

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2013년 10월 17일 (17.10.2013)



(10) 국제공개번호
WO 2013/154308 A1

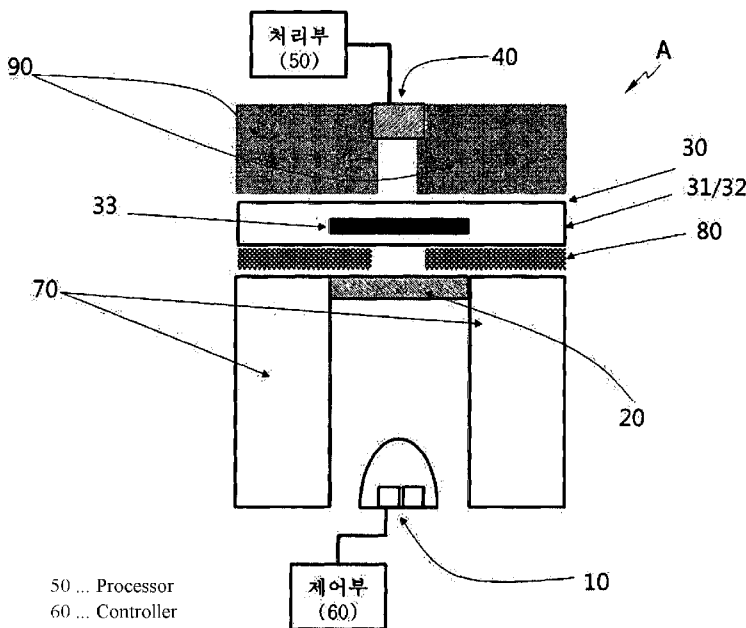
- (51) 국제특허분류:
G01N 33/72 (2006.01) G01N 21/17 (2006.01)
G01N 33/52 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2013/002901
- (22) 국제출원일: 2013년 4월 8일 (08.04.2013)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2012-0038223 2012년 4월 13일 (13.04.2012) KR
- (71) 출원인: 바디텍메드 주식회사 (BODITECHMED. INC) [KR/KR]; 200-883 강원도 춘천시 동내면 거두리 1144-2, Gangwon-do (KR).
- (72) 발명자: 김병철 (KIM, Byeong Chul); 200-160 강원도 춘천시 후평동 현대 2차 203-1008, Gangwon-do (KR). 박기태 (PARK, Ki Tae); 200-883 강원도 춘천시 동내면 거두리 382-1, Gangwon-do (KR). 김철민 (KIM, Cheol Min); 472-865 경기도 남양주시 진정읍 장현리 장미아파트 103동 204호, Gyeonggi-do (KR). 최광원 (CHOI, Kwang Won); 200-936 강원도 춘천시 석사동 737-18 2층, Gangwon-do (KR).

- (74) 대리인: 박원미 (PARK, Weonmee); 138-715 서울시 강남구 논현로 412, 601호, Seoul (KR).
- (81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[다음 쪽 계속]

(54) Title: DEVICE AND METHOD FOR MEASURING HEMOGLOBIN

(54) 발명의 명칭 : 헤모글로빈 측정 장치 및 방법



(57) Abstract: The present invention relates to a system for measuring the hemoglobin concentration in whole blood, wherein the system comprises: a light-radiating unit including a light source that emits two types of incident light having different wavelengths; a diffusion unit which diffuses the incident light emitted by the light-radiating unit; a cuvette-holding unit which is formed so as to hold a cuvette including a blood sample; a detection unit which detects each absorbance of the two types of incident light having different wavelengths; a processing unit which determines the hemoglobin concentration in the blood by processing the measured absorbance result; and a control unit which regulates the two types of incident light having different wavelengths in order to repeatedly/sequentially radiate same. Although the system for measuring hemoglobin in whole blood of the present invention uses a small amount of whole blood, it is possible to measure the total hemoglobin concentration in an accurate and reliable manner. The system of the present invention aligns the paths of two types of incident light having different wavelengths passing through a microcuvette by using a dif-

fuser plate so as to easily align a light source and increase the reliability of the results. Also, the system of the present invention uses two wavelengths so as to rapidly and accurately measure the total amount of hemoglobin, including oxidized and reduced hemoglobin.

(57) 요약서:

[다음 쪽 계속]

**공개:**

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

본원은 두 종류 파장의 입사광을 방출하는 광원을 포함하는 광조사부; 상기 광조사부에서 방출되는 입사광을 분포시키는 확산부; 상기 혈액 시료를 포함하는 큐벳을 수용하도록 구성된 큐벳 수용부; 상기 혈액시료를 통과한 상기 두 종류 파장의 입사광의 각 흡광도를 검출하는 검출부; 상기 흡광도 측정 결과를 처리하여 상기 혈액 중 헤모글로빈의 농도를 결정하는 처리부; 및 상기 두 종류 파장의 입사 광이 반복/순차적으로 조사되도록 조절하는 제어부를 포함하는, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템에 관한 것이다. 본원의 전혈 헤모글로빈측정 시스템은 적은 양의 전혈을 사용하면서도, 정확하고 신뢰성 있는 총 헤모글로빈 농도의 측정이 가능 하다. 본원의 시스템은 마이크로큐벳을 통과하는 두 종류 파장의 입사광을 확산판을 통해 그 경로를 일치시켜, 광원의 얼라인먼트가 용이하여, 결과의 신뢰성이 도 모되며, 두 종류의 파장을 사용하여, 산화와 환원 헤모글로빈을 포함하는 총 헤모 글로빈의 양을 신속하고 정확하게 측정할 수 있다.

【명세서】

【발명의명칭】

헤모글로빈 측정 장치 및 방법

【기술분야】

<1> 본원은 혈액의 헤모글로빈 측정 분야에 관한 것이다.

【배경기술】

<2> 헤모글로빈은 적혈구에 존재하는 철-함유 단백질로, 혈액 중 산소의 주요 운반수단이다. 헤모글로빈의 결핍은 빈혈 증상으로 이어진다. 빈혈은 그 원인이 매우 다양하며, 헤모글로빈 농도 측정은 빈혈의 원인별 분류에 사용된다. 예를 들면 철분이 부족하여 생긴 빈혈인 경우에는 이들 적혈구 지수들이 감소하고 비타민 B12 결핍이나 엽산 결핍에 의한 빈혈에서는 증가한다. 기타 수많은 원인에 의해 빈혈이 발생할 수 있는데 진단 별로 적혈구 지수들 양상이 다르므로 처음 빈혈을 감별 진단하는 데 혈색소양의 측정이 매우 중요하다. 또한 헤모글로빈 함량은 철결핍의 민감한 지표로 이러한 지표는 철결핍으로 인한 질환의 진단 또는 정맥내 철분요법의 효능을 모니터링하는데 사용된다.

<3> 헤모글로빈의 농도를 측정하는 다수의 방법 및 장치가 공지되어 있다. 이들 방법은 한 측면에서 혈액을 이용한 침습적 측정법과 혈액을 직접 이용하지 않는 비침습적 방법으로 나눌 수 있으며, 침습적 방법은 다시 혈액의 모든 성분을 포함하는 전혈의 흡광도를 광학적으로 측정하는 전혈 분석법과, 적혈구 밖으로 헤모글로빈을 용혈시킨 뒤에 측정하는 용혈 분석법으로 나눌 수 있다. 비침습적 방법/장치는 대한민국 공개특허공보 제2002-0081763호는 “비침습적인 헤모글로빈 농도와 산소 포화도 모니터링방법 및 장치”에 개시되어 있다. 비침습적 방법은 헤모글로빈의 양을 계속적으로 실시간 모니터링이 필요한 경우에 보다 적합한 기술로, 고가이며, 일회성 측정이 필요한 경우에는 적합하지 않은 단점이 있다.

