



(19) 대한민국특허청(KR)  
 (12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2008년11월26일  
 (11) 등록번호 10-0870412  
 (24) 등록일자 2008년11월19일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2005-0116319  
 (22) 출원일자 2005년12월01일  
 심사청구일자 2007년02월23일  
 (65) 공개번호 10-2007-0058070  
 (43) 공개일자 2007년06월07일

(56) 선행기술조사문헌

KR20050097298 A

Journal of Zhejiang University SCIENCE "Liver fibrosis identification based on ultrasound images captured under varied imaging protocols"

Ultrasound in Medicine and Biology, Volume 24 Number 9 "THREE-DIMENSIONAL ULTRASOUND IMAGING"

전체 청구항 수 : 총 8 항

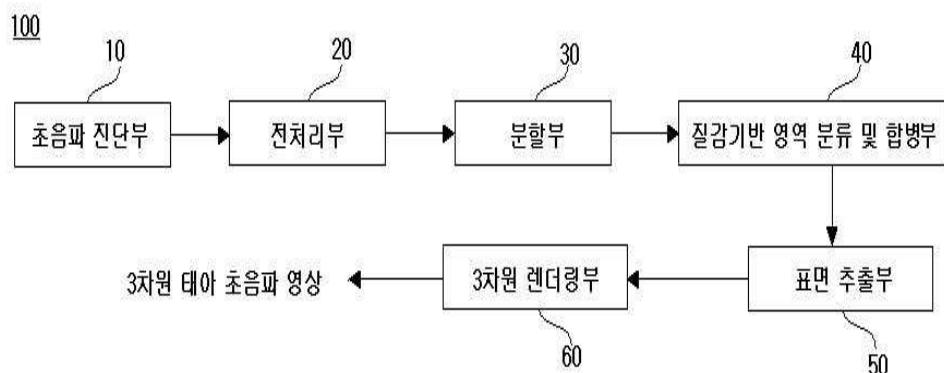
심사관 : 박미정

(54) SVM 기반 질감분류를 이용하여 추출된 태아의 표면영상을 기초로 태아의 3차원 초음파 영상을 형성하는 초음파 시스템 및 방법

### (57) 요 약

태아 영역과 비태아 영역을 자동적으로 쉽게 분리하여 보다 정확하게 태아의 표면을 추출할 수 있는, SVM(support vector machines) 기반 질감분류를 이용한 초음파 영상의 태아 표면 추출 방법을 제공한다. 본 발명에서는, SVM에 기반한 질감 분류를 이용하여 태아의 3차원 초음파 블롭 데이터로부터 자동적으로 태아의 전면부분을 추출한다.

**대 표 도** - 도1



(72) 발명자  
권의철  
서울 강남구 도곡2동 개포한신아파트 3-811

옹웬 텐중  
베트남, 하노이, 하이 바 트령 디스트릭트, 리빙  
쿼터 박코아 룸212, 블럭 케이 6 에이

---

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

대상체와 상기 대상체의 주변에 대한 3차원 볼륨 데이터-상기 볼륨 데이터는 다수의 프레임으로 이루어짐-을 제공하는 초음파 진단부;

상기 다수의 프레임에서 소정 개수의 키 프레임을 선택하는 전처리부;

각 키 프레임을 대상 영역과 비대상 영역으로 분할하는 분할부;

상기 대상 영역과 비대상 영역을 질감에 따라 대상 하부영역과 비대상 하부영역으로 분류한 후 각 키 프레임에서 상기 비대상 하부영역을 제거하고 상기 대상 하부영역을 합병하는 질감기반 영역 분류 및 합병부;

상기 비대상 하부영역을 제거하고 상기 대상 하부영역을 합병한 상기 키 프레임에서 상기 대상체의 윤곽을 추출하고 상기 추출된 윤곽을 연결하여 상기 대상체의 3차원 표면을 결정하는 표면 추출부; 및

상기 결정된 3차원 표면으로 이루어지는 마스크 볼륨(masked volume)을 형성하고, 상기 마스크 볼륨을 렌더링하여 상기 대상체의 3차원 초음파 영상을 형성하는 3차원 렌더링부

를 포함하는 초음파 시스템.

### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 대상체는 태아이고,

상기 대상영역은 태아영역이고,

상기 비대상영역은 양수영역 및 모체 복부 영역을 포함하는 비태아영역인, 초음파 시스템.

### 청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 분할부는,

상기 다수의 키 프레임 중 하나의 키 프레임에 ROI(region of interest)를 설정하고,

상기 설정된 ROI를 각 키 프레임에 반영하고,

LoG (Laplacian-of-Gaussian) 오퍼레이션(operation)을 이용하여 각 키 프레임의 ROI를 상기 태아 영역 및 상기 비태아 영역으로 분할하고,

LoG오퍼레이션이 수행된 ROI를 개략분할하여, 상기 ROI에서 양수 영역을 제거하고,

개략분할된 영역을 동질성을 가진 하부영역으로 미세분할하는, 초음파 시스템.

### 청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 질감기반 영역 분류 및 합병부는,

상기 각 키 프레임을 다양한 크기의 비중첩(non-overlapping) 블럭들로 나누고,

상기 각 블럭의 BDIP(block difference inverse probabilities) 모멘트와 BVLC(block variation of local correlation coefficients) 모멘트를 구하여 상기 미세분할에 따라 얻어진 하부영역의 질감을 측정하고,

SVM(support vector machine)을 이용하여 상기 하부영역을 태아영역과 비태아 영역으로 분류하는, 초음파 시스템.

### 청구항 5

a) 대상체와 상기 대상체의 주변에 대한 3차원 볼륨 데이터-상기 3차원 볼륨 데이터는 다수의 프레임으로 이루

어짐-을 제공하는 단계;

- b) 상기 다수의 프레임에서 소정 개수의 키 프레임을 선택하는 단계;
- c) 각 키 프레임을 대상 영역과 비대상 영역으로 분할하는 단계;
- d) 상기 대상 영역과 상기 비대상 영역을 질감에 따라 대상 하부영역과 비대상 하부영역으로 분류한 후 각 키 프레임에서 상기 비대상 하부영역을 제거하고 상기 대상 하부영역을 합병하는 단계;
- e) 상기 비대상 하부영역을 제거하고 상기 대상 하부영역을 합병한 상기 키 프레임에서 상기 대상체의 윤곽을 추출하고 상기 추출된 윤곽을 연결하여 상기 대상체의 3차원 표면을 결정하는 단계; 및
- f) 상기 결정된 3차원 표면으로 이루어지는 마스크 볼륨(masked volume)을 형성하고, 상기 마스크 볼륨을 렌더링하여 상기 대상체의 3차원 초음파 영상을 형성하는 단계

를 포함하는 초음파 영상 형성 방법.

