



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0086126
(43) 공개일자 2016년07월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) A61B 5/107 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/0866 (2013.01)
A61B 5/1075 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0003465
(22) 출원일자 2015년01월09일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
윤희철
서울특별시 강남구 봉은사로 474, B동 2001호 (삼성동, 쌍용 플레티넘)
이현택
서울특별시 서초구 청두곳2길 36, 302호 (방배동)
(74) 대리인
리엔목특허법인

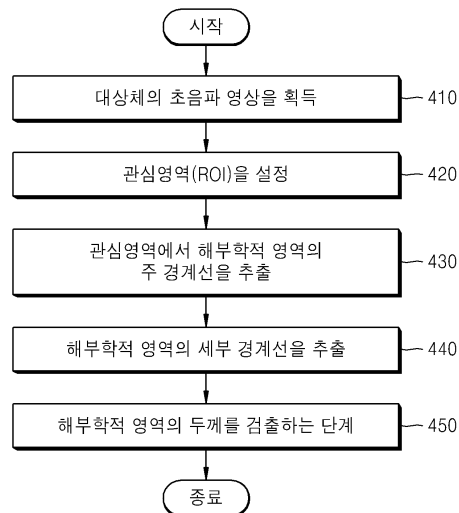
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 초음파 진단 방법 및 장치

(57) 요약

본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 측정 장치는 대상체의 초음파 영상을 획득하는 초음파 송수신부, 초음파 영상에서 관심영역(ROI)을 설정하고, 상기 관심영역에서 해부학적 영역의 주 경계선을 추출하고, 주 경계선을 기초로 세부 경계선을 추출하고, 세부 경계선을 기초로 해부학적 영역의 두께를 검출하는 제어부를 포함한다.

대표도 - 도4



(52) CPC특허분류

A61B 8/0858 (2013.01)

A61B 8/469 (2013.01)

(72) 발명자

정해경

경기도 성남시 분당구 판교로 393, 208동 1303호
(삼평동, 붓들마을이지더원아파트)

이재출

경기도 수원시 영통구 봉영로1744번길 11, 235동
602호 (영통동, 벽산.풍림아파트)

명세서

청구범위

청구항 1

초음파 측정 장치에 있어서,

대상체의 초음파 영상을 획득하는 초음파 송수신부;

상기 초음파 영상에서 관심영역(ROI)을 설정하고, 상기 관심영역에서 해부학적 영역의 주 경계선을 추출하고, 상기 주 경계선을 기초로 세부 경계선을 추출하고, 상기 세부 경계선을 기초로 상기 해부학적 영역의 두께를 검출하는 제어부

를 포함하는, 초음파 측정 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 초음파 영상에서 관심영역을 입력받는 입력부를 더 포함하고,

상기 제어부는 상기 관심영역의 세로방향을 상기 해부학적 영역의 두께방향과 수평이 되도록 조정하는, 초음파 측정 장치.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 제어부는

복수의 방향에 대하여 각각 인텐서티 프로젝션을 수행하여 각각의 인텐서티 그래프를 획득하고, 상기 인텐서티 그래프의 기울기가 가장 크게 나타나는 방향을 상기 수평방향으로 설정하고, 상기 수평방향으로 상기 관심영역을 회전하여 상기 관심영역을 상기 수평방향과 평행하도록 조정하는, 초음파 측정 장치.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 제어부는

상기 설정된 관심영역에서 인텐서티 프로젝션을 수행하고, 상기 인텐서티 프로젝션의 결과를 기초로, 경계선의 평균 위치를 추출하고, 상기 경계선의 평균 위치를 상기 주 경계선으로 추출하는, 초음파 측정 장치.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 제어부는

상기 관심영역에 대하여 에지 디텍션을 수행하고, 상기 관심영역에 대하여 상기 에지 디텍션을 기초로 GVF 필드를 생성하고, 상기 주 경계선 및 상기 GVF 필드를 기초로 액티브 컨투어 기법을 적용하여 상기 세부 경계선을 추출하는, 초음파 측정 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 해부학적 영역은 태아의 목덜미투명대(NT)를 포함하는, 초음파 측정 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 해부학적 영역은 IT (intracranial translucency)를 포함하는, 초음파 측정 장치.

청구항 8

초음파 측정 방법에 있어서,
 대상체의 초음파 영상을 획득하는 영상획득단계;
 상기 초음파 영상에서 관심영역(ROI)을 설정하는 단계;
 상기 관심영역에서 해부학적 영역의 주 경계선을 추출하는 단계;
 상기 주 경계선을 기초로 세부 경계선을 추출하는 단계;
 상기 세부 경계선을 기초로 상기 해부학적 영역의 두께를 검출하는 단계
 를 포함하는, 초음파 측정 방법

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 관심영역을 설정하는 단계는
 상기 초음파 영상에서 관심영역을 입력받는 단계;
 상기 관심영역의 세로방향을 상기 해부학적 영역의 두께방향과 수평이 되도록 조정하는 단계를 포함하는, 초음파 측정 방법.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 설정된 관심영역을 수평으로 조정하는 단계는
 복수의 방향에 대하여 각각 인텐서티 프로젝션을 수행하여 각각의 인텐서티 그래프를 획득하는 단계;
 상기 인텐서티 그래프의 기울기가 가장 크게 나타나는 방향을 상기 수평방향으로 설정하는 단계; 및
 상기 수평방향으로 상기 관심영역을 회전하여 상기 관심영역을 상기 수평방향과 평행하도록 조정하는 단계를 포함하는, 초음파 측정 방법.

청구항 11

제8항에 있어서, 상기 관심영역에서 주 경계선을 추출하는 단계는
 상기 설정된 관심영역에서 인텐서티 프로젝션을 수행하는 단계; 및
 상기 인텐서티 프로젝션의 결과를 기초로, 경계선의 평균 위치를 추출하고, 상기 경계선의 평균 위치를 상기 주 경계선으로 추출하는 단계를 포함하는 초음파 측정 방법.

청구항 12

제8항에 있어서, 상기 세부 경계선을 추출하는 단계는
 상기 관심영역에 대하여 에지 디텍션을 수행하는 단계;
 상기 관심영역에 대하여 상기 에지 디텍션을 기초로 GVF 필드를 생성하는 단계;
 상기 주 경계선 및 상기 GVF 필드를 기초로 액티브 컨투어 기법을 적용하여 상기 세부 경계선을 추출하는 단계를 포함하는, 초음파 측정 방법.

청구항 13

제8항에 있어서,
 상기 해부학적 영역은 태아의 목덜미투명대(NT)를 포함하는, 초음파 측정 방법.

