



(51) 국제특허분류:

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/0476 (2006.01)

(21) 국제출원번호:

PCT/KR2019/011528

(22) 국제출원일:

2019년 9월 6일 (06.09.2019)

(25) 출원언어:

한국어

(26) 공개언어:

한국어

(30) 우선권정보:

10-2018-0148241 2018년 11월 27일 (27.11.2018) KR

(71) 출원인: 전자부품연구원 (KOREA ELECTRONICS TECHNOLOGY INSTITUTE) [KR/KR]; 13509 경기도 성남시 분당구 새나리로 25, Gyeonggi-do (KR).

(72) 발명자: 조영창 (JO, Young Chang); 16875 경기도 용인시 수지구 현암로125번길 11, 702동 802호, Gyeonggi-do (KR). 홍혁기 (HONG, Hyuck Ki); 16872 경기도 용인시 수지구 대지로 77, 103동 303호, Gyeonggi-do (KR). 최연식 (CHOI, Yeon Shik); 06521 서울시 서초구 신반포로 33길 15, 101동 905호, Seoul (KR). 정석원 (JUNG, Suk Won); 18151 경기도 오산시 동부대로 332-14, 113동 602호, Gyeonggi-do (KR).

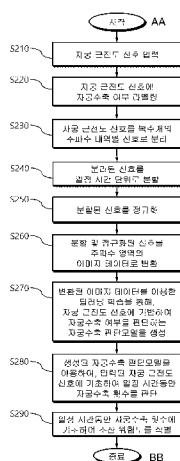
(74) 대리인: 남충우 (NAM, Choong Woo); 06296 서울시 강남구 논현로34길 26, 4층, Seoul (KR).

(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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, 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 국내 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).

(54) Title: METHOD FOR IDENTIFYING PRETERM BIRTH RISK ON BASIS OF UTERUS ELECTROMYOGRAM

(54) 발명의 명칭: 자궁 근전도 기반의 조산 위험도 식별방법



S210 ... Input uterus electromyographic signal

S220 ... Label, in uterus electromyographic signal, whether uterus contracts

S230 ... Divide uterus electromyographic signal into plurality of frequency band-specific signals

S240 ... Segment divided signals on basis of predetermined time unit

S250 ... Normalize segmented signals into image data of frequency domain

S260 ... Convert segmented and normalized signals into image data of frequency domain

S270 ... Generate, through deep learning using converted image data, uterus contraction determination model for determining whether uterus contracts on basis of uterus electromyographic signal

S280 ... Determine number of uterus contractions for predetermined time on basis of inputted uterus electromyographic signal by using generated uterus contraction determination model

S290 ... Identify preterm birth risk on basis of number of uterus contractions during predetermined time

AA ... Start

BB ... End

(57) Abstract: A method for determining a uterine contraction, an apparatus for determining a uterine contraction, and a method for identifying a preterm birth risk are provided. The method for determining a uterine contraction labels, in a uterus electromyographic signal, whether a uterus is contracts, divides the uterus electromyographic signal into a plurality of frequency band-specific signals, segments the divided signals on the basis of a predetermined time unit, normalizes the segmented signals, converts the segmented and normalized signals into image data of a frequency domain, and generates, through deep learning using the converted image data, a uterine contraction determination model for determining whether the uterus contracts on the basis of the uterus electromyographic signal, and thus can more easily and accurately predict whether the uterus is contracted and a preterm birth risk.

(57) 요약서: 자궁수축 판단방법, 자궁수축 판단장치 및 조산 위험도 식별방법이 제공된다. 본 자궁수축 판단방법에 의하면, 자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링하고, 자궁 근전도 신호를 복수개의 주파수 대역별 신호로 분리하며, 분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할하고, 세그멘테이션된 신호를 정규화하며, 세그멘테이션 및 정규화된 신호를 주파수 영역의 이미지 데이터로 변환하고, 변환된 이미지 데이터를 이용한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에 기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성할 수 있게 되어, 자궁수축 여부 및 조산 위험도를 더욱 쉽고 정확하게 예측할 수 있게 된다.

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제21조(3))

명세서

발명의 명칭: 자궁 근전도 기반의 조산 위험도 식별방법 기술분야

- [1] 본 발명은 자궁 근전도 기반의 조산 위험도 식별방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는, 자궁 근전도 신호를 이용하여 자궁 수축 여부를 판단하고 이를 이용하여 조산 위험도를 식별하는 자궁 근전도 기반의 조산 위험도 식별방법에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 이 부분에 기술된 내용은 단순히 본 실시 예에 대한 배경 정보를 제공할 뿐 종래기술을 구성하는 것은 아니다.
- [3] 조산(preterm birth)은 일반적으로 임신 20주를 지나 37주 이전에 분만하는 것을 의미한다. 전세계적으로 매년 약 1천 5백만 명의 신생아가 조산으로 태어나며, 우리나라도 이미 조산율이 10 %를 넘어 매년 약 4~5만 명 정도의 미숙아가 출생하는 것으로 추정된다. 이러한 조산아들은 모체로부터 충분한 영양공급을 받지 못했을 뿐만 아니라, 신체의 기관들이 미형성된 상태로 태어나기 때문에 사망의 위험이 매우 크다. 또한 조산아는 기본적으로 면역력이 약해 잔병치레가 많아 성장과 발달에 문제가 있을 수 있다.
- [4] 따라서, 조산의 위험성을 미리 예측함으로써 조산위험 산모군을 선별하고, 이들에 대한 적절한 관리를 통하여 조산을 방지하거나 효과적인 치료를 하는 것이 매우 필요하다. 또한, 조산의 시기가 빠를수록 신생아에게 후유증을 남길 가능성이 높고, 후유증의 정도도 심하기 때문에 조산을 미리 정확하게 예측할 수 있다면 미숙아와 그로 인한 장애아의 발생률을 현저하게 줄일 수 있을 것으로 기대된다.
- [5] 이와 같이, 조산은 신생아 사망의 가장 주요한 원인이고, 최근 그 발생이 증가하고 있으나, 아직까지 조산을 100% 예측하고 예방할 수 있는 방법은 없다. 즉, 임신부의 조산을 예방하고 태아의 조산으로 인한 사망율을 낮추기 위해서는 정확한 조산의 예측이 필수적이다.
- [6] 또한 임신부는 혈액량이 임신전보다 약 1.5배가 증가하며, 혈압이 변화하며, 심장의 위치 또한 비임신시 대비 왼쪽으로 이동하게 된다. 이에 따라 임신 중기 이후에 빈혈 증세가 나타나거나, 심하게 숨이 차거나 또는 심장에 무리를 줄 수 있다. 또한 임신 중에는 호르몬의 변화, 혈액동학적 변화, 자율신경계의 변화가 필수적으로 일어나게 된다. 즉, Estrogen과 β -human chorionic gonadotropin 등의 호르몬이 증가하며, 혈액동학적으로는 순환 혈류량과 심박출량이 증가하고, 또한 혈장 카테콜라민 농도 및 아드레날린 수용체의 민감도가 증가하여 교감신경계가 활성화 된다. 이러한 모든 변화는 임신 중 부정맥을 일으키는 기전으로 작용할 수 있다. 따라서 임신 중기 이후에는 심전도 검사를 정기적으로

실시하여야 한다.

- [7] 현재의 조산 예측은 자궁근 수축 측정계(Tocodynamometry, TOCO)를 통한 자궁 수축 또는 자궁경부의 변화를 관찰하는 방법에 크게 의존하고 있다. 그러나 상기 TOCO를 통한 자궁 수축의 측정은 조산 예측을 하기에는 너무 낮은 감도를 갖고 있으며, 또한 자궁경부 검사를 통한 조산의 예측은 임상의에 따라 큰 편차를 갖는 문제가 있으며, 역시 조산 예측 성공율은 낮은 것으로 알려져 있다.
- [8] 이와 같이 종래의 조산 예측은 정확도가 떨어지고, 조산을 예측하기 위한 절차 및 방법이 복잡하다는 단점이 있다.
- [9] 따라서, 조산 위험 여부를 더욱 정확히 예측하기 위한 방안의 모색이 요청된다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [10] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위하여 안출된 것으로서, 본 발명의 목적은, 자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링하고, 자궁 근전도 신호를 복수개의 주파수 대역별 신호로 분리하며, 분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할하고, 세그멘테이션된 신호를 정규화하며, 세그멘테이션 및 정규화된 신호를 주파수 영역의 이미지 데이터로 변환하고, 변환된 이미지 데이터를 이용한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에 기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성하는 자궁수축 판단방법, 자궁수축 판단장치 및 조산 위험도 식별방법을 제공함에 있다.
- [11] 본 발명에서 이루고자 하는 기술적 과제들은 이상에서 언급한 기술적 과제들로 제한되지 않으며, 언급하지 않은 또 다른 기술적 과제들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제 해결 수단

- [12] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른, 자궁수축 판단장치에 의한 자궁수축 판단 방법은, 자궁 근전도 신호를 입력받는 단계; 자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링하는 단계; 자궁 근전도 신호를 복수개의 주파수 대역별 신호로 분리하는 단계; 분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할하는 세그멘테이션 단계; 분할된 신호를 정규화하는 단계; 분할 및 정규화된 신호를 주파수 영역의 이미지 데이터로 변환하는 단계; 및 변환된 이미지 데이터를 이용한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에 기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성하는 단계;를 포함한다.
- [13] 그리고, 라벨링하는 단계는, 동일 시간대에 자궁수축력측정기(tocodynamometer)에 의해 측정된 신호를 이용하여 자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링할 수도 있다.
- [14] 또한, 분리하는 단계는, 자궁 근전도 신호를 4개의 주파수 대역별 신호로 분리할 수도 있다.