## 청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 대상체는 태아이고,

상기 대상영역은 태아영역이고,

상기 비대상영역은 양수영역 및 모체 복부 영역을 포함하는 비태아영역인, 초음파 영상 형성 방법.

## 청구항 7

제 6 항에 있어서, 상기 단계 c)는

상기 다수의 키 프레임 중 하나의 키 프레임에 ROI(region of interest)를 설정하는 단계;

상기 설정된 ROI를 각 키 프레임에 반영하는 단계;

LoG (Laplacian-of-Gaussian) 오퍼레이션(operation)을 이용하여 각 키 프레임의 ROI를 상기 태아 영역 및 상기 비태아 영역으로 분할하는 단계;

LoG 오퍼레이션이 수행된 ROI를 개략분할하여, 상기 ROI에서 양수 영역을 제거하는 단계; 및

개략분할된 영역을 동질성을 가진 하부영역으로 미세분할하는 단계를 포함하는, 초음파 영상 형성 방법.

## 청구항 8

제 7 항에 있어서, 상기 단계 d)는

상기 각 키 프레임을 다양한 크기의 비중첩(non-overlapping) 블럭들로 나누는 단계;

상기 각 블럭의 BDIP(block difference inverse probabilities) 모멘트와 BVLC(block variation of local correlation coefficients) 모멘트를 구하여 상기 미세분할에 따라 얻어진 하부영역의 질감을 측정하는 단계; 및

SVM(support vector machine)을 이용하여 상기 하부영역을 태아영역과 비태아 영역으로 분류하는 단계를 포함하는, 초음파 영상 형성 방법.

## 명세서

### 발명의 상세한 설명

#### 발명의 목적

#### 발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파 시스템에 관한 것으로, 특히 SVM 기반 질감분류를 이용하여 영상 내에서 태아의 표면 영상을

추출하는 초음파 시스템 및 방법에 관한 것이다.

- <23> 최근 급진적으로 발전한 3차원 초음파 영상은 의료분야 특히, 산과의 진단에 중요한 영향을 미치고 있다. 산과에서는 3차원 초음파 영상 시스템을 이용하여 복잡한 해부학적인 구조를 용이하게 판단하고 표면의 작은 결함을 스캔 분석하며, 기관의 크기를 측정하고, 골격을 3차원적으로 조사한다. 나아가, 3차원 초음파 영상 시스템은 3차원 영상에 기초하여 태아를 조각과 같이 재구성하여 보이는 투시 영상을 생성할 수도 있다.
- <24> 3차원 태아 영상에는 일반적으로 상당량의 복벽(abdominal wall) 또는 양수 내에 태아와 함께 있는 부유물이 태아와 함께 나타난다. 따라서, 데이터의 크기를 감소시키면서 이물질에 의해 가려지지 않은 태아의 영상을 얻기 위해서는, 3차원 초음파 영상에서 태아 영역을 분리해내야 한다.
- <25> 일반적으로, 3차원 초음파 영상에서 태아영역과 그 주변영역을 분리하는 방법은, 관심영역(region-of-interest, ROI) 선택, 표면 추출 및 원하지 않는 영역을 제거하기 위한 영역 분할을 포함한다.
- <26> 3차원 초음파 영상 시스템은 볼륨 데이터(volume)를 이루는 2차원 슬라이스(slice) 즉, 프레임 내에 대상체를 둘러싸는 ROI(region of interest)를 결정하고, ROI를 결합하여 VOI(volume of interest)를 형성한다.
- <27> ROI의 선택은 수동적으로 진행될 수 있다. 이 경우, 사용자는 기하학적인 형상을 편집, 컴퓨팅하기 위한 편집수단을 이용하여 ROI를 선택한다. 한편, ROI의 자동선택은 대상체에 관한 선형적인 특성들이 알려졌을 때 실행될 수 있다.
- <28> 태아의 표면을 추출하기 위해, 각 차원 단면 프레임에서 태아의 영역을 분할하고, 윤곽(contour)을 설정하여 합성한다.
- <29> 한편, 임신 기간에 따라 태아의 초음파 영상은 다양하게 변화한다. 즉, 임신 기간에 따라 양수의 높이, 태아의 형상, 모체 내 태아의 위치가 변한다. 상대적으로 낮은 정밀도를 요구하는 ROI 자동설정은 임신기간에 따른 양수의 높이와 태아의 형상 정보 등에 기초하여 진행될 수 있으나, 높은 정밀도를 요구하는 윤곽의 설정은 자동으로 진행되기가 어렵다.

### 발명이 이루고자 하는 기술적 문제

- <30> 본 발명은 태아 영역과 비태아 영역을 자동적으로 쉽게 분리하여 보다 정확하게 태아의 표면을 추출하는, SVM 기반 질감분류를 이용하여 추출된 태아의 표면 영상을 기초로 태아의 3차원 초음파 영상을 형성하는 초음파 시스템 및 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.

