(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl. [7]
A61B 5/02

(11) 공개번호 특2002-0002475
(43) 공개일자 2002년01월09일

(21) 출원번호 10-2001-7011146
(22) 출원일자 2001년09월01일
번역문 제출일자 2001년09월01일
(86) 국제출원번호 PCT/US2000/05224
(86) 국제출원출원일자 2000년03월01일
(87) 국제공개번호 WO 2000/51677
(87) 국제공개일자 2000년09월08일

(81) 지정국 국내특허 : 아랍에미리트, 알바니아, 아르메니아, 오스트리아, 오스트레일리아, 아제르바이잔, 보스니아-헤르체고비나, 바베이도스, 불가리아, 브라질, 벨라루스, 캐나다, 스위스, 중국, 코스타리카, 쿠바, 체코, 독일, 덴마크, 도미니카연방, 에스토니아, 스페인, 핀랜드, 영국, 그레나다, 그루지야, 가나, 감비아, 크로아티아, 헝가리, 인도네시아, 이스라엘, 인도, 아이슬란드, 일본, 케냐, 키르기즈, 북한, 대한민국, 카자흐스탄, 세인트루시아, 스리랑카, 라이베리아, 레소토, 리투아니아, 룩셈부르크, 라트비아, 모로코, 몰도바, 마다가스카르, 마케도니아, 몽고, 말라위, 멕시코, 노르웨이, 뉴질랜드, 폴란드, 포르투칼, 루마니아, 러시아, 수단, 스웨덴, 싱가포르, 슬로베니아, 슬로바키아, 시에라리온, 타지키스탄, 투르크메니스탄, 터어키, 트리니다드토바고, 탄자니아, 우크라이나, 우간다, 미국, 우즈베키스탄, 베트남, 유고슬라비아, 남아프리카, 짐바브웨,
AP ARIPO특허: 가나, 감비아, 케냐, 레소토, 말라위, 수단, 시에라리온, 스와질랜드, 탄자니아, 우간다, 짐바브웨,
EA 유라시아특허: 아르메니아, 아제르바이잔, 벨라루스, 키르기즈, 카자흐스탄, 몰도바, 러시아, 타지키스탄, 투르크메니스탄,
EP 유럽특허: 오스트리아, 벨기에, 스위스, 사이프러스, 독일, 덴마크, 스페인, 핀랜드, 프랑스, 영국, 그리스, 아일랜드, 이탈리아, 룩셈부르크, 모나코, 네덜란드, 포르투칼, 스웨덴,
OA OAPI특허: 부르키나파소, 베넹, 중앙아프리카, 콩고, 코트디브와르, 카메룬, 가봉, 기네, 기네비쏘, 말리, 모리타니, 니제르, 세네갈, 차드, 토고,

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

(71) 출원인 칠드레 도크 엘.
미국 캘리포니아 95006 볼더 크릭 킹스 크릭 로드 18500
맥크래티 롤린 아이.
미국 캘리포니아 95006 볼더 크릭 웨스트 파크 애비뉴 14700
앳킨슨 마이클 에이.
미국 캘리포니아 95006 볼더 크릭 킹스 크릭 로드 18500

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

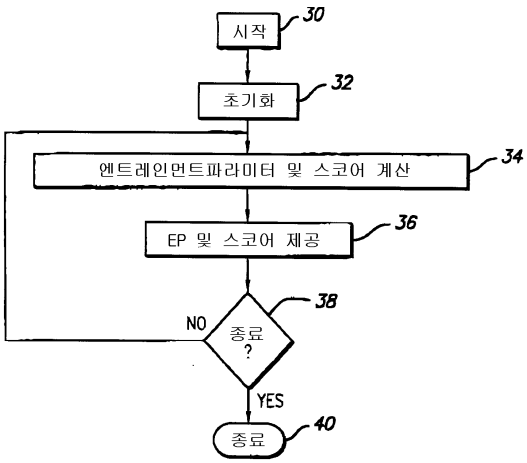
심사청구 : 없음

(54) 생리적인 코히어런스 및 자율신경 평형을 촉진하는 방법및 장치

요약

심박수 변화율(HRV) 및 심박수 변화율의 평가에 기초해서 심장 리듬, 호흡, 혈압파, 및 저주파인 뇌파와 같은 반복적인 행동을 보이는 엔트레인먼트 상태를 측정하는 방법 및 장치. 엔트레인먼트는 인체내의 자율 신경계의 가지 사이의 조화가 된 균형을 반영한다. 높아진 정신력의 이런 내부 상태는 건강을 증진시켜서 이상적인 수행을 촉진한다. 일 실시예에 따라서 HRV와 과련된 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 증가하는 복잡성과 함께, 생리적 조건 및 감정적 건강 사이의 관계는 증가하는 관심사가 된다. 많은 연구가 이러한 스트레스 및 다른 감정적 요인이 병의 위험을 증가시키고, 능률 및 생산성을 감소시키고 삶의 질을 심각하게 제한하는 것을 보여준다. 결국, 전세계의 의학계는 치료책 및 예방 계획을 지속적으로 찾게 되었다. 최근에 신체내의 체계의 자가 조절에의 초점은 바이오피드백 등의 영역의 연구에 이르게 되었다.

최근 25년 동안에, 다양한 새로운 기술이 정신적 그리고/또는 감정적 불평형을 향상시키는 더 많은 전통적인 정신요법 또는 제약의 중재에 대안으로서 소개되었다. 인지적 재구성 및 신경 언어학적 프로그래밍과 같은 더 많은 심리적인 접근에 더하여, 심리학자는 집중된 묵상 동안에 " 마인드를 가라앉히기 위해" 동양 문화로부터 몇가지의 기술을 사용했다. 예를 들어, 요가에서, 사람은 일반적으로 호흡 또는 뇌의 일부에 집중하는데 이에 반하여 기공에서는 (배꼽아래의) " 단톈(dan tien)" 에 집중한다. 캘리포니아의 불더 크리크의 하트 매쓰(Heart Math)의 인스터튜트에 의해 개발된 프리즈 프레임(Freeze Frame) (FF)기술에서, 사람은 심장 주변의 영역에 주의를 집중한다. 이러한 모든 기술은 별개이지만 인터액팅하는 신경 처리 센터의 그룹을 포함하고 그들이 인터액트하는 생물학의 오실레이터를 포함하는 것으로 알려져 있는 신체의 영역에 주의를 집중한다. 심장, 뇌 및 장은 페이스메이커 셀로 알려진 생물학의 오실레이터를 포함한다. 이러한 오실레이터 시스템의 임의의 하나에 주의를 의도적으로 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 대해 적어도 사실이고 장(기공)에 대해서는 가장 사실적일 가능성이 높다. 또한 신체는 혈관 조직의 평활근과 같은 다른 오실레이팅 조직을 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 조직이 모두 엔트레이닝(entrain)할 수 있다는 것을 이전에 보였다. 더욱이, 그들은 모두 0.1 Hz의 주변에서 변하는 주파수에 동기화된다. 따라서, 사람은 연결된 생물학적 오실레이터로서 동작시켜서 이러한 조직을 의도적으로 서로와 동기화하도록 할 수 있다.

FF 기술은 자기관리 기술이고 이것에 의해 사람은 매순간마다 정신적 감정적 반응을 풀도록(disengage) 심장에 초점을 맞춘다. HIV 양성 환자에게 심리학적인 중재 프로그램dml FF 기술을 사용하는 연구는 삶의 스트레스, 상태 및 체질 걱정 레벨, 및 셀프 - 어세싱된 신체 증상에서의 상당한 감소를 야기시켰다. 긍정적인 감정적 상태를 개량시키기 위해 FF 기술을 사용하는 건강한 사람에 대한 2개의 다른 연구는 증가된 타액의 IgA 및 증가된 심퍼소베이걸(sympathovagal) 평형을 보였다. 증가된 심퍼소베이걸 평형은 뇌로부터 활동이 지나친 교감신경의 유출과 관련된 해로운 생리적인 효과로부터 보호하는 것으로 알려져 있다. 다른 연구는 이 기술이 자율신경 평형을 향상시키고 스트레스 호르몬 크리티솔을 감소시키고 DHEA를 증가시키고 당뇨병 환자의 당뇨성 조절을 향상시키고, 고혈압성 사람의 혈압을 감소시키고 많은 다양한 인구에서 근심, 우울, 피로 및 당황과 같은 심리학적인 스트레스 요인을 상당하게 감소시키는데 효과가 있다는 것을 보여주었다.

심퍼소베이걸 평형은 다양한 기술을 사용하여 측정되었다. 예를 들어, 사람들은 바이오피드백 기술을 사용하여 그들의 심박수를 의식적으로 제어하도록 훈련될 수 있다. 그러나, 개량된 부교감신경계의 활동은 아마 호흡의 제어를 통해 조절될 것이다. 중성 최면 및 심박수의 조작적 조건은 제어된 호흡 기술에 관계 없이 부교감신경계 활동을 증가시킴으로써 교감신경계/부교감신경계 비를 감소시키는 것으로 드러났다. FF 기술은 바이오피드백 장비를 필요로 하지 않고, 짧은 호흡 프로토콜이 이런 기술에 사용됨에도 불구하고 의식적으로 호흡을 제어하는 것을 요구하지 않는다. 우리의 연구 결과는 감정적 경험이 심박수 및 호흡에 관계없이 심퍼소베이걸 평형을 결정하는 역할을 한다는 것을 시사한다. 증가된 저주파수(LF) 및 고주파수(HF) 파워(심박수 변화율의 측정)로의 심퍼소베이걸 평형에서의 시프트는 감사의 감정적 상태를 경험하는 심리적인 징후였다. 이 FF 기술은 이전의 긍정적인 감정적 경험을 가상화하거나 상기시키는 것과는 대조적으로 참된 감사 또는 사랑을 진실로 경험하는 것에 초점을 맞춘다.

본 연구의 결과는 상대적으로 짧은 FF 기술의 실행 및 하트매쓰의 인스터튜트에 의해 개발된 다른 툴이 심장 기능의 " 엔트레인먼트" 또는 " 내부 코히어런스" 모드(아래에 더 상세하게 설명되었다)에 도달하는 것을 나타낸다. 이러한 상태를 유지할 수 있는 대부분의 환자는 무작위 생각(random thought)의 침입이 크게 감소되고 깊은 내적 평화 및 강화된 직관적인 인식이 수반되었다고 보고한다.

또한 우리는 이 엔트레인먼트 모드에 도달한 긍정적인 감정적 상태가 심장의 다이내믹한 비트(beat) 패턴에서의 주목할 만한 변화를 발생하였음을 관찰했다. 이러한 심박동 리듬을 양자화하고 분석하고 양자화하는 방법을 심박수 변화율의 분석이라 부른다. 건강한 사람의 정상적인 안정 심박수는 매 순간마다 다이내믹하게 변한다. 심전계(ECG) 또는 펄스로부터 유도된 심박수 변화율은 이러한 자연적으로 발생하는 심박수에서의 매 비트에 대한 변화의 측정치이고 건강 및 적응도의 중요한 표시기이다. 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 감소된 HRV는 모든 사망 원인은 물론 미래의 심장 질환, 증가된 급사의 위험도의 강력한 예측기이다.

주파수 영역 분석은 심박수 타코그램 또는 파형을 그것의 개별적인 주파수 요소로 분해하고 그들을 그들의 상대적인 강도에 관하여, 파워 스펙트럼 밀도(PSD)로 양자화한다. 스펙트럼 분석 기술을 HRV 파형에 적용함으로써, 자율신경계의 교감신경계 또는 부교감신경계 가지의 활동을 나타내는 HRV 파형의 상이한 주파수 요소가 식별될 수 있다. 이 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. 이러한 대역에서의 피크는 보통 호흡의 동부정맥으로 불리는, 호흡 사이클에 관련된 심박수 변화율에 상응한다. 감소된 부교감신경계 활동은 공포, 근심 또는 걱정 및 우울로 고통당하는, 정신적 또는 감정적 스트레스를 받는 사람에게도 발견되었다.

저주파수(LF) 영역은 특히 단기 기록에서 교감신경계 및 부교감신경계 활동 모두를 반영할 수 있다. 부교감신경계 영향은 특히 호흡수가 분 당 7 호흡 아래에 있을 때 또는 사람이 심호흡을 하였을 때 나타난다. 또한 이러한 영역은 그것이 압수용체 활동을 그리고 때때로 혈압파 활동 및 공명을 반영할 때 " 압수용체 범위" 로 불린다.

깊은 이완, 수면의 상태에서 자연적으로 발생할 수 있는 것처럼, 사람의 HRV 패턴 및 호흡이 동기화되거나 엔트레이닝될 때 또는 프리즈 프레임 및 심장 록킨(Heart Lock-In)과 같은 자율신경 평형을 촉진시키는 기술을 사용할 때, 엔트레인먼트가 일어나는 주파수는 종종 거의 0.1Hz이다. 이것은 LF 대역의 중앙에 있고 실제에 있어서 그것이 주로 부교감신경계 활동 및 혈관의 공명에서의 증가에 기인할 때, 교감신경계 활동에서의 큰 증가로 잘못 해석될 수 있다. 정교한 모델링 기술은 정상 상태에서, LF 대역에서의 전체 파워의 약 50%가 중앙 레벨에서 발생되는 동결절 상에 침범하는 신경 신호에 의해 설명되고, 대부분의 잔여 파워가 동맥압 조절 피드백 루프에서의 공명에 기인한다는 것을 보여주었다. 이 교감신경계는 0.1Hz보다 훨씬 더 큰 주파수로 나타나는 리듬을 생성하는 것으로 나타나지 않는 반면에, 부교감신경계는 0.05Hz의 주파수 아래에서 동작하는 것으로 관찰될 수 있다. 따라서, 느린 호흡수의 주기를 갖는 사람에 있어서, 부교감신경계 활동은 LF 대역내에 있는 주파수에서 심장 리듬을 변조할 것이다. 따라서, ANS 가지의 어느 것이 LF 영역으로 파워를 펌핑하고 있는지를 식별하기 위해, 호흡 및 PTT모두가 동시에 기록되고 고려되어야 한다.

엔트레인먼트 모드에 있는 동안 LF 파워에서의 증가는 증가된 압수용체 구심성의 활동을 나타낸다. 이 LF 대역이 압수용체의 증가된 구심성의 활동을 반영하는 것이 도시되었다. LF 대역은 실제로 압수용체 반사 감도를 반영하도록 도시되었고 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 감사의 상태 동안 보여지는 LF 파워에서의 증가는 압반사 감도가 고혈압의 사람에 있어서 감소되기 때문에, 고혈압의 제어에 대하여 중요한 관계를 가질 수 있다.

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

타코그램 데이터로부터, 어떤 사람이 좌절의 상태로부터 진실한 감사의 상태로 이동함에 따라 큰 진폭의 노이지 파로부터 유사한 진폭의 비조화 파형(엔트레인먼트)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 스펙트럼으로부터 매우 큰 증폭의 약 0.1Hz의 협대역 스펙트럼(엔트레인먼트)으로 그리고 그다음에 매우 작은 진폭의 광대역 스펙트럼(내부 코히어런스)으로의 천이이다.

대부분의 사람에게 있어서, 제로에 가까운 작은 HRV는 지금 막 설명된 바와 같이, 그것이 심박수에서의 변화 및 ANS에서의 감소된 정보의 흐름에 대한 심장의 탄력성의 손실을 암시하기 때문에 잠재적인 병리학적인 조건 또는 에이징의 표시기이다. 그러나, 훈련된 환자에게 있어서, 제로에 가까운 작은 HRV는 그들의 HRV가 보통 크고 내부 코히어런스 모드로의 시프트는 의도적으로 증폭된 평화 상태로 들어가는 결과이기 때문에 그들의 감정 및 자율신경계의 예외적인 자가관리의 표시이다. 이것은 (HRV가 항상 낮은 경우에)더 낮아진 HRV를 강조하는 병리적 조건과 매우 다르다. 감정적 상태 및 HRV 사이의 연결은 아마 건강한 사람에게 나타나는 낮은 HRV의 빈번한 관찰을 설명할 수 있을 것이며, 그렇지 않으면 건강한 사람은 명백하게 질병을 예측하기 위한 HRV 분석의 임상적인 사용으로부터 잘못 설명되게 된다.

내부 코히어런스의 조건 동안, 심장에 의해 생성된 전자기 에너지 필드는, 심전계(ECG) 신호의 고속 푸리에 변화(FFT) 분석에서 보여지는 것처럼, 코히어런트 전자계의 명백한 예이다. 비선형 시스템에서의 코히어런트 신호 및 노이즈 사이의 인터액션을 최근의 향상된 이해는 결과적으로, 이러한 논서멀, 코히어런트 전자기 신호가 셀에 의해 검출될 수 있다는 것을 예측하게 했다. 추가적인 증거는 코히어런트 전자계가 셀의 기능에 대한 중요한 암시를 가질 수 있다는 것을 제안한다. 예를 들어, 논서멀, 초저주파 전자기 신호가 셀내 칼슘 신호화(signaling)에 영향을 줄 수 있다는 것이 최근에 입증되었다. 또한, 코히어런트 전자계는 인코히런트 신호보다 오르니틴 데카르복실라제 활동과 같은 효소성 경로에 실질적으로 더 많은 셀 효과를 생성하는 것으로 알려졌다. 이러한 사실은 내부 코히어런스의 상태가 또한 셀 기능에 영향을 주고 감정 상태, 자율신경 기능, HRV 및 셀 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 감사의 순수한 느낌이 LF 및 HF 활동으로의 파워 스펙트럼 시프트를 생성한다는 것을 입증하고 1)생물학상의 오실레이터를 포함하는 신체의 주요 센터가 연결된 전기 오실레이터로서 동작할 수 있고, 2) 이러한 오실레이터가 정신 및 감정적 자제를 통해 동작의 동기화된 모드로 될 수 있으며, 3) 그러한 동기화의 신체상의 효과가 지각 및 심혈관의 기능에서의 상당한 시프트와 상관된다는 것을 암시한다. 긍정적 감정이 고혈압 치료에 유리할 수 있는 심퍼소베이걸 평형에서의 변화에 도달하고 울혈성 심부전 및 관상동맥질환을 가진 환자의 급사의 가능성을 감소시킨다는 것을 제안한다.

쉽게 사용되고 광대한 바이오피드백 장비를 필요로 하지 않는 ANS의 평형에 관하여 양자화된 정보를 제공할 필요가 존재한다. 매일 삶에서 사용하기 위한 이러한 평형을 모니터링하는 이동가능한 방법이 더 필요하게 된다.

발명의 상세한 설명

본 발명은 특정 신체 리듬을 측정한 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, 방법은 환자의 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 주파수(E_{peak})에서 에너지를 결정하는 단계, 상기 피크 주파수(E_{below}) 아래 및 상기 피크 주파수(E_{above}) 위에서 에너지를 결정하는 단계, E_{below} 및 E_{above} 에 대한 E_{peak} 의 비를 결정하는 단계 및 환자에게 제1 표시 포맷으로 상기 비에 관련된 제1 파라미터의 표시를 제공하는 단계를 포함한다.

본 발명의 일 태양에 따라, 장치는 제1 소정의 시간 주기에 대하여 환자의 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 인터발을 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 넘버의 주파수를 포함하고, 상기 프로세싱 유닛은 그것의 주파수 분포의 제1 파라미터를 계산하도록 적용되고, 상기 제1 파라미터는 주파수 분포의 나머지에서의 면적에 대한 적어도 하나의 피크에서의 면적의 비이고, 그래서 상기 프로세싱 유닛은 제1 파라미터를 환자에게 표시하기 위해 상기 디스플레이 유닛으로 출력하도록 적용된다.

