



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년09월26일
(11) 등록번호 10-1779018
(24) 등록일자 2017년09월11일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) A61B 5/024 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/0866 (2013.01)
A61B 5/024 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0158330
(22) 출원일자 2015년11월11일
심사청구일자 2015년11월11일
(65) 공개번호 10-2017-0055307
(43) 공개일자 2017년05월19일
(56) 선행기술조사문헌
EP00080417 B1
KR1020090003484 A
KR1020140092099 A

(73) 특허권자
(주)비스토스
경기도 성남시 중원구 갈마치로 302, 우림라이온스밸리 5차 에이동 7층 (상대원동)
(72) 발명자
강충신
경기도 수원시 권선구 수성로 18, 5동 303호(구운동, 강남아파트)
이동진
서울시 금천구 금하로 24나길 48(시흥동, 관악산신도브레뉴 101동 503호)
김상훈
경기도 성남시 분당구 매화로 92 (야탑동, 매화마을 주공 1단지 아파트) 106동 703호
(74) 대리인
특허법인 신태양

전체 청구항 수 : 총 5 항

심사관 : 양성연

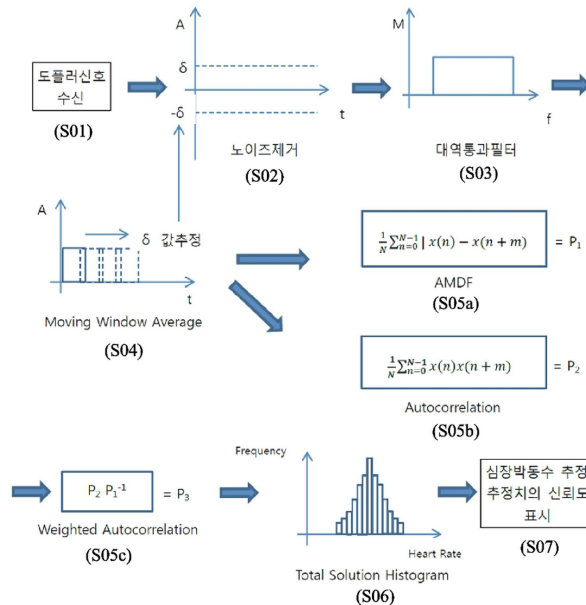
(54) 발명의 명칭 **초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법**

(57) 요약

본 발명은 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에 관한 것으로, 초음파를 임신부의 복부에 송신하고 태아의 심장박동에 따라 발생하는 도플러 변이 신호를 수신하여 태아의 심장 박동수를 검출하는 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에 있어서, 심장 박동에 따른 도플러 신호를 수신하고(S01), 수

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1



신된 상기 도플러 신호에서 노이즈를 제거(S02)한 후, 대역통과필터를 통과(S03)시킨 후 이동 윈도우 평균(Moving Window Average)을 이용하여 상기 도플러 신호의 유효 신호를 추출하도록 전처리(S04)하여 입력 도플러 변이 주파수 대역의 신호를 선택하는 단계;와, 상기 선택된 신호로부터 심장박동에 따라 변화하는 신호의 주기성을 검출하기 위해 AMDF (Average Magnitude Difference Function)(S05a), 자기상관함수(Autocorrelation Function)(S05b) 및 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)와 자기상관함수(Autocorrelation Function)를 이용한 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)(S05c)를 이용하여 심장 박동수를 계산하는 단계;와, 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)와 자기상관함수(Autocorrelation Function) 및 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)를 통하여 계산된 각각의 심장박동수를 이용하여 히스토그램(Histogram)을 구성(S06)하는 단계;와, 상기 히스토그램(Histogram)에서의 최대 빈도값에 따라 심장 박동수를 추정하여 결정하여 표시하는 단계(S07); 를 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하되, 상기 이동 윈도우 평균(Moving Window Average)을 이용하여 전처리(S04)하는 단계에서 노이즈 신호의 임계치를 추정 후 이를 다시 상기 노이즈를 제거(S02)하는 단계에서의 노이즈 신호 임계치로 이용하는 것을 특징으로 하는 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에 관한 것이다.

(52) CPC특허분류

- A61B 5/02405* (2013.01)
- A61B 5/02411* (2013.01)
- A61B 5/7221* (2013.01)
- A61B 5/725* (2013.01)
- A61B 5/7257* (2013.01)
- A61B 8/0883* (2013.01)
- A61B 8/488* (2013.01)
- A61B 2503/02* (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

초음파를 임신부의 복부에 송신하고 태아의 심장박동에 따라 발생하는 도플러 변이 신호를 수신하여 태아의 심장 박동수를 검출하는 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에 있어서,

심장 박동에 따른 도플러 신호를 수신하고(S01), 수신된 상기 도플러 신호에서 노이즈를 제거(S02)한 후, 대역 통과필터를 통과(S03)시킨 후 이동 윈도우 평균(Moving Window Average)을 이용하여 상기 도플러 신호의 유효 신호를 추출하도록 전처리(S04)하여 입력 도플러 변이 주파수 대역의 신호를 선택하는 단계;

상기 선택된 신호로부터 심장박동에 따라 변화하는 신호의 주기성을 검출하기 위해 AMDF (Average Magnitude Difference Function)(S05a), 자기상관함수(Autocorrelation Function)(S05b) 및 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function)를 이용한 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)(S05c)를 이용하여 심장 박동수를 계산하는 단계;

상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function) 및 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)를 통하여 계산된 각각의 심장박동수를 이용하여 히스토그램(Histogram)을 구성(S06)하는 단계;

상기 히스토그램(Histogram)에서의 최대 빈도값에 따라 심장 박동수를 추정하여 결정하여 표시하는 단계(S07); 를 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하되,

상기 이동 윈도우 평균(Moving Window Average)을 이용하여 전처리(S04)하는 단계에서 노이즈 신호의 임계치를 추정한 후 이를 다시 상기 노이즈를 제거(S02)하는 단계에서의 노이즈 신호 임계치로 이용하는 것을 특징으로 하는 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법.

청구항 2

청구항 제 1항에 있어서,

상기 히스토그램(Histogram)에서 측정 신뢰도를 하기 수학적식에 따라 결정된 델타(δ) 값으로 계산하여 표시하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법.

[수학적식]

$$\delta = \frac{\sum_i (\bar{x} - x_i)}{N}$$

청구항 3

청구항 제 2항에 있어서,

상기 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)는,

상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)의 역수와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function)의 곱으로 결정되는 것을 특징으로 하는 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법.

청구항 4

청구항 제 3항에 있어서,

피크 검출을 위한 윈도우의 크기 및 이동 간격은 이전 신호 주기에 기반하여 동적으로 업데이트되는 것을 특징으로 하는 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법.

