(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2024 년 4 월 4 일 (04.04.2024)

WIPO | PCT

(10) 국제공개번호
WO 2024/072102 A1

(51) 국제특허분류:
A61B 5/05 (2006.01) *A61B 5/113* (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)

(21) 국제출원번호: PCT/KR2023/015043

(22) 국제출원일: 2023 년 9 월 27 일 (27.09.2023)

(25) 출원언어: 한국어

(26) 공개언어: 한국어

(30) 우선권정보:
10-2022-0125497 2022 년 9 월 30 일 (30.09.2022) KR
10-2023-0129639 2023 년 9 월 26 일 (26.09.2023) KR

(71) 출원인: 서울대학교병원 (**SEOUL NATIONAL UNIVERSITY HOSPITAL**) [KR/KR]; 03080 서울특별시 종로구 대학로 101, Seoul (KR). 한국과학기술원 (**KOREA ADVANCED INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**) [KR/KR]; 34141 대전광역시 유성구 대학로 291, Daejeon (KR).

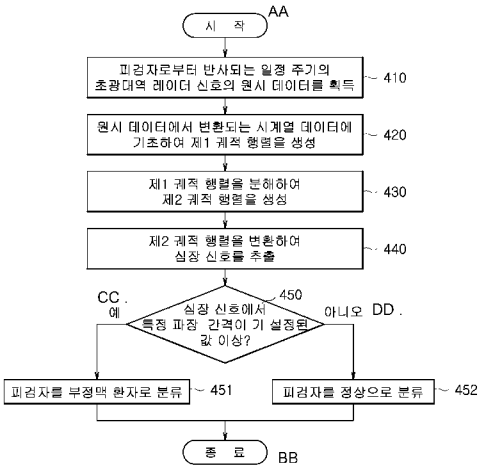
(72) 발명자: 강시혁 (**KANG, Si-Hyuck**); 06519 서울특별시 서초구 잠원로8길 20, 331동 602호, Seoul (KR). 신인식 (**SHIN, Insik**); 34141 대전광역시 유성구 대학로 291, Daejeon (KR).

(74) 대리인: 최우성 (**CHOI, Woo-sung**); 03151 서울특별시 종로구 종로5길 58 석탄회관빌딩 10층, 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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO,

(54) **Title:** RADAR-BASED NON-CONTACT ARRHYTHMIA DETECTION METHOD AND DEVICE

(54) **발명의 명칭:** 레이더 기반 비접촉식 부정맥 감지 방법 및 장치



410 ... Acquire raw data of ultra-wideband radar signals of certain period reflected from subject
420 ... Generate first trajectory matrix on basis of time series data converted from raw data
430 ... Decompose first trajectory matrix to generate second trajectory matrix
440 ... Convert second trajectory matrix to extract cardiac signal
450 ... Is specific wavelength interval in cardiac signal greater than or equal to preset value?
451 ... Classify subject as arrhythmia patient
452 ... Classify subject as normal
AA ... Start
BB ... End
CC ... Yes
DD ... No

(57) **Abstract:** An arrhythmia detection device and method according to one embodiment are disclosed. The arrhythmia detection device according to one embodiment comprises: one or more processors; and a memory that stores one or more programs executed by the one or more processors, wherein the one or more processors: acquire raw data of ultra-wideband radar signals of a certain period reflected from a subject, generate a first trajectory matrix on the basis of time series data converted from the raw data; decompose the first trajectory matrix to generate a second trajectory matrix; convert the second trajectory matrix to extract a cardiac signal; and if a specific wavelength interval in the cardiac signal is greater than or equal to a preset value, classify the subject as an arrhythmia patient.

WO 2024/072102 A1

[다음 쪽 계속]

NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(84) **지정국** (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, 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, ME, 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 4.17에 의한 선언서:

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

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제21조(3))

(57) 요약서: 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치 및 방법이 개시된다. 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치는 하나 이상의 프로세서; 및 상기 하나 이상의 프로세서에 의해 실행되는 하나 이상의 프로그램을 저장하는 메모리를 구비하는 부정맥 감지 장치로서, 상기 하나 이상의 프로세서는: 피검자로부터 반사되는 일정 주기의 초광대역 레이더 신호의 원시 데이터를 획득하고, 상기 원시 데이터에서 변환되는 시계열 데이터에 기초하여 제1 궤적 행렬을 생성하고, 상기 제1 궤적 행렬을 분해하여 제2 궤적 행렬을 생성하고, 상기 제2 궤적 행렬을 변환하여 심장 신호를 추출하고, 상기 심장 신호에서 특정 파장 간격이 기 설정된 값 이상인 경우, 상기 피검자를 부정맥 환자로 분류한다.

명세서

발명의 명칭: 레이더 기반 비접촉식 부정맥 감지 방법 및 장치

기술분야

[1] 개시되는 실시예들은 초광대역 레이더 기반의 비접촉식 부정맥 감지 기술에 관한 것이다.

[2] [관련 출원의 상호 참조]

[3] 본 출원은 2022년 9월 30일에 출원된 대한민국 임시 특허 출원 제 10-2022-0125497호 및 2023년 9월 26일 출원된 대한민국 특허출원 제 10-2023-0129639호에 대한 우선권을 주장하며, 그 출원 내용 전체가 본 출원에 통합된다.

배경기술

[4] 부정맥은 심장돌연사 원인 및 뇌졸중의 주요 원인으로 꼽히는 중대한 질환으로 신속한 검사가 필요하다. 부정맥은 심전도(electrocardiogram; ECG)와 초음파에 의존하여 진단된다.

[5] 그러나, 심전도는 환자에게 부착된 전극으로 환자의 움직임을 제한하고, 접촉성 감염 질환을 유발할 수 있다. 초음파는 고가의 장비로서, 숙련된 의료진에 의해 다뤄져야만 한다.

[6] 상기 문제점을 해결하고자 일부 연구에서는 부정맥 감지 방법에 초광대역(Ultra-WideBand; UWB) 기술을 접목한다. 그러나, 일부 연구는 심장 박동 수 또는 심장 박동 사이의 시간 차이를 측정하여 부정맥을 추정한다.

[7] 즉, 현재 연구들은 전통적인 방식을 벗어나 UWB 기술에 접목하기 위해 변형된 단순화 방식을 채택할 뿐이다. 전통적인 방식으로는, R 피크 간격, P파 특성, PR 간격 및 QRS 간격을 분석함으로써 부정맥을 검출하기 때문이다.

[8] 일부 심전도 파형의 특징들은 심장의 전기적 특성을 고려해야 하므로, 심전도 측정이 불가피하다. 그러나, R 피크 간격의 경우에는 UWB 기술을 통해서 검출 가능함에도 불구하고, 관련된 연구가 존재하지 않는다.

[9] 즉, 현재 도출된 기존 연구들에도 불구하고, 전통적인 부정맥 검출 방식을 답습하면서도, 측정 기기의 단점을 극복할 수 있는 새로운 부정맥 검출 방식이 여전히 필요한 실정이다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

[10] 개시되는 실시예들은 레이더 기반 비접촉식 부정맥 감지 방법 및 장치를 제공하기 위한 것이다.

과제 해결 수단

[11] 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치는 하나 이상의 프로세서; 및 상기 하나 이상의 프로세서에 의해 실행되는 하나 이상의 프로그램을 저장하는 메모리를 구

비하는 부정맥 감지 장치로서, 상기 하나 이상의 프로세서는: 피검자로부터 반사되는 일정 주기의 초광대역 레이더 신호의 원시 데이터를 획득하고, 상기 원시 데이터에서 변환되는 시계열 데이터에 기초하여 제1 궤적 행렬을 생성하고, 상기 제1 궤적 행렬을 분해하여 제2 궤적 행렬을 생성하고, 상기 제2 궤적 행렬을 변환하여 심장 신호를 추출하고, 상기 심장 신호에서 특정 파장 간격이 기 설정된 값 이상인 경우, 상기 피검자를 부정맥 환자로 분류한다.

[12] 상기 하나 이상의 프로세서는: 상기 원시 데이터에 포함되는 최대 동적 변동에 기초하여 상기 피검자의 흉벽 위치를 식별할 수 있다.