<4> 비침습적 방식의 헤모글로빈 분석법은 다수의 파장을 이용하는 US 6,262,798 호에 기재된 기술과 빛의 산란 수준 변화 시에 관찰되는 검출기 감도 및 유효 광로 길이의 변경에 대한 보정을 하는 제WO 2001/53806호에 기재된 기술을 들 수 있다.

<5> 그러나, 상기 전혈 분석법은 용혈과정 없이 분석할 수 있다는 장점을 가지고 있지만, 혈액 내에 존재하는 다른 유형 성분들에 의한 혈액의 불균일성에 크게 좌우되고, 빛이 불균일한 혈액 샘플 내의 입자들과 부딪혀서 편향되는 산란각을 가진다는 문제점이 있다. 또한, 상기 용혈 분석법은 헤모글로빈이 적혈구 밖으로 나온 상태에서 측정하는 것이기 때문에 비교적 정확하지만, 용혈을 위한 고가의 장비와

복잡한 시료 제법을 필요로 할 뿐만아니라, 용혈제로 사용되는 시약의 흡습성으로 인해 저장 수명이 제한되고, 건조제를 포함하는 밀폐된 포장 내에 분석기구(예를 들어, 상기 큐벳)를 저장할 필요가 있으며, 또한 다습한 기후에서 상기 큐벳은 포장으로부터 꺼내진 후 수 분 내에 사용되어야 하는 문제점이 있다.

<6> 따라서, 종래의 전혈 분석법과 용혈 분석법의 문제점을 극복하면서, 전혈로부터 헤모글로빈이 농도를 측정하기 위한 신속하고 간단하며 저렴한 방법 및 장치에 대한 필요성은 항상 존재한다.

【발명의 내용】

【기술적 과제】

<7> 본원은 적은 양의 전혈로부터 정확하고 신뢰성 있는 총 헤모글로빈의 양을 측정하는 시스템 및 방법을 제공하고자 한다.

【기술적 해결방법】

<8> 한 양태에서 본원은 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템을 제공하며, 본원의 시스템은 전혈에 포함된 산화 및 환원 헤모글로빈 모두를 측정하는 것이다.

<9> 상기 시스템은 520 내지 590nm의 제1 파장 및 800 nm 이상의 제2 파장의 입사광을 방출하는 광원을 포함하는 광조사부; 상기 광조사부에서 방출되는 입사광을 분포시키는 확산부; 상기 전혈 시료용 큐벳을 수용하도록 구성된 큐벳 수용부; 상기 혈액시료를 통과한 상기 제1 파장의 입사광의 흡광도 및 상기 제2 파장의 입사광의 흡광도를 검출하는 검출부; 상기 제1 파장의 흡광도 및 상기 제2 파장의 입사광의 흡광도 측정 결과를 처리하여 상기 전혈 중 헤모글로빈의 농도를 결정하는 처리부; 및 상기 제1 파장의 입사광 및 제2 파장의 입사광이 순차적으로 조사되도록 조절하는 제어부를 포함한다. 본원에 따른 시스템에서 제1 파장은 525-530nm, 상기 제2 파장은 850nm인이고, 다른 구현예에서 제1 파장은 500nm, 530nm, 546nm, 570nm 또는 584nm이고, 상기 제2 파장은 800nm 또는 850nm인, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템을 제공한다.

<10> 본원은 또한 본원에 따른 광원은 한 개로, 상기 광원은 상기 제1 파장 및 제2 파장의 입사광을 방출하도록 구성되거나, 또는 본원의 광원은 두 개로, 상기 두 개의 광원은 각각 제1 파장 및 제2 파장의 입사광을 방출하도록 구성되는, 헤모글로빈 농도 측정 시스템을 제공한다.

<11> 또한 본원은 입사광을 확산부로 유도하는 광원 가이드; 상기 확산부로 입사된 광을 상기 마이크로큐벳의 전혈시료를 포함하는 측정부위로 유도하는 입사광 가이드; 및 상기 마이크로큐벳의 측정부위를 통과한 상기 입사광을 상기 검출부로 유

도하는 검출 가이드를 더 포함하는, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템을 제공한다.

<12> 본원은 또한 본원에 사용되는 광원 가이드의 내경은 상기 입사광 가이드의 내경과 같거나 크며, 상기 입사광 가이드의 내경은 상기 측정부위의 크기와 같거나 작으며, 상기 검출 가이드의 내경은 상기 입사광 가이드의 내경과 같거나 작은, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템을 제공한다. 본원 한 구현예에서 상기 검출 가이드의 내경은 상기 입사광 가이드의 내경의 85 내지 75% 크기인, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템을 제공한다.

<13> 본원은 또한 본원의 시스템에 사용되는 큐벳의 규격 차이를 보정하는 보정수단을 수용하도록 구성되는 보정수단 수용부를 더 포함하며, 상기 수용부에 장착된 보정수단의 정보는 상기 처리부에 의해 처리되는, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템을 제공한다. 본원의 한 구현예에서 상기 큐벳의 규격 차이는 큐벳의 광경로 차이 또는 큐벳 두께의 차이 중 하나 이상을 보정하는 것인, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템을 제공한다.

<14> 본원은 또한 본원의 시스템과 연결된 전자장비와 데이터를 교환하는 통신포트를 추가로 포함하는, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템을 제공한다. 본원 한 구현예에서 상기 시스템은 상기 시스템의 상태, 진행상황 또는 검출결과를 나타내는 디스플레이부를 더 포함하는, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템을 제공한다.

<15> 본원은 또한 본원에 사용되는 큐벳이 장착되는 공간을 포함하는, 상기 큐벳 수용부에 수용되는 큐벳 홀더를 더 포함하는, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템을 제공한다.

<16> 본원은 또한 본원의 큐벳 수용부는 상기 큐벳을 수용하도록 구성되며, 상기 마이크로큐벳의 광경로는 0.10~0.25mm 인, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템을 제공한다. 한 구현예에서 상기 큐벳 수용부에 수용되는 상기 마이크로큐벳의 광경로 길이는 0.125 또는 0.130mm 인, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템을 제공한다.

<17> 본원에 또한 광원은 LED, 레이저 다이오드, 또는 연속광원인, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템을 제공한다.

<18> 다른 양태에서 본원은 본원에 따른 시스템을 사용한, 전혈 헤모글로빈 농도 측정 방법을 제공한다.

<19> 본원에 따른 방법은 전혈시료를 포함하는 큐벳을 제공하는 단계; 상기 큐벳을 본원에 따른 시스템에 장착하는 단계; 상기 큐벳에 포함된 시료의 2차의 흡광도

를 측정하는 단계로 상기 1차 흡광도는 520 내지 590nm의 제1 파장 및 상기 제2 흡광도는 800 nm 이상의 제2 파장의 빛을 사용하여 수행되고; 그리고 상기 제1 및 제2 파장을 사용한 흡광도 측정 결과를 처리하여 상기 전혈 시료 중의 총 헤모글로빈의 농도를 결정하는 단계를 포함한다. 본원에 따른 방법에서 제1 파장은 525-530nm이고, 상기 제2 파장은 850nm이거나, 또는 제1 파장은 500nm, 530nm, 546nm, 570nm 또는 584nm이고, 상기 제2 파장은 800nm 또는 850nm인, 전혈의 총 헤모글로빈 농도 측정 방법을 제공한다.

