



(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。 Int. Cl.

A61B 5/02 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(11) 공개번호

10-2006-0134112

(43) 공개일자

2006년12월27일

(21) 출원번호 10-2006-7019488

(22) 출원일자 2006년09월21일

심사청구일자 없음

번역문 제출일자 2006년09월21일

(86) 국제출원번호 PCT/US2005/007406

(87) 국제공개번호

WO 2005/087095

국제출원일자 2005년03월07일

국제공개일자

2005년09월22일

(30) 우선권주장

10/796,559

2004년03월08일

미국(US)

(71) 출원인

넬커 퓨리탄 베넷 인코포레이티드

미합중국(94588)캘리포니아,프리젠티온,하시엔다드라이브4280

(72) 발명자

베이커 제이알, 클락, 알.

미합중국, 94546 캘리포니아, 카스트로 밸리, 매기 웨이 18493

(74) 대리인

특허법인세신

전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 맥박 산소 포화도 측정기에서 신호 특성 매트릭에 기초한양상블 평균화 가중치의 선택

(57) 요약

본 발명은 맥박 산소 포화도 측정기에서 신호들을 양상블 평균화하기 위한 방법 및 장치에 관한 것으로서, 혈액이 흐르는 조직으로부터 빛의 서로 다른 두개의 파장과 관련된 제1 및 제2 전자기적 방사 신호를 수신하고, 전자기적 신호들의 신호 특성에 대한 평가를 획득하고, 신호 특성에 대한 평가를 이용하여 양상블 평균화기에서 사용하기 위한 가중치를 선택하고, 양상블 평균화기를 이용하여 전자기적 신호들을 양상블 평균화한다.

대표도

도 1

특허청구의 범위

청구항 1.

혈액이 흐르는 조직으로부터 빛의 서로 다른 두개의 파장에 대응하는 제1 및 제2 전자기적 방사 신호를 수신하는 단계;

상기 제1 및 제2 전자기적 신호들의 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 단계;

상기 신호 특성에 대한 평가를 이용하여 앙상블 평균화기에서 사용하기 위한 가중치를 선택하는 단계; 및

상기 앙상블 평균화기를 이용하여 상기 제1 및 제2 전자기적 신호들을 앙상블 평균화하는 단계;

를 포함하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 방법.

청구항 2.

제1항에 있어서,

상기 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 단계는, 상기 신호들의 부정맥 정도에 대한 측정을 획득하는 단계를 포함하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 방법.

청구항 3.

제2항에 있어서,

상기 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 단계는, 상기 제1 및 제2 전자기적 방사 신호들 사이의 유사성 또는 관련성의 정도에 대한 측정을 획득하는 단계를 더 포함하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 방법.

청구항 4.

제1항에 있어서,

상기 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 단계는, 상기 신호들 내에 존재하는 모션 아티팩트 정도의 측정을 획득하는 단계를 포함하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 방법.

청구항 5.

제4항에 있어서,

상기 모션 아티팩트 정도의 측정을 획득하는 단계는, 상기 신호의 장기간 평균 맥박 진폭에 대한 현재의 맥박 진폭의 비율을 획득하는 단계를 포함하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 방법.

청구항 6.

제1항에 있어서,

상기 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 단계는, 상기 신호의 이전의 맥박 진폭에 대한 현재의 맥박 진폭의 비율을 획득하는 단계를 포함하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 방법.

청구항 7.

제1항에 있어서,

상기 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 단계는, 다른 메트릭과의 조합을 포함하는, 단일 맥박에 대한 모든 신호 특성 메트릭의 정도에 대한 측정을 획득하는 단계를 포함하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 방법.

청구항 8.

제1항에 있어서,

상기 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 단계는, 상기 신호들의 평균 맥박 구간에 대한 현재의 맥박 구간의 비율을 획득하는 단계를 포함하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 방법.

청구항 9.

제1항에 있어서,

상기 가중치를 선택하는 단계는, 상기 신호들의 부 정기적인 정도의 측정, 상기 제1 및 제2 전자기적 방사 신호들 사이의 유사성 및 관련성의 정도에 대한 측정, 상기 신호들의 장기간 평균화 맥박 진폭에 대한 현재 맥박 진폭의 비율의 획득, 상기 신호의 이전의 맥박 진폭에 대한 현재 맥박 진폭의 비율 및 상기 신호들의 평균화 맥박구간에 대한 현재 맥박 구간의 비율에 의한 모션 아티팩트 정도의 측정으로부터 선택되는 하나 또는 다수의 파라미터들의 조합을 형성하는 단계를 포함하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 방법.

청구항 10.

혈액이 흐르는 조직으로부터 빛의 서로 다른 두개의 파장과 관련된 제1 및 제2 전자기적 방사 신호를 수신하는 수단;

상기 제1 및 제2 전자기적 신호들의 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 수단;

상기 신호 특성에 대한 평가를 이용하여 앙상블 평균화기에서 사용하기 위한 가중치를 선택하는 수단; 및

상기 가중치를 이용하여 상기 제1 및 제2 전자기적 신호들을 앙상블 평균화하는 앙상블 평균화기;

를 포함하는 산소 포화도 측정기에서 신호를 앙상블 평균화하는 장치.

청구항 11.

제10항에 있어서,

상기 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 수단은, 상기 신호들의 부정맥 정도에 대한 측정을 획득하는 것을 특징으로 하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 장치.

청구항 12.

제11항에 있어서,

상기 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 수단은, 상기 제1 및 제2 전자기적 방사 신호들 사이의 유사성 또는 관련성의 정도에 대한 측정을 획득하는 것을 특징으로 하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 장치.

청구항 13.

제10항에 있어서,

상기 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 수단은, 상기 신호들 내에 존재하는 모션 아티팩트 정도의 측정을 획득하는 것을 특징으로 하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 장치.

청구항 14.

제10항에 있어서,

상기 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 수단은, 상기 신호의 장기간 평균 맥박 진폭에 대한 현재의 맥박 진폭의 비율을 획득하는 것을 특징으로 하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 장치.

청구항 15.

제10항에 있어서,

상기 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 수단은, 상기 신호의 이전의 맥박 진폭에 대한 현재의 맥박 진폭의 비율을 획득하는 것을 특징으로 하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 장치.

청구항 16.

제10항에 있어서,

상기 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 수단은, 다른 메트릭과의 조합을 포함하는, 단일 맥박에 대한 모든 신호 특성 메트릭의 정도에 대한 측정을 획득하는 것을 특징으로 하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 장치.

청구항 17.

제10항에 있어서,

상기 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 수단은, 상기 신호들의 평균 맥박 구간에 대한 현재의 맥박 구간의 비율을 획득하는 것을 특징으로 하는 산소 포화도 측정기에서 신호들을 앙상블 평균화하는 장치.

