



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2008년09월03일
(11) 등록번호 10-0856042
(24) 등록일자 2008년08월27일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2005-0094318

(22) 출원일자 2005년10월07일

심사청구일자 2006년10월12일

(65) 공개번호 10-2007-0039232

(43) 공개일자 2007년04월11일

(56) 선행기술조사문헌

EP1582150

[A] CENA, SPADACCINI: "A wavelet based data visualisation system" PROC OF THE EIGHTH COMPUTER SCIENCE RESEARCH CONFERENCE, April 1997 (1997-04), pages 37-41, XP002414845

(73) 특허권자

주식회사 메디슨

강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자

김남철

대구 수성구 범물동 67번지 우방미진하이츠 104-1103

오종환

경북 구미시 신평1동 45-3번지

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

백만기, 주성민

전체 청구항 수 : 총 10 항

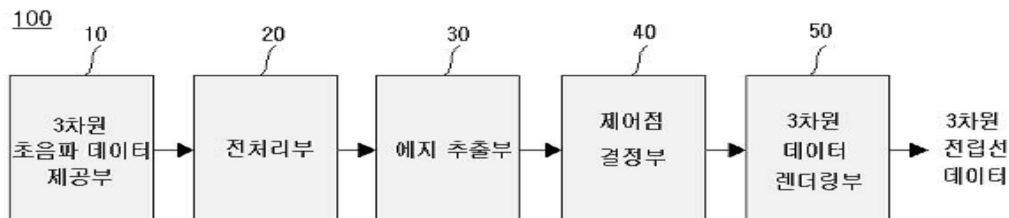
심사관 : 김태훈

(54) 웨이브렛 변환과 SVM을 이용하여 초음파 영상에서 대상체 볼륨을 추출하는 초음파 영상 시스템 및 방법

(57) 요약

본 발명은 웨이브렛 변환과 SVM을 이용하여 초음파 영상에서 전립선 볼륨을 추출하는 초음파 영상 시스템 및 방법을 제안한다. 본 발명에서는, 외부로부터 입력되는 3차원 초음파 데이터로부터 다수의 2차원 영상들을 얻고, 각 2차원 영상내 화소값의 평균 및 표준 편차를 정규화하여 정규화된 2차원 영상 데이터를 형성하고, 정규화된 2차원 영상 데이터를 웨이브렛 변환하여 웨이브렛 변환 데이터를 형성하고, 웨이브렛 변환 데이터로부터 대상체 에지 영상 데이터를 형성하고, 웨이브렛 변환 저대역 영상 데이터 및 에지 영상 데이터에 근거하여 SVM(support vector machine)을 이용해서 제어점을 결정하고, 제어점에 근거한 렌더링을 실시하여 대상체의 3차원 볼륨 데이터를 형성하여 대상체의 볼륨 데이터 추출한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

김상현

부산 해운대구 좌4동 동부아파트 103-603

곽종인

대구 서구 비산동 93-25

안치영

서울 금천구 독산1동 주공아파트 1316-607

특허청구의 범위

청구항 1

대상체의 3차원 초음파 영상 데이터 제공부;

상기 3차원 초음파 영상 데이터로부터 적어도 밝기를 포함하는 2차원 영상 데이터로써 표현되는 다수의 2차원 영상을 형성하는 전처리부;

상기 2차원 영상 데이터를 다수의 주파수로 웨이브렛 변환하여 웨이브렛 변환 영상 데이터로써 표현되는 웨이브렛 변환 영상을 형성하고, 상기 다수 주파수의 웨이브렛 변환 영상 데이터를 평균하여 에지(edge) 영상 데이터로써 상기 대상체의 에지를 보이는 에지 영상을 형성하는 에지 추출부;

상기 웨이브렛 변환 영상 데이터 및 상기 에지 영상 데이터에 근거하여 SVM(support vector machine)을 이용하여 상기 에지 영상에서 일정 영역 내에 있는 에지 중 가장 밝은 에지를 제어점으로 결정하는 제어점 결정부; 및
상기 제어점에 근거한 3차원 렌더링을 실시하여 상기 대상체의 3차원 볼륨 데이터를 형성하는 렌더링부를 포함하는 초음파 영상 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 대상체는 전립선인, 초음파 영상 시스템.

청구항 3

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,

상기 전처리부는 상기 각 2차원 영상의 상기 밝기를 포함하는 화소값의 평균 및 표준 편차를 정규화하여 상기 2차원 영상 데이터를 형성하는, 초음파 영상 시스템.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 렌더링부는 상기 2차원 영상, 상기 웨이브렛 변환 영상 및 상기 에지 영상 중 적어도 하나를 렌더링하는, 초음파 영상 시스템.

청구항 5

제 3 항에 있어서,

상기 제어점 결정부는,

상기 에지 영상에서 상기 대상체를 중심으로 복수의 방사선을 설정하고,

상기 각 방사선 상에서 밝기가 0보다 큰 다수의 1차 후보점을 선정하고,

상기 1차 후보점을 사이에 두고 위치하며 상기 방사선 방향을 따라 상기 대상체 중심에서 상대적으로 가까운 내부 창 및 상기 대상체 중심에서 상대적으로 먼 외부 창을 설정하고,

미리 지정된 주파수의 상기 웨이브렛 변환 영상에서 상기 내부 창과 외부 창의 밝기 평균을 비교하고,

상기 각 방사선 상에서 상기 다수의 1차 후보점 중 상기 외부 창의 밝기 평균이 상기 내부 창의 밝기 평균 보다 더 큰 점을 2차 후보점으로 선정하고,

상기 2차원 영상에서 상기 2차 후보점들의 특징 벡터(feature vector)를 형성한 후 상기 특징 벡터의 성분을 정규화하고,

상기 정규화된 특징 벡터를 이용하여 상기 SVM을 훈련시키고,

상기 훈련된 SVM을 이용하여 상기 에지 영상의 각 방사선 상에서 상기 2차 후보점들 중 가장 밝은 점을 3차 후

보점으로 선정하고,

상기 대상체의 기본 외형을 고려하여 상기 3차 후보점의 위치를 재조정하고,

상기 재조정된 3차 후보점 중 일정 거리 내에서 가장 밝은 대상체의 에지에 대응하는 점을 상기 제어점으로 결정하는, 초음파 영상 시스템.

