(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl.7
A61B 5/02

(11) 공개번호 **10-2005-0005661**
(43) 공개일자 **2005년01월14일**

(21) 출원번호 10-2003-0045673
(22) 출원일자 2003년07월07일

(71) 출원인 유선국
서울특별시 강남구 압구정동 369-1 현대아파트 20동 103호

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

(74) 대리인 민혜정

심사청구 : 있음

(54) 맥박 산소포화도 측정 장치 및 방법

요약

본 발명은 소정의 파장을 가지는 광을 이용하여 비침습적, 비관혈적으로 혈중의 산소포화도를 측정하는 산소포화도의 측정장치 및 측정방법에 관한 것이다. 본 발명은, 산소포화도의 측정방법에 있어서, 소정의 발광수단을 이용하여 파장이 다른 2개의 광을 조사하는 광 조사단계와; 소정의 검출수단을 이용하여 투과되거나 반사되는 2개의 광을 광혈류 측정신호(PPG)로서 검출하는 광 검출단계와; 상기 2개의 채널을 통해 측정된 광혈류 측정신호에 대해 자기 상관함수를 구행 그것의 평균 거리를 측정하여 주기를 계산한 후, 그 주기에 맞게 소정의 크기로 재배열하는 인터리빙(interleaving) 처리와, 상기 측정된 광혈류 측정신호의 모든 샘플포인트(sample point)에 대해서 원래 포인트(point)와, 그 이전의 포인트(point) 및 그 이후의 포인트(point)의 평균 값으로 변환하여, 모션 아티팩트(motion artifact)와 잡음(noise)을 상당 부분 저감하는 시간 로패스 필터링(Time Low-pass filtering) 처리 및 상기 2개 채널을 통해 측정된 광혈류 측정신호간의 독립성을 증가시키기 위해 그 이전 값까지의 평균을 감산하는 이노베이션 처리를 포함하는 전처리 단계와; 중심화(Centering) 및 화이트닝(whitening) 처리 후 인터리빙(Interleaving) 복원하는 주성분 분석(PCA)단계와; 공분산(Covariance)의 계산 후 그것의 고유값(eigenvalue) 및 고유행렬(eigenmatrix)을 계산하고, 반복적인 대비함수(Contrast function) 적용으로 W 행렬(demixing matrix) 계산하여, A 행렬(혼합행렬(mixing matrix))을 계산하 는 행렬 계산단계와; 상기 A 행렬 및 W 행렬(matrix)을 이용하여 원래의 광혈류 측정신호를 복원하는 독립성분 분석(ICA)단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

대표도

도 9

색인어

산소포화도, 광혈류 측정신호, 독립성분 분석, 주성분 분석, 인터리빙, 시간 로패스 필터링, 이노베이션 처리

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은, 파장에 따른 흡수계수도와 각 LED의 파장별 정상분포(normal distribution)를 나타내는 도면,

도 2는, 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)와 모션(motion)이 포함된 광혈류 측정신호(PPG)에 대해 인터리빙(interleaving)한 도면,

도 3은, 종래의 독립성분 분석(ICA)만을 실행하여 얻은 신호들을 나타내는 도면,

도 4는, 모션(motion)이 포함된 광혈류 측정신호(PPG)에 대해 주성분 분석(PCA)만을 실행시킨 결과를 나타내는 도면,

도 5는, 모션(motion)이 포함된 광혈류 측정신호(PPG)에 대해 독립성분 분석(ICA)만을 실행시킨 결과를 나타내는 도면,

도 6은, 최종 복원된 출력(output)신호를 나타내는 도면,

도 7은, 본 발명에 의한 주성분 분석(PCA)의 플로우차트,

도 8은, 본 발명에 의한 독립성분 분석(ICA)의 플로우차트,

도 9는, 본 발명의 전체 구성을 개략적으로 나타내는 블록도이다

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 맥박 산소포화도 측정장치 및 측정방법에 관한 것으로, 특히, 소정의 파장을 가지는 광을 이용하여 비침습적, 비관혈적으로 혈중의 산소포화도를 측정하는 맥박 산소포화도 측정장치 및 측정방법에 관한 것이다.

일반적으로, 병원 등 의료기관에서 환자의 혈류 상태를 체크하는데 사용하는 맥박 산소포화도 측정장치(pulse oximeter)는, 혈액속에 용해되어 있는 산소의 양을 상대적으로 보여주는 장치로서, 동맥 속에 포함되어 있는 산소 헤모글로빈의 임상학적 측정(clinical measurement)시 사용된다. 또, 맥박 산소포화도 측정장치(pulse oximeter)는 각 조직의 광학적인 흡수 계수에 의한 동적 모니터링(dynamic monitoring)에 의해 생리학적인 성분(physiological components)의 비관헐적인 특성을 이용하여 측정된 신호를 광혈류 측정신호(photoplethysmographic signal;PPG)라 하며, 이 신호는 피부, 뼈, 비맥박 조직(nonpulsatile tissue)에 대한 각각의 독립적인 광학 특성을 측정하는데 사용된다.

또한, 광혈류 측정신호(PPG)는, 광원에서 조사된 광이 인체의 동맥이나 정맥 등과 같은 모세 혈관을 통과, 투과하거나 뼈에서 반사되는 광을 검출함으로써 측정된다. 또, PPG 신호는 사람의 맥박수, 호흡수 및 체온, 혈압 등을 가리키는 생체의 생명 징후(Vital sign)중의 하나로서 응급실, 중환자실을 포함하여 환자의 생체변수를 측정하는 일차적인 신호로 병원내에서 다양하게 사용되고 있는 환자감시 장치의 중요한 신호원이다. 이렇게 비침습적, 비관혈적으로 측정된 PPG 신호는, 혈액내 의 헤모글로빈과 산소에 대한 광흡수 계수의 차이를 이용하여 얻어지며, 주로 환자의 손가락이나 귀에 부착하여 환자감시용으로 활용하고 있다.

한편, PPG 신호에 의한 산소포화도는 심장 출력, 폐기능 평가, 기관 특이관류에 대한 정보, 심혈관 상태, 저산소증 진단 등을 위한 필수 요소이다..

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

아티팩트 변조(Artifact corruption)는, 주변 광의 유입에 의한 주변 아티팩트(ambient artifact)나 피측정체의 움직임에 의한 모션 아티팩트(motion artifact)에 의해 발생하여 PPG 신호에 영향을 미친다. 주변 아티팩트(Ambient artifact)는 독립적으로 획득된 주변(ambient) 신호에 대해 멀티플렉싱(multiplexing) 기술을 이용하여 PPG 신호의 복원이 가능하기 때문에 심각한 문제가 되지 않는다.