본 발명의 일 태양에 따라, 본 방법은 제1 소정의 시간 주기 동안 환자의 각 심박동 사이의 시간 인터발을 포함하는 심박수 변화율(HRV) 정보를 수신하는 단계, 상기 HRV를 주파수의 함수로서 표현하는 단계, 제1 범위의 주파수에서 상기 HRV에서의 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 환자에게 나타내는 단계를 포함한다.

도면의 간단한 설명

도 1은 고등 생물의 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 스펙트럽 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 환자가 ANS의 평형을 향상시키기 위해 구체적으로 설계된 감정 자가조절 프로토콜을 의식적으로 실행하기 전 및 후에, 환자의 시간 영역 HRV, 펄스 천이 시간, 및 호흡수, 및 상응하는 PSDs를 도시하는 도면,

도 5는 상술된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 증가된 자율신경 평형(AB)의 표시기인, HRV 를 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 애니메이티드 비쥬얼 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 툴중의 하나이다. 그것은 외부 또는 내부 이벤트에 정신적 및 감정적 반응을 의식적으로 푼 후에 사랑 또는 감사와 같은 긍정적인 감정에 촛점을 맞추는 동안 심장의 주위의 신체적 영역에 마인드 및 감정으로부터의 주의의 중심을 시프팅하는 동작으로 구성되어 있다. 이렇게 이러한 툴은 사람이 마인드로부터 심장으로 주의의 촛점을 시프팅할 수 있게 한다. 그러한 시프트는 그 순간에 더 넓고 더 객관적인 지각을 야기한다.

이후에 사용되는 바와 같이, 용어 " 감사(appreciation)" 는 환자가 어떤 사람 또는 어떤 사물에 대한 신실하거나 적극적인 감사의 느낌을 명확하게 지각하거나 인식하는 상태를 의미한다. 그것은 그러한 HRV 변화를 생성하기 위해 나타나지 않은 감사의 정신적 개념과 대조되는 바와 같이 HRV 변화에 관련된 감사의 진심에서 우러나오는 느낌이다. 용어 " 증폭된 평화" 는 정상적으로 경험되는 것보다 평화 및 집중의 훨씬 더 깊은 상태가 느껴지는 내적 상태를 의미한다. 또한 이러한 상태에서 인식의 새로운 디멘션의 임계선 상에 서있는 센스를 갖는다. 사람이 직관의 새로운 영역에 접근한 내적 평형 및 인식의 센스가 있다. 임의의 경험적 상태에 있어서, 그 센스를 충분히 묘사하는 단어를 찾기는 어렵다. 이것은 사람이 정상적으로 다각적으로 검토한 상태가 아니고 오히려 상대적으로 짧은 시간 주기동안 들어가는 상태이다. 그러나, 심장내에 초점이 맞추어진 상태에 머무르는 연습을 통해 이러한 상태에서 시간의 비는 증가될 수 있다. 그것은 사람이 해변 또는 숲에 있을 때 사람이 사람의 정상적인 경험을 넘는 자연 또는 그 자체와 특별히 깊은 접촉을 느낄 때 가끔 갖는 그러한 순간과 유사한 것으로 묘사될 수 있다. 그것은 종종, 우리가 경험하는 더 깊은 이슈 또는 문제에 답을 찾는 그러한 순간에서 이다.

용어 " 생물학적인 오실레이터" 에 의해 우리는 리드미컬한 오실레이션을 생성하는 셀 또는 셀의 그룹을 의미한다. 순간 조직의 동맥압이 연속적으로 기록될 때, 각 심 박동 및 각 호흡에서의 파동을 볼 수 있다. 자율신경계내의 이러한 리드미컬한 활동은 적어도 3개의 생물학적인 오실레이터 시스템에 의해, 즉, 1)호흡 오실레이터와 임의의(facultative) 연결(엔트레인먼트)을 갖는 뇌간 네트워크내의 센트로제닉 리듬, 2)압수용체 피드백 네트워크, 및 3)혈관의 평활근의 오토리드미시티(autorhythmicity)에 의해 지원되는 것으로 나타난다. 오실레이터의 각각이 상이한 주파수를 디벨로핑할 수 있고 오실레이션 사이의 위상지연이 용이하게 변화될 수 있다는 사실은 혈압파가 매우 다양하고 예상불가능하다는 일반적인 경험을 설명한다. 유사한 기본 주파수를 갖는 몇개의 오실레이션의 존재는 오실레이션 사이의 동기화 및 엔트레인먼트를 이네이블링한다. 따라서, 우리는 정규적인 혈압파 및 안정된 혈압파가 복잡한 멀티-오실래토리 시스템의 엔트레인된 동작의 표시라는 것을 가정할 수 있다.

동맥 펄스 천이 시간(PTT)은 심장으로부터 특정 주변의 기록 사이트로의 동맥 펄스파의 이동 속도의 측정값이다. 동

맥 벽의 탄력을 모니터링하고 매 비트에 기초하여 혈압내의 변화를 표시하는 비관혈적 방법으로서 사용된다. 동맥압 펄스는 동맥계를 따라 빠르게 통과하는 혈압파이다. 이 펄스파 속도(4 내지 5 ㎧)은 혈류의 속도(< 0.5 ㎧)보다 훨씬 더 빠르다. 이 펄스파 속도는 직접적으로 동맥벽의 탄력에서의 압력과 관련된 변화와 함께 변화한다. 이 동맥벽이 더 단단하거나 수축할 수록, 이 파 속도는 더 빨라진다. 이것으로부터, PTT는 혈압에 반비례하여 변화해야 한다. 이러한 효과의 크기의 공통 추정치는 PTT가 약 1ms/mmHG의 압력 변화비로 변한다는 것을 표시한다.

우리는 또한 우리의 연구실에서 실행된 특정 연구의 결과를 설명할 것이다. 그러한 연구의 특성 및 조건을 더 완전하게 이해하기 위해, 우리는 다음의 중요한 프로시저를 설명하기 원한다: 연구실의 연구에 대하여, FF 기술로 훈련된 사전 선택된 사람을 ECG 전극이 설치되고 체위 변화를 최소화하기 위해 직립이고, 높이 등받이된 의자에 앉힌 후에, 10분의 휴식 주기를 준다. ECG 측정은 휴식 주기동안 기록되고 마지막 5분은 베이스라인 주기로 사용된다. 기록은 환자가 FF 기술을 사용하여 다음 5분 동안 사랑하는 상태에 의식적으로 초점을 맞출 것을 요구받는 동안 계속된다. 환자의 선택된 수는 각 세션에서 어세싱된다. 통지된(informed) 승낙이 있은 후에 그리고 각 세션 전에, 환자는 말하거나, 졸거나, 과도한 신체적 이동, 또는 의도적으로 그들의 호흡을 바꾸는 것을 삼가할 것이 요구된다. 환자는 이 세션 동안 아무 과장된 호흡 또는 체위 변화가 없도록 보장하기 위해 주의깊게 모니터링된다.

동일한 환자들은 그들의 업무 장소에서의 정상적인 업무 날을 포함하는 24 시간동안의 주기동안 보행용 ECG 레코더를 착용할 것이 요구된다. 환자들은 그들이 스트레스를 느끼거나 평형을 벗어날 때, 적어도 3개의 별개의 경우에 FF 기술을 사용하도록 요구된다. 환자들은 그들이 FF 기술을 사용할 때마다. 레코더의 마커 버튼을 누르도록 지시된다. 연구의 이러한 부분은 실제 생활의 긴장이 많은 환경에서 ANS 평형을 어세싱하고 심퍼소베이걸 평형을 의식적으로 향상시키기 위해 FF 기술의 효능을 결정하도록 설계된다. 일반적으로, Ag/AgCl 일회용 전극은 모든 바이폴라 ECG 측정을 위해 사용된다. 포지티브 전극은 6번째 립에서 좌측상에 위치되고, 레퍼런스가 우측 쇄골위오목내에 놓인다. 그라스(grass) 모델 7P4 증폭기는 ECG 중폭을 위해 사용된다. 호흡은 가슴 둘레로 Resp-EZ 압전기 벨트로 모니터링된다. 그라스 모델 80 캐디악 마이크로폰은 혈압파가 펄스 천이 시간(PTT)의 계산을 위해 기록될 때 사용된다. PTT 인터발은 ECG의 R 파의 피크 및 좌측상의 인덱스 핑거에서 동일한 캐디악 수축과 관련된 펄스 파의 출현 사이의 시간이다. 연구실에서의 연구에서, 보행용 ECG 기록은 Del Mar Holter 기록 시스템 모델 363으로 이루어진다.

데이터 분석 위상 동안, HRV파형은 R-R 인터발 태코그램의 형태를 취한다. 이러한 신호의 스펙트럼 분석은 256Hz에서 샘플링된 ECG 신호로부터 취해진 R-R 지속 값의 연속적인 이산 급수로부터 얻어지고 FFT된다. 연구실에서의 연구로부터의 모든 데이터는 바이오 팩(Pac) 16 비트 디지타이저 및 소프트웨어 시스템에 의해 디지털화된다. FFTs, PSD 및 시간 영역 측정을 포함하는 모든 포스트 분석은 DADiSP/32 디지털 신호 처리 소프트웨어로 이루어진다. 인위적인 아닌 홀터(Holter) 테이프 데이터로부터의 모든 FF 응답은 분석을 위해 사용된다.

연구실에서의 연구에 대하여, HRV 데이터는 FF의 실행 전 5분 동안 및 FF의 실행중 5분 동안 분석된다. 시간 영역 트레이스는 상기 두 5분 시간동안 전체 평균 심박수를 얻고 상기 평균값의 주변의 표준 편차를 계산함으로써 분석된다. 시간 영역 데이터의 FFTs는 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)비는 베이스라인 및 FF 주기에서 각각의 사람에 대해 계산된다. 다음의 표준들이 환자들을 2개의 서브그룹으로 분류하기 위해 사용된다:

VLF 또는 HF 영역내에서 아무 다른 중요한 피트를 갖지 않는, HRV 파워 스펙트럽의 LF 영역내의 매우 좁은 대역 높은 진폭 신호 및 HRV 데이터의 시간 영역 트레이스에서, 상대적으로 조화하는 신호(사인파 형상)에 의해 특징지어는 엔트레인먼트 모드; 및

상기 베이스라인에 비교하여 전체 HRV 파워 스펙트럼을 걸쳐서 의도적으로 생산된 매우 낮은 진폭 신호에 의해 특징지어지는 내부 코히어런스 모드. 이러한 모드의 최종 분별기는 ECG 진폭 스펙트럼이고, 여기서 기본 주파수의 처음 7개쯤의 하모닉은 뚜렷하게 디스플레이되고, 매우 적은 중간 주파수가 상당한 진폭을 갖는다.

일반적으로, 감정 표현 값에 대한 생데이터 베이스라인 값은 각 그룹에 대한 포지티브 및 네가티브 차이에 대한 랭크의 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 표준 값의 테이블로부터 취해졌다. 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 도시한다(여기서 p는 확률이다).

인체의 특정 신호 및 기능의 매우 단순화된 개략도를 도 1에 도시하였다.이러한 도면은 인가의 자율신경계의 모든 기능을 내포하는 것으로 의도되지 않고, 오히려 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. 이렇게 예를 들어, 뇌간(5)은 수많은 다른 조직 입력은 물론 호흡, 혈압, 심장의 출력, 체온조절, 및 레닌안지오텐신과 관련된 정보를 수신한다. 중앙 신경 조직(CNS)의 제어 센터로서 기능할 때, 뇌간(5)은 연속적으로 이러한 모든 구심성의 정보를 요약하고 교감신경계 또는 부교감신경계의 하위조직을 통해 심장(7)에 적당한 출력을 종합한다.

감지된 위험에 응답하는 것과 같이, 증가된 심박수 및 혈압에 대하여 책임있는 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 대동맥궁내에 위치된, 압수용체 네트워크, 및 다른 수용체 뉴런으로부터 구심성의 정보를 수신한다. 심장(7)이 박동하고 그 벽이 부풀어 오름에 따라 다양한 압수용체가 트리거링되어, 심박동의 기능으로서 신호를 제공하고, 여기서, 증가된 심박수는 일반적으로 증가된 압수용체 신호에 의해 반영된다.

뇌간(5)으로부터의 부교감신경 및 교감신경의 제어 신호에 응답하여, 심박수(7)는 변한다. 심장(7)의 동결절(SN)은 이러한 자율신경 제어 신호의 상대적인 힘에 관하여 비선형적인 비율로 심장의 개시를 초기화하도록 천연 페이스메이커로서 동작하는 셀의 그룹이다. 심장이 특정 변화성을 갖고 박동하는 것이 측정되었는데, 여기에서 심박동 사이의 시간은 일정하지 않고 부교감신경계 및 교감신경계 신호 사이의 상대적인 평형을 시프팅하는 것에 따라 변한다. 전형적인 심박수 변화율(HRV) 파형이 도 1에 도시되었다. 도시된 바와 같이, HRV는 일정하지 않고 시간에 따라 변하지만, 여전히 일반적으로 주기적인 패턴을 디스플레이한다.

도 2는 예로서, 시간 영역에서 가장 편리하게 측정된 HRV파형의 주파수 영역으로의 변환을 도시한다. 그러한 변환은 주지된 고속 푸리에 변환(FFT)과 같은 표준 디지털 신호 처리(DSP)방법에 의해 이루어질 수 있다. 이것은 시간 영역 파형에서 상이한 주파수 요소(리드미컬한 패턴)에 대한 상대적인 진폭을 측정하는 히스토그램의 타입을 야기한다. 고

속 실시간 리듬은 스펙트럼의 고주파수 부분(우측)에서 피크로 맵을 만드는 반면에, 저속 리듬은 좌측의 저주파수측상에 나타난다. 임의의 주어진 피크는 단일 리드미컬한 프로세서 때문에 또는 매우 유사한 주파수를 갖는 혼합된 리듬 때문에 생겨난다. 후자는 피크의 높이와 그 폭을 증가시키는데 기여할 것이다. 심박수 분석의 경우에, 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, 주파수가 수평축상에 있는 수직축상에 좌표에 따라 점을 정하게 된다. 일반적으로, 파형의 파워 스펙트럼은 요소의 주파수의 함수로서, 각 상기 요소 제곱에 관한 파 진폭의 플롯이다. 그러한 플롯은 주파수의 함수, f로서 작은 주파수 범위내에 존재하는 헤르츠 당 에너지의 단위로 파 파워를 나타낸다. 본 예에서, PSD의 단위는 파 측정으로서 주어지며, 상세하게는 초 당 분당비트수의 제곱(BPM^2/Hz, 여기에서 헤르츠(Hz)는 주파수 또는 초 당 사이클)으로서 주어진다.

일반적으로 인간의 정신 상태 및 감정 상태가 ANS 활동에 특히, 부교감신경계 및 교감신경계 사이의 평형에 상당항 효과를 갖는다는 것이 알려져 있다. 우리는 일반적으로 흥분 또는 두려움이 병을 야기하는 반면에 감사 또는 사랑과 같은 감정이 건강을 향상시킨다는 것을 발견하였다. 후자의 상태는 신체내의 다른 오실래토리 시스템은 물론 호흡 및 HRV 사이의 연결을 촉진하도록 도시되었다. 본 설명의 목적에 대하여, 우리는 HRV 파형 호흡 파형이 동일한 비로 그리고 약 0.1Hz 주파수에서 동작하고 있고 엔트레인먼트로서 사인파로서 나타나는 상태를 언급할 것이다. 심장 기능의 이러한 모드가 신경계의 교감신경계 가지 및 부교감신경계 가지 사이의 증가된 평형과 상관하도록 문서화됨에 따라 그것은 또한 " 자율신경 평형" (AB)의 상태로 불린다. 특히 본 발명은 본 발명의 사용자가 엔트레인먼트 및 AB를 마음대로 얻는 것을 보조하거나 용이하게 하도록 의도되었다. 일단 얻어지면, 다양한 잘 문서화된, 유리한 생리적인 프로세스가 개량될 것이다. 특히, 아래에 논의된 본 발명의 몇 실시예는 엔트레인먼트 및 AB의 본질적인 특성을 더욱 강화하고 확장하는 경향이 있는 방식으로 사용자에게 비주얼 피드백을 제공하도록 설계된다.

다양한 감정 상태에 있는 환자의 시간 영역 HRV가 도 3A에 도시되었고, 도 3B는 상응하는 PSDs를 도시한다. 베이스라인 조건은 환자가 정상적으로 휴식 상태에 있을 때인 것으로 간주된다. 병이 있는 상태는 환자가 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 정돈되어있다. 엔트레인먼트는 감사 또는 사랑과 같은 긍정적인 감정 상태를 만드는 의식적인 계획 또는 프로토콜을 따름으로써 얻어질 수 있는, 우리가 보이는 조건이다.

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 따라, 엔트레인먼트 모드는 주파수 록킹이 호흡과 같은 다른 생물적인 오실레이터 및 HRV 파형 사이에 일어나는 때에 도달된다. 또 다른 상관이 심박수 및 그 변화율의 다른 파라미터는 물론 HRV 파형 및 다른 생리계를 포함하는 환자의 일반적인 상태 사이에 만들어질 수 있음을 주목하라. HRV 및 환자의 감정적 상태 및 정신적 상태 사이의 상응은 강하고 문서화된 관계가 있음에 따라, 예로서 여기에 제공된다. 그러나, 대응하는 실시예는 HRV를 다른 기능 및 조건과 상관시킬 수 있고 예로서 여기에 설명된 것에 제한되지 않고, 오히려 HRV 파형 및 그러한 조건의 상관의 분석이 본 발명에서 얻어진다. 이와 마찬가지로, 감정적 상태 및 정신적 상태로의 상응은 도 3A 및 도 3B에 도시된 것에 제한되지 않는다.

FF 기술을 인액팅하기 전에 그리고 그 후에 취해진 사람에 대한 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 천이 시간(PTT)이다. 제3 기록된 신체 응답은 진폭이 밀리볼트(㎷)로 측정되는 호흡이다. 도

4A에 도시된 바와 같이, 각 기록된 신체 응답은 약 300초에서 극적으로 변환하고, 그 지점에서 사람은 FF 기술을 실행한다. 그 때에 HRV, PTT 및 호흡파형의 엔트레인먼트가 얻어진다. 그러한 엔트레인먼트는 AB 및 증가된 생리적인 코히어런스의 특징이다.

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 후에, 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 0.15Hz의 주파수 사이에 집중된다. 또한, 엔트레인먼트 동안, HRV 및 PTT의 모두에 대한 최대 PSD 는 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(12) 및 모니터(15)를 갖는 컴퓨터 시스템(14)를 포함한다. 포토 플레디스모그래픽 센서(12)는 커플링 케이블(16)을 통해서 컴퓨터 시스템(14)에 전기적으로 연결된다.

동작 동안, 사람의 손가락(18)은 플레디스모그래픽 센서(12)와 접촉된 상태로 놓인다. 이러한 특정 실시예에서, 상기 센서(12)는 손가락(18) 및 센서(12)사이의 적당한 접촉을 보장하기 위해 핑거(18)위에 놓여진 스트랩(20)을 포함한다. 포토 플레디스모그래픽 센서(12)는 핑거(18)에 의해 사람의 심박동에 의해 생성된 펄스파를 검출하고, 이러한 정보를 컴퓨터 시스템(14)에 보낸다. 컴퓨터 시스템(14)은 이러한 심박동 데이터를 모아 분석하고, 엔트레인먼트의 사람의 레벨을 결정한다. 엔트레인먼트의 얻어진 레벨의 표시는 모니터(15)상에 디스플레이된다.

본 발명의 일 실시예에 따른 엔트레인먼트 장치(10)에 의해 생성된 디스플레이 출력(22)가 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 사람의 누산 엔트레인먼트 스코어는 계산된 엔트레인먼트 존과 관련하여 도표로 디스플레이된다. 또한, 사람의 엔트레인먼트 비 및 평균 심박수는 동일한 시간 주기에 대하여 도표로 디스플레이된다.

