



(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl.

A61B 5/024 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(11) 공개번호 10-2007-0013277

(43) 공개일자 2007년01월30일

(21) 출원번호 10-2006-7020214

(22) 출원일자 2006년09월28일

심사청구일자 없음

번역문 제출일자 2006년09월28일

(86) 국제출원번호 PCT/US2005/007675

(87) 국제공개번호 WO 2005/087098

국제출원일자 2005년03월08일

국제공개일자 2005년09월22일

(30) 우선권주장 10/797,475 2004년03월09일 미국(US)

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

(72) 발명자 데브렉제니, 마틴
미합중국, 94526 캘리포니아, 덴빌, 플레이타스 코트 310
베이커, 클라크, 알.
미합중국, 94546 캘리포니아, 카스트로 밸리, 매기 웨이 18493

(74) 대리인 특허법인세신

전체 청구항 수 : 총 24 항

(54) 물에 의한 근 적외선 흡수를 이용한 맥박 산소포화도 모션아티팩트 배제장치 및 방법

(57) 요약

제1 파장에서 조직 일부를 통해 전송된 전자기 에너지로부터 유도된 제1 신호를 획득하는 단계로, 상기 제1 신호는 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부와 동맥 박동 이벤트에 일치하는 신호 일부를 포함하고, 상기 제1 파장에서 물은 상기 조직 부분에서 전자기 에너지의 지배적인 흡수제이며, 제2 파장에서 조직 일부를 통해 전송된 전자기 에너지로부터 유도된 제2 신호를 획득하는 단계로, 상기 제2 신호는 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부와 동맥 박동 이벤트에 일치하는 신호 일부를 포함하고, 상기 제2 파장에서 헤모글로빈은 상기 조직 부분에서 전자기 에너지의 지배적인 흡수제이며, 및 체적 변동 기록계를 포함하는 제1 결합 신호를 발생하도록 상기 제1 파장과 상기 제2 파장을 결합하는 단계로, 상기 제1 결합 신호는 상기 제1 신호 또는 상기 제2 신호에 존재하는 것보다 작은 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부를 갖는 생리적인 파라미터를 측정하기 위한 방법 및 장치를 개시한다.

대표도

도 1

특허청구의 범위

청구항 1.

제1 파장에서 조직 일부를 통해 전송된 전자기 에너지로부터 유도된 제1 신호를 획득하는 단계로, 상기 제1 신호는 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부와 동맥 박동 이벤트에 일치하는 신호 일부를 포함하고, 상기 제1 파장에서 물은 상기 조직 부분에서 전자기 에너지의 지배적인 흡수체인 단계;

제2 파장에서 조직 일부를 통해 전송된 전자기 에너지로부터 유도된 제2 신호를 획득하는 단계로, 상기 제2 신호는 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부와 동맥 박동 이벤트에 일치하는 신호 일부를 포함하고, 상기 제2 파장에서 헤모글로빈은 상기 조직 부분에서 전자기 에너지의 지배적인 흡수체인 단계; 및

체적 변동 기록계를 포함하는 제1 결합 신호를 발생하도록 상기 제1 파장과 상기 제2 파장을 결합하는 단계로, 상기 제1 결합 신호는 상기 제1 신호 또는 상기 제2 신호에 존재하는 것보다 작은 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부를 갖는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 2.

제1항에 있어서,

상기 제1 파장에서 물은 조직 일부내의 헤모글로빈보다 강한 전자기 에너지를 갖는 흡수체인 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 3.

제1항에 있어서,

상기 제2 파장에서 헤모글로빈은 조직 일부내의 물보다 강한 전자기 에너지를 갖는 흡수체인 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 4.

제1항에 있어서,

상기 제1 파장은 900~1850nm 사이의 범위인 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 5.

제1항에 있어서,

상기 제1 파장은 1100~1400nm 사이의 범위인 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 6.

제1항에 있어서,

상기 제1 파장은 1150~1250nm 사이의 범위인 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 7.

제1항에 있어서,

상기 제1 파장은 1185nm인 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 8.

제1항에 있어서,

상기 제2 파장은 600~950nm 사이의 범위인 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 9.

제1항에 있어서,

상기 결합하는 단계는

기준 제1 신호를 획득하도록 승산기를 적용하고, 상기 기준 제1 신호를 상기 제2 신호로부터 감산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 10.

제9항에 있어서,

상기 승산기는 상기 제1 파장의 헤모글로빈 대 상기 제2 파장의 헤모글로빈에 의한 조직 일부에서 전자기 에너지의 흡수율에 대한 함수인 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 11.

제1항에 있어서,

상기 생리적인 파라미터는 맥박율인 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 12.

제1항에 있어서,

제3 파장에서 조직 일부를 통해 전송된 전자기 에너지로부터 유도된 제3 신호를 획득하는 단계로, 상기 제3 신호는 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부와 동맥 박동 이벤트에 일치하는 신호 일부를 포함하고, 상기 제3 파장에서 물은 상기 조직 부분에서 전자기 에너지의 지배적인 흡수체인 단계; 및

체적 변동 기록계를 포함하는 제2 결합 신호를 발생하도록 상기 제1 파장과 제2 파장을 결합하는 단계로, 상기 제2 결합 신호는 상기 제1 신호 또는 상기 제3 신호에 존재하는 것보다 작은 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부를 갖는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 13.

제12항에 있어서,

결합을 형성하기 위하여 제1 결합신호와 제2 결합신호를 결합하는 단계; 및

상기 결합을 이용하여 산소 포화도 값을 평가하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 14.

제1 파장에서 조직 일부를 통해 전송된 전자기 에너지로부터 유도된 제1 신호를 획득하는 제1 수단으로, 상기 제1 신호는 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부와 동맥 박동 이벤트에 일치하는 신호 일부를 포함하고, 상기 제1 파장에서 물은 상기 조직 부분에서 전자기 에너지의 지배적인 흡수체인 제1 수단;

제2 파장에서 조직 일부를 통해 전송된 전자기 에너지로부터 유도된 제2 신호를 획득하는 제2 수단으로, 상기 제2 신호는 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부와 동맥 박동 이벤트에 일치하는 신호 일부를 포함하고, 상기 제2 파장에서 헤모글로빈은 상기 조직 부분에서 전자기 에너지의 지배적인 흡수체인 제2 수단; 및

체적 변동 기록계를 포함하는 제1 결합 신호를 발생하도록 상기 제1 파장과 제2 파장을 결합하는 제2 수단으로, 상기 제1 결합 신호는 상기 제1 신호 또는 상기 제2 신호에 존재하는 것보다 작은 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부를 갖는 제3 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 장치.

청구항 15.

제14항에 있어서,

상기 제1 신호를 획득하는 수단은

상기 조직 위치에 전자기 에너지를 지시하도록 형성되는 광 방출 광학부; 및

상기 조직 위치로부터 방사를 수신하도록 형성되는 광 검출 광학부를 포함하는 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 장치.

청구항 16.

제15항에 있어서,

상기 광 방출 광학부는 900~1850nm 사이 범위의 파장에서 전자기 에너지를 전달하는 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 장치.

청구항 17.

