

(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

A61B 8/00

(11) 공개번호 특2001-0014491

(43) 공개일자 2001년02월26일

(21) 출원번호 10-2000-0007735

(22) 출원일자 2000년02월18일

(30) 우선권주장 09/253,385 1999년02월19일 미국(US)

(71) 출원인 더 존 피. 로바츠 리서치 인스티튜트

(72) 발명자 캐나다 엔6에이 5케이8 온타리오 런던퍼스 드라이브 100

라닥하니프엠.

캐나다온타리오엔3에스5에이치1파크애비뉴브랜트포드4

길제레미디.

캐나다온타리오엔6에이5엘8런던아파트먼트404탈보트스트리트699

스테인만데이비드에이.

캐나다온타리오엔6에이3브이3런던페트리시아스트리트1035

펜스타에이아론

캐나다온타리오엔6지4엔9런던엠블사이드디알.107

(74) 대리인 장용식

**심사청구 : 없음****(54) 3차원 초음파를 위한 반-자동 세그멘테이션 방법****요약**

본 발명은 혈관의 내강표면의 3D 초음파 이미지를 구성하고 디스플레이하는 3 차원 초음파를 위한 반자동화 방법을 제공한다. 본 방법은 표적 관의 3D 초음파 이미지를 얻는 단계, 및 표적 관 내강의 3D 초음파 이미지로부터 얻은 내강 표면을 세그멘테이션하는 단계를 포함하며, 여기에서 팽창 벌론 모델이 표적 관의 내강 표면을 세그멘테이션하기 위하여 사용된다. 본 방법은 신체 관의 진단적인 판단을 위하여 유용할 뿐만 아니라, 예후 척도로서 및 치료 계획을 제공한다.

**대표도****도1****색인어**

혈관, 3 차원 초음파 이미지, 내강 표면, 경동맥, 보간법

**명세서****도면의 간단한 설명**

본 발명의 실시에는 첨부된 도면을 참조로 완전히 이해될 것이다.

도 1은 팽창 벌론 모델에서 사용된 망(mesh)의 세분화의 설명도, 여기에서, 도 1(a)는 사용자가 특정한 임계 길이를 초과한 에지(1-3)를 도시, 도 1(b)는 형성되는 새로운 삼각형 2개로 세그멘테이션되는 에지(1-3)를 도시,

도 2는 관심의 3D 볼륨(V01)을 생성하기 위해서 사용된 실린더 및 두개의 반구상의 단부-캡으로 이루어진 원시모양의 2개의 뷰를 도시,

도 3은 5개의 원시모양으로부터 구성된 관심의 3D 볼륨(V01)의 설명도, 여기에서, 각각의 기본모양은 경동맥에 거의 적합하도록 스케치되고 스케일화됨,

도 4는 질병이 있는 경동맥의 3D 초음파 이미지를 통한 단면도, 여기에서 이미지의 오른손쪽상의 플라크(P), 내부 경동맥(ic), 외부 경동맥(ec), 및 일반 경동맥(cc)으로 레벨화되어 도시,

도 5는 여기에 개시된 방법에 의해서 만들어지고, 도 4에 도시된 프리핸드 3D 초음파 이미지에 대한 세그멘테이션된 계면도, 여기에서, 망은 초음파 이미지를 통하여 3개의 수직 슬라이스상에 중첩되어 도시,

도 6은 표시된 표면으로서 도시된 도 4 이미지의 세그멘테이션된 계면도, 여기에서, 내부 경동맥(ic), 외부 경동맥(ec), 일반 경동맥(cc), 및 경동맥 벌브를 도시,

도 7은 3D 초음파 이미지로부터 경동맥관을 세그멘테이션하는 다양한 맵의 설명도, 여기에서, 분지의 정점에 있는 망부분에서의 높은 변화가능성을 도시하며, 도 7(a) 및 7(b)는 2 방향의 동일한 관을 도시.

도면에서, 본 발명의 바람직한 실시예는 예를 드는 방법으로 설명되어 있다. 설명 및 도면은 이해를 돕기 위하여, 단지 설명을 위한 목적으로 사용된 것이고, 본 발명의 한계를 정하기 위한 것이 아니다.

## 발명의 상세한 설명

### 발명의 목적

#### 발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 3D 초음파 이미지를 구성하고 디스플레이하는 반자동화 방법에 관한 것이다. 특히, 반자동화 방법은 혈관 내강표면의 3차원 초음파 이미지를 제공한다.