도 7A-7E는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 엔트레인먼트 파라미터(EP)를 계산하는 방법을 도시하였다. 일반적으로, 심박수의 비트에서 비트로의 변화를 모니터링하는 단계, EP를 계산하는 단계 및 계산된 EP의 분류의 표시를 나타내는 단계를 포함한다. 본 방법은 시작 블록(30)에서 시작한다. 과정은 HRV데이터가 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)은 디스플레이 터미널에 이러한 정보를 제공하는 단계를 포함할 수 있다. 과정은 판정블록(38)로 계속되고 과정이 종료할 지를 결정한다. 이 과정이 종료되면, 처리는 과정이 종료되는 단계(40)로 계속한다. 과정이 종료되지 않으면, 과정은 블록(34)으로 돌아간다.

이 과정은 도 7B에서 더 상세화되고, 도 7B에서 심박동은 단계(42)에서 모니터링된다. 이것은 심전계(ECG)와 같은 전기 감지 장치, 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 인터발에서, 초 당 100 번이고, 센서(12)의 출력은 종래 아날로그-디지털(A/D) 변환기(도시되지 않음)를 사용하여 샘플링되고 디지털화된다. 단계(44)에서, 생샘플이 저장된다. 이러한 생데이터는 기본적으로 각 심박동 및 그것의 발생의 상대적인 시간의 기록이다. 저장된 생데이터는 인터비트인터발(inter-beat-interval; IBI)정보를 포함하는 것으로 생각될 수 있고, 이것으로부터 비트 사이의 시간 인터발이 결정될 수 있다. 그것은 일반적으로 " 심박수 변화율" 또는 단순히 HRV로 불리는 IBI 편차이다.

심박수를 모니터링할 때, 노이즈 및/또는 오판과 같은 아티팩트가 처리를 방해하는 경향을 가질 수 있다는 것에 주목해야 한다. 아티팩트 및 기타 인위적으로 도입된 노이즈가 제거되는 추가적인 단계가 블록(46)에 제공된다. 이는 종래의 DSP 아티팩트 제거 기술을 사용해서 행해질 수 있다. 블록(46)은 도 7E에 상세하게 도시되어 있고, 판정블록(94에서 $Ravg_{i-1}$ (1 - Pmin)을 시작한다. IBI_i로 간주된 현재의 IBI는 비트사이의 절대 최소 간격(Amin)과 비교되고, 비트사이의 절대 최대 간격(Amax)과 비교된다. Amin과 Amax는 인간의 심박이 떨어지는 활성 영역을 반영한다. 예를들어, Amin과 Amax는 각각 IBI가 너무 길고 너무 짧아서 IBI가 그 값에서 정상적으로 발생하지 않는다는 것을 나타낸다; 따라서, 이들 상태는 정확한 데이터가 아닌 아티팩트를 검출하기 위해 사용된다. 만약 IBI_i가 이들 두 종단(extreme) 사이에서 떨어지면, 과정은 단계(96)로 넘어간다. 만약 IBI_i가 이들 범위에서 떨어지지 않으면, 더이상의 체크는 행해지지 않고, 배드 IBI_i데이터를 제거하기 위해 단계(98)로 넘어간다. 러닝 평균(Ravg)은 IBI값으로 계산된다. Ravg값의 범위는 각각의 IBI_i에 대해 판정되고, 다음 값, IBI_{i+1} 을 검증하기 위해 사용된다는 것에 주목해야 한다. Ravg값의 범위는 IBI값의 비율로 판정된다. IBI_i의 값을 구하기 위해서, IBI_{i-1} 에 대해서 Ravg값의 범위가 사용된다. 일 실시예에서, 범위는 $Rmin_{i-1}$ 과 $Rmax_{i-1}$ 사이로 한정되고, $Rmin_{i-1}$ 는 $Ravg_{i-1}$ -30%이고, $Rmax_{i-1}$ 는 $Ravg_{i-1}$ +30%이다. 만약 하기의 관계를 만족하면 IBI_i는 이 범위내에서 떨어진다.

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

단계(96)에서 계속해서, 만약 IBI_i가 이 범위내에 있으면, 과정은 단계(100)으로 넘어간다. 만약 IBI_i가 이 범위내에 있지 않다면, 과정은 단계(98)로 넘어가서 IBI_i는 배드 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_j, ..., IBI_k)을 포함한다. 단계(100)에서, IBI_i의 러닝평균은 $Ravg_i$로서 계산된다. 단계(102)에서, IBI_i에 대한 Ravg의 최소 범위는 $Rmin_i$로서 계산된다. 단계(104)에서, IBI_i에 대한 Ravg의 최대값은 $Rmax_i$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, 64초라는, 편리하게 크기가 정해진 생데이터 샘플의 세그먼트가 선택되고, 이후에 단계(50)에서, 표준 DSP 기술을 사용해서 선형으로 삽입된다. 구별을 용이하게 하기 위해, 생 IBI 데이터 포인트는 1000단위의 스케일이되고, 즉 밀리초 단위로 바뀐다. 도 8A에 도시된 HRV그래프는 스케일된 IBI 데이터의 표식 세트 및 선형으로 삽입된 데이터 포인트를 도시하고 있고, 여기서 IBI 데이터 포인트는 흑색점으로 나타내지고 있고, 간섭 데이터 포인트는 " x" 로 표시된다.

단계(52)에서, 선택된 HRV데이터의 세그먼트는 선형 저하 최소 제곱 피트 라인(통상적인 DSP 기술)을 빼서 세로축에 대해서 중앙에 파형을 위치시키고, 임의의 파형의 경향을 제거해서 천천히 증가시키거나 천천히 감소시킴으로써 디민(demean), 디트렌드(detrend)된다. 도 8B에 도시된 바와 같이, HRV 세그먼트는 중첩된 선형 저하 라인으로부터 알 수 있는 바와 같이 시간에 따라 감소하는 경향이 있다.

당업자에게는 분명한 바와 같이, 단계(48)에서 수행되는 세그멘테이션 과정은 HRV데이터와 방형파를 컨볼브하는 바

람직하지 못한 수고를 해야하고, 따라서, 각각의 세그먼트 사이의 경계에 노이즈를 도입해야 하는 경향이 있다. 예를들어, 각각의 세그먼트에서의 데이터의 포인트의 수가 128이면, 샘플(128, 129)의 사이에는 상당한 노이즈가 도입된다. 해닝 윈도윙(Hanning windowing)이라 불리는 공지된 DSP기술은 세그먼트의 중앙 데이터 포인트를 엣지에서보다 더 효과적으로 무게를 두어서 이 노이즈의 영향을 감소시킨다. 제시된 실시예에서 사용된 바와 같이, 해닝 윈도우 방정식은 하기와 같은 코사인 테이퍼를 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 세크멘테이션 과정의 아티팩트만큼 도입될 수 있는 노이즈를 감소시킨다.

단계(56)에서, 유저 설정 시스템 컨트롤 변수는 어떤 타입의 스펙트럼 분석이 수행되어야 할지를 결정하기 위해 시험된다. 만약 매그니튜드 스펙트럼이 선택되면, FFT가 단계(58)에서 수행되어서, 매그니튜드 스펙트럼을 발생시킨다. 반면에, 만약에 파워스펙트럼이 선택되면, 디트렌드된 데이터의 PSD가 단계(60)에서 표준 FFT를 사용해서 계산된다. 이 PSD는 단계(62)에서, 초당 세그먼트의 길이로 나눔으로써 평균화된다(단계(33)참조). 예를들어, 만약 데이터 포인트의 수가 128포인트로 선택되면, PSD는 세그먼트의 간격, 64 즉 64초로 나누어진다. 이는 파워의 단위를 ms^2/Hz로 만든다. 평균화 과정은 만약 매그니튜드 스펙트럼이 사용되면 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)"을 포함하고 있는 협대역 주파수내의 HRV신호에 포함된 파워를 나타낸다. 참조에 도움이 되도록, 제일 좌측의 빈(1)에서 시작해서 제일 우측의 빈(64)까지 계속해서 논리적으로 번호가 매겨지고, 각각의 빈은 주파수에 대응한다. 단계(64)에서, 유저 선택 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. 일실시예에 따라서, 검색 빈을 개시하는 것이 변수 "검색 빈 개시"(SBS)에 의해 선택되고, 검색 빈을 종료하는 것이 변수"검색 빈 종료"(SBE)에 의해 선택된다. 도 8D에 도시된 예를들어서, SBS는 3과 같고, SBE는 18과 같고, 이는 빈(3, 4, 5...18)의 서치 범위를 포함한다.

단계(66)에서(도 7C), 단계(64)에서 선택된 빈의 범위 내에서 HRV 스펙트럼의 모든 로컬 피크에 대해서 검색이 행해지고, 각각은 각각의 피크의 밑에 빈인 최고의 파워 레벨을 갖는 단일 빈으로 나타내어 진다. 이후에, 빈 범위 이내의 최고의 피크를 나타내는 빈이 선택된다. 도 8D에서 도시된 실시예에서, 빈(3) 내지 빈(8)의 범위 내에 세개의 피크가 존재한다. 가장 높은 피크는 빈(5)에 위치된다. 제 1 및 절대적으로 가장 큰 피크는 빈(2)으로 나타내어지고, 따라서, 빈(3)은 피크를 나타내는 것으로 고려되지 않는다.

선택된 피크의 범위내에서 일단 가장 높은 피크가 결정되면, 엔트레인먼트 파라미터(EP)가 계산되어서, PSD내의 전체 에너지에 대한 관계로 엔트레인먼트 지역내의 웨이브의 에너지를 나타낸다. EP를 계산하기 위해서, 단계(66)에서, 피크의 "폭"은 한쌍의 유저 선택 변수: 피크 빈의 좌측에 대한 빈의 수를 한정하는 P1과, 피크 빈의 우측의 빈의 수를 한정하는 P2로부터 판정된다. P1 및 P2는 만약 비선형 분포가 요구될 때는 상이하다. 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 전력(Pbelow)이 계산된다. 관련된 범위는 한쌍의 유저 선택 값:B1 및 B2에 의해 판정된다. Pbelow의 값은 범위[B1, B2]내의 모든 빈의 전력값의 합이다. 유사하게, 단계(72)에서, 피크 이

상의 전체 전력(Pabove)이 한쌍의 유저 선택 변수:A1 및 A2에 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 복수의 유저 선택 엔트레인먼트 레벨 스레숄드에 따라서 " 스코어" 된다. 예를들어, 엔트레인먼트의 세단계는 각각 EP의 값을 나타내는 NTL1 및 NTL2의 두 변수만을 사용해서 편리하게 규정될 수 있다. 이 실시예에서, NTL1이상 NTL2이하의 EP에 대해서, 환자는 수행된 마일드 엔트레인먼트를 갖는 것으로 고려되고, " 1" 의 스코어가 주어진다. NLT2이상의 EP에 대해서, 수행된 전체 엔트레인먼트를 갖는 것으로 고려되고, " 2" 의 스코어가 주어진다. 물론, 다른 중요한 것은 수행된 엔트레인먼트 레벨을 결정하기 위해 사용된다.

일반적으로, 피크 파워가 전체 파워의 가장 큰 부분을 포함할 때, 최대 엔트레인먼트가 이루어진다. 특히 높은 EP가 도 8F에 도시되어 있고, 여기서 Psum은 Pbelow 및 Pabove에 비해서 크다. 이는 파워의 최고값이 이들 작은 주파수의 그룹에 집중된다는 것을 나타낸다. 이와 같이, EP는 파워의 대부분이 선택된 상대적으로 좁은 주파수 빈 내에 집중되는 조건을 강조한다. 반면에, 주파수 빈의 더 넓은 범위상에서 분포된 파워의 상당한 레벨의 집중을 을 반영하는 대안적인 계산이 고안될 수 있다는 것은 분명하다.

단계(78)에서, 대부분의 현재 계산되고 있는 스코어는 기록되고, 누산된 스코어는 종래의 누산된 스코어인 히스토리컬 스코어에 기초해서 계산된다. 단계(36)에서, 활성 EP 결과값 및 누산된 스코어는 시스템 출력으로서 유저에게 표현되기 위해 사용된다. 이 사용은 76 내지 78과 같은 단계를 포함한다.

결정 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, 결정단계(80)에서, 유저가 선택하면 EP는 다양한 스레숄드 레벨을 비교하고, 이에 따라 EP스코어를 할당한다.

일 실시예에 따라서, EP는 [0, 1, 2]의 세트로부터 선택된 스코어가 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, 적당한 분배를 제공하기 위해 레벨 1은 0.9로 세팅되고, 레벨 2 는 7.0으로 세팅된다. 이 실시예를 실시하는 컴퓨터 프로그램에서, 이 레벨이 부유 포인트 값으로서 주어진다. 대안적인 실시예는 추가적인 레벨을 사용할 수도 있고, 두 레벨을 사용할 수도 있다.

만약 유저가 일정하지 않은 형식을 선택하면, 과정은 도 7D의 단계(84)로 넘어가서, 누산 스코어 " Ascore" 가 EP 및 EP 스코어 값의 히스토리컬한 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

일실시예에 따라서, Ascore는 {0, 1, 2,..., 100}의 범위의 값을 가지지만, 대안의 실시예는 대안의 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 증가를 제공한다.

Ascore 정보는 이후에 그래픽컬 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 $Ascore_i$의 현재의 계산된 값이고, $Ascore_{i--1}$ 는 Ascore의 이전에 계산된 값이다.

만약 $Ascore_i$가 $Ascore_{i-1}$ 과 같다면, 그래픽 디스플레이에 어떠한 변화도 주지 않고, 단계(38)로 넘어간다. 대안의 실시예는 이 정보를 디스플레이에 제공하는 추가적인 단계를 포함할 수 있슴에 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 실시예에 따라서, $Ascore_{max}$ 는 100이다. 만약 $Ascore_i$가 $Ascore_{max}$ 보다 크지 않다면, 과정은 단계(88)로 넘어간다. 단계(88)에서, 그래피컬 요소는 목표(goal)를 향해 천이한다. 일 실시예에서, 그래피컬 요소는 기구이고, 천이는 공중으로 수직상승하는 것이다. 대안의 실시예에서, 그래피컬 요소는 무지게이고, 무지게는 색채우기를 시작해서 황금 항아리에 도달한다. 일단 무지게가 황금항아리에 도달하면, 항아리는 동전이 채워지고, 넘칠 수도 있다. 또 다른 실시예에서, 평화로운 광경이 천천히 컬러로 그리고 상세하게 펼쳐진다. 대안의 실시예는 다른 광경, 아이콘 또는 이미지를 포함할 수 있고, 극복해야 할 장해물 또는 도달해야하는 새로운 스테이지를 포함할 수 있다. 과정은 단계(38)로 돌아간다.

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

도 7D의 단계(84)로 돌아가서, 만약 $Ascore_i$가 $Ascore_{i-1}$ 보다 크면, 과정은 결정 블록(90)으로 넘어가서, $Ascore_i$가 $Ascore_{min}$ 값에 이르는지를 판정한다. 일 실시예에 따라서, $Ascore_{min}$ 은 0과 같다. 만약 $Ascore_i$가 $Ascore_{min}$ 보다 작지 않다면 과정은 단계(92)로 넘어간다. 단계(92)에서, 그래피컬 요소는 목표로부터 멀어지도록 천이한다. 그래피컬 요소가 기구인 일 실시예에서, 천이는 지면을 향해서 수직하강한다. 그래피컬 요소가 무지게인 일 실시예에서, 무지게는 색을 잃고, 황금 항아리에서 분리되기 시작한다. 만약에 황금 항아리가 금화를 포함하고 있으면, 이들 금화는 제거된다. 평화로운 광경이 디스플레이된 또 다른 실시예에서, 컬러 및 묘사는 천천히 디스플레이로부터 사라진다. 대안의 실시예는 다른 광경, 아이콘 또는 이미지를 포함할 수 있고, 극복해야할 장해물 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 그래픽컬 디스플레이에 특별한 변화를 주지않고, 단계(38)로 넘어간다. 대안의 실시예가 이 정보를 디스플레이에 제공하는 추가적인 단계를 포함할 수 있슴을 주목해야 한다.

대안의 실시예에서, 기구 그림과 같은 그래피컬 요소는 직접적으로 EP스코어에 기초해서 상승하는 것과 같이 적절한 방법으로 조작될 수 있다. 도 10에 도시된 바와 같이, 더운 공기를 넣은 기구는 엔트레인먼트의 단계를 나타내면서, 공

중으로 상승하는 것으로 도시된다. 하기에 설명될 바와 같이, 광경의 배경은 스크린을 가로질러서 놓여진 다양한 장해물을 가지고 있는 평원을 포함한다. 기구는 이들 장해물을 피하기 위해 다양한 높이 이상으로 상승해야 한다. 이 디스플레이는 엔트레인먼트의 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, EP스코어 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 방법은 반복된다. 일 실시예에서 따라서, 상기 방법은 컴퓨터 판독 가능 매체에 저장되고 분포될 수 있는 소프트웨어 프로그램의 형식으로 실시될 수 있다. 소프트웨어는 개인용 컴퓨터, 노트북 컴퓨터 또는 소프트웨어 프로그램을 운영할 수 있고 유저정보 디스플레이를 제공할 수 있는 임의의 기타매체 상에서 운영된다.

산업상 이용 가능성

도 9에 도시된 것은 본 발명의 대안적인 실시예에 따른 엔트레인먼트 장치(100)이다. 이 특정 실시예에서, 엔트레인먼트 장치(10)는 각각이 소유자의 엔트레인먼트 레벨을 판정할 수 있게 하는 운반가능 장치이다. 일실시예에서, 엔트레인먼트 장치(10)는 포토 플레디스모그래픽 센서(102), 데이터 프로세싱 시스템(104) 및 디스플레이(106)를 포함한다.

일 실시예에서, 개인은, 포토 플레디스모그래픽 센서(102)를 포함하고 있는 엔트레인먼트의 후면에 위치된 소켓내에 손가락을 위치시킨다. 포토 플레디스모그래픽 센서(102)는 개인의 심박을 손가락을 통해서 감지하고, 이 심박정보를 데이터 프로세싱 시스템(104)에 전송한다. 데이터 프로세싱 시스템(104)은 이 심박 데이터를 수집하고 분석해서, 개인의 엔트레인먼트 레벨을 판정한다. 개인의 엔트레인먼트 레벨에 관련된 정보를 포함하고 있는 개인의 출력은 이후에 데이터 프로세싱 시스템(104)에 의해 발생되어서 디스플레이(106)에 디스플레이된다. 일 형태에서, 개인의 엔트레인먼트 비율과 관련된 정보는 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 ECG전극을 포함하고 있는 베스트(vest) 또는 스트랩을 포함한다. 개인은 베스트를 엔트레인먼트 장치(10)의 운반가능 부분에 위치시키고, 전기적으로 결합시킨다. 베스트 또는 스트랩은 이후에 개인의 심박수를 감지하고 심박 정보를 데이터 프로세싱 시스템(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 육지를 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 장해물은 비행하는 동안 제공된다. 만약 개인의 엔트레인먼트 레벨이 이들 장해물중의 하나를 클리어하기에 충분하지 않다면, 장해물 위로 기구를 올리기에 충분한 엔트레인먼트 레벨이 수행될 때까지 기구의 비행은 중지된다. 계산된 엔트레인먼트 존은 하이 엔트레인먼트 및 로우 엔트레인먼트에 대한 기구의 상승 기울기를 한정한다.

도 11에 도시된 것은 본 발명의 일실시예에 따른 엔트레인먼트 장치(10)에 의해 발생된 대안적인 표현 방식(26)이다. 이 특정 실시예에서, 개인이 엔트레인먼트의 단계에 있을 때, 무지게는 항아리를 향해서 늘어난다. 개인이 엔트레인먼트를 유지하는 동안에 항아리를 향하는 무지게의 성장이 부드럽고 안정적이지만, 만약 개인이 엔트레인먼트를 유지하지 않으면, 무지게는 사라진다. 만약 개인이 엔트레인먼트를 유지하는 것을 계속하면 일단 무지게가 항아리에 도달하면, 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

스코어는 선택된 시간 주기의 끝에서 제공된다.