[13] 상기 하나 이상의 프로세서는: 상기 제1 궤적 행렬의 주대각선에 수직하는 나머지 대각선들의 성분이 모두 동일하도록, 상기 시계열 데이터를 하기 [수학식 1]에 기초하여 상기 제1 궤적 행렬의 성분으로 배치함으로써 상기 제1 궤적 행렬을 생성할 수 있다.

[14] [수학식 1]

[15] $$H=\begin{pmatrix} x_1 & x_2 & \cdots & x_n \\ x_2 & x_3 & \cdots & x_{n+1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_m & x_{m+1} & \cdots & x_L \end{pmatrix}$$

[16] (여기서, H는 제1 궤적 행렬, x_a는 a번째 시계열 데이터, L은 시계열 데이터의 길이, n과 m은 임의의 자연수, 단, n=L-m+1이고, 2≤m≤n)

[17] 상기 하나 이상의 프로세서는: 상기 제1 궤적 행렬의 공분산 행렬을 하기 [수학식 2]에 기초하여 산출할 수 있다.

[18] [수학식 2]

[19] $$C=\frac{1}{n}HH^T$$

[20] (여기서, C는 상기 공분산 행렬, H는 상기 제1 궤적 행렬, H^T는 상기 제1 궤적 행렬의 전치, n은 상기 시계열 데이터의 수)

[21] 상기 하나 이상의 프로세서는: 상기 제1 궤적 행렬의 공분산 행렬에 특이값 분해(Singular Value Decomposition; SVD)를 수행하면 산출되는, 상기 공분산 행렬에 대응하는 복수의 제1 분해 행렬들에 기초하여, 상기 제1 궤적 행렬을 복수의 제2 분해 행렬들로 분해할 수 있다.

[22] 상기 하나 이상의 프로세서는: 상기 복수의 제1 분해 행렬들에 포함되는 S 행렬 U 행렬 및 V^T 행렬을 이용하여 상기 복수의 제2 분해 행렬들을 하기 [수학식 3]에 기초하여 산출할 수 있다.

[23] [수학식 3]

[24] $$H_i=\sqrt{\lambda_i}U_iV_i^T$$

[25] (여기서, H_i는 상기 복수의 제2 분해 행렬 중 i번째 제2 분해 행렬, λ_i는 상기 공분산 행렬의 i번째 고유값, U_i는 상기 U 행렬의 i번째 열 벡터, V_i^T는 V 행렬의 i번째 행 벡터)

[26] 상기 하나 이상의 프로세서는: 상기 복수의 제2 분해 행렬들 중 일부 행렬을 심장 신호의 크기 순으로 기 설정된 개수만큼 선택하고, 상기 일부 행렬에 대응하는 심장 신호가 기 설정된 주파수 대역을 만족하도록, 상기 주파수 대역 이외의 행렬을 필터링하고, 상기 일부 행렬 중 필터링하고 남은 나머지 행렬에 기초하여 상기 제2 궤적 행렬을 생성할 수 있다.

[27] 상기 하나 이상의 프로세서는: 상기 제2 궤적 행렬로부터 추출된 심장 신호를 하기 [수학식 4]에 기초하여 재구성할 수 있다.

[28] [수학식 4]

[29]
$$\hat{x}(k)=\begin{cases}\sum_{i=1}^{k}\frac{1}{k}\,\hat{x}_{i,k+1-i} & (1\le k<m)\\ \sum_{i=1}^{m}\frac{1}{m}\,\hat{x}_{i,k+1-i} & (m\le k<n)\\ \sum_{i=k-n+1}^{m}\frac{1}{m+n-k}\,\hat{x}_{i,k+1-i} & (n\le k\le m+n-1)\end{cases}$$

[30] (여기서, $\hat{x}(k)$는 재구성 된 k번째 심장 신호, k는 심장 신호의 개수, m과 n은 상기 궤적 행렬의 행 또는 열의 개수)

[31] 상기 하나 이상의 프로세서는: 상기 심장 신호에서 R 피크 간격이 기 설정된 값 이상이면, 상기 피검자를 부정맥 환자로 분류할 수 있다.

[32] 일 실시예에 따른 부정맥 감지 방법은 하나 이상의 프로세서; 및 상기 하나 이상의 프로세서에 의해 실행되는 하나 이상의 프로그램을 저장하는 메모리를 구비하는 부정맥 감지 장치에 의해 수행되는 방법으로서, 피검자로부터 반사되는 일정 주기의 초광대역 레이더 신호의 원시 데이터를 획득하는 단계; 상기 원시 데이터에서 변환되는 시계열 데이터에 기초하여 제1 궤적 행렬을 생성하는 단계; 상기 제1 궤적 행렬을 분해하여 제2 궤적 행렬을 생성하는 단계; 상기 제2 궤적 행렬을 변환하여 심장 신호를 추출하는 단계; 및 상기 심장 신호에서 특정 파장 간격이 기 설정된 값 이상인 경우, 상기 피검자를 부정맥 환자로 분류하는 단계를 포함한다.

[33] 상기 방법은: 상기 원시 데이터에 포함되는 최대 동적 변동에 기초하여 상기 피검자의 흉벽 위치를 식별하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[34] 상기 제1 궤적 행렬을 생성하는 단계는, 상기 제1 궤적 행렬의 주대각선에 수직하는 나머지 대각선들의 성분이 모두 동일하도록, 상기 시계열 데이터를 하기 [수학식 1]에 기초하여 상기 제1 궤적 행렬의 성분으로 배치함으로써 상기 제1 궤적 행렬을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[35] [수학식 1]

[36] $$H=\begin{pmatrix} x_1 & x_2 & \cdots & x_n \\ x_2 & x_3 & \cdots & x_{n+1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_m & x_{m+1} & \cdots & x_L \end{pmatrix}$$

[37] (여기서, H는 제1 궤적 행렬, x_a는 a번째 시계열 데이터, L은 시계열 데이터의 길이, n과 m은 임의의 자연수, 단, n=L-m+1이고, 2≤m≤n)

[38] 상기 제2 궤적 행렬을 생성하는 단계는, 상기 제1 궤적 행렬의 공분산 행렬을 하기 [수학식 2]에 기초하여 산출하는 단계를 포함할 수 있다.

[39] [수학식 2]

[40] $$C=\frac{1}{n}HH^T$$

[41] (여기서, C는 상기 공분산 행렬, H는 상기 제1 궤적 행렬, H^T는 상기 제1 궤적 행렬의 전치, n은 상기 시계열 데이터의 수)

[42] 상기 제2 궤적 행렬을 생성하는 단계는, 상기 제1 궤적 행렬의 공분산 행렬에 특이값 분해(Singular Value Decomposition; SVD)를 수행하면 산출되는, 상기 공분산 행렬에 대응하는 복수의 제1 분해 행렬들에 기초하여, 상기 제1 궤적 행렬을 복수의 제2 분해 행렬들로 분해하는 단계를 포함할 수 있다.

[43] 상기 제2 궤적 행렬을 생성하는 단계는, 상기 복수의 제1 분해 행렬들에 포함되는 S 행렬 U 행렬 및 V^T 행렬을 이용하여 상기 복수의 제2 분해 행렬들을 하기 [수학식 3]에 기초하여 산출하는 단계를 포함할 수 있다.

[44] [수학식 3]

[45] $$H_i=\sqrt{\lambda_i}U_iV_i^T$$

[46] (여기서, H_i는 상기 복수의 제2 분해 행렬 중 i번째 제2 분해 행렬, λ_i는 상기 공분산 행렬의 i번째 고유값, U_i는 상기 U 행렬의 i번째 열 벡터, V_i^T는 상기 V 행렬의 i번째 행 벡터)

[47] 상기 제2 궤적 행렬을 생성하는 단계는, 상기 복수의 제2 분해 행렬들 중 일부 행렬을 심장 신호의 크기 순으로 기 설정된 개수만큼 선택하는 단계; 상기 일부 행렬에 대응하는 심장 신호가 기 설정된 주파수 대역을 만족하도록, 상기 주파수 대역 이외의 행렬을 필터링하는 단계; 및 상기 일부 행렬 중 필터링하고 남은 나머지 행렬에 기초하여 상기 제2 궤적 행렬을 생성할 수 있다.

