



(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl.

A61B 5/02 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)

(11) 공개번호 10-2007-0026460

(43) 공개일자 2007년03월08일

(21) 출원번호 10-2006-7021538

(22) 출원일자 2006년10월17일

심사청구일자 없음

번역문 제출일자 2006년10월17일

(86) 국제출원번호 PCT/US2005/009139

(87) 국제공개번호 WO 2005/089856

국제출원일자 2005년03월18일

국제공개일자 2005년09월29일

(30) 우선권주장 60/554,211 2004년03월18일 미국(US)

(71) 출원인 헤리코 인코포레이티드
미국 뉴욕 뉴욕 슈트 1218 5 애브뉴 156 (우: 10010)

(72) 발명자 우드, 마이클
미국 33140 플로리다 마이애미 비치 웨스트 25 스트리트 1410
포베스, 아담
미국 10011 뉴욕 뉴욕 #10 웨스트 19 스트리트 8-10
라이스, 커스틴
미국 11206 뉴욕 브루클린 화이트 스트리트 9 아파트먼트 204

(74) 대리인 남상선

전체 청구항 수 : 총 39 항

(54) 스트레스를 줄이기 위한 방법 및 장치

(57) 요약

본 발명은 스트레스 및 스트레스에 의해 유발되거나 악화된 장애를 평가하고 치료하기 위한 사용하기 편하고, 비용이 저렴한 방법 및 장치를 제공한다. 더욱 특별하게는, 본 발명은 개인 RSA 파동을 확인하고 RSA 파동 정보를 실시간에 가깝게 환자에 제공하기 위한 방법 및 장치를 제공한다. 이 정보는 스트레스 수준을 줄이고 규칙적인 호흡을 얻으려는 환자를 돕기 위한 바이오피드백 세팅에서 사용될 수 있다.

특허청구의 범위

청구항 1.

시간에 따라 심장 박동수 관련 간격을 기록하는 단계; 및

하나 이상의 개개의 RSA 파동을 묘사하기에 충분한 심장 박동수 관련 간격을 분석하는 단계로서, 상기 묘사가 하나 이상의 개개의 RSA 파동에 있는 하나 이상의 전이점을 확인하는 것을 포함하는 단계

를 포함하는, 피검자에 있는 하나 이상의 RSA 파동을 확인하는 방법.

청구항 2.

제 1 항에 있어서, 심장 박동수 관련 간격이 pp 간격임을 특징으로 하는 방법.

청구항 3.

제 1 항에 있어서, 심장 박동수 관련 간격이 rr 간격임을 특징으로 하는 방법.

청구항 4.

제 1 항에 있어서, 하나 이상의 전이점이 파동 깊이를 결정하는데 사용되고, 상기 파동 깊이가 하나 이상의 개개의 RSA 파동에서 하나 이상의 계곡 포인트 또는 피크 포인트를 결정하는데 사용됨을 특징으로 하는 방법.

청구항 5.

피검자에게 거의 실시간 RSA 파동 정보를 제공하는 단계로서, 상기 정보가 피검자의 하나 초과의 심장 박동수 관련 간격의 기록으로부터 얻어지는 단계; 및

하나 이상의 개개의 RSA 파동을 묘사하기에 충분한 피검자의 하나 초과의 심장 박동수 관련 간격을 분석하는 단계로서, 상기 묘사가 하나 이상의 개개의 RSA 파동에서 하나 이상의 전이점을 확인함을 포함하는 단계를

포함하는 인간 피검자에 있는 스트레스를 줄이는 방법.

청구항 6.

제 5 항에 있어서, 심장 박동수 관련 간격이 pp 간격임을 특징으로 하는 방법.

청구항 7.

제 5 항에 있어서, 심장 박동수 관련 간격이 r-r 간격임을 특징으로 하는 방법.

청구항 8.

제 5 항에 있어서, 상기 묘사가 하나 이상의 최고점 및 둘 이상의 최저점의 확인을 포함함을 특징으로 하는 방법.

청구항 9.

둘 이상의 연속적인 RSA 파동을 비교하는 단계; 및

둘 이상의 연속적인 RSA 파동의 하나 이상의 파동 특징에서 작은 변화가 있는 때를 결정하는 단계를 포함하는 리듬 있는 호흡을 확인하는 방법.

청구항 10.

제 9 항에 있어서, 파동 특징이 파장, 진동수, 진폭, 피크 투 피크 시간(peak to peak), 및 피크 배치 시간, 단독 또는 임의의 조합으로 구성되는 군으로부터 선택됨을 특징으로 하는 방법.

청구항 11.

제 10 항에 있어서, 파동 특징이 파장이고, 작은 변화가 20% 이하의 상대 평균 변화임을 특징으로 하는 방법.

청구항 12.

제 10 항에 있어서, 파동 특징이 진동수이고, 작은 변화가 20% 이하의 상대 평균 변화임을 특징으로 하는 방법.

청구항 13.

제 10 항에 있어서, 파동 특징이 진폭이고, 작은 변화가 20% 이하의 상대 평균 변화임을 특징으로 하는 방법.

청구항 14.

제 10 항에 있어서, 파동 특징이 피크 투 피크 시간이고, 작은 변화가 20% 이하의 상대 평균 변화임을 특징으로 하는 방법.

청구항 15.

제 10 항에 있어서, 파동 특징이 피크 배치 시간이고, 작은 변화가 20% 이하의 상대 평균 변화임을 특징으로 하는 방법.

청구항 16.

하우징;

인간 피검체로부터 데이터를 생성하는 상기 하우징에 배치된 PPG 센서;

상기 PPG 센서에 결합된 조절 시스템; 및

디스플레이 스크린을

포함하는 인간 피검체에 있는 스트레스를 줄이기 위한 손에 들고 조작 가능한, 휴대용 바이오피드백 장치로서,

상기 조절 시스템이 인간 피검체로부터 디스플레이 스크린에 출력을 위해 데이터를 가공하도록 설정되고, 상기 출력 데이터는 인간 피검체에게 인간 피검체의 스트레스 수준과 관련된 정보를 제공하며;

상기 하우징, PPG 센서, 조절 시스템 및 디스플레이 스크린은 통합 구조를 형성하는 장치.

청구항 17.

제 16 항에 있어서, 하우징이 파워 공급원을 포함함을 특징으로 하는 장치.

청구항 18.

제 16 항에 있어서, 파워가 A/C 공급원에 의해 제공됨을 특징으로 하는 장치.

청구항 19.

제 16 항에 있어서, 인간 피검체의 호흡 중에 상기 장치가 피검체의 다중 심장 박동수 관련 간격을 기록하고;

하나 이상의 개개의 RSA 파동을 묘사하기에 충분한 심장 박동수 관련 간격을 분석하도록 설정됨을 특징으로 하는 장치.

청구항 20.

제 19 항에 있어서, 심장 박동수 관련 간격이 pp 간격임을 특징으로 하는 장치.

청구항 21.

제 19 항에 있어서, 심장 박동수 관련 간격이 r-r 간격임을 특징으로 하는 장치.

청구항 22.

제 19 항에 있어서, 상기 묘사가 각 개개의 RSA 파동에서 전이점 세트를 확인함을 포함하는 장치.

청구항 23.

제 22 항에 있어서, 전이점 세트가 하나 이상의 최고점과 둘 이상의 최저점을 포함함을 특징으로 하는 장치.

청구항 24.

제 16 항에 있어서, 피검체에 의해 활성화될 수 있는 호흡 메트로놈을 추가로 포함하고, 상기 호흡 메트로놈이 미리 설정된 기간의 시간 후에 불활성화되도록 프로그래밍을 특징으로 하는 장치.

청구항 25.

제 19 항에 있어서, 상기 장치가 피검체에 의해 활성화될 수 있는 호흡 메트로놈을 추가로 포함하고, 상기 호흡 메트로놈이 미리 설정된 기간의 시간 후에 불활성화되도록 프로그래밍을 특징으로 하는 장치.

청구항 26.

제 16 항에 있어서, 상기 장치가 피검체의 호흡과 관련된 정보를 얻도록 설정됨을 특징으로 하는 장치.

청구항 27.

제 26 항에 있어서, 호흡과 관련된 정보가 속도, 리듬 및 부피를 포함함을 특징으로 하는 장치.

청구항 28.

미리 설정된 한계치 또는 심장 박동수 관련 간격 세트로부터 유래된 한계치 미만의 IBI 시간을 가지는 둘 이상의 연속적인 심장 박동수 관련 간격을 확인하는 단계;

둘 이상의 연속적인 심장 박동수 관련 간격의 IBI 시간을 위한 범위를 계산하는 단계; 및

각 차후의 심장 박동수 관련 간격과 상기 계산된 범위와 비교하여 상기 범위 내인지를 결정하는 단계를 포함하는 RSA 파동 묘사와 관련된 오류 있는 데이터를 탐지하는 방법.

청구항 29.

제 28 항에 있어서, 심장 박동수 관련 간격이 pp 간격임을 특징으로 하는 방법.

청구항 30.

제 28 항에 있어서, 심장 박동수 관련 간격이 rr 간격임을 특징으로 하는 방법.

청구항 31.

제 28 항에 있어서, IBI 시간이 500 ms 미만임을 특징으로 하는 방법.

청구항 32.

미리 설정된 범위 내가 아니고 한계치보다 큰 IBI 시간을 가지는 심장 박동수 관련 간격을 확인하는 단계;

수정된 심장 박동수 관련 간격을 계산하는 단계로서,

첫 번째 심장 박동수 관련 간격이 미리 설정된 범위 미만이라면, 상기 간격의 합계가 미리 설정된 범위 내가 되거나 미리 설정된 범위를 넘을 때까지 첫 번째 심장 박동수 관련 간격에 차후의 심장 박동수 관련 간격을 더하고;

첫 번째 심장 박동수 관련 간격 또는 상기 간격의 합계가 미리 설정된 범위보다 크고, 정수에 의해 나뉘지지 않는다면, 상기 간격의 합계가 정수로 나뉘져 몫이 미리 결정된 범위 내에 있을 때까지 첫 번째 심장 박동수 관련 간격에 차후의 심장 박동수 관련 간격을 더하는 단계; 및

수정된 심장 박동수 관련 간격에 기초한 수정된 RSA 파동을 생성하는 단계를 포함하는 RSA 파동 확인과 관련 있는 오류 있는 데이터를 수정하는 방법.

청구항 33.

제 32 항에 있어서, 심장 박동수 관련 간격이 pp 간격임을 특징으로 하는 방법.

청구항 34.

제 32 항에 있어서, 심장 박동수 관련 간격이 rr 간격임을 특징으로 하는 방법.

청구항 35.

시간에 따라 RSA 파동의 최고 진폭을 결정하는 단계; 및

호흡 중 형성된 가장 큰 파동과 일치하도록 스케일링을 유지하는 단계를

포함하는, 피검체의 리듬 있는 호흡 중에 휴대용 바이오피드백 장치의 디스플레이에 스케일링을 조절하는 방법.

청구항 36.

컴퓨터에 사용가능한 매체가 상기 매체 내에 구체화된 컴퓨터로 판독가능한 프로그램 코드 수단을 가지는 상기 매체를 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품으로서,

상기 컴퓨터 프로그램 제품 내에 있는 상기 컴퓨터가 판독가능한 프로그램 코드 수단이 컴퓨터가 시간에 따라 심장 박동수 관련 간격을 기록할 수 있도록 하고;

하나 이상의 개개의 RSA 파동을 묘사하기에 충분한 심장 박동수 관련 간격을 분석할 수 있도록 하고, 상기 묘사가 각 개개의 RSA 파동에서 전이점의 세트를 확인함을 포함하는 수단을 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 37.

시간에 따라 심장 박동수 관련 간격을 기록하고;

하나 이상의 개개의 RSA 파동을 묘사하기에 충분한 심장 박동수 관련 간격을 분석하는 것으로서, 상기 묘사가 각 개개의 RSA 파동에서 전이점 세트를 확인하는 것을 포함하는 것을 포함하는,

피검체에서 하나 이상의 RSA 파동을 확인하기 위한 방법을 수행하기 위해 기계에 의해 실행가능한 명령의 프로그램을 유형적으로 구체화하는, 기계에 의해 판독가능한 프로그램 저장 장치.

청구항 38.

컴퓨터에 사용가능한 매체가 상기 매체 내에 구체화된 컴퓨터로 판독가능한 프로그램 코드 수단을 가지는 상기 매체를 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품으로서,

상기 컴퓨터 프로그램 제품에서 상기 컴퓨터로 판독가능한 프로그램 코드 수단이 컴퓨터가 둘 이상의 연속적인 RSA 파동을 비교하고; 둘 이상의 연속적인 RSA 파동의 하나 이상의 파동 특징에서 작은 변화가 존재하는 때를 결정하도록 하는 수단을 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 39.

둘 이상의 연속적인 RSA 파동을 비교하고;

둘 이상의 연속적인 RSA 파동의 하나 이상의 파동 특징에서 작은 변화가 존재하는 때를 결정하는 것을 포함하는, 리듬 있는 호흡을 확인하는 방법을 수행하기 위해 기계에 의해 실행가능한 명령으로 프로그램을 유형적으로 구체화하는 기계에 의해 판독가능한 프로그램 저장 장치.

명세서

발명의 상세한 설명

관련 출원

본 출원은 2004년 3월 18일에 출원되고 본원에 통합된 함께 출원 중인 미국 가출원 번호 제60/554,211호에 우선권 및 이익을 주장한다.

기술 분야

본 발명은 스트레스 및 스트레스 관련 장애를 측정하고 치료하는 방법 및 장치에 관한 것이다. 더욱 특별하게는 본 발명은 호흡 동부 정맥 패턴에 대한 정보를 제공함에 의해 부교감 신경 활동을 증가시키는 바이도피드백 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

많은 스트레스 감소 제품 및 서비스의 존재에도 불구하고, 스트레스 및 스트레스 관련 장애는 여전히 어마어마한 경제적 및 비경제적 비용을 초래한다. 미국에서만 살펴보면, 생산성, 장기 결근 및 이직의 관점에서, 직업 스트레스는 매년 약 3000억 달러의 비용에 해당하게 된다고 확인되고 있다. 직접적 일 관련 비용을 넘어서, 스트레스 및 스트레스 관련 장애를 치료하려는 시도는 2002년에 항우울증제 및 항불안증제에서 170억 달러를 넘어섰다. 이러한 약제학적 치료제의 연간 비용의 지속적인 증가 추세는 계속될 것이다.

추가로, 스트레스는 근본적인 스트레스 장애로부터 직접적 또는 간접적으로 발생하는 동반하는 건강 문제 때문에 매우 큰 그러나 헤아릴 수 없는 비용을 초래한다. 예를 들어, 스트레스를 겪고 있는 사람들은 바이러스 및 비바이러스 질병에 매우 민감함을 많은 연구결과에서 보여주고 있다. 이러한 일반적이고 잘 알려진 예는 스트레스와 호흡 감염 사이의 관계이다. 더욱이, 병으로 고생하는 사람들은 스트레스로 또한 고생하게 된다면 회복에 더 많은 시간이 걸린다.

만성 스트레스는 자율신경계 (ANS)의 균형과 ANS의 효력 둘 모두를 해칠 수 있으며, 무수히 많은 스트레스 관련 장애를 유발할 수 있다. ANS의 장애는 퇴화적인 질병 및 조기 사망을 초래한다. 예를 들어, 임상적 연구는 45 내지 64세 14,025 명의 건강한 남자 및 여자로부터 단 하나의 2분 측정으로 수행되었다. 8년 후, 더욱 낮은 측정값을 가진 사람들은 훨씬 더 큰 질병 및 사망 발생률을 가졌다. 세가지 다른 연구(미국, 덴마크 및 핀란드)에서 ANS 기능을 "모두 사망에 원인이 된다"에 관련하여 시험하였다. 각 연구에서, 낮은 ANS 기능은 질병 및 사망을 선행하고 예측한다. 문자 그대로 수백 개의 다른 연구에서 ANS 기능을 심장병, 당뇨병 및 뇌졸중과 같은 개개 질병에 관하여 시험하였다. 예를 들어, 영국 정부는 ANS 기능 및 심장병에 대한 연구를 위탁하였다. 가장 낮은 ANS 기능을 가진 사람들은 심장 발작으로부터 1,000% 초과 증가된 사망율을 가졌다. 스트레스의 비 경제적 비용은 또한 매우 크고 가족, 친구, 이웃 및 동료와의 관계에 해로운 효과를 포함한다.

"스트레스 반응"으로 불리는 스트레스에 대한 인간 신체의 반응은 두 개의 기초적인 시스템: 자율신경계 및 내분비계를 포함한다. ANS는 일반적으로 내기관의 민무늬 근육에 신경자극을 주고 교감 부분 및 부교감 부분으로 구성된다. 간단한 용어에서, 교감 부분은 비상("공격 또는 회피")에 대한 반응에 에너지를 동원하는 역할을 하고, 감정을 표현하거나 정력적인 활동을 수행하지만, 반면에 부교감 부분은 정적인 영향에 미치는 작용을 하고 이로써 교감신경계와 균형을 맞춘다.

내분비계는 또한 스트레스 관련 과정에 포함된다. 특히, 시상하부-뇌하수체 부신계 (HPA) 축은 내분비계의 스트레스 반응에 중요한 역할을 한다. 시상하부는 펩티드 호르몬을 분비하여 자신의 호르몬을 차례로 분비하여 다른 내분비샘을 자극하는 뇌하수체를 자극한다. 부신은 물질 대사 및 에너지 생산을 규정하고, 교감 및 부교감 신경 가지에서의 반응을 규정하는 코르티솔을 분비한다. 코르티솔 수준은 개개인의 스트레스 반응의 정도에 직접적으로 관련된다.

1970년대 초기에, 헤르베르트 벤슨(Herbert Benson) 박사는 "스트레스 반응"에 대항하는 신경학적 상태 및 생리학적 상태의 존재에 대해 증명하였다. "이완 반응"으로 불리는 이 상태는 다른 임상학적 연구자에 의해 증명되었다. 자율신경계 관점으로부터, 스트레스 반응은 교감 신경계 가지의 높은 활성화에 의해 특징되며, 반면에 이완 반응은 교감 신경계 가지의 높은 활성화에 의해 특징된다. 자명한 일로서 이완 반응의 유도는 활성화된 스트레스 반응을 방해한다. 그래서, 이완 반응의 낮은 활성화는 진정 중인(다시 말해, 만성) 스트레스를 일으키는 것으로부터 스트레스인자를 막을 수 있다. 또한, 이완 반응의 낮은 활성화는 이전에 생긴 만성 스트레스에 의한 많은 손해를, 고혈압을 포함하여, 역전시키는 것을 보여준다.

자율신경계의 두 개의 가지(교감 및 부교감)의 상호 작용은 발생하는 각각 연속적인 심장 박동 사이의 시간에서의 작은 변화를 시험함에 의해 특징될 수 있다. 개인이 휴식에 있는 경우에, 박동과 박동 시간에서의 변화는 부교감 신경계 가지에 의한다. 이 변화는 개인의 호흡 패턴에 따라 증가되고 줄 것이다. 호흡 중에, 부교감 신경계 가지가 방해받고, 심장 박동수는 증가하기 시작할 것이다. 호흡 중에, 부교감 신경계 가지는 심장 박동수와 관련되고 심장 박동수를 낮춘다. 심장 박동수와 호흡 사이의 이러한 관계를 호흡 동부 정맥(RSA)이라고 부른다. RSA 측정값은 심장 박동수의 증가 및 감소 정도의 수학적 계산값이다. 증가 및 감소가 더욱 큰 경우에, 부교감 신경계의 활성화는 더욱 커진다. 다시 말해, 더욱 큰 RSA는 더욱 큰 부교감 신경계의 활성을 나타낸다. 이전에 설명된 바와 같이, 부교감 신경계 활성화의 충분한 증가는 신체를 이완 반응으로 바꾸고, 이로써 임의의 미리 존재하는 스트레스 반응을 방해한다.

침습성 및 비 침습성 기술 및 과정을 포함하는, 스트레스를 치료하거나 조절하는 많은 시도는 있었다. 예를 들어, 침, 처방 및 비 처방 약제학적 치료제, 및 정신치료는 스트레스를 줄이고 조절하려는 시도에 모두 사용되었다. 그러나, 이 치료법의 각각은 돈과 시간에 큰 비용을 포함한다. 더구나, 이 치료법의 효과는 종종 완전하지 못하고 때로는 거의 존재하지 않는다. 효과는 종종 시험하기 어렵고 많은 횟수는 단지 일시적이다. 추가로, 약제학적 치료제는 종종 불만족스러운 부작용을 가지며 몇몇은 중독 위험을 가지기도 한다. 또한, 모든 유용한 대안에서도 불구하고, 여전히 (직접적 또는 간접적으로) 스트레스에 의하여 80% 초과는 병원을 찾는다.

따라서, 스트레스를 평가하고 치료하기 위한 방법 및 장치의 필요성은 분명히 존재하며, 여기서 이러한 방법 및 치료는 효과적이고, 비 침습적이고, 사용하기 간단하고 비용이 저렴해야 한다. 추가로, 원하지 않는 부작용을 가지지 않거나 중독 위험이 생기지 않는 방법 및 장치에 대한 필요성도 분명히 존재한다.

발명의 요약

본 발명은 스트레스 및 스트레스에 의해 유발되거나 악화된 장애를 평가하고 치료하기 위한 사용하기 편하고, 비용이 저렴한 방법 및 장치를 제공한다. 더욱 특별하게는, 본 발명은 개인 RSA 파동을 확인하고 RSA 파동 정보를 실시간에 가깝게 환자에 제공하기 위한 방법 및 장치를 제공한다. 이 정보는 예를 들어 스트레스 수준을 줄이고 규칙적인 호흡을 얻으려는 환자를 돕기 위한 바이오피드백 세팅에서 사용될 수 있다.

따라서, 본 발명의 하나의 예시적인 구체에는 인간 환자에 있는 스트레스를 줄이기 위한 휴대용, 손에 쥐 만한 크기의 바이오피드백 장치를 제공한다.

본 발명의 또 다른 예시적인 구체에는 환자에게 환자들의 RSA 파동에 대한 정보를 실시간에 가깝게 제공하기 위한 포토플레시스모그래프(photoplethysmograph)("PPG") 센서 및 디스플레이 스크린을 포함하는 휴대용, 손에 쥐 만한 크기의 바이오피드백 장치를 제공한다.

본 발명의 추가적 예시적인 구체에는 분당 6번의 호흡에 가까운 호흡 빈도를 얻어 스트레스의 수준을 줄이려는 목적으로 환자를 훈련시키기 위한 방법 및 장치를 제공한다.

본 발명의 또 다른 예시적인 구체예는 RSA 파동에 관련된 오류 데이터를 감지하고 수정하는 방법 및 이러한 방법을 활용하는 장치를 제공한다.

본 발명의 또 다른 예시적인 구체예는 휴대용 바이오피드백 장치의 디스플레이 스크린에서 크기를 조절하기 위한 방법 및 이러한 방법을 활용하는 장치를 제공한다.

본 발명의 또 다른 구체예는 RSA 파동을 분석하여, 깊이, 속도 및 크기를 포함하는 호흡 패턴을 확인하고, 이를 디스플레이하는 것이다.

도면의 간단한 설명

도 1은 호흡 동부 정맥 (RSA)에 의한 전형적인 심장 박동수 변이성 (HRV) 패턴을 설명한다.

도 2는 예시적인 일련의 RSA 파동을 설명하고 여러 개의 펄스 피크를 확인한다.

도 3은 예시적인 일련의 RSA 파동을 설명하고 연속적인 펄스 피크 사이에서 내부 박동 내부 시간 (IBI)를 계산한다.

도 4a-d는 각각 최고 점, 최저 점, 상향 전이 점 및 하향 전이 점을 확인한다.

도 5는 대표적인 연속 상향 및 하향 전이 점을 설명한다.

도 6은 최고 점을 확인하는 예시적인 방법을 설명한다.

도 7은 최저 점을 확인하는 예시적인 방법을 설명한다.

도 8(a)-(b)는 본 발명의 예시적인 구체예에 따른 데이터 세트 내에서 RSA 파동을 찾기 위한 예시적인 공정을 위한 예시적인 처리 흐름을 도시한다.

도 9는 데이터 세트 내에서 RSA 파동을 확인하기 위한 예시적인 공정을 설명한다.

도 10은 예시적인 이중 최고 파동을 설명한다.

도 11은 대표적인 이중 최고 파동으로부터 데이터를 모으는 예시적인 방법을 설명한다.

도 12는 스트레스 미터의 예시적인 디스플레이를 설명한다.

도 13은 본 발명에 따른 장치의 예시적인 구체예를 설명하고 파워 스위치를 위한 잠재적인 위치를 확인한다.

도 14는 검지로부터 데이터를 모을 수 있는 PPG 센서를 위한 대표적인 위치를 예시한다.

도 15a-b는 검지가 PPG 센서에 있는 동안 예시적인 장치를 피검자가 쥐기 위한 대안적 방법을 설명한다.

도 16은 카운트다운 미터의 예시적인 디스플레이를 설명한다.

도 17은 대표적인 평균 펄스 울 뿐만 아니라 시간 변화에 따른 펄스의 예시적인 디스플레이를 설명한다.

도 18은 오류 메시지의 예시적인 디스플레이를 설명한다.

도 19는 카운트다운 타이머의 예시적인 구체예를 설명한다.

도 20은 시간이 지남에 따라 숨이 느껴지는 피검자의 RSA 파동의 예시적인 예를 제공한다.

