



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0053685
(43) 공개일자 2017년05월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
A61B 8/14 (2006.01) G06T 7/12 (2017.01)
G06T 7/13 (2017.01) G06T 7/181 (2017.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/0866 (2013.01)
A61B 8/14 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-7009406
(22) 출원일자(국제) 2015년08월31일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2017년04월06일
(86) 국제출원번호 PCT/US2015/047673
(87) 국제공개번호 WO 2016/040024
국제공개일자 2016년03월17일
(30) 우선권주장
14/484,503 2014년09월12일 미국(US)

(71) 출원인
제네럴 일렉트릭 컴퍼니
미국, 뉴욕 12345, 쉐넬타디, 원 리버 로드
(72) 발명자
파트루노 프란체스카
프랑스 78140 벨리지 세텍스 애버뉴 유럽 24
체링거 사이먼
오스트리아 에이-4871 지프 티펜바흐 16
(74) 대리인
김태홍, 김진희

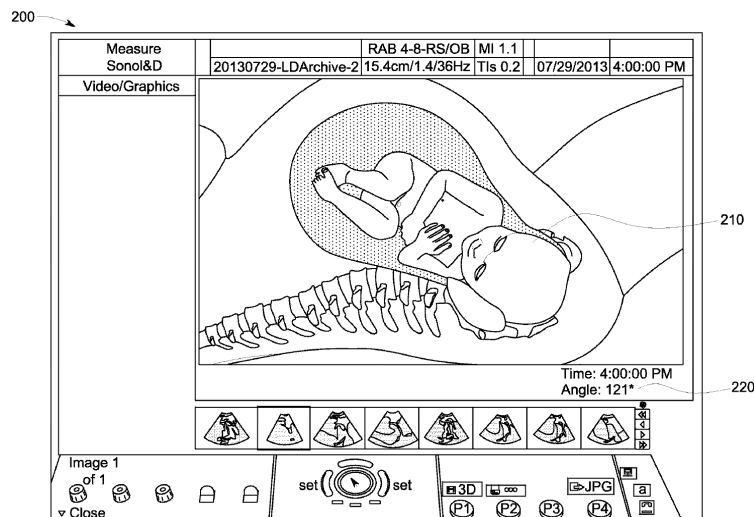
전체 청구항 수 : 총 21 항

(54) 발명의 명칭 초음파 측정치 및 그래픽 모델을 산출하여 표시함에 의한 태아 영상화 방법 및 시스템

(57) 요약

태아 영상화를 제공하는 시스템 및 방법을 포함한다. 상기 방법은 초음파 시스템에 의해, 관심 부위에 대한 초음파 데이터를 취득하는 단계와, 취득된 초음파 데이터에 기초하여, 초음파 시스템의 프로세서에 의해, 태아 측정치(220)를 산출하는 단계를 포함한다. 측정치는 진행 각도(AOP) 측정치 등의 분만 진행 측정치, 또는 태아 머리-회음부 거리 측정치일 수 있다. 상기 방법은, 태아 측정치와 취득된 초음파 데이터 중 하나 이상에 기초하여, 프로세서에 의해, 그래픽 모델(210)을 작성하는 단계를 더 포함한다. 예컨대, 태아와 자궁 등의 구조의 표준 또는 일반 모델이 액세스될 수 있다. 상기 방법은 또한 산출된 태아 측정치와 작성된 그래픽 모델을 디스플레이 시스템에 표시하는 단계를 포함한다.

대표도



(52) CPC특허분류

A61B 8/463 (2013.01)
A61B 8/5207 (2013.01)
A61B 8/5223 (2013.01)
G06T 7/12 (2017.01)
G06T 7/13 (2017.01)
G06T 7/181 (2017.01)
G06T 2207/10132 (2013.01)
G06T 2207/20016 (2013.01)
G06T 2207/30008 (2013.01)

(72) 발명자

핀토플 클라우스

오스트리아 에이-4871 지프 티펜바흐 15

두다 주니어 월터

오스트리아 에이-4871 지프 티펜바흐 15

룸피 칼-헤인즈

오스트리아 에이 4880 세인트 게오르겐 로헨 42

반 데르 빈 루시엔

오스트리에 에이-1120 비엔나 테크놀로지스트라쎄
10

명세서

청구범위

청구항 1

태아 영상화(fetal visualization) 방법에 있어서,

초음파 시스템에 의해, 관심 부위(region of interest)에 대한 초음파 데이터를 취득하는 단계와,

취득된 초음파 데이터에 기초하여, 상기 초음파 시스템의 프로세서에 의해, 태아 측정치(fetal measurement)를 산출하는 단계와,

상기 태아 측정치와 상기 취득된 초음파 데이터 중 적어도 하나에 기초하여, 상기 프로세서에 의해, 그래픽 모델(graphical model)을 작성하는 단계와,

산출된 태아 측정치와 작성된 그래픽 모델을 디스플레이 시스템에 표시하는 단계

를 포함하는 태아 영상화 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 초음파 데이터는 회음부 초음파 촬영(transperineal ultrasound imaging)에 의해 취득되는 것인 태아 영상화 방법.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 그래픽 모델은 3차원 그래픽 모델인 것인 태아 영상화 방법.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 태아 측정치는 분만 진행 측정치인 것인 태아 영상화 방법.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 분만 진행 측정치는 진행 각도 측정치인 것인 태아 영상화 방법.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 취득된 초음파 데이터에 콘트라스트 증강을 적용하여 콘트라스트 증강 이미지를 생성하는 단계와,

상기 콘트라스트 증강 이미지에서 치골지(pubic ramus)와 태아 두개골에 대응하는 이미지 픽셀의 이진 표현(binary representation)을 작성하는 단계

를 포함하고, 상기 이진 표현을 작성하는 단계는,

상기 콘트라스트 증강 이미지에 곡률 마스크를 적용하여 곡률 마스크 출력 이미지를 생성하는 단계와,

상기 콘트라스트 증강 이미지에 혈관 마스크(vesselness mask)를 적용하여 혈관 마스크 출력 이미지를 생성하는 단계와,

상기 곡률 마스크 출력 이미지와 상기 혈관 마스크 출력 이미지를 조합하는 단계를 포함하는 것인 태아 영상화 방법.

청구항 7

제5항에 있어서, 상기 취득된 초음파 데이터에서 치골지와 태아 두개골 윤곽선을 자동으로 선택하는 단계를 포함하는 태아 영상화 방법.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 치골지의 하위 정점으로부터 연장되는 선이 상기 태아 두개골 윤곽선과 접선 방향으로 (tangentially) 교차하는 접점을 검출하는 단계를 포함하는 태아 영상화 방법.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 진행 각도 측정치는 상기 치골지를 따라 그려진 선과 상기 치골지의 하위 정점으로부터 상기 접점까지 연장되는 선 사이의 각도로서 산출되는 것인 태아 영상화 방법.

청구항 10

태아 영상화 시스템에 있어서,

초음파 디바이스를 포함하고,

상기 초음파 디바이스는,

관심 부위에 대한 초음파 데이터를 취득하도록 구성되는 프로브와,

취득된 초음파 데이터에 기초하여 태아 측정치를 산출하고, 상기 태아 측정치와 상기 취득된 초음파 데이터 중 적어도 하나에 기초하여, 그래픽 모델을 작성하도록 구성되는 프로세서와,

산출된 태아 측정치와 작성된 그래픽 모델을 표시하도록 구성된 디스플레이 시스템

을 포함하는 태아 영상화 시스템.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 태아 측정치는 분만 진행 측정치인 것인 태아 영상화 시스템.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 분만 진행 측정치는 진행 각도 측정치인 것인 태아 영상화 시스템.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 취득된 초음파 데이터에서 치골지와 태아 두개골 윤곽선을 자동으로 선택하도록 구성되는 것인 태아 영상화 시스템.

청구항 14

제13항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 치골지의 하위 정점으로부터 연장되는 선이 상기 태아 두개골 윤곽선과 접선 방향으로 교차하는 접점을 검출하도록 구성되는 것인 태아 영상화 시스템.

청구항 15

제14항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 진행 각도 측정치를, 상기 치골지를 따라 그려진 선과 상기 치골지의 하위 정점으로부터 상기 접점까지 연장되는 선 사이의 각도로서 산출하도록 구성되는 것인 태아 영상화 시스템.

청구항 16

적어도 하나의 코드부(code section)를 가진 컴퓨터 프로그램이 저장되어 있는 비일시적인 컴퓨터 판독 가능한 매체에 있어서, 상기 적어도 하나의 코드부는 머신에 의해 실행 가능하며, 상기 머신으로 하여금,

취득된 초음파 데이터에 기초하여 태아 측정치를 산출하는 단계와,

상기 태아 측정치와 상기 취득된 초음파 데이터 중 적어도 하나에 기초하여, 그래픽 모델을 작성하는 단계와,

산출된 태아 측정치와 작성된 그래픽 모델을 표시하는 단계

를 포함하는 단계들을 수행하게 하는 것인 비일시적인 컴퓨터 판독 가능한 매체.

청구항 17

제16항에 있어서, 상기 태아 측정치는 분만 진행 측정치인 것인 비일시적인 컴퓨터 판독 가능한 매체.

청구항 18

제17항에 있어서, 상기 분만 진행 측정치는 진행 각도 측정치인 것인 비밀시적인 컴퓨터 판독 가능한 매체.

