(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2021-0002198
(43) 공개일자 2021년01월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) *G06N 20/00* (2019.01)
G06T 7/80 (2017.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/0866 (2013.01)
A61B 8/5207 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2019-0077000
(22) 출원일자 2019년06월27일
심사청구일자 2019년06월27일

(71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
(72) 발명자
조금준
서울특별시 양천구 목동서로 236, 101동 105호(목동, 벽산아파트)
양제파
경기도 광명시 디지털로 63 1203동 1106호 (철산동,주공아파트)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인 다해

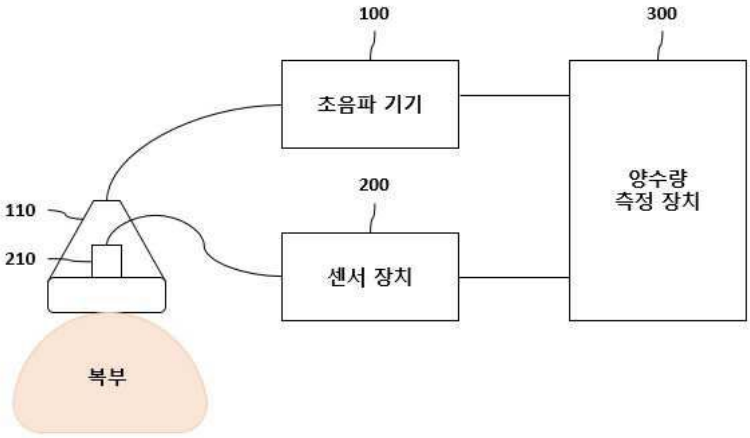
전체 청구항 수 : 총 6 항

(54) 발명의 명칭 **카메라 촬영 각도 보정 기능을 구비한 양수량 자동 측정 방법**

(57) 요 약

본 발명은 카메라 촬영 각도 보정 기능을 구비한 양수량 자동 측정 방법은 기 획득된 다수의 초음파 이미지를 선택 및 전처리하여, 자궁내 양수 영역이 라벨링된 다수의 학습 이미지를 획득하는 단계; 상기 다수의 학습 이미지를 통해 양수 영역 예측을 위한 인공지능 모델을 학습시키는 단계; 환자 자궁을 초음파 촬영한 환자 이미지와 초음파 촬영 각도 정보가 입력되면, 상기 인공지능 모델을 통해 상기 환자 이미지내 양수 영역을 예측하는 단계; 상기 양수 영역의 좌측 가장자리에서 우측 가장자리까지 수평 연결하여 관심 영역을 추출한 후, 상기 초음파 촬영 각도에 따라 상기 관심 영역의 표시 각도를 보정하는 단계; 상기 관심 영역을 초음파 촬영 각도로 순차 스캐닝하면서 일정 너비가 확보된 가장 긴 직선 길이를 추출하는 단계; 및 기 설정된 양수량 환산 비율에 따라 상기 가장 긴 직선 길이를 양수량으로 환산하여 출력하는 단계를 포함할 수 있다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
G06N 20/00 (2019.01)
G06T 7/80 (2017.01)
G06T 2207/20081 (2013.01)
(72) 발명자
유성민
경기도 화성시 화산중앙로66번길 9(송산동)
이현지
서울특별시 동작구 사당로16다길 21(사당동) , 2층

명 세 서

청구범위

청구항 1

기 획득된 다수의 초음파 이미지를 선택 및 전처리하여, 자궁내 양수 영역이 라벨링된 다수의 학습 이미지를 획득하는 단계;

상기 다수의 학습 이미지를 통해 양수 영역 예측을 위한 인공지능 모델을 학습시키는 단계;

환자 자궁을 초음파 촬영한 환자 이미지와 초음파 촬영 각도 정보가 입력되면, 상기 인공지능 모델을 통해 상기 환자 이미지내 양수 영역을 예측하는 단계;

상기 양수 영역의 좌측 가장자리에서 우측 가장자리까지 수평 연결하여 관심 영역을 추출한 후, 상기 초음파 촬영 각도에 따라 상기 관심 영역의 표시 각도를 보정하는 단계;

상기 관심 영역을 초음파 촬영 각도로 순차 스캐닝하면서 일정 너비가 확보된 가장 긴 직선 길이를 추출하는 단계; 및

기 설정된 양수량 환산 비율에 따라 상기 가장 긴 직선 길이를 양수량으로 환산하여 출력하는 단계를 포함하는 카메라 촬영 각도 보정 기능을 구비한 양수량 자동 측정 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 관심 영역의 표시 각도를 보정하는 단계는

"초음파 촬영 각도 - 90° "의 식에 따라 보정 각도를 산출한 후, 상기 보정 각도가 - 값인 경우에는 상기 관심 영역을 시계방향으로 상기 보정 각도만큼 회전시키고, 상기 보정 각도 + 값인 경우에는 상기 관심 영역을 반시계방향으로 상기 보정 각도만큼 회전시킴으로써, 상기 관심 영역의 표시 각도를 보정하는 것을 특징으로 하는 카메라 촬영 각도 보정 기능을 구비한 양수량 자동 측정 방법.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 가장 긴 직선 길이를 추출하는 단계는

상기 관심 영역을 카메라 촬영 각도로 가로지는 스캐닝 라인을 생성하는 단계;

상기 스캐닝 라인을 기 설정된 픽셀 간격으로 수평 이동시키면서, 상기 스캐닝 라인과 양수 영역 외곽선과의 교차점을 기반으로 다수의 직선을 생성하는 단계;

상기 다수의 직선 중, 양수 영역 외곽선을 기준으로 일정 너비 간격이 확보된 가장 긴 직선을 추출하는 단계; 및

상기 가장 긴 직선의 길이를 가장 긴 양수 깊이로 환산하여 출력하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 카메라 촬영 각도 보정 기능을 구비한 양수량 자동 측정 방법.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 인공지능 모델은

유-넷 모델로 구현되는 것을 특징으로 하는 카메라 촬영 각도 보정 기능을 구비한 양수량 자동 측정 방법.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 학습 이미지를 획득하는 단계는

인공지능 모델의 학습에 이용할 초음파 이미지를 선택하고, 임계값에 기반한 이진화를 수행한 후 픽셀값이 1인 픽셀들만을 남기는 단계;

인접 픽셀들을 연결 및 그룹핑한 후 라벨링하고, 라벨들의 도심과 이미지 중심 값의 거리에 기반하여 초음파 영

역을 파악하는 단계;

상기 초음파 영역의 경계 값들을 연결하고 안을 채운 후, 상기 초음파 이미지와 곱셈 연산하여 학습 이미지를 획득하는 단계;

상기 학습 이미지의 크기를 기 설정된 크기로 통일하는 단계; 및

상기 학습 이미지내 양수 영역을 검출하고, 양수 영역 검출 결과를 상기 학습 이미지에 추가 표시하여 출력하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 카메라 촬영 각도 보정 기능을 구비한 양수량 자동 측정 방법.