도 21은 시간이 지남에 따라 숨이 깊어지는 피검자의 RSA 파동의 대표적인 예를 제공한다.

도 22는 규칙적인 호흡과 일치하는 대표적인 RSA 패턴을 설명한다.

도 23은 파진동수 6을 가지는 피검자의 대표적인 디스플레이를 제공한다.

도 24는 또 다른 파진동수 6을 가지는 피검자의 대표적인 디스플레이를 제공한다.

도 25는 피검자를 위한 세션 스코어의 예시적인 디스플레이를 설명한다.

도 26은 각각 약 10초 동안 호흡의 깊이가 증가하고 상대적으로 큰 파동이 생산되는 피검자의 예시적인 디스플레이를 설명한다.

도 27은 본 발명의 예시적인 장치에서 안내 호흡 기능을 활성화하기 위한 안내 호흡 스위치를 위한 대표적인 위치를 설명한다.

도 28a-b는 흡입을 안내하기 위해 증가하고 발산을 안내하기 위해 감소하는 증가하는 호흡 바로 안내 호흡을 위한 예시적인 디스플레이를 설명한다.

도 29는 세션 요약 스크린의 예시적인 디스플레이를 설명한다.

도 30는 본 발명의 예시적인 장치를 위한 대안적인 폼 요소를 설명한다.

도 31a-b는 정확한 데이터 및 오류 데이터를 보여주기 위해 충분한 크기를 가지는 디스플레이 및 단지 오류 데이터만을 식별할 수 있는 작고, 휴대용 장치의 디스플레이를 각각 설명한다.

도 32는 일련의 대표적인 펄스 피크를 설명한다.

도 33a-b는 대표적인 오류 정펄스(positive pulse) 피크 및 대표적인 오류 부펄스(negative pulse) 피크를 각각 설명한다.

도 34는 대표적인 오류 수집 모드 중에 이용되는 예시적인 오류 수집 방법을 위한 예시적인 처리 흐름을 묘사한다.

도 35는 피검자가 규칙적인 호흡을 얻는 때를 결정하는데 사용될 수 있는 대표적인 파동 특징을 설명한다.

도 36-37은 본 발명의 예시적인 구체예에 따른 사용자와의 상호 작용을 위한 예시적인 최고 수준 절차에 대한 예시적인 처리 흐름을 묘사한다.

도 38-42는 본 발명의 예시적인 구체예에 따른 감지된 펄스를 진행시키기 위한 예시적인 절차에 대한 예시적인 처리 흐름을 묘사한다.

도 43-45는 본 발명의 예시적인 구체예에 따른 감지된 펄스의 순서를 위한 오류 수집의 예시적인 절차에 대한 예시적인 처리 흐름을 묘사한다.

도 46-47은 본 발명의 예시적인 구체예에 따른 감지된 펄스의 순서를 위한 오류 감지의 예시적인 순서에 대한 예시적인 처리 흐름을 묘사한다.

도 48은 본 발명의 예시적인 구체예에 따른 감지된 펄스를 위한 범위를 초기화하기 위한 예시적인 순서에 대한 예시적인 처리 흐름을 묘사한다.

도 49-50은 본 발명의 예시적인 구체예에 따른 감지된 펄스의 순서 내에서 RSA 파동을 진행시키는 예시적인 절차에 대한 예시적인 처리 흐름을 묘사한다.

도 51-53은 본 발명의 예시적인 구체예에 따른 사용자의 스트레스 수준을 결정하기 위한 감지된 펄스의 순서 내에서 RSA 파장을 진행시키는 예시적인 절차에 대한 예시적인 처리 흐름을 묘사한다.

도 54는 본 발명의 예시적인 구체예에 따른 RSA 파동으로 파장을 할당하는 예시적인 절차에 대한 예시적인 처리 흐름을 묘사한다.

도 55는 소프트웨어 처리가 본 발명의 예시적인 구체예에 따라 보충될 수 있는 예시적인 시스템을 묘사한다.

상세한 설명

조절된 호흡은 교감 및 부교감 신경계 가지의 균형을 바꿀 수 있음은 연구로 증명된다. 세 가지의 특정 호흡 성분은 상호작용으로 부교감 신경 분포의 양을 결정한다. 이 세 가지 성분은 빈도, 일회 호흡양 및 내쉬/들이쉬의 비를 포함한다. 일반적으로, 부교감 신경의 활성화는 호흡 빈도수의 감소, 일회 호흡양의 증가, 및/또는 내쉬/들이쉬의 비율의 증가에 의해 증가될 수 있다. 따라서, 이 세 가지 변수를 바꾼은 비침습적으로, 간단하게, 비싸지 않게 그리고 부작용없이 효과적으로 이완 반응을 유도할 정도의 부교감 신경의 활성을 증가시킬 잠재적 능력이 있다.

일반적으로 말해서, 바이오피드백 방법 및 장치는 하나 이상의 생리적 기능을 개선하거나 유지하기 위해 피검자가 행동 또는 활동의 변화를 촉진시킬 수 있는 훈련 과정을 포함한다. 시간이 지남에 따라, 피검자는 이러한 기능들을 더욱 잘 지배하도록 바이오피드백 방법 및 장치로 훈련될 수 있다. 치료가 환자에게 부여되는 다른 형태의 치료 요법과는 대조적으로, 바이오피드백 방법 및 장치는 피검자가 점차적으로 훈련 과정을 거의 자동적 반응으로 통합하도록 하는 것이다.

본 발명은 스트레스 및 스트레스 관련 장애로 고생하는 피검자를 위해 바이오피드백 정보 및 훈련을 제공하는 방법 및 장치에 관한 것이다. 이러한 바이오피드백 정보 및 훈련은 호흡 동부 정맥 패턴 및 이러한 패턴에 영향을 줄 수 있는 호흡의 분석에 기초할 수 있다.

단지 RSA 데이터 세트를 사용하여 자발적인 호흡 중에 개개인의 RSA 파동을 확인하는 알려진 방법은 없다. RSA 파동과 호흡을 관련시키기 위해서, 일반적으로 심장 박동수 및 호흡 속도 정보는 각각 수집되고 지도에 그려진다. 본 발명의 한 측면은 RSA 데이터 세트 내의 개개인의 파동의 확인을 포함한다. 본 발명의 추가적인 측면은 심장 박동수 데이터에 기초한 거의 실시간 호흡 피드백 정보를 피검자에게 제공할 이러한 파동 패턴의 사용을 포함한다. 스트레스 수준을 줄이거나 적절히 조절하기 위한 수단은 또한 파동 패턴 분석 및 호흡 피드백에 기초하여 제공될 수 있다.

파동 패턴 확인

본 발명의 한 예시적인 구체예에서, 호흡 동부 정맥 파동 패턴의 확인 및 분석은 비트 투 비트(beat to beat)에 기초하여 피검자의 파동 속도를 측정함으로써 시작된다. 인간 심장 박동수와 그 결과의 펄스 속도는 계속적으로 (도 1)에 도시된 방법과 같은 파동으로 위로 아래로 변동함은 의학 문헌에 잘 확립되어 있다. 이러한 파동은 심장 박동수 변이성 (HRV) 파동으로 알려져 있다. 한 사람이 물리적으로 인터럽트되고 쉬고 있는 경우에, HRV 파동은 인간의 호흡에 관련된다. 이러한 휴식 HRV 파동은 의학적으로 호흡 동부 정맥 또는 RSA 파동으로 알려져 있으며, 이 파동의 크기 및 형태는 속도, 리듬 및 그 사람의 호흡 깊이와 관련되어 있다. 한 사람이 분당 4 내지 15 번으로 호흡하는 한, 파동의 진동수는 본질적으로 호흡의 진동수와 일치할 것이다. 대부분의 개개인은 이 범위 내에서 호흡하지만, 이 범위 밖에서 호흡하는 사람의 경우에는, 파동진동수는 호흡 빈도수의 가까운 근사치를 제공한다.

파동과 호흡 사이의 상호 관련이 의학 문헌에서 눈에 보이는 분석에 의해 잘 확립된 반면에, 자동화된 방법으로 심장 박동 데이터 세트 내에서 개개인의 파동을 확인하는 것은 존재하지 않는다. 본 발명의 예시적인 구체예는 심장 박동 데이터 세트를 위한 각 개개인의 파동을 확인하는 신규한 방법을 포함한다.

예를 들어, 두 개의 연속적 펄스 피크(피크에서 피크의 시간) 사이의 시간의 양을 pp 간격(pp)(도 2)으로 부른다. 본 발명의 예시적인 구체예에서, 장치는 연속적인 pp 간격을 기록한다. pp 간격 포인트의 묘사는 또한 rr 간격(심전도계 또는 ECG에서 연속적인 R 파동 사이의 간격), 펄스 속도 포인트와 같은 pp 간격의 임의의 도함수, 및 심장 박동수와 같은 rr 간격의 임의의 도함수에 적용된다. 집합적으로, 이러한 간격은 "간격과 관련된 심장 박동수"로 지칭될 수 있다. 더구나, pp 간격으로부터 RSA 파동을 끌어내는 같은 방법은 직접적으로 이러한 다른 포인트에 또한 적용될 수 있다. 그러나 본 발명의 바람직한 구체예는 pp 간격 데이터 세트 내에서 파동을 분석하는 것이다.

각 기록된 pp 간격 (60,000/pp)의 펄스 속도는 새로운 펄스 피크가 만나는 시간마다 스크린에 디스플레이될 수 있다. 연속적인 pp 간격 (pp[n]-pp[n-1]) 사이의 시간 차이의 절대값은 인터비트 간격 시간(interbeat 간격 time (IBI))으로 불린다 (도 3). 본 발명의 한 측면은 개개의 RSA 파동을 확인하기 위해 pp 내부 시간을 사용한다. 본원에 기재된 방법은 자발적이고 안내된 호흡 둘 모두에 사용될 수 있다.

각 p-p는 (이전 pp) 직전 p-p와 (다음 p-p) 직후 p-p와의 관계를 시험함에 의해 분류될 수 있다. p-p는 이전 p-p가 이것 이하이고, 다음 p-p가 또한 이것 이하라면 최고점(tp)으로 간주될 수 있다(도 4a). p-p는 이전 p-p가 이것 이상이고 다음 p-p가 이것 이상이면 최저점(bp)로 간주될 수 있다(도 4b). p-p는 이전 p-p가 이보다 낮고 다음 p-p가 이보다 높으면 상향 전이점(at)으로 간주될 수 있다(도 4c). p-p는 이전 p-p가 이보다 높고 다음 p-p가 이보다 낮으면 하향 전이점(dt)으로 간주될 수 있다(도 4d). 따라서, p-p는 최고점(tp), 최저점(bp), 상향 전이점(at), 또는 하향 전이점(dt)로 분류될 수 있다. 용어 "전이점"은 "상향" 또는 "하향" 단어로 한정되지 않는 경우에는, 상향 및 하향 전이점 둘 모두를 지칭하는 것으로 사용될 수 있다. 연속 전이점은 일련의 연속 상향 전이점 또는 하향 전이점을 지칭한다(도 5).

용어 "최고 수준"은 최고점의 상대적 높이를 지칭하기 위해 사용될 수 있다. 최고점의 수준은 하기와 같이 계산될 수 있다. L = 최고점 이하의 최고점의 왼쪽 바로 가까이에 있는 연속적인 포인트의 수. R = 최고점 이하의 최고점의 오른쪽 바로 가까이에 있는 연속적인 포인트의 수. L < R 이라면, 최고 수준은 L과 동일하고, 그렇지 않다면 최고 수준은 R과 동일하다. 도 37/도 6은 세 가지 예를 사용하여 최고점 수준이 분류될 수 있는 방법을 설명한다.

용어 "최저 수준"은 최저점의 상대적 높이를 지칭하기 위해 사용될 수 있다. 최저점의 수준은 하기와 같이 계산될 수 있다. L = 최저점 이상의 최저점의 왼쪽 바로 가까이에 있는 연속적인 포인트의 수. R = 최저점 이상의 최저점의 오른쪽 바로 가까이에 있는 연속적인 포인트의 수. L < R 이라면, 최저 수준은 L과 동일하고 그렇지 않다면 최저 수준은 R과 동일하다. 도 7은 세 가지 예를 사용하여, 최저점 수준을 분류하는 방법을 설명한다.

도 8(a)-(b)는 데이터 세트 내의 RSA 파동을 찾는 예시적인 과정을 설명하는 예시적인 흐름도를 제공하고, 도 9는 이 과정을 적용하는 방법을 설명한다. 본 발명의 예시적인 구체예에서, 첫 번째 단계는 데이터 세트에 연속적인 전이점(ctp)의 가장 높은 수를 두는 것이다. 도 9에서, 연속적인 전이점의 가장 높은 수는 포인트 1에서 시작한다. 2개의 연속적인 전이점이 있다. 파동 깊이는 이 전이점의 수와 동일하다. 따라서, 이 실시예에서 파동의 깊이는 2이다. 바람직한 구체예에서, 파동 깊이가 4보다 크다면, 파동 깊이의 값은 4 밑으로 조절된다.

다음 단계는 최저 수준이 파동 깊이 이상인 곳의 연속적인 전이점의 오른쪽에 최저점을 두는 것이다. 이는 RSA 파동의 오른쪽 계곡 포인트(v2)이다. 도 9의 예에서, 최저점 번호 8은 3수준을 가지며, 이는 파동 깊이보다 크다. 다음 단계는 최저 수준이 파동 깊이와 동일하거나 큰 곳인 연속적인 전이점의 오른쪽에 최저점을 두는 것이다. 이는 RSA 파동의 왼쪽 계곡 포인트(v1)이다. 도 9에서 제공된 예에서, 최저점 번호 0은 수준 4를 가지며, 이는 파동 깊이보다 크다. 다음 단계는 왼쪽 계곡 포인트와 오른쪽 계곡 포인트 사이에서 최고 포인트를 찾는 것이다. 이는 RSA 파동의 피크(p)이다. 도 40/도 9의 실시예에서, 포인트 6은 두 계곡 포인트 사이의 최고 포인트이다. 왼쪽 계곡 포인트(v1)부터 오른쪽 계곡 포인트(v2)까지의 모든 데이터는 처리된 데이터로 간주된다. 같은 과정은 모든 가능한 파동이 확인될 때까지 남아 있는 처리되지 않은 데이터에 반복된다.

본 발명의 범위에서 간주되어야 하는 상기 언급된 방법에는 많은 변수가 있다. 예를 들어, 유사한 방법은 전이점 시리즈의 각 측에서 피크를 찾기 위해 사용될 수 있다. 두 피크 포인트 사이의 계곡은 그래서 두 피크 사이에서 최저점일 것이다. 또한, 파동 깊이는 전이점의 절대적 수 또는 전이점의 수에 기초한 유도된 수(예를 들어 전이점 x 75%의 수)에 기초가 될 것이다. 또한, v1 포인트는 v2 포인트 전에 확인될 수 있다.

바람직한 구체예에서, 상기 토의된 방법을 분석하는 파동은 새로운 최저 수준 4 포인트가 확인되는 때마다 사용된다. 따라서, 본 발명의 예시적인 구체예에 따른 장치는 최저 수준 4 포인트 사이의 RSA 파동을 "찾는다". 다른 예시적인 구체예에서, 장치는 각 포인트 후, 또는 특정 기간의 시간(예를 들어, 30초 마다) 경과 한 후 RSA 파동을 "찾기" 위해 배열될 수 있다. 예시적인 구체예는 이들은 RSA 파동의 윤곽을 그리는 매우 높은 가능성을 가지기 때문에 최저 수준 4 포인트를 사용한다. 즉, 이들은 RSA 파동의 계곡 포인트(v1, v2)가 될 높은 가능성이 있다.

상기 언급된 기초 RSA 파동 파싱(parsing) 방법이 부정확하게 RSA 파동을 기술하는 두 개의 예가 있다. 하나는 이중 최고 파동이 만나는 경우에 발생할 수 있다. 이중 최고 파동은 한 사람이 그 또는 그녀가 이미 내쉬 후에 들이마시기 위해 오랜 시간을 기다리는 경우에 발생할 수 있다. 또 다른 것은 이중 최저 파동이 형성되는 경우에 발생할 수 있다. 이중 최저 파동은 한 사람이 숨을 들이마신 후 오랜 시간 동안 그의 숨을 죽이고 있는 경우에 형성될 수 있다. 이중 최고는 두 개의 파동의

길이 비를 시험함에 의해 쉽게 확인될 수 있다(도 10). $(p1-v2)$ 는 $(p1-v1)$ 보다 훨씬 작은 경우, $(p2-v2)$ 가 $(p2-v3)$ 보다 훨씬 작은 경우, 그리고 $(p1-v2)$ 가 $(p2-v3)$ 에 매우 가까운 경우, 이중 최고는 발생된다. 바람직한 구체예에서, 이중 최고는 $((p1-v2)/(p1-v1)) < 0.50$ 및 $((p2-v2)/(p2-v3)) < 0.50$ 및 $((p1-v1)/(p2-v3)) > 0.75$ 상황으로서 정의될 수 있다. 이중 최저는 이중 최고의 역으로서 정의될 수 있다.

이중 최고 또는 이중 최저가 기초 파싱 방법으로부터 생길 때마다, 패턴을 형성하는 두 파동은 한 파동으로 합쳐질 수 있다. 포인트 v1은 새로운 파동의 v1이다. 포인트 v3은 새로운 파동의 v2가 된다. v1과 v3 사이의 가장 높은 값은 새로운 파동의 피크 포인트가 된다. 이는 도 11에 의해 설명된다.

스트레스를 분석하고 줄이기 위한 RSA 파동의 용도

본 발명의 예시적인 구체예는 정신적 스트레스의 사용자의 수준을 평가하기 위해 상기 기술된 RSA 파동 정보를 사용할 수 있다. 이 정신적 스트레스 측정은 스트레스 미터로서 장치에 주어질 수 있다(도 12(5)). 예를 들어, 사람이 스트레스를 받는 경우에, 호흡은 일반적으로 스트레스 받지 않는 상태와 비교하면 빠르고 불규칙적으로 된다. 이 빠르고, 불규칙적 호흡은 짧고 변동이 심한 RSA 파동의 형성을 유발한다. 본 발명에 따른 방법 및 장치는 사용자의 평균 파장이 이완된 상태를 나타내는 수준으로부터 얼마나 벗어나는가를 결정함에 의해 사용자의 스트레스 수준을 측정하기 위해 사용될 수 있다. 이러한 방법 및 장치는 또한 얼마나 사용자의 파동이 불규칙한(올동적인가)가를 파동을 계산할 수 있다. 이 두 개의 측정치는 전반적인 스트레스 수준을 나타내기 위해 독립적으로 또는 단일 값과 통합되어 사용될 수 있다.

사람들이 깊게 이완되는 경우에(깊은 명상의 상태와 같이), 이들은 분당 거의 6번의 호흡의 안정된 리듬으로 숨을 쉬는 경향이 있음이 연구에서 증명되었다. 이러한 리듬 있는 호흡은 RSA 파장이 호흡 빈도에 흡수되도록 한다. 따라서, 분당 6번의 리듬 있는 호흡은 10초의 파장을 가지는 일련의 RSA 파동을 야기할 것이다. 따라서, 본 발명의 예시적인 구체예는 사용자의 스트레스 수준을 평가하는 경우 이완 시초와 같은 10초의 파장을 사용한다. 예시적인 구체예는 또한 평균이 비율적으로 10초로부터 얼마나 멀리 떨어져 있는지 결정하기 위해 마지막 5개의 파장의 평균 파장을 계산하는 방법 및 장치를 포함한다. 이는 "파장 스코어"의 한 예이다.

올동적이지 않은 파동은 다수의 표준 분산 공식을 사용하여 양이 한정될 수 있다. 본 발명의 예시적인 구체예는 "분산 스코어"를 계산하기 위해 마지막 5개의 파장에서 각 연속적인 파장의 차이의 합을 사용한다. 예시적인 구체예는 또한 연속적인 파장 사이에서의 차이의 합을 사용할 수 있고 평균 무게가 재어진 평균 등급 순서를 사용하여 가장 최근의 파동의 분산을 더욱 계산할 수 있다. 본 발명의 예시적인 구체예에서 스트레스 수준은 "분산 스코어"의 "파장 스코어" + 30%의 70%를 사용한다. 사용자의 스트레스 수준은 새로운 RSA 파동이 확인될 때마다 재 계산될 수 있다.

스트레스는 RSA 파동 동작의 변동: 감소된 피크 투 피크(peak to peak) 시간, 증가된 피크 투 피크 빈도수, 감소된 파장, 증가된 파진동수, 감소된 진폭, 불규칙한 파장, 불규칙한 파동수, 불규칙한 진폭, 불규칙한 피크 투 피크 시간, 불규칙한 피크 투 피크 진동수, 불규칙한 피크 배치 또는 감소된 변화를 야기한다. 이전의 변수 중 임의의 하나 또는 이들의 임의의 조합은 RSA 파동에 적용될 수 있고 스트레스 수준의 표시기로서 사용될 수 있다. 스트레스를 평가하기 위해, 개개의 RSA 파동을 확인하고 임의의 이전의 변수 단독으로, 서로 조합하여 및/또는 다른 변수와 조합하여 사용함은 본 발명의 범위 내이고 이전 분야에서 설명되지 않았다.

스트레스 수준을 결정하기 위해 확인된 RSA 파동을 사용하는 것에 추가하여, 본 발명의 예시적인 구체예에 따른 장치 및 방법은 또한 평균 심장 속도 및 파진동수 둘 모두를 결정하고 디스플레이하기 위해 RSA 파동 정보를 사용할 수 있다. 마지막 파동에서 모든 펄스 속도의 평균은 평균 심장 박동수를 평가하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 새로운 RSA 파동이 확인될 때마다, 펄스 속도의 평균은 계산될 수 있고 심장 박동수는 업데이트될 수 있다. 파진동수 디스플레이는 또한 새로운 RSA 파장이 확인될 때마다 업데이트될 수 있다. 예시적인 구체예는 분당 파장(호흡)과 비교하여 진동수를 표현할 수 있다. 예시적인 구체예에서 파진동수 및 심장 박동수는 가장 가까운 정수 정도일 수 있다.

예시적인 장치

하기 설명은 인간에 있는 스트레스를 평가하기 위해 사용될 수 있는 장치의 형태인 본 발명의 특별한 예시적인 구체예에 관한 것이다. 이 예시적인 구체예에서, RSA 파동은 상기 설명된 바와 같이 확인될 수 있고, 사용자에게 바이오피드백을 제공하기 위해 사용될 수 있다. 하기 설명된 특별한 예시적인 구체예에 부가하여, 다른 방법 및 장치는 본 발명의 범위 내에서 의도됨은 인식되어야 한다. 대안적 구체예는 경우에 따라 이 섹션 하에서 설명된다. 대안적인 구체예가 명백하게 설명되지 않는 곳에서, 이 섹션에서 제공된 정확한 설명에 본 발명을 제한함은 출원인의 의도는 아니다. 본 발명의 완전한 범위는 전체로서 명세서 내 기재에 기초한다.

예를 들어, 본 발명은 PPG 센서, 디스플레이 스크린, 컨트롤 버튼 및 파워 버튼을 포함하는 배터리 충전용 손에 절만한 크기의 휴대용 장치를 포함한다(도 13). 사용자는 파워 버튼을 눌러 장치를 켤 수 있다. 장치가 어두운 방에서 사용된다면, 사용자는 파워 버튼을 두 번 눌러 백라이트를 켤 수 있고 이는 몇 초 동안 유지된다. 장치가 켜진 바로 후에, 사용자는 손가락을 손가락 센서로 넣는다(도 14). 사용자는 그 다음에 전체 시간을 통해 센서의 최고를 지지하는 손가락으로 부드럽게 장치를 잡는다. 장치는 엄지에 기대는(도 15a) 각도에서, 이를 잡고 있는 손의 둥글게 감싼 손가락에 기대어 편안하게 수직으로 잡을 수 있다(도 15b).

손가락이 손가락 센서 속으로 들어가자마자, 장치는 그 다음에 PPG 센서의 눈금을 조정하기 시작한다. 카운트다운 미터는 눈금 조정에 요구되는 시간의 양을 표시한다(도 16). PPG 센서의 눈금 조정 후에, 장치는 PPG 센서를 핑거 내 혈액의 각 펄스를 감지하기 위해 사용한다. 결과 얻어진 펄스 속도(두 개의 연속적인 펄스 피크 사이에서 6000/수 밀리세컨드)는 그 다음에 각 펄스에 기초하여 스크린에 플롯된다(도 17(2)). 디스플레이는 또한 사용자에게 그의 평균 펄스 속도(도. 17(1))를 보여준다.

PPG 센서는 손가락 압력에 매우 민감할 수 있다. 즉, 사용자가 장치를 쥐고 있다면, 그 결과 손가락의 압력은 장치가 정확한 펄스 속도 정보를 수집하는 것을 방해할 수 있다. 사용자가 너무 큰 압력을 가할 때마다, 장치는 장치를 짊어지지 말 것파 그의 손가락을 편안하게 하여 시작할 것을 사용자에게 경고하는 오류 메시지를 표시할 것이다(도 18). 사용자가 성공적으로 그의 손가락을 편안하게 하자마자, 그는 그 다음에 펄스 속도 디스플레이 스크린을 보게 된다.

장치가 새로운 RSA 파동을 확인하는 경우, 5가지: 마지막 파동의 진동수, 파동 내 모든 펄스 포인트의 평균 펄스 속도, 세션 스코어, 남아있는 세션 타임 및 스트레스 인덱스-얼마나 정신적 스트레스를 사용자가 통상 경험하고 있는지를 결정하고 표시하기 위해 새로운 정보를 사용한다(도 12).

