(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0093861
(43) 공개일자 2013년08월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/12 (2006.01) *G06T 5/00* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0015070
(22) 출원일자 2012년02월15일
심사청구일자 2012년02월15일

(71) 출원인
계명대학교 산학협력단
대구광역시 달서구 달구벌대로 1095 (신당동)
(72) 발명자
고병철
대구광역시 달서구 호산동 374번지 현대하이츠 빌 302호
박준오
대구광역시 달서구 신당동 1700-7 301호
남재열
대구광역시 수성구 범물동 서한화성 103동 1401호
(74) 대리인
김건우

전체 청구항 수 : 총 11 항

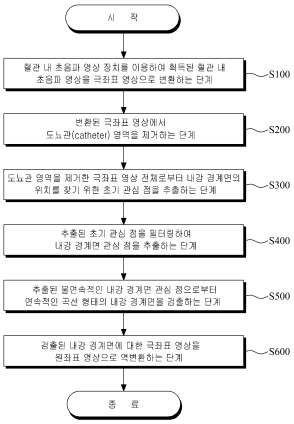
(54) 발명의 명칭 **비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법**

(57) 요 약

본 발명은 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법에 관한 것으로서, 보다 구체적으로는 (1) 혈관 내 초음파 영상 장치를 이용하여 획득된 혈관 내 초음파 영상을 극좌표 영상으로 변환하는 단계, (2) 상기 변환된 극좌표 영상에서 도뇨관(catheter) 영역을 제거하는 단계, (3) 상기 도뇨관 영역을 제거한 상기 극좌표 영상 전체로부터 내강 경계면의 위치를 찾기 위한 초기 관심 점을 추출하는 단계, (4) 추출된 상기 초기 관심 점을 필터링하여 내강 경계면 관심 점을 추출하는 단계, 및 (5) 추출된 불연속적인 상기 내강 경계면 관심 점으로부터 연속적인 곡선 형태의 내강 경계면을 검출하는 단계를 포함하는 것을 그 구성상의 특징으로 한다.

본 발명에서 제안하고 있는 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법에 따르면, 혈관 내 초음파 영상을 극좌표로 변환한 후 웨이블릿 변환을 적용하여 초기 관심 점을 추출하고, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용하여 추출된 관심 점 중에서 잡음과 칼슘에 의해 발생되는 점을 제거하면서 내강 경계면에 해당하는 관심 점만을 추출하여 내강 경계면을 분할함으로써 분할 정확도를 향상시켜 내강 경계면을 정확하게 검출할 수 있다.

대 표 도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 RTI04-01-01
부처명 지식경제부
연구사업명 지방기술혁신사업
연구과제명 대구 첨단 진단예측 의료기술 알앤디 클러스터 구축사업
주관기관 계명대 생체정보기술사업단
연구기간 2011.07.01 ~ 2012.06.30

특허청구의 범위

청구항 1

(1) 혈관 내 초음파 영상 장치를 이용하여 획득된 혈관 내 초음파 영상을 극좌표 영상으로 변환하는 단계;

(2) 상기 변환된 극좌표 영상에서 도뇨관(catheter) 영역을 제거하는 단계;

(3) 상기 도뇨관 영역을 제거한 상기 극좌표 영상 전체로부터 내강 경계면의 위치를 찾기 위한 초기 관심 점을 추출하는 단계;

(4) 추출된 상기 초기 관심 점을 필터링하여 내강 경계면 관심 점을 추출하는 단계; 및

(5) 추출된 불연속적인 상기 내강 경계면 관심 점으로부터 연속적인 곡선 형태의 내강 경계면을 검출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

(6) 검출된 상기 내강 경계면에 대한 극좌표 영상을 원좌표 영상으로 역변환하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 단계 (3)은,

(3-1) 내강 벽의 경계는 상대적으로 고주파 성분 값과 밝은 픽셀 값을 가지는 것을 고려하여, 상기 도뇨관 영역을 제거한 상기 극좌표 영상에서, 코너나 고주파 신호의 변화가 심한 영역에서 관심 점을 선택하는 단계;

(3-2) 상기 선택된 관심 점을 웨이블릿 변환(wavelet transform)한 후, 각 부 영역의 저해상도 영상에서 고해상도 영상으로 웨이블릿 계수가 높은 점만 추적하는 단계; 및

(3-3) 상기 각 부 영역에서 공통으로 남은 상기 점을 초기 관심 점으로 추출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 웨이블릿 변환은,

도비시 웨이블릿(Daubechies wavelet) 변환을 이용하는 것을 특징으로 하는, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 단계 (4)는,

(4-1) 내강 경계면에 대한 확률 모델을 생성하는 단계; 및

(4-2) 생성된 상기 확률 모델을 기반으로 스무딩 함수를 이용하여 내강 경계면 관심 점을 추출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 단계 (4-1)은,

(4-1-1) 각 열에서, 후보 내강 경계면 관심 점에 대한 데이터를 설정하는 단계; 및

(4-1-2) 설정된 데이터를 기반으로 각 열 θ좌표마다 0좌표에서 경계면 좌표까지의 거리(r)를 이용하여 각 열 영역에 대한 내강 경계면 확률 모델을 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 단계 (4-1-2)에서,

상기 설정된 데이터를 기반으로 비모수적(Non-parametric) 방법인 가우시안 커널을 이용한 밀도 추정법에 의해 상기 확률 모델을 생성하는 것을 특징으로 하는, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법.

청구항 8

제5항에 있어서, 상기 단계 (4-2)는,

(4-2-1) 생성된 상기 확률 모델을 이용하여 각 열에 위치한 초기 관심 점의 에너지값을 계산하는 단계; 및

(4-2-2) 각 열에서, 스무딩 함수를 이용하여 계산된 상기 에너지값이 가장 큰 값을 갖고 최소의 임계값 T를 넘는 관심 점을 내강 경계면 관심 점으로 선정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 단계 (5)에서,

상기 내강 경계면은 다항 곡선 접합(Polynomial curve fitting) 함수를 이용하여 검출되는 것을 특징으로 하는, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 다항 곡선 접합 함수는,

다항 회귀분석(Polynomial regression)을 기반으로 하는 것을 특징으로 하는, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법.

청구항 11

제9항에 있어서, 상기 다항 곡선 접합 함수는,

6차 다항 곡선 접합 함수인 것을 특징으로 하는, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법에 관한 것으로서, 보다 구체적으로는 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용하여 혈관 내 초음파 영상에서 정확하게 내강 경계면을 분할하는 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 혈관 내 초음파 영상(IVUS: Intravascular ultrasound images)은 초음파를 이용하여 진동이 전달되고 초음파가 수신되는 사이에 경과되는 시간으로 거리나 깊이를 측정하여 혈관 내부를 2차원 단면 이미지로 렌더링하고 내강과 혈관 벽에 관한 정보를 제공하는 도뇨관(Catheter) 기반의 기술이다.

