

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2017년 1월 12일 (12.01.2017)



(10) 국제공개번호
WO 2017/007098 A2

- (51) 국제특허분류:
A61B 5/00 (2006.01) *A61B 5/024* (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2015/014533
- (22) 국제출원일: 2015년 12월 30일 (30.12.2015)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2015-0095577 2015년 7월 3일 (03.07.2015) KR
10-2015-0183789 2015년 12월 22일 (22.12.2015) KR
- (71) 출원인: 울산대학교 산학협력단 (UNIVERSITY OF ULSAN FOUNDATION FOR INDUSTRY COOPERATION) [KR/KR]; 44610 울산시 남구 대학로 93 (무거동), Ulsan (KR).
- (72) 발명자: 권성오 (KWON, Sung Oh); 44654 울산시 남구 문수로 409 번길 20, 104 동 301 호 (신정동, 문수로아이파크), Ulsan (KR). 반다희 (BAN, Da Hee); 44504 울산시 중구 내황 3 길 37 (반구동), Ulsan (KR).
- (74) 대리인: 김종선 (KIM, Jong Sun); 06242 서울시 강남구 역삼로 3 길 11, 12 층 (역삼동, 광성빌딩), 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, 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, ST, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

규칙 4.17 에 의한 선언서:

- 신규성을 해치지 아니하는 개시 또는 신규성 상실의 예외에 관한 선언 (규칙 4.17(v))

공개:

- 조약 제 17 조(2)(a)에 의한 선언서와 함께; 요약서 없이 공개함; 발명의 명칭에 대하여 국제조사기관의 검토가 없었음

(54) Title: METHOD FOR DETECTING MOTION ARTIFACT USING WAVELET TRANSFORM

(54) 발명의 명칭 : 웨이블릿 변환을 이용한 동작음 판단 방법

(57) Abstract:

(57) 요약서:



WO 2017/007098 A2

명세서

발명의 명칭: 웨이블릿 변환을 이용한 동잡음 판단 방법 기술분야

- [1] 본 발명은 웨이블릿 변환을 이용한 동잡음 판단 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 다중 신호 수신 및 시간 동기화를 이용하여 생체신호 중 하나인 PPG 신호에 동잡음이 포함되었는지를 판단하여 이를 제거하는 웨이블릿 변환을 이용한 동잡음 판단 방법에 관한 것이다.

[2]

배경기술

- [3] 최근 각종 질병의 발병률이 높아지면서 현대인들의 건강과 각종 질병을 예방하는 방법에 대한 관심이 증가하고 있다. 몸의 질병의 유무를 판단하거나, 질병을 치료하는 여러 의료기기 또한 발달하여 간단한 방법으로도 질병을 확인할 수 있다. 하지만 이러한 방법들은 직접 병원에서 검사를 받아야 하고, 사회인들은 병원에 가는 것보다 실시간으로 스스로의 몸 상태를 점검할 수 있는 방식을 추구하여 최근에는 시간과 공간의 제한없이 의료 서비스를 제공받을 수 있도록 하는 유비쿼터스(Ubiquitous)와 원격으로 기술을 활용한 건강관리 서비스인 U-healthcare 기술에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.
- [4] 측정 가능한 생체신호에는 EEG(Electroencephalography), ECG(Electrocardiography), EMG(Electromyography), PPG(Photoplethysmography, 광용적맥파, 광혈류측정이라고도 함), EOG(Electrooculography) 등 종류가 다양하다.
- [5] 여러 생체신호 처리에 있어서 측정 및 모니터링하기 간편한 신호는 PPG이다. EEG와 ECG의 경우 두피와 흉부에 전극을 붙여서 측정해야 하며 측정시 움직임이 매우 제한되는데 비해, PPG는 손가락이나 귓불, 발가락과 같은 신체 말단 부위에 부착하여 사용하는 하나의 센서를 이용하기 때문에 ECG나 EEG에 비해 상대적으로 사용자의 움직임을 확보할 수 있다는 장점이 있다. 하지만 측정환경 자체의 잡음과 사용자의 움직임으로 인하여 신호가 왜곡되기 쉽다는 문제점 때문에 신호처리시에 이러한 잡음이 포함되었는지를 판단하고 이를 제거하는 과정이 요구된다.

[6]

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [7] 본 발명은 상술한 종래기술의 문제점을 극복하기 위한 것으로서, 다중 신호를 수신하고 이에 대해 시간 동기화를 수행하여 생체신호 중 하나인 PPG 신호에 동잡음이 포함되었는지 여부를 판단하고 이를 제거하는 방법을 제공하는 데에 그 목적이 있다.

과제 해결 수단

- [8] 상기 목적을 달성하기 위해 본 발명은, 생체신호 중 하나인 PPG 신호 측정에서 발생하는 고주파 잡음과 동잡음으로 인한 문제를 제거할 수 있는 웨이블릿 변환을 이용한 동잡음 판단 방법에 있어서, PPG 신호를 측정하는 단계; 상기 측정된 PPG 신호에서 고주파 잡음을 제거한 신호를 생성하는 단계; 상기 고주파 잡음을 제거한 신호에서 기준 신호를 설정하는 단계; 상기 설정된 기준 신호를 바탕으로 기저신호를 선정하는 단계; 상기 기저신호를 이용하여 웨이블릿 변환하는 단계; 및 상기 웨이블릿 변환된 값을 이용하여 동잡음을 판단 및 제거하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

- [9] 상기와 같이 구성된 본 발명에 따른 웨이블릿 변환을 이용한 동잡음 판단 방법에 의하면, 생체신호 중 하나인 PPG 신호에 동잡음이 포함되었는지를 효과적으로 판단하여 제거할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

- [10] 도 1은 PPG 센서를 통하여 검출되는 PPG 신호를 나타내는 신호 그래프이다.
 [11] 도 2는 고주파잡음 및 동잡음이 포함된 PPG 신호를 나타내는 신호 그래프이다.
 [12] 도 3은 본 발명에 따라 시간 동기화된 신호와 시간 동기화되지 않은 신호를 나타내는 그래프이다.
 [13] 도 4는 본 발명에 따라 원 신호를 웨이블릿 변환하여 분해하는 과정을 나타내는 도면이다.
 [14] 도 5는 본 발명에 따라 PPG 신호에 동잡음이 포함되었는지의 여부를 판단하고 제거하는 방법의 단계를 나타내는 흐름도이다.
 [15] 도 6은 본 발명에 따라 웨이블릿 변환 횟수를 결정하는 단계를 나타내는 흐름도이다.
 [16] 도 7은 본 발명에 따라 동잡음을 판단하는 방법의 단계를 나타내는 흐름도이다.
 [17] 도 8은 본 발명에 따라 동잡음의 판단 결과를 나타내는 그래프이다.
 [18] 도 9는 본 발명에 따라 동잡음 제거 결과를 나타내는 그래프이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

[19]

발명의 실시를 위한 형태

- [20] 본 발명에서 사용되는 기술적 용어는 단지 특정한 실시 예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아님을 유의해야 한다. 또한, 본 발명에서 사용되는 기술적 용어는 본 발명에서 특별히 다른 의미로 정의되지 않는 한, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 의미로 해석되어야 하며, 과도하게 포괄적인 의미로 해석되거나, 과도하게 축소된 의미로 해석되지 않아야 한다.
- [21] 또한, 본 발명에서 사용되는 기술적인 용어가 본 발명의 사상을 정확하게

표현하지 못하는 잘못된 기술적 용어일 때에는, 당업자가 올바르게 이해할 수 있는 기술적 용어로 대체되어 이해되어야 할 것이다. 또한, 본 발명에서 사용되는 일반적인 용어는 사전에 정의되어 있는 바에 따라, 또는 전후 문맥상에 따라 해석되어야 하며, 과도하게 축소된 의미로 해석되지 않아야 한다.

