



(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。 Int. Cl. A61B 5/02 (2006.01)	(45) 공고일자 (11) 등록번호 (24) 등록일자	2007년01월29일 10-0675555 2007년01월23일
--	-------------------------------------	--

(21) 출원번호	10-2003-0045673	(65) 공개번호	10-2005-0005661
(22) 출원일자	2003년07월07일	(43) 공개일자	2005년01월14일
심사청구일자	2003년07월07일		

(73) 특허권자 유선국
 서울특별시 강남구 압구정동 369-1 현대아파트 20동 103호

(72) 발명자 유선국
 서울특별시 강남구 압구정동 369-1 현대아파트 20동 103호

(74) 대리인 민혜정

심사관 : 최남호

전체 청구항 수 : 총 7 항

(54) 맥박 산소포화도 측정 장치 및 방법

(57) 요약

본 발명은 비관혈적 산소포화도의 측정장치 및 측정방법에 관한 것으로, 특히, 본 발명은 모션 아티팩트를 제거하여 원래의 광혈류 측정신호(PPG)만을 검출하는 맥박 산소포화도 측정 장치 및 방법에 관한 것이다.

본 발명의 맥박 산소포화도 측정방법은, 광 검출수단으로부터 2개의 광을 검출하는 광 검출단계; 상기 광 검출단계의 출력신호들을 디지털 신호로 변환하는 A/D 변환단계; 상기 A/D 변환단계의 출력신호들로부터 각각 잡음을 제거한 후 출력신호들 간의 독립성을 증가시키는 전처리 단계; 상기 전처리 단계의 출력신호들에서 평균값을 감하여 중심화(centering)하는 중심화 처리단계; 상기 중심화 처리단계의 출력신호로부터 공분산(Covariance)을 계산하고 공분산의 고유값(eigenvalue) 및 고유행렬(eigenmatrix)을 계산하여 화이트닝 행렬(whitening matrix)을 구하는 화이트닝(whitening) 처리단계; 반복적인 대비함수(Contrast gaussian) 적용으로 W 행렬(demixing matrix)을 계산하는 W 행렬 계산단계; 화이트닝 처리단계의 출력신호 및 W 행렬 계산단계의 출력신호를 이용하여 A 행렬(mixing matrix)을 계산하는 A 행렬 계산단계; 상기 W 행렬 계산단계 및 A 행렬 계산단계의 출력신호를 이용하여 데이터를 복원하는 데이터 복원단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

상기 전처리단계는, 상기 A/D 변환단계로부터 출력된 광혈류 측정신호에 대해 자기상관관계를 이용하여 주기를 구하는 주기측정단계; 상기 주기에 맞게 소정의 크기로 재배열하는 인터리빙(interleaving) 처리단계; 상기 인터리빙 처리단계의 출력신호의 모든 샘플링 포인트에 대해서 현재 포인트(point)와, 그 이전의 포인트 및 그 이후의 포인트의 평균 값으로 변환하는 시간 저역통과 필터링(Time Low-pass filtering) 처리단계; 상기 시간 저역통과 필터링 처리단계의 현재의 출력값에서 그 이전 값까지의 평균을 감산하는 이노베이션 처리 단계;를 포함한다.

대표도

도 3

특허청구의 범위

청구항 1.

맥박 산소포화도 측정방법에 있어서,

광 검출수단으로부터 적색광과 적외선광을 검출하는 광 검출단계;

상기 광 검출단계의 출력신호들을 디지털 신호로 변환하는 A/D 변환단계;

상기 A/D 변환단계의 출력신호들로부터 각각 잡음을 제거한 후 이노베이션 처리를 하여 광혈류 측정신호와 모션아티팩트 신호의 상호간의 독립성(independent component)을 증가시키는 전처리 단계;

상기 전처리 단계의 출력신호들에서 평균값을 감하여 중심화(centering)하는 중심화 처리단계;

상기 중심화 처리단계의 출력신호로부터 공분산(Covariance)을 계산하여 공분산의 고유값(eigenvalue) 및 고유행렬(eigenmatrix)을 계산하여 화이트닝 행렬(whitening matrix)을 구하는 화이트닝 처리단계;

상기 화이트닝 처리단계의 출력신호들에서 광혈류 측정신호의 부호와 이득(gain)을 복원하는 데이터 복원단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소포화도 측정방법.

청구항 2.

맥박 산소포화도 측정방법에 있어서,

광 검출수단으로부터 적색광과 적외선광을 검출하는 광 검출단계;

상기 광 검출단계의 출력신호들을 디지털 신호로 변환하는 A/D 변환단계;

상기 A/D 변환단계의 출력신호들로부터 각각 잡음을 제거한 후 이노베이션 처리를 하여 광혈류 측정신호와 모션아티팩트 신호의 상호간의 독립성(independent component)을 증가시키는 전처리 단계;

상기 전처리 단계의 출력신호들에서 평균값을 감하여 중심화(centering)하는 중심화 처리단계;

상기 중심화 처리단계의 출력신호로부터 공분산(Covariance)을 계산하고 공분산의 고유값(eigenvalue) 및 고유행렬(eigenmatrix)을 계산하여 화이트닝 행렬(whitening matrix)을 구하는 화이트닝 처리단계;

상기 화이트닝 행렬과 원 데이터(중심화 처리단계의 출력신호들)를 이용하여 새로운 벡터(V) (whiteningMatrix*원데이터)를 생성하고 이로부터 임의의 2X2 매트릭스(W)를 생성하여,

$$w^+ = w - E\{vg(w^T v)\} - E\{g'(w^T v)\}w$$

(단, g는 가우시안함수 임)

의 비선형 함수(w+)에 적용하여 계산하는 W 행렬(demixing matrix) 계산단계;

상기 W 행렬 계산단계의 출력신호의 역행렬을 계산하여 A 행렬(mixing matrix)을 계산하는 A 행렬 계산단계;

상기 A 행렬 계산단계의 출력신호 및 원 데이터(상기 중심화 처리단계의 출력신호들)를 이용하여 데이터를 복원하는 데이터 복원단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소포화도 측정방법.

청구항 3.

제1 항 또는 제2 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 전처리단계는

상기 A/D 변환단계로 부터 출력된 광혈류 측정신호에 대해 자기상관관계를 이용하여 주기를 구하는 주기측정단계;

상기 주기측정단계로부터 구해진 주기에 맞게 상기 A/D 변환단계로 부터 출력된 광혈류 측정신호를 소정의 크기로 재배열하여 인터리빙처리하는 인터리빙 처리 단계;

상기 인터리빙 처리 단계의 출력신호의 모든 샘플링 포인트에 대해서 현재 포인트(point)와, 그 이전의 포인트 및 그 이후의 포인트의 평균 값으로 변환하는 시간 저역통과 필터링(Time Low-pass filtering) 처리단계;

상기 시간 저역통과 필터링 처리단계의 현재의 출력값에서 그 이전 값까지의 평균을 감산하는 이노베이션 처리 단계;를 포함하는 맥박 산소포화도 측정방법.

청구항 4.

상기 제 2항에 있어서, 상기 데이터 복원단계는

광혈류 측정신호와 잡음신호로 분리된 신호중에서 상기 W 행렬(demixing matrix)을 이용하여 어느 것이 광혈류 측정신호인지 판정하고, 상기 A 행렬(mixing matrix)을 통해서 광혈류 측정신호의 부호와 이득(gain)을 복원하는 단계;

상기 A 행렬의 값으로부터 적색과 적외선을 투과한 빛의 양을 표준화한 비율인 R의 값을 계산하는 단계;

상기 R값을 이용하여 산소포화도를

$$\text{산소포화도(SpO2)}(\%) = a - bR,$$

(여기서, $107 \leq a \leq 110$, $25 \leq b \leq 32$)

의 수학적식에 의해 구하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소포화도 측정방법.

청구항 5.

맥박 산소포화도 측정장치에 있어서,

적색광과 적외선광을 출력하여 조사하는 2개의 발광 다이오드(LED)와, 상기 발광 다이오드(LED)를 구동하는 구동회로로 구성되는 발광수단(10);

상기 투과되거나 반사되는 적색광과 적외선광을 검출하여 전기신호로 변환하는 광 검출수단(20);

상기 광 검출수단(20)의 출력신호를 증폭하고 주변 아티팩트를 제거하는 입력 분해회로(30);

상기 입력 분해회로(30)에서 출력되는 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하는 A/D 변환장치(40);

상기 A/D 변환장치의 출력신호로부터 모션 아티팩트를 제거하는 디지털 신호처리장치(DSP);

상기 디지털 신호처리장치의 출력신호를 수신하여 평가하거나 저장하며 디스플레이하는 컴퓨터수단(50)을 구비하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소포화도 측정장치.

청구항 6.

제 5 항에 있어서,

상기 디지털 신호처리장치의 출력신호를 상기 컴퓨터수단(50)으로 데이터 통신할 때, 무선으로 데이터를 송수신하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소포화도 측정장치.

청구항 7.

제 5 항에 있어서,

상기 디지털 신호처리장치의 출력신호를 상기 컴퓨터수단(50)으로 데이터 통신할 때, 유선으로 데이터를 송수신하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소포화도 측정장치.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 비관혈적 맥박 산소포화도 측정장치 및 측정방법에 관한 것이다.