- [15] 그리고, 분리하는 단계는, 자궁 근전도 신호를 자궁 내압 신호에 해당되는 제1 분리신호, 저주파대역의 자궁신호에 해당되는 제2 분리신호, 고주파대역의 자궁신호에 해당되는 제3 분리신호, 및 기타 신호에 해당되는 제4 분리신호로 분리할 수도 있다.
- [16] 또한, 제1 분리신호는 자궁 근전도 신호에서 0.001Hz 내지 0.005Hz의 주파수 대역을 분리한 신호이고, 제2 분리신호는 자궁 근전도 신호에서 0.02Hz 내지 0.45Hz의 주파수 대역을 분리한 신호이고, 제3 분리신호는 자궁 근전도 신호에서 0.8Hz 내지 3Hz의 주파수 대역을 분리한 신호이고, 제4 분리신호는 자궁 근전도 신호에서 3Hz 초과와 주파수 대역을 분리한 신호일 수도 있다.
- [17] 그리고, 세그멘테이션 단계는, 분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할할 때 일부 시간이 중첩되도록 분할할 수도 있다.
- [18] 또한, 변환하는 단계는, 분할 및 정규화된 신호를 쇼타임푸리에변환(STFT : Short-time Fourier transform)를 이용하여 주파수 영역의 이미지 데이터로 변환할 수도 있다.
- [19] 그리고, 자궁수축 예측모델을 생성하는 단계는, 변환된 이미지 데이터를 학습데이터로 이용한 CNN(Convolutional Neural Network)에 의한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에 기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성할 수도 있다.
- [20] 또한, 생성된 자궁수축 판단모델을 이용하여, 입력된 자궁 근전도 신호에 기초하여 일정 시간동안 자궁수축 횟수를 판단하는 단계;를 더 포함할 수도 있다.
- [21] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는, 자궁 근전도 신호를 입력받는 단계; 자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링하는 단계; 자궁 근전도 신호를 복수개의 주파수 대역별 신호로 분리하는 단계; 분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할하는 세그멘테이션 단계; 세그멘테이션된 신호를 정규화하는 단계; 세그멘테이션 및 정규화된 신호를 주파수 영역의 이미지 데이터로 변환하는 단계; 및 변환된 이미지 데이터를 이용한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에 기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성하는 단계;를 포함하는 자궁수축 판단방법을 실행하는 컴퓨터 프로그램이 수록된다.
- [22] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른, 자궁수축 판단장치는, 자궁 근전도 신호를 입력받는 입력부; 자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링하고, 자궁 근전도 신호를 복수개의 주파수 대역별 신호로 분리하며, 분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할하는 세그멘테이션하고, 세그멘테이션된 신호를 정규화하며, 세그멘테이션 및 정규화된 신호를 주파수 영역의 이미지 데이터로 변환하고, 변환된 이미지 데이터를 이용한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에 기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성하는 제어부;를 포함한다.

- [23] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른, 자궁수축 판단장치에 의한 조산 위험도 식별방법은, 자궁 근전도 신호를 입력받는 단계; 자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링하는 단계; 자궁 근전도 신호를 복수개의 주파수 대역별 신호로 분리하는 단계; 분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할하는 세그멘테이션 단계; 세그멘테이션된 신호를 정규화하는 단계; 세그멘테이션 및 정규화된 신호를 주파수 영역의 이미지 데이터로 변환하는 단계; 변환된 이미지 데이터를 이용한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에 기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성하는 단계; 생성된 자궁수축 판단모델을 이용하여, 입력된 자궁 근전도 신호에 기초하여 일정 시간동안 자궁수축 횟수를 판단하는 단계; 및 일정 시간동안 자궁수축 횟수에 기초하여 조산 위험도를 식별하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

- [24] 본 발명의 다양한 실시예에 따르면, 자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링하고, 자궁 근전도 신호를 복수개의 주파수 대역별 신호로 분리하며, 분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할하고, 세그멘테이션된 신호를 정규화하며, 세그멘테이션 및 정규화된 신호를 주파수 영역의 이미지 데이터로 변환하고, 변환된 이미지 데이터를 이용한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에 기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성하는 자궁수축 판단방법, 자궁수축 판단장치 및 조산 위험도 식별방법을 제공할 수 있게 되어, 자궁수축 여부 및 조산 위험도를 더욱 쉽고 정확하게 예측할 수 있게 된다.
- [25] 본 발명에서 얻을 수 있는 효과는 이상에서 언급한 효과로 제한되지 않으며, 언급하지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술분야에 서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

- [26] 본 발명에 관한 이해를 돕기 위해 상세한 설명의 일부로 포함되는, 첨부 도면은 본 발명에 대한 실시 예를 제공하고, 상세한 설명과 함께 본 발명의 기술적 특징을 설명한다.
- [27] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른, 자궁수축 판단 장치의 구성을 도시한 블록도,
- [28] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른, 자궁수축 판단 및 조산 위험도 식별 방법을 설명하기 위해 제공되는 흐름도,
- [29] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른, 자궁수축력측정기(tocodynamometer)에 의해 측정된 신호와 자궁 근전도 신호를 도시한 도면,
- [30] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른, 자궁 근전도 신호를 4개의 주파수 대역별로 분리한 신호를 도시한 도면,
- [31] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른, 분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할하는 과정을 도시한 도면,

- [32] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른, 쏘타임푸리에변환 과정을 도시한 도면,
- [33] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른, 사용자가 정상 상태일 때의 쏘타임푸리에 변환 결과 얻어지는 이미지 데이터를 도시한 도면,
- [34] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른, 사용자가 자궁 수축 상태일 때의 쏘타임푸리에 변환 결과 얻어지는 이미지 데이터를 도시한 도면,
- [35] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른, 변환된 이미지 데이터를 이용하여 딥러닝 학습을 진행하여 자궁수축 판단모델을 생성하는 과정을 도시한 도면, 및
- [36] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른, 자궁수축 판단장치의 테스트 결과를 도시한 도면이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

- [37] 본 발명의 과제 해결 수단의 특징 및 이점을 보다 명확히 하기 위하여, 첨부된 도면에 도시된 본 발명의 특정 실시 예를 참조하여 본 발명을 더 상세하게 설명한다.
- [38] 다만, 하기의 설명 및 첨부된 도면에서 본 발명의 요지를 흐릴 수 있는 공지기능 또는 구성에 대한 상세한 설명은 생략한다. 또한, 도면 전체에 걸쳐 동일한 구성 요소들은 가능한 한 동일한 도면 부호로 나타내고 있음에 유의하여야 한다.
- [39] 이하의 설명 및 도면에서 사용된 용어나 단어는 통상적이거나 사전적인 의미로 한정해서 해석되어서는 아니 되며, 발명자는 그 자신의 발명을 가장 최선의 방법으로 설명하기 위한 용어의 개념으로 적절하게 정의할 수 있다는 원칙에 입각하여 본 발명의 기술적 사상에 부합하는 의미와 개념으로 해석되어야만 한다.
- [40] 따라서 본 명세서에 기재된 실시 예와 도면에 도시된 구성은 본 발명의 가장바람직한 일 실시 예에 불과할 뿐이고, 본 발명의 기술적 사상을 모두 대변하는 것은 아니므로, 본 출원시점에 있어서 이들을 대체할 수 있는 다양한 균등물과 변형예들이 있을 수 있음을 이해하여야 한다.
- [41] 또한, 제1, 제2 등과 같이 서수를 포함하는 용어는 다양한 구성요소들을 설명하기 위해 사용하는 것으로, 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용될 뿐, 상기 구성요소들을 한정하기 위해 사용되지 않는다. 예를 들어, 본 발명의 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제2 구성요소는 제1 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제1 구성요소도 제2 구성요소로 명명될 수 있다.
- [42] 더하여, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급할 경우, 이는 논리적 또는 물리적으로 연결되거나, 접속될 수 있음을 의미한다.
- [43] 다시 말해, 구성요소가 다른 구성요소에 직접적으로 연결되거나 접속되어 있을 수 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있으며, 간접적으로 연결되거나 접속될 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.