장치는 매 RSA 파동이 확인된 후에 세션 카운트다운 시계를 업데이트한다. 대안적 예시적인 구체예는 정해진 기초(예를 들어, 초동 한번, 매 15초당 한번 등)로 감소하는 세션 카운트다운 시계를 포함할 수 있다. 이 예시적인 구체예에서, 장치는 시계와 요구되는 행동 사이에 만들어지는 무의식적 결합을 피하기 위해 각 RSA 파동 후에 업데이트한다. 다시 말해, 시계가 2초 기초에 따라 카운트 다운한다면, 사용자는 의식적이거나 무의식적으로 분당 6초의 속도로 호흡하도록 하는 안내로서 초를 사용한다. 이러한 결합은 스트레스를 받을 때마다 사용자가 무의식적으로 분당 6번의 호흡으로 숨을 쉬는 방법을 배우는 것으로부터 방해될 수 있다. 사용자가 의식적으로(또는 무의식일지라도) 시계를 사용한다면, 그 또는 그녀는 항상 장치에 의존하게 될 수 있다. 그러나, 시계를 매 파동에 기초하여 업데이트하여, 이러한 잠재적 상황은 피할 수 있을 뿐만 아니라 시계는 학습을 강화할 수 있다. 사용자는 시계가 줄어드는 양에 의해 각 호흡의 정확한 수의 초를 볼 것이다. 시계가 더욱 천천히 줄어든다면(예를 들어 30초 마다 한번), 시간과 요망되는 행동 사이의 무의식적 결합의 잠재성은 피해질 것이다. 그러나, 이러한 대안적 보충에서, 시계는 학습을 강화하지 않을 것이다.

이 예시적인 구체예에서, 세션 카운트다운 타이머는 첫 파동이 확인되고 데이터가 표시되자마자 줄어들기 시작한다(도 19). 그러나, 대안적 구체예는 사용자가 리듬 있게 숨을 쉬기 시작하는 경우거나 단지 이들이 좋은 파동을 얻게 되는 경우(예를 들어, 6 미만의 진동수를 가진 파장)거나, 단지 사용자가 리듬 있는 호흡을 수행하는 동안 카운터를 줄이기 시작한다. 또 다른 대안은 호흡 버튼이 사용되고 안내가 제공되는 경우에 카운터를 줄이지 않는 것이다.

사용자는 이들의 호흡 패턴을 변화시킴에 의해 파동의 동작과 그 결과의 이들의 계산된 스트레스 수준을 바꿀 수 있다. 사용자가 그의 호흡 속도를 줄임에 따라, 파장은 증가 되고 파장의 진폭 또한 증가 된다(도 20). 한 사람이 더욱 깊게 숨을 쉬는 경우에, 파장의 진폭은 더욱 커지게 된다(도 21). 한 사람이 규칙적인 속도로 리듬 있게 호흡하는 경우에, 파장은 호흡 속도에 따른다(도 22).

이완을 위한 장치를 사용하는 첫 단계는 깊게 숨을 들이마시고, 그 다음에 공기를 밖으로 천천히 내쉬면서, 발산을 연장하는 것이다. 이는 파동 길이를 더욱 길게 할 것이고, 그 결과 파장의 진동수는 줄어들게 된다. 사용자는 파진동수가 6 밀로 떨어질 때까지 깊게 숨을 들이마시고 더욱더 천천히 내쉬는다(도 16/도 23). 파진동수가 6 밀로 떨어진다면, 그 다음에 사용자는 작고 더욱 빠른 숨-즉, 다음번에 꽤 길지 않은 내쉬기 필요할 것이다.

사용자가 파진동수를 6으로 줄이자마자, 그 또는 그녀는 6의 진동수를 생산하는 동일 속도 및 리듬으로 숨을 계속 쉰다. 사용자의 호흡 속도가 증가하면, 진동수는 증가할 것이고, 그의 다음 호흡은 더욱 길게 내쉬기를 필요로 함을 나타낸다. 사용자의 호흡 속도가 꽤 느려지면, 진동수는 6 밀로 떨어질 것이다; 다음 호흡의 내쉬기는 약간 더 빠를 필요가 있음을 나타낸다. 파진동수에 집중함에 의해, 사용자는 빠르게 스크린을 분당 6번의 호흡 순환의 빈도수에 대응하는 길이가 10초(도 24)인 리듬 있는 파동으로 채울 수 있다.

세션 스코어는 각 RSA 파동이 확인된 후에 계산되고 디스플레이된다. 스코어는 사용자가 요망되는 행동을 달성하는데 얼마나 근접했는가에 기초한다. 사용자는 스코어 포인트를 모은다. 세션을 스코어하는 다양한 방법이 사용될 수 있다. 특정 구체예에서, 사용자는 파동이 6 이하의 진동수를 가진다면 3 포인트를 얻는다. 사용자가 7 또는 8의 파진동수에 대해 2 포인트를 얻고, 9 또는 10 파진동수에 대해 1 포인트를 얻었으며, 10 초과 파진동수에 대해서는 포인트를 얻지 못한다. 축적된 세션 스코어는 숫자로 디스플레이될 수 있다. 대안적으로, 각 개개인 스코어는 디스플레이될 수 있다. 그러나, 또 다른 대안은 이전 스코어의 세트 쪽에 현재의 스코어를 (숫자로 또는 그래픽으로) 보여주는 것이다. 바람직한 구체예는 그래픽으로 현재의 스코어 및 이전 스코어의 세트를 디스플레이하는 것이다(도 25). 이러한 방식으로, 사용자는 그가 리듬 있게 호흡을 하는 때를 알 수 있다. 스코어 디스플레이가 규칙적인 경우에, 사용자는 리듬 있게 호흡을 하고 있는 것이다.

사용자가 스크린을 리듬 있는 파동으로 채우자마자, 그는 약간 더 깊게 들이쉬고 약간 더 완전히 내쉬에 집중해야한다. 즉, 사용자는 더욱 많은 양의 공기(일회 호흡량으로 부름)를 들이쉬고 내쉬도록 노력해야한다. 사용자가 부드럽게 그의 호흡의 깊이를 증가시키면, 파동의 크기는 증가할 것이다(도 26). 사용자는 세션 타이머가 완료될 때까지 파장이 각 10초인 큰 파동을 가진 스크린을 계속해서 채운다. 사용자가 그 다음에 그가 매우 깊고 충분한 상태의 이완이 되었음을 발견할 것이다.

사용자가 분당 6번의 호흡 속도로 깊고 리듬 있게 호흡하는데 어려움을 가지고 있다면, 그는 호흡 안내 기능을 활성화함에 의해 안내를 받을 것이다(도 27). 사용자가 호흡 버튼을 누르자마자, 호흡 안내는 디스플레이된다. 사용자는 호흡 바가 내려가면 들이쉬도록 훈련된다(도 21b/도 28b). 예시적인 구체예에서, 호흡 안내는 분당 6번의 호흡(예를 들어 들이쉬:내쉬의 비가 1:2)으로 사용자의 호흡을 맞춘다. 대안적인 구체예에서, 호흡 안내는 분당 6번의 호흡에 가까운 정량(예를 들어 4-8/분)에서 다른 리듬(예를 들어 1:3)을 제공하도록 프로그램될 수 있다. 호흡 안내는 1분 동안 활성화되고, 자동으로 그 후에 꺼진다. 호흡 안내가 일시성을 가짐에 의해, 지속적인 것보다, 사용자는 분당 6번의 호흡 패턴을 얻기 위해 바이오피드백 프로토콜을 사용하도록 권장된다. 사용자가 호흡 안내에만 단지 의존한다면, 그 자신의 패턴을 얻는 방법을 배우는 것이 훨씬 더 어렵게 될 것이다. 따라서, 호흡 안내로부터 사용자가 의지함을 없앴에 의해, 사용자는 무의식적 학습을 만들어내기 위해 바이오피드백을 사용할 수 있다. 대안적 예시적인 완성은 정해진 시간 후에 사용자가 호흡 패턴을 끄도록 할 수 있는 것이다. 다른 호흡 속도 및 리듬은 또한 사용될 수 있다.

장치는 호흡 안내가 완성된 후에 규칙적인 디스플레이로 사용자를 돌린다. 사용자는 그 다음에 파진동수를 6 아래로 줄이고, 리듬 있는 호흡을 유지하고, 더욱 깊게 호흡함에 의해 파동의 크기를 증가시키기 위해 이전에 설명된 방법으로 그의 호흡을 조절한다. 사용자는 세션 타이머가 0:00에 도달할 때까지 이 과정을 계속하며, 이 시간에 세션 요약 스크린은 디스플레이될 수 있다(도 29).

본 발명의 많은 측면은 다수의 대안적 예시적인 구체예를 달성하기 위해 함께 통합될 수 있다. 예를 들어, 장치는 스트레스 미터보다 진폭 피드백 미터로서 사용될 수 있는 미터에 특징이 있을 수 있다. 미터는 추가로 표적 바를 가질 수 있다. 따라서, 장치는 얼마나 깊게 한 사람이 호흡을 하여 그가 더 깊게 호흡하는 것을 배울 수 있는지를 그래픽으로 디스플레이한다. 표적 바가 사용된다면, 사용자는 각 호흡에서 미터가 표적 바 위로 올라갈 정도로 깊게 호흡하도록 노력할 수 있다. 진폭의 임의의 숫자적 또는 그래픽적 피드백(시각 또는 다른 방법)은 대안적 구체예의 범위 내에 있을 것이다.

또 다른 대안적 예시적인 구체예는 파동 정보(예를 들어, 파장, 진폭 및 피크 배치)를 사용하여 사용자가 후속하는 미리 정한 호흡 프로토콜(예를 들어, 들이쉬:내쉬 비가 1:3인 분당 6번의 호흡) 정도에 대한 피드백을 결정하고 제공할 수 있다. 대안적으로, 사용자는 자발적 청각 또는 시각 피드백을 제공받는 동안 얼마나 근접하게 안내된 호흡 패턴에 도달하였는지에 대해 호흡 안내를 받을 수 있다. 더구나, 표적 수준은 디스플레이되어 그 결과 사용자는 그는 표적 수준 위에 있다면 순응된 것으로 간주 될 것이고, 그 또는 그녀가 수준 밑에 있다면 호흡 프로토콜에 순응되지 않은 것으로 간주 될 것이다.

대안적 예시적인 구체예는 다양한 하나 이상의 파동 파라미터를 사용하여 리듬 있는 호흡을 감지할 수 있다. 그 다음에, 리듬 있는 호흡의 정도는 시각적으로 숫자, 그래픽 또는 다른 방법을 가지고 디스플레이될 수 있다. 선택적으로, 청취할 수 있는 피드백은 제공될 수 있다. 예를 들어, 예시적인 구체예에서, 음색은 호흡이 더욱 리듬이 없게 되면 증가하고 더욱 리듬 있게 되면 줄어 들 수 있다. 대안적으로, 단일 비프음은 리듬 있는 호흡을 나타낼 수 있고, 이중 비프음은 거의 리듬 있는 호흡을 나타낼 수 있고, 삼중 비프음은 리듬 없는 호흡을 나타낼 수 있다. 자연적으로, 임의의 이전에 언급된 피드백 기술 또는 이러한 기술들의 파생물은 독립적으로, 서로 조합으로, 다른 기술과 조합으로 또는 서로 및 다른 기술과 조합하여 사용될 수 있다. 이러한 수행은 요가 스타일 리듬 있는 호흡 패턴을 연습하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 요가 수련생이 들이쉬:인터럽트:내쉬 비가 1:1:1인 리듬 있는 호흡을 수련하고 있다면, 그 또는 그녀는 리듬 있는 호흡이 유지되고 있는지를 확인받기 위해 장치를 사용할 수 있다.

본 발명의 다른 구체예에서, 사전에 프로그램된 호흡 안내는 장치에 제공되어 사용자는 그의 호흡의 리듬성에 대한 시각적 및/또는 청각적 피드백을 받으면서 호흡 안내를 따라할 수 있다. 더구나, 호흡 안내는 프로그램될 수 있다. 선택적으로, 피드백은 호흡의 리듬에 뿐만 아니라 속도에 대해 제공될 수 있다. 예를 들어, 사용자가 분당 5번의 호흡에서 1:1:1 비율로 호흡을 연습하기를 원한다면, 시각 및/또는 청각 피드백은 사용자가 분당 5번의 호흡으로 리듬 있게 호흡하고 있는 정도를 나타낼 수 있다. 또 다른 진동수로 및/또는 리듬 없게 호흡함은 스코어를 줄일 것이다.

또 다른 예시적인 구체예는 호흡의 깊이에 대해 피드백을 제공한다. 리듬 있는 호흡 중에, 파동 진폭에서 주된 차인 상기 언급된 방법을 사용하는 측정가능한 현상은 1회 호흡량(호흡의 깊이)이다. 따라서 진폭 측정은 시각 및/또는 청각 피드백을 위해 사용되어 한 사람의 호흡의 깊이를 나타낼 수 있다. 이미 진술된 바와 같이, 호흡의 깊이는 스트레스를 풀어주는 유용한 방법이다. 예시적인 구체예는 호흡의 사용자의 깊이에 대해 피드백을 제공하여 호흡을 깊게 하고 그 결과 스트레스를 푸는 방법을 사용자에게 가르치는 것을 도울 수 있다.

요약하면, 본 발명의 예시적인 구체예는 하기를 위한 청각 및/또는 시각 피드백을 제공할 수 있다: 호흡의 속도, 호흡의 리듬성, 호흡의 깊이, 미리 정해진 속도/리듬에 따르는 호흡 등. 이들 각각, 단독 또는 임의의 조합으로 평가가 될 수 있다. 피드백은 하나 이상의 이러한 평가에 대해 제공될 수 있다. 둘 이상의 RSA 파동을 확인하고 속도, 리듬, 깊이 및/또는 일치를 이끄는 임의의 수행은 본 발명의 범위 내에 있다.

예시적인 형태 요소

본 발명의 예시적인 구체예는 다수의 추가적인 특징을 통합한다. 하나의 이러한 특징은 장치 형태 요소의 고안이다. 본 발명 이전에, 피드백 프로그램은 와이어를 경유하는 컴퓨터에 부착된 손가락 PPG 센서, 귀 PPG 센서 및/또는 심장 박동수 ECG 센서를 사용하였다. PPG 센서가 운동 및 손가락 압력에 민감하지만, 이전 기술은 운동 또는 과도한 압력에 의해 창조된 많은 고안을 다룰 필요가 없었으며, 이는 이전 기술 손가락 PPG 센서가 종종 테이블 또는 책상에 놓여졌기 때문이다. 이러한 상황에서, 사용자는 이들의 손 및 손가락을 손 및 손가락을 안정시키는 책상에 기댈 수 있어, 과도한 운동 및 손가락 압력을 막을 수 있었다.

외부 와이어가 일반적으로 사회적(및 그렇지 않다면)으로 받아들여지지 않기 때문에, 본 발명의 예시적인 구체예는 PPG 센서를 직접 휴대용 장치에 통합시키고 외부 와이어를 제거한다. 그 결과로서, 본 발명의 예시적인 구체예를 따른 장치는 대중적 설명으로 편안하게 사용될 수 있다. PPG 센서를 휴대용 장치에 통합함은, 그러나, 혁신적인 형태 요소를 요한다. 예를 들어, 세션 시간이 5-15분의 범위일 수 있기 때문에, 장치의 사용자는 데스크와 같은 안정시키는 구조 없이 연장된 기간의 시간 동안 장치를 잡을 것이다. 결과적으로, 본 발명은 자발적으로 사용자가 부드럽게 그의 손가락을 손가락 센서에 둘 수 있는 동안 편안하게 잡을 수 있는 장치를 제공한다.

본 발명은 또한 연장된 기간의 시간(예를 들어, 10-15분)을 넘어 운동 및 압력에 의한 고안을 최소화하는 동안 편안함을 제공하는 형태 요소를 제공한다. 두 가지 형태 요소는 이 목적을 달성한다. 첫째로, 손가락 센서는 가장자리 중 하나의 근처에 있는 장치의 최고에 있다. 인간 환경 공학적으로, 장치의 최저로부터 최고까지의 높이는 약 1.5 인치 및 약 3.5 인치 사이일 수 있고, 바람직하게는 약 2.5 인치이다. 이는 장치가 수직으로 잡을 때 엄지 손가락에 의해 지지될 수 있거나(도 15a), 기울여서 잡을 때 감싼 손가락들에 의해 지지될 수 있다(도 15b). 둘째, 손가락 센서는 앞면에 디스플레이를 가진 장치의 등근 뒷 편에 위치하고, 장치는 예를 들어 사용 중에 손바닥에 지지될 수 있다(도 30). 특히 바람직한 형태 요소는 과학적 및 의학적 외관 및 느낌을 갖춘 물품의 디자인을 고려한 상기 첫 번째에 언급이다.

오류 감지 및 수정

상기 언급된 형태 요소는 고안을 최소화할 것이지만, 하드웨어 형태 요소는 모든 가능한 고안을 제거할 수 없다. 테이블 또는 책상과 같은 지지 구조가 없기 때문에, 손 및 손가락은 세션을 통해 상이한 횡수로 운동할 것이다. 하드웨어가 고안을 최소화할 것이지만, 남아있는 고안은 본 발명의 예시적인 구체예에서 소프트웨어에 의해 알려질 수 있다. 또한, 장치는 오류가 발생할 때 감지될 뿐만 아니라, 오류를 수정한다.

일반적으로, 작은 휴대용 장치에서의 디스플레이는 오류에 훨씬 더 민감하며, 이는 이러한 디스플레이가 데스크탑 컴퓨터의 디스플레이에 비해 매우 작기 때문이다. 예를 들어, 데스크탑 컴퓨터에서 오류가 발생하는 경우에, 디스플레이는 정확한 데이터 및 오류 모두를 보여줄 충분한 해상도가 있다. 그러나, 작은 휴대용 장치에서는 하나의 오류는 낮은 해상도 때문에 모든 정확한 데이터가 구별될 수 없게 된다(도 31b).

데이터 흐름에서 오류를 감지하는 많은 통계적 방법은 당업에 존재한다. 그러나, 이러한 방법은 이들이 높은 정도의 정확성을 제공하기 전에 데이터의 많은 샘플링을 요한다. 상기 언급된 바와 같이, 작은 디스플레이를 가지는 장치는 역으로 단일 오류에도 영향을 받을 수 있다. 따라서, 오류는 빠르고 정확하게 감지되어야 하고, 그 다음에 수정되어야 한다. 본 발명의 예시적인 구체예에 따른 장치는 매우 정확해지기 전에 단지 작은 양의 데이터(약 10초)를 요구하는 오류 감지 및 수정의 신규한 방법을 수행한다.

본 발명의 방법의 오류 감지 및 수정 방법에 대한 추가적 이해를 돕기 위해, PPG 센서가 오류 없는 조건인, 이상적 펄스 정보를 얻기 위해 어떻게 사용되는가에 대한 간단한 설명이 제공된다. PPG 센서는 연속성에 기초하여 손가락의 혈압의 양을 감지한다. 심장이 박동하는 때마다, 대응하는 혈액의 펄스는 혈압의 빠른 증가를 야기하고, 이는 그 다음에 빠르게 내려간다. PPG 센서는 계속적으로 혈압이 최고치가 되는 시간을 확인하려 한다(도 32). 이는 펄스 피크이다. 이전에 토의된 바와 같이, 두 개의 연속적 펄스 피크 사이에서 시간의 양(밀리초)은 pp 간격(pp)이라고 불린다(도 2). 본 발명에 따른 장치는 각각의 연속적 pp 간격을 기록할 수 있다. 각각 기록된 pp 간격의 펄스 속도(60,000/pp)는 새로운 펄스 피크에 도달될 때마다 스크린에 디스플레이될 수 있다. 연속적 pp 간격 사이에 절대적 시간((pp[n]-pp[n-1]) 절대값)은 인터비트 간격 시간 또는 IBI로 불린다(도 3)

PPG 센서가 정확하게 다음 펄스 피크를 확인하려고 시도할 때 오류의 두 가지 형태가 발생 된다(도 33). PPG 센서가 부정확하게 펄스 피크로서 인위물을 확인할 때 오류의 한 형태가 발생할 수 있다. 즉, PPG 센서는 펄스 피크가 실제로 존재하지 않는 부분에서 발생됨을 결정한다. 이러한 오류의 형태는 거짓 양성 오류(false positive error)로 불린다. PPG 센서가 존재하는 펄스 피크를 확인하지 않는 경우에 두 번째 형태의 오류가 발생된다. 이는 거짓 음성 오류(false negative error)로 불린다. 큰 IBL 오류 없는 데이터 내에 거짓 음성 및 거짓 양성 결과 둘 모두는 큰 IBL을 야기할 수 있거나 할 수 없다. 그러나, 오류 데이터는 항상 큰 IBI를 생산한다. 따라서, 큰 IBI를 포함하지 않는 연장된 양의 연속적 데이터가 있는 곳마다, 하나는 이 데이터는 오류가 없음을 안전하게 가정할 수 있다. 큰 IBI가 발생하는 곳은 오류 때문일 수 있거나 좋은 데이터 때문일 수 있다; 장치는 상기 경우를 결정할 필요가 있을 것이다.

본 발명의 바람직한 예시적인 구체예에 따르면, 오류 감지 전략에서 첫 번째 단계는 특정 수의 심장 박동수 관련 간격(예를 들어, 10pp 간격)을 기다리는 것이며, 여기서 모든 IBI 시간은 200ms 미만이다. 이 데이터 포인트는 에러가 없는 것으로 간주 된다. 다수의 연속적 간격은 10 미만일 수 있지만, 그러나 2 이상일 필요가 있고, 바람직하게는 3 이상 및 더욱더 바람직하게는 5 이상일 필요가 있다. 또 다른 대안은 연속적 데이터 포인트의 세트를 기다리는 것이며, 여기서 모든 IBI 시간은 연속적인 데이터 세트(예를 들어, 5 연속 pp 간격)에서 pp 간격과 같은, 1/3 미만의 가장 낮은 심장 박동수 관련 간격이다. 이러한 데이터 포인트의 범위는 계산될 수 있다. 본원에 사용되는 바와 같이, "범위"는 절대 범위(즉, 최소 pp 내지 최대 pp), 범위의 파생물(예를 들어, (최소 pp-10%)-(최대 pp+10%)), 또는 계산된 변화(예를 들어, 평균 편차, 표준 편차 등)로 지칭될 수 있다. 범위의 임의의 적당한 수학적 묘사는 사용될 수 있다. 본 발명에 따른 바람직한 구체예는 범위의 최소치로서 최소 pp - ((최대 pp - 최소 pp) x 25%)를 사용한다. 바람직한 구체예는 범위의 최대치로서 최대 pp + ((최대 pp - 최소 pp) x 25%)를 사용한다. 범위는 전체 데이터 세트 또는 데이터 세트의 부분집합으로부터 얻을 수 있다.

범위가 설정되자마자, 각 새로운 p-p는 범위 내인지를 결정하기 위해 테스트된다. 예시적인 구체예에서, 새로운 pp 값은 최소치 초과 및 최대치 미만이라면 "범위 내"로 간주된다. 그러나, "범위 내"는 또한 선택된 범위 계산에 의해 결정되는 것과 같은 범위로 현재 p-p 근사치의 임의의 수학적 결정을 지칭할 수 있다. 예를 들어, 범위가 표준 변화를 사용하여 계산된다면, "범위 내"는 현재 p-p가 계산된 변화 내에 있을 80% 이상의 가능성을 가지는 통계적 결정을 지칭할 수 있다.

신규한 pp 간격에 도달되면서, 신규한 IBI 또한 계산될 수 있다(신규한 pp - 이전 pp의 절대값). 새로운 IBI는 "큰"지 아닌지를 결정하기 위해 테스트될 수 있다. 바람직한 구체예에서, 장치는 IBI가 범위의 최저치의 반보다 크지를 테스트한다. 크다면, IBI는 큰 것으로 간주된다. 다른 예시적인 구체예에서, 신규한 pp 간격의 IBI 시간 빼기 이전 간격은 계산될 수 있다. 다른 IBI 시간은 예를 들어 pp 간격의 마지막 n 수의 평균 p-p와 비교되는 신규한 p-p의 IBI를 대신 사용될 수 있다. 또한, 상이한 수행은 큰 IBI와 크지 않은 IBI를 구별하기 위해 상이한 한계를 사용할 수 있다. 본 발명의 구체예에 따라, 오류를 감지하기 위해 pp 간격의 차이 또는 pp 간격의 파생물(예를 들어 평균)의 차이를 사용하는 임의의 수행은 사용될 수 있다.

상기를 요약하면, 본 발명의 예시적인 구체예에 따른 장치가 시작되는 경우, 10 연속 pp 간격이 모든 IBI 시간이 200 ms 미만인 위치에 놓일 때까지 오류 감지 모드로 들어가지 않을 수 있다. 그 다음에, 장치는 이 pp 간격의 범위를 계산할 수 있고 오류 감지 모드를 시작한다. 오류 감지 모드에서, 장치는 "범위 내"에 있는지를 결정하기 위해 각 신규한 pp를 테스트할 수 있고, 장치는 "큰"지 아닌지를 결정하기 위해 각 신규한 IBI를 테스트한다. 오류 감지에서 사용하기 위한 이 두 특성 각각 또는 둘 모두를 결정하는 임의의 다른 적절한 방법은 또한 본 발명의 범위 내에 있다.