청구항 14

제8항에 있어서,
 상기 해부학적 영역은 IT (intracranial translucency)를 포함하는, 초음파 측정 방법.

청구항 15

제8항 내지 제14항 중 어느 한 항의 방법을 기록한 컴퓨터 판독가능 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파 진단 방법 및 장치에 관한 것이며, 구체적으로 해부학적 영역의 두께를 자동으로 검출할 수 있는 초음파 진단 방법 및 장치에 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 안정성이 높고, 실시간으로 영상의 디스플레이가 가능하며, 방사능 피폭이 없어 안전하다는 장점이 있어서 다른 화상 진단 장치와 함께 널리 이용된다.

[0003] 초음파 진단 장치에 의한 초음파 영상을 이용하여 대상체의 해부학적 영역의 두께를 검출할 수 있다. 해부학적 영역의 두께를 검출함에 있어서, 사용자에 따라 측정결과가 달라지지 않도록 측정을 자동화하는 기술이 요구되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 본 발명의 실시예에 따른 초음파 진단 장치는, 해부학적 영역의 두께를 자동으로 측정할 수 있는 방법 및 장치의 제공을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0005] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 측정 장치는 대상체의 초음파 영상을 획득하는 초음파 송수신부, 상기 초음파 영상에서 관심영역(ROI)을 설정하고, 상기 관심영역에서 해부학적 영역의 주 경계선을 추출하고, 상기 주 경계선을 기초로 세부 경계선을 추출하고, 상기 세부 경계선을 기초로 상기 해부학적 영역의 두께를 검출하는 제어부를 포함한다.

[0006] 상기 초음파 측정 장치는 상기 초음파 영상에서 관심영역을 입력받는 입력부를 더 포함하고, 상기 제어부는 상기 관심영역을 수평으로 조정할 수 있다.

[0007] 상기 제어부는 복수의 방향에 대하여 각각 인텐서티 프로젝션을 수행하여 각각의 인텐서티 그래프를 획득하고, 상기 인텐서티 그래프의 기울기가 가장 크게 나타나는 방향을 상기 수평방향으로 설정하고, 상기 수평방향으로 상기 관심영역을 회전하여 상기 관심영역을 수평으로 조정할 수 있다.

[0008] 상기 제어부는 상기 설정된 관심영역에서 인텐서티 프로젝션을 수행하고, 상기 프로젝션의 결과를 기초로, 경계선의 평균 위치를 추출하고, 상기 경계선의 평균 위치를 상기 주 경계선으로 추출할 수 있다.

[0009] 상기 제어부는 상기 관심영역에 대하여 에지 디텍션을 수행하고, 상기 관심영역에 대하여 상기 에지 디텍션을 기초로 GVF 필드를 생성하고, 상기 주 경계선 및 상기 GVF 필드를 기초로 액티브 컨투어 기법을 적용하여 상기 세부 경계선을 추출할 수 있다.

[0010] 상기 해부학적 영역은 태아의 목덜미투명대(NT)를 포함할 수 있다.

[0011] 상기 해부학적 영역은 IT (intracranial translucency)를 포함할 수 있다.

[0012] 본 발명의 다른 실시예에 의한 초음파 측정 방법은 대상체의 초음파 영상을 획득하는 영상획득단계, 상기 초음파 영상에서 관심영역(ROI)을 설정하는 단계, 상기 관심영역에서 해부학적 영역의 주 경계선을 추출하는 단계, 상기 주 경계선을 기초로 세부 경계선을 추출하는 단계, 및 상기 세부 경계선을 기초로 상기 해부학적 영역의

두께를 검출하는 단계를 포함한다.

도면의 간단한 설명

- [0013] 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 태아의 목덜미두명대(NT)의 두께를 검출하는 것을 설명하고 초음파 영상에서의 태아의 NT를 도시하기 위한 도면이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치를 도시하는 블록도이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 방법을 나타내는 흐름도이다.
- 도 5는 초음파 영상에서 관심영역을 설정하는 실시예를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 관심영역에서 해부학적 영역의 주 경계선을 추출을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 해부학적 영역의 세부 경계선의 추출을 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0014] 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.
- [0015] 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, 명세서에 기재된 "...부", "...모듈" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되거나 하드웨어와 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.
- [0016] 명세서 전체에서 "초음파 영상"이란 초음파를 이용하여 획득된 대상체(object)에 대한 영상을 의미한다. 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 실효 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미할 수 있다.
- [0017] 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.
- [0018] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예 들을 상세히 설명한다.
- [0019] 도 1은 본 발명의 일 실시 예와 관련된 초음파 진단 장치(1000)의 구성을 도시한 블록도이다.
- [0020] 일 실시 예에 의한 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(1020), 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 통신부(1300), 메모리(1400), 입력 디바이스(1500), 및 제어부(1600)를 포함할 수 있으며, 상술한 여러 구성들은 버스(1700)를 통해 서로 연결될 수 있다.
- [0021] 초음파 진단 장치(1100)는 카트형뿐만 아니라 휴대형으로도 구현될 수 있다. 휴대형 초음파 진단 장치의 예로는 팩스 뷰어(PACS viewer), 스마트 폰(smart phone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0022] 프로브(1020)는, 초음파 송수신부(1100)로부터 인가된 구동 신호(driving signal)에 따라 대상체(1010)로 초음파 신호를 송출하고, 대상체(1010)로부터 반사된 에코 신호를 수신한다. 프로브(1020)는 복수의 트랜스듀서를 포함하며, 복수의 트랜스듀서는 전달되는 전기적 신호에 따라 진동하며 음향 에너지인 초음파를 발생시킨다. 또한, 프로브(1020)는 초음파 진단 장치(1000)의 본체와 유선 또는 무선으로 연결될 수 있으며, 초음파 진단 장치(1000)는 구현 형태에 따라 복수 개의 프로브(1020)를 구비할 수 있다.

