



(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。 Int. Cl.

A61B 5/024 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(11) 공개번호 10-2007-0020427

(43) 공개일자 2007년02월21일

(21) 출원번호 10-2006-7019306

(22) 출원일자 2006년09월19일

심사청구일자 없음

번역문 제출일자 2006년09월19일

(86) 국제출원번호 PCT/US2005/006208

(87) 국제공개번호 WO 2005/082240

국제출원일자 2005년02월25일

국제공개일자 2005년09월09일

(30) 우선권주장 10/787,851 2004년02월25일 미국(US)

(71) 출원인
넬커 퓨리탄 베넷 인코포레이티드
미합중국(94588)캘리포니아,프리젠티온,하시엔다드라이브4280

(72) 발명자
노드스트롬, 브래드
미합중국, 94501 캘리포니아, 알라메다, 반 부렌 스트리트 2811
세아, 윌리엄
미합중국, 94550 캘리포니아, 리버모어, 핀들레이 웨이 4049
피터센, 에단
미합중국, 94546 캘리포니아, 카스트로 밸리, 톤버리 애비뉴18968

(74) 대리인 특허법인세신

전체 청구항 수 : 총 24 항

(54) 심장 박동 감지 및 센서의 소비 전력 감소를 위한 장치

(57) 요약

센서로부터의 신호에서 심장 펄스(cardiac pulses)를 감지하기 위한 저 전력 기술이 제공된다. 펄스 감지 블록은 상기 센서 신호를 감지하고 그것의 신호대잡음비를 결정한다. 상기 신호대잡음비와 문턱값을 비교한 후 상기 센서내의 발광 소자들의 구동 전류는 적당한 레벨에서 상기 신호대잡음비를 유지하는 것과 동시에 소비 전력을 줄이기 위해 다이내믹하게 조정된다. 상기 센서 신호의 신호 성분은 심장 수축 전이(systolic transitions)를 식별함으로써 측정될 수 있다. 상기 심장 수축 전이는 최대 및 최소 미분계수 평균 방식(derivative averaging scheme)에 사용하여 결정된다. 상기 이동 최소값 및 이동 최대값은 상기 심장 수축기간(systolic period)을 식별하도록 상기 이동 최소값 및 이동 최대값의 기준화된 합과 비교되어 진다. 상기 신호 성분이 식별된다면, 상기 신호 성분은 상기 신호대잡음비를 계산하기 위해 잡음 성분과 비교되어 진다.

대표도

도 1

특허청구의 범위

청구항 1.

광검출기를 포함하는 맥박 산소측정기 센서에서 발광 소자들의 구동 전류를 제어하기 위한 드라이버 인터페이스; 및

상기 맥박 산소측정기 센서의 광검출기에 의해 발생된 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비와 문턱값 사이의 비교결과를 기초로 하여 발광 소자들의 상기 구동 전류를 조정하는 상기 드라이버 인터페이스와 상기 맥박 산소측정기 센서 주위에 결합되는 피드백 루프를 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 시스템.

청구항 2.

제1항에 있어서,

상기 피드백 루프는

상기 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비가 최대 문턱값보다 클 경우 발광 소자들의 구동 전류를 감소시키고, 측정기 신호의 신호대잡음비가 최소 문턱값보다 작을 경우 발광 소자들의 구동 전류를 증가시키는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 시스템.

청구항 3.

제1항에 있어서,

상기 피드백 루프는

맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비를 계산하는 펄스 감지 블록부; 및,

상기 신호대잡음비와 상기 문턱값과의 비교를 실행하는 컴퓨터를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 시스템.

청구항 4.

제3항에 있어서,

상기 펄스 감지 블록부는 맥박 산소 측정기 신호의 미분계수 이동 평균을 계산하여 제1 출력을 발생하고, 상기 제1 출력의 이동 평균으로 계산하여 제2 출력을 발생하며, 상기 제2 출력의 이동 평균으로 계산하여 제3 출력을 발생하고, 상기 제3 출력의 이동 최소값 및 이동 최대값을 식별하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 시스템.

청구항 5.

제4항에 있어서,

상기 펄스 감지 블록부는

상기 제3 출력의 이동 최소값 및 이동 최대값의 기준화된 합과 상기 제3 출력의 이동 최소값 및 이동 최대값을 비교하여 심장 수축기간(systolic period)을 식별하는 제4 출력을 발생하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 시스템.

청구항 6.

제5항에 있어서,

상기 맥박 산소측정기 시스템은

펄스 퀄리피케이션 테스트(pulse qualification test)를 이용하여 상기 제4 출력으로부터 폴스 포지티브를 필터 아웃하여 상기 맥박 산소 측정기 신호의 신호 성분을 발생하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 시스템.

청구항 7.

제6항에 있어서,

상기 맥박 산소측정기 시스템은

상기 제4 출력내의 서브-피크에서의 심장 수축 영역(systolic area), 폭(width), 및 수와 제1 문턱값을 비교하고;

상기 제4 출력내의 서브-피크에서의 심장 확장 영역(diastolic area), 폭, 및 수와 제2 문턱값을 비교하며;

심장 수축 영역과, 심장 확장 영역, 및 폭을 비교하고; 펄스 영역(pulse area)과 제3 출력의 폭을 비교하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 시스템.

청구항 8.

제6항에 있어서,

상기 맥박 산소측정기 시스템은

심장 확장 영역, 폭과 상기 제4 출력내의 다수의 서브-피크들;

심장 수축 영역, 폭과 상기 제4 출력내의 다수의 서브-피크들; 및

N 감지된 심장 펄스와 펄스 영역을 비교하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 시스템.

청구항 9.

제6항에 있어서,

상기 맥박 산소측정기 시스템은

적외선 펄스 감지(infrared pulse detection)와 레드 펄스 감지(red pulse detection) 사이의 래그/리드(lag/lead) 시간을 비교하고,

펄스 크기를 N 퀴리파이드 펄스(qualified pulses)를 비교하며,

적외선과 레드 신호 사이의 이동 평균의 베스트-핏 라인 플랏(best-fit line plot)의 통계적으로 중요한 계수(statistically significant coefficient)와 문턱값을 비교하고,

포화 변화율과 문턱값을 비교하는 것에 의해

상기 신호 성분을 발생하도록 추가 퀄리피케이션 테스트(qualification test)를 실행하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 시스템.

청구항 10.

제6항에 있어서,

상기 맥박 산소측정기 시스템은

상기 신호 성분과 결정된 잡음 성분을 비교하여 상기 신호대잡음비를 계산하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 시스템.

청구항 11.