[48] 상기 심장 신호를 추출하는 단계는, 상기 제2 궤적 행렬로부터 추출된 심장 신호를 하기 [수학식 4]에 기초하여 재구성하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[49] [수학식 4]

[50] $$\hat{x}(k)=\begin{cases}\sum_{i=1}^{k}\frac{1}{k}\,\hat{x}_{i,k+1-i} & (1\le k<m)\\ \sum_{i=1}^{m}\frac{1}{m}\,\hat{x}_{i,k+1-i} & (m\le k<n)\\ \sum_{i=k-n+1}^{m}\frac{1}{m+n-k}\,\hat{x}_{i,k+1-i} & (n\le k\le m+n-1)\end{cases}$$

[51] (여기서, $\hat{x}(k)$는 재구성 된 k번째 심장 신호, k는 심장 신호의 개수, m과 n은 상기 궤적 행렬의 행 또는 열의 개수)

[52] 상기 분류하는 단계는, 상기 심장 신호에서 R 피크 간격이 기 설정된 값 이상이면, 상기 피검자를 부정맥 환자로 분류하는 단계를 포함할 수 있다.

발명의 효과

[53] 개시되는 실시예들은 궤적 행렬을 이용하여 초광대역 레이더 신호로부터 심전도 신호를 추정함으로써, 비접촉식 부정맥 감지 방법을 제공할 수 있다.

[54] 개시되는 실시예들은 추정된 심정도 신호 중 R 피크 간격을 판단함으로써, 전통적인 부정맥 진단 방식을 따르는 비접촉식 부정맥 검출 방법을 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[55] 도 1은 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치를 설명하기 위한 블록도

[56] 도 2는 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치의 산출물을 도시한 예시도

[57] 도 3은 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치의 성능을 도시하는 그래프

[58] 도 4는 일 실시예에 따른 부정맥 감지 방법을 설명하기 위한 흐름도

발명의 실시를 위한 형태

[59] 이하, 도면을 참조하여 일 실시예의 구체적인 실시형태를 설명하기로 한다. 이하의 상세한 설명은 본 명세서에서 기술된 센서에 대한 포괄적인 이해를 돕기 위해 제공된다. 그러나 이는 예시에 불과하며 본 발명은 이에 제한되지 않는다.

[60] 일 실시예들을 설명함에 있어서, 본 발명과 관련된 공지기술에 대한 구체적인 설명이 일 실시예의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략하기로 한다. 또한, 실시예의 설명 과정에서 이용되는 숫자(예를 들어, 제 1, 제 2 등)는 하나의 구성요소를 다른 구성요소와 구분하기 위한 식별기호에 불과하다.

[61] 도 1은 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)를 설명하기 위한 블록도이다.

[62] 도 1을 참조하면, 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)는 프로세서(110) 및 메모리(120)를 포함한다.

[63] 프로세서(110)는 피검자로부터 반사되는 일정 주기의 초광대역 레이더 신호의 원시 데이터를 획득한다.

[64] 여기서, 초광대역 레이더란, 송신 안테나로부터 임펄스 신호를 송신하고, 송신된 임펄스 신호가 피검자에 반사되어 돌아오는 신호를 다시 수신 안테나로부터 수신함으로써 주변 환경을 인지하는 차세대 센서이다.

[65] 즉, 프로세서(110)는 초광대역 레이더가 송신하여 피검자에게 반사되는 임펄스 단위의 초광대역 레이더 신호의 원시 데이터를 획득할 수 있다. 이때, 원시 데이터는 신호 강도를 포함하는 프레임 신호로 구성될 수 있다.

[66] 프로세서(110)는 원시 데이터에서 검출되는 최대 동적 변동에 기초하여 피검자의 흉벽 위치를 식별할 수 있다.

[67] 프로세서(110)는 원시 데이터에서 변환되는 시계열 데이터에 기초하여 제1 궤적 행렬을 생성할 수 있다.

[68] 이때, 시계열 데이터는 흉벽 위치와 관련된 원시 데이터로부터 변환된 데이터일 수 있다. 이로부터, 프로세서(110)는 원시 데이터로부터 심장 신호와 관련 없는 노이즈(예: 피검자의 호흡, 외부 환경에 의한 노이즈)를 필터링하여 심장 신호를 추출할 수 있다.

[69] 프로세서(110)는 원시 데이터에서 변환되는 시계열 데이터를 행렬의 성분으로 배치하여 제1 궤적 행렬을 생성할 수 있다.

[70] 구체적으로, 프로세서(110)는 원시 데이터에 변환되는 시계열 데이터를 행렬의 주대각선에 수직하는 나머지 대각선들의 성분이 모두 동일하도록 배치하여 제1 궤적 행렬을 생성할 수 있다.

[71] 예를 들어, 프로세서(110)는 제1 궤적 행렬의 주대각선에 수직하는 나머지 대각선들의 성분이 모두 동일하도록 시계열 데이터를 하기 [수학식 1]에 기초하여 배치할 수 있다.

[72] [수학식 1]

[73] $$H=\begin{pmatrix} x_1 & x_2 & \cdots & x_n \\ x_2 & x_3 & \cdots & x_{n+1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_m & x_{m+1} & \cdots & x_L \end{pmatrix}$$

[74] 여기서, H는 제1 궤적 행렬, x_a는 a번째 시계열 데이터, L은 시계열 데이터의 길이, n과 m은 임의의 자연수를 의미할 수 있다. 단, n=L-m+1이고, 2≤m≤n이다. 한편, m은 [L/2] 값이 바람직하다.

[75] 프로세서(110)는 제1 궤적 행렬에 기초하여 제2 궤적 행렬을 생성한다.

[76] 프로세서(110)는 제1 궤적 행렬의 공분산 행렬에 기초하여 제2 궤적 행렬을 생성할 수 있다.

[77] 우선적으로, 프로세서(110)는 하기 [수학식 2]에 기초하여 제1 궤적 행렬의 공분산 행렬을 산출할 수 있다.

[78] [수학식 2]

[79] $$C=\frac{1}{n}HH^T$$

[80] 이때, C는 공분산 행렬, H는 제1 궤적 행렬, H^T는 제1 궤적 행렬의 전치, n은 시계열 데이터의 수를 의미할 수 있다.

[81] 프로세서(110)는 제1 궤적 행렬의 공분산 행렬에 특이값 분해(Singular Value Decomposition; SVD)를 수행하여 제2 궤적 행렬을 생성할 수 있다.

[82] 프로세서(110)는 제1 궤적 행렬의 공분산 행렬에 특이값 분해를 수행하여 산출한 복수의 제1 분해 행렬들에 기초하여 제2 궤적 행렬을 생성할 수 있다.

[83] 구체적으로, 프로세서(110)는 복수의 제1 분해 행렬들로서, S 행렬, U 행렬, V^T 행렬 및 V 행렬 중 적어도 하나를 산출할 수 있다.

[84] 여기서, S 행렬은 공분산 행렬의 고유 값($\lambda_1, \lambda_2, \cdots, \lambda_m$)이 주대각 성분으로 배치되는 대각 행렬이다. 이때, 고유 값은 내림차순으로 정리될 수 있다.

[85] U 행렬은 좌특이행렬(left singular matrix)로서, 각 열 벡터에는 원시 데이터의 패턴과 상관 관계를 캡쳐하는 직교 벡터를 포함할 수 있다. 이때, U 행렬은 S 행렬에 대응하는 정규화된 직교 고유 벡터를 포함할 수 있다.

[86] V^T 행렬은 우특이행렬(right singular matrix)의 전치로서, 원시 데이터의 관계를 설명하는 직교 벡터인 우특이벡터를 포함할 수 있다.

[87] 프로세서(110)는 공분산 행렬에 대응하는 복수의 제1 분해 행렬들에 기초하여 제1 궤적 행렬의 분해 행렬로서, 합산하면 제1 분해 행렬이 되는 복수의 제2 분해 행렬들을 산출할 수 있다.

[88] 다시 말해, 프로세서(110)는 복수의 제1 분해 행렬들을 이용하여, 제1 궤적 행렬을 복수의 제2 분해 행렬들로 분해할 수 있다.