- [44] 또한, 본 명세서에서 기술되는 "포함한다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [45] 또한, 명세서에 기재된 "...부", "...기", "모듈" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어나 소프트웨어 또는 하드웨어 및 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.
- [46] 또한, "일(a 또는 an)", "하나(one)", "그(the)" 및 유사어는 본 발명을 기술하는 문맥에 있어서(특히, 이하의 청구항의 문맥에서) 본 명세서에 달리 지시되거나 문맥에 의해 분명하게 반박되지 않는 한, 단수 및 복수 모두를 포함하는 의미로 사용될 수 있다.
- [47] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명을 보다 상세하게 설명한다.
- [48] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른, 자궁수축 판단 장치(100)의 구성을 도시한 블록도이다. 도 1에 도시된 바와 같이, 입력부(110) 및 제어부(120)를 포함한다.
- [49] 자궁 근전도 신호는 자궁 수축 등의 자궁 전기 활동(uterine electrical activity)로 인하여 자궁의 근육층(myometrium)에서 발생하는 0.1 ~ 5 Hz와 0.04 ~ 0.5 mV의 특성을 갖는 전기적 신호이다.
- [50] 자궁 근전도 측정장치(10)는 태아가 위치하는 임산부의 복부에 전극을 붙여 검사하는 복부 부착형 근전도 측정 패치로 구성된다. 복부 부착형 근전도 측정 패치는 측정된 자궁 근전도 신호를 입력부(110)로 전송하도록 설계된다. 또한 자궁 근전도 측정 센서는 자궁 근전도(Electrohysterogram) 신호 이 외에 태아 심박수(Tetal heart rate, 이하 THR), 체온 등의 생체 신호에 대해 통합 측정가능하도록 구성될 수도 있다.
- [51] 입력부(110)는 자궁 근전도 측정기(10)로부터 자궁 근전도 신호(EHG : Electrohysterogram)를 입력받는다. 입력부(110)는 자궁 근전도 측정기(10)와 유선 또는 무선으로 통신가능하도록 연결되어 있으며, 예를 들어, USB 등의 유선 케이블을 통해 연결될 수도 있고, 와이파이나 블루투스나 같은 무선 통신을 통해 연결될 수도 있다. 그리고, 입력부(110)는 자궁 근전도 신호를 유선 또는 무선 통신을 이용하여 입력받게 된다.
- [52] 제어부(120)는 자궁수축 판단 장치(100)의 전반적인 동작을 제어한다. 구체적으로, 제어부(120)는 자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링하고, 자궁 근전도 신호를 복수개의 주파수 대역별 신호로 분리하며, 분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할하는 세그멘테이션하고, 세그멘테이션된 신호를 정규화하며, 세그멘테이션 및 정규화된 신호를 주파수 영역의 이미지 데이터로 변환하고, 변환된 이미지 데이터를 이용한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에 기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성한다. 그리고, 제어부(120)는 생성된 자궁수축 예측모델을 이용하여, 입력된 자궁

근전도 신호에 기초하여 일정 시간동안 자궁수축 횟수를 판단하고, 일정 시간동안 자궁수축 횟수에 기초하여 조산 위험도를 식별하게 된다.

- [53] 이와 같은 구성의 자궁수축 판단 장치(100)는 사용자로부터 측정된 자궁 근전도 신호를 이용하여 사용자의 자궁수축 여부를 판단하고 이를 이용하여 조산 위험도를 식별할 수 있게 된다.
- [54] 한편, 도 1에는 자궁수축 판단 장치(100)와 자궁 근전도 측정기(10)가 별도의 장치인 것으로 설명하였으나, 자궁수축 판단 장치(100)에 자궁 근전도 측정 모듈이 포함되어 구성될 수도 있음은 물론이다.
- [55] 이하에서는, 도 2를 참고하여 자궁수축 판단 장치(100)에 의한 자궁수축 판단방법 및 조산 위험도 식별방법에 대해 더욱 상세히 설명한다.
- [56] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른, 자궁수축 판단 및 조산 위험도 식별 방법을 설명하기 위해 제공되는 흐름도이다.
- [57] 우선, 자궁수축 판단 장치(100)는 자궁 근전도 측정기(10)로부터 사용자의 자궁 근전도 신호를 입력받는다(S210).
- [58] 그리고, 자궁수축 판단장치(100)는 자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링한다(S220). 구체적으로, 자궁수축 판단장치(100)는 동일 시간대에 자궁수축력측정기(tocodynamometer)에 의해 측정된 자궁수축신호를 이용하여 자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 표시하여 라벨링을 수행하게 된다.
- [59] 이와 관련하여 도 3을 참고하여 상세히 설명한다. 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른, 자궁수축력측정기(tocodynamometer)에 의해 측정된 신호와 자궁 근전도 신호를 도시한 도면이다.
- [60] 도 3에서 상단에 표시된 그래프는 자궁수축력측정기(tocodynamometer)에 의해 측정된 자궁수축신호(TOCO신호)를 나타낸다. 그리고, 도 3에서 하단에 표시된 그래프는 동일 시간대의 자궁 근전도 신호를 도시한 도면이다.
- [61] 도 3에 도시된 바와 같이, 자궁수축신호(TOCO신호)는 피크가 존재하는 시간대가 자궁수축이 발생한 시간대를 나타내는 것이다. 따라서, 자궁수축 판단장치(100)는 자궁수축신호를 이용하면 자궁수축이 발생한 시간대를 확인할 수 있으며, 확인된 자궁수축이 발생한 시간대를 이용하여 자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링할 수 있게 된다.
- [62] 도 3의 하단에 표시된 자궁 근전도 신호에는 빨간색으로 자궁수축 여부가 라벨링되어 있으며, 빨간색 그래프가 높은값에 해당되는 기간이 자궁수축 기간을 나타내고, 빨간색 그래프가 낮은값에 해당되는 기간이 정상상태 기간을 나타낸다.
- [63] 이와 같은 과정을 통해, 자궁수축 판단장치(100)는 동일 시간대에 자궁수축력측정기(tocodynamometer)에 의해 측정된 자궁수축신호를 이용하여 자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 표시하여 라벨링을 수행할 수 있게 된다.
- [64] 다시 도 2로 돌아가서, 자궁수축 판단장치(100)는 자궁 근전도 신호를 복수개의 주파수 대역별 신호로 분리한다(S230). 자궁수축 판단장치(100)는 각 대역별

밴드패스필터를 이용하여 자궁 근전도 신호를 복수개의 주파수 대역별 신호로 분리할 수 있게 된다.

- [65] 자궁수축 판단장치(100)는 자궁 근전도 신호를 4개의 주파수 대역별 신호로 분리할 수 있다. 구체적으로, 자궁수축 판단장치(100)는 자궁 근전도 신호를 자궁 내압 신호에 해당되는 제1 분리신호, 저주파대역의 자궁신호에 해당되는 제2 분리신호, 고주파대역의 자궁신호에 해당되는 제3 분리신호, 및 기타 신호에 해당되는 제4 분리신호로 분리할 수도 있다. 여기에서, 제1 분리신호는 자궁 근전도 신호에서 0.001Hz 내지 0.005Hz의 주파수 대역을 분리한 신호이고, 제2 분리신호는 자궁 근전도 신호에서 0.02Hz 내지 0.45Hz의 주파수 대역을 분리한 신호이고, 제3 분리신호는 자궁 근전도 신호에서 0.8Hz 내지 3Hz의 주파수 대역을 분리한 신호이고, 제4 분리신호는 자궁 근전도 신호에서 3Hz 초과와 주파수 대역을 분리한 신호가 될 수도 있다.
- [66] 이와 같은 방식으로, 자궁수축 판단장치(100)는 자궁 근전도 신호를 4개의 주파수 대역별 신호로 분리하여 이를 신호처리하여 자궁수축여부를 판단하게 되며, 상술한 4개의 주파수 대역별 신호로 분리할 경우 자궁 수축 여부 판단의 정확도가 향상되는 것을 확인할 수 있다.
- [67] 다시 도 2로 돌아와서, 자궁수축 판단장치(100)는 주파수 대역별로 분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할하는 세그멘테이션(segmentation) 단계를 수행한다(S240). 이 때, 자궁수축 판단장치(100)는 분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할할 때 일부 시간이 중첩되도록 분할하게 된다. 즉, 자궁수축 판단장치(100)는 분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할할 때 시간상으로 앞서는 분할구간의 뒷부분과 시간상으로 뒤지는 분할구간의 앞부분이 일정부분 중첩되도록 시간영역을 설정하게 되는 것이다. 이와 같이, 일부 시간이 중첩되도록 분할할 경우, 자궁수축 판단장치(100)는 분할되는 경계 부분의 특성을 더욱 정확하게 처리할 수 있게 된다.
- [68] 예를 들어, 자궁수축 판단장치(100)는 주파수 대역별로 분리된 신호를 2초 단위로 분할할 수 있으며, 이 때 신호의 25%(즉, 0.5초)가 이전 시간영역과 중첩되도록 분할할 수도 있다. 이에 대해 도 5를 참고하여 더 구체적으로 설명한다.
- [69] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른, 분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할하는 과정을 도시한 도면이다. 구체적으로, 도 5는 자궁수축 판단장치(100)가 주파수 대역별로 분리된 신호를 2초 단위의 윈도우로 분할하고, 신호의 25%(즉, 0.5초)가 이전 시간영역 윈도우와 중첩되도록 분할하는 경우를 도시하고 있다.
- [70] 도 5의 상단에 표시된 신호 그래프는 입력되는 자궁 근전도 신호(EHG: Electrohysterogram)를 나타내고 있고, 자궁수축 기간은 빨간색으로 라벨링이 되어 있는 것을 확인할 수 있다.
- [71] 도 5의 하단에 표시된 그래프들은 2초 단위의 윈도우로 분할된 신호들이 표시되어 있으며, 25%(0.5초)씩 중첩되어 분할된 것을 확인할 수 있다.