【유리한 효과】

- <20> 본원의 헤모글로빈측정 시스템은 적은 양의 전혈을 사용하면서도, 정확하고 신뢰성 있는 총 헤모글로빈 농도의 측정이 가능하다. 본원의 시스템은 본원에 사용되는 마이크로큐벳을 통과하는 경로가 다른 두 종류 파장의 입사광을 확산판을 통해 경로를 일치시켜, 광원의 조정(얼라인먼트)이 용이하여, 결과의 신뢰성이 도모되며, 두 종류의 파장을 사용하여, 산화헤모글로빈(HbO₂)과 환원 헤모글로빈(Hb)을 포함하는 총 헤모글로빈의 양을 신속하고 정확하게 측정할 수 있다.

【도면의 간단한 설명】

- <21> 도 1은 본원의 일 실시예에 따른 시스템의 구성을 도식적으로 나타낸 것이다.
- <22> 도 2는 본원의 일 실시예에 따른 시스템이 구현된 예를 도식적으로 나타낸 것이다.
- <23> 도 3은 본원의 시스템에 사용될 수 있는 큐벳의 일례를 도식적으로 나타낸 것이다.

【발명의 실시를 위한 형태】

- <24> 이하 도면을 참조하여 본원의 시스템을 상세히 설명한다. 본 발명에 관한 상세한 설명에 앞서, 이하에서 설명되는 본 명세서 및 청구범위에 사용된 용어나 단어는 통상적이거나 사전적인 의미로 한정해서 해석되지 않는다. 따라서 본 명세서에 기재된 구현예와 도면에 도시된 구성은 본 발명의 일실시예에 불과할 뿐이고 본 발명의 기술적 사상을 모두 대변하는 것은 아니므로, 본 출원시점에 있어서 이들을 대체할 수 있는 다양한 균등물과 변형예 등이 또한 본원에 포함되는 것임을 이해하여야 한다.

<25>

- <26> 도 1 및 도 2를 참조하면, 한 양태에서 본원은 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템으로, 520 내지 590nm의 제1 파장 및 800 nm 이상의 제2 파장의 입사광을

방출하는 광원을 포함하는 광조사부 (10); 상기 광조사부에서 방출되는 입사광을 분포시키는 확산부 (20); 상기 전혈시료용 큐벳을 수용하도록 구성된 큐벳 수용부 (30); 상기 혈액시료를 통과한 상기 제1 파장의 입사광의 흡광도 및 상기 제2 파장의 입사광의 흡광도를 검출하는 검출부 (40); 상기 제1 파장의 흡광도 및 상기 제2 파장의 입사광의 흡광도 측정 결과를 처리하여 상기 혈액 중 헤모글로빈의 농도를 결정하는 처리부 (50); 및 상기 제1 파장의 입사광 및 제2 파장의 입사광이 순차적으로 조사되도록 조절하는 제어부 (60)를 포함하는, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템에 관한 것이다.

<27> 본원의 시스템에 따른 광조사부 (10)의 광원은 약 520 내지 590nm 범위의 제1 파장 및 약 800 nm 이상의 제2 파장의 입사광을 방출한다. 광원으로는 특정 파장의 빛을 방출하는 광원이 사용되거나 또는 넓은 영역에 걸친 파장대를 방출하는 연속광을 필터와 함께 사용될 수 있다. 한 구현예에서는 특정 파장을 방출하는 광원, 예를 들면 LED (light emitting diode), 레이저 다이오드 (laser diode)가 사용되나, 이로 제한되는 것은 아니다. 연속광이 사용되는 경우, 특정 파장용 필터가 함께 사용된다.

<28> 본원에 사용되는 각 파장의 빛은 일체로 구성된 하나의 광원에서 방출되거나 또는 각 파장의 빛을 방출하는 별개로 구성된 두 개의 광원에서 방출된다. 본원의 한 구현예에서는 두 개의 광원에서 각각 한 종류의 파장의 빛이 방출된다. 한 파장의 빛이 방출되는 동안, 다른 파장의 빛은 꺼진 상태이며, 상기 한 파장의 빛은 소정의 시간, 예를 들면 약 1초 내지 5초, 특히 약 3초 동안 조사되어 혈액시료를 통과하여 투과한 광의 데이터를 수집하고, 그 후 꺼진 상태로 전환되고, 이어 다른 파장의 빛이 동일한 방식으로 조사된다. 이 경우, 광원에서 조사되는 빛의 밝기가 안정화될때까지 시료에 빛이 입사되지 않는 것이 바람직하며, 이는 후술하는 본원의 제어부에 의해 조절된다.

<29> 본원에 따른 파장대역의 시스템을 사용하는 경우, 손끝에서 채취하는 모세혈과 정맥혈의 측정값이 일치하는 정확한 결과를 얻을 수 있다. 전혈의 헤모글로빈 농도 측정을 위해 간편성으로 인해 주로 손끝, 발뒤꿈치 등에서 모세혈을 채취하여 사용하는데, 이러한 모세혈은 일반적으로 전체 혈액의 헤모글로빈 농도를 균일하게 대표하지 않을 수도 있기 때문에, 정확한 수치를 얻기 위해 일반적으로 수 회 채혈하여 측정하거나, 정맥혈을 채취하여 사용하기도 한다 (Yang ZW, Yang SH, Chen L, QU J, Xhu J, Tang Z. Comparison of blood counts in venous, fingertip and arterial blood and their measurement variation. Clin Lab Haem 2001;23:155-9;

Sari M, de Pee S, Martini E, et al. Estimating the prevalence of anaemia: a comparison of three methods. Bull World Health Organ 2001;79:506-11; Kayiran SM, Oezbek N, Turan M, GB. Significant differences between capillary and venous complete blood counts in the neonatal period. ClinLab Haematol 2003;25:9-16 참조). 하지만 정맥혈의 채취는 전문가의 도움을 필요로 하며, 수 회 측정은 사용자에게 많은 불편을 초래하여 측정의 기피로 이어질 수 있으며, 특히 현시측정용 (point of care) 시스템의 경우 정맥혈 채취는 현실적으로 가능하지 않기 때문에 손끝과 같은 모세혈로부터 정확한 결과를 얻는 것이 중요하다.

<30> 본원에 사용되는 광조사부(10)의 광원으로부터 조사되는 파장은 전혈에 포함된 산화헤모글로빈 및 환원헤모글로빈 모두에 대해 동일/유사한 흡광도를 나타내는 파장이 사용된다. 제1 파장의 경우 산화 및 환원 헤모글로빈 모두에 대하여 강한 흡광도를 나타내는 파장을 사용하며, 제2 파장의 경우, 제1 파장에 의한 흡광도보다 낮은 것으로, 배경값으로 사용될 수 있다. 한 구현예에서, 제1 파장의 범위는 약 520 내지 590nm, 특히 약 525 내지 550nm이며, 더욱 특히 약 525 내지 530nm이다. 또한, 제2 파장의 범위는 약 800nm이상, 특히 약 820 내지 900nm이며, 더욱 특히 약 830 내지 860nm, 더더욱 특히 약 850nm이다. 상기 범위를 벗어나는 경우, 산화 및 환원 헤모글로빈의 흡수 파장대가 일치하지 않아, 헤모글로빈 농도의 정확한 측정이 어려울 수 있다.