[89] 구체적으로, 프로세서(110)는 하기 [수학식 3]에 기초하여 제1 궤적 행렬을 복수의 제2 분해 행렬들로 분해할 수 있다.

[90] [수학식 3]

[91] $$H_i = \sqrt{\lambda_i} U_i V_i^T$$

[92] 여기서, H_i는 상기 복수의 제2 분해 행렬 중 i번째 제2 분해 행렬, λ_i는 상기 공분산 행렬의 i번째 고유값, U_i는 상기 U 행렬의 i번째 열 벡터, V_i^T는 상기 V 행렬의 i번째 행 벡터를 의미할 수 있다.

[93] 프로세서(110)는 제1 궤적 행렬에 기초하여 제2 궤적 행렬을 생성한다.

[94] 프로세서(110)는 제1 궤적 행렬의 분해 행렬로서, 다시 말해, 복수의 제2 분해 행렬들에 기초하여 제2 궤적 행렬을 생성할 수 있다.

[95] 구체적으로, 프로세서(110)는 복수의 제2 분해 행렬 중 선택된 일부 행렬들에 기초하여 제2 궤적 행렬을 생성할 수 있다.

[96] 이때, 프로세서(110)는 예를 들어, 심장 신호의 크기 순으로 복수의 제2 분해 행렬들 중 일부 행렬을 기 설정된 개수만큼 선택할 수 있다.

[97] 이후, 프로세서(110)는 일부 행렬에 대응하는 심장 신호가 기 설정된 주파수 대역을 만족하도록, 일부 행렬을 필터링할 수 있다.

[98] 바람직하게, 주파수 대역은 보편적인 심장 박동의 주파수인 0.7Hz 이상 3Hz 이하의 범위를 포함할 수 있다.

[99] 이를 통해, 프로세서(110)는 심장 주파수 외의 노이즈와 아웃라이어 등을 제거하여 추출되는 심장 신호의 정밀도를 제고할 수 있다.

[100] 이후, 프로세서(110)는 일부 행렬 중 필터링하고 남은 나머지 행렬에 기초하여 제2 궤적 행렬을 생성할 수 있다.

[101] 구체적으로, 프로세서(110)는 나머지 행렬을 모두 합산하여 제2 궤적 행렬을 생성할 수 있다.

[102] 프로세서(110)는 제2 궤적 행렬에 기초하여 심장 신호를 추출한다.

[103] 예를 들어, 프로세서(110)는 제2 궤적 행렬에 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transformation)을 적용하여 주파수 영역의 심장 신호를 추출할 수 있다.

[104] 프로세서(110)는 추출된 심장 신호를 하기 [수학식 4]에 기초하여 재구성할 수 있다.

[105] [수학식 4]

[106]
$$\hat{x}(k)=\begin{cases}\sum_{i=1}^{k}\frac{1}{k}\,\hat{x}_{i,k+1-i} & (1\le k<m)\\ \sum_{i=1}^{m}\frac{1}{m}\,\hat{x}_{i,k+1-i} & (m\le k<n)\\ \sum_{i=k-n+1}^{m}\frac{1}{m+n-k}\,\hat{x}_{i,k+1-i} & (n\le k\le m+n-1)\end{cases}$$

[107] 여기서, $\hat{x}(k)$는 재구성 된 k번째 심장 신호, k는 심장 신호의 개수, m과 n은 제1 궤적 행렬의 행 또는 열의 개수를 의미할 수 있다.

[108] 프로세서(110)는 심장 신호에서 특정 파장 간격이 기 설정된 값 이상인 경우, 피검자를 부정맥 환자로 분류할 수 있다.

[109] 프로세서(110)는 심장 신호에서 특정 파장 간격의 표준 편차가 기 설정된 값 이상인 경우, 피검자를 부정맥 환자로 분류할 수 있다.

[110] 특히, 프로세서(110)는 심장 신호에서 R 피크 간격 또는 R 피크 간격의 표준 편차가 기 설정된 값 이상인 경우 피검자를 부정맥 환자로 분류할 수 있다.

[111] 메모리(120)는 프로세서(110)가 실행하는 하나 이상의 명령어를 저장한다.

[112] 메모리(120)는 프로세서(110)에 의해 사용되는 다양한 데이터를 저장할 수 있다. 예를 들어, 메모리(120)는 소프트웨어(예: 프로세서(110)에 의해 실행되는 프로그램 및/또는 프로그램과 관련된 명령어에 대한 입력 데이터 또는 출력 데이터를 포함할 수 있다.

[113] 도 2는 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)의 산출물을 도시한 예시도

[114] 도 2를 참조하면, 상단은 공분산 행렬의 고유값의 로그 값을 도시하고, 하단은 상단에 대응하는 심장 신호를 도시한다.

[115] 상단과 같이, 프로세서(110)는 공분산 행렬에 특이값 분해를 수행하여 대응하는 원시 데이터의 고유 값을 산출할 수 있다. 이때, 스케일링을 위해 프로세서(110)는 고유 값에 로그를 취해 고유 값의 분포를 도시할 수 있다.

[116] 하단과 같이, 프로세서(110)는 제2 궤적 행렬에 기초하여 심장 신호를 추출할 수 있다. 여기서, 프로세서(110)는 웨이블릿을 이용하여 주파수 성분을 분해하여 심장 신호 특징을 파악할 수 있다.

[117] 도 3은 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)의 성능을 도시하는 그래프이다.

[118] 도 3을 참조하면, 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)와 기존의 심전도 신호를 이용해 부정맥을 감지하는 방법과의 오차를 비교한다.

[119] 심박수와 관련하여, 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)는 기존의 심전도 신호를 이용해 부정맥을 감지하는 방법과 대비할 때, 약 90%의 일치율을 나타낸다.

[120] ICC와 관련하여, 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)는 기존의 심전도 신호를 이용해 부정맥을 감지하는 방법과 대비할 때, IBI(심장이 뛰는 간격; Inter-Beat Interval)를 기준으로 0.5 미만에서 상관관계가 있음을 나타낸다.

[121] 특히, 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)는 기존의 심전도 신호를 이용해 부정맥을 감지하는 방법과 유사하게 IBI에 대한 특징 값을 기준으로 정상인과 부정맥 환자로 분류할 수 있다.

[122] 기존 심전도를 이용해 부정맥을 감지하는 방법에 따라 분류되는 정상 피검자는 IBI 표준 값이 105ms이하이고, 부정맥 환자는 105ms를 초과한다.

[123] 유사하게, 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)에 따라 분류되는 정상 피검자는 IBI 표준 값이 200ms이하이고, 부정맥 환자는 200ms를 초과한다.

[124] 이처럼, 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)는 특정한 파장 간격의 표준 편차가 특정 임계 값(예를 들어, 200ms)를 초과하는지 여부에 기초하여 피검자에 대하여 부정맥 환자 여부를 분류할 수 있다.

[125] 도 4는 일 실시예에 따른 부정맥 감지 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

[126] 도 4를 참조하면, 도 4의 방법은 도 1의 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)에 의해 수행될 수 있다.

[127] 우선, 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)는 피검자로부터 반사되는 일정 주기의 초광대역 레이더 신호의 원시 데이터를 획득(410)한다.

[128] 이후, 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)는 원시 데이터에서 변환되는 시계열 데이터에 기초하여 제1 궤적 행렬을 생성(420)한다.

[129] 이후, 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)는 제1 궤적 행렬에 기초하여 제2 궤적 행렬을 생성(430)한다.

[130] 이후, 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)는 제2 궤적 행렬에 기초하여 심장 신호를 추출(440)한다.

[131] 이후, 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)는 심장 신호에서 특정 파장 간격이 기 설정된 값 이상인지 판단(450)한다.

[132] 이때, 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)는 심장 신호에서 특정 파장 간격이 기 설정된 값 이상인 경우, 피검자를 부정맥 환자로 분류(451)한다.

[133] 한편, 일 실시예에 따른 부정맥 감지 장치(100)는 심장 신호에서 특정 파장 간격이 기 설정된 값 미만인 경우, 피검자를 부정맥 환자로 분류(452)한다.