- [72] 자궁수축 판단장치(100)는 이와 같은 세그멘테이션(segmentation) 단계를 상술한 주파수 대역별 4개의 분리신호 즉, 제1 분리신호, 제2 분리신호, 제3 분리신호 및 제4 분리신호에 대해 모두 수행하게 되며, 모든 분리신호들을 시간 영역으로 분할된 복수개의 분할 신호로 만들게 된다.
- [73] 그 후에, 자궁수축 판단장치(100)는 분할된 신호를 정규화하게 된다(S250). 구체적으로, 자궁수축 판단장치(100)는 분할된 신호들이 전체적으로 진폭이 -1과 1의 사이값이 되고, 평균이 0이 되고, 표준편차가 0에서 1 사이값이 되도록 정규화 처리를 하게 된다.
- [74] 그 다음, 자궁수축 판단장치(100)는 분할 및 정규화된 신호를 주파수 영역의 이미지 데이터로 변환한다(S260). 구체적으로, 자궁수축 판단장치(100)는 분할 및 정규화된 신호를 쇼타임푸리에변환(STFT : Short-time Fourier transform)를 이용하여 주파수 영역의 이미지 데이터로 변환하게 된다. 쇼타임푸리에변환 과정에 대해서는 도 6 내지 도 8을 참고하여 설명한다.
- [75] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른, 쇼타임푸리에변환 과정을 도시한 도면이다.
- [76] 쇼타임푸리에변환은 시계열 신호에 내포되어 있는 시간별 주파수 변화를 표현하는 광범위하게 사용되는 변환 방법이다. 자궁수축 판단장치(100)는 특정 범위의 자궁 근전도 신호와 특정한 특징을 갖는 윈도우 함수를 곱한 후, 이를 FFT (Fast Fourier Transform)을 사용하여 주파수 분석을 수행하며, 시간 축을 따라서 분할된 신호들에 대해 계속적으로 FFT(Fast Fourier Transform)를 수행하면, 쇼타임푸리에변환의 결과인 주파수 영역의 이미지 데이터를 얻을 수 있게 된다.
- [77] 자궁수축 판단장치(100)는 도 6에 도시된 개략적인 과정을 통해 쇼타임푸리에변환을 수행하게 되고, 주파수 대역별로 분리된 신호들에 대한 이미지 데이터를 획득하게 된다. 여기에서 이미지 데이터는 주파수 대역별로 분리된 신호들의 쇼타임푸리에변환 결과값에 해당되며, 이미지 데이터의 x축은 시간, y축은 주파수, 색깔은 진폭(amplitude)을 나타내게 된다.
- [78] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른, 사용자가 정상 상태일 때의 쇼타임푸리에변환 결과 얻어지는 이미지 데이터를 도시한 도면이다.
- [79] 도 7의 상단에 표시된 그래프는 사용자가 정상상태(normal)일 경우의 자궁 근전도 신호(700)를 나타낸다. 그리고, 그 밑에는 제1 분리신호(0.001Hz 내지 0.005Hz)에 대한 쇼타임푸리에변환 결과인 제1-1 이미지데이터(710), 제2 분리신호(0.02Hz 내지 0.45Hz)에 대한 쇼타임푸리에변환 결과인 제1-2 이미지데이터(720), 제3 분리신호(0.8Hz 내지 3Hz)에 대한 쇼타임푸리에변환 결과인 제1-3 이미지데이터(730), 제4 분리신호(3Hz 초과)에 대한 쇼타임푸리에변환 결과인 제1-4 이미지데이터(740)가 도시되어 있는 것을 확인할 수 있다.
- [80] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른, 사용자가 자궁 수축 상태(contraction)일

때의 숏타임푸리에 변환 결과 얻어지는 이미지 데이터를 도시한 도면이다.

- [81] 도 8의 상단에 표시된 그래프는 사용자가 자궁 수축 상태일 경우의 자궁 근전도 신호(800)를 나타낸다. 그리고, 그 밑에는 제1 분리신호(0.001Hz 내지 0.005Hz)에 대한 숏타임푸리에 변환 결과인 제2-1 이미지데이터(810), 제2 분리신호(0.02Hz 내지 0.45Hz)에 대한 숏타임푸리에 변환 결과인 제2-2 이미지데이터(820), 제3 분리신호(0.8Hz 내지 3Hz)에 대한 숏타임푸리에 변환 결과인 제2-3 이미지데이터(830), 제4 분리신호(3Hz 초과)에 대한 숏타임푸리에 변환 결과인 제2-4 이미지데이터(840)가 도시되어 있는 것을 확인할 수 있다.
- [82] 도 7 및 도 8의 제1-1 이미지데이터(710), 제1-2 이미지데이터(720), 제1-3 이미지데이터(730), 및 제1-4 이미지데이터(740)와 제2-1 이미지데이터(810), 제2-2 이미지데이터(820), 제2-3 이미지데이터(830), 및 제2-4 이미지데이터(840)를 서로 비교하면, 서로 패턴이 차이가 있는 것을 확인할 수 있다.
- [83] 따라서, 자궁수축 판단장치(100)는 분할 및 정규화된 신호를 숏타임푸리에 변환(STFT : Short-time Fourier transform)를 이용하여 주파수 영역의 이미지 데이터로 변환하여, 해당 이미지 데이터의 이미지 패턴 차이를 이용하여, 자궁수축 상태인지 여부를 판단하는데 이용할 수 있게 된다.
- [84] 다시 도 2로 돌아가서, 자궁수축 판단장치(100)는 변환된 이미지 데이터를 이용한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에 기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성한다(S270). 구체적으로, 자궁수축 판단장치(100)는 변환된 이미지 데이터를 학습데이터로 이용한 CNN(Convolutional Neural Network)에 의한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에 기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성하게 된다. 이와 같은 과정에 대해 도 9를 참고하여 설명한다.
- [85] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른, 변환된 이미지 데이터를 이용하여 딥러닝 학습을 진행하여 자궁수축 판단모델을 생성하는 과정을 도시한 도면이다.
- [86] CNN(Convolutional Neural Network)에 의한 학습은 다음과 같은 과정을 통해 수행된다.
- [87] 먼저 컨볼루션 필터(Convolutional Filter)를 통해 입력된 이미지의 특징을 추출한다. 구체적으로, 컨볼루션 필터는 이미지를 입력으로 사용하는 딥러닝 모델에 기본적으로 쓰이는 특징 추출 필터이다. 컨볼루션 필터는 필터의 종류가 많으면 많을수록 다양한 특징을 추출할 수 있으며, 이미지의 픽셀 데이터들을 다른 도메인으로 변환하는 것을 통해서 다른 패턴의 데이터들을 서로 분리할 수 있게 변환해주는 역할을 한다. 컨볼루션 필터는 전체 데이터의 관계를 확인하지 않기 때문에 연산량 및 연산 파라미터가 기존의 신경망(Neural Network)보다 적다. 컨볼루션 필터는 각 채널별로 필터 가중 행렬(filter weights matrix)이 존재하며 각 채널과 맞는 가중 행렬에 행렬곱을 수행한 후, 모두 더해 평균을 내는 방식으로 해당 픽셀의 특징을 추출하게 된다.

- [88] 그 다음 배치 노멀라이제이션(Batch Normalization)을 수행하게 된다. 배치 노멀라이제이션(Batch Normalization)은 딥러닝 모델 학습시 정규화를 통해 학습 수렴이 안정되게 해주는 기법이다. 필터를 통해 선형 변환되어 나오는 데이터의 평균과 표준편차가 편향되어있다고 가정하고, 배치 노멀라이제이션은 이를 다시 재조정해주는 방식으로 평균과 표준편차를 맞춰주어 학습이 안정적이며 학습 속도 가속화 및 성능 향상에 목적이 있다. 배치 노멀라이제이션은 딥러닝 계층사이에 모듈형태로 삽입이 되며, 스케일 파라미터(scale parameter)와 시프트(shift) 파라미터를 딥러닝 모델 학습 시 데이터에 기반하여 데이터에 맞는 스케일(scale)과 시프트(shift)의 스케일러(scalar) 값을 학습하고, 학습 완료 후, 딥러닝 모델 추론 시 각 배치 노멀라이제이션 파라미터를 이용하여 계층을 통과한 데이터를 다시 재조정하는 역할을 수행하게 된다.
- [89] 그 다음으로는 풀링(Pooling)을 수행하게 된다. 컨볼루셔널 필터(Convolutional Filter)는 필터 가중치(Filter weights)의 크기에 따라서 입력 이미지에서 일정한 부분을 볼 수 있으며, 필터 가중치가 커지면 연산량 및 파라미터 수가 많아지는 트레이드오프(trade-off) 특성을 갖는다. 이를 보완하기 위해 풀링이 수행되며, 풀링은 이미지의 대표적인 성질은 남겨두되 영상 크기를 줄이는 역할을 통해서 같은 컨볼루셔널 필터 크기로 전체 영상을 볼 수 있다는 이점을 갖는다. 본 실시예에서는 선명도는 유지하면서 영상의 크기만 감소시키는 맥스 풀링(Max pooling) 기법을 이용할 수 있다.
- [90] 그 다음으로는 드롭아웃(Drop out)을 수행하게 된다. 드롭아웃은 네트워크의 가중치들을 랜덤하게 사용하지 않는 것을 통해서 정규화하는 효과를 갖는 기법으로 딥러닝 모델의 학습 안정성 및 수렴속도, 성능향상에 목적이 있다. 드롭아웃은 데이터가 임밸런스(imbalance)한 상황에서 특정한 데이터에 대해서 특정 가중치(weight)를 오프(off)하여 모델의 모든 가중치(weight)가 임밸런스(imbalance)한 데이터를 모두 학습하지 못하는 효과를 갖기 때문에 정규화효과가 일어나며, 학습 데이터에 대한 오버피팅(overfitting)을 막는 역할을 하게 된다.
- [91] 그 다음으로 풀리 커넥티드 네트워크(Fully Connected Network)를 생성하게 된다. 풀리 커넥티드 네트워크는 뉴럴 네트워크(Neural Network) 혹은 인공신경망이라고 불리며, 본 실시예에서 컨볼루셔널 필터(Convolutional Filter)를 통해서 분리 가능하도록 나타난 데이터 표현에 대해서 경계 함수를 결정하는 네트워크를 나타낸다.
- [92] 이와 같은 각 모듈들을 모두 결합하여 CNN(Convolutional Neural network)를 도 9와 같이 설계하게 된다.
- [93] 자궁수축 판단장치(100)는 4개의 변환된 이미지 데이터를 4채널을 갖는 하나의 이미지로 통합하여 이를 입력으로 도 9에 도시된 구조의 CNN(Convolutional Neural network)를 통해 딥러닝 학습을 수행하게 된다. 이를 통해, 자궁수축 판단장치(100)는 4개의 변환된 이미지 데이터를 학습데이터로 이용한

