



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0126722
(43) 공개일자 2017년11월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/08 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 8/0866 (2013.01)

A61B 8/488 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2016-0057133

(22) 출원일자 2016년05월10일

심사청구일자 없음

(71) 출원인

삼성메디슨 주식회사

강원도 홍천군 남면 한서로 3366

(72) 발명자

현동규

서울특별시 강남구 테헤란로108길 42 (대치동)

김철수

서울특별시 강남구 테헤란로108길 42 (대치동)

윤기상

서울특별시 강남구 테헤란로108길 42 (대치동)

(74) 대리인

리엔목특허법인

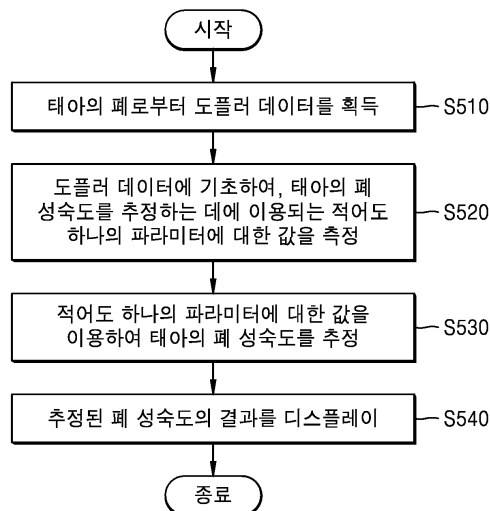
전체 청구항 수 : 총 40 항

(54) 발명의 명칭 초음파 영상 장치 및 그 동작 방법

(57) 요약

초음파 영상 장치는 태아의 폐로부터 도플러 데이터를 수신하는 프로브; 상기 초음파 데이터에 기초하여 도플러 데이터를 획득하고, 상기 도플러 데이터에 기초하여, 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 측정하고, 상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 이용하여 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 프로세서; 및 상기 추정된 폐 성숙도의 결과를 표시하는 디스플레이를 포함할 수 있다.

대표도 - 도5



(52) CPC특허분류

A61B 8/5223 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

태아의 폐로부터 초음파 데이터를 수신하는 프로브;

상기 초음파 데이터에 기초하여 도플러 데이터를 획득하고, 상기 도플러 데이터에 기초하여, 상기 태아의 폐 성속도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 측정하고, 상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 이용하여 상기 태아의 폐 성속도를 추정하는 프로세서; 및

상기 추정된 폐 성속도의 결과를 표시하는 디스플레이를 포함하는 초음파 영상 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 파라미터는 상기 태아의 폐 혈류 지표와 관련된 파라미터인 것을 특징으로 하는 초음파 영상 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 적어도 하나의 파라미터는,

기준 시점부터 상기 태아의 심장 수축에 따라 상기 태아의 폐동맥 혈류 속도가 최대가 되는 시점까지의 시간을 나타내는 가속 시간(acceleration time); 및

상기 기준 시점부터 상기 태아의 심장 이완에 따라 상기 태아의 폐동맥 혈류의 속도가 변화하는 시점까지의 시간을 나타내는 방출 시간(ejection time)을 포함하고,

상기 프로세서는, 도플러 데이터에 기초하여 자동으로 상기 가속 시간 및 상기 방출 시간에 대한 값들을 계산하여, 상기 태아의 폐 성속도를 추정하는 초음파 영상 장치.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 도플러 데이터는 주기를 갖고, 상기 태아의 폐동맥 혈류 속도를 나타내는 도플러 파형인 것을 특징으로 하는 초음파 영상 장치.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값 및 성장 주수에 따른 복수의 태아들의 적어도 하나의 파라미터에 대한 표준값을 이용하여 상기 태아의 폐 성속도를 추정하는 초음파 영상 장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값과 상기 표준값을 비교하고, 비교 결과에 따라 상기 태아의 예상 폐 성속 주수를 추정하는 초음파 영상 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 디스플레이는

상기 태아의 예상 폐 성숙 주수 및 상기 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스 중 적어도 하나를 표시하는 초음파 영상 장치.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 디스플레이는

상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값 및 상기 태아의 예상 폐 성숙 주수에 따른 적어도 하나의 파라미터에 대한 표준값을 표시하는 초음파 영상 장치.

청구항 9

제7항에 있어서,

상기 디스플레이는

상기 초음파 데이터로부터 획득된 도플러 영상 및 상기 태아의 실제 폐 성숙 주수를 표시하는 초음파 영상 장치.

청구항 10

제7항에 있어서,

상기 디스플레이는

상기 태아의 예상 폐 성숙 주수와 상기 태아의 실제 폐 성숙 주수를 그래프 상에 구별하여 표시하는 초음파 영상 장치.

청구항 11

제7항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 태아의 주수에 따른 예상 폐 성숙 주수 및 상기 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스 중 적어도 하나에 기초하여, 상기 태아의 폐 성숙도의 안전성 여부를 결정하고,

상기 디스플레이는 상기 태아의 폐 성숙도의 안전성 결과를 표시하는 초음파 영상 장치.

청구항 12

제1항에 있어서,

상기 도플러 데이터는 칼러 도플러 영상인 것을 특징으로 하는 초음파 영상 장치.

청구항 13

제1항에 있어서,

상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터를 입력 받는 사용자 인터페이스를 더 포함하고,

상기 프로세서는, 상기 입력 받은 적어도 하나의 파라미터에 기초하여 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 초음파 영상 장치.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 사용자 인터페이스는,

상기 초음파 데이터로부터 획득된 도플러 영상에서 상기 태아의 폐의 영역에 대한 경계선을 설정하는 입력을 수신하고,

상기 프로세서는, 상기 경계선에 기초하여 상기 태아의 폐의 크기를 결정하고, 성장 주수에 따른 복수의 태아들의 폐의 크기에 대한 표준값을 이용하여 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 초음파 영상 장치.

청구항 15

태아의 폐로부터 초음파 데이터를 획득하고, 상기 초음파 데이터에 기초하여 도플러 데이터를 획득하는 단계;

상기 도플러 데이터에 기초하여, 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 측정하는 단계;

상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 이용하여 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 단계; 및

상기 추정된 폐 성숙도의 결과를 디스플레이 하는 단계를 포함하는 초음파 영상 장치의 동작 방법.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 적어도 하나의 파라미터는 상기 태아의 폐 혈류 지표와 관련된 파라미터인 것을 특징으로 하는 초음파 영상 장치의 동작 방법.

청구항 17

제15항에 있어서,

상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 단계는,

상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값 및 성장 주수에 따른 복수의 태아들의 적어도 하나의 파라미터에 대한 표준값을 이용하여 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 장치의 동작 방법.

청구항 18

제17항에 있어서,

상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 단계는,

상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값과 상기 표준값을 비교하고, 비교 결과에 따라 상기 태아의 예상 폐 성숙 주수를 추정하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 장치의 동작 방법.

청구항 19

제18항에 있어서,

상기 추정된 폐 성숙도의 결과를 디스플레이 하는 단계는,

상기 태아의 예상 폐 성숙 주수 및 상기 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스 중 적어도 하나를 디스플레이 하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 장치의 동작 방법.

청구항 20

제18항에 있어서,

상기 추정된 폐 성숙도의 결과를 표시하는 단계는,

상기 태아의 예상 폐 성숙 주수와 상기 태아의 실제 폐 성숙 주수를 그래프 상에 구별하여 표시하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 장치의 동작 방법.

청구항 21

제18항에 있어서,

상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 단계는,

상기 태아의 주수에 따른 예상 폐 성숙 주수 및 상기 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스 중 적어도 하나에 기초하여, 상기 태아의 폐 성숙도의 안전성 여부를 결정하는 단계를 포함하고,

상기 추정된 폐 성숙도의 결과를 디스플레이 하는 단계는,

상기 태아의 폐 성숙도의 안전성 결과를 표시하는 초음파 영상 장치의 동작 방법.

청구항 22

제15항에 있어서,

상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터를 입력 받는 단계를 더 포함하고,

상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 단계는,

상기 입력 받은 적어도 하나의 파라미터에 기초하여 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 장치의 동작 방법.

청구항 23

초음파 영상 장치의 동작 방법을 실행하는 프로그램을 수록한 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 있어서, 상기 초음파 영상 장치의 동작 방법은,

태아의 폐로부터 초음파 데이터를 획득하고, 상기 초음파 데이터에 기초하여 도플러 데이터를 획득하는 단계;

상기 도플러 데이터에 기초하여, 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 측정하는 단계;

상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 이용하여 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 단계; 및

상기 추정된 폐 성숙도의 결과를 디스플레이 하는 단계를 포함하는 컴퓨터 판독 가능 기록 매체.

청구항 24

대상체로부터 초음파 데이터를 수신하는 프로브;

상기 수신된 초음파 데이터에 기초하여 상기 대상체의 도플러 영상을 획득하고, 상기 도플러 영상 내에서 상기 대상체의 관심 영역을 설정하고, 상기 관심 영역으로부터 상기 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하고, 상기 도플러 데이터의 주파수 분석에 기초하여, 상기 대상체의 움직임의 실제 주기를 획득하고, 상기 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열하는 프로세서; 및

상기 도플러 영상을 표시하는 디스플레이를 포함하는 초음파 영상 장치.

청구항 25

제24항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 대상체의 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터를 배열하고, 상기 대상체의 실제 제2 주기에 대응하는 도플러 데이터를 상기 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터에 중첩하여 배열하고, 상기 대상체의 실제 제3 주기에 대응하는 도플러 데이터를 상기 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터에 중첩하여 배열하는 초음파 영상 장치.

청구항 26

제24항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하고, 상기 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터 및 상기 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열하는 초음파 영상 장치.

청구항 27

제24항에 있어서,

상기 획득된 실제 주기가 제1 샘플 주기와 배수 관계에 있으면,

상기 프로세서는 상기 획득된 실제 주기와 배수 관계가 아닌 제2 샘플 주기를 설정하고, 상기 관심 영역으로부터 상기 대상체의 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 상기 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하고, 상기 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열하는 초음파 영상 장치.

청구항 28

제24항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 복수의 주기 사이에 소정의 시간만큼 지연하여 상기 도플러 데이터를 획득하는 초음파 영상 장치.

청구항 29

제24항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 도플러 데이터에 고속 푸리에 변환을 적용하여 상기 대상체의 움직임의 실제 주기를 획득하는 초음파 영상 장치.

청구항 30

제24항에 있어서,

상기 디스플레이는 상기 재배열된 도플러 데이터를 표시하는 초음파 영상 장치.

청구항 31

제24항에 있어서,

상기 도플러 영상 내에서 상기 대상체의 관심 영역을 설정하기 위한 사용자 입력을 수신하는 사용자 인터페이스를 더 포함하고,

상기 프로세서는 상기 사용자 입력에 기초하여, 상기 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 획득하는 초음파 영상 장치.

청구항 32

제24항에 있어서,

상기 도플러 영상은,

상기 대상체의 칼라 도플러 영상(Color Doppler image), 파워 도플러 영상(Power Doppler image), 티슈 도플러 영상(Tissue Doppler image), 벡터 도플러 영상(Vector Doppler image) 및 스펙트럴 도플러 영상(Spectral Doppler image) 중 적어도 하나인 것을 특징으로 하는 초음파 영상 장치

청구항 33

제24항에 있어서,

상기 대상체는 심장인 것을 특징으로 하는 초음파 영상 장치.

청구항 34

대상체로부터 초음파 데이터를 수신하고, 상기 수신된 초음파 데이터에 기초하여 상기 대상체의 도플러 영상을 획득하는 단계;

상기 도플러 영상 내에서 상기 대상체의 관심 영역을 설정하고, 상기 관심 영역으로부터 상기 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하는 단계;

상기 도플러 데이터의 주파수 분석에 기초하여, 상기 대상체의 움직임의 실제 주기를 획득하는 단계; 및

상기 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열하는 단계를 포함하는 초음파 영상 장치의 동작 방법.

청구항 35

제34항에 있어서,

상기 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열하는 단계는

상기 대상체의 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터를 배열하는 단계;

상기 대상체의 실제 제2 주기에 대응하는 도플러 데이터를 상기 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터에 중첩하여 배열하는 단계; 및

상기 대상체의 실제 제3 주기에 대응하는 도플러 데이터를 상기 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터에 중첩하여 배열하는 단계를 포함하는 초음파 영상 장치의 동작 방법.

청구항 36

제34항에 있어서,

상기 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하는 단계를 더 포함하고,

상기 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열하는 단계는,

상기 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터 및 상기 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 장치의 동작 방법.

청구항 37

제34항에 있어서,

상기 획득된 실제 주기가 제1 샘플 주기와 배수 관계에 있으면, 상기 획득된 실제 주기와 배수 관계가 아닌 제2 샘플 주기를 설정하는 단계; 및

상기 관심 영역으로부터 상기 대상체의 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 상기 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하는 단계를 더 포함하는 초음파 영상 장치의 동작 방법.

청구항 38

제34항에 있어서,

상기 도플러 데이터를 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하는 단계는,

상기 복수의 주기 사이에 소정의 시간만큼 지연하여 상기 도플러 데이터를 획득하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 장치의 동작 방법.

청구항 39

제34항에 있어서,

상기 재배열된 도플러 데이터를 표시하는 단계를 더 포함하는 초음파 영상 장치의 동작 방법.

청구항 40

초음파 영상 장치의 동작 방법을 실행하는 프로그램을 수록한 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 있어서, 상기 초음파 영상 장치의 동작 방법은,

대상체로부터 초음파 데이터를 수신하고, 상기 수신된 초음파 데이터에 기초하여 상기 대상체의 도플러 영상을 획득하는 단계;

상기 도플러 영상 내에서 상기 대상체의 관심 영역을 설정하고, 상기 관심 영역으로부터 상기 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하는 단계;

상기 도플러 데이터의 주파수 분석에 기초하여, 상기 대상체의 움직임의 실제 주기를 획득하는 단계; 및

상기 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열하는 단계를 포함하는 컴퓨터 판독 가능 기록 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 초음파 영상 장치 및 그 동작 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파 진단 장치는 프로브(probe)의 트랜스듀서(transducer)로부터 생성되는 초음파 신호를 대상체로 조사하고, 대상체로부터 반사된 에코 신호의 정보를 수신하여 대상체 내부의 부위에 대한 영상을 얻는다. 특히, 초음파 진단 장치는 대상체 내부의 관찰, 이물질 검출, 및 상해 측정 등 의학적 목적으로 사용된다. 이러한 초음파 진단 장치는 X선을 이용하는 진단 장치에 비하여 안전성이 높고, 실시간으로 영상의 디스플레이가 가능하며, 방사능 피폭이 없어 안전하다는 장점이 있어서 다른 화상 진단 장치와 함께 널리 이용된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0003] 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 장치는 도플러 데이터를 이용하여 태아의 폐 성숙도를 추정하여 그 결과를 표시하는 방법을 제공한다.

[0004] 또한, 초음파 영상 장치는 도플러 영상으로부터 획득되는 도플러 데이터의 시간 정밀도 향상을 위한 방법을 제공한다.

[0005] 또한, 상기 초음파 영상 장치의 동작 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터 판독 가능 기록 매체를 제공한다.

과제의 해결 수단

[0006] 일측에 따르면, 태아의 폐로부터 초음파 데이터를 수신하는 프로브; 상기 초음파 데이터에 기초하여 도플러 데이터를 획득하고, 상기 도플러 데이터에 기초하여, 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 측정하고, 상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 이용하여 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 프로세서; 및 상기 추정된 폐 성숙도의 결과를 표시하는 디스플레이를 포함하는 초음파 영상 장치가 제공된다.

[0007] 또한, 상기 적어도 하나의 파라미터는 상기 태아의 폐 혈류 지표와 관련된 파라미터일 수 있다.

[0008] 또한, 상기 적어도 하나의 파라미터는, 기준 시점부터 상기 태아의 심장 수축에 따라 상기 태아의 폐동맥 혈류 속도가 최대가 되는 시점까지의 시간을 나타내는 가속 시간(acceleration time); 및 상기 기준 시점부터 상기 태아의 심장 이완에 따라 상기 태아의 폐동맥 혈류의 속도가 변화하는 시점까지의 시간을 나타내는 방출 시간(ejection time)을 포함하고, 상기 프로세서는, 도플러 데이터에 기초하여 자동으로 상기 가속 시간 및 상기 방출 시간에 대한 값들을 계산하여, 상기 태아의 폐 성숙도를 추정할 수 있다.

[0009] 또한, 상기 도플러 데이터는 주기를 갖고, 상기 태아의 폐동맥 혈류 속도를 나타내는 도플러 파형일 수 있다.

[0010] 또한, 상기 프로세서는, 상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값 및 성장 주수에 따른 복수의 태아들의 적어도 하나의 파라미터에 대한 표준값을 이용하여 상기 태아의 폐 성숙도를 추정할 수 있다.

- [0011] 또한, 상기 프로세서는 상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값과 상기 표준값을 비교하고, 비교 결과에 따라 상기 태아의 예상 폐 성숙 주수를 추정할 수 있다.
- [0012] 또한, 상기 디스플레이는 상기 태아의 예상 폐 성숙 주수 및 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스 중 적어도 하나를 표시할 수 있다.
- [0013] 또한, 상기 디스플레이는 상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값 및 상기 태아의 예상 폐 성숙 주수에 따른 적어도 하나의 파라미터에 대한 표준값을 표시할 수 있다.
- [0014] 또한, 상기 디스플레이는 상기 초음파 데이터로부터 획득된 도플러 영상 및 상기 태아의 실제 폐 성숙 주수를 표시할 수 있다.
- [0015] 또한, 상기 디스플레이는 상기 태아의 예상 폐 성숙 주수와 상기 태아의 실제 폐 성숙 주수를 그래프 상에 구별하여 표시할 수 있다.
- [0016] 또한, 상기 프로세서는 상기 태아의 주수에 따른 예상 폐 성숙 주수 및 상기 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스 중 적어도 하나에 기초하여, 상기 태아의 폐 성숙도의 안전성 여부를 결정하고, 상기 디스플레이는 상기 태아의 폐 성숙도의 안전성 결과를 표시할 수 있다.
- [0017] 또한, 상기 도플러 데이터는 컬러 도플러 영상인 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0018] 또한, 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터를 입력 받는 사용자 인터페이스를 더 포함하고, 상기 프로세서는, 상기 입력 받은 적어도 하나의 파라미터에 기초하여 상기 태아의 폐 성숙도를 추정할 수 있다.
- [0019] 또한, 상기 사용자 인터페이스는, 상기 초음파 데이터로부터 획득된 도플러 영상에서 상기 태아의 폐의 영역에 대한 경계선을 설정하는 입력을 수신하고, 상기 프로세서는, 상기 경계선에 기초하여 상기 태아의 폐의 크기를 결정하고, 성장 주수에 따른 복수의 태아들의 폐의 크기에 대한 표준값을 이용하여 상기 태아의 폐 성숙도를 추정할 수 있다.
- [0020] 다른 일측에 따르면, 태아의 폐로부터 초음파 데이터를 획득하고, 상기 초음파 데이터에 기초하여 도플러 데이터를 획득하는 단계; 상기 도플러 데이터에 기초하여, 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 측정하는 단계; 상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 이용하여 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 단계; 및 상기 추정된 폐 성숙도의 결과를 디스플레이 하는 단계를 포함하는 초음파 영상 장치의 동작 방법이 제공된다.
- [0021] 또한, 상기 적어도 하나의 파라미터는 상기 태아의 폐 혈류 지표와 관련된 파라미터일 수 있다.
- [0022] 또한, 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 단계는, 상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값 및 성장 주수에 따른 복수의 태아들의 적어도 하나의 파라미터에 대한 표준값을 이용하여 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0023] 또한, 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 단계는, 상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값과 상기 표준값을 비교하고, 비교 결과에 따라 상기 태아의 예상 폐 성숙 주수를 추정하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0024] 또한, 상기 추정된 폐 성숙도의 결과를 디스플레이 하는 단계는, 상기 태아의 예상 폐 성숙 주수 및 상기 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스 중 적어도 하나를 디스플레이 하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0025] 또한, 상기 추정된 폐 성숙도의 결과를 표시하는 단계는, 상기 태아의 예상 폐 성숙 주수와 상기 태아의 실제 폐 성숙 주수를 그래프 상에 구별하여 표시하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0026] 또한, 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 단계는, 상기 태아의 주수에 따른 예상 폐 성숙 주수 및 상기 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스 중 적어도 하나에 기초하여, 상기 태아의 폐 성숙도의 안전성 여부를 결정하는 단계를 포함하고, 상기 추정된 폐 성숙도의 결과를 디스플레이 하는 단계는, 상기 태아의 폐 성숙도의 안전성 결과를 표시하는 것일 수 있다.
- [0027] 또한, 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터를 입력 받는 단계를 더 포함하고, 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 단계는, 상기 입력 받은 적어도 하나의 파라미터에 기초하여 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 것을 특징으로 할 수 있다.