청구항 6

대상체의 3차원 볼륨 데이터를 추출하는 방법에 있어서,

3차원 영상 데이터로부터 적어도 밝기를 포함하는 2차원 영상 데이터로써 표현되는 다수의 2차원 영상을 형성하는 단계;

상기 2차원 영상 데이터를 정규화하는 단계;

상기 정규화된 2차원 영상 데이터를 다수의 주파수로 웨이블릿 변환하여 웨이블릿 변환 영상 데이터로써 표현되는 웨이블릿 변환 영상을 형성하는 단계;

상기 다수 주파수의 웨이블릿 변환 영상 데이터를 평균하여 얻은 에지 (edge) 영상 데이터로써 상기 대상체의 에지를 보이는 에지 영상을 형성하는 단계;

상기 에지 영상 데이터를 역치화하여 역치화된 에지 영상을 형성하는 단계;

상기 역치화된 2차원 영상 데이터, 상기 웨이블릿 변환 영상 데이터 및 상기 역치화된 에지 영상 데이터에 근거하여 SVM(support vector machine)을 이용해서 상기 에지 영상에서 일정 영역 내에 있는 에지 중 가장 밝은 에지를 제어점으로 결정하는 단계; 및

상기 제어점에 근거한 3차원 렌더링을 실시하여 상기 대상체의 3차원 볼륨 데이터를 형성하는 단계를 포함하는 볼륨 데이터 추출 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 대상체는 전립선인, 볼륨 데이터 추출 방법.

청구항 8

제 6 항 또는 제 7 항에 있어서,

상기 2차원 영상 데이터를 정규화하는 단계에서, 상기 각 2차원 영상의 상기 밝기를 포함하는 화소값의 평균 및 표준 편차를 정규화하는, 볼륨 데이터 추출 방법.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 3차원 볼륨 데이터는 상기 정규화된 2차원 영상, 상기 웨이블릿 변환 영상 및 상기 역치화된 에지 영상 중 적어도 하나를 렌더링하여 형성하는, 볼륨 데이터 추출 방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 제어점을 결정하는 단계는,

상기 역치화된 에지 영상에서 상기 대상체를 중심으로 복수의 방사선을 설정하는 단계;

상기 각 방사선 상에서 밝기가 0보다 큰 점을 1차 후보점으로 선정하는 단계;

상기 1차 후보점을 사이에 두고 위치하며 상기 방사선 방향을 따라 상기 대상체 중심에서 상대적으로 가까운 내부 창 및 상기 대상체 중심에서 상대적으로 먼 외부 창을 설정하는 단계;

미리 지정된 주파수의 웨이브렛 변환 영상에서 상기 내부 창과 외부 창에서의 밝기 평균을 비교하는 단계;

상기 각 방사선 상에서 상기 다수의 1차 후보점 중 상기 외부 창의 밝기 평균이 상기 내부 창의 밝기 평균 보다 더 큰 점을 2차 후보점으로 선정하는 단계;

상기 역치화된 2차원 영상에서 상기 2차 후보점들의 특징 벡터(feature vector)를 형성한 후 상기 특징 벡터의 성분을 정규화하는 단계;

상기 정규화된 특징 벡터를 이용하여 상기 SVM을 훈련시키는 단계;

상기 훈련된 SVM을 이용하여 상기 역치화된 에지 영상의 각 방사선 상에서 상기 2차 후보점들 중 가장 밝은 점을 3차 후보점을 선정하는 단계;

상기 대상체의 기본 외형을 고려하여 상기 3차 후보점의 위치를 재조정하는 단계; 및

상기 재조정된 3차 후보점 중 일정 거리 내에서 가장 밝은 점을 상기 제어점으로 결정하는, 볼륨 데이터 추출 방법.

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

- <20> 본 발명은 초음파 영상 시스템 및 초음파 영상 처리 방법에 관한 것으로, 특히 초음파 영상에서 대상체, 보다 상세하게는 전립선의 볼륨 데이터를 자동으로 추출하는 초음파 영상 시스템 및 그 방법에 관한 것이다.
- <21> 전립선은 남성에게만 존재하는 밤톨(chestnut) 크기의 분비기관으로서 방광 아래에 위치하고 그 중심을 사정관과 요도가 관통한다. 따라서 전립선에 염증이 생기거나 비대해지면 여러 가지 비뇨기적 문제를 일으킬 수 있다. 전립선 관련 질병은 60세 이상의 노인 남성들에게 흔하게 발생하는 것으로 알려져 있으며, 실제로 미국의 경우 전립선 암으로 인한 사망자의 수가 전체 암 중에서 두 번째로 높은 것으로 집계되고 있다. 국내에서도 인구의 노령화와 생활의 서구화 및 경제 수준의 향상 등을 고려할 때 향후 지속적인 전립선 관련 질병 환자의 증가가 예상된다. 그러나, 전립선암은 조기에 발견될 경우 치료가 가능하기 때문에 조기진단이 무엇보다도 중요하다.
- <22> 저렴한 가격, 이동성 그리고 실시간 이미징 등의 장점 때문에 전립선암의 조기 진단과 치료를 위하여 초음파 영상 장비가 주로 사용된다. 현재 대부분의 병원에서는 각각의 전립선 단면 영상에 대하여 초음파 영상 장비의 화면 상에서 수동으로 윤곽을 추출하고 이를 토대로 부피 정보를 얻는다. 이렇게 수동으로 윤곽을 추출할 경우 시간이 많이 소모될 뿐만 아니라 동일한 사용자가 같은 단면 영상에서 반복적으로 윤곽을 추출할 경우에, 또는 여러 사용자가 동일한 단면에서 윤곽을 추출할 경우에 상이한 결과를 얻게 되는 단점이 있다.
- <23> 현재 사용자의 개입을 최소화하는 동시에 자동 또는 반자동으로 초음파 전립선 객체를 추출하고자 하는 연구가 활발히 진행되고 있다.
- <24> 이하, 종래의 웨이브렛 변환과 스네이크 알고리즘(snakes algorithm)을 이용하여 초음파 단면 영상에서 전립선 객체를 추출하는 방법을 설명한다.
- <25> 먼저 저대역 필터와 고대역 필터를 수평, 수직으로 다수번 적용시키는 웨이브렛 변환을 통하여 각 주파수의 영상을 얻고 그 중에서 스펙클(speckle) 잡음에 비해 전립선의 윤곽이 우세하게 나타나는 특정 주파수의 영상에 수동으로 초기 윤곽을 그린다.
- <26> 그 다음, 초기 윤곽이 그려진 영상 보다 한 단계 작은 주파수의 영상에서 초기윤곽을 기초로 스네이크 알고리즘

을 이용하여 윤곽을 찾는다. 이와 같은 과정을 최소 주파수까지 반복함으로써 점진적으로 상세하게 전립선의 윤곽을 찾는다.

<27> 이러한 종래 방법은 웨이브렛 변환 과정에서 저 대역 영상에서 스펙클 잡음의 영향을 줄일 수 있으며 웨이브렛 대역간의 상관도를 이용하여 윤곽의 타당성을 검토할 수 있는 장점이 있다. 반면에, 스네이크 알고리즘의 특성상 3차원 볼륨으로부터 얻은 모든 2차원 단면 영상에 사용자가 초기 윤곽을 일일이 직접 설정해야 하고 윤곽 추출 성능이 스네이크의 변수 값에 매우 의존적이라는 단점이 있다.

<28> 한편, 초음파 단면 영상으로부터 추출된 에지(edge)를 사용자가 연결하여 전립선의 윤곽을 추출하는 방법이 제안되었다. 이하, 이와 같은 종래 기술을 설명한다.