- [22] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 바람직한 실시 예를 상세히 설명하되, 도면 부호에 관계없이 동일하거나 유사한 구성 요소는 동일한 참조 번호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [23] 또한, 본 발명을 설명함에 있어서 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 첨부된 도면은 본 발명의 사상을 쉽게 이해할 수 있도록 하기 위한 것일 뿐, 첨부된 도면에 의해 본 발명의 사상이 제한되는 것으로 해석되어서는 아니 됨을 유의해야 한다.
- [24] 도 1은 PPG 센서를 통하여 검출되는 PPG 신호를 나타내는 신호 그래프이다. 일반적으로 PPG 신호의 주기를 이용하여 심박수를 검출하고, 주기를 검출할 때 사용하는 값은 PPI(Peak to Peak Interval)로 이는 한 주기 신호의 최대치와 다음 주기 신호의 최대치까지의 시간 간격을 의미한다. 이에 따라 PPG 신호의 PPI를 이용하여 심박수를 알 수 있다.
- [25] 일반적으로 사람은 1분에 약 70회 정도의 심박수를 갖고 있지만 신체활동이나 외부자극에 의해서 심박수는 변화될 수 있다. 외부자극을 받아 신체가 긴장된 경우에는 심박수가 증가하여 PPI가 작아지고, 이완된 상태에서는 심박수가 감소하여 PPI가 증가한다. 이와 같은 PPI의 변화로 측정자의 심리상태를 파악하거나 질병의 유무를 판단할 수 있다.
- [26] 도 2는 고주파잡음 및 동잡음이 포함된 PPG 신호를 나타내는 신호 그래프이다. PPG 신호에 고주파 잡음이 포함되는 경우에는 도 2(a)와 같이 신호의 왜곡이 발생한다. 고주파 잡음은 신호 자체에는 큰 변화를 주지 않지만, PPI를 검출시 방해요인이 되므로 제거되어야 한다. 일반적인 PPG 신호는 0~4Hz의 주파수 대역에서 활성화되지만 고주파잡음은 이보다 큰 주파수 대역에서 활성화되므로 저역통과필터를 이용하여 제거할 수 있다.
- [27] PPG 신호에 동잡음이 포함된 경우에는 도 2(b)와 같이 신호의 원형을 알아볼 수 없을 만큼 심각한 왜곡이 발생한다. 이러한 동잡음은 다양한 주파수 대역에서 발생하며, PPG 신호가 활성화되는 0~4Hz의 주파수 대역에도 영향을 주기 때문에 단순한 필터로 제거할 수 없다. 동잡음은 PPI, 즉 신호의 한 주기를 검출할 때에 심각한 방해요인이 되므로 동잡음을 해결하기 위한 신호처리 기법이 요구된다.
- [28] 도 3은 본 발명에 따라 시간 동기화된 신호와 시간 동기화되지 않은 신호를 나타내는 그래프이다. 다중 채널에서 수신된 신호를 이용하여 동잡음을 제거하기에 앞서, 다중측정된 신호는 도 3(a)와 같이 각 신호의 측정위치와 심장과의 거리차로 인해 측정 시간과 크기의 차이가 발생한다. 도 3(b)는 시간

동기화 되지 않은 두 신호를 나타내며, 도 3(c)는 시간 동기화된 두 신호를 나타낸다.

- [29] 측정시간의 차이는 이후 동잡음이 포함된 신호를 정상신호로 대체하는 과정에서 위상의 차이로 나타나게 되므로 효과적인 신호처리를 위해 각 채널간의 시간차이를 보정하는 것이 바람직하다. 또한, 동잡음 제거 과정에서 동일 시간의 다중 신호를 분석하여 최적화 된 신호를 채택하기 위해 측정된 신호의 크기 또한 보정하는 것이 바람직하다.
- [30] 측정된 신호의 크기를 보정하기 위해 각 위치에서 측정된 신호의 기준신호 크기를 측정하여 가장 큰 크기를 가지는 신호와 동일한 크기를 가지도록 설정한다. 다중 수신된 신호의 시간차이를 보정하기 위해서 상호상관기법을 적용하여 두 신호의 시간차이를 계산하여 계산된 시간차이만큼 신호를 이동시켜 시간차이를 보정한다.
- [31] 보정하는 방법을 설명하기 위하여 임의의 두 신호를 가정한다. 첫 번째 수신부와 심장까지의 거리가 두 번째 수신부와 심장까지의 거리와 다르다. 따라서 이러한 거리차이에 의한 시간차이가 발생하게 된다. 동잡음이 발생된 신호를 정상적인 신호로 대체하는 과정에서 두 신호의 시간차이 때문에 위상이 일치하지 않는 문제점이 발생하게 된다. 그러므로 이러한 문제점을 해결하기 위하여 두 신호의 시간차이를 보정해야 한다. 두 신호의 시간차이는 상호상관기법을 적용한 아래의 수학적 식 1을 이용하여 계산한다.

[32]
$$\hat{R}_{xy}(m) = \begin{cases} \sum_{n=0}^{N-m-1} x(n+m) y^*(n) & (m \geq 0) \\ \hat{R}_{xy}^*(-m) & (m < 0) \end{cases} \quad \dots \text{수학식 1}$$

$-x$: 첫 번째 측정부위의 신호

$-y$: 두 번째 측정부위의 신호

- [33] 여기서 R_{xy} 는 첫 번째 측정부위의 신호 x 와 두 번째 측정부위의 신호 y 를 상호상관기법을 적용한 결과이다. 신호 x 와 신호 y 가 N 의 길이를 가진 데이터라고 할 때 R_{xy} 는 $-(N-1)$ 에서 $N-1$ 의 길이를 가진 데이터가 된다. R_{xy} 의 m 번째 데이터는 부호에 따라 달리 계산된다. m 이 양수일 경우

$$\sum_{n=0}^{N-m-1} x(n+m) y^*(n)$$

와 같이 계산되며 m 이 음수일 경우에는 m 이 양수일

경우의 데이터가 시간이 반전된 형태이다.

- [34] 도 4는 본 발명에 따라 원 신호를 웨이블릿 변환하여 분해하는 과정을 나타내는 도면이다. 이산 웨이블릿 변환에서 원 신호(S)는 저역통과필터를 통과한 신호와

고역통과필터를 통과한 신호의 합으로 나타낼 수 있다. 원 신호는 저역통과필터와 고역통과필터를 통과 후 고역통과필터로부터 상세계수(Detail coefficients, $D[n]$)와 저역통과필터로부터 근사계수(Approximation coefficients, $A[n]$)가 출력된다. 각각의 출력은 원 신호의 절반의 주파수 대역을 갖는다. 원 신호는 나누어진 상세계수와 근사계수의 합으로 나타나며 하기의 식으로 나타낼 수 있다.

[35] $S[n]=A[n]+D[n]....$ 수학식 2

[36] 웨이블릿 변환을 시행할 때마다 주파수 대역은 2개의 대역으로 분할되며, 낮은 주파수 대역 성분이 $A[n]$, 높은 주파수 대역 성분이 $D[n]$ 이다.

[37] 이와 같이 저역통과 필터를 통과한 신호 $A[n]$ 을 반복해서 웨이블릿 변환하는 경우 도 3과 같은 형태로 신호가 분리되며 6차 웨이블릿 변환한 후의 신호는 하기의 식으로 나타낼 수 있다.

[38] $S=D1+D2+D3+D4+D5+D6+A6....$ 수학식 3

[39] 도 5는 본 발명에 따라 PPG 신호에 동잡음이 포함되었는지의 여부를 판단하고 이를 제거하는 방법의 단계를 나타내는 흐름도이다. 도 5에 도시된 바와 같이 본 발명에 따른 PPG 신호에 동잡음 포함 여부를 판단하고 동잡음을 제거하는 방법은 다중채널을 통하여 PPG 신호를 측정하는 단계(S110)와, PPG 신호에서 고주파 대역의 신호 잡음을 제거하는 단계(S120)와, 기준 신호를 설정하는 단계(S130)와, 설정된 기준 신호를 바탕으로 상기 다중채널 PPG 신호에서 동잡음을 제거하기 위하여 상호상관기법을 적용해 다중화된 신호 간의 시간차이를 보정하여 동기화하는 단계(S140)와, 유사 기저신호를 선정하는 단계(S150)와, 기저신호를 이용하여 웨이블릿 변환하는 단계(S160)와, 변환된 값을 이용하여 동잡음을 판단 및 제거하는 단계(S170)를 포함한다.

[40] 처음으로, 사용자가 안정된 상태에서 일정시간 동안 움직임없이 PPG 신호를 측정(S110)한다. 본 발명의 실시예에서는 신체말단부위에 해당하는 손과 발에서 신호를 측정하였으나 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 이후 신호에 포함된 잡음을 효과적으로 제거하기 위해서 양손과 양발 중 두 곳 이상에서 신호를 측정한다.

[41] 신호를 측정할 신체말단부위를 결정할 때에 사용자가 수족냉증과 같은 혈류변화에 영향을 주는 질병을 가진 경우, 질병의 영향이 가장 작은 부위를 채택하여 신호를 측정하는 것이 바람직하다.

[42] 정확한 기준신호를 설정하기 위해 신호측정 초기에 사용자가 안정된 상태에서 일정시간동안 움직임 없이 신호를 측정한다. 이때 측정된 신호를 이용하여 이후 웨이블릿 변환 시 사용할 기저신호를 결정하므로 최대한 잡음이 포함되지 않는 환경에서 측정한다.