동맥속에 포함되어 있는 산소 헤모글로빈을 임상학적으로 측정하기 위해 일반적으로 맥박 산소포화도 측정장치(pulse oximeter)를 이용하며, 맥박 산소포화도 측정장치는 두 개의 다른 파장대에 대한 혈액속의 산소 헤모글로빈과 헤모글로빈의 광흡수계수의 차이를 이용하여 측정한다. 맥박 산소포화도 측정장치로 측정된 신호를 광혈류 측정신호(photoplethysmographic signal(PPG))라 한다.

광혈류 측정신호(PPG)에 의한 산소포화도는 심장 출력, 폐기능 평가, 기관 특이관류에 대한 정보, 심혈관 상태, 저산소증 진단 등을 위한 필수 요소이다. 특히, 광혈류 측정신호(PPG)는 생체의 생명 징후(Vital sign)중의 하나로서, 환자의 생체변수를 측정하는 일차적인 신호이며, 또한, 광혈류 측정신호(PPG)는 응급실, 중환자실 등의 환자감시 장치의 중요한 신호원이다.

종래의 맥박 산소포화도 측정(pulse oximetry)에 있어 실제적인 정확성(practical accuracy)과 일반적인 적응성(general applicability)을 제한하는 기본적인 요소는 혈액의 저관류량 상태(low perfusion states) 또는 아티팩트(artifact)이다.

특히, 주변 광의 유입에 의한 주변 아티팩트(ambient artifact), 또는 피측정체의 움직임에 의한 모션 아티팩트(motion artifact)에 의해, 아티팩트 변조(Artifact corruption)가 발생하여 광혈류 측정신호(PPG)에 영향을 미친다. 주변 아티팩트는 독립적으로 획득된 주변 신호에 대해 멀티플렉싱(multiplexing) 기술을 이용하여 광혈류 측정신호(PPG)의 복원이 가능하기 때문에 심각한 문제가 되지 않는다.

그러나, 모션 아티팩트는 광 프로브 결합(Optical probe coupling), 환자 생리학(Patient physiology), 기하학적인 재조정(Complex combinations of all these effects) 등의 물리적인 힘에 의해 발생하며, 수술 중이나 측정 중에 발생할 수 있는 필수 불가결한 요소로서, 이는 맥박 산소포화도 측정장치의 출력을 크게 변형시켜 산소포화도(SpO₂)의 값에 큰 차이를 가져온다.

정확한 임상학적 측정을 위해서 광혈류 측정신호(PPG)에서 아티팩트의 제거가 중요한 이슈이지만, 신호와 아티팩트가 주파수와 시간상에서 서로 모두 유사성을 가지고 있기 때문에, 신호처리에 의해 쉽게 수행되지 않는다.

최근 제안된 아티팩트 제거 방법은 광혈류 측정신호로부터 모션 아티팩트를 검출하여 왜곡된 부분을 깨끗한 광혈류 측정신호인 광혈류 측정 기준 신호로 대체하는 것을 사용한다. 이것은 광혈류 측정 기준 신호의 정확한 획득과 입력 광혈류 측정신호(PPG)와의 동기화가 필요하다. 다른 접근 방법으로는 3과장을 사용하여 물리적인 아티팩트의 모델을 모델링하여 프로브 커플링(Probe coupling)에 대한 아티팩트의 영향을 제거하는 방법이 있다. 이러한 방법들은 특정 잡음에 대해 제한적인 성능을 보이거나 수학적 모델링의 한계를 보인다.

따라서, 본 발명에서는 상기와 같은 한계점을 보완하기 위하여, 일반적으로 보편화된 2과장을 사용하여 모션 아티팩트를 분리하는 새로운 방법을 제안한다.

모션 아티팩트의 제거를 위한 신호분석은 독립성분 분석(independent component analysis; ICA)을 기본적으로 이용한다. 이것의 기본적인 모티베이션(basic motivation)은 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)는 심장 박동에서 기인하고, 모션 아티팩트는 물리적인 요소라고 가정하는 것이다. 이렇게 가정하면, 잡음이 혼입되어 계측된 광혈류 측정신호(PPG)는, 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)와 모션 아티팩트간의 의존성이 없는 2개의 독립성분(independent component)으로 모델링이 가능하다. 이것을 바탕으로 주변 광(ambient light)의 영향을 최소화하기 위한 감산(subtraction) 기법을 적용함으로써 입력 신호로부터 독립성분 분석(ICA)을 이용하여 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)와, 모션 아티팩트신호로 분리한다.

그러나, 모션 아티팩트의 다양한 발생 원인은 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)에도 영향을 미치기 때문에, 최초의 가정에 문제가 생기고, 기존의 독립성분 분석(ICA)으로는 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)를 복원하는데 어려움이 있다.

따라서, 본 발명에서는 기존의 독립성분 분석 방법의 성능을 향상시키기 위해 여러가지 전처리 과정을 추가하여 효과적으로 모션 아티팩트를 제거하고 광혈류 측정신호(PPG)만을 검출하는 새로운 맥박 산소포화도 측정 장치 및 방법을 제공한다.

본 발명에서는, 광혈류 측정신호(PPG)의 주기성을 이용하여, 독립성분 분석을 하기 전에, 자기상관함수(auto-correlation function)를 사용하여 주기를 계산하고 계산된 주기로부터 인터리빙(interleaving)이라는 방법으로 신호를 재배열(rearrange)한 후, 시간 저역통과 필터링(time low-pass filtering)을 하여 잡음을 제거 시키고, 이노베이션 처리(innovation processing) 기법을 도입하여, 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)와 모션 아티팩트의 상호간의 독립성(independent)를 증가시켰다. 이 방법은 광혈류 측정신호(PPG)에서 모션 아티팩트 제거에 있어서 새롭게 제안되는 방법이다.

이하, 본 발명에서 모션 아티팩트를 제거하여 광혈류 측정신호(PPG)만을 검출하는 맥박 산소포화도 측정방법의 이론적 배경에 대해 좀더 상세히 설명한다.

우선 광혈류 측정신호(PPG)의 특성을 살펴보면 다음과 같다.

맥박 산소포화도 측정장치로 광혈류 측정신호(PPG)를 측정하는 방법은, 파장의 함수에 대해 심장 박동시 산소 헤모글로빈과 헤모글로빈의 빛의 흡수계수에 차이가 나는 것을 이용한다. 특히 적색 파장(660nm)과 근적외선(near infrared) 파장(890nm)영역에서의 흡수 특성이 서로 바뀌기 때문에 두 파장을 이용하여 혈액 속의 산소포화도 측정이 가능하게 된다.

도 1은 파장에 따른 흡수계수도와 각 LED의 파장별 정상 분포(normal distribution)를 나타내는 것으로서, 실선은 헤모글로빈(Haemoglobin), 점선은 산소 헤모글로빈(Oxyhaemoglobin)을 각각 나타내고 있다.

또한, 산소포화도는 다음의 수학적 식 1로서 주어진다.

(수학적 식 1)

$$\text{산소포화도 (\%)} = \frac{[\text{O}_2\text{Hb}]}{[\text{O}_2\text{Hb}] + [\text{Hb}]} \times 100$$

이렇게 구해진 산소포화도(SpO₂)는, 혈액속의 헤모글로빈과, 산소 헤모글로빈의 합에 대한 산소 헤모글로빈의 백분율로 나타내며, 건강한 사람의 경우, 이 값은 거의 100에 가까워 진다.

기존에는, 실제적인 임상 환경에서 산소포화도(SpO₂)의 값은, 가중 이동평균(weighted moving average; WMA) 기술을 이용하여 계산한다. 이 방법은 시간 영역(time domain)에서 신호 처리가 가능하고, ±2%(±1 표준 편차) 범위의 오차를 보인다.

또한, 최근에는, 산소포화도(SpO₂)의 측정값을 향상시키기 위해 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform; FFT)과 이산코사인 변환(Discrete Cosine Transform; DCT)을 이용한 방법(algorithm)이 개발되었다. 이러한 방법을 15Hz 샘플링 비율(sampling rate)로 64 포인트 FFT를 적용시키면 수학적 식 2와 같은 산소포화도(SpO₂)의 계산이 가능해진다.

(수학적 식 2)

$$SpO_2(\%)=110-25 \times R$$

이때, R은 적색(red) 광과 적외선(infrared) 광을 투과한 빛의 양을 표준화한 비율이다. 또한, 상기 R은 다음의 수학적 식 3으로 주어진다.

(수학적 식 3)

$$R = \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}}$$

여기서, AC_R 성분(component)은 적색광을 투과한 경우의 심장 주파수에 대한 신호 변동(signal variation)이고, AC_{IR} 성분은 적외선광을 투과한 경우의 심장 주파수에 대한 신호 변동이다. 또한 DC_R 성분은 적색광을 투과한 경우의 빛의 총 투과량의 평균값이며 DC_{IR} 성분은 적외선광을 투과한 경우의 빛의 총 투과량의 평균값이다. AC 성분(AC_R, AC_{IR})은 출력된 신호의 피크 투 피크(peak-to-peak) 값으로 결정한다.

그렇지만, 모션 아티팩트가 신호에 유입되는 경우, 출력신호의 AC 값이 크게 달라지기 때문에, 산소포화도(SpO₂) 값을 정확히 측정하는 것은 불가능하다.

따라서, 본 발명에서는 실시간 모션 아티팩트 제거시스템을 구현하여 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)를 복원한 후, 새롭게 R 값과 산소포화도(SpO₂)를 측정하는 방법을 제공한다.

다음은 기본적인 주성분 분석(Principle component Analysis; PCA)에 대해 살펴본다.