제15항에 있어서,

상기 광 방출 광학부는 1100~1400nm 사이 범위의 파장에서 전자기 에너지를 전달하는 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 장치.

청구항 18.

제15항에 있어서,

상기 광 방출 광학부는 1150~1250nm 사이 범위의 파장에서 전자기 에너지를 전달하는 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 장치.

청구항 19.

제15항에 있어서,

상기 광 방출 광학부는 1185nm의 파장에서 전자기 에너지를 전달하도록 형성되는 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 장치.

청구항 20.

제14항에 있어서,

상기 결합하는 수단은

기준 제1 신호를 획득하도록 승산기를 적용하는 수단과, 상기 기준 제1 신호를 상기 제2 신호로부터 감산하는 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 장치.

청구항 21.

제14항에 있어서,

상기 결합하는 수단은

체적 변동 기록계로 이루어진 제1 결합 신호를 발생하도록 상기 제1 파장과 상기 제2 파장을 결합하도록 형성된 프로세싱 장치를 포함하고, 상기 제1 결합 신호는 상기 제1 신호 또는 상기 제2 신호에 존재하는 것보다 작은 모션과 관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부를 갖는 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 장치.

청구항 22.

제14항에 있어서,

제3 파장에서 조직 일부를 통해 전송된 전자기 에너지로부터 유도된 제3 신호를 획득하는 제4 수단으로, 상기 제3 신호는 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부와 동맥 박동 이벤트에 일치하는 신호 일부를 포함하고, 상기 제3 파장에서 물은 상기 조직 부분에서 전자기 에너지의 지배적인 흡수체인 제4 수단; 및

체적 변동 기록계를 포함하는 제2 결합 신호를 발생하도록 상기 제1 파장과 상기 제2 파장을 결합하는 제5 수단으로, 상기 제2 결합 신호는 상기 제1 신호 또는 상기 제3 신호에 존재하는 것보다 작은 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부를 갖는 제5 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 장치.

청구항 23.

제22항에 있어서,

결합을 형성하기 위하여 제1 결합신호와 제2 결합신호를 결합하는 수단; 및

상기 결합을 이용하여 산소 포화도 값을 평가하는 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 장치.

청구항 24.

제14항에 있어서,

상기 생리적인 파라미터는 맥박율인 것을 특징으로 하는 생리적인 파라미터를 측정하는 장치.

명세서

기술분야

본 발명은 근 적외선 분광기를 이용하여, 관심있는 생리적인 파라미터로부터 아티팩트(artifact) 또는 잡음 영향을 제거하기 위한 맥박 산소측정기와 같은 의료 진단 장치로부터 획득된 신호 처리에 관한 것이다.

배경기술

일반적인 맥박 산소측정기는 두 개의 생리적인 파라미터, 즉, 동맥 혈액 헤모글로빈(SpO_2 또는 sat)의 퍼센트 산소 포화도와 맥박율을 측정한다. 산소 포화도는 다양한 기술들을 이용하여 평가될 수 있다. 공통 기술에 있어서, 광검출기에 의해 발생된 광전류는 적색(red)의 변조율의 비율(비율들의 비율)을 적외선 신호로 결정하기 위한 조건이 되고 처리된다. 이 변조율은 동맥 산소 포화도로 서로 잘 연관되도록 준수되어야 한다. 맥박 산소측정기들과 센서들은 일련의 환자들, 건강한 지원자, 또는 동물들에 대하여 생체 내에서 측정된 동맥 산소 포화도(So_2)의 범위에 걸쳐 변조율을 측정하는 것에 의해 경험적으로 보정될 것이다. 관찰된 서로 연관성은 환자에 대한 변조율의 측정값을 기초로 하여 혈액 산소 포화도(SpO_2)를 평가하기 위한 역(inverse) 방법으로 이용된다. 대부분의 맥박 산소측정기는 체적 변동 기록계 신호를 이끌어낸다.

일반적으로, 맥박 산소포화도 측정장치는 살아있는 인간 조직, 즉, 헤모글로빈이 500~1100nm 파장 사이의 광에 대한 강한 흡수체라는 사실에 이점이 있다. 조직을 통한 동맥혈의 박동은 이러한 파장 범위에서 헤모글로빈에 의한 광 흡수를 이용하여 쉽게 측정가능하다. 시간 함수로 동맥 박동 파장의 그래프는 광 체적 변동 기록계로서 언급된다. 체적 변동 기록계의 파장의 크기는 그것을 측정하기 위해 이용된 광 파장의 함수로 변화한다. 옥시(oxy-) 및 디옥시(deoxy-) 헤모글로빈이 다른 파장 계수를 갖는, 두 개의 다른 파장 영역에서 체적 변동 기록계의 측정을 결합하는 것에 의해, 동맥혈의 산소 포화도는 평가되어질 수 있다. 상업적인 맥박 산소측정기에서 사용된 전형적인 파장들은 660과 890nm이다.

조직 사이트에 압력의 빠른 모션 또는 어플리케이션은 조직 사이트에서 또는 가까운 조직 사이트에서 측정되는 광특성을 변화시킬 수 있다는 것이 알려져 있다. 모션 아티팩트로 알려진, 그러한 이벤트와 연관된 광신호 변화의 크기는 동맥 박동보다 쉽게 더 크게 될 수 있다. 실제적으로, 이것은 맥박 산소포화도 측정장치에 의해 퍼센트 산소 포화도의 부정확한 평가를 이끌 수 있다. 바람직하지 못한 신호 영향을 어드레스하거나 제거하기 위한 다양한 기술들이 알려져 있다. 본 발명에서 사용되는 모션 아티팩트를 포함하는, 잡음은 동맥 맥박과 관련된 광특성에서 원하지 않거나 직접적으로 관련되지 않는 신호 부분으로 언급된다. 조직을 통한 광 신호는 잡음과 모션 아티팩트 모두에 의해 감소될 수 있다. 잡음원의 하나는 광 검출기에 도달하는 주변 광이다. 잡음원의 다른 하나는 다른 전자 기기로부터의 전자력 커플링이다. 환자의 모션은 잡음을 유도하고 상기 신호에 영향을 준다. 예를 들어, 검출기와 피부, 또는 방출기와 피부 사이의 접촉은 모션이 피부로부터 움직임이 발생할 경우 일시적으로 중단되어질 수 있다. 부가적으로, 혈액이 유동되므로, 주변 조직에 활발치 못한 영향(inertial effects)보다 다르게 반응하고, 산소측정기 탐침(oximeter probe)이 부착된 근접 포인트(point near)에서 다량의 일시적인 변화가 발생하도록 한다.

모션 아티팩트는 프로바이더의 인식없이, 건강 관리 프로바이더에 의해 의존되는 맥박 산소포화도 측정 신호를 감소시킬 수 있다. 이것은 환자 모니터링이 원격이라면 특히 사실이고, 모션은 관찰되기에는 너무 작으며, 또는 건강 관리 프로바이더는 센서 사이트(sensor site)가 아니라, 기기 또는 환자의 다른 부분을 감시한다. 잡음 및/또는 모션 아티팩트의 영향을 어드레싱하기 위한 기술들이 여러 가지 알려져 있다.