<29> 먼저 초음파 단면 영상에서 막대(stick) 모양의 필터와 비등방성 확산 필터 (anisotropic diffusion filter)를 이용하여 스펙클 잡음의 영향을 줄인다.

<30> 그 후 전립선의 모양이나 반사 형태(echo pattern)와 같은 사전에 입력된 정보에 기초하여 에지를 자동으로 추출한 후, 추출한 에지를 가이드로 해서 사용자가 그 위에 수동으로 전립선의 윤곽을 스케치한다. 이 방법은 사용자에게 상관 없이 거의 정확하고 동일한 결과를 얻을 수 있는 장점이 있지만, 막대 필터 및 입력 영상의 크기에 따라 수행 시간이 매우 길어질 수 있으며 윤곽을 스케치하는 과정에서 모든 초음파 단면 영상에 대하여 사용자가 개입해야 한다는 단점이 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

<31> 전술한 문제점을 해결하기 위한 본 발명은, 전립선의 초음파 영상에서 전립선의 볼륨을 자동으로 추출하는 초음파 영상 시스템 및 그 방법을 제공하는데 목적이 있다.

발명의 구성 및 작용

<32> 본 발명은 웨이브렛 변환과 SVM을 이용하여 전립선 볼륨을 추출하는 방법을 제공한다.

<33> 본 발명에 따른 초음파 영상 시스템은, 대상체의 3차원 영상 데이터를 포함하는 3차원 초음파 데이터 제공부; 상기 3차원 초음파 데이터로부터 다수의 2차원 영상들을 얻고, 각 2차원 영상내 화소값의 평균 및 표준 편차를 정규화하여 정규화된 2차원 영상 데이터를 형성하는 전처리부; 상기 정규화된 2차원 영상 데이터를 웨이브렛 변환하여 웨이브렛 변환 데이터를 형성하고, 상기 웨이브렛 변환 데이터에 기초하여 대상체의 에지 영상 데이터를 추출하여 에지 영상을 형성하는 에지 추출부; 상기 웨이브렛 변환 데이터 및 상기 에지 영상에 근거하여 SVM(support vector machine)을 이용해서 제어점을 결정하는 제어점 결정부; 및 상기 제어점에 근거한 렌더링을 실시하여 대상체의 3차원 볼륨 데이터를 형성하는 렌더링부를 포함한다.

<34> 본 발명에 따른 대상체의 볼륨 데이터 추출 방법은 3차원 초음파 데이터로부터 대상체의 3차원 영상 데이터를 추출하는 방법에 있어서, 외부로부터 입력되는 3차원 초음파 데이터로부터 다수의 2차원 영상들을 얻는 단계; 상기 각 2차원 영상내 화소값의 평균 및 표준 편차를 정규화하여 정규화된 2차원 영상 데이터를 형성하는 단계; 상기 정규화된 2차원 영상 데이터를 웨이브렛 변환하여 웨이브렛 변환 데이터를 형성하는 단계; 상기 웨이브렛 변환 데이터로부터 대상체 에지 영상 데이터를 형성하는 단계; 상기 웨이브렛 변환 저대역 영상 데이터 및 상기 에지 영상 데이터에 근거하여 SVM(support vector machine)을 이용해서 제어점을 결정하는 단계; 및 상기 제어점에 근거한 렌더링을 실시하여 대상체의 3차원 볼륨 데이터를 형성하는 단계를 포함한다.

<35> 이하, 본 발명에 따라 초음파 영상에서 대상체 예로써 전립선의 볼륨을 추출하는 초음파 영상 시스템 및 방법을 설명한다.

<36> 도 1에 보이는 바와 같이 본 발명에 따른 초음파 영상 시스템(100)은, 3차원 볼륨 데이터 제공부(10), 전처리부(20), 에지(edge) 추출부(30), 제어점 결정부(40) 및 3차원 렌더링부(50)를 포함한다. 3차원 볼륨 데이터 제공부(10)는 메모리 또는 프로브로 구현될 수 있다. 전처리부(20), 에지(edge) 추출부(30), 제어점 결정부(40) 및 3차원 렌더링부(50)는 하나의 프로세서로써 구현될 수도 있다.

<37> 본 발명의 설명에서 에지는 갑작스럽게 밝기의 변화가 일어나는 점을 통칭해서 말하고, 경계는 대상체, 예를 들어 전립선의 외곽을 말한다.

<38> 1. 전처리 과정

<39> 외부로부터 입력되는 3차원 볼륨 데이터로부터 2차원 단면 영상을 얻는 방법을 도 2를 참조하여 설명한다. 전처

리부(20)는 3차원 볼륨 데이터 제공부(10)로부터 입력되는 3차원 볼륨 데이터(VD)에 가상의 회전축(RX)을 설정하고, 회전축(RX)을 중심으로 일정한 각도(θ)로 회전하면서 다수의 2차원 단면 영상들을 얻는다. 본 발명의 실시예에서는, 하나의 3차원 볼륨 데이터로부터 30도씩 회전하면서 크기가 200×200 인 6장의 2차원 단면 영상들을 얻는다.

<40> 이어서, 각 단면 영상의 화소값, 바람직하게는 밝기(brightness) 및 대비(contrast)의 평균 및 표준 편차를 정규화 한다. 이때 초음파 영상에서 배경 영역 즉, 밝기가 0인 영역들은 정규화 대상에서 제외한다. 본 발명의 실시예에서는, 평균과 표준 편차를 각각 70과 40으로 설정한다.

<41> 도 3a 및 도 3b는 서로 다른 볼륨에서 얻은 초음파 단면 영상을 보이는 초음파 사진이고, 도 4a 및 도 4b는 각각 도 3a 및 도 3b의 2차원 단면 영상 데이터를 정규화하여 얻은 초음파 사진이다. 이와 같이, 정규화에 따라 입력 데이터에 관계없이 균일한 밝기 특성을 얻을 수 있다.

<42> 2. 에지 추출

<43> 에지 추출부(30)는 외부로 입력되는 2차원 단면 영상 데이터, 보다 바람직하게 전처리부(20)로부터 입력된 정규화된 2차원 단면 영상 데이터를 수학적식 1 내지 수학적식 3을 이용하여 도 5와 같이 웨이브렛 분해한다.

수학적식 1

<44>
$$W_{2^j}^H f(m,n) = S_{2^{j-1}} f(m,n) * g(m/2^{j-1}) * \delta(n)$$

수학적식 2

<45>
$$W_{2^j}^V f(m,n) = S_{2^{j-1}} f(m,n) * \delta(m) * g(n/2^{j-1})$$

수학적식 3

<46>
$$S_{2^j} f(m,n) = S_{2^{j-1}} f(m,n) * h(m/2^{j-1}) * h(n/2^{j-1})$$

<47> 전술한 수학적식에서, $f(m,n)$ 은 전처리된 영상 데이터를 의미하고, $h(n)$ 과 $g(n)$ 은 웨이브렛 변환을 위한 저대역 필터와 고대역 필터를 나타낸다. 그리고 첨자 H 와 V 는 각각 수평, 수직 방향으로의 필터링을 의미한다.