도 12에 도시되어 있는 것은 본 발명의 일실시예에 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. 예를 들어, 엔트레인먼트가 유지되는 매 10초마다 광경이 변화한다. 만약 엔트레인먼트가 낮거나 유지되지 않으면 광경은 변화하지 않는다.

대안의 실시예는 상세한 정보, 그래피컬 정보, 그래픽 이미지, 비디오 이미지, 및 오디오 이미지를 포함한 다양한 디스플레이 정보를 채용할 수 있다. 일 실시예에 따라서, 엔트레인먼트의 레벨은 음악 전송 시스템의 볼륨을 제어한다. 이는 EP값에 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 메세지를 제공할 수 있다.

장난감의 형태를 하고 있는 운반 가능 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 운반가능한 것, 또는 기타 편리한 디바이스이고, 건전지로 동작될 수 있고/있거나 운반가능해서 생활 속에서 수행하기 용이하게 한다. 대안의 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 일실시예는, 더 높은 레벨의 엔트레인먼트에 도달됨에 따라서 디졸브하는 점으로 이루어진 고정된 배경으로 시작해서 3차원 이미지와 같은 그래픽 이미지를 드러낸다. 엔트레인먼트가 낮은 레벨로 떨어짐에 따라서 점들이 다시 스크린을 채운다.

추가적으로, 다양한 컴퓨터 게임이 트리거함에 따라서 엔트레인먼트 레벨 및/또는 EP값 및/또는 누산된 스코어를 사용해서 다양한 결과값을 발생할 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 카 레이싱 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 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. 추가적으로, 이미지의 이동은 코히어런트하고, 주기적이고, 천이는 부드럽고, 느리고 부드럽게 이어진다. 컬러와 리듬이 반복되면, 일루션이 내측과 외측으로 동시에 이동한다. 이동은 진동하거나 산만한 움직임 없이 부드럽게 천이한다.

본 발명은 또한, 골프의 중요한 홀과 같은 높은 긴장된 상황을 수행하는 등, 선수가 스포츠를 할 수 있게 한다. 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 스포츠광을 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. 대안의 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, 비지니스 디바이스는 계산기 또는 개인용 플래너를 본 발명에 결합시켜서 사업자가 비지니스 회의 또는 협상에서 주변을 의식하지 않고 사용하는 것을 가능하게 한다. 일 실시예에서, 디스플레이 스크린 상의 포인터를 조작하기 위해 사용된 터치패드는 심박 데이터를 모니터하기 위해도 사용된다. 비지니스 회의나 스포츠이벤트등에서 활성화시키기 이전에, 각각의 멤버는 소정의 시간 동인 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 균형 및 정신적인 코히어런스의 도달 및 유지에 영향을 준다. 나이어린 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 비침투 예방 치료 기술이다. 우리의 연구는 임의의 병리를 갖는 개인을 자기 발전 건강으로 가르침으로써 신체 자기 재발전 시스템이 활성화되어서 치료가 용이하게 되는 고성능 심박 리듬이다. 이런 사용에 대한 본 발명의 적용분야는 통증 제어, 혈압제어, 부정맥 안정 및 당뇨병관리를 포함한다.

본 연구는 뇌간 레벨에서 심장으로부터 입력된 수입(afferent)은 신경계로부터 뇌로 전해지는 통증 신호의 능력을 조정하는 것을 제안한다. 엔트레인먼트의 레벨은 입력된 수입에 비례하므로, 심장으로부터 뇌로의 고통신호를 차단하는데 영향을 미친다. 통증을 경험하는 환자는 본 발명을 사용해서 엔트레인먼트의 상태에 이르고, 통증이 줄어든다. 또한, 엔트레인된 상태는 유지체 전체에 더 충분한 혈액이 흐르게 해서 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 내부적인 기능을 표시하고, 스트레스 및 높은 흥분 상태에서, 엔트레인먼트와 코히어런트에 비교해서 특정 이상을 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 환자로부터의 센서 감지에 따라서 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 글리세믹 제어를 향상시키는 것에 효과적이라는 것을 입증해왔다. 또한, 환자로부터의 센서 감지에 따라서 상태를 유지하는 것은 갈등, 일반적인 억압 및 기타 정신 질환을 치료하는데 일반적으로 효과적이다. 예를들어, 일 실시예는 잠자리에 들기 이전에 본 발명에 따른 자율 신경 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 범위로부터 벗어나지 않고 변형, 추가 및 생략이 가능하다는 것을 이해할 것이다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

환자의 심박수를 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 주파수(E_{peak})의 에너지를 측정하는 단계;

상기 피크 주파수 이하인 주파수(E_{below})와 상기 피크 주파수 이상인 주파수(E_{above})에서의 에너지를 측정하는 단계;

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

제 1 표현 방식으로 상기 비율과 관련된 제 1 파라미터의 표현을 환자에게 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, 제 1 파라미터는 엔트레인먼트 파라미터(EP)인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 4.

제 3 항에 있어서, HRV(t)를 디미닝하고 디트렌딩하는 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 응답해서, 제 1 이미지를 디스플레이에 제공하는 단계; 및

제 1 EP 값과는 상이한 제 2 EP 값에 응답해서, 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.

제 1 항의 방법을 실행하는 것을 특징으로 하는 소프트웨어 프로그램.

청구항 9.

제 1 항에 있어서, 주파수에 대응하는 복수의 빈을 제공하기 위해 HRV를 디지털 신호 처리하는 단계;

제 1 소정의 주파수의 범위내에서 피크를 선택하는 단계;

피크에 대응하는 빈 내의 파워를 계산하는 단계;

피크에 대응하는 빈 이하의 빈 내의 파워를 계산하는 단계; 및

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

청구항 10.

제 1 소정의 시간 주기 동안 환자의 심박수를 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 소정의 시간 주기 동안, 각각의 비트 사이의 간격을 측정함으로써 시간의 함수로 측정하고,

HRV의 주파수 분포를 측정하고,

HRV의 주파수 분포의 제 1 파라미터를 계산하고,

환자에게 표시하기 위해 디스플레이 유닛에 제 1 파라미터를 출력하기에 적합하고,

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

상기 제 1 파라미터는 적어도 하나의 피크에서의 면적 대 주파수 분포중의 나머지에서의 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 범위 이내의 파워피크를 선택하는 단계;

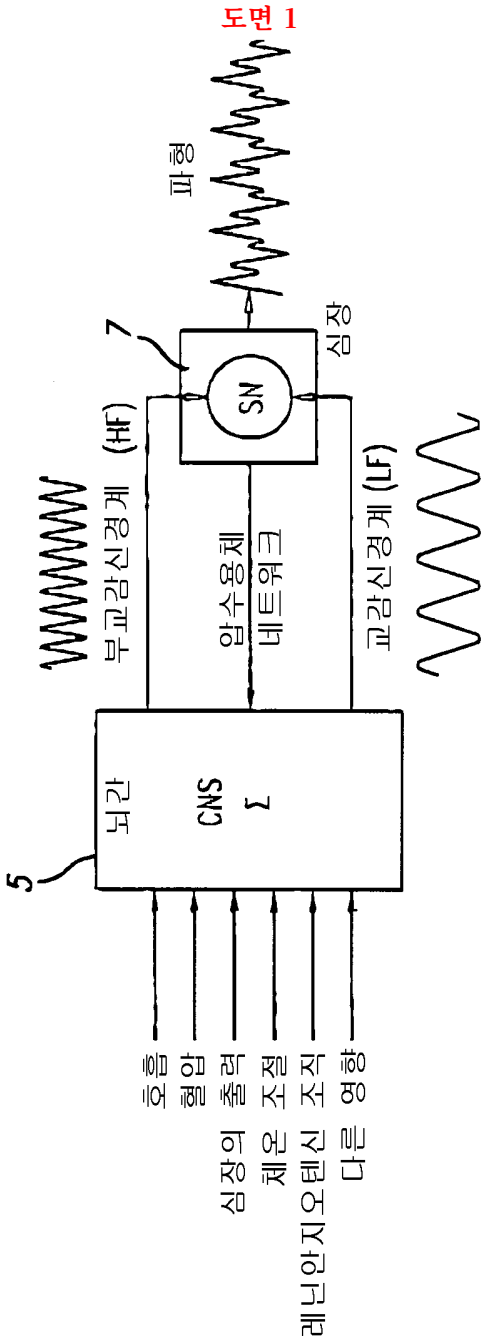
상기 선택된 파워 피크내의 파워를 제 2 주파수의 범위상의 상기 HRV내의 파워와 관련해서 제 1 파라미터를 계산하는 단계; 및

제 1 파라미터를 환자에게 제공하는 단계를 포함하고,

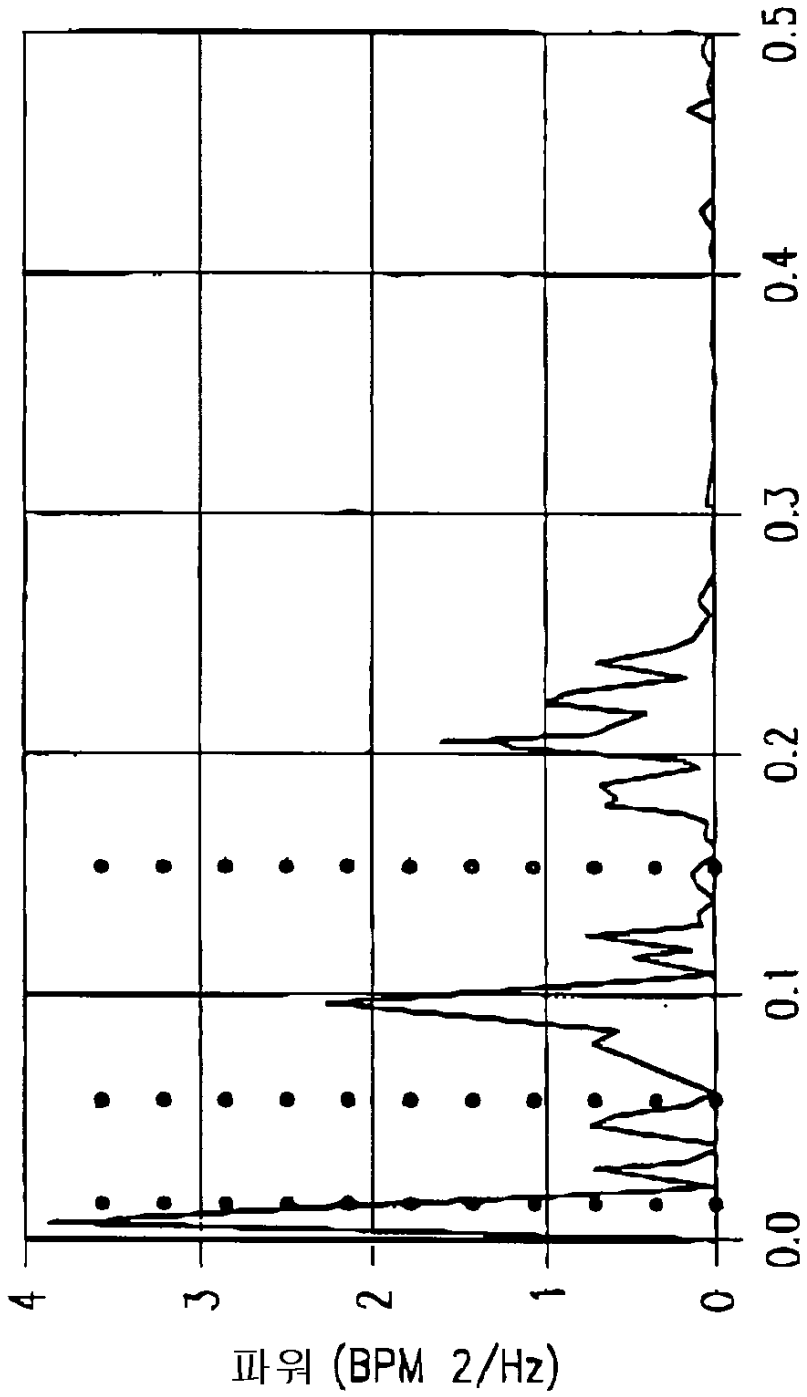
상기 HRV 정보는 제 1 소정의 시간 주기 동안 환자의 각각의 심박사이의 시간 간격을 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

도면

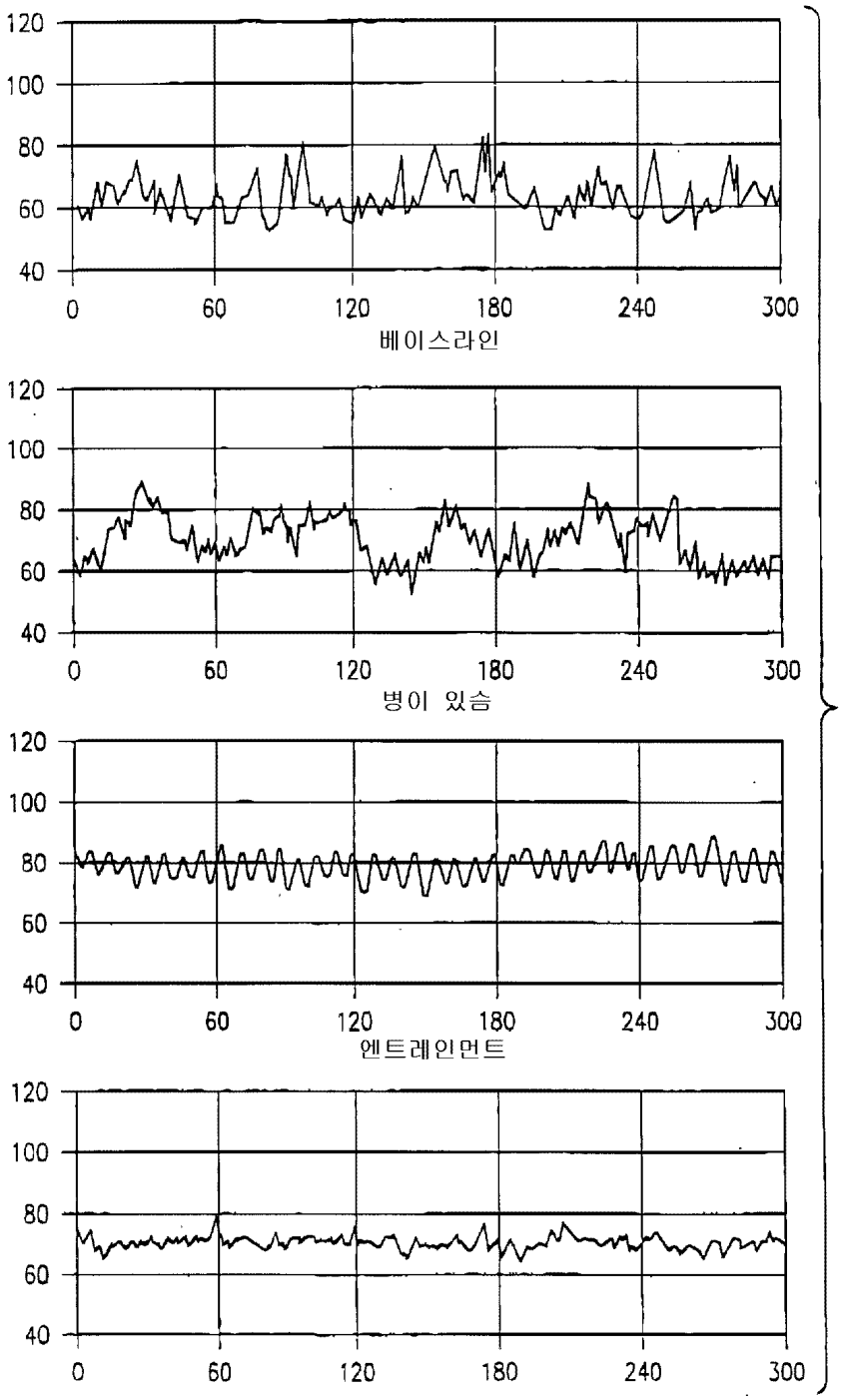
도면 1



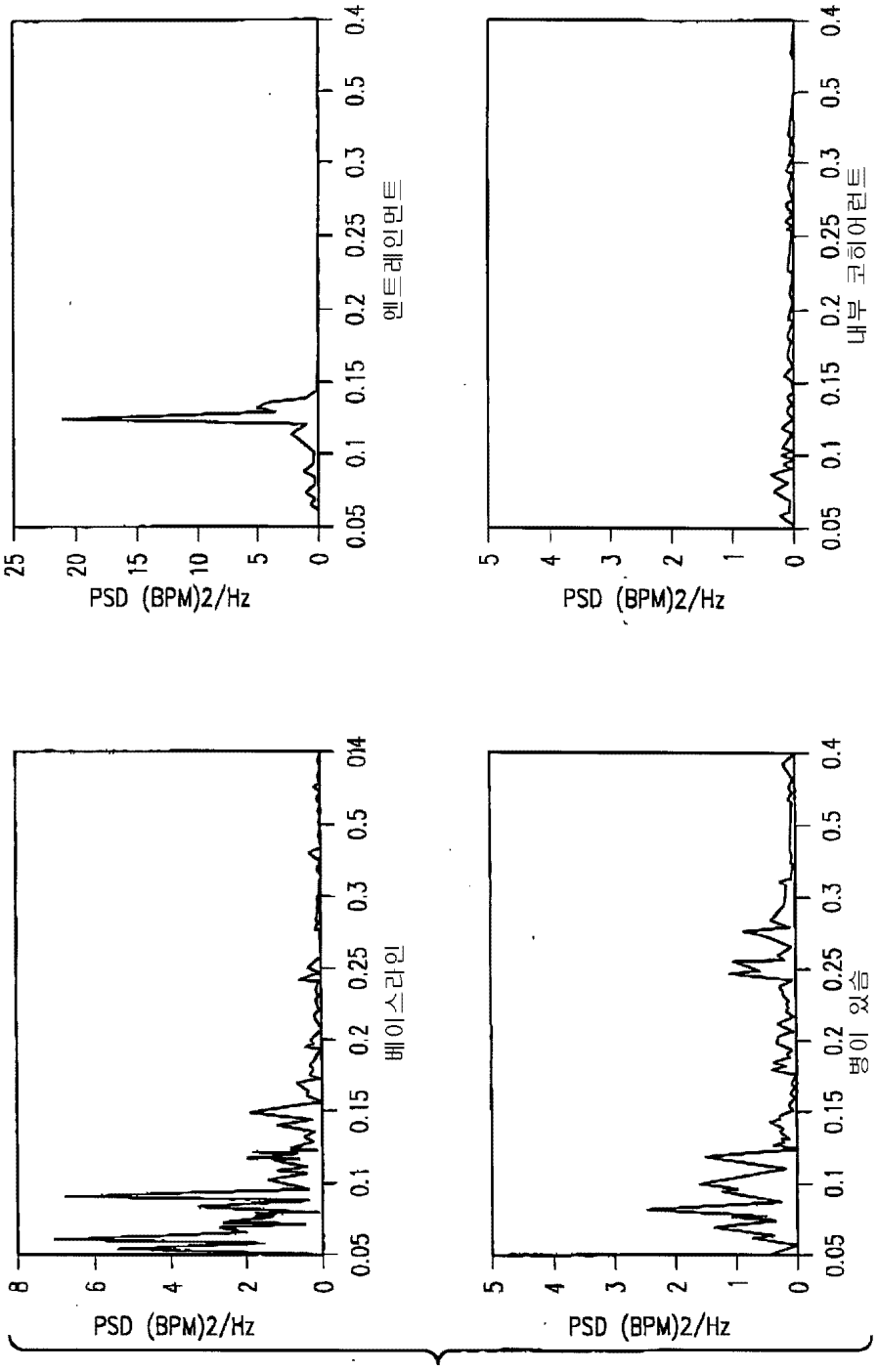
도면 2



도면 3A



도면 3B


PSD (BPM)2/Hz
엔트레인먼트
PSD (BPM)2/Hz
내부 코히어런트
PSD (BPM)2/Hz
베이스라인
PSD (BPM)2/Hz
병이 있음