- [0023] 송신부(1110)는 프로브(1020)에 구동 신호를 공급하며, 펄스 생성부(1112), 송신 지연부(1114), 및 펄서(1116)를 포함한다. 펄스 생성부(1112)는 소정의 펄스 반복 주파수(PRF, Pulse Repetition Frequency)에 따른 송신 초음파를 형성하기 위한 펄스(pulse)를 생성하며, 송신 지연부(1114)는 송신 지향성(transmission directionality)을 결정하기 위한 지연 시간(delay time)을 펄스에 적용한다. 지연 시간이 적용된 각각의 펄스는, 프로브(1020)에 포함된 복수의 압전 진동자(piezoelectric vibrators)에 각각 대응된다. 펄서(1116)는, 지연 시간이 적용된 각각의 펄스에 대응하는 타이밍(timing)으로, 프로브(1020)에 구동 신호(또는, 구동 펄스(driving pulse))를 인가한다.
- [0024] 수신부(1120)는 프로브(1020)로부터 수신되는 에코 신호를 처리하여 초음파 데이터를 생성하며, 증폭기(1122), ADC(아날로그 디지털 컨버터, Analog Digital converter)(1124), 수신 지연부(1126), 및 합산부(1128)를 포함할 수 있다. 증폭기(1122)는 에코 신호를 각 채널(channel)마다 증폭하며, ADC(1124)는 증폭된 에코 신호를 아날로그-디지털 변환한다. 수신 지연부(1126)는 수신 지향성(reception directionality)을 결정하기 위한 지연 시간을 디지털 변환된 에코 신호에 적용하고, 합산부(1128)는 수신 지연부(1126)에 의해 처리된 에코 신호를 합산함으로써 초음파 데이터를 생성한다. 한편, 수신부(1120)는 그 구현 형태에 따라 증폭기(1122)를 포함하지 않을 수도 있다. 즉, 프로브(1020)의 감도가 향상되거나 ADC(1124)의 처리 비트(bit) 수가 향상되는 경우, 증폭기(1122)는 생략될 수도 있다.
- [0025] 영상 처리부(1200)는 초음파 송수신부(1100)에서 생성된 초음파 데이터에 대한 주사 변환(scan conversion) 과정을 통해 초음파 영상을 생성하고 디스플레이한다. 한편, 초음파 영상은 A 모드(amplitude mode), B 모드(brightness mode) 및 M 모드(motion mode)에서 대상체를 스캔하여 획득된 그레이 스케일(gray scale)의 영상뿐만 아니라, 도플러 효과(doppler effect)를 이용하여 움직이는 대상체를 표현하는 도플러 영상을 포함할 수도 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.
- [0026] B 모드 처리부(1212)는, 초음파 데이터로부터 B 모드 성분을 추출하여 처리한다. 영상 생성부(1220)는, B 모드 처리부(1212)에 의해 추출된 B 모드 성분에 기초하여 신호의 강도가 휘도(brightness)로 표현되는 초음파 영상을 생성할 수 있다.
- [0027] 마찬가지로, 도플러 처리부(1214)는, 초음파 데이터로부터 도플러 성분을 추출하고, 영상 생성부(1220)는 추출된 도플러 성분에 기초하여 대상체의 움직임을 컬러 또는 파형으로 표현하는 도플러 영상을 생성할 수 있다.
- [0028] 일 실시 예에 의한 영상 생성부(1220)는, 볼륨 데이터에 대한 볼륨 렌더링 과정을 거쳐 3차원 초음파 영상을 생성할 수 있으며, 압력에 따른 대상체(1010)의 변형 정도를 영상화한 탄성 영상을 생성할 수도 있다. 나아가, 영상 생성부(1220)는 초음파 영상 상에 여러 가지 부가 정보를 텍스트, 그래픽으로 표현할 수도 있다. 한편, 생성된 초음파 영상은 메모리(1400)에 저장될 수 있다.
- [0029] 디스플레이부(1230)는 생성된 초음파 영상을 표시 출력한다. 디스플레이부(1230)는, 초음파 영상뿐만 아니라 초음파 진단 장치(1000)에서 처리되는 다양한 정보를 GUI(Graphic User Interface)를 통해 화면 상에 표시 출력할 수 있다. 한편, 초음파 진단 장치(1000)는 구현 형태에 따라 둘 이상의 디스플레이부(1230)를 포함할 수 있다.
- [0030] 통신부(1300)는, 유선 또는 무선으로 네트워크(1030)와 연결되어 외부 디바이스나 서버와 통신한다. 통신부(1300)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(1300)는 의료용 디지털 영상 및 통신(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 데이터 통신할 수 있다.
- [0031] 통신부(1300)는 네트워크(1030)를 통해 대상체(1010)의 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(1300)는 서버로부터 환자의 진단 이력이나 치료 일정 등에 관한 정보를 수신하여 대상체(1010)의 진단에 활용할 수도 있다. 나아가, 통신부(1300)는 병원 내의 서버나 의료 장치뿐만 아니라, 의사나 환자의 휴대용 단말과 데이터 통신을 수행할 수도 있다.
- [0032] 통신부(1300)는 유선 또는 무선으로 네트워크(1030)와 연결되어 서버(1032), 의료 장치(1034), 또는 휴대용 단말(1036)과 데이터를 주고 받을 수 있다. 통신부(1300)는 외부 디바이스와 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수 있으며, 예를 들어 근거리 통신 모듈(310), 유선 통신 모듈(1320), 및 이동 통신 모듈(1330)을 포함할 수 있다.