<31> 다른 구현예에서, 본원에 사용되는 제1 파장은 약 500nm, 약 530nm, 약 546nm, 약 570nm 또는 약 584nm 중 하나 이상, 상기 제2 파장은 약 800nm 또는 약 850nm이다. 제1 파장으로 반드시 한 파장의 빛만이 사용되어야 하는 것은 아니며, 경우에 따라 두 개 이상이 사용될 수도 있다.

<32> 본원의 시스템은 상기 광조사부의 광원에서 방출되는 빛을 고르게 분포시키고, 본원에 사용되는 각 파장의 경로를 일치시키는 확산부(20)를 포함한다. 본원에 사용될 수 있는 확산부는 본원에서 사용되는 파장에 적합한 직하형의 점광원을 면광원을 전환할 수 있는 수단을 의미하는 것으로 확산판 또는 확산필름 또는 확산재를 포함하는 것이다. 본원에 사용되는 확산부 수단은 광 투과도가 약 80% 이상인, 특히 약 90% 이상, 더욱 특히 약 95% 이상의 무기재료 또는 유기재료로 구성될 수 있다. 예를 들면 본 발명에서 빛을 확산시킬 수 있는 재료들로서 특히 광학적으로 투과도가 80% 이상으로서 광학용의, 시클로올레핀계 공중합체(Cyclo Olefin Copolymer), PMMA (Poly Methyl Meth Acrylate), PC (polycarbonate) 등의 유기 재료 및 그 외의 무기 재료를 포함할 수 있으며, 당업자라면 본원의 목적을 고려하여

적절한 것을 선택할 수 있을 것이다.

<33> 본원의 시스템은 큐벳을 수용할 수 있는 큐벳 수용부 (30)를 포함한다. 본원에 사용되는 큐벳은 특히 마이크로큐벳 (32)이 사용되며, 그 일례가 도 3에 기재되어 있다. 상기 마이크로큐벳은 측정부위 (33)를 포함하며 광경로는 약 0.10~0.25mm, 특히 약 0.15mm, 더욱 특히 약 0.14mm, 더더욱 특히 약 0.13mm, 더더욱 특히 약 0.125mm, 더더욱 특히 약 0.12mm이다. 헤모글로빈 농도 측정에 사용되는 전혈은 상기 측정부위로 유입되며, 상기 마이크로큐벳의 측정부위는 광조사부 (10)에서 조사되는 광원이 통과할 수 있는 광학적 재질로 구성되며, 광이 조사되어 통과할 수 있도록 본원의 시스템에 배치된다. 본원의 큐벳은 본원의 시스템에 사용시 후술하는 큐벳 홀더에 장착된다.

<34> 본원에 사용될 수 있는 마이크로큐벳 (32)은 일회용이며, 일례로 도 3에 기재된 것과 같은 유형의 것이 사용될 수 있다. 예를 들면 본원에 사용될 수 있는 마이크로 큐벳은 몸체; 및 상기 몸체에 형성된 공간으로 구성되는 일체형으로, 즉 상기 공간은 몸체를 이루는 2개의 편평한 판재가 서로 대면하는 내면에 의해 형성되며, 상기 공간의 일부에는 측정부가 위치하고, 상기 몸체의 말단에는 상기 공간과 연결되는 모세관 입구가 형성되며, 상기 몸체의 모세관 입구가 형성되지 않은 반대단부에는 상기 공간과 연결되는 투입구가 형성되어 있는 것이다. 이에 따라, 모세관 입구에 의해 손끝의 혈액을 직접 채취하거나 투입구에 피펫을 이용하여 혈액을 주입한 후 광학적으로 분석할 수 있다. 이러한 유형의 큐벳은 예를 들면 사출성형을 통해 제조되며 투명한 폴리머 물질로 제조될 수 있다.

<35> 본원의 마이크로 큐벳은 이를 수용할 수 있는 큐벳 홀더 (31)에 장착되어 사용될 수 있으며, 이 경우, 도 2에 나타난 바와 같이 마이크로큐벳(32)이 장착된 큐벳 홀더(31)가 큐벳 수용부 (30)에 수용된다. 큐벳 홀더는 마이크로큐벳의 측정부위를 광원에 대하여 정확한 위치로 도입하고, 큐벳의 시스템으로의 입출을 용이하게 한다. 또한 외부광원이 큐벳으로 진입하는 것을 차폐하여 측정의 정확성을 기하고, 큐벳이 시스템에 적절한 속도 즉, 큐벳 측정부위의 혈액시료에 작용하는 모세관력보다 같거나 적은 힘이 작용하도록 삽입되도록 하여, 큐벳 측정부위의 시료가 갑작스런 장착 등으로 인해 한 방향으로 쏠리는 현상을 방지한다. 이런 관점에서 본원의 시스템은 상기 큐벳이 장착되어 상기 큐벳 수용부에 수용되는 큐벳 홀더를 더 포함한다.

<36> 본원의 시스템은 혈액시료를 통과한 제1 파장의 입사광의 흡광도 및 상기 제2 파장의 입사광의 흡광도를 검출하는 검출부(40)를 포함한다. 광조사부 (10)의 광

원에서 조사된 각 파장의 빛이 혈액을 통과하고, 통과된 빛은 검출부에서 검출된다. 시료를 통과하여 투과된 빛은, 제1 파장 빛에 대해 1차 흡광도가 측정되고, 제2 파장의 빛에 대해 2차 흡광도가 측정되어 검출부(40)에 의해 검출된다. 상기 제1 파장 및 제2 파장에 대한 흡광도는 각 1회 이상 측정되어 후술하는 처리부에 의해 처리된다.

<37> 본원의 시스템은 처리부 (50)를 포함한다. 본원에 따른 1차 및 2차 상기 흡광도 측정 결과는 전혈의 헤모글로빈의 농도를 결정하기 위해 처리되고, 이를 위한 처리 과정은 소정의 알고리즘에 의해 수행되어 헤모글로빈의 농도를 계산한다. 한 구현예에서 알고리즘은 시스템에 프로그램으로 통합되어 흡광도 검출 후 이를 헤모글로빈 농도로 환산하여 측정치를 후술하는 디스플레이부(100)에 표시할 수 있다.

<38> 한 구현예에서 처리부 (50)의 알고리즘은 예를 들면 하기의 식에 따라 농도를 계산할 수 있다:

<39>
$$[\text{총 헤모글로빈 농도}] = (\text{Abs}_1 - \text{Abs}_2) \cdot K_1 + K_2$$

<40> Ab_1 은 제1 파장의 흡광도 측정결과이고 Ab_2 는 제2 파장의 빛을 이용한 흡광도 측정결과이며, K_1 및 K_2 는 측정 장치/파장/큐벳 광경로 등에 의존하는 검정 계수이며, 예를 들면 K_1 은 헤모글로빈 농도에 따른 변별력을 결정하는 상수이고, K_2 는 보정상수이다.