- [0028] 또 다른 일측에 따르면, 초음파 영상 장치의 동작 방법을 실행하는 프로그램을 수록한 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 있어서, 상기 초음파 영상 장치의 동작 방법은, 태아의 폐로부터 초음파 데이터를 획득하고, 상기 초음파 데이터에 기초하여 도플러 데이터를 획득하는 단계; 상기 도플러 데이터에 기초하여, 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 측정하는 단계; 상기 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 이용하여 상기 태아의 폐 성숙도를 추정하는 단계; 및 상기 추정된 폐 성숙도의 결과를 디스플레이 하는 단계를 포함하는 컴퓨터 판독 가능 기록 매체가 제공된다.
- [0029] 일측에 따르면, 대상체로부터 초음파 데이터를 수신하는 프로브; 상기 수신된 초음파 데이터에 기초하여 상기 대상체의 도플러 영상을 획득하고, 상기 도플러 영상 내에서 상기 대상체의 관심 영역을 설정하고, 상기 관심 영역으로부터 상기 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하고, 상기 도플러 데이터의 주파수 분석에 기초하여, 상기 대상체의 움직임의 실제 주기를 획득하고, 상기 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열하는 프로세서; 및 상기 도플러 영상을 표시하는 디스플레이를 포함하는 초음파 영상 장치가 제공된다.
- [0030] 또한, 상기 프로세서는, 상기 대상체의 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터를 배열하고, 상기 대상체의 실제 제2 주기에 대응하는 도플러 데이터를 상기 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터에 중첩하여 배열하고, 상기 대상체의 실제 제3 주기에 대응하는 도플러 데이터를 상기 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터에 중첩하여 배열할 수 있다.
- [0031] 또한, 상기 프로세서는, 상기 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하고, 상기 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터 및 상기 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열할 수 있다.
- [0032] 또한, 상기 획득된 실제 주기가 제1 샘플 주기와 배수 관계에 있으면, 상기 프로세서는 상기 획득된 실제 주기와 배수 관계가 아닌 제2 샘플 주기를 설정하고, 상기 관심 영역으로부터 상기 대상체의 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 상기 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하고, 상기 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열할 수 있다.
- [0033] 또한, 상기 프로세서는, 상기 복수의 주기 사이에 소정의 시간만큼 지연하여 상기 도플러 데이터를 획득할 수 있다.
- [0034] 또한, 상기 프로세서는, 상기 도플러 데이터에 고속 푸리에 변환을 적용하여 상기 대상체의 움직임의 실제 주기를 획득할 수 있다.
- [0035] 또한, 상기 디스플레이는 상기 재배열된 도플러 데이터를 표시할 수 있다.
- [0036] 또한, 상기 도플러 영상 내에서 상기 대상체의 관심 영역을 설정하기 위한 사용자 입력을 수신하는 사용자 인터페이스를 더 포함하고, 상기 프로세서는 상기 사용자 입력에 기초하여, 상기 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 획득할 수 있다.
- [0037] 또한, 상기 도플러 영상은, 상기 대상체의 칼라 도플러 영상(Color Doppler image), 파워 도플러 영상(Power Doppler image), 티슈 도플러 영상(Tissue Doppler image), 벡터 도플러 영상(Vector Doppler image) 및 스펙트럴 도플러 영상(Spectral Doppler image) 중 적어도 하나일 수 있다.
- [0038] 또한, 상기 대상체는 심장일 수 있다.
- [0039] 다른 일측에 따르면, 대상체로부터 초음파 데이터를 수신하고, 상기 수신된 초음파 데이터에 기초하여 상기 대상체의 도플러 영상을 획득하는 단계; 상기 도플러 영상 내에서 상기 대상체의 관심 영역을 설정하고, 상기 관심 영역으로부터 상기 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하는 단계; 상기 도플러 데이터의 주파수 분석에 기초하여, 상기 대상체의 움직임의 실제 주기를 획득하는 단계; 및 상기 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열하는 단계를 포함하는 초음파 영상 장치의 동작 방법이 제공된다.
- [0040] 또한, 상기 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열하는 단계는 상기 대상체의 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터를 배열하는 단계; 상기 대상체의 실제 제2 주기에 대응하는 도플러 데이터를 상기 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터에 중첩하여 배열하는 단계; 및 상기 대상체의 실제 제3 주기에 대응하는 도플러 데이터를 상기 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터에 중첩하여 배열하는 단계를 포함할 수 있다.

- [0041] 또한, 상기 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하는 단계를 더 포함하고, 상기 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열하는 단계는, 상기 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터 및 상기 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0042] 또한, 상기 획득된 실제 주기가 제1 샘플 주기와 배수 관계에 있으면, 상기 획득된 실제 주기와 배수 관계가 아닌 제2 샘플 주기를 설정하는 단계; 및 상기 관심 영역으로부터 상기 대상체의 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 상기 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0043] 또한, 상기 도플러 데이터를 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하는 단계는, 상기 복수의 주기 사이에 소정의 시간만큼 지연하여 상기 도플러 데이터를 획득하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0044] 또한, 상기 재배열된 도플러 데이터를 표시하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0045] 또 다른 일측에 따르면, 초음파 영상 장치의 동작 방법을 실행하는 프로그램을 수록한 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 있어서, 상기 초음파 영상 장치의 동작 방법은, 대상체로부터 초음파 데이터를 수신하고, 상기 수신된 초음파 데이터에 기초하여 상기 대상체의 도플러 영상을 획득하는 단계; 상기 도플러 영상 내에서 상기 대상체의 관심 영역을 설정하고, 상기 관심 영역으로부터 상기 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득하는 단계; 상기 도플러 데이터의 주파수 분석에 기초하여, 상기 대상체의 움직임의 실제 주기를 획득하는 단계; 및 상기 도플러 데이터를 상기 실제 주기에 기초하여 재배열하는 단계를 포함하는 컴퓨터 판독 가능 기록 매체가 제공된다.

도면의 간단한 설명

- [0046] 본 발명은, 다음의 자세한 설명과 그에 수반되는 도면들의 결합으로 쉽게 이해될 수 있으며, 참조 번호(reference numerals)들은 구조적 구성요소(structural elements)를 의미한다.
- 도 1은 본 발명의 일 실시 예와 관련된 초음파 진단 장치의 구성을 도시한 블록도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시 예와 관련된 무선 프로브의 구성을 도시한 블록도이다.
- 도 3은 일실시에에 따른 초음파 영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다.
- 도 4는 다른 일실시에에 따른 초음파 영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다.
- 도 5는 일실시에에 따른 초음파 영상 장치의 동작 방법을 나타낸 흐름도이다.
- 도 6a는 일실시에에 따라, 태아의 폐로부터 획득된 도플러 영상을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6b는 다른 일실시에에 따라, 태아의 폐 혈류와 관련된 도플러 데이터를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 7a는 파라미터의 일실시에인 가속 시간을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 7b는 파라미터의 다른 일실시에인 방출 시간을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 8은 일실시에에 따라, 가속 시간 및 방출 시간에 따른 태아의 폐의 예상 폐 성숙 주수를 결정하는 데이터들을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 9a는 일실시에에 따라, 초음파 영상 장치에서 폐 성숙도의 결과를 표시하는 화면을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 9b는 다른 일실시에에 따라, 초음파 영상 장치에서 폐 성숙도의 결과를 표시하는 화면을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 9c는 또 다른 일실시에에 따라, 초음파 영상 장치에서 폐 성숙도의 결과를 표시하는 화면을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 10은 다른 일실시에에 따른 초음파 영상 장치의 동작 방법을 나타낸 흐름도이다.
- 도 11은 일실시에에 따라, 사용자의 입력에 기초하여 태아의 폐 성숙도를 추정하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 12는 일실시에에 따른 초음파 영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다.

도 13은 다른 일실시예에 따른 초음파 영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다.

도 14는 일실시예에 따른 초음파 영상 장치의 동작 방법을 나타낸 흐름도이다.

도 15는 일실시예에 따라, 도플러 영상을 이용하여 대상체의 진단에 필요한 도플러 데이터의 시간 해상도를 확보하기 위한 과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 16a는 일실시예에 따라, 제1 샘플 주기에 따라 도플러 데이터를 획득하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 16b는 일실시예에 따라, 획득된 도플러 데이터를 재배열하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 17a는 다른 일실시예에 따라, 제1 샘플 주기에 따라 도플러 데이터를 획득하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 17b는 다른 일실시예에 따라, 획득된 도플러 데이터를 재배열하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 18a는 일실시예에 따라, 낮은 샘플 레이트에 따라 획득된 도플러 데이터를 도시한 도면이다.

도 18b는 일실시예에 따라, 낮은 샘플 레이트에 따라 획득된 도플러 데이터를 재샘플링하여 획득된 도플러 데이터를 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0047] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 관례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.
- [0048] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에서 사용되는 "부"라는 용어는 소프트웨어, FPGA 또는 ASIC과 같은 하드웨어 구성요소를 의미하며, "부"는 어떤 역할들을 수행한다. 그렇지만 "부"는 소프트웨어 또는 하드웨어에 한정되는 의미는 아니다. "부"는 어드레싱할 수 있는 저장 매체에 있도록 구성될 수도 있고 하나 또는 그 이상의 프로세서들을 재생시키도록 구성될 수도 있다. 따라서, 일 예로서 "부"는 소프트웨어 구성요소들, 객체지향 소프트웨어 구성요소들, 클래스 구성요소들 및 태스크 구성요소들과 같은 구성요소들과, 프로세스들, 함수들, 속성들, 프로시저들, 서브루틴들, 프로그램 코드의 세그먼트들, 드라이버들, 펌웨어, 마이크로 코드, 회로, 데이터, 데이터베이스, 데이터 구조들, 테이블들, 어레이들 및 변수들을 포함한다. 구성요소들과 "부"들 안에서 제공되는 기능은 더 작은 수의 구성요소들 및 "부"들로 결합되거나 추가적인 구성요소들과 "부"들로 더 분리될 수 있다.
- [0049] 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명의 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소도 제1 구성요소로 명명될 수 있다. 및/또는 이라는 용어는 복수의 관련된 기재된 항목들의 조합 또는 복수의 관련된 기재된 항목들 중의 어느 항목을 포함한다.
- [0050] 명세서 전체에서 "영상"은 이산적인 영상 요소들(예를 들어, 2차원 영상에 있어서의 픽셀들 및 3차원 영상에 있어서의 복셀들)로 구성된 다차원(multi-dimensional) 데이터를 의미할 수 있다.
- [0051] 명세서 전체에서 "초음파 영상"이란 초음파를 이용하여 획득된 대상체(object)에 대한 영상을 의미한다. 초음파 영상은 프로브(probe)의 트랜스듀서(transducer)로부터 생성되는 초음파 신호를 대상으로 조사하고, 대상체로부터 반사된 에코 신호의 정보를 수신하여 획득한 영상을 의미할 수 있다. 또한, 초음파 영상은 다양하게 구현될 수 있으며, 예를 들어, 초음파 영상은 A 모드(amplitude mode) 영상, B 모드(brightness mode) 영상, C 모드(color mode) 영상, D 모드(Doppler mode) 영상 중 적어도 하나일 수 있으며, 또한, 초음파 영상은 2차원 영상 또는 3차원 영상일 수 있다.
- [0052] 또한, 대상체는 사람 또는 동물, 또는 사람 또는 동물의 일부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 대상체는 간, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기, 또는 혈관을 포함할 수 있다. 또한, 대상체는 팬텀(phantom)을 포함할 수도 있으며, 팬텀은 생물의 밀도와 실험 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미할 수 있다.

- [0053] 또한, 명세서 전체에서 "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상 병리사, 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으며, 의료 장치를 수리하는 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0054] 아래에서는 첨부한 도면을 참고하여 본 발명의 실시 예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시 예에 한정되지 않는다.
- [0055] 도 1은 본 발명의 일 실시 예와 관련된 초음파 진단 장치(100)의 구성을 도시한 블록도이다.
- [0056] 도 1을 참조하면, 초음파 진단 장치(100)는 프로브(20), 초음파 송수신부(115), 영상 처리부(150), 디스플레이부(160), 통신부(170), 메모리(180), 사용자 입력부(190), 및 제어부(195)를 포함할 수 있다. 또한, 상술한 여러 구성들은 버스(185)를 통해 서로 연결될 수 있으며, 영상 처리부(150)는 영상 생성부(155), 단면 정보 검출부(130) 및 디스플레이부(160)를 포함할 수 있다.
- [0057] 도 1에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 관련 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0058] 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치(100)는 카트형뿐만 아니라 휴대형으로도 구현될 수 있다. 휴대형 초음파 장치의 예로는 팩스 뷰어(PACS viewer), 스마트 폰(smart phone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0059] 프로브(20)는, 초음파 송수신부(115)로부터 인가된 구동 신호(driving signal)에 따라 대상체(10)로 초음파 신호를 송출하고, 대상체(10)로부터 반사된 에코 신호를 수신한다. 프로브(20)는 복수의 트랜스듀서를 포함하며, 복수의 트랜스듀서는 전달되는 전기적 신호에 따라 진동하며 음향 에너지인 초음파를 발생시킨다. 또한, 프로브(20)는 초음파 진단 장치(100)의 본체와 유선 또는 무선으로 연결될 수 있으며, 초음파 진단 장치(100)는 구현 형태에 따라 복수 개의 프로브(20)를 구비할 수 있다.
- [0060] 송신부(110)는 프로브(20)에 구동 신호를 공급하며, 펄스 생성부(112), 송신 지연부(114), 및 펄서(116)를 포함한다. 펄스 생성부(112)는 소정의 펄스 반복 주파수(PRF, Pulse Repetition Frequency)에 따른 송신 초음파를 형성하기 위한 펄스(pulse)를 생성하며, 송신 지연부(114)는 송신 지향성(transmission directionality)을 결정하기 위한 지연 시간(delay time)을 펄스에 적용한다. 지연 시간이 적용된 각각의 펄스는, 프로브(20)에 포함된 복수의 압전 진동자(piezoelectric vibrators)에 각각 대응된다. 펄서(116)는, 지연 시간이 적용된 각각의 펄스에 대응하는 타이밍(timing)으로, 프로브(20)에 구동 신호(또는, 구동 펄스(driving pulse))를 인가한다.
- [0061] 수신부(120)는 프로브(20)로부터 수신되는 에코 신호를 처리하여 초음파 데이터를 생성하며, 증폭기(122), ADC(아날로그 디지털 컨버터, Analog Digital converter)(124), 수신 지연부(126), 및 합산부(128)를 포함할 수 있다. 증폭기(122)는 에코 신호를 각 채널(channel)마다 증폭하며, ADC(124)는 증폭된 에코 신호를 아날로그-디지털 변환한다. 수신 지연부(126)는 수신 지향성(reception directionality)을 결정하기 위한 지연 시간을 디지털 변환된 에코 신호에 적용하고, 합산부(128)는 수신 지연부(126)에 의해 처리된 에코 신호를 합산함으로써 초음파 데이터를 생성한다.
- [0062] 영상 처리부(150)는 초음파 송수신부(115)에서 생성된 초음파 데이터에 대한 스캔 변환(scan conversion) 과정을 통해 초음파 영상을 생성한다.
- [0063] 한편, 초음파 영상은 A 모드(amplitude mode), B 모드(brightness mode) 및 M 모드(motion mode)에 따라 대상체를 스캔한 그레이 스케일(gray scale)의 초음파 영상뿐만 아니라, 대상체의 움직임을 도플러 영상으로 나타낼 수 있다. 도플러 영상은, 혈액의 흐름을 나타내는 혈류 도플러 영상 (또는, 컬러 도플러 영상으로도 불림), 조직의 움직임을 나타내는 티슈 도플러 영상, 및 대상체의 이동 속도를 파형으로 표시하는 스펙트럴 도플러 영상을 포함할 수 있다.
- [0064] B 모드 처리부(141)는, 초음파 데이터로부터 B 모드 성분을 추출하여 처리한다. 영상 생성부(155)는, B 모드 처리부(141)에 의해 추출된 B 모드 성분에 기초하여 신호의 강도가 휘도(brightness)로 표현되는 초음파 영상을 생성할 수 있다.
- [0065] 마찬가지로, 도플러 처리부(142)는, 초음파 데이터로부터 도플러 성분을 추출하고, 영상 생성부(155)는 추출된 도플러 성분에 기초하여 대상체의 움직임을 컬러 또는 파형으로 표현하는 도플러 영상을 생성할 수 있다.