- [0033] 근거리 통신 모듈(1310)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.
- [0034] 유선 통신 모듈(1320)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.
- [0035] 이동 통신 모듈(1330)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.
- [0036] 메모리(1400)는 초음파 진단 장치(1000)에서 처리되는 여러 가지 정보를 저장한다. 예를 들어, 메모리(1400)는 입/출력되는 초음파 데이터, 초음파 영상 등 대상체의 진단에 관련된 의료 데이터를 저장할 수 있고, 초음파 진단 장치(1000) 내에서 수행되는 알고리즘이나 프로그램을 저장할 수도 있다.
- [0037] 메모리(1400)는 플래시 메모리, 하드디스크, EEPROM 등 여러 가지 종류의 저장매체로 구현될 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(1000)는 웹 상에서 메모리(1400)의 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지(web storage) 또는 클라우드 서버를 운영할 수도 있다.
- [0038] 입력 디바이스(1500)는, 사용자로부터 초음파 진단 장치(1000)를 제어하기 위한 데이터를 입력받는 수단을 의미한다. 입력 디바이스(1500)는 키 패드, 마우스, 터치 패널, 터치 스크린, 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 등 다양한 입력 수단을 더 포함할 수 있다.
- [0039] 제어부(1600)는 초음파 진단 장치(1000)의 동작을 전반적으로 제어한다. 즉, 제어부(1600)는 도 1에 도시된 프로브(1020), 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 통신부(1300), 메모리(1400), 및 입력 디바이스(1500) 간의 동작을 제어할 수 있다.
- [0040] 프로브(1020), 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 통신부(1300), 메모리(1400), 입력 디바이스(1500) 및 제어부(1600) 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(1100), 영상 처리부(1200), 및 통신부(1300) 중 적어도 일부는 제어부(1600)에 포함될 수 있으나, 이러한 구현 형태에 제한되지는 않는다.
- [0041] 도 2는 태아의 목덜미두명태(NT)를 설명하고 초음파 영상에서의 태아의 NT를 도시하기 위한 도면이다.
- [0042] 본 발명의 실시예에 따른 초음파 진단 장치는, 해부학적 영역의 두께를 자동으로 측정할 수 있다. 이러한 해부학적 영역은 예를 들어, 태아의 NT를 포함할 수 있다.
- [0043] 도 2의 (a)를 참조하면, 태아(200)의 영상에서 관심영역(ROI: region of interest)(210)에 위치하는 NT(215)가 도시된다.
- [0044] NT(215)는 태아 머리와 등 뒤쪽에 위치하는 영역으로서, 태아의 성장과 함께 없어지는데, 태아 다운증후군 조기 진단시 중요하게 활용되는 지표이다. NT(215)의 두께(221)가 두꺼우면 태아의 다운증후군의 가능성이 있으므로, NT(215)의 두께(221)를 정확히 측정하는 것은 태아 다운증후군 및 신경계 이상 조기 진단에 도움이 된다.
- [0045] NT(215)를 포함하는 영역(210)을 확대하면, 확대된 영역(220)에서 NT(215)의 두께(221)를 파악할 수 있다. NT의 두께(221)는 도시된 바와 같이 NT(215)에서 세로방향으로 가장 두꺼운 부분의 길이를 의미할 수 있다.
- [0046] NT(215)의 두께 측정을 위해, 의사가 태아 초음파 영상(250)에서 수동으로 관심영역(260)을 지정하고 측정을 할 수 있다. 관심영역(260)의 지정은 사용자가 스크린에서 관심영역(260)의 모서리에 해당하는 두 점을 입력하는 것에 의해 수행될 수 있다. 다만 관심영역(260)의 지정 방법은 사용자에게 의하여 입력되어야만 하는 것은 아니고, 장치적으로 자동으로 설정될 수도 있다.
- [0047] 도 2의 (b)를 참조하면, 태아(250)의 초음파 영상 및 태아(250)의 초음파 영상에서 NT를 포함하는 관심영역(260)에 대응하는 확대된 초음파 영상(270)이 도시된다. 확대된 초음파 영상(270)을 자세히 살펴보면, 초음파

영상의 특성상 경계를 명확하게 파악하기 어려울 수 있다.

- [0048] 따라서, 사용자에 따라 측정된 두께가 달라질 수 있다. 그러므로, NT의 두께(221) 측정의 자동화 기술이 요청되며, 특히 초음파 영상의 낮은 화질 및 태아의 다양한 자세에 강건한 자동 NT 측정 방법에 대한 업계의 수요가 있다.
- [0049] 이러한 NT 두께(221) 측정의 자동화는 임상의의 진단 편의성 및 진단 정확성을 증가시킬 수 있다.
- [0050] 한편, 해부학적 영역의 두께를 검출하는 것에 있어서, 해부학적 영역의 일 예로 NT(215)에 대하여 상술하였지만, 본 발명의 실시예가 NT(215)에 한정되는 것은 아니다. 예를 들어, NT(215)와 모양이 비슷한 IT(intracranial translucency)의 두께를 검출함에 있어서도, 본 발명의 실시예가 이용될 수 있다.
- [0051] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(300)를 도시하는 블록도이다. 초음파 진단 장치(300)는 도 1의 초음파 진단 장치(1000)에 동일하게 대응될 수 있다.
- [0052] 도 3을 참조하면, 초음파 진단 장치(300)는 초음파 송수신부(310) 및 제어부(320)를 포함한다. 초음파 송수신부(310)는 대상체의 초음파 영상을 획득한다. 초음파 영상은 2차원 또는 3차원 초음파 영상을 포함할 수 있다. 초음파 송수신부(310)는 도 1의 초음파 송수신부(1100)에 동일하게 대응될 수 있다.
- [0053] 제어부(320)는 획득된 초음파 영상에서 관심영역(ROI)을 설정하고, 관심영역에서 해부학적 영역의 주 경계선을 추출하고, 주 경계선을 기초로 세부 경계선을 추출하고, 세부 경계선을 기초로 해부학적 영역의 두께를 산출할 수 있다. 제어부(320)는 도 1의 제어부(1600)에 동일하게 대응될 수 있다.
- [0054] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 제어부(320)가 초음파 영상에서 관심영역을 설정하는 것은 초음파 영상에서 관심영역을 입력 받고 관심영역을 프로젝션을 이용하여 수평으로 조정하는 것을 포함할 수 있다.
- [0055] 예를 들어, 초음파 영상에서 관심영역은 사용자에 의하여 입력될 수 있다. 구체적으로, 사용자가 초음파 영상 화면에서 두 점을 지정하면, 두 점을 대각선으로 하는 직사각형의 관심영역이 설정될 수 있다. 초기 설정된 관심영역은 영상 강화, 수평 회전을 통하여 재설정될 수 있다.
- [0056] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 초음파 영상에서 관심영역의 설정은 자동으로 수행될 수도 있다. 예를 들어 제어부(320)는 측정이 요청되는 해부학적 영역을 초음파 영상에서 자동으로 인식하고, 인식된 해부학적 영역을 포함하는 관심영역을 자동으로 설정할 수 있다. 해부학적 영역을 자동으로 인식하는 것은 예를 들어, 기계 학습 방법을 이용하여 수행될 수 있다.
- [0057] 관심영역을 회전하는 것은 관심영역에 포함된 해부학적 영역을 수평하게 조정하기 위한 것일 수 있다. 예를 들어, 제어부(320)는 태아 초음파 영상에서 NT가 포함된 관심영역을 회전시켜, 관심영역의 세로방향이 NT의 두께와 수평이 되도록 조정할 수 있다. 관심영역을 회전하고, 수직성분을 측정하는 것에 의해 필요로 하는 해부학적 영역의 최대 두께가 정확하게 파악될 수 있다. 이와 관련하여 도 5를 참조하여 추가로 설명된다.
- [0058] 한편, 제어부(320)는 재설정된 관심영역에서 해부학적 영역의 주 경계선을 추출할 수 있다.
- [0059] 한편, 해부학적 영역은 의료계에서 지칭되는 해부학적 명칭에 대응되는 영역들을 포함할 수 있다. 예를 들어 해부학적 영역은 NT 및 IT 등을 포함할 수 있다.
- [0060] 해부학적 영역의 주 경계선을 추출한다는 의미는 해부학적 영역이 주변 영역들과 경계를 이루는 경계선을 추출한다는 의미일 수 있다. 본 명세서에서 주 경계선은 초기에 대략적으로 검출한 해부학적 영역의 경계선일 수 있다. 제어부(320)는 주 경계선을 추출하고 더 미세한 세부 경계선을 주 경계선에 기초하여 추출할 수 있다. 주 경계선 및 세부경계선의 추출과 관련하여 도 6 및 도 7을 참조하여 설명된다.
- [0061] 또한, 제어부(320)는 세부 경계선을 기초로 해부학적 영역의 두께를 검출할 수 있다.
- [0062] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 방법을 나타내는 흐름도이다.
- [0063] 도 4를 참조하면, 단계 410에서 초음파 진단 장치(300)는 대상체의 초음파 영상을 획득한다.
- [0064] 단계 420에서, 초음파 진단 장치(300)는 초음파 영상에서 관심영역(ROI)을 설정한다.
- [0065] 관심영역 설정은 관심영역에 대응하는 영상의 추출 및 영상 강화(예를 들어, 초음파 영상에서 노이즈를 제거하는 전처리 과정)를 포함할 수 있다.
- [0066] 또한, 관심영역을 설정하는 단계는 사용자로부터 관심영역을 입력받고, 관심영역을 수평방향으로 회전하는 단계