주성분 분석은 신호 처리, 통계학, 신경계산학(neural computing)에 널리 사용되는 방법으로서, 다른 적용 분야에서는 카루넨-루베 변환(Karhunen-Loeve transform(KLT))으로 불리기도 한다. 주성분 분석(PCA)의 기본 아이디어는 n개의 선형적으로 변환된 성분에 대해 가능한 분산의 최대값을 이용하여 성분들을 찾아내는 것이다. 이것은 반복 계산에 의한 직관적인 방법으로 정의된다.

주성분 분석(PCA) 변환에서 처음에 벡터 x는 그것의 평균을 감산함으로써 중심화(centering)한다 ($x \leftarrow x - E\{x\}$).

그 이후, 상관관계(correlation)에 의해 중복성을 감소시키기 위해 m개의 요소(element)를 가진 또 다른 벡터 y로 선형 변환시킨다. 이것은 새로운 좌표(coordinate)에서 x가 비상관(uncorrelated)되도록 하는 순환된 직교정규 좌표시스템(orthonormal coordinate system)을 찾는 것이다. 동시에 새로운 좌표축에 대한 x의 투영(projection)의 분산이 최대화 되어 첫번째 축과 최대 분산을 일치시키고, 두번째 축은 최대 분산의 방향과 직교하도록 일치시킨다.

최초의 주성분(principle component) y₁의 방향을 w₁이라 하면, 수학적 식 4와 같다.

(수학적 식 4)

$$y_1 = \sum_{k=1}^n w_{k1} x_k = w_1^T x$$

$$w_1 = \underset{\|w\|=1}{\text{arg max}} E\{(w^T x)^2\} = w_1^T E\{xx^T\} w_1 = w_1^T C_x w_1$$

여기서 w₁₁, ..., w_{n1}은 n차원 벡터 w₁의 가중치(weights)가 되고, 이때, w₁은 임의의 데이터 벡터 x와 같은 차원

(dimension) m을 가진다. 그러므로, 최초의 주성분은 투영의 분산의 최대가 되는 방향으로 투영된다. 이렇게 이전의 k-1 번째 주성분이 결정되면, k번째는 이전 값의 차이에 의해 수학적 식 5와 같이 결정된다.

(수학적 식 5)

$$w_k = \underset{\|w\|=1}{\text{arg max}} E\left\{ \left[w^T \left(x - \sum_{i=1}^{k-1} w_i w_i^T x \right) \right]^2 \right\}$$

y_i = w_i^Tx에 의해 주어지는 주성분은 공분산 행렬 C = E{xx^T}를 이용하여 계산된다. C의 단위 길이당 고유 벡터(eigenvector) e₁, ..., e_n에 대해 d₁ ≥ d₂ ≥ ... ≥ d_n을 만족하는 고유값(eigenvalue) d₁, ..., d_n과 일치하게 되도록 오더링(ordering)하면 e_i = w_i가 된다.

주성분 분석(PCA)은 평균 제곱(mean-square)을 이용한 최적의 선형 차원 감소 기법(dimension reduction technique)이다. 주어진 요소(element)들의 상호 상관관계를 이용하여 x에서 어떤 중복성을 감소시켜 압축을 가능하게 한다. 이러한 차원 감소(dimension reduction)는 여러 가지 중요한 이익을 가져온다. 첫째로, 계속되는 처리단계(processing stage)의

오버헤드(overhead)를 줄여 계산의 편의를 제공한다. 두번째로, 잡음의 영향을 감소시킨다. 세번째로, 매우 낮은 차원의 부분공간(subspace)에서의 투영이 이루어져 데이터를 예측하는데 유용하다. 중요한 점은 n개의 주성분들 자체를 사용할 필요는 없다는 것이다.

부분공간(Subspace)에서 어떤 다른 정규직교 기저(orthonormal basis)는 주성분들과 연결되어 같은 데이터 압축이나 잡음 감소 효과를 가진다.

이러한 주성분 분석(PCA)의 목적은, 독립성분 분석(ICA)의 목적과 관계가 있다. 그러나, 주성분 분석(PCA)에서의 중복성이 데이터 요소 사이의 상관관계에 의해 측정된다면 독립성분 분석(ICA)에서는 성분들의 상호 독립성이 강조되어 이러한 중복성을 크게 강조하지는 않는다. 주성분 분석(PCA)에서는 데이터의 상호 상관을 없애주고 중심화(centering), 화이트닝(whitening)을 통해 데이터의 제1차 및 제2차 통계(first and second-order statistics)의 영향을 감소시키기 때문에, 독립성분 분석(ICA)에서 주성분 분석(PCA)은 유용한 전처리(preprocessing) 단계가 된다.

다음은 독립성분 분석(ICA)에 관해서 설명한다.

우선 독립성분 분석에 대하여 간단히 설명하면, 각 시간 t에서 n차의 센서로 얻어진 잡음등과 혼합된 신호를 $x(t)=[x_1(t) \dots x_n(t)]^T$ 라 할때, $x(t)=A \cdot s(t)$ 라 할 수 있다. 여기서 $x(t)$ 는 센서에서 얻어진 혼합된 신호이며, $s(t)$ 는 잡음등이 없는 원신호(original signal)이며, A는 $N \times M$ 스칼라 행렬로 미지의 혼합행렬이다.

독립성분 분석을 이용하는 것은 혼합된 신호로부터 원신호만을 분리하기 위한 분리필터 W를 찾아내는 것으로, 이러한 필터의 출력은 원신호의 크기와 순서가 바뀌어진 분리된 신호를 $y(t)$ 라 할때, $y(t)=Wx(t)$ 로 나타낼 수 있다. 여기서 W는 디믹싱 매트릭스(demixing matrix)라 하며, W를 구하기 위해 고정점 알고리즘 등에 의한 비선형 함수를 적용하여 구한다. 이로부터 W의 역행렬인 A를 구하고, A행렬과 원 데이터인 $x(t)$ 를 이용하여 데이터를 복원한다.

이하에서 독립성분 분석(ICA)에 관해서 보다 상세히 설명하면 다음과 같다.

독립성분 분석을 정의하기 위해, 통계학적으로 "잠재변수(latent variables)" 모델을 사용한다. n개의 성분에 대해 측정된 출력은 혼합 행렬(mixing matrix)과 각 성분을 곱한 것의 선형 조합(linear combination)이 된다.

(수학식 6)

$$x_j = a_{j1}s_1 + a_{j2}s_2 + \dots + a_{jn}s_n, \text{ for all } j$$

이때 n개의 성분은 통계학적으로 독립적이면서 비가우시안(nongaussian) 분포를 가져야 하며, 미지의 혼합행렬(unknown mixing matrix)은 제곱(square)이라는 가정을 한다. 입력 값에 대한 비가우시안성(nongaussianity)이 보장되지 않을 경우, 추정(estimation)하는데 시간을 느리게 하는 중요한 원인이 된다.

독립성분 분석 추정(ICA estimation)의 기본 원리는, 독립 임의 변수(independent random variable)의 합의 분포는 어떤 조건하에서 더 가우시안(more gaussian)이 된다는 중심 극한정리(Central Limit Theorem)에 기초한다. 모든 독립성분이 동일한(identical) 분포를 가진다고 가정하면 수학식 7과 같다.

(수학식 7)

$$y = w^T x = \sum_i w_i x_i \text{ (단, } w \text{는 결정된 벡터(determined vector))}$$

이때, w는 A 행렬의 반대(inverse) 열의 하나가 되고, 추정을 위해 새롭게 z를 정의하면 수학식 8과 같다.

(수학식 8)

$$Z = A^T w \rightarrow y = w^T x = w^T A s = z^T s$$

그러면 $z^T s$ 가 s_i 중의 어떤 것보다도 더 가우시안(more gaussian)이 될 때, s_i 의 하나와 같아지므로, $w^T x$ 의 비가우시안성(nongaussianity)을 최대화하는 벡터 w를 찾아야 하고, 이때 추정을 위해 최소화(minimizing) 또는 최대화(maximizing)하는 것을 목적(대비) 함수(objective(contrast) function)라 한다.

다음은 고속 독립성분 분석방법(The Fast ICA algorithm)에 대해 설명한다.

대비 함수(contrast function)를 최대화하는 기본적인 방법으로는, 확률 기울기 강하(stochastic gradient descent)에 기초한 적응 알고리즘(adaptive algorithm)이 있다. 이것은 움직이는(nonstationary) 환경에서도 빠른 적응력을 가진다. 하지만 수렴(convergence)의 속도가 느리고, 학습률(learning rate)의 선택에 크게 영향을 받는다. 반면에 최근 각광 받고 있는 고정점 알고리즘(fixed-point algorithm)은 고속 독립성분 분석(Fast ICA)이라 불리는데, 한번의 스텝에서 많은 수의 데이터를 한꺼번에 계산하기 때문에 매우 빠른 수렴 속도(convergence speed)와 단일(unique) 특성을 나타낸다.

고정점 알고리즘의 다른 특징은 어떤 비선형성(non-linearity) 함수 g를 사용하여 비가우시안(non-Gaussian) 분포를 가지는 독립성분을 직접 찾는 것이다. 그래서 방법(method)의 성능(performance)은 적절한 비선형성(non-linearity) g의 선택에 의해 최적화(optimize)되고, 각각의 독립성분은 투영 추적(projection pursuit)과 같이 하나씩 추정된다.