예를 들어, U.S. 특허 No. 4,714,341에는 모션의 존재를 검출하기 위한 세 개의 파장 결합을 위한 방법이 개시되어 있다. 파장들은 산소 포화도 퍼센티지를 독립적으로 계산하기 위한 시간에서 두 개가 이용된다. 다른 파장 결합을 이용하여 계산된 산소 포화도 값은 불충분한 일치일 경우, 이것은 모션 아티팩트에 의해 발생하는 것으로 추정되고, 값은 폐기된다. 이러한 접근의 불이득은 포화도 값이 모션 아티팩트에 기인되거나 기인되지 않은 것 사이의 동의 또는 부족이라는 것이다. 부가적으로, 이러한 접근은 모션 아티팩트의 영향을 식별 또는 제거할 수 없고, 대신에 의심이 발생하면 값을 폐기한다.

다른 접근은 맥박 산소포화도 측정 신호의 필터링을 포함한다. 그러나, 필터링 방법은 실제로 항상 접속되지 않는 아티팩트의 특성에 관한 가정을 요구한다. 부가적으로, 이러한 접근은 모션 유기된 신호를 측정할 수 없다.

U.S. 특허 No. 5,482,036에는 다른 접근을 제공하고, 아티팩트에 관련된 신호가 동맥혈보다 낮은 산소 포화도인 혈액과 결합되는 경우 작용하는 아티팩트 감소에 대한 신호 처리 방법을 설명한다. 그런 방법은 알려지지 않은 잡음 신호의 영향을 감소시키기 위한 생리적인 파라미터와 결합된 아티팩트 잡음 신호의 발생에 의존한다. 모션 신호의 영향을 독립적으로 측정하는 것없이, 아티팩트의 영향을 줄이기 위한 이러한 접근은 체적 변동 기록계 신호상에서 모션의 영향에 대한 가정을 기초로 한다. 가정은 사실일 수도 사실이 아닐 수도 있고, 많은 가정이 가치가 없다.

모션 아티팩트의 영향을 보상하기 위해 알려진 기술들 각각은 제한과 결점을 갖는다. 그러므로, 맥박 산소측정기가 모션동안 혈액-산소 레벨을 보다 효과적이고 정확하게 기록하도록 설계되는 것이 바람직하다. 잠재적으로 가치가 없는 가정을 발생시키거나 원하는 신호값의 의심스러운 평가를 거절함으로써, 모션 유도 아티팩트와 같은 원하지 않는 신호 부분의 영향을 고립시키기 위한 많은 시도가 있어 왔지만, 원하지 않는 신호 부분의 존재에서 원하는 신호 값에 대한 정확한 측정이 가능하도록, 아티팩트 신호에 대한 결정론적인 식별, 결정, 및 측정에 대한 요구가 아직까지도 남아 있다.

발명의 상세한 설명

아티팩트 신호를 측정함으로써, 본 발명은 종래 기술의 제한 가정없이 체적 변동 기록계 신호로부터 분리되는 모션 아티팩트를 허용한다. 본 발명은 조직에서 광 특성의 변화에 결합된 모션을 측정하기 위한 방법과 다른 파장에서 만들어진 체적 변동 기록계 측정을 보상하기 위한 측정을 이용하는 방법을 제공한다.

일 실시예에서, 본 발명은 제1 파장에서 조직 일부를 통해 전송된 전자기 에너지로부터 유도된 제1 신호를 획득하는 단계로, 상기 제1 신호는 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부와 동맥 박동 이벤트에 일치하는 신호 일부를 포함하고, 상기 제1 파장에서 물은 상기 조직 부분에서 전자기 에너지의 지배적인 흡수제인 단계; 제2 파장에서 조직 일부를 통해 전송된 전자기 에너지로부터 유도된 제2 신호를 획득하는 단계로, 상기 제2 신호는 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부와 동맥 박동 이벤트에 일치하는 신호 일부를 포함하고, 상기 제2 파장에서 헤모글로빈은 상기 조직 부분에서 전자기 에너지의 지배적인 흡수제인 단계; 및 체적 변동 기록계를 포함하는 제1 결합 신호를 발생하도록 상기 제1 파장과 상기 제2 파장을 결합하는 단계로, 상기 제1 결합 신호는 상기 제1 신호 또는 상기 제2 신호에 존재하는 것보다 작은 모션-관련된 이벤트에 일치하는 신호 일부를 갖는 단계를 포함하는 생리적인 파라미터를 측정하는 방법을 제공한다.

제1 파장에서 물은 조직 일부내의 헤모글로빈보다 강한 전자기 에너지를 갖는 흡수제이고, 제2 파장 헤모글로빈은 조직 일부내의 물보다 강한 전자기 에너지를 갖는 흡수제이다.

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

도1은 바람직한 산소측정기의 블록도이다.

도2는 파장 함수로 인간 귀로 측정되는 체적 변동 기록계 크기의 그래프이다.

도3은 인간 혈액에서 중요한 성분의 흡수 스펙트라에 대한 그래프이다.

도4는 전형적인 생리적인 농도(physiological concentration)에 기준화된 인간 피부에서 중요한 성분의 흡수 스펙트라에 대한 그래프이다.

도5는 볼륨-프랙션 농도(volume-fraction concentration)와 같도록 기준화된 인간 피부에서 중요한 성분의 흡수 스펙트라에 대한 그래프이다.

도6은 920, 1050, 1180 및 1300 각각 네 개의 다른 파장에서 인간 귀로 측정되는 체적 변동 기록계의 그래프이다.

도7은 두 개의 근적외선 파장에서 측정 결합에 의해 바람직한 체적 변동 기록계의 아티팩트 감소에 대한 그래프이다.

실시예

아티팩트 신호를 측정하는 것에 의해, 본 발명은 종래 기술의 가정을 제한하는 것없이 체적 변동 기록계 그래프 신호로부터 분리되는 모션 아티팩트를 허용한다. 본 발명은 조직에서 광 특성의 변화에 결합된 모션을 측정하기 위한 방법과 다른 파장에서 만들어진 체적 변동 기록계 측정을 보상하기 위한 측정을 이용하는 방법을 제공한다.

도1은 본 발명의 실시예를 실행하도록 형성되는 바람직한 산소측정기의 블록도이다. 본 발명의 실시예는 하기에서 설명되는 것과 같이, 마이크로프로세서(122)에 의해 실행되는 데이터 처리 알고리즘이 될 수 있다. 광원(110)으로부터의 광은 환자 조직(112)으로 통과하고, 확산되며, 그리고 광검출기(114)에 의해 검출된다. 광원(110)과 광검출기(114)를 포함하는 센서(100)는 또한, 산소 포화도를 계산하기 위해 적당한 보정 계수를 선택하도록 산소측정기를 허용하기 위하여 광원(110)의 파장이 가리키는 신호를 제공하는 인코더(116)를 포함할 것이다. 인코더(116)는 예를 들어, 저항이 될 것이다.