그렇지만, 모션 아티팩트(motion artifact)는 광 프로브 결합(Optical probe coupling), 환자 생리학(Patient physiology), 기하학적인 재조정에 기인하는 조직의 광학 특성(Optical properties of tissue due to geometric realignment), 이 모든 효과의 복합 조합(Complex combinations of all these effects) 등의 물리적인 힘에 의해 발생하는데 수술 중이나 측정 중에 발생할 수 있는 필수 불가결한 요소로서 맥박 산소포화도 측정장치(pulse oximeter)의 출력(output)을 크게 변형시켜, 산소포화도(SpO2)의 값에 큰 차이를 보인다.

정확한 임상학적 측정을 위해서 광혈류 측정신호(PPG)에서 아티팩트(artifact)의 제거가 중요한 이슈(issue)이지만, 신호와 아티팩트(artifact)가 주파수와 시간상에서 서로 모두 유사성을 가지고 있기 때문에, 신호처리(signal processing)에 의해 쉽게 수행되지 않는다.

이러한 광혈류 측정신호(PPG)의 특성과 한계점은 이미 공지되어 있지만, 아직까지 아티팩트(artifact)의 정확한 제거방법이 개발되지 않았기 때문에, 실용화된 맥박 산소포화도 측정장치(pulse oximetry)는 단지 모션(motion)이 있는 경우에만 검출(detection)하여 이전의 광혈류 측정신호(PPG)를 다시 출력(output)하여 보이는 방법을 사용한다. 즉, 운동이나 이동시 측정 가능한 PPG 시스템이 상용화되지 않은 결정적인 이유는, 모션 아티팩트(Motion Artifact)의 제거방법이 개발되지 않았기 때문이다(신호와 아티팩트의 유사 스펙트럼 분포로 인하여 신호처리가 어렵다).

그래서, 모션 아티팩트(motion artifact)를 적절히 제거하는 방법을 개발하여 광혈류 측정신호(PPG)만의 복원된 신호를 찾아내고자 하였다. 모션 아티팩트(motion artifact)의 제거를 위한 분석(analysis)은 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 아티팩트(motion artifact)는 물리적인 요소라고 가정하는 것이다.

이렇게 가정하면, 잡음이 혼입되어 계측된 광혈류 측정신호(PPG)는, 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)와 모션 아티팩트(motion artifact)간의 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 아티팩트(motion artifact) 신호로 분리한다.

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

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

따라서, 본 발명의 목적은 모션 아티팩트(motion artifact)를 적절히 제거하여 원래의 광혈류 측정신호(PPG)만의 복원된 신호를 찾아내는 맥박 산소포화도 측정장치 및 측정방법을 제공하는데 있다.

본 발명의 상기 및 그 이외의 목적, 특징, 양상 및 이점은 첨부된 도면과 결합되는 다음의 상세한 설명으로 부터 보다 명백해질 것이다.

발명의 구성 및 작용

이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명을 상세히 설명한다.

본 발명은, 광혈류 측정신호(PPG)의 주기성을 이용하여 독립성분 분석(ICA)을 행하기 전에, 인터리빙(interleaving) 처리를 통해서 측정된 신호를 소정의 크기로 재배열(rearrange)한 후, 시간(time) 로패스 필터링(low-pass filtering) 처 리하여 잡음(noise)을 제거하고, 이노베이션 처리(innovation processing)를 행하여 측정된 신호 상호간의 독립성(independent)을 증가시켰다. 이것은 광혈류 측정신호(PPG)의 모션 아티팩트(motion artifact) 제거에 있어서 새롭게 제안되는 방법(algorithm)이다.

다음 섹션(section)에서 본 발명이 제안하는 방법과 실험 결과를 보이겠다.

- 모션 아티팩트 저감의 새로운 접근(New Approach of motion artifact reduction)

1. 광혈류 측정신호(PPG)의 특성

맥박 산소포화도 측정장치(pulse oximeter)로 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 측정을 가능하게 한다.

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

또한, 산소포화도는 다음의 수식 (1)로서 주어진다.

(수식 1) $$\text{산소포화도}(\%) = \frac{[O_2Hb]}{[O_2Hb]+[HHb]} \times 100$$

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

실제적인 임상 환경에서 산소포화도(SpO2)의 값은, 현재 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.

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

(수식 2) $$SpO2 = 110 - 25 \times R$$

이때, R은 적색(red)과 적외선(infrared)을 투과한 빛의 양을 표준화한 비율이다.

또한, 상기 R은 다음의 수식 (3)으로 주어진다.

(수식 3) $$R = \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}}$$

여기서, AC 성분(component)은 심장 주파수에 대한 신호 변동(signal variation)이고, DC 성분(component)은 빛의 총 투과량의 평균값이다. AC 성분은 출력된 신호의 피크 투 피크(peak-to-peak) 값으로 결정한다.

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

그래서, 본 발명에서는 실시간 모션 아티팩트(motion artifact) 제거시스템을 구현하여 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)를 복원한 후, 새롭게 R 값과 산소포화도(SpO2)를 측정하는 방법을 후에 제안할 것이다.

2. 기본적인 주성분 분석(Basic PCA)

주성분 분석(Principle component Analysis; PCA)은 신호 처리, 통계학, 신경계산학(neural computing)에 널리 사용되는 방법으로서, 다른 적용 분야에서는 Karhunen-Lo'eve 변환(transform)으로 불리기도 한다. 주성분 분석(PCA)의 기본 아이디어(idea)는 n개의 선형적으로 변환된 성분(components)에 대해 가능한 분산의 최대값을 이용하여 성분(component)들을 찾아내는 것이다. 이것은 반복 계산에 의한 직관적인 방법으로 정의된다.

주성분 분석(PCA) 변환(transform)에서 처음에 벡터(vector) x는 그것의 평균을 감산함으로써 중심화(centering)한다.

$x \leftarrow x - E\{x\}$

그 이후, 상관(correlation)에 의해 중복성(redundancy)을 감소시키기 위해 m개의 요소(element)를 가진 또 다른 벡터(vector) y로 선형 변환시킨다. 이것은 새로운 좌표(coordinate)에서 x가 비상관(uncorrelated)되도록 하는 순환된

직교정규 좌표시스템(orthonormal coordinate system)을 찾는 것이다. 동시에 새로운 좌 표축에 대한 x의 투영(projection)의 분산이 최대화되어 첫번째 축과 최대 분산을 일치시키고, 두번째 축은 최대 분산의 방향과 직교하도록 일치시킨다.