경동맥 분지에서의 동맥경화의 통증은 내출증의 발생과 연관이 있다<sup>1,2</sup>. 경부 동맥경화와 관련된 대부분의 내출증은 외과적 또는 비외과적 치료<sup>3</sup>에 의해서 방지될 수 있기 때문에, 경부 질병의 식별 또는 모니터링은 내출증의 위험에 있는 환자를 관리하는데 매우 중요하다. 현재, 동맥경화의 진행을 판단하고 진단하는 종래 방법은 MRA 또는 X-레이 혈관 조영술로 협착증의 정도를 판단하거나, 도플러 초음파 검사법과 같은, 혈류속도에서의 비꼭지점을 감지하는 기술을 포함한다. 불행하게도, 이러한 종래 기술은 비침투를 허용하는 방식의 표적 조직의 뚜렷한 3 차원 이미지, 및 관의 상세한 뷰를 제공하지 못한다. 더우기, 종래기술은 신체내에 있는 관 내강표면의 상세한 시각화를 제공하지 못한다.

#### 발명이 이루고자하는 기술적 과제

따라서, 본 발명의 목적은 3D 초음파를 근거로 하는 새로운 방법을 제공하는 것이며, 이것은 비침투적이며, 관의 내부 내강표면의 상세한 3차원 뷰를 제공한다. 이러한 기술의 발전에서 중요한 작업은 치료 계획, 시각화, 및 입체측정을 위한 초음파 이미지로부터 관 표면을 세그멘테이션(예를 들면, 추출)하는 것이다. 변형가능한 표면 모델은 이 방법을 위한 특히 중요한 툴이다<sup>4</sup>.

### 발명의 구성 및 작용

(발명의 개요)

본 발명의 제 1 태양에 따라서, 관의 내강표면을 디스플레이하는 반-자동 3-D 초음파 세그멘테이션 방법이 제공되며, 방법은,

- 표적 관의 3-D 초음파 이미지를 얻는 단계;
- 상기 표적 관의 내강의 3-D 초음파 이미지를 생성하기 위해서 상기 표적 관의 3-D 초음파 이미지로부터 내강표면을 세그멘테이션하는 단계;를 포함하며, 여기에서 팽창 벌룬 모델(inflating balloon model)은 상기 표적 관의 내강 표면을 세그멘테이션하기 위해서 사용된다.

본 발명의 제 2 태양에 따라서, 관 질병의 진단, 및 예측하는 방법이 제공되며, 방법은,

- 표적 관의 3-D 초음파 이미지를 얻는 단계;
- 팽창 벌룬 모델을 사용하여 상기 표적 관 내강의 3-D 초음파 이미지를 생성하기 위해서 상기 표적 관의 상기 3-D 초음파 이미지로부터 내강표면을 세그멘테이션하는 단계;
- 상기 내강내의 질병 손상을 나타내는 그림자의 존재를 평가하기 위해서 상기 표적 관내강의 생성된 3-D 초음파 이미지를 검사하는 단계;를 포함한다.

(바람직한 실시예에 대한 상세한 설명)

본 발명의 실시예에 따라서, 변형가능한 모델을 근거로 하여, 3D 초음파 이미지의 내강표면을 추출하고 디스플레이하는 3D 반-자동 세그멘테이션 방법이 제공된다. 이러한 방법은 동맥의 계면에 근접하기 위해서 제일 먼저 빠르게 팽창하는 변형가능한 모델을 사용하며, 이 모델은 계면을 더욱 바람직하게 위치시키기 위해서 이미지가 초점을 사용하여, 추가로 변형된다. 이 방법은 동맥경화와 같은 혈관과 관련된 다양한 질병을 진단 및 예측하는데 사용될 수 있다.

이 방법은 작동자가, 예를 들면, 경동맥과 같은, 표적 혈관내의 임의의 위치를 모델의 전개를 위한 개시점으로 선택하는 것이 필요하다. 초기 위치의 선택은 변형가능 모델의 다음 전개에 영향을 주므로, 최종적으로 세그멘테이션된 경계면에 변화가능성이 있다. 세그멘테이션 방법의 수행은 내부위치가 경동맥 동맥경화의 3D 초음파 이미지의 내강 전체로 변화될 때, 계면 모양에서의 국부 변화가능성을 검사함으로써, 테스트된다. 테스트 결과는 계면위치에서의 높은 변화가능성이, 세그멘테이션된 계면이 크게 굴곡되거나, 3D 초음파 이미지가 잘 정의된 혈관예지를 가지지 못한 영역에서 발생됨을 나타낸다.