명세서**기술분야**

본 발명은 산소 포화도 측정기에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는, 맥박 산소 포화도 측정기에 의해 감지된 파형을 포함하는 신호들을 앙상블 평균화하기 위한 앙상블 평균화 가중치의 선택에 관한 것이다.

배경기술

맥박 산소 포화도 측정기는, 환자의 동맥혈 내의 헤모글로빈의 혈중 산소 포화도 및 맥박 속도를 포함하는 다양한 혈액의 특성들을 측정하기 위해 이용된다. 이러한 특성들의 측정은, 혈액이 흐르는 환자의 조직의 일부를 통해 빛을 산란시키고, 이 조직에서의 빛의 흡수 및 확산을 광전기적으로 감지하는 비침투성 센서를 이용하여 수행되어 왔다. 흡수되거나 확산된 빛의 양은, 본 기술 분야에 공지된 다양한 알고리즘을 이용하여, 조직 내의 혈액 성분의 양을 측정하는 데에 이용된다. 맥

박 산소 포화도 측정기에서의 "맥박"은, 심박동 사이클 동안의, 조직 내에서의 동맥혈의 시간에 따른 변화량에 의해 측정된다. 감지된 광학 측정에 의해 처리된 신호는, 혈액이 흐르는 환자의 조직의 일부를 통한 광학 에너지의 주기적인 감쇠와 관련되며, 체적 변동 그래프 파형(plethysmographic waveform)과 유사하다.

순간적 평균화의 방법인 앙상블 평균화(ensemble averaging)는, 가중치를 이용하여 계산된다. 맥박 산소 포화도 측정기에 있어서, 앙상블 평균화는, 새로 측정된 샘플과 한 맥박 구간 이전의 앙상블 평균화된 샘플 간의 가중 평균화를 산출한다. 앙상블 평균화를 산출하기 위해 선택되고 이용되는 가중치들은, 앙상블 평균화 처리에 대해 현저한 영향을 미친다. 이러한 가중치들은 항상 동일하게 선택되거나, 또는 앙상블 평균화된 신호들의 특성에 기초하여 선택될 수 있다. 예를 들면, Colon의 미국 특허 제4,690,126호에서는, 서로 다른 펄스들 및 합성물에 대해 서로 다른 가중치가 할당되는 앙상블 평균화를 개시하고 있으며, 평균화된 맥박 파형은 산소 포화도를 산출하기 위해 이용된다. 앙상블 평균화 가중치를 조정하기 위한 Colon의 신호 메트릭(metric)은, 모션 아티팩트(motion artifact)의 정도 측정, 낮은 흐름(예를 들면, 특정 한도 이하의 맥박 강도)의 정도 측정, 및 맥박 속도에 기초한다.

한편, 맥박 산소 포화도 측정기에 의해 감지된 파형을 포함하는 신호들을 앙상블 평균화하기 위해 이용되는 앙상블 평균화 가중치를 선택하기 위한, 보다 탄력적이고 확실한 방법이 요구되고 있다.

발명의 상세한 설명

본 발명은, 맥박 산소 포화도 측정기에서 감지된 파형과 관련된 신호들을 앙상블 평균화하기 위해 이용되는 앙상블 평균화 가중치의 선택에 관한 것이다. 앙상블 평균화 가중치의 선택은, 다양한 신호 특성 메트릭 또는 지표들의 하나 또는 다수 또는 이들의 조합에 기초하여 이루어진다. 일 실시예에서, 본 발명은, 맥박 산소 포화도 농도계에서 신호들을 앙상블 평균화하는 방법을 제공한다. 상기 방법은, 혈액이 흐르는 조직으로부터 빛의 서로 다른 두개의 파장과 관련된 제1 및 제2 전자기적 방사 신호를 수신하는 단계; 상기 제1 및 제2 전자기적 신호들의 신호 특성에 대한 평가를 획득하는 단계; 상기 신호 특성에 대한 평가를 이용하여 앙상블 평균화기에서 사용하기 위한 가중치를 선택하는 단계; 및 상기 앙상블 평균화기를 이용하여 상기 제1 및 제2 전자기적 신호들을 앙상블 평균화하는 단계를 포함한다.

일 실시 형태에서, 앙상블 평균화 가중치의 선택은, 다양한 신호 특성 지표들에 대한 평가 및 사용을 포함하며, 또한, 상기 가중치의 선택은 이하의 하나 또는 다수의 신호 특성 파라미터들의 조합을 형성하는 것을 포함한다. 상기 파라미터들은, 신호들의 부정맥 정도 측정, 제1 및 제2 전자기적 방사 신호들 사이의 유사성 또는 상호 의존성 측정, 신호의 장기간 평균화된 맥박 진폭과 현재의 맥박 진폭과의 비율에 의한 모션 아티팩트의 정도 측정, 신호의 이전 맥박 진폭에 대한 현재 맥박 진폭의 비율; 및 신호의 평균화된 맥박 구간에 대한 현재 맥박 구간의 비율이다.

본 발명의 실시예들에 대한 특징 및 장점에 대하여, 첨부한 도면을 참조하여 이하에서 더욱 상세하게 설명된다.

실시예

본 발명의 일 실시예에 따른 방법 및 시스템은, 맥박 산소 포화도 측정기에 의해 감지된 파형과 관련된 신호들을 앙상블 평균화하기 위해 이용되는 앙상블 평균화 가중치의 선택에 관련된다. 앙상블 평균화 가중치의 선택은, 다양한 신호 특성 분석 또는 지표들의 하나 또는 다수 또는 조합에 기초한다. 본 발명의 일 실시예는, 특히, 맥박 산소 포화도 측정기의 모니터 및 맥박 산소 포화도 측정기의 센서에 있어서, 동맥혈 내의 헤모글로빈의 산소 포화도 측정 및 맥박 또는 심박 속도와 관련되어 설명될 수 있으며 또한 이에 적용된다. 한편, 본 발명의 실시예는, ECG 및 혈압 등과 관련된 일반적인 환자 모니터 및 이와 연결된 환자 센서에 동일하게 적용될 수 있으며, 또한, 산소 포화도 측정기 또는 맥박 산소 포화도 측정기가 아닌 장치에 대해서도 적용될 수 있다.

