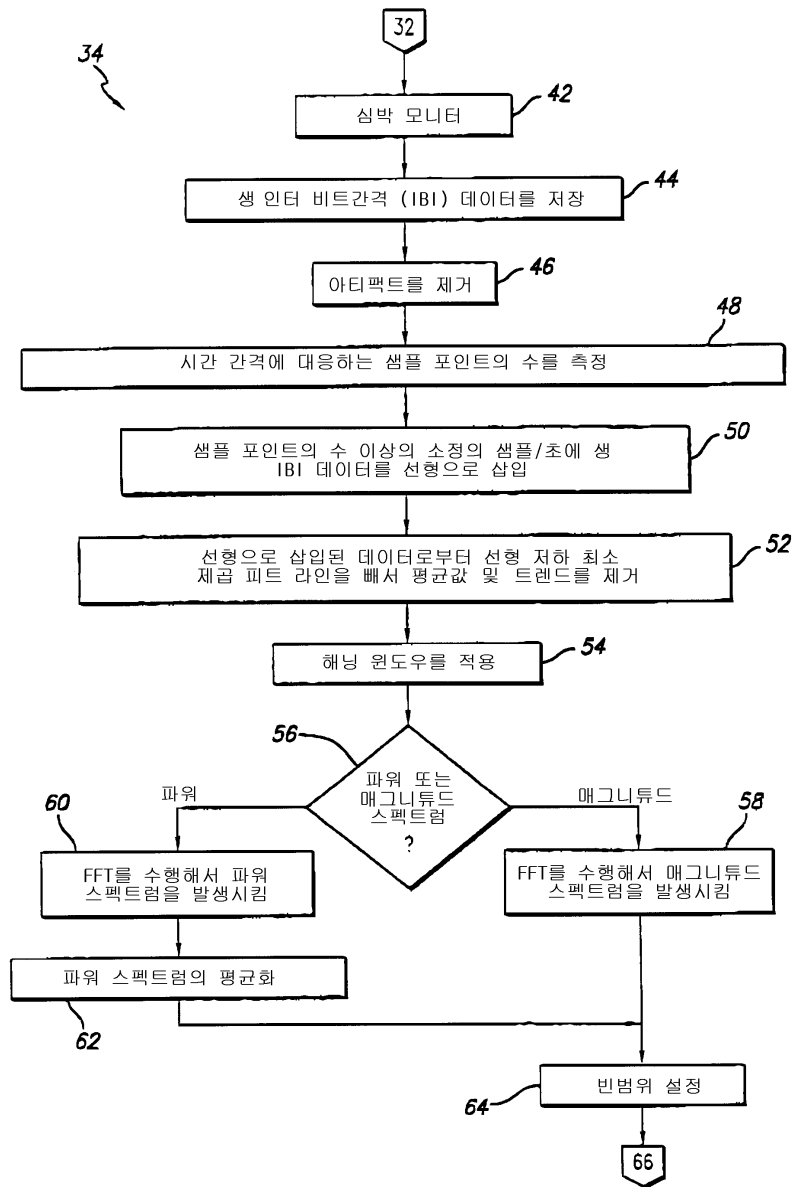
도면6



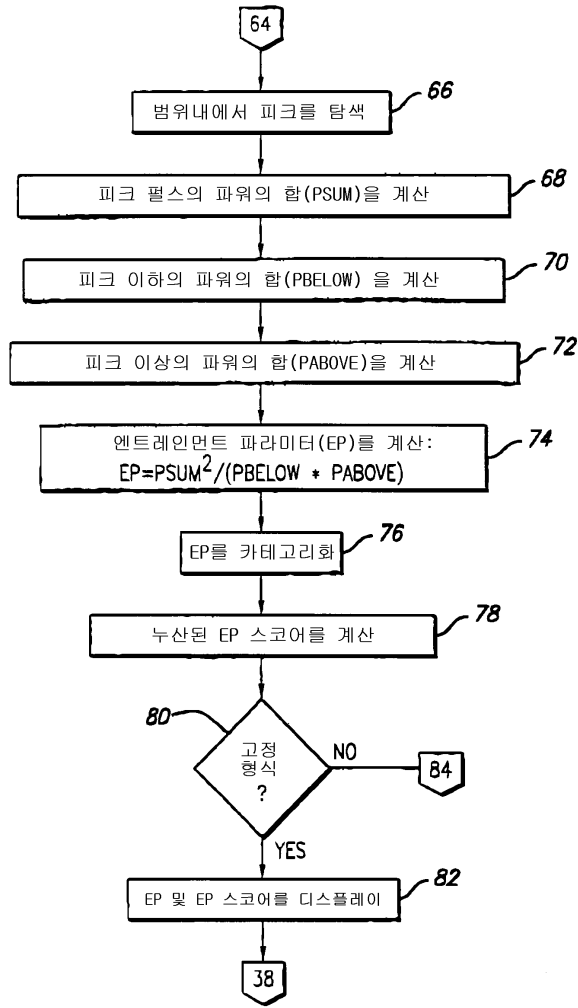
도면7A



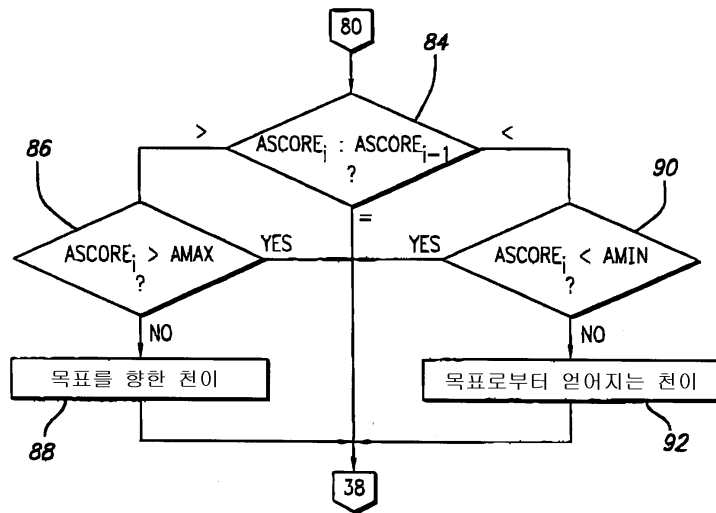
도면 7B



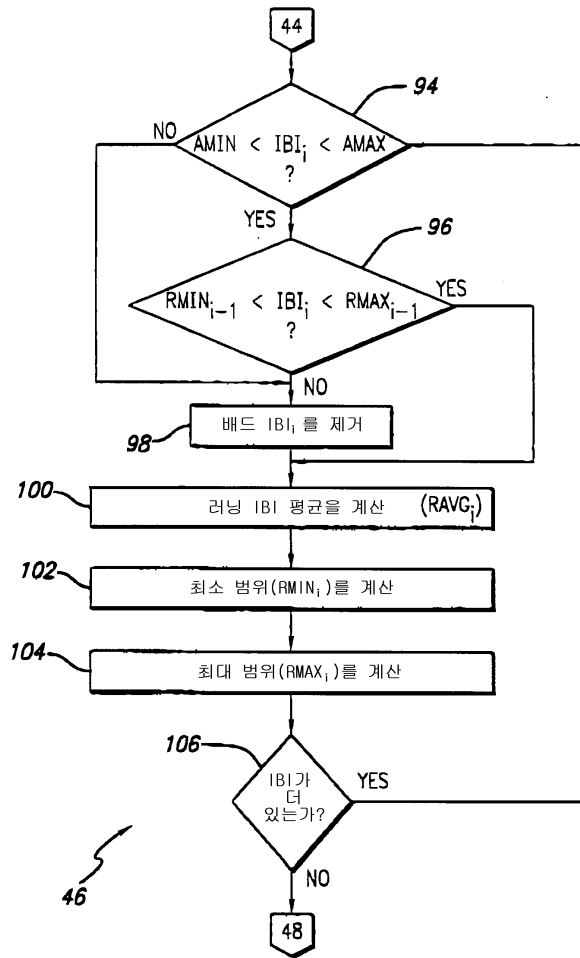
도면7C



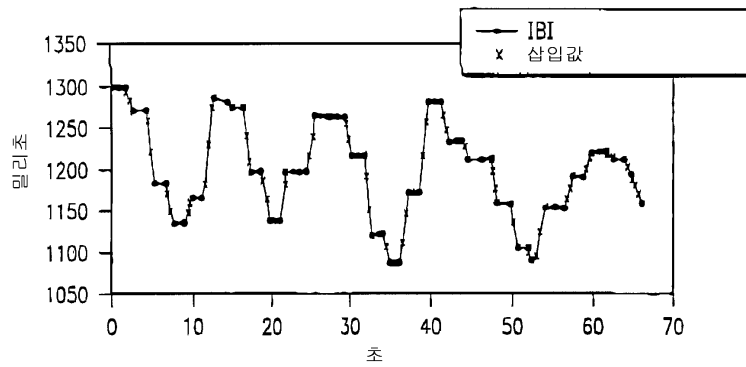