[134] 도시된 도 4에서는 상기 방법을 복수 개의 단계로 나누어 기재하였으나, 적어도 일부의 단계들은 순서를 바꾸어 수행되거나, 다른 단계와 결합되어 함께 수행되거나, 생략되거나, 세부 단계들로 나뉘어 수행되거나, 또는 도시되지 않은 하나 이상의 단계가 부가되어 수행될 수 있다.

[135] 본 발명의 실시예는 본 명세서에서 기술한 방법들을 컴퓨터상에서 수행하기 위한 프로그램, 및 상기 프로그램을 포함하는 컴퓨터 판독 가능 기록매체를 포함할 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 기록매체는 프로그램 명령, 로컬 데이터 파일, 로컬 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체는 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나, 또는 컴퓨터 소프트웨어 분야에서 통상적으로 사용 가능한 것일 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체, CD-ROM, DVD와 같은 광 기록 매체, 및 롬, 램, 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 상기 프로그램의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함할 수 있다.

[136] 이상에서 본 발명의 대표적인 실시예들을 상세하게 설명하였으나, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상술한 실시예에 대하여 본 발명의 범주에서 벗어나지 않는 한도 내에서 다양한 변형이 가능함을 이해할 것이다. 그러므로 본 발명의 권리범위는 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 안 되며, 후술하는 청구범위뿐만 아니라 이 청구범위와 균등한 것들에 의해 정해져야 한다.

[137] 후술되는 용어들은 본 발명에서의 기능을 고려하여 정의된 용어들로서 이는 운용자의 의도 또는 관례 등에 따라 달라질 수 있다. 그러므로 그 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다. 상세한 설명에서 사용되는 용어는 단지 일 실시예들을 기술하기 위한 것이며, 결코 제한적이어서는 안 된다. 명확하게 달리 사용되지 않는 한, 단수 형태의 표현은 복수 형태의 의미를 포함한다. 본 설명에서, "포함" 또는 "구비"와 같은 표현은 어떤 성분들, 숫자들, 단계들, 동작들, 요소들, 이들의 일부 또는 조합을 가리키기 위한 것이며, 기술된 것 이외에 하나 또는 그 이상의 다른 성분, 숫자, 단계, 동작, 요소, 이들의 일부 또는 조합의 존재 또는 가능성을 배제하도록 해석되어서는 안 된다.

[138] 또한, 본 명세서에 기술된 실시예는 전적으로 하드웨어이거나, 부분적으로 하드웨어이고 부분적으로 소프트웨어이거나, 또는 전적으로 소프트웨어인 측면을 가질 수 있다. 본 명세서에서 부(unit) 등은 하드웨어, 하드웨어와 소프트웨어의 조합, 또는 소프트웨어 등 컴퓨터 관련 엔티티(entity)를 지칭한다.

산업상 이용가능성

[139] 일 실시예에 따른 레이더 기반 비접촉식 부정맥 감지 방법 및 장치는 궤적 행렬을 이용하여 초광대역 레이더 신호로부터 심전도 신호를 추정함으로써, 디지털 의료 산업에 이용 가능하다.

청구범위

[청구항 1] 하나 이상의 프로세서; 및
상기 하나 이상의 프로세서에 의해 실행되는 하나 이상의 프로그램을 저장하는 메모리를 구비하는 부정맥 감지 장치로서,
상기 하나 이상의 프로세서는:
피검자로부터 반사되는 일정 주기의 초광대역 레이더 신호의 원시 데이터를 획득하고,
상기 원시 데이터에서 변환되는 시계열 데이터에 기초하여 제1 궤적 행렬을 생성하고,
상기 제1 궤적 행렬을 분해하여 제2 궤적 행렬을 생성하고,
상기 제2 궤적 행렬을 변환하여 심장 신호를 추출하고,
상기 심장 신호에서 특정 파장 간격이 기 설정된 값 이상인 경우, 상기 피검자를 부정맥 환자로 분류하는, 부정맥 감지 장치.

[청구항 2] 제1항에 있어서,
상기 하나 이상의 프로세서는:
상기 원시 데이터에 포함되는 최대 동적 변동에 기초하여 상기 피검자의 흉벽 위치를 식별하는, 부정맥 감지 장치.

[청구항 3] 제1항에 있어서,
상기 하나 이상의 프로세서는:
상기 제1 궤적 행렬의 주대각선에 수직하는 나머지 대각선들의 성분이 모두 동일하도록, 상기 시계열 데이터를 하기 [수학식 1]에 기초하여 상기 제1 궤적 행렬의 성분으로 배치함으로써 상기 제1 궤적 행렬을 생성하는, 부정맥 감지 장치.
[수학식 1]

$$H=\begin{pmatrix} x_1 & x_2 & \cdots & x_n \\ x_2 & x_3 & \cdots & x_{n+1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_m & x_{m+1} & \cdots & x_L \end{pmatrix}$$

(여기서, H는 제1 궤적 행렬, x_a는 a번째 시계열 데이터, L은 시계열 데이터의 길이, n과 m은 임의의 자연수, 단, n=L-m+1이고, $2 \le m \le n$)

[청구항 4] 제1항에 있어서,
상기 하나 이상의 프로세서는:
상기 제1 궤적 행렬의 공분산 행렬을 하기 [수학식 2]에 기초하여 산출하는, 부정맥 감지 장치.
[수학식 2]

$$C=\frac{1}{n}HH^T$$

(여기서, C는 상기 공분산 행렬, H는 상기 제1 궤적 행렬, H^T는 상기 제1 궤적 행렬의 전치, n은 상기 시계열 데이터의 수)

[청구항 5] 제1항에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는:

상기 제1 궤적 행렬의 공분산 행렬에 특이값 분해(Singular Value Decomposition; SVD)를 수행하면 산출되는, 상기 공분산 행렬에 대응하는 복수의 제1 분해 행렬들에 기초하여, 상기 제1 궤적 행렬을 복수의 제2 분해 행렬들로 분해하는, 부정맥 감지 장치.

[청구항 6] 제5항에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는:

상기 복수의 제1 분해 행렬들에 포함되는 S 행렬 U 행렬 및 V^T 행렬을 이용하여 상기 복수의 제2 분해 행렬들을 하기 [수학식 3]에 기초하여 산출하는, 부정맥 감지 장치.

[수학식 3]

$$H_i = \sqrt{\lambda_i} U_i V_i^T$$

(여기서, H_i는 상기 복수의 제2 분해 행렬들 중 i번째 제2 분해 행렬, λ_i는 상기 공분산 행렬의 i번째 고유값, U_i는 상기 U 행렬의 i번째 열 벡터, V_i^T는 V 행렬의 i번째 행 벡터)

[청구항 7] 제5항에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는:

상기 복수의 제2 분해 행렬들 중 일부 행렬을 심장 신호의 크기 순으로 기 설정된 개수만큼 선택하고,

상기 일부 행렬에 대응하는 심장 신호가 기 설정된 주파수 대역을 만족하도록, 상기 주파수 대역 이외의 행렬을 필터링하고,

상기 일부 행렬 중 필터링하고 남은 나머지 행렬에 기초하여 상기 제2 궤적 행렬을 생성하는, 부정맥 감지 장치.

[청구항 8] 제1항에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는:

상기 제2 궤적 행렬로부터 추출된 심장 신호를 하기 [수학식 4]에 기초하여 재구성하는, 부정맥 감지 장치.

[수학식 4]

$$\hat{x}(k)=\begin{cases}\sum_{i=1}^{k}\frac{1}{k}\ \hat{x}_{i,k+1-i} & (1\le k<m)\\ \sum_{i=1}^{m}\frac{1}{m}\ \hat{x}_{i,k+1-i} & (m\le k<n)\\ \sum_{i=k-n+1}^{m}\frac{1}{m+n-k}\ \hat{x}_{i,k+1-i} & (n\le k\le m+n-1)\end{cases}$$

(여기서, $\hat{x}(k)$는 재구성 된 k번째 심장 신호, k는 심장 신호의 개수, m과 n은 상기 궤적 행렬의 행 또는 열의 개수)

[청구항 9] 제1항에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는:

상기 심장 신호에서 R 피크 간격이 기 설정된 값 이상이면, 상기 피검자를 부정맥 환자로 분류하는, 부정맥 감지 장치.