청구항 6

제1항에 있어서,

환자의 초음파 촬영 부위가 N(N은 2 이상의 자연수)개인 경우, N 개 부위의 양수량을 모두 고려하여 최종 양수량을 결정 및 통보하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 카메라 촬영 각도 보정 기능을 구비한 양수량 자동 측정 방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 양수량 자동 측정 방법에 관한 것으로, 특히 임산부 초음파 촬영시, 자궁내 양수량을 자동으로 측정할 수 있으며, 초음파 기기의 카메라 촬영 각도에 별도 제한을 두지 않도록 하는 카메라 촬영 각도 보정 기능을 구비한 양수량 자동 측정 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 양수는 자궁 내에서 태아의 성장과 발달에 중요한 역할을 한다. 양수는 외부의 충격으로부터 태아를 보호하는 완충 역할을 하며, 근골격계의 발달을 가능하게 하고, 감염으로부터 항균 역할, 태아 체온의 유지, 위장관과 호흡계의 발달 및 태아의 성장과 발달에 필요한 수분과 영양소의 공급원으로서의 역할 등을 한다.

[0003] 양수량의 이상은 태아 기형이나 다양한 태아 질환과 관련이 있으며, 정상 태아의 경우에도 양수량의 이상은 주산기 유병률과 사망률을 증가시킨다. 따라서 임신 중 양수량의 측정은 태아의 안녕 등을 평가하는 중요한 항목이다.

[0004] 양수량을 정확하게 측정하기 위해서는 양수천자를 통해 색소희석방법으로 측정해야 하지만 임상적으로 시행하기 어려워 일반적으로 초음파를 이용한 반정량적 방법을 통해 측정한다.

[0005] 일반적으로 단일 최대 양수포켓측정이나 양수지수측정을 통해 측정한다. 최대 양수포켓측정은 가장 깊은 하나의 양수포켓을 찾아 깊이를 측정하는 것이고, 양수지수측정은 자궁을 네 부분으로 나누어 각 부분의 가장 깊은 곳을 측정한 후 값을 더하는 것이다.

[0006] 하지만 초음파를 통해 양수량을 측정하기 위해서는, 측정자가 초음파 이미지를 통해 양수가 가장 많아 보이는 부분을 시각적으로 탐색하고, 이를 통해 가장 깊은 부분을 수동 선택하여 수직 직선거리를 측정해야 한다.

[0007] 이에 1) 양수량이 가장 많은 부분을 선택할 때 문제, 2) 한 단면에서 가장 깊어 보이는 곳을 선택할 때 문제, 3) 직선을 그어 양수량을 측정할 때의 문제 등이 발생하고, 측정자의 주관에 따라 양수 측정량이 달라지는 문제가 발생하게 된다.

[0008] 뿐 만 아니라, 양수량의 정확한 측정을 위해서는 초음파 프로브를 산모 복부에 수직으로 거치되어야 하는 데, 산모의 커져있는 복부에 대해서 수직으로 프로브를 거치하는 것은 산모에게 불편감을 줄 수 있으며, 태아의 위치 등에 의해서 정확한 측정이 어려워지는 문제가 발생하게 된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 이에 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명은 인공 지능 모듈을 이용하여 초음파 이미지로부터 가장 깊은 양수 영역을 검출하고, 이에 기반한 양수량 측정 동작을 수행하도록 하는 카메라 촬영 각도 보정

기능을 구비한 양수량 자동 측정 방법을 제공하고자 한다.

[0010] 또한 초음파 촬영 각도까지 고려하여 양수량을 산출할 수 있도록 하는 카메라 촬영 각도 보정 기능을 구비한 양수량 자동 측정 방법을 제공하고자 한다.

[0011] 더하여, 임산부 초음파 촬영과 양수량 산출 동작이 동시 수행될 수 있도록 하는 카메라 촬영 각도 보정 기능을 구비한 양수량 자동 측정 방법을 제공하고자 한다.

[0012] 본 발명의 목적은 이상에서 언급한 목적으로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 목적들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0013] 상기 과제를 해결하기 위한 수단으로서, 본 발명의 일 실시 형태에 따르면, 기 획득된 다수의 초음파 이미지를 선택 및 전처리하여, 자궁내 양수 영역이 라벨링된 다수의 학습 이미지를 획득하는 단계; 상기 다수의 학습 이미지를 통해 양수 영역 예측을 위한 인공지능 모델을 학습시키는 단계; 환자 자궁을 초음파 촬영한 환자 이미지와 초음파 촬영 각도 정보가 입력되면, 상기 인공지능 모델을 통해 상기 환자 이미지내 양수 영역을 예측하는 단계; 상기 양수 영역의 좌측 가장자리에서 우측 가장자리까지 수평 연결하여 관심 영역을 추출한 후, 상기 초음파 촬영 각도에 따라 상기 관심 영역의 표시 각도를 보정하는 단계; 상기 관심 영역을 초음파 촬영 각도로 순차 스캐닝하면서 일정 너비가 확보된 가장 긴 직선 길이를 추출하는 단계; 및 기 설정된 양수량 환산 비율에 따라 상기 가장 긴 직선 길이를 양수량으로 환산하여 출력하는 단계를 포함하는 카메라 촬영 각도 보정 기능을 구비한 양수량 자동 측정 방법을 제공한다.

[0014] 상기 관심 영역의 표시 각도를 보정하는 단계는 "초음파 촬영 각도 - 90° "의 식에 따라 보정 각도를 산출한 후, 상기 보정 각도가 - 값인 경우에는 상기 관심 영역을 시계방향으로 상기 보정 각도만큼 회전시키고, 상기 보정 각도 + 값인 경우에는 상기 관심 영역을 반시계방향으로 상기 보정 각도만큼 회전시킴으로써, 상기 관심 영역의 표시 각도를 보정하는 것을 특징으로 한다.

[0015] 상기 가장 긴 직선 길이를 추출하는 단계는 상기 관심 영역을 카메라 촬영 각도로 가로지는 스캐닝 라인을 생성하는 단계; 상기 스캐닝 라인을 기 설정된 픽셀 간격으로 수평 이동시키면서, 상기 스캐닝 라인과 양수 영역 외곽선과의 교차점을 기반으로 다수의 직선을 생성하는 단계; 상기 다수의 직선 중, 양수 영역 외곽선을 기준으로 일정 너비 간격이 확보된 가장 긴 직선을 추출하는 단계; 및 상기 가장 긴 직선의 길이를 가장 긴 양수 깊이로 환산하여 출력하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0016] 상기 인공지능 모델은 유-넷 모델로 구현되는 것을 특징으로 한다.