다음 p-p가 "범위 내"에 있고 IBI가 "크"지 않다면, 신규한 p-p는 오류가 없는 것으로 간주될 수 있고, 그 범위는 새롭게 알려진 pp 값을 포함하기 위해 다시 계산된다. 신규한 p-p가 "범위 내"이지만, IBI는 "크다"면, 신규한 p-p는 오류가 없는 것으로 간주될 수 있다. 그러나, 신규한 p-p가 "범위 밖"인 경우, 그리고 IBI가 "큰"경우에, 신규한 p-p는 오류의 결과가 있는 것으로 간주될 수 있다. 오류가 감지되자마자, 수정되어야 한다. 그래서, 오류가 오류 감지 모드에 감지될 때마다, 장치는 오류 수정 모드로 변한다. 오류 조건이 해결될 때까지 장치는 오류 수정 모드로 남아있을 수 있다.

도 34는 오류 수정 모드 중에 이용되는 예시적인 오류 수정 방법론을 보여주는 흐름도를 제공한다. 오류 수정은 pp 간격의 합계가 "범위 내"이거나 그 총계가 정수로 나뉘어서 몫이 "범위 내"에 있을 때까지 확인되면서 각 연속적인 pp 간격을 함께 총계함을 포함한다. 총계 그 자체가 "범위 내"에 있는 경우에, 총계를 형성하는 모든 pp 간격은 총계와 동일한 단일 값으로 통합될 수 있다. 정수로 나뉜 총계가 범위 내에 있는 경우에, 오류 있는 값은 몫과 동일한 값의 n(여기서 n=정수 분모) 수로 대체될 수 있다.

하기 내용은 본 발명의 예시적인 구체예에 따라 어떻게 오류가 수정되는지에 대한 예를 제공한다. 예를 들어, 범위가 600 ms 내지 1,000 ms라면, 오류 있는 pp 간격 시간은 200 ms이다. 다음 pp 간격은 100 ms이다. 총계는 지금 300 ms이다. "범위 내"에 있지 않다. 다음 pp 간격이 400 ms이다. 그래서 총계는 지금 700 ms이다. "범위 내"이며 700 ms는 수정된 값이다. 3개의 pp 간격 (200 ms, 100 ms, 및 400 ms)은 700 ms 하나의 값으로 통합될 것이다. 그 다음에 장치는 오류 감지 모드로 되돌아 간다.

또 다른 실시예에서, 범위가 700 ms-1,000 ms라면, 오류 있는 pp 간격은 1,300 ms이다. "범위 내" 값을 야기할, 1,300 ms를 나눌 수 있는 정수는 없다. 그래서, 다음 pp 간격(300 ms)는 함께 총계되어 1,600 ms를 생산한다. 이 시간에, "범위 내" 값을 생산하기 위한 나눔에 사용될 수 있는 정수는 있다. 정수 2는 "범위 내" 값을 야기한다(1600/2=800 ms). 그래서, 두 개의 오류 있는 값 (1,300 ms 및 300 ms)는 800 ms의 두 (정수) 값(몫)으로 대체될 것이다.

예시적인 구체예에서, 본 발명에 따른 장치는 하나 또는 둘의 추가적 pp 간격 내에 모아진 값을 생성할 수 있을 것이다. 그러나, 장치가 오류 수정 모드로 무기한으로 들어갈 가능성이 있다. 그래서, 본 발명은 발생된다면 이 상황을 해결할 안전 메카니즘을 포함할 수 있다. 예를 들어, 장치가 오류 수정 모드 내에 남는다면, 장치는 통계적 방법을 만나는 모든 본래의 데이터 포인트에 적용함에 의해 범위를 다시 계산한다. 즉, PPG 센서로부터 받는 모든 진행되지 않는 pp 간격은 사용된다. 범위는 그 다음에 통계적 기초 범위 계산, 예를 들어 표준 편이 공식으로 계산된다. 예시적인 구체예에서, pp 간격 중앙치는 만나는 모든 진행되지 않는 pp 간격으로부터 결정된다(정확한지 또는 오류가 있는지). 범위는 중앙치 위에 분당 15 비트 이하, 중앙치 아래 분당 15 비트로 한정된다. 오류 열 내 pp 간격은 새로운 범위에 따라 다시 진행된다. 범위가 또한 진행되지 않는 데이터 포인트의 부분집합으로 계산될 수 있음을 알아야 한다(예를 들어 마지막 50 데이터 포인트). 본 발명은 또한 연장된 오류 조건을 해결하려고 범위를 다시 계산하는 임의의 방법을 포함할 수 있다.

이전 언급된 바와 같이, PPG 센서는 운동 및 손가락 압력에 민감하다. 이들은 또한 밝은 빛과 찬 손가락에 민감하다. 그래서, 다중 오류를 일으킬 수 있는 다수의 요소가 있다. 본 발명의 특정 구체예에서, 10초를 넘어서 신호대 노이즈 비가 25% 밑으로 떨어지자마자, 장치는 장치가 오류 수정 모드로부터 나올 때까지 오류 메시지(예를 들어 도 18에 도시된 것)의 디스플레이를 순환시킬 것이다. 따라서, 사용자는 변화에 대한 정도가 정확한 펄스 정보를 모으는 장치를 보조하기 위해 만들어질 수 있음을 제공받을 것이다.

본 발명은 심장 박동수 간격 데이터 세트에서 오류를 감지하고 수정하는 대안적 방법을 또한 제공한다. 예를 들어, 신규한 심장 박동수 간격 값이 감지되면서 동적으로 변화도록 범위 및/또는 IBI 한계를 허용할 수 있는 다수의 수행이 있다. 이러한 수행은 특정 환경에서 정확성의 약간의 증가를 제공할 수 있다.

예를 들어, 범위는 롤링 윈도우를 사용하여 계속적으로 평가될 수 있다. 범위는 처음 10초의 pp 간격을 받은 후에 시작되어 각 연속적 IBI는 200 ms 미만일 수 있다. 이 포인트 후, 범위는 믿을 수 있는 데이터의 마지막 10초의 롤링 윈도우를 사용하여 연속적으로 다시 평가될 수 있다. 믿을 수 있는 데이터의 마지막 10초는 연속적일 수 있거나 아닐 수 있다. 예를 들어, 범위의 최대치(r_top)은 믿을 수 있는 데이터의 마지막 10초에서 최고 p-p일 수 있고 범위의 최저치(r_bottom)은 믿을 수 있는 데이터의 마지막 10초에서 최저 p-p일 수 있다.

또 다른 대안은 범위가 동적으로 연장되고 좁여지는 속도를 줄이는 것이다. 예를 들어, 신규한 pp 값이 감지될 때마다, 범위는 세 단계에서 업데이트될 수 있다. 첫째로 데이터 세트 최대치(ds_top) 및 데이터 세트 최저치(ds_bottom)는 믿을 수 있는 데이터의 마지막 10초로부터 확인될 수 있다. 둘째로, ds_top 및 ds_bottom은 방법으로 조절되어 이들은 이전 ds_top(p_ds_top) 및 이전 ds_bottom (p_ds_bottom)으로부터 크게 변하지 않는다. 예를 들어, p_ds_top이 ds_top보다 크

다면, ds_top 는 $p_ds_top - ((p_ds_top - ds_top) / 25 + 1)$ 로 리셋될 수 있다. p_ds_top 이 ds_top 미만이라면, ds_top 은 $p_ds_top + ((ds_top - p_ds_top) / 4 + 1)$ 으로 리셋될 수 있다. p_ds_bottom 이 ds_bottom 보다 크다면, ds_bottom 은 $p_ds_bottom - ((p_ds_bottom - ds_bottom) / 2 + 1)$ 으로 리셋될 수 있다. p_ds_bottom 이 ds_bottom 보다 작다면, ds_bottom 은 $(ds_bottom - p_ds_bottom) / 25 + 1$ 으로 리셋될 수 있다. 따라서, r_top 은 조절된 ds_top 과 동일할 것이고 r_bottom 은 조절된 ds_bottom 과 동일할 것이다. $p - p$ 는 r_bottom 과 r_top 사이에 있다면, 이는 "범위 내"로 간주될 것이다.

상기 언급된 방법은 세 가지 목적을 달성할 수 있다. 첫째로, 범위는 동적으로 증가하고 감소할 수 있다. 둘째로, 범위는 수축되는 것보다 빠르게 팽창할 수 있다. 셋째로, 범위의 최저치는 범위의 최대치보다 빠르게 팽창할 수 있다. 이러한 방법을 수행하는 다수의 방법이 있고, 이러한 목적 전부를 달성하는 모든 수행은 본 발명의 범위 내에 있는 것으로 의도된다.

그러나, 또 다른 대안은 계산된 pp 범위를 펄스 속도 값(prv)으로 전환하는 것과 각 신규한 감지된 prv (60,000/pp)를 펄스 속도 범위와 비교하는 것을 포함한다. "범위 내"는 신규한 prv가 최대 prv (max_prv) 미만이고 최소 prv가 (min_prv) 초과인지 아닌지에 의해 결정될 수 있다. 또는, "범위 내"는 신규한 prv가 충분히 prv 값의 범위와 가까운지 아닌지를 지칭할 수 있다. 예를 들어, 범위 최대 및 범위 최소는 결정된 수의 비트에 의해 팽창될 수 있다(즉, $max_prv = max_prv + 9$ 및 $min_prv = min_prv - 9$). 따라서, 데이터 세트 범위의 9 bpm 내에 있는 임의의 신규한 prv는 "범위 내"로 간주될 수 있다.

pp 범위와 같이, prv 범위 계산은 또한 동적일 수 있다. 즉, 신규한 prv가 도달되면서, 신규한 prv가 신뢰된다면(예를 들어 IBI가 너무 크지 않다), 범위는 다시 계산될 수 있다.

오류 방지 능력을 증가시키는 또 다른 방법은 얼마나 신규한 IBI가 이전의 IBI로부터 가까운지를 결정하기 위해 두 개의 한계 값을 사용하는 것이다. 예를 들어, 신규한 IBI가 낮은 한계 미만이라면, "작은 점프"로 간주될 수 있다. 신규한 IBI가 두 한계 사이라면, "중요한 점프"로 간주될 수 있다. 그리고, 신규한 IBI가 두 번째 한계보다 크다면, "큰 점프"로 간주될 수 있다. 따라서, 신규한 값이 들어오면서, 이들은 신규한 값이 "범위 내"인지 또는 "범위 밖"인지에 따라, 그리고 신규한 IBI가 작은 점프, 중요한 점프 또는 큰 점프인지로 평가될 수 있다. 값을 디스플레이, 범위를 업데이트하기 위해 값을 사용, 및/또는 값을 수정할 지에 대한 결정은 이러한 평가에 기초될 수 있다.

임의의 심장 박동수 관련 간격은 IBI 수준의 중요성을 결정하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 두 개의 prv(prv IBI)의 내부-비트 간격 차이는 신규한 펄스 값의 근사치를 이전 펄스 값으로 평가할 때 사용될 수 있다. 따라서, IBI는 pp 간격, prv 값, rr 간격, hr 값 등을 위해 계산되고 평가될 수 있다.

또 다른 대안은 점프가 작은지, 중요한지 또는 큰지를 결정하기 위해 IBI 변화의 방향을 사용함을 포함한다. 한 사람은 물리적으로 움직이지 않는 경우에, 펄스 속도는 다른 속도로 증가하거나 떨어진다. 따라서, 한계는 변화의 방향에 의지하여 사용될 수 있다. 예를 들어, 이전 prv IBI보다 큰 prv IBI는 8 bpm 미만이라면 작은 위로 점프로 간주될 수 있고, 8-15 bpm라면, 중요한 위로 점프로 간주될 수 있고, 15 bpm보다 크면 큰 위로 점프일 수 있다. 이전 prv IBI보다 작은 prv IBI는 8 bpm 미만이라면 작은 점프로 간주될 수 있고, 8-12 bpm 사이라면 중요한 점프로, 12 bpm초과라면 큰 점프로 간주될 수 있다.

또 다른 예시적인 구체에는 범위 내 이전 prv의 위치에서 prv IBI 한계에 기초함을 포함한다. 이전 prv가 이미 범위의 최대치를 향하고 있다면, 한계는 보다 작은 세트일 수 있고, 이론에 의해, 다음 prv가 범위 밖으로 너무 널리 점프하는 것을 원하지 않을 것이다. 게다가, 이전 prv가 이미 범위의 최소치를 향한다면, 밀로 점프되기 위한 prv 한계는 줄어들 수 있다. 따라서, 범위 내 이전 prv의 위치에 기초한 prv IBI 한계의 예는 작은 점프를 위해 $((r_top - prev_prv) / 3) + 10$, 큰 점프를 위해 $((r_top - prev_pr) / 2) + 15$, 밀로 작은 점프를 위해 $((prev_prv - r_bottom) / 2) + 10$, 및 밀로 큰 점프를 위해 $((prev_prv - r_bottom) \times (2/3)) + 15$ 을 포함할 수 있다.

또 다른 예시적인 구체에는 예를 들어 신규한 심장 박동수 내부 포인트가 수정될 필요가 있는지 결정할 때 방향과 같은 세 번째 테스트를 추가하는 것이다. 예를 들어, 포인트는 IBI를 실패하고 그러나 범위 테스트가 범위에 더 가깝다면, 이전 심장 박동수 간격 포인트는 여전히 허용가능한 것으로 간주될 수 있다.

특정 환경 및 수행 내에서, 약간의 개선은 동적 범위 방법, 방향에 기초한 상이한 한계를 가진 이중 IBI 한계 방법, 및 심장 박동수 간격 방향 방법을 통합함에 의해 달성될 수 있을 것이다. 이러한 조합의 예는 하기와 같다. 각 신규한 prv가 계산된다(60,000/pp), 첫 번째로 '즉시 디스플레이 가능'한지 아닌지를 평가될 수 있다. prv가 작은 위로 점프 또는 작은 아래로 점프라면(적당한 한계를 사용), '즉시 디스플레이 가능'하고 그래서 즉시 디스플레이된다. 중요한 점프가 그러나 '범위 내'

라면, '즉시 디스플레이 가능'하고 즉시 디스플레이된다. 그렇지 않다면, 디스플레이가능 한지 보는 방향에 의해 재평가될 수 있다. 현재 prv가 이전 prv보다 범위와 더욱 가까워지면, 여전히 디스플레이된다. 그렇지 않다면, 디스플레이되지 않고 수정되어야 한다.

상기 언급된 방법의 조합은 또한 값이 '신뢰'가 있는지를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 즉, 이 방법은 새로운 prv가 동적 범위를 재계산하는데 사용되어야 하는지를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 신규한 prv가 작은 점프라면, '신뢰'가 있다고 간주될 수 있다. 신규한 prv가 중요한 점프라면, 그러나 '범위 내'라면, '신뢰'가 있다고 간주될 수 있다. 그리고 신규한 prv가 중요한 점프이고 '범위 밖'이지만 이전 prv 보다 가까운 범위라면, '신뢰'가 있다고 간주될 수 있다.

데이터 세트 내에 오류를 감지하고 수정하는데 사용하기 위한 방법을 결정하는데 있어서, 하드웨어 안정성, 사용 환경 및 복잡한 조합의 방법의 잠재적 통계 이점의 정도가 기초적 IBI/범위 방법을 넘어서 보다 큰 실용적인 유용성을 제공하는지에 대한 결정할 다른 요소를 생각해야한다. 대부분의 상황에서, 기초적 IBI/범위 방법은 꽤 충분하다. 그러나, 중요한 운동, 햇빛, 압력 및 유사한 요소가 존재하는 것으로 기대된다면, 상기 설명된 추가적 통계적 방법은 수행되어 데이터 세트 내 오류의 감지 및 수정에서 훨씬 더 큰 정확성을 제공할 수 있다.

스케일링 문제의 해결 및 리듬 있는 호흡의 확인

본 발명의 예시적인 구체예에 따른 방법 및 장치는 스트레스를 평가하기 위해 파동 정보를 사용하고, 정확한 평균 심장 박동수를 결정하고, 파진동수에 피드백을 제공할 뿐만 아니라, 파동에서 보여지는 디스플레이의 영역을 혁신적으로 스케일 하는 파동 정보를 사용한다.

RSA 파동의 진폭은 사람에 따라 크게 변할 수 있다. 이미 언급한 바와 같이, RSA 진폭은 개개인의 나이, 성, 적합성 수준, 호흡 패턴 등에 의존한다. 큰 디스플레이 스크린이 큰 파동 또는 작은 파동을 모을 수 있는 반면에, 휴대용 장치에 있는 작은 디스플레이 스크린은 복잡한 스케일링을 요구한다. 따라서, 작은 디스플레이에서 스케일이 너무 작다면, 큰 파동은 디스플레이에 적합하지 않을 것이다. 스케일이 너무 크다면, 작은 파동의 모습 및 크기는 분별할 수 없을 것이다. 그리고 스케일이 너무 동적이고 너무 자주 조절된다면, 큰 파동 및 작은 파동은 같은 크기로 보일 것이고, 사용자는 그의 호흡 패턴이 변하고 있는지 혹은 언제 변화하였는지를 구별할 수 없을 것이다.

본 발명의 예시적인 구체예에 따른 장치는 두 단계 중에 디스플레이 스케일을 다르게 조절함에 의해 스케일 문제를 해결할 수 있다. 첫 번째 단계는 장치가 켜지는 시간부터 사용자가 리듬 있게 호흡을 시작할 때까지 지속된다. 두 번째 단계는 장치가 리듬 있는 호흡을 감지하는 시간부터 장치가 꺼질 때까지 지속된다. 단계 1 중에, 매우 기초적인 스케일 기술은 수행될 수 있다. 단계 2 중에, 혁신적인 접근은 사용될 수 있어 사용자가 그의 호흡이 더욱 얇게(깊지 않게) 된 때를 정확하게 평가할 수 있게 한다.

예를 들어, 장치가 처음에 켜지는 경우에, 스케일은 바람직하게 작은 프리셋 값으로 줌인 된다. 그 다음에, 장치가 펄스 속도 포인트가 가장 높은 값 또는 현재의 줌 수준을 사용하여 플롯될 수 있는 가장 낮은 값 보다 낮은 값을 만나게 될 때마다 줌아웃 된다. 스케일은 줌아웃되어 새로운 펄스 포인트가 장치 디스플레이 영역의 가장자리에 플롯된다. 사용자에게 스케일의 개념을 주기 위해, 장치는 시작에서 단지 줌아웃되고 줌인되지 않는다. 디스플레이는 큰 파동이 스크린에 존재한 후에 다시 줌인되어, 디스플레이의 전체 높이가 최고에서 최저로 사용된다. 디스플레이가 연속적으로 줌인 및 줌아웃되어 보여지는 데이터 포인트는 사용자가 리듬 있는 호흡을 시작할 때까지 항상 디스플레이의 완전한 범위를 다 사용한다.

사용자가 리듬 있는 호흡을 시작하자마자, 장치는 그에게 깊게 숨을 쉬도록 권장하려고 한다. 장치가 작은 파동이 나타날 때 자동적으로 줌인된다면, 얇은 호흡에 의해 생산되는 작은 파동은 깊은 호흡에 의해 생산되는 큰 파동과 같은 큰 크기로 나타날 것이다. 이는 사용자가 가시적으로 파동의 크기로부터 그의 호흡의 깊이를 확인할 수 없을 것이다.

본 발명의 예시적인 구체예에 따른 장치는 리듬 있는 호흡을 감지하기 위해 파동 정보를 사용한다. 리듬 있는 호흡은 규칙적인 파장, 진동수, 진폭, 피크 투 피크 시간, 및 피크 배치 시간을 가진 파동을 생산한다(도 35). 하나 이상의 이 파동 특성 파라미터의 변화를 측정함에 의해, 리듬 있는 호흡은 확인될 수 있다. 예시적인 구체예는 마지막 세 파동의 파장 및 진폭의 변화를 계산한다. 이러한 변화 둘 모두가 낮은 경우에, 리듬 있는 호흡은 시작된 것으로 간주된다.

분산을 측정하는 방법과 그 결과 분산이 작은 때를 설정함은 백분율 상대적 변화에 기초할 수 있다. 이 방법은 둘 이상의 변화 값을 비교할 때 유용하다(예를 들어, 피크-투-피크 시간, 파장, 진동수 등). 이는 하기 설명된 바와 같을 것이다. 첫 번째 값의 평균은 결정될 수 있다. 그 다음에 평균으로부터 각 값의 차이의 합계(sum_dif)는 계산될 수 있다. 합계는 값의 평균 x 수에 의해 나뉘질 수 있다. 예를 들어, 4개의 파장: 10, 8, 10, 8초를 생각해보자. 평균은 9이다. 평균으로부터 차이의

합은 4이다(10은 1에 떨어져 있고, 플러스 8은 1에 떨어져 있고, 플러스 10은 1에 떨어져 있고, 플러스 8은 1에 떨어져 있다). 4는 값의 평균 x 수로 나뉜다($4/(9 \times 4)$). 따라서, 백분율 상대적 평균 변화는 11.1%이다. 4개의 진폭:30, 28, 30, 28 bpm을 생각해보자. 비록 변화가 이전 예와 같이 또한 4이지만, 백분율 상대적 평균 변화는 단지 3.4%이다. 따라서, 백분율 상대적 평균 변화는 자동적으로 그 자체를 분석된 값의 범위로 스케일한다.

과동 특색의 임의의 분산은 그 자체로 또는 많은 방법을 사용하는 조합으로 분석될 수 있다. 바람직한 구체예는 백분율 상대적 평균 변화를 사용한다. 결과 백분율이 커지면, 분산도 커진다. 분산 한계는 리듬 있는 호흡이 시작된다면 정해질 수 있다. 예를 들어, 세 개 이상의 과동이 20% 미만의 과동 특색에서 변화를 가진다면, 리듬 있는 호흡은 시작되었다고 결정될 수 있다. 바람직한 구체예에서, 리듬 있는 호흡은 마지막 세 개의 과동의 과장 및 진폭의 변화가 각 10% 미만인 경우에 시작되는 것으로 간주된다.

리듬 있는 호흡이 시작되자마자, 결과 리듬 있는 과동에 의해 형성된 가장 큰 진폭(최대 진폭)의 트랙을 유지할 수 있다. 장치는 사용자가 예를 들어 각각 그리고 모든 과동을 가지고 여전히 리듬 있게 호흡을 하고 있는지를 계속하여 결정한다. 사용자가 계속하여 리듬 있게 호흡을 하자마자, 장치는 계속하여 가장 큰 진폭(최대 진폭)을 찾을 것이다. 새롭게 형성된 리듬 있는 과장이 현재의 최대 진폭보다 더 높은 진폭을 가진다면, 최대 진폭은 새로운 진폭과 동일하도록 다시 조절될 수 있다. 일반적으로, 디스플레이는 최대 진폭보다 많이 줄어지지 않는다. 즉, 디스플레이 스케일은 정해져 최대 진폭과 동일한 진폭을 가진 과동이 최고부터 최저까지의 스크린을 전부 사용할 수 있을 것이다. 줄 수준은 이 세트 포인트를 넘지 않도록 정해질 수 있다. 결과로서, 장치는 줄어들 수 있지만, 최대 진폭에 의해 결정된 세트 포인트를 넘어서 줄어들 수 없다. 이런 식으로, 사용자는 그들이 알게 호흡하고 있는 때를 알 수 있을 것이며, 이는 그들은 상대적으로 더 작은 과동(최대 진폭에 비해)을 스크린에서 볼 것이기 때문이다.

때때로, 오류 있는 과동(부정확하게 재구성되지 않은 수정된 오류를 가진 과동)은 가장 큰 진폭을 가질 수 있다. 이 큰 진폭은 오류가 높을 것이다. 또한, 사람의 가장 크게 가능한 진폭은 그들의 폐가 리듬 있게 호흡하기 위해 사용될 때 줄어들 수 있다. 즉, 그들의 폐가 지치면서, 그들은 최대 진폭에 동일한 진폭을 가진 과동을 재생산할 수 없을 것이다. 장치가 사용자를 실망시키지 말아야 하기 때문에, 그러나 다소 그가 평안하게 할 수 있는 가장 큰 과동을 생산하도록 권장해야 하기 때문에, 장치는 연속적 일련의 과동이 충분히 최대 진폭에 근접하게 되지 않는다면 그 시간을 넘어 최대 진폭 값을 줄일 수 있다. 바람직한 구체예에서, 세 가지 연속적인 리듬 있는 과동이 최대 진폭의 80% 미만 진폭을 가진다면, 최대 진폭은 하기 공식을 사용하여 재조절될 수 있다:(마지막 세 진폭 중 가장 큰 진폭) $\times (100/85)$. 또 다른 대안은 과동이 최고부터 최저까지 디스플레이를 차지하도록 충분히 가까워질 때까지 계속적으로 최대 진폭을 줄이는 것이다. 예를 들어, 새롭게 형성된 리듬 있는 과동이 현 최대 진폭의 80% 미만의 진폭을 가지는 때 순간마다 최대 진폭은 5%까지 줄일 수 있다. 진폭을 사용하는 또 다른 방법은 가장 높은 평균 진폭을 가지도록 하는 것이다. 예를 들어, 마지막 세 과동의 평균 진폭이 새로운 과동이 만날 때마다 계산된다. 가장 높은 평균 진폭은 최소 세트 포인트로서 사용될 수 있다.