도면 4A

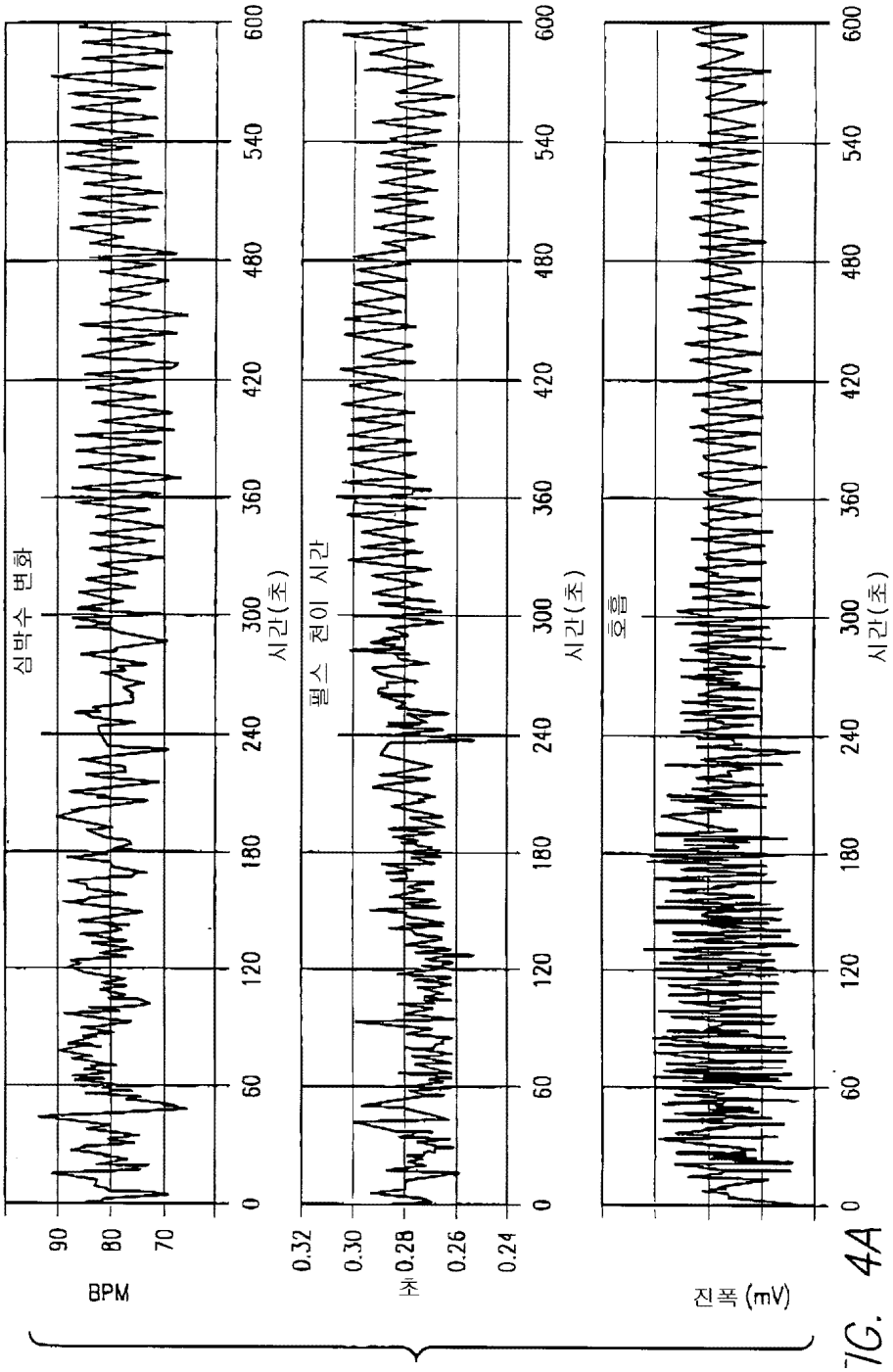
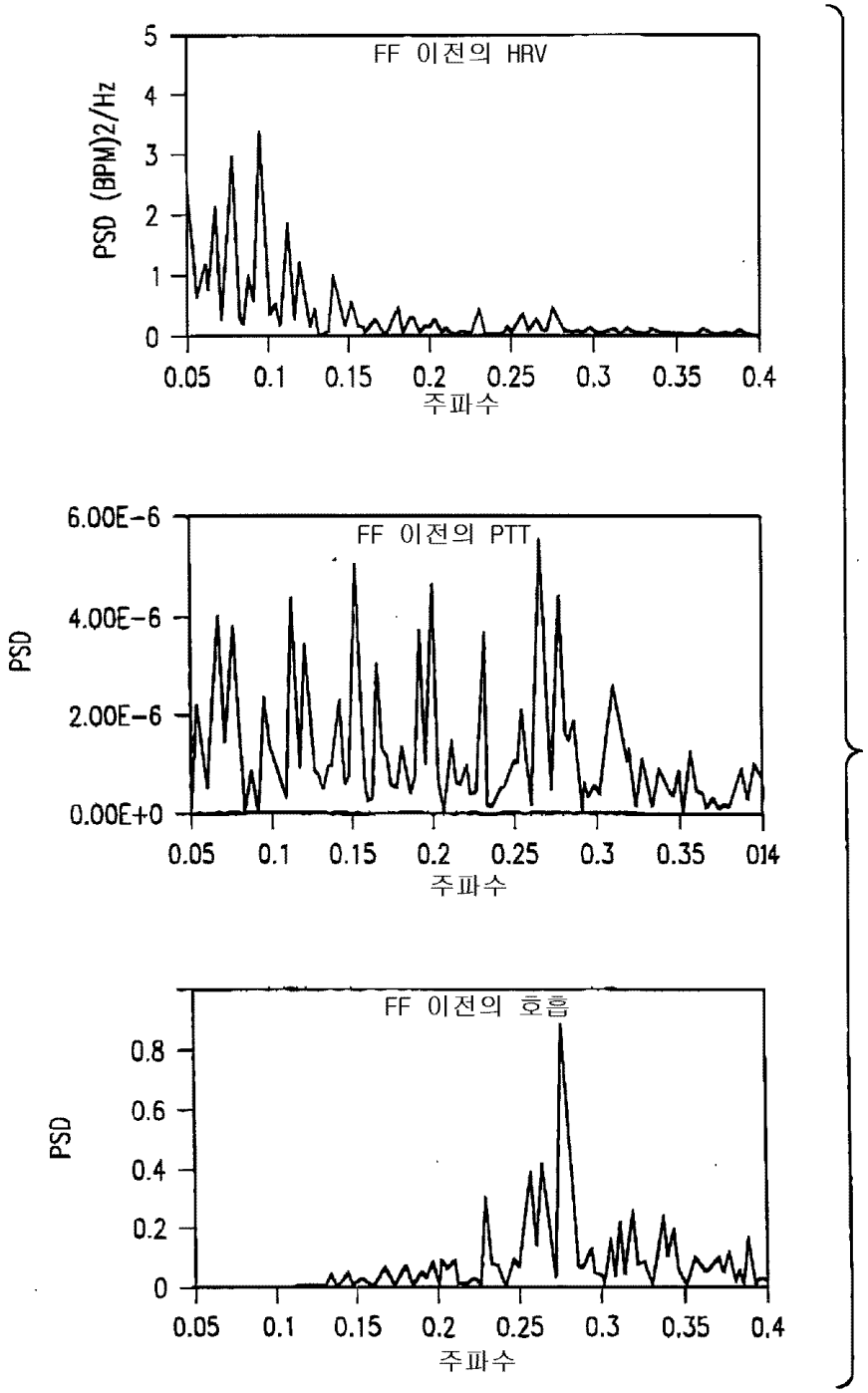
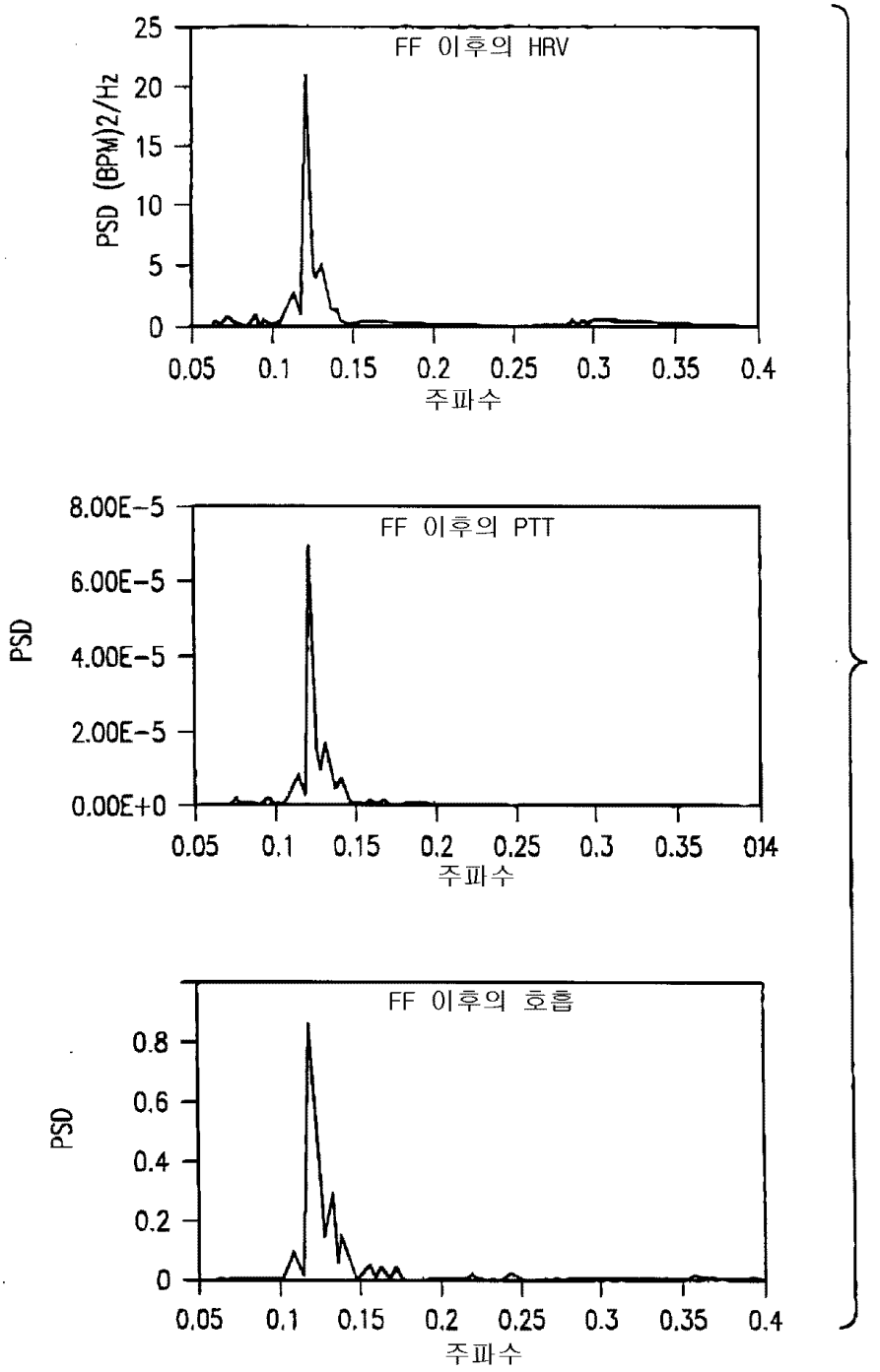

심박수 변화
BPM
90
80
70
0
60
120
180
240
300
360
420
480
540
600
시간(초)
펄스 전이 시간
초
0.32
0.30
0.28
0.26
0.24
호흡
진폭 (mV)

FIG. 4A

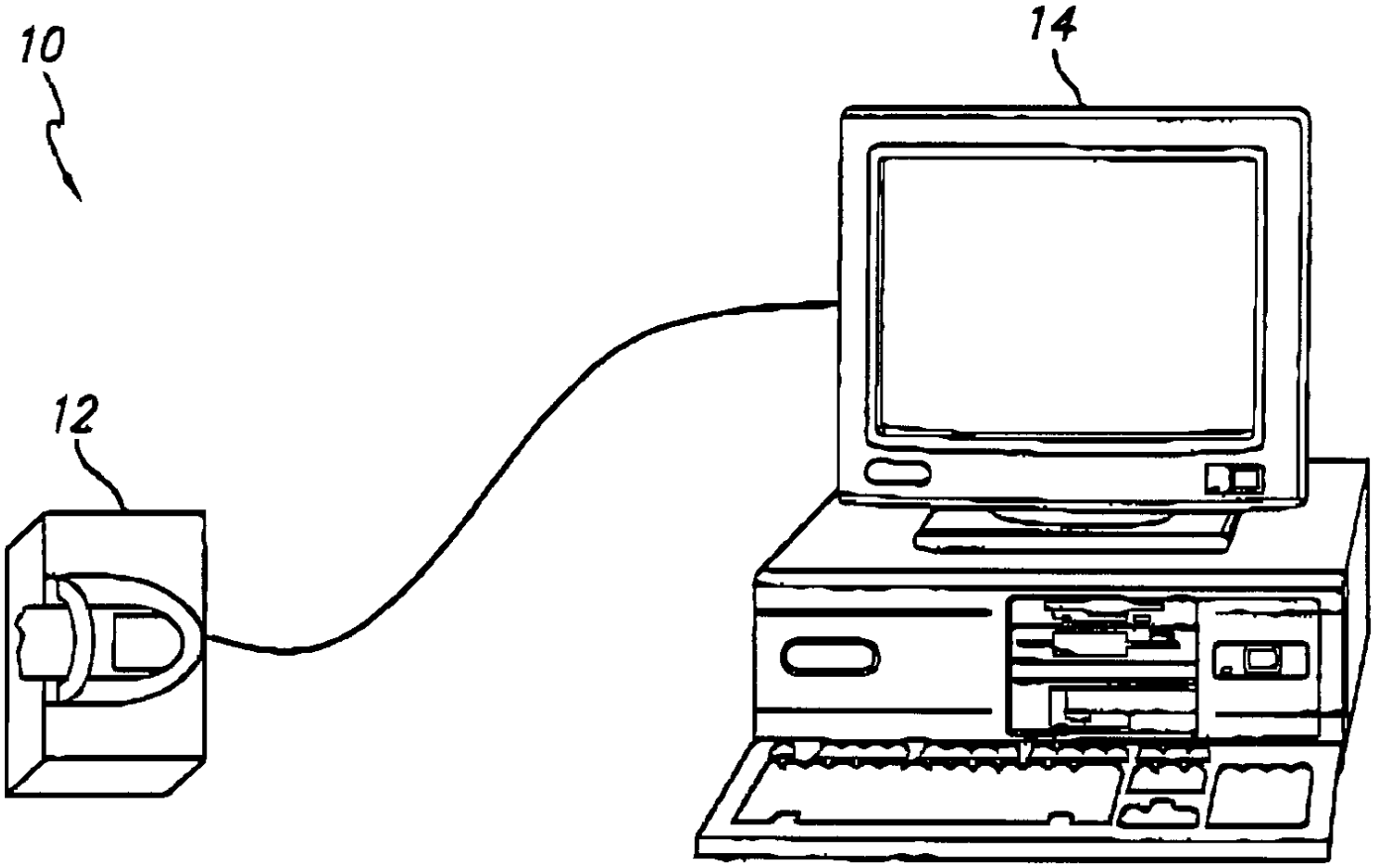
도면 4B


FF 이전의 HRV
PSD (BPM)2/Hz
5
4
3
2
1
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
주파수
FF 이전의 PTT
PSD
6.00E-6
4.00E-6
2.00E-6
0.00E+0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
014
주파수
FF 이전의 호흡
PSD
0.8
0.6
0.4
0.2
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
주파수

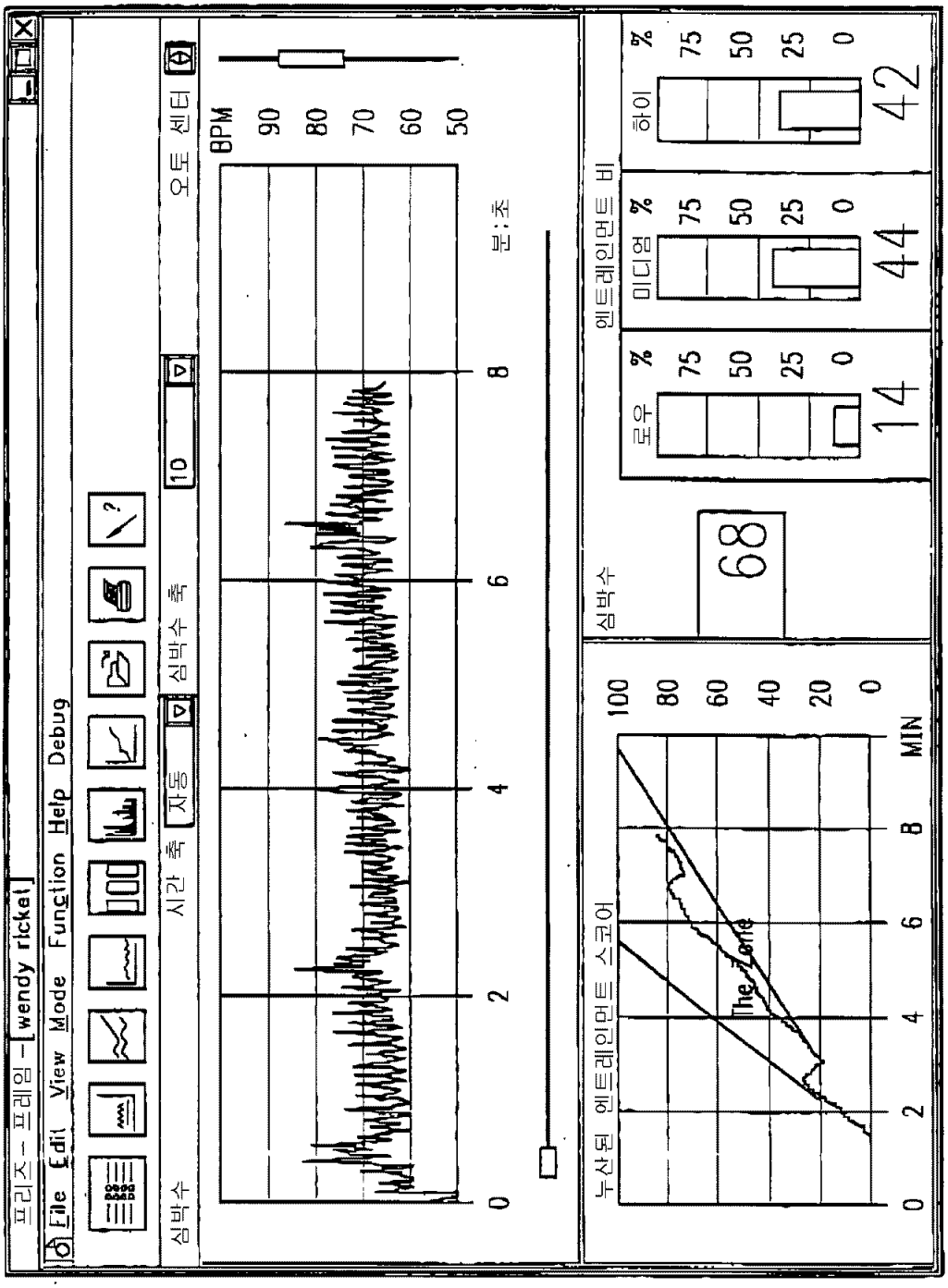
도면 4C


FF 이후의 HRV
PSD (BPM)2/Hz
25
20
15
10
5
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
주파수
FF 이후의 PTT
PSD
8.00E-5
6.00E-5
4.00E-5
2.00E-5
0.00E+0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
014
주파수
FF 이후의 호흡
PSD
0.8
0.6
0.4
0.2
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
주파수