$W_{2^j}^H f(m,n)$ 와 $W_{2^j}^V f(m,n)$ 는 각각 전처리된 영상 데이터 $f(m,n)$ 에 대한 2^j 주파수에서의 수직, 수평 에지 정보가 담긴 고대역 영상 데이터를 나타내고, $S_{2^j} f(m,n)$ 는 2^j 주파수에서의 저대역 영상을 나타내며 $S_{2^0} f(m,n)$ 는 전처리된 영상 데이터를 나타낸다.

<48> 다음, 2^j 주파수에서의 웨이브렛 변환 결과를 다음의 수학적식 4에 적용하여 2^j 주파수 크기(magnitude)의 영상 데이터 $M_{2^j} f(m,n)$ 을 구한다.

수학적식 4

<49>
$$M_{2^j} f(x,y) = \sqrt{|W_{2^j}^H f(m,n)|^2 + |W_{2^j}^V f(m,n)|^2}$$

<50> 도 6a는 전처리된 전립선 영상이고, 도 6b 내지 도 6d는 전처리된 전립선 영상에 대한 2^2 주파수부터 2^4 주파수 크기의 웨이브렛 변환 영상을 보여준다. 도 6b 내지 도 6d는 각각 웨이브렛 변환 영상 데이터 $M_{2^2} f(m,n)$, $M_{2^3} f(m,n)$, $M_{2^4} f(m,n)$ 로부터 얻은 결과이다. 도 6b 내지 도 6d에 보이는 바와 같이, 주파수가 증가함에 따라 잡음과 전립선의 경계는 확연하게 구분되는 장점이 있는 반면에 전립선의 경계 자체의 선명도는 저하되어 경계의 위치를 정확하게 파악할 수 없게 된다.

<51> 이어서 웨이브렛 변환된 영상에서 잡음을 줄이는 동시에 전립선의 경계를 뚜렷하게 나타내기 위하여, 다음의 수

학식 5를 이용하여 각 주파수 크기의 웨이브렛 변환 영상 데이터들을 평균한다.

수학식 5

$$Mf(m,n) = \frac{1}{3} \sum_{j=2}^4 \frac{M_{2^j} f(m-d_{2^j}, n-d_{2^j})}{\max_{(m,n)} |M_{2^j} f(m-d_{2^j}, n-d_{2^j})|}$$

<52>

<53> 여기서 $\max_{(m,n)}(\cdot)$ 은 영상에서의 최대값을 찾는 연산자이며, $Mf(x,y)$ 는 웨이브렛 변환영상 데이터들을 평균하여 얻은 에지 영상 데이터(data of edge image)를 나타낸다. 한편, 수학식 1 내지 수학식 3의 필터들은 1/2만큼 지연되어 있으므로 평균을 하기 전에 각 주파수의 영상들을 $d_2 = (1/2) \cdot \sum 2^{j-1}$ 만큼씩 수평, 수직으로 보상해 줌으로써 전립선 경계의 위치를 주파수에 관계없이 동일하게 만들어 준다. 도 7a, 도 7b, 도 8a 및 도 8b는 웨이브렛 변환 데이터를 평균하였을 때 얻을 수 있는 효과를 보여준다. 도 7a 및 도 7b는 각각 2^3 주파수로 웨이브렛 변환된 초음파 영상과 115번째 수평선의 파형을 보이고, 도 8a 및 도 8b는 각각 주파수 내지 2^4 주파수 크기의 영상들을 주파수 평균하여 얻은 에지 영상 및 115번째 수평선의 파형을 보여준다. 도 7a와 도 8a의 비교로부터, 평균한 경우의 영상(도 8a)이 웨이브렛 변환만을 한 영상(도 7a)에 비해 잡음이 적고 전립선의 경계는 더욱 선명하게 나타나는 것을 볼 수 있다.

<54> 이어서, 평균하여 얻은 에지의 개략 영상에서 잡음을 줄이기 위하여 다음의 수학식 6에 따라 에지의 밝기에 대해서 역치화한다.

수학식 6

$$M_{rf}(m,n) = \begin{cases} Mf(m,n) & \text{if } Mf(m,n) > Th \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

<55>

<56> 여기서 $M_{rf}(m,n)$ 은 $Mf(m,n)$ 의 역치화된 영상 데이터를 의미하며 Th 는 역치를 나타낸다. 도 9는 역치화된 에지 영상을 보인다.

<57> 이와 같은 에지 추출 과정은, 각 2차원 단면 데이터를 웨이브렛 변환하여 얻은 각 주파수 크기의 영상들의 밝기를 평균하고 역치화함으로써 스펙클 잡음의 영향이 약화된 에지 영상을 얻는 과정이다.

<58> 3. 제어점 결정

<59> 초음파 영상에서 전립선의 내부는 외부에 비해 어둡게 나타난다는 특성을 이용하여 제어점을 결정한다. 결정된 제어점들은 차후에 3차원 렌더링을 통해 전립선 볼륨을 얻는데 이용된다. 제어점 결정부(40)는 에지 추출부(30)로부터 역치화된 에지 영상 데이터 $M_{rf}(m,n)$ 와 웨이브렛 변환 데이터를 입력받고, $M_{rf}(m,n)$ 를 이용하여 전립선 경계와 미리 정해진 방향선-바람직하게 방사선(radial line)-이 만나는 점들, 즉 다수의 제어점을 결정한다. 도 10은 전립선 중심을 기준으로 설정된 방사선을 보이고 있다. 이때 방사선을 긋기 위한 전립선의 중심점 O 는 사용자에게 의하여 주어진 두 기준점 v_1 과 v_2 의 중점으로 정할 수 있다.

<60> 이하, 제어점 결정 방법을 보다 구체적으로 설명한다.

<61> 제어점 결정부(40)는 역치화된 에지 영상 데이터 $M_{rf}(m,n)$ 에서 각 방사선 방향을 따라 밝기가 0이 아닌 1차 후보점들을 찾는다.

<62> 이어서, 미리 지정된 주파수의 웨이브렛 변환 저대역 영상 데이터에서 1차 후보점을 기준으로 $M \times N$ 크기의 내부 창과 외부 창을 설정하고, 두 창의 밝기 평균을 비교하여 외부가 더 밝은 점을 2차 후보점으로 선정한다. 이때, 제어점 결정부(40)는 주파수를 미리 정해진 주파수의 웨이브렛 변환 저대역 영상 데이터를 이용할 수 있다. 본 발명의 실시예에서는 미리 정해진 2^3 주파수 웨이브렛 변환 저대역 영상 데이터인 $S_{2^3} f(m,n)$ 를 이용하여 2차 후보점을 선정한다.