하나의 독립성분을 추정하기 위해 첫 번째로 음의 엔트로피(Negative Entropy(Negentropy))의 최대(maxima)를 $E\{G(w^T x)\}$ 의 최적조건(optima)에 의해 구한다. 군-터커 조건(Kuhn-Tucker condition)에 따라 $E(w^T x)^2 = \|w\|^2 = 1$ 인 범위 내에서 $E\{G(w^T x)\}$ 의 최적조건(optima)은, 수학적 9와 같이 되는 점에서 얻어진다.
(수학적 9)

$$E\{xg(w^T x)\} - \beta w = 0$$

이때, $\beta = E\{w_0^T xg(w_0^T x)\}$ 이고, w_0 는 w 의 최적조건(optimum)의 값이다. 이것을 뉴턴 방법(Newton's method)에 의해 수식을 풀면, 수학적 10과 같은 자코비안 행렬(Jacobian matrix) $JF(w)$ 를 얻을 수 있다.
(수학적 10)

$$JF(w) = E\{xx^T g'(w^T x)\} - \beta I$$

상기 행렬의 반전(inversion)을 간단히 하기 위해, 첫번째 항(term)을 근사(approximation)시키면 $JF(w)$ 는 대각(diagonal)이 되고, w_0 대신에 w 의 현재 값을 사용하여 β 를 근사시키면, 근사 뉴턴 반복(approximate Newton iteration)을 얻을 수 있다.
(수학적 11)

$$w^+ = w - [E\{xg(w^T x)\} - \beta w] / [E\{g'(w^T x)\} - \beta]$$

$$w^* = w^+ / \|w^+\|$$

w^* 는 w 의 새로운 값이고, $\beta = E\{w^T xg(w^T x)\}$ 이다. 상기 수학적 11을 간단하게 하기 위해, $\beta - E\{g'(w^T x)\}$ 로 양변을 나누게 되면, 이것이 고정점 알고리즘(fixed-point algorithm)이 된다.
(수학적 12)

$$w^+ = E\{xg(w^T x)\} - E\{g'(w^T x)\}w$$

$$w^* = w^+ / \|w^+\|$$

상술한 바와 같이 1개의 유닛 추정(one unit estimation)으로 n 개의 성분을 추정하기 위해서는 n 번의 수행이 필요하다. 각각의 시간에 다른 독립성분(different independent component)을 측정하기 위해서는 정규직교 투영(orthogonalizing projection)을 루프(loop)에 추가한다. 혼합 행렬(mixing matrix) B 의 열에 대한 직교공간(orthogonal space) 위에 현재의 $w(k)$ 를 투영(projecting)함으로써 한번에 하나씩 독립성분을 찾을 수 있다. B 의 열에 대한 이전 값을 B' 라고 하면 수학적 13과 같다.
(수학적 13)

$$w(k) = w(k) - B'B^T w(k)$$

여기서, $w(k)$ 를 그것의 놈(norm)으로 나눈다.

이러한 추가된 투영(projection)을, 반복(iteration)을 시작하기 전과 추정(estimation)하기 전에 실행한다.

다음은 전처리에서의 추가 알고리즘(Additive Algorithm in Preprocessing)에 대해 설명한다.

실제 데이터에 대한 독립성분 분석(ICA) 알고리즘을 적용하는데 있어서 기본적인 방법으로는 완벽한 복원이 어렵다. 특히 광혈류 측정신호(PPG)의 경우 잡음에 대한 영향력이 크고, 2개의 채널(channel)에서 관측된 신호의 형태가 거의 비슷하기 때문에 전처리에서 추가적인 알고리즘을 본 발명은 제안했다. 본 발명에서 제안된 추가적인 알고리즘은 자기상관관계(Auto correlation)를 이용한 주기측정, 인터리빙 처리, 시간 저역통과 필터링, 이노베이션 처리이다.

우선 자기상관관계를 이용한 주기 측정에 대하여 설명한다.

원 광혈류 측정신호는 심장 박동에 기인한 주기적 특성을 가진다. 모션 아티팩트로 인하여 주기성이 손상된다 하더라도 신호의 일정구간에 대하여 자기상관관계를 적용하면 주기의 계산이 가능하다.

신호의 자기상관관계는 수학적 14와 같이 표현 할 수 있다.

(수학적 14)

$$\phi(k) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{(2N+1)} \sum_{m=-N}^N x(m)x(m+K)$$

신호가 주기 P 를 가진다면, 수학적 15와 같이 나타낼 수 있다.

(수학적 15)

$$\phi(k) = \phi(k+P)$$

다음은 인터리빙 처리(Interleaving process)에 대해서 설명한다.

인터리빙은 모바일(mobile) 통신에서 사용되는 방법으로 비트(bit) 열을 전송할 때 다발 에러(burst error)를 제거하기 위해 사용되는 재배열 방법이다. 예를 들어 5개의 7bit 해밍코드(Hamming code) 워드(word)를 다음과 같이 표현할 때, 1234567 1234567 1234567 1234567 1234567

인터리버(interleaver)를 통과한 신호는 다음과 같이 표현된다.

11111 22222 33333 44444 55555 66666 77777

이때에는 다발 에러가 발생하더라도 수신 신호를 재배열하면 에러에 대해 검출 및 교정(detect & correct)이 가능해진다. 이것을 광혈류측정(PPG)에 적용시키면, 자기상관관계를 이용하여 주기를 구한 후 그 주기에 맞게 재배열 하는 것이다.

다음은 시간 저역통과 필터링 처리(Time Low-pass filtering process)에 관한 것이다.

시계열(Time series)에 대해 신호에 대한 어떤 선형 필터링을 사용할 수 있으며, 그것은 독립성분 분석(ICA) 모델을 변화시키지 않는다. 관측된 신호와 원래 신호간에 $X = AS$ 가 성립할 때 X 의 시간 필터링 행렬(time filtering matrix)을 M 이라 한다면, $X^* = XM = ASM = AS^*$ 가 성립한다. 이것은 여전히 독립성분 분석(ICA) 모델이 남아 있음을 보이고 독립성분에 대한 필터링이 혼합물(mixtures)에 대해서도 적용된다. 로패스 필터링은 모든 샘플포인트(sample point)에 대하여 원래 포인트(point)와 이전 포인트, 이후 포인트의 평균 값으로 바꾸는 것이다. 이것은 데이터의 스무징(smoothing)의 한 형태이다. 이때 행렬 M 은 수학적 식 16과 같다.

(수학적 식 16)

$$M = \frac{1}{3} \begin{bmatrix} \dots & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \dots \\ \dots & 0 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & \dots \\ \dots & 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & \dots \\ \dots & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & \dots \\ \dots & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 0 & \dots \\ \dots & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & \dots \\ \vdots & & & & & & & & & \vdots \end{bmatrix}$$

광혈류측정 신호와 모션 아티팩트 신호의 주파수 대역은 겹치므로 일반적인 주파수 필터링(frequency filtering)으로는 모션 아티팩트의 효과적인 제거가 불가능하다. 하지만 인터리빙을 통해 재배열된 신호는 인접과형과 비슷한 부분은 저주파 수 향으로 이동하고 변화가 심한 비주기적인 노이즈 성분들은 고주파수 향으로 이동한다. 그러면 시간 저역통과 필터링(time low-pass filtering)에 의해 비주기적인 성분들이 제거되어 모션 아티팩트의 동적 영역(dynamic range)이 크게 줄어들고, 기타 다른 노이즈 성분도 없어지게 된다.

다음은 이노베이션 처리(Innovation process)에 대해서 설명한다.

주어진 확률과정(stochastic process) $s(t)$ 에 대해 이노베이션 처리 $\tilde{s}(t)$ 는 $s(t)$ 의 최적 예측법(best prediction)의 에러(error)로써 정의할 수 있다. 최적 예측법은 $s(t)$ 에 대한 조건부(conditional) 분포의 기대 값이기 때문에 과거 값의 조건부 기대(conditional expectation)를 구하면 된다. 그러므로, 이노베이션 처리는 수학적 식 17과 같이 정의된다.

(수학적 식 17)

$$\tilde{s}(t) = s(t) - E\{s(t) | s(t-1), s(t-2), \dots\}$$

이노베이션은 원래의 처리(original process)보다 상호간에 더 독립적이고, 더 가우시안(more gaussian) 인것을 보장한다. 이것은 $s_i(t)$ 가 이노베이션 처리의 이동평균(moving average)의 한 종류이고, 성분의 합은 더 가우시안(more gaussian)이 된다는 중심 극한정리에 기초하기 때문이다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는 모션 아티팩트를 제거하여 원래의 광혈류 측정신호(PPG)만을 검출하는 맥박 산소포화도 측정 장치 및 방법을 제공하는데 있다.

삭제

발명의 구성

상기한 기술적 과제를 이루기 위한, 본 발명의 특징점을 나열하면 다음과 같다.