센서(100)는 맥박 산소측정기(120)에 결합된다. 산소측정기는 내부 버스(124)에 결합된 마이크로프로세서(122)를 포함한다. 또한, RAM 메모리(126)와 디스플레이(128)가 내부 버스(124)에 결합된다. 시 처리 유닛(time processing unit:TPU)(130)은 광원(110)이 방사하는 것을 제어하는 광 드라이브 회로(132)에 타이밍 제어 신호를 제공하고, 다중 광원이 이용된다면, 다중 광원을 위한 다중 타이밍을 제공한다. TPU(130)는 증폭기(133)와 스위칭 회로(134)를 통하여 광검출기(114)로부터의 게이트 신호 입력을 또한 제어한다. 이러한 신호들은 적당한 시간에 샘플되고, 다중 광원이 이용된다면, 다중 광원이 방사되는 것에 의존된다. 수신 신호는 증폭기(136), 로우 패스 필터(138), 및 아날로그/디지털 컨버터(140)를 통과한다. 그 후 디지털 데이터는 큐 시리얼 모드(Queued Serial Module:QSM)(142)를 채우면서 추후 RAM(126)에 다운로드를 위해, QSM(142)에 저장된다. 일 실시예에서, 그것은 수신된 다중 광 파장 또는 스펙트라를 위해 분리된 증폭기, 필터, 및 아날로그/디지털 컨버터의 다중 병렬 경로들이 될 것이다.

광검출기(114)에 의해 수신된 광에 상응하는 수신 신호의 값을 기초로 하여, 마이크로프로세서(122)는 다양한 알고리즘을 이용하여 산소 포화도를 계산할 것이다. 이러한 알고리즘은 예를 들어, 이용된 광의 파장에 상응하여 실험적으로 결정될 수 있는 계수(coefficients)들을 요구한다. 이것들은 ROM(146)에 저장된다. 2-파장 시스템에서, 파장 스펙트라의 어떤 쌍에서 선택된 계수의 특별 세트는 특별한 센서(100)에서 특별한 광원에 상응하는 인코더(116)에 의해 가리키는 값으로 결정된다. 일 실시예에서, 다중 저항값은 계수들의 다른 세트들을 선택하도록 할당될 것이다. 다른 실시예에서, 동일 저항들은 근 적색원(near red source) 또는 원 적색원(far red source)으로 페어링(paired) 적외선 원을 평가하는 계수들 사이에서 선택된다. 근 적색 또는 원 적색 세트가 선택되는지 사이의 선택은 제어입력(154)으로부터 제어입력을 갖도록 선택될 것이다. 제어 입력(154)은 예를 들어, 맥박 산소측정기에 대한 스위치, 키보드, 또는 원격 호스트 컴퓨터로부터의 명령이 제공되는 부분이 될 것이다. 게다가, 많은 방법 또는 알고리즘은 환자의 맥박율, 산소 포화도, 또는 어떤 다른 원하는 생리적인 파라미터를 결정하기 위해 이용될 것이다. 예를 들어, 변조율을 이용하여 산소 포화도의 평가는 "모델에 기초된 적응 필터링을 이용하여 생리적인 파라미터를 평가하기 위한 방법 및 장치"라는 명칭으로, 1998, 12.29에 허여된, U.S. 특허 No. 5,853,364와 "광 펄스를 검출하기 위한 방법 및 장치"라는 명칭으로, 1990.3.27에 허여된, U.S. 특허 No.4,911,167에 설명되어 있다. 게다가, 산소 포화도와 변조율 사이의 관계는 "변조된 인코딩 도표를 갖는 의료용 센서"라는 명칭으로, 1997.7.8에 허여된, U.S. 특허 No.5,645,059에 더 설명되어 있다.

본 발명의 실시예에 따라, 수신된 신호에 모션 아티팩트 영향을 포함하는, 잡음을 줄이기 위한 방법으로, 상기 바람직한 맥박 산소측정기를 설명하는 것은, 하기에서 설명된다.

도2는 36 피실험자의 귀볼(earlobe)로 측정되고, 약 900nm의 파장에서 측정에 정상화되는 파장 함수와 같은 체적 변동 기록계 크기의 도면이다. 도2에 나타난 것과 같은, 측정은 광 체적 변동 기록계 파장의 크기가 약 1285nm에서 최소값을 갖고, 약 900~1300nm 사이의 파장 함수로 줄이는 것을 나타낸다. 여기서 발명자들은 약 900~920nm 이상의 파장에서 헤모

글로빈보다 훨씬 더 농도되는 물은 또한 조직에서 중요한 광 흡수제가 된다는 것을 확인했다. 도3은 혈액에서 발견되는 광 흡수 성분의 몇 가지에 대한 cm^{-1} 의 흡광도(absorbance) 대 nm의 파장 단위의 그래프이다. 도3은 약 1400nm에서, 물의 흡광도는 옥시(oxy-) 헤모글로빈보다 약 60% 더 높고, 그러나 1400nm에서 체적 변동 기록계 크기(도2)는 약 900nm에서 보다 35% 낮다.

도4는 nm의 파장 함수로, 전형적인 생리적인 농도에 기준화된, 인간 피부에서 중요한 성분의 흡수 스펙트라(cm^{-1})에 대한 그래프이다. 이 도면은 물에 기인한 흡광도가 약 1180nm에서 피크값을 갖는다는 것과 유사 피크가 1150nm 이상에서 단백질(protein)과 약 1200nm에서 지질(lipids)을 위해 약간 존재하는 것을 나타낸다.

도5는 볼륨-프랙션 농도(volume-fraction concentration)과 같도록 기준화된 인간 피부에서 중요한 성분의 흡수 스펙트라에 대한 그래프이다. 이 도면은 약 1185nm에서 물, 지질, 및 단백질을 위한 볼륨-프랙션 기준화된 흡광도가 거의 동일하다는 것을 나타낸다.

어떤 특별 이론에 제한되는 것이 없으므로, 본 발명자들은 물이 혈관과 주변 조직에서 모두 고 농도되어 있으므로, 헤모글로빈과 비교되는 물(약 900 이하 및 1300nm 이하 파장에서)의 좀더 약한 체적 변동 기록계에 대한 이유가 혈관에 크게 제한된다는 점을 특별히 언급한다. 결과적으로, 조직 베드(bed)을 통해 동맥관의 맥박-유도된 확장은 물 농도에서 작은 네트 변화이지만, 헤모글로빈 농도에 집중된(localized) 증가의 결과이다. 혈액에서의 물 농도가 조직에서의 물 농도와 동일하다는 점에서, 물에 의한 광 흡수에서 변화는 0에 접근할 수 있다.

본 발명의 실시에는 헤모글로빈이 강한 흡수제이고 물이 약한 흡수제인 스펙트럴 영역과 비교해 볼 때, 헤모글로빈이 약하게 흡수되고 물이 강하게 흡수되는 스펙트럴 영역에서, 체적 변동 기록계가 동맥 박동보다 모션-관련된 이벤트에 더 민감하다는 연구 결과를 활용한다.