- [0066] 일 실시 예에 의한 영상 생성부(155)는, 대상체에 대한 2차원 초음파 영상 또는 3차원 영상을 생성할 수 있으며, 압력에 따른 대상체(10)의 변형 정도를 영상화한 탄성 영상 또한 생성할 수도 있다. 나아가, 영상 생성부(155)는 초음파 영상 상에 여러 가지 부가 정보를 텍스트, 그래픽으로 표현할 수도 있다. 한편, 생성된 초음파 영상은 메모리(180)에 저장될 수 있다.
- [0067] 디스플레이부(160)는 생성된 초음파 영상을 표시 출력한다. 디스플레이부(160)는, 초음파 영상뿐 아니라 초음파 진단 장치(100)에서 처리되는 다양한 정보를 GUI(Graphic User Interface)를 통해 화면 상에 표시 출력할 수 있다. 한편, 초음파 진단 장치(100)는 구현 형태에 따라 둘 이상의 디스플레이부(160)를 포함할 수 있다.
- [0068] 디스플레이부(160)는 액정 디스플레이(liquid crystal display), 박막 트랜지스터 액정 디스플레이(thin film transistor-liquid crystal display), 유기 발광 다이오드(organic light-emitting diode), 플렉시블 디스플레이(flexible display), 3차원 디스플레이(3D display), 전기영동 디스플레이(electrophoretic display) 중에서 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0069] 또한, 디스플레이부(160)와 사용자 입력부가 레이어 구조를 이루어 터치 스크린으로 구성되는 경우, 디스플레이부(160)는 출력 장치 이외에 사용자의 터치에 의한 정보의 입력이 가능한 입력 장치로도 사용될 수 있다.
- [0070] 터치 스크린은 터치 입력 위치, 터치된 면적뿐만 아니라 터치 압력까지도 검출할 수 있도록 구성될 수 있다. 또한, 터치 스크린은 직접 터치(real-touch)뿐만 아니라 근접 터치(proximity touch)도 검출될 수 있도록 구성될 수 있다.
- [0071] 본 명세서에서 "직접 터치(real-touch)"라 함은 화면에 실제로 포인터(pointer)가 터치된 경우를 말하고, "근접 터치(proximity-touch)"라 함은 포인터(pointer)가 화면에 실제로 터치는 되지 않고, 화면으로부터 소정 거리 떨어져 접근된 경우를 말한다. 본 명세서에서는 포인터(pointer)는 디스플레이된 화면의 특정 부분을 터치하거나 근접 터치하기 위한 터치 도구를 말한다. 그 일례로, 전자 펜, 손가락 등이 있다.
- [0072] 도면에는 도시되지 않았지만, 초음파 진단 장치(100)는, 터치 스크린에 대한 직접 터치 또는 근접 터치를 감지하기 위해 터치스크린의 내부 또는 근처에 다양한 센서를 구비할 수 있다. 터치스크린의 터치를 감지하기 위한 센서의 일례로 촉각 센서가 있다.
- [0073] 촉각 센서는 사람이 느끼는 정도로 또는 그 이상으로 특정 물체의 접촉을 감지하는 센서를 말한다. 촉각 센서는 접촉면의 거칠기, 접촉 물체의 단단함, 접촉 지점의 온도 등의 다양한 정보를 감지할 수 있다.
- [0074] 또한, 터치스크린의 터치를 감지하기 위한 센서의 일례로 근접 센서가 있다. 근접 센서는 소정의 검출면에 접근하는 물체, 혹은 근방에 존재하는 물체의 유무를 전자계의 힘 또는 적외선을 이용하여 기계적 접촉이 없이 검출하는 센서를 말한다.
- [0075] 근접 센서의 예로는 투과형 광전 센서, 직접 반사형 광전 센서, 미러 반사형 광전 센서, 고주파 발진형 근접 센서, 정전용량형 근접 센서, 자기형 근접 센서, 적외선 근접 센서 등이 있다.
- [0076] 통신부(170)는, 유선 또는 무선으로 네트워크(30)와 연결되어 외부 디바이스나 서버와 통신한다. 통신부(170)는 의료 영상 정보 시스템(PACS, Picture Archiving and Communication System)을 통해 연결된 병원 서버나 병원 내의 다른 의료 장치와 데이터를 주고 받을 수 있다. 또한, 통신부(170)는 의료용 디지털 영상 및 통신(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 데이터 통신할 수 있다.
- [0077] 통신부(170)는 네트워크(30)를 통해 대상체의 초음파 영상, 초음파 데이터, 도플러 데이터 등 대상체의 진단과 관련된 데이터를 송수신할 수 있으며, CT, MRI, X-ray 등 다른 의료 장치에서 촬영한 의료 영상 또한 송수신할 수 있다. 나아가, 통신부(170)는 서버로부터 환자의 진단 이력이나 치료 일정 등에 관한 정보를 수신하여 대상체의 진단에 활용할 수도 있다. 나아가, 통신부(170)는 병원 내의 서버나 의료 장치뿐만 아니라, 의사나 환자의 휴대용 단말과 데이터 통신을 수행할 수도 있다.
- [0078] 통신부(170)는 유선 또는 무선으로 네트워크(30)와 연결되어 서버(32), 의료 장치(34), 또는 휴대용 단말(36)과 데이터를 주고 받을 수 있다. 통신부(170)는 외부 디바이스와 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수 있으며, 예를 들어 근거리 통신 모듈(171), 유선 통신 모듈(172), 및 이동 통신 모듈(173)을 포함할 수 있다.
- [0079] 근거리 통신 모듈(171)은 소정 거리 이내의 근거리 통신을 위한 모듈을 의미한다. 본 발명의 일 실시 예에 따른 근거리 통신 기술에는 무선 랜(Wireless LAN), 와이파이(Wi-Fi), 블루투스, 지그비(zigbee), WFD(Wi-Fi

Direct), UWB(ultra wideband), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association), BLE (Bluetooth Low Energy), NFC(Near Field Communication) 등이 있을 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

- [0080] 유선 통신 모듈(172)은 전기적 신호 또는 광 신호를 이용한 통신을 위한 모듈을 의미하며, 일 실시 예에 의한 유선 통신 기술에는 페어 케이블(pair cable), 동축 케이블, 광섬유 케이블, 이더넷(ethernet) 케이블 등이 포함될 수 있다.
- [0081] 이동 통신 모듈(173)은, 이동 통신망 상에서 기지국, 외부의 단말, 서버 중 적어도 하나와 무선 신호를 송수신한다. 여기에서, 무선 신호는, 음성 호 신호, 화상 통화 호 신호 또는 문자/멀티미디어 메시지 송수신에 따른 다양한 형태의 데이터를 포함할 수 있다.
- [0082] 메모리(180)는 초음파 진단 장치(100)에서 처리되는 여러 가지 정보를 저장한다. 예를 들어, 메모리(180)는 입/출력되는 초음파 데이터, 초음파 영상 등 대상체의 진단에 관련된 의료 데이터를 저장할 수 있고, 초음파 진단 장치(100) 내에서 수행되는 알고리즘이나 프로그램을 저장할 수도 있다.
- [0083] 메모리(180)는 플래시 메모리, 하드디스크, EEPROM 등 여러 가지 종류의 저장매체로 구현될 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(100)는 웹 상에서 메모리(180)의 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지(web storage) 또는 클라우드 서버를 운영할 수도 있다.
- [0084] 사용자 입력부(190)는, 사용자가 초음파 진단 장치(50)의 동작 제어를 위하여 입력하는 입력 데이터를 발생시킨다. 사용자 입력부(190)는 키 패드, 마우스, 터치 패드, 트랙볼, 조그 스위치 등 하드웨어 구성을 포함할 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니며, 심전도 측정 모듈, 호흡 측정 모듈, 음성 인식 센서, 제스처 인식 센서, 지문 인식 센서, 홍채 인식 센서, 깊이 센서, 거리 센서 등의 다양한 구성을 더 포함할 수 있다.
- [0085] 특히, 터치 패드가 전술한 디스플레이부(160)와 상호 레이어 구조를 이루는 터치 스크린도 포함할 수 있다.
- [0086] 이때, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100)는, 소정 모드의 초음파 영상 및 초음파 영상에 대한 컨트롤 패널을 터치 스크린상에 표시할 수 있다. 그리고 초음파 진단 장치(100)는, 터치 스크린을 통해 초음파 영상에 대한 사용자의 터치 제스처를 감지할 수 있다.
- [0087] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100)는, 일반적인 초음파 장치의 컨트롤 패널에 포함되어 있던 버튼들 중 사용자가 자주 사용하는 일부 버튼을 물리적으로 구비하고, 나머지 버튼들은 GUI(Graphical User Interface) 형태로 터치 스크린을 통해 제공할 수 있다.
- [0088] 제어부(195)는 초음파 진단 장치(100)의 동작을 전반적으로 제어한다. 즉, 제어부(195)는 도 1에 도시된 프로브(20), 초음파 송수신부(100), 영상 처리부(150), 통신부(170), 메모리(180), 및 사용자 입력부(190) 간의 동작을 제어할 수 있다.
- [0089] 프로브(20), 초음파 송수신부(115), 영상 처리부(150), 통신부(170), 메모리(180), 사용자 입력부(190) 및 제어부(195) 중 일부 또는 전부는 소프트웨어 모듈에 의해 동작할 수 있으나 이에 제한되지 않으며, 상술한 구성 중 일부가 하드웨어에 의해 동작할 수도 있다. 또한, 초음파 송수신부(115), 영상 처리부(150), 및 통신부(170) 중 적어도 일부는 제어부(195)에 포함될 수 있으나, 이러한 구현 형태에 제한되지는 않는다.
- [0090] 도 2는 본 발명의 일 실시 예와 관련된 무선 프로브(2000)의 구성을 도시한 블록도이다. 무선 프로브(2000)는, 도 1에서 설명한 바와 같이 복수의 트랜스듀서를 포함하며, 구현 형태에 따라 도 1의 초음파 송수신부(100)의 구성을 일부 또는 전부 포함할 수 있다.
- [0091] 도 2에 도시된 실시 예에 의한 무선 프로브(2000)는, 송신부(2100), 트랜스듀서(2200), 및 수신부(2300)를 포함하며, 각각의 구성에 대해서는 1에서 설명한 바 있으므로 자세한 설명은 생략한다. 한편, 무선 프로브(2000)는 그 구현 형태에 따라 수신 지연부(2330)와 합산부(2340)를 선택적으로 포함할 수도 있다.
- [0092] 무선 프로브(2000)는, 대상체(10)로 초음파 신호를 송신하고 에코 신호를 수신하며, 초음파 데이터를 생성하여 도 1의 초음파 진단 장치(1000)로 무선 전송할 수 있다.
- [0093] 무선 프로브(2000)는 트랜스듀서 어레이를 포함하여 초음파 스캔이 가능한 스마트 장치가 될 수 있다. 구체적으로, 무선 프로브(2000)는 스마트 장치로, 트랜스듀서 어레이를 이용하여 대상체를 스캔하여 초음파 데이터를 획득한다. 그리고 나서, 무선 프로브(2000)는 획득된 초음파 데이터를 이용하여 초음파 영상을 생성 및/또는 디스플레이할 수 있다. 무선 프로브(2000)는 디스플레이부를 포함하며, 디스플레이부를 통하여 적어도 하나의 초음파 영상 및/또는 대상체의 스캔 동작을 제어하기 위한 사용자 인터페이스 화면을 포함하는 화면을 디스플레이

이 할 수 있다.

- [0094] 사용자가 대상체인 환자의 소정 신체 부위를 무선 프로브(2000)를 이용하여 스캔하는 동안에, 무선 프로브(2000)와 초음파 진단 장치(100)는 무선 네트워크를 통하여 계속하여 소정 데이터를 송수신할 수 있다. 구체적으로, 사용자가 대상체인 환자의 소정 신체 부위를 무선 프로브(2000)를 이용하여 스캔하는 동안에, 무선 프로브(2000)는 무선 네트워크를 통하여 초음파 데이터를 초음파 진단 장치(100)로 실시간으로 전송할 수 있다. 초음파 데이터는 초음파 스캔이 계속적으로 진행됨에 따라서 실시간으로 업데이트되어 무선 프로브(2000)에서 초음파 진단 장치(100)로 전송될 수 있다.
- [0095] 도 3은 일실시예에 따른 초음파 영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다.
- [0096] 초음파 영상 장치(300)는 프로브(310), 프로세서(320) 및 디스플레이(330)를 포함할 수 있다. 그러나, 도시된 구성 요소 모두가 필수 구성 요소인 것은 아니다. 도시된 구성 요소보다 많은 구성 요소에 의해 초음파 영상 장치(300)가 구현될 수 있고, 그보다 적은 구성 요소에 의해서도 초음파 영상 장치(300)가 구현될 수 있다. 이하 상기 구성 요소들에 대해 살펴본다.
- [0097] 프로브(310)는 초음파 신호화 전기 신호를 상호 변환하기 위한 복수의 트랜스듀서 소자들을 포함할 수 있다. 즉, 프로브(310)는 복수의 트랜스듀서 소자들로 구성된 트랜스듀서 어레이를 포함할 수 있고, 복수의 트랜스듀서 소자들은 1차원 또는 2차원으로 배열될 수 있다. 복수의 트랜스듀서 소자들 각각은 별도로 초음파 신호를 발생시키기도 하고, 복수의 트랜스듀서 소자들이 동시에 초음파 신호를 발생시키기도 한다. 각 트랜스듀서 소자들에서 송신된 초음파 신호는 대상체 내부의 임피던스의 불연속면에서 반사된다. 각 트랜스듀서 소자들은 수신된 반사 에코 신호를 전기적 수신신호로 변환할 수 있다. 프로브(310)는 태아의 폐로부터 초음파 데이터를 수신할 수 있다.
- [0098] 프로세서(320)는 초음파 데이터에 기초하여 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 도플러 데이터는 주기를 갖고, 태아의 폐동맥 혈류 속도를 나타내는 도플러 파형일 수 있다. 또한, 도플러 데이터는 칼러 도플러 영상일 수도 있다. 도플러 데이터는 도플러와 관련된 영상, 그래프, 특정 파라미터에 대한 값 등을 포함할 수 있고, 이에 한정되지 않음은 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0099] 프로세서(320)는 도플러 데이터에 기초하여 태아의 폐 성속도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 측정할 수 있다.
- [0100] 본 명세서에서, "폐 성속도"와 관련하여, 단순히 태아의 폐가 커지는 성장을 의미할 뿐만 아니라, 태아가 정상적으로 폐호흡이 가능하도록 폐 기능이 완성된 정도를 의미할 수 있다. 또한, 태아 폐 성숙(Fetal Lung Maturity) 개념은 태아 성장(Fetal Growth) 개념과 구별될 수 있다. 태아 성장은 태아의 전반적인 성장과 관련된 것이라면, 태아 폐 성숙은 단순히 태아 성숙이 아닌 태아의 폐가 정상적으로 폐 기능을 수행하는지와 관련된 것이다.
- [0101] 여기서, 적어도 하나의 파라미터는 태아의 폐 혈류 지표와 관련된 파라미터일 수 있다. 구체적으로, 파라미터는 기준 시점부터 태아의 심장 수축에 따라 태아의 폐동맥 혈류 속도가 최대가 되는 시점까지의 시간을 나타내는 가속 시간(acceleration time) 및 기준 시점부터 태아의 심장 이완에 따라 태아의 폐동맥 혈류의 속도가 변화하는 시점까지의 시간을 나타내는 방출 시간(ejection time)을 포함할 수 있다. 상기 언급된 파라미터의 예시는 일예시이며, 다른 파라미터에 따라 태아의 폐 성속도를 추정할 수 있음을 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0102] 프로세서(320)는 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 이용하여 태아의 폐 성속도를 추정할 수 있다. 예를 들면, 프로세서(320)는 폐 혈류 지표와 관련된 파라미터에 대한 값을 이용하여 폐로 공급되는 폐 혈류의 변화를 획득하고, 획득된 폐 혈류의 변화로 폐 성속도를 추정할 수 있다.
- [0103] 구체적으로, 예를 들면, 프로세서(320)는 가속 시간 및 방출 시간을 이용하여 태아의 폐 성속도를 추정할 수 있다. 프로세서(320)는 수학적 식 1에 의해 태아의 폐 성속도를 추정할 수 있다.

수학식 1

$$\text{폐성속도} = \frac{C * \text{가속시간}(AT)}{\text{방출시간}(ET)}$$

[0104]

[0105] 여기서, C는 폐 성속도의 인덱스를 추정하기 위한 상수이다. 가속 시간 및 방출 시간은 위에서 언급한 내용과 동일하다. 프로세서(320)는, 도플러 데이터에 기초하여 자동으로 가속 시간 및 방출 시간에 대한 값들을 계산하여, 태아의 폐 성속도를 추정할 수 있다.

[0106] 다른 예를 들면, 프로세서(320)는 수학식 2에 의해 태아의 폐 성속도를 추정할 수 있다.

수학식 2

$$\text{폐성속도} = \frac{C * \text{가속시간}(AT) / \text{방출시간}(ET)}{\text{대표값}}$$

[0107]

[0108] 여기서, 대표값은 복수 태아들의 성장 주수에 따른 폐의 성속도들의 데이터들로부터 통계적 방법으로 계산된 값이다. 구체적으로, 태아의 실제 성장 주수가 23주인 경우, 대표값은 복수 태아들 중 23주에 대응하는 태아들에 대해서 통계적 방법으로 계산된 값일 수 있다. 즉, 프로세서(320)는 도플러 데이터에 기초하여 자동으로 가속 시간 및 방출시간에 대한 값들을 계산하고, 계산된 값들 및 대표값을 이용하여 태아의 폐 성속도를 추정할 수 있다.

[0109] 또 다른 예를 들면, 프로세서(320)는 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값 및 성장 주수에 따른 복수의 태아들의 적어도 하나의 파라미터에 대한 표준값을 이용하여 태아의 폐 성속도를 추정할 수 있다. 구체적으로, 프로세서(320)는 파라미터에 대한 값과 표준값을 비교하고, 비교 결과에 따라 태아의 예상 폐 성속 주수를 추정할 수 있다.

[0110] 프로세서(320)는 폐 혈류 지표와 관련된 파라미터를 이용하여, 태아의 예상 폐 성속 주수 및 예상 폐 성속 주수를 나타내는 인덱스를 획득할 수 있다. 폐 혈류 지표와 관련된 파라미터는, 심장의 최대 수축 속도(PSV: Peak Systolic Velocity), 심장의 이완 말기 속도(EDV: End Diastolic Velocity), 평균 시간에서의 평균 속도(TAMV: Time Average Mean Velocity), 평균 시간에서의 최대 속도(TAPV: Time Average Peak Velocity)일 수 있고, 이에 한정되지 않는다.

[0111] 또한, 예상 폐 성속 주수 인덱스는 상기 언급된 파라미터를 조합하여 생성될 수도 있다. 구체적으로, 예상 폐 성속 주수 인덱스는 심장의 최대 수축 속도(PSV) 및 심장의 이완 말기 속도(EDV)의 비율일 수도 있고, 아래의 수학식 3 및 수학식 4와 같다.

수학식 3

$$\text{예상폐성장주수인덱스} = \frac{\text{심장의최대수축속도} : PSV}{\text{심장의이완말기속도} : EDV}$$

[0112]

수학식 4

$$\text{예상폐성장주수인덱스} = \frac{\text{심장의이완말기속도 : EDV}}{\text{심장의최대수축속도 : PSV}}$$

[0113]

[0114] 또한, 예상 폐 성숙 주수 인덱스는 심장의 최대 수축 속도(PSV)와 심장의 이완 말기 속도(EDV)의 차이값에 기초하여 생성될 수도 있다. 구체적인 수학식은 수학식 5 및 수학식 6과 같다.

수학식 5

$$\text{예상폐성장주수인덱스} = \frac{PSV - EDV}{PSV}$$

[0115]

수학식 6

$$\text{예상폐성장주수인덱스} = \frac{PSV - EDV}{TAPV}$$

[0116]

[0117] 디스플레이(330)는 소정 화면을 디스플레이 한다. 구체적으로, 디스플레이(330)는 프로세서(320)의 제어에 따라서 소정 화면을 디스플레이 한다. 디스플레이(330)는 디스플레이 패널(display panel)(미도시)을 포함하며, 디스플레이 패널 상으로, 의료 영상 화면 등을 디스플레이 할 수 있다.

[0118] 디스플레이(330)는 추정된 폐 성숙도의 결과를 표시할 수 있다. 예를 들면, 디스플레이(330)는 태아의 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스 중 적어도 하나를 표시할 수 있다. 디스플레이(330)는 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값 및 태아의 예상 폐 성숙 주수에 따른 적어도 하나의 파라미터에 대한 표준값을 표시할 수 있다.

[0119] 또한, 디스플레이(330)는 초음파 데이터로부터 획득된 도플러 영상 및 태아의 실제 폐 성숙 주수를 표시할 수 있다. 또한, 디스플레이(330)는 태아의 예상 폐 성숙 주수와 태아의 실제 폐 성숙 주수를 그래프 상에 구별하여 표시할 수 있다.

[0120] 또한, 프로세서(320)는 태아의 주수에 따른 예상 폐 성숙 주수 및 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스 중 적어도 하나에 기초하여, 태아의 폐 성숙도의 안전성 여부를 결정할 수 있다. 디스플레이(330)는 태아의 폐 성숙도의 안전성 결과를 표시할 수 있다.

[0121] 초음파 영상 장치(300)는 중앙 연산 프로세서를 구비하여, 프로브(310), 프로세서(320) 및 디스플레이(330)의 동작을 총괄적으로 제어할 수 있다. 중앙 연산 프로세서는 다수의 논리 게이트들의 어레이로 구현될 수도 있고, 범용적인 마이크로 프로세서와 이 마이크로 프로세서에서 실행될 수 있는 프로그램이 저장된 메모리의 조합으로 구현될 수도 있다. 또한, 다른 형태의 하드웨어로 구현될 수도 있음을 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

[0122] 도 4는 다른 일실시예에 따른 초음파 영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다.

[0123] 초음파 영상 장치(400)는 프로브(410), 프로세서(420), 디스플레이(430) 및 사용자 인터페이스(440)를 포함할 수 있다.