### 발명의 구성 및 작용

- <31> 본 발명의 일양태에 따른 초음파 시스템은, 대상체와 상기 대상체의 주변에 대한 3차원 초음파 영상-상기 3차원 초음파 영상은 다수의 프레임으로 이루어짐-을 제공하는 초음파 진단부; 상기 다수의 프레임에서 정해진 개수의 키 프레임을 선택하는 전처리부; 각 키 프레임에서 대상 영역과 비대상 영역을 분할하는 분할부; 상기 분할된 대상영역과 비대상 영역을 질감에 따라 대상영역과 비대상 영역으로 분류 및 합병하는 질감기반 영역 분류 및 합병부; 상기 질감에 따라 분류된 상기 비대상 영역을 상기 각 키 프레임에서 제거하고, 각 키 프레임에서 서로 인접한 대상 영역을 병합하여 하나의 대상 영상을 형성한 다음, 각 키 프레임의 대상영상으로부터 대상체 전면의 윤곽을 추출하는 표면 추출부; 및 각 키 프레임에서 추출한 대상체의 전면을 매칭 및 연결하여 대상체의 3차원 표면을 결정하고, 결정된 3차원 대상체 표면으로 이루어지는 마스크 볼륨(masked volume)을 형성하고, 상기 마스크 볼륨을 렌더링하여 3차원 초음파 영상을 형성하는 3차원 렌더링부를 포함한다.
- <32> 본 발명의 다른 양태에 따른 초음파 영상 형성 방법은, 대상체와 상기 대상체의 주변에 대한 3차원 초음파 영상-상기 3차원 초음파 영상은 다수의 프레임으로 이루어짐-을 제공하는 단계; 상기 다수의 프레임에서 정해진 개수의 키 프레임을 선택하는 단계; 각 키 프레임에서 대상 영역과 비대상 영역을 분할하는 단계; 상기 분할된 대상영역과 비대상 영역을 질감에 따라 대상영역과 비대상 영역으로 분류 및 합병하는 단계; 상기 질감에 따라 분류된 상기 비대상 영역을 상기 각 키 프레임에서 제거하고, 각 키 프레임에서 서로 인접한 대상 영역을 병합하여 하나의 대상 영상을 형성한 다음, 각 키 프레임의 대상영상으로부터 대상체 전면의 윤곽을 추출하는 단계; 및 각 키 프레임에서 추출한 대상체의 전면을 매칭 및 연결하여 대상체의 3차원 표면을 결정하고, 결정된 3차원 대상체 표면으로 이루어지는 마스크 볼륨(masked volume)을 형성하고, 상기 마스크 볼륨을 렌더링하여 3차원 초음파 영상을 형성하는 단계를 포함한다.
- <33> 이와 같이, 본 발명은 SVM(support vector machines)에 기반한 질감(texture) 분류를 이용하여 태아의 3차원

초음파 볼륨 데이터로부터 자동적으로 태아의 전면 부분(frontal surface)을 추출하는 초음파 시스템 및 방법을 제공한다. 태아는 모체의 자궁 내 양수에 떠 있으므로, 양수에 해당하는 어두운 영역을 제거함으로써 태아 전면의 주요부분을 추출할 수 있다.

- <34> 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명한다.
- <35> 도 1에 보이는 바와 같이 본 발명의 실시예에 따른 초음파 시스템은, 초음파진단부(진단부)(10), 전처리부(pre-processing unit)(20), 분할부(segmenting unit)(30), 질감기반 영역 분류 및 합병부(texture-based region classifying & merging unit)(40), 표면 추출부(50) 및 3차원 렌더링부(rendering unit)(60)를 포함한다.
- <36> 진단부(10)는 태아에 초음파를 송신하고, 태아로부터 반사되는 수신신호에 기초하여 형성된 볼륨 데이터(volume data)를 제공한다. 볼륨데이터는 다수의 2차원 슬라이스(slice) 즉, 프레임으로 이루어진다.
- <37> 전처리부(20)는 상기 다수의 프레임에서 소정개수의 키 프레임(key frame)을 선택한다. 보통 태아영역과 관련된 정보가 많이 포함된 프레임들은 볼륨 중심에 위치하고, 상대적으로 태아 영역에 대한 정보가 적은 프레임들은 볼륨의 끝에 위치한다. 이러한 특성을 이용하여 전처리부(20)는 볼륨 데이터를 이루는 다수의 프레임 중에서 중심 프레임 주변의 프레임들을 키 프레임(key-frame)으로 선택한다. 보다 상세하게 설명하면, 중심 프레임을 기준으로 좌·우에 위치하는 프레임 중에서 밝기 평균값이 중심 프레임의 밝기 평균값과 임계값 이상으로 차이가 나는 두 프레임을 경계 프레임으로 선택한다. 중심 프레임을 포함하여 두 경계 프레임 사이의 모든 프레임을 키 프레임으로 선택한다. 도2a는 볼륨 데이터를 이루는 프레임들이 동일 간격으로 위치하는 것을 보이며, 도 2b는 프레임들 중에서 선택된 5개의 키 프레임들을 보이고 있다.
- <38> 분할부(30)는 중심 프레임 내에 태아영역과 비태아 영역을 정확하게 분리하기 위한 ROI(region of interest)를 설정한다. 이때, ROI의 왼쪽 경계(left limit)가 태아와 모체 복부 사이의 양수 영역에 위치하도록 ROI를 설정한다. ROI에는 태아영역과 비태아 영역의 일부가 포함되고, 비태아 영역에는 양수영역의 일부가 포함된다. 설정된 ROI를 각 키 프레임에 반영하고, 각 키 프레임의 ROI에 LoG (Laplacian-of-Gaussian) 오퍼레이션(operation)을 수행하여 각 키 프레임의 ROI 에서 태아영역과 비태아 영역의 경계를 구분하고, LoG오퍼레이션이 가해진 키 프레임의 ROI에서 양수영역을 제거하기 위한 개략분할(coarse segmentation) 실시하고, 개략분할된 영역을 동질성을 가진 하부영역으로 미세분할한다(fine segmentation).
- <39> 태아의 초음파 영상에서, 보통 태아와 모체의 복부 영역은 초음파 필스를 강하게 반사하는 고강도 밝은 영역에 해당한다. 반면, 태아를 둘러싸는 양수는 초음파 필스가 흡수되는 저강도 어두운 영역이다. 이와 같이, 태아 영역과 비태아 영역은 큰 밝기 변화가 있기 때문에 ROI 내에서 뚜렷한 경계를 갖는 밝은 부분을 감지하여 태아의 영역을 구분해낼 수 있다. 뚜렷한 경계를 갖는 태아영역과 비태아영역을 구분하기 위해 LoG오퍼레이션을 이용한다.
- <40> LoG 오퍼레이션에 따라 태아영역과 비태아 영역으로 구분된 각 키 프레임의 ROI영역에서 양수 부분에 해당하는 어두운 영역을 제거하기 위해 개략분할을 실시한다. 본 발명의 실시예에서는, 개략 분할로써 제로-교차감지(zero-crossing detection)를 실시하여 키 프레임에서 어두운 영역인 양수영역을 제거한다. 개략분할에 의해 각 키 프레임은 모체의 복부 및 부유물과 같은 비태아 영역, 태아 영역, 태아 영역과 비태아 영역의 혼합영역으로 분할된다. 도 3a는 원래 키 프레임을 보이고, 도 3b는 도 3a와 같은 키 프레임에서 왼쪽 경계에 의해 정해진 ROI를 보이며, 도 3c는 도 3b의 ROI에 LoG 오퍼레이터를 이용한 분할로 얻은 가장자리 맵(edge map)을 보이며, 도 3d는 개략분할을 실시한 상태를 보인다.
- <41> 미세분할은 개략분할된 영역을 동질성을 가진 하부 영역으로 분할하기 위해 실시한다. 초음파 영상의 특성상 복부 또는 양수가 태아영역과 함께 있을 때, 경계가 불명확한 가장자리들과 스펙클(speckle)이 개략 분할된 영역 내에 존재할 수 있다. 이러한 영역들은 중심연결 영역성장(centroid linkage region growing, CLRG)을 이용하여 개략분할된 영역들을 균일한 하부영역으로 미세분할하여 제거할 수 있다. 즉, 미세 분할은 보다 순수하게 태아 영역을 추출하기 위하여, 개략분할된 영역들을 보다 동질성을 가지는 하부영역으로 분할하기 위한 것이다.
- <42> 개략분할된 영역을 동질성을 가지는 하부영역으로 분할하기 위한 CLRG에서, 두 영역간의 동질성은 영역간의 거리에 의해 측정된다고 가정한다. 래스터 스캔(raster scan)을 통하여 이웃 영역에 대한 목표 픽셀(object pixel)의 거리를 계산한다. 이 거리가 충분히 가까우면 목표 픽셀은 이웃 영역에 병합되고, 병합된 영역이 다른 이웃 영역과 충분히 가까우면 두 영역은 병합된다. 본 발명의 실시예에서는 거리 측정을 위해 CLRG는 증가 왜곡(incremental distortion)을 이용한다. 병합이 진행될 때, 수학식 1과 같은 증가 왜곡이 일어난다.