[43] 잡음이 포함되지 않는 환경에서 측정하더라도 PPG 신호측정단계(S110)에서 측정한 PPG 신호에 기계적, 물리적 특성에 의한 고주파 대역의 신호잡음이 존재한다. 이 고주파 대역의 신호잡음은 PPG 신호의 주기 검출에 있어

방해요인이 되므로 저역통과 필터를 사용하여 고주파 잡음을 제거해야 한다. 이후 웨이블릿 변환시 FIR(Finite Impulse Response)필터를 기반으로 한 FWT(Fast Wavelet Transform), 즉 이산 웨이블릿 변환을 사용하므로 적당한 FIR 필터를 이용하여 고주파 잡음을 제거한다.

- [44] FIR 필터는 이동평균필터, 바틀렛필터, 해닝필터, 해밍필터 등 다양한 필터가 사용될 수 있으며, 본 발명에서는 이 중 가장 큰 최소 저지 대역 감쇠를 갖는 해밍필터를 사용하였으나 이에 대해 한정하는 것은 아니다. 발명의 실시예에서 차단주파수는 6Hz로 설정하였으나 이에 대해 한정하는 것은 아니다.
- [45] 다음으로 고주파 잡음이 제거된 신호에서 웨이블릿 변환시 사용할 기저신호를 설정하기 위해 기준 신호를 설정(S130)한다. 기준 신호는 사용자가 안정된 상태에서 측정되어야 하며 측정시 움직임이 없어야 한다. 이러한 조건에서 신호를 측정하여도 센서의 특성상 초기에는 사용자의 일반적인 맥과의 크기보다 작은 신호가 검출되며 진폭과 크기가 고르지 않다. 따라서 측정 초기의 신호는 기준 신호로 사용할 수 없기 때문에, 일정시간이 지난 후의 정상적인 신호를 이용하여 기준 신호를 설정한다.
- [46] 이때 일반적인 PPG 신호의 주기가 0.6~1.2초 정도의 주기를 갖기 때문에 약 3주기에 해당하는 3초의 시간이 지난 후의 첫 번째 주기를 기준 신호로 설정할 수 있다. PPG 신호는 사람마다 다른 특성과 형태를 가지며 측정 부위에 따라서도 다른 형태를 가진다. 이러한 각 사용자의 맥과 특성을 반영한 기준 신호를 선정하고 이를 바탕으로 웨이블릿 변환 기저신호를 결정하므로 동잡음을 판단하기에 용이하다.
- [47] S110의 단계에서 다중측정된 신호는 각 신호의 측정위치와 심장과의 거리차로 인해 측정 시간과 크기의 차이가 발생한다. 측정시간의 차이는 이후 동잡음이 포함된 신호를 정상신호로 대체하는 과정에서 위상의 차이로 나타나게 되므로 효과적인 신호처리를 위해 각 채널간의 시간 및 크기 차이를 보정한다(S140).
- [48] 다중 수신된 신호의 시간차이를 보정하기 위해서 상호상관기법을 적용하여 두 신호의 시간차이를 계산하여 계산된 시간차이만큼 신호를 이동시켜 시간차이를 보정한다.
- [49] 또한, 동잡음 판단 및 제거 과정에서 동일 시간의 다중 신호를 분석하여 최적화된 신호를 채택하기 위해 측정된 신호의 크기 또한 보정한다. 측정된 신호의 크기를 보정하기 위해 각 위치에서 측정된 신호의 기준신호의 크기를 측정하여 가장 큰 크기를 가지는 신호와 동일한 크기를 가지도록 설정한다.
- [50] 다음으로, S130의 단계에서 설정된 사용자의 기준 신호를 이용하여 웨이블릿 변환시 사용될 유사 기저신호를 선정한다(S150). 이때 기저신호는 사용자의 기준 신호, 기저함수와 상호상관 기법을 이용하여 여러 기저함수 중 가장 유사한 함수를 채택한다. 웨이블릿 변환에 사용되는 여러 기저함수가 있는데 이 중 스케일링 함수가 존재하고 FWT에 적합하도록 FIR필터를 적용할 수 있으며, 이산 웨이블릿 변환이 가능한 기저함수인 'Harr(harr)', 'Daubechies(dbN)',

- 'Symlets(symN)', 'Coiflets(coifN)', 'Biothogonal wavelets(biorN)', 'Reverse biothogonal wavelets(rbioN)', 'Discrete approximation of Meyer wavelet(dmey)'를 채택하여 이 기저함수들과 기준 신호를 상호 상관기법을 이용하여 비교한다.
- [51] 비교된 상기의 기저함수 중 기준 신호와 가장 유사한 기저함수를 이후 사용할 웨이블릿 변환 모함수로 설정한다. 기준 신호와 가장 유사한 기저함수를 선택함에 있어서, 상기 기저함수와 기준 신호에 상호상관 기법을 적용하여 각 상호상관 기법의 최대값의 수치를 비교하여 가장 큰 값을 기저신호로 선정한다. 유사한 정도를 수치화하는 것은 matlab의 cross-correlation 함수를 이용하여 상호상관 기법의 결과값을 찾고, max 함수를 이용하여 가장 큰 값을 알아낸 후 기저신호 각각의 최대값에 해당하는 값 중에서 최대값을 다시 측정하는 방식으로 기저신호를 결정한다.
- [52] 다음으로, S150에서 설정된 기저함수를 이용하여 웨이블릿 변환(S160)을 수행한다. 웨이블릿 변환을 한번 수행할 때마다 신호는 approximation(A[n]) 부분과 detail(D[n]) 부분으로 나뉘는데 A[n]은 낮은 주파수 대역이며, D[n]은 높은 주파수 대역을 나타낸다. 이때 A[n]이 0~4Hz의 주파수 대역을 가지도록 웨이블릿 변환을 반복한다. 이와 같이 반복하는 이유는 일반적인 심박이 4Hz 미만이기 때문이며, 한 주기를 쉽게 검출하기 위해서 4Hz 미만의 구간을 포함하도록 변환단계를 설정한다. 일반적으로 변환단계 결정시 샘플링 주파수를 이용하며, 웨이블릿 변환 횟수 결정 방식은 도 6을 이용하여 설명한다.
- [53] 도 6은 본 발명에 따라 웨이블릿 변환 횟수를 결정하는 단계를 나타내는 흐름도이다. 도 6은 본 발명에 따라 웨이블릿 변환 횟수를 결정하는 단계를 나타내는 흐름도이다. a의 초기값은 1이고(S161), S162의 단계에서 $fs \leq 2a-1$ 을 만족하는지를 판단한다. 이를 만족하지 않는 경우, a의 값에 1을 더하여(S163), S162의 단계를 반복한다.
- [54] fs는 샘플링 주파수이고 $fs \leq 2a-1$ 을 만족하는 가장 작은 a-3가 반복되어야 할 변환 횟수이다. $fs \leq 2a-1$ 을 만족하는 가장 작은 a-3의 횟수만큼 A[n]를 웨이블릿 변환한다(S164). 웨이블릿 변환에 의해 고주파영역과 저주파영역으로 분할되므로 상대적인 기준에 의해 A[n] 및 D[n]으로 나뉘게 된다.
- [55] 본 발명의 실시예에서는 A[n]에 대해 웨이블릿 변환을 실시하였으나 이에 대해 한정하는 것은 아니며, 어떠한 부분을 변환하는지에 따라 A[n] 및 D[n]의 값이 변할 수 있고 웨이블릿 변환에 있어서 A[n]을 지속적으로 분할하는 것뿐만 아니라 D[n]을 변환대상으로 설정하여 분할할 수도 있다.
- [56] 구체적으로, 원하는 대역을 얻기 위해서 1회 분할 시 A[n] 및 D[n] 중 어떤 신호를 선택하여 분할할지를 결정할 수 있다. 예를 들어, (32-48) 주파수 대역의 신호를 얻고 싶은 경우, 1회의 변환으로 (0-128), (128-256), 2회의 변환으로 (0-64), (64-128), (128-256)(A[n] 변환), 3회의 변환으로 (0-32), (32-64), (64-128), (128-256)(A[n] 변환), 4회의 변환으로 (0-32), (32-48), (48-64), (64-128), (128-256)(D[n] 변환)와 같이 주파수가 분할되므로 원하는 주파수 대역신호를

언을 수 있다. 이와 같이 웨이블릿 변환을 1회 수행할 때마다 어떤 신호를 선택하여 분할할 것인지를 선택할 수 있으며, 웨이블릿 변환을 수행할 때마다 신호가 $A[n]$ 및 $D[n]$ 으로 나뉘게 된다.

- [57] 본 발명의 실시예에서 사용한 신호의 샘플링 주파수는 256Hz이므로 6차 변환한 $A[n]$ 이 0~4Hz인 구간을 포함한다. 표 1은 원 신호를 도 3의 방식으로 웨이블릿 변환한 신호의 주파수 분포이다.