[0017] 상기 학습 이미지를 획득하는 단계는 인공지능 모델의 학습에 이용할 초음파 이미지를 선택하고, 임계값에 기반한 이진화를 수행한 후 픽셀값이 1인 픽셀들만을 남기는 단계; 인접 픽셀들을 연결 및 그룹핑한 후 라벨링하고, 라벨들의 도심과 이미지 중심 값의 거리에 기반하여 초음파 영역을 파악하는 단계; 상기 초음파 영역의 경계 값들을 연결하고 안을 채운 후, 상기 초음파 이미지와 곱셈 연산하여 학습 이미지를 획득하는 단계; 상기 학습 이미지의 크기를 기 설정된 크기로 통일하는 단계; 및 상기 학습 이미지내 양수 영역을 검출하고, 양수 영역 검출 결과를 상기 학습 이미지에 추가 표시하여 출력하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0018] 상기 방법은 환자의 초음파 촬영 부위가 N(N은 2 이상의 자연수)개인 경우, N 개 부위의 양수량을 모두 고려하여 최종 양수량을 결정 및 통보하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0019] 본 발명은 인공 지능 모듈을 이용하여 초음파 이미지로부터 가장 깊은 양수 영역을 검출한 후, 이에 기반하여 양수량을 산출하도록 함으로써, 측정자의 주관적 개입을 필요로 하지 않으며, 보다 객관적이고 신뢰성있는 양수량 측정 동작이 가능해지도록 한다.

[0020] 그리고 초음파 촬영 각도까지 고려한 양수량 산출 동작이 수행되도록 함으로써, 초음파 촬영 각도에 별도의 제한을 둘 필요가 없어지도록 한다. 그 결과, 환자 불쾌감을 최소화하면서 양수량 산출 동작의 정확도는 향상될 수 있도록 한다.

도면의 간단한 설명

[0021] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 자궁 양수량 자동 측정 시스템을 도시한 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 촬영 각도 측정 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 자궁 양수량 자동 측정 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 학습 이미지 획득 단계를 설명하기 위한 도면이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 인공지능 모델 학습 단계를 설명하기 위한 도면이다.

도 6 및 도 7는 본 발명의 일 실시예에 따른 관심 영역 추출 및 보정 단계를 설명하기 위한 도면이다.

도 8 내지 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 관심 영역 스캐닝 방법을 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0022] 본 발명의 목적 및 효과, 그리고 그것들을 달성하기 위한 기술적 구성들은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 본 발명을 설명함에 있어서 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략할 것이다.

[0023] 그리고 후술되는 용어들은 본 발명에서의 기능을 고려하여 정의된 용어들로서 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 관례 등에 따라 달라질 수 있다.

[0024] 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있다. 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 그러므로 그 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.

[0025] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 자궁 양수량 자동 측정 시스템을 도시한 도면이다.

[0026] 도 1을 참고하면, 본 발명의 자궁 양수량 자동 측정 시스템은 초음파 프로브(110)를 통해 환자 복부를 촬영하여 초음파 이미지를 획득 및 제공하는 초음파 기기(100), 초음파 기기(100)의 초음파 프로브(110)에 결합된 회전각 센서(210)를 구비하고, 이를 이용하여 초음파 촬영 각도를 센싱 및 출력하는 센서 장치(200), 그리고 초음파 기기(100) 및 센서 장치(200)와 연동하여, 자궁 양수량 자동 측정 동작을 수행하는 양수량 측정 장치(300) 등을 포함한다.

[0027] 양수량 측정 장치(300)는 기 획득된 초음파 이미지들을 이용하여 양수 영역 예측을 위한 인공지능 모델을 사전 학습시킨 후, 초음파 기기(100)를 통해 획득된 초음파 이미지를 인공 지능 모델에 입력하여, 인공 지능 모델이 초음파 이미지내 양수 영역을 자동으로 검출하도록 한다. 그리고 양수 영역의 가장 깊은 곳을 자동 탐색하고, 이에 기반하여 양수량을 산출하도록 한다.

[0028] 특히, 양수량 측정 장치(300)는 회전각 센서(210)를 통해 초음파 촬영 각도를 반영한 양수량 산출 동작을 수행하여, 측정자가 초음파 프로브(110)를 산모 복부에 반드시 수직으로 거치하지 않아도 되도록 한다. 즉, 초음파 촬영 각도의 제한없이 초음파 촬영을 수행할 수 있도록 한다.

[0029] 더하여, 본 발명에서는 초음파 기기(100)와 센서 장치(200)를 개별 장치로 별도 구비하였으나, 필요한 경우 초음파 기기(100)와 센서 장치(200)가 단일 장치로 구현되도록 할 수도 있음은 물론 당연하다.

[0030] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 촬영 각도 측정 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0031] 참고로, 본 발명의 회전각 센서(210)는 자이로스코프 센서, 가속도 센서 등과 같이 X,Y,Z 축의 3차원 움직임을 센싱하는 센서로 구현될 수 있으며, 특히 Yaw 축에 해당하는 Z축의 회전 각도를 센싱 및 출력할 수 있도록 한다.

[0032] 먼저, 초음파 프로브(110)를 산모 복부에 수직 거치시킨 후, 센서 장치(200)에 마련된 버튼을 눌려 현재의 Yaw 축 각도를 기준 각도(예를 들어, 90°)로 설정한다(S1).

[0033] 초음파 프로브(110)이 산모 복부 상에서 이동함에 따라 Yaw 축 각도 또한 계속하여 변화된다. 센서 장치(200)는 초음파 촬영이 수행되는 동안 기준 각도 대비 Yaw 축 각도 변화량(90°-X°)을 계속 추적한다(S2).

[0034] 초음파 촬영 도중에 측정자가 초음파 기기(100)에 구비된 버튼을 눌려 초음파 이미지를 저장하면, 센서 장치(200)도 이에 응답하여 기준 각도 대비 Yaw 축 각도 변화량(90°-X°)을 획득한 후(S3), 이를 초음파 촬영 각도

로 변환하여 양수량 측정 장치(300)에 제공하도록 한다.

[0035] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 자궁 양수량 자동 측정 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0036] 도 3을 참고하면, 본 발명의 방법은 기 획득된 다수의 초음파 이미지를 선택 및 전처리하여, 자궁내 양수 영역이 라벨링된 다수의 학습 이미지를 획득하는 단계(S10), 상기 다수의 학습 이미지를 통해 양수 영역 예측을 위한 인공지능 모델을 학습시키는 단계(S20), 초음파 기기로부터 환자 자궁을 초음파 촬영한 환자 이미지와 초음파 촬영 각도 정보를 입력받는 단계(S30), 상기 인공지능 모델을 통해 상기 환자 이미지내 양수 영역을 예측하는 단계(S40), 상기 양수 영역의 좌측 가장자리에서 우측 가장자리까지를 수평 연결하여 관심 영역을 추출한 후, 상기 초음파 촬영 각도에 따라 상기 관심 영역의 표시 각도를 보정하는 단계(S50), 상기 관심 영역을 초음파 촬영 각도로 순차 스캐닝하면서 가장 긴 직선 길이를 추출하는 단계(S60), 및 기 설정된 양수량 환산 비율에 따라 상기 가장 긴 직선 길이를 양수량으로 환산하여 출력하는 단계(S70) 등을 포함한다.