CNN(Convolutional Neural Network)에 의한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에 기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성하게 된다

- [94] 다시 도 2로 돌아가서, 자궁수축 판단장치(100)는 생성된 자궁수축 판단모델을 이용하여, 입력된 자궁 근전도 신호에 기초하여 일정 시간동안 자궁수축 횟수를 판단한다(S280). 자궁수축 판단장치(100)는 사용자의 기존 자궁 근전도 신호를 이용하여 앞서 설명한 과정을 통해 자궁수축 판단모델을 생성하게 되고, 현재 입력된 자궁 근전도 신호를 해당 자궁수축 판단모델에 입력하여, 현재 입력된 자궁 근전도 신호에 자궁수축이 몇번 포함되어 있는지를 판단할 수 있게 된다.
- [95] 그리고, 자궁수축 판단장치(100)는 일정 시간동안 자궁수축 횟수에 기초하여 조산 위험도를 식별하게 된다(S290). 예를 들어, 자궁수축 판단장치(100)는 5시간동안 10회이상의 자궁수축이 감지된 경우, 조산 위험이 있는 것으로 식별할 수도 있다.
- [96] 이와 같은 과정을 통해, 자궁수축 판단장치(100)는 사용자의 자궁 근전도 신호를 이용하여 자궁수축 여부를 판단하고 및 조산 위험도를 식별할 수 있게 된다.
- [97] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른, 자궁수축 판단장치(100)의 테스트 결과를 도시한 도면이다.
- [98] 도 10의 경우, 자궁수축 판단장치(100)에 총 8개 데이터 셋을 전체데이터를 대상으로 예측 테스트를 실시한 것이며, 정의된 전체 데이터에서 90%를 자궁수축 판단모델 학습을 위한 학습용 데이터(training dataset)로 이용하고, 나머지 10%를 테스트용 데이터(test dataset)로 데이터를 랜덤 서플링하여 테스트를 진행한 것이다.
- [99] 도 10에서, TP(true positive)는 실제 자궁 수축 시에 자궁 근전도 신호 샘플을 정확하게 자궁수축상태라고 판단한 경우, TN(true negative)는 실제 정상상태일 때에 자궁 근전도 신호 샘플을 정확하게 정상상태라고 판단한 경우, FP (false positive)는 실제 정상상태일 때에 자궁 근전도 신호 샘플을 자궁수축상태라고 잘못 판단한 경우, FN (false negative)는 실제 자궁수축상태일 때에 자궁 근전도 신호 샘플을 정상상태신호라고 잘못 판단한 경우를 나타낸다.
- [100] 도 10에서, 자궁수축 판단장치(100)는 총 50회의 테스트에서 틀린 횟수는 FP 3회, FN 1회로 총 4번만 틀리고 나머지 46번은 모두 맞게 판단한 것으로 결과가 도출된 것을 확인할 수 있다. 이와 같은 결과를 통해 정확도를 산출하면, 자궁수축 판단장치(100)의 정확도는 총 92%(=46/50*100)인 것을 확인할 수 있다.
- [101] 따라서, 본 실시예에 따른 자궁수축 판단장치(100)는 상당히 높은 정확도로 자궁 근전도 신호를 이용하여 자궁수축 여부를 판단할 수 있는 것을 확인할 수 있다.
- [102] 한편, 본 실시예에 따른 장치의 기능 및 방법을 수행하게 하는 컴퓨터 프로그램을 수록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에도 본 발명의 기술적

사상이 적용될 수 있음은 물론이다. 또한, 본 발명의 다양한 실시예에 따른 기술적 사상은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 기록된 컴퓨터로 읽을 수 있는 프로그래밍 언어 코드 형태로 구현될 수도 있다. 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터에 의해 읽을 수 있고 데이터를 저장할 수 있는 어떤 데이터 저장 장치이더라도 가능하다. 예를 들어, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플로피 디스크, 광디스크, 하드 디스크 드라이브, 플래시 메모리, 솔리드 스테이트 디스크(SSD) 등이 될 수 있음은 물론이다. 또한, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 저장된 컴퓨터로 읽을 수 있는 코드 또는 프로그램은 컴퓨터간에 연결된 네트워크를 통해 전송될 수도 있다.

- [103] 본 명세서와 도면에서는 예시적인 장치 구성을 기술하고 있지만, 본 명세서에서 설명하는 기능적인 동작과 주제의 구현물은 다른 유형의 디지털 전자 회로로 구현되거나, 본 명세서에서 개시하는 구조 및 그 구조적인 등가물들을 포함하는 컴퓨터 소프트웨어, 펌웨어 혹은 하드웨어로 구현되거나, 이들 중 하나 이상의 결합으로 구현 가능하다.
- [104] 따라서, 상술한 예를 참조하여 본 발명을 상세하게 설명하였지만, 본 발명이 속하는 분야의 통상의 기술자라면 본 발명의 범위를 벗어나지 않으면서도 본 예들에 대한 개조, 변경 및 변형을 가할 수 있다.
- [105] 또한, 이상에서는 본 발명의 바람직한 실시예에 대하여 도시하고 설명하였지만, 본 발명은 상술한 특징의 실시예에 한정되지 아니하며, 청구범위에서 청구하는 본 발명의 요지를 벗어남이 없이 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진자에 의해 다양한 변형실시가 가능한 것은 물론이고, 이러한 변형실시들은 본 발명의 기술적 사상이나 전망으로부터 개별적으로 이해되어져서는 안될 것이다.

청구범위

- [청구항 1] 자궁수축 판단장치에 의한 자궁수축 판단 방법에 있어서,
 자궁 근전도 신호를 입력받는 단계;
 자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링하는 단계;
 자궁 근전도 신호를 복수개의 주파수 대역별 신호로 분리하는 단계;
 분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할하는 세그멘테이션 단계;
 분할된 신호를 정규화하는 단계;
 분할 및 정규화된 신호를 주파수 영역의 이미지 데이터로 변환하는 단계;
 및
 변환된 이미지 데이터를 이용한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에
 기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성하는
 단계;를 포함하는 자궁수축 판단방법.
- [청구항 2] 청구항 1에 있어서,
 라벨링하는 단계는,
 동일 시간대에 자궁수축력측정기(tocodynamometer)에 의해 측정된
 신호를 이용하여 자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링하는 것을
 특징으로 하는 자궁수축 판단방법.
- [청구항 3] 청구항 1에 있어서,
 분리하는 단계는,
 자궁 근전도 신호를 4개의 주파수 대역별 신호로 분리하는 것을 특징으로
 하는 자궁수축 판단방법.
- [청구항 4] 청구항 3에 있어서,
 분리하는 단계는,
 자궁 근전도 신호를 자궁 내압 신호에 해당되는 제1 분리신호,
 저주파대역의 자궁신호에 해당되는 제2 분리신호, 고주파대역의
 자궁신호에 해당되는 제3 분리신호, 및 기타 신호에 해당되는 제4
 분리신호로 분리하는 것을 특징으로 하는 자궁수축 판단방법.
- [청구항 5] 청구항 4에 있어서,
 제1 분리신호는 자궁 근전도 신호에서 0.001Hz 내지 0.005Hz의 주파수
 대역을 분리한 신호이고,
 제2 분리신호는 자궁 근전도 신호에서 0.02Hz 내지 0.45Hz의 주파수
 대역을 분리한 신호이고,
 제3 분리신호는 자궁 근전도 신호에서 0.8Hz 내지 3Hz의 주파수 대역을
 분리한 신호이고,
 제4 분리신호는 자궁 근전도 신호에서 3Hz 초과와 주파수 대역을 분리한
 신호인 것을 특징으로 하는 자궁수축 판단방법.
- [청구항 6] 청구항 1에 있어서,

세그멘테이션 단계는,
분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할할 때 일부 시간이 중첩되도록
분할하는 것을 특징으로 하는 자궁수축 판단방법.

[청구항 7] 청구항 1에 있어서,
변환하는 단계는,
분할 및 정규화된 신호를 쇼타임푸리에 변환(STFT : Short-time Fourier transform)를 이용하여 주파수 영역의 이미지 데이터로 변환하는 것을
특징으로 하는 자궁수축 판단방법.

[청구항 8] 청구항 1에 있어서,
자궁수축 예측모델을 생성하는 단계는,
변환된 이미지 데이터를 학습데이터로 이용한 CNN(Convolutional Neural Network)에 의한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에 기반하여
자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성하는 것을 특징으로
하는 자궁수축 판단방법.

[청구항 9] 청구항 1에 있어서,
생성된 자궁수축 판단모델을 이용하여, 입력된 자궁 근전도 신호에
기초하여 일정 시간동안 자궁수축 횟수를 판단하는 단계;를 더 포함하는
것을 특징으로 하는 자궁수축 판단방법.