- [58] [표1]

n	1	2	3	4	5	6
$A[n]$	0-128	0-64	0-32	0-16	0-8	0-4
$D[n]$	128-256	64-128	32-64	16-32	8-16	4-8

- [59] 상기의 수학적식(2)에서와 같이 $D[1]+D[2]+D[3]+D[4]+D[5]+D[6]+A[6]$ 의 총합은 원래의 샘플링 주파수 신호가 됨을 알 수 있다.
- [60] 다음으로, 심박이 활성화 되는 구간을 이용하여 사용자의 맥파의 한 주기를 검출하고, 그 주기를 이용하여 검출된 신호에 동잡음이 포함 여부를 확인하여 이를 제거한다(S170). 동잡음의 포함여부를 판단하는 방식은 도 7과 같다.
- [61] 도 7은 본 발명에 따라 동잡음을 판단하는 방법의 단계를 나타내는 흐름도이다. 심박이 활성화되는 구간을 이용하여 한 주기를 검출할 때에 신호의 PPI를 이용하여 신호주기를 검출한다(S171).
- [62] 동잡음이 포함되지 않은 경우는 일정한 간격으로 PPI가 나타나지만 동잡음이 포함되는 경우는 PPI가 달라진다. 일반적인 심박은 0.8초 정도이고, 동잡음이 발생한 구간은 그 주기가 0.3~1.6초로 급격하게 변화한다. 따라서 주기가 0.3초보다 작은지를 판단하여(S172), 작은 경우는 동잡음이 포함되었다고 판단한다(S176). S172의 단계에서 판단 기준이 되는 주기는 0.3초로 설정되었으나 상황에 따라 다르게 설정될 수 있다.
- [63] 동잡음을 판단할 때 심박에 의한 영향이 있지만 그 정도가 다른 주파수 대역에 비해 작고, 동잡음이 심박에 비해 영향이 큰 주파수 대역을 이용한다. 이러한 주파수 대역에 해당하는 부분은 약 32~64Hz에 해당하는 부분이다. 심박의 주기는 평균 0.8초 정도이고, 만약 이 주파수 대역의 성분 값이 크게 나타난다면 그 신호에 동잡음이 포함되었다고 판단한다.
- [64] 동잡음을 판단할 때 각 주기의 신호와 기준 신호의 32~64Hz 주파수 대역의 신호의 파워를 합산(S173)한 후 비교하여 각 주기의 신호가 기준 신호의 일정 배수 이상인지를 판단(S174)하여 일정배수 이상이면 그 주기에 동잡음이 포함되었다고 판단하고(S176), 미만이면 정상신호로 판단한다(S175). 기준 신호의 일정 배수 이상인지를 판단하는 과정에서 상기 배수는 1.4 내지 1.6, 바람직하게는 1.5로 설정될 수 있다.
- [65] S176의 단계에서 다중 수신된 각각의 신호에 대해 동잡음이 포함된 것으로

판단되면, 선택적 결합기법을 이용하여 동잡음을 제거한다. 선택적 결합 기법이란 각 채널에서 얻어진 신호 중 각 구간별 최상의 신호를 출력함으로써 이상적인 신호를 출력하는 방식이다.

- [66] 다중 수신된 신호의 각 주기별로 동잡음을 판단하고, 동잡음이 포함되지 않은 정상신호가 한 신호 이상인 경우 정상신호들 중 신호의 크기가 가장 큰 신호를 출력하고, 모든 신호가 동잡음이 포함된 신호인 경우 모든 신호 중 동잡음의 영향이 가장 작은 신호를 출력한다.
- [67] 각 주기의 동잡음의 영향의 정도를 비교하기 위해 수학적 식 4를 이용하여 각 신호의 SNS를 계산한다. SNS는 동잡음 포함유무를 판단할 때 사용된 주파수 대역(32-64Hz)의 신호를 이용하여 계산되며 SNS의 값이 1과 가장 유사한 신호가 동잡음의 영향이 가장 작은 신호이다. SNS와 선택적 결합기법을 사용하여 신호의 동잡음을 효과적으로 제거할 수 있다.
- [68] $SNS = \text{신호 및 노이즈의 출력(power of signal and noise)} / \text{기준 신호의 출력(power of reference signal)} \dots$ 수학적 식 4
- [69] 도 8은 본 발명에 따라 동잡음의 판단 결과를 나타내는 그래프이다. 동잡음을 발생시킨 PPG 신호는 도 8(a)에서 PPI가 짧은 세 군데에서 확인할 수 있다. 동잡음 판단을 위해서 기준 신호를 설정하고 기저함수를 설정한 후에 0~4Hz 범위의 A[n] 구간과 32~64Hz의 주파수 범위를 갖는 D[n] 구간이 나타나도록 웨이블릿 변환하고 해당 D[n] 구간의 각 주기의 파워가 기준 신호의 해당 구간의 파워의 1.5배 이상이 되는 주기를 동잡음이 발생한 주기로 판단하였다.
- [70] 신호 측정 초기의 신호로 기준 신호를 설정하기 때문에 기준 신호의 진폭이 충분히 커지지 않을 수 있고, 사용자가 움직이지 않아도 감정의 변화나 긴장과 같은 심리적인 이유로 심박의 변화가 있을 수 있기 때문에 충분한 오차범위를 1.5배로 설정하는 것이 바람직하다.
- [71] 실제 실험 결과 1.2배를 기준으로 동잡음을 판단한 경우에는 동잡음 뿐만 아니라 정상신호 또한 동잡음으로 판단하는 경우가 발생하였고, 1.7배를 기준으로 판단한 경우에는 동잡음을 정상적으로 구별하지 못하는 경우가 발생하였기 때문에 가장 적절한 1.5배를 기준으로 실험을 진행하였다.
- [72] 도 8(b)는 0~4Hz 구간, 8(c)는 32~64Hz 구간, 8(d)는 각 주기의 32~64Hz 구간의 파워를 한 주기의 시작부터 다음 주기까지 차례로 더한 결과이다. 도 8(c)에 도시된 바와 같이 정상적인 맥파인 경우에 D[n]부분의 파워가 매우 작게 나타나고, 동잡음이 포함된 경우에는 큰 값을 나타내는 것을 볼 수 있다.
- [73] 도 8(b)를 통해 각 신호의 주기를 판단하고, 각 주기에 대해 도 8(d)와 같이 신호의 크기를 계산한 후 이를 기준신호의 크기와 비교하여 동잡음의 포함 정도(SNS)를 계산한다. 도 8(e)에 도시된 바와 같이 실제로 동잡음이 존재한다고 판단한 경우에는 0을 해당 주기 동안 출력하고 동잡음이 포함되지 않았다고 판단한 경우에는 1을 해당 주기 동안 출력한 것으로, 동잡음이 포함되면 이를 정확하게 판단하고 있음을 확인할 수 있다. 각 채널에 대하여 SNS를 계산한 후

이를 비교하여 각 주기별 동잡음의 포함여부를 판단하고 각 주기별 동잡음이 적게 포함된 신호를 채택한 결과는 도 9와 같다.

[74] 도 9는 본 발명에 따라 동잡음 제거 결과를 나타내는 그래프이다. 도 9의 Case1과 Case2는 하나의 신호에 동잡음이 발생한 경우이고, Case3은 두 신호 모두 동잡음이 없는 경우, Case4는 두 신호 모두 동잡음이 없는 경우이다. 한 신호에 동잡음이 포함된 경우 동잡음이 포함되지 않은 주기를 출력하고, 두 신호 모두 동잡음이 포함되지 않은 경우는 두 신호 중 신호의 크기가 더 큰 신호를, 두 신호 모두 동잡음이 포함된 경우 SNS를 계산하여 두 신호 중 동잡음의 영향이 작은 신호를 출력한 결과이다.

[75] 도 9의 채널 1은 20% 시간동안 동잡음을, 채널 2는 15%의 시간동안 동잡음을 각각 포함시킨 신호를 웨이블릿 변환을 이용하여 신호의 동잡음 포함 여부를 판단한 것이고, 채널 1은 19.4%의 시간 동안 14.9%의 시간 동잡음이 포함되었음을 정확히 판별하였고, 이를 토대로 동잡음을 제거한 결과, 전체 신호에서 동잡음의 비율이 4.29%로 개선되었음을 확인할 수 있다.

[76] 잡음의 포함 정도를 달리 적용하여 실험을 한 결과, 표 2와 같이 신호의 잡음 영향이 감소하였음을 확인할 수 있다.

