



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년06월12일
(11) 등록번호 10-1746307
(24) 등록일자 2017년06월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/1455 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/14551 (2013.01)
A61B 5/024 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-7010124
(22) 출원일자(국제) 2013년10월23일
심사청구일자 2015년12월07일
(85) 번역문제출일자 2015년04월20일
(65) 공개번호 10-2016-0008150
(43) 공개일자 2016년01월21일
(86) 국제출원번호 PCT/CN2013/085766
(87) 국제공개번호 WO 2015/043031
국제공개일자 2015년04월02일
(30) 우선권주장
201310464640.3 2013년09월30일 중국(CN)
(56) 선행기술조사문헌
KR1020080088902 A*
US04819646 A*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
선전 브레오 테크놀로지 컴퍼니 리미티드
중국 광둥성 518008 선전시 루오후 디스트릭트 세
난 이스트 로드 5033호 진산빌딩 2202호실
(72) 발명자
마, 슈예준
중국 광둥성 518000 선전시 루오후 디스트릭트 세
난 이스트 로드 5033호 진산빌딩 22층 2205호실
우, 밍후이
중국 광둥성 518000 선전시 루오후 세난 이스트
로드 5033호 진산빌딩 22층 2205호실
(74) 대리인
특허법인 무한

전체 청구항 수 : 총 4 항

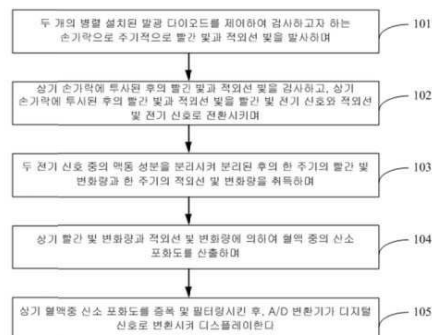
심사관 : 최석규

(54) 발명의 명칭 혈액 중의 산소 포화도 측정 방법 및 시스템

(57) 요약

혈액 중의 산소 포화도 측정 방법 및 시스템에 있어서, 상기 방법에는, 두 개의 병렬 설치된 발광 다이오드를 제어하여 검사하고자 하는 손가락으로 주기적으로 빨간 빛과 적외선 빛을 발사하며(101); 상기 손가락에 투사된 후의 빨간 빛과 적외선 빛을 검사하고, 상기 손가락에 투사된 후의 빨간 빛과 적외선 빛을 빨간 빛 전기 신호와 적외선 빛 전기 신호로 전환시키며(102); 두 전기 신호 중의 맥동 성분을 분리시켜 분리된 후의 한 주기의 빨간 빛 변화량과 한 주기의 적외선 빛 변화량을 취득하며(103); 상기 빨간 빛 변화량과 적외선 빛 변화량에 의하여 혈액 중의 산소 포화도를 산출하며(104); 상기 혈액 중 산소 포화도를 증폭 및 필터링시킨 후, A/D 변환기가 디지털 신호로 변환시켜 디스플레이하는(105); 것이 포함된다. 상기 방법은 비침습 검사, 실시간 검사의 장점을 갖고 있다.

대표도



(52) CPC특허분류

A61B 5/6826 (2013.01)

A61B 5/7278 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

혈액 중의 산소 포화도 측정 방법에 있어서, 상기 방법에는,

두 개의 병렬 설치된 발광 다이오드를 제어하여 검사하고자 하는 손가락으로 주기적으로 빨간 빛과 적외선 빛을 발사하며;

상기 손가락에 투사된 후의 빨간 빛과 적외선 빛을 검사하고, 상기 손가락에 투사된 후의 빨간 빛과 적외선 빛을 빨간 빛 전기 신호와 적외선 빛 전기 신호로 전환시키며;

상기 빨간 빛 전기 신호와 상기 적외선 빛 전기신호 중의 맥동 성분을 분리시켜 분리된 후의 한 주기의 빨간 빛 변화량과 한 주기의 적외선 빛 변화량을 취득하며;

상기 빨간 빛 변화량과 적외선 빛 변화량에 의하여 혈액 중의 산소 포화도를 산출하며;

상기 혈액 중 산소 포화도를 증폭 및 필터링시킨 후, A/D 변환기가 디지털 신호로 변환시켜 디스플레이하는 것을 포함하고,

상기 변화량 취득은, 상기 빨간 빛 전기 신호 및 상기 적외선 빛 전기 신호가 혈액 중의 HbO₂와 Hb 농도비에 따라 맥동적으로 변화하는 특성을 이용하여 취득하는 것이고, 상기 빨간 빛 전기 신호 및 상기 적외선 빛 전기 신호는 맥동적으로 변화하는 빛 흡수도를 가지고,