청구항 5

청구항 제 4항에 있어서,

상기 윈도우의 크기를 5~10분 간격으로 설정하고,

상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function) 및 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)를 통하여 계산된 각각의 심장박동수를 고속 푸리에 변환(FFT:fast Fourier transform)를 통하여 스펙트럼 분석을 하여 상기 심장박동수의 주파수 대역에 따른 분포 및 크기를 더 검출하는 것을 특징으로 하는 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에 관한 것으로, 초음파를 임신부의 복부에 송신하고 태아의 심장박동에 따라 발생하는 도플러 변이 신호를 수신하여 태아의 심장 박동수를 검출하는 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에 있어서, 심장 박동에 따른 도플러 신호를 수신하고(S01), 수신된 상기 도플러 신호에서 노이즈를 제거(S02)한 후, 대역통과필터를 통과(S03)시킨 후 이동 윈도우 평균(Moving Window Average)을 이용하여 상기 도플러 신호의 유효 신호를 추출하도록 전처리(S04)하여 입력 도플러 변이 주파수 대역의 신호를 선택하는 단계;와, 상기 선택된 신호로부터 심장박동에 따라 변화하는 신호의 주기성을 검출하기 위해 AMDF (Average Magnitude Difference Function)(S05a), 자기상관함수(Autocorrelation Function)(S05b) 및 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function)를 이용한 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)(S05c)를 이용하여 심장 박동수를 계산하는 단계;와, 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function) 및 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)를 통하여 계산된 각각의 심장박동수를 이용하여 히스토그램(Histogram)을 구성(S06)하는 단계;와, 상기 히스토그램(Histogram)에서의 최대 빈도값에 따라 심장 박동수를 추정하여 결정하여 표시하는 단계(S07); 를 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하되, 상기 이동 윈도우 평균(Moving Window Average)을 이용하여 전처리(S04)하는 단계에서 노이즈 신호의 임계치를 추정한 후 이를 다시 상기 노이즈를 제거(S02)하는 단계에서의 노이즈 신호 임계치로 이용하는 것을 특징으로 하는 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 태아 진단은 임신기간 중 또는 분만시 태아의 안녕상태 확인 및 산소공급부족등의 문제점에 따른 긴급대처등을 위해 수행된다. 특히, 태아감시장치(Fetal Monitor)는 임신 중 비침습적으로 산모의 자궁 수축도, 태아의 심박을 측정하여 태아의 안녕을 평가하는 장치이다.

[0003] 태아의 심박을 측정하는 방법에는 초음파 도플러를 이용하는 방법과 태아 심전도를 측정하는 방법이 사용된다.

[0004] 초음파 도플러를 이용하는 방법은, 산모의 복부에 조사된 초음파가 태아의 심장에서 반사되어 돌아오는 도플러 효과를 이용하여 태아 심박수를 검출하는 방법이다. 이러한 초음파 도플러를 이용한 태아 심박 검출 방법은 임신 초기 태아 심박 검출에는 용이하나 심박 변이도를 나타낼 만큼 민감하지 못한 단점이 있다. 뿐만 아니라, 태아 심박수를 반 또는 두배로 검출하거나, 산모의 심박수와 교차 측정하여 심음과 계산된 심박수 간의 오차가 발생하기도 한다.

[0005] 태아 심박수 측정 오류를 발생시키는 원인 중 하나로 초음파 도플러 신호로부터 태아 심박 주기를 검출하는 과

정에서의 오류가 있을 수 있다. 예를 들어, 초음파 도플러 신호로부터 태아 심박 주기를 검출하기 위해 피크 검출을 수행하는 과정에서 피크 검출 정확도가 떨어져 오류가 발생할 수 있다는 문제점이 있었다.

[0006] 한편, 이러한 신호 값에서 피크치를 좀 더 정확하게 검출하기 위한 방법으로는 하기 특허문헌 1의 "에이엠디에프 피치 검색장치에서 피치 보정 방법"(대한민국 공개특허 제10-2004-0028293호) 등에서 AMDF (Average Magnitude Difference Function)를 이용하는 방법이 알려져 있으며, 하기 특허문헌 2의 "피크 검출 방법, 피크 검출 장치 및 태아 심박 검출 장치"(대한민국공개특허 제10-2014-0092099호)에서는 태아의 심박 검출을 위해 AMDF(Average Magnitude Difference Function)를 포함하는 다양한 함수를 이용하는 기술이 개시되어 있다.

[0007] 그러나, 이러한 기존 기술의 경우 역시, 노이즈가 있고 신호음이 미약한 환경에서는 부정확한 피크값을 찾을 수 있고 이에 따라 신뢰도를 알 수 없어 오류값을 참값으로 결정할 수 있다는 문제점이 있었다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0008] (특허문헌 0001) 1. 대한민국 공개특허 제10-2004-0028293호
- (특허문헌 0002) 2. 대한민국 공개특허 제10-2014-0092099호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명은 상기한 기존 발명들의 문제점을 해결하여, 피크 검출 정확도를 향상시켜 태아 심박 검출 오류를 낮추기 위하여 전처리방법, 피크 검출 방법 및 확률적 추정치 결정 및 신뢰도 추정을 이용한 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법을 제공하는 것을 그 과제로 한다.

[0010] 또한, 본 발명은 태아의 심박 검출장치에 대해 태아 심음 측정 장치로부터 추출된 파형에 대하여 통계 및 여러 가지의 주기추정 알고리즘들을 고려한 정확한 참값을 구하고 매 추정치결과에 대한 추정의 신뢰도를 계산하는 것을 그 과제로 한다.

[0011] 한편, 본 발명은 측정된 심박수 변화를 5~10분 크기의 윈도우로 FFT를 이용한 주파수 분석을 통해 스펙트럼분석을 하여, 심박수변화의 주파수대역(VLF, LF, MF, HF)에 따른 동적 변화의 분포 및 크기를 알 수 있어, 태아 건강 진단에 유용한 정보도 함께 구할 수있도록 하는 것을 그 과제로 한다.