본 발명의 맥박 산소포화도 측정방법은, 광 검출수단으로부터 2개의 광을 검출하는 광 검출단계: 상기 광 검출단계의 출력 신호들을 디지털 신호로 변환하는 A/D 변환단계; 상기 A/D 변환단계의 출력신호들로부터 각각 잡음을 제거한 후 출력신호들 간의 독립성을 증가시키는 전처리 단계; 상기 전처리 단계의 출력신호들에서 평균값을 감하여 중심화(centering)하

는 중심화 처리단계; 상기 중심화 처리단계의 출력신호로부터 공분산(Covariance)을 계산하고 공분산의 고유값(eigenvalue) 및 고유행렬(eigenmatrix)을 계산하여, 화이트닝 행렬을 구하는 화이트닝 처리단계; 상기 화이트닝 처리단계의 출력신호들에서 데이터를 복원하는 데이터 복원단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

본 발명의 맥박 산소포화도 측정방법은, 광 검출수단으로부터 2개의 광을 검출하는 광 검출단계; 상기 광 검출단계의 출력신호들을 디지털 신호로 변환하는 A/D 변환단계; 상기 A/D 변환단계의 출력신호들로부터 각각 잡음을 제거한 후 출력신호들 간의 독립성을 증가시키는 전처리 단계; 상기 전처리 단계의 출력신호들에서 평균값을 감하여 중심화(centering)하는 중심화 처리단계; 상기 중심화 처리단계의 출력신호로부터 공분산(Covariance)을 계산하고 공분산의 고유값(eigenvalue) 및 고유행렬(eigenmatrix)을 계산하여 화이트닝 행렬(whitening matrix)을 구하는 화이트닝(whitening) 처리단계; 반복적인 대비함수(Contrast gaussian) 적용으로 W 행렬(demixing matrix) 계산하는 W 행렬 계산단계; 화이트닝 처리단계의 출력신호 및 W 행렬 계산단계의 출력신호를 이용하여 A 행렬(mixing matrix)을 계산하는 A 행렬 계산단계; 상기 W 행렬 계산단계 및 A 행렬 계산단계의 출력신호를 이용하여 데이터를 복원하는 데이터 복원단계;를 포함하는 것을 특징한다.

상기 전처리단계는, 상기 A/D 변환단계로 부터 출력된 광혈류 측정신호에 대해 자기상관관계를 이용하여 주기를 구하는 주기측정단계; 그 주기에 맞게 소정의 크기로 재배열하는 인터리빙(interleaving) 처리단계; 상기 인터리빙 처리단계의 출력신호의 모든 샘플링 포인트에 대해서 현재 포인트(point)와, 그 이전의 포인트 및 그 이후의 포인트의 평균 값으로 변환하는 시간 저역통과 필터링(Time Low-pass filtering) 처리단계; 상기 시간 저역통과 필터링 처리단계의 현재의 출력값에서 그 이전 값까지의 평균을 감산하는 이노베이션 처리 단계;를 포함한다.

상기 데이터 복원단계는, 광혈류 측정신호와 잡음신호로 분리된 신호중에서 상기 W 행렬(demixing matrix)을 이용하여 어느 것이 광혈류 측정신호인지 판정하고, 상기 A 행렬(mixing matrix)을 통해서 광혈류 측정신호의 부호와 이득(gain)을 복원하는 단계; 상기 A 행렬의 값으로부터 적색과 적외선을 투과한 빛의 양을 표준화한 비율인 R의 값을 계산하는 단계; 상기 R값을 이용하여 산소포화도를

$$\text{산소포화도}(\text{SpO}_2)(\%) = a - bR,$$

(여기서, $107 \leq a \leq 110$, $25 \leq b \leq 32$)

의 수학적식에 의해 구하는 단계;를 포함한다.

본 발명의 맥박 산소포화도 측정장치는, 소정의 파장이 다른 2개의 광을 출력하여 조사하는 2개의 발광 다이오드(LED)와, 상기 발광 다이오드(LED)를 구동하는 구동회로로 구성되는 발광수단; 상기 투과되거나 반사되는 2개의 광을 검출하여 전기신호로 변환하는 광 검출수단; 상기 광 검출수단의 출력신호를 증폭하고 주변 아티팩트를 제거하는 입력 분해회로; 상기 입력 분해회로에서 출력되는 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하는 A/D 변환장치; 상기 A/D 변환장치의 출력신호로부터 모션 아티팩트를 제거하는 디지털 신호처리장치; 상기 디지털 신호처리장치의 출력신호를 수신하여 평가하거나 저장하며 디스플레이하는 컴퓨터수단을 구비하는 것을 특징으로 한다.

상기 디지털 신호처리장치의 출력신호를 상기 컴퓨터수단(50)으로 데이터 통신할 때, 무선으로 데이터를 송수신한다.

상기 디지털 신호처리장치의 출력신호를 상기 컴퓨터수단(50)으로 데이터 통신할 때, 유선으로 데이터를 송수신한다.

삭제

삭제

삭제

삭제

삭제

삭제

삭제

삭제

삭제

삭제

삭제
 삭제
 삭제
 삭제
 삭제
 삭제
 삭제
 삭제

이하 본 발명의 일 실시예에 의한 전자혈류계의 구성 및 동작을 첨부한 도면을 참조하여 상세히 설명한다.

도 2는 본 발명의 전체 구성을 개략적으로 나타내는 블록도로서, 본 발명의 맥박 산소포화도 측정장치는 발광수단(10), 광 검출수단(20), 입력 분해회로(30), A/D 변환장치(40), 디지털신호처리장치(DSP)(45), 컴퓨터(50)를 구비한다.

발광수단은 소정의 파장이 다른 2개의 광을 출력하여 조사하는 2개의 발광 다이오드(LED)와, 상기 발광 다이오드를 구동하는 구동회로로 구성되며, 발광수단(10)은 적색 파장(660nm)과 근적외선(near infrared) 파장(890nm)의 광을 출력하는 각 발광다이오드(LED)를 이용할 수 있다. 또한, 상기 발광다이오드의 구동회로는 상기 발광다이오드 2개의 파장대에 대해 일정한 전류를 인가시킨다. 이때 동적 범위(dynamic range)의 보상과 R 값 측정시의 편의성을 보장하기 위해 LED 구동시 전류제어(current control)를 첨가시켜 2개 채널(channel)에서 측정된 신호의 DC값이 일정하게 한다.

광 검출수단(20)은 투과되거나 반사되는 2개의 광을 검출하여 전기신호로 변환하는 것으로, 광 검출수단(20)은 포토 다이오드로 구성할 수 있다.

입력 분해회로(30)는 광 검출수단(20)에서 직렬로 입력되는 상기 전기신호를 최소한의 이득을 갖도록 조정하여 증폭한 후, 주변 아티팩트를 제거한다. 즉, 광 검출수단(20)에서 출력된 신호는 차동증폭기를 통해 증폭되고, 아날로그 멀티플렉서(analog Mux)에 의해 주변(ambient) 신호와 각 파장별로 신호가 분리된다. 분리된 각각의 파장별 신호에 대해 주변(ambient) 신호를 빼서 주변 아티팩트(ambient artifact)를 제거하고 DC 필터링(filtering)과 AC 이득제어(gain control)를 통해 AC 성분만을 가진 광혈류 측정신호(PPG)를 획득한다.

A/D 변환장치(40)는 입력 분해회로(30)에서 출력되는 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하는 회로로, 입력 분해회로(30)에서 24비트 분해능을 가지는 A/D 변환장치를 사용할 수 있으며, 이는 입력 분해회로(30)에서 출력되는 아날로그 신호를 24비트 분해능을 가지는 디지털 신호로 변환하여 동적범위 저감(dynamic range reduction)에 대한 보상을 처리 가능하도록 분해능을 높인 것이다. A/D 변환장치의 샘플링 속도는 500Hz로 할 수 있다.

디지털 신호처리장치(45)는 상기 A/D 변환장치의 출력신호로부터 모션 아티팩트를 제거한다. 특히, 디지털 신호처리장치(45)는 백색광 제거, AD/DC 필터링, 비선형 이퀄라이저(Equalizer), 산소포화도(SpO₂) 측정, 심장 박동수 계산, 이득제어(Gain Control), 모션 아티팩트 제거를 행한다.

컴퓨터수단(50)은 디지털 신호처리장치(45)의 출력신호를 수신하여 평가하거나 저장하며 디스플레이한다.

디지털 신호처리장치(45)의 출력신호를 상기 컴퓨터수단(50)으로 데이터 통신할 때, 무선으로 데이터를 송수신하거나 유선으로 데이터를 송수신할 수 있다.

본 발명의 모션 아티팩트의 제거를 위한 알고리즘은 기본적으로 주기측정, 인터리빙 처리, 시간 저역통과 필터링, 이노베이션 처리로 구성된 네가지 전처리 과정을 거친 후, 독립성분 분석(ICA) 방법을 사용할 수 있다. 상기 네가지 전처리를 한 꺼번에 사용하여 성능을 높이는 것은 본 발명에서 최초로 제안되는 방법이며 독립성분 분석과 주성분 분석을 사용하여 광혈류측정 신호에 대해 모션 아티팩트를 제거하는 알고리즘 역시 본 발명에서 최초로 개발된 것이다. 특히 본 발명에서 사용한 독립성분 분석(ICA) 알고리즘은 고속 독립성분 분석(FastICA) 알고리즘이다.