일반적인 맥박 산소 포화도 측정기는, 동맥혈 헤모글로빈의 산소 포화도 퍼센티지(SpO2 또는 sat) 및 맥박 속도의 두 가지 생리적 파라미터를 측정한다. 산소 포화도는 다양한 기술에 의해 측정될 수 있다. 어떤 기술에서는, 적색광 내지 적외선 신호들의 변조 비율에 대한 비율(ratio-of-ratio)을 결정하기 위해, 광감지기에 의해 생성되는 광전류를 제어 및 처리한다. 이 변조 비율은 동맥혈의 산소 포화도와 깊은 관련이 있다는 것이 알려져 있다. 맥박 산소 포화도 측정기 및 센서들은, 환자, 건강검진 피검사 또는 동물들 각 집단의 동맥혈에서 측정된 산소 포화도(SaO2)의 범위와 변조 비율을 측정함으로써 경험적으로 조정된다. 이러한 관련성은, 반대로, 환자의 변조 비율의 측정값에 기초하여 혈중 산소 포화도(SpO2)를 측정하는 데 이용될 수 있다. 변조 비율을 이용한 산소 포화도의 결정은, 1998년 12월 29일에 발행된 미국 특허 제5,853,364호 "METHOD AND APPARATUS FOR ESTIMATING PHYSIOLOGICAL PARAMETERS USING MODEL-BASED ADAPTIVE FILTERING" 및 1990년 3월 27일에 발행된 미국 특허 제4,911,167호 "METHOD AND APPARATUS FOR

DETECTING OPRICAL PULSES"에 설명되어 있으며 이는 본 발명에 의해 참조된다. 산소 포화도 및 변조 비율 사이의 관계는, 1997년 7월 8일에 발행된 미국 특허 제5,645,059호 "MEDICAL SENSOR WITH MODULATED ENCODING SCHEME"에 설명되어 있으며 본 발명에 의해 참조된다. 대부분의 맥박 산소 포화도 측정기는, 간섭에 의해 영향받기 쉬운 최초 결정된 포화도 또는 맥박 속도를 포함하는 맥파 그래프를 생성한다.

도 1은 본 발명을 구현하는 산소 포화도 측정기의 일 실시예를 나타내는 블록도이다. 본 발명의 일 실시예는, 이하에서 설명될 마이크로프로세서(122)에 의해 실행되는 데이터 처리 알고리즘에 의해 구현된다. 광원(110)으로부터의 빛은 혈액이 흐르는 조직(112)의 내부를 통과하고, 산란되며, 광감지기(114)에 의해 감지된다. 광원 및 광감지기를 포함하는 센서(100)는, 산소 포화도 측정기가 산소 포화도를 계산하기 위한 적절한 교정 계수를 선택할 수 있도록, 광원(110)의 파장을 나타내는 신호들을 제공하는 인코더(116)를 더 포함할 수 있다. 인코더(116)는 예를 들면 레지스터일 수 있다.

센서(100)는 맥박 산소 포화도 측정기(120)에 연결된다. 이 산소 포화도 측정기는, 내부 버스(124)에 연결된 마이크로프로세서(122)를 포함한다. 또한, 버스에는 RAM 메모리(126) 및 디스플레이(128)가 연결된다. 타이밍 처리 유닛(TPU; 130)은, 광원(110)이 발광하는 시기를 제어하기 위한 광 구동 회로(132)에 타이밍 제어 신호를 제공하고, 다수의 광원이 사용되는 경우에는 각각의 광원들에 대한 멀티플렉싱된 타이밍을 제공한다. TPU(130)는, 광감지기(114)로부터 증폭기(133) 및 스위칭 회로(134)를 통과하는 신호들의 게이팅-인(gating-in)을 제어한다. 이러한 신호들은 다수의 광원들의 발광 타이밍에 기초한 적절한 타이밍에 샘플링된다. 수신된 신호는 증폭기(136), 저역 통과 필터(136) 및 아날로그-디지털 변환기(140)를 통과하게 된다. 디지털 데이터는, 큐 구조의 직렬 모듈(QSM; 142)에 저장되며, 이후 QSM(142)이 가득차게 되면 RAM(126)으로 전송된다. 일 실시예에서, 수신된 다수의 빛의 파장 또는 스펙트라에 따라 개별적인 증폭기와 필터 및 A/D 변환기를 갖는, 다수의 병렬 경로가 존재할 수도 있다.

광감지기(114)에서 수신된 빛과 관련되어 수신된 신호 값들에 기초하여, 마이크로프로세서(122)가 다양한 알고리즘을 이용하여 산소 포화도를 계산한다. 이러한 알고리즘은, 이용된 빛의 파장과 관련되며 경험적으로 결정될 수 있는 계수들을 필요로 한다. 이러한 계수들은 ROM(146)에 저장된다. 2-파장 시스템에서, 한쌍의 파장 스펙트라에 대해 선택되는 특정 계수들의 셋트는, 특정 센서(100)의 특정 광원과 관련된 인코더(116)에 의해 나타내어지는 값에 의해 결정된다. 일 실시예에서, 서로 다른 계수들의 셋트를 선택하기 위해, 다수의 저항값들이 할당될 수도 있다. 또다른 실시예에서는, 근적색 광원 또는 원적색 광원과 짝이 되는 적외선 광원에 대해 적합한 계수들 중에서 선택하기 위해, 동일한 저항값들을 이용한다. 근적색광 셋트 또는 원적색광 셋트 중에서 어느 것을 선택할 지에 대한 선택은, 제어 입력(154)들로부터의 제어 입력에 의해 이루어진다. 제어 입력(154)들은 예를 들면, 맥박 산소 포화도 측정기의 스위치, 키보드, 또는 원격 호스트 컴퓨터로부터의 명령을 제공하는 포트 등일 수 있다. 또한, 환자의 맥박 속도와 산소 포화도 또는 다른 원하는 생리적 파라미터를 결정하기 위해, 다수의 방법 또는 알고리즘을 이용할 수 있다.

맥박 산소 포화도 측정기의 일 실시예에 대한 상세한 설명은, 도 2를 참조하여 후술할 앙상블 평균화기에 적용되는 앙상블 평균화 가중치를 조정하기 위한 방법을 설명하기 위한 기초 정보로서 제공된 것이다.

본 발명의 실시예들은, 맥박 산소 포화도 측정기를 동작시키기 위한 목적을 갖는 광학 신호들을 처리하기 위해 이용되는 상위 신호 처리 시스템의 일부분으로서 구현된다. 이러한 신호 처리 시스템은, 도 2에, 본 발명의 일 실시예에 따른 맥박 산소 포화도 측정기의 신호 처리 구조의 블록도(200)로서 도시되어 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 신호 처리 구조(200)는, 맥박 산소 포화도 측정기의 프로세서에 의해 실행되는 소프트웨어 알고리즘에 의해 구현될 수 있다. 또한, 산소 포화도 및 맥박 속도 계산기능을 추가함으로써, 상기 시스템(200)은 필터 가중치 계수를 결정하기 위해 이용되는 다양한 신호 메트릭들을 측정할 수 있게 된다. 신호 메트릭들은, 맥박이 맥파 그래프와 일치하는지 또는 잡음과 일치하는지의 여부를 나타낸다. 신호 메트릭들은 예를 들면, 주파수(인간의 맥박 속도의 범위 이내인가), 형태(심장의 맥박 형태인가), 상승 타임 등과 관련될 수도 있다. 도 2에 도시된 시스템은, 산소 포화도 및 맥박 속도를 모두 계산한다. 시스템(200)은, 이후에 별도로 설명될, 정맥 맥박과 센서 오프와 맥박 신호 잃어버림 상태를 감지하기 위해 이용된다.