과제의 해결 수단

[0012] 상기한 과제를 달성하기 위하여 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법은, 초음파를 입산부의 복부에 송신하고 태아의 심장박동에 따라 발생하는 도플러 변이 신호를 수신하여 태아의 심장 박동수를 검출하는 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에 있어서, 심장 박동에 따른 도플러 신호를 수신하고(S01), 수신된 상기 도플러 신호에서 노이즈를 제거(S02)한 후, 대역통과필터를 통과(S03)시킨 후 이동 윈도우 평균(Moving Window Average)을 이용하여 상기 도플러 신호의 유효 신호를 추출하도록 전처리(S04)하여 입력 도플러 변이 주파수 대역의 신호를 선택하는 단계;와, 상기 선택된 신호로부터 심장박동에 따라 변화하는 신호의 주기성을 검출하기 위해 AMDF (Average Magnitude Difference Function)(S05a), 자기상관함수(Autocorrelation Function)(S05b) 및 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function)를 이용한 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)(S05c)를 이용하여 심장 박동수를 계산하는 단계;와, 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function) 및 가중치 자기상관함수

(Weighted Autocorrelation Function)를 통하여 계산된 각각의 심장박동수를 이용하여 히스토그램(Histogram)을 구성(S06)하는 단계;와, 상기 히스토그램(Histogram)에서의 최대 빈도값에 따라 심장 박동수를 추정하여 결정하여 표시하는 단계(S07); 를 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하되, 상기 이동 윈도우 평균(Moving Window Average)을 이용하여 전처리(S04)하는 단계에서 노이즈 신호의 임계치를 추정한 후 이를 다시 상기 노이즈를 제거(S02)하는 단계에서의 노이즈 신호 임계치로 이용하는 것을 특징으로 한다.

[0013] 또한, 상기 히스토그램(Histogram)에서 측정 신뢰도를 결정하여 표시하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0014] 또한, 상기 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)는, 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)의 역수와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function)의 곱으로 결정되는 것을 특징으로 한다.

[0015] 또한, 피크 검출을 위한 윈도우의 크기 및 이동 간격은 이전 신호 주기에 기반하여 동적으로 업데이트되는 것을 특징으로 한다.

[0016] 또한, 상기 윈도우의 크기를 5~10분 간격으로 설정하고, 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function) 및 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)를 통하여 계산된 각각의 심장박동수를 고속 푸리에 변환(FFT:fast Fourier transform)를 통하여 스펙트럼 분석을 하여 상기 심박수의 주파수 대역에 따른 분포 및 크기를 더 검출하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0017] 본 발명에 의하는 경우, 피크 검출 정확도를 향상시켜 태아 심박 검출 오류를 낮추기 위하여 전처리방법, 피크 검출 방법 및 확률적 추정치 결정 및 신뢰도 추정을 이용한 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법을 통하여, 태아의 심박 검출장치에 대해 태아 심음 측정 장치로부터 추출된 파형에 대하여 여러 가지의 주기측정 알고리즘들을 고려한 것에 더하여 이를 확률/통계적으로 좀 더 분석하여 정확한 참값을 구하고 매 추정치결과에 대한 추정의 신뢰도를 계산하는 것이 가능하다는 장점이 있다.

[0018] 또한, 본 발명은 측정된 심박수 변화를 5~10분 크기의 윈도우로 FFT를 이용한 주파수 분석을 통해 스펙트럼분석을 하여, 심박수변화의 주파수대역(VLF, LF, MF, HF)에 따른 동적 변화의 분포 및 크기를 알 수 있어, 태아 건강 진단에 유용한 정보도 함께 구할 수 있다는 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

[0019] 도 1: 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법을 나타내는 도면.

도 2: 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에서, 심장 박동에 따른 도플러 신호를 나타내는 그래프.

도 3: 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에서 대역통과필터 후 Moving Window Average 결과로 추정된 신호의 노이즈임계치가 제거된 신호를 나타내는 그래프.

도 4: 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에서, Moving Window Average 결과를 나타내는 그래프.

도 5: 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에서, AMDF 결과

를 나타내는 그래프.

도 6: 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에서, Autocorrelation 결과를 나타내는 그래프.

도 7: 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에서, Weighted Autocorrelation 결과를 나타내는 그래프.

도 8: 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에서, 위의 AMDF, Autocorrelation 그리고 Weighted Autocorrelation 결과들로부터 구한 모든 결과값들의 Histogram (적은 분산값과 높은 빈도수의 예)

도 9: 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에서, 위의 AMDF, Autocorrelation 그리고 Weighted Autocorrelation 결과들로부터 구한 모든 결과값들의 Histogram (최대 빈도값을 가지면 다소 큰 분산값을 가지는 경우의 예)

도 10: 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에서, 위의 AMDF, Autocorrelation 그리고 Weighted Autocorrelation 결과들로부터 구한 모든 결과값들의 Histogram (최대 빈도값을 가지면 다소 큰 분산값을 가지는 경우의 또 다른 예)

도 11: 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에서 분석 구간 설정 방법을 설명하기 위한 도면.

도 12: 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에서, 스펙트럼 분석을 하여 상기 심박수의 주파수 대역에 따른 분포 및 크기를 산출한 결과를 나타내는 그래프.

도 13: 기존 발명의 일 실시예에 따른 이중 피크 발생의 문제점을 나타내는 도면.

도 14: 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에서, 이동 윈도우 평균(Moving Window Average)을 이용하여 전처리(S04)하는 단계에서 노이즈 신호의 임계치를 추정된 후 이를 다시 상기 노이즈를 제거(S02)하는 단계에서의 노이즈 신호 임계치로 이용한 경우의 명확한 단일 피크를 나타내는 그래프.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 이하에서는 첨부된 도면을 참조로 하여, 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법을 상세히 설명한다. 우선, 도면들 중, 동일한 구성요소 또는 부품들은 가능한 한 동일한 참조 부호로 나타내고 있음에 유의하여야 한다. 본 발명을 설명함에 있어, 관련된 공지 기능 혹은 구성에 관한 구체적인 설명은 본 발명의 요지를 모호하지 않게 하기 위하여 생략한다.

[0021] 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법은 초음파를 임신부의 복부에 송신하고 태아의 심장박동에 따라 발생하는 도플러 변이 신호를 수신하여 태아의 심장 박동수를 검출하는 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법에 관한 것이다.

[0022] 이를 위하여 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법을 도 1을 참조하여 설명하면, 먼저 도 2에 나타난 것과 같은 심장 박동에 따른 도플러 신호를 수신하고(S01), 수신된 상기 도플러 신호에서 노이즈를 제거(S02)한 후, 대역통과필터를 통과(S03)시킨 후 이동 윈도우 평균(Moving Window Average)을 이용하여 상기 도플러 신호의 유효 신호를 추출하도록 전처리(S04)하여 입력 도플러 변이 주파수 대역의 신호를 선택하는 단계를 포함하여 구성된다. 이 과정에서, 도 2에 나타난 것과 같은 도플러 신호는 각각 도 3 및 도 3에 나타난 것과 같이 전처리된다.