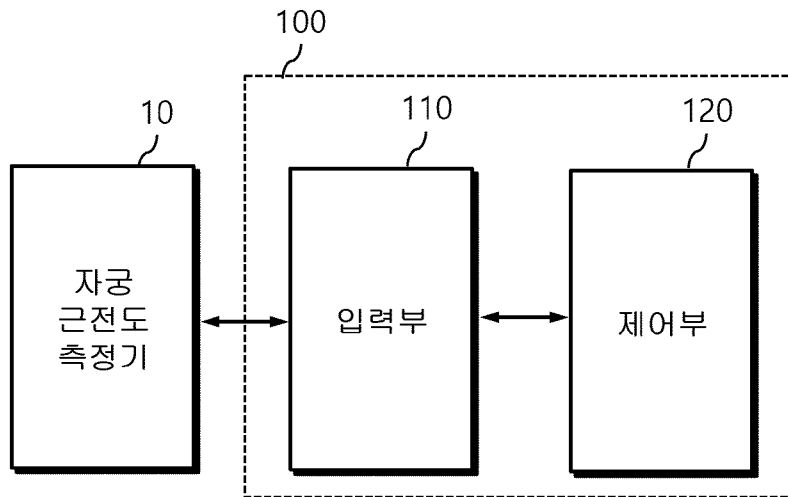
[청구항 10] 자궁 근전도 신호를 입력받는 단계;
자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링하는 단계;
자궁 근전도 신호를 복수개의 주파수 대역별 신호로 분리하는 단계;
분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할하는 세그멘테이션 단계;
세그멘테이션된 신호를 정규화하는 단계;
세그멘테이션 및 정규화된 신호를 주파수 영역의 이미지 데이터로
변환하는 단계; 및
변환된 이미지 데이터를 이용한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에
기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성하는
단계;를 포함하는 자궁수축 판단방법을 실행하는 컴퓨터 프로그램이
수록된 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

[청구항 11] 자궁 근전도 신호를 입력받는 입력부;
자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링하고, 자궁 근전도 신호를
복수개의 주파수 대역별 신호로 분리하며, 분리된 신호를 일정 시간
단위로 분할하는 세그멘테이션하고, 세그멘테이션된 신호를 정규화하며,
세그멘테이션 및 정규화된 신호를 주파수 영역의 이미지 데이터로
변환하고, 변환된 이미지 데이터를 이용한 딥러닝 학습을 통해, 자궁
근전도 신호에 기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을
생성하는 제어부;를 포함하는 자궁수축 판단장치.

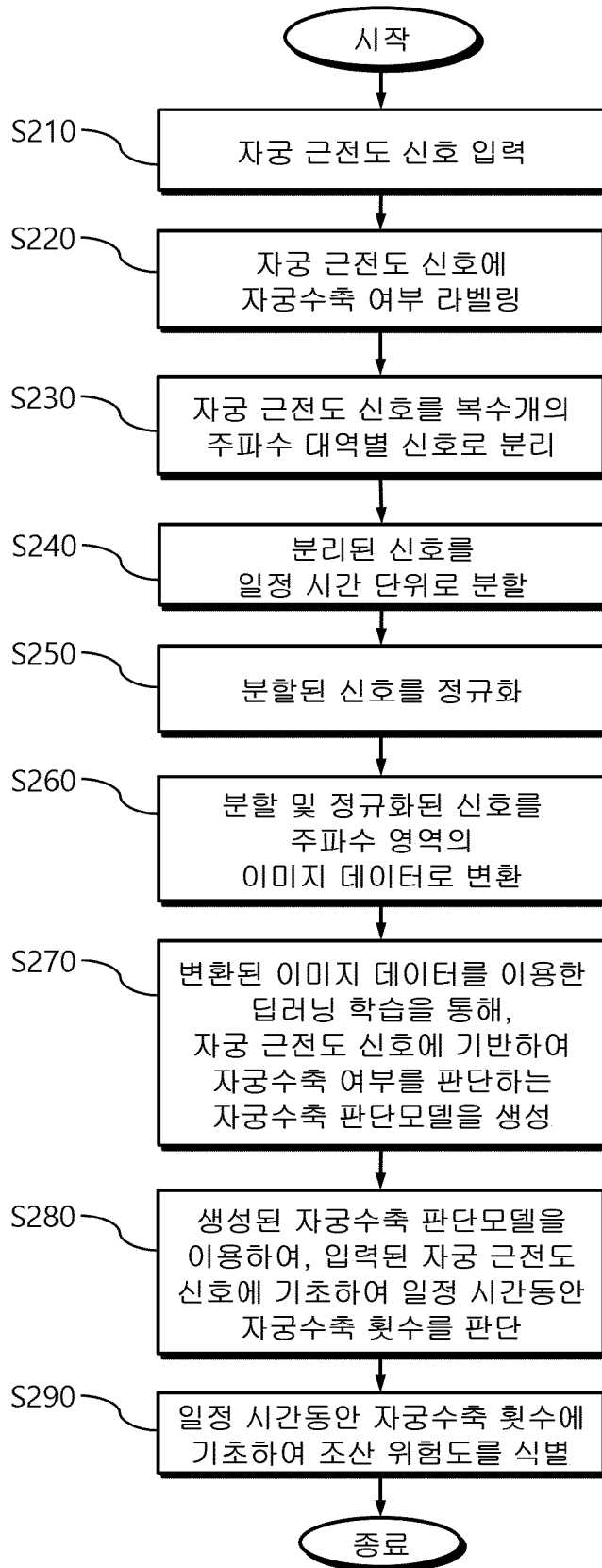
[청구항 12] 자궁수축 판단장치에 의한 조산 위험도 식별방법에 있어서,

자궁 근전도 신호를 입력받는 단계;
자궁 근전도 신호에 자궁수축 여부를 라벨링하는 단계;
자궁 근전도 신호를 복수개의 주파수 대역별 신호로 분리하는 단계;
분리된 신호를 일정 시간 단위로 분할하는 세그멘테이션 단계;
세그멘테이션된 신호를 정규화하는 단계;
세그멘테이션 및 정규화된 신호를 주파수 영역의 이미지 데이터로 변환하는 단계;
변환된 이미지 데이터를 이용한 딥러닝 학습을 통해, 자궁 근전도 신호에 기반하여 자궁수축 여부를 판단하는 자궁수축 판단모델을 생성하는 단계;
생성된 자궁수축 판단모델을 이용하여, 입력된 자궁 근전도 신호에 기초하여 일정 시간동안 자궁수축 횟수를 판단하는 단계; 및
일정 시간동안 자궁수축 횟수에 기초하여 조산 위험도를 식별하는 단계;를 포함하는 조산 위험도 식별방법.

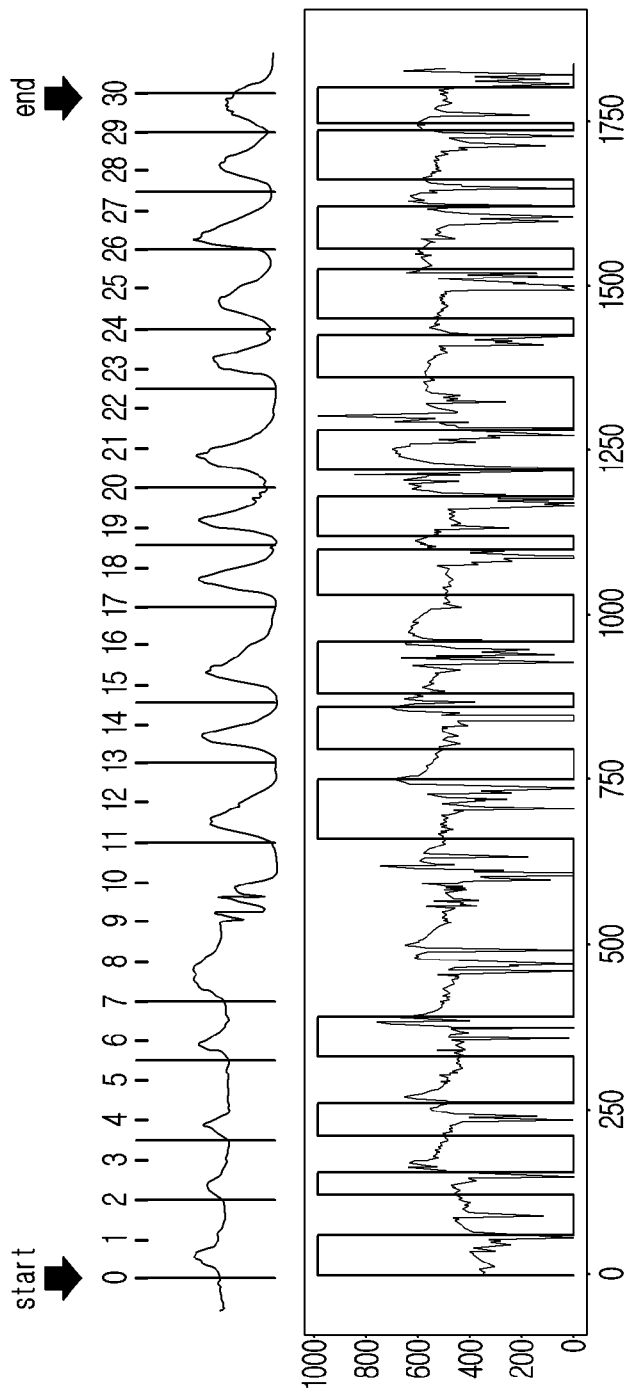
[도1]