청구항 19

제18항에 있어서, 상기 취득된 초음파 데이터에서 치골지와 태아 두개골 윤곽선을 자동으로 선택하는 단계를 포함하는 것인 비밀시적인 컴퓨터 판독 가능한 매체.

청구항 20

제19항에 있어서, 상기 치골지의 하위 정점으로부터 연장되는 선이 상기 태아 두개골 윤곽선과 접선 방향으로 교차하는 접점을 검출하는 단계를 포함하는 것인 비밀시적인 컴퓨터 판독 가능한 매체.

청구항 21

제20항에 있어서, 상기 진행 각도 측정치는 상기 치골지를 따라 그려진 선과 상기 치골지의 하위 정점으로부터 상기 접점까지 연장되는 선 사이의 각도로서 산출되는 것인 비밀시적인 컴퓨터 판독 가능한 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] <관련 출원과의 교차 참조/참조에 의한 통합>

[0002] 본 출원은 2014년 9월 12에 출원한 미국 출원 14/484,503에 대해 우선권을 주장하며, 이 우선권 출원의 전체 개시내용은 참조에 의해 본 명세서에 통합된다.

[0003] <발명의 분야>

[0004] 본 발명의 소정의 실시형태들은 초음파 활상(ultrasound imaging)에 관한 것이다. 더 구체적으로, 본 발명의 소정의 실시형태들은 그래픽 모델 및 초음파 측정에 기초한, 분만 진행 등의 태아 영상화(fetal visualization)를 위한 방법 및 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0005] 초음파 활상은 신체 내의 기관(organ) 및 연조직(soft tissue)을 활상하는 의료 영상 기술이다. 초음파 활상은 2차원(2D) 이미지 및/또는 3차원(3D) 이미지를 생성하기 위해 실시간, 비침투성 고주파 음파를 사용한다.

[0006] 초음파 활상은 자궁 경관의 팽창, 태아 프레젠테이션, 위치, 및 하강(descent)을 검사함으로써 분만 진행 및/또는 기타 태아 측정치를 평가하는데 도움이 될 수 있다. 자연 분만 2기는 자궁 경부가 완전히 팽창된 후에, 초산모(nulliparous women)의 경우 3시간 또는 복산모(multiparous women)의 경우 2시간 안에 태아를 분만하지 못하는 일종의 난산(dystocia)이다. 자연 분만 2기를 겪는 산모는 보통, 기구를 이용한 분만(산과검자 또는 흡반을 이용) 또는 제왕 절개 또는 기구를 이용한 분만 실패에 이은 제왕 절개를 수반한 중재(intervention)가 필요하다.

[0007] 최근에는 제왕 절개의 비율이 크게 증가하고 있다. 진척 실패 및 태아 곤란증(fetal distress)이 수술 분만 또는 제왕 절개를 시행하는 가장 흔한 두 가지 지표이다. 제왕 절개는 방광 외상 및 혈종과 같은 모성 질환의 위험과 관련되므로 불필요한 제왕 절개는 피하는 것이 가장 좋다.

[0008] 현재, 경질 활상(transvaginal imaging)을 이용한 태아 하강의 디지털 검사는 태아의 머리 위치(head fetal head station)를 평가하는 데 있어서 '최적 표준(gold standard)'으로 간주되지만, 이 방법은 주관적이고, 관찰자간 편차(interobserver variability)가 높아서 부정확하다. 최근의 연구에서는, 회음부(transperineal) 초음파 활상이 산도 내의 태아 머리 하강 정도를 객관적으로 정량화할 수 있음을 보여주고 있다. 분만 진행을 평가하기 위해 태아 머리와 회음부 사이의 거리(head-perineum distance)와 '진행 각도(AOP; angle of progression)' 측정치를 포함한 다수의 측정치가 제안되고 있다. AOP와 관련하여, 분만 2기에서 AOP가 클수록 성공적인 보조 또는 자연 분만의 확률이 높아짐을 나타내고 있다. 직접 후두위(direct occipitoanterior position)에 있는 태아를 대상으로 한 연구에 따르면 AOP는 자연(spontaneous vaginal) 분만 또는 도구를 이용한 분만 또는 제왕 절개를 선택하는 결정과 높은 상관관계를 갖는다. AOP가 분만 진행을 평가하는 데에 적합하

고 객관적인 틀이 될 수 있음을 시사하는 증거가 늘어나고 있다.

[0009] 분만실의 임상 워크플로우의 견고성(robustness)과 정확성을 향상시키기 위해 이전에는 위치 추적 기술과 진보된 초음파 촬상을 조합하여 태아의 머리 위치를 객관적으로 결정하려고 노력하였다. 예를 들어, TRIG MEDICAL에서 개발한 LABORPRO는 수동으로 골반에 포인트를 표시하거나 위치 센서를 사용하여 모체 골반 맵을 작성한다. 그런 다음에, 알려진 태아 머리 표식을 초음파 이미지에 표시한다. 두 개의 표시로 LABORPRO는 골반 뼈에 대한 태아 머리의 공간적 위치를 결정할 수 있다. 그러나 LABORPRO의 시스템은 완전히 자동으로 작동하지 않으며 수동적인 상호작용을 필요로 한다. 기존의 시스템들은 또한 비의료인이 이해하기에 적합한 방식으로 분만 진행이나 다른 태아 측정 정보를 표시하지 않는다.

[0010] 종래 및 전통적 어프로치의 다른 한계 및 단점은, 도면을 참조하여 본 출원의 나머지 부분에서 설명하는 본 발명의 일부 양상과의 그러한 시스템의 비교를 통해 당업자에게 명백해질 것이다.

발명의 내용

[0011] 청구범위에서 보다 완전하게 나타내겠지만, 도면들 중 적어도 하나와 관련하여 실질적으로 도시 및/또는 설명하는 바와 같이, 초음파 측정치 및 그래픽 모델을 산출 및 표시하는 것에 의한 태아 영상화 시스템 및/또는 방법이 제공된다.

[0012] 본 발명의 이러한 장점 및 다른 장점, 양태 및 신규한 특징뿐만 아니라 예시하는 실시형태의 세부내용은 이하의 설명과 도면으로부터 더욱 완전히 이해될 것이다.

도면의 간단한 설명

[0013] 도 1은 본 발명의 일 실시형태에 따라, 그래픽 모델 및 측정치에 기초하여 태아 영상화를 제공하도록 동작 가능한 예시적인 초음파 시스템의 블록도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시형태에 따른 그래픽 모델 및 초음파 측정치의 예시적인 디스플레이를 나타낸다.

도 3은 본 발명의 일 실시형태에 따라, 그래픽 모델 및 측정치에 기초하여 태아 영상화를 제공하는데 이용될 수 있는 예시적인 단계들을 나타내는 흐름도이다.

도 4는 본 발명의 일 실시형태에 따라, 진행 각도 측정을 수행하는데 이용될 수 있는 예시적인 단계들을 나타내는 흐름도이다.

도 5는 본 발명의 일 실시형태에 따른 예시적인 진행 각도 측정치를 나타내는 이미지이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0014] 본 발명의 소정의 실시형태들은 초음파 측정치 및 그래픽 모델을 산출하여 표시함으로써 태아 영상화를 제공하는 방법 및 시스템에서 발견될 수 있다.

[0015] 다양한 실시형태는 태아 영상화를 제공하는 시스템(100) 및 방법(300)을 포함한다. 방법(300)은 초음파 시스템(100)에 의해, 관심 부위(region of interest)에 대한 초음파 데이터를 취득하는 단계(302)를 포함할 수 있다. 방법(300)은 취득된 초음파 데이터에 기초하여, 초음파 시스템(100)의 프로세서(132, 140)에 의해, 태아 측정치를 산출하는 단계(304)를 포함할 수 있다. 방법(300)은 취득된 초음파 데이터에 기초하여, 프로세서(132, 150)에 의해, 그래픽 모델을 작성하는 단계(306)를 포함할 수 있다. 방법(300)은 산출된 태아 측정치(220)와 작성된 그래픽 모델(200)을 디스플레이 시스템(134)에 표시하는 단계(308)를 포함할 수 있다.

[0016] 전술한 개요와 함께, 이어지는 소정의 실시형태들의 상세한 설명은 첨부 도면을 참조함으로써 더욱 잘 이해될 것이다. 도면이 다양한 실시형태의 기능 블록도를 예시하는 범위에서, 이 기능 블록이 하드웨어 회로 사이의 분할을 나타낼 필요는 없다. 이에, 예를 들어, 기능 블록 중 하나 이상(예, 프로세서 또는 메모리)은 단일 하드웨어(예, 범용 신호 프로세서 또는 랜덤 액세스 메모리의 블록, 하드 디스크 등) 또는 복수의 하드웨어로 구현될 수 있다. 마찬가지로, 프로그램은 스탠드 얼론 프로그램일 수도, 운영체제 내의 서브루틴으로서 통합될 수도, 설치된 소프트웨어 패키지 내의 기능일 수도, 기타 등등일 수 있다. 다양한 실시형태들은 도면에 도시하는 구성 및 도구에 한정되어서는 안된다고 생각한다. 또한, 실시형태들이 조합될 수도 있고, 또는 다른 실시형태들이 이용될 수 있는 것과, 구조적, 논리적 및 전기적 변화가 본 발명의 다양한 실시형태들의 범위를 벗어나지 않고 이루어질 수 있는 것을 이해해야 한다. 따라서, 이하의 상세한 설명은 제한적인 의미로 해석되어서는 안 되며, 본

발명의 범위는 첨부하는 청구범위 및 그 균등물에 의해 한정된다.