<63> 다음으로, SVM(support vector machine)을 이용하여 2차 후보점들을 제어점의 특성을 만족하는 점과 그렇지 않은 점들로 분류하기 위해 2차 후보점들의 특징 벡터(feature vector)를 형성한다. 이를 위해 먼저 $f^{(m,n)}$ 에 각 2차 후보점들에 대하여 방사선 방향으로 점의 내부와 외부에 $M \times N$ 크기의 창을 씌운다. 그 후 창내 $f^{(m,n)}$ 의 평균 및 표준 편차, BDIP(block difference invert probabilities) 평균과 BVLC(block variation of local correlation coefficients)의 평균 등을 구하여 수학적식 7과 같이 표현되는 특징 벡터를 다음과 같이 형성한다.

수학적식 7

<64>
$$\mathbf{h} = [\mu_{out}(f), \mu_{in}(f), \sigma_{out}(f), \sigma_{in}(f), \mu_{out}(D), \mu_{in}(D), \mu_{out}(V), \mu_{in}(V)]$$

<65> 여기서 $\mu_{out(m)}^{(i)}$ 및 $\sigma_{out(m)}^{(i)}$ 는 외부(내부) 창의 (i) 에 대한 평균 및 표준 편차를 나타내며 D 와 V 는 전처리된 영상에 대한 BDIP와 BVLC 영상들이다. BDIP와 BVLC는 내용기반 영상 검색에 사용되며 질감 추출능력이 우수한 방법으로서, BDIP는 창내 화소수에서 블록의 가장 큰 화소값과 블록의 화소들의 합의 비를 뺀 값으로 정의되고, BVLC는 화소를 중심으로 네 방향으로 구한 최대 계수에서 최소 계수를 뺀 값으로 정의될 수 있다. BDIP와 BVLC는 이미 널리 알려진 기술로서 보다 상세한 내용은 생략한다.

<66> 이와 같은 과정에 따라 모든 2차 후보점들에 대한 특징벡터들을 얻은 후에, 특정한 특징 벡터 성분이 SVM의 분류에 지배적인 영향을 주는 것을 막기 위해 다음의 수학적식8과 같이 각 특징벡터 성분들을 정규화한다.

수학적식 8

<67>
$$\mathbf{x} = \mathbf{h} / \sigma$$

<68> 여기서 $/$ 는 두 벡터의 성분 별(component-wise) 나누기 연산을 의미하고, σ 는 \mathbf{h} 의 각 성분들의 열로부터 계산한 표준 편차들로 이루어진 벡터이며, \mathbf{x} 는 정규화된 특징 벡터를 나타낸다.

<69> 다음으로, 훈련된 SVM을 이용하여 각 방사선 방향의 2차 후보점들 중 $M_r f^{(m,n)}$ 에서 밝기를 기준으로 제어점으로서 가장 타당하다고 분류되는 점을 그 방사선 방향의 3차 후보점으로 결정한다. 동일 방사선 방향의 모든 2차 후보점이 제어점으로서 타당하지 않다고 분류될 경우에는, 그 방사선 방향의 2차 후보점 중에서 에지 영상에서의 밝기가 가장 큰 점을 3차 후보점으로 선정한다.

<70> 한편, SVM 훈련에 사용된 데이터는 사용자가 인위적으로 추출한 3차 후보점의 특성을 만족하는 점들과 그렇지 않은 점들로 구성된다. 이 두 집단들에 속하는 점들로부터 수학적식 8을 이용하여 특징벡터들을 추출하여 SVM을 훈련시킨다. 본 발명의 실시예에서는 SVM 훈련을 위하여 실험 영상들 이외의 영상들로부터 인위적으로 3차 후보점 특성을 만족하는 점 60개와 그렇지 않은 점 60개를 추출해서 훈련 집단을 구성하였으며, 3차 후보점 결정 과정에서 특징 벡터를 추출하기 위하여 영상에 씌운 창의 크기는 9×3 이다.

<71> 그 후 전립선의 윤곽은 부드럽게 변한다는 가정 하에, 즉 대상체의 기본 외형을 고려하여 다음의 수학적식 9와 같이 3차 후보점의 위치를 재조정한다.

수학적식 9

<72>
$$\hat{P}_i = \frac{P_{i-1} + P_{i+1}}{2}, \text{ if } |P_i - P_{i-1}| > \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |P_i - P_{i-1}|$$

<73> 여기서 P 는 i 번째 방사선 방향의 3차 후보점의 위치를 나타낸다.

<74> 이어서, 조정된 3차 후보점 근처에서 방사선 방향을 따라 일정 거리 내에서 가장 밝은 에지에 대응하는 점을 제어점으로 결정한다. 다음으로, 3차원 데이터 렌더링부(50)는 결정된 제어점들로부터 다면체들로 이루어진 진단 객체의 3차원 철선 프레임(wire frame)을 구성한 후, 표면 기반 렌더링 기법을 이용하여 초음파 전립선 볼륨을 얻는다.

<75> 도 11a 내지 도 11f는 전술한 본 발명에 따른 3차원 초음파 전립선 추출 기법의 단계별 결과 영상들을

보여준다. 도 11a는 3차원 초음파 데이터로부터 30도씩 회전하면서 얻은 2차원 단면 영상들을 보여주며, 도 11b는 도 7a의 영상들을 정규화한 결과를 보여준다. 도 11a 및 도 11b의 비교로부터 도 11a에 비하여 밝기 정규화를 거친 도 11b의 영상들에서 경계가 좀더 뚜렷하게 구분되는 것을 볼 수 있다. 도 11c는 $\{M, f(m,n)\}$ 쌍을 평균하고 역치화하여 $M, f(m,n)$ 을 얻은 영상들이다. 도 11d는 SVM을 이용하여 3차 후보점을 결정한 결과를 보여주며, 도 11e은 앞서 얻은 3차 후보점의 위치를 재조정된 것으로, 도 11d에 비해서 윤곽이 부드럽게 변하는 것을 볼 수 있다. 마지막으로 도 11f는 제어점들로부터 표면 기반 렌더링을 이용하여 3차원 전립선 초음파 영상을 추출한 결과를 보여준다.

발명의 효과

<76> 진술한 바와 같이 본 발명은 3차원 초음파 데이터로부터 웨이브렛 변환과 SVM을 이용하여 3차원 전립선 볼륨을 추출하는 초음파 영상 시스템 및 방법을 제안하였다. 각 주파수 크기의 웨이브렛 변환 영상들을 평균함으로써 에지 영상에서 잡음을 줄이는 동시에 뚜렷한 전립선의 경계를 얻을 수 있다.

<77> 본 발명에 따른 전립선 3차원 데이터 추출 방법의 효과는 다음의 수학적 10으로 정의되는 평균 절대 거리를 이용하여 평가할 수 있다.