[0003] 혈관 내 초음파는 관상동맥뿐만 아니라 말초혈관에서도 이용될 수 있는데, 특히, 심장에 이용될 경우에는 관상동맥 내 초음파라고 한다. 사람의 관상 동맥은 일반적으로 직경 3㎜ 전후의 작은 혈관인바, 관상동맥 내 초음파 영상을 얻기 위해서는 직경 1㎜인 도뇨관을 심장의 혈관에 삽입하고, 혈관 내부에 초음파를 발생시켜 혈관 내 초음파 영상(IVUS 영상)을 얻을 수 있다. 관상 동맥벽(Coronary artery wall)의 형태는 일반적으로 밝음-어두움-밝음의 형태로 나타나고, 내막(Intima), 중간막(Media) 및 외막(Adventitia)의 3개의 층으로 구성되는데, IVUS 영상에서 내강-내막 및 중간막-외막 경계면을 정확하게 검출하는 것은 동맥 경화 등의 심혈관계 질환을 진단하는데 매우 중요하다.

[0004] 일반적으로, 이와 같은 경계면의 분할은 전문가의 주관적인 판단에 의해 이루어지는데, 잡음과 칼슘의 양에 따라 전문가의 주관적인 판단이 어려워 정확한 경계면을 분할하지 못하는 경우가 발생할 수 있고, IVUS 영상이 고해상도이기 때문에 한 명의 환자에게서 발생되는 다수의 IVUS 영상 경계면의 분할에 많은 시간이 소비되는 문제점도 있다. 더욱이, 내강 영역은 대부분의 이미지에서 픽셀의 밝기 변화가 약하게 나타나기 때문에, 내강-내막 경계면(내강 경계면)의 분할은 중간막-외막 경계면의 분할과 비교할 때 그 경계면의 검출 자체가 매우 어려운 작업이다. 이와 같은 문제점을 해결하기 위해, 영상처리를 이용한 다양한 자동 내강 경계면 분할 방법들이 연구되고 있다.

[0005] Zheng 등(M. Zheng, W. Yubin, W. Yousheng, S. Xiaodi, and W. Yali, “Detection of the Lumen and Media-adventitia Borders in IVUS Imaging,” International Conference on Signal Processing, pp. 1059-1062, 2008)은 케니 에지 검출기와 기울기 벡터 흐름(GVF: gradient vector flow)을 이용하여 내강 및 중간막-외막 경계면을 검출하는 방법을 제안하였다.

[0006] Taki 등(A. Taki, Z. Najafi, A. Roodaki, S.K. Starehdan, R.A.Zoroofi, A. Konig, N. Navab, “Automatic segmentation of calcified plaques and vessel borders in IVUS images,” International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Vol. 3, No. 3-4, pp. 347-354, 2008)은 내강 경계면과 중간막-외막 경계면을 검출하기 위해 두 가지 방법을 제안하였다. 즉, 경계면의 초기 위치를 두 가지의 다른 에지 검출기를 이용하여 근사화시킨 후 최종 경계면을 두 가지 다른 변형 모델을 사용하여 개선하고 있으며, 최종 검출된 경계면 사이에서 석회화된 영역을 검출하기 위해 베이지안 분류기를 적용하였다.

[0007] 하지만 상기 제안된 방법들은, 주로 내막, 중간막, 외막의 밝기 대비차를 이용하거나 에지 경계면을 검출하고 반복적 방법에 의해 경계면을 최적화하는 방법을 사용하고 있는데, 각 영역의 밝기 차는 IVUS 영상마다 동일하지 않으며, 혈액 및 혈관에 존재하는 칼슘이나 잡음으로 인하여 정확도가 떨어지는 단점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 기존에 제안된 방법들의 상기와 같은 문제점들을 해결하기 위해 제안된 것으로서, 혈관 내 초음파 영상을 극좌표로 변환한 후 웨이블릿 변환을 적용하여 초기 관심 점을 추출하고, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함

수를 이용하여 추출된 관심 점 중에서 잡음과 칼슘에 의해 발생되는 점을 제거하면서 내강 경계면에 해당하는 관심 점만을 추출하여 내강 경계면을 분할함으로써 분할 정확도를 향상시켜 내강 경계면을 정확하게 검출할 수 있는, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법을 제공하는 것을 그 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0009] 상기한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 특징에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법은,

[0010] (1) 혈관 내 초음파 영상 장치를 이용하여 획득된 혈관 내 초음파 영상을 극좌표 영상으로 변환하는 단계;

[0011] (2) 상기 변환된 극좌표 영상에서 도뇨관(catheter) 영역을 제거하는 단계;

[0012] (3) 상기 도뇨관 영역을 제거한 상기 극좌표 영상 전체로부터 내강 경계면의 위치를 찾기 위한 초기 관심 점을 추출하는 단계;

[0013] (4) 추출된 상기 초기 관심 점을 필터링하여 내강 경계면 관심 점을 추출하는 단계; 및

[0014] (5) 추출된 불연속적인 상기 내강 경계면 관심 점으로부터 연속적인 곡선 형태의 내강 경계면을 검출하는 단계를 포함하는 것을 그 구성상의 특징으로 한다.

[0015] 바람직하게는,

[0016] (6) 검출된 상기 내강 경계면에 대한 극좌표 영상을 원좌표 영상으로 역변환하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0017] 바람직하게는, 상기 단계 (3)은,

[0018] (3-1) 내강 벽의 경계는 상대적으로 고주파 성분 값과 밝은 픽셀 값을 가지는 것을 고려하여, 상기 도뇨관 영역을 제거한 상기 극좌표 영상에서, 코너나 고주파 신호의 변화가 심한 영역에서 관심 점을 선택하는 단계;

[0019] (3-2) 상기 선택된 관심 점을 웨이블릿 변환(wavelet transform)한 후, 각 부 영역의 저해상도 영상에서 고해상도 영상으로 웨이블릿 계수가 높은 점만 추적하는 단계; 및

[0020] (3-3) 상기 각 부 영역에서 공통으로 남은 상기 점을 초기 관심 점으로 추출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0021] 더욱 바람직하게는, 상기 웨이블릿 변환은,

[0022] 도비시 웨이블릿(Daubechies wavelet) 변환을 이용할 수 있다.

[0023] 바람직하게는, 상기 단계 (4)는,

[0024] (4-1) 내강 경계면에 대한 확률 모델을 생성하는 단계; 및

[0025] (4-2) 생성된 상기 확률 모델을 기반으로 스무딩 함수를 이용하여 내강 경계면 관심 점을 추출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0026] 더욱 바람직하게는, 상기 단계 (4-1)은,

[0027] (4-1-1) 각 열에서, 후보 내강 경계면 관심 점에 대한 데이터를 설정하는 단계; 및

[0028] (4-1-2) 설정된 데이터를 기반으로 각 열 Θ좌표마다 0좌표에서 경계면 좌표까지의 거리(r)를 이용하여 각 열 영역에 대한 내강 경계면 확률 모델을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0029] 더욱더 바람직하게는, 상기 단계 (4-1-2)에서,

[0030] 상기 설정된 데이터를 기반으로 비모수적(Non-parametric) 방법인 가우시안 커널을 이용한 밀도 추정법에 의해 상기 확률 모델을 생성할 수 있다.