세트 포인트를 설정하는 리듬 있는 호흡에서 발생하는 높은 진폭의 사용은 발표된 발명의 신규하고 유용한 구성요소이다. 진폭, 범위, 변이 또는 변화에 기초한 임의의 스케일링은 본 발명의 범위 내에서 의도된다. 예를 들어, 데이터 세트 또는 데이터의 부분집합의 표준 변화는 결정될 수 있다. 최대 줄 수준은 세트될 수 있어 변화에 대하여 특정 가능성을 가진 값은 스크린을 소비한다. 예를 들어, 표준 변화 내 80%의 가능성을 가지는 모든 값은 최고로부터 최저까지 스크린을 채울 것이다.

예시적인 시스템 및 소프트웨어 방법

본 발명의 예시적인 구체예는 예를 들어, 데이터 방법 장치, 예를 들어 컴퓨터의 메모리에 저장된 방법으로서 수행될 수 있다. 이러한 방법은 예를 들어, 소프트웨어의 형태일 수 있고, 예를 들어, 데이터 프로세서 또는 CPU에 의해 수행될 수 있고, 그 결과는 디스플레이, 예를 들어 CRT, 플라즈마 또는 당업에 알려진 다른 컴퓨터 디스플레이에 디스플레이된다. 따라서, 예를 들어, 이러한 소프트웨어는 CPU, 메모리, 및 디스플레이를 포함하는 시스템에서 수행될 수 있고, 모두는 하나 이상의 버스 또는 데이터 경로에 의해 연결되어 있다. 도 55는 이러한 예시적인 시스템을 묘사한다.

또 다른 참조로, I/O 또는 입력/출력 인터페이스 5501, CPU 5505, 메모리 5510을 제공한다. 예시적인 시스템의 세 가지 구성요소는 시스템 버스 5520을 통해 전달가능하게 연결되어 있다. 알려진 바와 같이, 시스템 버스 5520은 논리 소자이고, 임의의 주어진 구체예에서, 시스템 요소 사이에 많은 상호접속을 포함할 수 있다. 이러한 예시적인 시스템으로, 소프트웨어 방법은 메모리 5510에 로드될 수 있고 CPU 5505에서 실행될 수 있다. 더구나, 사용자는 I/O 5501를 통하여 입력을 방법에 공급할 수 있고, 시각, 청각, 촉각 또는 다른 수단을 통해 사용자에게로의 출력은 또한 I/O를 사용하여 사용자에게 제

공될 수 있다. 이러한 I/O는 물리적 인터페이스 장치를 포함할 수 있고, 하나 이상의 센서를 포함할 수 있고, 또는 예를 들어 하나 이상의 마이크로폰 및 하나 이상의 스피커, 키보드, 마우스 및 시각 디스플레이, 및 촉각 입력 및 출력 메카니즘을 포함할 수 있다.

추가로, 이러한 소프트웨어 공정은 예를 들어 임의의 정당한 컴퓨터 언어 또는 알려진 기술을 사용하는 언어의 조합을 사용하여 표현될 수 있고, 예를 들어 포함된 시스템 또는 알려진 기술을 사용하는 통상적으로 저장된 프로그램으로서 수행될 수 있다. 이러한 소프트웨어 공정은 예를 들어 상기 언급된 바와 같이 인간에 있는 스트레스를 평가하기 위해 사용될 수 있는 장치에서 수행될 수 있다.

이러한 예시적인 소프트웨어 방법은 사용자에게 메시지를 디스플레이함에 의해 그리고, 예를 들어 여러 사용자 활동, 예를 들어 사용자가 호흡 안내 버튼을 누르거나 사용자의 손가락으로부터 펄스가 벗어나거나 하는 것을 찾거나 반응함에 의해 사용자와 상호작용하는 높은 수준 방법을 예를 들어 가질 수 있다. 이러한 예시적인 소프트웨어 방법은 도 36-54에서, 다음 설명에서와 같이 묘사된다. 상기 설명된 도 8(a)-(b)는 이 예시적인 소프트웨어 방법에 통합되고, 그 결과 도 49와 함께 하기 설명된 "방법_과동" 서브루틴을 도 8(a)-(b)에 묘사된 서브루틴 "갯_과동"으로 부른다.

도 36-37는 예시적인 최고 수준 방법을 묘사하며, 이는 사용자에게 디스플레이되는 것을 조절할 수 있고, 예를 들어, 사용자 활동에 반응할 수 있다. 이 최고 수준 방법은 본질적으로 변수를 초기화하고 반응하는 중지를 기다린다. 도 36에 참조로, 3601 변수는 초기화될 수 있다. 이 초기화는 예를 들어 장치 모드를 "자발적"으로 세팅함을 포함할 수 있고, 변수 값(원자료 시간단계의 수(number of raw timesteps), 시간단계의 수(number of timestep), pp 간격의 수(number of pp 간격s), 인터비트 간격의 수(number of interbeat 간격s), 오류_합(error_sum), 과동의 수(number of waves), pp 간격의 수(number of pp 간격s) 및 pp 간격 시간단계의 수(number of pp 간격 시간steps)를 0으로 세팅함을 포함할 수 있을 뿐만 아니라 원자료로 변수 상태를 세팅함을 포함할 수 있다. 이 초기화는 예를 들어 하기 슈도 코드: n_rt=0; n_ts=0; n_pp=0; n_ibi=0; state=RAW; err_sum=0; n_waves=0; n_val4=0; n_ppts=0에 따라 수행될 수 있다.

계속하여 도 36를 참조로, 3602에서, 예를 들어 "손가락 삽입(Insert Finger)" 메시지는 사용자에게 디스플레이될 수 있다. 3603에서, 방법은 인터럽트를 기다리고 발생될 때까지 추가 동작을 취하지 않는다. 3604에서, 손가락이 사용자에게 의해 삽입된다면, 그 다음에 3610에서, 예를 들어, 장치는 교정(calibration)을 시작하고, 디스플레이 메시지는 업데이트되고, 정치는 없어지고, 3602로 돌아간다.

이 예시적인 최고 수준 방법을 위해 방법 흐름은 도 37에 묘사된 바와 같이 계속된다. 도 37을 참조로, 3710에서, 사용자가 호흡 버튼을 상기 언급된 방법과 같이 누른다면, 이는 눌러지 호흡 버튼 인터럽트(Breathe Button Pressed Interrupt)를 유발시킬 수 있다. 방법 흐름은 그 다음에 3720으로 이동하며, 여기서 장치 모드는 "안내"로 설정되고, 현재 시간으로 변수 시작은 설정되고, 인터럽트는 해제된다. 방법 흐름은 그 다음에 3721로 이동할 수 있고, 여기서 시계 인터럽트는, 예를 들어, 100 밀리세컨드로 설정될 수 있다. 방법 흐름은 그 다음에 3730으로 이동되며, 여기서 안내 모드 디스플레이는 사용자에게 보여질 수 있다. 방법 흐름은 그 다음에 도 37에 중지점 2을 통해 도 36의 3603으로 되돌아오며, 여기서 최고 수준 방법은 다시 또 다른 인터럽트가 발생되기를 기다린다. 이는 중지점 1을 통해 도 37로 방법 흐름을 다시 시작하며, 여기서 3711에서, 예를 들어, 시계 인터럽트가 발생된다면, 방법 흐름은 3703으로 이동하고, 3710에서 사용자가 호흡 버튼을 누른 시간으로부터 2분 미만의 시간이 경과하고 안내 모드로 넘어갔는지를 테스트한다. 여전히 2분 미만이라면, 방법 흐름은 3731을 통해 3730으로 움직일 수 있으며, 안내 모드 디스플레이는, 예를 들어, 업데이트될 수 있다. 3703에서, 예를 들어, 사용자가 호흡 버튼을 누른 이래, 2분보다 긴 시간이 되었다면, 방법 흐름은 3702로 이동할 수 있고, 모든 변수는 "자발적"으로 재세팅되고, 방법 흐름은 3701로 이동하며, 예를 들어, 자발적 모드 디스플레이는 저장된다.

마지막으로, 도 37에 대해서, 3712에서, 펄스가 감지된다면, 펄스 감지 인터럽트가 발생되고, 방법 흐름은, 예를 들어, 3713으로 이동하고, 여기서 방법 펄스 서브루틴으로 불린다. 이는 도 36 및 37에 묘사된 예시적인 최고-수준 방법을 끝낸다.

도 38-42는 방법 펄스로 명명된 본 발명의 예시적인 구체예에 따른 예시적인 주된 경로의 방법 흐름을 묘사한다. 방법 펄스는 서브루틴 오류_수정 (도 43-45), 오류_감지 (도 46-47), 초기화_범위 (도 48) 및 방법_과동 (도 49-50)를 일컫는다. 차례로, 방법_과동은 서브루틴 갯_과동 (도 8(a)-(b)) 및 결정_스트레스 (도 51-53)를 일컫는다. 따라서 방법 펄스에 의해, 직접 또는 간접적으로, 모든 서브루틴을 일컫는다.

도 38에 관하여, 3802에서, 원자료 시간단계 $rt[n_{rt}]$ (도 36의 3601에서 초기화로 주어진 값은 $rt[0]$)은 현재 시간으로 밀리세컨드 내로 설정되고, n_{rt} 또는 원자료 시간단계의 수는 전위 연산된다. 그 다음에, 예를 들어, 3803, 3804 및 3805에서 변수 상태는 원자료(RAW), 탐지(DETECTION) 또는 수정(CORRECTION) 데이터가 오류가 없고, 의심이 가거나 오

류가 있는지를 결정하기 위해 테스트되며, 그 결과 이를 따라 경로 방법 흐름을 계속할 것이다. 상태=수정이라면, 3805에서 오류_수정 서브루틴으로 불리고, 3805에서 시작하는 데이터 경로는 시작될 것이다. 상태=탐지라면, 도 39의 3910에서 궁극적으로 오류_감지 서브루틴으로 불리는 3804에서 시작하는 데이터 경로는 시작될 것이다. 이 두 데이터 경로는 궁극적으로도 40의 4011에 도달한다. 상태=RAW라면, 방법 경로는 직접적으로도 3901로 계속할 수 있으며, 타이밍 변수는 초기화되고, 전위 연산 n_ts, 시간단계의 수를 추적하는 변수, 및 3902를 통해 n_ts는 1보다 큼이 검증된다. 이 경우라면, 3903에서, 예를 들어, n_val, 할당될 pp 간격의 수는, 예를 들어, 1과 같게 설정될 수 있고, 방법 흐름은 중지점 9를 통해서도 40의 4010 및 4011로 계속할 수 있다. 방법 흐름이 4011로 도달하는 경우, 할당되는 때 필요한 하나 이상의 pp 값이 있다. 따라서, 4011에서, 각 pp 값은 할당되고, 1보다 큰 pp 값(즉, n_val>1)이 있다면, 실제 시간 단계는 생산될 수 있고, 순간 펄스 속도는 디스플레이되며, 이는 (60000/pp[n_pp-1])에 의해 결정된 현재 pp 간격의 횡수이다. 4011로부터 방법 흐름은 4110으로 계속되며, 1 pp 값보다 큰 수가 있다면, 인터비트 간격(IBI's)의 계산이 가능하다. 4110에서 이 방법은 이 조건을 테스트하고, yes라면, IBI 값은, 예를 들어, 4111로 계산될 수 있다. 그렇지 않다면, 방법 흐름은 4010으로 다시 돌아갈 수 있다. 4111에서, IBI 값이 계산되자마자, 방법 흐름은 4201로 이동하여 얼마나 많은 pp 값이 거기에 있는지를 테스트한다. 8보다 크다면, 즉 9이상이라면, 수준 4 계곡을 확인할 충분한 데이터가 있다. 2 이상의 4 수준 계곡 포인트(즉, num_val4>1)가 있자마자, 예시적인 방법은 상기 언급된 바와 같이 RSA 파동을 찾을 수 있다. 따라서, 4212에서 예스는, 예를 들어, 방법 흐름이 4213에서 방법_파동 서브루틴으로 불리게 한다.

도 43-45는 오류 수정 서브루틴을 위한 예시적인 방법 흐름을 묘사한다. 상기 언급된 바와 같이 예시적인 방법 펄스 경로과 함께, 도 38의 3805에서, 오류 수정 서브루틴으로 불린다. 도 43에 관하여, 방법 흐름은 4301에서 시작하며, 서브루틴은 시작한다. 4302에서 예를 들어 이는 현재 PP 간격 시간을 모으는 변수 err_sum는 이에 더해진 가장 최근 PP 간격을 가진다. 추가로, 변수 n_val는 0으로 설정된다. 방법 흐름은 4303에서 시작하며, err_sum을 위한 새로운 값은 범위 내인지를 테스트된다. 범위 내라면, 방법 흐름은, 예를 들어, 4310으로 이동할 수 있으며, 변수 n_val는 1로 설정되고, 확인된 수정 PP 간격을 나타내며, pp 간격의 값은 err_sum에서 밀리초의 수와 동일하게 설정되고, 방법 흐름은 4320에서 방법 펄스로 돌아온다. 반면에, 4303에서 시험적인 pp 간격 시간이 범위 내가 아니라면, 방법 흐름은 4304로 이동할 수 있으며, 예를 들어, 서브루틴은 현재 pp 간격 시간이 범위 아래인지를 테스트한다. 예스라면, 방법 흐름은 4302로 되돌아가고, 추가 pp 간격 시간은 변수 err_sum으로 더해진다. 노라면, 그 다음에 현재 합계는 매우 높은 것으로 간주되고 적절한 정수는 발견되어야 하며, 이를 가지고 나눠 둘 이상의 "범위 내" pp 간격을 만든다. 방법 흐름은 그 다음에 4304로부터 인터럽트 점 20을 통해서도 44의 4401로 계속한다.

시험_정수=2가 시험 계수로서 설정되고 방법 흐름이, 예를 들어, 4402로 이동할 수 있으며, 여기서 임시 변수 tmp_val은 err_sum/시험_정수의 몫을 얻도록 설정되고, 가능한 실제 수정된 pp 간격을 나타낸다. 방법 흐름은 다음에 4403으로 이동할 수 있으며, 여기서, 예를 들어, tmp_val은 범위 위로 테스트될 수 있다. 예스라면, 그 다음에 4410에서, 예를 들어, 시험_정수 변수가 증가되고 제안된 나눔은 한번 이상 4402에서 일어난다. 반면에, 4403 tmp_val이 범위 위가 아니라면, 4404에서, 예를 들어, tmp_val은 범위 내인지 다시 테스트될 수 있고, 예스라면, 방법 흐름은 (인터럽트점 21을 통해서) 도 45의 4501로 이동할 수 있다.

도 45의 4501에서, 계수 변수는 1로 설정될 수 있고, 4502에서, 예를 들어, 서브루틴은 계수가 시험_정수의 현재 값 미만인지를 물을 수 있다. 노라면, 그 다음에 방법 흐름은, 예를 들어, 4510으로 이동할 수 있고, 변수 n_val은 시험_정수와 동일하게 설정될 수 있고, 4520에서, 예를 들어, 도 38의 인터럽트점 6에서 방법 펄스로 되돌아갈 수 있다. 반면에, 계수가 4502에서, 시험_정수 미만이라면, 그 다음에 방법 흐름은, 예를 들어, 4503, 4504 및 4502로 돌아갈 수 있고, 계수가 시험_정수와 동일하게 될 때까지 각 루프 (4504에서) 계수의 값을 증가시키며, 이 시간에, 방법 흐름은 방법 펄스로 되돌아갈 수 있다.

도 46-47에 관하여 예시적인 오류 탐지 서브루틴은 다음에 설명된다. 도 46에 관하여, 방법 흐름은 4601에서 시작하고 4602로 계속하며, 여기서 현재 pp 간격은 일시적(시험적인 수정의 관점) pp 간격 tmp_pp로 로드된다. 4603에서, tmp_pp는 범위 내인지 테스트된다. 예스라면, 그 다음에 n_val은 1로 설정되고 val[0]이 4610에서 tmp_pp와 동일하게 설정되며, 4620에서 방법 흐름은 콜링 프로그램(calling 프로그램), 방법 펄스로, 특히, 도 39에서 3911로 돌아간다. 그러나, 4603 tmp_pp가 범위 밖인 것으로 발견된다면, 4604에서, 일시적인 인터비트 간격 변수 tmp_ibi가 생성되어 상기 언급된 바와 같이 임의의 오류를 감지하는데 사용된다. 방법 흐름이 그 다음에 (인터럽트점 22를 통해서) 도 47의 4701로 계속하며, tmp_ibi는 범위의 더 낮은 끝의 반보다 큰지를 테스트하며, 이는 상기 언급된 바와 같이 너무 큰가를 테스트하는 것이다. 예스라면, 오류가 있는 것으로 가정되고, 흐름은 4702로 계속하며, 여기서 변수 err_sum는 tmp_pp와 동일하게 설정되며 (err_sum는 상기 언급된 오류 수정 서브루틴으로 입력이다), "상태"는 수정으로 설정되고, 방법 흐름은, 예를 들어, 4703으로 이동할 수 있으며, 여기서 n_val은 0으로 설정되고 방법 흐름은 방법 펄스로 되돌아가고, 이는 그 다음에 n_val=0 및 상태=수정에 기초할 수 있으며, 도 38의 3820으로도 39의 3911로 되돌아갈 수 있고, 궁극적으로 3805에서 오류_수정 서브루틴으로 흐른다.

4701에서 tmp_ibi가 범위의 더 낮은 끝의 반보다 크지 않다면, 이 경우는 큰것으로 간주되지 않고 따라서 pp 간격 데이터에 존재하는 오류가 없는 것이며, 방법 흐름은 4710으로 계속할 수 있고, 예를 들어, tmp_pp가 범위의 최고보다 크지를 테스트한다. 왜냐하면 tmp_ibi가 4701에서 크다고 발견되지 않기 때문에, 그 결과 오류가 있는 것으로 가정되지 않기 때문에, 4710에서 tmp_pp 간격이 범위의 최고로 존재하는 것보다 훨씬 크다면, 범위는 max_pp로서 새로운 pp 간격을 사용하여 다시 계산될 필요가 있고, 이는 데이터에서 오류의 결과가 아닌 최대 가능한 pp 간격을 위한 값이다. 4711에서, 예를 들어, max_p는 tmp_pp와 동일하게 설정될 수 있고, 이 새로운 값을 사용하여, 4712에서, 예를 들어, 범위의 보다 높고 보다 낮은 끝은 다시 계산된다. 흐름은 그 다음에, 예를 들어, 4713으로 계속되며, n_val이 1과 동일하게 설정되고 val[0]은 현재 pp 간격, tmp_pp와 동일하게 설정된다. 4714에서, 예를 들어, 방법 흐름이 콜링 경로 방법 펄스로 되돌아갈 수 있다. 4710에서 현재 pp 간격이 존재하는 범위의 보다 높은 끝보다 크지 않다면, 그 다음에, 예를 들어, 4720에서 최소 가능한 pp 간격이 현재 pp 간격과 동일하게 설정된다. 그 다음에 방법 흐름이 상기 언급된 바와 같이 4712, 4713 및 4714를 통해 계속하고, 여기서 방법 흐름은 콜링 프로그램으로 되돌아간다.

도 48에 관하여, 서브루틴 초기화_범위를 위한 방법 흐름이 다시 설명된다. 이 서브루틴은 본 발명의 예시적인 구체예에서 사용될 수 있어, pp 간격을 위한 범위를 계산하며, 이 간격 내에서 데이터는 오류 감지 및 수정 경로에서 사용하기 위해, 오류가 없는 것으로 가정된다. 4801에서 서브루틴 콜에서 시작하면, 방법 흐름은, 예를 들어, 4802로 이동하며, 여기서 변수 min_pp 및 max_pp가 하기 슈도코드를 사용하여 설정된다: 데이터 세트에서 min_pp=lowest pp; 데이터 세트에서 max_pp=highest pp. 그 다음에, 예를 들어, 4803에서, 데이터 포인트의 범위의 보다 높고 보다 낮은 끝은 상기 언급된 바와 같이 오류 감지 및 수정을 위해 사용된다. 이는, 예를 들어, 하기 슈도코드를 사용하여 수행될 수 있다: 범위 high=max_pp+(max_pp-min_pp)*0.25; range_low=min.sub.-p-((max_pp-min_pp)*-0.25). 이 예시적인 값을 사용하여, 범위는 지금 설정되고, 4804에서 방법 흐름은 콜링 경로, 즉 방법 펄스로 되돌아간다. 특히, 방법 흐름은 도 41에서 4102로 되돌아간다.

도 49-50는 파동 방법 서브루틴을 위한 예시적인 방법 흐름을 묘사한다. 본 발명의 예시적인 구체예에서, 이러한 서브루틴은, 예를 들어, 상기 언급된 바와 같이 방법 펄스와 같은 펄스 취득 방법 경로에 의해 불러질 수 있다. 서브루틴이 4901로 불러진 후, 예를 들어, 방법 흐름은 4902에서 계속할 수 있으며, 상기 설명된 갓_파동 서브루틴은 펄스 데이터로부터 확인된 파동을 입력하기 위해 불러질 수 있다. 방법 흐름은, 예를 들어, 4903으로 계속하며, 여기서, 주어진 요구된 파동으로, 확인된 파동에서 반영된 사용자의 스트레스 수준의 스코어 표시는 예시적인 결정_스트레스 서브루틴을 사용하여 분배될 수 있다. 흐름은 그 다음에, 예를 들어, 4904로 계속할 수 있고, 여기서 파동은 분류되고, 표현 진동수=60000/(ppts[v2[n_waves-1]]-ppts[v1[n_waves-1]])를 사용하여 현재 pp 간격에 기초된 순간 진동수이며, 여기서 ppts[v]는 데이터 포인트 v에서 펄스 포인트 시간이다. 여기서부터, 예를 들어, 방법 흐름은 도 50에서 5001로 계속할 수 있고, 여기서 0-3 사이 스코어는 현재 파동의 진동수에 기초한 사용자에게 분할될 수 있으며, 여기서 더 높은 스코어는 더 낮은 스트레스 수준을 나타낸다. 5002에서, 예를 들어, 서브루틴은, 예를 들어, 각각의 그 또는 그녀의 (i) 스트레스 수준 (4903에서 콜에서부터 결정_스트레스로 얻어짐); (ii) 진동수 (4904로부터); 및 (iii) 스코어(5001로부터)를 사용자에게 디스플레이할 수 있고, 이 포인트에서, 예를 들어, 5003에서, 방법 흐름은 콜 경로, 방법 펄스로 되돌아갈 수 있다.

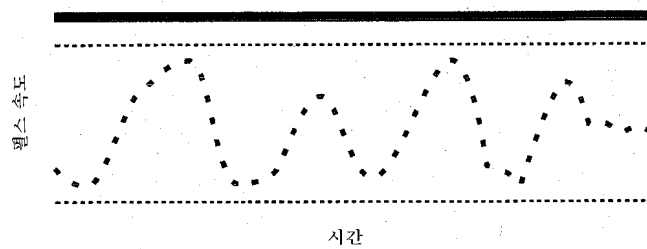
도 51-53은 스트레스 스코어를 결정하기 위한 예시적인 서브루틴을 묘사한다. 측정되는 것은 그 또는 그녀의 RSA 파동의 파장에 작동함에 의해 얼마나 주어진 사용자가 이완되지 않았는가이다. 도 51에 관하여, 5104에서 결정_스트레스 서브루틴은 분할_파장을 부르며, 이는 w1_lo 및 w1_high 사이 파장(5102에서 설정됨)을 각 파동으로 분할한다. 이 파장을 사용하고 얼마나 많은 파장이 있는지(즉, n_파장 값), 도 51-52는 1 내지 4의 n_파동의 각 값을 위해 방법 흐름을 묘사한다. 스코어1은 각 5110, 5201, 5202 및 5203에서 결정되며, 이는 각 파동의 파장 사이의 차이의 측정된 합이고, w1_lo, 이는 얼마나 멀리 기초선으로부터 그 특정 파동이 있는지를 측정한다. 따라서, 완전한 이완 스코어는 모든 n에 대해 a_w[n]=w1_lo를 가질 것이고, 각 스코어1은 0과 같을 것이다. 대안적 본 발명의 예시적인 구체예에서, 스코어1은 차이의 합을 측정함 없이 계산될 수 있고, 이는 상기 언급된 바와 같은 방법이다. 스코어1은 "파장" 스코어와 같이 설명된 것이다. 각 5110, 5201, 5202 및 5203에서 볼 수 있는 바와 같이, "분산" 스코어, 스코어2는 또한 계산된다. 스코어1 및 스코어2는 스코어3을 얻기 위해 70/30 상대 기여 요소를 사용하여 5302에서 통합될 수 있다. 다른 상대적 가중은 유용한 것으로 발견될 수 있는 것으로서, 본 발명에 따른 대안적 예시적인 구체예에서 사용될 수 있다. 스코어3은, 예를 들어, 스트레스_수준=(스코어3-21)*(100/(100-21))를 사용하여 스트레스_수준을 계산하는데 사용될 수 있다. 스트레스_수준은 4903에서 방법_파동으로 되돌아갈 수 있다.