- [0017] 본 명세서에 사용되는 것으로서, 독자적으로 또는 "하나의(a, an)"란 단어에 이어서 언급되는 요소 또는 단계는 복수의 상기 요소 또는 단계를 배제하지 않는 것으로서 이해되어야 한다—단, 그러한 배제에 대해 명시적으로 설명하는 경우는 제외. 또, "일 실시형태", "하나의 실시형태", "대표적인 일 실시형태", "예시적인 실시형태", "다양한 실시형태들", "소정의 실시형태들" 등은 언급되는 특징을 또한 포함하는 추가 실시형태들의 존재를 배제하는 것으로서 해석되는 것이 의도되지 않는다. 더욱이, 명시적으로 반대 상황을 설명하지 않는다면, 요소, 또는 특정 특성을 갖는 복수의 요소를 "포함(comprising, including)"하거나 "구비(having)"하는 실시형태들은 그 특성이 없는 추가 요소들을 포함할 수 있다.
- [0018] 또한, 본 명세서에서 사용되는 "픽셀(pixel)"이라는 어구는 데이터가 "복셀(voxel)"로 표현되는 경우의 본 발명의 실시형태를 포함한다. 이에, 용어 "픽셀"과 "복셀"은 본 명세서 전체에서 상호 교환 가능하게 사용될 수 있다.
- [0019] 또한, 본 명세서에서 사용되는 "이미지"라는 용어는 볼 수 있는 이미지와 볼 수 있는 이미지를 표현하는 데이터 둘 다를 넓게 지칭한다. 그러나, 다수의 실시형태에서는 적어도 하나의 볼 수 있는 이미지를 생성한다(또는 생성하도록 구성된다). 또, 본 명세서에서 사용되는 "이미지"라는 어구는 B 모드, CF 모드 및/또는 TVI, Angio, B-flow, BMI, BMI_Angio와 같은 CF의 서브모드 등의 초음파 모드를 지칭하며, 또 경우에 따라서는 "이미지" 및/또는 "플레인(plane)"이 단일 빔 또는 다중 빔을 포함하는 경우에는 MM, CM, PW, TVD, CW를 지칭하는데 사용된다.
- [0020] 또한, 본 명세서에서 사용되는 프로세서 또는 프로세싱 유닛이라는 용어는 본 발명에 필요한 필수적인 계산을 수행할 수 있는, 싱글 또는 멀티코어: CPU, 그래픽 보드(Graphics Board), DSP, FPGA, ASIC, 또는 이들의 조합 등의 임의 타입의 프로세싱 유닛을 지칭한다.
- [0021] 이미지를 생성하거나 형성하는, 본 명세서에서 설명하는 다양한 실시형태는, 일부 실시형태의 경우 빔성형을 포함하고, 다른 실시형태의 경우에는 빔성형을 포함하지 않는, 이미지 형성 프로세싱을 포함할 수 있음을 알아야 한다. 예를 들어, 이미지는 복조된 데이터의 행렬에, 생성물이 이미지가 되게 하는 계수의 행렬을 곱하는 것과 같은 빔성형 없이 형성될 수도 있는데, 이 프로세서에서는 어떤 "빔"도 형성하지 않는다. 또, 이미지 형성은 복수의 송신측 이벤트(예컨대, 합성 개구 기술)로부터 유래할 수 있는 채널 조합을 이용하여 행해질 수 있다.
- [0022] 다양한 실시형태에 있어서, 이미지를 형성하기 위한 초음파 프로세싱은 소프트웨어, 펌웨어, 또는 이들의 조합으로, 예컨대 수신측 빔성형 등의 초음파 빔성형을 포함하여 행해질 수 있다. 다양한 실시형태에 따라 구성된 소프트웨어 빔성형기 아키텍처를 구비한 초음파 시스템이 도 1에 도시된다.
- [0023] 도 1은 본 발명의 실시형태에 따라, 그래픽 모델 및 측정치에 기초하여 태아 영상화를 제공하도록 동작 가능한 예시적인 초음파 시스템의 블록도이다. 도 1을 참조하면, 초음파 시스템(100)이 도시된다. 초음파 시스템(100)은 송신기(102), 초음파 프로브(104), 송신측 빔성형기(110), 수신기(118), 수신측 빔성형기(120), RF 프로세서(124), RF/IQ 버퍼(126), 사용자 입력 모듈(130), 신호 프로세서(132), 이미지 버퍼(136), 및 디스플레이 시스템(134)을 포함한다.
- [0024] 송신기(102)는 초음파 프로브(104)를 구동하도록 동작 가능한 적절한 로직, 회로, 인터페이스 및/또는 코드를 포함할 수 있다. 초음파 프로브(104)는 2차원(2D) 또는 3차원(3D)의 압전 소자 어레이를 포함할 수 있다. 초음파 프로브(104)는 보통 동일한 소자들로부터 이루어지는, 송신측 트랜스듀서 소자(106) 그룹과 수신측 트랜스듀서 소자(108) 그룹을 포함할 수 있다.
- [0025] 송신측 빔성형기(110)는, 송신기(102)를 제어하여, 송신측 부분 개구(sub-aperture) 빔성형기(114)를 통해, 관심 부위(예, 사람, 동물, 지하 공동, 물리적 구조 등)에 초음파 송신 신호를 방출하게 송신측 트랜스듀서 소자(106) 그룹을 구동시키도록 동작 가능한 적절한 로직, 회로, 인터페이스 및/또는 코드를 포함할 수 있다. 송신된 초음파 신호는 혈액 세포 또는 조직과 같은 관심 객체의 구조로부터 후방 산란되어 에코를 생성할 수 있다. 이 에코는 수신측 트랜스듀서 소자(108)에 의해 수신된다.
- [0026] 초음파 프로브(104) 내의 수신측 트랜스듀서 소자(108) 그룹은 수신된 에코를 아날로그 신호로 변환하도록 동작 가능하며, 아날로그 신호는 수신측 부분 개구 빔성형기(116)에 의해 부분 개구 빔성형이 이루어진 다음에 수신기(118)에 전달된다. 수신기(118)는 수신측 부분 개구 빔성형기(116)로부터 신호를 수신해서 복조하도록 구성 가능한 적절한 로직, 회로, 인터페이스 및/또는 코드를 포함할 수 있다. 복조된 아날로그 신호는 복수의 A/D 컨

버터(122) 중 하나 이상에 전달될 수 있다.