[0031] 더욱 바람직하게는, 상기 단계 (4-2)는,

[0032] (4-2-1) 생성된 상기 확률 모델을 이용하여 각 열에 위치한 초기 관심 점의 에너지값을 계산하는 단계; 및

[0033] (4-2-2) 각 열에서, 스무딩 함수를 이용하여 계산된 상기 에너지값이 가장 큰 값을 갖고 최소의 임계값 T를 넘는 관심 점을 내강 경계면 관심 점으로 선정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0034] 바람직하게는, 상기 단계 (5)에서,

[0035] 상기 내강 경계면은 다항 곡선 접합(Polynomial curve fitting) 함수를 이용하여 검출될 수 있다.

[0036] 더욱 바람직하게는, 상기 다항 곡선 접합 함수는,

[0037] 다항 회귀분석(Polynomial regression)을 기반으로 할 수 있다.

[0038] 더욱 바람직하게는, 상기 다항 곡선 접합 함수는,

[0039] 6차 다항 곡선 접합 함수일 수 있다.

발명의 효과

[0040] 본 발명에서 제안하고 있는 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법에 따르면, 혈관 내 초음파 영상을 극좌표로 변환한 후 웨이블릿 변환을 적용하여 초기 관심 점을 추출하고, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용하여 추출된 관심 점 중에서 잡음과 칼슘에 의해 발생되는 점을 제거하면서 내강 경계면에 해당하는 관심 점만을 추출하여 내강 경계면을 분할함으로써 분할 정확도를 향상시켜 내강 경계면을 정확하게 검출할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0041] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 순서도.

도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S200에 의해 도뇨관 영역을 제거한 극좌표 영상을 나타낸 도면.

도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S300에 대한 세부 순서도.

도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 300에 의해 초기 관심 점을 추출한 결과를 나타낸 도면.

도 5는 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S400에 대한 세부 순서도.

도 6은 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S410에 대한 세부 순서도.

도 7은 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S412에 의해 생성된 확률 모델을 나타낸 도면.

도 8은 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강

경계면 자동 분할 방법의 단계 S420에 대한 세부 순서도.

도 9는 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S400에 의해 추출된 내강 경계면 관심 점이 추출된 결과를 나타낸 도면.

도 10은 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S500에 의해 검출된 내강 경계면을 나타낸 도면.

도 11은 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S600에 의해 역변환된 원좌표 영상을 나타낸 도면.

도 12는 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법에서, 검출된 내강 경계면의 극좌표계 영상과 역변환된 원좌표 영상을 비교하여 나타낸 도면.

도 13은 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 내강 경계면 검출 성능 비교 실험 결과를 나타낸 Bland-Altman 그래프.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0042] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명을 용이하게 실시할 수 있도록 바람직한 실시예를 상세히 설명한다. 다만, 본 발명의 바람직한 실시예를 상세하게 설명함에 있어, 관련된 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 유사한 기능 및 작용을 하는 부분에 대해서는 도면 전체에 걸쳐 동일한 부호를 사용한다.

[0043] 덧붙여, 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 '연결' 되어 있다고 할 때, 이는 '직접적으로 연결' 되어 있는 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 '간접적으로 연결' 되어 있는 경우도 포함한다. 또한, 어떤 구성요소를 '포함' 한다는 것은, 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있다는 것을 의미한다.

[0044] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 순서도이다. 도 1에 도시된 바와 같이, 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법은, 혈관 내 초음파 영상 장치를 이용하여 획득된 혈관 내 초음파 영상을 극좌표 영상으로 변환하는 단계(S100), 변환된 극좌표 영상에서 도뇨관(catheter) 영역을 제거하는 단계(S200), 도뇨관 영역을 제거한 극좌표 영상 전체로부터 내강 경계면의 위치를 찾기 위한 초기 관심 점을 추출하는 단계(S300), 추출된 초기 관심 점을 필터링하여 내강 경계면 관심 점을 추출하는 단계(S400), 추출된 불연속적인 내강 경계면 관심 점으로부터 연속적인 곡선 형태의 내강 경계면을 검출하는 단계(S500), 및 검출된 내강 경계면에 대한 극좌표 영상을 원좌표 영상으로 역변환하는 단계(S600)를 포함하여 구성될 수 있다.

[0045] 단계 S100에서는, 혈관 내 초음파 영상 장치를 이용하여 획득된 혈관 내 초음파 영상을 극좌표 영상으로 변환한다. 보다 구체적으로, 획득된 혈관 내 초음파 영상을 하기의 수학식 1 및 2에 따라 극좌표 영상 I(r,Θ)로 변환할 수 있으며, 극좌표 영상에서의 행(row)은 혈관 내 초음파 영상에서 도뇨관의 중심으로부터의 거리(r)에 해당하고 열(column)은 도뇨관의 중심점을 기준으로 각도(Θ)에 해당한다.

수학식 1

[0046] $$r = \sqrt{x^2 + y^2}$$

수학식 2

[0047] $$\theta = \tan^{-1}\frac{y}{x}$$

[0048] 단계 S200에서는, 단계 S100에서 변환된 극좌표 영상에서 도뇨관 영역을 제거한다. 극좌표로 변환된 영상에는 칼슘 및 내강 등이 포함되어 있을 뿐만 아니라 도뇨관의 경계면도 포함되어 있는바, 이러한 도뇨관 영역은 내강 경계면을 검출하는데 불필요한 정보를 제공할 수 있다. 이를 해결하기 위해, 하기의 수학식 3에 따라 극좌표 영상에서 도뇨관 영역을 제거할 수 있으며, 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S200에 의해 도뇨관 영역을 제거한 극좌표 영상을 나타낸 도면이다.

수학식 3

[0049] $$I(r,\theta) = 0 \quad \text{for } r < D/2 + c$$

[0050] 여기서, D는 도뇨관의 직경이며, c는 도뇨관의 경계면을 포함하기 위해 설정한 임의의 작은 상수 값(c=0.4)을 나타낸다.

[0051] 단계 S300에서는, 단계 S200에 의해 도뇨관 영역을 제거한 극좌표 영상 전체로부터 내강 경계면의 위치를 찾기 위한 초기 관심 점을 추출한다. 단계 S300에 대하여, 도 3 및 도 4를 참조하여 상세히 설명하도록 한다.

[0052] 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S300에 대한 세부 순서도이고, 도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 300에 의해 초기 관심 점을 추출한 결과를 나타낸 도면이다. 도 3에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S300은, 내강 벽의 경계는 상대적으로 고주파 성분 값과 밝은 픽셀 값을 가지는 것을 고려하여, 도뇨관 영역을 제거한 극좌표 영상에서 코너나 고주파 신호의 변화가 심한 영역에서 관심 점을 선택하는 단계(S310), 선택된 관심 점을 웨이블릿 변환(wavelet transform)한 후, 각 부 영역의 저해상도 영상에서 고해상도 영상으로 웨이블릿 계수가 높은 점만 추적하는 단계(S320), 및 각 부 영역에서 공통으로 남은 점을 초기 관심 점으로 추출하는 단계(S330)를 포함할 수 있다.