최초의 주성분(principle component) y_1 의 방향을 w_1 이라 하면,

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

(수식 4) $$w_1 = E\{y_1^2\} = \arg\max_{\|w\|=1} E\{(w^T x)^2\} = w_1^T E\{xx^T\} w_1 = w_1^T C_x w_1$$

여기서 w_{11} ,....,w_{n1} 은 n차원 벡터(vector) w_1 의 가중치(weights)가 되고, 이때, w_1 은 임의의 데이터 벡터(data vector) x와, 같은 차원(dimension) m을 가진다. 그러므로, 최초의 주성분(principle component)은 투영(projection)의 분산의 최대가 되는 방향으로 투영(projection)된다. 이렇게 이전의 k-1번째 주성분(principle components)이 결정되면 k번째는 이전 값의 차이에 의해 결정된다.

(수식 5) $$w_k = \arg\max_{\|w\|=1} E\{[w^T(x - \sum_{i=1}^{k-1} w_i w_i^T x)]^2\}$$

$y_i = w_i^T x$에 의해 주어지는 주성분(principle component)은 공분산 행렬(matrix) $C = E\{xx^T\}$를 이용하여 계산된다. C의 단위 길이당 고유 벡터(eigenvector) e_1 ,...e_n 에 대해 $d_1 \geq d_2 \geq \ldots \geq d_n$ 을 만족하는 고유값(eigenvalue) d_1 ,...d_n 과 일치하게 되도록 오더링(ordering)하면 $e_i = w_i$ 가 된다.

주성분 분석(PCA)은, 평균 제곱(mean-square)을 이용한 최적의 선형 차수 저감기술(dimension reduction technique)이다. 주어진 요소(element)들의 상호 상관(correlation)을 이용하여 x에서 어떤 중복성(redundancy)을 감소시켜 압축을 가능하게 한다. 이러한 차수 저감(dimension reduction)은 여러 가지 중요한 이익을 가져온다. 첫번째로, 계속되는 처리단계(processing stage)의 오버헤드(overhead)를 줄여 계산의 편의를 제공한다. 두번째로, 잡음(noise)의 영향을 감소시킨다. 세번째로, 매우 낮은 차원의 부분공간(subspace)에서의 투영(projection)이 이루어져 데이터(data)를 예측하는데 유용하다. 중요한 점은 n개의 주성분(principle component)들 자체를 사용할 필요는 없다는 것이다.

부분공간(Subspace)에서 어떤 다른 직교정규 기저(orthonormal basis)는 주성분(principle component)들과 연결되어 같은 데이터(data) 압축이나 잡음(noise) 감소 효과를 가진다.

이러한 주성분 분석(PCA)의 목적은, 독립성분 분석(ICA)의 목적과 관계가 있다. 그러나, 주성분 분석(PCA)에서의 중복성(redundancy)이 데이터 요소(data elements) 사이의 상관(correlation)에 의해 측정된다면 독립성분 분석(ICA)에서는 성분(component)들의 상호 독립성이 강조되어 이러한 중복성(redundancy)를 크게 강조하지는 않는다. 주성분 분석(PCA)에서는 데이터(data)의 상호 상관(correlation)을 없애주고 중심화(centering), 화이트닝(whitening)을 통해 데이터(data)의 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.

3. 기본적인 독립성분 분석(Basic ICA)

독립성분 분석(ICA)을 정의하기 위해, 우리는 통계학적으로 '잠재변수(latent variables)' 모델을 사용한다. n개의 성분(component)에 대해 측정된 출력(output)은 혼합 행렬(mixing matrix)과 각 성분(components)을 곱한 것의 선형 조합(linear combination)이 된다.

(수식 6) $$x_j = a_{j1}s_1 + a_{j2}s_2 + \ldots + a_{jn}s_n \text{, for all } j$$

이때 n개의 성분(components)는 통계학적으로(statistically) 독립적 (independent)이면서 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 개산(estimation)의 시간을 느리게 하는 중요한 원인이 된다.

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

$$y = w^T x = \sum_i w_i x_i \text{ , } w : \text{determined vector}$$

(수식 7)

이때, w는 A 행렬(matrix)의 반대(inverse) 열의 하나가 되고 개산(estimation)을 위해 새롭게 z를 정의하면

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

(수식 8)

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

3.1 고속 독립성분 분석방법(The Fast ICA algorithm)

대비 함수(contrast function)를 최대화하는 기본적인 방법으로는, 확률 기울기 강하(stochastic gradient descent)에 기초한 적용 가능한 알고리듬(adaptive algorithm)이 있다. 이것은 비정상(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 알고리듬(fixed-point algorithm)은 고속 독립성분 분석(Fast ICA)이라 불리는데, 한번의 스텝(step)에서 많은 수의 데이터(data)를 한꺼번에 계산하기 때문에 매우 빠른 수렴 속도(convergence speed)와 유일한(unique) 특성을 보이고, 알고리듬(algorithm)을 신뢰(reliable)할 수 있게 하는 요소에 영향을 받지 않는다.

고정점 알고리듬(Fixed-point algorithm)의 다른 특징은 어떤 비선형성(non- linearity) 함수 g를 사용하여 비가우시안(non-Gaussian) 분포를 가지는 독립성분(independent components)을 직접 찾는 것이다. 그래서 방법(method)의 성능(performance)은 적절한 비선형성(non-linearity) 함수 g의 선택에 의해 최적화(optimize)되고, 각각의 독립성분(independent component)은 투영 추적((projection pursuit)과 같이 하나씩 개산(estimate)된다.

하나의 독립성분(independent component)을 개산(estimating)하기 위해 첫 번째로 부엔트로피(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,

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

(수식 9)

인 점에서 얻어진다. 이때, $\beta = E\{w_0^T xg(w_0^T x)\}$이고, w_0 는 w의 최적조건(optimum)의 값이다. 이것을 뉴턴 방법(Newton's method)에 의해 수식을 풀면 쟈코비안 행렬(Jacobean matrix) JF(w)를 얻을 수 있다.

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

(수식 10)

상기 행렬의 반전(inversion)을 간단히 하기 위해, 첫번째 항(term)을 개산(槪算)(approximation)하면 JF(w)는 대각(diagonal)이 되고, w_0 대신에 w의 현재 값을 사용하여 β를 개산(槪算)하면, 근사 뉴턴반복(approximate Newton iteration) 을 얻을 수 있다.