<41> 이러한 검정 계수는 농도가 알려진 헤모글로빈의 흡광도를 측정하여 초기에 계산 될 수 있거나, 또한 시스템 설치 시 또는 시스템 사용 중에 규칙적 간격으로 수행될 수 있다.

<42> 또한 검정 계수는 본원 시스템에 사용되는 큐벳의 제조 배치(batch)에 따른 미세한 규격 차이를 보정하기 위한 것이다. 이러한 규격의 차이는 큐벳 측정 부위의 광경로의 차이, 큐벳을 이루는 판의 두께의 차이로 인해 발생할 수 있다. 이러한 배치별로 상이한 규격은 각 배치별 규격을 칩에 입력시켜 사용할 수 있으며, 이로부터 검정계수를 계산할 수 있다. 또한 검정계수는 본원의 시스템에 새로운 배치의 큐벳을 사용할 경우에 같은 헤모글로빈 농도에 대한 큐벳간 측정값의 차이를 보정한다.

<43> 이러한 측면에서 본원은 상기와 같은 큐벳의 규격 차이를 보정하는 보정수단(111)을 수용하도록 구성되는 보정수단 수용부 (110)를 추가로 포함할 수 있다. 보정수단 (111)은 예를 들면 큐벳이 규격별로 코드화되고, 이러한 규격이 입력된 코드칩일 수 있으며, 상기 코드칩은 상기 보정수단 수용부에 삽입되고, 처리부에 의

해 처리되어 헤모글로빈 농도 계산에 반영된다.

<44> 본원의 시스템은 또한 제어부 (60)를 포함한다. 본원의 제어부는 상기 제1 파장의 입사광 및 제2 파장의 입사광이 순차적으로 조사되도록 조절한다. 제1 파장의 광이 조사된 후, 제2 파장의 광이 조사되도록 하며, 각 파장의 빛이 시료에 조사되기 전에, 각 파장의 광량이 안정된 후 조사되도록 조절한다. 제1 파장과 제2 파장의 순서가 바뀔 수도 있음은 물론이다.

<45> 본원의 시스템은 제1 파장 및 제2 파장의 광을 동일한 경로로 마이크로큐벳의 측정부위로 정확하게 입사하도록 유도하고, 혈액 시료를 통과한 투과광만을 검출기로 유도하여 노이즈가 감소된 정확한 헤모글로빈 측정값을 획득할 수 있도록 하는, 광 가이드를 포함할 수 있다.

<46> 이런 측면에서 본원의 시스템은 광원에 조사되는 제1 및 제2 파장의 입사광을 상기 확산부로 유도하는 광원 가이드 (70); 상기 확산부로 입사된 광을 상기 마이크로큐벳의 상기 혈액을 포함하는 측정부위로 유도하는 입사광 가이드 (80); 및 상기 마이크로큐벳의 측정부위를 통과한 상기 입사광을 상기 검출부로 유도하는 검출 가이드 (90)를 더 포함할 수 있다.

<47> 본원의 광원 가이드는 본원 시스템의 제1 파장 및 제2 파장의 빛이 동일한 경로로 확산부로 조사되도록 하고, 상기 확산부를 통과한 빛은 입사광 가이드를 통해 마이크로큐벳의 측정부위로 유도되어 전혈을 통과하고, 투과된 광은 검출 가이드에 의해 검출기로 유도되어, 정확한 검출이 가능하다. 이를 위해 본원의 광원 가이드의 내경은 본원 입사광 가이드의 내경과 같거나 크며, 상기 입사광 가이드의 내경은 본원 마이크로큐벳 측정부위의 크기와 같거나 작으며, 본원 검출 가이드의 내경은 상기 입사광 가이드의 내경과 같거나 작도록 구성된다. 한 구현예에서, 본원의 검출 가이드의 내경은 상기 입사광 가이드의 내경의 약 95 내지 70% 크기로, 특히 약 90 내지 75%, 더욱 특히 약 85% 내지 75%의 크기이다.

<48> 검출의 정확성을 위해 확산부, 마이크로큐벳 수용부, 검출기는 가능한 가깝게 위치하는 것이 바람직하며, 시스템의 규격에 따라 변할 수 있다. 예를 들면 시스템의 규격이 예를 들면 약 100mm x 150mm의 범위인 경우, 예를 들면 약 10mm 이내, 특히 약 7 내지 9mm, 더욱 특히 약 6mm로 구성된다. 광원에서 확산부까지의 거리는 점광원을 면광원으로 효율적으로 전환할 수 있는 확산판의 질, 광원의 세기, 사용되는 큐벳의 광경로, 시스템의 구체적 규격에 따라 결정될 수 있으며, 예를 들면 5mm이하, 특히 3mm 이하일 수 있다.

<49> 본원의 시스템은 상기 시스템의 상태 또는 검출결과를 나타내는 디스플레이

부 (100)를 추가로 포함할 수 있다. 상기 디스플레이에는 예를 들면 헤모글로빈 측정 진행 상태/상황, 시스템의 상태, 흡광도, 헤모글로빈의 농도가 표시된다.

<50> 본원의 시스템은 또한 상기 시스템과 연결된 전자장비와 데이터를 교환하는 통신포트 (120)를 추가로 포함한다. 전자장비란 헤모글로빈 농도 데이터의 보관, 질환 진단에 필요한 정보 제공을 위한 데이터 분석 등을 위한 전자장비로, 예를 들면 컴퓨터, 프린터, 셀폰, 스마트폰 등을 포함하나, 이로 제한하는 것은 아니다.

<51> 본원의 시스템은 일례로 한 구현예에서 도 2에 기재된 것과 같은 배열로 하우징(1)에 일체로 구비될 수 있다. 다른 구현예에서 본원의 처리부 (50) 또는 제어부 (60)는 본원 시스템의 다른 구성과 일체로 또는 별도로 위치하도록 구성될 수 있다. 또한 상기 처리부와 제어부는 일체로 구성될 수도 있다.

<52>

<53> 다른 측면에서 본원은 또한 상술한 본원에 따른 시스템을 사용한, 전혈 헤모글로빈 농도 측정 방법에 관한 것이다. 본원에 따른 헤모글로빈 측정방법은 전혈에 포함된 총 헤모글로빈, 즉 산화 및 환원 헤모글로빈의 양을 모두 측정하는 것이다.

<54> 본원에 따른 방법은 예를 들면 하기의 단계를 포함하여 수행될 수 있다.

<55> 즉, 전혈시료를 포함하는 큐벳을 제공하는 단계; 상기 큐벳을 본원에 따른 시스템에 장착하는 단계; 상기 큐벳에 포함된 시료의 2차의 흡광도를 측정하는 단계로 상기 1차 흡광도는 약 520 내지 590nm의 제1 파장 및 상기 제2 흡광도는 약 800 nm 이상의 제2 파장의 빛을 사용하여 수행되고; 그리고 상기 제1 및 제2 파장을 사용한 흡광도 측정 결과를 처리하여 상기 전혈시료 중의 총 헤모글로빈의 농도를 결정하는 단계를 포함한다.

<56> 본원의 방법에 사용될 수 있는 광원의 종류 및 파장의 범위는 앞서 설명한 바와 같다. 한 구현예에서, 본원에 사용되는 제1 파장은 약 525-530nm이고, 제2 파장은 약 850nm이다. 다른 구현예에서, 본원에 사용되는 제1 파장은 약 500nm, 약 530nm, 약 546nm, 약 570nm 및/또는 약 584nm이고, 상기 제2 파장은 약 800nm 또는 약 850nm이다.