- [0027] 복수의 A/D 컨버터(122)는 수신기(118)로부터의 복조된 아날로그 신호를 대응하는 디지털 신호로 변환하도록 구성 가능한 적절한 로직, 회로, 인터페이스 및/또는 코드를 포함할 수 있다. 복수의 A/D 컨버터(122)는 수신기(118)와 수신측 빔성형기(120) 사이에 배치된다. 그러나, 본 발명은 이와 관련하여 제한되지 않는다. 따라서, 본 발명의 일부 실시형태에서는 복수의 A/D 컨버터(122)가 수신기(118)에 통합될 수도 있다.
- [0028] 수신측 빔성형기(120)는 예컨대 복수의 A/D 컨버터(122)로부터 수신되는 지연된 채널 신호들을 합하여 빔 총합 신호(beam summed signal)를 출력하기 위해 디지털 빔성형 프로세싱을 수행하도록 동작 가능한 적절한 로직, 회로, 인터페이스 및/또는 코드를 포함할 수 있다. 그 결과로 프로세싱된 정보는 대응하는 RF 신호로 다시 변환될 수 있다. 수신측 빔성형기(120)로부터 출력되는 대응하는 출력 RF 신호는 RF 프로세서(124)에 전달될 수 있다. 본 발명의 일부 실시형태에 따르면, 수신기(118), 복수의 A/D 컨버터(122), 및 빔 성형기(120)는 디지털일 수 있는 단일 빔성형기에 통합될 수도 있다.
- [0029] RF 프로세서(124)는 RF 신호를 복조하도록 동작 가능한 적절한 로직, 회로, 인터페이스 및/또는 코드를 포함할 수 있다. 본 발명의 일 실시형태에 따르면, RF 프로세서(124)는 RF 신호를, 대응하는 에코 신호를 나타내는 I/Q 데이터 쌍을 형성하기 위한 RF 신호로 복조하도록 동작 가능한 복소 복조기(complex demodulator)(도시 생략)를 포함할 수도 있다. 그런 다음 RF 또는 I/Q 신호 데이터는 RF/IQ 버퍼(126)에 전달될 수 있다. RF/IQ 버퍼(126)은 RF 프로세서(124)에 의해 생성되는 RF 또는 IQ 신호 데이터를 일시적으로 저장하도록 동작 가능한 적절한 로직, 회로, 인터페이스 및/또는 코드를 포함할 수 있다.
- [0030] 사용자 입력 모듈(130)은 환자 데이터, 수술 기구 데이터(surgical instrument data), 스캔 파라미터, 설정, 구성 파라미터, 변경 스캔 모드 등을 입력하는데 이용될 수 있다. 본 발명의 예시적인 실시형태에서는, 사용자 입력 모듈(130)이 초음파 시스템(100) 내의 하나 이상의 구성요소 및/또는 모듈의 동작을 구성, 관리 및/또는 제어하도록 동작할 수 있다. 이와 관련하여, 사용자 입력 모듈(130)은 송신기(120), 초음파 프로브(104), 송신측 빔성형기(110), 수신기(118), 수신측 빔성형기(120), RF 프로세서(124), RF/IQ 버퍼(126), 사용자 입력 모듈(130), 신호 프로세서(132), 이미지 버퍼(136), 및/또는 디스플레이 시스템(134)의 동작을 구성, 관리, 및/또는 제어하도록 동작할 수 있다.
- [0031] 신호 프로세서(132)는 디스플레이 시스템(134) 상에 표시할 초음파 이미지를 생성하는 초음파 스캔 데이터(즉, RF 신호 데이터 또는 IQ 데이터 쌍)를 프로세싱하도록 동작 가능한 적절한 로직, 회로, 인터페이스 및/또는 코드를 포함할 수 있다. 신호 프로세서(132)는 복수의 선택 가능한 초음파 양식에 따라, 취득된 초음파 스캔 데이터에 하나 이상의 프로세싱 동작을 수행하도록 동작할 수 있다. 본 발명의 예시적인 실시형태에 있어서, 신호 프로세서(132)는 합성(compounding), 모션 추적 및/또는 스펙클(speckle) 추적을 수행하도록 동작할 수 있다. 취득된 초음파 스캔 데이터는 에코 신호가 수신되기 때문에 스캐닝 세션 중에 실시간으로 프로세싱될 수 있다. 부가적으로 또는 대안적으로, 초음파 스캔 데이터는 스캐닝 세션 중에 RF/IQ 버퍼(126)에 일시적으로 저장될 수 있고, 라이브(live) 또는 오프라인 동작에서는 실시간보다 지연되어 프로세싱될 수 있다.
- [0032] 초음파 시스템(100)은 문제의 활상 상황에 적합한 프레임 레이트로 초음파 스캔 데이터를 연속적으로 취득하도록 동작할 수 있다. 통상의 프레임 레이트 범위는 20-70이지만 이보다 더 낮거나 높을 수도 있다. 취득된 초음파 스캔 데이터는 프레임 레이트와 동일하거나 더 느리거나 더 빠를 수 있는 디스플레이 레이트로 디스플레이 시스템(134) 상에 표시될 수 있다. 이미지 버퍼(136)는 즉시 표시되는 것이 예정되지 않은 취득된 초음파 스캔 데이터의 프로세싱된 프레임을 저장하기 위해 포함된다. 바람직하게는, 이미지 버퍼(136)는 초음파 스캔 데이터의 적어도 수초분의 프레임을 저장하기에 충분한 용량이면 된다. 초음파 스캔 데이터의 프레임은 취득 순서 또는 취득 시간에 따라 검색(retrieval)을 가능하게 하는 방식으로 저장된다. 이미지 버퍼(136)는 임의의 알려진 데이터 저장 매체로서 구현될 수 있다.
- [0033] 신호 프로세서(132)는 태아와 부합하는 측정치를 산출하도록 동작 가능한 적절한 로직, 회로, 인터페이스 및/또는 코드를 포함하는 태아 측정치 프로세싱 모듈(140)을 포함할 수 있다. 예를 들어, 측정치는 분만 진행, 양두경(BPD; biparietal diameter), 머리 둘레, 복부 둘레, 상완골 길이, 대퇴골 길이, 또는 임의의 적절한 태아 측정치에 관련될 수 있다. 분만 진행 측정치의 예는 태아 머리-회음부 거리 측정치, "진행 각도(AOP; angle of progression)" 측정치, 진행 거리 측정치, 머리 방향 측정치, 태아 머리 회전 측정치, 또는 분만 진행을 평가하는데 관련된 임의의 적절한 측정치를 포함한다. 측정치는 초음파 프로브(104)에 의해 취득된 초음파 스캔 데이터에 기초하여 자동으로 그리고/또는 예컨대 사용자 입력 모듈(130)로부터 수신된 사용자 입력 및 초음파 스캔 데이터에 기초하여 수동으로 산출될 수 있다. 태아 측정치는 해석(interpretation)을 위해 디스플레이 시스템

(134)에 표시된다.

[0034] 신호 프로세서(132)는 이미지 버퍼(136) 및/또는 디스플레이 시스템(134)에 제공될 수 있는 그래픽 모델을 형성하기 위해 초음파 스캔 데이터를 프로세싱하도록 동작 가능한 적절한 로직, 회로, 인터페이스 및/또는 코드를 포함하는, 그래픽 모델 작성 모듈(150)을 포함할 수 있다. 그래픽 모델은 예컨대 3차원(3D) 그래픽 모델일 수 있다. 예컨대, 그래픽 모델 작성 모듈(150)은 무엇보다도 태아와 자궁 등의 구조의 표준 또는 일반 모델에 액세스할 수 있다. 표준 또는 일반 구조 모델들은 태아 측정치 및/또는 초음파 스캔 데이터에 기초하여 그래픽 모델을 형성하도록 조합될 수 있다. 일례로, 표준 또는 일반 태아 모델은 분만 진행을 보여주는 그래픽 모델을 작성하기 위해 예컨대 AOP 측정치에 기초하여 표준 또는 일반 자궁 모델 내에 배치될 수 있다. 대표적인 실시형태에 있어서, 그래픽 모델의 표현(representation)이 디스플레이 시스템(134) 상에 실시간으로 업데이트된다. 다양한 실시형태들에서는, 그래픽 모델이 라이브 초음파 이미지와 동시에 표시될 수도 있다. 예를 들어, 그래픽 모델의 표현은 라이브 초음파 이미지와 나란히 또는 라이브 초음파 이미지와 상/하 방위로 표시될 수 있다.

[0035] 도 2는 본 발명의 일 실시형태에 따른 그래픽 모델(210) 및 초음파 측정치(220)의 예시적인 디스플레이(200)를 나타낸다. 도 2를 참조하면, 디스플레이(200)는 도 1에 도시하는 바와 같은 디스플레이 시스템(134) 등의 디스플레이 디바이스 상에 제시될 수 있다. 디스플레이(200)는 그래픽 모델(210)과 측정치(220)를 포함한다. 그래픽 모델(210)은 도 1에 도시하는 바와 같이 그래픽 모델 작성 모듈(150)에 의해 형성된 그래픽 모델일 수 있다. 측정치(220)는 도 1에 도시하는 바와 같이 태아 측정치 프로세싱 모듈(140)에 의해 산출된 측정치일 수 있다. 표시되는 측정치(220)가 AOP 측정치이지만, 추가 및/또는 대안의 측정치가 표시될 수도 있다. 예를 들어, 측정치(220)는 또한 양두정경(BPD) 측정치, 머리 둘레 측정치, 복부 둘레 측정치, 상완골 길이 측정치, 대퇴골 길이 측정치, 태아 머리-회음부 거리 측정치, 진행 거리 측정치, 머리 방향 측정치, 태아 머리 회전 측정치, 및/또는 태아 및/또는 분만 진행의 평가와 관련된 임의의 적합한 측정치 또는 측정치들의 조합일 수도 있다. 또한, 표시되는 측정치(220)가 그래픽 모델의 하부 우측 코너에 보이지만, 측정치(220)는 부가적으로 그리고/또는 대안적으로, 중첩된 정보가 그래픽 모델(210) 상의 측정치(220)를 식별하도록 그래픽 모델(210)에 중첩되는 것을 포함해, 디스플레이(200) 상의 어디에도 배치될 수 있다. 예를 들어, 대퇴골 길이 측정치는 그래픽 모델(210)에서 대퇴골을 식별할 수 있고, 디스플레이(200)를 보는 의료인 및/또는 비의료인이 그래픽 모델(210)의 상황에서 측정 정보(220)를 쉽게 이해할 수 있도록, 측정치 자체와 함께 측정의 시작점 및 종료점을 나타낼 수 있다.

[0036] 도 3은 본 발명의 일 실시형태에 따라, 그래픽 모델 및 측정치에 기초하여 태아 영상화를 제공하는데 이용될 수 있는 예시적인 단계들을 나타내는 흐름도이다. 방법(300)의 기술적 효과는 태아 측정치(220)(도 2에 도시)의 산출과 표시, 그리고 디스플레이 시스템(134)(도 1에 도시) 등의 디스플레이 디바이스 상의 그래픽 모델(210)의 표현이다. 도 3을 참조하면, 예시적인 단계 302 내지 단계 308을 포함하는 흐름도(300)가 보인다. 본 발명의 소정의 실시형태들은 단계들 중 하나 이상을 생략하기도 하고, 그리고/또는 열거하는 순서와는 상이한 순서로 단계들을 수행하기도 하며, 그리고/또는 후술하는 소정의 단계들을 조합하기도 한다. 예를 들어, 일부 단계들이 본 발명의 소정의 실시형태에서는 수행될 수 없다. 다른 예로서, 소정의 단계들은 후술하는 것과는 동시를 포함할 수 있는 상이한 시간 순서로 수행될 수도 있다.