[0023] 한편, 기존의 통상적인 신호처리 방법과 같이 유효신호와 노이즈 임계치 추정값을 이용한 노이즈 제거가 아닌, 고정된 노이즈 임계치를 이용하여 노이즈를 제거하는 경우, 이동 윈도우 평균(Moving Window Average)을 이용하여 전처리된 신호에는 도 13에서 붉은 원으로 나타난 부분에서의 파형과 같이 유사한 크기의 이중 피크가 발생

하여 결과를 왜곡하는 경우가 자주 발생한다는 문제점이 있었다. 따라서, 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법은 도 1에 나타난 것과 같이, 상기 이동 윈도우 평균(Moving Window Average)을 이용하여 전처리(S04)하는 단계에서 노이즈 신호의 임계치를 추정한 후 이를 다시 상기 노이즈를 제거(S02)하는 단계에서의 노이즈 신호 임계치로 이용하는 것이 바람직하다. 즉, 상기한 것과 같이 이동 윈도우 평균(Moving Window Average)을 이용하여 상기 도플러 신호의 유효 신호를 추출하도록 전처리(S04)하는 신호의 smoothing 과정에서 피크 검출에 민감하게 영향을 미치는 노이즈 레벨을 추정하여 시간적 상관관계가 높은 다음 신호의 유효한 신호대 노이즈의 임계값으로 사용하여, 도 14에서 붉은 원으로 나타난 부분에서의 파형과 같이, 명확히 단일 피크가 검출되도록 하는 것이 바람직하다.

[0024] 그 이후에는 다양한 신호 처리 방법을 이용하여 상기 선택된 신호로부터 심장박동에 따라 변화하는 신호의 주기성을 검출하는 단계를 수행한다. 이 경우, 도 1에 나타난 것과 같이 상기 선택된 신호로부터 심장박동에 따라 변화하는 신호의 주기성을 검출하기 위해 도 5에 나타난 것과 같은 파형을 가지는 AMDF (Average Magnitude Difference Function)(S05a), 도 6에 나타난 것과 같은 파형을 가지는 자기상관함수(Autocorrelation Function)(S05b) 및 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function)를 이용한 도 7에 나타난 것과 같은 파형을 가지는 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)(S05c)를 이용하여 심장 박동수를 계산하는 단계를 수행한다.

[0025] 이때, AMDF를 적용하는 경우 AMDF의 파형은 도 5에서 확인할 수 있는 것과 같이 도 6에 나타난 자기상관함수의 파형과 반대로 나타나며, 이에 따라 피크가 아닌 노치(notch)를 검출하여 신호 주기를 검출한다. 한편, 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function)만을 적용할 경우, 기본 주기 전에 나타나는 피크 또는 기본 주기 이후에 나타나는 피크가 검출되어 신호 주기가 감소하거나 증가하는 오류가 종종 발생한다. 따라서, 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function)를 이용한 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)를 더 이용하는 것이 바람직하다.

[0026] 이 경우, 상기 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)(P₃)는 도 1에 나타난 것과 같이, 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)(P₁)의 역수와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function)(P₂)의 곱으로 결정되는 것이 바람직하다. 즉, 노치(notch)를 검출하는 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)(P₁)의 역수는, 상기 노치(notch) 위치에서 반대로 피크(peak)값을 가지게 되므로, 이를 피크를 검출하는 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function)(P₂)와 곱하는 경우 검출되는 피크 값이 더욱 강화되게 된다.

[0027] 다음으로, 도 1에 나타난 것과 같이 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function) 및 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)를 통하여 계산된 각각의 심장박동수를 이용하여 도 8 내지 도 10에 나타난 것과 같이 히스토그램(Histogram)을 구성(S06)하는 단계를 수행한다. 이 경우, 상기 히스토그램(Histogram)에서의 최대 빈도값(도 8에서는 약 152, 도 9에서는 약 196, 도 10에서는 167 및 170이 이에 해당한다)에 따라 심장 박동수를 추정하여 결정하여 표시하는 단계(S07)를 수행한다. 즉, 다양한 주기측정 알고리즘들을 고려한 것에 더하여 이를 확률/통계적으로 좀 더 분석하여 정확한 참값을 구하도록 한다.

[0028] 이 경우, 상기 히스토그램(Histogram)에서의 최대 빈도값에 따라 심장 박동수를 추정하여 결정한 값의 측정 신뢰도를 함께 알 수 있도록, 측정 신뢰도를 더 계산하여 함께 표시하는 단계를 더 수행하는 것이 바람직하다. 상기 측정 신뢰도는 다양한 방법으로 산출될 수 있으며, 하기 [수학식]에 따라 결정된 델타(δ) 값을 상기 측정 신뢰도로 계산하여 표시하는 것이 바람직하다.

수학식 1

$$\delta = \frac{\sum_i (\bar{x} - x_i)}{N}$$

[0029]

[0030]

한편, 상기한 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function) 및 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)를 적용하여 연속적인 초음파 도플러 변이 오디오 신호로부터 피크를 검출하기 위해서는 도 11에 도시된 바와 같이 데이터분석 구간을 설정하고, 데이터 분석 구간에 대응하는 신호의 자기상관을 통해 피크를 검출한다. 또한, 데이터분석 구간을 소정 간격 이동하면서 지속적으로 피크를 검출하고, 검출된 피크 간 간격을 이용하여 신호 주기를 검출한다.

[0031]

일반적으로 데이터 분석 구간의 크기는 찾고자 하는 신호 주기의 최소 2배 이상으로 설정된다. 한편, 분석 구간의 크기가 여러 신호 주기를 포함할 정도로 크게 설정될 경우에는 분석 구간 내에 존재하는 복수의 피크를 검출하지 못하고, 분석 구간의 크기가 하나의 신호 주기를 포함하지 못할 정도로 작게 설정될 경우에는 피크 검출에 실패하게 된다.

[0032]

이에 따라, 피크 검출의 정확도를 높이기 위해 최소 주기와 최대 주기를 적절히 설정하여 윈도우 크기를 설정할 필요가 있다.

[0033]

한편, 분석 구간의 크기 및 이동 간격은 검출 정확도뿐만 아니라 계산량에도 많은 영향을 미친다. 예를 들어, 분석 구간의 크기가 커질수록 잡음신호의 영향이 줄어들거나 계산량이 많아진다. 또한, 예를 들어, 분석 구간의 이동 간격을 줄이면 검출 결과의 해상도가 증가하는 반면에 계산량이 증가하게 된다.

[0034]

따라서, 분석 구간의 크기 및 이동 간격은 계산량과 심박 변이도의 민감도를 고려하여 가변될 필요가 있다.