- [0124] 도 4에 있어서, 초음파 영상 장치(400)의 프로브(410), 프로세서(420) 및 디스플레이(430)는 각각 도 3에서 설명한 초음파 영상 장치(300)의 프로브(310), 프로세서(320) 및 디스플레이(330)와 동일 대응되므로, 도 3에서와 중복되는 설명은 생략한다. 도 4에 도시된 구성 요소보다 많은 구성 요소에 의해 초음파 영상 장치(400)가 구현될 수 있고, 그보다 적은 구성 요소에 의해서도 초음파 영상 장치(400)가 구현될 수 있다. 이하 상기 구성 요소들에 대해 살펴본다.
- [0125] 사용자 인터페이스(440)는 사용자로부터 초음파 영상 장치(400)를 제어하기 위한 데이터를 입력 받는 장치를 의미한다. 프로세서(420)는 사용자로부터 소정 명령 또는 데이터를 입력 받기 위한 사용자 인터페이스 화면을 생성 및 출력하도록 디스플레이(430)를 제어할 수 있다. 디스플레이(430)는 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 파라미터를 입력 받는 화면을 디스플레이 패널 상으로 표시할 수 있다.
- [0126] 사용자 인터페이스(440)는 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터를 입력 받을 수 있다. 프로세서(420)는 입력 받은 적어도 하나의 파라미터에 기초하여 태아의 폐 성숙도를 추정할 수 있다.
- [0127] 또한, 사용자 인터페이스(440)는 초음파 데이터로부터 획득된 도플러 영상에서 태아의 폐의 영역에 대한 경계선을 설정하는 입력을 수신할 수 있다. 여기서, 사용자 인터페이스(440)는 키 패드, 마우스, 터치 패널, 터치 스크린, 트랙볼, 조그 스위치 등 하드웨어 구성을 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 사용자 인터페이스(440)는 음성 인식 센서, 제스처 인식 센서, 지문 인식 센서, 홍채 인식 센서, 깊이 센서 및 거리 센서 등 다양한 입력 수단을 더 포함할 수 있다.
- [0128] 프로세서(420)는 경계선에 기초하여 태아의 폐의 크기를 결정할 수 있다. 프로세서(420)는 태아의 폐의 크기를 성장 주수에 따른 복수의 태아들의 폐의 크기(크기)에 대한 표준값과 비교하여, 태아의 폐 성숙도를 추정할 수 있다.
- [0129] 또한, 초음파 영상 장치(400)는 저장부(미도시) 및 통신부(미도시)를 더 포함할 수 있다. 저장부(미도시)는 도 1의 메모리(180)에 동일 대응되고, 통신부(미도시)는 도 1의 통신부(170)에 동일 대응될 수 있다. 저장부(미도시)는 초음파 영상과 관련된 데이터(예를 들면, 초음파 영상, 초음파 데이터, 스캔 관련 데이터, 환자의 진단 데이터 등) 및 외부 장치에서 초음파 영상 장치(400)로 전송된 데이터 등을 저장할 수 있다. 외부 장치로부터 전송된 데이터는 환자 관련 정보, 환자의 진단 및 진료에 필요한 데이터, 환자의 이전 진료 이력, 환자에 대한 진단 지시에 대응되는 의료 워크 리스트 등을 포함할 수 있다. 저장부(미도시)는 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 파라미터 및 파라미터의 값을 저장할 수 있다. 또한, 저장부(미도시)는 성장 주수에 따른 복수의 태아들의 파라미터에 대한 표준값을 저장할 수 있다. 저장부(미도시)는 추정된 태아의 폐 성숙도 결과를 저장할 수 있다.
- [0130] 통신부(미도시)는 외부 장치로부터 데이터를 수신 및/또는 외부 장치로 데이터를 송신할 수 있다. 예를 들면, 통신부(미도시)는 와이파이(Wifi), 또는 와이파이 다이렉트(Wifi direct)에 따른 통신 네트워크를 통하여 무선 프로브 또는 외부 장치와 연결될 수 있다. 구체적으로, 통신부가 접속할 수 있는 무선 통신 네트워크로는 무선 랜(Wireless LAN), 와이파이(wifi), 블루투스, 지그비(zigbee), WFD(Wifi-direct), UWB(ultra wideband), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association), BLE (Bluetooth Low Energy) 및 NFC(Near Field Communication) 등이 될 수 있고, 이에 한정되지 않는다.
- [0131] 초음파 영상 장치(400)는 중앙 연산 프로세서를 구비하여, 프로브(410), 프로세서(420), 디스플레이(430), 사용자 인터페이스(440), 저장부(미도시) 및 통신부(미도시)의 동작을 총괄적으로 제어할 수 있다. 중앙 연산 프로세서는 다수의 논리 게이트들의 어레이로 구현될 수도 있고, 범용적인 마이크로 프로세서와 이 마이크로 프로세서에서 실행될 수 있는 프로그램이 저장된 메모리의 조합으로 구현될 수도 있다. 또한, 다른 형태의 하드웨어로 구현될 수도 있음을 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0132] 이하에서는, 초음파 영상 장치(300, 400)가 수행하는 다양한 동작이나 응용들이 설명되는데, 프로브(310, 410), 프로세서(320, 420), 디스플레이(330, 430), 사용자 인터페이스(440), 저장부(미도시) 및 통신부(미도시) 중 어느 구성을 특정하지 않더라도 본 발명의 기술분야에 대한 통상의 기술자가 명확하게 이해하고 예상할 수 있는 정도의 내용은 통상의 구현으로 이해될 수 있으며, 본 발명의 권리범위가 특정한 구성의 명칭이나 물리적/논리적 구조에 의해 제한되는 것은 아니다.
- [0133] 도 5는 일실시예에 따른 초음파 영상 장치의 동작 방법을 나타낸 흐름도이다.
- [0134] 이하, 초음파 영상 장치(300)의 동작은 초음파 영상 장치(400)에도 동일하게 적용될 수 있다.
- [0135] 도 5의 단계 S510에서, 초음파 영상 장치(300)는 태아의 폐로부터 초음파 데이터를 획득하고, 초음파 데이터에

기초하여 도플러 데이터를 획득할 수 있다.

- [0136] 단계 S520에서, 초음파 영상 장치(300)는 도플러 데이터에 기초하여 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 측정할 수 있다. 여기서, 파라미터는 태아의 폐 혈류 지표와 관련된 파라미터일 수 있다. 예를 들면, 파라미터는 기준 시점부터 태아의 심장 수축에 따라 태아의 폐동맥 혈류 속도가 최대가 되는 시점까지의 시간을 나타내는 가속 시간 및 기준 시점부터 태아의 심장 이완에 따라 태아의 폐동맥 혈류의 속도가 변화하는 시점까지의 시간을 나타내는 방출 시간을 포함할 수 있고, 이에 한정되지 않는다.
- [0137] 단계 S530에서, 초음파 영상 장치(300)는 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 이용하여 태아의 폐 성숙도를 추정할 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(300)는 태아의 주수에 따른 예상 폐 성숙 주수 및 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스 중 적어도 하나에 기초하여, 태아의 폐 성숙도의 안전성 여부를 결정할 수 있다.
- [0138] 단계 S540에서, 초음파 영상 장치(300)는 추정된 폐 성숙도의 결과를 디스플레이 할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값 및 태아의 예상 폐 성숙 주수에 따른 적어도 하나의 파라미터에 대한 표준값을 표시할 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(300)는 초음파 데이터로부터 획득된 도플러 영상 및 태아의 예상 폐 성숙 주수를 표시할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 태아의 실제 폐 성숙 주수도 표시할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 태아의 예상 폐 성숙 주수와 태아의 실제 폐 성숙 주수를 그래프 상에 구별하여 표시할 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(300)는 태아의 폐 성숙도의 안전성 결과를 표시할 수 있다.
- [0139] 도 6a는 일실시예에 따라, 태아의 폐로부터 획득된 도플러 영상을 설명하기 위한 도면이다.
- [0140] 도 6a를 참고하면, 초음파 영상 장치(300)는 태아의 폐로부터 초음파 데이터를 수신하고, 초음파 데이터에 기초하여 도플러 영상(610)을 생성할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 도플러 영상(610)을 디스플레이 화면 상에 표시할 수 있다.
- [0141] 여기서, 도플러 영상(610)은 칼라 도플러 영상(Color Doppler image), 파워 도플러 영상(Power Doppler image), 티슈 도플러 영상(Tissue Doppler image), 벡터 도플러 영상(Vector Doppler image) 및 스펙트럴 도플러 영상(Spectral Doppler image) 중 적어도 하나일 수 있고, 이에 한정되지 않는다.
- [0142] 초음파 영상 장치(300)는 태아에게 초음파를 송신하고, 반사된 에코 신호를 이용하여 도플러 영상을 생성할 있고, 초음파 영상 장치(300)와 물리적으로 독립된 외부 장치로부터 태아의 폐와 관련된 도플러 영상을 수신할 수도 있다. 여기서, 외부 장치는 외부 장치는 초음파 영상과 관련된 데이터를 획득, 저장, 처리 또는 이용하기 위한 장치로, 의료 영상 장치, 의료 서버, 휴대용 단말, 또는 의료 영상을 이용 및 처리할 수 있는 모든 컴퓨팅 장치 등이 될 수 있다. 예를 들면, 외부 장치는 병원 등과 같은 의료 기관 내에 포함되는 의료 진단 장치가 될 수 있다. 또한, 외부 장치는 병원 내에 포함되는 환자의 진료 이력을 기록 및 저장하기 위한 서버, 병원에서의 의사가 의료 영상을 판독하기 위한 의료 영상 장치 등이 될 수 있다.
- [0143] 도 6b는 다른 일실시예에 따라, 태아의 폐 혈류와 관련된 도플러 데이터를 설명하기 위한 도면이다.
- [0144] 초음파 영상 장치(300)는 태아의 폐에 대응하는 도플러 영상으로부터 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 여기서, 도플러 데이터는 도6b에 도시된 바와 같이, 주기를 갖고, 태아의 폐동맥 혈류 속도를 나타내는 도플러 파형(620)일 수 있다.
- [0145] 도 6b의 도플러 파형(620)을 참고하면, 제1 영역(621)은 심장의 수축에 따른 폐동맥에서의 혈류 속도에 대응하는 도플러 데이터의 영역이다. 제2 영역(622)은 심장의 이완에 따른 폐동맥에서의 혈류 속도에 대응하는 도플러 데이터의 영역이다.
- [0146] 도 7a는 파라미터의 일실시예인 가속 시간을 설명하기 위한 도면이다.
- [0147] 초음파 영상 장치(300)는 도플러 데이터에 기초하여 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터에 대한 값을 측정할 수 있다. 도플러 데이터는 주기를 갖고, 태아의 폐동맥의 혈류 속도를 나타내는 도플러 파형일 수 있다. 적어도 하나의 파라미터는 가속 시간(acceleration time) 및 방출시간(ejection time)을 포함할 수 있다. 여기서, 가속 시간은 기준 시점부터 태아의 심장 수축에 따라 태아의 폐동맥 혈류의 속도가 최대가 되는 시점까지의 시간이다. 또한, 방출시간은 기준 시점부터 태아의 심장 이완에 따라 태아의 폐동맥 혈류의 속도가 변화하는 시점까지의 시간이다.
- [0148] 도 7a에 도시된 도플러 파형을 참고하면, 초음파 영상 장치(300)는 도플러 파형의 제1 주기에서 태아의 폐동맥의 혈류 속도가 최대가 되는 지점(701)을 검출할 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(300)는 도플러 파형의 제2

주기에서 태아의 폐동맥의 혈류 속도가 최대가 되는 지점(702)을 검출할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 제 1 주기에서 혈류 속도가 최대가 되는 지점(701)의 시점(701-1)과 제2 주기에서 혈류 속도가 최대가 되는 지점(702)을 잇는 직선(703) 상에서 도플러 파형까지의 최장 거리(704)를 검출할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 최장 거리(704)에 해당하는 직선과 도플러 파형이 만나는 지점(705)의 시점을 기준 시점(705-1)으로 결정할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 기준 시점(705-1)부터 제2 주기에서 태아의 폐동맥 혈류 속도가 최대가 되는 지점(702)의 시점(702-1)까지의 시간을 가속 시간(710)으로 결정할 수 있다.

[0149] 여기서, 상기 언급한 방법 이외에 다른 방법에 의해 가속 시간(710)을 결정할 수 있음은 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

[0150] 도 7b는 파라미터의 다른 일실시예인 방출 시간을 설명하기 위한 도면이다.

[0151] 도 7b에 도시된 도플러 파형은 도 7a에 도시된 도플러 파형과 연속성이 있는 도플러 파형이다.

[0152] 도 7b에 도시된 도플러 파형을 참고하면, 초음파 영상 장치(300)는 도플러 파형의 제3 주기에서 태아의 폐동맥의 혈류 속도가 최대가 되는 지점(706)을 검출할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 도플러 파형의 제2 주기에서 태아의 폐동맥의 혈류 속도가 최대가 되는 지점(702)과 제3 주기에서 태아의 폐동맥의 혈류 속도가 최대가 되는 지점(706)의 시점(706-1)을 잇는 직선(707) 상에서 도플러 파형까지의 최장 거리(708)를 검출할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 최장 거리(708)에 해당하는 직선과 도플러 파형이 만나는 지점(709)의 시점(709-1)을 검출할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 기준 시점(705-1)부터 도플러 파형의 지점(709)의 시점(709-1)까지의 시간을 방출 시간(720)으로 결정할 수 있다.

[0153] 여기서, 상기 언급한 방법 이외에 다른 방법에 의해 방출 시간(720)을 결정할 수 있음은 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

[0154] 도 8은 일실시예에 따라, 가속 시간 및 방출 시간에 따른 태아의 폐의 예상 폐 성숙 주수를 결정하는 데이터들을 설명하기 위한 도면이다.

[0155] 초음파 영상 장치(300)는 측정된 적어도 하나의 파라미터에 대한 값 및 성장 주수에 따른 복수의 태아들의 적어도 하나의 파라미터에 대한 표준값을 이용하여 태아의 폐 성숙도를 추정할 수 있다. 도 8의 테이블(800)에 도시된 바와 같이, 초음파 영상 장치(300)는 폐동맥에서의 시간에 따른 속도 값에 기초하여 가속 시간 및 방출 시간을 결정하고, 가속 시간 및 방출 시간을 이용하여 태아의 폐 성숙도를 추정할 수 있다.

[0156] 구체적으로, 테이블(800)의 가로축은 복수의 태아에서 획득된 가속 시간의 표준값이고, 세로축은 복수의 태아에서 획득된 방출 시간의 표준값이다. 여기서, 표준값은 성장 주수에 따라 복수의 태아로부터 획득된 값들의 평균값일 수 있다. 또한, 표준값은 성장 주수에 따라 복수의 태아들로부터 획득된 값들로부터 통계적 방법으로 계산된 대표값일 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 가속 시간 및 방출 시간에 대한 값을 표준값과 비교하고, 비교 결과에 따라 태아의 예상 폐 성숙 주수를 추정할 수 있다.

[0157] 테이블(800)에 도시된 바와 같이, "24w2d 03d"는 24주2일을 기준으로 3일전 또는 3일 후에 해당되는 태아의 예상 폐 성숙 주수를 나타낸다. 도플러 데이터로부터 가속 시간이 110, 방출 시간이 220으로 측정된 경우, 초음파 영상 장치(300)는 "24w5d 03d"를 태아의 예상 폐 성숙 주수로 결정할 수 있다. 상기 태아의 예상 폐 성숙 주수를 추정하는 방법 이외에 다른 방법으로 태아의 예상 폐 성숙 주수를 추정할 수 있음은 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

[0158] 도 9a는 일실시예에 따라, 초음파 영상 장치(300)에서 폐 성숙도의 결과를 표시하는 화면을 설명하기 위한 도면이다.

[0159] 초음파 영상 장치(300)는 태아의 예상 폐 성숙 주수 및 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스 중 적어도 하나를 초음파 영상 장치(300)의 디스플레이의 화면(910)에 표시할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 태아의 도플러 영상과 함께 상기 예상 폐 성숙 주수 및 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스를 표시할 수 있다.

[0160] 도 9a에 도시된 화면(910)과 같이, 초음파 영상 장치(300)는 태아의 예상 폐 성숙 주수를 "26w03d"로 표시할 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(300)는 예상 폐 성숙 주수 인덱스를 "0.85"로 표시할 수 있다. 예상 폐 성숙 주수 인덱스는 태아의 실제 폐 성숙 주수 대비 태아의 예상 폐 성숙 주수의 비율값일 수 있다. 또한, 예상 폐 성숙 주수 인덱스는 미리 설정된 수학적식에 따라 계산된 값일 수도 있다. 미리 설정된 수학적식은 태아의 폐 혈류 지표와 관련된 파라미터를 이용하여 설정된 식일 수 있다. 폐 혈류 지표와 관련된 파라미터는, 심장의 최대 수축 속도(PSV: Peak Systolic Velocity), 심장의 이완 말기 속도(EDV: End Diastolic Velocity), 평균 시

간에서의 평균 속도(TAMV: Time Average Mean Velocity), 평균 시간에서의 최대 속도(TAPV: Time Average Peak Velocity)일 수 있고, 이에 한정되지 않는다.

- [0161] 또한, 예상 폐 성숙 주수 인덱스는 상기 언급된 파라미터를 조합하여 생성될 수도 있다. 구체적으로, 예상 폐 성숙 주수 인덱스는 심장의 최대 수축 속도(PSV) 및 심장의 이완 말기 속도(EDV)의 비율일 수도 있고, 도 3에서 설명한 수학적 3 및 수학적 4에 의해 계산될 수 있다.
- [0162] 또한, 예상 폐 성숙 주수 인덱스는 심장의 최대 수축 속도(PSV)와 심장의 이완 말기 속도(EDV)의 차이값에 기초하여 생성될 수도 있다. 구체적으로는 도 3에서 설명한 수학적 5 및 수학적 6에 의해 계산될 수 있다.
- [0163] 도 9b는 다른 일실시예에 따라, 초음파 영상 장치(300)에서 폐 성숙도의 결과를 표시하는 화면을 설명하기 위한 도면이다.
- [0164] 초음파 영상 장치(300)는 태아의 예상 폐 성숙 주수, 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스 및 태아의 실제 폐 성숙 주수를 초음파 영상 장치(300)의 디스플레이의 화면(920)에 표시할 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(300)는 태아의 도플러 영상(901) 및 도플러 스펙트럼(902)과 함께 태아의 폐 성숙도의 결과(903)를 표시할 수 있다.
- [0165] 구체적으로, 태아의 폐 성숙도의 결과(903)는 태아의 예상 폐 성숙 주수, 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스 및 태아의 실제 폐 성숙 주수를 포함할 수 있고 이에 한정되지 않는다.
- [0166] 또한, 초음파 영상 장치(300)는 태아의 주수에 따른 예상 폐 성숙 주수 및 예상 폐 성숙 주수를 나타내는 인덱스 중 적어도 하나에 기초하여, 태아의 폐 성숙도의 안전성 여부를 결정할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 태아의 폐 성숙도의 안전성 결과를 화면 상에 표시할 수 있다.
- [0167] 구체적으로, 도 9b에 도시된 바와 같이, 태아의 예상 폐 성숙 주수는 "26w $\square$ 3d"이고, 실제 폐 성숙 주수는 "27w"이다. 폐 성숙도와 관련하여, 예상 폐 성숙 주수와 실제 폐 성숙 주수가 2주 미만으로 차이 나면, 폐 성숙도는 안전한 것으로 결정되도록 설정될 수 있다. 따라서, 초음파 영상 장치(300)는 예상 폐 성숙 주수와 실제 폐 성숙 주수가 2주 미만으로 차이 나므로, 태아의 폐 성숙도는 안전한 것으로 결정하고, "안전" 문구(904)를 화면(920)상에 표시할 수 있다.
- [0168] 또한, 폐 성숙도와 관련하여, 예상 폐 성숙 주수 인덱스가 기준값 1을 기준으로 10% 이내의 값이면, 폐 성숙도는 안전한 것으로 결정되도록 설정될 수 있다. 따라서, 도 9b에 도시된 바와 같이, 예상 폐 성숙 주수 인덱스는 "0.96"이므로 폐 성숙도는 안전한 것으로 결정될 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 폐 성숙도의 안전성 결과로 "안전" 문구(904)를 화면(920)상에 표시할 수 있다.
- [0169] 또한, 폐 성숙도의 안전성 여부의 결정 프로세스는 상기 언급된 파라미터 이외에 다른 파라미터를 이용하여 설정될 수 있다.
- [0170] 도 9c는 또 다른 일실시예에 따라, 초음파 영상 장치(300)에서 폐 성숙도의 결과를 표시하는 화면을 설명하기 위한 도면이다.
- [0171] 초음파 영상 장치(300)는 폐 성숙도의 결과를 그래프로 나타내어 디스플레이 상의 화면(930)으로 표시할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 태아의 예상 폐 성숙 주수와 태아의 실제 주수를 그래프 상에 구별하여 표시할 수 있다.
- [0172] 구체적으로, 도 9c에 도시된 바와 같이, 가로축은 태아의 폐 성숙 주수를 나타내고, 세로축은 방출 시간에 대한 가속 시간의 비율이다. 세로축은 방출 시간에 대한 가속 시간의 비율 이외에 태아의 폐 성숙도와 관련된 지표로 설정될 수 있음은 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0173] 초음파 영상 장치(300)는 복수의 태아들에 대한 폐 성숙도와 관련된 지표를 그래프 상에 표시(933, 934, 935)할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 폐 성숙 주수에 따른 표준값을 실선(934)으로 그래프 상에 표시할 수 있다. 여기서, 표준값은 복수의 태아들에 대한 폐 성숙도와 관련된 지표의 대표값이다. 또한, 초음파 영상 장치(300)는 표준값을 기준으로 태아의 폐가 안전한 것으로 결정될 수 있는 범위를 그래프 상에 실선(933) 및 실선(935)으로 표시할 수 있다.
- [0174] 또한, 초음파 영상 장치(300)는 추정된 "예상 폐 성숙 주수" 및 "방출 시간에 대한 가속 시간의 비율 값"에 따라 태아의 현재 상태를 그래프 상에 좌표(932)로 표시할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 태아의 실제 폐 성숙 주수에 따른 태아의 정상 상태를 그래프 상에 좌표(931)로 표시할 수 있다. 초음파 영상 장치(300)는 좌표

(931)과 좌표(932)를 구별되게 다른 모양 또는 다른 색으로 표시할 수 있다.