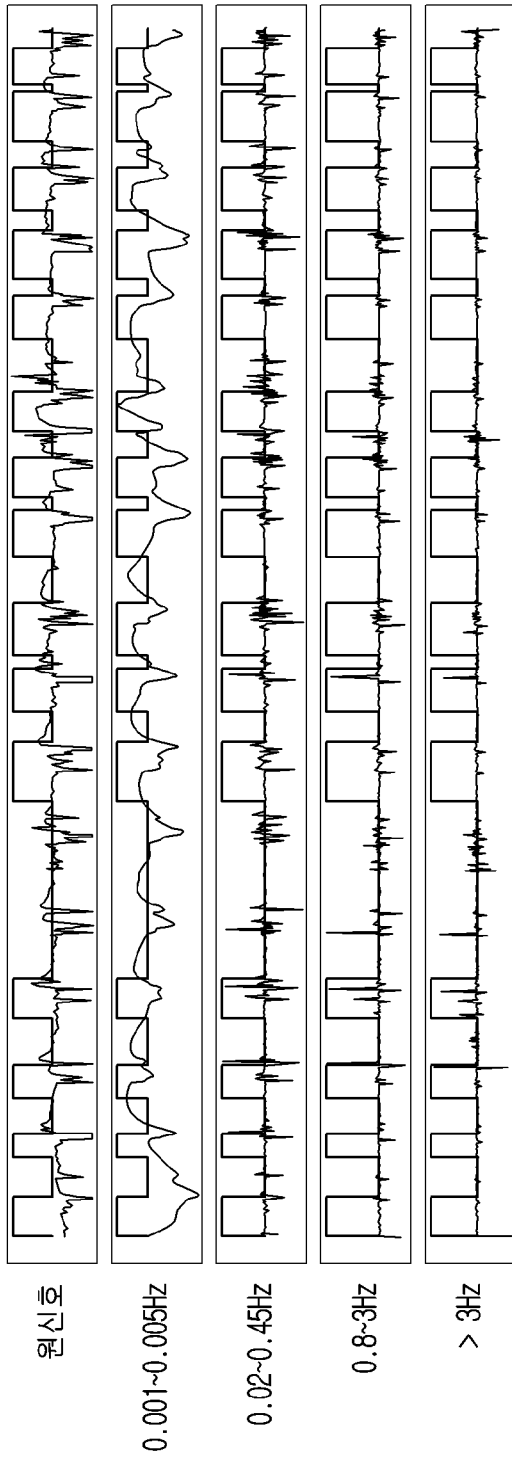
[도2]



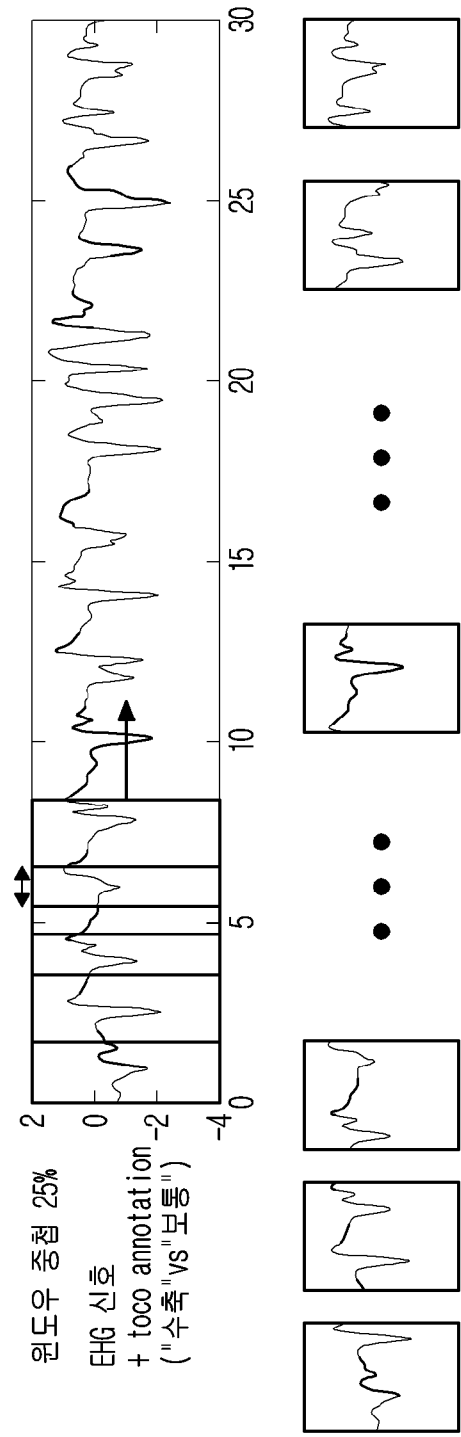
[도3]



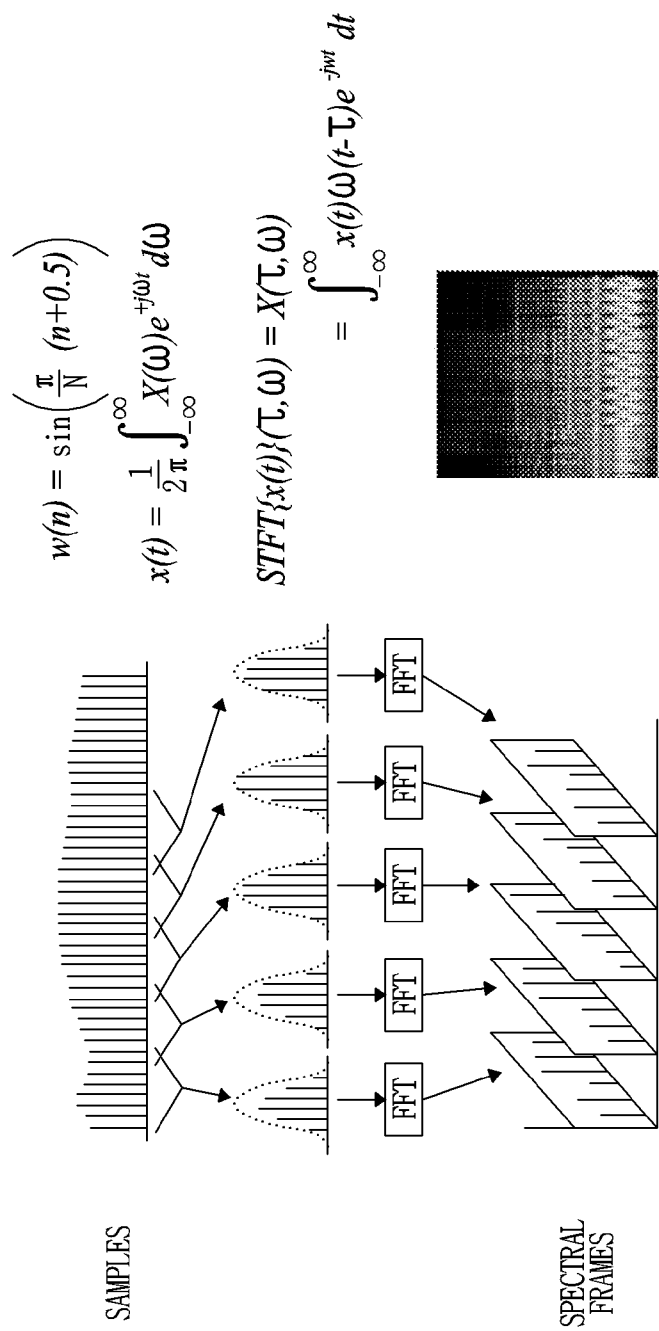
[도4]



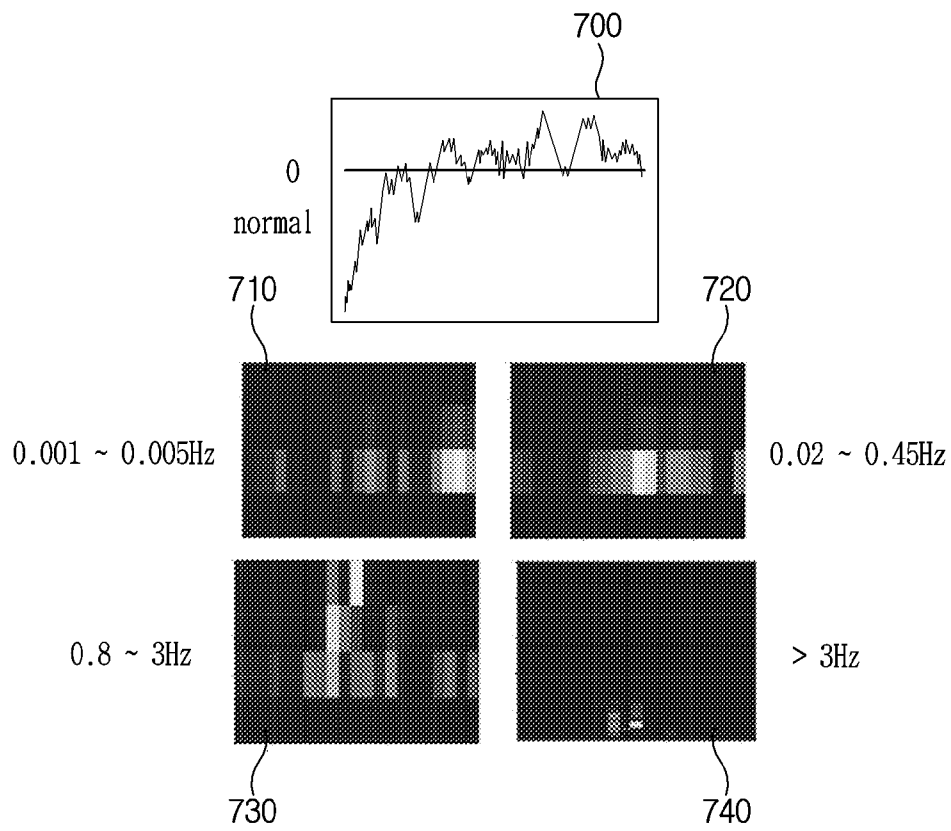
[도5]