[0053] 단계 S310에서는, 도뇨관 영역을 제거한 극좌표 영상에서 코너나 고주파 신호의 변화가 심한 영역에서 관심 점을 선택한다. 내강 영역은 어두운 픽셀 값을 가지며, 내강 벽의 경계는 상대적으로 고주파 성분 값과 밝은 픽셀 값을 가지는바, 이를 고려하여 영상에 나타난 혈관 벽과 내강 영역 사이에 존재하는 두드러진 점을 관심 점으로 선택한다.

[0054] 단계 S320에서는, 단계 S310에서 선택된 관심 점을 웨이블릿 변환(wavelet transform)한 후, 각 부 영역의 저해상도 영상에서 고해상도 영상으로 웨이블릿 계수가 높은 점만 추적한다. 이때, 웨이블릿 변환은 Haar 웨이블릿 변환에 비해 변환 성능이 우수한 4개의 계수를 갖는 도비시 웨이블릿(Daubechies wavelet)을 사용하는 것이 바람직하다.

[0055] 단계 S330에서는, 각 부 영역에서 공통으로 남은 점을 초기 관심 점으로 추출한다.

[0056] 단계 S400에서는, 단계 S300에서 추출된 초기 관심 점을 필터링하여 내강 경계면 관심 점을 추출한다. 단계 S300에서 추출된 초기 관심 점은, 도 4에 도시된 바와 같이, 내강 영역에서는 상대적으로 적게 추출되는 반면에, 내강 경계면뿐만 아니라 중간막과 외막에서도 검출될 수 있다. 따라서 단계 S400에 의해, 내강 경계면을 검출하는데 불필요한 내강 안쪽 영역, 중간막 및 외막에 포함되어 있는 초기 관심 점을 필터링하여 내강 경계면에 위치한 관심 점만을 추출할 수 있다. 단계 S400에 대하여, 도 5 내지 도 9를 참조하여 상세히 설명하도록 한다.

[0057] 도 5는 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S400에 대한 세부 순서도이다. 도 5에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S400은, 내강 경계면에 대한 확률 모델을 생성하는 단계(S410) 및 생성된 확률 모델을 기반으로 스무딩 함수를 이용하여 내강 경계면 관심 점을 추출하는 단계(S420)를 포함할 수 있다.

[0058] 단계 S410에서는, 내강 경계면에 대한 확률 모델을 생성하며, 도 6은 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S410에 대한 세부 순서도이다. 도 6에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S410은, 각 열에서, 후보 내강 경계면 관심 점에 대한 데이터를 설정하는 단계(S411) 및 설정된 데이터를 기반으로 각 열 Θ좌표마다 0좌표에서 경계면 좌표까지의 거리(r)를 이용하여 각 열 영역에 대한 내강 경계면 확률 모델을 생성하는 단계(S412)를 포함할 수 있다.

[0059] 단계 S411에서는, 각 열에서, 후보 내강 경계면 관심 점에 대한 데이터를 설정한다. 즉, 내강 경계면의 관심 점들은 원점으로부터 일정한 영역의 거리를 유지하고 있고, 환자의 혈관 상태에 따라 다르긴 하지만 대부분 사인곡선 형태를 나타내는 것을 고려하여, 내강 경계면 좌표 점에 대한 학습 데이터를 설정한다.

[0060] 단계 S412에서는, 각 열 Θ좌표마다 0좌표에서 경계면 좌표까지의 거리(r)를 이용하여 각 열 영역에 대한 내강 경계면 확률 모델을 생성하며, 도 7은 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S412에 의해 생성된 확률 모델을 나타낸 도면이다. 도 7에 도시된 바와 같이, 내강 경계면 확률 모델은 비모수적(Non-parametric) 방법인 가우시안 커널을 이용한 밀도 추정법에 의해 생성되고, 이는 하기의 수학식 4로 표현될 수 있다.

수학식 4

[0061]
$$p^{i}(r) = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}\frac{1}{(2\pi h^{2})^{1/2}}exp(-\frac{\| r_{x} - r_{n} \|^{2}}{2h^{2}})$$

[0062] 여기서, $p^{i}(r)$은 i번째 열에서의 거리 r에 대한 확률을 의미하고, N은 i번째 열에서 사용된 데이터의 개수이며, h는 가우시안 창의 너비를 결정하는 매개변수를 나타낸다.

[0063] 단계 S420에서는, 단계 S410에서 생성된 확률 모델을 기반으로 스무딩 함수를 이용하여 내강 경계면 관심 점을 추출하며, 도 8은 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S420에 대한 세부 순서도이다. 도 8에 도시된 바와 같이, 본 발명의

일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S420은, 생성된 확률 모델을 이용하여 각 열에 위치한 초기 관심 점의 에너지값을 계산하는 단계(S421) 및 각 열에서, 스무딩 함수를 이용하여 계산된 에너지값이 가장 큰 값을 갖고 최소의 임계값 T를 넘는 관심 점을 내강 경계면 관심 점으로 선정하는 단계(S422)를 포함할 수 있다.

[0064] 단계 S421에서는, 생성된 내부 경계면 확률 모델을 이용하여 하기의 수학식 5에 따라 각 열에 위치한 초기 관심 점의 에너지값을 계산한다.

수학식 5

[0065] $$f^{i}_{r,\theta} = \exp(I^{i}_{r,\theta} + S^{i}_{r,\theta}) / \exp^{-p^{i}(r)}$$

[0066] 여기서, $I^{i}_{r,\theta}$는 i번째 열에서 초기 관심 점 (r,Θ) 위치의 픽셀 밝깃값을 나타내며, $S^{i}_{r,\theta}$는 i번째 열에서 초기 관심 점 (r,Θ)의 웨이블릿 계수 값을 나타낸다.

[0067] 수학식 5에서, 각 초기 관심 점 (r,Θ)의 에너지 $f^{i}_{r,\theta}$는 밝깃값과 웨이블릿 계수 값이 높고 $p^{i}(r)$이 높은 확률 값을 가질 때 높은 에너지를 나타낸다. 반대로, 밝깃값과 웨이블릿 계수 값이 높더라도 확률 값이 낮을 경우 상대적으로 낮은 에너지를 갖게 된다. 수학식 5에서 지수 형태의 에너지 계산 방식은 지역적 특징 연관성의 변화에 민감하고 선형적 방식보다 좋은 성능을 보여줄 수 있다.

[0068] 단계 S422에서는, 각 열에서 스무딩 함수를 이용하여 계산된 에너지값이 가장 큰 값을 갖고 최소의 임계값 T를 넘는 관심 점을 내강 경계면 관심 점으로 선정하여 관심 점의 집합 F에 등록하며, 이는 하기의 수학식 6으로 표현될 수 있다.

수학식 6

[0069] $$F = (r,\theta) \quad \text{if}(r,\theta) \equiv \text{argmax}_{i \in I}(f^{i}_{r,\theta}) > T$$

[0070] 이와 같이, 상기한 단계 S400의 각각의 세부 순서를 모든 열에 반복하여 내강 경계면 관심 점의 집합을 생성하며, 도 9는 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S400에 의해 추출된 내강 경계면 관심 점이 추출된 결과를 나타낸 도면이다.