- [0175] 태아의 현재 상태를 나타내는 좌표(932)가 표준선(934)을 기준으로 실선(933) 및 실선(935) 사이에 존재하지 않으면, 초음파 영상 장치(300)는 태아의 폐 성숙도는 안전하지 않은 것으로 결정하고, 불안전하다는 정보를 화면 상에 표시할 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(300)는 태아의 폐 성숙도의 안전성 여부를 음성으로도 출력할 수 있다.
- [0176] 또한, 초음파 영상 장치(300)는 추정된 태아의 폐의 예상 폐 성숙 주수 및 실제 폐 성숙 주수를 나타내는 정보를 디스플레이의 화면(930)에 표시할 수도 있다.
- [0177] 도 10은 다른 일실시예에 따른 초음파 영상 장치의 동작 방법을 나타낸 흐름도이다.
- [0178] 도 10의 단계 S515에서, 초음파 영상 장치(400)는 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 이용되는 적어도 하나의 파라미터를 수신할 수 있다. 여기서, 적어도 하나의 파라미터는 태아의 폐 혈류 지표와 관련된 파라미터일 수 있다. 구체적으로, 파라미터는 가속 시간 및 방출 시간을 포함할 수 있다. 가속 시간 및 방출 시간에 대한 중복된 설명은 생략한다.
- [0179] 초음파 영상 장치(400)는 입력 받은 적어도 하나의 파라미터에 기초하여 태아의 폐 성숙도를 추정할 수 있다. 사용자가 초음파 영상 장치(400)의 사용자 인터페이스를 통하여 태아의 폐 성숙도를 추정하기 위해 "가속 시간" 및 "방출 시간"을 입력하였다면, 초음파 영상 장치(400)는 도플러 데이터로부터 "가속 시간" 및 "방출 시간"을 결정하고, 가속 시간의 값 및 방출 시간 값을 이용하여 태아의 폐 성숙도를 결정할 수 있다.
- [0180] 또한, 사용자가 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 제1 파라미터를 입력한 경우, 초음파 영상 장치(400)는 제1 파라미터와 관련되고, 태아의 폐 성숙도를 추정하는 데에 함께 이용될 수 있는 제2 파라미터의 정보를 출력할 수 있다. 여기서, 제2 파라미터의 정보는 화면 상에 표시하거나 음성으로 출력될 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(400)는 제1 파라미터를 이용하여 태아의 폐 성숙도를 추정하는 수학적도 화면 상에 표시할 수도 있다.
- [0181] 도 10에 도시된 바와 같이, 초음파 영상 장치(400)는 도 5의 단계 S510을 수행하고, 도 10의 단계 S515를 수행하고, 도 5의 단계 S520을 수행할 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(400)는 도 10에 도시된 순서에 의하지 않고, 다른 순서에 따라 단계 S515를 수행할 수 있다. 구체적으로, 도 5의 단계 S530이 수행되고 난 후, 초음파 영상 장치(400)는 단계 S515를 추가적으로 실행하고, 입력된 파라미터에 기초하여 태아의 폐 성숙도를 추정할 수 있다.
- [0182] 도 11은 일실시예에 따라, 사용자의 입력에 기초하여 태아의 폐 성숙도를 추정하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [0183] 초음파 영상 장치(400)는 초음파 데이터로부터 획득된 도플러 영상(1100)에서 태아의 폐의 영역에 대한 경계선을 설정하는 입력을 수신할 수 있다. 초음파 영상 장치(400)는 경계선에 기초하여 태아의 폐의 크기를 결정할 수 있다. 초음파 영상 장치(400)는 복수의 태아들에 대한 표준값과 태아의 폐의 크기를 비교하고, 비교 결과 태아의 폐 성숙도를 결정할 수 있다. 여기서, 표준값은 성장 주수에 따른 복수의 태아들의 폐의 크기를 나타내는 대표값이다. 표준값은 성장 주수에 따른 복수의 태아들의 폐의 크기의 평균값일 수도 있고, 통계적 방법에 따라 산출된 값일 수도 있다. 표준값은 상기 언급된 방법 이외에 다른 방법으로 설정될 수 있음은 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0184] 또한, 초음파 영상 장치(400)는 태아의 폐의 크기에 기초하여 태아의 예상 폐 성숙 주수를 결정하고, 태아의 실제 폐 성숙 주수와 비교하여 폐 성숙도를 추정할 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(400)는 태아의 폐의 크기가 표준값을 기준으로 안전 범위를 초과하는 경우, 태아의 폐는 불안전 상태임을 알리는 정보를 표시할 수 있다.
- [0185] 사용자는 초음파 영상 장치(400)의 컨트롤 패널(control panel), 트랙볼(track ball), 마우스(mouse), 키보드(keyboard) 등을 이용하여 태아의 도플러 영상 상에서 태아의 폐 영역에 대한 경계선 설정을 입력할 수 있다.
- [0186] 초음파 영상 장치(400)는 다양한 입력 도구에 의하여 사용자의 터치 입력에 의한 경계선 설정 입력을 수신할 수 있다. 구체적으로, 초음파 영상 장치(400)는 사용자의 손이나 물리적인 도구, 스타일러스 펜(1101) 등에 의하여 태아의 폐 경계선 설정 입력을 수신할 수 있다.
- [0187] 도 11에 도시된 바와 같이, 사용자는 스타일러스 펜(1101)을 이용하여 도플러 영상(1100) 상에서 태아의 폐의 영역 중에서 너비에 해당되는 부분(1102)을 선분으로 표시할 수 있다. 초음파 영상 장치(400)는 사용자가 입력한 너비에 기초하여 태아의 폐의 크기를 계산할 수 있다. 초음파 영상 장치(400)는 태아의 폐의 크기와 복수의

태아들의 폐의 크기에 대한 표준값을 비교하여, 태아의 폐의 예상 폐 성숙 주수를 결정할 수 있다. 초음파 영상 장치(400)는 태아의 폐의 예상 폐 성숙 주수와 실제 폐 성숙 주수에 기초하여 태아의 폐 성숙도를 추정할 수 있다.

- [0188] 도 12는 일실시예에 따른 초음파 영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다.
- [0189] 초음파 영상 장치(1200)는 프로브(1210), 프로세서(1220) 및 디스플레이(1230)를 포함할 수 있다. 그러나, 도시된 구성 요소 모두가 필수 구성 요소인 것은 아니다. 도시된 구성 요소보다 많은 구성 요소에 의해 초음파 영상 장치(1200)가 구현될 수 있고, 그보다 적은 구성 요소에 의해서도 초음파 영상 장치(1200)가 구현될 수 있다. 이하 상기 구성 요소들에 대해 살펴본다.
- [0190] 프로브(1210)는 도 3에서 설명한 내용과 중복되는 부분은 생략한다. 프로브(1210)는 대상체의 초음파 데이터를 수신한다.
- [0191] 프로세서(1220)는 수신된 초음파 데이터에 기초하여 대상체의 도플러 영상을 획득할 수 있다. 도플러 영상은 칼라 도플러 영상(Color Doppler image), 파워 도플러 영상(Power Doppler image), 티슈 도플러 영상(Tissue Doppler image), 벡터 도플러 영상(Vector Doppler image) 및 스펙트랄 도플러 영상(Spectral Doppler image) 중 적어도 하나일 수 있고, 상기 언급된 이외의 도플러 영상을 포함할 수 있다.
- [0192] 프로세서(1220)는 도플러 영상 내에서 대상체의 관심 영역을 설정하고, 관심 영역으로부터 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득할 수 있다. 여기서, 대상체는 심장일 수 있고, 이에 한정되지 않는다.
- [0193] 프로세서(1220)는 도플러 데이터의 주파수 분석에 기초하여 대상체의 움직임의 실제 주기를 획득할 수 있다. 여기서, 프로세서(1220)는 도플러 데이터에 고속 푸리에 변환을 적용하여 대상체의 움직임의 실제 주기를 획득할 수 있다. 프로세서(1220)는 실제 주기에 기초하여 도플러 데이터를 재배열할 수 있다.
- [0194] 구체적으로, 프로세서(1220)는 대상체의 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터를 배열할 수 있다. 프로세서(1220)는 대상체의 실제 제2 주기에 대응하는 도플러 데이터를 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터에 중첩하여 배열할 수 있다. 프로세서(1220)는 대상체의 실제 제3 주기에 대응하는 도플러 데이터를 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터에 중첩하여 배열할 수 있다.
- [0195] 프로세서(1220)는 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득할 수 있다. 프로세서(1220)는 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터 및 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터를 실제 주기에 기초하여 재배열할 수 있다.
- [0196] 대상체의 움직임의 실제 주기가 제1 샘플 주기와 배수 관계에 있으면, 프로세서(1220)는 실제 주기와 배수 관계가 아닌 제2 샘플 주기를 설정할 수 있다. 프로세서(1220)는 관심 영역으로부터 대상체의 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득할 수 있다. 프로세서(1220)는 실제 주기에 기초하여, 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터를 재배열할 수 있다.
- [0197] 또한, 프로세서(1220)는 복수의 주기 사이에 소정의 시간만큼 지연하여 도플러 데이터를 획득할 수도 있다.
- [0198] 디스플레이(1230)는 소정 화면을 디스플레이 한다. 구체적으로, 디스플레이(1230)는 프로세서(1220)의 제어에 따라서 소정 화면을 디스플레이 한다. 디스플레이(1230)는 디스플레이 패널을 포함하며, 디스플레이 패널 상으로, 의료 영상 화면 등을 디스플레이 할 수 있다.
- [0199] 디스플레이(1230)는 도플러 영상을 표시할 수 있다. 도플러 영상을 제공하는 모드는, B-모드 영상을 제공하기 위한 B-모드(Brightness Mode), 컬러 플로우 영상을 제공하기 위한 C-모드(Color Doppler Mode) 또는 P-모드(Power Doppler Mode), 및 도플러 스펙트럼을 제공하기 위한 D-모드(Doppler Mode)를 포함하고, 초음파 영상 장치(1200)는 복수의 모드 중 어느 하나의 모드에 따라 도플러 영상을 디스플레이(1230)의 화면을 통해 표시할 수 있다.
- [0200] 또한, 디스플레이(1230)는 재배열된 도플러 데이터를 표시할 수 있다.
- [0201] 초음파 영상 장치(1200)는 중앙 연산 프로세서를 구비하여, 프로브(1210), 프로세서(1220) 및 디스플레이(1230)의 동작을 총괄적으로 제어할 수 있다. 중앙 연산 프로세서는 다수의 논리 게이트들의 어레이로 구현될 수도 있고, 범용적인 마이크로 프로세서와 이 마이크로 프로세서에서 실행될 수 있는 프로그램이 저장된 메모리의 조합으로 구현될 수도 있다. 또한, 다른 형태의 하드웨어로 구현될 수도 있음을 본 실시예가 속하는 기술분야에

서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

- [0202] 도 13은 다른 일실시예에 따른 초음파 영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다.
- [0203] 초음파 영상 장치(1300)는 프로브(1310), 프로세서(1320), 디스플레이(1330) 및 사용자 인터페이스(1340)를 포함할 수 있다.
- [0204] 도 13에 있어서, 초음파 영상 장치(1300)의 프로브(1310), 프로세서(1320) 및 디스플레이(1330)는 각각 도 12에서 설명한 초음파 영상 장치(1200)의 프로브(1210), 프로세서(1220) 및 디스플레이(1230)와 동일 대응되므로, 도 12에서와 중복되는 설명은 생략한다. 도 13에 도시된 구성 요소보다 많은 구성 요소에 의해 초음파 영상 장치(1300)가 구현될 수 있고, 그보다 적은 구성 요소에 의해서도 초음파 영상 장치(1300)가 구현될 수 있다. 이하 상기 구성 요소들에 대해 살펴본다.
- [0205] 사용자 인터페이스(1340)는 사용자로부터 초음파 영상 장치를 제어하기 위한 데이터를 입력 받는 장치를 의미한다. 프로세서(1320)는 사용자로부터 소정 명령 또는 데이터를 입력 받기 위한 사용자 인터페이스(1340) 화면을 생성 및 출력하도록 디스플레이(1330)를 제어할 수 있다. 디스플레이(1330)는 대상체의 관심 영역을 설정하는 입력을 수신하는 화면을 디스플레이 패널 상으로 표시할 수 있다.
- [0206] 사용자 인터페이스(1340)는 도플러 영상 내에서 대상체의 관심 영역을 설정하기 위한 사용자 입력을 수신할 수 있다. 프로세서(1320)는 사용자 입력에 기초하여 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 획득할 수 있다.
- [0207] 여기서, 사용자 인터페이스(1340)는 키 패드, 마우스, 터치 패널, 터치 스크린, 트랙볼, 조그 스위치 등 하드웨어 구성을 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 사용자 인터페이스(1340)는 음성 인식 센서, 제스처 인식 센서, 지문 인식 센서, 홍채 인식 센서, 깊이 센서 및 거리 센서 등 다양한 입력 수단을 더 포함할 수 있다.
- [0208] 또한, 초음파 영상 장치(1300)는 저장부(미도시) 및 통신부(미도시)를 더 포함할 수 있다. 저장부(미도시)는 도 1의 메모리(180)에 동일 대응되고, 통신부(미도시)는 도 1의 통신부(170)에 동일 대응될 수 있다. 저장부(미도시)는 초음파 영상과 관련된 데이터(예를 들면, 초음파 영상, 초음파 데이터, 스캔 관련 데이터, 환자의 진단 데이터 등) 및 외부 장치에서 초음파 영상 장치(1300)로 전송된 데이터 등을 저장할 수 있다. 외부 장치로부터 전송된 데이터는 환자 관련 정보, 환자의 진단 및 진료에 필요한 데이터, 환자의 이전 진료 이력, 환자에 대한 진단 지시에 대응되는 의료 워크 리스트 등을 포함할 수 있다.
- [0209] 저장부(미도시)는 재배열된 도플러 데이터를 저장할 수 있다. 구체적으로, "대상체의 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터를 배열한 결과", "대상체의 실제 제2 주기에 대응하는 도플러 데이터를 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터에 중첩하여 배열한 결과" 및 "대상체의 실제 제3 주기에 대응하는 도플러 데이터를 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터에 중첩하여 배열한 결과"를 저장할 수 있다.
- [0210] 또한, 저장부(미도시)는 도플러 영상으로부터 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터 및 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터 각각을 저장할 수 있다.
- [0211] 통신부(미도시)는 외부 장치로부터 대상체의 도플러 영상, 대상체의 도플러 데이터를 수신 및/또는 외부 장치로 대상체의 도플러 영상, 대상체의 도플러 데이터 및 재배열된 도플러 데이터를 송신할 수 있다. 예를 들면, 통신부(미도시)는 와이파이(Wifi), 또는 와이파이 다이렉트(Wifi direct)에 따른 통신 네트워크를 통하여 무선 프로브 또는 외부 장치와 연결될 수 있다.
- [0212] 구체적으로, 통신부가 접속할 수 있는 무선 통신 네트워크로는 무선 랜(Wireless LAN), 와이파이(wifi), 블루투스, 지그비(zigbee), WFD(Wifi-direct), UWB(ultra wideband), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association), BLE (Bluetooth Low Energy) 및 NFC(Near Field Communication) 등이 될 수 있고, 이에 한정되지 않는다.
- [0213] 초음파 영상 장치(1300)는 중앙 연산 프로세서를 구비하여, 프로브(1310), 프로세서(1320), 디스플레이(1330), 사용자 인터페이스(1340), 저장부(미도시) 및 통신부(미도시)의 동작을 총괄적으로 제어할 수 있다. 중앙 연산 프로세서는 다수의 논리 게이트들의 어레이로 구현될 수도 있고, 범용적인 마이크로 프로세서와 이 마이크로 프로세서에서 실행될 수 있는 프로그램이 저장된 메모리의 조합으로 구현될 수도 있다. 또한, 다른 형태의 하드웨어로 구현될 수도 있음을 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