를 포함할 수 있다. 예를 들어, 대상체가 태아이고, 관심영역이 NT인 경우 재설정된 관심영역은 수평 방향으로 회전된 NT일 수 있다. 관심영역을 자동으로 회전함으로써, 초음파 진단 장치(300)는 다양한 태아의 위치 및 자세에 대해 강건하게 동작이 가능하다.

- [0067] 또한, 관심영역을 설정하는 단계는 관심영역에 대하여 노이즈 제거와 같은 이미지 강화의 영상처리를 수행하는 것을 포함할 수 있다.
- [0068] 한편, 본 발명의 다른 실시예에 따르면 관심영역의 초기 설정은 초음파 진단 장치(300)에 의해서도 자동으로 수행될 수 있다. 예를 들어 초음파 진단 장치(300)는 측정이 요청되는 해부학적 영역을 초음파 영상에서 자동으로 인식하고, 인식된 해부학적 영역을 포함하는 관심영역을 자동으로 설정할 수 있다. 해부학적 영역을 자동으로 인식하는 것은 예를 들어, 기계 학습 방법을 이용하여 수행될 수 있다.
- [0069] 단계 430에서, 초음파 진단 장치(300)는 관심영역에서 해부학적 영역의 주 경계선을 추출할 수 있다. 본 발명의 실시예에 따른 초음파 진단 장치(300)는 영상 프로젝션(projection)을 통해 평균적인 주 경계선을 우선 추출할 수 있는데, 초음파 영상의 단점인 노이즈나 누락 픽셀(drop-out pixel)에도 불구하고, 실제 NT의 경계에 가장 근접한 경계를 적은 오차로 파악할 수 있다는 장점이 있다.
- [0070] 단계 440에서, 초음파 진단 장치(300)는 주 경계선을 기초로 세부 경계선을 추출할 수 있다. 단계 430과 단계 440은 도 6 및 도 7을 참조하여 자세히 설명된다.
- [0071] 단계 450에서, 초음파 진단 장치(300)는 세부 경계선을 기초로 해부학적 영역의 두께를 산출할 수 있다. 세부 경계선은 해부학적 영역의 정확한 경계선에 대응하므로, 초음파 진단 장치(300)는 해부학적 영역의 두께를 세부 경계선에 기초하여 보다 정확하게 측정할 수 있다.
- [0072] 예를 들어, 초음파 진단 장치(300)는 NT의 세부 경계선을 추출할 수 있고, NT의 두 세부 경계선 사이의 수직 거리 중 가장 큰 거리를 측정하여, NT의 두께로서 측정할 수 있다. NT의 두께는 NT에서 수직방향으로 가장 두꺼운 부분의 두께일 수 있다.
- [0073] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(300)는 사용자 인터페이스(user interface)를 통하여 재설정된 관심영역 및 측정 결과를 다시 표시하여, 임상의 신뢰도를 향상시킬 수 있다.
- [0074] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 방법은 해부학적 영역에 대한 측정의 성능을 향상시킬 뿐만 아니라, 사용자에게 의해 측정 결과가 달라지지 않게 되므로 진단 신뢰성을 향상시킬 수 있다.
- [0075] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 방법은 비슷한 구조의 다른 임상 어플리케이션(application)에 활용 가능하다. 예를 들어, NT와 비슷한 구조를 가지는 IT(intracranial translucency)의 측정에 사용될 수 있다.
- [0076] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 방법은 2차원 초음파뿐만 아니라 3차원 초음파 영상에도 사용될 수 있다.
- [0077] 도 5는 관심영역을 설정하는 실시예를 설명하기 위한 도면이다.
- [0078] 도 5의 (a)는 초음파 영상에 설정된 관심영역을 도시하고, 도 5의 (b)는 회전에 의해 재설정된 관심영역을 도시한다.
- [0079] 도 5의 (a)를 참조하면, 태아의 초음파 영상에서 관심영역(510)이 직사각형 모양으로 설정되어 있다.
- [0080] 검은색으로 나타난 NT(511)는 관심영역(510) 내부에 있으나, 관심영역의 가로방향(512)에 대하여 시계방향으로 약 20도 정도 틀어져 있다. 즉, NT의 수평이 조정되지 않은 상태이다. 이런 상태에서 NT의 두께를 검출하는 경우 부정확한 값을 얻을 수 있기 때문에, 수평 조정이 요청된다.
- [0081] 설정된 관심영역을 수평으로 조정하는 것은 공지된 다양한 방법에 의하여 수행될 수 있다.
- [0082] 예를 들어, 초음파 진단 장치(300)는 복수의 방향에 대하여 각각 인텐서티 프로젝션(intensity projection)을 수행하여 각각의 인텐서티 그래프를 획득하고, 인텐서티 그래프의 기울기가 가장 크게 나타나는 방향을 수평방향으로 설정하고, 수평방향으로 관심영역을 회전할 수 있다.
- [0083] 여기에서 인텐서티는 픽셀의 값을 의미하고, 인텐서티 프로젝션은 특정한 방향으로 픽셀들의 값을 모두 더하는 것을 의미할 수 있다. 또한, 인텐서티 그래프는 특정한 방향에 대해 인텐서티 프로젝션을 수행한 결과를 나타낼