제6항에 있어서,

상기 맥박 산소측정기 시스템은

상기 신호 성분과 상기 맥박 산소 측정기 신호의 잡음에 대한 연속적인 업데이트되는 측정에 의해 획득되는 잡음 성분을 비교하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 시스템.

청구항 12.

제1항에 있어서,

프로세서 자원은 상기 맥박 산소 측정기 신호상의 산소측정기 계산을 실행하기 위하여 감소된 양이 요구되어지는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 시스템.

청구항 13.

제6항에 있어서,

상기 펄스 감지 블록은 CPU, RAM, 및 ROM 능률적인 알고리즘을 이용하여 펄스를 감지하고 퀄리파이(qualifies)하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 시스템.

청구항 14.

맥박 산소측정기 센서내의 발광 소자들에 구동 전류를 공급하는 단계;

상기 맥박 산소측정기 센서내의 광검출기에 의해 발생된 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비를 결정하는 단계; 및

상기 맥박 산소 측정기 신호의 상기 신호대잡음비와 문턱값과의 비교 결과를 기초로 하여 발광 소자들의 드라이버 전류를 조정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 센서의 소비 전력 감소 방법.

청구항 15.

제14항에 있어서,

상기 발광 소자들의 구동 전류를 조정하는 단계는

상기 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비가 최소 문턱값보다 작을 경우 발광 요소들에 공급되는 상기 구동 전류를 증가시키는 단계; 및

측정기 신호의 신호대잡음비가 최대 문턱값보다 클 경우 발광 소자들에 공급되는 상기 구동 전류를 감소시키는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 센서의 소비 전력 감소 방법.

청구항 16.

제15항에 있어서,

상기 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비를 결정하는 단계는

상기 맥박 산소 측정기 신호의 미분계수(derivate)의 이동 평균을 계산하여 제1 출력을 발생하는 단계;

상기 제1 출력의 이동 평균을 계산하여 제2 출력을 발생하는 단계;

상기 제2 출력의 이동 평균을 계산하여 제3 출력을 발생하는 단계; 및

상기 제3 출력의 이동 최소값 및 이동 최대값을 식별하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 센서의 소비 전력 감소 방법.

청구항 17.

제16항에 있어서,

상기 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비를 결정하는 단계는

상기 제3 출력의 이동 최소값 및 이동 최대값의 기준화된 합과 상기 제3 출력의 이동 최소값 및 이동 최대값을 비교하여 심장 수축기간(systolic period)을 식별하는 제4 출력을 발생하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 센서의 소비 전력 감소 방법.

청구항 18.

제17항에 있어서,

상기 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비를 결정하는 단계는

펄스 퀄리피케이션 테스트(pulse qualification test)를 이용하여 상기 제4 출력으로부터 폴스 포지티브를 필터 아웃하여 상기 맥박 산소 측정기 신호의 신호 성분을 발생하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 센서의 소비 전력 감소 방법.

청구항 19.

제18항에 있어서,

상기 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비를 결정하는 단계는

신호 성분과 결정된, 잡음 성분을 비교하여 상기 신호대잡음비를 계산하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 센서의 소비 전력 감소 방법.

청구항 20.

제18항에 있어서,

상기 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비를 결정하는 단계는

신호 성분과 결정된, 잡음 성분을 비교하는 단계를 더 포함하되,

상기 잡음 성분은 맥박 산소 측정기 신호의 잡음에 대한 연속적으로 업데이트되는 측정에 의해 획득되어지는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 센서의 소비 전력 감소 방법.

청구항 21.

상기 맥박 산소 측정기 신호의 미분계수(derivate)의 이동 평균을 계산하여 제1 출력을 발생하는 단계;

상기 제1 출력의 이동 평균을 계산하여 제2 출력을 발생하는 단계;

상기 제2 출력의 이동 평균을 계산하여 제3 출력을 발생하는 단계;

상기 제3 출력의 이동 최소값 및 이동 최대값을 식별하는 단계;

상기 제3 출력의 이동 최소값 및 이동 최대값의 기준화된 합과 상기 제3 출력의 이동 최소값 및 이동 최대값을 비교하여 심장 수축기간(systolic period)을 식별하는 제4 출력을 발생하는 단계; 및

상기 맥박 산소 측정기 신호의 신호 성분을 발생하도록 펄스 퀄리피케이션 테스트(pulse qualification test)를 이용하여 상기 제4 출력으로부터 폴스 포지티브를 필터 아웃하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 센서의 소비 전력 감소 방법.

청구항 22.

센서로부터 전류신호를 수신하고, 트랜스임피던스 이득을 기초로 하여 상기 전류신호를 전압신호로 변환하는 트랜스임피던스 증폭기;

상기 전압신호를 디지털신호로 변환하는 아날로그/디지털 컨버터; 및

상기 센서내의 발광 소자들이 온 또는 오프일 경우 상기 트랜스임피던스 증폭기로부터 전압신호의 크기를 지시하는 피드백 신호를 공급하는 피드백 루프를 포함하되,

상기 트랜스임피던스 이득은 상기 전압신호상의 DC 바이어스에 적응하도록 상기 피드백 신호에 따라 조정되는 것을 특징으로 하는 센서에 결합된 시스템.

청구항 23.

제22항에 있어서,

상기 센서는 광검출기를 포함하는 맥박 산소측정기 센서인 것을 특징으로 하는 센서에 결합된 시스템.

청구항 24.

제22항에 있어서,

상기 센서로부터 신호의 신호대잡음비를 계산하는 펄스 검출기;

상기 신호대잡음비와 문턱값을 비교하는 비교기; 및

상기 발광 소자들의 구동 전류를 제어하는 인터페이스를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소측정기 시스템.

명세서**기술분야**

본 발명은 심장 펄스를 감지하고 센서들과 산소측정기 시스템(oximeter systems)에서의 소비 전력을 감소시키기 위한 기술에 관한 것으로, 보다 상세하게는 센서 신호에서의 심장 펄스와 잡음을 식별하고 소비 전력을 줄이도록 펄스의 신호대잡음비에 따라 발광 소자들에 공급되는 구동 전류를 줄이도록 하는 것에 관한 것이다.

배경기술

맥박 산소측정기는 제한되는 것이 없이, 동맥혈(arterial blood)내 헤모글로빈(hemoglobin)의 혈액-산소 포화도, 조직들에 공급하는 개개의 혈액박동의 볼륨, 및 환자의 심장 박동에 따라 혈액 박동율을 포함하는 다양한 혈액의 화학적 특성을 측정하도록 일반적으로 사용되어지는 기술이다.