## 수학식 1

$$\Delta D = D(R_i \cup R_j) - [D(R_i) + D(R_j)]$$

&lt;43&gt;

<44> 수학식 1에서  $D(R_i)$ 은 제곱근사오차(squared approximation error)의 합이다.

<45> 영역의 질감이 평균값으로 근사될 때, 증가 왜곡은 수학식 2와 같이 표현된다.

## 수학식 2

$$\Delta D = \frac{N_i N_j}{N_i + N_j} (\mu_i - \mu_j)^2$$

&lt;46&gt;

<47> 수학식 2에서  $N_i, N_j$ 는 각각 i번째 미세분할된 영역  $R_i$ 와 j번째 미세분할된 영역  $R_j$ 의 픽셀 수를 나타내고,  $\mu_i, \mu_j$ 는 각각 영역  $R_i$  및 영역  $R_j$ 의 평균 밝기값을 나타낸다.

&lt;48&gt;

동질성 측정을 위한 임계값  $T_i$ 는 임의의 블록 데이터에 대해 개별 분할된 영역들이 경계가 불명확한 가장자리들과 스페클 등의 취약 경계(weak edge)를 지나는 것을 피하기 위해 각 개별 분할영역에 대해 적응적으로 (adaptively) 결정된다. 즉, 임계값  $T_i$ 는 수학식 3과 같이 주어진다.

## 수학식 3

$$T_i = \mu_i - c \cdot \sigma_i$$

&lt;49&gt;

<50> 수학식 3에서  $\mu_i$ 와  $\sigma_i$ 는 미세 분할된 하부영역  $R_i$ 의 밝기 값의 평균과 표준 편차이고, C는 상수이다. 도 3e는 평균 밝기 값으로 근사된 미세 분할된 하부영역들을 보이고 있다.

&lt;51&gt;

질감기반 영역 분류 및 합병부(40)는 미세분할에 따라 얻어진 하부영역을 질감에 따라 태아 하부영역 및 비태아 하부영역으로 분류한 후, 비태아 하부영역을 제거하고 각 키 프레임에서 서로 인접한 태아 하부영역을 병합하여 하나의 태아영상을 형성한다. 비슷한 평균 밝기 값을 갖는 태아 영역과 복부 영역이 병합될 때에 하부영역의 분류 문제가 발생한다. 그러나, 태아의 뼈와 조직이 초음파 펄스에 대해 다른 반사도를 나타냄에 따라, 태아영역과 모체의 복부영역은 각기 다른 밝기 변화 및 질감 평탄도(texture smoothness)를 갖는다. 영상 검색에 효과적인 특징을 갖는다고 알려진 BDIP(block difference inverse probabilities)와 BVLC(block variation of local correlation coefficients)를 사용하여 하부 영역들의 질감을 측정하고 이를 기반한 SVM(support vector machine)을 이용하여 하부 영역들을 태아영역과 비태아 영역으로 분류한다. 보다 정밀한 측정을 위해 하부영역의 질감은 다중창 BDIP와 BVLC 모멘트로 측정할 수 있다.

&lt;52&gt;

이하, BDIP와 BVLC에 대해 설명한다.

&lt;53&gt;

BDIP는 미세분할된 프레임의 블럭 내에서 밝기 값의 변화를 측정한다. BDIP는 블럭내 최대 픽셀값에서 블럭내 픽셀값을 뺀 값의 합에 대한 블럭내 최대 픽셀값의 비로 정의된다. 일반적으로,  $W \times W$  크기를 갖는 블럭의 BDIP는 수학식 4와 같이 정의된다.

## 수학식 4

$$\beta^k(l) = \frac{1}{W^2} \sum_{(i,j) \in B^k} \left[ \frac{\max_{(i,j) \in B^k} I(i,j) - I(l)}{\max_{(i,j) \in B^k} I(i,j)} \right]$$

&lt;54&gt;

<55> 수학식 4에서  $I(i,j)$ 는 블럭 내 픽셀  $(i,j)$ 의 밝기 값을 나타내고,  $l=(u,v)$ 는 영상 내 블럭의 위치를 나타낸다. 여기서  $k$ 는 블럭 내에 픽셀 쌍의 두 픽셀간 최대 거리로 정의된다. 즉  $W=k+1$ 이다. 블럭내 밝기 값의 변화에 비

례하여 BDIP가 커진다.