도 3는 본 발명의 일 실시예에 의한 독립성분 분석(ICA)을 이용한 모션 아티팩트 제거 흐름도로서, 전처리과정, 주성분 분석(PCA)과정, 그리고 독립성분 분석(ICA) 과정을 포함한다. 광 검출수단(20)으로부터 2개 채널로 검출된 데이터를 디지털

탈신호로 변환하여 디지털신호처리 장치로 입력한다(S300). 디지털신호처리장치에 입력된 신호로부터 최대값들 사이의 평균거리를 계산하여 주기를 계산한다(S310). 15개의 주기 블럭을 선택한다(S320). 여기서는 일예로 15개의 주기 블럭을 선택하였지만 이 갯수는 다른 소정의 갯수로 변경가능하다. 상기 15개의 주기 블럭에서 크기 순서별로 재배열하여 인터리빙 처리한다(S330). 상기 인터리빙 처리단계의 출력신호의 모든 샘플링 포인트에 대해서 현재 포인트(point)와, 그 이전의 포인트 및 그 이후의 포인트의 평균 값으로 변환하는 시간 저역통과 필터링 처리를 한다(S340). 상기 시간 저역통과 필터링 처리단계의 현재의 출력값에서 그 이전 값까지의 평균을 감산하는 이노베이션 처리를 한다(S350). 상기 이노베이션 처리한 신호들에서 평균값을 감하여 중심화(중심화)한다(S360). 이 출력신호로부터 공분산을 계산하여(S370), 공분산의 고유값(eigenvalue (D)) 및 고유행렬(eigenmatrix (E))을 계산하고(380), 상기 공분산의 고유값(D) 및 고유행렬(E)을 이용하여 수학적 식 18과 같이 화이트닝 행렬(whitening matrix)과 디화이트닝 행렬(dewhitening matrix)을 구하여 화이트닝 처리를 한다(390).

(수학적 식 18)

$$\text{whiteningMatrix} = \text{inv}(\text{sqrt}(D)) * E'$$

$$\text{dewhiteningMatrix} = E * \text{sqrt}(D)$$

상기 화이트닝 매트릭스와 원 데이터(중심화 처리를 한 데이터)를 이용하여 새로운 벡터(V) (whiteningMatrix*원데이터)를 생성한다(S400). 이로부터 수학적 식 19와 같이 임의의 2×2 행렬(W)를 생성한다(S410). 이를 비선형 함수(w⁺)에 적용한다(S420).

(수학적 식 19)

$$w^+ = w - E\{vg(w^T v)\} - E\{g'(w^T v)\}w$$

행렬(w)와 비선형함수(w⁺)가 같을때 2채널의 데이터를 출력한다(S430).

본 발명의 일실시예에 의한 전체 흐름도는 다음과 순서에 따른다.

첫번째로, 소정 량의 데이터를 저장 후 주기 측정한다. 상기 소정 량의 데이터를 2500개로 할 수있다.

두번째로, 측정된 주기의 10배 만큼의 데이터를 사용하고 나머지는 다시 되돌린다. 여기에서는 주기의 10배 만큼의 데이터를 사용하고 있으나 이는 소정의 양으로 변경가능하다.

세번째로, 인터리빙 처리, 시간 저역통과 필터링, 이노베이션 처리로 이루어진 전처리를 한다.

네번째로, 중심화(Centering) 처리를 한다.

다섯번째로, 공분산 계산 후 그것의 고유값 및 고유행렬을 계산하여 화이트닝(whitening)한다.

여섯번째로, 반복적인 대비함수를 적용하여 W 행렬(디믹싱행렬(demixing matrix))을 계산한다. 이때 최대 반복 횟수를 넘을 경우 종료하며 이때는 전처리과정의 출력값으로 대체한다.

삭제

일곱번째로, 상기 다섯번째와 상기 여섯번째의 결과인 W행렬을 이용하여 A 행렬(혼합행렬(mixing matrix))을 계산한다. 즉, W행렬의 역행렬을 구하여 A행렬을 구한다.

여덟번째로, 상기 A행렬을 이용하여, 보다 상세히는 A행렬과 원 데이터(중심화 처리단계의 출력신호들)를 이용하여 원래 신호를 복원하고, R 값을 계산하고 산소포화도를 구한다. 이로써 독립성분 분석(ICA)의 결과를 출력한다. 이 여덟번째 과정은 광혈류 측정신호와 잡음신호로 분리된 신호중에서 W 행렬(demixing matrix)을 이용하여 어느 것이 광혈류 측정신호인지 판정하고, A 행렬(mixing matrix)을 통해서 광혈류 측정신호의 부호와 이득(gain)을 복원하며, A 행렬의 값으로부터 적색과 적외선을 투과한 빛의 양을 표준화한 비율인 R의 값을 계산하여 산소포화도를 구한다(수학적 식 21).

아홉번째로, 데이터 종료 시까지 상기 첫번째부터 반복하여 실행한다.

도 4는 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)와 모션이 포함된 광혈류 측정신호에 대해 인터리빙한 일예이다. 도 4의 (b)는 모션 아티팩트가 혼입된 광혈류측정 신호인 도 4의 (a)에 대한 자기상관관계(auto-correlation)를 구한 것이다. 최초 0에서 최대이고, 다음 일정한 간격으로 최대값이 나타난다. 이때 임계치(threshold) 이상의 최대값의 평균을 주기로 결정한다. 모션 아티팩트가 특정 구간에 강하게 유입되어 신호가 크게 손상되더라도 자기상관관계에 적용하는 데이터는 10

개 이상의 주기를 가지는 신호이기 때문에 평균 주기 측정에서 영향을 주지 않는다. 도 4의 (d)는 시간 저역통과 필터링이 적용된 후의 결과이다. 필터링이 적용되기 전에 인터리빙만 행한 그림4(c)에 비해 아티팩트가 감소하여 신호의 파형이 좀 더 선명해진다. 도 4의 (e)는 시간 저역통과 필터링을 수행한 결과에 대하여 재 인터리빙(re-interleaving)을 하여 기존의 신호 열로 복원한 후 이노베이션 처리를 행한 결과이다. 도 4의 (e)에서 보이는 튀는 성분은 인터리빙 에러(interleaving error)로써 독립성분 분석 적용시 아티팩트 성분으로 분리되어 진다.

다음은 성능 평가를 위해 본 발명과 기존의 맥박 산소포화도 측정장치 및 방법을 사용한 실험 결과에 대해서 설명한다. 이 실험을 위해 손목을 고정시키고 위아래로 작은 떨림을 주는 벤딩 모션(bending motion)의 경우와 임의의 모션(random motion)으로 큰 아티팩트를 주는 2가지 경우를 실험하였다. 그 결과를 도 5 내지 도 8에 나타낸다.

삭제

도 5는 기존의 독립성분 분석(ICA) 방법만을 실행한 결과의 일예이다. 도 5에서, s1은 적외선(IR) 파장의 관측신호이고, s2는 적색(RED) 파장의 관측신호이며, Sep1 및 Sep2는 각 파장의 관측신호를 독립성분 분석(ICA)을 통해 분리된 신호를 나타낸다.

도 5에서 알 수 있듯이, 기본적인 독립성분 분석(basic ICA)은 신호를 모션 아티팩트와 원래(original)의 광혈류측정신호(PPG)로 깨끗하게 복원되지 않으며, 오히려 모션 아티팩트가 첨가된 광혈류측정신호(PPG)(도 5의 (d))과 저 레벨(small level)의 잡음(도 5의 (c))로 분리된 것처럼 나타난다. 이로써 원래(original)의 신호와 모션 아티팩트가 서로의 상관성 때문에 분리되기 어렵다는 문제를 확인할 수 있다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 의한 전처리과정을 포함하는 주성분 분석(PCA) 단계를 적용하여 신호를 분리한 결과의 일 예이다. 특히, 도6의 경우는 모션 아티팩트가 들어간 광혈류 측정신호(PPG)에 대해 본 발명의 일 실시예에 의한 전처리과정을 포함하는 주성분 분석(PCA) 방법을 실행시킨 결과로써, s1은 적외선(IR) 파장의 관측신호, s2는 적색(RED) 파장의 관측신호, PCA1 및 PCA2는 주성분 분석(PCA)을 사용한 결과 신호를 나타낸다.

도 6의 (a)는 벤딩 모션에 대한 것인데 모션 아티팩트가 들어간 신호가 스무딩(smoothing) 된 것을 확인할 수 있고, 도 6의 (b)는 약 3초간 임의의 모션을 행하다가 이후 정지된 경우인데 주성분 분석(PCA) 출력은 신호가 거의 손상되지 않고 복원되는 것을 나타낸다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 의한 독립성분 분석(ICA) 단계까지를 적용한 결과의 일예로, 즉 전처리과정, 주성분 분석단계, 독립성분 분석단계를 수행한 결과이다. 도 7에서 input1은 적외선(IR) 파장의 관측신호, input2는 적색(RED) 파장의 관측신호, sep1은 분리된 원래 신호, sep2는 분리된 잡음 신호이다. 도 7은 주기측정, 인터리빙 처리, 시간 저역통과 필터링, 이노베이션 처리로 이루어진 전처리단계와 주성분 분석(PCA)를 이용하여 전처리를 행한 후, 가우시안 비선형 함수로 반복하면서 한번에 하나씩 독립성분을 분리하였다. 어떤 경우에도 신호의 레벨이 어느 정도 일정하고, 입력된 신호가 포화(saturation)가 일어나지 않으면 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)와 모션 아티팩트로 분리되는 것을 나타낸다.

삭제

삭제

그러나, 도 7에서와 같이 독립성분 분석(ICA)을 통해 분리된 신호를 보면 독립성분 분석(ICA)의 특성상 신호의 형태만 복원이 되고, 이득이나 부호(sign)에 대해서는 복원되지 않는다. 또한, 광혈류 측정신호(PPG)는 그 신호의 AC 성분(component)의 형태 뿐만이 아니라 산소포화도(SpO₂)를 계산하는 것이 중요한 요소이기 때문에, 본 발명에서는 독립성분 분석(ICA)을 이용한 새로운 방법의 산소포화도(SpO₂) 계산식을 제안한다.

기본적인 독립성분 분석(ICA) 모델에서 관측된 2개의 변수(variable)에 대해 수학식 20과 같이 나타낼 수 있다.