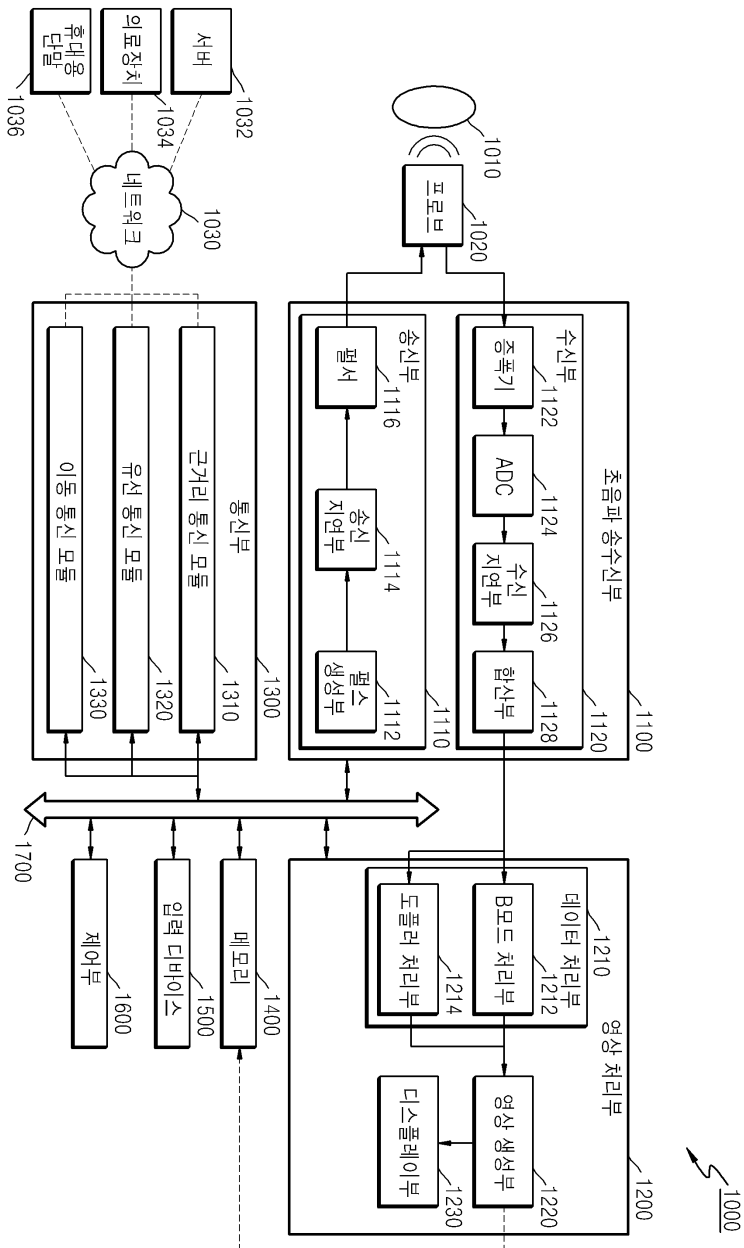
수 있다.

- [0084] 예를 들어, 초음파 진단 장치(300)가 초음파 영상의 관심영역에 대하여 0도에서 360도까지의 방향으로 각각 인텐서티 프로젝션을 수행하면, 각 방향들에 대한 인텐서티 그래프를 획득할 수 있다.
- [0085] 도 5에서, 관심영역의 가로방향(512)으로 인텐서티 프로젝션을 수행하면 NT(511)에 해당하는 검은 영역의 방향과 일치하지 않으므로, 인텐서티 그래프의 기울기가 급하지는 않을 것이다. 그러나, NT의 가로방향(513)으로 인텐서티 프로젝션을 수행하면, 도출되는 그래프의 기울기가 급하게 변할 것이다. 따라서, 초음파 진단 장치(300)는 관심영역의 중심을 기준으로 0도에서 360도까지의 방향으로 관심영역에 대하여 인텐서티 프로젝션을 수행하고, 도출된 그래프의 기울기가 가장 급한 방향을 찾는 방식으로 NT의 가로방향(513)을 검출할 수 있다. 나아가, 초음파 진단 장치(300)는 관심영역을 회전하여 관심영역의 가로방향(512)이 NT의 가로방향(513)과 수평이 되도록 조정할 수 있다.
- [0086] 또한, 본 발명의 다른 실시예에 의하면 초음파 진단 장치(300)는 아이젠 벡터(eigen vector)를 이용하여 NT의 가로방향(513)을 설정할 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(300)는 아이젠 벡터를 이용하는 경우 각 픽셀마다 구조물이 어떤 방향으로 이동하고 있는지 확인할 수 있고, 이 방향의 각도들을 보면, 0도부터 180도까지 각도의 분포를 알 수 있다. 이때, NT의 긴 방향에 대응하는 특정각도에서 매우 높은 값이 나올 수 있는데, 이 특정각도가 NT의 가로방향(513)과 수평이 되는 각도로 추정될 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(300)는 각 픽셀에서의 방향의 각도의 평균을 구하여 NT의 가로방향(513)을 검출할 수 있다.
- [0087] 또한, 본 발명의 다른 실시예에 의하면 초음파 진단 장치(300)는 그래디언트를 이용하여 NT의 가로방향(513)을 설정할 수 있다. 예를 들어, NT의 경계 부근에서 그래디언트들은 NT의 경계와 수직으로 표시되므로, 그래디언트들의 평균값이 NT의 수직방향이 될 수 있다. 나아가, NT의 수평방향은 NT의 수직방향에 기초하여 검출될 수 있다.
- [0088] 도 5의 (b)를 참조하면, 태아의 초음파 영상에서 회전을 거쳐 재설정된 관심영역(520)의 가로방향이 NT의 가로방향(521)과 일치하는 것을 확인할 수 있다.
- [0089] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따라 관심영역에서 해부학적 영역의 주 경계선을 추출하는 것을 설명하기 위한 도면이다.
- [0090] 도 6의 (a)는 재설정된 관심영역에서 관심영역의 가로방향을 따라 프로젝션을 수행한 결과를 나타내는 그래프이다.
- [0091] 도 6의 (b)는 프로젝션을 수행한 결과인 그래프에 기초하여 주 경계선을 추출하여, 관심영역의 초음파 영상(620) 위에 두 개의 하얀 선(621, 622)으로 표시한 영상이다.
- [0092] 초음파 진단 장치(300)는 관심영역에서 주 경계선을 추출할 수 있다. 예를 들어 초음파 진단 장치(300)는 재설정된 관심영역에서 프로젝션을 수행하고, 프로젝션의 결과를 기초로, 경계선의 평균 위치를 추출하고, 경계선의 평균 위치를 주 경계선으로 추출할 수 있다.
- [0093] 구체적으로, 초음파 진단 장치(300)는 관심영역을 재설정하는 과정에서 NT의 수평 방향으로 관심영역을 회전하였으므로, 재설정된 관심영역의 가로 방향으로 프로젝션을 수행하면 도 6의 프로젝션 그래프(610)가 도출된다.
- [0094] 프로젝션 그래프(610)에서 값이 가장 큰 두 지점(611, 612)을 기초로 관심영역의 초음파 영상(620)에서 주 경계선이 검출될 수 있다. 검출된 주 경계선은 관심영역의 초음파 영상(620)에서 두 개의 하얀 선(621, 622)으로 표시되었다. 영상에서 경계를 검출하는 방법은 여러 가지가 있을 수 있지만, 본 발명의 실시예에 따른 주 경계선은 NT에 가장 근접한 경계를 나타낸다는 점에서 의미가 있을 수 있다.
- [0095] 다만, 도 6의 (b)에 도시된 바와 같이 하얀 선(621, 622)으로 표시된 주 경계선은 직선으로 러프하게 도시되어 NT의 경계선의 평균적인 위치를 나타낼 뿐, NT의 미세한 경계에 대응되는 것은 아니므로, 세부 경계선을 추출할 필요가 있다. 이와 관련하여 도 7에서 설명된다.
- [0096] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 해부학적 영역의 세부 경계선의 추출을 설명하기 위한 도면이다.
- [0097] 도 7을 참조하면, 태아 초음파 영상의 재설정된 관심영역에 대한 GVF (Gradient Vector Flow) 필드(710) 및 초음파 영상의 관심영역(720)에 포함된 NT의 세부 경계선(722)이 도시된다. GVF 필드는 영상에서 밝기의 차인 그래디언트를 이용하여 생성되는 맵(map)을 의미하며, 관심영역(720) 안에 도시된 수많은 화살표는 경계의 수직방향을 향한 벡터 플로우를 나타낼 수 있다.