도 54의 참조로, 획득된 파동에 파장을 분할하기 위한 예시적인 서브루틴은 묘사된다. 이 서브루틴은, 예를 들어, 도 51-53에서 묘사된 예시적인 결정_스트레스 경로에서, 상기 언급된 바와 같이 사용될 수 있고, 이는 입력으로서 파장을 가진다. 본 발명의 예시적인 구체예에서, 방법 흐름은 서브루틴으로 콜을 가지고 5401에서 시작할 수 있다. 5402에서, 카운터 변수 n은 0과 동일하게 설정되고, 5403에서, 예를 들어, 현재 파장 w1은 w1=ts[v2[n]]-ts[v1[n]]를 사용하여 현재 v2

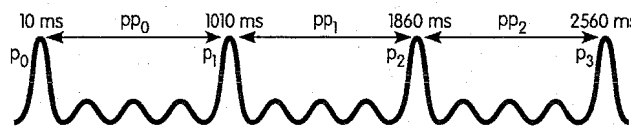
의 타임스탬프를 현재 v1의 타임스탬프로 뺀에 의해 계산된다. 5404 및 5405에서, 예를 들어, w1의 값은 w1_lo 및 w1_high의 것과 비교되며, 이는 도 51의 5102에서 보여지는 바와 같이 콜링 서브루틴에서 설정될 수 있다(여기서, 예를 들어, 각각 3 및 10으로 설정된다). w1이 w1_lo보다 낮고 또는 w1_high보다 더 높다면, a_w1[n]는 w1_lo 또는 w1_high에서 잘리고, 흐름은 n 값이 전위 연산되는 5407에서 계속된다. 그러나, w1이 w1_low와 w1_high 사이 값을 가진다면, 그 다음에, 예를 들어, 5406에서, a_w1[n]는 w1로 설정되고, 방법 흐름은 5407로 계속된다. 5408에서 n의 값은 n 파동의 값과 비교되며, 각 요구되는 파동이 파장으로 분할됨을 보장하기 위함이다. 5410에서 이들이 같다면, 방법 흐름은 이 서브루틴을 위해 끝나고 도 51에 5105로 되돌아간다. 이들이 같지 않다면, 그 다음에 흐름은 모든 요구되는 파동이 파장으로 분할될 때까지 5403을 통해 각 요구되는 파동을 위해 되돌아간다.

도면

도면1



도면2

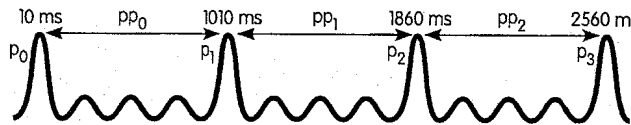


$$p-p_0 = \text{abs}(p_1 - p_0) = \text{abs}(1,010 \text{ ms} - 10 \text{ ms}) = 1,000 \text{ ms}$$

$$p-p_1 = \text{abs}(p_2 - p_1) = \text{abs}(1,860 \text{ ms} - 1,010 \text{ ms}) = 850 \text{ ms}$$

$$p-p_2 = \text{abs}(p_3 - p_2) = \text{abs}(2,560 - 1,860) = 700 \text{ ms}$$

도면3



$$p-p_0 = \text{abs}(p_1 - p_0) = \text{abs}(1,010 \text{ ms} - 10 \text{ ms}) = 1,000 \text{ ms}$$

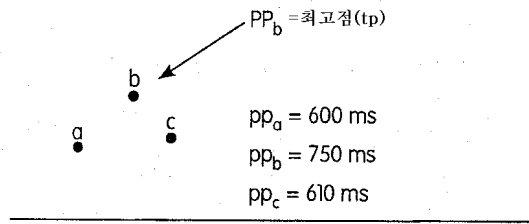
$$p-p_1 = \text{abs}(p_2 - p_1) = \text{abs}(1,860 \text{ ms} - 1,010 \text{ ms}) = 850 \text{ ms}$$

$$p-p_2 = \text{abs}(p_3 - p_2) = \text{abs}(2,560 \text{ ms} - 1,860 \text{ ms}) = 700 \text{ ms}$$

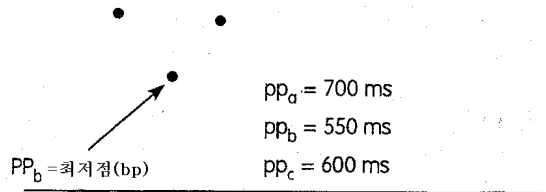
$$|BI_0| = \text{abs}(pp_0 - pp_1) = \text{abs}(1,000 \text{ ms} - 850 \text{ ms}) = 150 \text{ ms}$$

$$|BI_1| = \text{abs}(pp_1 - p-p_2) = \text{abs}(850 \text{ ms} - 700 \text{ ms}) = 150 \text{ ms}$$

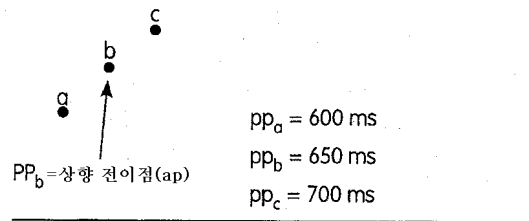
도면4a



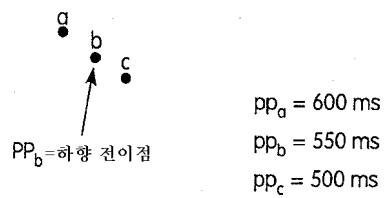
도면4b



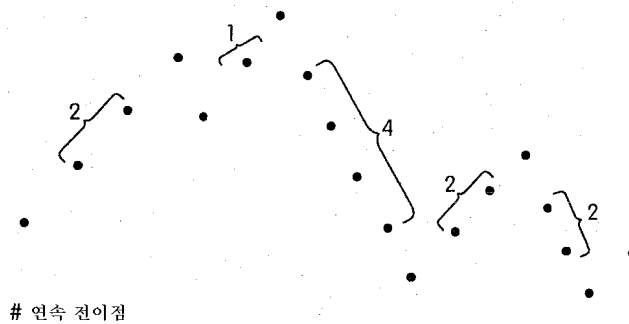
도면4c



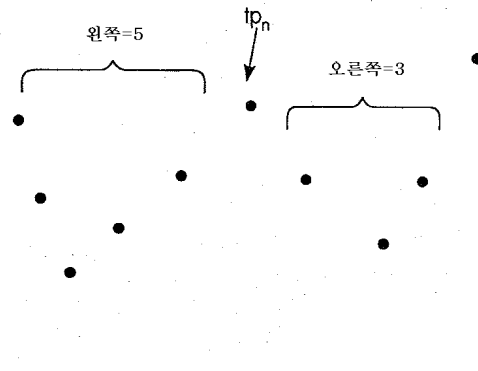
도면4d



도면5

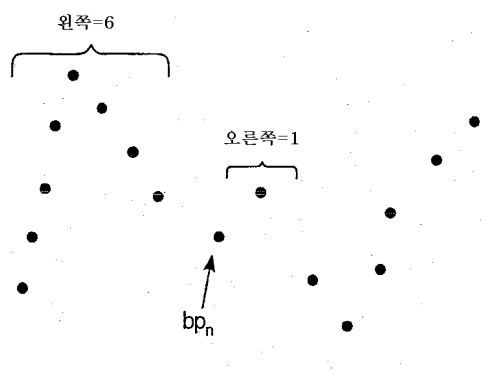


도면6



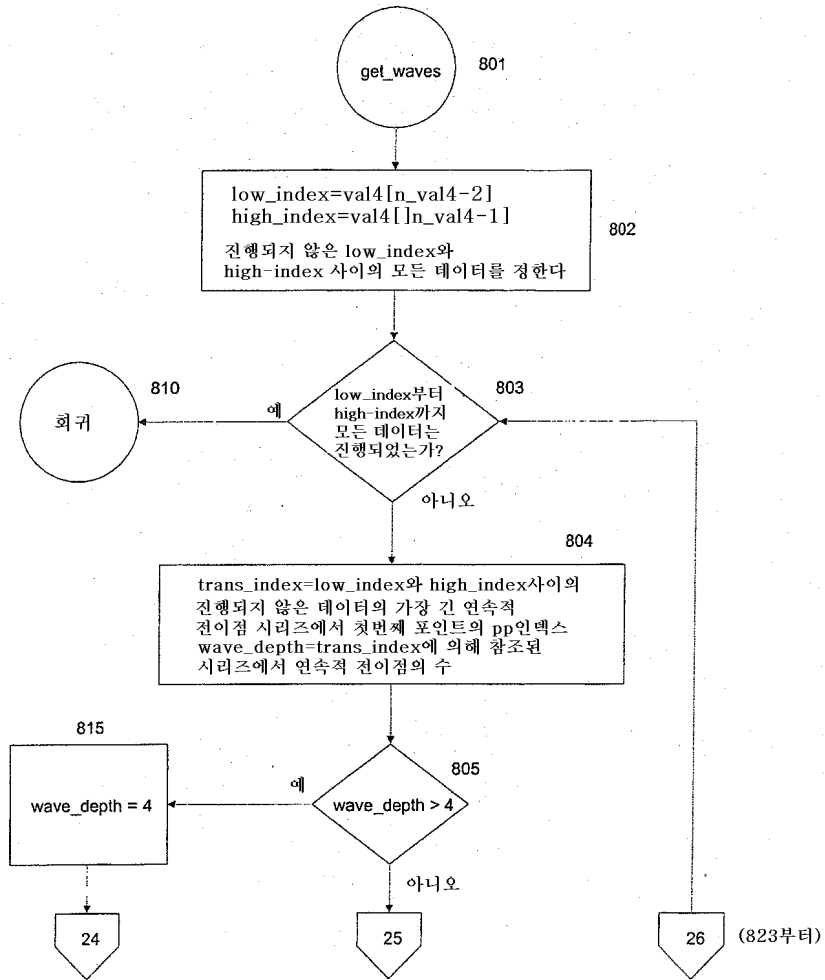
왼쪽은 오른쪽보다 적지 않음(L>R)
 그래서 최외 수준 (tp_n) = 오른쪽=3

도면7

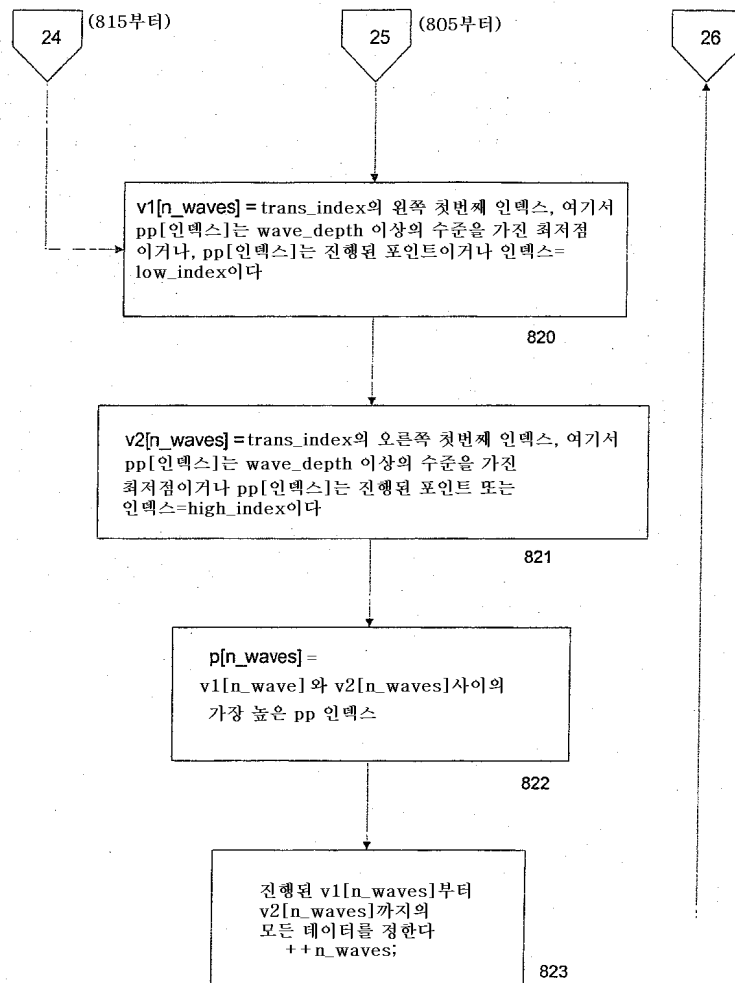


최외 수준 (bp_n) = 1

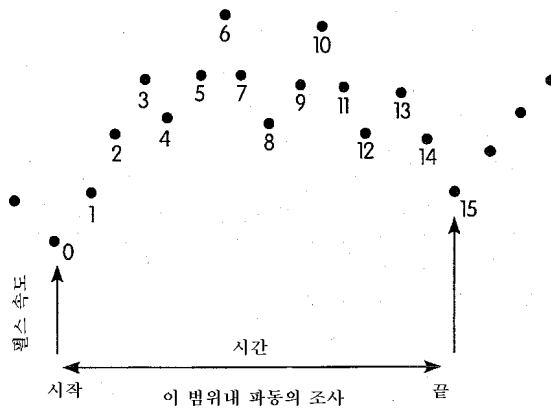
도면8a



도면8b

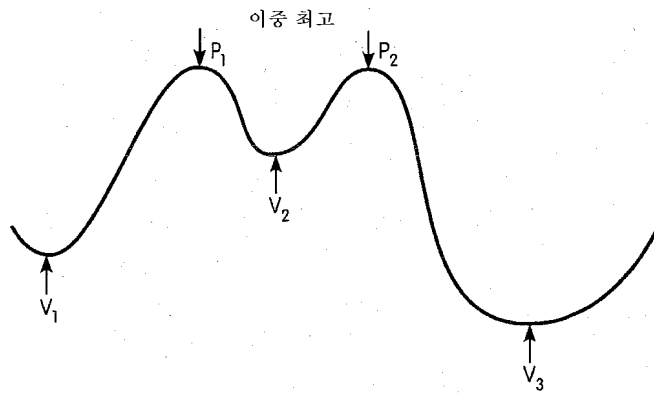


도면9

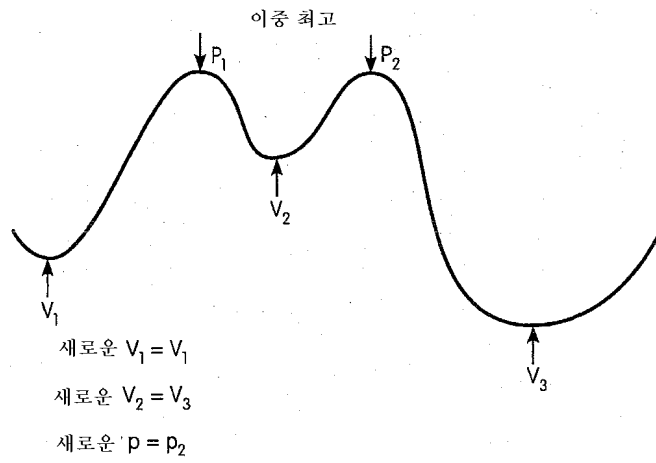


- 파동 1 = (P₀ (왼쪽 계곡) P₆ (피크) P₈ (오른쪽 계곡))
- 파동 2 = (P₈ (왼쪽 계곡) P₁₀ (피크) P₁₂ (오른쪽 계곡))
- 파동 3 = (P₁₂ (왼쪽 계곡) P₁₃ (피크) P₁₅ (오른쪽 계곡))