이러한 특성의 측정은 비침투 센서의 사용에 의해 이루어져 왔다. 센서는 혈액을 조직들에 관류시키는 환자의 조직 부분을 통해 광을 확산시키는 발광 다이오드(LED)와 같은 광원을 갖는다. 센서는 조직에서의 다양한 파장의 광 흡수를 전기적으로 감지하는 광검출기(photodetector)를 갖는다. 광검출기는 혈액에 의해 흡수된 광량을 가리키는 맥박 산소 측정기 신호를 발생한다. 그리고 나서 흡수된 광량은 측정되는 성분의 혈액량을 계산하는데 사용되어 진다.

조직을 통해 확산되는 광은 혈액에 존재하는 혈액 성분량의 대표량의 혈액에 의해 흡수되는 하나 이상의 파장이 선택된다. 조직을 통해 확산되는 송신 광량은 조직에서의 혈액 성분량과 관련된 광흡수에 따라 변화될 것이다.

혈액 산소 레벨을 측정하기 위하여, 산소측정기 센서는 산소 포화도를 측정하기 위해 잘 알려진 기술에 따라, 적어도 두 개의 다른 파장의 빛을 발생하기에 적당한 광원을 일반적으로 갖고, 이러한 파장에 민감한 광검출기를 갖는다. 일반적인 맥박 산소측정기는 두 개의 다른 검출 신호를 획득하기 위해 두 개의 LED를 사용하여 환자를 레드(red)와 적외선에 교차 노출시킨다.

광검출기에 의해 발생된 맥박 산소 측정기 신호는 산소측정기의 전자공학, 환자, 및 환경에 의해 나타내는 잡음성분을 보통 포함한다. 잡음 신호는 저 신호대잡음비를 갖는다. 맥박 산소측정기는 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비가 너무 낮을 경우 혈액 산소 포화도를 정확하게 검출할 수 없다.

맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비를 증가시키기 위하여, 맥박 산소측정기 시스템은 많은 량의 전류를 갖는 LED를 일반적으로 구동한다. 맥박 산소측정기내의 서보(servo)는 산소측정기가 측정범위를 넘어서지 않도록 LED를 통해 가능한 만큼의 전류를 일반적으로 구동할 것이다. 많은 구동 전류는 LED가 더 많은 광을 발생하도록 하고 더 많은 전력을 소비하게 한다. 광검출기가 LED로부터의 많은 광의 감지가 가능하기 때문에, 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비는 더 높다.

맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비를 증가시키기 위해 LED의 구동 전류를 증가시키는 것은 시스템이 바람직하지 않는 많은 전력량을 소비하게 한다. 소비 전력의 많은 양은 배터리로 동작되는 산소측정기에 문제가 될 수 있다.

그러므로 소극적으로 타협하지 않도록 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비를 보다 적은 전력을 소비하는 맥박 산소측정기 시스템을 제공하는 것이 바람직하다.

발명의 상세한 설명

본 발명은 센서로부터의 신호로 표현된 심장 박동을 감지하도록 CPU 사이클 효과적인 기술을 제공하는데 있다. 예를 들어, 센서 신호는 맥박 산소측정기 센서내의 광검출기에 의해 발생된 맥박 산소 측정기 신호가 될 수 있다. 센서 신호의 신호 성분은 심장 펄스의 잠재적인 심장 수축 전이(potential systolic transitions)를 식별하는 것에 의해 측정된다. 심장 수축 전이는 미분계수 평균 방식(derivative averaging scheme)에 사용하여 감지된다. 이동 최소값 및 이동 최대값의 기준화된 합과 상기 제3 출력의 이동 최소값 및 이동 최대값을 비교하여 미분계수 평균의 이동 최소값 및 이동 최대값은 심장 수축 전이를 식별한다. 심장 수축 전이는 센서 신호의 신호 성분에 상응한다. 신호성분은 신호의 신호대잡음비를 결정하기 위한 잡음성분과 비교된다.

또한, 본 발명은 센서내의 소비 전력을 줄이기 위한 기술을 제공한다. 맥박 산소측정기의 신호대잡음비가 결정된 후 신호대잡음비는 문턱값과 비교된다. 비교결과에 따라 센서내의 발광 소자들의 구동 전류는 소비 전력을 줄이고, 신호처리를 위한 적당한 레벨에서 신호대잡음비를 유지하도록 다이내믹하게 조정된다.

또한, 본 발명은 센서내의 주변 잡음의 효과를 줄이기 위하여 트랜스임피던스 증폭기(transimpedance amplifier)의 이득을 감지하고 줄이기 위한 기술을 제공한다. 이득 제어 피드백 루프는 발광 소자들이 오프될 경우 센서 신호의 크기를 감지한다. 이득 제어 루프는 트랜스임피던스 증폭기의 이득을 효과적으로 제어하기 위한 이러한 정보를 포함할 수 있다.

본 발명의 실시예에 대한 특성과 이점의 보다 충분한 이해를 위하여, 언급은 수반되는 도면과 관련되어진 다음의 상세한 설명으로 가능할 것이다.

도면의 간단한 설명

도1은 본 발명의 실시예에 따라 줄어든 소비 전력을 갖는 맥박 산소측정기 시스템의 블록도를 나타내고;

도2는 본 발명의 실시예에 따라 맥박 산소 측정기 신호의 심장 수축기간을 식별하기 위한 과정을 설명하는 흐름도이며;

도3a 내지 도3c는 본 발명의 실시예에 따라 맥박 산소측정기 센서에서 심장 수축 전이가 어떻게 식별되는지를 설명하는 그래프이고; 및

도4는 본 발명의 실시예에 따른 트랜스임피던스 증폭기, 시그마-델타 변조기, 아날로그/디지털 컨버터, 및 이득 제어 피드백 루프를 갖는 펄스 산소포화도 측정기 신호의 일부를 설명한다.

실시예

본 발명의 기술은 맥박 산소측정기 시스템의 배경으로 사용될 수 있다. 맥박 산소측정기 시스템은 맥박 산소측정기 센서내의 광검출기로부터 맥박 산소 측정기 신호를 수신한다. 도1은 본 발명의 실시예에 따라 맥박 산소측정기 시스템의 블록도를 설명한다. 맥박 산소측정기 시스템은 산소측정기 센서(101)를 포함한다.

본 발명의 산소측정기 센서는 발광 소자들의 얼마간의 적당한 수를 이용할 수 있다. 예를 들어, 본 발명의 센서는 1,2,3, 또는 4의 광원 구성요소들을 가질 수 있다. 도1의 예에서, 센서(101)는 광의 두 개의 다른 파장을 방출하는 두 개의 LED (110)(111)를 갖는다.