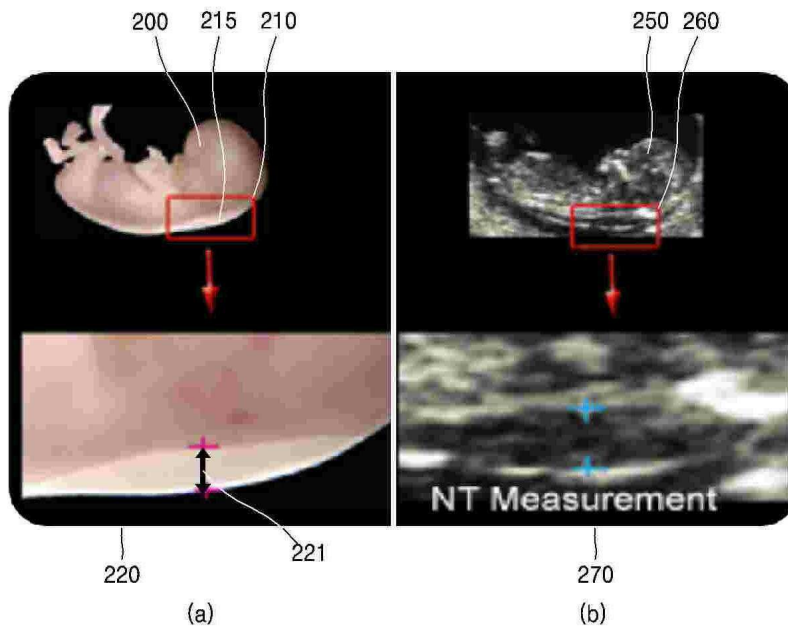
- [0098] 세부 경계선의 추출은 관심영역에 대하여 에지 디텍션을 수행하고, 관심영역에 대하여 에지 디텍션을 기초로 GVF 필드를 생성하고, 주 경계선 및 GVF 필드를 기초로 액티브 컨투어 기법을 적용하는 것에 의해 수행될 수 있다.
- [0099] 에지 디텍션(edge detection)은 영상 상의 픽셀의 라인을 따라 경계를 찾아내는 방법이다. 예를 들어, 영상 상의 픽셀들의 명암이 비연속인 것을 찾아내어 이 경계를 알아내는 방식이다. 예를 들어, 픽셀 밝기의 불연속점을 검출할 수 있다. 에지 디텍션은 예를 들어, 캐니 에지 디텍션을 포함할 수 있다.
- [0100] 한편, 에지는 노이즈의 영향을 크게 받으므로, 에지 디텍션 전에 필터링을 수행하여 노이즈를 제거하는 것이 필요할 수 있다. 이러한 노이즈의 제거는 관심영역을 설정하는 과정에서 함께 수행될 수 있다.
- [0101] 초음파 진단 장치(300)는 에지 디텍션을 이용하여 관심영역에서 NT의 경계를 포함한 모든 경계들을 검출할 수 있다. 다만, NT의 경계 외에도 다른 경계들이 함께 검출되므로, 주 경계선은 도 6에서 설명된 바와 같이 검출되는 것이 바람직하고, 에지 디텍션의 결과는 GVF (Gradient Vector Flow) 필드를 생성하기 위해 이용될 수 있다.
- [0102] 한편, 액티브 컨투어(active contour) 모델은 커브를 따라 에너지 함수를 최소화하는 방향으로 커브를 진화시키는데, 주어진 영상에서 물체의 윤곽선을 검출하는데 널리 이용되고 있다. 액티브 컨투어 모델은 에너지 함수를 이용하여, 에너지의 감소 과정을 반복 수행함으로써 영상 내에서 찾고자 하는 영역의 윤곽선을 검출한다. 액티브 컨투어 모델은 시작선을 필요로 하는데, 본 발명의 실시예에 따르면 시작선을 주 경계선으로서 입력할 수 있다.
- [0103] 본 발명의 실시예에 따른 초음파 진단 장치(300)는 액티브 컨투어의 초기 입력으로서 주 경계선과 GVF 필드를 이용하여 세부 경계선(722)을 추출할 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(300)가 주 경계선을 시작선으로 GVF 필드를 이용하여 액티브 컨투어 모델을 적용하면, 반복적으로 경계선을 실제 NT의 경계에 가깝게 개선하여, 실제 NT의 경계에 가장 가깝게 설정된 세부 경계선(722)이 추출될 수 있다.
- [0104] 여기서, 액티브 컨투어 모델과 관련한 자세한 사항은 M Kass 등의 "Snakes: Active contour models", IJCV, 1988. 및 V Caselles 등의 "Geodesic Active Contours", IJCV, 1997. 및 T.F.Chan 등의 "Active contours without edges", Image processing, IEEE Transaction on, 2001에 개시되어 있다.
- [0105] 초음파 진단 장치(300)는 검출된 세부 경계선(722)에 기초하여, 세부 경계선(722) 사이의 길이에 해당하는 NT의 두께(721)를 보다 정확하게 검출할 수 있다.
- [0106] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(300)는 주 경계선 및 세부 경계선의 자동 검출을 통하여, 초음파 영상의 낮은 화질 및 태아의 다양한 자세에도 불구하고 정확한 측정을 수행할 수 있다. 또한, 사용자의 변경에 영향을 적게 받으므로 진단 안전성을 증가시키고, 나아가 진단 편의성을 증가시킬 수 있다.
- [0107] 본원 발명의 실시 예들과 관련된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상기 기재의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로, 개시된 방법들은 한정적인 관점이 아닌 설명적 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 발명의 상세한 설명이 아닌 특허청구 범위에 나타나며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