수학적 10

$$e_M = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} \min_j |b_j - a_i|$$

<78> 이때 e_M 은 평균 절대 거리를 의미하며, a_i 와 b_j 는 각각 수동으로 추출한 윤곽 $A=\{a_1, a_2, \dots, a_N\}$ 와 제안한 알고리즘을 이용하여 얻은 윤곽 $B=\{b_1, b_2, \dots, b_N\}$ 의 제어점을 나타낸다. 도 12의 그래프는 각 단면 영상에 대한 e_M 을 보여준다. 도 12의 그래프에서 보면 각 단면 영상의 e_M 이 약 2.3 내지 3.8 화소 정도로 나타나고 6개 단면 영상에 대하여 평균적으로 2.8 화소로 나타난다는 것을 알 수 있다. 이는 종래 수동 윤곽 추출 방법이 평균적으로 약 2 화소의 e_M 을 보이는 것과 유사한 효과이다.

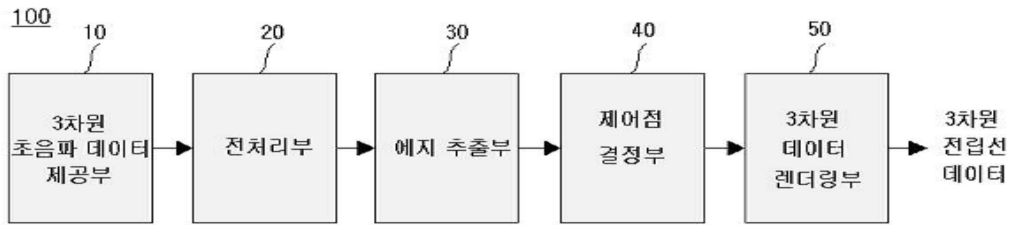
도면의 간단한 설명

- <1> 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 시스템의 구성을 보이는 블록도.
- <2> 도 2는 외부로부터 입력되는 3차원 볼륨 데이터로부터 2차원 단면 영상을 얻는 방법을 보이는 예시도.
- <3> 도 3a 및 도 3b는 각기 다른 3차원 볼륨 데이터로부터 얻은 2차원 단면 영상을 보이는 초음파 영상 사진.
- <4> 도 4a 및 도 4b는 도 3a 및 도 3b의 2차원 단면 영상 데이터를 정규화하여 얻은 초음파 영상 사진.
- <5> 도 5는 웨이브렛 변환과정을 보이는 예시도.
- <6> 도 6a는 전처리된 전립선 영상을 보이는 초음파 영상 사진.
- <7> 도 6b 내지 도 6d는 전처리된 전립선 영상에 대한 2^2 주파수 내지 2^4 주파수 웨이브렛 변환된 초음파 영상 사진.
- <8> 도 7a는 2^3 주파수로 웨이브렛 변환된 초음파 영상을 보이는 사진.
- <9> 도 7b는 2^3 주파수로 웨이브렛 변환된 초음파 영상의 115번째 수평선의 파형을 보이는 그래프.
- <10> 도 8a는 2^2 주파수 내지 2^4 주파수의 크기 영상들을 주파수 평균하여 얻은 에지 영상 사진.
- <11> 도 8b는 2^2 주파수 내지 2^4 주파수의 크기 영상들을 주파수 평균하여 얻은 에지 영상의 115번째 수평선의 파형을 보이는 그래프.
- <12> 도 9는 역치화된 에지 영상을 보이는 초음파 사진.
- <13> 도 10은 전립선 중심을 기준으로 설정된 방사선을 보이는 예시도.

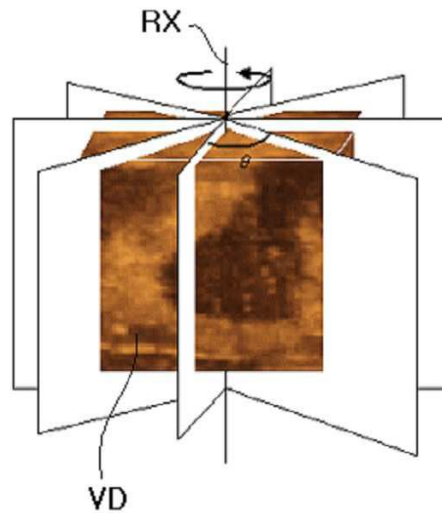
- <14> 도 11a 내지 도 11f는 본 발명의 실시예에 따른 전립선 3차원 영상 추출 과정을 보이는 초음파 사진.
- <15> 도 12는 각 단면영상의 평균 절대거리를 보이는 그래프.
- <16> *도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명*
- <17> 100: 초음파 영상 시스템 10: 3차원 초음파 데이터 제공부
- <18> 20: 전처리부 30: 에지 추출부
- <19> 40: 제어점 결정부 50: 3차원 데이터 렌더링부