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

(수식 11)

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

$$w^{+} = E\{xg(w^{T}x)\} - E\{g'(w^{T}x)\}w$$
$$w^{*} = w^{+}/\|w^{+}\|$$
(수식 12)

상술한 바와 같이 1개의 유닛 개산(one unit estimation)으로 n개의 성분(component)을 개산(estimation)하기 위해서는 n번의 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) B의 열에 대한 직교공간(orthogonal space) 위에 현재의 w(k)를 투영(projecting)함으로써 한번에 하나씩 독립성분(independent component)을 찾을 수 있다. B의 열에 대한 이전 값을 B'라고 하면

$$\text{Let, } w(k) = w(k) - B'B'^{T} w(k) \text{. Divide } w(k) \text{ by its norm.}$$
(수식 13)

이러한 추가된 투영(projection)을, 반복(iteration)하기 이전과 개산(estimation)하기 이전에 실행한다.

4. 전처리에서의 추가 알고리듬(Additive Algorithm in Preprocessing)

실제 데이터(data)에 대한 독립성분 분석(ICA) 알고리듬(algorithm)을 적용하는데 있어서 기본적인 방법으로는 완벽한 복원이 어렵다. 특히 광혈류 측정신호(PPG)의 경우 잡음(noise)에 대한 영향력이 크고, 2개의 채널(channel)에서 관측된 신호의 형태가 거의 비슷하기 때문에 전처리(preprocessing)에서 추가적인 알고리듬(algorithms)을 제안한다.

4.1 인터리빙 처리(Interleaving process)

인터리빙(Interleaving)은 모바일(mobile) 통신에서 사용되는 방법으로 비트(bit) 열을 전송할 때 다발 에러(burst error)를 제거하기 위해서 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 에러(burst error)가 발생하더라도 수신 신호를 재배열하면 에러(error)에 대해 검출 및 교정(detect amp; correct)이 가능해진다.

이것을 광혈류측정(PPG)에 적용시키면, 심장 박동에 따라 주기적으로 나오신 신호에 대해 자기 상관함수를 구해 그것의 평균 거리를 측정하여 주기를 구한 후 그 주기에 맞게 재배열 하는 것이다.

도 2는 원래(original)의 광혈류측정(PPG)과 모션(motion)이 섞인 광혈류측정(PPG)에 대해 인터리빙한 도면이다.

4.2 시간 로패스 필터링 처리(Time Low-pass filtering process)

시계열(Time series)에 대해 신호에 대한 어떤 선형 필터링(filtering)을 사용할 수 있고, 그것은 독립성분 분석(ICA) 모델을 변화시키지 않는다. 관측된 신호와 원래 신호간에 X = AS가 성립할 때 X의 시간 필터링 행렬(time filtering matrix)을 M이라 한다면, X* = XM = ASM = AS*가 성립한다. 이것은 여전히 독립성분 분석(ICA) 모델이 남아 있음을 보이고 독립성분(independent component)에 대한 필터링(filtering)이 혼합물(mixtures)에 대해서도 적용된다. 로패스 필터링(Low-pass filtering)은 모든 샘플포인트(sample point)에 대하여 원래 포인트(point)와 이전 포인트(point), 이후 포인트(point)의 평균 값으로 바꾸는 것이다. 이것은 데이터(data)의 smoothing의 한 형태이다. 이때 행렬(matrix) M은 다음과 같다.

(수식 14)

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

로패스 필터링(Low-pass filtering)은 잡음(noise)을 감소시키는 역할을 하지만 데이터(data)에서 빠르게 변화하는 부분이나 고주파(high frequency) 항(term)에 대해서는 정보 손실(information loss)이 생기는 문제가 발생하기도 한다. 그렇지만, 인터리빙(interleaving)된 신호에 대해서 같은 매그니튜드(magnitude)를 가진 부분을 묶었을 때, 이러한 필터링(filtering)은 광혈류 측정신호(PPG)의 모션 아티팩트(motion artifact)와 잡음(noise)을 상당 부분 감소시키는 효과를 가져온다.

4.3 이노베이션 처리(Innovation process)

주어진 확률과정(stochastic process) s(t)에 대해 이노베이션 처리(innovation process)는 s(t)의 최적 예측법(best prediction)의 에러(error)로써 정의할 수 있다. 최적 예측법(Best prediction)은 s(t)에 대한 조건부(conditional) 분포의 기대 값이기 때문에 과거 값의 조건부 기대(conditional expectation)를 구하면 된다. 그러므로, 이노베이션 처리(innovation process)는 다음과 같이 정의된다.

(수식 15) $$\tilde{s}(t) = s(t) - E\{s(t) \mid s(t-1), s(t-2), \ldots\}$$

이노베이션은(Innovation)은 원래의 처리(original process)보다 상호간에 더 독립적(independent)이고, 더 가우시안(gaussian)을 보장한다. 이것은 $s_i(t)$가 이노베이션 처리(innovation process)의 이동평균(moving average)의 한 종류이고, 성분(component)의 합은 더 가우시안(gaussian)이 된다는 중심 극한정리(central limit theorem)에 기초하기 때문이다.

- 실험 방법(Experimental Methods)

1. 광혈류 측정신호(PPG) 취득을 위한 하드웨어 구성(The Hardware Architecture for the PPG signal acquisition)

기존의 회로는 2개의 파장대에 대해 일정한 전류를 인가시키는데 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 일정하도록 하였다. 각각의 LED 구동에 따라 조직을 통과한 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 성분(component)만을 가진 광혈류 측정신호(PPG)를 획득한다. 분리된 신호는 ADC 보드(board)에 인가되어 500hz로 샘플링(sampling)하여 디지털(digital) 신호로 변환되어 PC에 각 채널(channel)의 출력으로 보여진다. 이것을 비주얼 C++을 이용하여 모션 아티팩트(motion artifact)를 제거하는 프로그램을 작성하였다.

2. 시뮬레이션 알고리듬(Simulation Algorithm)

ADC 보드(board)로부터 50Hz로 샘플링(sampling)하여 5~6초 동안 일정 간격으로 모션(motion)이 주입된 신호를 획득한 후 2000~3000개의 데이터 세트(data set)에 대해 모션 아티팩트(motion artifact) 성능 확인 테스트(test)를 수행했다. 실험은 손목을 고정시키고 위아래로 작은 떨림을 주는 경우와 임의의 모션(random motion)으로 큰 아티팩트(artifact)를 주는 2가지 경우에 대해 진행되었다.

그리고 정해진 데이터 세트(data set)에 대한 성능 확인을 마친 후, 실시간으로 들어오는 데이터(data)에 대한 처리가 가능하도록 프로그램을 구현하였다. 최 종 시뮬레이션 알고리듬(simulation algorithm)은 다음 순서를 따른다.