(수학식 20)

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 \\ b_1 & b_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} s_1 \\ s_2 \end{bmatrix}$$

이때, X를 모션이 섞인 출력이라 한다면, s_1 은 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)가 되고, s_2 는 모션 아티팩트라 가정할 수 있다. 모션이 없는 경우에는, s_2 는 임의의 잡음(random noise)으로 분리될 것이다. 그러면, a_1 은 원래(original) 신호의 적외선(IR) 파장에 대한 정보를 담고 있고, a_2 는 적외선(IR)이 측정될 때 부가되는 모션의 정보이다. 마찬가지로, b_1 은 원래(original) 신호의 적색 파장에 대한 정보를 담고 있고, b_2 는 적색이 측정될 때 부가되는 모션의 정보이다. 그러므로, 새로운 방법의 R 값은 $R = b_1/a_1$ 에 의해 측정할 수 있다. 이러한 값은 기존의 방법에 대해 DC 성분의 영향력을 고려하지 않고, 이득제어에 의해 AC만의 비율을 고려했기 때문에, 약간 작은 값이 나온다. 반복적인 실험을 통하여 기존의 산소포화도(SpO_2)의 계산식인 수학적 2 ($SpO_2(\%) = 110 - 25 \times R$)에서는 정상인의 경우 산소포화도가 96~98(%)의 범위일때 R값은 0.48~0.56으로 나타난다. 그러나 본 발명에서 제안된 알고리즘에서 반복 실험을 통해 계산된 R값은 0.35~0.45의 범위를 가진다. 이때 측정된 실제 SpO_2 값 96~98(%)을 기준으로 근사화 시켜 상기 수학적 2의 1차식을 수학적 21과 같이 변형시킬 수 있다. 수학적 21에 있어서, 1차식의 기울기(b)를 변화시키면 실제 범위에 대해서 $b = (0.45 - 0.35) / (0.56 - 0.48) = 1.25$ 배가 되어 $25 \times b = 32$ 가 되고, 절편(a)을 계산하였을 경우 $a = 25 \times (0.48 - 0.35)$ 이 되어 $110 - a = 107$ 이 된다. 그러므로 새로운 산소포화도 계산식은 수학적 21로 근사화시킬 수 있다.

(수학적 21)

$$SpO_2(\%) = a - bR$$

(단, $107 \leq a \leq 110, 25 \leq b \leq 32$)

산소포화도(SpO_2)를 계산한 수학적 21의 일례로써 수학적 22와 같다.

(수학적 22)

$$SpO_2(\%) = 107 - 25 \times R \text{ 또는 } = 110 - 32 \times R$$

표 1은 본 발명에 의한 산소포화도(SpO_2) 측정 결과와 실제 상용화되어 있는 의료 장비 측정기에 의한 산소포화도 측정 결과의 일례이다.

[표 1]

주기	적용데이터수	R 값	$SpO_2(\%)$ ($107 - 25 \times R$)	$SpO_2(\%)$ ($110 - 32 \times R$)	$SpO_2(\%)$ (실제 측정값)
168	1680	0.385536	97	97	97
174	1740	0.388972	97	97	97
171	1710	0.433974	96	96	96
167	1670	0.374862	97	97	97
161	1610	0.378075	97	97	97
158	1580	0.378075	97	97	97
149	1490	0.370768	97	97	97

표 1에서 알 수 있듯이, 본 발명에 의한 산소포화도(SpO_2) 측정 결과가 실제 상용화되어 있는 의료 장비 측정기의 산소포화도 값과 서로 일치함을 알 수 있다.

수학적 20에서, 추가적으로 알아야 되는 정보는 s_1 과 s_2 중에서 어느 것이 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)이냐는 것이다. 이것은 독립성분 분석의 특성상 신호의 형태만 복원되고 이득이나 부호에 대하여 복원되지 않기 때문에, 분리된 신호는 첫번째 채널에서 원래(original) 신호가 나올 수도 있고, 모션 아티팩트 신호가 나올 수도 있다. 이러한 문제를 $S = WX$ 인 디믹싱 행렬(demixing matrix) W를 이용하여 본 발명에서는 해결하였다. W는 변수(variable)에 대한 고유벡터와 단일해 분해(Singular Value Decomposition)를 기준으로 생성되고 반복적인 투영(projection)과 비선형성(nonlinearity) 적용을 통해 얻어진다. 그래서 w 행렬은 정보에 대한 중요도를 나타낸다. 그러므로 W 행렬의 $W[1][1]$ 과 $W[2][1]$ 의 값을 비교하여 큰 값에 대한 출력으로 원래(original)의 신호인지를 결정된다.

최종적으로 $x_1 = a_1 \times s_1 + a_2 \times s_2$ 일 때, s_1 이 원래(original)의 광혈류측정(PPG)이고 s_2 가 모션으로 결정이 되면, a_2 의 값을 0(zero)으로 만든다. 따라서 $x_1 = a_1 \times s_1$ 이 되고, 마찬가지로 $x_2 = b_1 \times s_1$ 이 되어 신호를 복원 한다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 의한 맥박 산소포화도 측정장치의 측정결과와 일예를 나타내는 도면이다.

삭제

본 발명에서는 기본적인 독립성분 분석(basic ICA) 알고리즘에 전처리 과정을 추가하여 모션이 있는 신호로부터 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)와 모션 아티팩트 신호를 분리하여 원래 광혈류 측정신호(PPG)를 복원하였다. 그리고 본 발명에서는 새로운 계산 방법을 적용하여 독립성분 분석(ICA)의 혼합 행렬(mixing matrix)을 이용하여 산소포화도(SpO_2)를 측정하는 방법을 제공하였다.

또한, 본 발명에서는 광혈류 측정신호(PPG)의 자기상관관계를 통하여 주기를 구하고, 그 주기로 부터 인터리빙을 행하고, 로패스 필터링을 행하여 크게 손상된 신호를 부드럽게 하고 이노베이션 처리를 행함으로써, 2가지 성분 사이의 통계적인 독립성(statistical independent)을 증가시켜 고속 독립성분 분석(Fast ICA) 알고리즘 적용하여 효과적으로 신호가 분리 되도록 하였다.

이것은 기존의 광혈류 측정신호(PPG) 측정장치에 비해 모션 아티팩트 제거에 탁월한 성능을 보일 뿐 아니라, 모션이 있을 경우에도 종래에는 산소포화도(SpO_2) 값을 측정 방법에 비해서 매우 정확한 값을 얻을 수 있다.

본 발명은 이상에서 설명되고 도면에 예시된 것에 의해 한정되는 것은 아니며, 당업자라면 다음에 기재되는 청구범위 내에서 더 많은 변형 및 변용예가 가능한 것임은 물론이다.

발명의 효과

이상에서 설명한 바와 같이, 본 발명에 의하면, 광혈류 측정신호(PPG) 측정시 모션 아티팩트 제거에 탁월한 성능을 보일 뿐 아니라, 모션이 있는 경우에도 매우 정확한 산소포화도(SpO_2) 값을 측정할 수 있다는 효과가 있다.

본 발명에서는 새로운 계산 방법을 적용하여 독립성분 분석(ICA)의 혼합 행렬(mixing matrix)을 이용하여 산소포화도(SpO_2)를 측정하는 방법을 제공하였으며, 본 발명에서는 광혈류 측정신호(PPG)의 자기상관관계를 통하여 주기를 구하고, 그 주기로 부터 인터리빙을 행하고, 로패스 필터링을 행하여 크게 손상된 신호를 부드럽게 하고 이노베이션 처리를 행함으로써, 2가지 성분 사이의 통계적인 독립성(statistical independent)을 증가시켜 고속 독립성분 분석(Fast ICA) 알고리즘 적용하여 효과적으로 신호가 분리되도록 하였다. 이것은 기존의 광혈류 측정신호(PPG) 측정장치에 비해 모션 아티팩트 제거에 탁월한 성능을 보일 뿐 아니라, 모션이 있을 경우에도 종래에는 산소포화도(SpO_2) 값을 측정 방법에 비해서 매우 정확한 값을 얻을 수 있다.

또한, 본 발명에 의하면 보행 중인 환자에 대해서도 광혈류 측정신호(PPG) 측정시 포함되는 모션 아티팩트도 제거할 수 있다는 효과가 있다. 또한, 현대 사회의 고령화 추세에 따른 노인들에 대해 집에서 손쉽게 광혈류 측정신호(PPG)를 측정하거나 스포츠 의학에서 운동선수의 생체 리듬을 보다 용이하고 정확하게 측정할 수 있다는 효과도 있다.

도면의 간단한 설명

도 1은 과장에 따른 흡수계수도와 각 LED의 과장별 정상분포를 나타내는 도면이다.

도 2는 본 발명의 전체 구성을 개략적으로 나타내는 블록도이다.

도 3는 본 발명의 일 실시예에 의한 독립성분 분석(ICA)을 이용한 모션 아티팩트 제거 흐름도이다.

도 4는 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)와 모션이 포함된 광혈류 측정신호에 대해 인터리빙한 일예이다.

도 5는 기존의 독립성분 분석(ICA) 방법만을 실행하여 원래의 광혈류 측정신호(PPG)와 모션아티팩트를 분리한 결과의 일예이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 의한 전처리과정을 포함하는 주성분 분석(PCA) 단계를 적용하여 신호를 분리한 결과의 일 예이다.