<57> 본원의 방법에서 헤모글로빈의 농도결정단계를 소정의 알고리즘을 사용하여 수행되며, 이에 관하여는 본원에 따른 시스템을 설명하면서 전술한 바와 같다. 그 외, 본 발명의 방법이 사용되는 시스템에 관하여는 앞서 설명한 바를 참조하면 된다.

<58> 본원의 시스템은 이러한 헤모글로빈 농도 측정에 사용된다. 헤모글로빈은 적혈구에 존재하는 철-함유 단백질로, 혈액 중 산소의 주요 운반수단이다. 헤모글로

빈과 결합한 산소는 특정 조건이 되면 혈장으로 방출되어 조직으로 흡수된다. 헤모글로빈 한 분자는 네 개의 산소분자와 결합하며, 총 결합능에 대한 특정 시점에서 헤모글로빈의 산소 결합정도를 포화도라고 한다. 특정 시점에서 헤모글로빈에 결합한 산소의 양은 헤모글로빈이 접하는 환경의 산소분압에 의해 주로 결정된다. 일반적으로 동맥혈에서 산소 포화도가 높고, 정맥혈에서 낮다. 헤모글로빈 양은 적혈구 일정 부피당 평균 헤모글로빈 농도로 나타내며, 평균적혈구용적, 평균적혈구헤모글로빈, 평균적혈구헤모글로빈 농도를 적혈구지수라고 한다. 빈혈은 여러 가지 원인에 의해 발생할 수 있는데 진단 별로 적혈구 지수들 양상이 다르므로 처음 빈혈을 감별 진단하는 데 헤모글로빈 양의 측정이 매우 중요하다. 또한 헤모글로빈 함량은 철결핍의 민감한 지표이다. 이러한 지표는 철결핍으로 인한 질환의 진단 또는 정맥내 철분요법의 효능을 모니터링하는데 사용될 수 있다.

<59>

<60>

이상, 본 발명의 바람직한 실시예에 대하여 상세히 설명하였으나, 본 발명의 기술적 범위는 전술한 실시예에 한정되지 않고 특허청구범위에 의하여 해석되어야 할 것이다. 이때, 이 기술분야에서 통상의 지식을 습득한 자라면, 본 발명의 범위에서 벗어나지 않으면서도 많은 수정과 변형이 가능함을 고려해야 할 것이다.

<61>

[부호의 설명]

<62>

10 : 광조사부20: 확산부

<63>

30: 큐벳 수용부31: 큐벳홀더

<64>

32: 큐벳33: 큐벳 측정부위

<65>

40: 검출부50: 처리부60: 제어부61: 제어버튼

<66>

70: 광원가이드80: 입사광가이드90: 검출가이드100: 디스플레이부

<67>

110: 보정수단 수용부111: 보정수단

<68>

120: 통신부

<69>

【청구의 범위】

【청구항 1】

전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템으로,
 520 내지 590nm의 제1 파장 및 800 nm 이상의 제2 파장의 입사광을 방출하는 광원을 포함하는 광조사부;
 상기 광조사부에서 방출되는 입사광을 분포시키는 확산부;
 상기 전혈 시료용 큐벳을 수용하도록 구성된 큐벳 수용부;
 상기 혈액시료를 통과한 상기 제1 파장의 입사광의 흡광도 및 상기 제2 파장의 입사광의 흡광도를 검출하는 검출부;
 상기 제1 파장의 흡광도 및 상기 제2 파장의 입사광의 흡광도 측정 결과를 처리하여 상기 전혈 중 헤모글로빈의 농도를 결정하는 처리부; 및
 상기 제1 파장의 입사광 및 제2 파장의 입사광이 순차적으로 조사되도록 조절하는 제어부를 포함하는, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 2】

제 1 항에 있어서, 상기 시스템은
 상기 입사광을 상기 확산부로 유도하는 광원 가이드;
 상기 확산부로 입사된 광을 상기 마이크로큐벳의 상기 혈액을 포함하는 측정 부위로 유도하는 입사광 가이드; 및
 상기 마이크로큐벳의 측정부위를 통과한 상기 입사광을 상기 검출부로 유도하는 검출 가이드를 더 포함하는, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 3】

제 2 항에 있어서,
 상기 광원 가이드의 내경은 상기 입사광 가이드의 내경과 같거나 크며,
 상기 입사광 가이드의 내경은 상기 측정부위의 크기와 같거나 작으며,
 상기 검출 가이드의 내경은 상기 입사광 가이드의 내경과 같거나 작은, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 4】

제 3 항에 있어서, 상기 검출 가이드의 내경은 상기 입사광 가이드의 내경의 85 내지 75% 크기인, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 5】

제 1 항에 있어서, 상기 시스템은 상기 큐벳의 규격 차이를 보정하는 보정수단을 수용하도록 구성되는 보정수단 수용부를 더 포함하며, 상기 수용부에 장착된

보정수단의 정보는 상기 처리부에 의해 처리되는, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 6】

제 5 항에 있어서, 상기 큐벳의 규격 차이는 큐벳의 광경로 차이 또는 큐벳 두께의 차이 중 하나 이상을 보정하는 것인, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 7】

제 1 항에 있어서, 상기 시스템은 상기 시스템과 연결된 전자장비와 데이터를 교환하는 통신포트를 추가로 포함하는, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 8】

제 1 항에 있어서, 상기 시스템은 상기 시스템의 상태, 진행상황 또는 검출 결과를 나타내는 디스플레이부를 더 포함하는, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 9】

제 1 항에 있어서, 상기 시스템은, 상기 큐벳이 장착되는 공간을 포함하는, 상기 큐벳 수용부에 수용되는 큐벳 홀더를 더 포함하는, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 10】

제 1 항에 있어서, 상기 광원은 한 개로, 상기 광원은 상기 제1 파장 및 제2 파장의 입사광을 방출하도록 구성되는, 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 11】

제 1 항에 있어서, 상기 광원은 두 개로, 상기 두 개의 광원은 각각 제1 파장 및 제2 파장의 입사광을 방출하도록 구성되는, 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 12】

제 1 항에 있어서, 상기 제1 파장은 500nm, 530nm, 546nm, 570nm 또는 584nm 이고, 상기 제2 파장은 800nm 또는 850nm인, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 13】

제 1 항에 있어서, 상기 제1 파장은 525-530nm, 상기 제2 파장은 850nm인, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 14】

제 1 항에 있어서, 상기 큐벳 수용부는 상기 큐벳을 수용하도록 구성되며, 상기 마이크로큐벳의 광경로는 0.10~0.25mm 인, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 15】

제 14 항에 있어서, 상기 큐벳 수용부에 수용되는 상기 마이크로큐벳의 광경로 길이는 0.125 또는 0.130mm 인, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 16】

제 1 항에 있어서, 상기 광원은 LED, 레이저 다이오드, 또는 연속광원인, 전혈의 헤모글로빈 농도 측정 시스템.

【청구항 17】

제 1 항 내지 제 16 항 중 어느 한 항에 따른 시스템을 사용한, 전혈의 총 헤모글로빈 농도 측정 방법.