도면

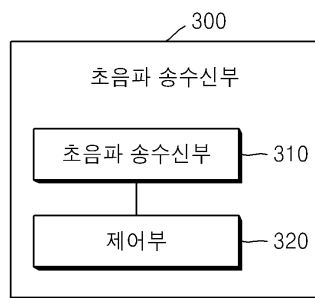
도면1



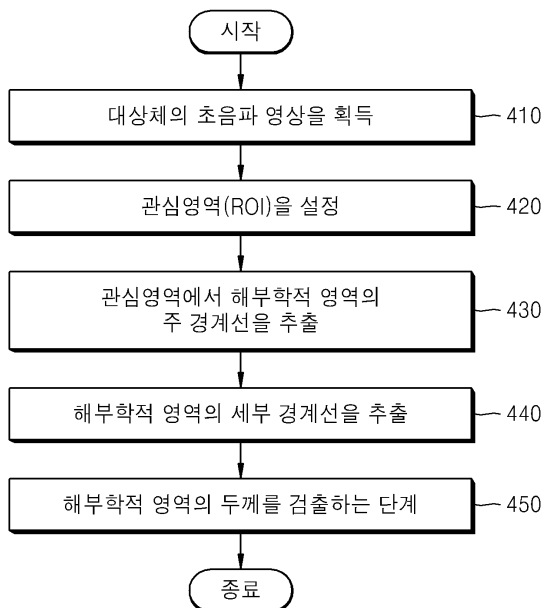
도면2



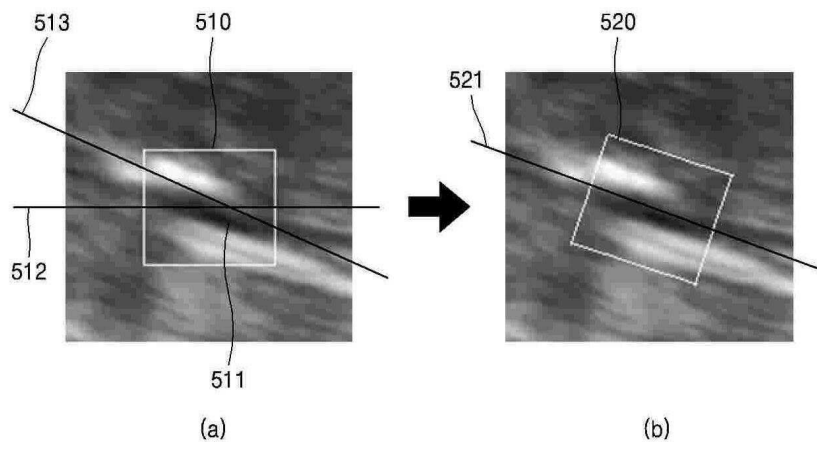
도면3



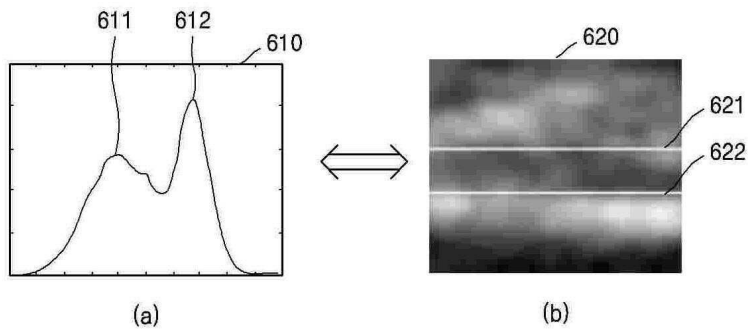
도면4



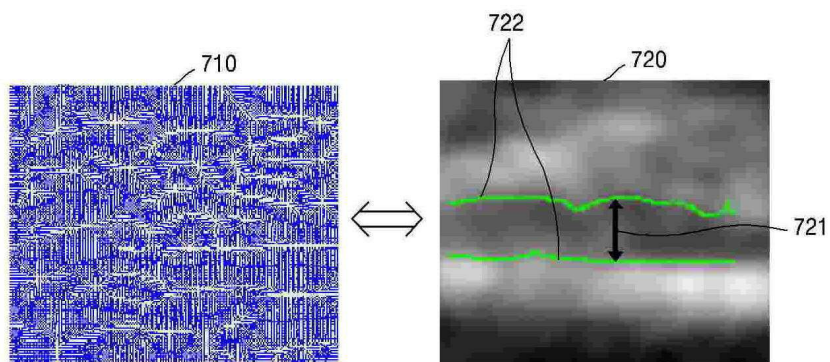
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	标题：超声波诊断方法和设备		
公开(公告)号	KR1020160086126A	公开(公告)日	2016-07-19
申请号	KR1020150003465	申请日	2015-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	YOON HEE CHUL 윤희철 LEE HYUN TAEK 이현택 JUNG HAE KYUNG 정해경 LEE JAE CHOOOL 이재출		
发明人	윤희철 이현택 정해경 이재출		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B5/107		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/469 A61B8/0858 A61B5/1075		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的实施例的超声测量装置包括：超声发送/接收单元，用于获取目标对象的超声图像；ROI设置单元，用于在超声图像中设置ROI，提取ROI中的解剖区域的主边界线，并且控制单元用于基于边界线提取详细的边界线并基于详细的边界线检测解剖区域的厚度。 Lee Jaejoong