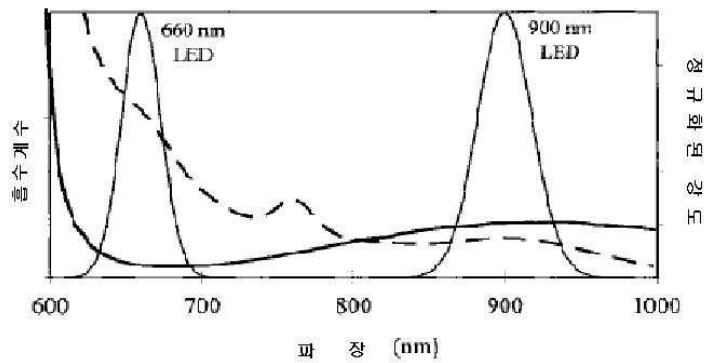
도 7은 본 발명의 일 실시예에 의한 독립성분 분석(ICA) 단계까지 적용하여 신호를 분리한 결과의 일 예이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 의한 맥박 산소포화도 측정장치에서 원래 광혈류 측정신호(PPG) 복원 결과의 일 예를 나타 내는 도면이다.

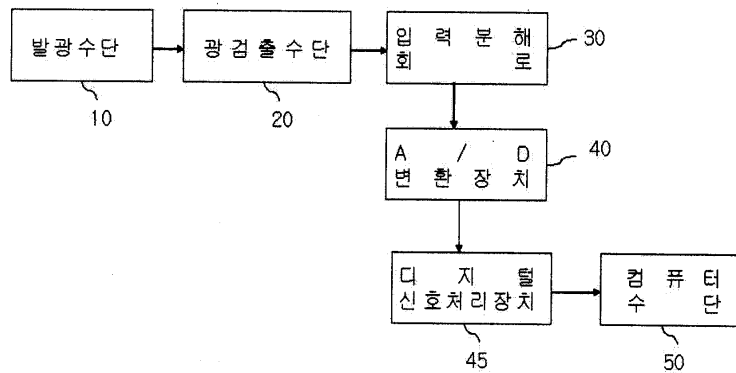
삭제

도면

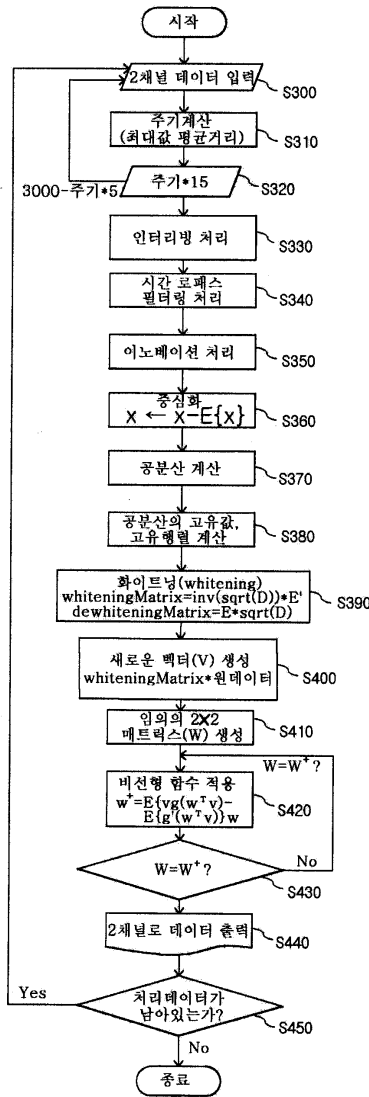
도면1



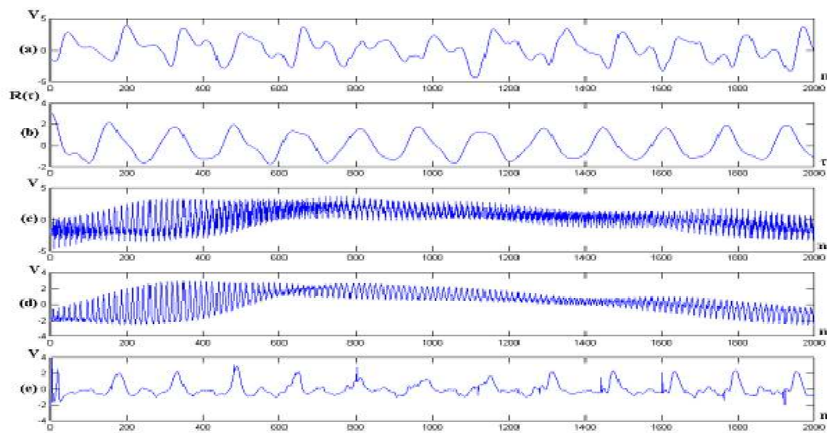
도면2



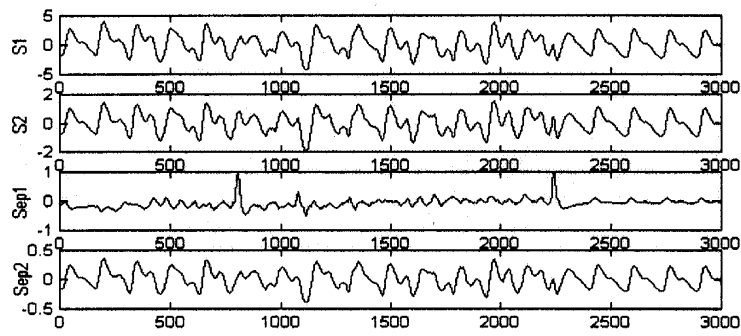
도면3



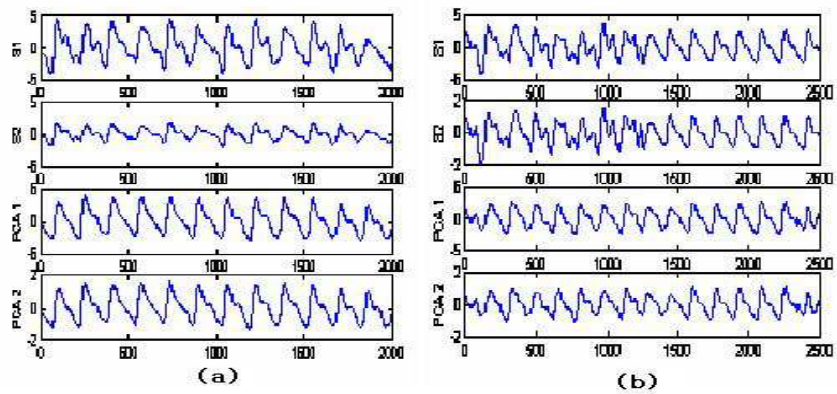
도면4



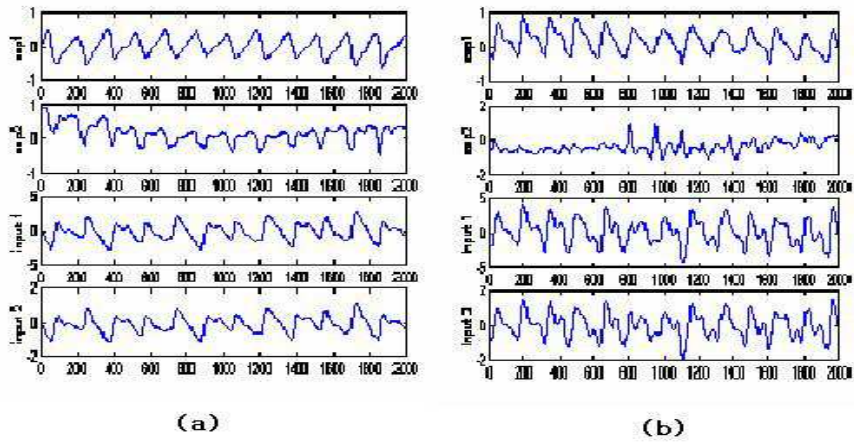
도면5



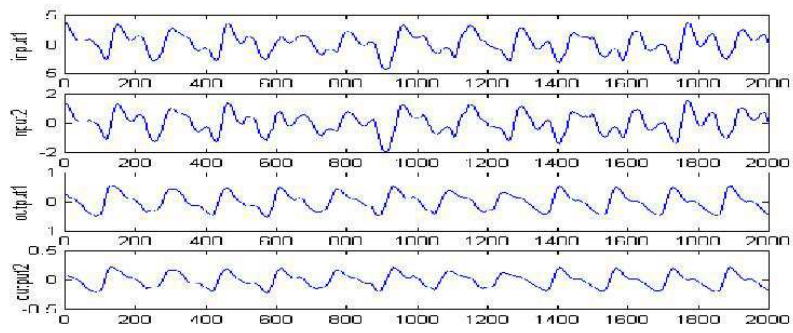
도면6



도면7



도면8



도면9

삭제

专利名称(译)	测量脉冲氧饱和度的装置和方法		
公开(公告)号	KR100675555B1	公开(公告)日	2007-01-29
申请号	KR1020030045673	申请日	2003-07-07
[标]申请(专利权)人(译)	裕善KOOK 有线局		
申请(专利权)人(译)	有线局		
当前申请(专利权)人(译)	有线局		
[标]发明人	YOO SUN KOOK		
发明人	YOO SUN KOOK		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7207 A61B5/14551		
代理人(译)	MIN , HEA JUNG		
其他公开文献	KR1020050005661A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

目的：提供一种脉冲血氧计及其方法，通过适当地去除运动伪影，仅搜索原始光电容积脉搏波信号（PPG）的恢复信号。