3D 초음파 이미지의 획득

프리핸드 이미지 시스템<sup>5,6</sup>은 현 방법에서 사용을 위한 표적 관의 3D 초음파 이미지를 획득하기 위해서 사용된다. 이 시스템은 스캔동안에 프로브의 방향 및 위치를 추적하기 위해서 초음파 프로브에 부착된 6 자유도 DC 자기장계 POM 디바이스 (Flock of Birds, Ascension Technologies)를 사용한다. 초음파기계 (Ultramark-9, Advanced Technology Laboratories)로부터의 비디오 프레임은 비디오 프레임 그래버(RasterOps 24XLTV, TrueVision)으로 디지털화되며, 트랜스듀서 방향 및 위치의 동시 기록과 함께 매킨토시 컴퓨터에 저

장된다. 이미지 재구성은 이미지 획득동안에 기록된 프로브 방향으로부터 결정된 매트릭스에 의해서 각 입력 이미지를 변형시키는 것을 포함한다. 변형 매트릭스를 각 이미지에 적용시키는 것은 이미지를 전체 좌표 공간으로 변환시킨다. 일단 이미지가 변형되면, 출력 3D이미지의 해상도 및 공간적인 범위가 결정된다. 최종 3D 초음파 이미지는 각 복셀을 위한 거의 가까운 입력 이미지 픽셀을 결정함으로써, 동시에 1 슬라이스로 재구성된다. 이미지 평면사이의 겹은 최인점 보간법<sup>6</sup>을 사용하여 채워진다. 그 후, 최종 3D 초음파 이미지는 표적 판 표면의 세그먼테이션을 위한 기준으로서 사용된다.

세그먼테이션

팽창 벌룬 모델<sup>7</sup>은 표적 판을 세그먼테이션하는 알고리즘의 기준을 형성한다. 비록 본 방법은 설명을 위해, 임의의 유체로 채워진 조직의 내강표면을 검사하기 위해서 사용될 수 있지만, 본 방법에서는 경동맥을 혈관의 선택으로서 사용될 수 있다. 알고리즘은 3개의 주요 단계로 이루어져 있다. (1) 동맥의 내강내측으로 초기 벌룬 모델의 상호작용적인 배치화; (2) 동맥벽을 향하여 모델의 자동 팽창화; (3) 동맥벽의 자동국부화.

벌룬모델은 20면체가 되는 초기 망을 사용하여, 삼각형의 달려진 망으로써 나타난다. 초기 모델이 동맥의 내측에 배치된 후, 동맥벽을 향하여 빠르게 팽창한다. 팽창력의 영향하에 평형상태에 이르면, 모델은 거의 동맥의 모양을 나타낸다. 그 후, 이러한 대략의 망은 동맥의 벽을 국부화하기 위해서 이미지계 초점의 수단에 의해서 추가로 변형된다. 모델의 역학 및 그것에 작용하는 힘을 설명하는 수학식은 아래에 제공된다.

(a) 역학

망의 꼭지점( $\vec{r}$ )을 위한 수학식은

$$m_i \ddot{x}_i(t) + v_i \dot{x}_i(t) + g(x_i(t)) = f(x_i(t))$$

으로서 주어진다<sup>8</sup>.

여기에서  $x_i(t)$ 은 벡터의 위치,  $\dot{x}_i(t)$  및  $\ddot{x}_i(t)$ 은 각각 속도 및 가속도이며,  $m_i$ 는 질량이며,  $v_i$ 는 감쇠상수이며,  $g_i(x_i(t))$ 는 꼭지점에서의 합력의 표면장력이며,  $f_i(x_i(t))$ 는 '추진'력이다.  $\dot{x}_i(t)$  및  $\ddot{x}_i(t)$ 이 0이 될 때, 평형상태에 도달되며, 이것은 매우 긴시간이 걸린다<sup>7</sup>. 각 꼭지점의 질량을 0으로 세팅하고, 감쇠상수를 통합시킴으로써, 수학식 1은

$$x_i(t) = f(x_i(t)) - g(x_i(t))$$

로 축소된다.