【청구항 18】

제 17 항에 있어서, 상기 방법은 하기의 단계를 포함하는, 전혈의 총 헤모글로빈 농도 측정 방법:

전혈시료를 포함하는 큐벳을 제공하는 단계;

상기 큐벳을 본원에 따른 시스템에 장착하는 단계;

상기 큐벳에 포함된 시료의 2차의 흡광도를 측정하는 단계로 상기 1차 흡광도는 520 내지 590nm의 제1 파장 및 상기 제2 흡광도는 800 nm 이상의 제2 파장의 빛을 사용하여 수행되고; 그리고

상기 제1 및 제2 파장을 사용한 흡광도 측정 결과를 처리하여 상기 전혈 시료 중의 총 헤모글로빈의 농도를 결정하는 단계.

【청구항 19】

제 18 항에 있어서, 상기 제1 파장은 525-530nm이고, 상기 제2 파장은 850nm 인, 전혈의 총 헤모글로빈의 농도 측정 방법.

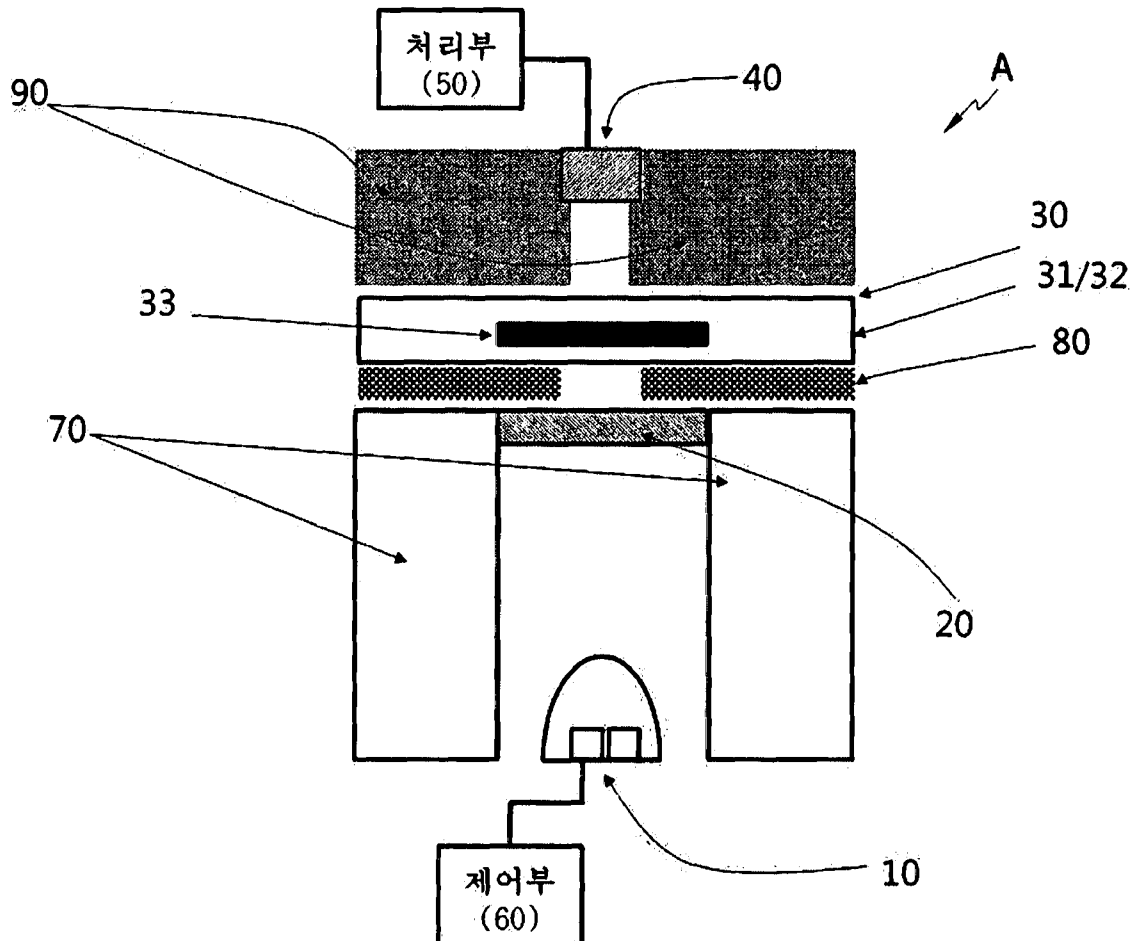
【청구항 20】

제 18 항에 있어서, 상기 제1 파장은 500nm, 530nm, 546nm, 570nm 또는 584nm이고, 상기 제2 파장은 800nm 또는 850nm인, 전혈의 총 헤모글로빈 농도 측정 방법.