- [0214] 이하에서는, 초음파 영상 장치(1200, 1300)가 수행하는 다양한 동작이나 응용들이 설명되는데, 프로브(1210, 1310), 프로세서(1220, 1320), 디스플레이(1230, 1330), 사용자 인터페이스(1340), 저장부(미도시) 및 통신부(미도시) 중 어느 구성을 특정하지 않더라도 본 발명의 기술분야에 대한 통상의 기술자가 명확하게 이해하고 예상할 수 있는 정도의 내용은 통상의 구현으로 이해될 수 있으며, 본 발명의 권리범위가 특정한 구성의 명칭이나 물리적/논리적 구조에 의해 제한되는 것은 아니다.
- [0215] 도 14는 일실시예에 따른 초음파 영상 장치의 동작 방법을 나타낸 흐름도이다.
- [0216] 이하, 초음파 영상 장치(1200)의 동작은 초음파 영상 장치(1300)에도 동일하게 적용될 수 있다.
- [0217] 도 14의 단계 S1410에서, 초음파 영상 장치(1200)는 대상체로부터 초음파 데이터를 수신하고, 수신된 초음파 데이터에 기초하여 대상체의 도플러 영상을 획득할 수 있다. 여기서, 대상체는 심장일 수 있고, 이에 한정되지 않는다. 또한, 도플러 영상은 칼라 도플러 영상, 파워 도플러 영상, 티슈 도플러 영상, 벡터 도플러 영상 및 스펙트럴 도플러 영상 중 적어도 하나일 수 있고, 상기 언급된 이외의 도플러 영상을 포함할 수 있다.
- [0218] 단계 S1420에서, 초음파 영상 장치(1200)는 도플러 영상 내에서 대상체의 관심 영역을 설정하고, 관심 영역으로부터 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 초음파 영상 장치(1200)는 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(1200)는 관심 영역으로부터 제1 샘플 주기한 상이한 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 도플러 데이터를 획득할 수 있다.
- [0219] 또한, 초음파 영상 장치(1200)는 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 도플러 데이터를 획득하면서, 복수의 주기 사이에 소정의 시간만큼 지연하여 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 구체적으로, 초음파 영상 장치(1200)는 제1 샘플 주기로 제1 주기의 도플러 데이터를 획득하고, 제1 지연 시간이 경과된 후, 제1 샘플 주기로 제2 주기의 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 그 후, 초음파 영상 장치(1200)는 제1 지연 시간이 경과된 후, 제1 샘플 주기로 제3 주기의 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 초음파 영상 장치(1200)는 상기 언급된 방식으로 복수의 주기만큼 도플러 데이터를 획득할 수 있다.
- [0220] 단계 S1530에서, 초음파 영상 장치(1200)는 도플러 데이터의 주파수 분석에 기초하여 대상체의 움직임의 실제 주기를 획득할 수 있다. 초음파 영상 장치(1200)는 도플러 데이터에 고속 푸리에 변환을 적용하여 대상체의 움직임의 실제 주기를 획득할 수 있다. 초음파 영상 장치(1200)는 고속 푸리에 변환 이외에 다른 방법으로 대상체의 움직임의 실제 주기를 획득할 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(1200)는 대상체의 움직임의 실제 주기를 외부 장치로부터 수신할 수도 있다. 여기서, 외부 장치는 초음파 영상과 관련된 데이터를 획득, 저장, 처리 또는 이용하기 위한 장치로, 의료 영상 장치, 의료 서버, 휴대용 단말, 또는 의료 영상을 이용 및 처리할 수 있는 모든 컴퓨팅 장치 등이 될 수 있다. 예를 들면, 외부 장치는 병원 등과 같은 의료 기관 내에 포함되는 의료 진단 단 장치가 될 수 있다. 또한, 외부 장치는 병원 내에 포함되는 환자의 진료 이력을 기록 및 저장하기 위한 서버, 병원에서 의사가 의료 영상을 관독하기 위한 의료 영상 장치 등이 될 수 있다.
- [0221] 또한, 대상체의 움직임의 실제 주기가 제1 샘플 주기와 배수 관계에 있으면, 초음파 영상 장치(1200)는 실제 주기와 배수 관계가 아닌 제2 샘플 주기를 설정하고, 대상체의 관심 영역으로부터 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 도플러 데이터를 획득할 수 있다.
- [0222] 단계 S1540에서, 초음파 영상 장치(1200)는 실제 주기에 기초하여 도플러 데이터를 재배열 할 수 있다. 초음파 영상 장치(1200)는 재배열된 도플러 데이터를 디스플레이 화면 상에 표시할 수 있다.
- [0223] 도플러 데이터의 재배열과 관련하여, 초음파 영상 장치(1200)는 대상체의 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터를 배열할 수 있다. 초음파 영상 장치(1200)는 대상체의 실제 제2 주기에 대응하는 도플러 데이터를 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터에 중첩하여 배열할 수 있다. 초음파 영상 장치(1200)는 실제 제3 주기에 대응하는 도플러 데이터를 실제 제1 주기에 대응하는 도플러 데이터에 중첩하여 배열할 수 있다.
- [0224] 또한, 초음파 영상 장치(1200)는 실제 주기에 기초하여 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터 및 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터를 재배열할 수 있다. 구체적으로, 초음파 영상 장치(1200)는 대상체의 제1 샘플 주기로 획득된 도플러 데이터 및 제2 샘플 주기로 획득된 도플러 데이터를 실제 제1 주기만큼 배열하여 제1 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 초음파 영상 장치(1200)는 시간상으로 실제 제1 주기 이후부터 실제 제2 주기까지의 제1 샘플 주기로 획득된 도플러 데이터 및 제2 샘플 주기로 획득된 도플러 데이터를 제1 도플러 데이터에 중첩하여 배열하여 제2 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 마찬가지로, 초음파 영상 장치(1200)는 시간상으로 실제 제2 주기 이후부터 실제 제3 주기까지의 제1 샘플 주기로 획득된 도플러 테

이터 및 제2 샘플 주기로 획득된 도플러 데이터를 제2 도플러 데이터에 중첩하여 배열하여 제3 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 최종적으로, 초음파 영상 장치(1200)는 제3 도플러 데이터를 화면 상에 표시할 수 있다.

[0225] 도 15는 일실시예에 따라, 도플러 영상을 이용하여 대상체의 진단에 필요한 도플러 데이터의 시간 해상도를 확보하기 위한 과정을 설명하기 위한 도면이다.

[0226] 초음파 영상 장치(1200)는 초음파 데이터를 이용하여 초음파 영상을 생성한다. 초음파 영상 장치(1200)는 B-모드 영상을 제공하기 위한 B-모드(Brightness Mode), 컬러 플로우 영상을 제공하기 위한 C-모드(Color Doppler Mode) 또는 P-모드(Power Doppler Mode), 및 도플러 스펙트럼을 제공하기 위한 D-모드(Doppler Mode) 중 적어도 하나의 모드에 따라서, 초음파 영상을 제공할 수 있다.

[0227] 도 15의 도 1510에 도시된 바와 같이, 초음파 영상 장치(1300)는 컬러 플로우 영상을 제공하기 위한 C-모드로 초음파 영상을 표시할 수 있다. 여기서, 컬러 플로우 영상은 컬러 도플러 영상 및 파워 도플러 영상을 포함할 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(1300)는 컬러 도플러 영상을 표시하고, 컬러 도플러 영상에 관심 영역을 설정하기 위한 사용자 입력을 수신할 수 있다. 여기서, 초음파 영상 장치(1300)는 터치 입력을 이용하여 사용자 입력을 수신할 수 있다. 초음파 영상 장치(1300)는 터치 입력을 감지하기 위해 터치 센서 또는 근접 센서를 포함할 수 있다. 예를 들어, 터치 센서는 터치 필름, 터치 시트, 터치 패드 등의 형태를 가질 수 있다. 초음파 영상 장치(1300)는 다양한 입력 도구에 의하여 사용자의 터치 입력에 의한 관심 영역 설정 신호를 입력 받을 수 있다. 구체적으로, 초음파 영상 장치(1300)는 사용자의 손이나 물리적인 도구, 스타일러스 펜 등에 의하여 대상체의 관심 영역 설정 신호를 입력 받을 수 있다.

[0228] 도 15의 도 1520을 참고하면, 초음파 영상 장치(1200, 1300)는 컬러 도플러 영상 상에서 관심 영역으로부터 대상체의 주기성을 갖는 움직임에 대응하는 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 초음파 영상 장치(1200, 1300)는 컬러 도플러 영상 상의 동일한 위치에서 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼의 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 도 1520에 도시된 바와 같이, 컬러 도플러 영상 상에서 획득된 도플러 데이터는 불연속점이 빈번하게 존재하고, 시간 해상도가 낮을 수 있다. 대상체의 정확한 진단을 위하여, 초음파 영상 장치(1200, 1300)는 도플러 데이터의 시간 해상도를 높여서 보다 정확한 도플러 데이터를 제공할 필요가 있다.

[0229] 도 15의 도 1530을 참고하면, 초음파 영상 장치(1200, 1300)는 도플러 데이터에 기초하여 대상체의 움직임의 실제 주기를 획득할 수 있다. 초음파 영상 장치(1200, 1300)는 실제 주기에 기초하여 제1 샘플 주기로 복수의 주기만큼 획득된 도플러 데이터를 재배열할 수 있다. 도플러 데이터를 재배열하는 방법은 도 16a, 도 16b, 도 17a 및 도 17b에서 설명한다. 초음파 영상 장치(1200, 1300)는 재배열된 도플러 데이터를 디스플레이 화면 상에 표시할 수 있다. 도 1530에 도시된 바와 같이, 재배열된 도플러 데이터는 도 1520의 도플러 데이터보다 불연속점의 빈도가 낮고, 시간 해상도가 높음을 알 수 있다.

[0230] 도 16a는 일실시예에 따라, 제1 샘플 주기에 따라 도플러 데이터를 획득하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

[0231] 초음파 영상 장치(1200)는 태아의 심장으로 초음파를 송신하고, 반사되는 신호로부터 도플러 영상을 획득할 수 있다. 초음파 영상 장치(1200)는 도플러 영상으로부터 태아의 심박동과 관련된 도플러 데이터를 획득할 수 있다.

[0232] 태아의 심박동은 140BPM이라고 가정한다. 즉, 태아의 심박동의 1주기는 428.5ms이다. 초음파 영상 장치(1200)는 태아의 심박동의 실제 제1 주기(1601) 및 실제 제2 주기(1602) 동안 제1 샘플 주기(1603)로 복수의 주기만큼 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 도 16a의 도 1610에 도시된 바와 같이, 실제 제1 주기(1601)동안 제1 샘플 주기(1603)에 따라 획득된 도플러 데이터는 X로 나타내고, 실제 제2 주기(1602)동안 제1 샘플 주기(1603)에 따라 획득된 도플러 데이터는 0로 나타낸다.

[0233] 도 16b는 일실시예에 따라, 획득된 도플러 데이터를 재배열하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

[0234] 도 16b의 도 1620을 참고하면, 초음파 영상 장치(1200)는 태아의 심박동의 실제 제1 주기(1601) 동안 제1 샘플 주기(1603)로 샘플링된 도플러 데이터를 배열하여 제1 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 초음파 영상 장치(1200)는 태아의 심박동의 실제 제2 주기(1602) 동안 제1 샘플 주기(1603)로 샘플링된 도플러 데이터를 제1 도플러 데이터에 중첩하여 배열하여 제2 도플러 데이터를 획득할 수 있다.

[0235] 도 16b의 도 1630을 참고하면, 태아 심박동의 실제 제1 주기(1601)동안 제1 샘플 주기(1603)로 샘플링된 도플러 데이터와 태아 심박동의 실제 제2 주기(1602)동안 제1 샘플 주기(1603)로 샘플링된 도플러 데이터가 중첩되어 획득된 도플러 데이터는, 실제 제1 주기(1601) 동안 제1 샘플 주기(1603)로 샘플링된 도플러 데이터보다 태아

심박동에 대한 보다 많은 정보를 포함할 수 있다.

- [0236] 도 16b의 도 1630에 도시된 바와 같이, 도플러 데이터를 재배열하기 전의 80ms 이전에, 초음파 영상 장치(1200)가 제1 샘플 주기(1603)에 따라 획득한 도플러 데이터는 40ms에 샘플링된 도플러 데이터(1632)뿐이었다. 그러나, 태아 심박동의 실제 제2 주기 동안 제1 샘플 주기(1603)에 따라 샘플링된 도플러 데이터를 실제 제1 주기(1601)에 따라 재배열 한 결과, 초음파 영상 장치(1200)가 80ms 이전에 획득한 도플러 데이터(1631, 1632, 1633)는 3개로 증가할 수 있다. 따라서, 초음파 영상 장치(1200)는 같은 시간 동안 태아 심박동의 정보를 보다 많이 획득하여 시간 정밀도를 향상시킬 수 있다.
- [0237] 도 16a 및 도 16b에서, 태아 심박동의 실제 제1 주기 및 실제 제2 주기 동안 제1 샘플 주기에 따라 획득된 도플러 데이터를 재배열하는 방법을 설명하였지만, 실제 3주기 이상의 주기만큼 획득하여 도플러 데이터를 재배열하면, 초음파 영상 장치(1200)는 보다 정밀하게 태아의 심박동의 도플러 데이터를 제공할 수 있다.
- [0238] 또한, 태아의 심박동의 주기가 400ms이고, 제1 샘플 주기가 40ms이면, 태아의 심박동의 실제 주기와 제1 샘플 주기는 배수 관계에 있다. 이 경우, 실제 제1 주기 및 실제 제2 주기 동안 제1 샘플 주기로 획득된 도플러 데이터가 실제 제1 주기에 따라 재배열되면, 실제 제2 주기 동안 제1 샘플 주기로 획득된 도플러 데이터가 실제 제1 주기 동안 제1 샘플 주기로 획득된 도플러 데이터와 동일하게 된다. 따라서, 초음파 영상 장치(1200)는 실제 주기와 배수 관계가 아닌 제2 샘플 주기를 설정할 수 있다. 초음파 영상 장치(1200)는 제2 샘플 주기로 복수의 주기만큼 도플러 데이터를 획득하고, 획득된 도플러를 실제 주기에 기초하여 재배열할 수 있다.
- [0239] 도 17a는 다른 일실시예에 따라, 제1 샘플 주기에 따라 도플러 데이터를 획득하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [0240] 도 17a의 도 1710을 참고하면, 초음파 영상 장치(1200)는 태아의 심박동의 실제 제1 주기(1701) 동안 제1 샘플 주기(1704)로 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 심박동의 실제 제1 주기(1701) 동안 제1 샘플 주기(1704)로 도플러 데이터를 획득한 후, 초음파 영상 장치(1200)는 소정의 시간만큼 지연하여 실제 제2 주기(1702) 동안 제1 샘플 주기(1704)로 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 또한, 심박동의 실제 제2 주기(1702)동안 제1 샘플 주기(1704)로 도플러 데이터를 획득한 후, 초음파 영상 장치(1200)는 소정의 시간만큼 지연하여 실제 제3 주기(1703) 동안 제1 샘플 주기(1704)로 도플러 데이터를 획득할 수 있다.
- [0241] 도 17b는 다른 일실시예에 따라, 획득된 도플러 데이터를 재배열하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [0242] 도 17b의 도 1720을 참고하면, 초음파 영상 장치(1200)는 태아 심박동의 실제 제1 주기(1701)동안 제1 샘플 주기(1704)로 샘플링된 도플러 데이터, 소정의 시간이 지연된 후 태아 심박동의 실제 제2 주기(1702)동안 제1 샘플 주기(1704)로 샘플링된 도플러 데이터 및 소정의 시간이 지연된 후 태아 심박동의 실제 제3 주기(1703)동안 제3 샘플 주기(1704)로 샘플링된 도플러 데이터를 실제 제1 주기(1701)에 기초하여 중첩하여 배열할 수 있다. 중첩되어 획득된 도플러 데이터는, 실제 제1 주기(1701) 동안 제1 샘플 주기(1704)로 샘플링된 도플러 데이터보다 태아 심박동에 대한 보다 많은 정보를 포함할 수 있다.
- [0243] 도 17a 및 도 17b에서는 태아의 심박동 실제 3주기 동안 제1 샘플 주기에 따라 획득된 도플러 데이터를 재배열하는 방법을 설명하였지만, 실제 4주기 이상의 주기만큼 획득하여 도플러 데이터를 재배열하면, 초음파 영상 장치(1200)는 보다 정밀하게 태아의 심박동의 도플러 데이터를 제공할 수 있다.
- [0244] 도 18a는 일실시예에 따라, 낮은 샘플 레이트에 따라 획득된 도플러 데이터를 도시한 도면이다.
- [0245] 초음파 영상 장치(1200)는 도플러 데이터를 이용하여 태아의 폐 성숙도를 추정할 수 있다. 초음파 영상 장치(1200)는 도플러 데이터로부터 태아의 폐 혈류 지표와 관련된 파라미터에 대한 값을 측정하고, 파라미터에 대한 값에 기초하여 태아의 폐 성숙도를 추정할 수 있다.
- [0246] 여기서, 파라미터는 기준 시점부터 태아의 심장 수축에 따라 태아의 폐동맥 혈류 속도가 최대가 되는 시점까지의 시간을 나타내는 가속 시간을 포함하고, 기준 시점부터 태아의 심장 이완에 따라 태아의 폐동맥 혈류의 속도가 변화하는 시점까지의 시간을 나타내는 방출 시간을 포함할 수 있다. 초음파 영상 장치(1200)는 방출 시간에 대한 가속 시간의 비율에 기초하여 태아의 폐 성숙도를 추정할 수 있다.
- [0247] 도 18a의 도 1810에 도시된 바와 같이, 가속 시간에 대한 값 및 방출 시간에 대한 값을 측정하기 위해 칼러 도플러 영상을 이용하는 경우, 칼러 도플러 영상의 시간 해상도가 낮기 때문에 초음파 영상 장치(1200)는 도플러 데이터에서 정확하게 변곡점의 위치를 파악하지 못할 수 있다. 따라서, 초음파 영상 장치(1200)는 제1 변곡점에 따라 가속 시간 및 방출 시간에 대한 값을 획득(1801)할 수도 있고, 제2 변곡점에 따라 가속 시간 및 방출

시간에 대한 값을 획득(1802)할 수도 있다.

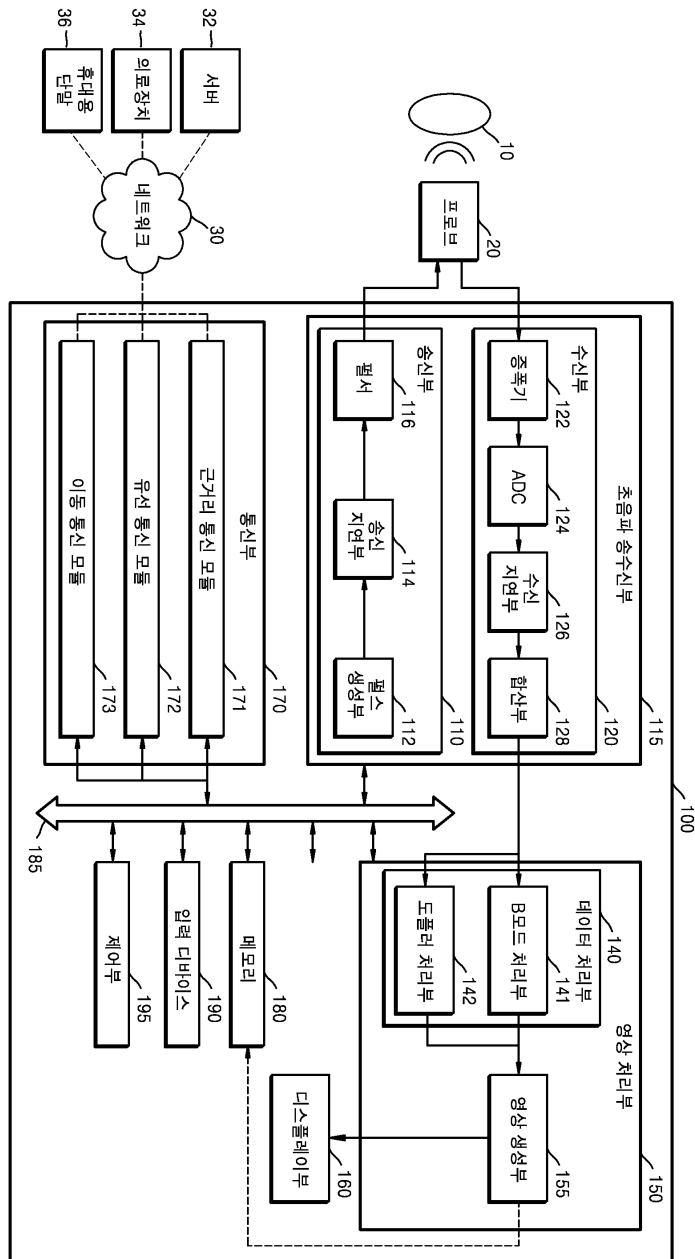
- [0248] 도 18b는 일실시예에 따라, 낮은 샘플 레이트에 따라 획득된 도플러 데이터를 재샘플링하여 획득된 도플러 데이터를 도시한 도면이다.
- [0249] 초음파 영상 장치(1200)는 샘플 주기로 복수의 주기만큼 대상체의 도플러 데이터를 획득하고, 대상체의 실제 주기에 따라 도플러 데이터를 재배열하여 시간 해상도가 높은 도플러 데이터를 획득할 수 있다.
- [0250] 도 18b의 도 1820에 도시된 바와 같이, 초음파 영상 장치(1200)는 도플러 데이터에서 정확하게 변곡점의 위치를 파악하고, 가속 시간에 대한 값(1803) 및 방출 시간에 대한 값(1804)를 획득할 수 있다.
- [0251] 이상에서 설명된 초음파 영상 장치는 하드웨어 구성요소, 소프트웨어 구성요소, 및/또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어 구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치 및 구성요소는, 예를 들어, 프로세서, 컨트롤러, ALU(arithmetic logic unit), 디지털 신호 프로세서(digital signal processor), 마이크로컴퓨터, FPA(field programmable array), PLU(programmable logic unit), 마이크로프로세서, 또는 명령(instruction)을 실행하고 응답할 수 있는 다른 어떠한 장치와 같이, 하나 이상의 범용 컴퓨터 또는 특수 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수 있다.
- [0252] 처리 장치는 운영 체제(OS) 및 상기 운영 체제 상에서 수행되는 하나 이상의 소프트웨어 애플리케이션을 수행할 수 있다. 또한, 처리 장치는 소프트웨어의 실행에 응답하여, 데이터를 접근, 저장, 조작, 처리 및 생성할 수도 있다.
- [0253] 이해의 편의를 위하여, 처리 장치는 하나가 사용되는 것으로 설명된 경우도 있지만, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는, 처리 장치가 복수 개의 처리 요소(processing element) 및/또는 복수 유형의 처리 요소를 포함할 수 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 처리 장치는 복수 개의 프로세서 또는 하나의 프로세서 및 하나의 컨트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서(parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성(processing configuration)도 가능하다.
- [0254] 소프트웨어는 컴퓨터 프로그램(computer program), 코드(code), 명령(instruction), 또는 이들 중 하나 이상의 조합을 포함할 수 있으며, 원하는 대로 동작하도록 처리 장치를 구성하거나 독립적으로 또는 결합적으로(collectively) 처리 장치를 명령할 수 있다.
- [0255] 소프트웨어 및/또는 데이터는, 처리 장치에 의하여 해석되거나 처리 장치에 명령 또는 데이터를 제공하기 위하여, 어떤 유형의 기계, 구성요소(component), 물리적 장치, 가상 장치(virtual equipment), 컴퓨터 저장 매체 또는 장치, 또는 전송되는 신호 파(signal wave)에 영구적으로, 또는 일시적으로 구체화(embody)될 수 있다. 소프트웨어는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어서, 분산된 방법으로 저장되거나 실행될 수도 있다. 소프트웨어 및 데이터는 하나 이상의 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 저장될 수 있다.
- [0256] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다.
- [0257] 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다.
- [0258] 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다.
- [0259] 상기된 하드웨어 장치는 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.
- [0260] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될

수 있다.