1) 2500개 저장 후 주기 측정

2) 측정된 주기의 10배 만큼의 개수 사용. 나머지는 다시 되돌림

3) 전처리(Pre-processing)(Interleaving, LPF, Innovation processing)

4) 중심화(Centering), 화이트닝(whitening) 후 인터리빙(Interleaving) 복원 → 주성분 분석(PCA) 출력

5) 공분산(Covariance) 계산 후 그것의 고유값(eigenvalue), 고유행렬(eigenmatrix) 계산

6) 반복적인 대비함수(Contrast function) 적용으로 W 행렬(디믹싱행렬(demixing matrix)) 계산

※ 6)에서 최대 반복 횟수를 넘을 경우 종료 → 주성분 분석(PCA)값으로 대체

7) 5)와 6)의 결과를 이용하여 A 행렬(혼합행렬(mixing matrix)) 계산

8) A와 W 행렬(matrix)을 이용하여 원래 신호 복원, R 값 계산 → 독립성분 분석(ICA) 출력

9) 프로그램 종료 시까지 1)부터 재실행

- 결과(Results)

1. 주성분 분석(PCA) / 독립성분 분석(ICA) 결과 분석

최초의 테스트(test)는 기존의 독립성분 분석(ICA)만으로 분리(separation)하여 진행했다.

도 3은, 기존 독립성분 분석(ICA)만을 사용한 분해로서, s1은 적외선(IR) 파장의 관측신호, s2는 적색(RED) 파장의 관측신호이고, Sep1/Sep2는 독립성분 분석(ICA)을 통해 분리된 신호를 나타낸다.

도 3에 나타낸 바와 같이, 기본적인 독립성분 분석(basic ICA)은 신호를 모션 아티팩트(motion artifact)와 원래(original)의 광혈류측정(PPG)으로 깨끗하게 복원하지 않는다. 오히려 모션 아티팩트(motion artifact)가 첨가된 광혈류측정(PPG)(도 3의 (d))과 소규모 레벨(small level)의 잡음(noise)(도 3의 (c))로 분리된 것처럼 보인다. 이렇게 원래(original)의 신호와 모션 아티팩트(motion artifact)가 서로의 상관성 때문에 분리되기 어려운 문제가 기본적인 독립성분 분석(basic ICA)에서 드러나는 것을 확인할 수 있고, 그래서 이노베이션 처리(innovation process)로 독립성(independent)을 증가시키고 인터리빙(interleaving)과 시간 로패스 필터링(time low-pass filtering)을 사용하여 성능을 향상시키는 것이다.

도 4의 (a)는 벤딩 모션(bending motion), 도 4의 (b)는 임의의 모션(random motion)에 대한 주성분 분석(PCA) 결과로서, s1은 적외선(IR) 파장의 관측신호, s2는 적색(RED) 파장의 관측신호, PCA1/PCA2는 주성분 분석(PCA)을 사용한 결과 신호를 나타낸다.

도 4의 경우는 모션(motion)이 들어간 광혈류 측정신호(PPG)에 대해 주성분 분석(PCA)만을 실행시킨 결과이다. 도 4의 (a)는 벤딩 모션(bending motion)에 대한 것인데 모션(motion)이 들어간 신호가 smoothing이 된 것을 확인할 수 있고, 도 4의 (b)는 약 3초간 임의의 모션(random motion)을 행하다가 이후 정지된 경우인데 주성분 분석(PCA) 출력(output)은 신호가 거의 손상되지 않고 복원되는 것을 보인다.

도 5는 독립성분 분석(ICA)을 이용한 분리(separation)결과로서, 도 5의 (a)는 벤딩 모션(bending motion), 도 5의 (b)는 임의의 모션(random motion)에 대한 독립성분 분석(ICA) 결과이고, input1은 적외선(IR) 파장의 관측신호, input2는 적색(RED) 파장의 관측신호, sep1은 분리된 원래 신호, sep2는 분리된 잡음 신호이다.

도 5의 (a)는 벤딩 모션(bending motion), 도 5의 (b)는 임의의 모션(random motion)) 일 때 독립성분 분석(ICA)을 실행시킨 결과이다. 추가된 3가지 전처리 알고리듬(preprocessing algorithm)과 주성분 분석(PCA)를 이용하여 전처리(preprocessing) 한 후, 가우시안 비선형(gaussian non-linearity) 함수로 반복하면서 한번에 하나씩 독립성분(independent component)을 분리하였다. 어떤 경우에도 신호의 레벨(level)이 어느 정도 일정하고, 입력된 신호가 포화(saturation)가 일어나지 않으면 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)와 모션 아티팩트(motion artifact)로 분리되는 것을 보인다.

2. R 값(values), 산소포화도(SpO2) 계산(calculation)

독립성분 분석(ICA)을 통해 분리된 신호를 보면 독립성분 분석(ICA)의 특성상 신호의 형태만 복원이 되고, 이득(gain)이나 부호(sign)에 대해서는 복원되지 않는다. 광혈류 측정신호(PPG)는 그 신호의 AC 성분(component)의 형태 뿐만이 아 니라 산소포화도(SpO2)를 계산하는 것이 중요한 요소이기 때문에, 독립성분 분석(ICA)을 이용한 새로운 방

법의 산소포화도(SpO2) 계산식을 제안한다.

기본적인 독립성분 분석(ICA) 모델에서 관측된 2개의 변수(variable)에 대해

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

(수식 16)

와 같은 표현이 가능하다. 이때, X를 모션(motion)이 섞인 출력(output)이라 한다면, s_1 은 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)가 되고, s_2 는 모션 아티팩트(motion artifact)라 가정할 수 있다. 모션(Motion)이 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 모션(motion)의 정보이다. 마찬가지로, b_1 은 원래(original) 신호의 적색(RED) 파장에 대한 정보를 담고 있고, b_2 는 적색(RED)이 측정될 때 부가되는 모션(motion)의 정보이다. 그러므로, 새로운 방법의 R 값은 $R = b_1/a_1$ 에 의해 측정할 수 있다. 이러한 값은 기존의 방법에 대해 DC 성분(component)의 영향력을 고려하지 않고, 이득제어(gain control)에 의해 AC만의 비율을 고려했기 때문에, 약간 작은 값이 나온다. 반복적인 실험을 통해서 산소포화도(SpO2)를 계산하는 식을,

산소포화도(SpO2)(%) = 107-25×R 또는 = 110-32×R 또는 = a - bR,

여기서, 107≤a≤10, 25≤b≤32로 개산(槪算)(approximation)할 수 있다.

[표 1]

주기	적용 데이터수	R 값	SpO2(%) (107-25*R)	SpO2(%) (110-32*R)	SpO2(%) (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 1은 50초 동안 받은 데이터(data)에 대한 R 값 측정 및 산소포화도(SpO2) 계산을 나타내고 있다.