[0037] 단계 302에서, 예컨대 도 1에 대해 전술한 바와 같이, 초음파 시스템(100)이 초음파 데이터를 취득한다. 초음파 시스템(100)은 예컨대 데이터를 취득하기 위해 회음부 초음파 촬영을 수행할 수 있다. 초음파 데이터는 예컨대 직접 후두위에 있는 태아를 나타낼 수 있다. 단계 304에서, 신호 프로세서(132)의 태아 측정치 프로세싱 모듈(140)은 단계 302에서 취득된 초음파 데이터에 기초하여 태아와 관련된 측정치를 산출할 수 있다. 태아 측정치 프로세싱 모듈(140)은 자동으로 또는 사용자 입력 모듈(130)로부터의 사용자 입력에 부분적으로 기초하여 측정치를 산출할 수 있다. 측정치는 양두정경(BPD) 측정치, 머리 둘레 측정치, 복부 둘레 측정치, 상완골 길이 측정치, 대퇴골 길이 측정치, 태아 머리-회음부 거리 측정치, AOP 측정치(예컨대, 도 4를 참조하여 후술함), 진행 거리 측정치, 머리 방향 측정치, 태아 머리 회전 측정치, 및/또는 태아 및/또는 분만 진행의 평가와 관련된 임의의 적합한 측정치일 수 있다.

[0038] 단계 306에서는, 단계 304에서 산출된 태아 측정치 및/또는 단계 302에서 취득된 초음파 데이터에 기초하여 신호 프로세서(132)의 그래픽 모델 작성 모듈(150)이 그래픽 모델을 작성할 수 있다. 그래픽 모델은 표준 또는 일반 자궁 모델 내의 표준 또는 일반 태아 모델 3차원(3D) 그래픽 모델일 수 있는데, 태아 모델은 예컨대 AOP 측정치에 기초하여 자궁 모델에 대해 배치된다. 단계 308에서는, 예컨대 도 2에 나타내는 바와 같이 초음파 시스템(100)의 디스플레이 시스템(134)이 단계 304에서 산출된 측정치 및 단계 306에서 작성된 그래픽 모델을 표시할 수 있다.

[0039] 도 4는 본 발명의 일 실시형태에 따라, 초음파 데이터에 기초해 "진행 각도(AOP; angle of progression)" 측정을 수행하는데 이용될 수 있는 예시적인 단계들을 나타내는 흐름도이다. 방법(400)의 기술적 효과는 신호 프로세서(132, 140)(도 1에 도시)에 의한 AOP 측정치의 산출이다. 도 4를 참조하면, 예시적인 단계 402 내지 단계 418을 포함하는 흐름도(400)가 보인다. 본 발명의 소정의 실시형태들은 단계들 중 하나 이상을 생략하기도 하고, 그리고/또는 열거하는 순서와는 상이한 순서로 단계들을 수행하기도 하며, 그리고/또는 후술하는 소정의 단계들을 조합하기도 한다. 예를 들어, 일부 단계들이 본 발명의 소정의 실시형태에서는 수행될 수 없다. 다른 예로서, 소정의 단계는 후술하는 것과는 동시를 포함한 상이한 시간 순서로 수행될 수도 있다.

[0040] 방법(400)은 치골지(pubic ramus)와 태아의 두개골 윤곽선을 자동으로 검출한 다음, 치골지의 하위 정점(우측 끝점)으로부터의 선이 태아의 두개골 윤곽선과 접선 방향으로(tangentially) 교차하는 점을 찾는 것을 포함한다. 마지막으로, AOP는 치골지를 따라 그려진 선과 치골지의 우측 끝점으로부터 태아의 두개골 윤곽선 상의 접점까지 연장되는 선 사이의 각도로서 측정된다.

[0041] 보다 구체적으로, 단계 402에서, 취득된 초음파 스캔 데이터에 콘트라스트 증강이 적용된다. 치골지와 태아 두개골을 연결하는 조직은 연속적이고 일관된 개체이지만, 치골지와 태아 두개골은 몇몇 요인 때문에 종종 초음파 이미지에서 분리되어 보이는데, 그 일부는 조직 정렬(tissue alignment)(조직이 초음파 빔을 프로브에서 멀어지게 산란시킴) 및 조직 폐색(tissue occlusion)과 관련될 수 있다는 것이다. 이와 같이, 필터는 조직과 그 주변 배경 간의 콘트라스트를 유지하면서 이러한 공간 불연속성을 평활화한다. 예컨대, 필터는 이방성 확산 필터(anisotropic diffusion filter)로 변환될 수 있으며, 이것은 또한 레벨 세트 함수(level set function)로도 공식화된다. 초음파 스캔 데이터는 등강도(iso-intensity) 윤곽선의 집합으로 해석되며, 곡률 주도 인자(curvature-driven factor) 하에서, 평활화가 부위 내부에서 발생하지만, 부위 경계에 걸쳐서는 이루어지지 않아 선명한 경계가 유지되고 스펙클은 평활화된다.

[0042] 단계 402에 적용된 콘트라스트 증강은 치골지와 태아 두개골에서 조직 특징(tissue signature)을 향상시킨다. 단계 404, 단계 406, 및 단계 408에서, 증강된 이미지는 치골지와 태아 두개골에 대응하는 이미지 픽셀의 이진 표현으로 변환된다. 치골지 및 태아 두개골 조직 외에, 다른 구조/노이즈도 콘트라스트 증강 프로세스에서 강조되고, 원하는 해부학 구조를 선택하는 것이 어려워진다.

[0043] 단계 404에서, 곡률 마스크가 콘트라스트 증강 이미지에 적용된다. 전술한 바와 같이, 치골지와 태아 두개골은 능선형(ridge like) 외관을 갖기 때문에 높은 곡률을 갖는다. 로컬 (픽셀 단위) 곡률은,

$$I_c = \text{div} \left(\frac{\nabla I}{\|\nabla I\|} \right)$$

[0044] 에 기초하여 강도 이미지(intensity image)로부터 추정될 수 있는데, 여기서 I 는 입력 이미지(콘트라스트 강화 이미지)이고, I_c 는 곡률 변환 후에 얻어진 이미지이다. 점이 치골지 또는 태아 두개골에 속하면, 그 점은 벡터 필드가 그 부위 안쪽을 향하도록 그 주변부에 비해 더 높은 강도를 가질 것이다. 따라서, 그 부위가 싱크이기 때문에 해당 부위에서 벡터 필드의 발산은 네거티브 값을 갖게 된다. 그 부위가 뼈에 속하지 않는다면, 이상적으로는 발산이 포지티브이어야 하며, 그 부위는 소스라고 불린다. 결과적으로, 네거티브 값을 갖는 부위가 필요한 해부학 골 구조를 나타내므로 이미지 I_c 는 $T(-0.3)$ 미만으로 설정된다. 임계 값이 높으면 필터 응답이 저감하여, 필요한 성분이 누락되거나 부분 추출된다. 임계 값이 낮으면 노이즈 성분이 많아져, 필요한 구조의 다운 선택(down selection)이 곤란하다.

$$I_{mc} = \begin{cases} 1, & \text{if } I_c < T \\ 0, & \text{else} \end{cases}$$

[0046] 단계 406에서, 혈관 마스크(vesselness mask)가 콘트라스트 증강 이미지에 적용된다. 혈관 마스크는 콘트라스트 증강 이미지가 혈관/능선형 구조를 포함할 가능성을 산출한다. 치골지와 태아 두개골이 능선과 유사해 보이기 때문에, 혈관 마스크는 이들 해부학적 피처(anatomical feature)를 구분하는데 적합하다. 제1 단계에서, 단계 402로부터의 콘트라스트 증강 이미지가 일련의 가우스 2차 미분 필터와 컨벌루션되고, 각 이미지 픽셀의 응답이

[2x2] 행렬로 스택되어 헤시안(Hessian)이 얻어진다.

$$D_{xx} = H_{xx} * I, D_{yy} = H_{yy} * I, D_{xy} = H_{xy} * I,$$

$$D = \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} \\ D_{yx} & D_{yy} \end{bmatrix}$$

[0048]

[0049]

여기서, I는 입력 이미지이고, H_{xx} , H_{yy} 및 H_{xy} 는 2차 미분 가우스 필터이며, *는 컨볼루션 연산자이고, D는 각 이미지 픽셀에서의 필터 출력 D_{xx} , D_{yy} 및 D_{xy} 를 스택하여 형성된 헤시안 행렬이다. 행렬 $D(= I_1, I_2)$ 의 고유치 비율은 기본 구조의 등방성의 척도이다. 작은 비율은 명확한 방위를 가지며 따라서 강한 이방성을 나타내는 능선형 피쳐(ridge like feature)를 나타낸다. 이 이방성은 다음과 같이 고유치의 비율을 함수 형태로 포함시킴으로써 강조될 수 있다.

$$I_f = \exp\left(\frac{-(\frac{\lambda_2}{\lambda_1})^2}{\beta}\right) \left(1 - \exp\left(\frac{-(\lambda_1^2 + \lambda_2^2)}{c}\right)\right)$$

[0050]

[0051]

여기서, I_f 는 필터링된 출력이고, $b(= 1)$ 와 $c(= 450)$ 는 상수이다. 필터링된 출력은 범위 [0, 1]에서 1에 가까운 값을 가지면서 변하는데, 이것은 능선형 구조의 존재를 강하게 나타낸다. 해부학적 구조가 서로 다른 스케일로 나타날 수 있기 때문에, 알고리즘은 다중 스케일(예컨대, 5개의 스케일)로 반복되고, 각 픽셀에서의 모든 스케일로부터의 최대 출력이 최종 출력으로 저장된다. 최대 스케일 값(예컨대, 5)은 특정 분해능에서 관심 혈관(이 경우 치골지와 태아 두개골)의 폭 범위에 기초하여 결정된다. 관심 객체 중 최대 폭이 선택된 최대 스케일보다 낮다면, 더 높은 최대 스케일 값을 선택해도 출력에 크게 영향을 미치지 않는다. 그러나 최대 스케일 값이 높으면 계산량이 많아지고 실행 속도가 느려진다. 한편, 최대 스케일보다 더 큰 폭을 가진 혈관은 최적 응답에 도달할 수 없기 때문에, 낮은 최대 스케일 값이 출력에 영향을 줄 수 있다. 혈관 마스크의 출력은 이진 이미지 I_{fm} 을 산출하기 위한 임계 값을 선택함으로써 이진화된다. 임계 값 0.5가 노이즈 성분의 수를 줄이면서 마스크의 응답을 최대화하는데 선택될 수 있다. 임계 값이 높으면 마스크 응답이 저감하여, 필요한 혈관이 누락되거나 부분 추출된다. 임계 값이 낮으면 노이즈 성분이 많아져, 필요한 혈관의 다운 선택이 곤란하다.