[77] [표2]

	Channel 1			Channel 2			Selected signal	
	Noise(%)		Detected noise(%)	Noise(%)		Detected noise(%)	Noise(%)	
A	Hand	20	19.4	Hand	15	14.9	4.29	78.55
	Hand	20	19.12	Hand	10	11.2	7.33	63.35
	Hand	30	29.78	Hand	30	29.77	5.18	82.73
	Hand	20	18.35	Foot	15	14.69	2.89	85.55
B	Hand	20	20.39	Hand	15	14.44	5.18	74.10
	Hand	20	20.33	Hand	10	9.54	5.34	73.30
	Hand	30	30.61	Hand	30	29.34	4.59	84.70
	Hand	20	19.65	Foot	15	16.12	3.78	81.10
C	Hand	20	19.87	Hand	15	16.31	7.52	62.40
	Hand	20	18.63	Hand	10	11.26	4.26	78.70
	Hand	30	28.65	Hand	30	31.09	9.43	68.57
	Hand	20	20.83	Foot	15	14.69	6.25	68.75
D	Hand	20	21.13	Hand	15	15.68	6.24	68.80
	Hand	20	20.96	Hand	10	9.86	6.69	66.55
	Hand	30	30.42	Hand	30	28.96	8.37	72.10
	Hand	20	19.58	Foot	15	14.76	4.75	76.25

[78] 상술한 실시예에 설명된 특징, 구조, 효과 등은 본 발명의 적어도 하나의 실시예에 포함되며, 반드시 하나의 실시예에만 한정되는 것은 아니다. 나아가, 각 실시예에서 예시된 특징, 구조, 효과 등은 실시예들이 속하는 분야의 통상의 지식을 가지는 자에 의하여 다른 실시예들에 대해서도 조합 또는 변형되어 실시 가능하다.

[79] 따라서 이러한 조합과 변형에 관계된 내용들은 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다. 또한, 이상에서 실시예들을 중심으로 설명하였으나 이는 단지 예시일 뿐 본 발명을 한정하는 것이 아니며, 본 발명이 속하는 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 본 실시예의 본질적인 특성을 벗어나지 않는 범위에서 이상에 예시되지 않은 여러 가지의 변형과 응용이 가능함을 알 수 있을 것이다. 예를 들어, 실시예들에 구체적으로 나타난 각 구성

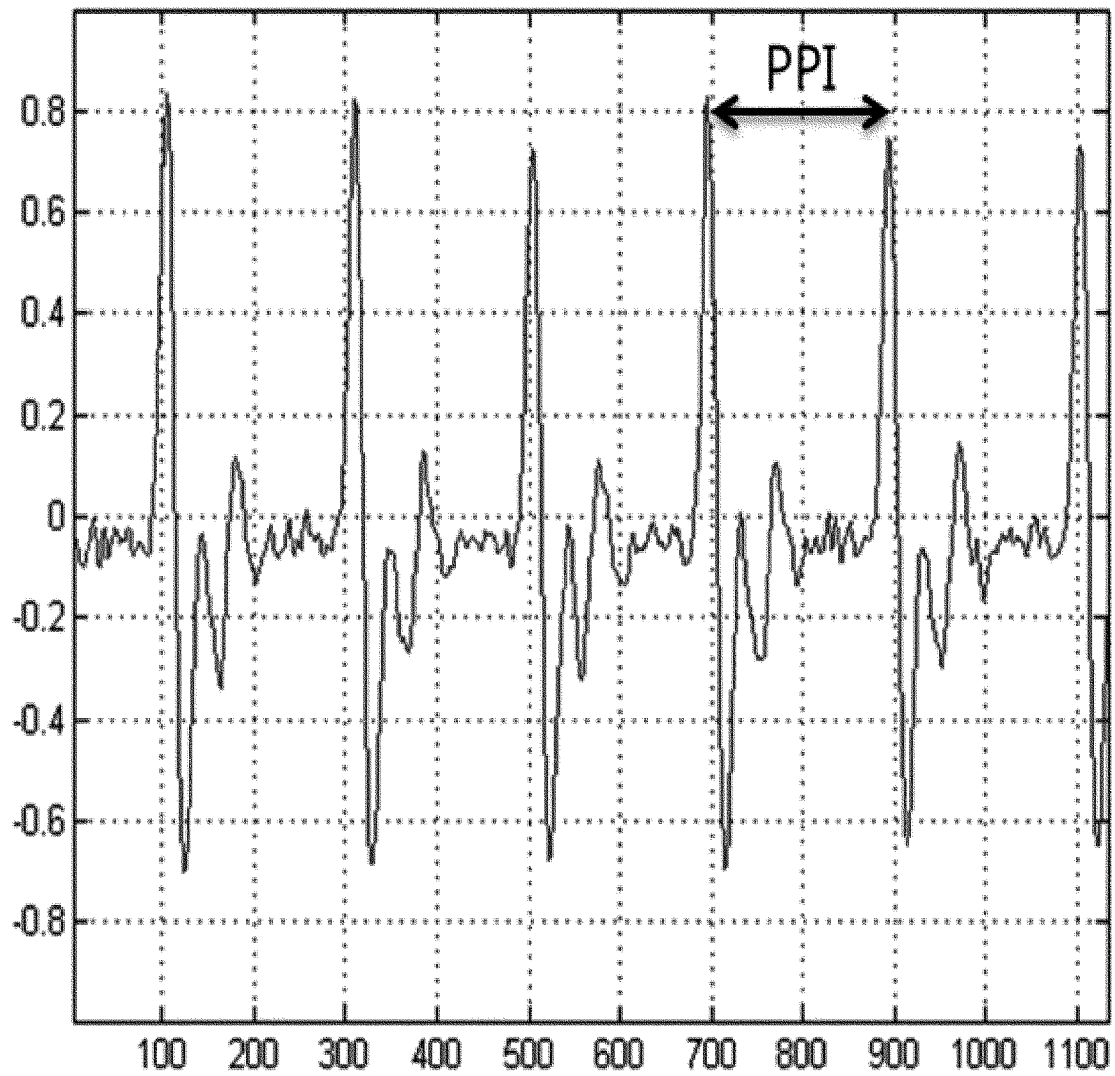
요소는 변형하여 실시할 수 있는 것이다. 그리고 이러한 변형과 응용에 관계된 차이점들은 첨부한 청구 범위에서 규정하는 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

[80]

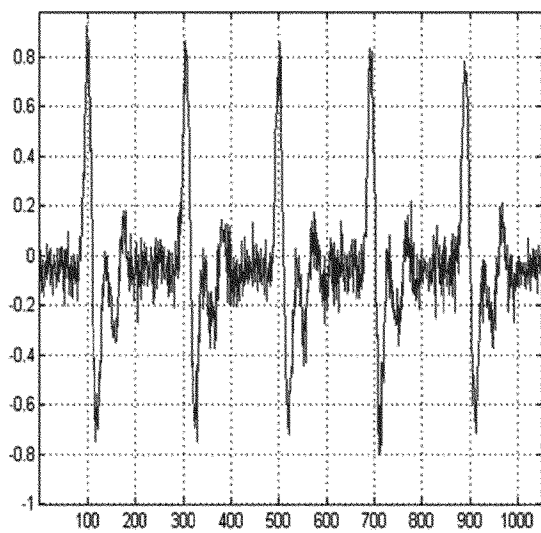
청구범위

- [청구항 1] PPG 신호를 측정하는 단계;
 상기 측정된 PPG 신호에서 고주파 잡음을 제거한 신호를 생성하는 단계;
 상기 고주파 잡음을 제거한 신호에서 기준 신호를 설정하는 단계;
 상기 설정된 기준 신호를 바탕으로 기저신호를 선정하는 단계;
 상기 기저신호를 이용하여 웨이블릿 변환하는 단계; 및
 상기 웨이블릿 변환된 값을 이용하여 동잡음을 판단 및 제거하는 단계;를
 포함하는 것을 특징으로 하는 웨이블릿 변환을 이용한 동잡음 판단 방법.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,
 상기 고주파 잡음을 제거한 신호를 생성하는 단계에서 저역 통과 필터를
 사용하는 것을 특징으로 하는 웨이블릿 변환을 이용한 동잡음 판단 방법.
- [청구항 3] 제1항에 있어서,
 상기 동잡음을 판단하는 단계는 미리 정해진 주파수 대역의 주기별
 파워를 합산한 값이 기준신호의 일정 배수 이상인지를 판단하는 단계를
 포함하는 것을 특징으로 하는 웨이블릿 변환을 이용한 동잡음 판단 방법.
- [청구항 4] 제1항에 있어서,
 상기 기저신호를 선정하는 단계는 이산 웨이블릿 변환이 가능한 복수의
 기저함수와 기준신호에 상호상관 기법을 적용하여 각 상호상관 기법의
 최대값 수치를 비교하여 가장 큰 값을 기저신호로 선정하는 것을
 특징으로 하는 웨이블릿 변환을 이용한 동잡음 판단 방법.
- [청구항 5] 제1항에 있어서,
 상기 기저신호를 이용하여 웨이블릿 변환하는 단계는 저주파 대역의
 주파수가 0~4Hz의 주파수 대역을 가지도록 웨이블릿 변환을 반복하는
 것을 특징으로 하는 웨이블릿 변환을 이용한 동잡음 판단 방법.
- [청구항 6] 제1항에 있어서,
 상기 PPG 신호는 다중채널을 통하여 측정되는 것을 특징으로 하는
 웨이블릿 변환을 이용한 동잡음 판단 방법.
- [청구항 7] 제6항에 있어서,
 상기 기준 신호를 설정하는 단계 이후, 상기 기준 신호를 바탕으로 상기
 다중채널 PPG 신호에서 동잡음을 제거하기 위하여 상호상관기법을
 적용하여 다중화된 신호 간의 차이를 보정하는 단계;를 더 포함하는 것을
 특징으로 하는 웨이블릿 변환을 이용한 동잡음 판단 방법.
- [청구항 8] 제7항에 있어서,
 상기 신호 간의 차이를 보정하는 단계는 상기 다중채널을 통하여 측정된
 PPG 신호의 시간 차이 또는 크기 중 적어도 하나를 보정하는 것을
 특징으로 하는 웨이블릿 변환을 이용한 동잡음 판단 방법.