[0037] 특히, 본 발명은 단계 S30 내지 단계 S70을 임산부 초음파 촬영이 수행되는 동안 수행될 수 있으며, 그 결과 임산부 초음파 촬영과 동시에 양수량 측정 동작이 수행될 수 있도록 한다.

[0038] 또한 이러한 양수량 측정 동작은 한 부위 기반에 수행될 수 있으나, 필요한 경우 자궁을 N개 부위로 나눈 후, 양수량 측정 동작을 N개 부위 각각에 반복적으로 수행하고, 이들 양수량 측정 결과를 모두 고려하여(예를 들어, 합산 또는 평균하여) 최종 양수량을 산출 및 통보할 수도 있도록 한다.

[0039] 이하, 도 4 내지 도 10을 참고하여 본 발명의 방법을 보다 상세히 설명하기로 한다.

[0040] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 학습 이미지 획득 단계를 설명하기 위한 도면이다.

[0041] 초음파 기기의 종류에 따라 초음파 이미지 크기와 초음파 표시 영역의 위치가 달라지낟. 이에 본 발명에서는 이미지 전처리 과정을 통해 여러 종류의 초음파 기기가 제공하는 초음파 이미지 크기와 초음파 표시 영역을 통일화한 후, 이를 학습 이미지로써 인공지능 모델에 제공하도록 한다.

[0042] 이를 위해, 의료 데이터베이스에 기 저장되어 있던 다수의 초음파 이미지들 중에서 인공지능 모델의 학습에 이용할 초음파 이미지 하나를 선택 및 로딩한다(S11).

[0043] 로딩된 초음파 이미지를 임계값(threshold)에 기반한 이진화 처리한 후, 픽셀값이 1인 픽셀들만을 남긴다(S12). 그리고 "Connected Component With Stats 함수"을 이용하여 인접 픽셀들을 연결 및 그룹핑한 후 라벨링한다(S13).

[0044] 라벨들의 도심(centroid)과 초음파 이미지의 중심 값간의 거리(Euclidean distance)를 계산하여 값이 기 설정값(예를 들어, 220) 이하인, 즉 도심과 초음파 이미지 중심의 거리가 기 설정값 이하인 라벨들은 초음파 영역이라고 판단한다(S14).

[0045] "Convex_hull 함수" 를 이용하여 초음파 영역의 경계 값들을 연결한 후 안을 채움으로써, 학습 대상 영역을 획득한다(S15). 도 2에서 노란색으로 표시된 부분의 픽셀들의 값은 1이며, 이외의 pixel들의 값은 모두 0이다.

[0046] 단계 S15의 학습 대상 영역만을 인공 지능 모델이 학습할 수 있도록, 단계 S11의 초음파 이미지에 단계 S15의 초음파 영역을 곱셈 연산하여, 학습 이미지를 획득한다(S16). 곱셈 연산시, 동일 위치에 있는 픽셀 끼리 값이 곱해지는데, 단계 S15의 픽셀 값들이 1과 0으로만 표시되어 있으므로, 단계 S11의 이미지에서 단계 S15에서 픽셀 값이 1인 부분은 그대로 남게 되고, 픽셀 값이 0인 부분은 0이 되어 사라지게 된다.

[0047] 그리고 초음파 기기 별로 서로 상이한 이미지 크기를 가짐을 고려하여, 학습 이미지의 크기를 기 설정된 크기(예를 들어, 1152㎜ × 872㎜)로 통일한다(S17). 만약, 학습 이미지의 크기가 기 설정된 크기값 보다 작다면 이미지의 우측과 하단부에 값이 0인 픽셀들을 추가함으로써, 이미지 크기를 맞출 수 있도록 한다.

[0048] 마지막으로 라벨 이미지를 컨투어(Contour)하여 학습 이미지내 양수 영역을 검출하고, 양수 영역 검출 결과를 학습 이미지에 추가 표시하여 출력하도록 한다(S18).

[0049] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 인공지능 모델 학습 단계를 설명하기 위한 도면이다.

[0050] 본 발명에는 인공지능 모델을 의료 이미지 세크멘테이션(Segmentation)에 주로 사용되고 있는 유-넷(U-Net) 모델로 구현하도록 한다.

[0051] 도 5에서와 같이, U-net 모델은 이미지를 줄어나가는 엔코더(Encoder)와 이미지를 키워나가는 디코더(Decoder)

부분으로 나뉘어지며, 이는 다음과 같이 구동된다.

[0052] 엔코더는 "컨볼루션(Convolution) -> 드랍아웃(Dropout) -> 컨볼루션 -> 맥스풀링(MaxPooling)" 순으로 6번에 걸쳐 반복되며, 마지막 n번째에는 맥스풀링을 하지 않아 맥스풀링은 총 n-1번 실행된다.

[0053] 컨볼루션에서 사용하는 커널은 3*3이며 활성화 함수(activation function)으로 ReLu(Rectified Linear Unit)를 사용한다. 패딩(padding)값으로 'same'을 주어 컨볼루션의 입력과 출력은 동일한 이미지 크기를 가진다. 컨볼루션을 할 때마다 채널의 수는 늘어나며 채널의 개수는 현재 2^{index}개가 된다. 또한 가중치 초기화 방법으로 'he_normal'을 사용한다. 드랍아웃은 오버피팅(overfitting)을 막기 위한 것으로 일부 네트워크를 생략한다. 현재 인덱스에 0.1만큼의 네트워크를 생략한다. 맥스풀링은 2*2 맥스풀링을 사용해 가장 큰 특징을 추출할 수 있도록 하며, 맥스풀링 계산 시 이미지의 크기는 기존의 크기에 비해 1/2 씩 줄어든다.

[0054] 디코더는 "컨볼루션트랜스포즈(ConvoltionTranspose) -> 컨케드네이트(concatenate) -> 컨볼루션 -> 드랍아웃 -> 컨볼루션) 순으로 총 5번에 걸쳐 반복된다.

[0055] 컨볼루션과 컨볼루션트랜스포즈로 총 2가지의 컨볼루션이 있다. 컨볼루션은 엔코더의 컨볼루션과 동일하며, 컨볼루션트랜스포즈는 사용 커널의 크기가 2*2 라는 점과 컨볼루션의 역 연산으로 입력 이미지에 비해 출력 이미지의 크기가 2배(커널 = 2*2)로 커진다는 점에서 차이가 있다.

[0056] 컨케드네이트는 디코더의 현재 인덱스의 디코더와 엔코더를 합치는 과정으로 도 3의 회색 수평선에 해당한다. 드랍아웃은 엔코더의 드랍아웃과 동일하며 현재 레이어의 깊이에 따라 일정량의 네트워크에 대한 학습을 생략한다. 디코더까지 완료한 후 컨볼루션트랜스포즈를 한번 더 적용한 뒤 모델을 완성한다.

[0057] 이때, 컨볼루션트랜스포즈는 필터들의 값으로 1을 주어 하나의 채널, 즉 하나의 이미지가 출력으로 나오게 된다. 활성화 함수로 'sigmoid'는 적용하고, 가중치 초기화 방법으로 'glorot_normal'을 사용한다.