I. 산소 포화도 계산

블록(202)은 신호 조정 블록의 동작을 나타낸다. 디지털화된 적색광 및 적외선 신호들 또는 파형들은 블록(202)에서 수신되고, (1) 기준선 시프트(baseline shift)를 제거하기 위해 제1 미분되고, (2) 고정된 계수에 의해 저역 통과 필터링되고, (3) 비율을 보존하기 위해 DC 값으로 나눠어짐으로써 조정된다. 신호 조정 부시스템(Signal Conditioning subsystem)의 기능은, 인간의 맥파 그래프에서 발생한 고주파를 강조하고 모션 아티팩트가 일반적으로 집중되는 부분의 저주파를 약화시키는 것이다. 신호 조정 부시스템은, 초기화 동안에 확인된 하드웨어의 특성에 기초하여, 자신의 필터 계수(광대역 또는 협대역)를 선택한다. 블록(202)으로의 입력은 디지털화된 적색광 및 적외선 신호들이며, 그 출력은 전처리된 적색광 및 적외선 신호들이 된다.

블록(204)은, 맥박 인식 및 인증 블록의 동작을 나타낸다. 저역 통과 필터링 및 디지털화된 적색광 및 적외선 신호들은, 맥박을 인식하고 동맥의 맥박과 동일한 지를 인증하기 위해 상기 블록에 제공된다. 이는 미리 훈련된 신경 회로망(pre-trained neural net)을 이용하여 수행되며, 주로 적외선 신호에 의해 수행된다. 맥박은 진폭, 형태 및 주파수를 측정함으로써 인식된다. 블록(204)으로의 입력은, 블록(208)으로부터의 평균 맥박 구간이다. 이러한 기능은, 맥박 속도를 이용하는 선행한 인증을 변경한다. 블록(204)의 출력은, 부정맥의 정도 및 개별적인 맥박의 특성을 나타낸다. 블록(204)으로의 입력은, (1) 전처리된 적색광 및 적외선 신호들, (2) 평균 맥박 구간, (3) 저역 통과 필터로부터의 저역 통과된 파형이다. 블록(204)으로부터의 출력은, (1) 부정맥의 정도, (2) 맥박 진폭의 변화, (3) 개별적인 맥박의 특성, (4) 맥박 신호음 통보, (5) 인증된 맥박 구간 및 에이지(age)이다.

블록(206)은 신호 특성 메트릭들을 계산하기 위해 이용된다. 상기 블록(206)은, 맥박 형태(예를 들면, 도함수에 의한 기울기), 구간 변화, 맥박의 진폭 및 변화, 비율에 대한 비율의 변화, 맥박 속도에 관련된 주파수를 결정한다. 블록(206)으로의 입력은, (1) 미처리된 디지털화된 적색광 및 적외선 신호들, (2) 부정맥의 정도, 개별적인 맥박의 특성, 맥박 진폭의 변화, (3) 전처리된 적색광 및 적외선 신호들, (4) 평균 맥박 구간이다. 블록(206)으로부터의 출력은, (1) 저역 통과 및 앙상블 평균화 필터 가중치, (2) 센서 오프 감지기에 대한 메트릭들, (3) 정규화된 전처리된 파형, (4) 퍼센트 변조이다.

블록(208)은 평균 맥박 구간을 계산한다. 상기 블록(208)은 수신된 맥박들로부터 평균 맥박 구간을 계산한다. 블록(208)으로의 입력은, 인증된 맥박 구간 및 에이지이다. 블록(208)으로부터의 출력은, 평균 맥박 구간을 포함한다.

블록(210)은, 저역 통과 필터 및 앙상블 평균화 부시스템의 기능을 나타낸다. 블록(210)은, 블록(206)에 의해 정규화 및 전처리된 파형을 저역 통과 필터링 및 앙상블 평균화한다. 저역 통과 필터에 대한 가중치는 블록(206)의 신호 메트릭들에 의해 결정된다. 이 신호는, 블록(206)의 신호 메트릭들에 의해 결정된 앙상블 평균화 필터 가중치에 의해 앙상블 평균화된다(이에 의해, 맥박 속도에 근접한 다른 주파수 및 그 배음(harmonics)은 감소된다). 레스 가중치(less weight)는, 신호가 감소되는 것으로 표시된 경우에 할당된다. 모어 가중치(more weight)는 신호가 불규칙적인 것으로 표시된 경우에 할당되며, 이는 앙상블 평균화가 부정맥인 경우에는 적합하지 않기 때문이다. 적색광 및 적외선 파형들은, 동일한 필터링 가중치에 의해, 개별적으로 처리된다. 신호 메트릭들이 우선적으로 계산될 수 있도록, 필터링은 약 1초 정도 지연된다.

필터들은 연속적인 가변 가중치들을 이용한다. 만약, 샘플들이 앙상블 평균화되지 않을 것이라면, 가중된 평균화에 있어서, 이전에 필터링된 샘플들에 대한 가중치는 영(0)으로 설정되고, 새로운 샘플들은 이 알고리즘에 의해서 처리될 것이다. 상기 블록은 신호의 에이지 및/또는 필터링의 누적된 양(예를 들면, 응답 시간의 합 및 처리시의 지연들)을 추적한다. 특정 기간 동안 양호한 맥박이 감지되지 않은 경우에, 너무 오래된 결과는 표시된다. 블록(210)으로의 입력은, (1) 정규화 및 전처리된 적색광 및 적외선 신호들, (2) 평균 맥박 구간, (3) 저역 통과 필터 가중치 및 앙상블 평균화 필터 가중치, (4) 가능한 경우, ECG 트리거, (5) 제로-크로싱(zero-crossing) 트리거에 대한 기준 적외선이다. 블록(210)으로부터의 출력은, (1) 필터링된 적색광 및 적외선 신호들, (2) 에이지이다.