수학식 2에 의해서 나타나는 시스템은  $x_i(t)$ 이 0일 때, 평형상태에 이르며, 이것은 시스템에 관성이 진행되지 않기 때문에, 빠르게 발생할 수 있다. 각 꼭지점의 평형위치, 및 이에 따른 모델의 변형된 모양을 계산하

기 위해서, 수학식 2는 다음 수학식 3을 사용하여 시간( $t$ )에서 시간( $t+\Delta t$ )으로 반복적으로 업데이트된다.

$$\dot{x}_i(t + \Delta t) \approx x_i(t) + (f(x_i(t)) - g(x_i(t)))\Delta t$$

모든 꼭지점에 대해  $\dot{x}_i(t)$ 가 거의 0이 될 때까지 반복이 계속된다. 각 반복후, 망의 삼각형은 임의의 크기로 자란다. 동맥의 모양을 정확하게 모델링하기 위해서는, 망의 삼각형은 더 작은 삼각형을 형성하도록 세그먼테이션된다. 실질적으로, 각 반복후에, 망에서의 각 에지의 길이는 사용자가 특정한 임계길이와 비교된다. 만약 이 길이가 임계길이를 초과하면, 도 1에 도시된 바와 같이, 에지는 동일한 길이의 두개의 에지로 나누어지며, 원래 에지의 다른 측상에 두개의 삼각형이 4개의 삼각형으로 대체된다.

(b) 추진력

알고리즘의 단계(2)에서, 모델은 각 꼭지점( $\vec{r}$ )에서 작용하는 팽창력의 수단에 의해서 동맥벽을 향하여 추진된다.

$$f_{Inj}(x_i(t)) = \begin{cases} k_{Inj} n_i(t), & \text{if } I(x_i(t)) \leq T \text{ and } x_i(t) \in \text{VOI} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

여기에서  $k_{I n j}$ 는 팽창력의 진폭이며,  $n_i(t)$ 는 꼭지점에서의 평균량이며, 이것은 꼭지점에 부착된 각 삼

각형 평균량의 평균으로서 계산된다. 팽창력은 대응 이미지 강도( $I(x_i(t))$ )가 회색 레벨 임계(T)아래에 있는 꼭지점에서 변한다. 실제로, 벌룬 모델은 음향 그림자와 같은 인위적인 산물이 동맥에 인접한 큰 보이드를 생기게 하기 때문에, 동맥벽 밖으로 새나올 수 있으며, 이것은 내강과 같은 동일한 의미의 회색 레벨을 갖는다. 경동맥혈관의 내강상에 있는 석회화된 손상의 발생은 그림자의 원인중의 하나이다. 모델이 동맥벽을 너무 멀리 초과하여 자라는 것을 막기 위해서, 팽창력은 사용자가 한정한 관심의 볼륨(V01)내에 있는 점에만 적용된다. V01는 둥근 단부를 갖는 실린더로 구성된 간단한 기하학적 모양의 유니언로서 모델링된다. 완성된 V01는 개별적으로 크기화되고, 동맥혈관에 적합한 방향을 향하도록 되어 있는 이러한 모양을 5개 결합함으로써 형성된다.

단일의 기하학적 원형이 도 2에 도시되어 있고, 이번 연구에서 사용된 완성된 V01는 도 3에 도시되어 있다. 내강외측에서부터 내강내측의 점을 분리하는 임계면을 식별하기가 어렵고, 인위적인 산물의 존재로 인하여, 팽창력만의 적용에 의해 얻어진 계면은 동맥의 실질적인 벽에 접근한다. 알고리즘의 단계(3)에서, 이러한 접근이 세밀히 구별된다. 동맥벽을 더욱 국부화시키기 위해서, 3D 위치함수(P)는 3D 강도 에지(그라디언트)에 모델을 부착시킨 이미지 데이터로 구성된다.

$$P(x_i(t)) = \frac{1}{\|(\nabla G_{\sigma} * I)\| + \varepsilon}$$

여기에서  $G_{\sigma}$ 는 3D 가우시안 평활필터이며, 특성폭  $\sigma$  및  $\varepsilon$ 는 0으로 나누어지는 것을 막기 위한 작은 상수이다. 위치함수의 최소값은 동맥벽과 일치한다. 위치함수는 모델을 변형시키기 위해서 사용되는 힘의 장을 진행시킨다.

$$f_{edge}(x_i(t)) = -k_{edge} \nabla P(x_i(t))$$

여기에서  $k_{edge}$ 는 힘의 크기를 제어한다.