상기 산소 포화도 산출은, 하기 공식 3을 이용하고,

$$SaO_2 = \frac{1}{K} \ln \frac{\Delta RED - \Delta N}{(\Delta IR - \Delta N) + \Delta RED - \Delta N} * 100\% \quad \text{공식3;}$$

그 중에서, SaO_2 는 혈액 중의 산소 포화도이고, K는 혈액의 광 흡수 계수이며, ΔRED 는 한 주기 내의 빨간 빛 변화량이고, ΔIR 은 한 주기 내의 적외선 빛 변화량이며, ΔN 은 환경 빛에 의하여 발생하는 간섭치인 것을 특징으로 하는,

혈액 중의 산소 포화도 측정 방법.

청구항 2

삭제

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 혈액 중 산소 포화도를 증폭 및 필터링시킨 후, A/D 변환기가 디지털 신호로 변환시켜 디스플레이하기 전, 또한 하기 내용을 포함할 수 있는 바, 즉

빨간 빛 전기 신호와 적외선 빛 전기 신호에 의하여 맥박 P를 산출하는 바, 말하면,

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^R * C_{\max}^R}{k_{\min}^R * C_{\min}^R} \quad \text{공식4;}$$

그 중에서, $k_{\max}^{IR}$ 는 적외선 빛 흡수 계수의 최대치이고, $k_{\min}^{IR}$ 은 적외선 빛 흡수 계수의 최소치이며;

그 중에서, $k_{\max}^R$ 는 적외선 빛 흡수 계수의 최대치이고, $k_{\min}^R$ 은 적외선 빛 흡수 계수의 최소치이며;

$k_{\max}^R$ 는 빨간 빛 흡수 계수의 최대치이고, $k_{\min}^R$ 은 빨간 빛 흡수 계수의 최소치이며;

$C_{\max}^{IR}$ 는 적외선 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최대치이고, $C_{\min}^{IR}$ 은 적외선 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최소치이며;

$C_{\max}^R$ 는 빨간 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최대치이고, $C_{\min}^R$ 은 빨간 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최소치인 것을 특징으로 하는 혈액 중의 산소 포화도 측정 방법.

청구항 4

혈액 중의 산소 포화도 측정 시스템에 있어서, 상기 시스템에는,

두 개의 병렬 설치된 발광 다이오드를 제어하여 검사하고자 하는 손가락으로 주기적으로 빨간 빛과 적외선 빛을 발사하는 제어 유닛;

상기 손가락에 투사된 후의 빨간 빛과 적외선 빛을 검사하고, 상기 손가락에 투사된 후의 빨간 빛과 적외선 빛을 빨간 빛 전기 신호와 적외선 빛 전기 신호로 전환시키는 검사 유닛;

상기 빨간 빛 전기 신호와 상기 적외선 빛 전기신호 중의 맥동 성분을 분리시켜 분리된 후의 한 주기의 빨간 빛 변화량과 한 주기의 적외선 빛 변화량을 취득하는 분리 유닛;

상기 빨간 빛 변화량과 적외선 빛 변화량에 의하여 혈액 중의 산소 포화도를 산출하는 계산 유닛;

상기 혈액 중 산소 포화도를 증폭 및 필터링시킨 후, A/D 변환기가 디지털 신호로 변환시켜 디스플레이하는 변환 송신 유닛을 포함하고,

상기 분리 유닛은, 상기 빨간 빛 전기 신호 및 상기 적외선 빛 전기 신호가 혈액 중의 HbO_2 와 Hb 농도비에 따라 맥동적으로 변화하는 특성을 이용하여 상기 한 주기의 빨간 빛 변화량과 상기 한 주기의 적외선 변화량을 취득하고, 상기 빨간 빛 전기 신호 및 상기 적외선 빛 전기 신호는 맥동적으로 변화하는 빛 흡수도를 가지고,

상기 산소 포화도 산출은, 하기 공식 3을 이용하고,

$$SaO_2 = \frac{1}{K} \ln \frac{\Delta RED - \Delta N}{(\Delta IR - \Delta N) + \Delta RED - \Delta N} * 100\% \quad \text{공식3;}$$

그 중에서, SaO_2 는 혈액 중의 산소 포화도이고, K 는 혈액의 광 흡수 계수이며, ΔRED 는 한 주기 내의 빨간 빛 변화량이고, ΔIR 은 한 주기 내의 적외선 빛 변화량이며, ΔN 은 환경 빛에 의하여 발생하는 간섭치인 것을 특징으로 하는,

혈액 중의 산소 포화도 측정 시스템.