또한, 센서(101)는 광이 환자의 조직을 통해 LED(110)(111)로부터 광을 감지하는 광검출기(112)를 포함한다. 또한, 맥박 산소측정기 시스템은 피드백 루프 회로(110)와 LED 구동 인터페이스를 포함한다. 피드백 루프 회로(110)는 펄스 감지 블록(102)과 문턱값 비교 블록(103)을 포함한다.

광검출기(112)는 맥박 산소 측정기 신호를 펄스 검출 블록(102)에 전송한다. 펄스 검출 블록(102)은 심장 수축 전이를 식별하는 것에 의해 맥박 산소 측정기 신호의 신호 성분을 측정하는 서보(servo)를 갖는다. 펄스 검출 블록(102)과 문턱값 비교 블록(103)은 하기에서 상세히 설명하는 바와 같이, LED들과 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비의 구동 전류를 제어하도록 센서 주위에 피드백 루프(110)를 형성한다.

심장 펄스(cardiac pulse)는 심장 확장기간과 심장 수축기간으로 나뉘어 질 수 있다. 심장 수축기간은 심장 수축(the contraction of the heart)에 기인한 값의 빠른 변화에 의해 일반적으로 특징지어진다. 심장 확장기간은 심장(heart chamber)의 이완과 수축(relaxation and refilling)에 기인한 값의 점진적인 변화에 의해 일반적으로 특성화되어 진다.

맥박 산소 측정기 신호내의 심장 수축 전이는 3 스텝의 최소값 및 최대값 미분계수 평균 방식을 사용하여 검출되고, 하기에서 좀더 상세히 설명된다. 그 후에, 퀄러피케이션 루틴(qualification routines)은 폴스 포지티브(false positives)를 필터아웃(filter out)하기 위해 사용되어 진다. 결과 데이터는 맥박 산소 측정기 신호에서 비심장 수축기간(non-systolic periods)으로부터 분리된 심장 수축 전이를 포함한다.

그리고 나서, 펄스 검출 블록(102)은 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비를 위한 값을 발생하기 위하여 맥박 산소 측정기 신호의 심장 수축 부분의 크기와 잡음 성분을 비교한다. 이어서, 문턱값 비교 블록(103)은 신호대잡음비가 펄스율과 산소 포화도의 정확한 계산을 위해 사용될 수 있도록 충분히 큰지 아닌지를 결정하기 위하여 이 신호대잡음비와 문턱값 레벨을 비교한다. 너무 큰 잡음은 펄스율과 산소포화도를 불명확하게 한다. 잡음은 펄스율 또는 산소포화도의 정확한 계산에 사용되어 질 수 없다는 점에서의 신호를 떨어뜨릴 수 있다.

문턱값 비교 블록(103)은 두 개의 히스테레틱 문턱값 레벨(two hysteretic threshold level)을 가급적이면 포함한다. 이 실시예에서, 문턱값 비교 블록(103)은 신호대잡음비가 최대 문턱값 레벨보다 더 큰지 또는 최소 문턱값 레벨보다 더 작은지를 감지한다. 예로써, 최대 문턱값 레벨은 128:1의 신호대잡음비를 나타낼 수 있고, 최소 문턱값 레벨은 8:1의 신호대잡음비를 나타낼 수 있다. 이것들은 문턱값 레벨의 두 개 예에 불과하다. 그들은 본 발명의 범위를 제한하지 않는다. 예를 들어, 종래 산소측정기 시스템은 10,000:1 또는 그 이상의 신호대잡음비로 동작하고, 그 때문에 종래 산소측정기 시스템은 LED를 가능한 한 밝게 구동한다.

신호대잡음비가 최대 문턱값 레벨보다 크다면, 문턱값 비교 블록(103)은 LED 전류를 줄이도록 신호를 LED 구동 인터페이스(104)에 전송한다. 신호대잡음의 값을 기초로 하여 문턱값 비교 블록(103)은 최소 및 최대 문턱값 레벨이내에서 신호 레벨을 유지하면서 신호대잡음비를 감소시키기 위해 LED 구동 전류를 얼마나 줄이는 것이 필요한지를 결정할 수 있다. LED 구동 인터페이스(104)는 문턱값 비교 블록(103)에 의해 가리키는 값으로 LED 구동 전류를 감소시키는 것으로 응답한다.

피드백 루프는 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비를 계속해서 모니터하고 신호대잡음비가 최소 문턱값보다 더 작을 때까지 LED 구동 전류와 그다음 시스템 이득을 다이내믹하게 조정한다. 산소측정기 시스템은 허용 범위이내에서 맥박 산소측정기의 신호대잡음비를 유지하는 동안, 실질적으로 LED 구동 전류를 줄이는 것에 의해 전력을 줄인다.

또한, 신호대잡음비는 다수의 리즌(reasons)을 많이 낮게 줄일 수 있다. 예를 들어, 맥박 산소측정기내의 잡음은 증가하거나, 신호 성분의 강도는 환자의 혈액 산소 포화도가 감소한다면 감소할 것이다. 어쨌든, 도1의 시스템은 펄스 산소포화도 측정기 신호의 크기가 너무 낮고, 그에 따라 LED 구동 전류가 증가할 경우 감지한다.

신호대잡음비가 최소 문턱값 레벨보다 작다면, 문턱값 비교 블록(103)은 LED 전류를 증가시키도록 신호를 LED 구동 인터페이스(104)로 전송한다. 신호대잡음비의 값을 기초로 하여, 문턱값 비교는 최소 및 최대 문턱값 레벨이내에서 신호 레벨을 유지하면서 신호대잡음비를 증가시키기 위해 LED 구동 전류를 얼마나 증가시키는 것이 필요한지를 결정할 수 있다. LED 구동 인터페이스(104)는 문턱값 비교 시스템에 의해 가리키는 값으로 LED 구동 전류를 증가시키는 것에 의해 응답한다.

피드백 루프는 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비를 계속해서 모니터하고 신호대잡음비가 최소 문턱값보다 더 클 때까지 LED 구동 전류를 다이내믹하게 조정한다. 최소 문턱값은 펄스율과 산소포화도가 정확하게 계산될 수 있도록 신호대잡음비의 최소 허용값을 가리킨다.