강한 물 흡수 영역에서 체적 변동 기록계의 약한 크기는 모션 아티팩트 신호로부터 동맥-박동-관련된 신호의 분리가 가능하다는 것이 활용된다. 물이 지배적인 흡수제인 파장에서 광 체적 변동 기록계를 측정하는 것에 의해, 잠재적인 동맥 박동으로부터의 적은 간섭과 동시에, 모션 또는 압력과 연관된 조직 광 특성에서 변화는 측정되어질 수 있다. 부차적인 모션을 견디는 인간 귀를 통해 측정된 네 개의 근-적외선 파장에서 체적 변동 기록계는 흡광도 단위 대 기준 시간(즉, 포인트마다 시간(time per point)은 43ms)에서, 도6에 도시되어 있다. 헤모글로빈 흡수가 강하고 물 흡수가 약한, 약 920nm에서, 체적 변동 기록계는 모션-관련된 이벤트에 의해 때때로 방해받는 정상 동맥 박동을 포함한다. 파장은 물이 지배적인 흡수제인 약 1300nm로 증가되므로, 동맥 박동은 감소되고 측정된 신호는 모션-관련된 이벤트에 크게 기인하게 된다.

물이 지배적인 흡수제인 스펙트라 영역에서 측정된 체적 변동 기록계와 혈액이 지배적인 흡수제인 스펙트라 영역에서 측정된 체적 변동 기록계의 결합에 의해서, 모션-관련된 신호는 선택적으로 제거될 수 있다. 도7은 약 920nm에서 측정된 인간 귀의 체적 변동 기록계와, 약 920nm에서 측정된 체적 변동 기록계의 일부로부터 약 1180nm에서 측정된 체적 변동 기록계의 일부를 감산한 결과를 나타낸다. 특히, 도7은, 920nm에서 측정된 인간 귀의 체적 변동 기록계와, 약 920nm에서 측정된 체적 변동 기록계로부터 약 1180nm에서 측정된 체적 변동 기록계의 약 60%를 감산한 결과를 나타낸다. 이 파장에서 물의 흡광도가 옥시(oxy-) 헤모글로빈의 흡광도보다 약 60% 더 높기 때문에, 60%값이 선택된다. 다른 파장 결합을 위해, 다른 승산기(multipliers)는 옥시(oxy-) 헤모글로빈의 흡광도의 비율과 비교되는, 물의 흡광도의 비율을 기초로 하여 이용되거나, 또는 경험적인 결정을 기초로 하여 이용된다.

병원환경에서 측정된 36명의 환자들의 다양한 울혈(diverse pool)에 동일한 분석을 적용함으로써, 910nm에서 체적 변동 기록계의 두 가지 요소에 대한 잡음 증가에 대하여 평균 신호가 관찰된다. 1180nm 체적 변동 기록계를 위한 승산기가 변화하도록 허용함으로써, 잡음 증가에 대한 고 신호가 획득된다.

이론적인 모델

다음의 유도(derivation)는 제1 파장에서 측정된 체적 변동 기록계에 대한 광 확산에서 모션-유도된 변화의 영향이 제2 파장에서 체적 변동 기록계 측정에 의해 보상될 수 있는 것에 의한 방법(mechanism)을 설명한다. 이러한 유도는 보상될 수 있는 모션-유도된 광 변화의 형태에 대한 일실시예로 제공되고, 그러나 이러한 유도는 본 발명이 기능화되는 것에 의한 방법만이 아니며, 그것에 의해 이러한 유도가 본 발명의 실시예를 제한하는 것을 의도하지는 않는다.

분석을 위한 시작 포인트는 조직에서 광 전송의 확산 이론(예를 들어, 1995, 뉴욕(New York)에서, 윌렘 엠.스타(Willem M. Star), 애슬리 제이. 웰치(Ashley J. Welch)와 마틴 제이.씨 반 게밋(Martin J.C van Gemert)에 의해 플레넬 프레스

(Plenum Press)를 통해 편집된, 페이지 131-206의, 레이저-조사된 조직의 광-열 응답에서(in Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue), "광 전송의 확산 이론(Diffusion Theory of Light Transport)"를 참조)이다. 전송-보정 확산 계수(transport-corrected scattering coefficient)(μ_a')는 흡수 계수(μ_a)보다 훨씬 크고, 광의 확산 세기($I(\lambda)$)는 광원으로부터 멀리 떨어진 거리(l)에서 검출기에 의해 파장(λ)에서 측정되며, 다음과 같이 설명될 수 있다(예를 들어, 1992, 슈미트, 제이.엠(Schmitt, J.M.); 구안-취용, 지(Guan-Xiong, G); 밀러, 제이.(Miller, J.)에 의해, 에스 피아이이(SPIE)를 통해 편집된, 볼륨(vol.) 1641의, 페이지 150-161의 "듀얼-파장 근적외선 광 체적 변동 기록계에 의한 혈액 원심 분리기의 측정(Measurement of Blood Hematocrit by Dual-Wavelength Near-IR Photoplethysmography)"를 참조).

$$I(\lambda) \propto \exp\left(-l\sqrt{3\mu_a(\lambda)\mu_s'(\lambda)}\right)$$

동맥 박동에 의해 발생된 것과 같은, 흡수 계수에서 작은 변화에 대하여, 세기(intensity)에서 결과 변화는 흡수 계수에 관하여 세기의 유도에 의해 설명될 수 있다.

$$\frac{dI(\lambda)/d\mu_a(\lambda)}{I(\lambda)} = \frac{AC(\lambda)}{DC(\lambda)} = -l\sqrt{\frac{3\mu_s'(\lambda)}{4\mu_a(\lambda)}}\Delta V^{art}\mu_a^{art}(\lambda)$$

ΔV^{art} 는 동맥 박동에 기인한 프랙셔널 볼륨 변화(fractional volume change)이므로, μ_a^{art} 는 측정하에서의 동맥혈의 흡수 계수이고, $AC(\lambda)$ 는 광신호의 시 변화 부분을 언급하며, $DC(\lambda)$ 는 광 신호의 평균 또는 비시간(non-time) 변화 부분을 언급한다.

동맥 산소 포화도(SpO_2)는 상기 수학적 식 2에 의해 설명된 AC-DC 비율이 옥시(oxy-) 및 디옥시(deoxy-) 헤모글로빈이 쉽게 차별화(즉, $\lambda_1 \sim$ 약 660nm, $\lambda_2 \sim$ 약 910nm)되도록 선택되는, 두 개의 파장들(λ_1)(λ_2)을 측정되는 경우에 평가된다.

$$R = \frac{AC(\lambda_1)/DC(\lambda_1)}{AC(\lambda_2)/DC(\lambda_2)} = \Omega_{12} \frac{\mu_a^{art}(\lambda_1)}{\mu_a^{art}(\lambda_2)}$$

$$\Omega_{12} = \sqrt{\frac{\mu_s'(\lambda_1)\mu_a(\lambda_2)}{\mu_s'(\lambda_2)\mu_a(\lambda_1)}}$$

에서

$$SpO_2 = \frac{\mu_a^{HHb}(\lambda_1) - R\Omega_{12}^{-1}\mu_a^{HHb}(\lambda_2)}{R\Omega_{12}^{-1}(\mu_a^{O2Hb}(\lambda_2) - \mu_a^{HHb}(\lambda_2)) + \mu_a^{HHb}(\lambda_1) - \mu_a^{O2Hb}(\lambda_1)}$$

으로부터

μ_a^{HHb} 및 μ_a^{O2Hb} 는 동맥혈에서 디옥시(deoxy-) 및 디옥시(oxy-) 헤모글로빈을 위한 각각의 흡수 계수이고, R 은 AC/DC 비율들의 비율이다.