블록(212)은, 필터링된 파형에 대한 비율에 대한 비율의 변화를 추정하고 평균화 가중치를 계산하는 동작을 나타낸다. 필터링에 대한 가변 가중치는 비율에 대한 비율의 변화에 의해 제어된다. 이러한 가변 가중치에 의한 필터링은, 아티팩트가 증가함에 따라 비율에 대한 비율을 완만하게 감소시킨다는 효과를 갖는다. 부시스템은, 신속 모드 및 정규 모드를 포함하는, 두가지 응답 모드를 갖는다. 예를 들면, 신속 모드에서의 필터링은 3초의 에이지 메트릭을 목표로 하고, 정규 모드에서의 목표 에이지는 5초일 수 있다. 신속 모드에서, 현재의 최소 가중치는 보다 상위의 레벨로 제한된다. 즉, 하위 가중치는 잡음이 존재하는 경우의 최신의 비율에 대한 비율 계산에 할당되고, 상위 가중치는 잡음이 존재하지 않는 경우에 할당된다. 블록(212)으로의 입력은, (1) 필터링된 적색광 및 적외선 신호들 및 에이지, (2) 교정 계수, (3) 응답 모드(예를 들면, 사용자 속도 설정)이다. 블록(212)으로부터의 출력은, 비율에 대한 비율 계산에 대한 평균화 가중치이다. 평균화 가중치는, 평균화된 비율에 대한 비율 및 에이지를 계산하기 위한 필터링된 적외선 및 적색광 파형과 함께 블록(214)으로의 입력으로서 이용된다.

블록(216)은 산소 포화도를 계산하는 동작을 나타낸다. 포화도는, 교정 계수 및 평균화된 비율에 대한 비율을 이용하는 알고리즘에 의해 계산된다. 블록(216)으로의 입력은, (1) 평균화된 비율에 대한 비율, (2) 교정 계수이다. 블록(216)의 출력은 산소 포화도 값이다.

II. 맥박 속도 계산

블록(218)은, 맥박 속도를 인식하기 위해서, 블록(202)에 의해 조정된 신호(들)를 저역 통과 필터링 및 앙상블 평균화한다. 저역 통과 필터에 대한 가중치는 블록(206)의 신호 메트릭들에 의해 결정된다. 신호는 또한, 블록(206)의 신호 메트릭들에

의해 결정된 앙상블 평균화 필터 가중치에 의해 앙상블 평균화된다(이에 의해, 맥박 속도에 근접한 다른 주파수 및 그 배음은 감소된다). 레스 가중치는, 신호가 감쇠되는 것으로 표시된 경우에 할당된다. 모어 가중치는 신호가 불규칙적인 것으로 표시된 경우에 할당되며, 이는 앙상블 평균화가 부정맥인 경우에는 적합하지 않기 때문이다. 적색광 및 적외선은 개별적으로 처리된다. 필터링은, 신호 메트릭들이 우선적으로 계산될 수 있도록 하기 위하여, 약 1초 동안 지연된다.

필터들은 연속적인 가변 가중치를 이용한다. 만약, 샘플들이 앙상블 평균화되지 않을 것이라면, 가중된 평균화에 있어서 이전에 필터링된 샘플들에 대한 가중치는 영(0)으로 설정되고, 새로운 샘플들은 이 알고리즘에 의해서 처리된다. 블록(218)은 신호의 에이지 및/또는 필터링의 누적된 양(예를 들면, 응답 시간의 합 및 처리시의 지연들)을 추적한다. 너무 오래된 결과는 표시된다(특정 기간 동안 양호한 맥박이 감지되지 않는 경우). 블록(218)으로의 입력은, (1) 전처리된 적색광 및 적외선 신호들, (2) 평균 맥박 구간, (3) 저역 통과 필터 가중치 및 앙상블 평균화 필터 가중치, (4) 가능한 경우, ECG 트리거, (5) 제로-크로싱 트리거를 위한 기준 적외선이다. 블록(218)의 출력은, (1) 필터링된 적색광 및 적외선 신호, (2) 에이지이다.

블록(220), 또는 필터링된 맥박 인식 및 인증 블록은 필터링된 파형으로부터 맥박 구간을 계산하며, 이 결과는 맥박이 블록(204)에 의해 인증 실패된 경우에만 이용된다. 블록(220)으로의 입력은, (1) 필터링된 적색광 및 적외선 신호와 에이지, (2) 평균 맥박 구간, (3) 하드웨어 ID 또는 잡음 등급, (4) 적외선 및 적색광 에너지를 감지하기 위해 이용된 센서의 종류 또는 타입이다. 블록(220)의 출력은, 인증된 맥박 구간 및 에이지를 포함한다.

블록(222), 또는 맥박 구간 평균화 및 맥박 속도 계산 블록은, 맥박 속도를 계산하고 맥박 구간을 평균화한다. 블록(222)은 인증된 맥박 구간 및 에이지를 입력받아, (1) 평균 맥박 구간, (2) 맥박 속도를 출력한다.

III. 정맥의 맥동

블록(224), 또는 정맥 맥동 감지 블록은, 맥박 속도와 블록(202)으로부터의 전처리된 적색광 및 적외선 신호 및 에이지를 입력받고, 정맥 맥동의 표지를 출력으로서 제공한다. 블록(224)은, 앙상블 평균화 필터(예를 들면, 블록(210 및 218))로 출력하는 단일-투스 콤 필터(single-tooth comb filter)를 이용하여, 시간 도메인에서 기준 적외선 파형을 제공한다. 블록(224)으로의 입력은, (1) 필터링된 적색광 및 적외선 신호들과 에이지, (2) 맥박 속도이다. 블록(224)으로부터의 출력은, 정맥 맥동의 표지 및 기준 적외선이다. 일 실시예에서, 블록(224)은, 표지(예를 들면, Venous_Pulsation)가 설정되어야 하는지의 여부를 결정하기 위해 적외선-적색광 리사쥬 그래프(IR-Red Lissajous plot)의 "개방(openness)"을 측정한다. 표지 출력(예를 들면, Venous_Pulsation)은 정기적으로(예를 들면, 매 초마다) 갱신된다. 또한, 기준 적외선 파형은 앙상블 평균화 필터로 출력된다.

IV. 센서 오프

블록(226), 또는 센서 오프 및 맥박 진폭의 잃어버림 감지 블록은, 예를 들면 환자의 혈액이 흐르고 있는 조직의 표면에서 센서가 오프되었는지의 여부를 결정하기 위해, 미리 훈련된 신경 회로망을 이용한다. 신경 회로망으로의 입력은, 최근 몇 초 동안의 적외선 및 적색광 값의 반응 형태를 정량화하는 메트릭들이다. 신호의 상태가 맥박의 존재를 표시하지 않거나, 또는 센서가 관찰 영역(예를 들면, 맥박 존재, 연결 해제, 맥박 잃어버림, 센서 오프 추정 및 센서 오프)을 표시하지 않는 경우, 샘플들은 시스템(200)의 다수의 부시스템에서 무시된다. 블록(226)으로의 입력은, (1) 신호 특성 메트릭들, (2) 산소 포화도 측정기의 LED 밝기, 증폭기 이득, (3) 산소 포화도 측정기의 하드웨어 구성을 나타내는 ID이다. 블록(226)으로부터의 출력은, 센서 오프에 대한 표지를 포함하는 신호의 상태를 포함한다.