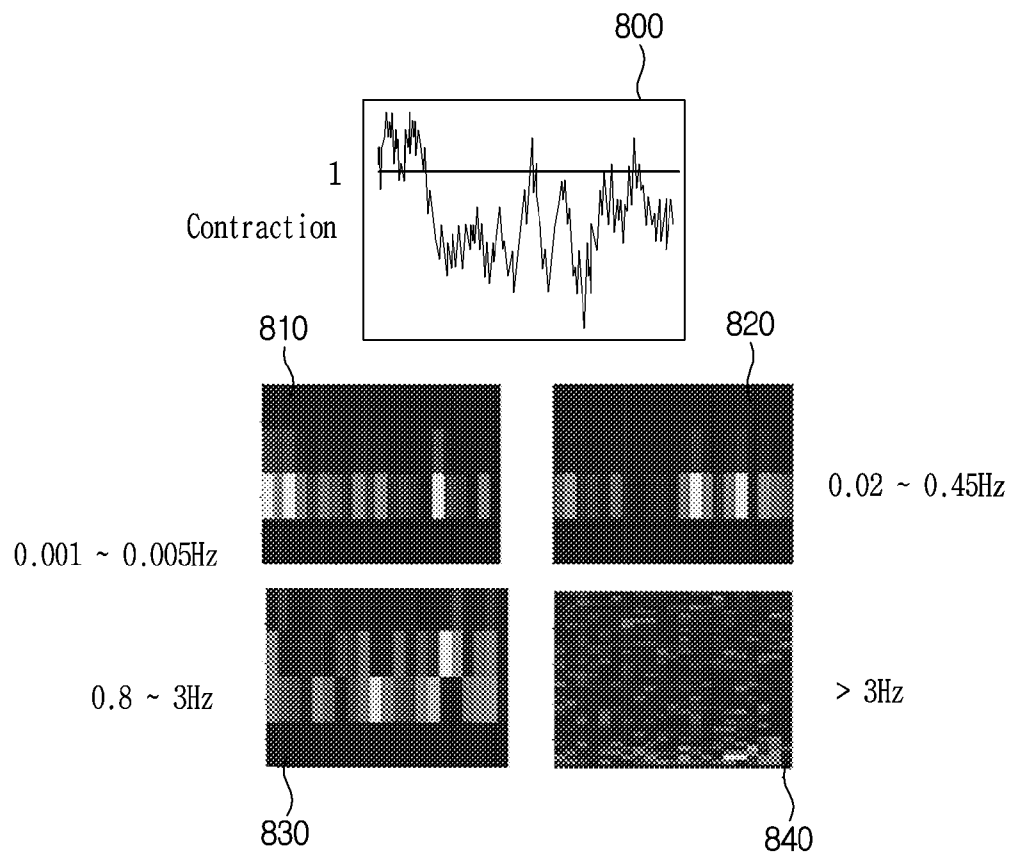
[도6]



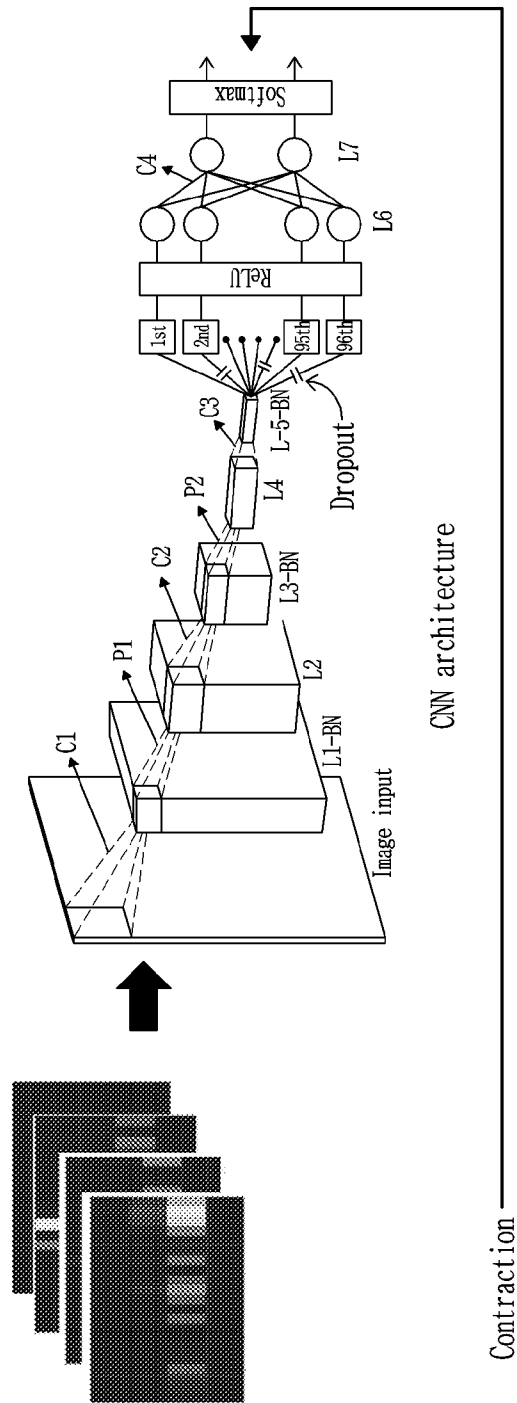
[도7]



[도8]



[도9]



[도10]

	TP	TN	FP	FN
ALL	31	15	3	1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2019/011528

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/00(2006.01)i, A61B 5/0476(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 5/00; A61B 5/0444; A61B 5/0476; A61B 5/0488

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: uterine, electromyogram, frequency, contraction

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	KR 10-1858411 B1 (GUMI ELECTRONICS & INFORMATION TECHNOLOGY RESEARCH INSTITUTE) 15 May 2018 See paragraphs [81], [146], [157], [158]; and claims 1, 6.	1-12
Y	KR 10-1890072 B1 (MEK CO., LTD.) 21 August 2018 See paragraphs [55], [77].	1-12
A	KR 10-2017-0130773 A (KOREA INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 29 November 2017 See the entire document.	1-12
A	KR 10-2018-0087084 A (INDUSTRY ACADEMIC COOPERATION FOUNDATION KEIMYUNG UNIVERSITY) 01 August 2018 See the entire document.	1-12
A	JP 2003-245258 A (GENERAL ELECTRIC CO.) 02 September 2003 See the entire document.	1-12



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

“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

03 JANUARY 2020 (03.01.2020)

Date of mailing of the international search report

03 JANUARY 2020 (03.01.2020)

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex Daejeon Building 4, 189, Cheongsu-ro, Seo-gu,
Daejeon, 35208, Republic of Korea

Facsimile No. +82-42-481-8578

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2019/011528

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-1858411 B1	15/05/2018	None	
KR 10-1890072 B1	21/08/2018	None	
KR 10-2017-0130773 A	29/11/2017	KR 10-1803291 B1	01/12/2017
KR 10-2018-0087084 A	01/08/2018	KR 10-1958863 B1	15/03/2019
JP 2003-245258 A	02/09/2003	DE 10300916 A1	24/07/2003
		GB 2384566 A	30/07/2003
		GB 2384566 B	14/12/2005
		US 2003-0135130 A1	17/07/2003
		US 6898460 B2	24/05/2005

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 5/00(2006.01)i, A61B 5/0476(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 5/00; A61B 5/0444; A61B 5/0476; A61B 5/0488

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: 자궁 (uterine), 근전도 (electromyogram), 주파수 (frequency), 수축 (contraction)

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
Y	KR 10-1858411 B1 (재단법인 구미전자정보기술원) 2018.05.15 단락 [81],[146],[157],[158]; 및 청구항 1,6	1-12
Y	KR 10-1890072 B1 (주식회사 맥 아이씨에스) 2018.08.21 단락 [55],[77]	1-12
A	KR 10-2017-0130773 A (한국과학기술연구원) 2017.11.29 전체 문헌	1-12
A	KR 10-2018-0087084 A (계명대학교 산학협력단) 2018.08.01 전체 문헌	1-12
A	JP 2003-245258 A (GENERAL ELECTRIC CO.) 2003.09.02 전체 문헌	1-12

☐ 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 이후 “X”에 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 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

국제조사의 실제 완료일

2020년 01월 03일 (03.01.2020)

국제조사보고서 발송일

2020년 01월 03일 (03.01.2020)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소

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

팩스 번호 +82-42-481-8578

심사관

김연정

전화번호 +82-42-481-3325



국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-1858411 B1	2018/05/15	없음	
KR 10-1890072 B1	2018/08/21	없음	
KR 10-2017-0130773 A	2017/11/29	KR 10-1803291 B1	2017/12/01
KR 10-2018-0087084 A	2018/08/01	KR 10-1958863 B1	2019/03/15
JP 2003-245258 A	2003/09/02	DE 10300916 A1	2003/07/24
		GB 2384566 A	2003/07/30
		GB 2384566 B	2005/12/14
		US 2003-0135130 A1	2003/07/17
		US 6898460 B2	2005/05/24