[0058] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 관심 영역 추출 및 보정 단계를 설명하기 위한 도면이다.

[0059] 단계 S3을 통해 환자 자궁을 초음파 촬영한 환자 이미지가 획득되면, 환자 이미지를 인공지능 모델에 입력하여 양수 영역을 예측한다. 그리고 환자 이미지의 크기를 기 설정된 크기값(예를 들어, 1152mm × 872mm)으로 통일한다(S41).

[0060] 양수 영역의 외곽선을 기준으로 하여 좌측, 우측, 상단, 하단의 가장 끝 점 좌표를 획득 및 저장한다. 도 6에서, 최좌측 좌표는 빨강색, 최우측 좌표는 연두색, 최상측 좌표는 파란색, 최하측 좌표는 하늘색으로 표시된다(S42).

[0061] 양수 영역의 최좌측 좌표와 최우측 좌표를 기반으로 양수 영역의 좌측 가장자리에서 우측 가장자리까지 수평 연결한 관심 영역을 추출한 후, 초음파 촬영 각도에 따라 관심 영역의 표시 각도를 보정한다(S43).

[0062] 단계 S43에서, 관심 영역 표시 각도는 도 7에서와 같이, 관심 영역을 초음파 촬영 각도따라 회전시켜 줌으로써 보정 가능하다. 즉, "초음파 촬영 각도 - 90°"의 식에 따라 보정 각도를 산출한 후, 보정 각도가 - 값인 경우에는 관심 영역을 시계방향으로 보정 각도만큼 회전시키고, 보정 각도 + 값인 경우에는 관심 영역을 반시계방향으로 보정 각도만큼 회전시킴으로써, 관심 영역의 표시 각도를 보정될 수 있도록 한다.

[0063] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 관심 영역 스캐닝 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0064] 본 발명에서는 관심 영역을 카메라 촬영 각도로 가로지는 스캐닝 라인을 생성한다(S51).

[0065] 그리고 이미지의 픽셀별 비교가 가능하도록, 스캐닝 라인의 직선 방정식의 x축 단위를 0.1의 소수점(float) 단위에서 정수형(int) 단위로 변경한다(S52).

[0066] 먼저, 스캐닝 라인에 포함되는 픽셀 중 중복되는 값과 (1152, 872)범위를 벗어나는 값을 삭제하여, 이를 하나의 배열(line)에 저장한다(S53).

[0067] 그리고 'flag_line'이라는 이름의 bool 변수를 설정해 직선의 시작 여부를 계산한다. 직선의 값을 하나씩 보며 해당 픽셀이 예측된 양수 영역과 겹치는 지에 대한 여부와 flag_line 변수의 값에 따라서 직선의 시작과 끝 값을 계산하고, 이를 하나의 배열(line_arr)에 저장한다(S54). 상황 별 알고리즘은 아래의 표 1과 같다.

표 1

[0068]

예측된 양수 영역(predict)	flag_line	Do
predict	False	현재 pixel은 직선의 시작 pixel이 된다. flag_line 변수의 값을 True로 변경한다.
Not predict	True	현재 pixel은 직선의 끝 pixel이 된다. flag_line 변수의 값을 False로 변경한다. line_arr에 직선의 시작과 끝 점을 저장한다.

[0069] 단계 S53 및 단계 S54는 도 9에서와 같이 관심 영역의 스캐닝이 완료될 때까지(S55), 스캐닝 라인을 관심 영역 상에서 기 설정된 픽셀 간격으로 수평 이동시키면서 반복 수행되도록 한다(S56).

[0070] 관심 영역의 스캐닝이 완료되면, line_arr에 저장된 여러 쌍의 점들(직선의 시작, 직선의 끝)을 기반으로 가장 긴 직선 길이를 찾는다(S55).

[0071] 이 과정에서, 양수량 측정의 정확도를 증가시키고, 양수벽에 대한 영향을 최소화시키기 위하여 양수 영역 외곽선을 기준으로 일정량의 너비를 확보한 직선 길이를 탐색한다. 도 11은 가장 긴 길이를 찾는 과정에서, 양수 영역 외곽선을 기준으로 일정 너비를 확보한 선을 찾는 방법에 대한 설명을 위한 도면이다. 즉, 본 발명에서는 가장 깊은 곳에 대한 탐색 과정 중에, 양수벽을 기준으로 일정 너비가 확보된 영역을 측정할 수 있도록 한다.

[0072] 마지막으로 가장 긴 직선의 길이의 단위를 픽셀에서 mm으로 변환한 후, 이를 가장 긴 양수 깊이로 획득 및 출력하도록 한다(S56).

[0073] 단계 S56의 수행을 위한 가장 긴 직선의 길이의 단위를 픽셀에서 mm로 변환하기 위한 픽셀과 mm간 비율은 사전 획득 및 저장될 수 있으나, 필요시에는 도 10의 방법을 통해 초음파 이미지로부터 직접 획득될 수도 있도록 한다.

[0074] 참고로, 초음파 이미지내에는 영상 크기 척도를 안내하기 위한 길이 인덱스들이 일렬 표시된다. 이에 길이 인덱스들이 일렬 표시된 인덱스 표시 영역(예를 들어, 이미지 좌측의 100 열)을 선택한 후, 열 단위로 0 이외의 값을 가지는 픽셀 개수를 카운팅한다(S56-1).

[0075] 다만, 색이미지 일부 영역에 색 팔레트가 존재하는 경우, 색 팔레트 표시 영역을 제외한 후 픽셀 개수 카운팅 동작을 수행한다. 즉, 한 열에 대한 모든 픽셀 값을 하나씩 살펴보며 픽셀 값(밝기)이 50 이상인 픽셀들이 100 칸 이상 연결된 경우 해당 열은 제외하는 방식을 통해 예외처리를 한다(S56-2).

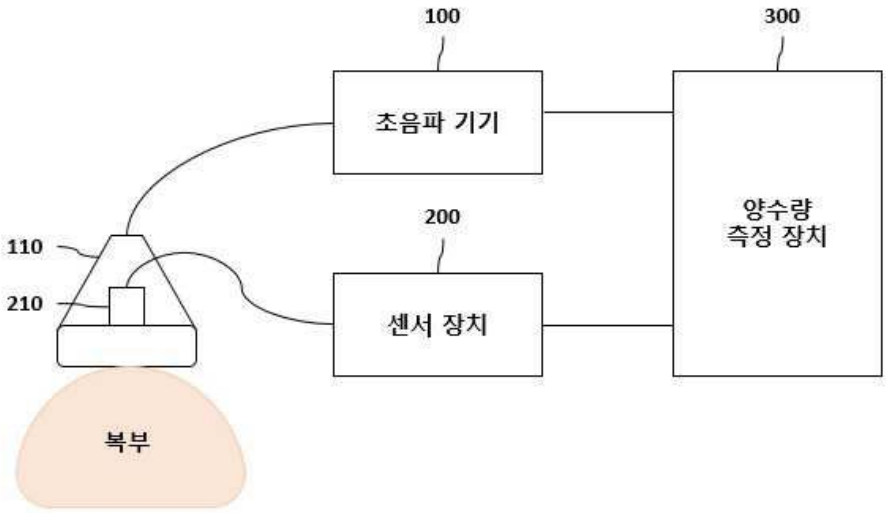
[0076] 그리고 인덱스 표시 영역에 포함된 열들 중에서 카운팅된 픽셀 개수가 가장 큰 열을 기준 열로 선택한다(S56-3).