표 1은 새로 제안한 방법에 의해 산소포화도(SpO2) 값을 계산한 결과로써, 실제 상용되 있는 의료 장비 측정기로 값을 비교해 본 결과 서로 일치함을 보인다.

이때, 추가적으로 알아야 되는 정보는 s_1 과 s_2 중에서 어느 것이 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)이냐는 것이다. 분리(Separate)된 신호는 첫번째 채널(channel)에서 원래(original) 신호가 나올 수도 있고, 모션 아티팩트(motion artifact) 신호가 나올 수도 있다. 이러한 문제는 S = WX인 디믹싱 행렬(demixing matrix) W를 이용하여 해결할 수 있다. W는 변수(variable)에 대한 고유벡터(eigenvector)와 비정칙치 분해(Singular Value Decomposition)를 기준으로 생성되고 반복적인 투영(projection)과 비선형성(nonlinearity) 적용을 통해 얻어진다. 그래서 w 행렬(matrix)은 정보(information)에 대한 중요도를 나타낸다. 그러므로 W 행렬(matrix)의 W[1][1]과 W[2][2]의값을 비교하면 어떤 출력이 원래(original)의 신호인지 결정할 수 있다.

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 모션(motion)으로 결정이 되면 a_2 의 값을 0(zero)으로 해 놓으면 $x_1 = a_1 \times s_1$ 이 되고, 마찬가지로 $x_2 = b_1 \times s_1$ 이 되어 신호 복원을 할 수 있다.

도 6은 최종 복원된 출력(output)신호를 나타내는 도면이다.

- 검토 및 결론(Discussion amp; Conclusion)

본 발명에서 기본적인 독립성분 분석(basic ICA) 알고리듬(algorithm)에 추가적인 전처리(preprocessing) 과정을 넣어서 관측된 2개의 모션(motion)이 있는 신호로부터 원래(original)의 광혈류 측정신호(PPG)와 모션 아티팩트(motion artifact) 신호를 분리하여 2개의 원래(original) 광혈류 측정신호(PPG)를 복원하는 것을 보였다. 그리고 새로운 계산식을 적용하여 독립성분 분석(ICA)의 혼합 행렬(mixing matrix)을 이용하여 산소포화도(SpO2)를 측정하는 방법을 제안하였다.

또한, 광혈류 측정신호(PPG)의 주기성을 이용한 인터리빙(interleaving)을 행하고, 로패스 필터링(low-pass filtering)을 행하여 크게 손상된 신호를 부드럽게(smoothing)하고 이노베이션 처리(innovation processing)를 행함으로써, 2가지 성분(component) 사이의 통계적인 독립성(statistical independent)을 증가시켜 고속 독립성분 분석(Fast ICA) 알고리듬(algorithm) 적용시 효과적으로 신호가 분리되도록 하였다.

이것은 기존의 광혈류 측정신호(PPG) 측정장치에 비해 모션 아티팩트(motion artifact) 제거에 탁월한 성능을 보일 뿐 아니라, 모션(motion)이 있을 경우에도 산소포화도(SpO2) 값을 측정하지 않는 것에 비해서도 매우 정확한 값을 얻을 수 있다. 아직까지 모션 아티팩트(motion artifact)의 제거는 포화(saturation)가 되기 전까지 비슷한 이득 레벨(gain level)을 가지는 움직임에 대해서만 적용되었지만 앞으로 최초 획득하는 신호에 대한 보완과 알고리듬(algorithm)의 성능 향상이 이루어 진다면 보행 중인 경우에 대해서도 아티팩트(artifact)를 제거할 수 있을 것이다. 이것은 현대 사회의 고령화 추세에 따른 노인들에 대해 집에서 손쉽게 광혈류측정(PPG)을 측정하거나 스포츠 의학에서 운동선수의 생체 리듬을 측정할 수 있는 휴대용 시스템(portable system) 개발에 고무적인 역할을 할 것이다.

발명의 효과

이상에서 설명한 바와 같이, 본 발명에 의하면, 광혈류 측정신호(PPG) 측정시 모션 아티팩트(motion artifact) 제거에 탁월한 성능을 보일 뿐 아니라, 모션(motion)이 있는 경우에도 매우 정확한 산소포화도(SpO2) 값을 측정할 수 있다는 효과가 있다.

게다가, 본 발명에 의하면 보행 중인 환자에 대해서도 광혈류 측정신호(PPG) 측정시 포함되는 모션 아티팩트(motion artifact)도 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.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

맥박 산소포화도 측정방법에 있어서,

소정의 발광수단을 이용하여 파장이 다른 2개의 광을 조사하는 광 조사단계와;

소정의 검출수단을 이용하여 투과되거나 반사되는 2개의 광을 광혈류 측정신호(PPG)로서 검출하는 광 검출단계와:

상기 2개의 채널을 통해 측정된 광혈류 측정신호에 대해 자기 상관함수를 구행 그것의 평균 거리를 측정하여 주기를 계산한 후, 그 주기에 맞게 소정의 크기로 재배열하는 인터리빙(interleaving) 처리와,

상기 측정된 광혈류 측정신호의 모든 샘플포인트(sample point)에 대해서 원래 포인트(point)와, 그 이전의 포인트(point) 및 그 이후의 포인트(point)의 평균 값으로 변환하여, 모션 아티팩트(motion artifact)와 잡음(noise)을 상당 부분 저감하는 시간 로패스 필터링(Time Low-pass filtering) 처리 및,

상기 2개 채널을 통해 측정된 광혈류 측정신호간의 독립성을 증가시키기 위해 그 이전 값까지의 평균을 감산하는 이노베이션 처리를 포함하는 전처리 단계와;

중심화(Centering) 및 화이트닝(whitening) 처리 후 인터리빙(Interleaving) 복원하는 주성분 분석(PCA)단계와;

공분산(Covariance)의 계산 후 그것의 고유값(eigenvalue) 및 고유행렬(eigenmatrix)을 계산하고, 반복적인 대비함수(Contrast gaussian) 적용으 로 W 행렬(demixing matrix) 계산하여, A 행렬(mixing matrix)을 계산하는 행렬 계산단계와;

상기 A 행렬 및 W 행렬을 이용하여 원래의 광혈류 측정신호를 복원하는 독립성분 분석(ICA)단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소포화도 측정방법.

청구항 2.
맥박 산소포화도 측정방법에 있어서,

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,

맥박 산소포화도는 A 행렬의 값으로부터 적색과 적외선을 투과한 빛의 양을 표준화한 비율인 R의 값을 계산하여

산소포화도(SpO2)(%) = a - bR,

(여기서, 107≤a≤110, 25≤b≤32)

인 것을 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소포화도 측정방법.