청구항 5

삭제

청구항 6

제4항에 있어서, 상기 계산 유닛은 또한 빨간 빛 전기 신호와 적외선 빛 전기 신호에 의하여 맥박 P 를 산출하는 바, 말하면,

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^R * C_{\max}^R}{k_{\min}^R * C_{\min}^R} \quad \text{공식4;}$$

그 중에서, $k_{\max}^{IR}$ 는 적외선 빛 흡수 계수의 최대치이고, $k_{\min}^{IR}$ 은 적외선 빛 흡수 계수의 최소치이며;

그 중에서, $k_{\max}^{IR}$ 는 적외선 빛 흡수 계수의 최대치이고, $k_{\min}^{IR}$ 은 적외선 빛 흡수 계수의 최소치이며;

$k_{\max}^R$ 는 빨간 빛 흡수 계수의 최대치이고, $k_{\min}^R$ 은 빨간 빛 흡수 계수의 최소치이며;

$C_{\max}^{IR}$ 는 적외선 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최대치이고, $C_{\min}^{IR}$ 은 적외선 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최소치이며;

$C_{\max}^R$ 는 빨간 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최대치이고, $C_{\min}^R$ 은 빨간 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최소치인 것을 특징으로 하는 혈액 중의 산소 포화도 측정 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 측정 분야에 관한 것으로서, 특히 혈액 중의 산소 포화도 측정 방법 및 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 산소 함량: 100ml 혈액 중의 헤모글로빈의 실제적 산소 포함량이다. 주요하게는 헤모글로빈에 실제로 결합된 산소로서, 아주 적은 양으로 혈장에 용해된 산소이다(단지 0.3ml%). 산소와 결합된 헤모글로빈은 산소 헤모글로빈(HbO_2)으로 되고, 산소와 해리된 헤모글로빈은 환원 헤모글로빈이 된다. 혈액 중 산소 포화도(SaO_2)는 혈액 중(헤모글로빈)에 실제로 결합되어 있는 산소(산소 함량)가 혈액 중(헤모글로빈)의 산소와 결합할 수 있는 최대량(산소 함량)에서 차지하는 백분율이기 때문에, 혈액 중 산소 포화도의 정의는 하기와 같이 표시할 수 있다.

[0003] $SaO_2 = C_{HbO_2} / (C_{HbO_2} + C_{Hb}) \times 100\%$

[0004] 혈액 중 산소 포화도: 100 mL 혈액 중에 있어서, 헤모글로빈이 산소와 결합하는 최대량을 혈액의 산소 용량으로 간주할 수 있다. 헤모글로빈에 실제로 결합된 산소를 산소 함량이라 하고, 산소 함량이 산소 용량에서 차지하는 백분율을 혈액 중 산소 포화도라 한다.

[0005] 종래 기술을 구현하는 과정에 있어서, 종래 기술에 하기와 같은 문제가 존재하는 것을 발견하였는 바, 즉

[0006] 종래 기술에서 제공하는 방법 중의 혈액 중 산소 포화도는 침습적 방식으로 측정하는 것으로서, 이러한 방식은 효율이 낮을 뿐 아니라, 또한 사용자에게 손상을 주게 된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명의 실시예는 혈액 중의 산소 포화도를 측정하는 방법을 제공하여 종래 기술에서 검사 효율이 낮고 사용자에게 손상을 주는 문제를 해결하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