상술한 구조(200)에 있어서, 블록(226)의 기능인 맥박 잃어버림 및 맥박 탐색 표지는, 신호 처리 구조의 몇몇 부분으로부터의 정보를 이용하여 도출될 수 있다. 한편, 적절한 센서가 연결되어 있지 않거나, 신호 처리 구조에 의해 센서 오프 또는 맥박 진폭의 잃어버림이 감지되는 경우, 신호 처리 구조는 산소 포화도 또는 맥박 속도를 계산하기 위해 수신된 적외선 및 적색광 파형을 이용하지 않게 된다.

상술한 바와 같은 본 발명에 따른 맥박 산소 포화도 측정기 신호 처리 구조에 대한 설명은, 블록(210 및 218)에 의해 나타내어지는, 맥박 산소 포화도 측정기로부터 감지된 파형과 관련된 신호들을 앙상블 평균화하기 위해 이용되는 앙상블 평균화 가중치를 선택하기 위한 방법 및 장치를 설명하기 위한 기초로서 제공된 것이다.

앙상블 평균화 가중치

상기한 바와 같이, 앙상블 평균화 가중치의 선택은, 다양한 신호 특성 메트릭들 또는 표지들의 하나 또는 다수 또는 조합에 기초하여 이루어진다. 특히, 일 실시예에서, 앙상블 평균화 가중치를 조정하기 위해 이용되는 메트릭들은, 부정맥의 정도에 대한 측정을 포함한다. 급변하는 주파수를 갖는 신호에 대해서는 앙상블 평균화가 부적합하기 때문에, 환자에게서 부정맥이 나타나는 경우 앙상블 평균화의 정도를 낮추기 위해 이 메트릭을 이용한다. 앙상블 평균화 가중치를 조정하기 위해 이용되는 또다른 메트릭은, 비율에 대한 비율의 변화 정도에 대한 측정을 포함한다(예를 들면, 적외선 및 적색광 파형 간의 유사성 또는 관련성의 부족). 이러한 메트릭은, 움직임 또는 다른 잡음원의 존재 여부에 민감하다. 아마도 동일한 파형으로부터 획득된 현재 및 이전의 맥박 파형 사이의 유사성을 비교하는 메트릭을 제안한 콘론(Conlon)의 방식과는 달리, 이러한 메트릭은 서로 다른 파장을 갖는 두 개의 동일한 파형 사이의 유사성을 이용한다. 앙상블 평균화 가중치를 조정하기 위해 이용되는 또다른 메트릭은, 장기간의 평균 맥박 진폭에 대한 현재의 맥박 진폭의 비율을 포함한다. 장기간의 평균 맥박 진폭은 모든 맥박이 인증된 경우 약 1분간의 응답 시간을 갖는 평균과 관련되며, 대부분의 맥박이 인증될 수 있다면 그 시간은 증가될 수도 있다. 콘론의 방식과 유사하게, 이러한 메트릭은 모션 아티팩트를 감지해내기 위한 것이지만, 이 메트릭은 아날로그 메트릭이다(콘론의 방식은, 비 아티팩트, 낮은 아티팩트, 높은 아티팩트와 같은 소수의 이산적인 상태를 갖는다). 앙상블 평균화 가중치를 조정하기 위해 이용되는 또다른 메트릭은, 이전 맥박 진폭에 대한 현재 맥박 진폭의 비율을 포함한다. 이러한 메트릭은, 큰 모션 아티팩트가 시작되거나 중지된 경우에 앙상블 평균화 가중치를 신속하게 변경하기 위해 이용된다. 앙상블 평균화 가중치를 조정하기 위해 이용되는 또다른 메트릭은, 단일 맥박에 대한 모든 신호 특성 메트릭의 측정을 포함하며, 이 메트릭은 상술한 메트릭들을 포함하는 다른 몇몇의 메트릭들과 자신과의 조합이다. 모션 아티팩트가 진정되고 입력 파형의 특성이 과중하게 앙상블 평균화된 파형보다 개선된 것으로 추정되는 경우에, 앙상블 필터링을 신속하게 감소시키기 위해 이 메트릭을 이용한다. 앙상블 평균화 가중치를 조정하기 위해 이용되는 또다른 메트릭은, 평균 맥박 구간에 대한 현재 맥박 구간의 비율을 포함한다. 많은 사람들에게 가끔씩 발생할 수 있는, 심장이 맥동을 건너뛰는(skip) 경우에, 앙상블 필터링을 감소시키기 위해 이 메트릭을 이용한다.

맥박 인식 및 인증 부시스템(204)이 포텐셜 맥박(potential pulse)의 평가를 완료함을 부시스템(210 및/또는 218)에서 인지한 경우, 부시스템은 앙상블 평균화 부시스템의 인스턴스에 이용되는 앙상블 평균화 가중치를 갱신한다. 포화도 및 맥박 속도를 계산하기 위해 이용되는 출력을 갖는 두 개의 앙상블 평균화 인스턴스를 계산하기 위하여, 각각의 가중치들이 계산된다. 이러한 가중치들은, 앙상블 평균화되지 않은 입력 파형을 갖는 맥박 인식 및 인증 부시스템의 인스턴스에 의해 제공되는 메트릭들에 기초한다.

Sat_Ensemble_Averaging_Filter_Weight에 대한 계산식은 다음과 같다:

$$x = \max(\text{Short_RoR_Variance}, \text{Pulse_Qual_RoR_Variance} / 1.5) * \max(\text{Long_Term_Pulse_Amp_Ratio}, 1.0)$$

$$\text{RoR_Variance_Based_Filt_Wt} = 0.5 * 0.05 / \max(0.05, x)$$

$$\text{Arr_Prob} = (\text{Period_Var} - 0.1 * \text{Short_RoR_Variance} - 0.09) / (0.25 - 0.09);$$

$$\text{Arr_Min_Filt_Wt_For_Sat} = 0.05 + 0.5 * \text{bound}(\text{Arr_Prob}, 0, 1.0)$$

$$\text{Sat_Ensemble_Averaging_Filter_Weight} = \max(\text{RoR_Variance_Based_Filt_Wt}, \text{Arr_Min_Filt_Wt_For_Sat}) * (1.0 + \text{Pluse_Qual_Score})$$

$$\text{Sat_Ensemble_Averaging_Filter_Weight} = \min(\text{Sat_Ensemble_Averaging_Filter_Weight}, 1.0)$$

여기에서 bound(a, b, c)는, min(max(a, b), c)를 의미한다.