<56> BVLC는  $W \times W$  크기를 갖는 블럭의 네 방향( $-90^\circ, 0^\circ, -45^\circ, 45^\circ$ )에 따른 위치 상관계수(local correlation coefficients, LCCs)의 변화로써 정의된다. 각 방향에서의 LCC는 수학식 5와 같이 주어진다.

### 수학식 5

$$\rho^k(i) = \frac{\frac{1}{W^2} \sum_{(i,j) \in B_i^k} I(i,j)I(i + \Delta_i(k), j + \Delta_j(k)) - \mu_i\mu_{i+\Delta(k)}}{\sigma_i\sigma_{i+\Delta(k)}}$$

&lt;57&gt;

<58> 수학식 5에서  $i=(u,v)$ 는 영상 내에서 블럭의 위치이고,  $\mu_i$  및  $\sigma_i$ 는 각각 블록내 밝기의 국소평균(local mean)과 국소표준편차이다. 여기서,  $\Delta(k)=(\Delta_i(k), \Delta_j(k))$ 는 이동된 블럭의 네 방향으로의 위치 변화를 나타낸다. 결과적으로,  $\mu_{i+\Delta(k)}$ 와  $\sigma_{i+\Delta(k)}$ 는  $\Delta(k)$  만큼 이동한 블럭의 평균과 표준 편차를 의미한다. 따라서, BVLC 값은 수학식 6과 같이 표현된다.

### 수학식 6

$$\gamma^k(i) = \max_{\Delta(k) \in O_i} [\rho^k(i)] - \min_{\Delta(k) \in O_i} [\rho^k(i)], \quad O_i = \{(0,0), (0,1), (1,0), (1,1)\}$$

&lt;59&gt;

<60> 수학식 6으로부터, 블럭 내에 거칠기(roughness)가 증가할수록 BLVC 값이 커짐을 알 수 있다.

&lt;61&gt;

태아 영역 및 비태아 영역의 질감 특성을 보다 잘 이용하기 위해, 다양한 크기를 갖는 윈도우들의 BDIP 및 BVLC 모멘트가 계산된다. 이러한, BDIP 및 BVLC 모멘트는 다중 윈도우 BDIP (MW-BDIP) 및 다중 윈도우BVLC (MW-BVLC) 모멘트로 일컬어진다. MW-BDIP 및 MW-BVLC 모멘트는 영상 검색의 효율적인 질감 특징을 갖는다고 알려져 있다. 본 발명에서는 SVM을 이용하여 하부영역을 태아 영역과 비태아 영역으로 분류하는데, MW-BDIP 및 MW-BVLC 모멘트에 기초하여 SVM의 특성벡터를 얻고, 이 특성벡터를 이용하여 태아영역과 복부 영역의 밝기 변화와 조직의 평탄도를 특징화한다.

&lt;62&gt;

BDIP와 BVLC 모멘트를 계산하기 전에, 키 프레임을 다양한 크기의 비중첩(non-overlapping) 블럭으로 나눈다. 이는 ROI 결정과 유사하며, 유일한 차이점은 BDIP와 BVLC 모멘트의 계산을 위한 블럭 분리에서 임계값이 각 분할 영역에 대해 결정된다는 것이다.  $(k+1)^2$  크기를 갖는 윈도우에 대한 특성벡터  $\mathbf{x}^k$ 는 수학식 7과 같이 BDIP와 BVLC 모멘트의 조합으로 정의된다.

### 수학식 7

$$\mathbf{x}^k = [\mu_1^k(D), \mu_2^k(D), \dots, \mu_n^k(D), \mu_1^k(V), \mu_2^k(V), \dots, \mu_n^k(V)] \quad k=1, 2, 3$$

&lt;63&gt;

<64> 수학식 7에서  $\mu_i^k(D)$  와  $\mu_i^k(V)$ 는 각  $k$ 에 대한 i번째 분류의 BDIP와 BVLC 평균을 나타낸다. 특성벡터  $\mathbf{x}^k$  ( $k=1, 2, 3$ )이 계산되고, SVM에 대한 다중 윈도우 특성 벡터는 특성벡터들의 조합으로써 얻어진다. SVM 계산에서 변화가 큰 특성벡터가 우세해지는 것을 피하기 위해, 특성벡터들의 성분(component)은 훈련 DB(training data base)로부터 계산된 변화에 의해 수학식 8에 따라 정규화된다.

### 수학식 8

$$\mathbf{x} = \left[ \frac{\mathbf{x}^1}{\sigma^1}, \frac{\mathbf{x}^2}{\sigma^2}, \frac{\mathbf{x}^3}{\sigma^3} \right]$$

&lt;65&gt;

<66> 수학식 8에서 나눗셈은 성분별로 이루어지며,  $\sigma^k$ 는 각  $k$ 에 대해 훈련된 DB로부터 계산된 표준 편차를 나타낸다.

<67>  $k=1$ 에 대한 미세 분할 영역의 BDIP 및 BVLC의 예를 도 4a 및 도 4b에 각각 보이고 있다. 도 4a 및 도 4b는 각 하부영역의 밝기 값 차이가 양호하게 구별되도록 DR(dynamic range)을 증가시키고 히스토그램을 균등화(histogram equalization) 시켜 얻은 것이다.

<68> +1 또는 -1로 분류되는 클래스  $y_i (y_i \in \{\pm 1\})$ 에 각 특성 벡터  $x_i$ (특성벡터  $x_i \in \mathbb{R}^M$ )는가 속할 때, 예시들(examples)의 훈련군(training set)을  $\{(x_i, y_i), i=1, \dots, N\}$ 라 한다. SVM 분류기(classifier)는 두 클래스를 분리하는 초평면(hyperplane)에 기초하는데, 초평면으로부터 각 클래스의 거리는 최대화된다. 라그랑지 승수(Lagrange multipliers)  $a_i$ , ( $i=1, 2, \dots, N$ )를 도입하여, 구속된 2차 최적화 문제를 해결함으로써 유일한 최적 초평면을 형성할 수 있다. 이때, 구속된 2차 최적화 문제의 해는 써포트 벡터(support vector)의 하위 집합으로 표현될 수 있다. 선형적으로 분리할 수 있는 데이터는 초평면을 분석하여 얻을 수 있는 반면에, 선형적으로 분리할 수 없는 데이터- 이러한 데이터는 실질적인 분리 문제에 보통 나타남-는 입력 특성벡터를 고차 특성 벡터 공간에 맵핑하기 위한 적절한 비선형 연산자  $\Phi(\cdot)$ 를 이용하여 분석할 수 있다. 상세한 수학적 유도는 생략하고, 다음의 수학식 9와 같이 비선형 분리기를 이용하여 새로운 샘플  $x$ 를 분류할 수 있다.