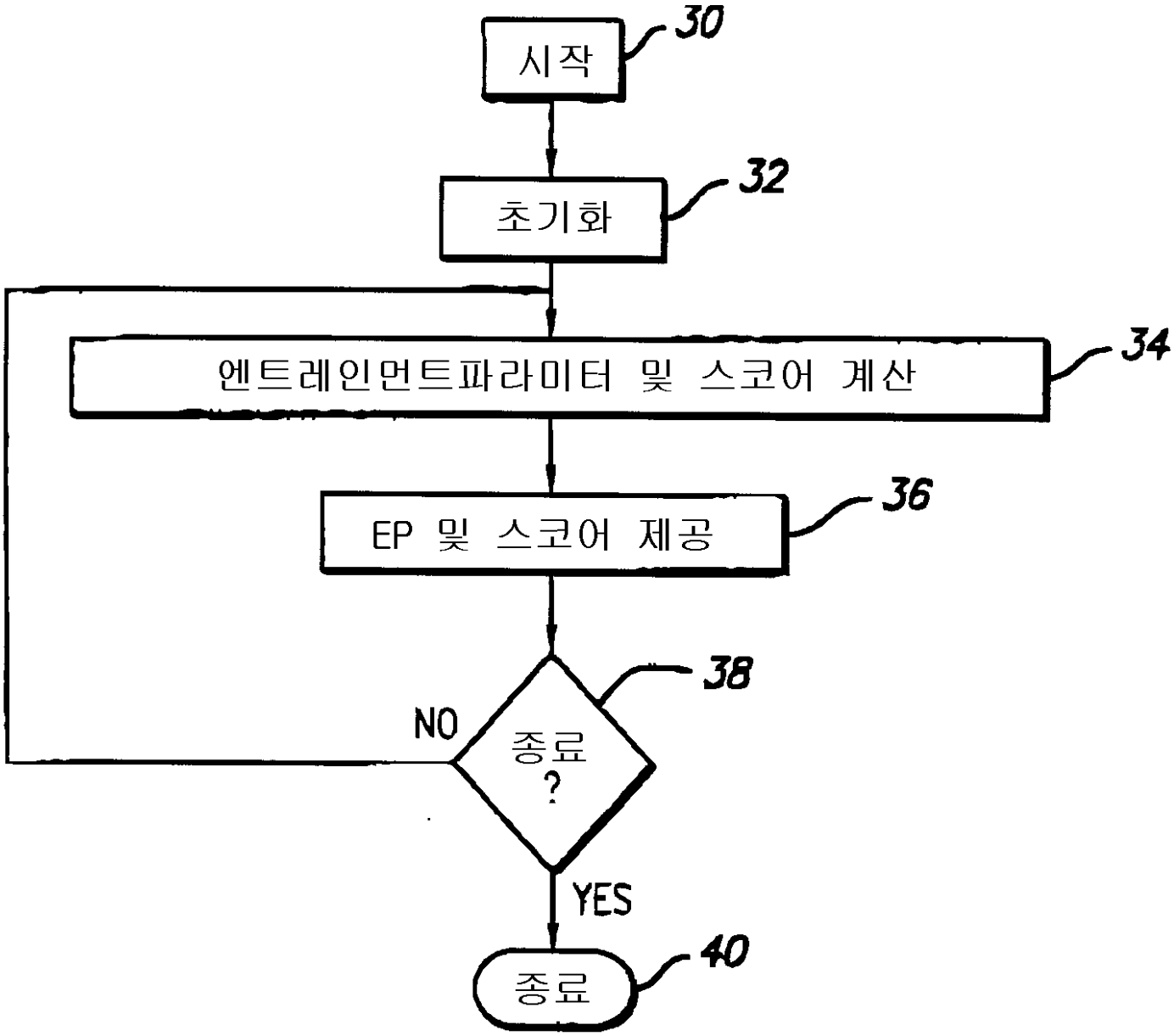
도면 5



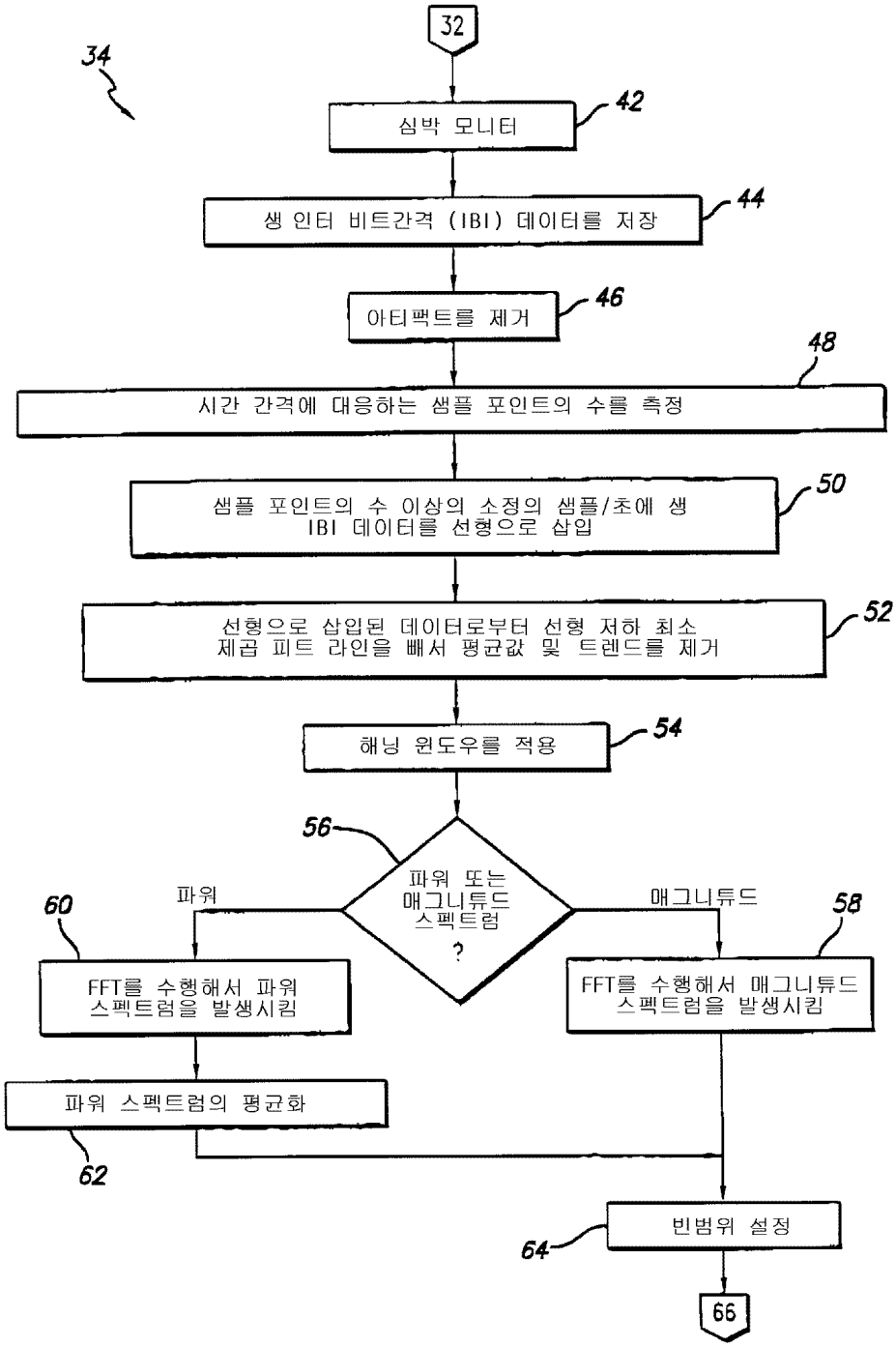
도면 6


프리즈 - 프레임 - [wendy ricket]
File Edit View Mode Function Help Debug
심박수
시간 축
자동
심박수 축
10
오토 센터
BPM
90
80
70
60
50
0
2
4
6
8
분:초
누산된 엔트레인먼트 스코어
100
80
60
40
20
0
0
2
4
6
8
MIN
The Zone
심박수
68
엔트레인먼트 비
로우
%
75
50
25
0
14
미디엄
%
75
50
25
0
44
하이
%
75
50
25
0
42

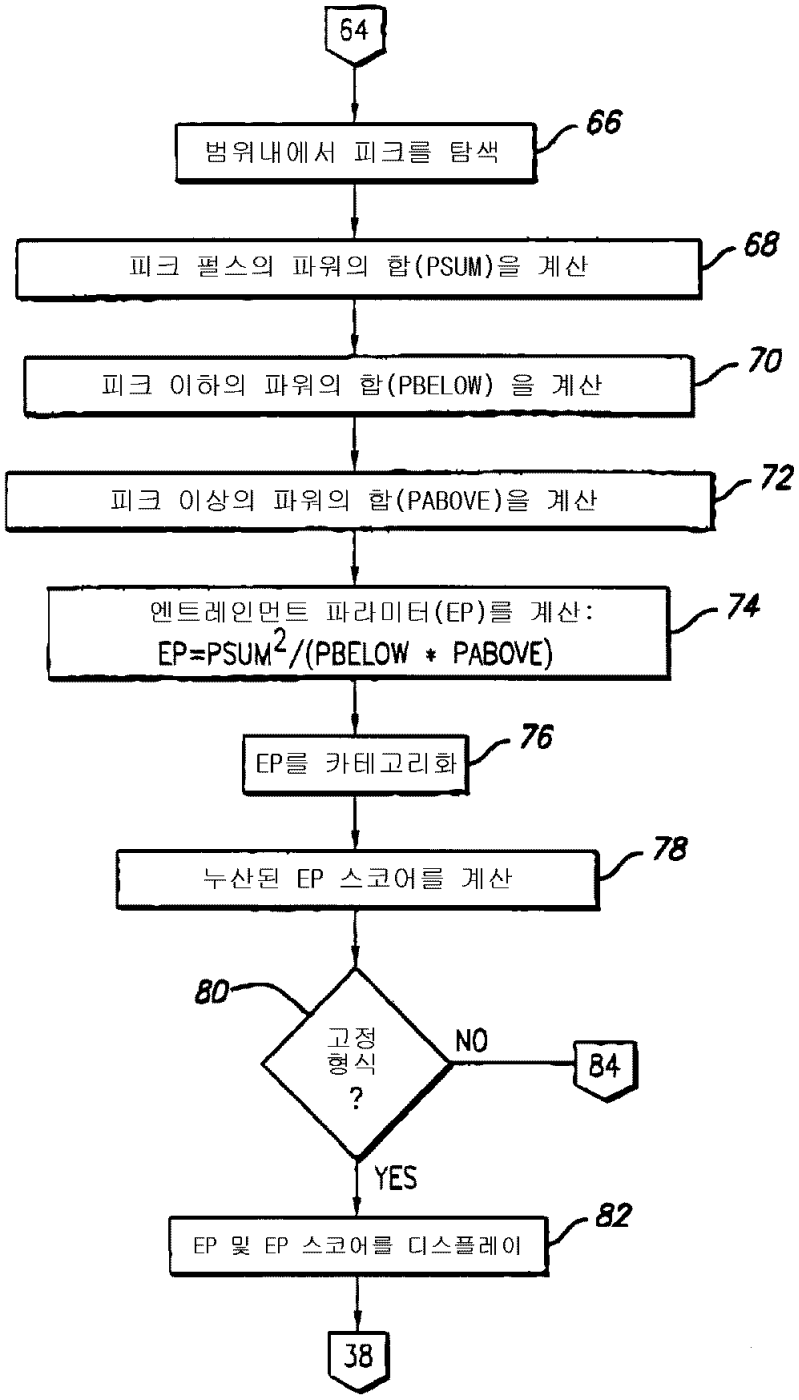
도면 7A


시작
30
초기화
32
엔트레인먼트파라미터 및 스코어 계산
34
EP 및 스코어 제공
36
종료 ?
38
NO
YES
종료
40

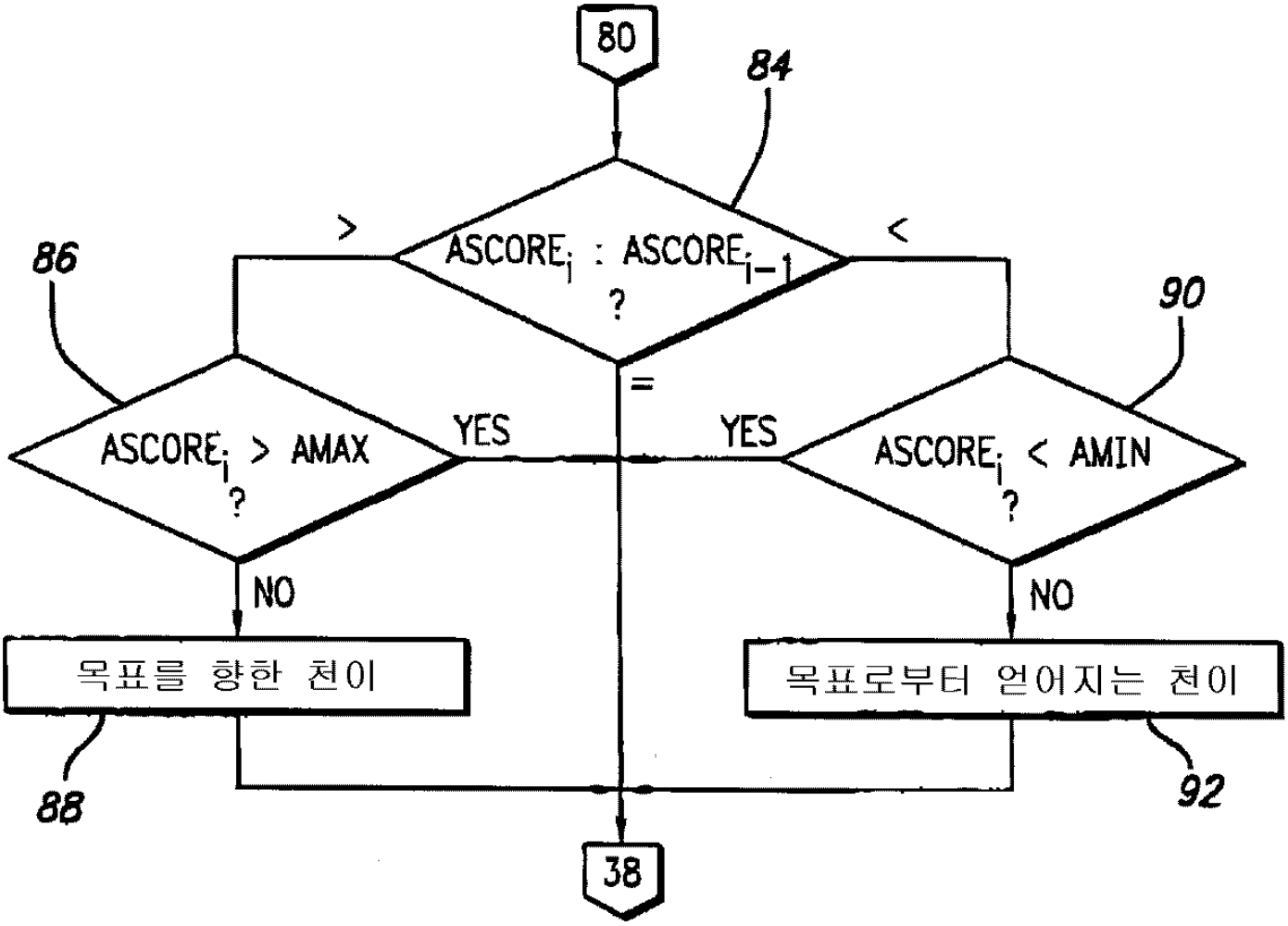
도면 7B


32
34
심박 모니터
42
생 인터 비트간격 (IBI) 데이터를 저장
44
아티팩트를 제거
46
시간 간격에 대응하는 샘플 포인트의 수를 측정
48
샘플 포인트의 수 이상의 소정의 샘플/초에 생 IBI 데이터를 선형으로 삽입
50
선형으로 삽입된 데이터로부터 선형 저하 최소 제곱 피트 라인을 빼서 평균값 및 트렌드를 제거
52
해닝 윈도우를 적용
54
56
파워 또는 매그니튜드 스펙트럼 ?
파워
매그니튜드
60
58
FFT를 수행해서 파워 스펙트럼을 발생시킴
FFT를 수행해서 매그니튜드 스펙트럼을 발생시킴
파워 스펙트럼의 평균화
62
빈범위 설정
64
66

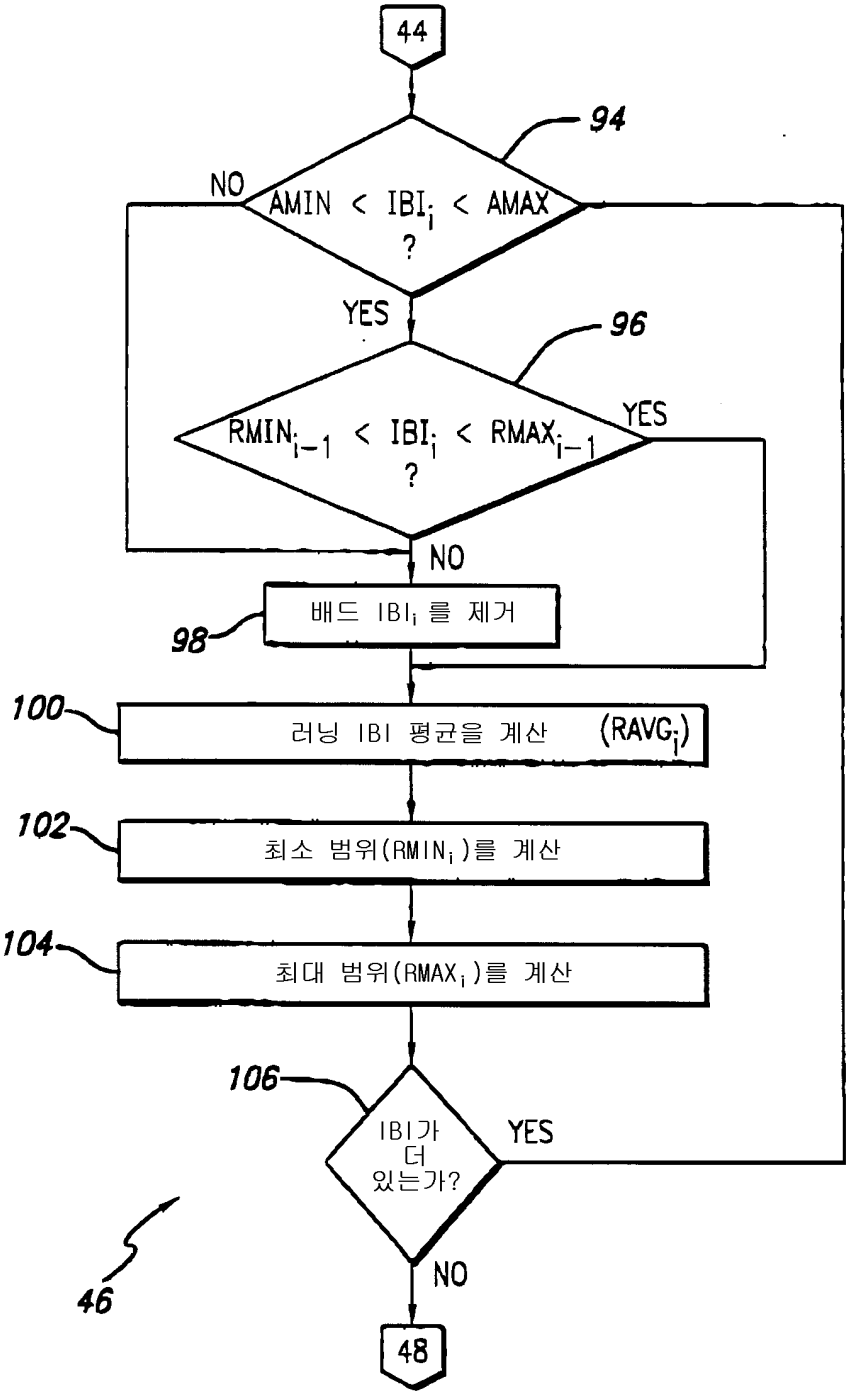
도면 7C


64
범위내에서 피크를 탐색
66
피크 펄스의 파워의 합(PSUM)을 계산
68
피크 이하의 파워의 합(PBELOW) 을 계산
70
피크 이상의 파워의 합(PABOVE)을 계산
72
엔트레인먼트 파라미터(EP)를 계산:
EP=PSUM2/(PBELOW * PABOVE)
74
EP를 카테고리화
76
누산된 EP 스코어를 계산
78
80
고정 형식 ?
NO
84
YES
EP 및 EP 스코어를 디스플레이
82
38