[0071] 단계 S500에서는, 단계 S400에서 추출된 불연속적인 내강 경계면 관심 점으로부터 하기의 수학식 7에 따른 다항 곡선 접합(Polynomial curve fitting) 함수를 이용하여 연속적인 곡선 형태의 내강 경계면을 검출한다. 단계 S400에서 추출된 내강 경계면 관심 점은, 도 9에 도시된 바와 같이, 불연속적이거나 혈관 내 칼슘이나 잡음 등에 의해서 잘못 추출된 경우가 다수 발생할 수 있다. 따라서 단계 S500에서는, 잡음이나 칼슘 등으로 인해 잘못 검출된 관심 점의 영향을 최소화시키고 제거된 관심 점을 보간 하여 경계면에 가장 적합한 곡선을 검출할 수 있는 다항 회귀분석(Polynomial regression)에 기반을 둔 다항 곡선 접합 함수를 이용하는 것이 바람직하다.

수학식 7

[0072] $$f(x) = a_0 + a_1 x + a_2 x + \cdots + a_n x^n = a_0 + \sum_{k=1}^{n} a_k x^k$$

[0073] 여기서, 수학식 7은 n 차승의 다항 곡선 접합 함수를 나타내며, 이러한 다항 곡선 접합에서 중요한 요인은 데이터의 곡선에 가장 잘 맞는 계수 a_0~a_k를 구하는 것이다. 이를 위해, 곡선 접합 함수 f(x)는 하기의 수학식 8에 따라 관심 점의 집합 F와 함수 f(x)사이의 오차 err을 계산하여 최소 오차를 보이는 함수의 계수를 추정함으로써 산출되는 것이 바람직하다.

수학식 8

[0074] $$err = \sum_{i=1}^{t} (e^i - (a_0 + \sum_{k=1}^{n} a_k x^k))^2$$

[0075] 여기서, t는 최종 관심 점의 개수, e^i는 관심 점의 집합 F의 i번째 요소, n은 접합 함수의 차수를 나타낸다.

[0076] 더욱이, 다항 곡선 접합에서 과-접합(Over-fitting)되거나 부-접합(Under-fitting)되는 것을 방지하고, 데이터 추세와 일치하는 곡선을 찾기 위하여, 추세가 일치할 때까지 차승을 증가해 나가는 것이 바람직하다. 더욱 바람직하게는, 6차 다항 곡선 접합 함수를 사용하여 내강 경계면을 검출하며, 도 10은 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S500에 의해 검출된 내강 경계면을 나타낸 도면이다.

[0077] 단계 S600에서는, 단계 S500에서 검출된 내강 경계면에 대한 극좌표 영상을 하기의 수학식 9 및 10에 따라 원좌표 영상으로 역변환하며, 도 11은 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법의 단계 S600에 의해 역변환된 원좌표 영상을 나타낸 도면이다.

수학식 9

[0078] $$x = r\cos\theta$$

수학식 10

[0079] $$y = r\sin\theta$$

[0080] 도 12는 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법에서, 검출된 내강 경계면의 극 좌표계 영상과 역변환된 원좌표 영상을 비교하여 나타낸 도면이다. 도 12에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일실시예에 따른 비모수적 확률 모델과 스무딩 함수를 이용한 혈관 내 초음파 영상에서 내강 경계면 자동 분할 방법은, 녹색 선으로 나타낸 내강 경계면 결과를 볼 때, 정확하게 내강 경계면을 분할하는 것을 확인할 수 있다.

[0081] 본 발명은 이하의 실시예에 의하여 더욱 상세히 설명되나, 본 발명이 이하의 실시예에 의해 어떤 식으로든 제한되는 것은 아니다.

실 시 예 1

[0082] 내강 경계면 검출 성능 비교 실험

[0083] 본 발명에 따른 내강 경계면 자동 분할 방법의 내강 경계면 검출 성능 효과를 확인하기 위해 하기와 같이 실험을 진행하였다.

[0084] 계명대 동산의료원에서 제공한 16개의 혈관 내 초음파 영상(IVUS 영상)으로 실험을 진행하였고, 영상의 크기는 512×512이며, 모든 영상들은 각각 16명의 다른 환자들로부터 수집되었다. 각각의 영상에 대해 본 발명에 따른 경계면 자동 분할 방법에 따라 내강 경계면을 검출한 후, 검출한 결과와 심장 전문의가 동일한 영상에 대해 손으로 체크한 내강 경계선 결과 사이의 일치 여부를 Bland-Altman Plot을 사용하여 분석함으로써 오차를 측정하였고, 그 결과를 표 1 및 도 13에 나타내었다. 한편, IVUS 영상의 내강 경계면 검출 성능에서 우수성이 입증된 Papadogiorgaki의 방법을 대조군으로 하였으며, Intel Core i7-2600 CPU와 Windows 기반의 Visual Studio 2008을 이용하여 구현하였다.

표 1

[0085]

	실험군	대조군
	Lumen(MD ±SD)	
Average	0.344±1.565	0.850±2.49

[0086] 표 1은 전체 16개 영상에 대한 오차 측정 결과를 나타내고 있으며, 표 1에서 나타낸 바와 같이, 실험군은 오차가 0.344±1.565이고, 대조군의 오차는 0.850±2.49인바, 본 발명에 따른 내강 경계면 자동 분할 방법은 내강 경계면의 검출 성능에 우수한 효과가 있음을 확인하였다.

[0087] 도 13은 16개의 IVUS 영상 중 4개의 결과에 대한 Bland-Altman 그래프를 나타낸다. Bland-Altman Plot이란 전문가에 의한 경계면과 본 발명에 따른 내강 경계면 자동 분할 방법에 의해 검출된 경계면 간의 오차가 있는지 또는 추정된 값과 실제 계측한 값의 차이가 있는지를 한눈에 살펴보기 위한 그래프로서 X축은 방법의 평균이고 Y축은 추정된 값과 실제 계측한 값의 차이(표준편차)를 나타낸다. 즉, X축, Y축에 대한 산점도의 기울기가 0에 가까울수록 추정된 값과 실측값의 오차가 적다는 것을 나타낸다.

[0088] 도 13에서, 좌측 그래프는 본 발명에 따른 내강 경계면 자동 분할 방법에 의하여 검출된 내강 경계면과 전문가에 의한 경계면을 비교한 결과이고, 우측 그래프는 대조군 방법에 의해 검출된 내강 경계면과 전문가에 의한 경계면을 비교한 결과를 나타내며, 모든 타입의 IVUS 영상에서 본 발명에 따른 내강 경계면 자동 분할 방법에 의해 내강 경계면을 검출하는 것이 대조군 방법에 의한 검출보다 낮은 평균값과 표준 편차를 보이는 것을 확인하였다. 특히, 4번 영상은 잡음이 많이 포함되어 있고 혈액 내 칼슘 등의 영향으로 내강 경계면의 경계가 불명확하여 대조군 방법의 경우 -1.089±2.745의 큰 오차를 나타내는데 반해, 본 발명에 따른 내강 경계면 자동 분할 방법은 그 오차가 상대적으로 낮은 0.473±1.062임을 확인하였는바, 본 발명에 따른 내강 경계면 자동 분할 방법은 내강 경계면의 검출 성능에 우수한 효과가 있음을 알 수 있다.