[청구항 10] 하나 이상의 프로세서; 및

상기 하나 이상의 프로세서에 의해 실행되는 하나 이상의 프로그램을 저장하는 메모리를 구비하는 부정맥 감지 장치에 의해 수행되는 방법으로서,

피검자로부터 반사되는 일정 주기의 초광대역 레이더 신호의 원시 데이터를 획득하는 단계;

상기 원시 데이터에서 변환되는 시계열 데이터에 기초하여 제1 궤적 행렬을 생성하는 단계;

상기 제1 궤적 행렬을 분해하여 제2 궤적 행렬을 생성하는 단계;

상기 제2 궤적 행렬을 변환하여 심장 신호를 추출하는 단계; 및

상기 심장 신호에서 특정 파장 간격이 기 설정된 값 이상인 경우, 상기 피검자를 부정맥 환자로 분류하는 단계를 포함하는, 부정맥 감지 방법.

[청구항 11] 제10항에 있어서,

상기 방법은:

상기 원시 데이터에 포함되는 최대 동적 변동에 기초하여 상기 피검자의 흉벽 위치를 식별하는 단계를 더 포함하는, 부정맥 감지 방법.

[청구항 12] 제10항에 있어서,

상기 제1 궤적 행렬을 생성하는 단계는,

상기 제1 궤적 행렬의 주대각선에 수직하는 나머지 대각선들의 성분이 모두 동일하도록, 상기 시계열 데이터를 하기 [수학식 1]에 기초하여 상기 제1 궤적 행렬의 성분으로 배치함으로써 상기 제1 궤적 행렬을 생성하는 단계를 포함하는, 부정맥 감지 방법.

[수학식 1]

$$H=\begin{pmatrix} x_1 & x_2 & \cdots & x_n \\ x_2 & x_3 & \cdots & x_{n+1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_m & x_{m+1} & \cdots & x_L \end{pmatrix}$$

(여기서, H는 제1 궤적 행렬, x_a는 a번째 시계열 데이터, L은 시계열 데이터의 길이, n과 m은 임의의 자연수, 단, n=L-m+1이고, 2≤m≤n)

[청구항 13] 제10항에 있어서,

상기 제2 궤적 행렬을 생성하는 단계는,

상기 제1 궤적 행렬의 공분산 행렬을 하기 [수학식 2]에 기초하여 산출하는 단계를 포함하는, 부정맥 감지 방법.

[수학식 2]

$$C=\frac{1}{n}HH^T$$

(여기서, C는 상기 공분산 행렬, H는 상기 제1 궤적 행렬, H^T는 상기 제1 궤적 행렬의 전치, n은 상기 시계열 데이터의 수)

[청구항 14] 제10항에 있어서,

상기 제2 궤적 행렬을 생성하는 단계는,

상기 제1 궤적 행렬의 공분산 행렬에 특이값 분해(Singular Value Decomposition; SVD)를 수행하면 산출되는, 상기 공분산 행렬에 대응하는 복수의 제1 분해 행렬들에 기초하여, 상기 제1 궤적 행렬을 복수의 제2 분해 행렬들로 분해하는 단계를 포함하는, 부정맥 감지 방법.

[청구항 15] 제14항에 있어서,

상기 제2 궤적 행렬을 생성하는 단계는,

상기 복수의 제1 분해 행렬들에 포함되는 S 행렬 U 행렬 및 V^T 행렬을 이용하여 상기 복수의 제2 분해 행렬들을 하기 [수학식 3]에 기초하여 산출하는 단계를 포함하는, 부정맥 감지 방법.

[수학식 3]

$$H_i=\sqrt{\lambda_i}U_iV_i^T$$

(여기서, H_i는 상기 복수의 제2 분해 행렬들 중 i번째 제2 분해 행렬, λ_i는 상기 공분산 행렬의 i번째 고유값, U_i는 상기 U 행렬의 i번째 열 벡터, V_i^T는 V 행렬의 i번째 행 벡터)

[청구항 16] 제14항에 있어서,

상기 제2 궤적 행렬을 생성하는 단계는,

상기 복수의 제2 분해 행렬들 중 일부 행렬을 심장 신호의 크기 순으로 기설정된 개수만큼 선택하는 단계;

상기 일부 행렬에 대응하는 심장 신호가 기 설정된 주파수 대역을 만족하도록, 상기 주파수 대역 이외의 행렬을 필터링하는 단계; 및

상기 일부 행렬 중 필터링하고 남은 나머지 행렬에 기초하여 상기 제2 궤적 행렬을 생성하는 단계를 포함하는, 부정맥 감지 방법.

[청구항 17] 제10항에 있어서,

상기 심장 신호를 추출하는 단계는,

상기 제2 궤적 행렬로부터 추출된 심장 신호를 하기 [수학식 4]에 기초하여 재구성하는 단계를 더 포함하는, 부정맥 감지 방법.

[수학식 4]

$$\hat{x}(k)=\begin{cases}\sum_{i=1}^{k}\frac{1}{k}\,\hat{x}_{i,k+1-i} & (1\le k<m)\\ \sum_{i=1}^{m}\frac{1}{m}\,\hat{x}_{i,k+1-i} & (m\le k<n)\\ \sum_{i=k-n+1}^{m}\frac{1}{m+n-k}\,\hat{x}_{i,k+1-i} & (n\le k\le m+n-1)\end{cases}$$

(여기서, $\hat{x}(k)$는 재구성 된 k번째 심장 신호, k는 심장 신호의 개수, m과 n은 상기 궤적 행렬의 행 또는 열의 개수)

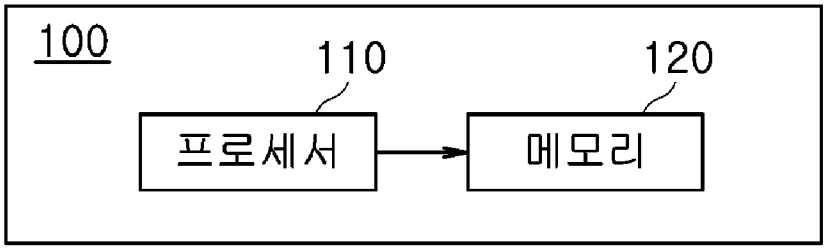
[청구항 18] 제10항에 있어서,

상기 분류하는 단계는,

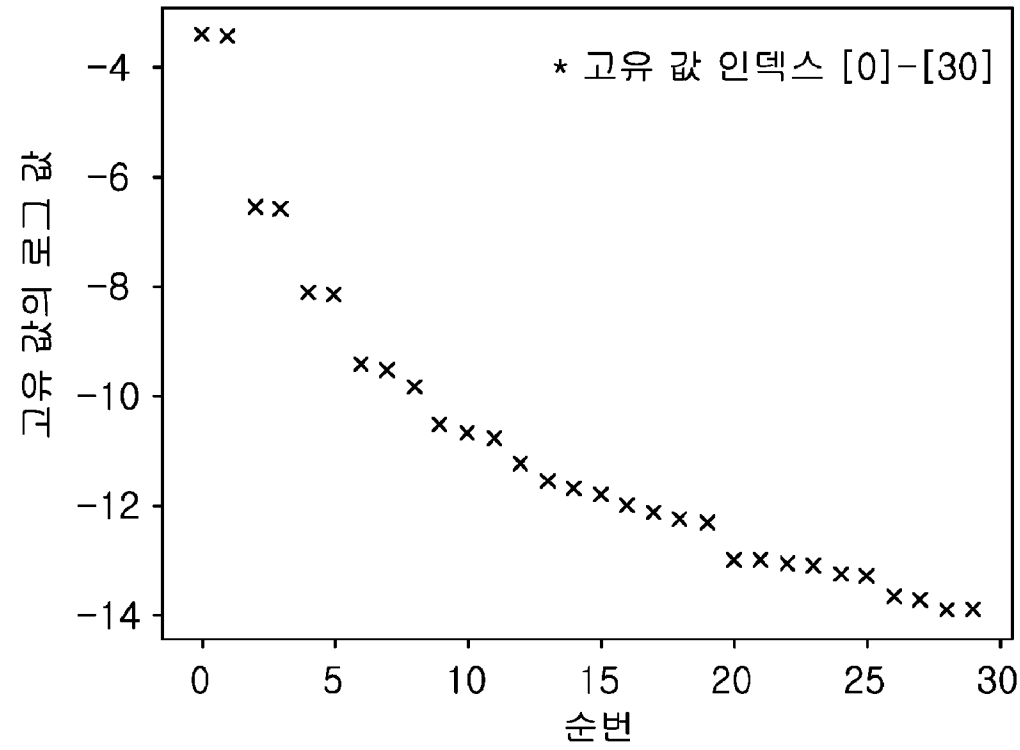
상기 심장 신호에서 R 피크 간격이 기 설정된 값 이상이면, 상기 피검자를 부정맥 환자로 분류하는 단계를 포함하는, 부정맥 감지 방법.