도면

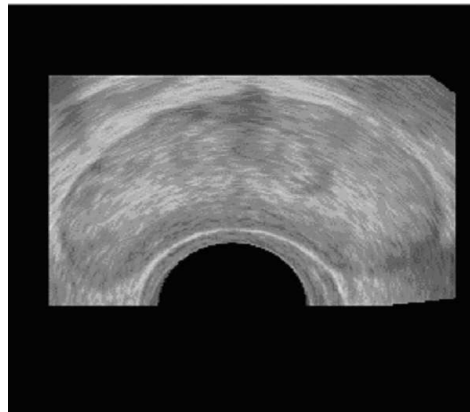
도면1



도면2



도면3a



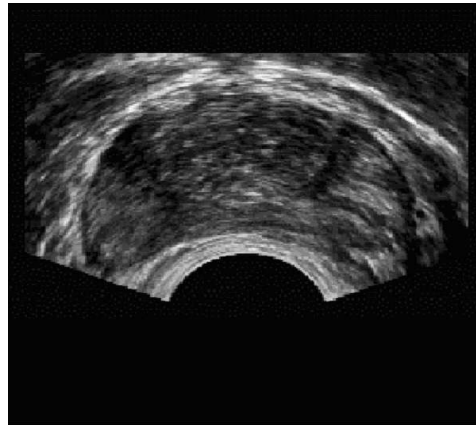
도면3b



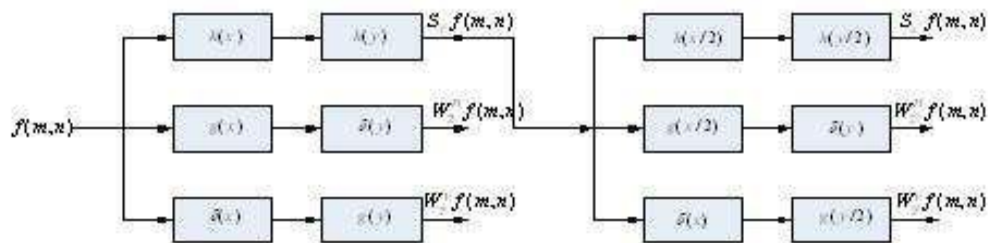
도면4a



도면4b



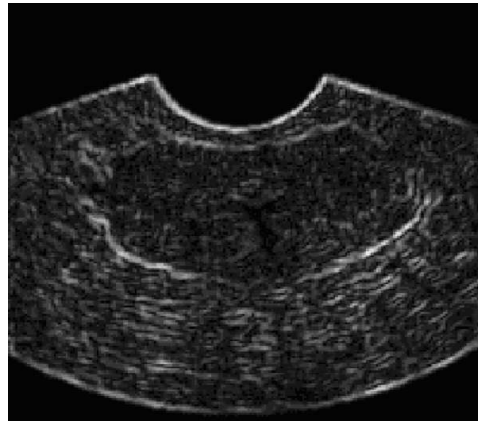
도면5



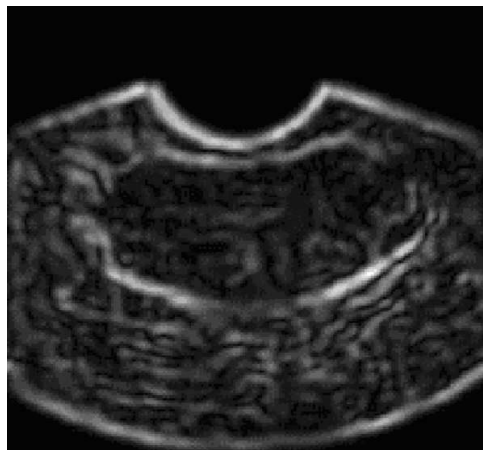
도면6a



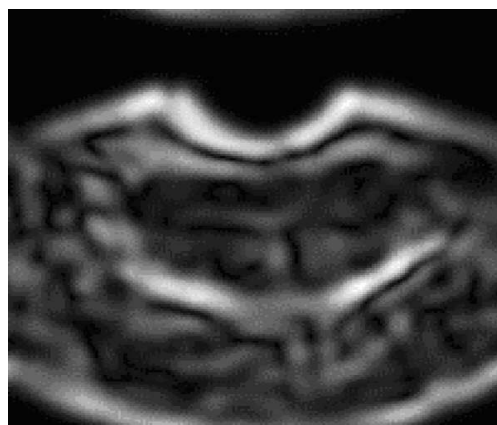
도면6b



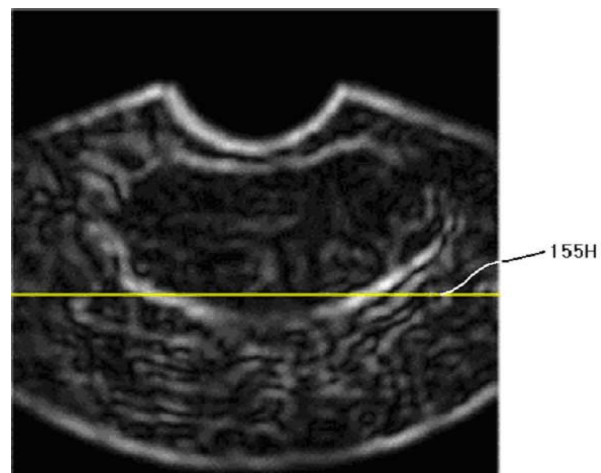
도면6c



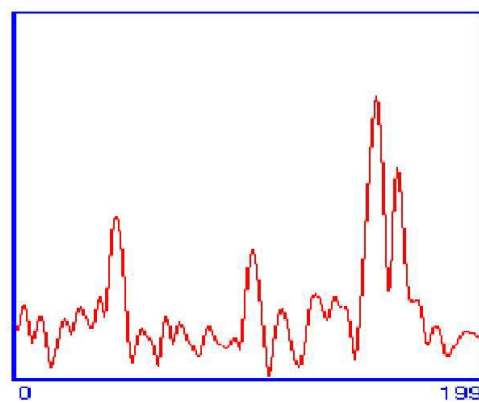
도면6d



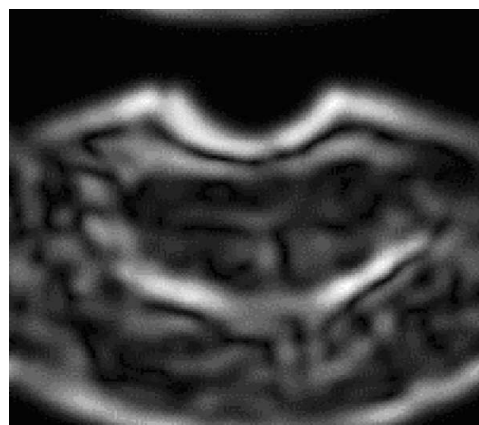
도면7a



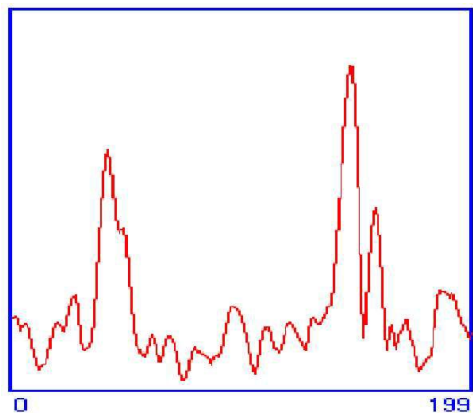
도면7b



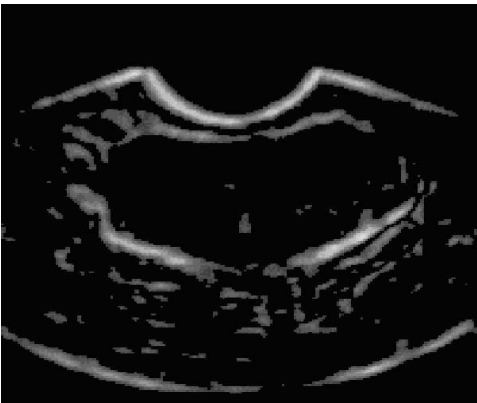
도면8a



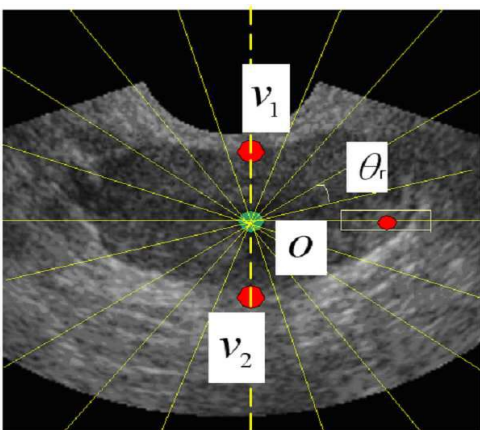
도면8b



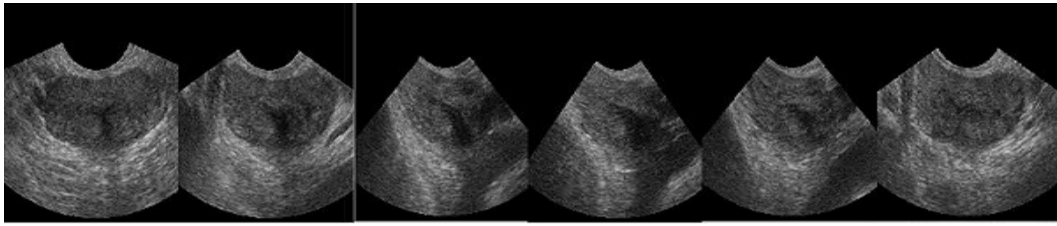
도면9



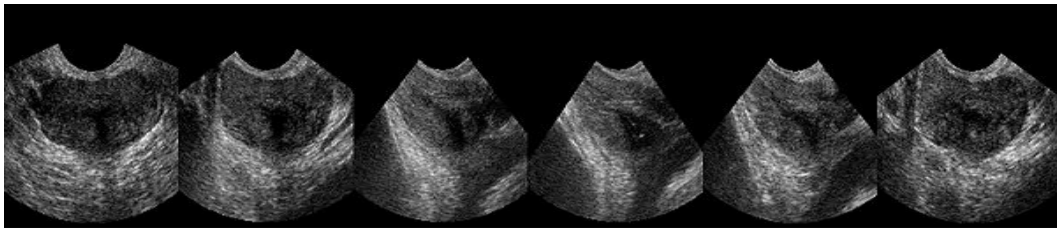
도면10



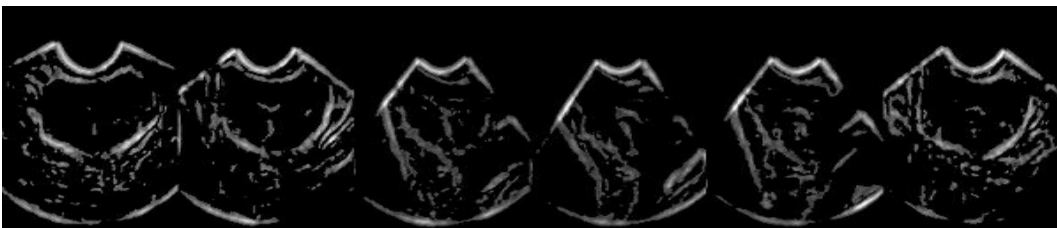
도면11a



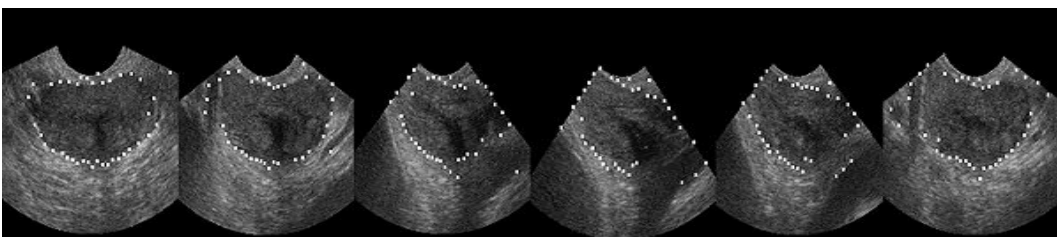
도면11b



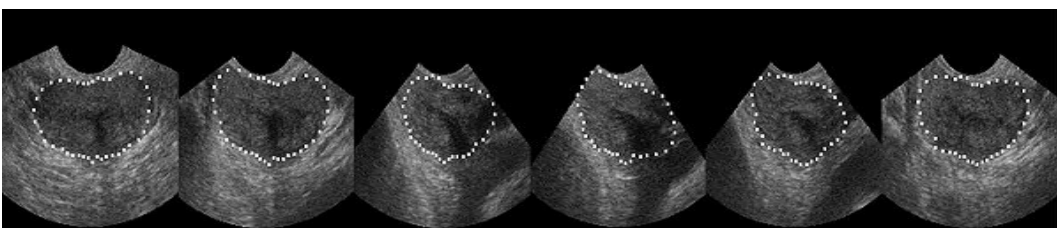
도면11c



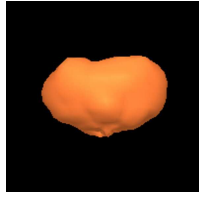