- [0008] 본 발명의 실시예를 구현하기 위하여, 혈액 중의 산소 포화도를 측정하는 방법을 제공하는 바, 상기 방법에는,
- [0009] 두 개의 병렬 설치된 발광 다이오드를 제어하여 검사하고자 하는 손가락으로 주기적으로 빨간 빛과 적외선 빛을 발사하며;
- [0010] 상기 손가락에 투사된 후의 빨간 빛과 적외선 빛을 검사하고, 상기 손가락에 투사된 후의 빨간 빛과 적외선 빛을 빨간 빛 전기 신호와 적외선 빛 전기 신호로 전환시키며;
- [0011] 두 전기 신호 중의 맥동 성분을 분리시켜 분리된 후의 한 주기의 빨간 빛 변화량과 한 주기의 적외선 빛 변화량을 취득하며;
- [0012] 상기 빨간 빛 변화량과 적외선 빛 변화량에 의하여 혈액 중의 산소 포화도를 산출하며;
- [0013] 상기 혈액 중 산소 포화도를 증폭 및 필터링시킨 후, A/D 변환기가 디지털 신호로 변환시켜 디스플레이하는; 것이 포함된다.
- [0014] 선택적으로, 상기 빨간 빛 변화량과 적외선 빛 변화량에 의하여 혈액 중의 산소 포화도를 산출하는 것에는 구체적으로 하기 내용이 포함되는 바, 즉

[0015]
$$SaO_2 = \frac{1}{K} \ln \frac{\Delta RED - \Delta N}{(\Delta IR - \Delta N) + \Delta RED - \Delta N} * 100\%$$
 공식3;

- [0016] 그 중에서, SaO_2 는 혈액 중의 산소 포화도이고, K는 혈액의 광 흡수 계수이며, ΔRED 는 한 주기 내의 빨간 빛 변화량이고, ΔIR 은 한 주기 내의 적외선 빛 변화량이며, ΔN 은 환경 빛에 의하여 발생하는 간섭치이다.
- [0017] 선택적으로, 상기 혈액 중 산소 포화도를 증폭 및 필터링시킨 후, A/D 변환기가 디지털 신호로 변환시켜 디스플레이하기 전, 또한 하기 내용을 포함할 수 있는 바, 즉

- [0018] 빨간 빛 전기 신호와 적외선 빛 전기 신호에 의하여 맥박 P를 산출하는 바, 구체적으로 말하면,

[0019]
$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^R * C_{\max}^R}{k_{\min}^R * C_{\min}^R}$$
 공식4;

- [0020] 그 중에서, $k_{\max}^{IR}$ 는 적외선 빛 흡수 계수의 최대치이고, $k_{\min}^{IR}$ 은 적외선 빛 흡수 계수의 최소치이며;

- [0021] $k_{\max}^R$ 는 빨간 빛 흡수 계수의 최대치이고, $k_{\min}^R$ 은 빨간 빛 흡수 계수의 최소치이며;

- [0022] $C_{\max}^{IR}$ 는 적외선 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최대치이고, $C_{\min}^{IR}$ 은 적외선 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최소치이며;

- [0023] $C_{\max}^R$ 는 빨간 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최대치이고, $C_{\min}^R$ 은 빨간 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최소치이다

- [0024] 다른 일 방면으로, 혈액 중의 산소 포화도를 측정하는 시스템을 제공하는 바, 상기 시스템에는,

- [0025] 두 개의 병렬 설치된 발광 다이오드를 제어하여 검사하고자 하는 손가락으로 주기적으로 빨간 빛과 적외선 빛을 발사하는 제어 유닛;

- [0026] 상기 손가락에 투사된 후의 빨간 빛과 적외선 빛을 검사하고, 상기 손가락에 투사된 후의 빨간 빛과 적외선 빛을 빨간 빛 전기 신호와 적외선 빛 전기 신호로 전환시키는 검사 유닛;

- [0027] 두 전기 신호 중의 맥동 성분을 분리시켜 분리된 후의 한 주기의 빨간 빛 변화량과 한 주기의 적외선 빛 변화량을 취득하는 분리 유닛;

- [0028] 상기 빨간 빛 변화량과 적외선 빛 변화량에 의하여 혈액 중의 산소 포화도를 산출하는 계산 유닛;

- [0029] 상기 혈액 중 산소 포화도를 증폭 및 필터링시킨 후, A/D 변환기가 디지털 신호로 변환시켜 디스플레이하는 변

환 송신 유닛;이 포함된다.

선택적으로, 상기 계산 유닛은 하기 내용을 실행하는 바, 즉

$$SaO_2 = \frac{1}{K} \ln \frac{\Delta RED - \Delta N}{(\Delta IR - \Delta N) + \Delta RED - \Delta N} * 100\%$$

공식3;

그 중에서, SaO_2 는 혈액 중의 산소 포화도이고, K는 혈액의 광 흡수 계수이며, ΔRED 는 한 주기 내의 빨간 빛 변화량이고, ΔIR 은 한 주기 내의 적외선 빛 변화량이며, ΔN 은 환경 빛에 의하여 발생하는 간섭치이다.