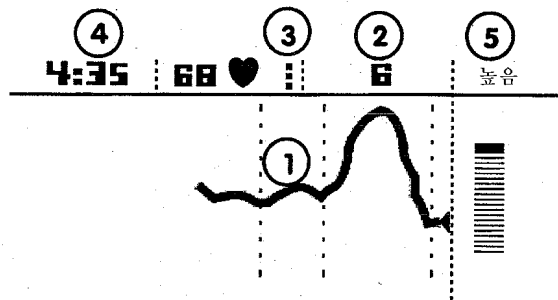
도면10



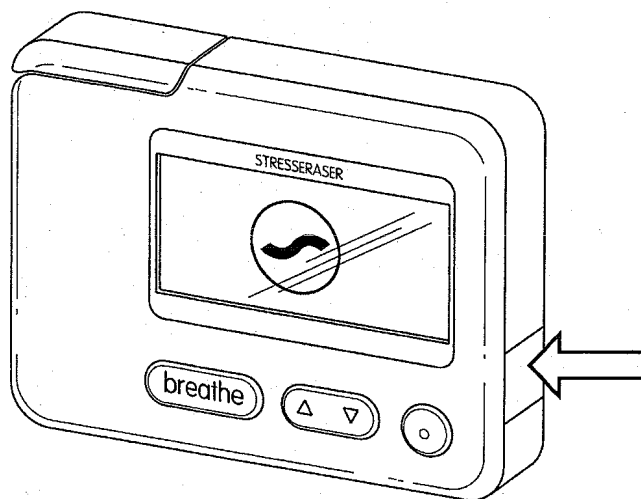
도면11



도면12

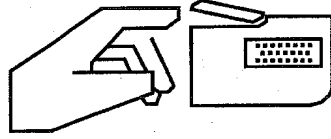


도면13

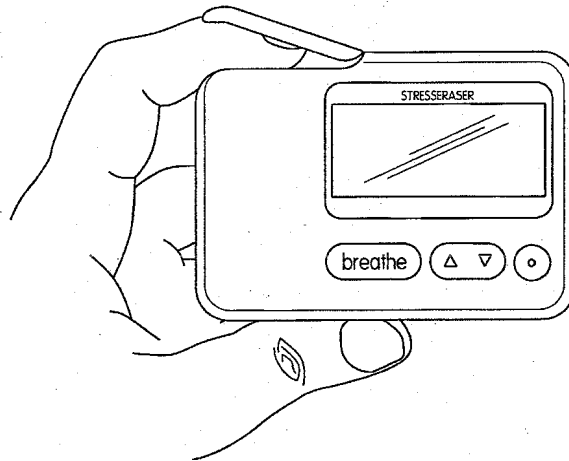


도면14

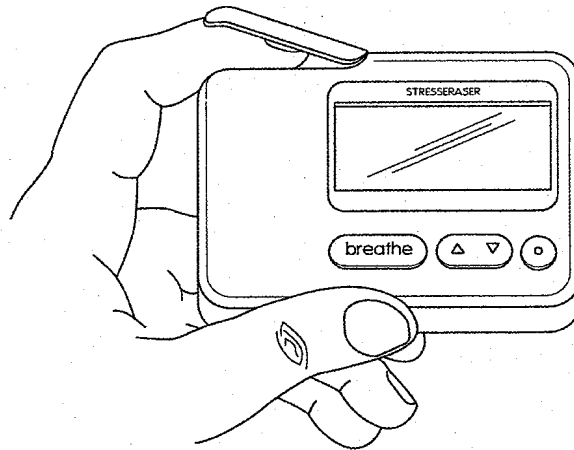
손가락 삽입



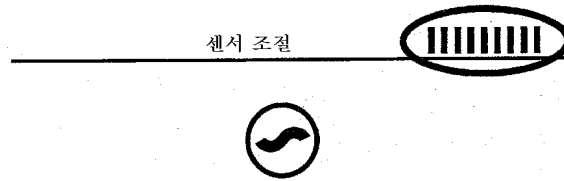
도면15a



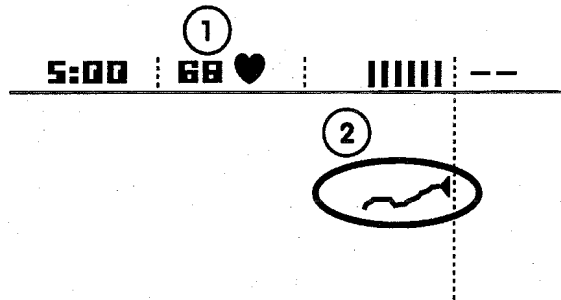
도면15b



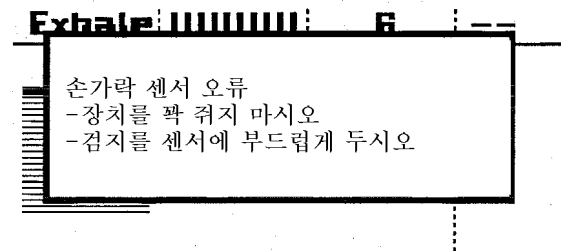
도면16



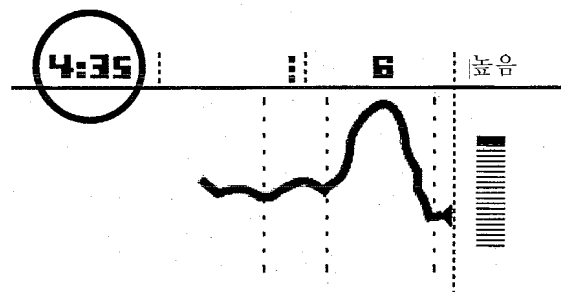
도면17



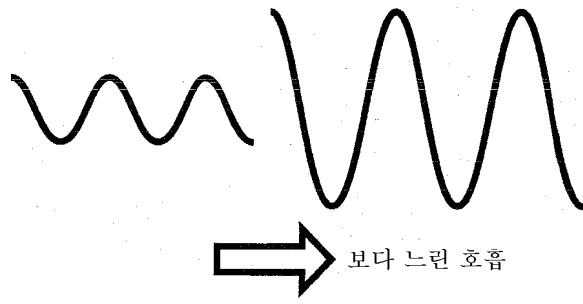
도면18



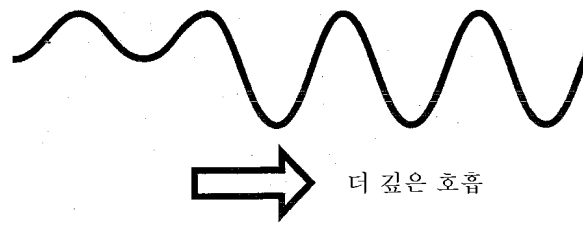
도면19



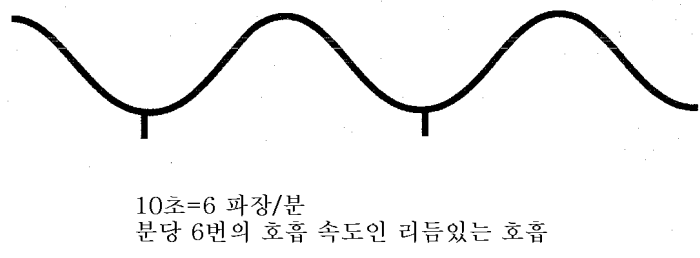
도면20



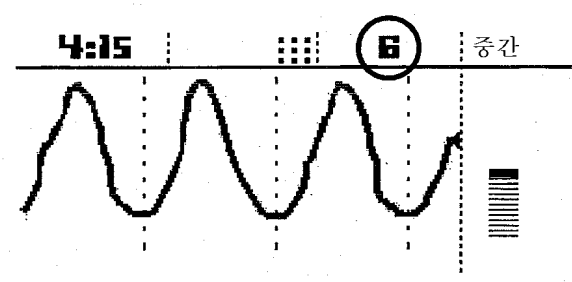
도면21



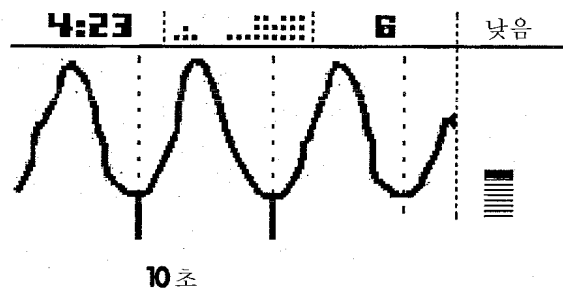
도면22



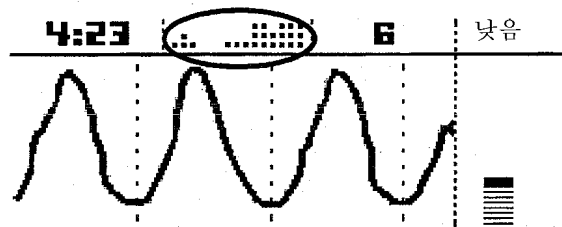
도면23



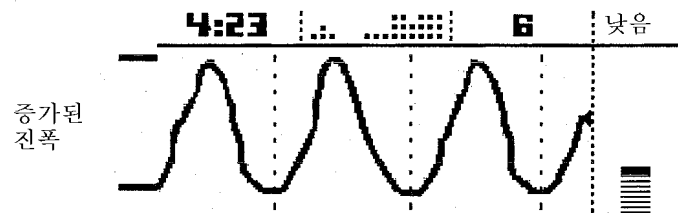
도면24



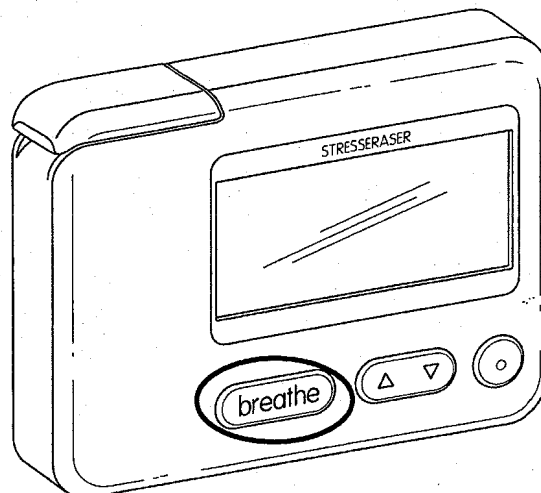
도면25



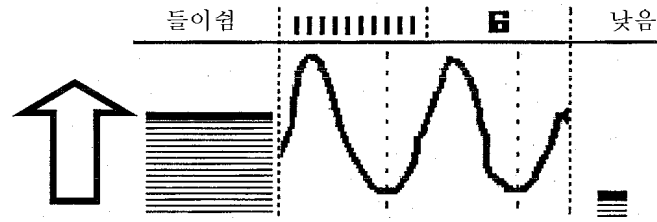
도면26



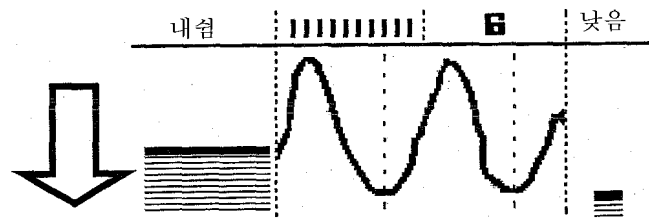
도면27



도면28a



도면28b

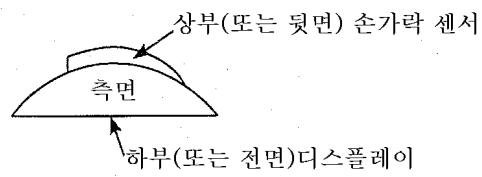


도면29

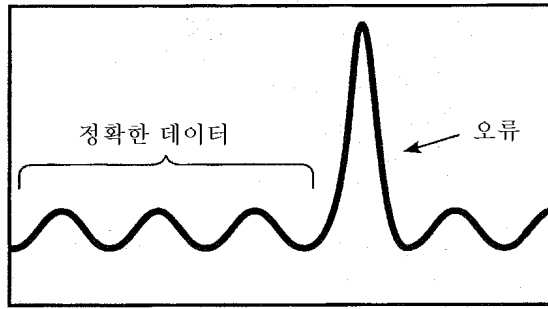
요약

총 시간	5:00
이완 포인트	24

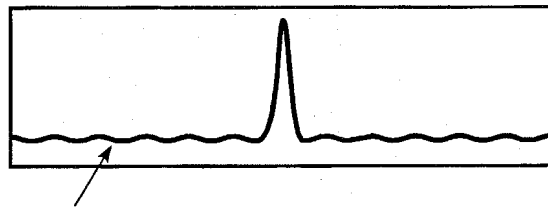
도면30



도면31a

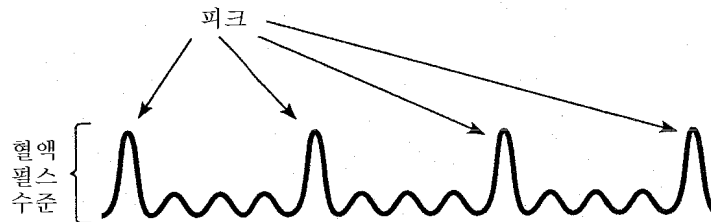


도면31b

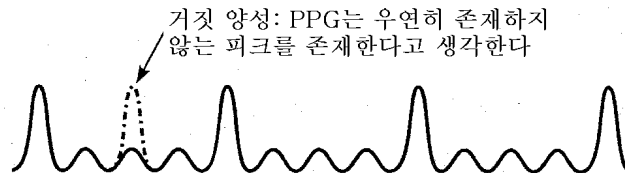


오류가 스크린 전체를 사용하기 때문에 파동을 볼 수 없다

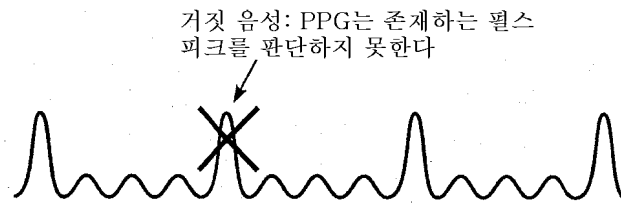
도면32



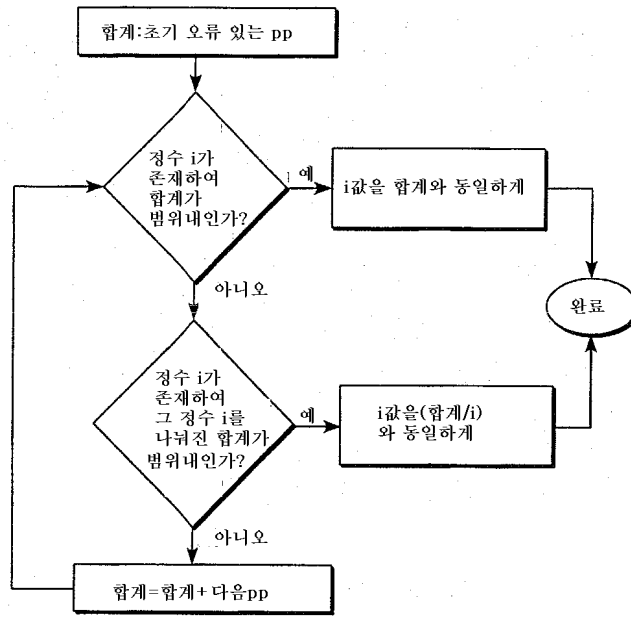
도면33a



도면33b

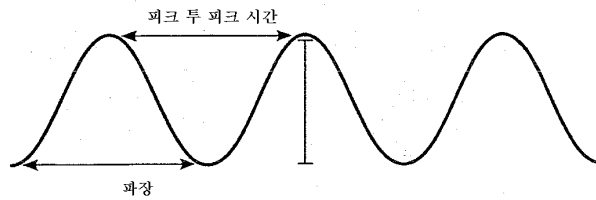


도면34



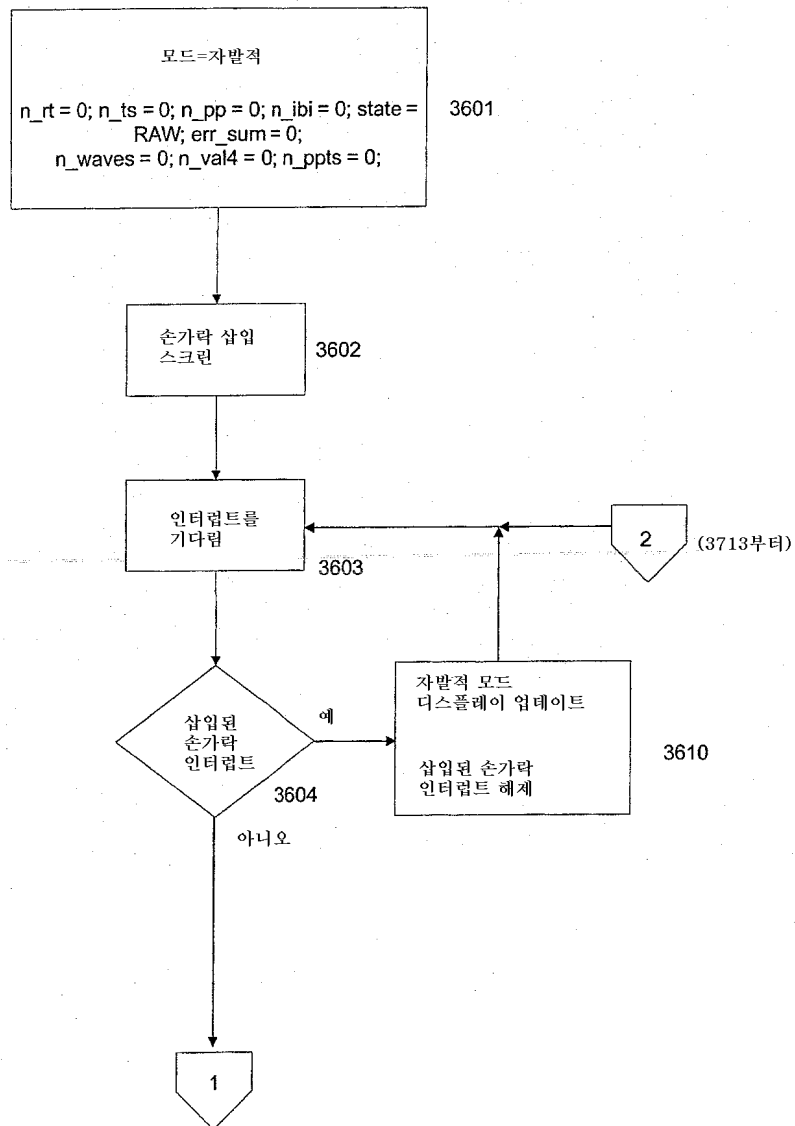
도면35

$$\text{피크 배치시간 } PP_n = \frac{PP_n(p) - PP_n(N_1)}{PP_n(p) - PP_n(N_2)}$$

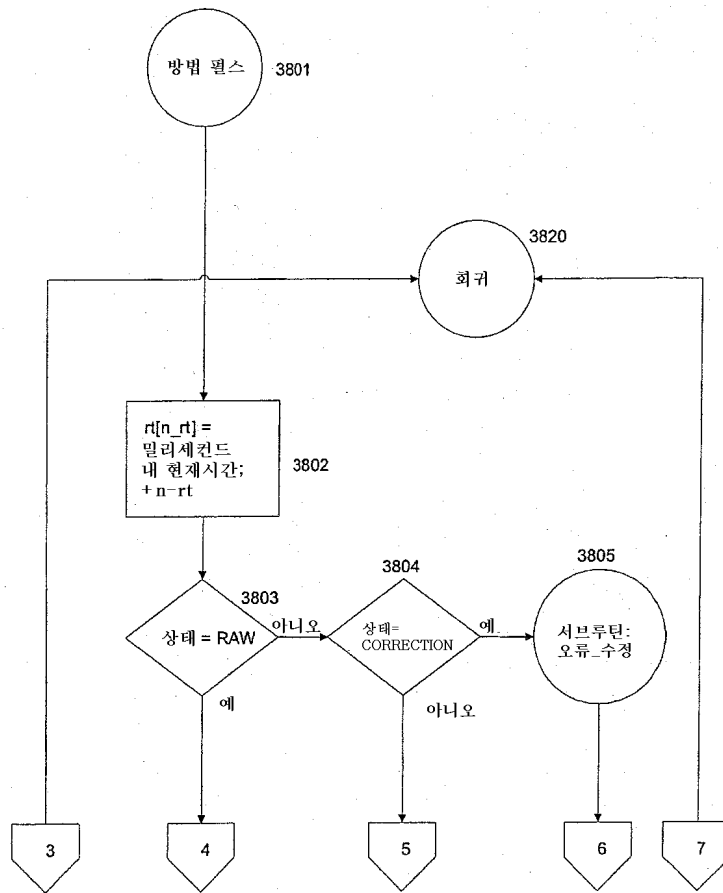


진동수 = 60,000/파장 ms