[0077] 해당 열의 픽셀 값이 1 이상인 값들을 모두 index_arr 배열에 모은다. index_arr 의 마지막 픽셀 값(final)에서부터 index_arr 값을 하나씩 살펴본다. 만일 마지막 픽셀 값(final)과 연결되어 있지 않은 값이라면 해당 값을 다음 칸이라고 판단하여 이를 다음 픽셀값(beside)라 한다. final - beside의 값은 인덱스간 간격(예를 들어, 10mm)을 의미하며, 이로부터 픽셀과 mm간 비율 = 인덱스간 간격 길이/(final - beside)mm를 도출한다(S56-4).

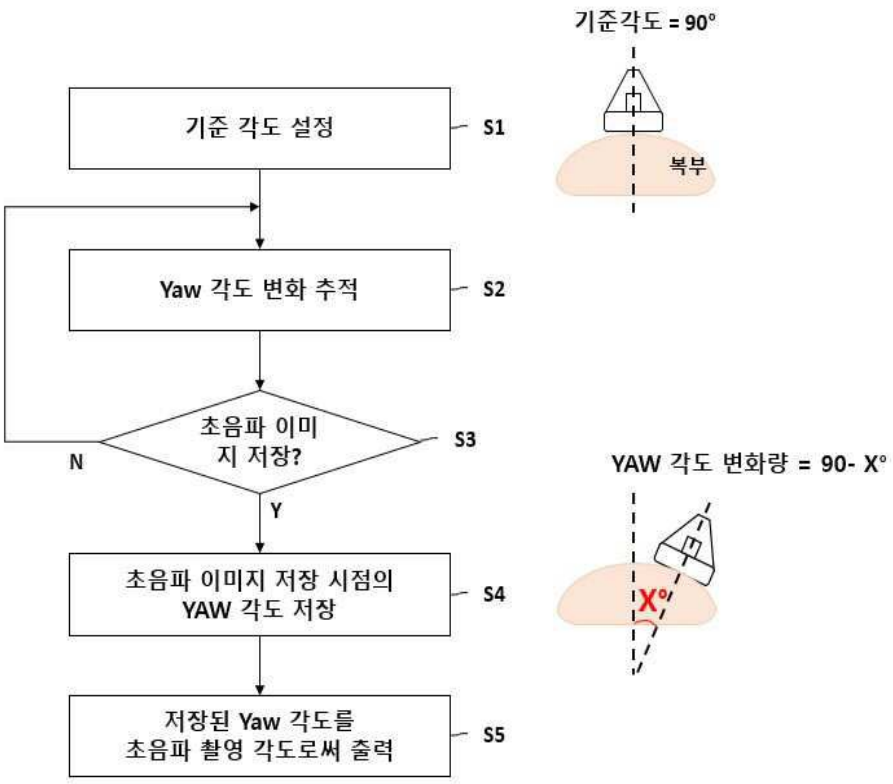
[0078] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 발명에 개시된 실시예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