청구항 3.
제 1 항에 있어서,

상기 독립성분 분석(ICA)단계는, 고속 독립성분 분석(Fast ICA)인 것을 특징으로 하는 맥박 산소포화도 측정방법.

청구항 4.
맥박 산소포화도 측정장치에 있어서,

소정의 파장이 다른 2개의 광을 출력하여 조사하는 2개의 발광 다이오드(LED)와, 상기 발광 다이오드(LED)를 구동하는 구동회로로 구성되는 발광수단(10)과;

상기 투과되거나 반사되는 2개의 광을 검출하여 전기신호로 변환하는 포토 다이오드로 구성되는 광 검출수단(20)과:

상기 광 검출수단(20)에서 직렬로 입력되는 상기 전기신호를 최소한의 이득을 갖도록 조정하여 증폭한 후, 2개의 파장신호와 백색광 신호로 분리하여 백색광 부분을 제거하는 입력 분해회로(30)와;

상기 입력 분해회로(30)에서 출력되는 아날로그 신호를 24비트 분해능을 가지는 디지털 신호로 변환하여 동적범위 저감(dynamic range reduction)에 대한 보상을 처리 가능하도록 분해능을 높이는 A/D 변환장치(40)와;

소정의 디지털 신호처리장치(DSP), 모니터나 키보드 등과 같은 데이터 입출력장치, 각종 데이터를 송수신하는 데이터 통신장치 및 각종 데이터나 모션 아티팩트를 제거하는 프로그램 등을 저장하는 기억장치 등을 포함하는 컴퓨터(50)를 구비하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소포화도 측정장치.

청구항 5.
제 4 항에 있어서,

상기 발광수단(10)은, 각각 적색 파장(660nm)과 근적외선(near infrared) 파장(890nm)의 광을 출력하는 발광다이오드(LED)를 포함하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소포화도 측정장치.

청구항 6.
제 4 항에 있어서,

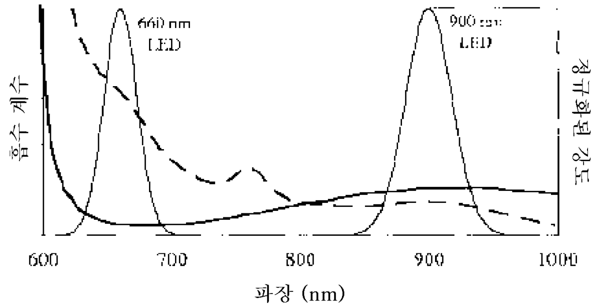
상기 컴퓨터(50)의 데이터 통신장치는, RF(Radio Frequency) 등을 이용하여 무선 통신으로 데이터를 송수신하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소포화도 측정장치.

청구항 7.
제 4 항에 있어서,

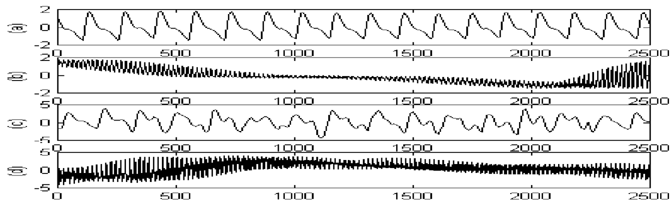
상기 컴퓨터(50)의 데이터 통신장치는, RS 232C 등을 이용하여 유선 통신으로 데이터를 송수신하는 것을 특징으로 하는 맥박 산소포화도 측정장치.