도면7D



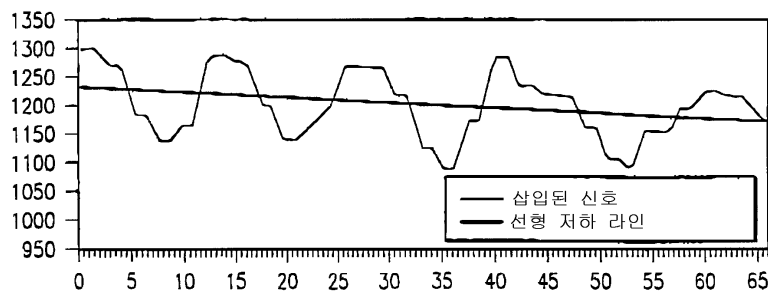
도면7E



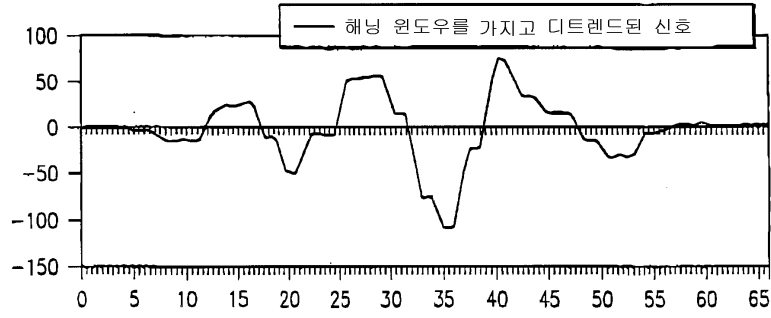
도면8A



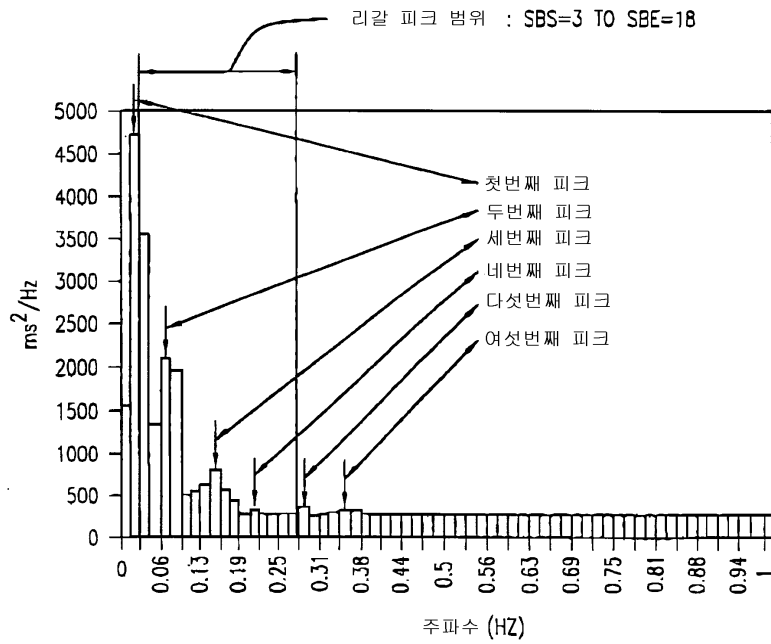
도면8B



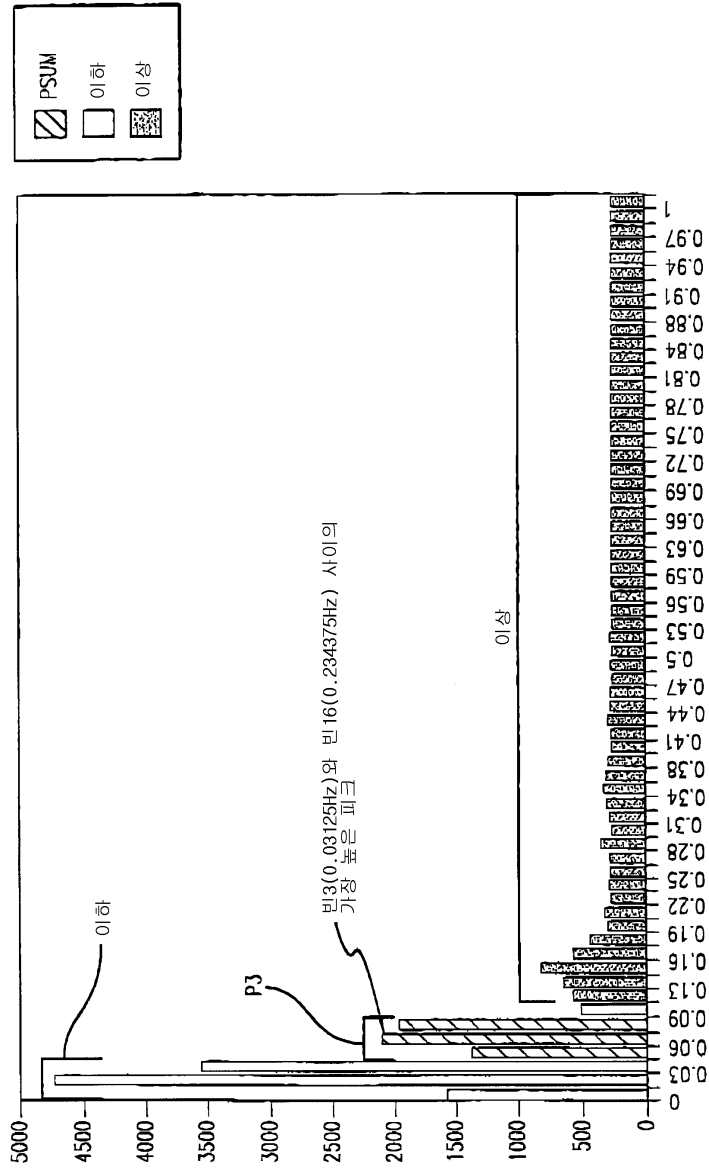
도면8C