선택적으로, 상기 계산 유닛은 또한 빨간 빛 전기 신호와 적외선 빛 전기 신호에 의하여 맥박 P를 산출하는 바, 구체적으로 말하면,

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^R * C_{\max}^R}{k_{\min}^R * C_{\min}^R}$$

공식4;

그 중에서, $k_{\max}^{IR}$ 는 적외선 빛 흡수 계수의 최대치이고, $k_{\min}^{IR}$ 은 적외선 빛 흡수 계수의 최소치이며;

$k_{\max}^R$ 는 빨간 빛 흡수 계수의 최대치이고, $k_{\min}^R$ 은 빨간 빛 흡수 계수의 최소치이며;

$C_{\max}^{IR}$ 는 적외선 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최대치이고, $C_{\min}^{IR}$ 은 적외선 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최소치이며;

$C_{\max}^R$ 는 빨간 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최대치이고, $C_{\min}^R$ 은 빨간 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최소치이다.

발명의 효과

종래 기술에 비하여, 본 발명의 실시예의 유익한 효과라면, 본 발명에서 제공하는 기술방안은 실시간으로 비침습적으로 혈액의 산소 함량을 검사하기 때문에 비침습적이고 실시간으로 검사할 수 있는 장점을 가진다.

도면의 간단한 설명

도1은 본 발명의 실시예에서 제공하는 혈액 중의 산소 포화도를 측정하는 방법 흐름도.

도2는 본 발명의 실시예에서 제공하는 혈액 중의 산소 포화도를 측정하는 시스템 구조도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

본 발명의 목적, 기술방안 및 우수한 점을 더욱 명료하게 하기 위하여, 이해 실시예와 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 대하여 진일보로 상세히 설명하도록 한다. 여기에 기재된 구체적인 실시예는 단지 본 발명의 해석에 불과하고 본 발명을 제한하는 것이 아님을 이해하여야 할 것이다.

본 발명을 구현하기 위한 원리는 하기와 같은 바, 즉 본 발명에서 제공하는 방법은 산소 헤모글로빈(HbO_2)과 환원 헤모글로빈(Hb) 흡수 광 스펙트럼 특성에 의하여 개시되는 분광 광도 기술과 유사한 측정 방법이다. 한줄기의 빛이 어느 물질의 용액 상에 비추지면, 투사광 크기(I)와 발사광 크기(I_0) 사이에는 하기 관계가 존재한다.

$$I = I_0 e^{-K C d}$$

공식1

그 중에서, I와 I_0 의 비레값의 대수를 광학 밀도 D라 하며, 그러므로 공식1은 하기와 같이도 표시할 수도 있다.