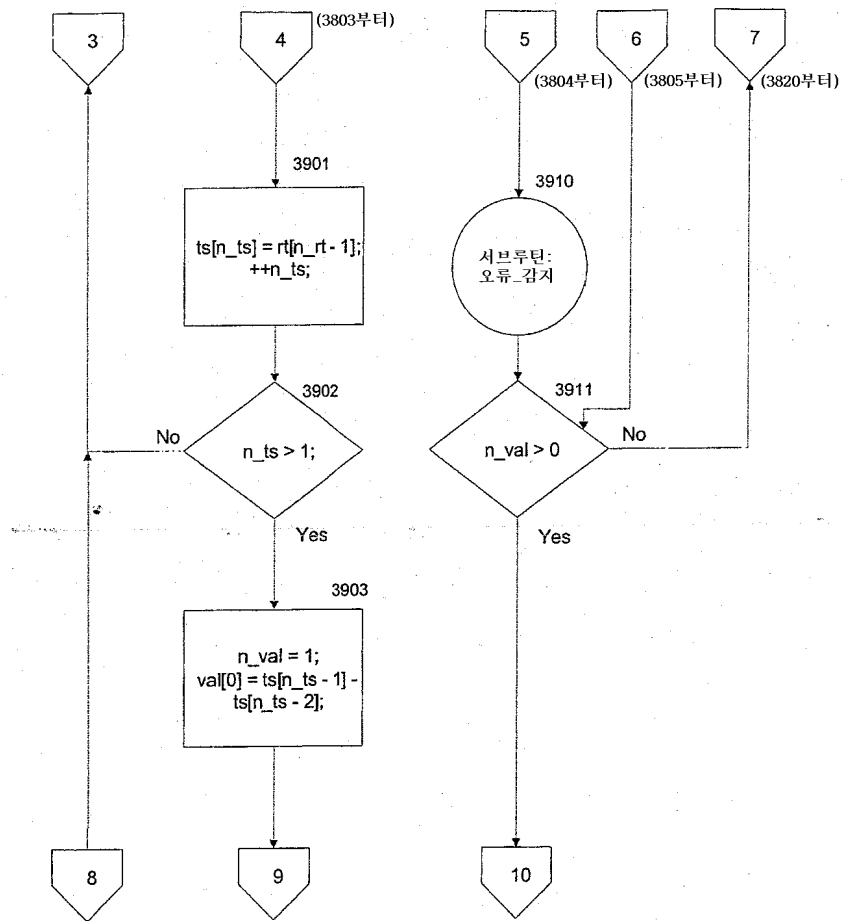
도면36



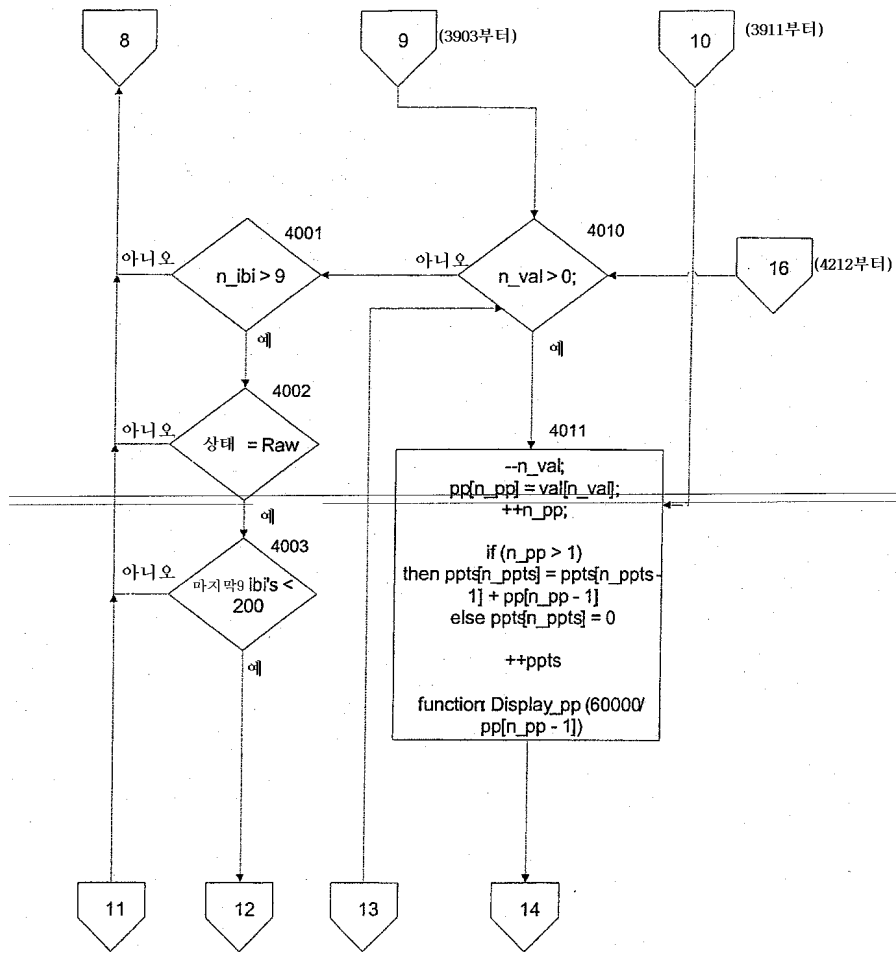
도면38



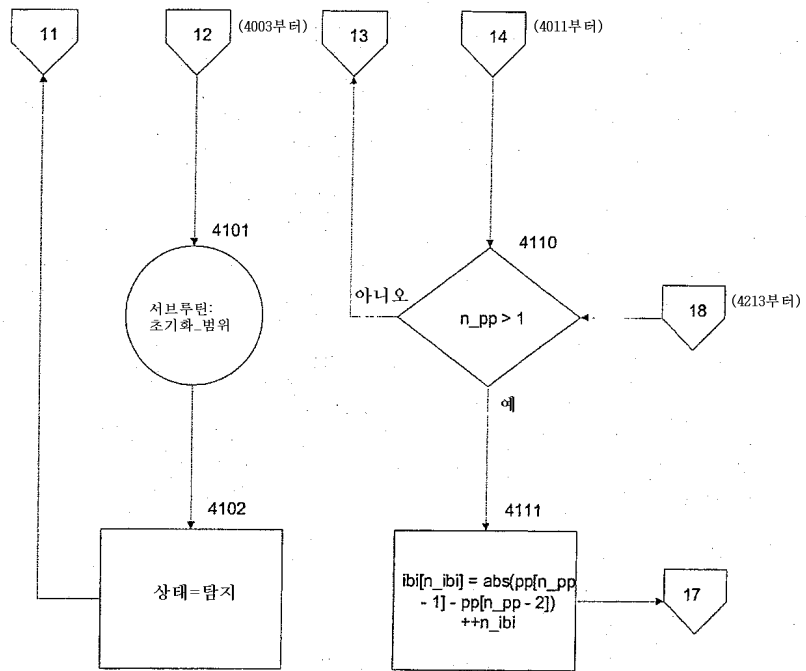
도면39



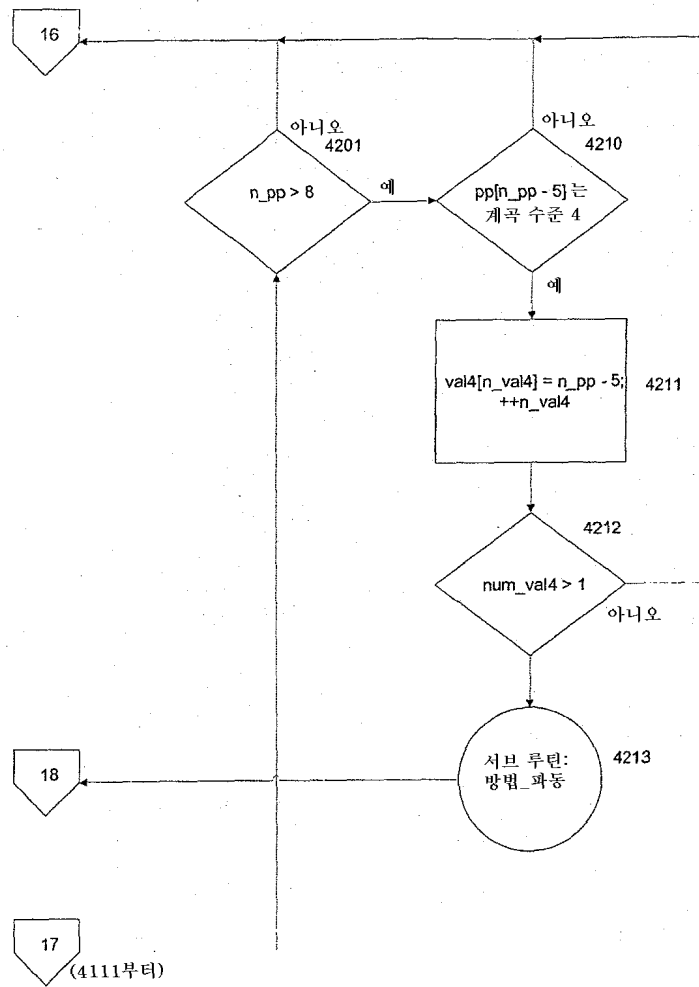
도면40



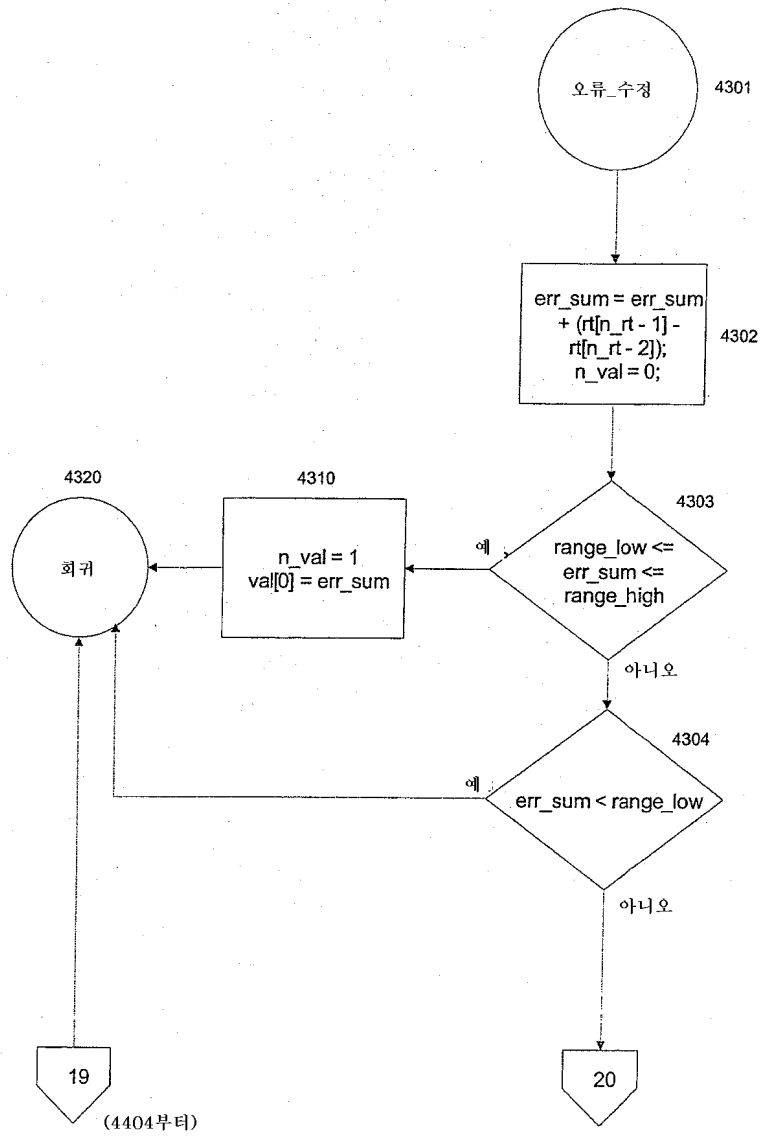
도면41



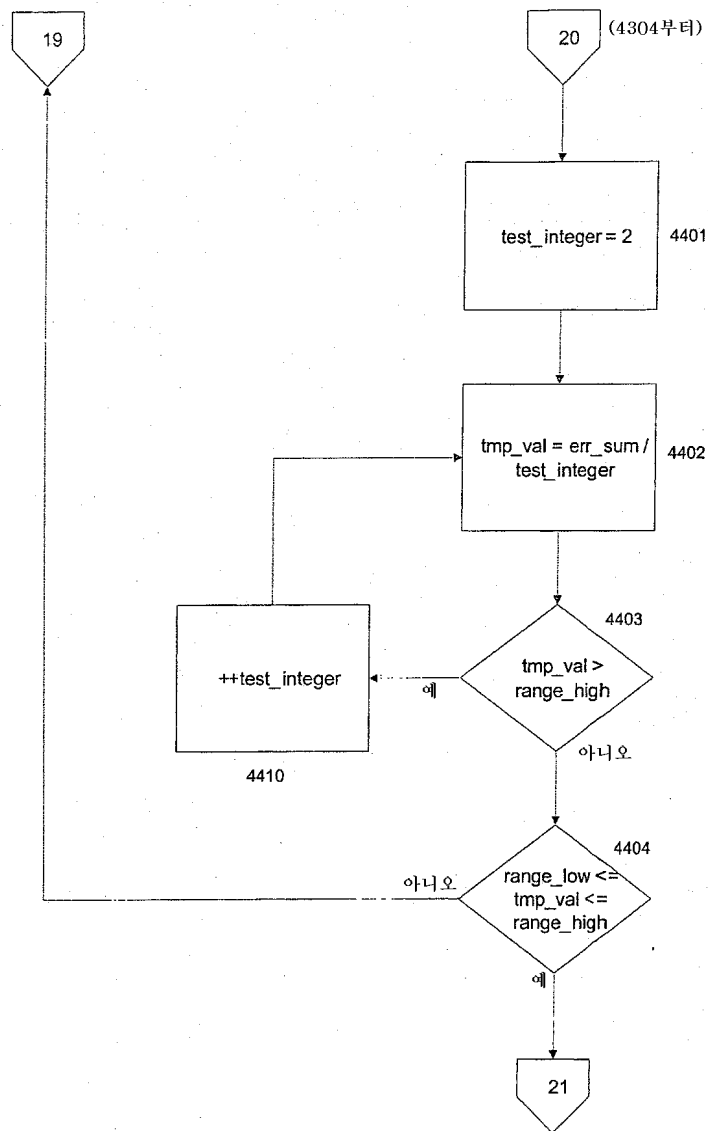
도면42



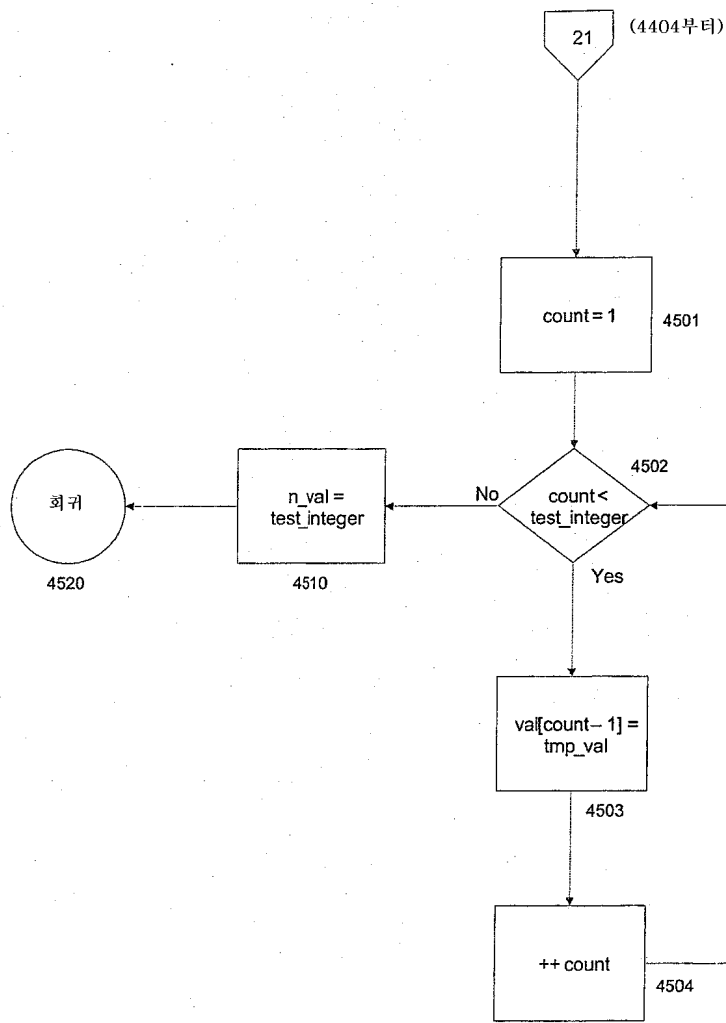
도면43



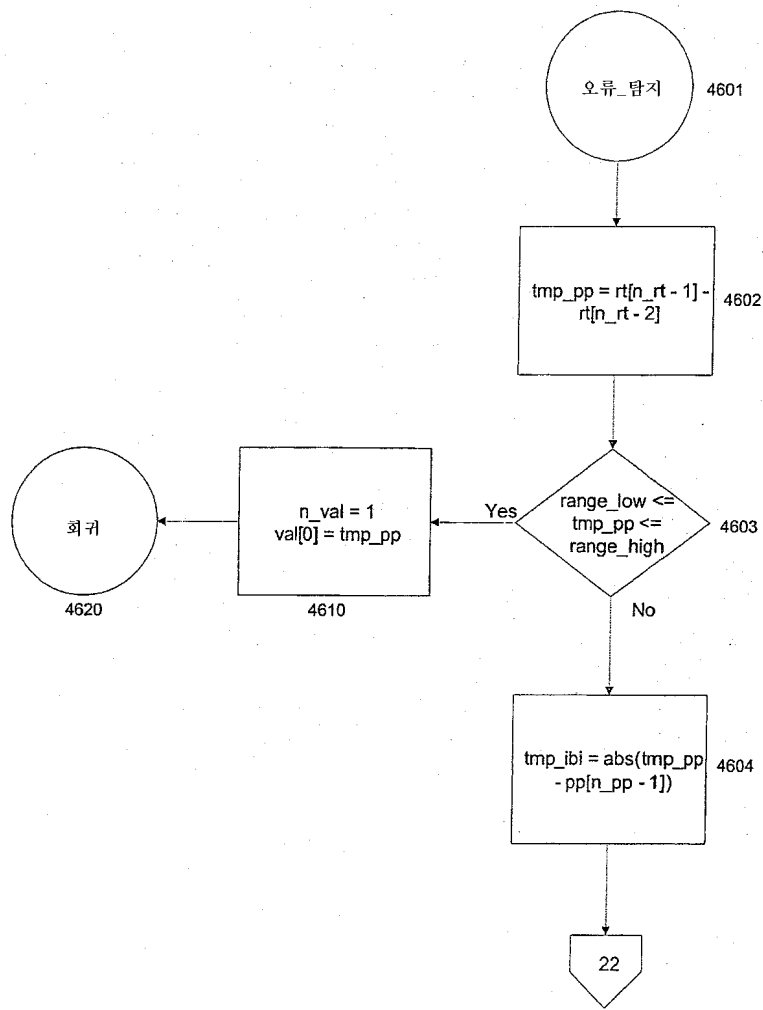
도면44



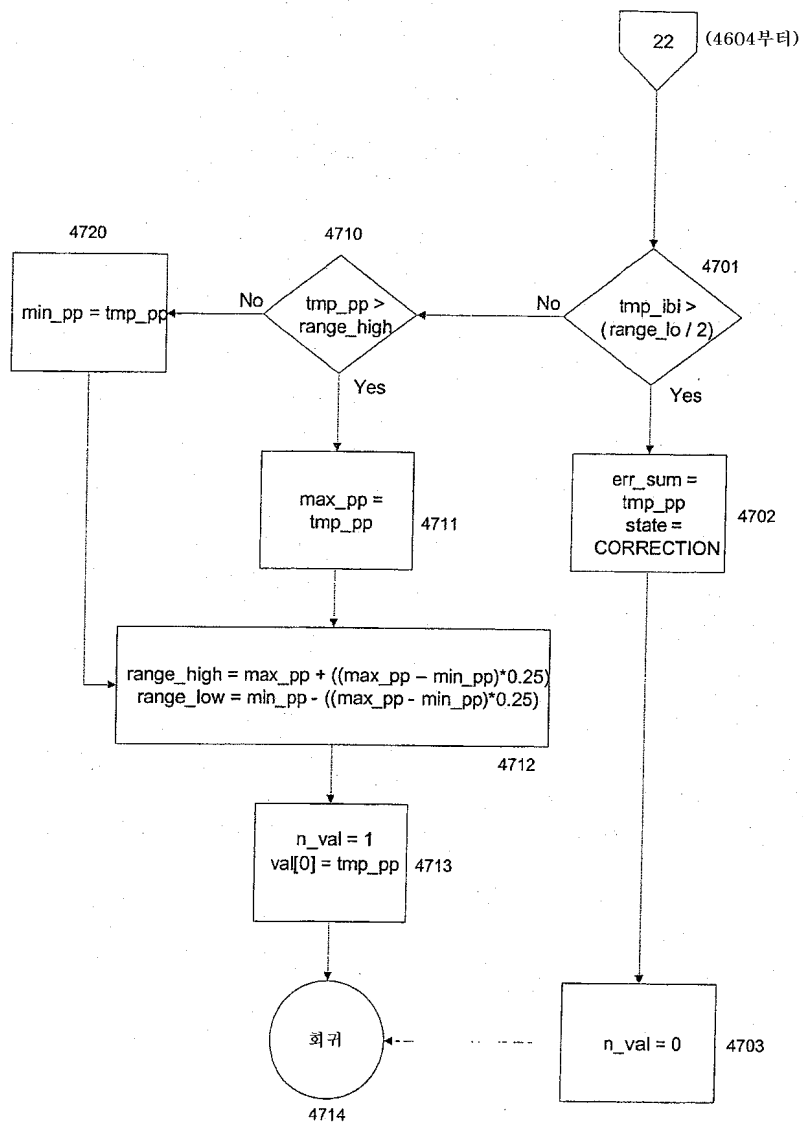
도면45



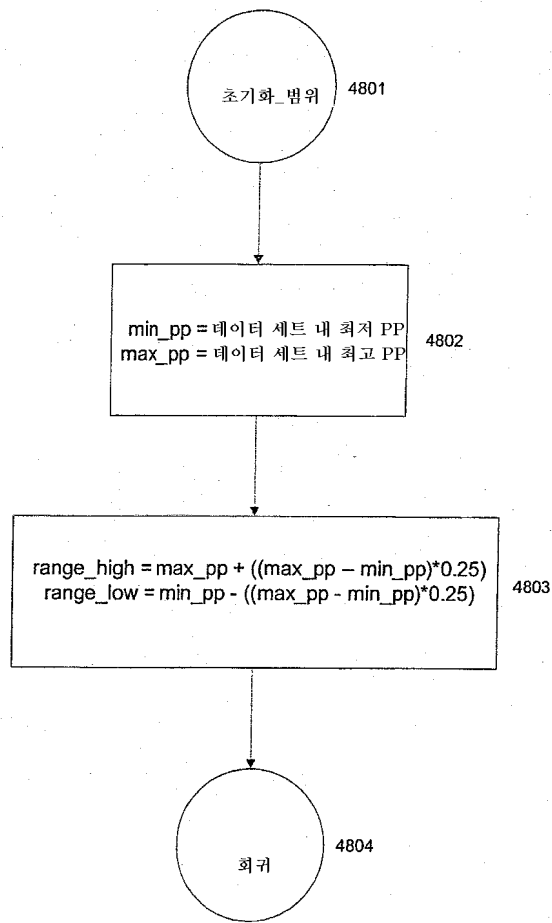
도면46



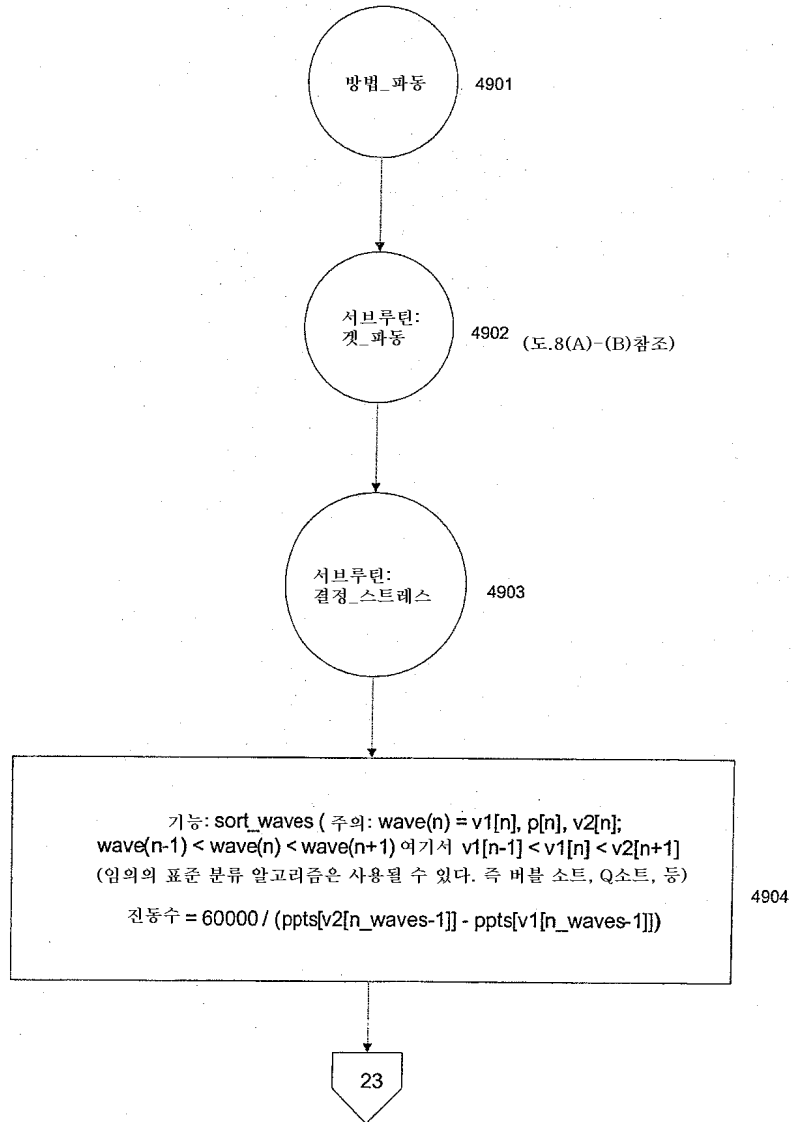
도면47



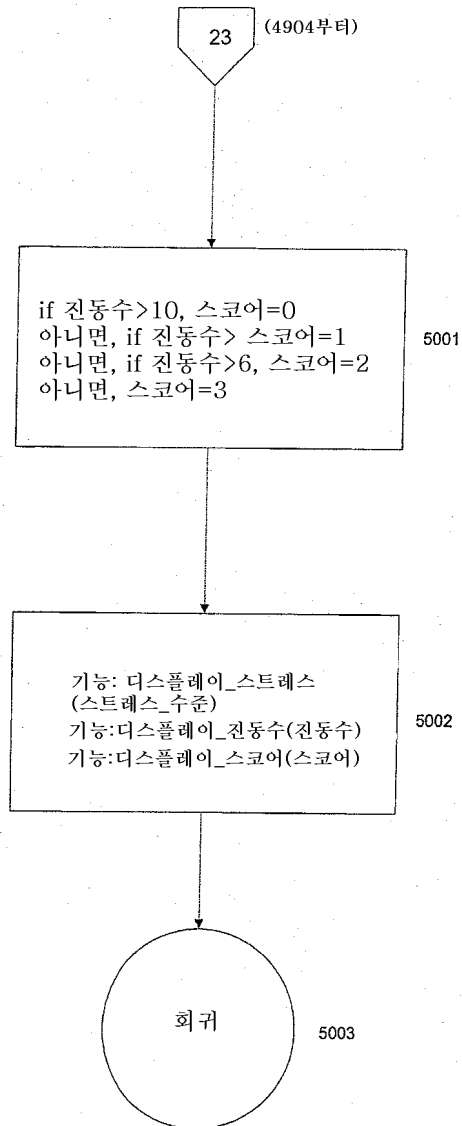
도면48



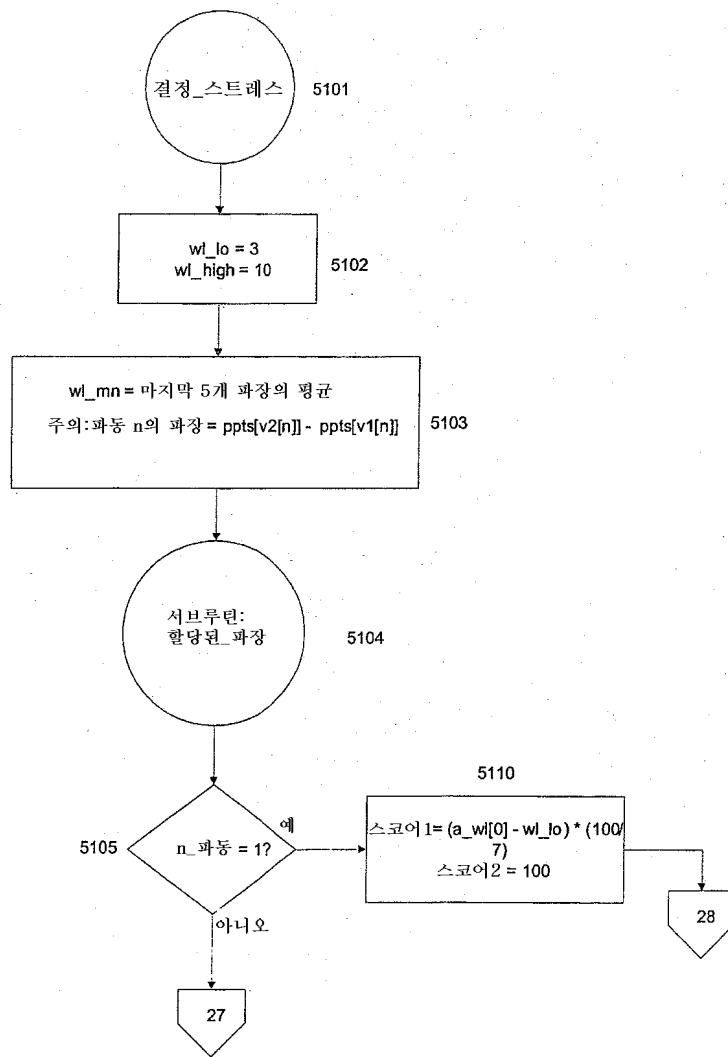
도면49



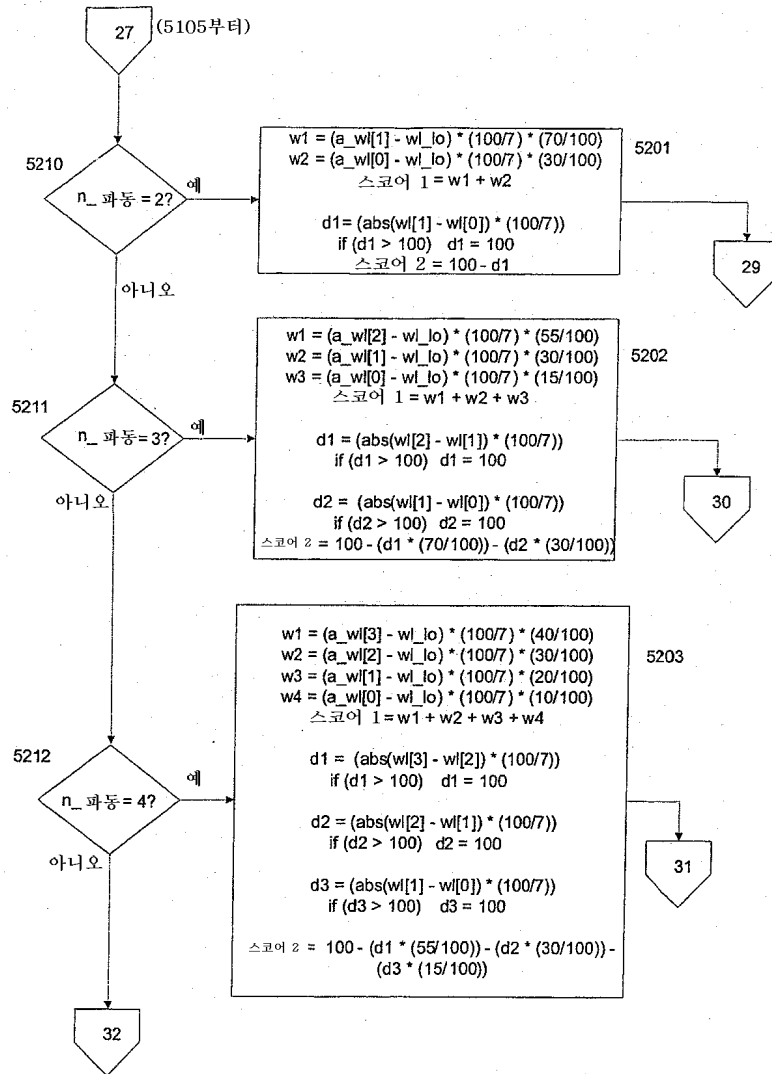
도면50



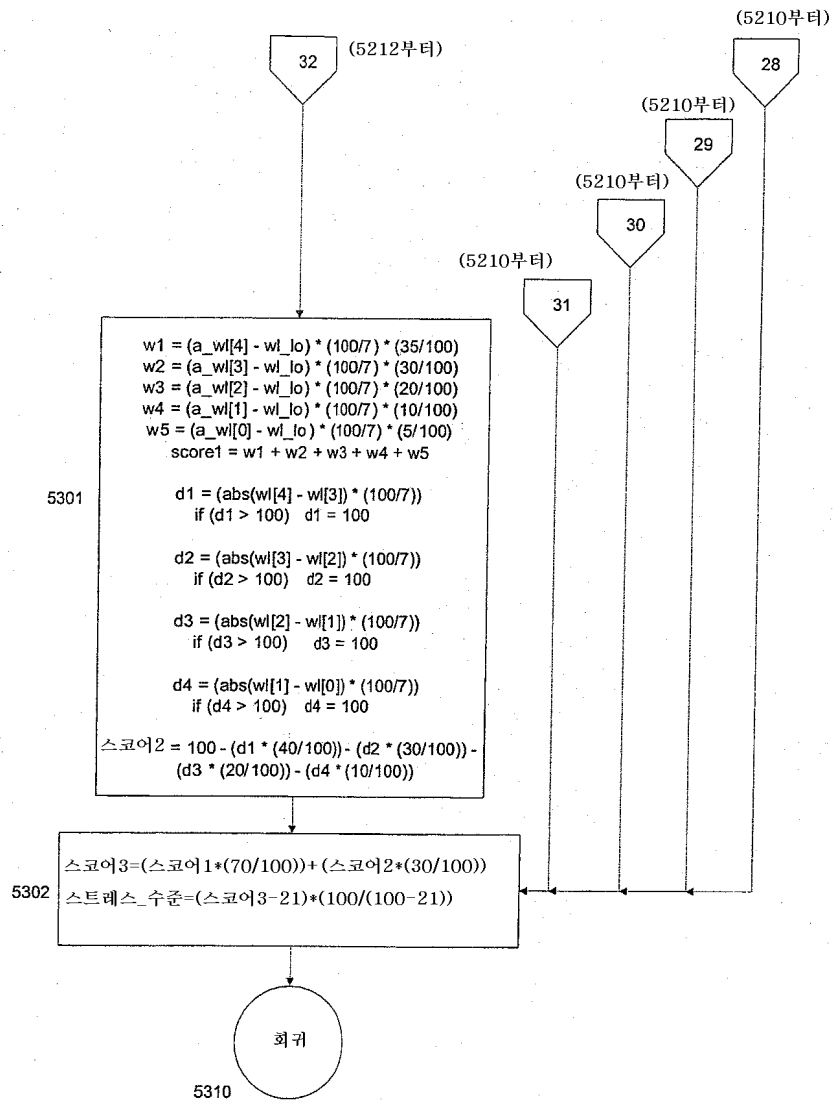
도면51



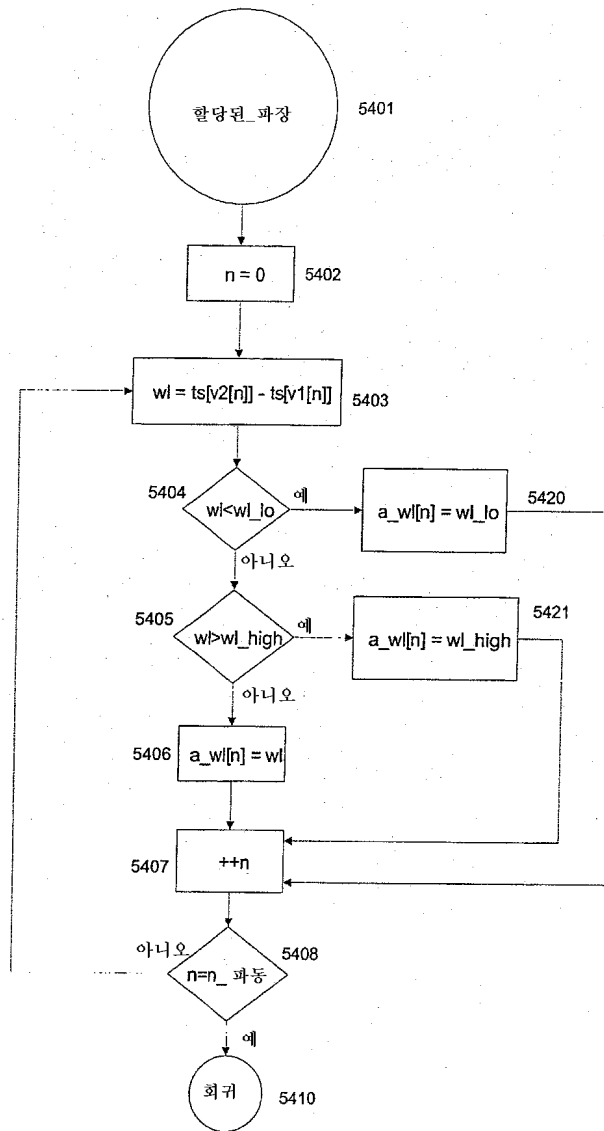
도면52



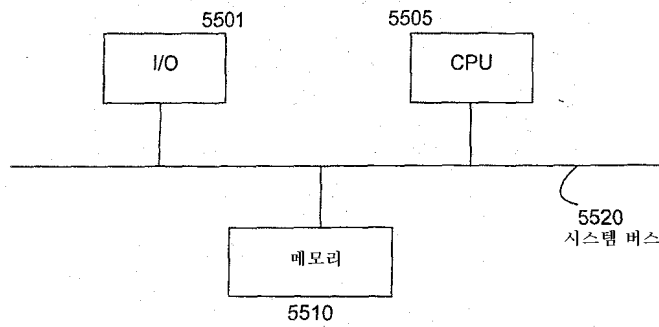
도면53



도면54



도면55



专利名称(译)	用于减轻压力的方法和设备		
公开(公告)号	KR1020070026460A	公开(公告)日	2007-03-08
申请号	KR1020067021538	申请日	2005-03-18
[标]申请(专利权)人(译)	HELICOR		
申请(专利权)人(译)	嘿, 我们的鼻子鼻子的激光炮		
[标]发明人	WOOD MICHAEL 우드마이클 FORBES ADAM 포베스아담 RHYS KIRSTIN 라이스커스틴		
发明人	우드,마이클 포베스,아담 라이스,커스틴		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/04 A61B5/08 A61M31/00 G09B23/28		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/02405 A61B5/02416 A61B5/0816 A61B5/486 G09B23/288 G16H20/30		
代理人(译)	Namsangseon		
优先权	60/554211 2004-03-18 US		
其他公开文献	KR101224346B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了易于使用的, 成本有效的方法和装置, 用于评估和治疗压力以及由此引起的或由压力引起的病症。更具体地, 提供了用于在呼吸期间识别RSA波的方法和设备, 其为受试者提供接近实时的RSA.wave信息。该信息可用于生物反馈设置, 通过实现有节奏的呼吸模式帮助受试者降低压力水平。©KIPO & WIPO 2007