## 수학식 9

$$f(x) = \text{sgn} \left( \sum_{i=1}^N a_i y_i \Phi(x_i) \Phi(x) + b \right) = \text{sgn} \left( \sum_{i=1}^N a_i y_i K(x_i, x) + b \right)$$

<69> 여기서  $K$ 는 메르세의 정리(Mercer's theorem)를 만족하는 커널 함수(kernel function)이다. 통상적으로 사용되는 커널 함수는 고차 다항식(polynomials), 가우시안 RBF(Gaussian radial basic function) 및 태그-시그모이드(tag-sigmoid)이다. 본 발명의 실시예에서는 미세 분할 영역을 분류하기 위해 다른 SVM 분류기 보다 우수한 가우시안 RBF 비선형 커널을 이용한 SVM 분류기를 이용한다.

<71> 표면 추출부(50)는 각 키 프레임에서 태아 윤곽을 추출하고 그 추출된 태아 윤곽을 연결함으로써 태아의 3차원 표면을 결정한다. 즉, 각 키 프레임에서 수평 검색으로 태아 표면에 속하는 각 수평 라인상의 첫번째 픽셀을 찾아 태아 전면의 윤곽을 얻는다. 도 5는 SVM을 이용한 태아영역/비태아 영역 분류 후, 태아영역으로 분류된 영역들을 합병한 결과를 보이고, 도 6은 전면 영상(frontal view)에서 태아의 표면을 추출한 결과를 보이며, 도 7a 내지 도 7d는 각기 다른 키 프레임에서 태아의 표면을 추출한 결과를 보인다.

<72> 3차원 렌더링부(rendering unit)(60)는 마스크 볼륨(masked volume)을 형성하고, 마스크 볼륨을 렌더링하여 3차원 영상을 형성한다. 마스크 볼륨은 모체의 복부와 부유물 등이 제거된 3차원 표면으로만 이루어진다. 대상체 표면의 공간적 연속성(spatial continuity)을 고려하면, 각 키 프레임 내에서 추출된 태아의 표면을 이용하여 3차원 태아 영상을 형성할 수 있다. 연속되는 두 키 프레임에서 얻은 태아의 표면 윤곽은, 두 키 프레임 사이의 모든 삽입 프레임의 선형 내삽을 위해 이용된다. 끝의 두 키 프레임에서 표면윤곽을 추출하여 그 이후의 프레임들을 외삽한다. 이러한 프레임들은 적은 시각 정보를 가지고 있기 때문에, 구현된 영상의 질에 영향을 미치지 않는다. 결정된 3차원 표면으로부터 마스크 볼륨 데이터(masked volume data)를 생성할 수 있다. 3차원 표면 밖의 데이터는 빈 것으로 간주한다. 도 8a, 도 9a, 도 10a, 도 11a 및 도 12a는 원래 볼륨 데이터에서 얻어진 2차원 키 프레임을 보이고, 도 8b, 도 9b, 도 10b, 도 11b 및 도 12b는 2차원 키 프레임으로부터 생성된 마스크된 볼륨을 보인다.

<73> 이하, 본 발명의 실험예를 설명한다.

### 1. 사전 준비

<74> 본 발명에 따른 자동 표면 추출의 효과를 평가하기 위해 임신기간이 다른 다양한 크기의 3차원 태아 영상 40개를 준비하였다. 각 3차원 태아 영상에서 세지털(Sagittal) 방향으로 분할된 다수의 프레임 중, 중심 프레임 주변의 10개 프레임을 선택하여 모든 프레임의 수가 400이 되도록 하였다.

<75> 모든 400 프레임에서, 태아 영역과 모체의 복부 영역에서 각각 두개의 비중첩 영역들(non-overlapping regions)을 선택하였다. 비중첩 영역들의 크기는  $M \times M$ 이었다. 비중첩 영역의 크기는 모든 프레임에서 비중첩 영역에 복부의 주변과 부유물이 포함되지 않도록 결정해야 한다. 본 실험에서는  $M$ 은 32로 결정하였다. 선택된 1600개의 영역을 두 그룹으로 랜덤하게 나누어, 각 그룹이 400개의 태아 영역과 400개의 비태아 영역으로 이루어지도록

하였다.

<77> 개략 분할에서, 다른 표준편차 값들의 훈련을 통하여 가장 우수한 분할결과를 보인 표준편차 9인 조건( $\sigma=9$ )으로 LoG를 적용하였다. 작은 영역을 제거하기 위해, 임계값 100( $T_{size}=100$ ) 보다 작은 영역을 제거하였다.

<78> BDIP 및 BVLC 계산을 위해, 블럭의 크기는  $2 \times 2$ 로 하였다. 가우시안 RBF 커널을 이용하여 SVM 분류기를 선택할 때, 훈련군에 대한 4중 교차 검증 과정(four-fold cross-validation procedure)에 의해 폭(w) 및 조절인자(regularization factor) C의 최적 변수를 위한 그리드 검색(grid search)을 실시한다. 가장 정확도가 높은 교차-검증으로, 영역 분류를 위해 표준편차가 2이고, 조절인자가 15인( $\sigma=2$ ,  $C=15$ ) SVM 분류기가 구성된다. BDIP와 BVLC 모멘트 계산에서 블럭 분류를 위한 클래스 수는 4로 결정하였다.

## 2. 효과 평가

<80> SVM의 민감도(sensitivity)와 특이도(specificity) 사이의 교환조건(trade-off)을 개괄적으로 표현하기 위해 ROC(receiver operating characteristic) 분석을 사용하였다. 제안된 특성벡터의 역할에 대한 BDIP 와 BVLC 모멘트의 기여도를 조사하기 위해, 이 특성벡터를 사용하여 훈련된 SVM의 ROI 커브와 BDIP 또는 BVLC를 배타적으로 사용하여 훈련한 SVM 커브를 비교하였다. 도 13에 보이는 바와 같이, BDIP와 BVLC 조합은 다른 조합보다 가장 우수한 SVM 성능을 보였다( $A_z=0.94$  아래의 커브).