- [0045] $D = \ln(I / I_0) = kCd$; 공식2
- [0046] 그 중에서, C는 용액(예를 들면 혈액)의 농도이고, d는 빛이 혈액을 투과하는 경로이며, k는 혈액의 빛 흡수 계수이다. 만일 경로 d를 변화시키지 않으면, 혈액의 농도는 곧 광학 밀도 D와 정비례된다. 혈액 중의 HbO₂와 Hb의 다른 파장에 대한 빛 흡수 계수는 다르며, 실험에 의하여 증명된데 의하면, 파장이 600-700nm인 빨간 빛(RED) 구역에서, Hb의 흡수 계수가 HbO₂보다 훨씬 크며; 하지만 파장이 800-1000nm인 적외선 빛(IR) 구역에서, Hb의 흡수 계수가 HbO₂보다 작으며; 805nm 부근에서는 동등한 흡수점이다.
- [0047] 인체의 혈액은 심장의 수축과 확장 맥동을 통하여 폐를 흘러 지나고, 일정한 함량의 환원 헤모글로빈(Hb)과 폐포로부터 섭취된 산소가 결합되어 산소 헤모글로빈(HbO₂)이 되며, 약 98%의 산소가 헤모글로빈과 결합되어 산소 헤모글로빈을 형성한 후 조직으로 진입된다. 이러한 산소는 동맥계를 통하여 모세혈관까지 이르며, 이어 산소를 방출하여 조직의 신진대사를 유지한다. 한 심장 박동 주기 내에 있어서, 심실의 수축과 확장은 동맥 내 압력의 주기적인 파동을 일으키고, 이러한 주기적인 압력파는 동맥으로 하여금 확장 및 수축되도록 하여 동맥 혈관으로 하여금 규칙적으로 박동하도록 한다.
- [0048] 본 발명에서 제공하는 펄스 옥시미터에 사용되는 프로브는 사용 시 손가락에 끼워 사용한다. 윗벽에 두 개의 병렬 설치된 발광 다이오드(LED)가 고정되고, 파장이 660nm인 빨간 빛과 파장이 940nm인 적외선 빛을 방출하며, 아랫벽에는 광 전기 탐지기가 구비되어 손가락 동맥 혈관을 투과한 빨간 빛 및 적외선 빛을 전기 신호로 전환시키고, 탐지된 광 전기 신호가 약할 수록 광 신호가 프로브 부위를 지날 때 그곳의 조직, 뼈와 혈액 등에 의하여 많이 흡수되었음을 뜻한다. 피부, 근육, 지방, 정맥혈, 색소와 뼈의 상기 두 가지 빛의 흡수 계수가 일정하기 때문에 이들은 단지 광 전기 신호 중의 직류 부분의 크기에만 영향을 미치지만, 혈액 중의 HbO₂와 Hb 농도는 혈액의 맥동에 따라 주기적으로 변하기 때문에, 이들의 빛에 대한 흡수도 맥동적으로 변화하며, 이로써 광 전기 탐지기가 출력하는 신호 강도는 혈액 중의 HbO₂와 Hb 농도비에 따라 맥동적으로 변화한다. 만일 빛의 흡수로 표시한다면, 빨간 빛과 적외선 빛이 작용할 때 신호의 변화 규칙이 대체로 같으나, 맥동 부분의 진폭이 다를 수 있으며, 하나의 타이밍 회로를 이용하여 두 LED의 발광 회수를 제어하는 바, 즉 (1) 빨간 빛 LED가 밝아지고; (2) 빨간 빛 LED가 꺼지고 적외선 빛 LED가 밝아지며; (3) 두 LED가 모두 꺼지며; 이러한 발광 순서는 400회/초(50Hz 교류 전류)의 빈도로 중복되며, 환경 빛에 대한 억제 능력을 강화할 수 있다. 상기 두 가지 파장의 빨간 빛 및 적외선 빛으로 하여금 번갈아 탐지 부위를 통과하도록 하고, 또한 두 신호 중의 맥동 성분을 분리시켜 증폭 및 필터링시킨 후, 각각 A/D 변환기에 의하여 디지털 량으로 변환시킨다. 수신된 빛 강도는 맥박에 따라 변화하는 바, 빨간 빛 파장 하의 탐지기가 수신한 투과 빛 강도 중의 최대치를 IRmax라 하고, 최소치를 IRmin라 한다. IRmax는 심장의 수축기에 발생하고, 동맥혈 용량이 최대일 때와 대응되며, IRmin은 심장 확장기에 발생하고, 동맥혈 용량이 최소일 때와 대응된다.
- [0049] 본 발명의 구체적인 실시방식에서는 혈액 중의 산소 포화도 측정 방법을 제공하는 바, 상기 방법은 펄스 옥시미터에 의하여 완성되고, 상기 펄스 옥시미터에는 두 개의 발광 다이오드와 하나의 광 전기 탐지기가 포함되며, 그 중에서, 발광 다이오드는 각각 파장이 660nm인 빨간 빛과 파장이 940nm인 적외선 빛을 방출하며; 도1에 도시된 바와 같이, 해당 방법에는 하기 단계가 포함된다.
- [0050] 101: 두 개의 병렬 설치된 발광 다이오드를 제어하여 검사하고자 하는 손가락으로 주기적으로 빨간 빛과 적외선 빛을 발사하며;
- [0051] 102: 상기 손가락에 투사된 후의 빨간 빛과 적외선 빛을 검사하고, 상기 손가락에 투사된 후의 빨간 빛과 적외선 빛을 빨간 빛 전기 신호와 적외선 빛 전기 신호로 전환시키며;
- [0052] 103: 두 전기 신호 중의 맥동 성분을 분리시켜 분리된 후의 한 주기의 빨간 빛 변화량과 한 주기의 적외선 빛 변화량을 취득하며;
- [0053] 104: 상기 빨간 빛 변화량과 적외선 빛 변화량에 의하여 혈액 중의 산소 포화도를 산출하며;
- [0054] 105: 상기 혈액 중 산소 포화도를 증폭 및 필터링시킨 후, A/D 변환기가 디지털 신호로 변환시켜 디스플레이한다.
- [0055] 선택적으로, 상기 주기는 구체적으로 0.02초인 바, 즉 주파수가 50Hz인 교류의 주파수이다. 기타 주파수를 이용하여 산출할 수 있음은 물론이다.