도면

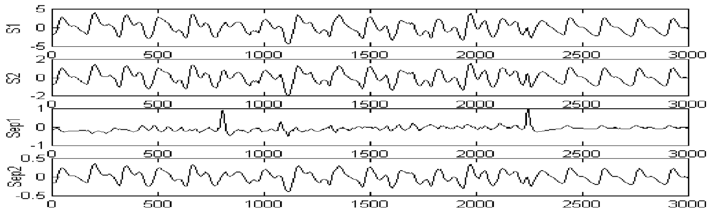
도면1



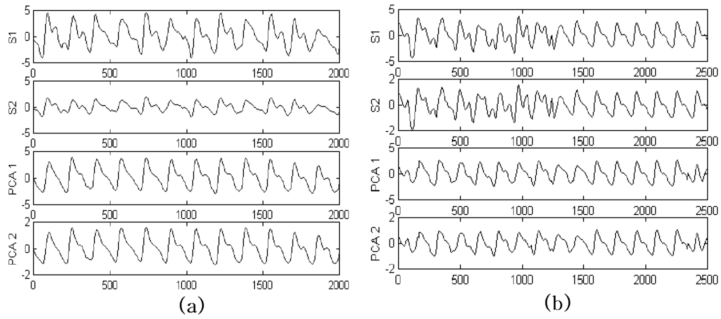
도면2



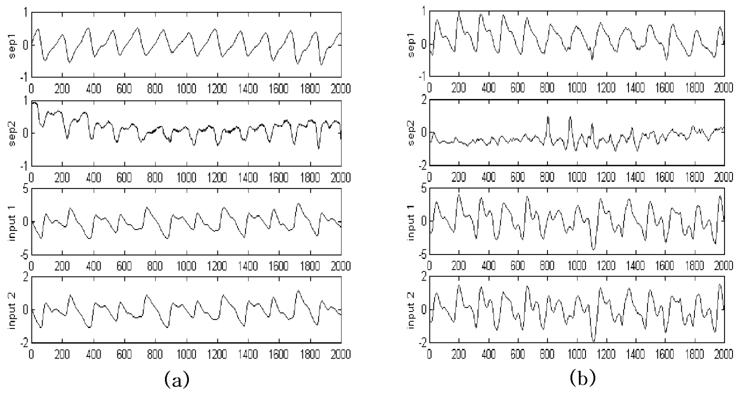
도면3



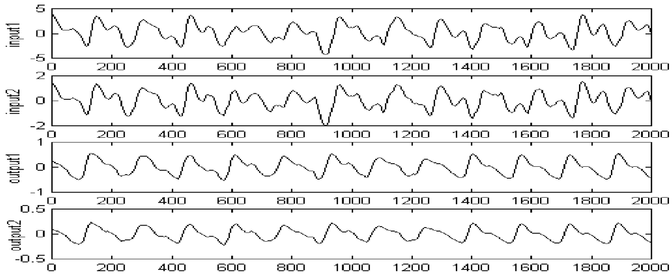
도면4



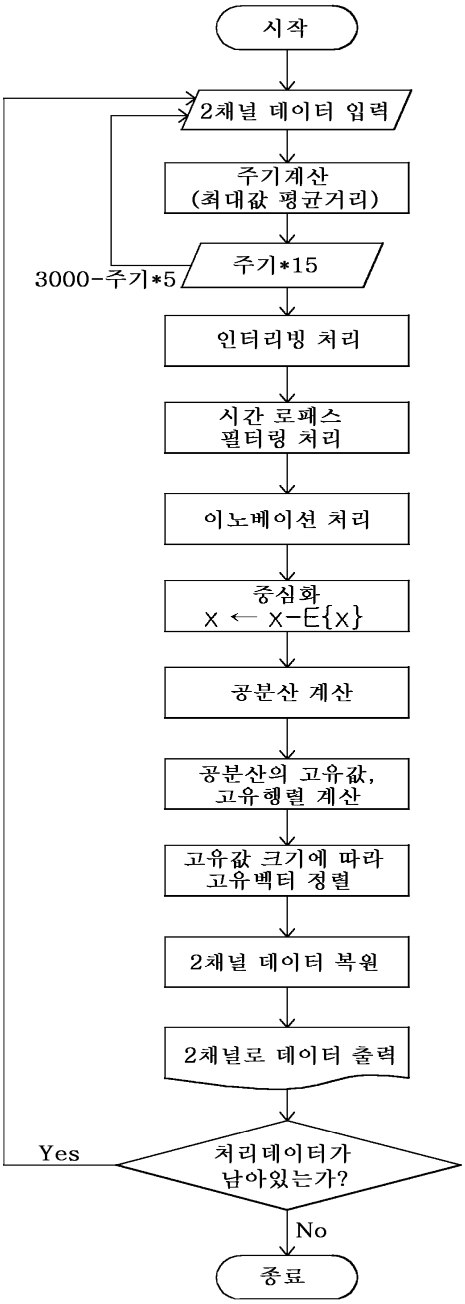
도면5



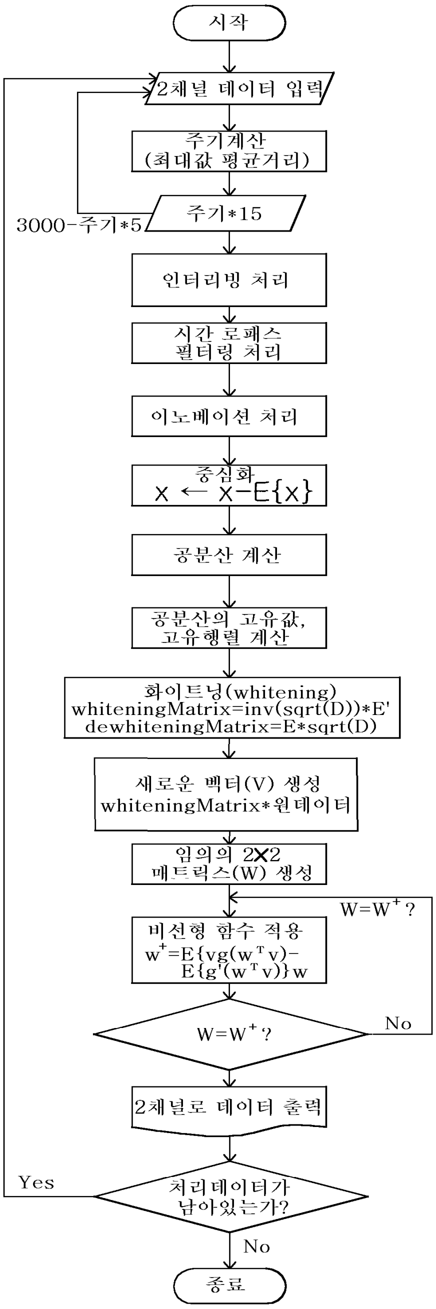
도면6


input1
input2
output1
output2
5
0
-5
2
-2
1
-1
0.5
-0.5
0
200
400
600
800
1000
1200
1400
1600
1800
2000

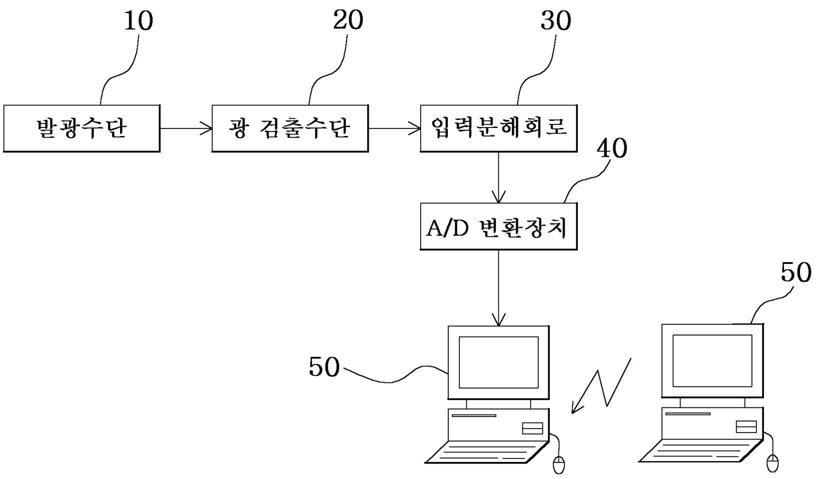
도면7


시작
2채널 데이터 입력
주기계산
(최대값 평균거리)
주기*15
3000-주기*5
인터리빙 처리
시간 로패스
필터링 처리
이노베이션 처리
중심화
x ← x−E{x}
공분산 계산
공분산의 고유값,
고유행렬 계산
고유값 크기에 따라
고유벡터 정렬
2채널 데이터 복원
2채널로 데이터 출력
처리데이터가
남아있는가?
Yes
No
종료

도면8


시작
2채널 데이터 입력
주기계산
(최대값 평균거리)
주기*15
3000-주기*5
인터리빙 처리
시간 로패스
필터링 처리
이노베이션 처리
중심화
x ← x-E{x}
공분산 계산
공분산의 고유값,
고유행렬 계산
화이트닝(whitening)
whiteningMatrix=inv(sqrt(D))*E'
dewhiteningMatrix=E*sqrt(D)
새로운 벡터(V) 생성
whiteningMatrix*원데이터
임의의 2X2
메트릭스(W) 생성
비선형 함수 적용
w+=E{vg(wTv)-
E{g'(wTv)}w
W=W+?
No
W=W+?
2채널로 데이터 출력
처리데이터가
남아있는가?
Yes
No
종료

도면9


10
20
30
발광수단
광 검출수단
입력분해회로
40
A/D 변환장치
50
50

专利名称(译)	测量脉冲氧饱和度的装置和方法		
公开(公告)号	[KR1020050005661A](KR1020050005661A)	公开(公告)日	2005-01-14
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	KR100675555B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

目的：提供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。