(c) 표면장력

표면장력은 모델이 잡음의 존재를 제거하게 한다. 이것은 각 모델의 에지를 스프링으로 처리함으로써 시뮬레이션된다. 꼭지점( $i$ )에서의 표면장력은 꼭지점에 연결된 각 평균량 에지벡터의 벡터의 합으로서 계산된다.

$$g(x_i(t)) = \frac{k_{tens}}{M} \sum_{j=1}^M \frac{e_{ij}}{\|e_{ij}\|}$$

여기에서,  $e_{ij} = x_j(t) - x_i(t)$ 는 인접한 꼭지점( $j$ )에, 꼭지점( $i$ )을 연결하는 에지를 나타내는 벡터이다.

$k_{tens}$ 는 합력의 장력세기를 제어하며, M은 꼭지점( $i$ )에 연결된 복수의 에지이다.

변화가능성의 판단

정밀도는 세그멘테이션 방법<sup>10-12</sup>의 성능을 판단하기 위한 기준으로 종종 사용된다. 그러나, 세그멘테이션된 계면이 작동자의 초기화의 일부형식에 영향을 받는 경우, 계면 변화가능성은 성능을 판단하는데 중요한 역할을 한다. 본 방법은 작동자가 경동맥 혈관내의 초기위치를 선택하는 것이 필요하며, 이 초기위치는 최종 세그멘테이션된 계면에 영향을 준다. 최종 세그멘테이션된 계면의 위치 및 모양에서의 변화가능성은 사용자가 한정한 초기 위치가 임의적이기 때문에 생긴다. 비외과적인 치료로 인한 퇴보나, 시간의 경과에 따른 동맥경화의 진행을 모니터링하는 것과 같은 적용에 대해서, 혈관계면의 낮은 변화가능성 판단이 요구된다. 더우기, 이러한 판단은 손상된 국부영역에서 특히 중요하다. 이러한 이유로, 변화가능성의 국부 측정은 세그멘테이션 방법의 성능을 판단하는 수단으로서 선택된다. 초기 위치의 선택과 연관된 변화가능성만이 고려되고, 다른 모든 세그멘테이션 파라미터는 계속해서 일정하게 유지된다. 이러한 과정은, (1) 거의 초기 위치의 공간을 채우는 망의 양상부를 생성하는 단계; (2) 세트의 망으로부터 평균 구획 계면을 측정하는 단계; (3) 망의 공간분포의 묘사를 결정하는 단계; 및 (4) 평균계면의 표면에 있는 망의 위치 변화를 계산하는 단계;를 포함한다. 국부 변화가능성 측정을 측정하는데 포함된 단계는 다음 섹션에서 설명된다.

## (i) 망의 앙상블을 생성하는 단계

세그먼테이션 망의 앙상블은 각 망에 대한 다른 초기위치를 사용하여, 생성된다. 위치는 경동맥혈관의 내부 전체에 고르게 이격되어 있다. 포인트(x)는 수학적 4의 조건, 즉,  $l(x) \leq T$  및  $x \in V01$ , 의 양쪽 조건을 만족한다면, 포인트(x)가 혈관내에 존재하는 것으로 판단한다. 도 4에 도시된 3D 초음파 이미지에 대해서, 이들 조건을 만족하는 50만개 이상의 복셀 위치가 있다. 망의 앙상블을 결정하는데 필요한 계산시간을 줄이기 위해서, 적당한 위치의 세트가 각 차원에서의 9개의 인자에 의해서 부표본으로 만들어지고, 그 결과 약 750개의 망이 생긴다. 600 MHz 콤팩트 알파 워크스테이션상에서, 750개의 모든 위치에 대한 망 생성시간은 약 3 시간이 걸린다.

## (ii) 평균 망의 생성

망의 평균 앙상블을 측정하는 과정은 하나의 망에서의 포인트와 다른 모든 망에서의 포인트 사이에 일대일 대응의 성립을 근거로 한다. N망( $X_1, X_2, \dots, X_N$ )의 세트는 각각  $X_N$  포인트를 갖는다. 망( $X_1$ )은 무작위로 선택되며,  $X_1$ 에서의 각 포인트( $X_{i1}$ )에 대해서, 망( $X_2, \dots, X_N$ )에 있는 가장 가까운 포인트( $X_{i1}, X_{i2}, \dots, X_{iN}$ )가 찾아진다. 평균 망(Y)상의 포인트( $y_i$ )는 모든 대응하는 포인트( $X_{i1}, X_{i2}, \dots, X_{iN}$ )의 중심을 결정하기 위해서 찾아진다.

$$y_i = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N x_{ji}$$

## (iii) 계면 밀도 함수를 생성

3D 세그먼테이션의 변화가능성과 관련된 통계적인 파라미터를 계산하기 위해서, 망 앙상블의 공간분포의 개별적인 3D 묘사가 먼저 정의되며, 이것을 계면 밀도 함수(BDF)라 한다. BDF는 원래의 초음파 이미지와 동일한 차원을 가지며, 초음파 이미지에서의 각 복셀은 BDF에서의 복셀에 대응한다. BDF에서의 각 복셀은 동등한 복셀을 교차시키는 세그먼테이션된 계면 망의 수와 동일하다.