신호대잡음비가 최소 및 최대 문턱값 레벨 사이로 떨어진다면, 산소측정기 시스템은 안정된 값에서 LED 구동 전류를 유지한다. 산소측정기 시스템은 맥박 산소 측정기 신호가 문턱값의 범위 밖으로 이동할 때까지 평형 상태(equilibrium)를 유지

한다. 그러므로, 본 발명의 산소측정기 시스템은 도1에 나타난 바와 같은 다이내믹 피드백 루프를 포함한다. 다이내믹 피드백 루프는 센서에서의 소비 전력을 줄이고 혈액 산소측정기 레벨을 정확하게 계산하기 위하여 허용 레벨에서 신호대잡음비를 유지하도록 LED의 구동 전류를 자동 조정한다.

본 발명의 언급된 실시예에 따라, 펄스 검출 블록(102)내의 서보를 위한 하드웨어는 LED 구동 인터페이스(104)가 LED 구동을 시도하는 전력과 LED에 의해 실제 발생된 방사 출력 전력 사이의 예측할 수 있는 관계를 유지한다. 입력/출력 전력 사이의 예측할 수 있는 관계를 제공하는 것에 의해, 피드백 루프는 중요한 적은 시간내에 펄스 산소포화도 측정기 신호로부터 산소포화도를 획득할 것이다.

맥박 산소측정기의 이득이 증가됨으로써, 신호 성분은 잡음 성분(적어도 고 이득 설정아래의 한 부분에서)보다 빨리 일반적으로 증가한다. 맥박 산소 측정기 신호의 이득을 증가시키는 효과는 특별 시스템내의 신호대잡음비로 이해되어질 수 있다. 이득의 어떤 결합은 맥박 산소 측정기 신호내에 존재하는 잡음을 훨씬 더 발생할지도 모른다. 그러므로 펄스 검출 블록내의 이득 스테이지(gain stages)는 이득대잡음 변화의 특성에 오히려 이점이 있다.

예를 들면, 아날로그/디지털 컨버터를 이용하여 샘플되는 광검출기로부터의 이득은 이득 블록에 공급된다. 이득 블록은 알려진 응답을 획득하도록 몇몇 이득 스테이지를 포함한다. 잡음은 이득 스테이지 각각에서 측정되고, 저장되며, 그 후 신호대잡음비를 계산하기 위해 사용된다.

맥박 산소측정기 센서에 의해 발생된 맥박 산소 측정기 신호의 심장 수축 부분을 식별하기 위한 기술이 현재 논의되고 있다. 본 발명의 심장 수축 식별은 심장 수축 이벤트를 검출하도록 3단계의 최소 및 최대 미분계수 평균 방식을 이용한다.

도2는 맥박 산소 측정기 신호의 심장 수축기간을 식별하기 위한 일 방법을 나타낸다. 제1 단계(201)에서, 맥박 산소 측정기 신호의 미분계수의 이동 평균이 얻어진다. 제2 단계(202)에서, 제1 단계(201)의 출력 이동 평균이 얻어진다. 제3 단계(203)에서, 제2 스텝(202)에서의 출력 이동 평균이 얻어진다.

다음으로, 제3 단계에서의 출력의 이동 최대값 및 이동 최소값은 204 스텝에서 얻어진다. 205 스텝에서, 심장 수축 전이는 이러한 이동 최소값 및 이동 최대값과 이동 최소값 및 이동 최대값의 기준화된 합을 비교하는 것에 의해 검출된다. 예를 들면, 이동 최소값 및 이동 최대값의 기준화된 합은 최소값 및 최대값 이동 평균의 분수 합이 될 수 있다.

204 스텝의 최소 출력이 최대값 및 최소값 이동 평균의 분수 합보다 작을 경우, 시스템은 맥박 산소 측정기 신호가 심장 수축으로 들어갔다는 것으로 결정한다. 204 스텝의 최소 출력이 최대값 및 최소값 이동 평균의 분수 합보다 클 경우, 시스템은 맥박 산소 측정기 신호가 심장 수축에 있다는 것으로 결정한다.

두 개의 예측가능한 분수 합이 안정된 값으로 선택될 수 있다. 실시예로서, 시스템은 최소 미분계수 출력이 제3 단계의 최소값 및 최대값 이동 평균의 1/16 값보다 작을 경우 맥박 산소 측정기 신호가 심장 수축으로 들어간 것으로 결정한다. 다른 예로서, 시스템은 최소 미분계수 출력이 제3 단계의 최소값 및 최대값 이동 평균의 1/8 값 이상 경우 맥박 산소 측정기 신호가 심장 수축에 있는 것으로 결정한다. 이러한 두 가지 예는 본 발명의 범위를 제한하지는 않는다. 또한, 많은 다른 분수 값이 심장 수축 전이를 식별하기 위해 사용되어 질 수 있다.

본 발명의 이러한 기술은 CPU, RAM, 및 ROM 능률적인 알고리즘을 이용하여 펄스를 감지하고 쿼리파이(qualifies)할 수 있다. 최소 처리 자원이 종래 산소측정기 기술과 같이 포화도의 비교 레벨과 펄스율 실행을 갖는 산소측정기 계산의 실행하기 위해 요구되어 진다.

이러한 계산 결과에 대한 파형 예가 도3A에 보여진다. 파형(303)은 맥박 산소 측정기 신호의 미분계수(derivative)에 대한 예이다. 파형(301)(303)은 맥박 산소 측정기 신호의 최소값 및 최대값 이동 평균 각각의 예이다. 파형(302)은 제3 스텝의 이동 평균의 출력신호에 대한 예이다.

이동 평균의 출력은 맥박 산소 측정기 신호에 대한 미분계수의 부드러운 버전(version)이다. 최소값 이동은 네거티브 진행 방향을 추적하고, 포지티브 진행 방향을 지연한다. 최대값 이동은 포지티브 진행 방향을 추적하고, 네거티브 진행 방향을 지연한다. 이러한 관계는 잠재적인 심장 수축기간을 검출하는 키(key)이다.

도3B는 제3 단계의 최소값 및 최대값 이동 평균 합의 1/16을 나타내는 파형(313)을 갖는 최소값 이동 평균(301)의 예를 나타낸다. 또한, 도3B는 제3 단계의 최소값 및 최대값 이동 평균 합의 1/8을 나타내는 파형(312)의 예이다.

본 발명의 일실시예에 따라, 파형(312)(313)은 맥박 산소 측정기 신호의 심장 수축기간을 식별하기 위하여 205 스텝에서 최소값 이동 평균 파형(301)을 비교된다. 다른 실시예에 의하면, 최소값 및/또는 최대값 이동 평균의 다른 기준화된 함은 맥박 산소 측정기 신호내의 심장 수축기간을 식별하기 위해 사용되어질 수 있다. 신호(301)의 심장 수축의 시작과 종료는 도3B에서 식별된다. 신호 301과 312/313 사이의 기간은 심장 수축기간이 명백하다.