1/2

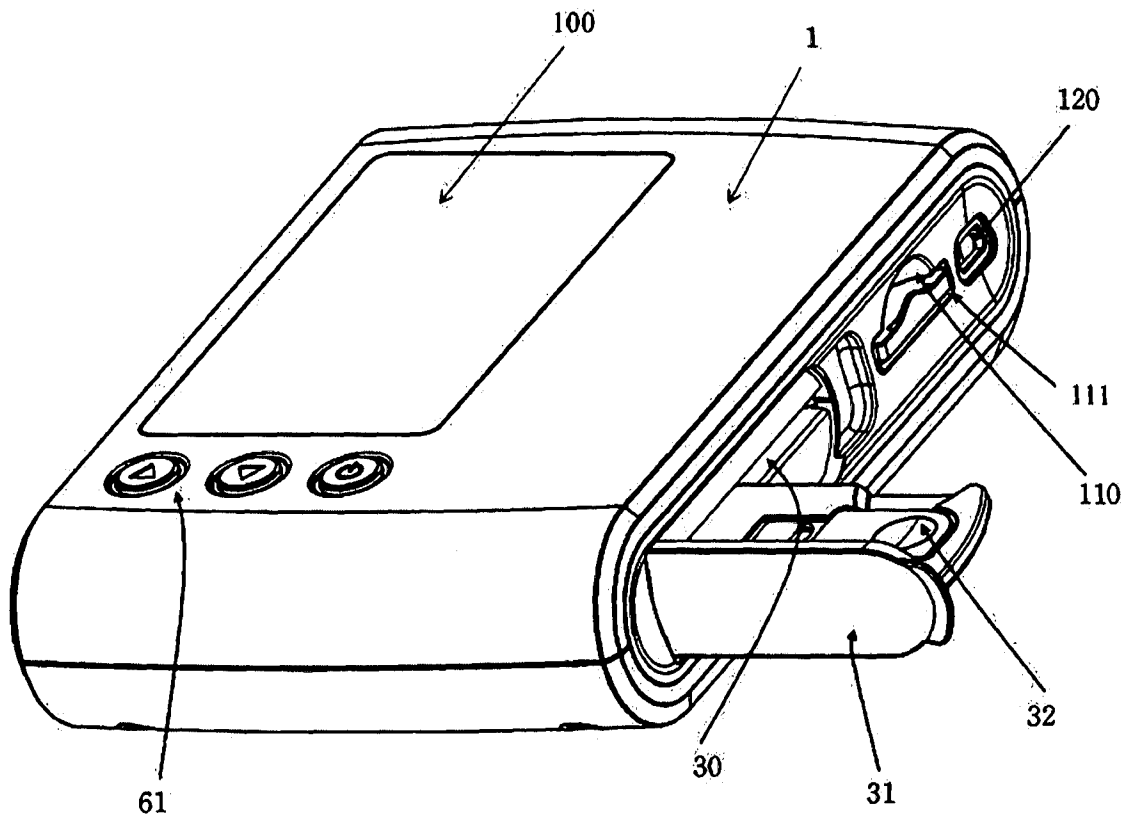
【도면】

【도 1】

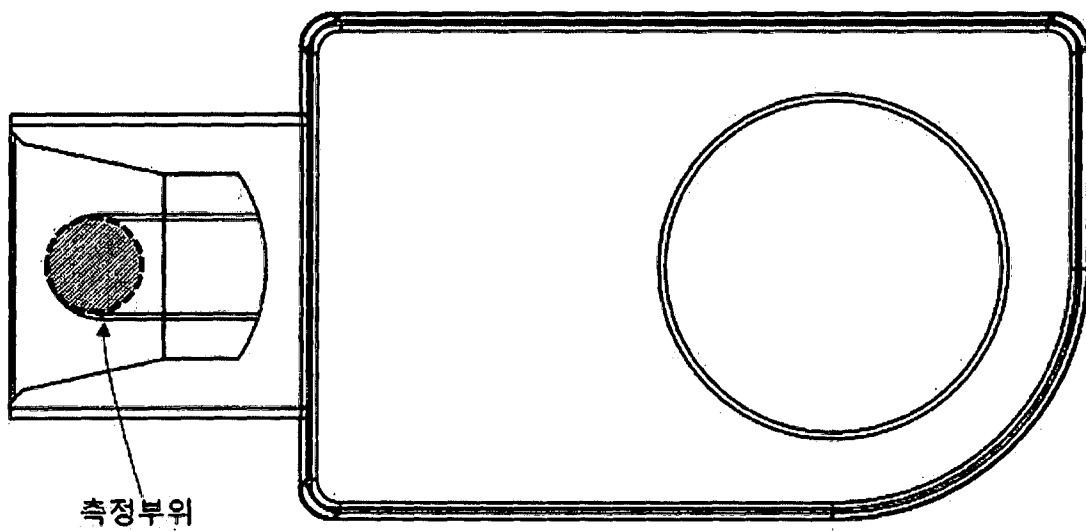


2/2

【도 2】



【도 3】



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2013/002901**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER****G01N 33/72(2006.01)i, G01N 33/52(2006.01)i, G01N 21/17(2006.01)i**

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01N 33/72; G01N 21/25; A61B 5/145; G01N 33/48; G01N 21/17; G01N 21/75; G01N 33/52

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: hemoglobin, measurement, cuvette, wavelength, whole blood, first wave, second wave

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	KR 10-2004-0077865 A (HEMOCUE AB) 07 September 2004 See claims 1-4, 6, 13, 19 and 20; pages 2-4.	1-20
A	JP 2004-166775 A (CITIZEN HOLDINGS CO., LTD.) 17 June 2004 See paragraphs 2 and 14.	1-20
A	JP 2003-202287 A (HAMAMATSU PHOTONICS K. K.) 18 July 2003 See paragraphs 15-17.	1-20
A	US 2011-0263031 A1 (GOMES, Paulo Alberto Paes et al.) 27 October 2011 See claims 3-5.	1-20
A	KR 10-0963554 B1 (KOREA RESEARCH INSTITUTE OF BIOSCIENCE AND BIOTECHNOLOGY) 15 June 2010 See abstract and figure 2.	1-20



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"I" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

26 JUNE 2013 (26.06.2013)

Date of mailing of the international search report

26 JUNE 2013 (26.06.2013)

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-ro, Daejeon 302-701,
Republic of Korea

Facsimile No. 82-42-472-7140

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2013/002901

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-2004-0077865 A	07.09.2004	AU 2002-359193 A1	15.07.2003
		AU 2002-359193 B2	17.04.2008
		CA 2468513 A1	10.07.2003
		CA 2468513 C	03.05.2011
		CN 1610827 A	27.04.2005
		EP 1456649 A1	15.09.2004
		EP 1456649 B1	14.06.2006
		EP 1698883 A1	06.09.2006
		EP 1698883 B1	19.01.2011
		JP 2005-513502 A	12.05.2005
		JP 2010-117364 A	27.05.2010
		JP 4532905 B2	18.06.2010
		US 2003-0123047 A1	03.07.2003
		US 6831733 B2	14.12.2004
		WO 03-056327 A1	10.07.2003
JP 2004-166775 A	17.06.2004	NONE	
JP 2003-202287 A	18.07.2003	NONE	
US 2011-0263031 A1	27.10.2011	WO 2009-127024 A1	22.10.2009
KR 10-0963554 B1	15.06.2010	KR 10-2009-0103312	01.10.2009

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

G01N 33/72(2006.01)i, G01N 33/52(2006.01)i, G01N 21/17(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

G01N 33/72; G01N 21/25; A61B 5/145; G01N 33/48; G01N 21/17; G01N 21/75; G01N 33/52

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 헤모글로빈, 측정, 큐벳, 파장, 전혈, 제1파장, 제2파장

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	KR 10-2004-0077865 A (헤모큐에이비) 2004.09.07 청구항 1-4, 6, 13, 19 및 20; 페이지 2-4 참조.	1-20
A	JP 2004-166775 A (CITIZEN HOLDINGS CO., LTD.) 2004.06.17 단락 2 및 14 참조.	1-20
A	JP 2003-202287 A (HAMAMATSU PHOTONICS K. K.) 2003.07.18 단락 15-17 참조.	1-20
A	US 2011-0263031 A1 (GOMES, PAULO ALBERTO PAES 외 3명) 2011.10.27 청구항 3-5 참조.	1-20
A	KR 10-0963554 B1 (한국생명공학연구원) 2010.06.15 요약 및 도면 2 참조.	1-20

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

“A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

“T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

“E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

“X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

“L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

“Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

“O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

국제조사의 실제 완료일

2013년 06월 26일 (26.06.2013)

국제조사보고서 발송일

2013년 06월 26일 (26.06.2013)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소

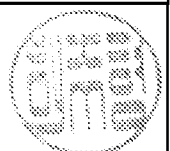
 대한민국 특허청
(302-701) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 82-42-472-7140

심사관

허주형

전화번호 82-42-481-8150



국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2004-0077865 A	2004.09.07	AU 2002-359193 A1 AU 2002-359193 B2 CA 2468513 A1 CA 2468513 C CN 1610827 A EP 1456649 A1 EP 1456649 B1 EP 1698883 A1 EP 1698883 B1 JP 2005-513502 A JP 2010-117364 A JP 4532905 B2 US 2003-0123047 A1 US 6831733 B2 WO 03-056327 A1	2003.07.15 2008.04.17 2003.07.10 2011.05.03 2005.04.27 2004.09.15 2006.06.14 2006.09.06 2011.01.19 2005.05.12 2010.05.27 2010.06.18 2003.07.03 2004.12.14 2003.07.10
JP 2004-166775 A	2004.06.17	없음	
JP 2003-202287 A	2003.07.18	없음	
US 2011-0263031 A1	2011.10.27	WO 2009-127024 A1	2009.10.22
KR 10-0963554 B1	2010.06.15	KR 10-2009-0103312	2009.10.01