[0089] 이상 설명한 본 발명은 본 발명이 속한 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의하여 다양한 변형이나 응용이 가능하며, 본 발명에 따른 기술적 사상의 범위는 아래의 특허청구범위에 의하여 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

[0090] S100: 혈관 내 초음파 영상 장치를 이용하여 획득된 혈관 내 초음파 영상을 극좌표 영상으로 변환하는 단계

S200: 변환된 극좌표 영상에서 도뇨관(catheter) 영역을 제거하는 단계

S300: 도뇨관 영역을 제거한 극좌표 영상 전체로부터 내강 경계면의 위치를 찾기 위한 초기 관심 점을 추출하는 단계

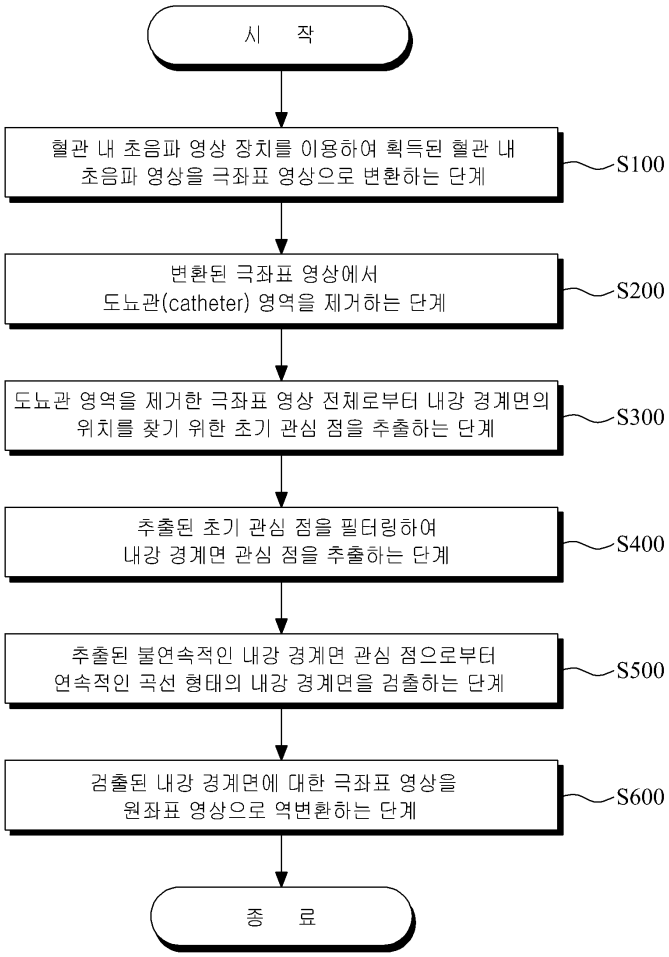
S400: 추출된 초기 관심 점을 필터링하여 내강 경계면 관심 점을 추출하는 단계

S500: 추출된 불연속적인 내강 경계면 관심 점으로부터 연속적인 곡선 형태의 내강 경계면을 검출하는 단계

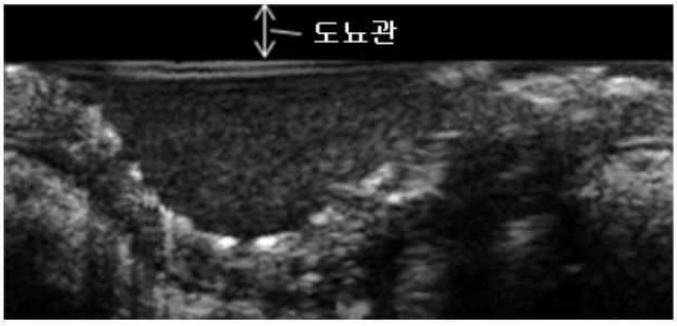
S600: 검출된 내강 경계면에 대한 극좌표 영상을 원좌표 영상으로 역변환하는 단계

도면

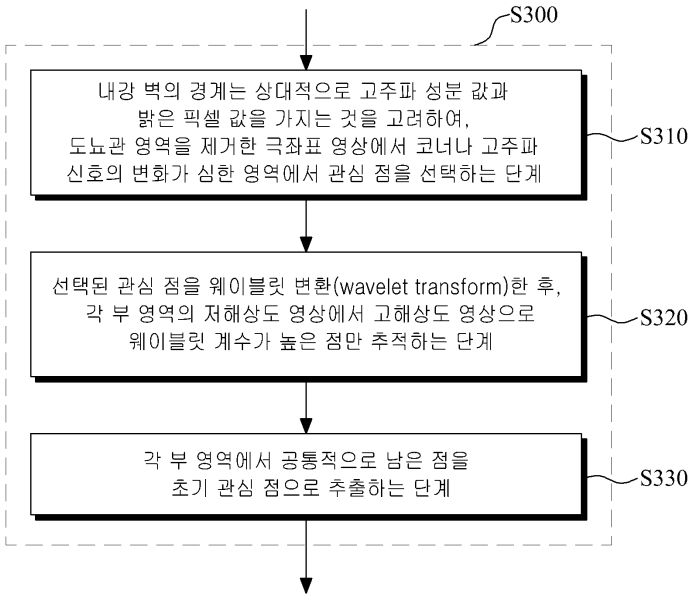
도면1



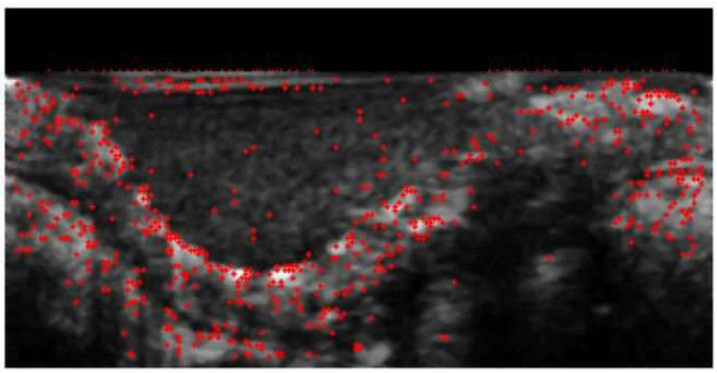
도면2


도뇨관

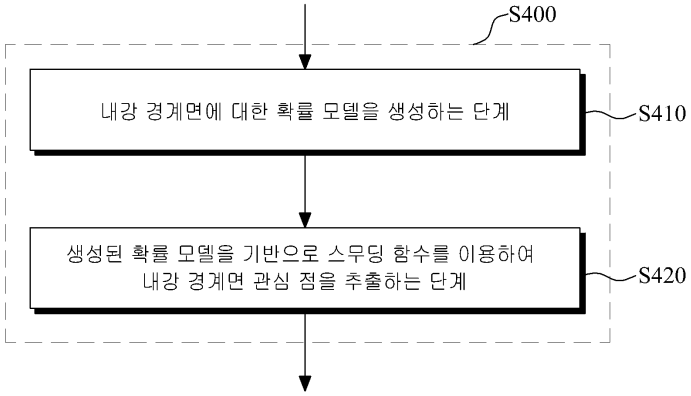
도면3


S300
내강 벽의 경계는 상대적으로 고주파 성분 값과
밝은 픽셀 값을 가지는 것을 고려하여,
도뇨관 영역을 제거한 극좌표 영상에서 코너나 고주파
신호의 변화가 심한 영역에서 관심 점을 선택하는 단계
S310
선택된 관심 점을 웨이블릿 변환(wavelet transform)한 후,
각 부 영역의 저해상도 영상에서 고해상도 영상으로
웨이블릿 계수가 높은 점만 추적하는 단계
S320
각 부 영역에서 공통적으로 남은 점을
초기 관심 점으로 추출하는 단계
S330