원래의 맥박 산소 측정기 신호를 공급할 경우, 심장 수축기간 식별은 도3C에 도시되어 있다. 심장 수축기간은 맥박 산소 측정기 신호(320)의 피크(즉, 최대값 값)와 그 후의 골(subsequent valley)(즉, 최소값) 사이의 시간을 포함한다. 실제적인 심장 수축기간은 다른 펄스의 디크로틱 너치(dichrotic notch) 뿐만 아니라 도3C에서 식별된다.

심장 수축기간이 식별된 후, 206 스텝에서 일반적인 생리 펄스 특성에 기초된 유일 펄스 퀄러피케이션 테스트(unique pulse qualification tests)가 심장 수축 박동에 행해진다. 완전한 펄스 퀄러피케이션 테스트(full pulse qualification tests)는 폴스 포지티브 심장 수축 검출(false positive systolic detections)(즉, 심장 확장 너치)과 적당하지 않은 신호대 잡음비를 갖는 펄스를 제거한다. 폴스 포지티브는 205 스텝에서 심장 수축 전이로 거짓 식별된 신호의 일부이다. 펄스 퀄러피케이션은 205 스텝에서 식별된 폴스 포지티브를 필터 아웃하기 위해 사용된다. 도2의 스텝들은 소프트웨어 또는 하드웨어에서 실행될 수 있다.

펄스 퀄러피케이션 테스트는 심장수축기간을 맥박 산소 측정기 신호에서 퀄러파이(qualify)한다. 펄스 퀄러피케이션 테스트는 펄스율과 혈액 산소 포화도를 측정하는데 사용하기 위한 적당한 신호대잡음비를 갖는 심장 수축기간을 식별하도록 설계되어 있다. 펄스 퀄러피케이션 테스트는 전통적인 펄스 퀄러피케이션 기술들을 포함하는 많은 기술들을 포함할 수 있다.

본 발명의 실시예에 따른 펄스 퀄러피케이션 테스트에 대한 몇 가지 예들이 현재 논의되고 있다. 퀄러피케이션(qualifications)은 문턱값을 식별하기 위한 특별한 펄스 특성과의 비교이다. 예를 들어, 펄스 퀄러피케이션은 심장 수축 기간, 폭, 서브-피크의 수와 고정된 문턱값을 비교한다. 심장 확장 기간, 폭, 및 서브-피크의 수는 문턱값과 비교되어 진다. 심장 수축기간과 폭은 심장 확장기간과 폭과 비교되어 진다. 펄스 기간과 폭은 문턱값과 비교되어 진다. 상기 각각의 모든 것은 감지된 최신 N개 펄스와 비교되어 진다.

이러한 퀄러피케이션을 통과하는 펄스들은 펄스율을 측정하는데 사용되어 진다. 산소 포화도 측정을 위한 심장 수축기간을 퀄러파이(qualify)하기 위하여 다음의 추가 퀄러피케이션들이 부여된다. 적외선과 레드 펄스 검출 사이의 래그/리드 시간은 비교되어 진다. 펄스 크기는 퀄러파이된 N 펄스와 비교되어 진다. 적외선 레드 신호 사이의 이동 평균의 베스트-핏 라인 플랏(best-fit line plot)의 통계적으로 중요한 계수(statistically significant coefficient)는 고정된 문턱값과 비교되어 진다. 변화 산소율은 고정된 문턱값과 비교되어 진다. 이러한 추가 퀄러피케이션을 통과하는 펄스는 산소 포화도를 측정하는데 사용되어 진다.

펄스 퀄러피케이션 테스트가 폴스 포지티브를 필터 아웃한 후, 심장 수축기간은 식별된다. 심장 수축기간은 맥박 산소 측정기 신호의 신호 성분으로 표시된다. 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비는 심장 수축기간의 강도와 맥박 산소 측정기 신호의 잡음 성분을 비교함으로써 계산된다.

실시예에 따르면, 맥박 산소측정기 센서의 잡음 성분은 여러 이득 값에서 맥박 산소 측정기 신호내의 잡음을 측정하는 분리된 기계를 사용하여 미리 계산된다. 그 후 측정된 잡음 성분은 추후 사용을 위해 메모리에 저장된다. 저장된 잡음 성분은 이어 맥박 산소 측정기 신호의 신호대잡음비를 결정하기 위해 특별 이득값에서 심장 수축 펄스와 비교되어 진다.

다른 실시예에 따르면, 맥박 산소측정기 시스템의 잡음에 대한 다이나믹한 측정이 이루어진다. 이러한 잡음 측정은 전기적인 잡음, 주변 광에 m의해 발생된 주변 잡음, 및 환자로부터 발생된 잡음(예를 들어, 모션)이 포함될 수 있다. 다이나믹한 잡음 측정은 맥박 산소측정기 센서의 동작을 통해 연속적으로 업그레이드된다. 업데이트된 잡음 성분은 맥박 산소 측정기 신호의 좀더 정확한 신호대잡음비를 측정하기 위한 펄스와 비교되어 진다.

일단 맥박 산소측정기 센서의 신호대잡음비가 계산되면, 결정은 신호대잡음비가 허용 범위에 있는지로 이루어진다. 허용 범위는 산소 포화도와 펄스율을 정확하게 계산하기 위한 관련된 잡음 성분을 기초로 하여 선택된다. 펄스율이 허용 범위 밖에 있다면, 도1을 참조하여 상기 논의된 피드백 루프는 허용 범위내로 신호대잡음비를 발생하도록 LED 구동 전류를 조정한다.

본 발명은 많은 종래 기술들보다 신호의 산소측정기를 획득하고 유지하기 위한 적은 서보 실행을 요구하고, 환자 모션 방해의 존재에 있어서 특히 이점이 있다. 종래 많은 산소측정기 시스템에서, LED는 큰 전류로 구동되고, 맥박 산소 측정기 신호를 그것의 전 시스템의ダイナミック한 범위를 차지한다. 환자가 이동을 시작하자마자 산소 측정기 신호는 시스템 전류의 다이내믹한 범위를 초과하고, 신호는 효과적으로 유지되지 않는다. 추가적인 서보 실행은 신호를 재획득하기 위해 요구된다. 서보가 실행되는 동안, 센서 신호는 유용하지 않다.; 그러므로, 산소측정기는 맥박 산소 측정기 신호로부터 펄스율 또는 산소측정기 데이터를 계산할 수 없다.