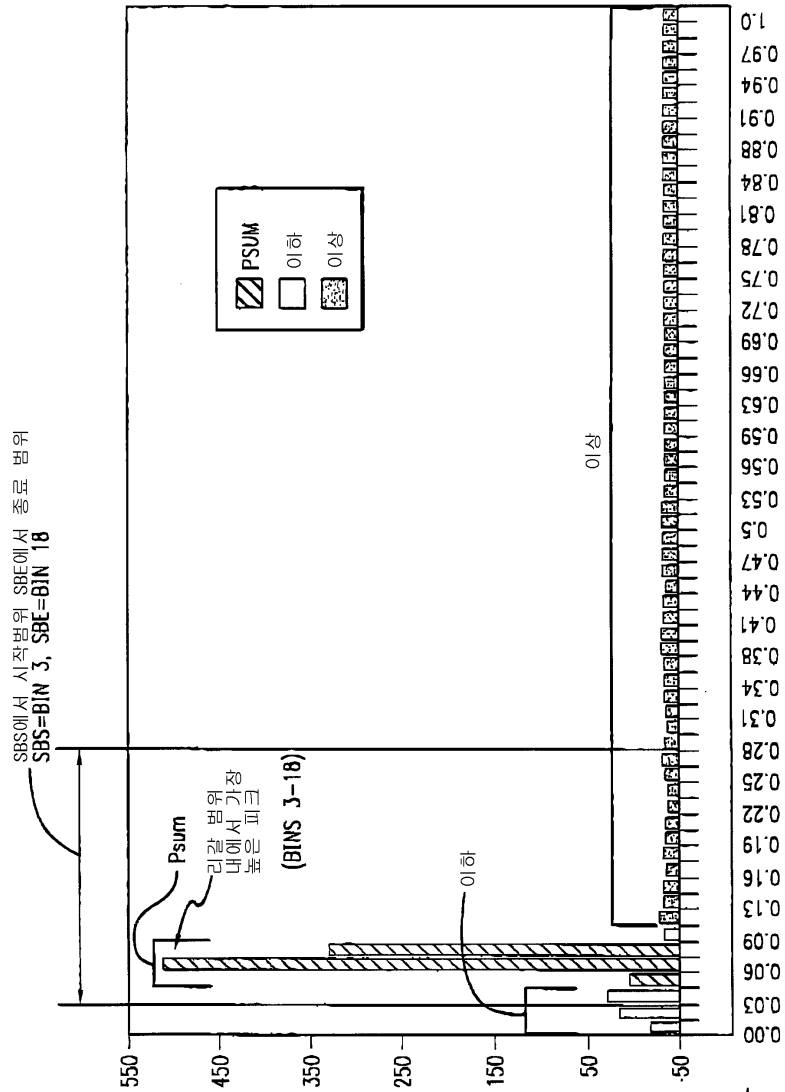
도면8D



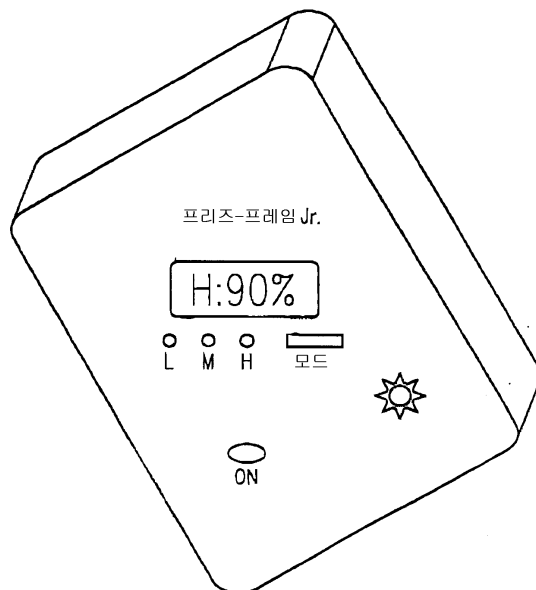
도면8E



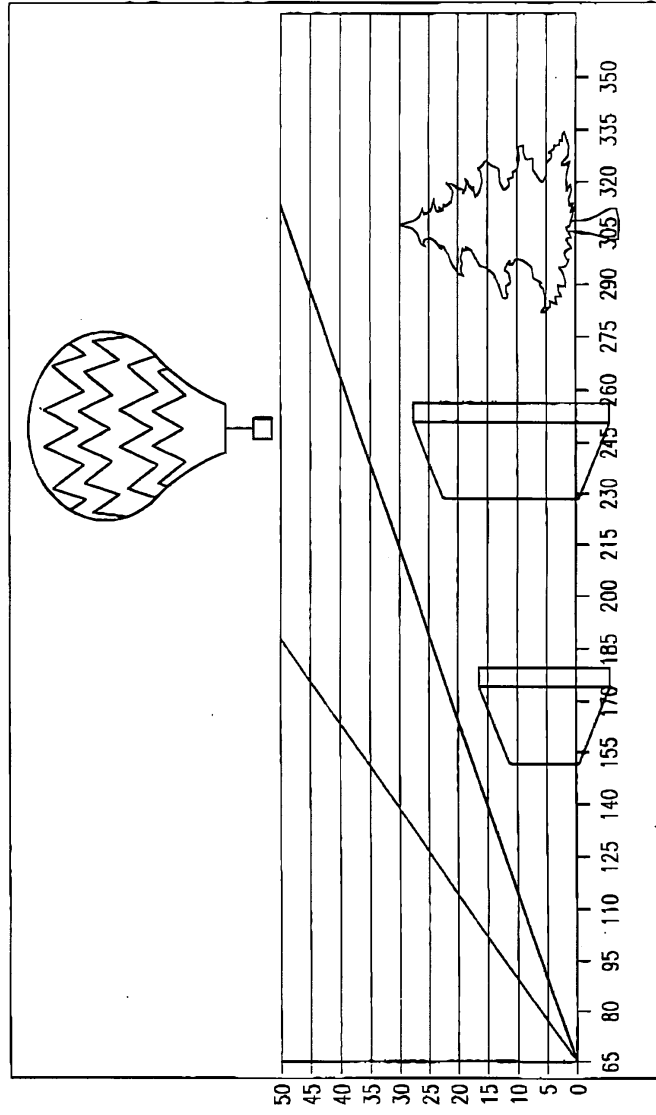
도면8F



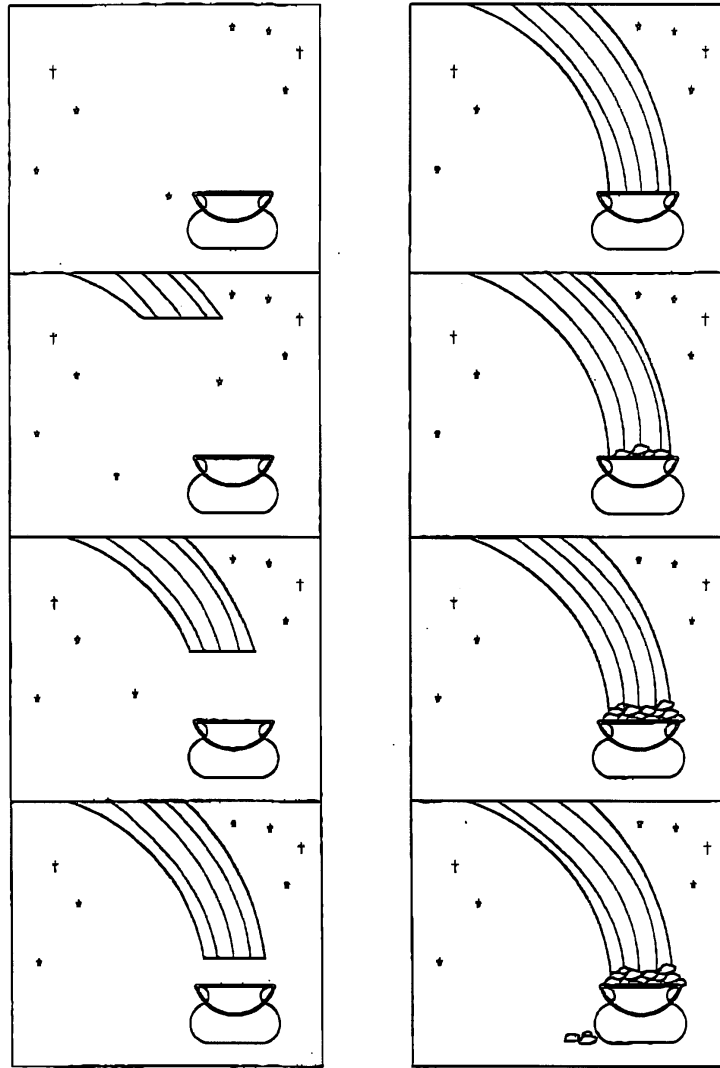
도면9



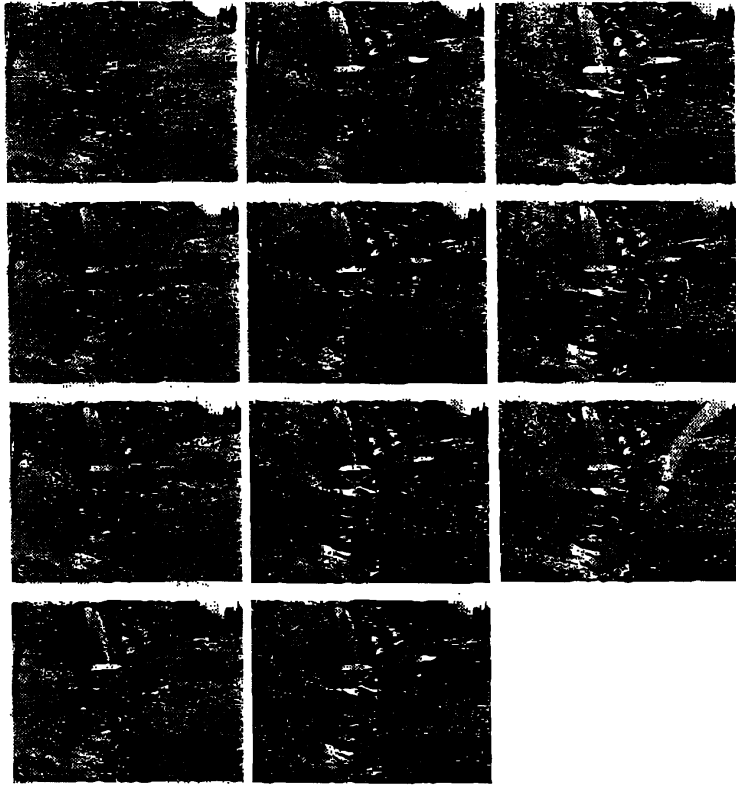
도면10