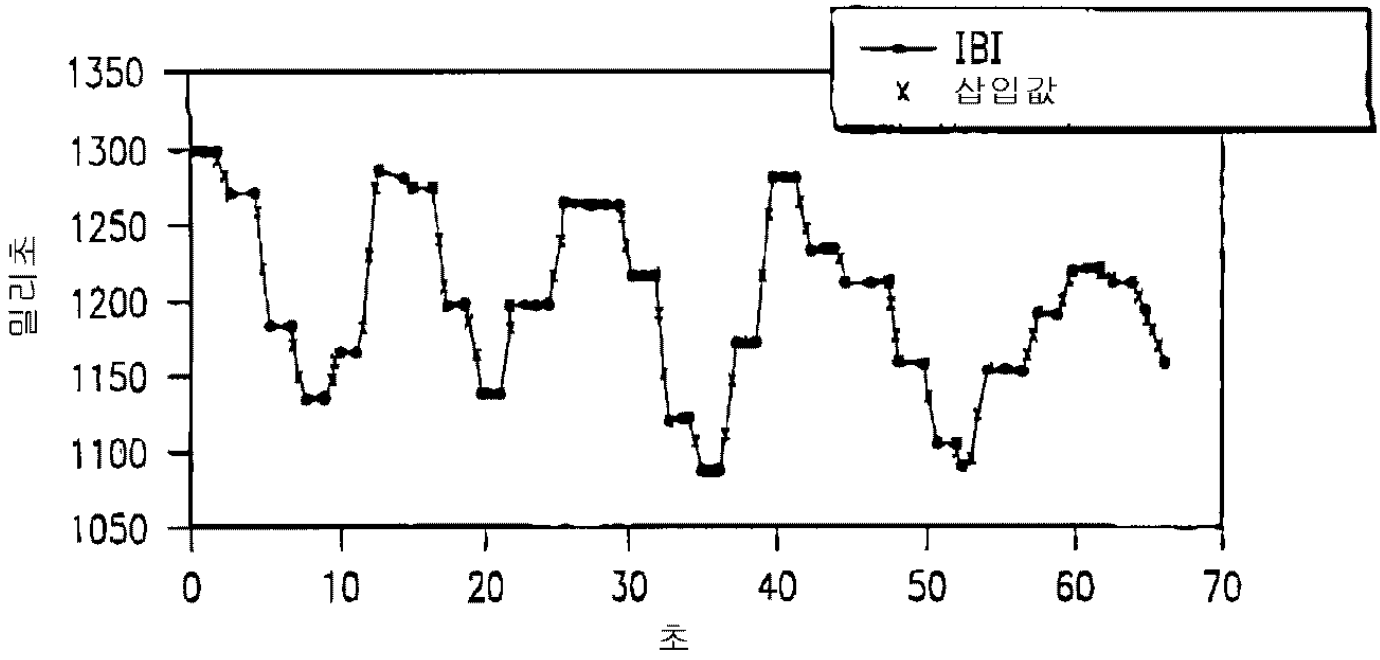
도면 7D


80
84
ASCORE$_i$: ASCORE$_{i-1}$
?
>
=
<
86
ASCORE$_i$ > AMAX
?
YES
NO
목표를 향한 천이
88
90
ASCORE$_i$ < AMIN
?
YES
NO
목표로부터 얻어지는 천이
92
38

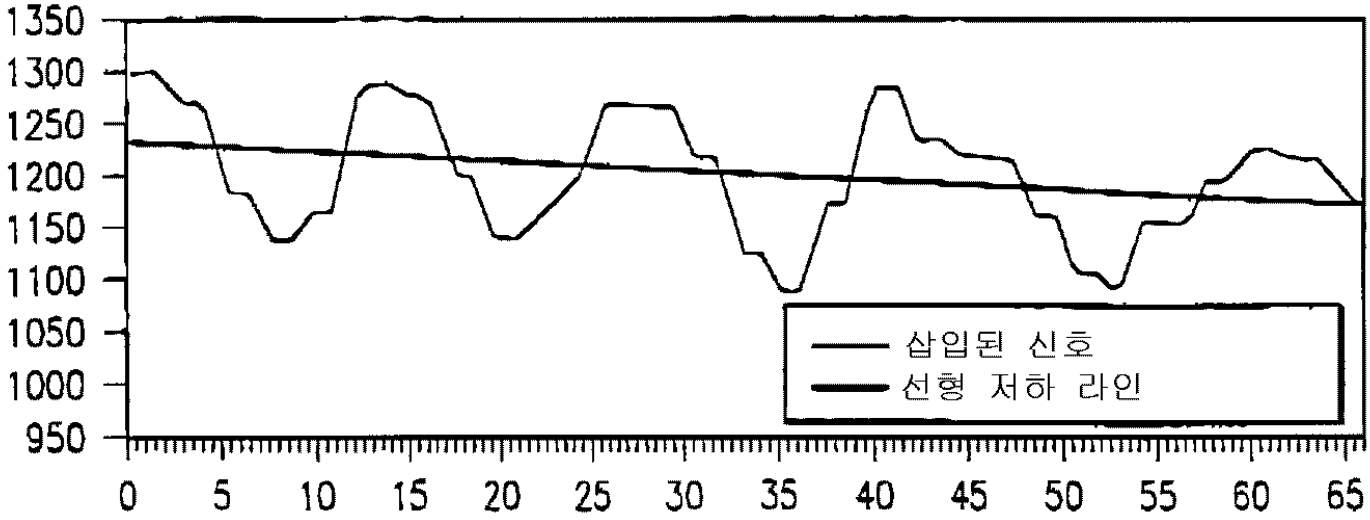
도면 7E


44
94
NO
AMIN < IBI$_i$ < AMAX
?
YES
96
RMIN$_{i-1}$ < IBI$_i$ < RMAX$_{i-1}$
?
YES
NO
98
배드 IBI$_i$ 를 제거
100
러닝 IBI 평균을 계산 (RAVG$_i$)
102
최소 범위(RMIN$_i$)를 계산
104
최대 범위(RMAX$_i$)를 계산
106
IBI가 더 있는가?
YES
NO
48
46

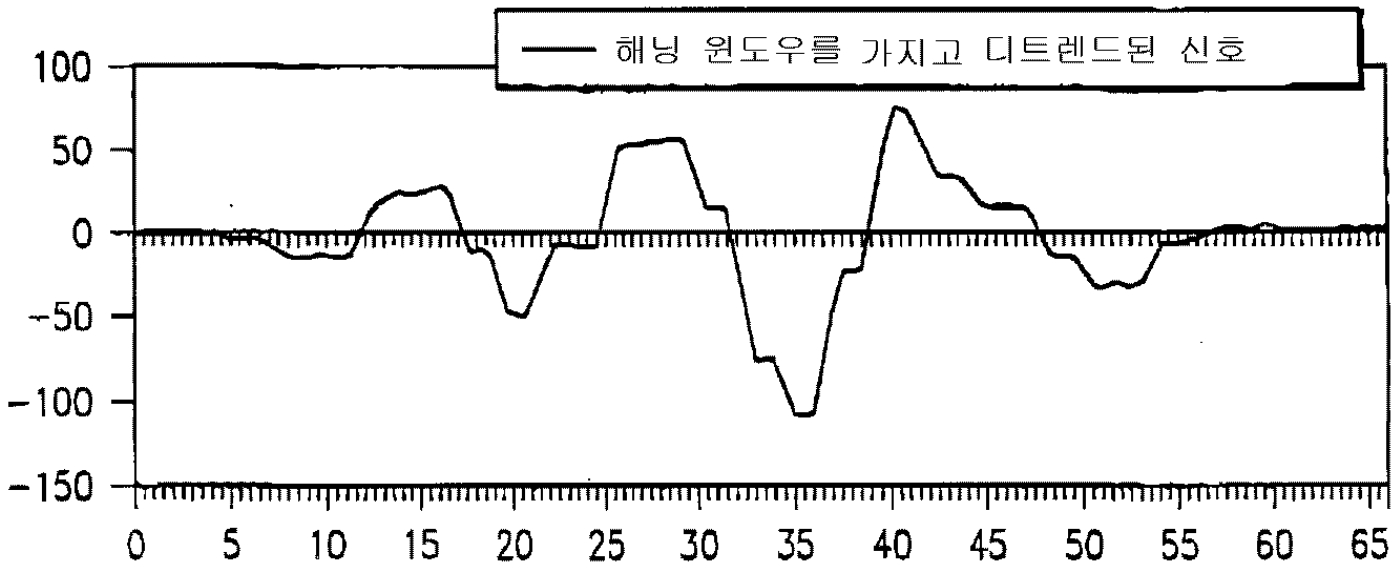
도면 8A


IBI
x 삽입값
밀리초
1350
1300
1250
1200
1150
1100
1050
0
10
20
30
40
50
60
70
초

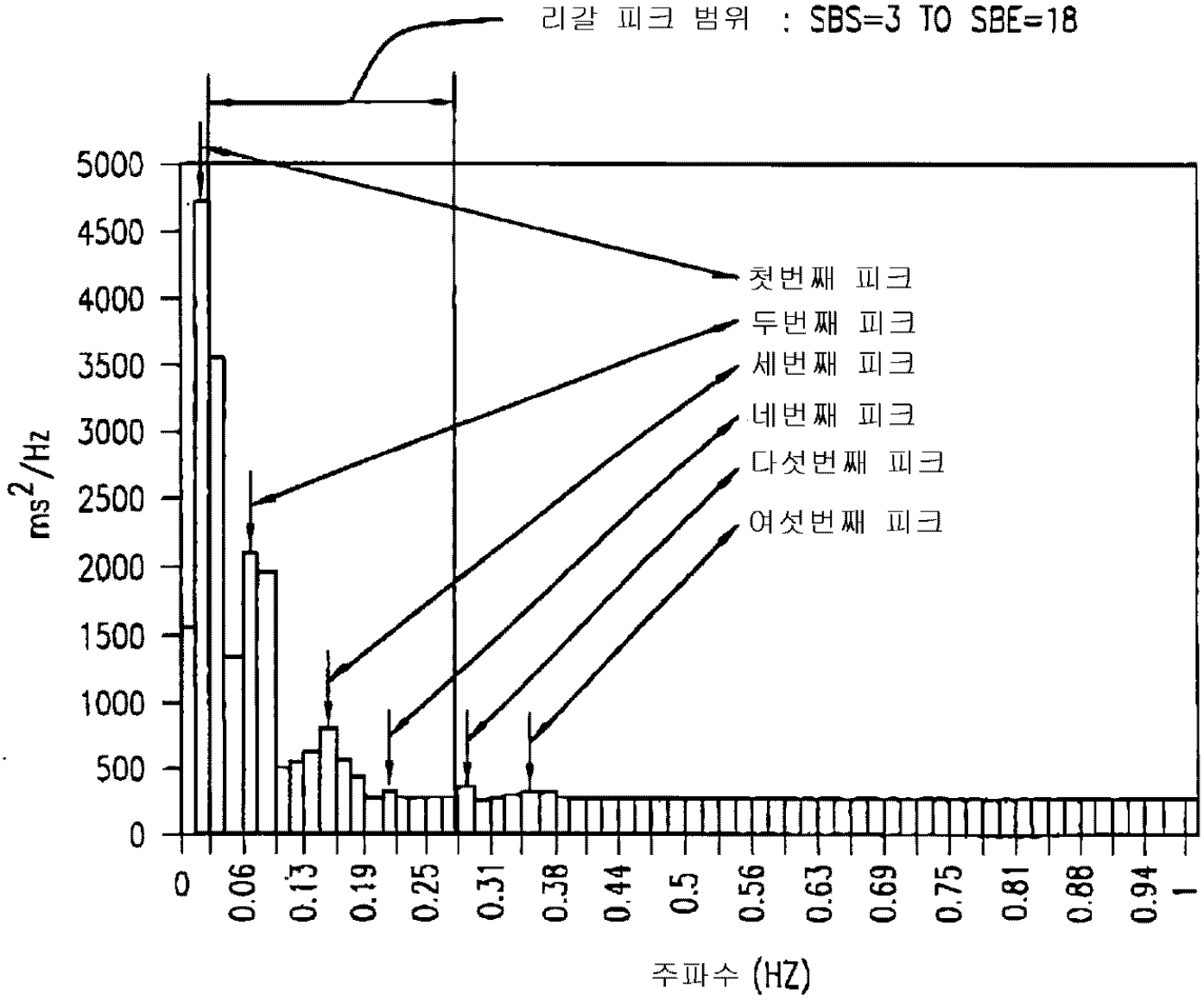
도면 8B


1350
1300
1250
1200
1150
1100
1050
1000
950
0
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
55
60
65
삽입된 신호
선형 저하 라인

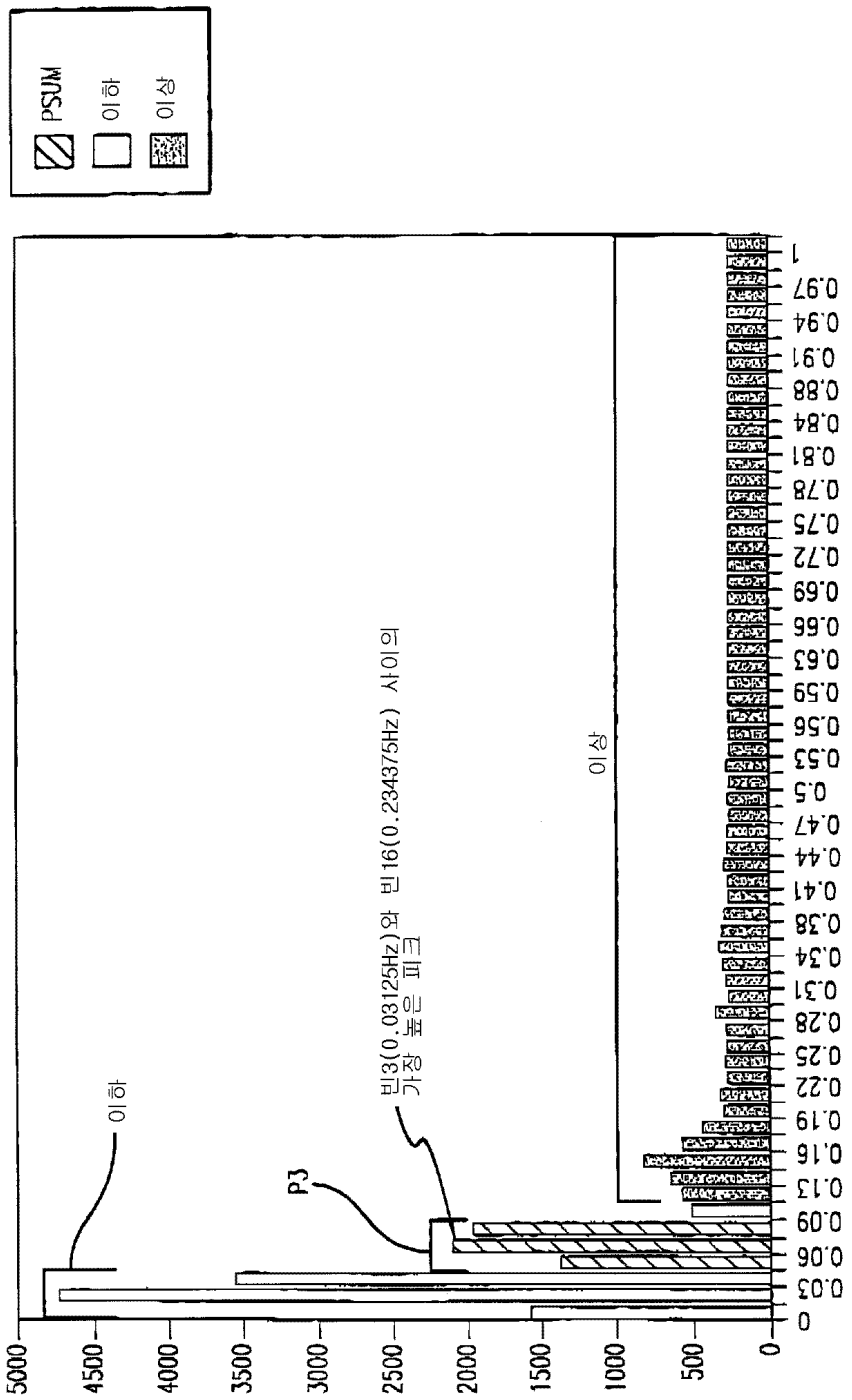
도면 8C


해닝 윈도우를 가지고 디트렌드된 신호
100
50
0
-50
-100
-150
0
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
55
60
65