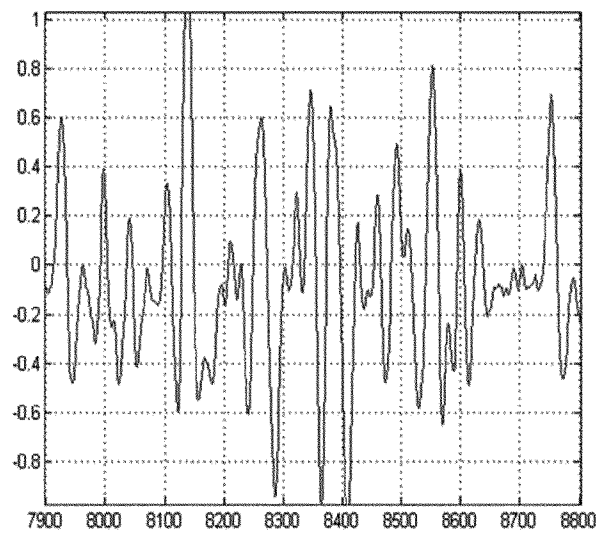
[도1]



[도2]

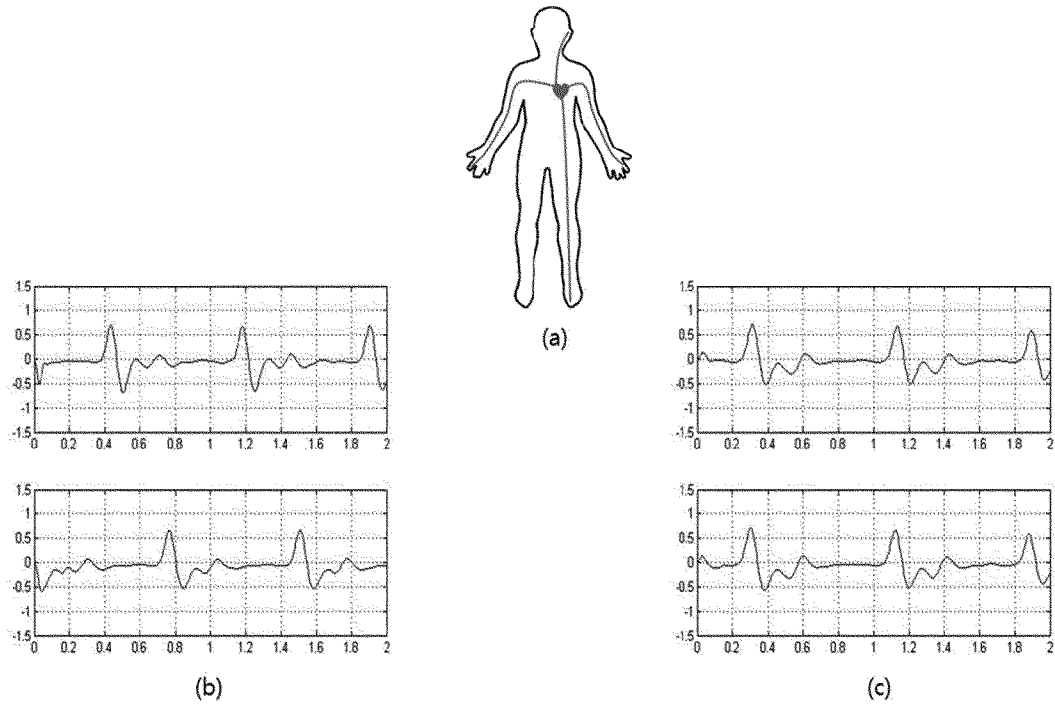


(a)

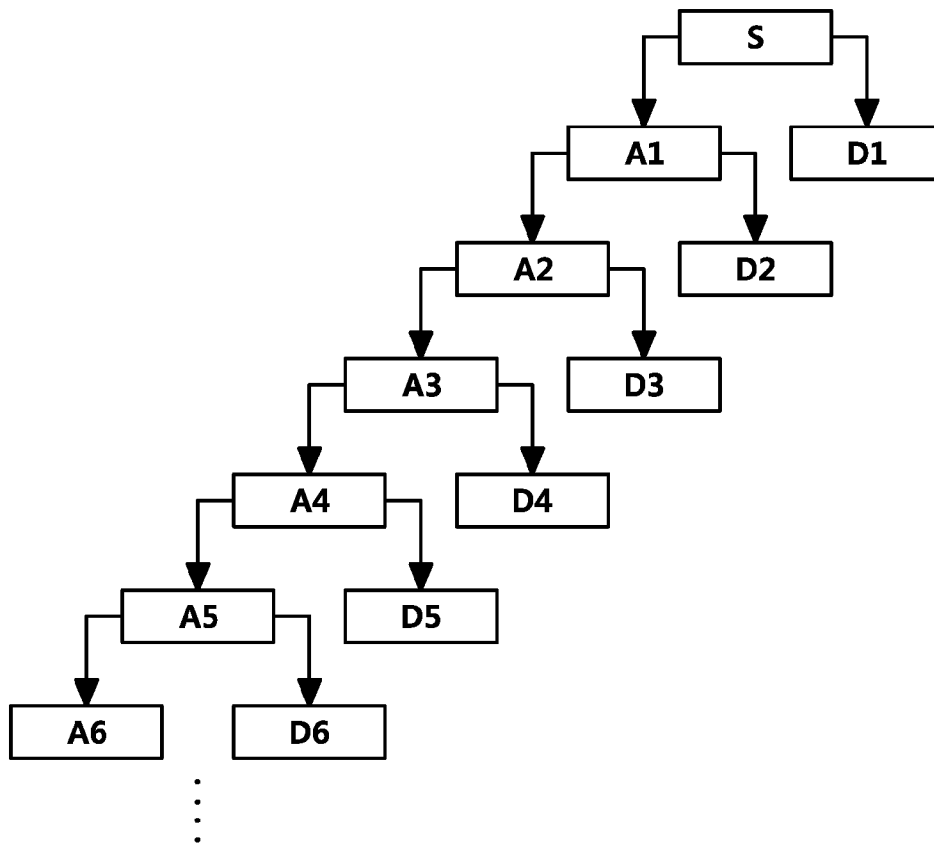


(b)