도면11d



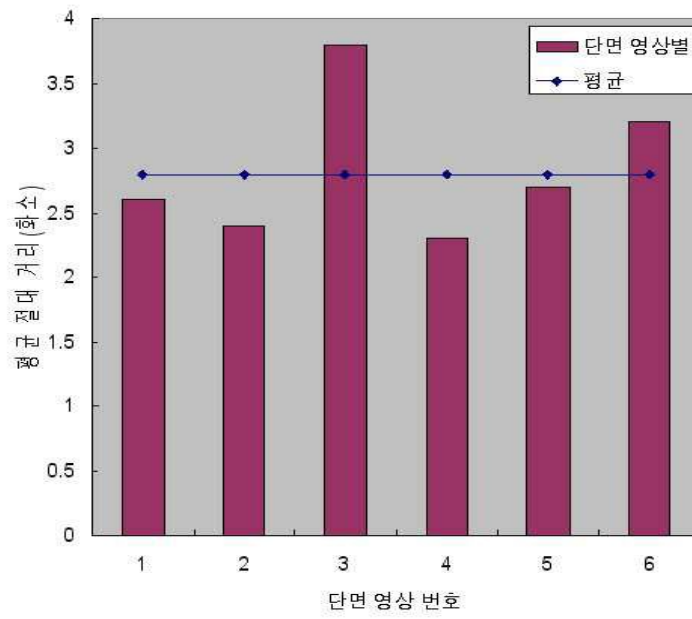
도면11e



도면11f



도면12



专利名称(译)	利用小波变换和SVM从超声图像中提取物体体积的超声成像系统和方法		
公开(公告)号	KR100856042B1	公开(公告)日	2008-09-03
申请号	KR1020050094318	申请日	2005-10-07
[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 김남철 OH JONG HWAN 오종환 KIM SANG HYUN 김상현 KWAK JONG IN 박종인 AHN CHI YOUNG 안치영		
发明人	김남철 오종환 김상현 박종인 안치영		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 G06K9/4609 G06K2209/05 G06T2207/10132 G06T2207/30081 G06K9/4671 A61B8/483 G06T7/0083 G06T2207/20064 G06K9/6254 G06T7/0095 G06T7/12 G06T7/168		
代理人(译)	CHU , 晟敏		
其他公开文献	KR1020070039232A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种用于形成目标对象的3D体数据的超声成像系统，包括用于提供3D超声图像的三维（3D）图像提供单元；预处理单元，用于从3D超声图像形成多个二维（2D）图像，并对2D图像进行归一化以形成归一化的2D图像；边缘提取单元，用于以多个尺度形成归一化2D图像的小波变换图像，边缘提取单元还被配置为通过对多个尺度的小波变换图像进行平均并对边缘图像进行阈值来形成边缘图像；控制点确定单元，用于通过使用基于归一化2D图像的支持向量机（SVM），小波变换图像和阈值边缘图像来确定控制点；以及基于控制点通过3D渲染形成目标对象的3D体数据的渲染单元。