[0052]

단계 408에서는, 단계 404에 적용된 곡률 마스크의 출력과 단계 406에 적용된 혈관 마스크의 출력이 조합된다. 빈번하게, 치골지와 태아의 두개골은 혈관 마스크의 출력에서 별개 개체로는 보이지 않지만, 인접한 구조나 노이즈에 연결되어 있다. 한편 곡률 마스크의 출력은 치골지와 태아의 두개골에 뚜렷한 외관을 부여하지만, 노이즈 아티팩트가 수반된다. 노이즈 아티팩트를 정리하여 제거하기 위해, 2개의 마스크의 출력들이 다음과 같은 픽셀 대 픽셀 AND 연산으로 조합될 수 있다.

$$I_{comb} = I_{fm} \text{ AND } I_{mc}$$

[0053]

[0054]

단계 410에서, 조합된 마스크 I_{comb} 의 출력 내의 연결 성분에는 라벨로 주석이 붙는다. 배경이 0로 설정되면, 각각의 별개 객체에는 고유 식별자 또는 라벨이 부여된다. 객체 또는 연결 성분은 대개 연결되어 있는 넌제로(non-zero) 픽셀들의 세트로서 정의되는데, 2개의 픽셀이 연결되어 있다는 것은, 그들 사이에 넌제로 픽셀만 포함하는 경로를 구성할 수 있다는 것을 의미한다. 경로를 따른 단계는 8-연결 주변 함수(8-connected neighborhood function)에 의해 정의될 수 있다. 일 실시형태에 있어서, 노이즈 성분을 제거하기 위해, 예컨대 50 픽셀보다 적은 모든 연결 성분(객체)은 제거될 수 있다.

[0055]

단계 412에서, 연결 성분이 라벨링되어 있는 출력 이미지의 여러 객체로부터 자동으로 치골지가 선택된다. 선택은, 치골지 해부학, 그것의 크기, 위치, 및 활상 스캔 평면에서의 프리젠테이션을 전제로 한 비용 함수에 기초하여 이루어질 수 있다. 유합성 관절낭(symphyseal capsular tissue) 내의 치골지의 위치는 이미지의 상측 좌반부에서 객체를 식별하는 휴리스틱 어프로치(heuristic approach)에 의해 결정될 수 있다. 치골지는 고 강도의 객체로서 표시되며, 통상 주변의 다른 객체보다 더 밝다. 치골지 성분의 다운 선택에 있어서 또 다른 잠재적 판별자는 측면 분해능에 대한 그 성분의 오목부(concavity)이다.

[0056] 현실적으로 치골지와 태아의 두개골은 연속적이며 일관된 개체이지만, 콘트라스트 증강 이미지에서도 이들은 불연속적인 것처럼 보일 수 있다. 이와 같이, 후보 성분의 지역적 인근에 있는 분리된 성분들이 곡률의 유사성에 기초하여 결합된다. 유사한 곡률을 가진 분리된 성분들은 피팅 에러(fitting error)가 낮다.

[0057] 치골지를 나타내는 성분의 최종 선택은 성분의 길이, 강도, 혈관, 및 오목부를 이용하는 비용 함수에 기초한다. 선택은 다음과 같이 기술된다.

$$R_c = \arg \max_{i \in 1, 2, \dots, N_r} (C_i + mV_i + mI_i + l_i)$$

[0058]

[0059] 여기서, C_i , mV_i , mI_i , l_i 는 각각 i 번째 성분의 오목부, 평균 혈관, 평균 강도, 및 길이의 치수이고, N_r 은 촬영 스캔 평면의 상측 좌반부에 위치한 분리된 성분들을 결합한 후의 성분들의 총 수이며, R_c 는 선택된 치골지 성분이다.

[0060] 단계 414에서는, 단계 412에서의 치골지 선택을 고려하여 단계 410에서의 연결 성분이 라벨링되어 있는 출력 화상의 여러 객체 중에서 태아 두개골의 선단(leading edge)을 나타내는 성분이 자동으로 선택된다. 태아 두개골의 선단을 나타내는 성분은 치골지 선택과 유사한 비용 함수에 기초하여 선택된다. 비용 함수는 태아의 두개골 해부학, 그것의 위치 및 프레젠테이션을 전체로 한다. 태아 두개골은 치골지 아래에 있는 것으로 가정된다. 태아 두개골은 고 강도의 객체로 표시되며, 통상 주변의 다른 객체보다 더 밝다. 태아 두개골 성분의 다운 선택에 있어서 또 다른 잠재적 판별자는 측면 방향에 대한 그 성분의 오목부이다. 치골지 성분 선택과 유사한 프로세스에 이어서 태아 두개골 성분이 다운 선택된다. 분리된 성분들이 결합되고 비용 함수를 이용하여 선택이 이루어진다.

$$H_c = \arg \max_{i \in 1, 2, \dots, N_h, \substack{i \\ \text{has a low } R_c}} (C_i + mV_i + mI_i + l_i)$$

[0061]

[0062] 여기서, N_h 는 검색 제약 조건 내에 있는 성분의 총 수이고, H_c 는 선택된 태아 두개골 성분이다.

[0063] 단계 416에서, 단계 414에서의 태아 두개골 선택 후에 출력된 이미지는, 후술하는 단계 418에서 이미지로부터 태아 두개골 상의 접점을 검출하기 전에 정제(refinement)된다.

[0064] 단계 418에서, 태아 두개골 상의 접점이 검출된다. 접점은 치골지의 하위 정점(우측 끝점)으로부터 연장되는 선이 태아의 두개골 윤곽선과 접선 방향으로 교차하는 점일 수 있다. 태아의 두개골 윤곽선은 다음과 같이 표현되는 다항식 회귀 방정식에 의해 모델링된다.

$$P = p_n x^n + p_{n-1} x^{n-1} + \dots + p_1 x + p_0,$$

[0065]

[0066] 여기서, $n = 2, 3$ 이며, 각각 2차 및 3차 회귀 모델을 나타낸다. 태아의 두개골 윤곽선 상에 있는 각각의 점마다, 2개의 기울기 s_1 및 s_2 가 산출된다. s_1 는 후보 점에서의 곡선 P 에 대한 접선의 기울기이고, s_2 는 치골지의 하위 정점으로부터 후보 점까지 연장되는 선의 기울기이다. 최적 피팅 모델과 접점은 2개의 기울기를 비교하여 추정된다. 두 개의 기울기 s_1 과 s_2 가 최소의 절대차를 갖는 경우의 점이 접점으로서 표현된다. 계산은 다음과 같이 기술된다.

$$(x_t, y_t) = \arg \min_{(x_t, y_t) \in H_c, n \in \{2, 3\}} \left\| \left(n p_n x_i^{n-1} + (n-1) p_{n-1} x_i^{n-2} \dots + p_1 \right) - \left(\frac{(y_i - y_2)}{(x_i - x_2)} \right) \right\|_1.$$

[0067]