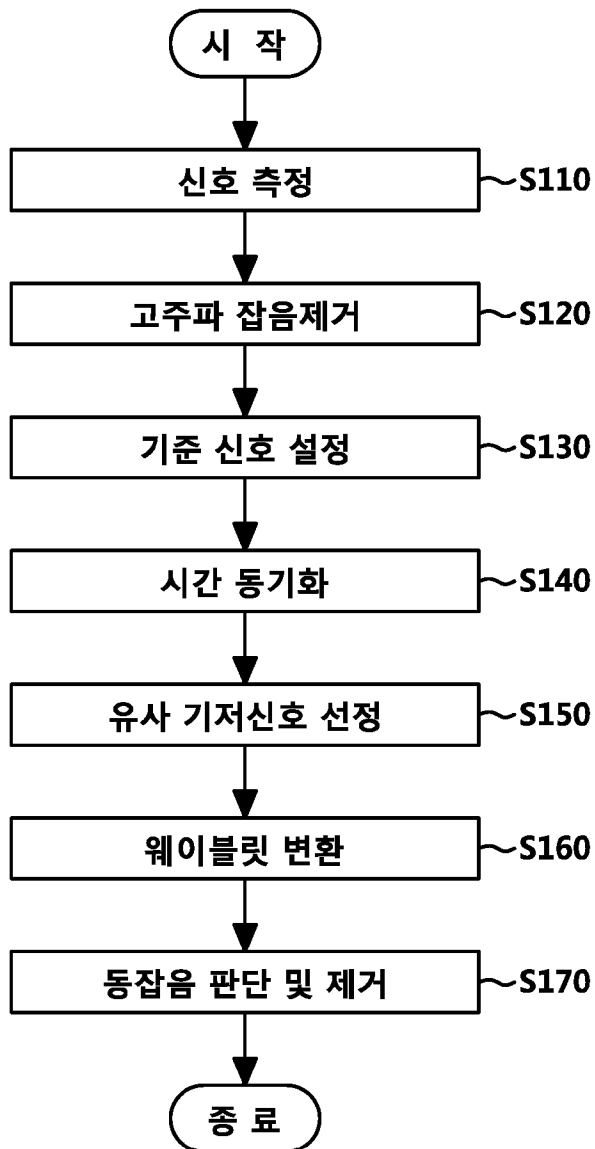
[도3]



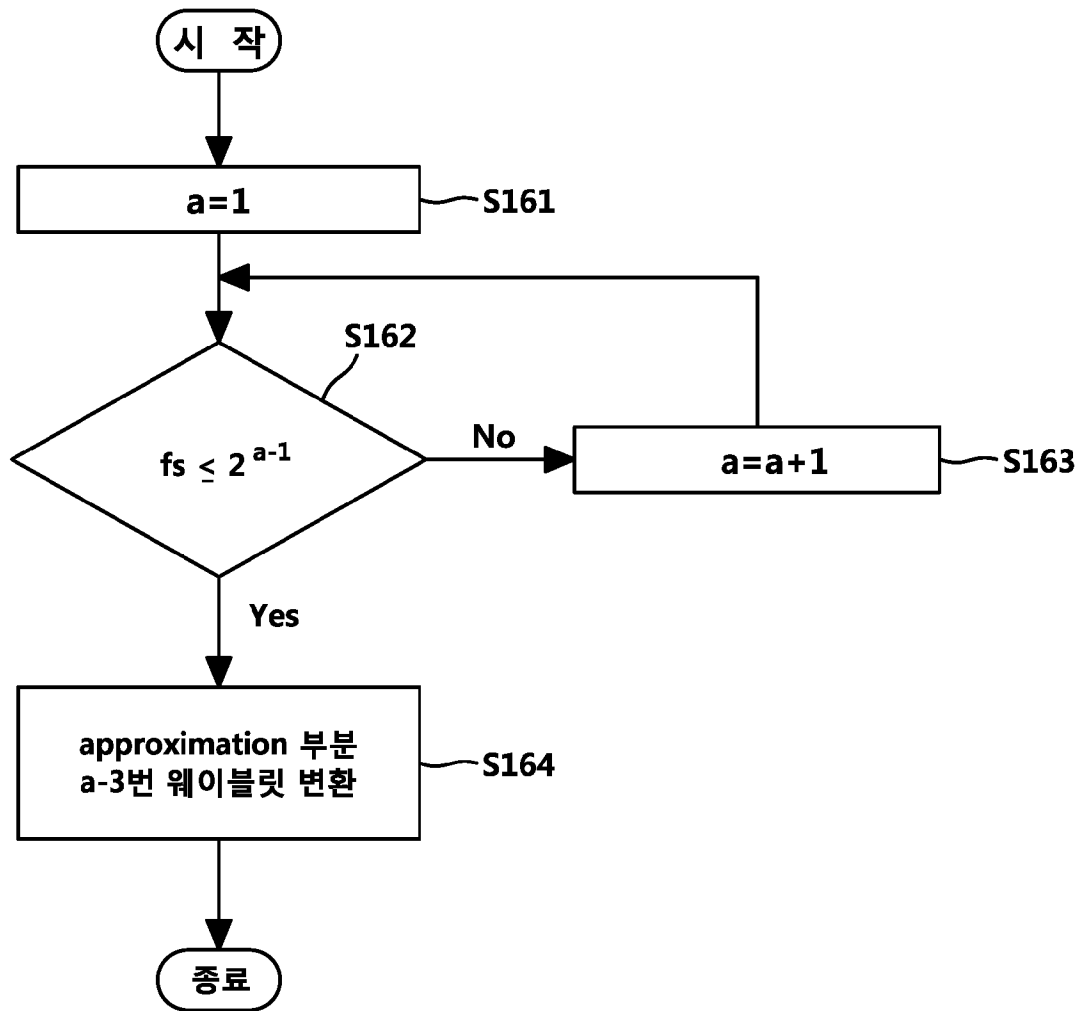
[도4]



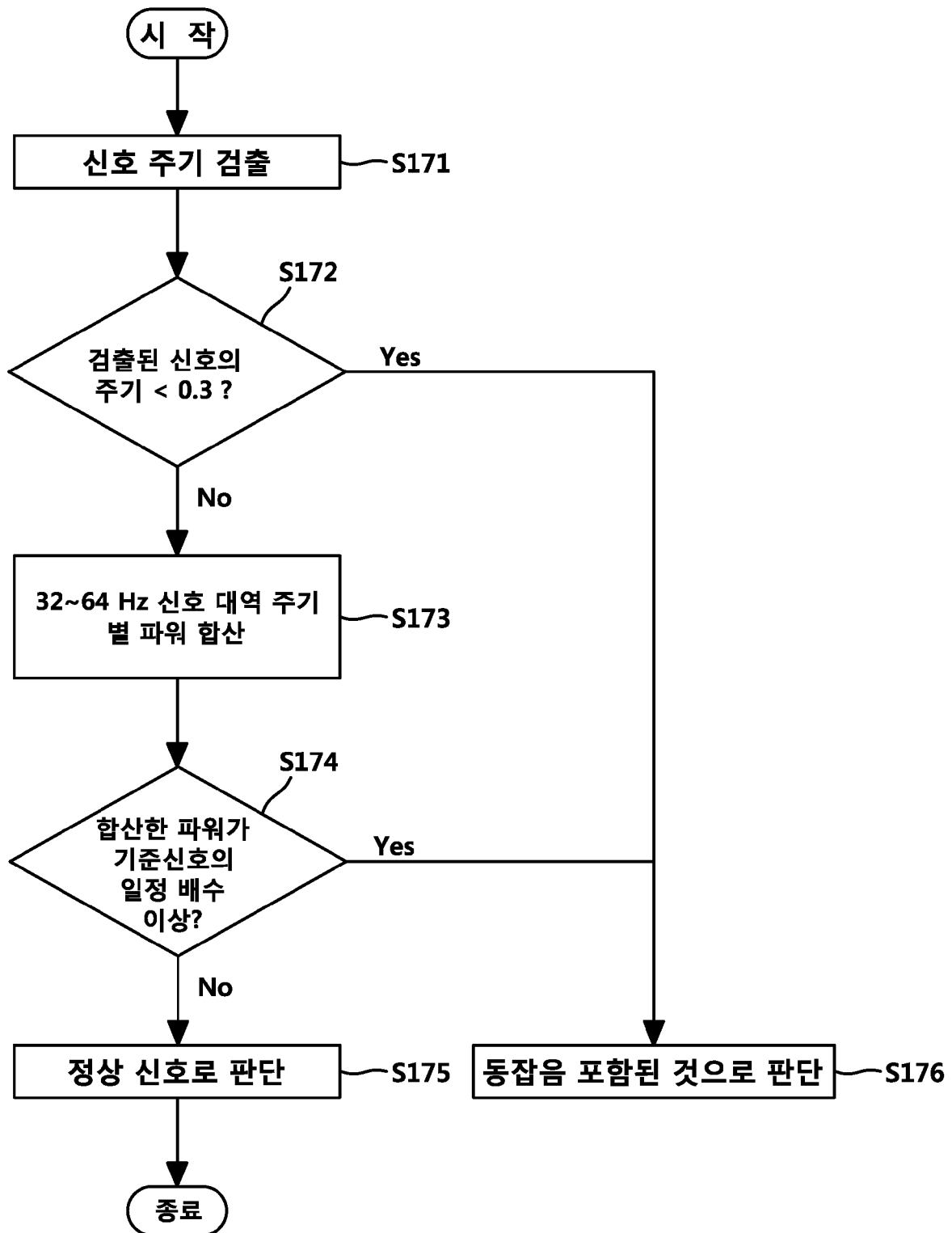
[도5]