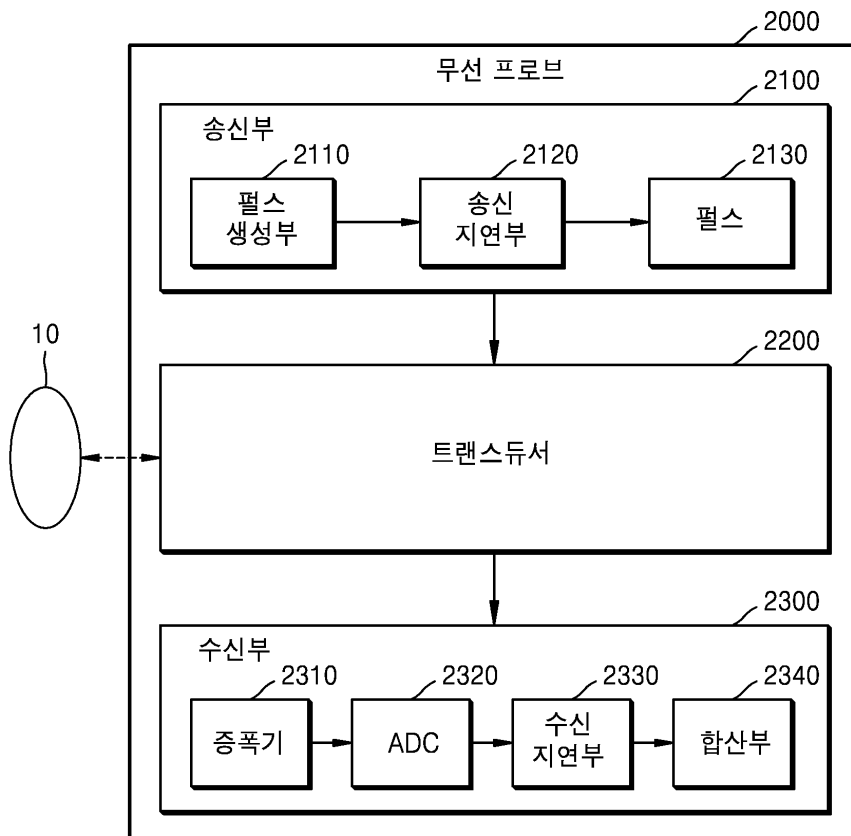
그러므로, 본 발명의 범위는 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 아니 되며, 후술하는 특허청구범위뿐 아니라 이 특허청구범위와 균등한 것들에 의해 정해져야 한다.

도면

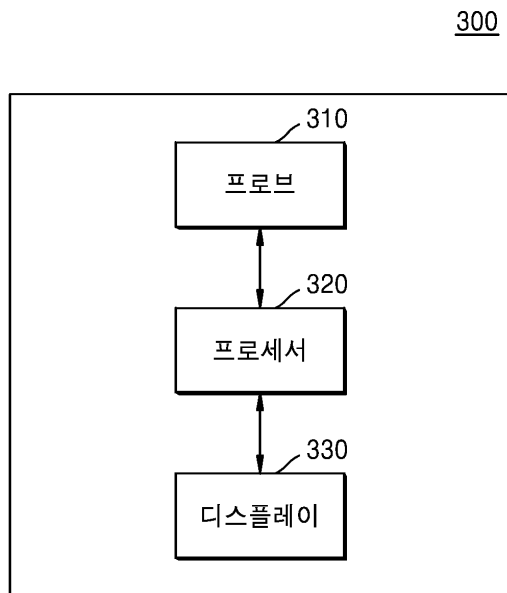
도면1



도면2

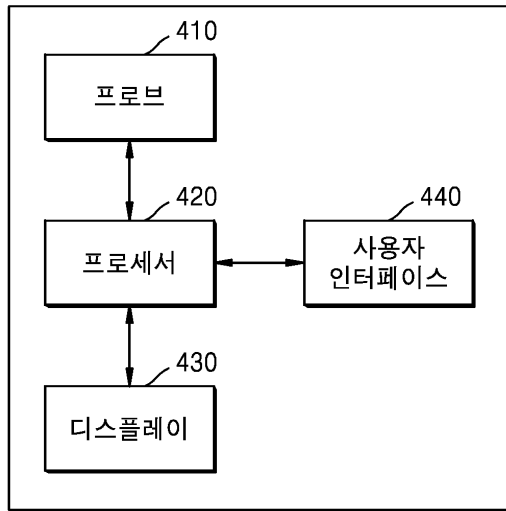


도면3

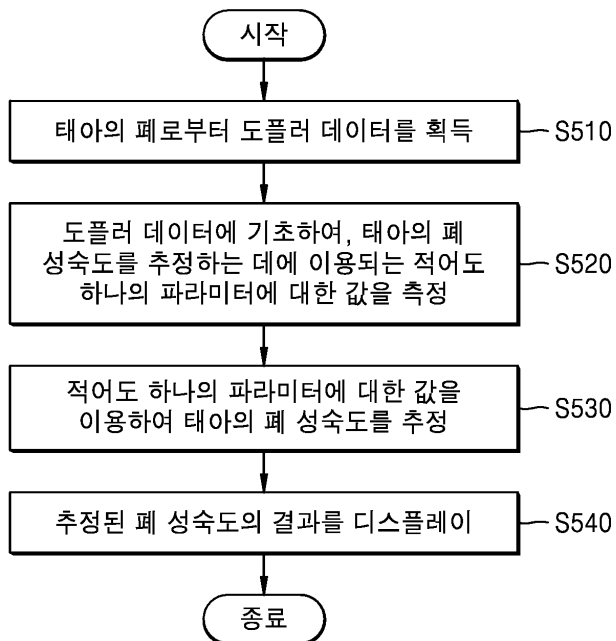


도면4

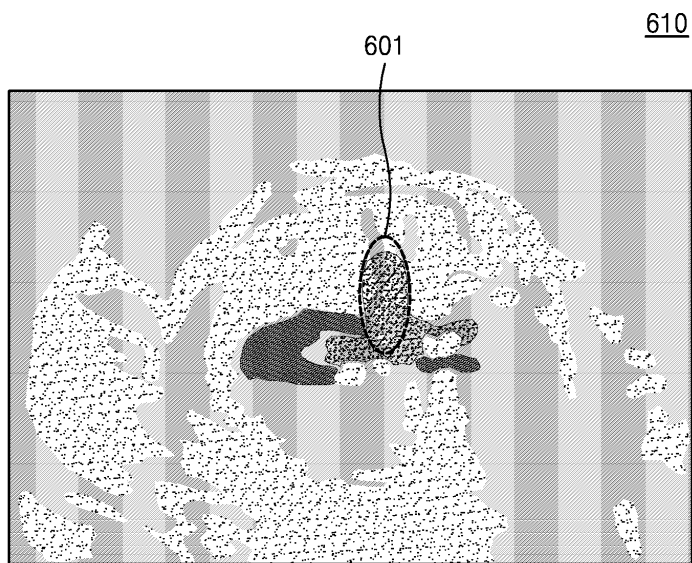
400



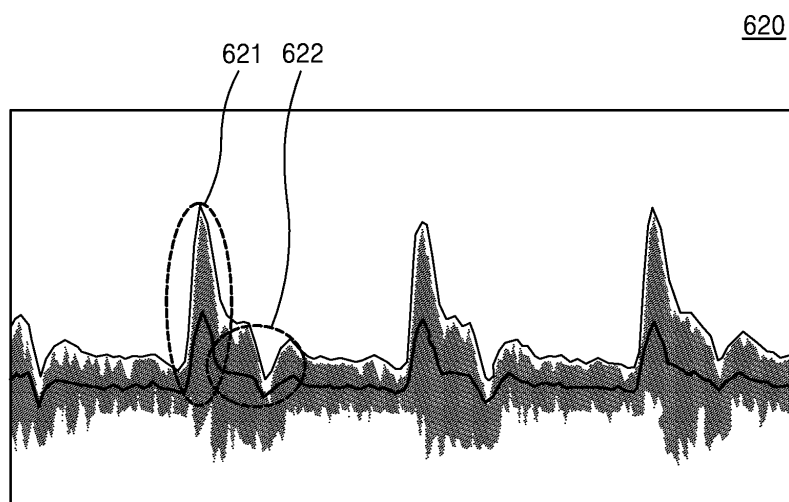
도면5



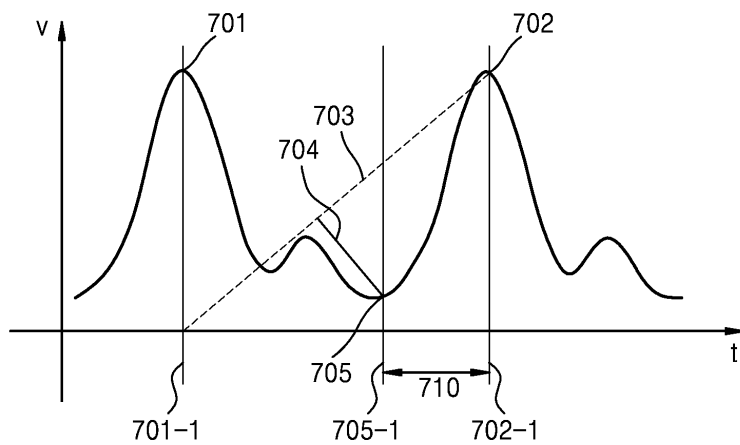
도면6a



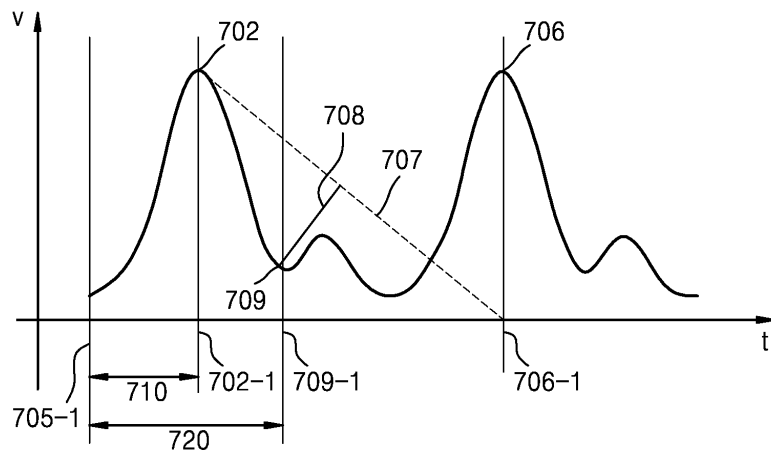
도면6b



도면7a



도면7b



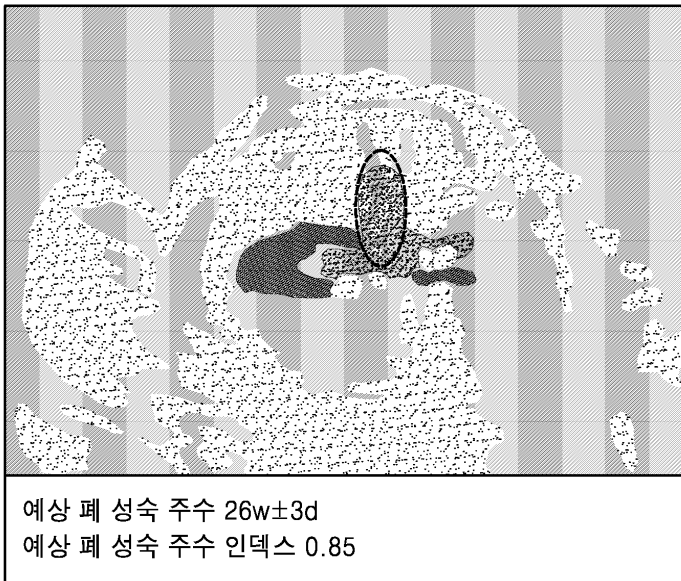
도면8

800

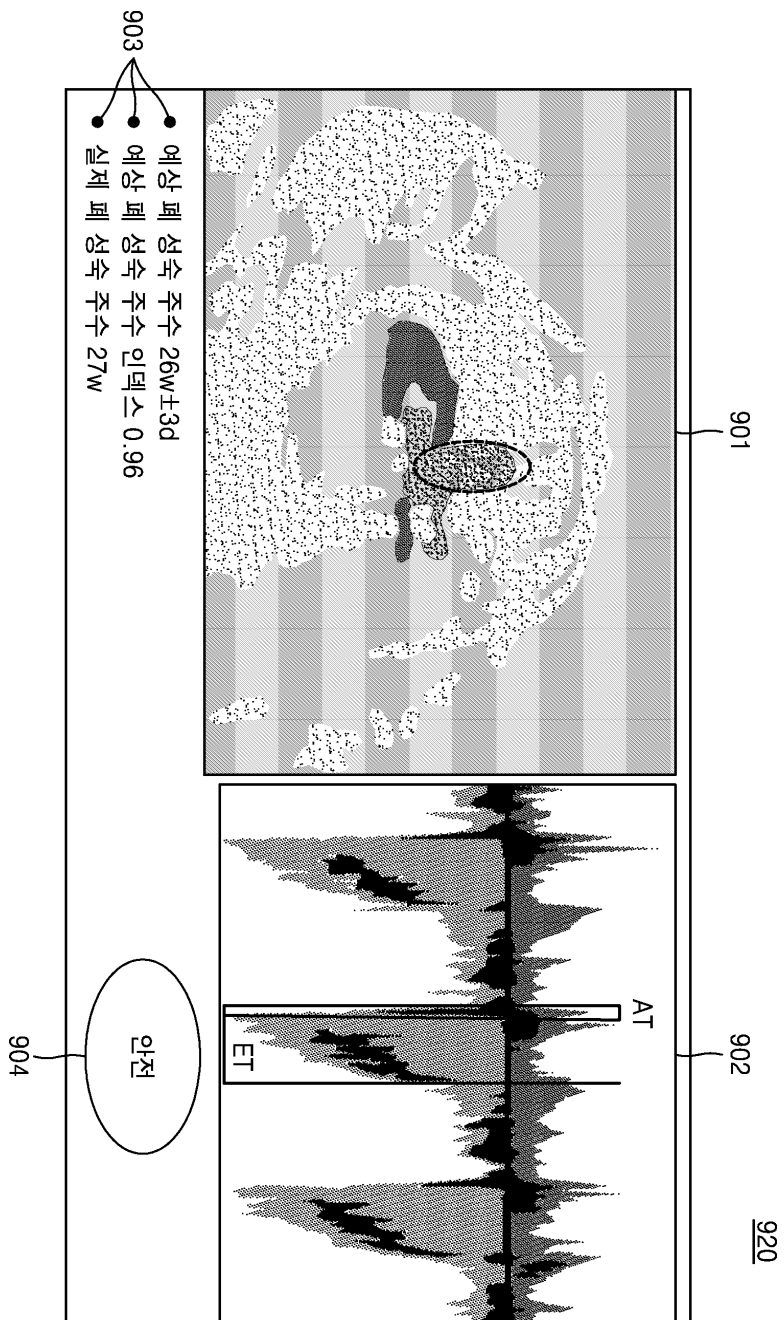
	...	100	110	120	130	...
...	...	...	...	...	...	...
200	...	24w2d ±3d	24w2d ±3d	24w3d ±3d	24w3d ±4d	...
210	...	24w3d ±3d	24w4d ±3d	24w4d ±3d	24w4d ±4d	...
220	...	24w4d ±3d	24w5d ±3d	25w0d ±3d	25w0d ±1d	...
...	...	...	...	...	...	...