상기 계산식은, 비율에 대한 비율 변화의 하위 값에 대해서는 0.5의 기본 가중치를 발생한다. Short_RoR_Variance 및 Pulse_Qual_RoR_Variance는, 예를 들면 3초의 시간 동안 계산된다. Pulse_Qual_RoR_Variance에 대한 간격은, 최신의 샘플을 포함하는 것으로 예상되는 최신의 맥박에 대한 인증 및 거절에 의해 종료된다. 비율에 대한 비율의 높은 변화에 의해, 또는 모션 아티팩트를 나타내는 Long_Term_Pulse_Amp_Ratio의 높은 값에 의해, 가중치가 감소된다. Arr_Min_Filt_Wt_For_Sat는, 부정맥의 정도를 나타내는 Period_Var에 기초한 앙상블 평균화 가중치(범위 0.05-0.55)의 최소값을 부여한다. 앙상블 평균화는 서로 다른 구간을 갖는 맥박에 대해서는 효과적이지 않기 때문에, 이러한 동작이 수행된다. 최신의 맥박이 양호한 Pulse_Qual_Score를 갖는다면, Sat_Ensemble_Averaging_Filter_Weight의 최대값은 0.5로부터 1.0까지 증가될 수 있다.

Rate_Ensemble_Averaging_Filter_Weight의 계산식은 다음과 같다:

$$\text{Arr_Prob} = (\text{Period_Var} - 0.07) / (0.20 - 0.07)$$

$$\text{Arr_Min_Filt_Wt_For_Rate} = 0.05 + 0.5 * \text{bound}(\text{Arr_Prob}, 0, 1.0)$$

$$x = \max(\text{RoR_Variance_Based_Filt_Wt}, \text{Arr_Min_Filt_Wt_For_Rate}) * (1.0 + \text{Pulse_Qual_Score})$$

if Short_Term_Pulse_Amp_Ratio * Long_Term_Pulse_Amp_Ratio < 1.0

$$x = x / \text{Short_Term_Pulse_Amp_Ratio}$$

if Avg_Period > 0

$$x = x * \text{bound}(\text{Pulse_Qual_Score} * \text{Qualified_Pulse_Period} / \text{Avg_Period}, 1.0, 3.0)$$

$$\text{Rate_Ensemble_Averaging_Filter_Weight} = \min(x, 1.0)$$

이 계산식은 Sat_Ensemble_Averaging_Filter_Weight의 계산식과 다음과 같은 차이점을 갖는다:

- a) 맥박 인증에 앞서 앙상블 평균화하여 불규칙한 맥박을 명확하게 하는 것이 바람직하기 때문에, Arr_Prob를 계산하기 위해 이용되는 문턱값들이 다소 낮다.
- b) Short_Term_Pulse_Amp_Ratio의 작은 값들은 모션 아티팩트가 진정되었는지를 나타내며, 앙상블 평균화 가중치가 신속히 증가함을 의미한다. 이는 맥박 인증에 대해서는 유용하다는 것이 경험적으로 밝혀졌지만, 비율에 대한 비율의 필터링 및 포화도 계산에는 유용하지 않다.
- c) 이전에 부정맥이 있었거나 또는 없었더라도 심장이 맥동을 건너뛰게(skip) 되어 Qualified_Pulse_Period이 평균보다 더 길어지면, 이후의 맥박 인증에 의해 건너뛴 맥박을 명확하게 하고자, 앙상블 평균화 가중치를 증가시키게 될 것이다.

일 실시형태에서, 산소 포화도 및 맥박 속도를 계산하기 위해 이용되는 감지된 파형을 처리하기 위한 두 개의 개별적인 앙상블 평균화기에서, 상술한 바와 같이 결정된 앙상블 평균화 가중치들이 이용된다. 산소 포화도를 계산하기 위해 이용되는 앙상블 평균화기는 정규화된 신호에 의해 동작하고, 맥박 속도 계산을 위한 앙상블 평균화기는 정규화되지 않은 신호에 의해 동작한다. 산소 포화도 및 맥박 속도를 개별적으로 앙상블 평균화하는 맥박 산소 포화도 측정기는, 계류중인 특허,

"Pulse Oximeter with Separate Ensemble Averaging for Oxygen Saturation and Heart Rate, Attorney

Docket:TTC-009103-022700US"에 설명되어 있으며, 그 내용은 본 발명에서 참조된다. 상기 특허 출원서에서, 두 개의 앙상블 평균화기를 향하는 두 개의 경로에 대해 선택된 메트릭들은, 앙상블 평균화를 산소 포화도 또는 맥박 속도의 계산에 대해 최적화하기 위해 변경될 수 있다. 예를 들면, 산소 포화도를 계산하고자 하는 것에 비하여, 맥박 속도를 계산하는 도중에 불규칙한 맥박을 감지하기 위한 메트릭에 대해 더 낮은 문턱값을 이용할 수 있다. 또한, 모션 아티팩트가 진정되면 단기간 맥박 진폭 비율에 대한 메트릭은 작아지게 되며, 이는 산소 포화도의 계산시보다 맥박 속도 계산에서 더 큰 가중치가 주어질 것이다.

용어 정의:

(데이터 입력)

Avg_Period - 맥박 속도 계산 부시스템으로부터 제공된 평균 맥박 구간.

Long_Term_Pulse_Amp_Ratio - 과거의 맥박 진폭에 대한 최근의 맥박 진폭의 비율. 맥박 인식 및 인증 부시스템에 의해 제공됨. 실제로 1.0보다 큰 값들은 모션 아티팩트로 인식되며, 결과적으로 Ensemble_Averaging_Filter_Weights를 감소시킴.

Period_Var - 맥박 인식 및 인증 부시스템으로부터의 구간 변화 메트릭. 부정맥의 범위를 측정하기 위해 이용됨. 예를 들면, 0.10의 값은, 일련되는 맥박 구간이 Avg_Period에서 평균적으로 10% 범위 이내에서의 변화함을 나타냄.

Pulse_Qual_RoR_Variance - 맥박 인식 및 인증 부시스템으로부터의 RoR_Variance 메트릭.

Pulse_Qual_Score - 맥박 인식 및 인증 부시스템의 맥박 인증 신경 회로망에 의해 계산된 점수. 0은 최저 점수, 1.0은 최고 점수.

Qualified_Pulse_Period - 맥박 인식 및 인증 부시스템에 의해 인증된 최신의 맥박 구간.