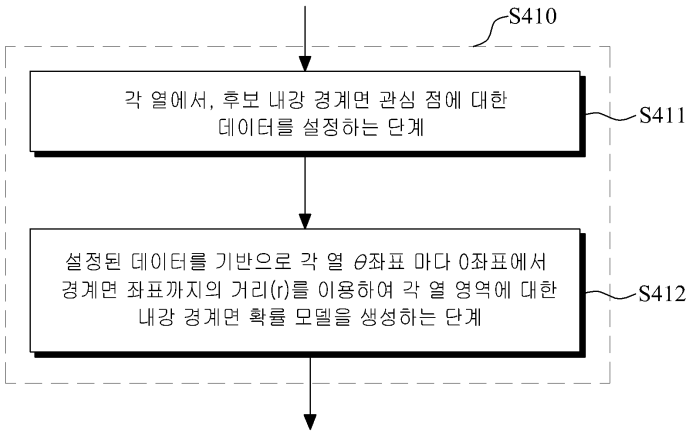
도면4



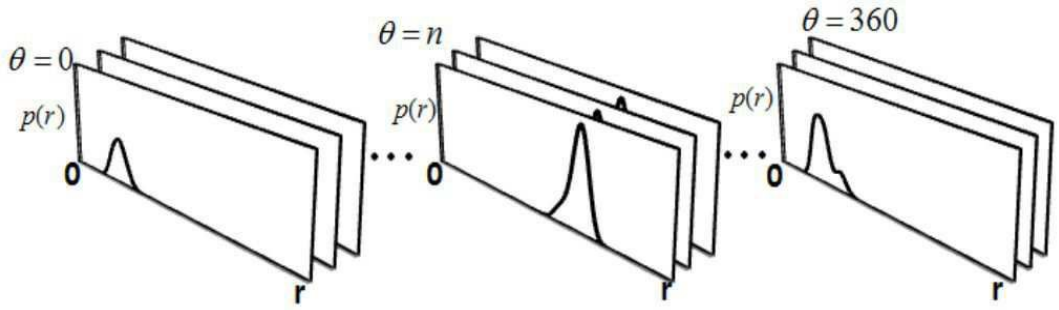
도면5


S400
내강 경계면에 대한 확률 모델을 생성하는 단계
S410
생성된 확률 모델을 기반으로 스무딩 함수를 이용하여
내강 경계면 관심 점을 추출하는 단계
S420

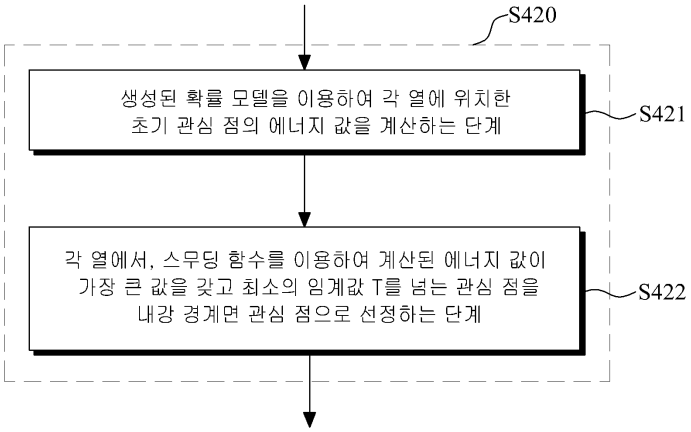
도면6


S410
각 열에서, 후보 내강 경계면 관심 점에 대한
데이터를 설정하는 단계
S411
설정된 데이터를 기반으로 각 열 θ좌표 마다 0좌표에서
경계면 좌표까지의 거리(r)를 이용하여 각 열 영역에 대한
내강 경계면 확률 모델을 생성하는 단계
S412

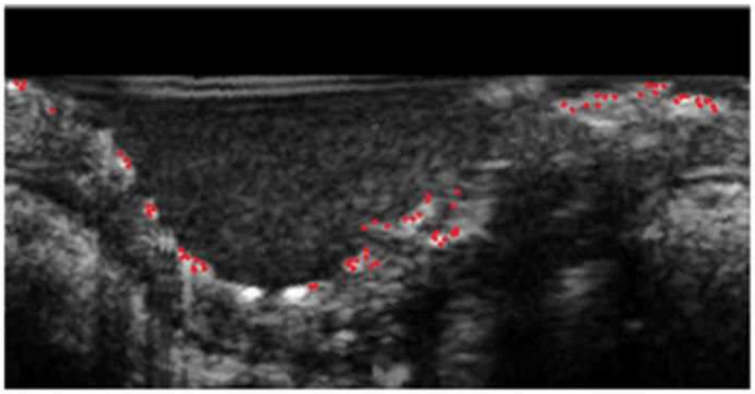
도면7


θ = 0
p(r)
0
r
θ = n
p(r)
0
r
θ = 360
p(r)
0
r

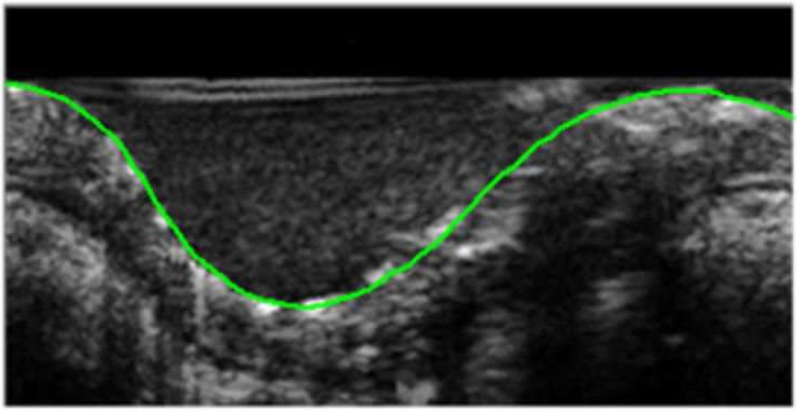
도면8


S420
생성된 확률 모델을 이용하여 각 열에 위치한
초기 관심 점의 에너지 값을 계산하는 단계
S421
각 열에서, 스무딩 함수를 이용하여 계산된 에너지 값이
가장 큰 값을 갖고 최소의 임계값 T를 넘는 관심 점을
내강 경계면 관심 점으로 선정하는 단계
S422