도면

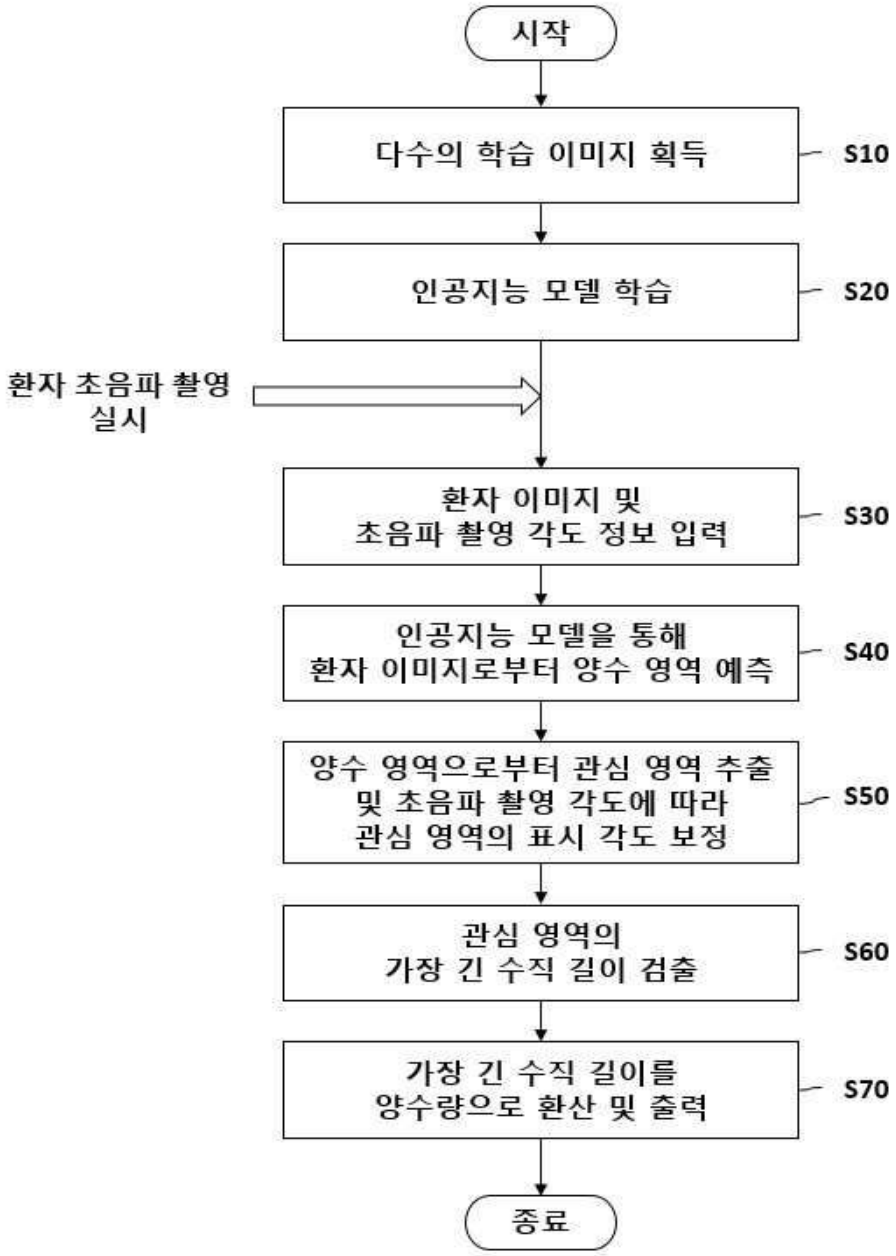
도면1


100
300
초음파 기기
양수량
측정 장치
200
110
210
센서 장치
복부

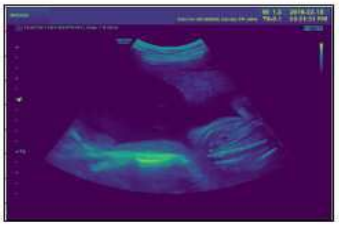
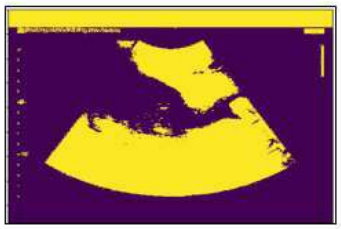
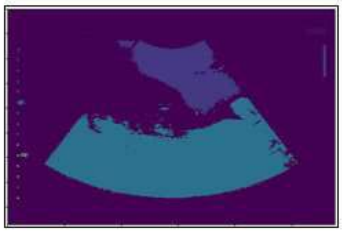
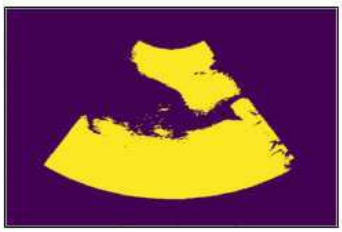
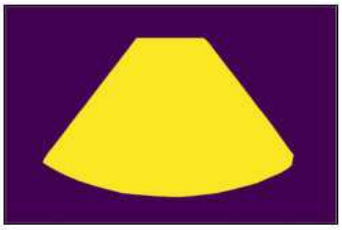
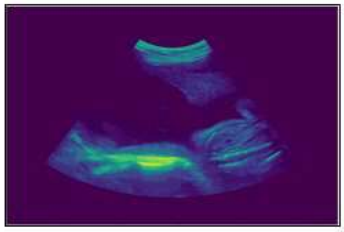
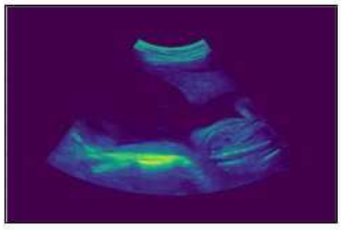
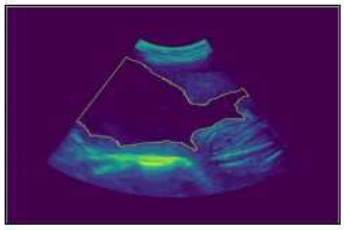
도면2


기준 각도 설정
S1
Yaw 각도 변화 추적
S2
초음파 이미
지 저장?
S3
N
Y
초음파 이미지 저장 시점의
YAW 각도 저장
S4
저장된 Yaw 각도를
초음파 촬영 각도로써 출력
S5
기준각도 = 90°
복부
YAW 각도 변화량 = 90- X°
X°

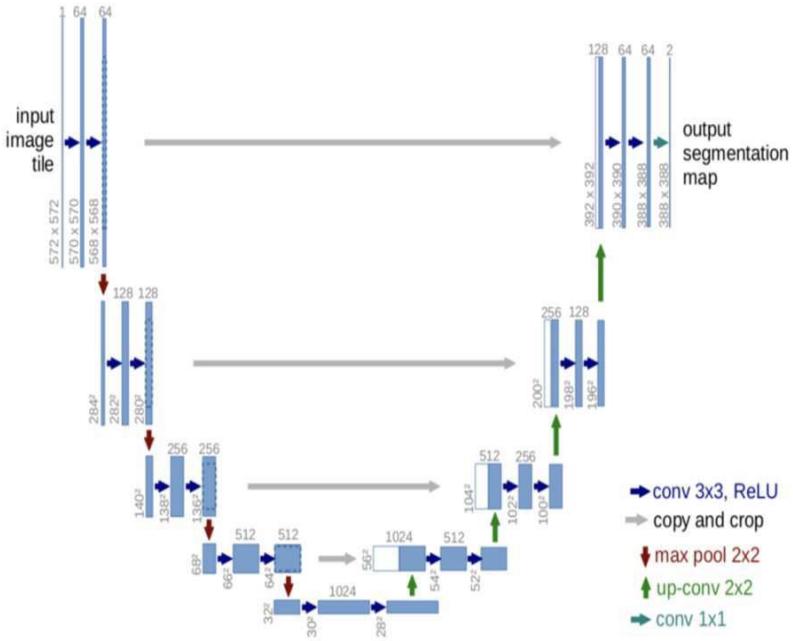
도면3


시작
다수의 학습 이미지 획득
S10
인공지능 모델 학습
S20
환자 초음파 촬영 실시
환자 이미지 및 초음파 촬영 각도 정보 입력
S30
인공지능 모델을 통해 환자 이미지로부터 양수 영역 예측
S40
양수 영역으로부터 관심 영역 추출 및 초음파 촬영 각도에 따라 관심 영역의 표시 각도 보정
S50
관심 영역의 가장 긴 수직 길이 검출
S60
가장 긴 수직 길이를 양수량으로 환산 및 출력
S70
종료

도면4

이미지 불러오기(S11)	픽셀 이진화(S12)
	
픽셀 라벨링(S13)	초음파 영역 판단(S14)
	
학습 대상 영역 파악(S15)	학습 이미지 획득(S16)
	
학습 이미지 크기 통일(S17)	양수 영역 추가 표시(S18)
	