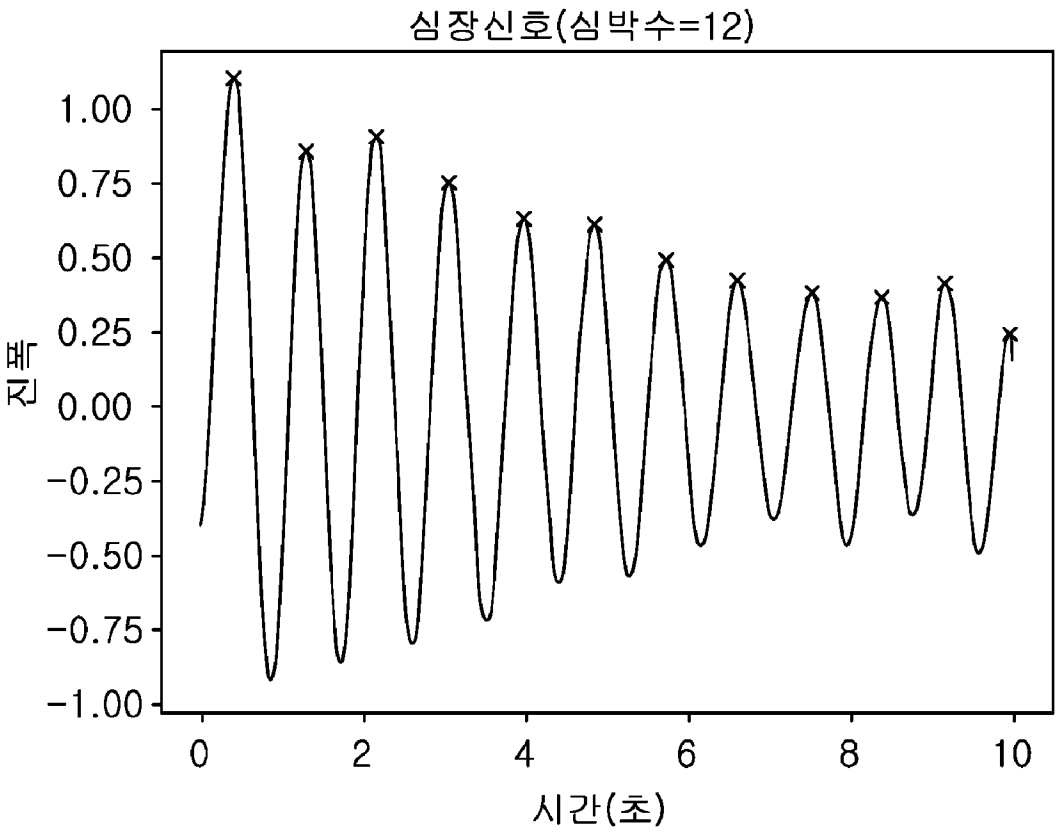
WO 2024/072102 PCT/KR2023/015043

[도1]



[도2]

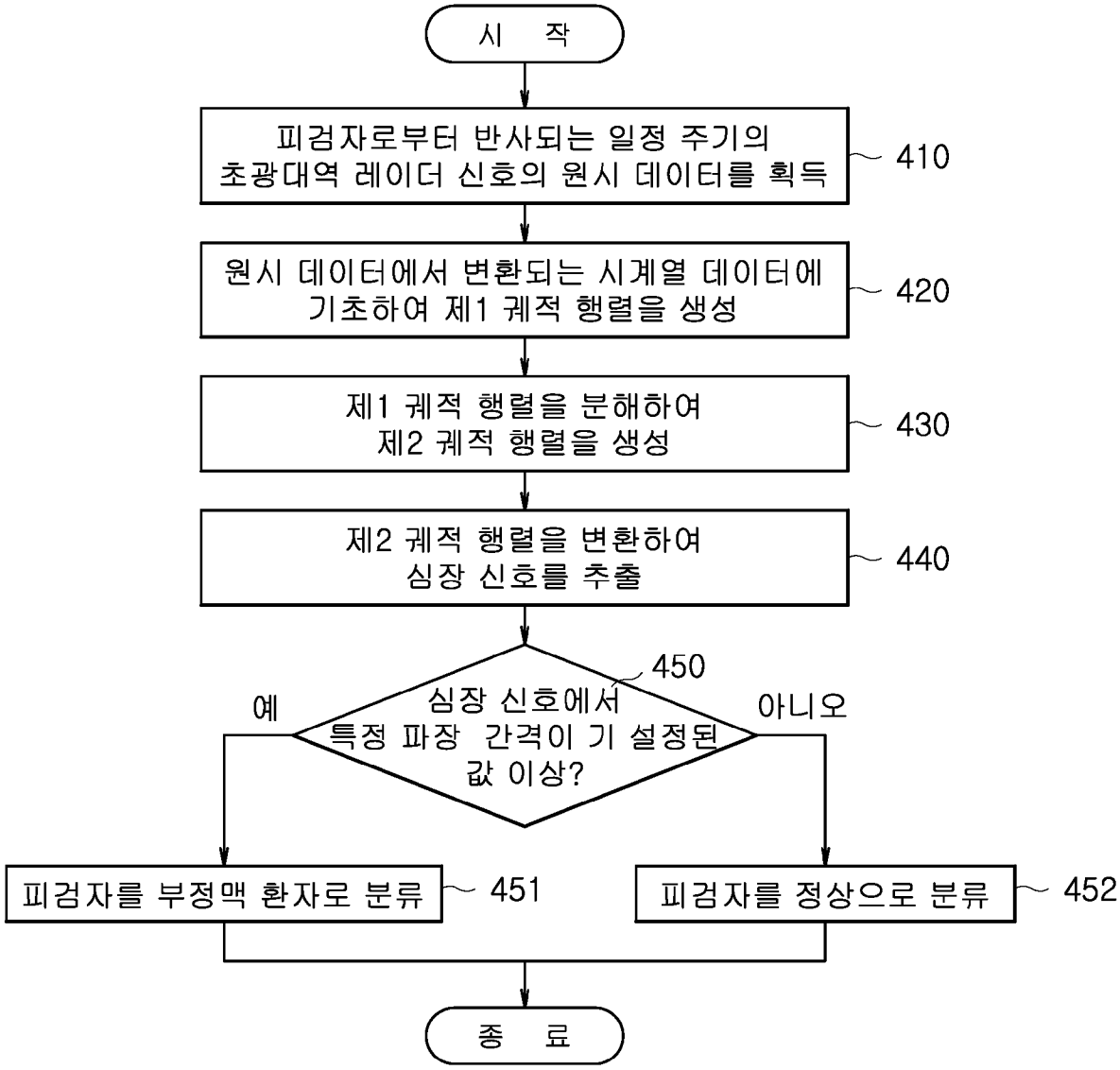

* 고유 값 인덱스 [0]-[30]
고유 값의 로그 값
-4
-6
-8
-10
-12
-14
0
5
10
15
20
25
30
순번


심장신호(심박수=12)
진폭
1.00
0.75
0.50
0.25
0.00
-0.25
-0.50
-0.75
-1.00
0
2
4
6
8
10
시간(초)

[도3]