[0035]

이에 따라, 본 발명의 일 실시 예에 따른 태아 심박 검출 장치는 이전 신호의 신호 주기를 토대로 현재 분석 구간의 크기 및 이동 간격을 동적으로 가변하여 연속적인 beat-to-beat 검출이 가능하도록 하였다.

[0036]

이를 위하여, 피크 검출을 위한 윈도우의 크기 및 이동 간격은 간격은 이전 신호 주기에 기반하여 동적으로 업데이트되는 것이 바람직하다.

[0037]

한편, 소정의 비교적 긴 연속된 시간 동안(약 5분~10분 가량) 측정된 심박수 변화를 주파수 분석을 통해 스펙트럼분석을 하여, 심박수변화의 주파수대역(VLF, LF, MF, HF)에 따른 동적 변화의 분포 및 크기를 알 수 있어, 태아 건강 진단에 유용한 정보(예를 들어 자율 신경계 반응 등)도 함께 구할 수 있다. 이를 위하여, 상기 윈도우의 크기를 5~10분 간격으로 설정하고, 상기 AMDF (Average Magnitude Difference Function)와 상기 자기상관함수(Autocorrelation Function) 및 가중치 자기상관함수(Weighted Autocorrelation Function)를 통하여 계산된 각각의 심장박동수를 고속 푸리에 변환(FFT:fast Fourier transform)를 통하여 스펙트럼 분석을 하여 상기 심박수의 주파수 대역에 따른 분포 및 크기를 더 검출하는 것이 바람직하다.

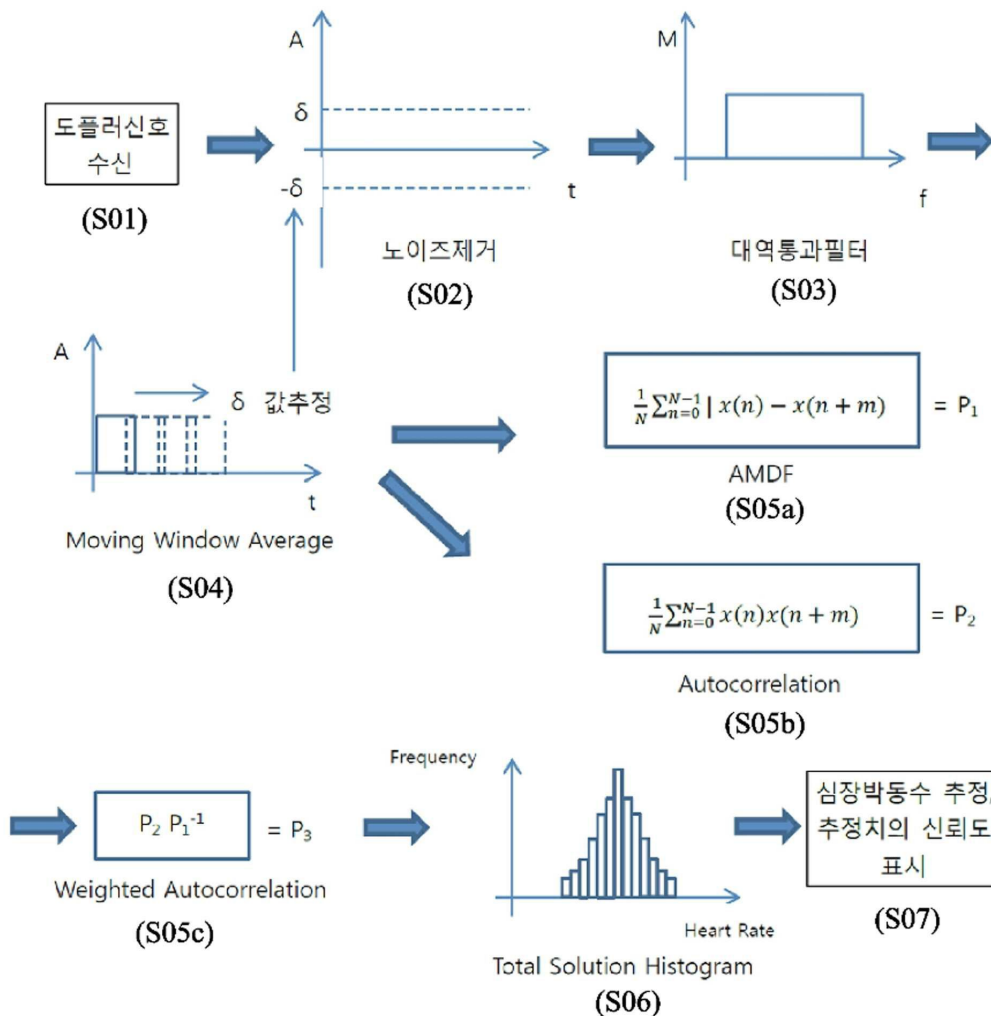
[0038] 전술한 바와 같이, 본 발명에 의하는 경우, 피크 검출 정확도를 향상시켜 태아 심박 검출 오류를 낮추기 위하여 전처리방법, 피크 검출 방법 및 확률적 추정치 결정 및 신뢰도 추정을 이용한 초음파 도플러 태아감시 장치의 심박 검출 신호처리 방법을 통하여, 태아의 심박 검출장치에 대해 태아 심음 측정 장치로부터 추출된 파형에 대하여 여러 가지의 주기추정 알고리즘들을 고려한 것에 더하여 이를 확률/통계적으로 좀 더 분석하여 정확한 참값을 구하고 매 추정치결과에 대한 추정의 신뢰도를 계산하는 것이 가능하다는 장점이 있다.

[0039] 또한, 본 발명은 측정된 심박수 변화를 5~10분 크기의 윈도우로 FFT를 이용한 주파수 분석을 통해 스펙트럼분석을 하여, 심박수변화의 주파수대역(VLF, LF, MF, HF)에 따른 동적 변화의 분포 및 크기를 알 수 있어, 태아 건강 진단에 유용한 정보도 함께 구할 수 있다는 장점이 있다.

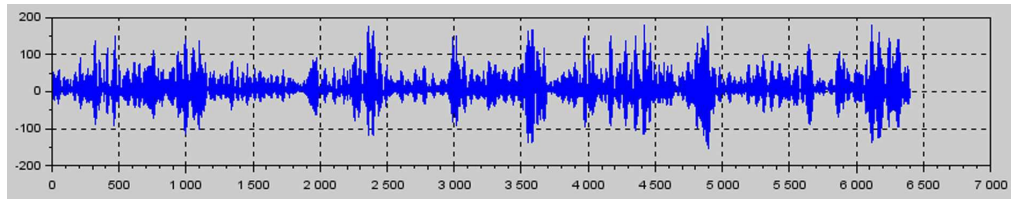
[0040] 이상에서는 도면과 명세서에서 최적 실시 예들이 개시되었다. 여기서 특정한 용어들이 사용되었으나, 이는 단지 본 발명을 설명하기 위한 목적에서 사용된 것이지 의미 한정이나 특허청구범위에 기재된 본 발명의 범위를 제한하기 위하여 사용된 것은 아니다. 그러므로 본 기술분야의 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시 예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서 본 발명의 진정한 기술적 보호범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의해 정해져야 할 것이다.