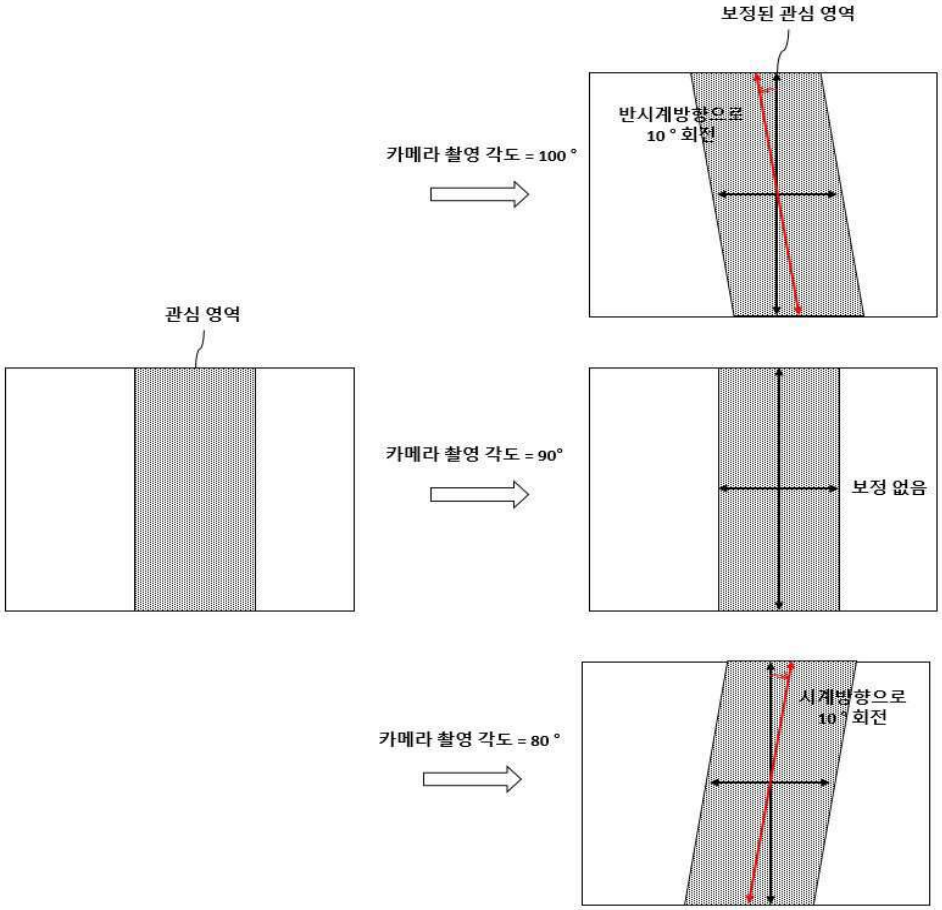
도면5


input image tile
output segmentation map
conv 3x3, ReLU
copy and crop
max pool 2x2
up-conv 2x2
conv 1x1

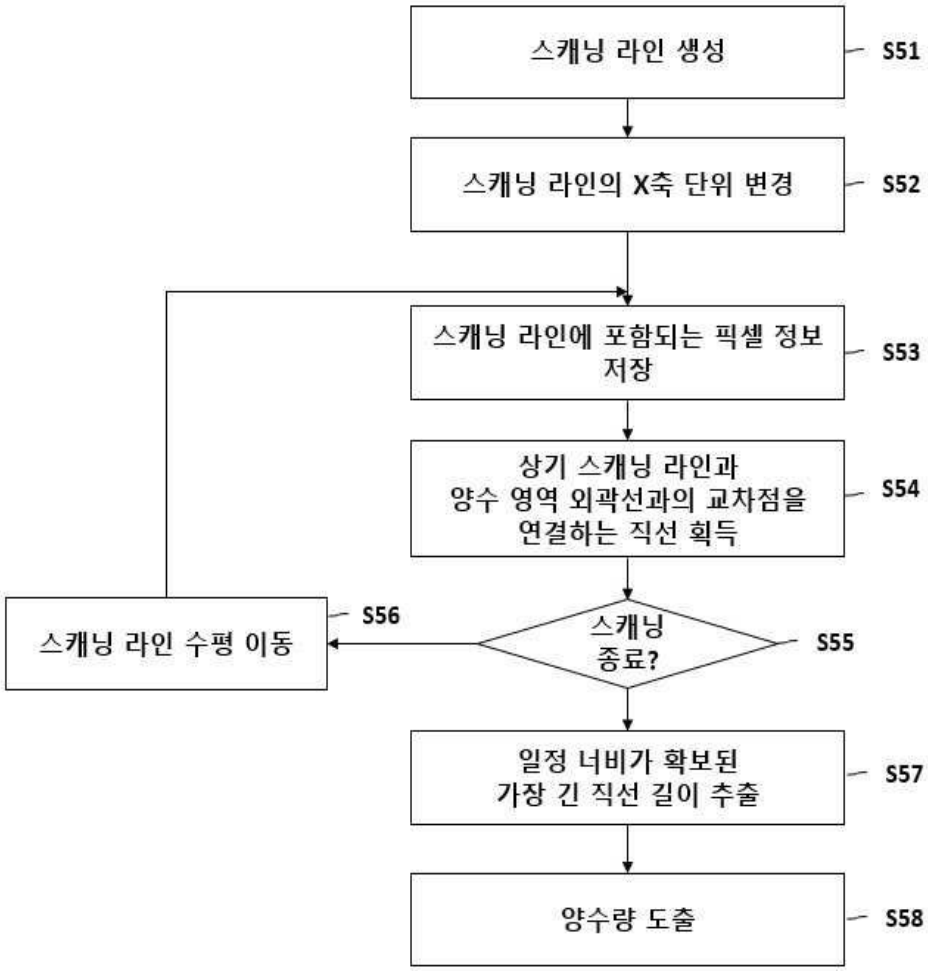
도면6


양수 부분 예측 이미지 획득 및 크기 통일(S41)
양수 영역 좌표 값 획득(S42)
관심 영역 추출 및 보정(S43)

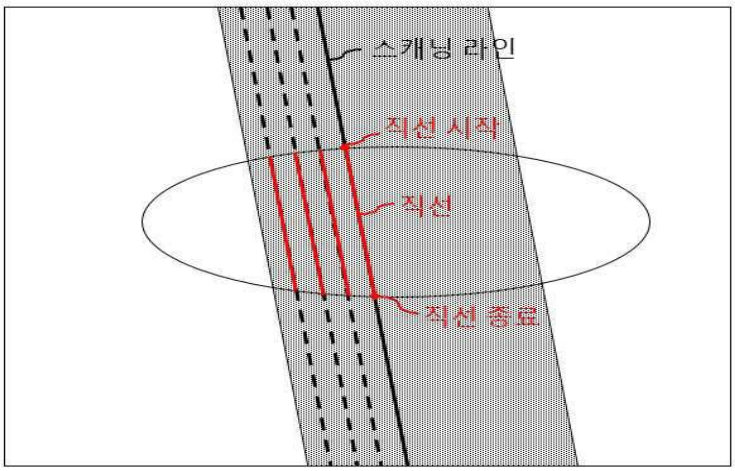
도면7


보정된 관심 영역
반시계방향으로
10 ° 회전
카메라 촬영 각도 = 100 °
관심 영역
카메라 촬영 각도 = 90°
보정 없음
카메라 촬영 각도 = 80 °
시계방향으로
10 ° 회전

도면8


스캐닝 라인 생성
S51
스캐닝 라인의 X축 단위 변경
S52
스캐닝 라인에 포함되는 픽셀 정보 저장
S53
상기 스캐닝 라인과 양수 영역 외곽선과의 교차점을 연결하는 직선 획득
S54
스캐닝 종료?
S55
스캐닝 라인 수평 이동
S56
일정 너비가 확보된 가장 긴 직선 길이 추출
S57
양수량 도출
S58

도면9


스캐닝 라인
직선 시작
직선
직선 종료

도면10

<table>
<tr><td>열 단위로 0 이외의 값을 가지는 픽셀 개수 카운팅(S56-1)</td><td>색 팔레트 표시 영역 제외(S56-2)</td></tr>
<tr><td></td><td></td></tr>
<tr><td>픽셀 개수 기반으로 기준 열 선택(S56-3)</td><td>픽셀과 mm간 비율 도출 (S56-4)</td></tr>
<tr><td></td><td></td></tr>
</table>

도면11