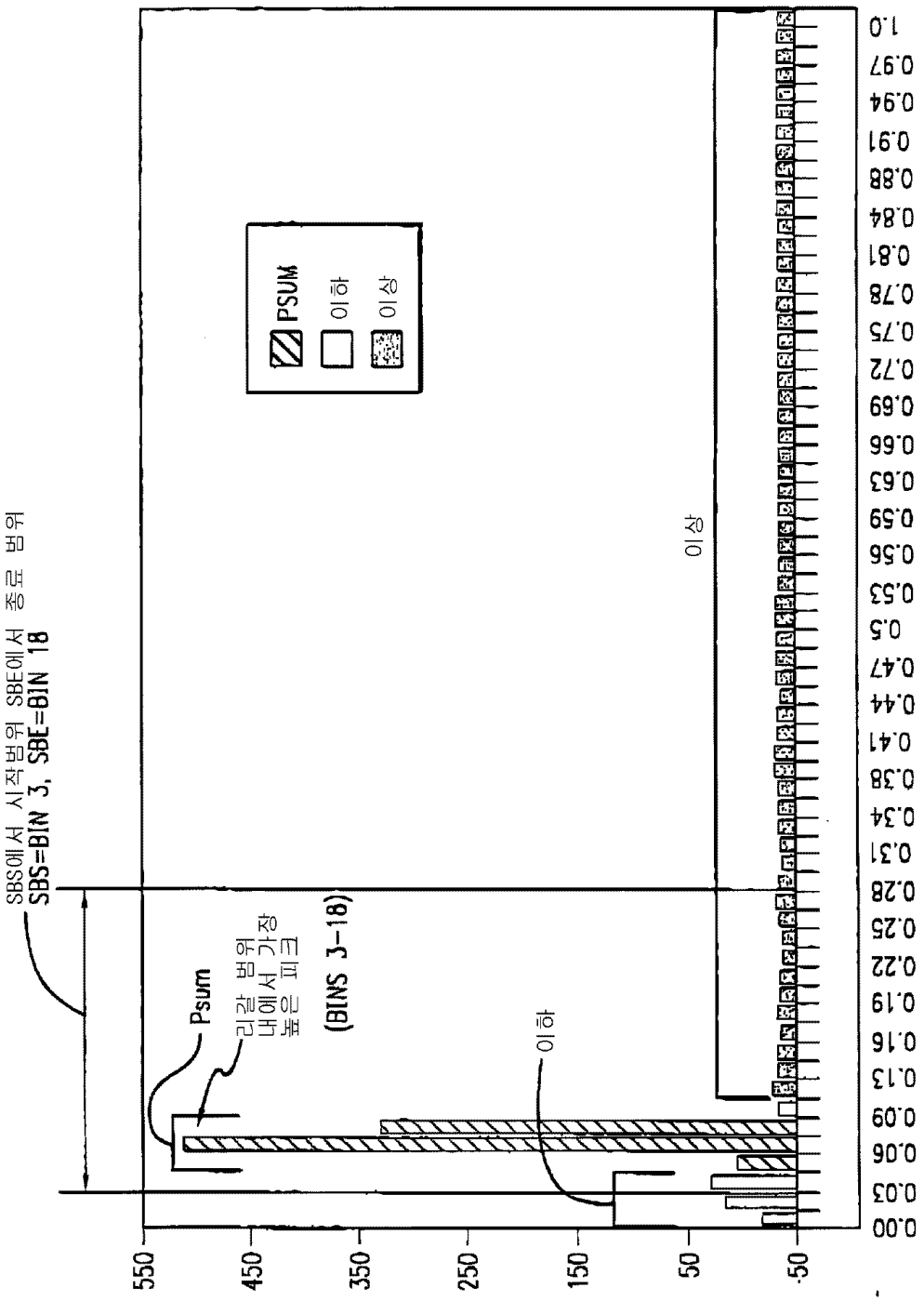
도면 8D


리갈 피크 범위 : SBS=3 TO SBE=18
첫번째 피크
두번째 피크
세번째 피크
네번째 피크
다섯번째 피크
여섯번째 피크
ms2/Hz
5000
4500
4000
3500
3000
2500
2000
1500
1000
500
0
0
0.06
0.13
0.19
0.25
0.31
0.38
0.44
0.5
0.56
0.63
0.69
0.75
0.81
0.88
0.94
1
주파수 (HZ)

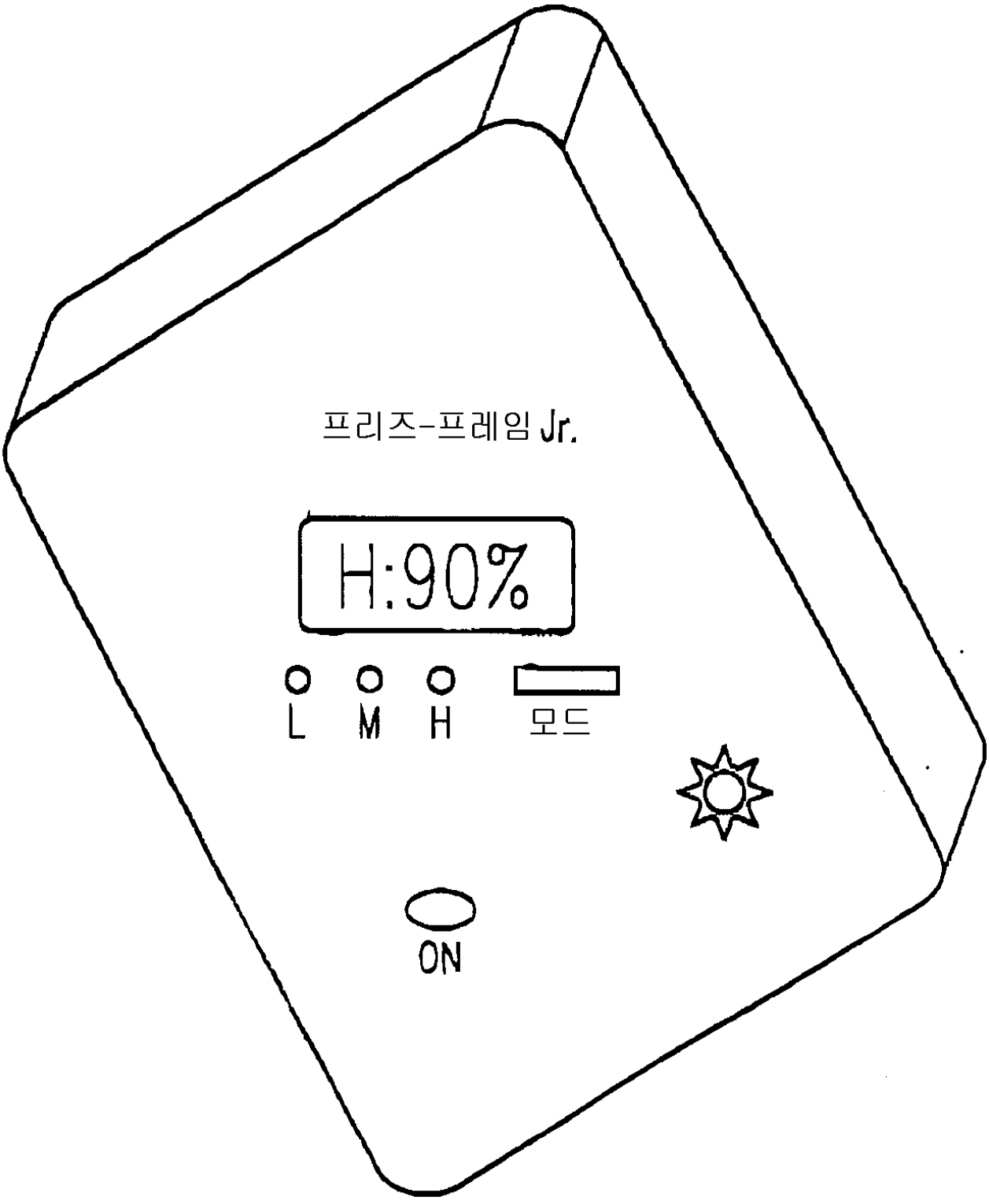
도면 8E


PSUM
이하
이상
5000
4500
4000
3500
3000
2500
2000
1500
1000
500
0
0.03
0.06
0.09
0.13
0.16
0.19
0.22
0.25
0.28
0.31
0.34
0.38
0.41
0.44
0.47
0.5
0.53
0.56
0.59
0.63
0.66
0.69
0.72
0.75
0.78
0.81
0.84
0.88
0.91
0.94
0.97
1
이하
PJ
빈3(0.03125Hz)와 빈16(0.234375Hz) 사이의
가장 높은 피크
이상

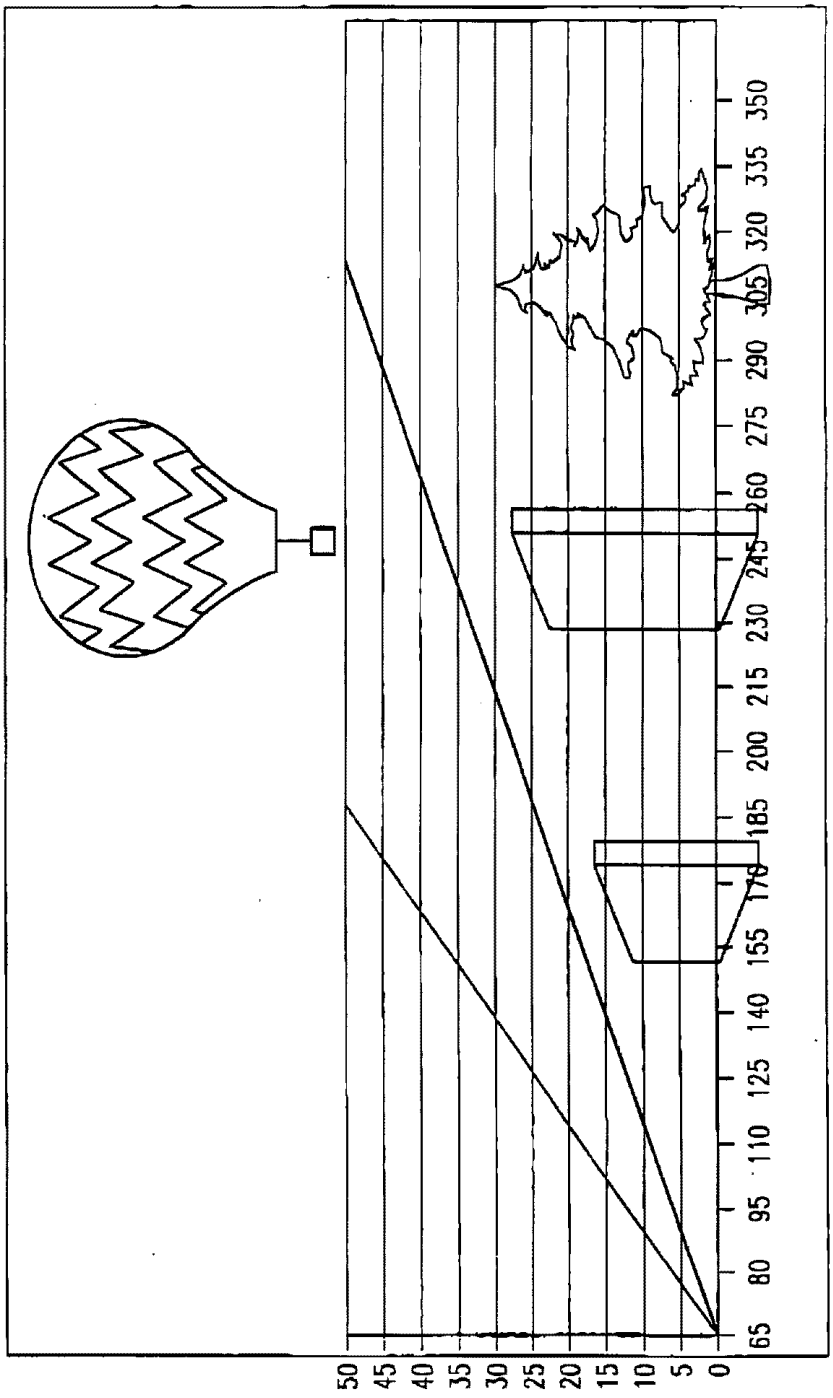
도면 8F


SBS에서 시작범위 SBE에서 종료 범위
SBS=BIN 3, SBE=BIN 18
Psum
리갈 범위 내에서 가장 높은 피크
(BINS 3-18)
이하
이상
PSUM
이하
이상
550
450
350
250
150
50
-50
0.00
0.03
0.06
0.09
0.13
0.16
0.19
0.22
0.25
0.28
0.31
0.34
0.38
0.41
0.44
0.47
0.5
0.53
0.56
0.59
0.63
0.66
0.69
0.72
0.75
0.78
0.81
0.84
0.88
0.91
0.94
0.97
1.0

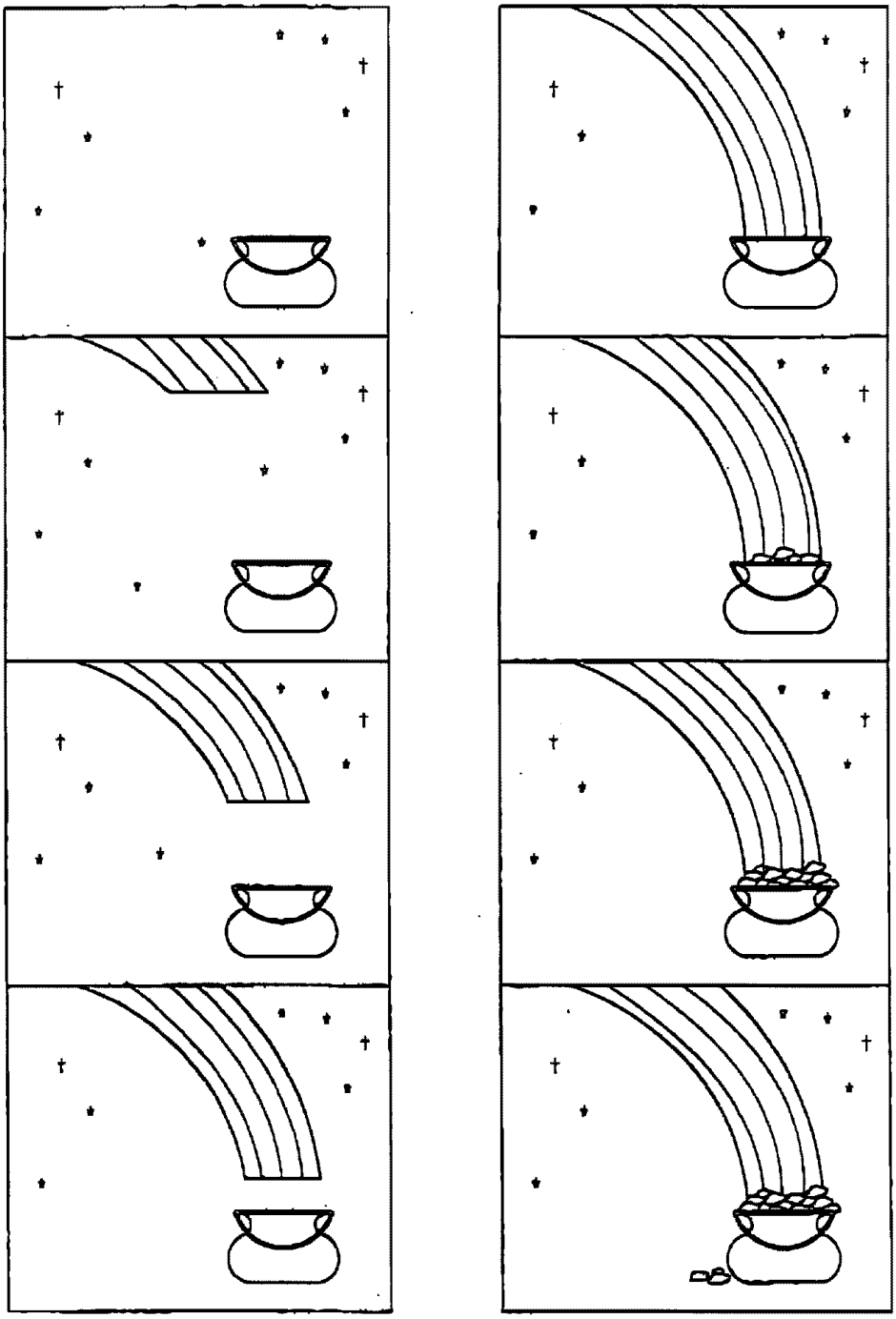
도면 9



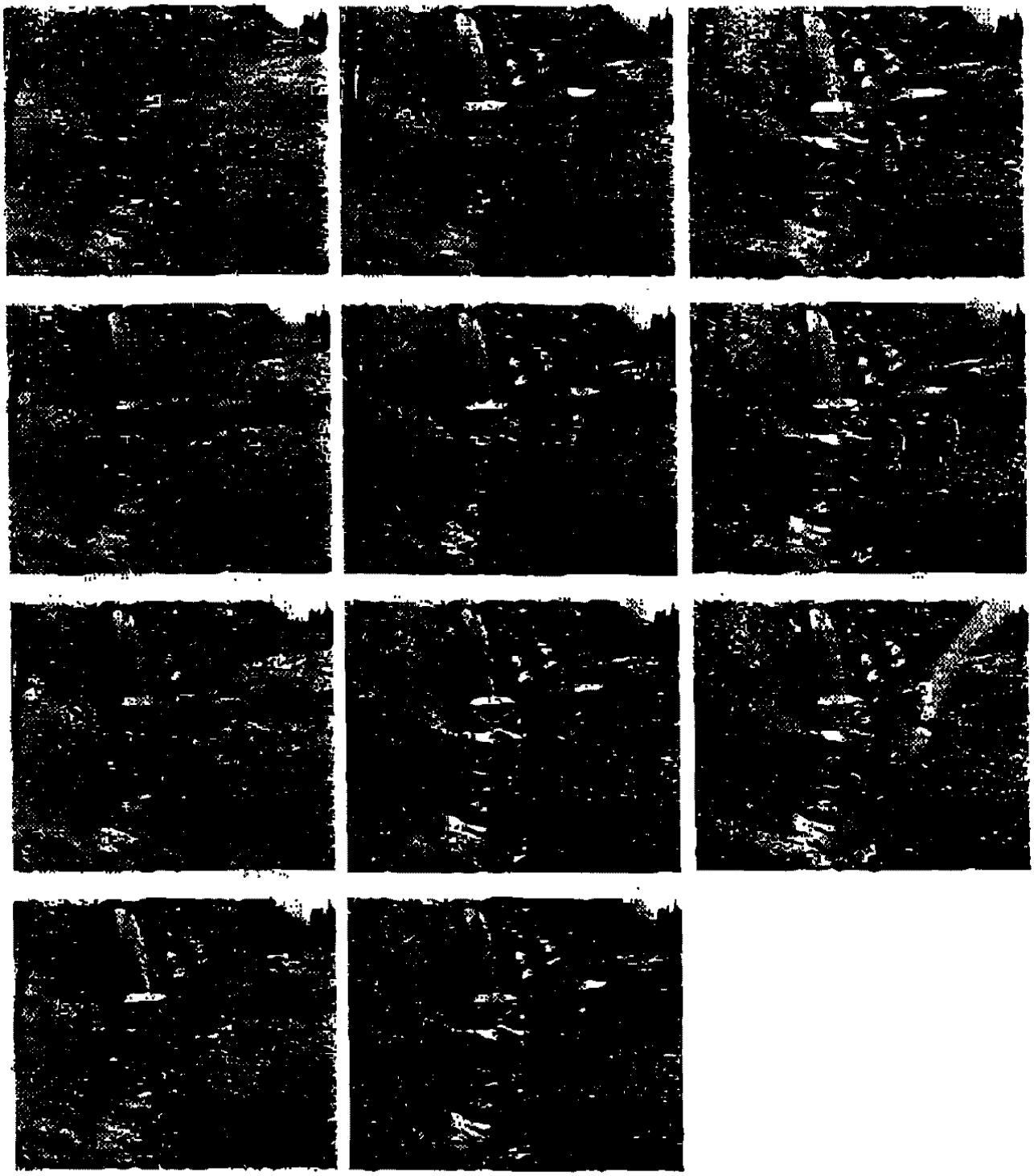
도면 10


65
80
95
110
125
140
155
170
185
200
215
230
245
260
275
290
305
320
335
350
50
45
40
35
30
25
20
15
10
5
0

도면 11



도면 12



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	KR1020020002475A	公开(公告)日	2002-01-09
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 맥크래티롤린아이 ATKINSON MICHAEL A 앳킨슨마이클에이		
发明人	칠드레도크엘. 맥크래티롤린아이. 앳킨슨마이클에이.		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0245 A61B5/02		
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	KR100616370B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于测量娱乐状态的方法和装置，其基于HRV和HRV，呼吸，血压波和低频的评估来显示称为心律的脑波等重复动作。娱乐反映了人体内自主神经系统种类之间协调的平衡。增强这种心理力量的内在状态，促进健康，促进理想的表现。根据该实施例，为了基于***娱乐参数测量HRV和娱乐等级，使用一种方法。娱乐参数（EP）称为HRV频谱的功率分布测量值，首先计算测量功率分布频谱的方法。如果它聚焦在该功率相对的频率（窄带）内，则产生高EP值。如果它分布在功率宽泛的范围内，则产生低EP值。在一个实施例中，提供了一种用于监视心率并通过个人计算机提供这些信息的装置，以及携带型装置或其他处理方法。娱乐参数（EP），心率，携带型设备，功率分配频谱，功率峰值。