다른 한편으로, LED 구동 전류는 본 발명에서 실질적으로 줄어든다. 다이내믹한 범위는 신호가 LED 구동 전류를 제거하는 것에 의해 크게 줄어들기 때문에, 맥박 산소 측정기 신호의 크기와 관련하여 크게 증가된다. 산소 측정기 신호는 LED 설정을 위한 추가적인 서보 실행 또는 변화의 요구 없이 다이내믹한 범위내에서 더욱 여기저기 이동할 수 있다. 본 발명에서, 환자는 서보가 신호를 재획득하기 위한 시도를 실행하는 것이 없이 활기차게 주위를 이동할 수 있다. 본 발명에 따른 기술은 산소측정기 시스템이 환자의 모션을 더욱더 관대하도록 허용한다.

펄스 검출 블록(102)은 광검출기(110)로부터의 전류 신호를 도4에 나타난 바와 같은 전압 신호로 변환하는 트랜스임피던스(I-V) 증폭기 또는 컨버터(401)를 포함할 수 있다. 환경내의 주변 광은 맥박 산소 측정기 신호에 DC 바이어스 성분을 추가한다. 이러한 DC 바이어스는 트랜스임피던스 증폭기의 다이내믹한 범위의 레일에 더욱 가깝게 맥박 산소 측정기 신호를 더욱 시프트한다.

본 발명의 실시예에 따라, 아날로그/디지털 컨버터(A-to-D) 컨버터(402)는 센서로 들어가는 주변 광 및/또는 잡음의 연속적이고, 실시간적인 측정을 제공하기 위하여 LED(110)(111)이 온 또는 오프되는 시간동안 트랜스임피던스 증폭기(401)의 출력 신호를 샘플한다. 이러한 특징은 아날로그/디지털 컨버터(402)의 출력에서 신호의 크기에 대한 정보를 제공하는 데 또한 사용될 수 있다.

아날로그/디지털 컨버터(402)로부터 신호 크기에 대한 정보는 이득 제어 피드백 루프(043)를 통해 피드백되고, 트랜스임피던스 증폭기(401)에 대한 적당한 이득을 선택하기 위해 사용된다. 예를 들어, 이득 제어 피드백 루프(403)는 신호에 대한 환경적인 DC 바이어스의 영향을 줄이고/줄거나 조절하기 위하여 증가 또는 감소시키기 위한 트랜스임피던스 증폭기(401)의 트랜스임피던스 이득을 발생한다. 이러한 실시간 측정은 센서 오프 상태를 결정, 전기 및 광 잡음을 측정, 신호의 일시적인 검출, 및 환자 모션을 검출하기 위해 또한 사용된다.

센서의 정상적인 동작동안, LED는 주변 광 및 다른 잡음원의 연속적이고(다양한) 실시간 측정을 제공하기 위한 어떤 요구 방법에서 온 또는 오프의 박동으로 보내질 수 있다. 예를 들어, 하나의 레드 및 하나의 적외선 LED는 다음의 방법에 의해 교대로 턴온 및 턴오프될 수 있다.: 레드 LED 온 및 적외선 LED 오프, 그 후 레드 LED 오프 및 적외선 LED 온, 그 후 양 LED 오프, 그 후 레드 LED 온 및 적외선 LED 오프, 즉 이러한 순서의 반복한다. 다른 예로서, 하나의 레드 및 하나의 적외선 LED는 다음에 따라 교대로 턴온 및 턴오프될 수 있다.: 레드 LED 온 및 적외선 LED 오프, 그 후 양 LED 오프, 그 후 레드 LED 오프 및 적외선 LED 온, 그 후 양 LED 오프, 그 후 레드 LED 온 및 적외선 LED 오프, 즉 이러한 순서를 반복한다. 이러한 패턴은 본 발명의 범위를 제한하지 않는 예이다.

시그마-델타 변조기(410)는 트랜스임피던스(402)의 출력 신호를 또한 수신한다. 변조기(410)는 광검출기로부터의 신호를 디지털 레드 및 적외선 성분으로 복조한다. 복조 기능은 마이크로프로세서에 의해 동작되는 소프트웨어 또는 하드웨어를 사용하여 디지털 영역에서 실행되어질 수 있다. 시그마-델타 변조기를 갖는 멀티-비트 아날로그/디지털 변조기의 상세한 설명은 에단 페터슨 등등(Ethan Petersen et al.)에 의해 공동 계류중인 미합중국 특허 출원 ()에 의해 기재되어 있고, 여기서 참고로서 언급된다.

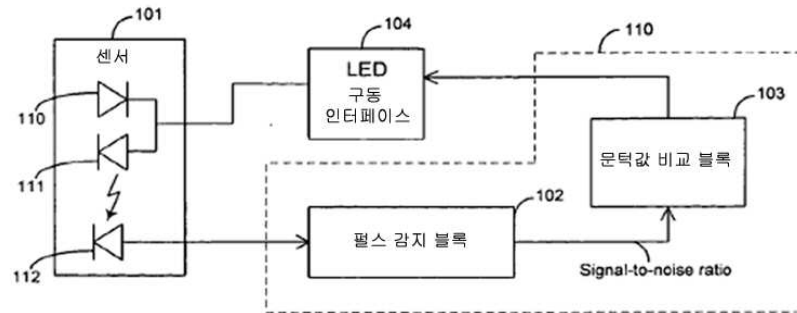
산업상 이용 가능성

종래기술에 숙련된 당업자에 의해 이해되어지는 것과 같이, 본 발명은 본질적인 특징 그것으로부터 일탈하지 않는 다른 특정 형태로 구체화될 수 있다. 따라서, 전술한 설명은 다음 청구범위에서 밝힌 본 발명의 범위를 설명할 수 있고, 제한되지 않는다.