도면

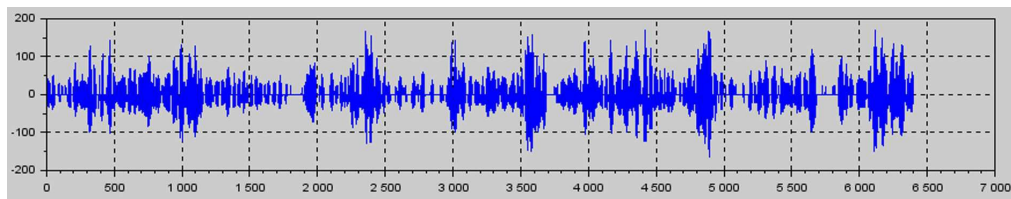
도면1



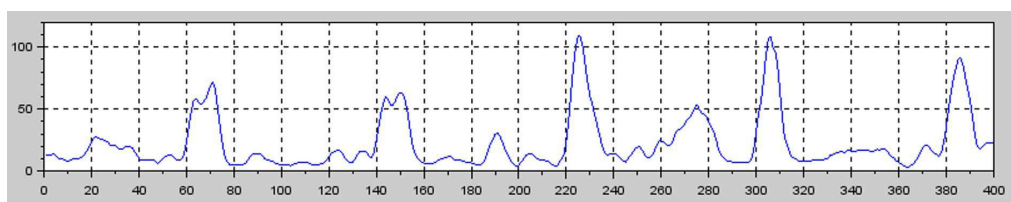
도면2



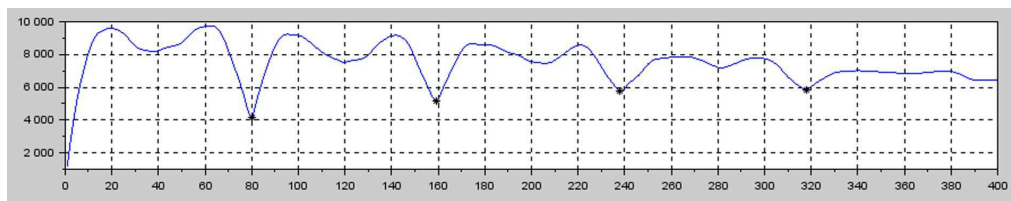
도면3



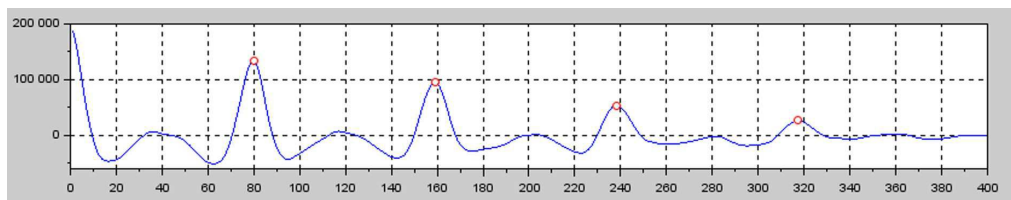
도면4



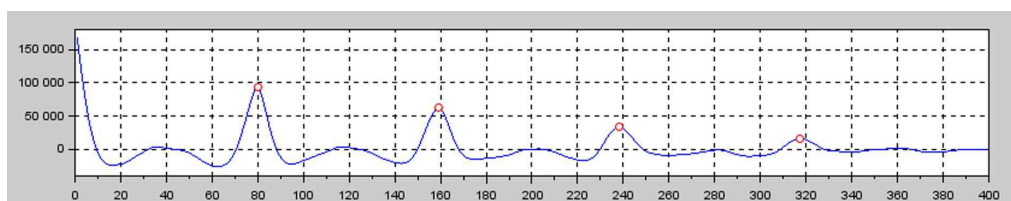
도면5



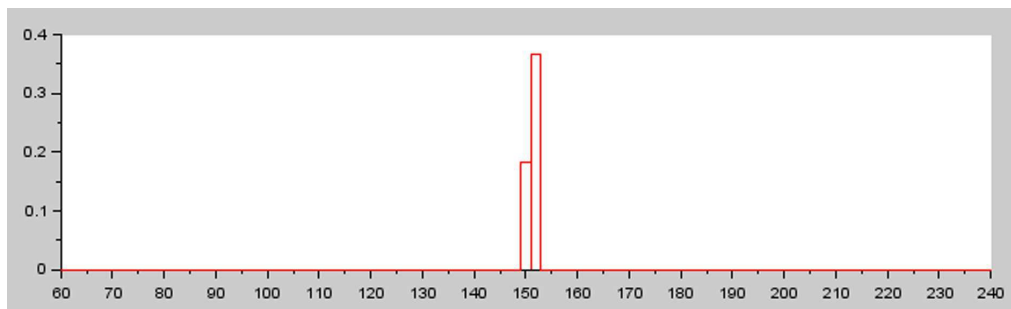
도면6



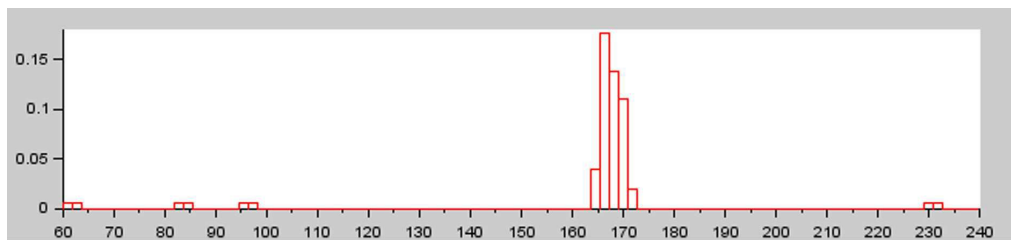
도면7



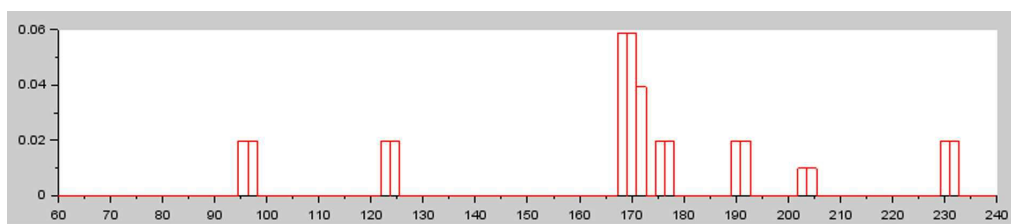
도면8



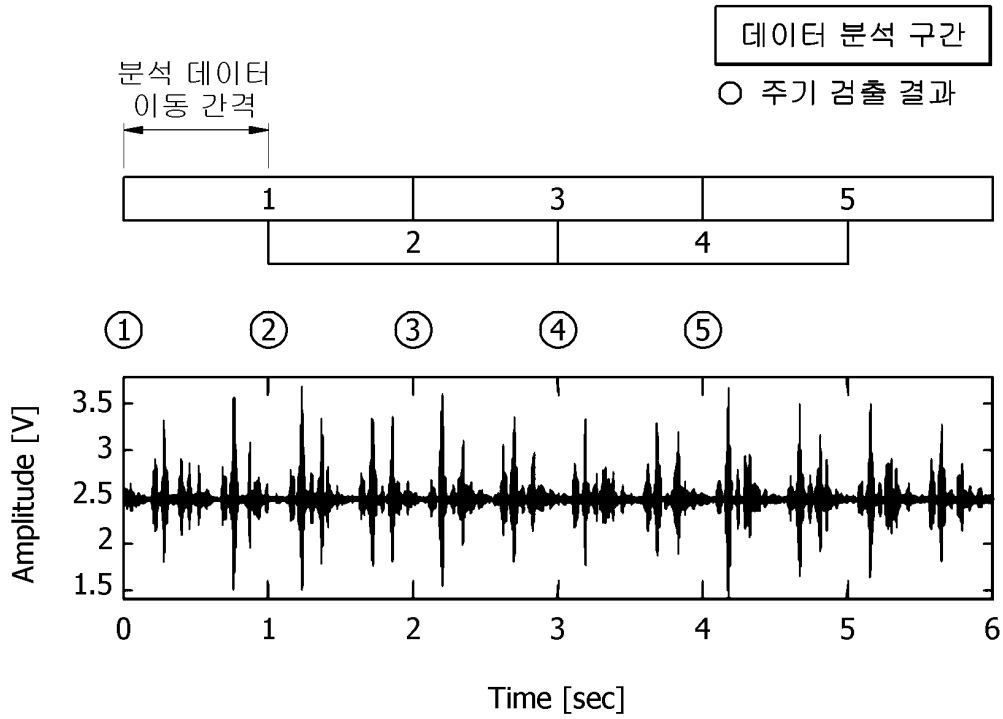
도면9



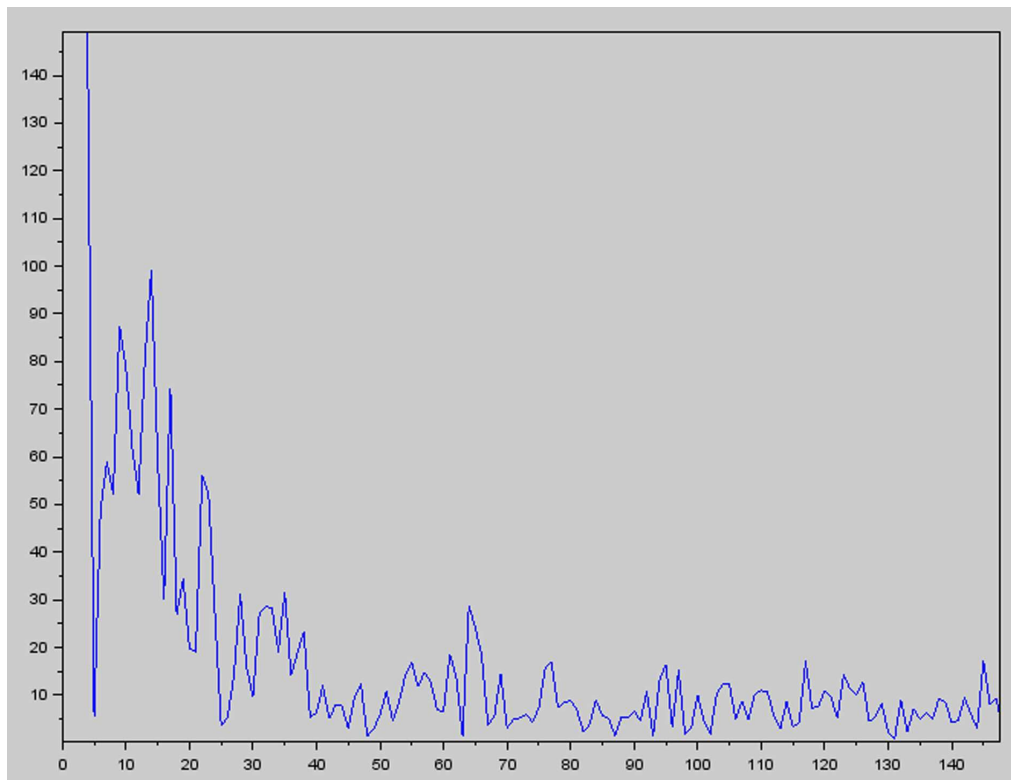
도면10



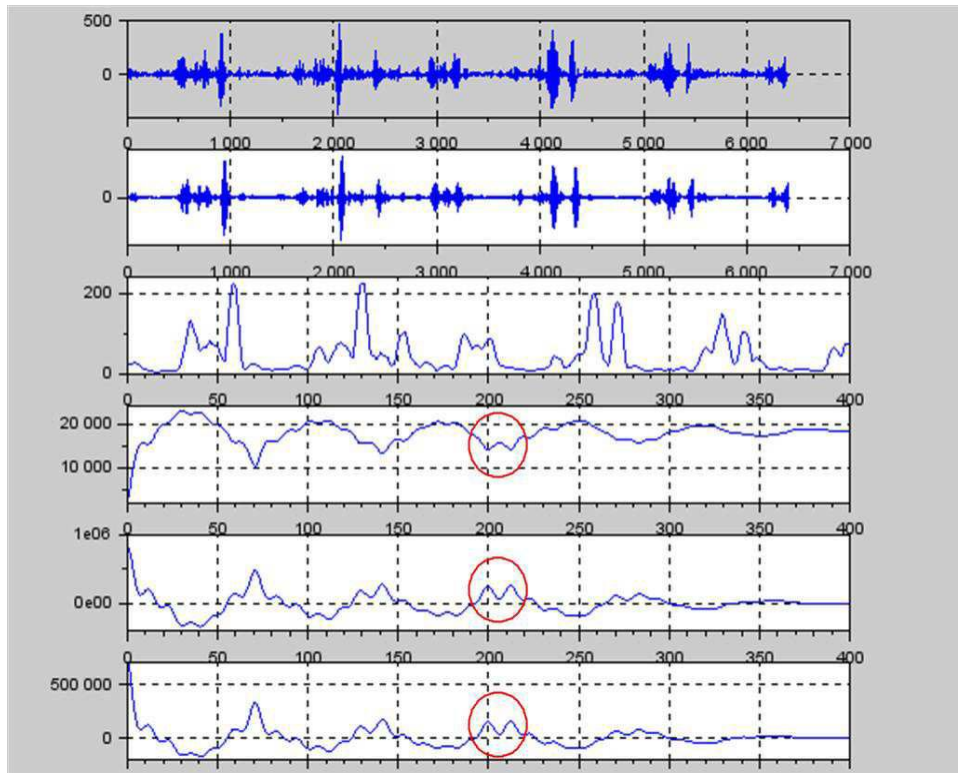
도면11



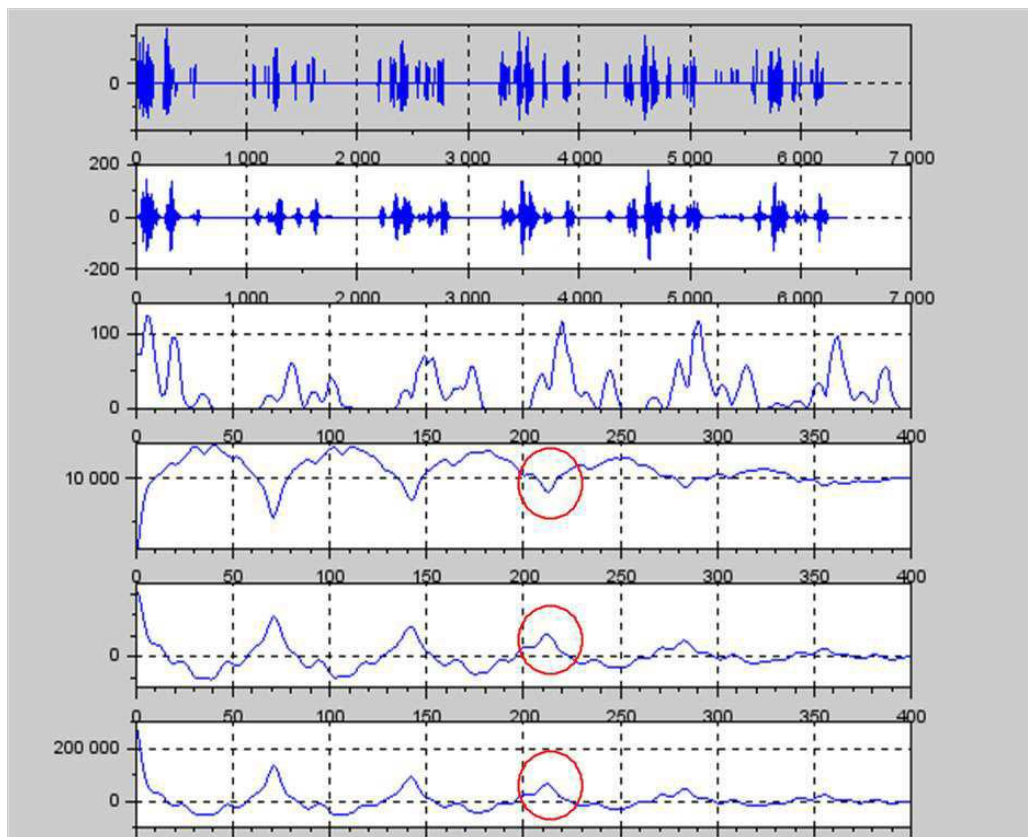
도면12



도면13



도면14



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 5