[0056] 상기 104 단계는 구현 방법은 구체적으로 하기와 같을 수 있다.

$$SaO_2 = \frac{1}{K} \ln \frac{\Delta RED - \Delta N}{(\Delta IR - \Delta N) + \Delta RED - \Delta N} * 100\% \quad \text{공식3;}$$

[0058] 그 중에서, K는 혈액의 광 흡수 계수이며, ΔRED 는 한 주기 내의 빨간 빛 변화량이고, ΔIR 은 한 주기 내의 적외선 빛 변화량이며, ΔN 은 환경 빛에 의하여 발생하는 간섭치이다.

[0059] 선택적으로, 상기 방법은 105 단계 후 또한 하기를 포함할 수 있다.

[0060] 빨간 빛 전기 신호와 적외선 빛 전기 신호에 의하여 맥박 P를 산출하는 바, 구체적으로 말하면,

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^R * C_{\max}^R}{k_{\min}^R * C_{\min}^R} \quad \text{공식4;}$$

[0062] 그 중에서, $k_{\max}^{IR}$ 는 적외선 빛 흡수 계수의 최대치이고, $k_{\min}^{IR}$ 은 적외선 빛 흡수 계수의 최소치이며;

[0063] $k_{\max}^R$ 는 빨간 빛 흡수 계수의 최대치이고, $k_{\min}^R$ 은 빨간 빛 흡수 계수의 최소치이며;

[0064] $C_{\max}^{IR}$ 는 적외선 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최대치이고, $C_{\min}^{IR}$ 은 적외선 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최소치이며;

[0065] $C_{\max}^R$ 는 빨간 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최대치이고, $C_{\min}^R$ 은 빨간 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최소치이다

[0066] 본 발명에서 제공하는 구체적인 방식은 비침습적이고, 실시간으로 혈액 중 산소 포화도와 맥박을 검사할 수 있는 장점이 있다.

[0067] 본 발명의 구체적인 실시방식에서는 혈액 중의 산소 포화도를 측정하는 시스템을 제공하는 바, 도2에 도시된 바와 같이, 상기 시스템에는,

[0068] 두 개의 병렬 설치된 발광 다이오드를 제어하여 검사하고자 하는 손가락으로 주기적으로 빨간 빛과 적외선 빛을 발사하는 제어 유닛(21);

[0069] 상기 손가락에 투사된 후의 빨간 빛과 적외선 빛을 검사하고, 상기 손가락에 투사된 후의 빨간 빛과 적외선 빛을 빨간 빛 전기 신호와 적외선 빛 전기 신호로 전환시키는 검사 유닛(22);

[0070] 두 전기 신호 중의 맥동 성분을 분리시켜 분리된 후의 한 주기의 빨간 빛 변화량과 한 주기의 적외선 빛 변화량을 취득하는 분리 유닛(23);

[0071] 상기 빨간 빛 변화량과 적외선 빛 변화량에 의하여 혈액 중의 산소 포화도를 산출하는 계산 유닛(24);

[0072] 상기 혈액 중 산소 포화도를 증폭 및 필터링시킨 후, A/D 변환기가 디지털 신호로 변환시켜 디스플레이하는 변환 송신 유닛(25);이 포함된다.

[0073] 선택적으로, 계산 유닛(24)은 하기 내용을 실행한다.

$$SaO_2 = \frac{1}{K} \ln \frac{\Delta RED - \Delta N}{(\Delta IR - \Delta N) + \Delta RED - \Delta N} * 100\% \quad \text{공식3;}$$

[0075] 그 중에서, SaO_2 는 혈액 중의 산소 포화도이고, K는 혈액의 광 흡수 계수이며, ΔRED 는 한 주기 내의 빨간 빛 변화량이고, ΔIR 은 한 주기 내의 적외선 빛 변화량이며, ΔN 은 환경 빛에 의하여 발생하는 간섭치이다.