조직 또는 모션 아티팩트의 압박(compression)에 의해 발생하는 것과 같은, 확산 계수에서의 적은 변화의 영향은 수학적 4에 의해 하기에 설명하는 것과 같다.

$$\frac{dI(\lambda)/d\mu_s'(\lambda)}{I(\lambda)} = \frac{AC(\lambda)}{DC(\lambda)} = -l \sqrt{\frac{3\mu_a(\lambda)}{4\mu_s'(\lambda)}} \Delta\mu_s'(\lambda)$$

헤모글로빈에 기인한 흡수가 약하나 물에 기인한 흡수율은 강하도록 선택된, 제3 파장(λ_3)에서 AC-DC 비율을 측정하는 것에 의해, 모션-유도된 확산 변화의 영향은 제3 파장(λ_3)에서 기준화된 AC-DC 측정을 감소하는 것에 의해 제2 파장(λ_2)에서 AC-DC 측정으로부터 제거된다. 그 결과 모션-보정된 체적 변동 기록계(P)는 하기와 같이 표현될 수 있다.:

$$P = \frac{AC(\lambda_2)}{DC(\lambda_2)} - \frac{AC(\lambda_3)}{DC(\lambda_3)} \Omega_{23}^{-1}$$

$$\Omega_{23} = \sqrt{\frac{\mu_s'(\lambda_2)\mu_a(\lambda_3)}{\mu_s'(\lambda_3)\mu_a(\lambda_2)}}$$

에서

동맥 박동(수학적 2) 및 모션 아티팩트(수학적 4)의 영향이 부가되는 경우, 수학적 5는 다음과 같이 표현된다.:

$$P = -l \sqrt{\frac{3\mu_s'(\lambda_2)}{4\mu_a(\lambda_2)}} \Delta V^{art} \mu_a^{art}(\lambda_2) - l \sqrt{\frac{3\mu_a(\lambda_2)}{4\mu_s'(\lambda_2)}} \Delta\mu_s'(\lambda_2) + \Omega_{23}^{-1} \left[l \sqrt{\frac{3\mu_s'(\lambda_3)}{4\mu_a(\lambda_3)}} \Delta\mu_a(\lambda_3) + l \sqrt{\frac{3\mu_a(\lambda_3)}{4\mu_s'(\lambda_3)}} \Delta\mu_s'(\lambda_3) \right]$$

물 흡수가 제3파장(λ_3)에서 조직에 의한 광흡수를 지배하고, 동맥 및 주변 조직에서의 물 농도는 거의 같은 경우, $\Delta\mu_a(\lambda_3)$ 는 거의 0이고, 수학식 6은 다음과 같이 간단화된다.:

$$P = -I \sqrt{\frac{3\mu_s'(\lambda_2)}{4\mu_a(\lambda_2)}} \Delta V^{art} \mu_a^{art}(\lambda_2)$$

수학식 7은 제2 파장(λ_2)에서 동맥 박동의 영향에만 의존한다.;모션 아티팩트의 영향은 제거된다. 유사 방법에서 제3 파장(λ_3)에서 측정된 체적 변동 기록계는 제1 파장(λ_1)에서 측정된 체적 변동 기록계로부터 모션 영향을 제거하는데 이용될 것이다. 제1 및 제2 파장(λ_1)(λ_2)에서 측정된 보정된 체적 변동 기록계는 그 후 설명된 것과 같이, 예를 들어 수학식 3에 의해 산소 포화도를 평가하기 위하여 결합되고, 이용될 것이다.

약 900~1300nm 사이의 범위에서의 몇몇 파장들과 약 1150~1350nm 사이의 범위에서 좀더 구체적인 몇몇 파장들은 약 910nm에서 측정된 체적 변동 기록계로부터 모션-아티팩트를 줄이는 것에서 효과적으로 테스트되고, 알려졌다. 이러한 범위의 긴 파장측에서의 파장들은 물의 흡수(예를 들어, 도3 및 4를 참조)와 비교된 헤모글로빈의 약한 흡수라는 이점이 있다. 그러나, 이러한 범위의 좀더 짧은 끝(shorter end)에서 파장들은 조직 성분의 변화에 따라 줄어드는 변화의 이점이 있다. 도5에서 알 수 있는 것과 같이, 조직의 주요한 성분이 볼륨 프랙션, 물, 지질, 및 넌-헤모글로빈 단백질(non-hemoglobin protein)과 같도록 정상화되므로, 모두는 약 1185nm에서 거의 같은 흡광도를 갖는다. 그러므로, 약 1185nm에서 조직의 흡광도는 이러한 주요한 성분들의 대응하는 농도(relative concentration)에서 변화를 작게 변화할 것이다.

약 1100nm를 넘는 광의 검출이 상업적인 산소측정기에 일반적으로 이용되는 실리콘(Si) 검출기로 쉽게 성취할 수 없다는 것이 알려져 있다. 예를 들어, 도2-7에 나타난 데이터를 수집하기 위하여 이용된 검출기는 광에 민감한 물질과 같은 인듐 갈륨 아세나이드(Indium Gallium Arsenide:InGaAs)를 이용한다. InGaAs 검출기의 대부분의 공통 타입은 약 800~1700 nm 사이의 광에 민감하다. 그러므로, 660~890nm의 전통적인 파장을 갖고, 물에 의해 강하게 흡수되는 파장(약 1180nm 또는 약 900~1400nm 사이와 같은)을 방출하는 새로운 광원을 추가하며, 본 발명의 실시예와 일치하도록 설계된 맥박 산소 측정기에서, 추가 검출기는 이용된다. 하나의 그런 도해는 나란히 배치된, Si 하나와 InGaAs 하나인, 두 개의 검출기를 이용한다. 별도의 장치(alternative arrangement)는 독립적인 Si과 InGaAs 레이어를 포함하고, 상업적으로 이용가능한 것과 같은, 예를 들어, 하마마쯔 코퍼레이션(Hamamatsu corporation)으로부터의 콜리니어("샌드위치") 검출기(collinear ("sandwich") detector)를 이용한다. 다른 실시예로, 게르마늄 검출기(Ge)는 InGaAs 검출기의 대용(substitute)으로 이용된다.