【변경전】

상기 심박수의

【변경후】

상기 심장박동수의

专利名称(译)	超声多普勒胎儿监护仪的心跳信号处理方法		
公开(公告)号	KR101779018B1	公开(公告)日	2017-09-26
申请号	KR1020150158330	申请日	2015-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	BISTOS		
申请(专利权)人(译)	(注)二托特		
当前申请(专利权)人(译)	(注)二托特		
[标]发明人	KANG CHUNG SHIN 강충신 LEE DONG JIN 이동진 KIM SANG HOON 김상훈		
发明人	강충신 이동진 김상훈		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/024		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/488 A61B5/02411 A61B5/02405 A61B5/024 A61B5/725 A61B5/7257 A61B5/7221 A61B2503/02 A61B5/4362 A61B8/02 A61B8/08 A61B8/5223 A61B8/5269 G16H50/30		
代理人(译)	专利法sintaeyang		
其他公开文献	KR1020170055307A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明是一种超声波多普勒胎儿涉及的监视装置的心脏速率检测信号处理方法,用于在孕妇的腹部发送超声波和接收来检测胎儿的心脏速率由胎儿超声多普勒胎儿的心脏速率所产生的多普勒频移信号在监控装置的心脏速率检测信号处理方法,接收对应于所述心脏速率,和(S01),其从所接收的多普勒信号(S02)中去除噪声,然后,通过带通滤波器多普勒信号后移动(S03)进一步包括:前处理(S04),以输入的多普勒频移通过使用窗口平均选择的频带的信号(移动窗平均)提取多普勒信号的有效信号,并根据来自所选择的信号的心脏速率改变信号AMDF(平均幅度差函数)来检测周期(S05A),自相关函数(Autocorrelation Function)(S05b)和以上AMDF(平均大小区别功能)和以上自相关函数(自相关函数),用于使用加权自相关函数(加权自相关函数)来计算使用(S05c)一个心脏速率;以及,所述AMDF(平均幅度差函数)和自相关函数(自相关函数)和加权磁使用每个由(加权自相关函数)计算出的心脏速率的直方图(直方图)的配置(S06):相关函数包括;通过估计根据在最大频率数值的心脏速率和直方图(直方图)来确定显示器的步骤(S07);但其特征在于,所述配置包括在移动窗平均的步骤(移动窗平均),用于使用通过预处理(S04)相除去(S02)的噪声推测它回到噪声信号的阈值后,其中本发明涉及其特征在于使用的噪声信号的阈值的超声多普勒胎儿监测装置的超声波心脏速率检测信号处理方法。