도면11



도면12



专利名称(译)	用于促进生理相干性和自主平衡的方法和装置		
公开(公告)号	KR100616370B1	公开(公告)日	2006-08-28
申请号	KR1020017011146	申请日	2000-03-01
[标]申请(专利权)人(译)	量子英达		
申请(专利权)人(译)	量子英泰克铜是联盟		
当前申请(专利权)人(译)	量子英泰克铜是联盟		
[标]发明人	CHILDRE DOC L 칠드레도크엘 MCCRATY ROLLIN L 맥크라티롤린아이 ATKINSON MICHAEL A 앳킨슨마이클에이		
发明人	칠드레도크엘. 맥크라티롤린아이. 앳킨슨마이클에이.		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0245		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/02405 A61B5/02416 A61B5/0245 A61B5/4035 A61B5/4047 A61B5/486		
代理人(译)	朴钟赫		
优先权	09/260643 1999-03-02 US		
其他公开文献	KR1020020002475A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于基于心率变异性 (HRV) 的确定来确定表现出振荡行为 (例如心律, 呼吸, 血压波和低频脑波) 的生物系统之间夹带状态的方法和装置。夹带反映出体内自主神经系统的两个分支之间的和谐平衡。这种提高的生理效率的内部状态可以增强健康并促进最佳表现。根据一个实施例, 一种方法用于基于与HRV有关的夹带参数来确定夹带水平。该方法首先确定功率分布谱 (PSD), 然后计算夹带参数 (EP), 该参数是HRV谱中功率分布的量度。当此功率集中在相对较窄的频率范围内时, EP值较高; 而当功率分布在较宽的频率范围内时, EP值较低。在一个实施例中, 提供了一种用于监视心跳并经由个人计算机, 手持式设备或其他处理装置呈现该信息的设备。