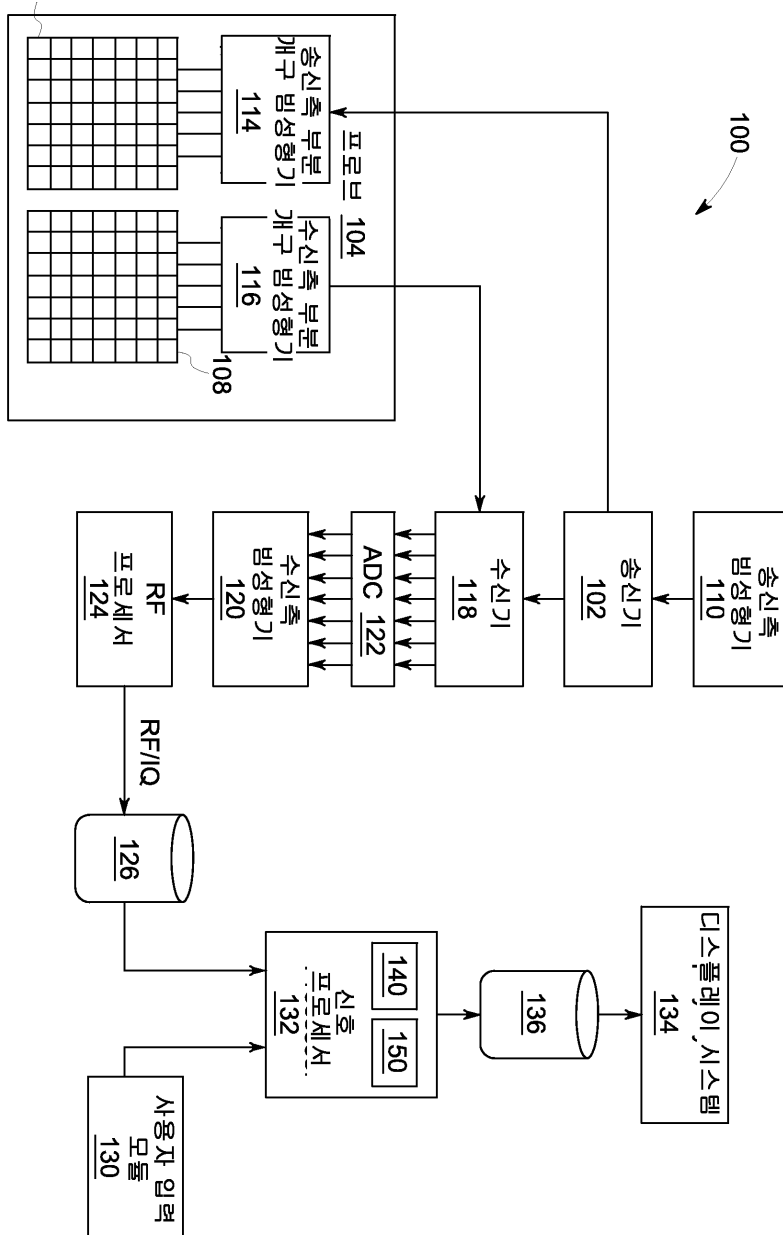
[0068] 여기서, H_c 는 태아의 두개골 윤곽선이고, (x_2, y_2) 는 우측 치골지 끝점이며, (x_t, y_t) 는 계산된 접점이다. 대안적으로, 소정의 실시형태에 있어서, 접점은 예컨대 사용자 입력 모듈(130)에서의 사용자 입력에 기초하여 수동으

로 선택될 수 있다.

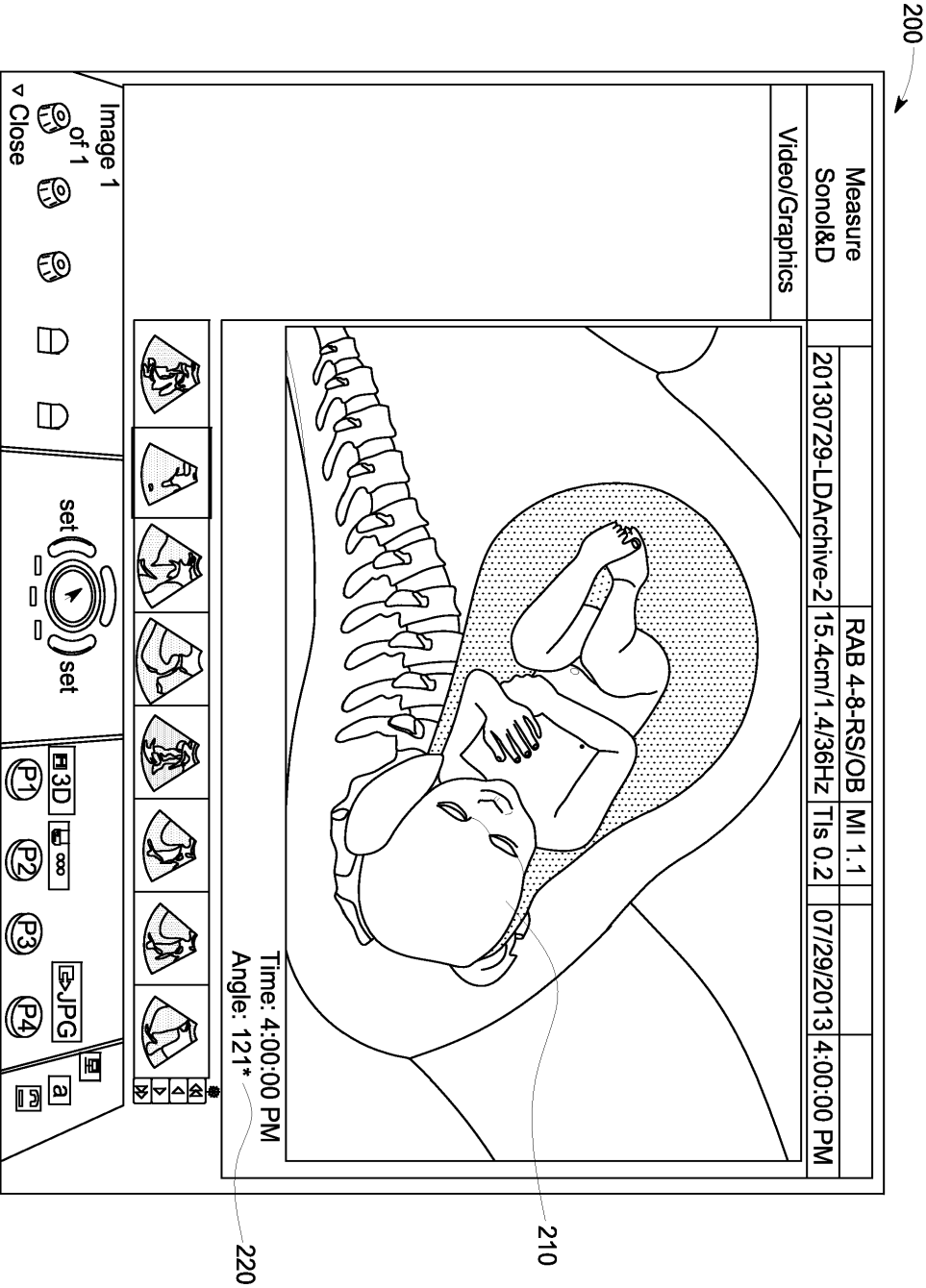
- [0069] AOP 측정치는 치골지를 따라 그려진 선과 치골지의 하위 정점(우측 끝점)으로부터 접선 방향으로 태아의 두개골 윤곽선으로 연장되는 선 사이의 각도이다. 도 5는 AOP의 일례를 도시한다. 예시적인 실시형태에 있어서, 방법 (400)에 기초하여 산출된 AOP 측정치는 방법(300)의 단계 304일 수 있다. 그런 다음 AOP 측정치(220)는 예컨대 도 2에 나타내는 바와 같이, 단계 308에서 표시될 수 있다.
- [0070] 본 명세서에서 사용되는 "회로"라는 용어는, 하드웨어를 구성하고, 하드웨어에 의해 실행될 수 있고, 그렇지 않으면 하드웨어와 연관될 수 있는 물리적 전자 컴포넌트(즉, 하드웨어) 및 임의의 소프트웨어 및/또는 펌웨어("코드")를 지칭한다. 본 명세서에서 사용되는 것으로서, 예컨대 특정 프로세서 및 메모리는 제1의 하나 이상의 코드 라인을 실행할 경우의 제1 "회로"를 포함할 수 있고, 제2의 하나 이상의 코드 라인을 실행할 경우의 제2 "회로"를 포함할 수 있다. 본 명세서에서 사용되는 "및/또는"은 "및/또는"에 의해 결합된 목록 내에 있는 항목들 중 임의의 하나 이상의 항목을 의미한다. 일례로, "x 및/또는 y"는 3개의 원소로 된 집합 $\{(x), (y), (x, y)\}$ 의 임의의 원소를 의미한다. 다른 예로서, "x, y 및/또는 z"는 7개의 원소로 된 집합 $\{(x), (y), (z), (x, y), (x, z), (y, z), (x, y, z)\}$ 중 임의의 원소를 정의된다. 본 명세서에서 사용되는 "예시적인"이라는 표현은 비 한정적인 예, 경우 또는 예시로서 기능한다는 것을 의미한다. 본 명세서에서 사용되는 바와 같이, "예컨대" 및 "예를 들어"와 같은 표현은 하나 이상의 비제한적인 예, 경우, 또는 예시의 리스트를 나타낸다. 본 명세서에서 사용되는 회로는, 기능의 수행이 불가능한지 또는 가능하지 않는지에 관계없이, 일부 사용자 구성 가능한 설정에 의해, 기능을 수행하기 위해 필요한 하드웨어 및 코드(필요한 경우)를 회로가 포함할 때마다 기능을 수행하도록 "동작 가능"하다.
- [0071] 본 발명의 다른 실시형태들은 컴퓨터 판독 가능한 디바이스 및/또는 비일시적인 컴퓨터 판독 가능한 매체, 및/또는 머신 판독 가능한 디바이스 및/또는 비일시적인 머신 판독 가능한 매체를 제공할 수 있으며, 이들은 머신 및/또는 컴퓨터에 의해 실행 가능한 적어도 하나의 코드부를 가짐으로써, 머신 및/또는 컴퓨터로 하여금, 초음파 측정치 및 그래픽 모델을 산출 및 표시함으로써 태아 영상화를 제공하기 위한 본 명세서에 기재된 단계들을 수행하게 한다.
- [0072] 따라서, 본 발명은 하드웨어, 소프트웨어, 또는 하드웨어와 소프트웨어의 조합으로 실현될 수 있다. 본 발명은 적어도 하나의 컴퓨터 시스템에서는 중앙 집중식으로, 또는 상이한 엘리먼트들이 여러 상호 접속된 컴퓨터 시스템들에 걸쳐 분산되는 경우에는 분산 방식으로 실현될 수 있다. 임의의 종류의 컴퓨터 시스템 또는 다른 장치가 여기에 설명한 방법을 수행하기 위해 개조될 수도 있다.
- [0073] 본 발명은, 또한 여기에 설명한 방법의 구현을 가능하게 하는 모든 특징을 포함하고 컴퓨터 시스템에 로딩될 때 이들 방법을 수행할 수 있는 컴퓨터 프로그램 제품에 포함될 수 있다. 본 문맥에서의 컴퓨터 프로그램은 정보 프로세싱 능력을 지닌 시스템으로 하여금 직접 또는 다음, 즉 a) 다른 언어, 코드 또는 표기법으로의 변환, b) 다른 자료 형식으로 재생성 중 하나 또는 둘 다를 추종하여, 특정 기능을 수행하기로 된 명령어 세트의, 임의의 언어에 있어서의, 임의의 표현, 코드 또는 표기법을 의미한다.
- [0074] 본 발명은 소정의 실시형태를 참조하여 설명되었지만, 당업자는 본 발명의 범위를 벗어나지 않으면서 다양한 변화가 이루어질 수 있고 등가물로 대체될 수 있음을 이해할 것이다. 또한, 특정 상황 또는 재료를 본 발명의 지침에 맞게 적응시키기 위해 본 발명의 범위에서 벗어나는 일 없이 다수의 변형이 이루어질 수도 있다. 따라서, 본 발명은 개시하는 특정 실시형태에 한정되지 않으며, 본 발명은 첨부하는 청구범위 내에 있는 모든 실시형태를 포함하는 것이 의도된다.