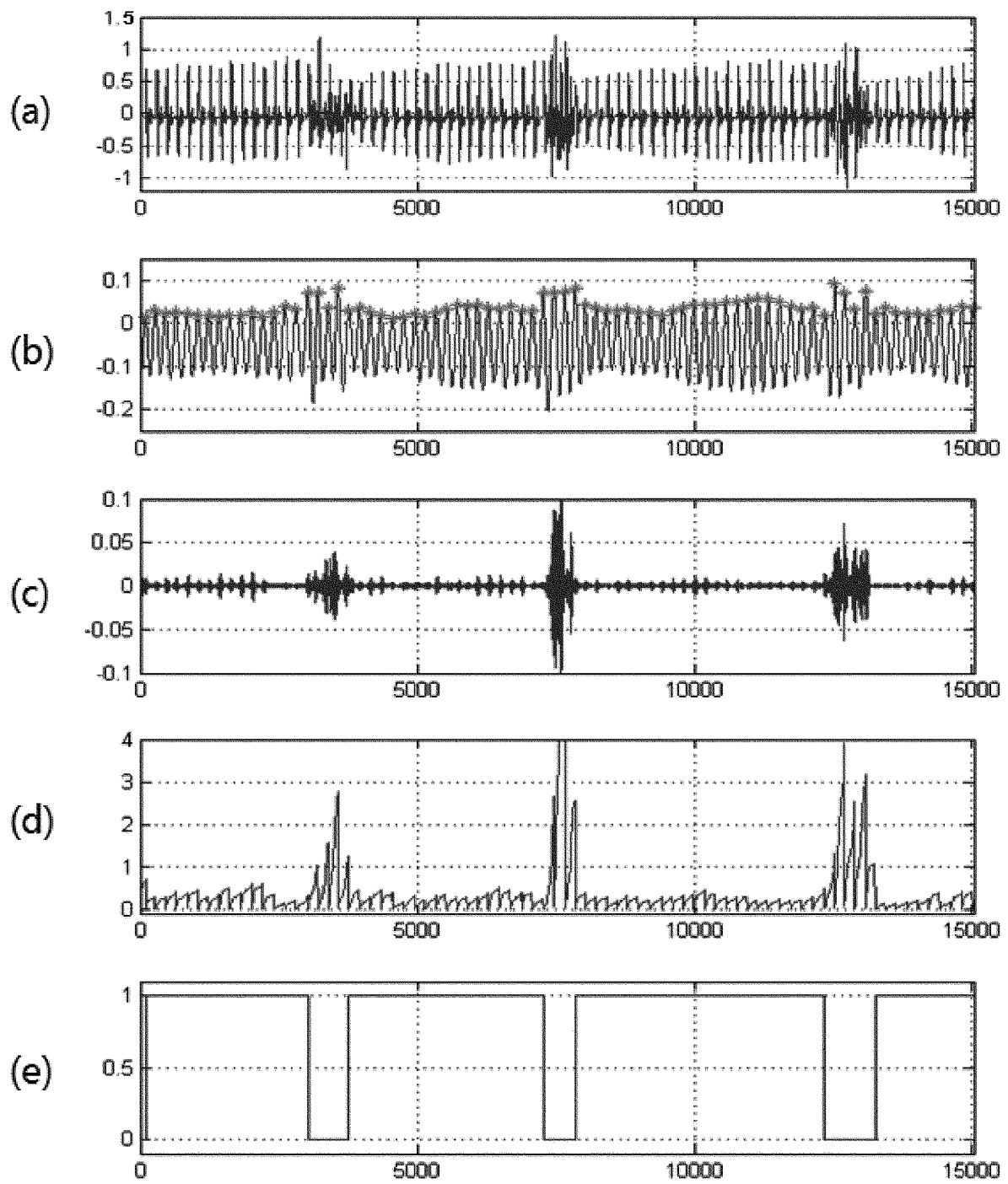
[도6]



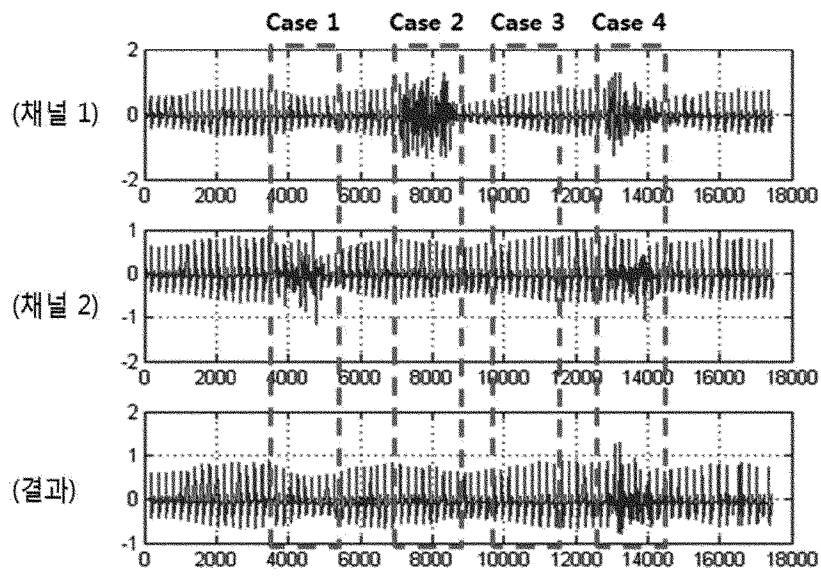
[도7]



[도8]



[도9]



특허협력조약

PCT

국제조사보고서 부작성 선언서

(PCT 제17조(2)(a), PCT규칙 13의3.1(c) 및 (d) 및 39)

출원인 또는 대리인의 서류참조기호 KLP01212-PCT	중요 선언	발송일 (일/월/년) 2016년 05월 04일 (04.05.2016)
국제출원번호 PCT/KR2015/014533	국제출원일 (일/월/년) 2015년 12월 30일 (30.12.2015)	(최) 우선일 (일/월/년) 2015년 07월 03일 (03.07.2015)
국제특허분류(IPC) A61B 5/00(2006.01)i, A61B 5/024(2006.01)i		
출원인 울산대학교 산학협력단		

본 국제조사기관은 PCT 제17조(2)(a)에 따라 아래와 같은 이유로 이 국제출원의 국제조사보고서가 작성되지 아니할 것을 선언합니다.

1. ☒ 국제출원의 대상이 아래 해당 항목에 관련됩니다.

- a. ☐ 과학 이론
- b. ☐ 수학 이론
- c. ☐ 식물 품종
- d. ☐ 동물 품종
- e. ☐ 동식물의 생산에 관한 생물학적인 방법. 단, 미생물학적 방법 및 미생물학적 방법에 의한 생산물은 제외
- f. ☐ 사업활동에 관한 계획, 규칙 또는 방법
- g. ☐ 순수한 정신적 행위에 관한 계획, 규칙 또는 방법
- h. ☐ 게임에 관한 계획, 규칙 또는 방법
- i. ☐ 수술 또는 치료에 의한 사람의 처치 방법
- j. ☐ 수술 또는 치료에 의한 동물의 처치 방법
- k. ☒ 인체 또는 동물의 진단 방법
- l. ☐ 정보의 단순한 제시
- m. ☐ 국제조사기관이 선행기술을 조사할 수 없는 컴퓨터프로그램

2. ☐ 국제출원의 다음 부분이 소정의 요건을 충족하지 아니하여 유효한 국제조사를 할 수 없습니다.

☐ 발명의 설명 ☐ 청구범위 ☐ 도면

3. ☐ 서열목록이 없이 유효한 국제조사를 할 수 없었습니다. 출원인은 소정의 기간내에

☐ 서열목록을 부록 C/ST.25 텍스트 파일 형태로 제출하지 아니하였으며, 국제조사기관은 허용 가능한 형태 및 방법으로 그 서열목록을 이용할 수 없었습니다; 혹은 제출된 서열목록이 시행세칙 부록 C에서 규정하는 표준과 부합하지 않습니다.

☐ 서열목록을 시행세칙 부록 C에 규정된 표준과 부합하는 서면 혹은 이미지 파일의 형태로 제출하지 아니하였으며, 국제조사기관은 허용 가능한 형태 및 방법으로 그 서열목록을 이용할 수 없었습니다; 혹은 제출된 서열목록이 시행세칙 부록 C에서 규정하는 표준과 부합하지 않습니다.

☐ PCT규칙 13의3.1(a) 또는 (b)의 규정에 따른 서열목록 제출요구에 대응하여 서열목록 제출에 필요한 가산료를 납부하지 아니하였습니다.

4. 추가 의견:

ISA/KR의 명칭 및 우편주소



대한민국 특허청
(35208) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스번호 +82-42-481-8578

심사관

조기운

전화번호 +82-42-481-5655