더구나, 상업적인 맥박 산소측정기에 대한 상기 설명된 논의에서 다른 실시예는 모든-NIR 맥박 산소측정기이다. 모든 NIR 산소측정기의 예는 단일 InGaAs 검출기와 결합되어 이용되는 약 940, 1040, 및 1180nm를 방출하는 광원들을 이용하는 산소측정기이다. 단지 하나의 검출기를 요구하는 이점에 더하여, 모든-NIR 실험은 조직의 광특성에 결합된 이점을 가진다. 맥박 산소측정기를 이용하여 얻는 측정의 정확성은 광의 다른 칼러에 의해 진행되는 경로들이 동일하다는 점에 일부 의존한다. 조직을 통해 진행되는 특별한 파장에서 광의 평균 경로 길이(mean path length)와 침투 깊이(penetration depth)는 그 파장에서 조직의 흡수와 확산 계수에 의해 강하게 영향을 받게 된다. 상업적인 맥박 산소측정기에서, 두 개의 파장에서 동일한 평균 경로 길이와 침투 깊이를 성취하기 위하여, 두 개의 파장에서 확산과 흡수 계수는 조화되는 것이 필요하다. 조직에 의한 광 확산은 약 940, 1040, 및 1180nm에서 조직의 확산 특성이 하기에서 논의되는 이유때문에, 약 660, 및 890 및 1180nm와 같은 가시와 NIR 파장들 모두의 결합에서 광의 확산 특성보다 훨씬 더 밀접하게 조화될 것이라는 결과가 되어, 파장의 함수와 같이 빠르게 감소한다. 옥시(oxy-) 및 디옥시(deoxy-) 헤모글로빈의 흡수 특성은 고 산소 포화도값에서 헤모글로빈에 기인한 네트(즉, 옥시(oxy) 및 디옥시(deoxy)의 결합 효과(combined effect of oxy and deoxy)) 흡수 계수가 660nm과 940nm에서 알맞게 잘 조화될 것이라는 것과 같다. 그러나 산소 포화도 값이 감소하므로, 약 660nm에

서 디옥시(deoxy-) 헤모글로빈의 고 흡수 계수는 약 660nm과 약 940nm에서 헤모글로빈의 네트 흡수 계수 사이의 증가하는 강한 부조화의 결과일 것이다. 약 940nm과 약 1040nm에서 헤모글로빈의 네트 흡수 계수는 측정가능한 산소 포화도 값의 전범위에 걸쳐, 약 660nm와 약 940nm에서 보다 훨씬 더 밀접하게 조화될 것이다.

모션-아티팩트 신호를 측정하기 위해 이용되는 파장의 선택은 보정되어 지는 신호의 그것에 광 경로 길이를 조화(match) 하기 위한 요구에 특히 의존한다. 약 950nm보다 이상으로, 헤모글로빈의 그것에 더하여, 물, 단백질, 및 넌-헤모글로빈 단백질의 흡수 계수는 경로 길이의 밀접한 조화를 성취하기 위하여 고려되어지는 것이 필요하다. 비록 약 1185nm는 모션-아티팩트 신호를 측정하기 위한 파장으로 취해질 지라도, 다른 실시예의 파장 값은 예를 들어, 약 1050과 1400nm 사이와 약 1500과 1850nm 사이가 또한 효과적 파장들이다.

산업상 이용 가능성

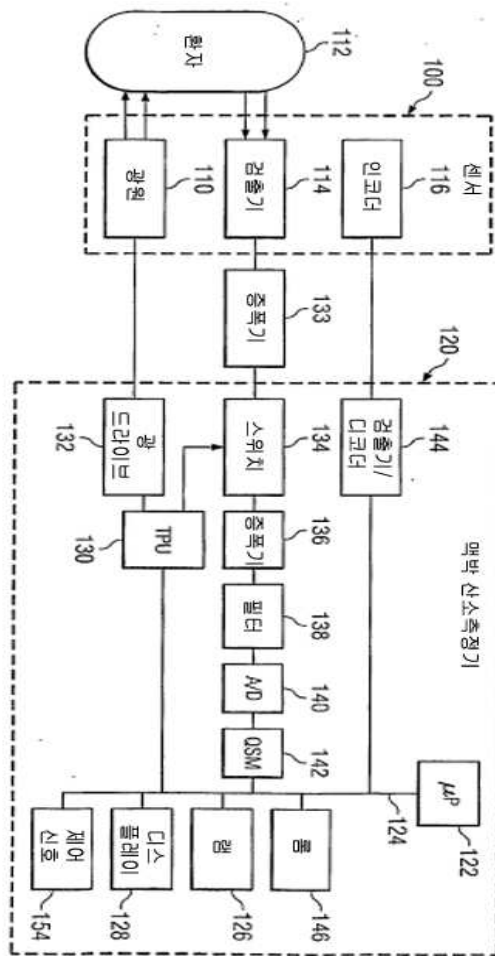
본 발명의 실시예는 조직 인터페이스, 또는 다른 실시예에서, 광 섬유를 갖는 조직에 및 조직으로부터의 광을 전송하는 것에 의해, 직접적으로 광 성분을 배치함으로써 실행되어 질 것이다. 전자의 실행은 광의 더욱더 효과적인 전송과 수집에 대한 이점을 갖고, 후자의 실행은 훨씬 적은 비용의 이점을 갖는다. 훨씬 적은 비용 문제는 광 섬유 전송을 이용하는 경우라는 사실에 의해 가능하게 되고, 광원과 검출기는 센서와는 대조적으로 모니터에 존재할 수 있으며, 그러한 성분을 고려하는 것은 섬유의 그것보다 훨씬 비싸게 될 것이고, 이것은 훨씬 적은 비용의 장비를 가져올 것이다.

본 발명의 실시예는 하기한 바와 같은, 모션 아티팩트의 결과를 어드레싱하는 알려진 방법을 넘어서는 몇 가지 이점이 있다. 본 발명의 실시예는 조직에서 광특성의 변화와 다음 파장에서 체적 변동 기록계 측정을 보상하기 위한 측정 이용에 연관된 모션 신호를 측정하기 위한 방법과 장치를 제공한다. 아티팩트 신호를 측정함으로써, 본 발명의 실시예는 이전에 알려진 기술의 추정을 제한하는 것없이 모션 아티팩트가 체적 변동 기록계 신호로부터 분리되는 것을 허용한다. 본 발명의 실시예는 모션을 식별하는 것에 더하여, 모션 동안 모션 아티팩트를 제거하고, 연속적으로 산소 포화도를 측정하기 위한 방법을 제공하는 이점이 있다.