<81> 표 1은 800 개의 태아영역 및 비태아 영역으로 이루어지는 테스트 셋에 대한 SVM 분류기의 성능을 보인다. 표1에 나타난 바와 같이 정확도(accuracy), 감도(sensitivity) 및 특이성(specificity)은 각각 93.38%, 95.5% and 91.25% 이었다. 나아가, SVM분류기를 400개의 키 프레임에 적용하였을 때 정확하게 추출된 표면윤곽은 시각적으로 368/400, 약 92%로 관찰되었다.

**표 1**

<82>

| 테스트 셋: 800 | 정확도              | 감도              | 특이성              |
|------------|------------------|-----------------|------------------|
| SVM 분류기 성능 | 747/800 (93.38%) | 382/400 (95.5%) | 365/400 (91.25%) |

## 3. 시각화

<84> 기하학적인 표현의 매개없이 바로 VOI를 처리함으로써 3차원 영상을 형성하기 위해 시각화는 광-주사법(ray-casting)에 기초한다. 마스크된 볼륨에 의해 정의된 데이터 만을 렌더링하기 때문에, 시스템은 태아의 초음파 영상을 실시간으로 디스플레이할 수 있다. 도 14a, 도 15a, 도 16a 및 도 17a는 종래 기술에 따라 형성한 태아의 3차원 초음파 사진이고, 도 14b, 도 15b, 도 16b 및 도 17b는 본 발명에 따라 형성한 태아의 3차원 초음파 사진이다.

### 발명의 효과

<85> 본 발명에 따라 태아의 3차원 초음파 영상으로부터 사용자의 개입없이 태아의 표면을 자동적으로 추출할 수 있다. 추출된 태아의 표면으로부터 볼륨으로부터 모체의 복부 등 주변영역이 제거되어 보다 선명한 3차원 태아초음파 영상을 얻을 수 있다.

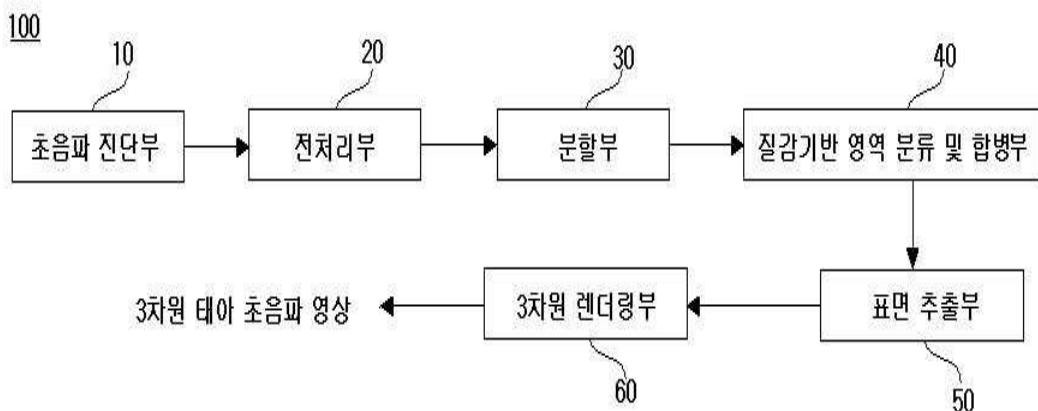
### 도면의 간단한 설명

- <1> 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 시스템의 구성을 보이는 블럭도.
- <2> 도2a는 볼륨 데이터를 이루는 프레임들이 동일 간격으로 위치하는 것을 보이는 예시도.
- <3> 도 2b는 볼륨 데이터를 이루는 프레임들 중에서 선택된 5개의 키 프레임들을 보이는 예시도.
- <4> 도 3a는 원래 키 프레임을 보이는 예시도.
- <5> 도 3b는 도 3a와 같은 키 프레임에서 선택된 ROI를 보이는 예시도.
- <6> 도 3c는 도 3b의 ROI에 LoG 오퍼레이터를 가하여 얻은 윤곽 맵(edge map)을 보이는 예시도.
- <7> 도 3d는 개략분할을 실시한 상태를 보이는 예시도.

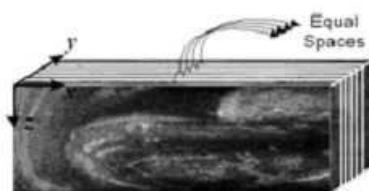
- <8> 도 3e는 평균 밝기 값으로 근사된 미세 분할된 영역들을 보이는 예시도.
- <9> 도 4a 및 도 4b는 각각 미세분할 영역을 BDIP 및 BVLC 값으로 표시한 예시도.
- <10> 도 5는 SVM을 이용한 태아영역/비태아 영역 분류 후, 태아영역을 합병한 결과를 보이는 예시도.
- <11> 도 6은 전면 영상에서 태아의 윤곽을 추출한 결과를 보이는 예시도.
- <12> 도 7a 내지 도 7d는 각기 다른 키 프레임에서 태아의 윤곽을 추출한 결과를 보이는 예시도.
- <13> 도 8a, 도 9a, 도 10a, 도 11a 및 도 12a는 원래 볼륨 데이터에서 얻어진 2차원 키 프레임을 보이는 예시도.
- <14> 도 8b, 도 9b, 도 10b, 도 11b 및 도 12b는 2차원 키 프레임으로부터 생성된 마스크된 볼륨을 보이는 예시도.
- <15> 도 13은 본 발명에 따른 특성벡터를 사용하여 훈련된 SVM의 ROI 커브와 BDIP 또는 BVLC를 베타적으로 사용하여 훈련한 SVM 커브를 비교하여 보이는 그래프.
- <16> 도 14a, 도 15a, 도 16a 및 도 17a는 종래 기술에 따라 형성한 태아의 3차원 초음파 사진.
- <17> 도 14b, 도 15b, 도 16b 및 도 17b는 본 발명에 따라 형성한 태아의 3차원 초음파 사진.
- <18> <도면의 주요부분에 대한 도면부호의 설명>
- |                 |                      |
|-----------------|----------------------|
| <19> 10: 진단부    | 20: 전처리부             |
| <20> 30: 분할부    | 40: 질감기반 영역 분류 및 합병부 |
| <21> 50: 표면 추출부 | 60: 3차원 렌더링부         |