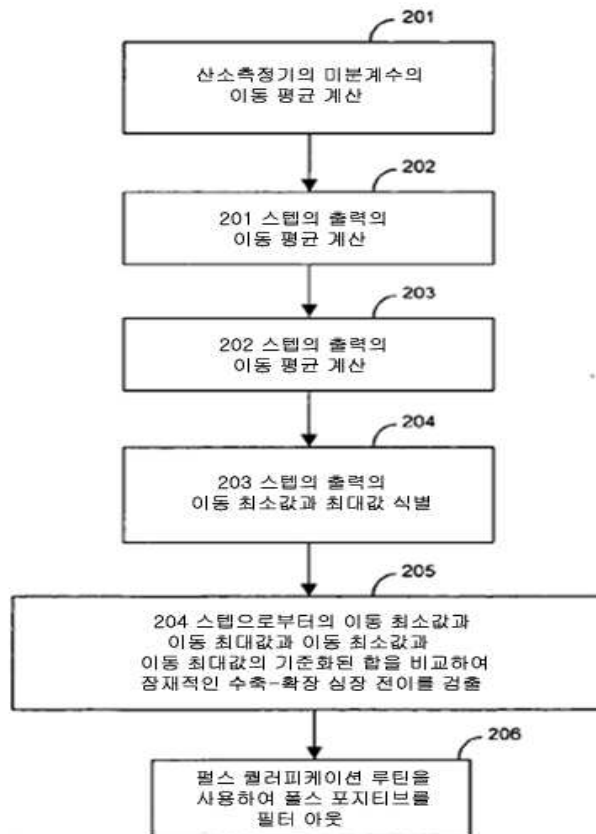
예를 들어, 도4에 나타난 펄스 검출 블록(102)내의 성분은 맥박 산소측정기 측정 시스템보다 다른 시스템에서 실행되어질 수 있다. 이러한 성분은 센서의 다른 형태뿐만 아니라 잡음의 효과를 줄일 수 있다.

도면

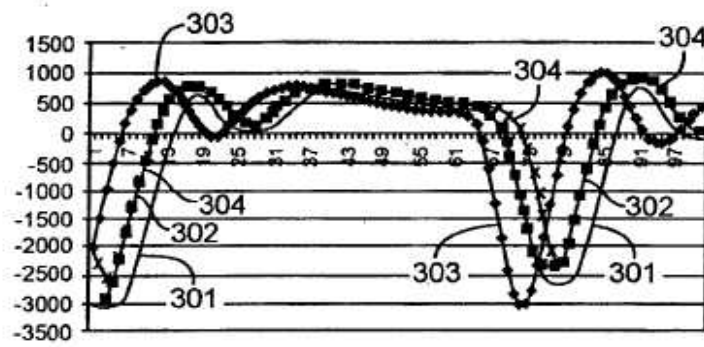
도면1



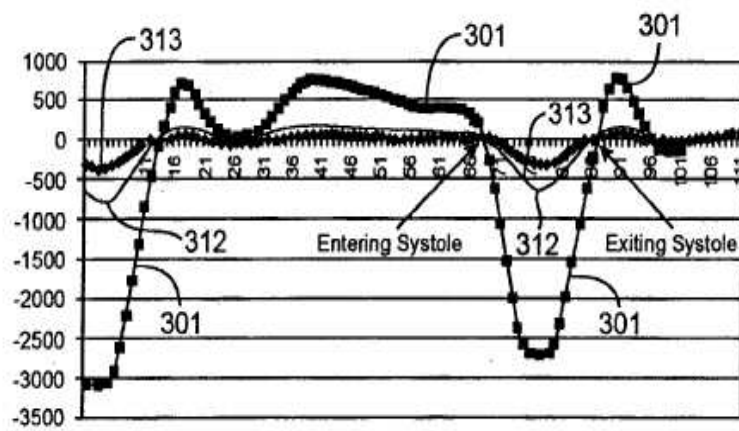
도면2



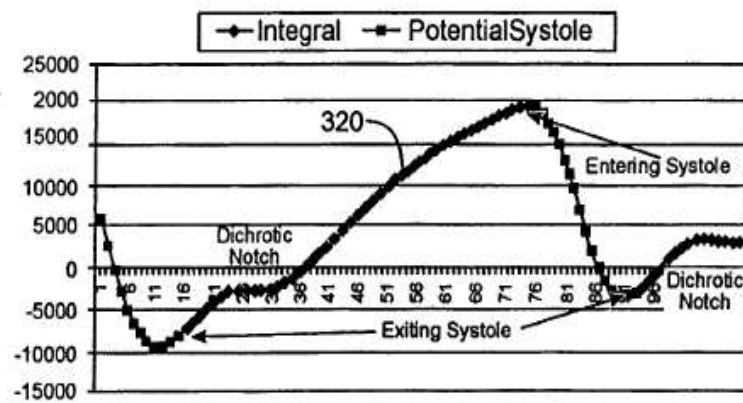
도면3A



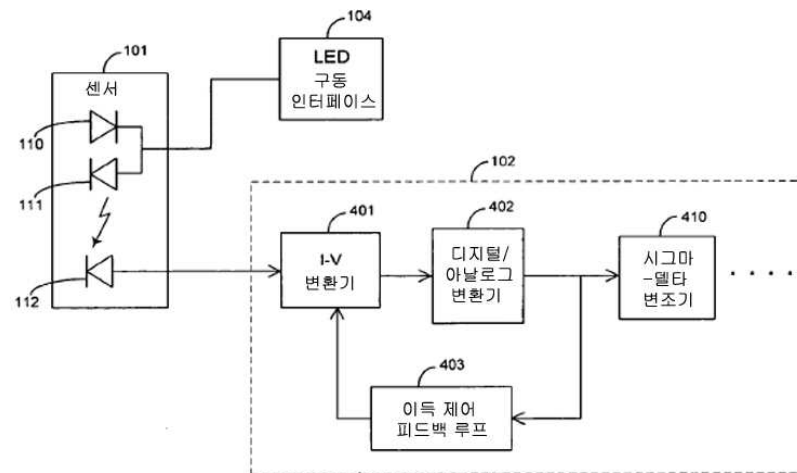
도면3B



도면3C



도면4



专利名称(译)	用于感测心率并降低传感器功耗的装置		
公开(公告)号	KR1020070020427A	公开(公告)日	2007-02-21
申请号	KR1020067019306	申请日	2005-02-25
[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	NORDSTROM BRAD 노드스트롬브래드 SHEA WILLIAM 세아윌리엄 PETERSEN ETHAN 피터센에단		
发明人	노드스트롬,브래드 세아,윌리엄 피터센,에단		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/02416 A61B5/7207 A61B5/7239 A61B2560/0209		
优先权	10/787851 2004-02-25 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了用于从来自传感器的信号感测心脏脉冲（心脏脉冲）的低功率技术。脉冲感测块感测传感器信号并确定其信噪比。为了使传感器内的发光器件的驱动电流同时将信噪比保持在适当的水平，在比较信噪比和阈值之后降低功耗，它是向上动态调节的。可以测量它，因为传感器信号的信号因子识别心脏转变的收缩（收缩期转变）。通过使用最大和最小差分系数平均模式（导数平均方案）来确定心脏转变的收缩。为了识别心脏周期的收缩（收缩期），将运动最小值和运动最大值与运动最大值和运动最小值的标准化总和进行比较。信号因子被区分。如果是这种情况，则将其与噪声分量进行比较，以便信号因子计算信噪比。