도면9a

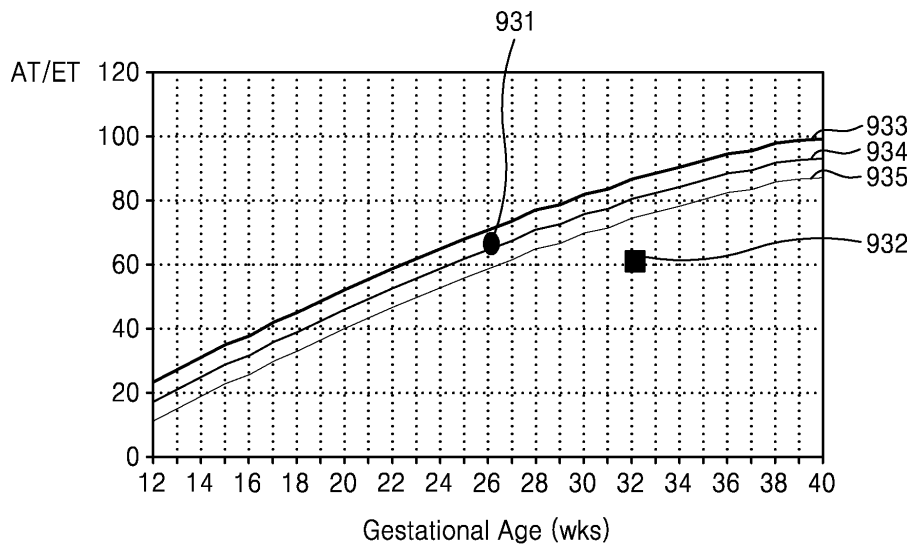
910



도면9b

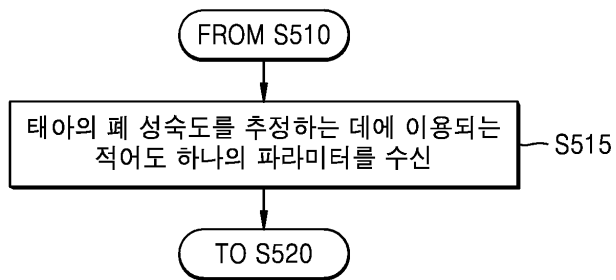


도면9c



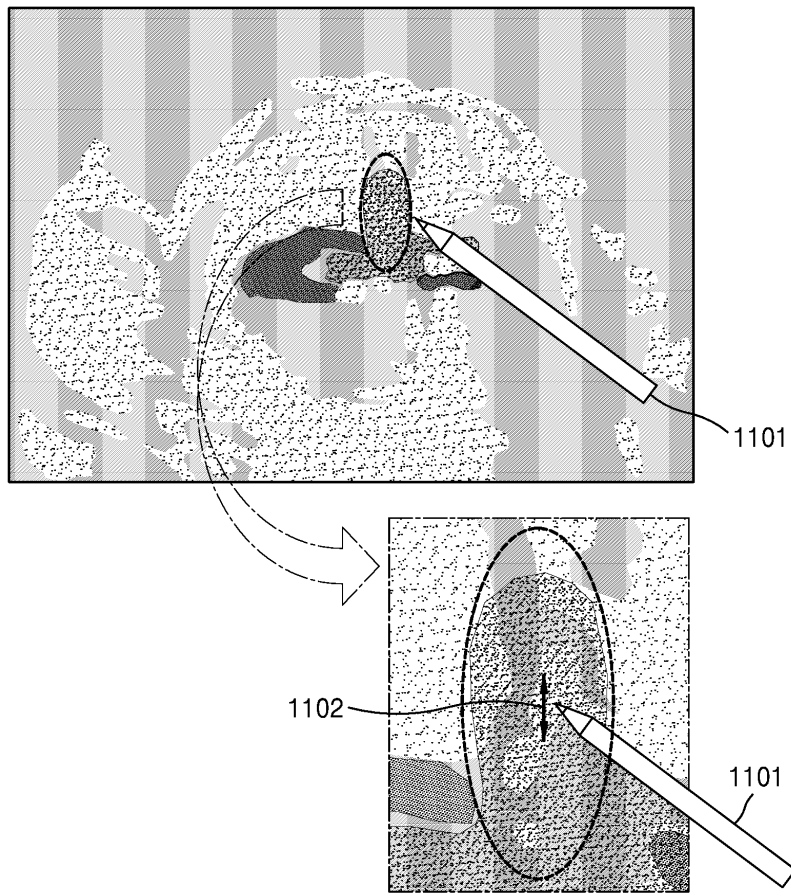
- 예상 폐 성숙 주수 32W
- 실제 폐 성숙 주수 26W

도면10



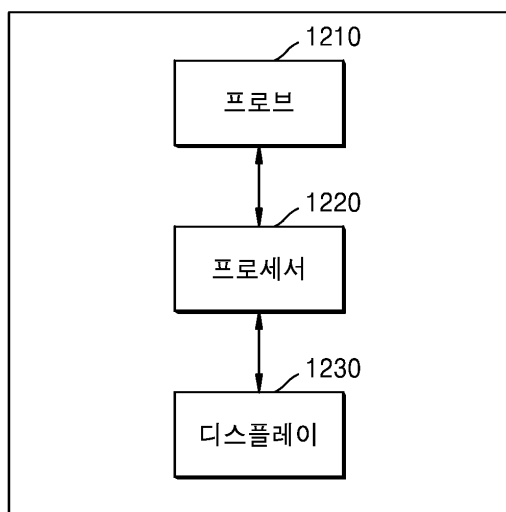
도면11

1100



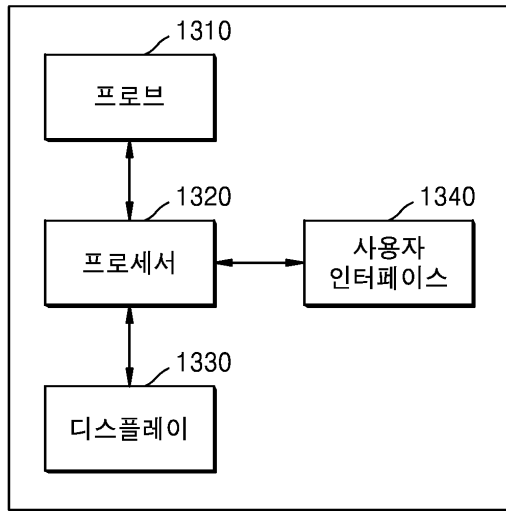
도면12

1200

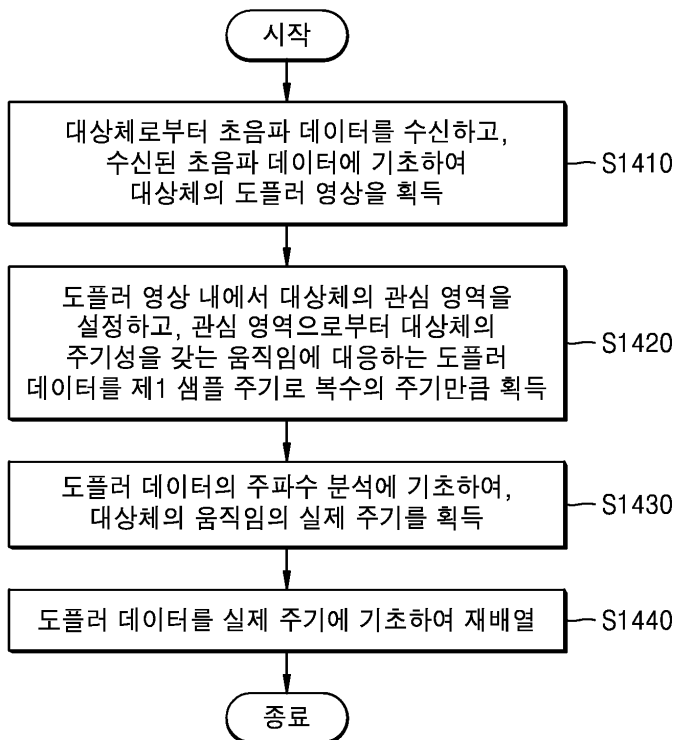


도면13

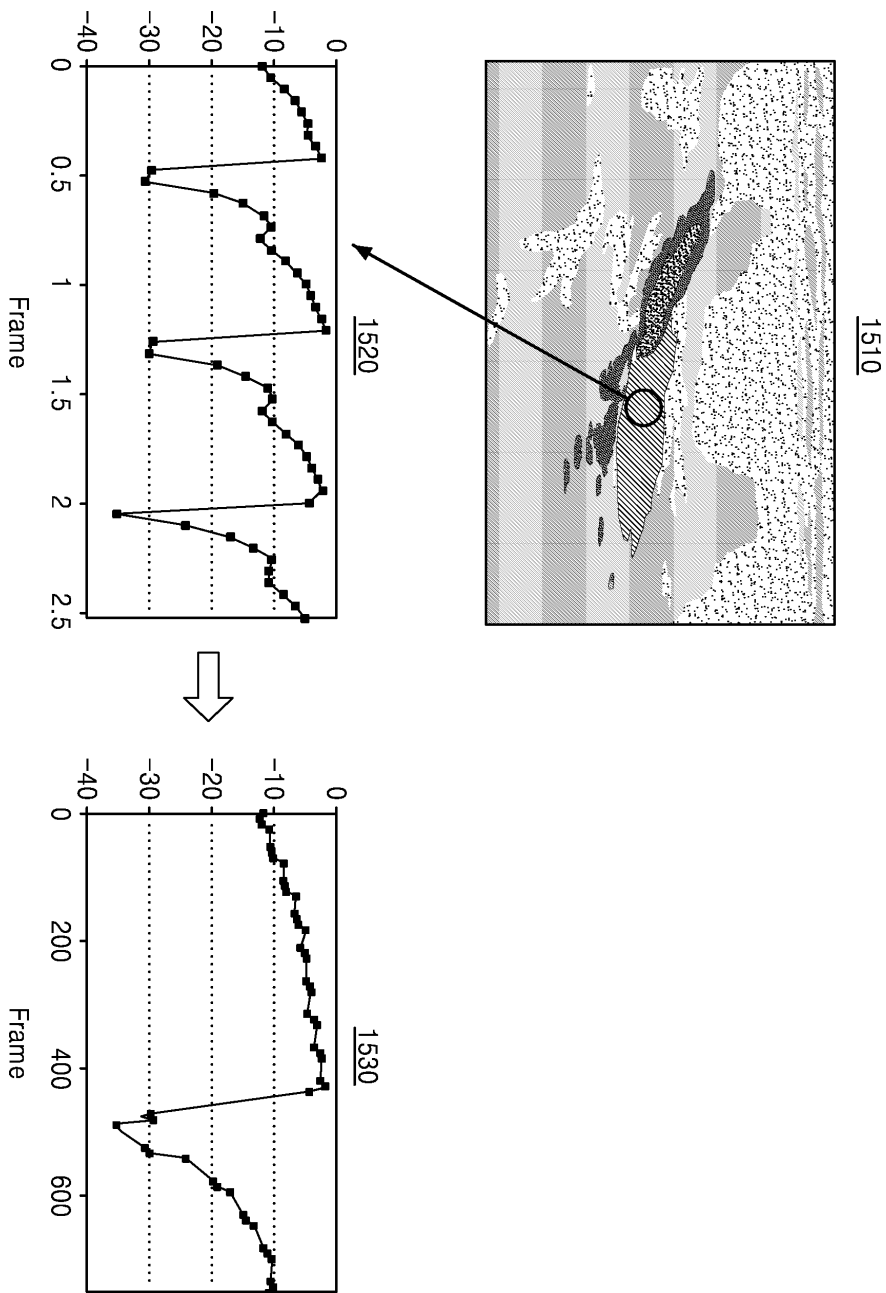
1300



도면14

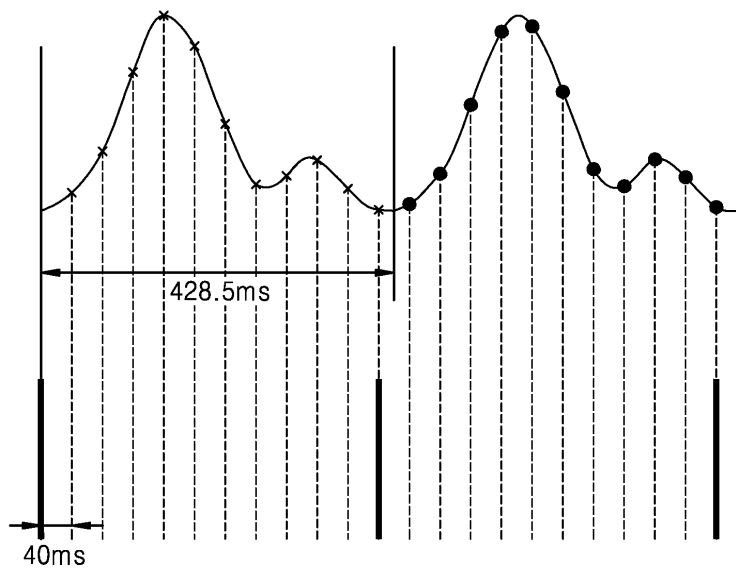


도면15

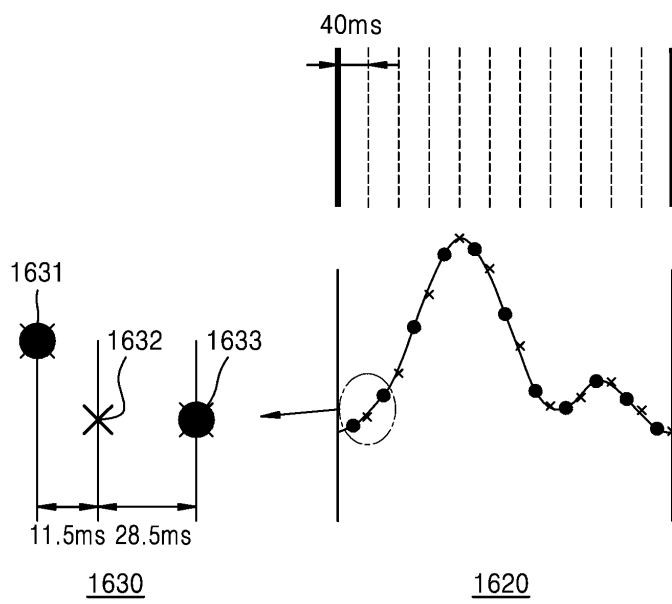


도면16a

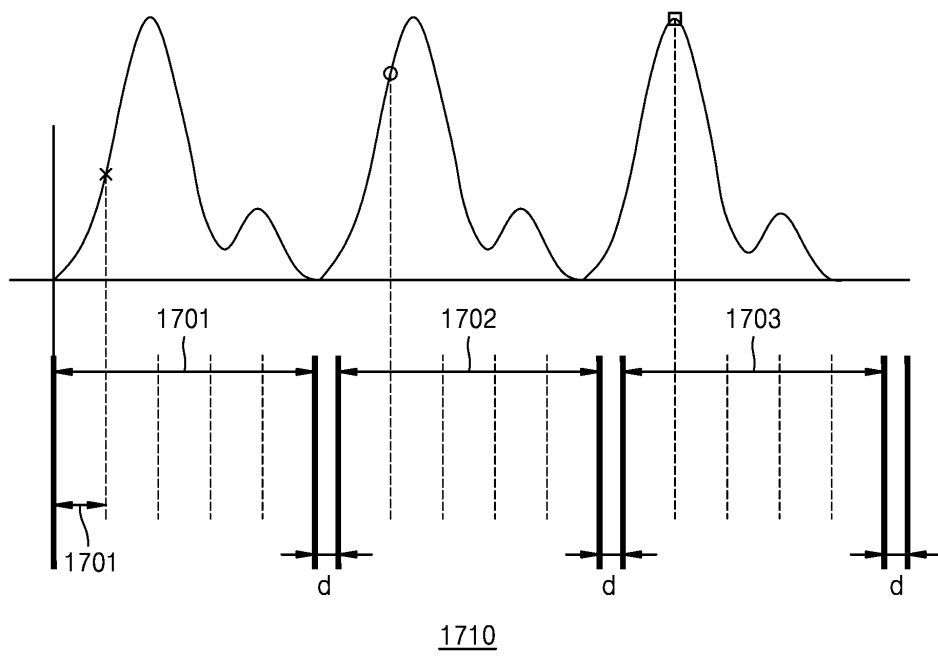
1610



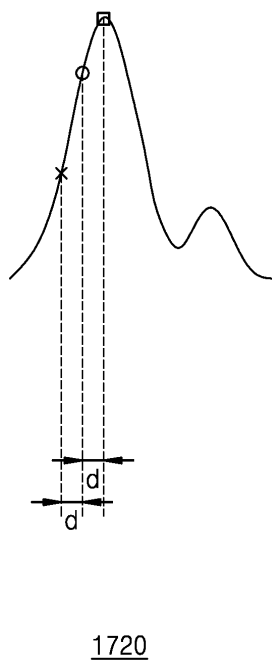
도면16b



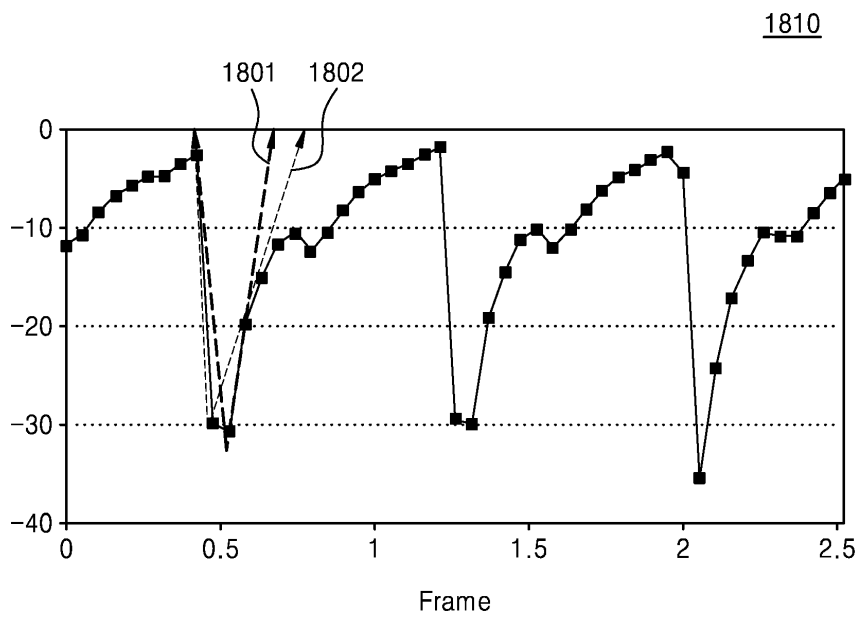
도면17a



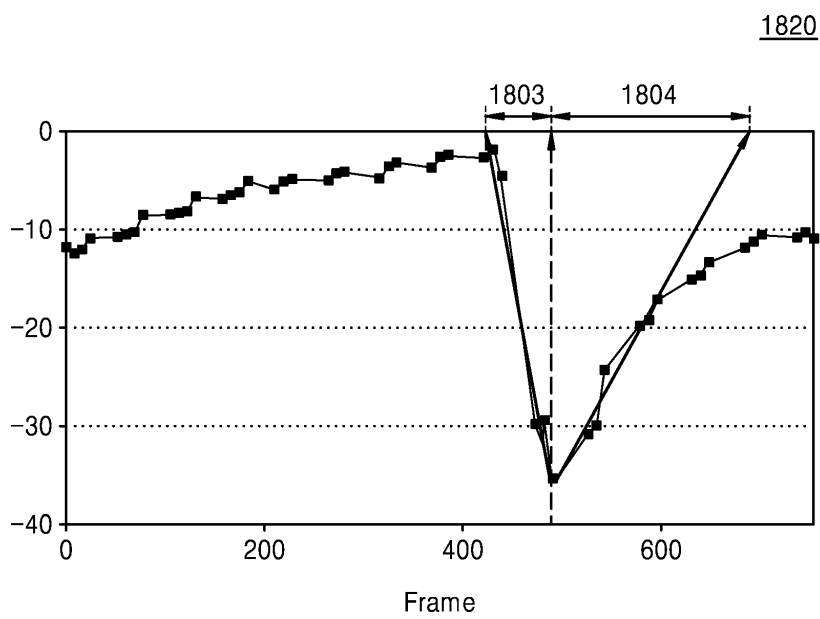
도면17b



도면18a



도면18b



专利名称(译)	标题：超声成像设备及其操作方法		
公开(公告)号	KR1020170126722A	公开(公告)日	2017-11-20
申请号	KR1020160057133	申请日	2016-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	HYUN DONG GYU 현동규 KIM CHIL SU 김철수 YOON KI SANG 윤기상		
发明人	현동규 김철수 윤기상		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/488 A61B8/5223 A61B5/0095 A61B5/4343 A61B8/06 A61B8/4472 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/08 G16H50/30 A61B8/461		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波图像装置包括处理器，该处理器基于探针获得多普勒数据：超声波数据接收来自胎儿肺部的超声波数据，并且基于多普勒数据测量关于用于估计胎儿肺部成熟度的至少一个参数的值。使用针对上述测量的至少一个的参数的值和指示上述假定的肺成熟度的结果的显示来估计胎儿的肺成熟度。