[0076] 선택적으로, 상기 계산 유닛(24)은 또한 빨간 빛 전기 신호와 적외선 빛 전기 신호에 의하여 맥박 P를 산출하는 바, 구체적으로 말하면,

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^R * C_{\max}^R}{k_{\min}^R * C_{\min}^R} \quad \text{공식4;}$$

그 중에서, $k_{\max}^{IR}$ 는 적외선 빛 흡수 계수의 최대치이고, $k_{\min}^{IR}$ 은 적외선 빛 흡수 계수의 최소치이며;

$k_{\max}^R$ 는 빨간 빛 흡수 계수의 최대치이고, $k_{\min}^R$ 은 빨간 빛 흡수 계수의 최소치이며;

$C_{\max}^{IR}$ 는 적외선 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최대치이고, $C_{\min}^{IR}$ 은 적외선 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최소치이며;

$C_{\max}^R$ 는 빨간 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최대치이고, $C_{\min}^R$ 은 빨간 빛일 시 C_{HbO_2} 농도의 최소치이다.

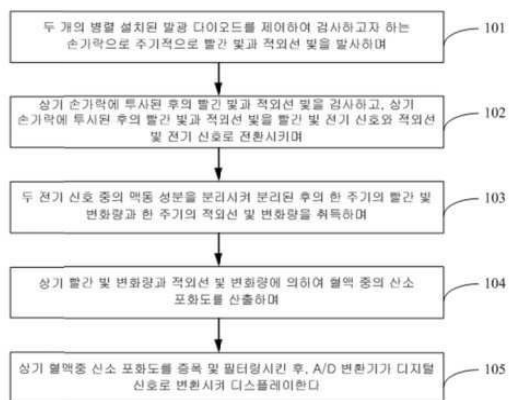
유의할 바로는, 상기 실시예에 있어서, 포함된 각 유닛은 단지 기능 논리에 의하여 구분된 것이나, 상기 구분에 제한되지 않고, 상응한 기능을 구현할 수만 있으면 되며; 그리고 각 기능 유닛의 명칭도 쉽게 구분하기 위한 것이며 본 발명의 보호 범위를 제한하는 것이 아니다.

당업계의 기술인원들은 상기 방법 중의 전부 또는 일부 단계는 프로그램 명령을 통하여 관련 하드웨어로 하여금 완성할 수 있으며, 상기 프로그램은 컴퓨터 판독가능한 매체, 예를 들면 롬, 자기 디스크 또는 광 디스크에 저장될 수 있음을 이해하여야 할 것이다.

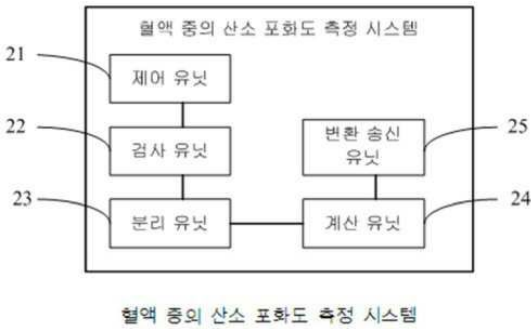
이상에서는 본 고안을 특정의 실시예에 대해서 도시하고 설명하였지만, 본 고안은 상술한 실시예만 한정되는 것은 아니며, 본 고안이 속하는 기술분야에서 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이하의 청구범위에 기재된 본 고안의 기술적 사상의 요지를 벗어나지 않는 범위에서 얼마든지 다양하게 변경하여 실시할 수 있을 것이다.

도면

도면1



도면2



专利名称(译)	测量血液中氧饱和度的方法和系统		
公开(公告)号	KR101746307B1	公开(公告)日	2017-06-12
申请号	KR1020157010124	申请日	2013-10-23
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市倍轻松科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市科技BREO CO.LTD.		
当前申请(专利权)人(译)	Brenna 5 syeonjeon科技有限公司		
[标]发明人	MA XUEJUN 마슈에준 WU MINGHUI 우밍후이		
发明人	마,슈에준 우,밍후이		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/024 A61B5/6826 A61B5/7278		
优先权	201310464640.3 2013-09-30 CN		
其他公开文献	KR1020160008150A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于测量血液中氧饱和度的方法和系统，该方法包括：(101)控制两个平行安装的发光二极管，用待检查的手指周期性地发射红光和红外光；(102)在投射到手指上之后检查红光和红外光，并且在投射到手指上之后将红光和红外光转换成红光电信号和红外光电信号；(103)在分离两个电信号中的脉动分量之后，获得一个周期内的红光变化量和一个周期内的红外光变化量；通过红光变化量和红外光量的变化来计算(104)血液中的氧饱和度；放大和过滤血液中的氧饱和度，并将数字信号转换成A/D转换器并显示它；它包括那些。该方法具有无创检查和实时检查的优点。