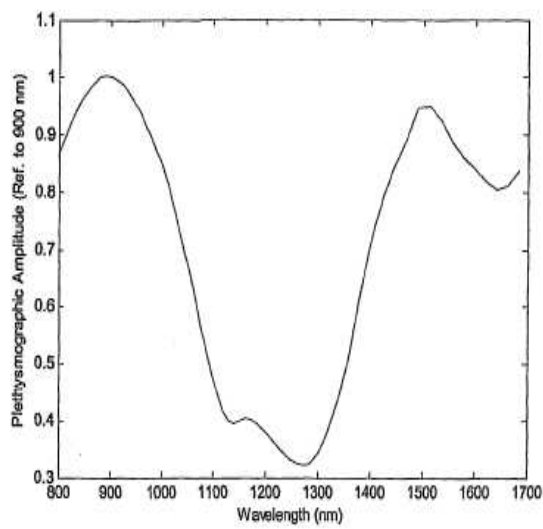
종래기술에 숙련된 당업자에 의해 이해되어지는 것과 같이, 조직에서 광 특성의 변환에 연관된 모션 아티팩트 신호의 측정을 위한 다른 균등 또는 다른 실시예의 방법, 및 체적 변동 기록계 측정을 보상하기 위한 측정의 이용은 다른 파장에서 행해지고, 본 발명의 실시예에 따라 그것의 본질적인 특성으로부터 일탈하는 것이 없도록 계획되어질 수 있다. 예를 들어, 가시 및 NIR의 결합 또는 모든 NIR 파장 결합은 측정하는데 이용되어 질 수 있다. 더구나, 근-적외선 분광학의 기술에 숙련된 개개인은 추가적인 용어가 추가적인 파장들에서 반사율 측정을 구체화하고, 그러므로 정확도를 더 낮게 향상시키기 위하여 여기서 이용된 알고리즘에 추가될 수 있다는 것을 인식할 것이다. 또한, 다른 LED를 포함 및 빛나는 광, 및 바람직한 파장으로 조절되고 광 검출 광학부에 결합되어 적절하게 협대역 광원을 제한하지 않는 광원 또는 광 방출 광학부는 조직 위치를 가깝게 배치할 것이고 원격 유니트없이 위치시킬 수도 있다.; 광 섬유를 경유하여 광을 전송하고 조직 위치로부터 광을 수신한다. 추가적으로, 다른 실시예들 뿐만 아니라 반사율의 광학적 측정을 하기 위한 백-확산(back-scattering) 또는 반사 모드에서 기능화하는 센서 설치는 포워드-확산(forward-scattering) 또는 전송 모드에서 실행하는 것과 같이, 이러한 측정을 하도록 이용될 것이다. 명확한 변화와 수정에 따른 이러한 장치와 다른 실시예는 본 발명의 범위내로 포함되게 된다. 따라서, 전술한 설명은 다음 청구범위에서 밝힌 본 발명의 범위를 설명할 수 있고, 제한되지도 않는다.

도면

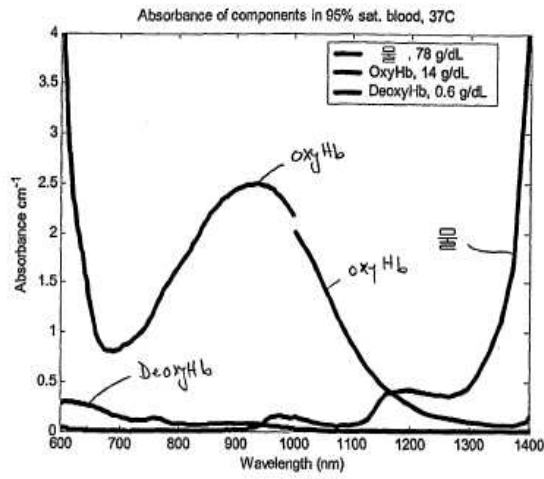
도면1



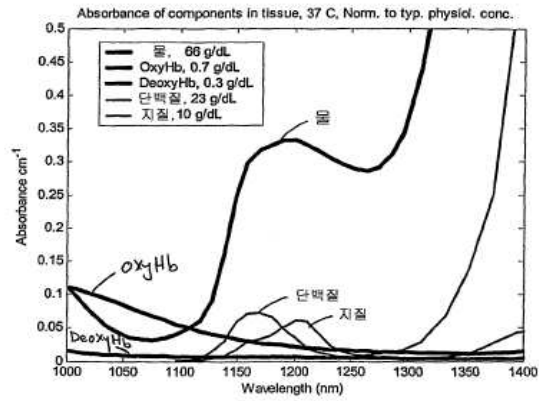
도면2



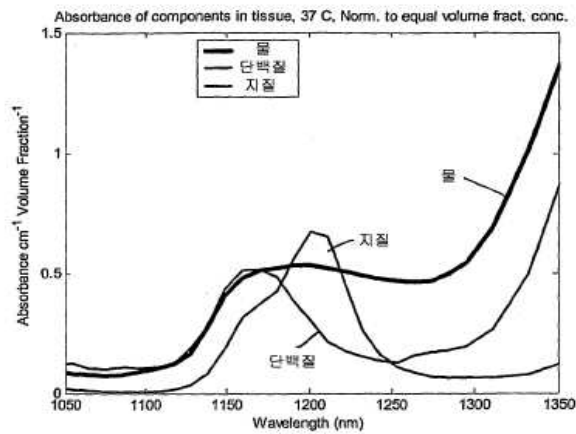
도면3



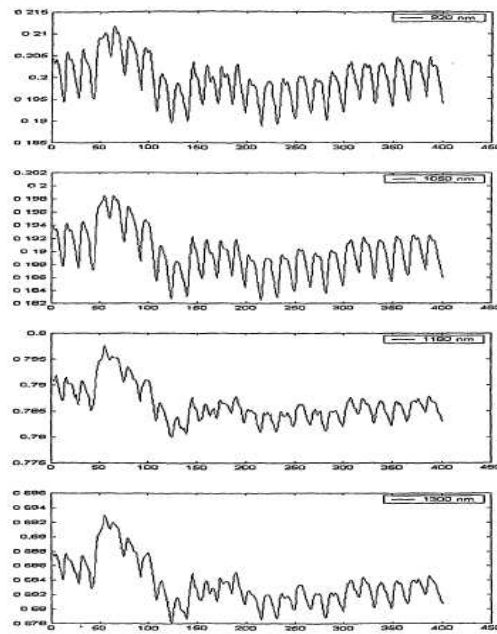
도면4



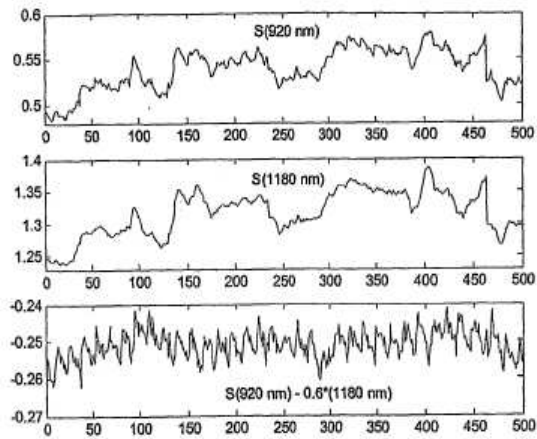
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	用水近红外反射排除脉冲氧表面运动伪造的装置和方法		
公开(公告)号	KR1020070013277A	公开(公告)日	2007-01-30
申请号	KR1020067020214	申请日	2005-03-08
[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	DEBRECZENY MARTIN 데브렉제니마틴 BAKER CLARK R JR 베이커클라크알		
发明人	데브렉제니,마틴 베이커,클라크,알.		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/7207 A61B5/02416		
优先权	10/797475 2004-03-09 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在第一波长中，阶段路径获得由通过组织的一部分传输的电磁能引起的第一信号，并且第一信号包括与与运动有关的事件一致的信号部分 - 以及信号的一部分与动脉搏动事件相吻合。并且在第一波长中，水包括获得由电磁能引起的第二信号的级路径，该电磁能是组织区域中的电磁能的主要吸收剂并且从第二波长传输通过组织的一部分，以及信号的一部分，其中第一信号与与运动有关的事件一致 - 并且信号的一部分与动脉搏动事件一致。并且第一波长和组合第二波长的阶段路径和第一组合信号是用于测量生理参数的第一信号或方法和装置，其中信号部分与与小运动相关的事件一致 - 比其存在于第二信号是包括体积描记器的第一组合信号产生的血红蛋白是组织区域中第二波长的电磁能的主要吸收剂。