## 도면

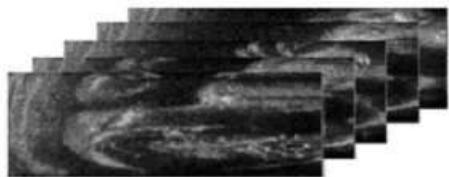
### 도면1



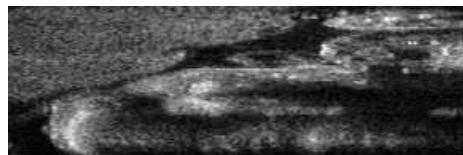
### 도면2a



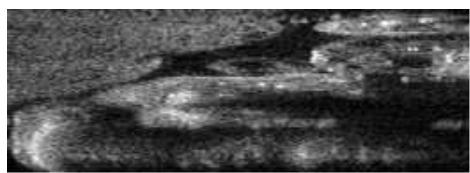
도면2b



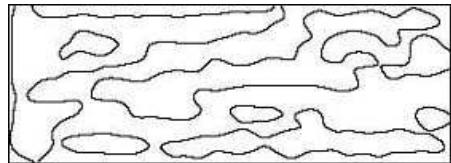
도면3a



도면3b



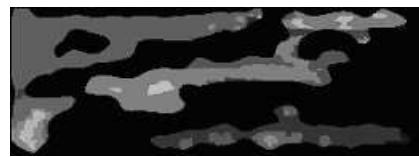
도면3c



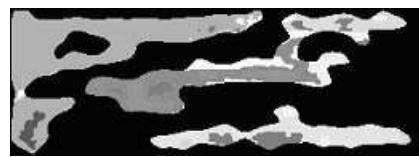
도면3d



도면3e



도면4a



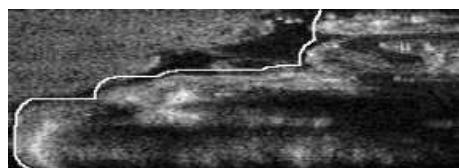
도면4b



도면5



도면6



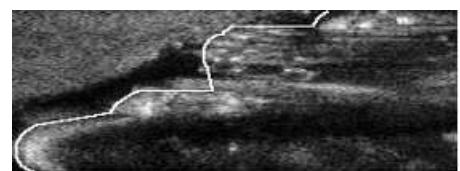
도면7a



도면7b



도면7c



도면7d



도면8a



도면8b



도면9a



도면9b



도면10a



도면10b



도면11a



도면11b



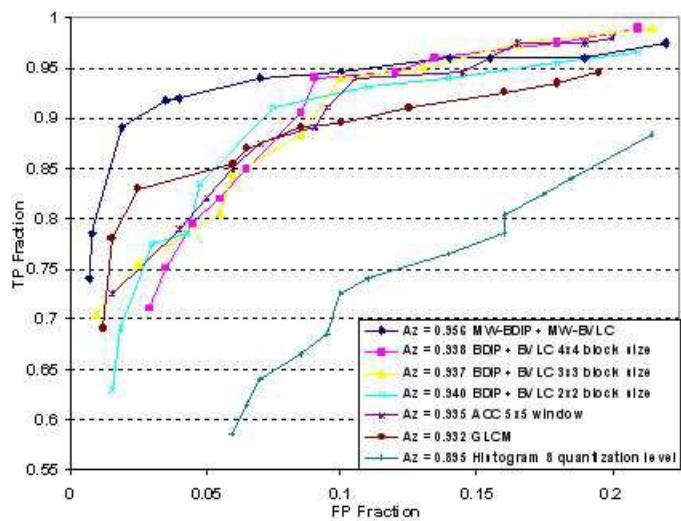
도면12a



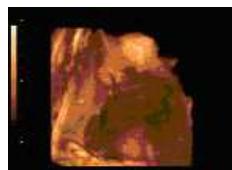
도면12b



도면13



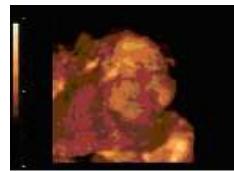
도면14a



도면14b



도면15a



도면15b



도면16a



도면16b



도면17a



도면17b



|                |                                                                                                                                  |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 基于使用基于SVM的纹理分类提取的胎儿的表面图像，形成胎儿的3D超声图像                                                                                             |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">KR100870412B1</a>                                                                                                    | 公开(公告)日 | 2008-11-26 |
| 申请号            | KR1020050116319                                                                                                                  | 申请日     | 2005-12-01 |
| [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                                                                                                                        |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 三星麦迪逊有限公司                                                                                                                        |         |            |
| [标]发明人         | KIM NAM CHUL<br>김남철<br>KIM SANG HYUN<br>김상현<br>KWON EUI CHUL<br>권의철<br>NGUYEN TIEN DUNG<br>응웬텐종                                  |         |            |
| 发明人            | 김남철<br>김상현<br>권의철<br>응웬텐종                                                                                                        |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                                                                                         |         |            |
| CPC分类号         | G06K9/4642 G06T2207/20132 G06T2207/10136 G06T7/0083 G06T19/00 G06T2207/30044 G06K2209/05 G06K9/342 G06T15/08 G06K9/3233 G06T7/12 |         |            |
| 代理人(译)         | CHU , 晟敏                                                                                                                         |         |            |
| 其他公开文献         | <a href="#">KR1020070058070A</a>                                                                                                 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                        |         |            |

### 摘要(译)

提供一种超声成像系统，包括：超声诊断单元，用于提供物体及其相邻区域的3D体数据，其中，3D体数据由多个帧形成;预处理单元，用于从帧中选择预定数量的关键帧;分割单元，用于将每个关键帧分割成对象区域和非对象区域;基于纹理的区域分类和合并单元，用于基于其纹理将对象和非对象区域分类为对象和非对象子区域，并去除非对象子区域并合并对象子区域;表面确定单元，用于提取关键帧中的对象的轮廓，并通过连接轮廓来确定对象的3D表面;渲染单元，用于利用3D表面形成遮蔽体积，并通过渲染遮蔽体积来形成对象的3D超声图像。