대상자	UWB 심박수	ECG 심박수	UWB IBI 표준편차 (ms)	ECG IBI 표준편차 (ms)	IBI ICC	심박수 상대 오차 (%)	IBI 절대 오차 (ms)
부정맥 환자							
대상자 1	132	136	281.51	188.24	0.337	2.941	93.273
대상자 2	137	192	274.35	131.74	0.191	28.64	142.61
대상자 3	151	141	335.05	438.67	0.505	7.092	-103.62
대상자 4	129	171	220.15	124.34	-0.136	24.56	95.809
대상자 5	136	146	313.70	233.37	0.439	6.849	80.331
대상자 6	153	163	204.88	141.90	0.418	6.134	62.974
대상자 7	137	158	407.15	217.39	0.427	13.29	189.76
정상							
대상자 8	144	122	256.38	101.61	0.264	18.03	154.76
대상자 9	127	134	168.12	61.701	0.389	5.223	106.42
대상자 10	125	154	188.26	54.902	0.079	18.83	133.36
대상자 11	173	180	27.876	26.550	0.356	3.888	1.3258
대상자 12	154	174	93.305	45.687	0.337	11.49	47.617
대상자 13	125	118	120.83	91.724	0.347	5.932	29.112

[도4]


시 작
피검자로부터 반사되는 일정 주기의 초광대역 레이더 신호의 원시 데이터를 획득
410
원시 데이터에서 변환되는 시계열 데이터에 기초하여 제1 궤적 행렬을 생성
420
제1 궤적 행렬을 분해하여 제2 궤적 행렬을 생성
430
제2 궤적 행렬을 변환하여 심장 신호를 추출
440
450
심장 신호에서 특정 파장 간격이 기 설정된 값 이상?
예
아니오
피검자를 부정맥 환자로 분류
451
피검자를 정상으로 분류
452
종 료

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/KR2023/015043

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/05(2006.01)i; **A61B 5/024**(2006.01)i; **A61B 5/113**(2006.01)i; **A61B 5/00**(2006.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 5/05(2006.01); A61B 5/00(2006.01); A61B 5/04(2006.01); A61B 5/0402(2006.01); A61B 5/0464(2006.01); A61B 5/055(2006.01); A61B 5/113(2006.01); H04Q 9/00(2006.01)

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

Korean utility models and applications for utility models: IPC as above
Japanese utility models and applications for utility models: IPC as above

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

eKOMPASS (KIPO internal) & keywords: 부정맥(arrhythmia), 진단(diagnosis), 초광대역(ultra-wideband), 레이더(radar), 신호(signal), 궤적 행렬(trace matrix)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	KR 10-2019-0082532 A (IUCF-HYU (INDUSTRY-UNIVERSITY COOPERATION FOUNDATION HANYANG UNIVERSITY)) 10 July 2019 (2019-07-10) See paragraphs [0039]-[0043]; claim 9; and figure 2.	1-18
A	KR 10-2021-0066332 A (DAEGU GYEONGBUK INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 07 June 2021 (2021-06-07) See claims 1 and 4.	1-18
A	US 2015-0112220 A1 (SANA, Furrukh et al.) 23 April 2015 (2015-04-23) See paragraph [0058]; and claim 1.	1-18
A	KR 10-2013-0045613 A (KOREA RESEARCH INSTITUTE OF STANDARDS AND SCIENCE) 06 May 2013 (2013-05-06) See claims 1 and 3.	1-18
A	US 2019-0282178 A1 (ZOLL MEDICAL CORPORATION) 19 September 2019 (2019-09-19) See claims 1 and 7.	1-18

☑ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☑ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"D" document cited by the applicant in the international application
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
26 December 2023	**26 December 2023**

Name and mailing address of the ISA/KR	Authorized officer
Korean Intellectual Property Office **Government Complex-Daejeon Building 4, 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon 35208**	
Facsimile No. **+82-42-481-8578**	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/KR2023/015043

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	SHIN, Insik. Radar-based non-contact arrhythmia detection. August 2022. [Retrieved on 19 December 2023]. <Retrieved from KOASAS. URL:http://hdl.handle.net/10203/309547>. See pages 1-15. ※ This document is a known document declaring exceptions to lack of novelty by the applicant.	1-18

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/KR2023/015043

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
KR 10-2019-0082532 A	10 July 2019	US 2020-0367784 A1	26 November 2020
		WO 2019-135579 A1	11 July 2019
KR 10-2021-0066332 A	07 June 2021	None	
US 2015-0112220 A1	23 April 2015	US 9532735 B2	03 January 2017
KR 10-2013-0045613 A	06 May 2013	KR 10-1310747 B1	24 September 2013
		US 2014-0235996 A1	21 August 2014
		WO 2013-062259 A1	02 May 2013
US 2019-0282178 A1	19 September 2019	CN 112118783 A	22 December 2020
		EP 3764886 A1	20 January 2021
		EP 3764886 A4	13 October 2021
		JP 2021-516080 A	01 July 2021
		US 10932726 B2	02 March 2021
		US 2021-0161480 A1	03 June 2021
		WO 2019-178524 A1	19 September 2019

국 제 조 사 보 고 서

국제출원번호
PCT/KR2023/015043

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 5/05(2006.01)i; **A61B 5/024**(2006.01)i; **A61B 5/113**(2006.01)i; **A61B 5/00**(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 5/05(2006.01); A61B 5/00(2006.01); A61B 5/04(2006.01); A61B 5/0402(2006.01); A61B 5/0464(2006.01); A61B 5/055(2006.01); A61B 5/113(2006.01); H04Q 9/00(2006.01)

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC
일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

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

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 부정맥(arrhythmia), 진단(diagnosis), 초광대역(ultra-wideband), 레이더(radar), 신호(signal), 궤적 행렬(trace matrix)

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
A	KR 10-2019-0082532 A (한양대학교 산학협력단) 2019.07.10 단락 [0039]-[0043]; 청구항 9; 도면 2	1-18
A	KR 10-2021-0066332 A (재단법인대구경북과학기술원) 2021.06.07 청구항 1,4	1-18
A	US 2015-0112220 A1 (FURRUKH SANA 등) 2015.04.23 단락 [0058]; 청구항 1	1-18
A	KR 10-2013-0045613 A (한국표준과학연구원) 2013.05.06 청구항 1,3	1-18
A	US 2019-0282178 A1 (ZOLL MEDICAL CORPORATION) 2019.09.19 청구항 1,7	1-18

☑ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

☑ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

"A" 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌
"D" 본 국제출원에서 출원인이 인용한 문헌
"E" 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌
"L" 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌
"O" 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌
"P" 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌
"T" 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌
"X" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.
"Y" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.
"&" 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

국제조사의 실제 완료일	국제조사보고서 발송일
2023년12월26일(26.12.2023)	**2023년12월26일(26.12.2023)**

ISA/KR의 명칭 및 우편주소

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

팩스 번호 **+82-42-481-8578**

심사관

김연경

전화번호 **+82-42-481-3325**

국 제 조 사 보 고 서

국제출원번호
PCT/KR2023/015043

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	SHIN, INSIK, "Radar-based non-contact arrhythmia detection", 2022.08 [검색일: 2023.12.19] <출처: KOASAS, URL:http://hdl.handle.net/10203/309547> 페이지 1-15 ※위 문헌은 출원인이 신규성 상실의 예외로서 선언한 공지문헌임.	1-18

국 제 조 사 보 고 서
대응특허에 관한 정보

국제출원번호
PCT/KR2023/015043

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2019-0082532 A	2019/07/10	US 2020-0367784 A1	2020/11/26
		WO 2019-135579 A1	2019/07/11
KR 10-2021-0066332 A	2021/06/07	없음	
US 2015-0112220 A1	2015/04/23	US 9532735 B2	2017/01/03
KR 10-2013-0045613 A	2013/05/06	KR 10-1310747 B1	2013/09/24
		US 2014-0235996 A1	2014/08/21
		WO 2013-062259 A1	2013/05/02
US 2019-0282178 A1	2019/09/19	CN 112118783 A	2020/12/22
		EP 3764886 A1	2021/01/20
		EP 3764886 A4	2021/10/13
		JP 2021-516080 A	2021/07/01
		US 10932726 B2	2021/03/02
		US 2021-0161480 A1	2021/06/03
		WO 2019-178524 A1	2019/09/19