도면

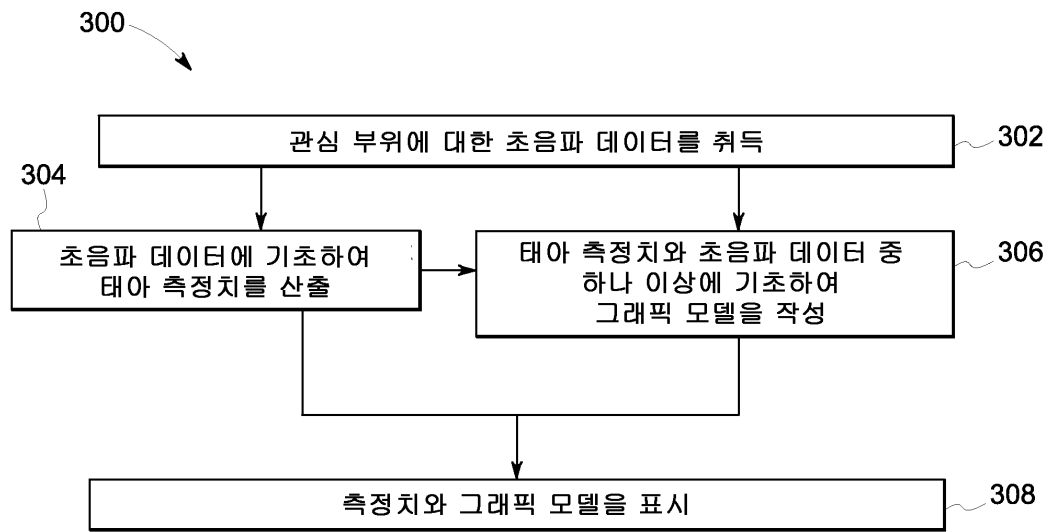
도면1



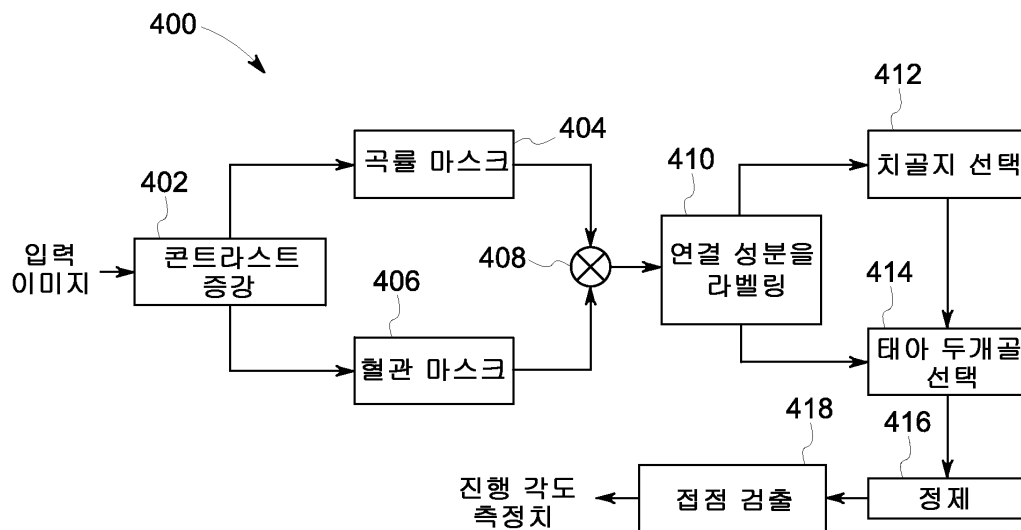
도면2



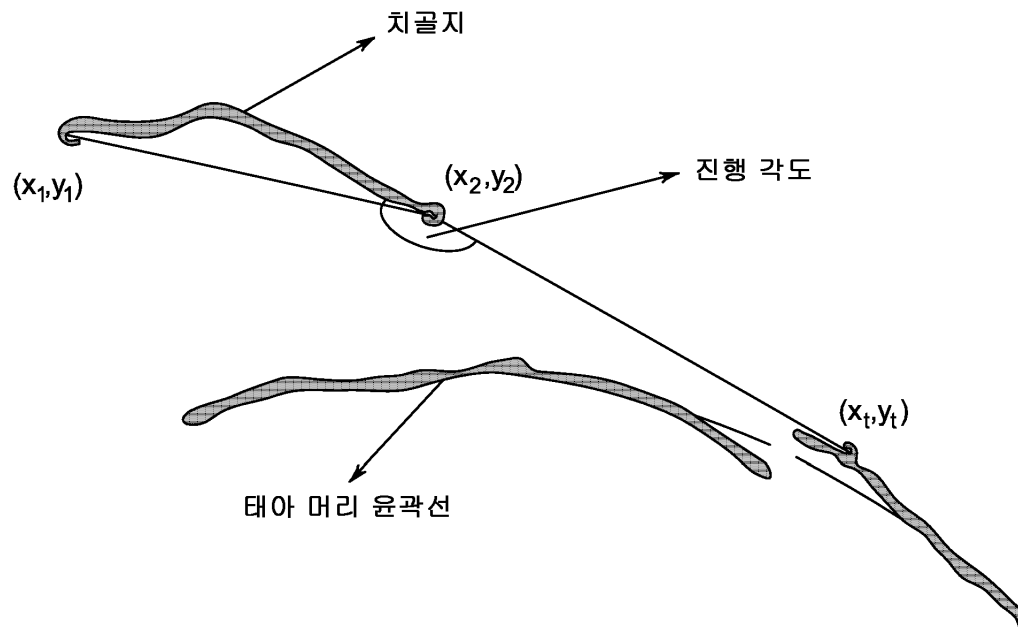
도면3



도면4



도면5



专利名称(译)	通过计算和显示超声测量值和图形模型来进行胎儿成像的方法和系统		
公开(公告)号	KR1020170053685A	公开(公告)日	2017-05-16
申请号	KR1020177009406	申请日	2015-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	PATRUNO FRANCESCA 파트루노프란체스카 SCHARINGER SIMON 체링거사이먼 PINTOFFL KLAUS 핀토폴클라우스 DUDA JR WALTER 두다주니어월터 LUMPI KARL HEINZ 롬피칼헤인즈 VAN DER VEEN LUCIENNE 반데르빈루시엔		
发明人	파트루노프란체스카 체링거사이먼 핀토폴클라우스 두다주니어월터 롬피칼 헤인즈 반데르빈루시엔		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B8/14 G06T7/12 G06T7/13 G06T7/181		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5223 G06T7/12 G06T7/13 G06T7/181 G06T2207/10132 G06T2207/20016 G06T2207/30008 G06T2207/30044 G06T2207/30101 G16H50/30		
代理人(译)	Gimtaehong Gimjinhoe		
优先权	14/484503 2014-09-12 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

包括用于提供胎儿视频文本的系统和方法。该方法包括以下步骤：基于所获得的超声数据，产生利用超声系统获取关于感兴趣区域的超声数据的步骤，以及超声系统的处理器的胎儿测量值（220）。测量值可以是分娩进行测量值或胎儿头 - 会阴区域距离测量，包括进展角度（AOP）测量值等。该方法还包括由处理器基于一个或多个准备图形模型（210）。在用胎儿测量值获得的超声数据中。例如，可以访问包括胎儿和子宫等结构的标准或一般模块。该方法包括在显示系统中指示用此外计算的胎儿测量值准备的图形模型的步骤。

200