Short_Term_Pulse_Amp_Ratio - 이전의 맥박 진폭에 대한 최근의 맥박 진폭의 비율.

(출력)

Frequency_Ratio - 맥박 속도에 대한 Mean_IR_Frequency_Content의 비율.

LPF_RoR_Variance - 비율에 대한 비율의 변화량 정량화. LPF_Scaled_Waveforms로부터 9초 윈도우 동안 계산됨.

Rate_LPF_Weight - 맥박 특성 및 맥박 속도 계산에 사용되는 파형을 전처리하는 앙상블 평균화 부시스템의 인스턴스에 의해 이용되는 저역 통과 필터 가중치.

RoR_Variance - 비율에 대한 비율의 변화량 정량화. Scaled_Waveforms로부터 9초 윈도우 동안 계산됨. 예를 들면, 0.10 값은, 샘플 대 샘플의 비율에 대한 비율 값이 비율에 대한 비율의 평균값에 대해 10%의 범위에서 변화함을 나타냄.

Sat_Ensemble_Averaging_Filter_Weight - 맥박 인증 및 맥박 속도 계산에 사용되는 파형을 전처리하는 앙상블 평균화 부시스템의 인스턴스에 의해 이용되는 앙상블 평균화 가중치.

Sat_LPF_Weight - 맥박 인증 및 맥박 속도 계산에 사용되는 파형을 전처리하는 앙상블 평균화 부시스템의 인스턴스에 의해 이용되는 저역 통과 필터 가중치.

Scaled_Waveforms - 적외선 및 적색광에 대한 Pre_Processed_Waveforms의 수치화된 버전(scaled version).

Short_RoR_Variance - 비율에 대한 비율의 변화량 정량화. Scaled_Waveforms로부터 3초 윈도우 동안 계산됨

(내부 변수들)

Arr_Prob - 앙상블 평균화의 양을 제한하는 부정맥의 가능성. 두 개의 Ensemble_Averaging_Filter_Weights의 각각에 대해 특정된 문턱값과, Period_Var에 기초함.

Arr_Min_Filt_Wt_For_Rate, Arr_Min_Filt_Wt_For_Sat - 각각의 Arr_Prob 값에 기초한 두 개의 Ensemble_Averaging_Filter_Weights 중의 최소값.

LPF_Scaled_Waveforms - LPF_RoR_Variance의 계산에 사용되는, Scaled_Waveforms의 저역 통과 필터링된 버전.

Mean_IR_Frequency_Content - 적외선 입력 파형의 평균 주파수의 추정. Frequency_Ratio 메트릭의 계산에 이용됨.

RoR_Variance_Based_Filt_Wt - RoR_Variance 메트릭들 및 Long_Term_Pulse_Amp_Ratio에 기초한 Ensemble_Averaging_Filter_Weights의 구성 요소.

산업상 이용 가능성

양상불 평균화 가중치의 선택에 관련된 본 발명은, 본 발명의 기술 분야에 속하는 당업자에 의해 이해될 수 있는 바와 같이 본 발명의 기본적인 특징들로부터 이탈하기 않는 다양한 실시 형태를 가질 수 있다. 예를 들면, 본 발명은 시간 영역(time-domain)을 이용하였지만, 주파수에 기초한 방법들도 동일하게 적용될 수 있다. 따라서, 상기한 설명들은 단지 참조로서 제시된 것으로서, 본 발명의 범위는 첨부되는 청구항들에 의해서 정해져야 할 것이다.

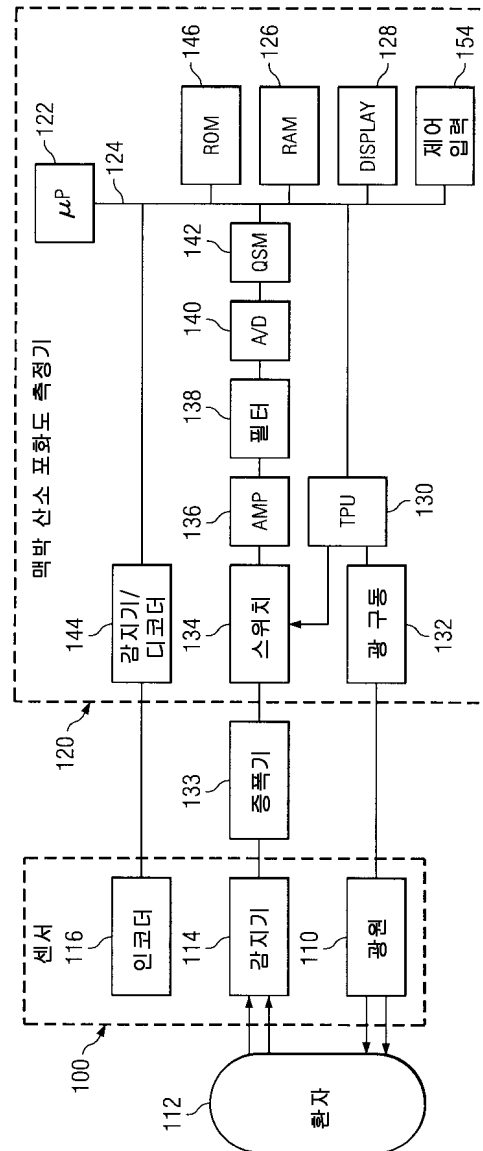
도면의 간단한 설명

도 1은 일례로서의 산소 포화도 측정기를 블록으로 나타낸 도면.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 맥박 산소 포화도 측정기의 신호 처리 구조를 블록으로 나타낸 도면.

도면

도면1



专利名称(译)	基于脉搏血氧仪中的信号特性度量选择整体平均权重		
公开(公告)号	KR1020060134112A	公开(公告)日	2006-12-27
申请号	KR1020067019488	申请日	2005-03-07
[标]申请(专利权)人(译)	内尔科尔普里坦贝内特公司		
申请(专利权)人(译)	个大砍福利司弹网埃尔埃尔先生		
当前申请(专利权)人(译)	个大砍福利司弹网埃尔埃尔先生		
[标]发明人	BAKER JR CLARK R		
发明人	BAKER JR, CLARK, R.		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/7221 A61B5/14552 A61B5/7203		
优先权	10/796559 2004-03-08 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及用于整体脉冲氧饱和度测量装置中的信号调平的方法和装置。并且，从血液流动的组织接收与不同的两个光的波长相关联的第一和第二电磁辐射信号。获得对电磁信号的信号质量的评估。选择使用关于集合平均中的信号质量的评估的加权值。使用整体平均和集合来平衡电磁信号。氧饱和度测量装置，整体平均和加权值。