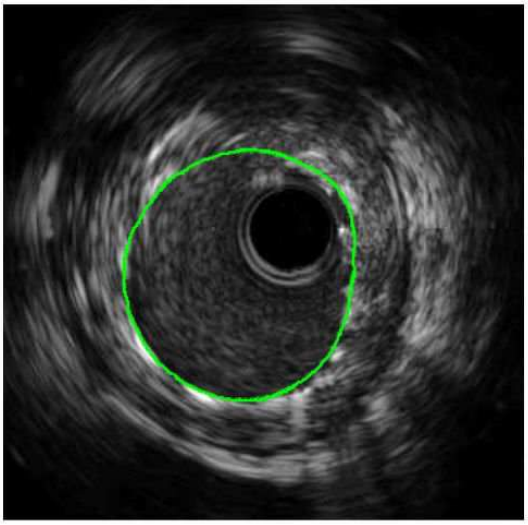
도면9



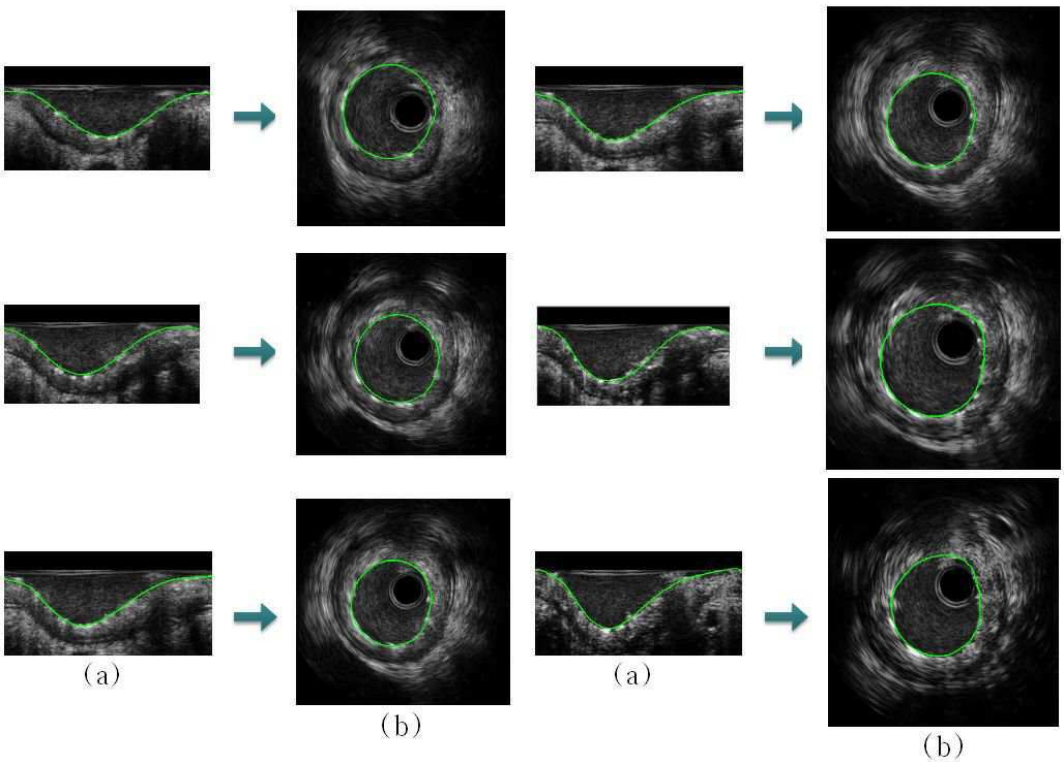
도면10



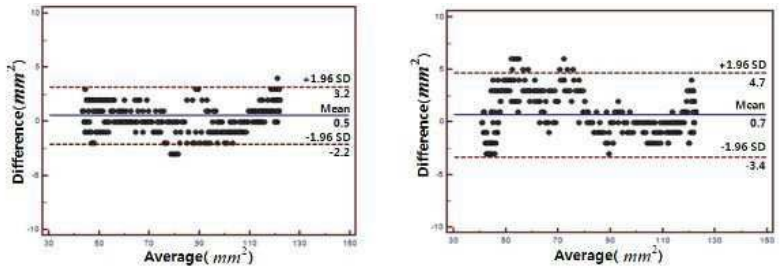
도면11



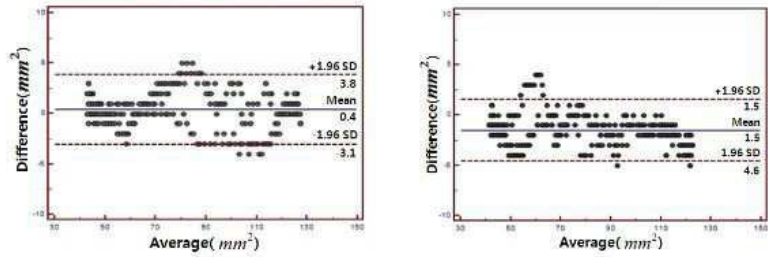
도면12



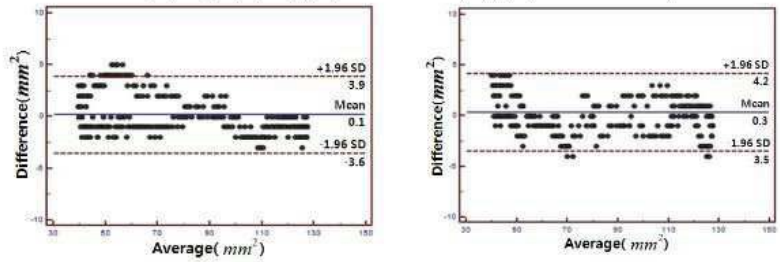
도면13



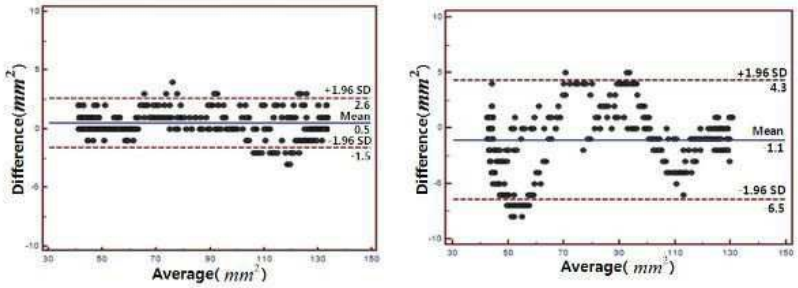
(a) 1번 영상: (좌) (0.508±1.359) (우) (0.657±2.054)



(b) 2번 영상: (좌) (0.399±1.761) (우) (-1.522±1.557)



(c) 3번 영상: (좌) (0.149±1.888) (우) (0.310±1.962)



(d) 4번 영상: (좌) (0.473±1.062) (우) (-1.089±2.745)