## (iv) 변화가능성의 국부측정으로서 변화 맵

평균 망, 및 망의 공간분포(예를 들면, BDF)의 통계학적인 묘사를 가질 때, 세그먼테이션 알고리즘에서의 변화가능성이 결정될 수 있다. 평균 망(Y)에서의 각 포인트( $y_i$ )에 대해서, BDF는  $y_i$ 에 대해 중심이 되는 직선을 따라서 U 개별 포인트에서 샘플링되며, 표면의 법선( $n(y_i)$ ) 방향으로 향한다. 이러한 샘플링 과정은 BDF를 1 차원 분포( $D_i(u)$ )의 세트로 축소된다. 망 포인트( $y_i$ )가 주어지고, 포인트( $D_i(u)$ )에 대한 BDF분포가 샘플링되면, 평균 망의 각 포인트( $y_i$ )에서의 샘플링된 분포의 변화( $V_i$ )는:

$$V_i = \frac{1}{U} \sum_{u=0}^U (D_i - D_i(u))^2$$

이고, 세그먼테이션 과정에서의 국부 변화가능성의 측정을 나타낸다.

## 3D 세그먼테이션된 초음파 이미지의 획득

도 4는 분지의 평면으로 대략 향하게 된 경동맥 분지의 프리핸드 3D초음파 이미지를 통한 슬라이스를 도시한다. 초음파 발생은 이미지의 왼손측에서 일어난다. 플라크는 분지에 가까운 혈관벽상의 그림자를 만들며, 오른손측의 일반경동맥 벽상에서 볼수 있다. 초음파 이미지의 그림자부분에서의 이미지값은 경동맥 혈관 내에서 발견되는 것과 동일하며, 이미지 값 하나만으로는 경동맥 내강의 계면을 국부화하기 위해서 사용될 수 없다.

도 5는 도 4에 도시된 프리핸드 3D 초음파 이미지로부터 발생된 세그먼테이션 계면을 도시한다. 초음파 이미지를 통하여 3 개의 수직 슬라이스가 도시되어 있다. 도 6은 다른 방향에서 본 동일한 세그먼테이션 계면을 도시하며, 경동맥의 발브 근처에 있는 혈관내강의 직경을 플라크가 축소시킨 것을 설명한다.

도 7은 세그먼테이션된 계면에서의 국부 변화가능성을 도시하며, 평균 계면의 각 포인트에 대한 대응 BDF를 샘플링함으로써 결정된다. 이 그림에서, 평균 망은 BDF로부터 결정된, 망 위치에서의 국부변화를 나타내는 명암으로 도시된다. 어두운 영역은 높은 변화가능성에 대응되며, 반면 밝은 영역은 낮은 변화가능성을 갖는다. 도 7(a)는 높은 변화가능성의 영역인 분지의 정점을 나타내며, 도 7(b)는 변화가능성이 증가된 다른 국부영역을 도시한다. 석회질화된 플라크에 대응하는 영역은 망 국부화에서 낮은 변화가능성을 가지도록 나타난다.

본 발명의 방법은 낮은 계산상 비용이 요구되고 비교적 간단하기 때문에, 세그먼테이션이 매우 빠르게 생긴다. 전형적인 256 x 256 x 256 복셀 초음파 이미지는 현재의 워크스테이션상에서 대략 10초동안에 세그먼테이션될 수 있으며, 한번에, 초음파 이미지의 초기 로딩 및 필터링이 완성된다. 그러나, 세그먼테이션의 속도는 메모리 저장의 면에서 상당한 컴퓨터 수단을 요구한다. 속도를 얻기 위해서, 전체 볼륨은 세그먼테이션 프로세스 전반에 걸쳐서, 주 메모리내에 유지되어야 한다. 또한 3 성분의 힘 벡터 장에 따라서, 가우시안 필터링된 이

미지의 사본이 계산된다.

추진력이 각 망 포인트에 적용될 때 초음파 이미지에서의 이미지 잡음은 변형가능 모델이 단계동안에 표적 경

동맥의 계면에 도달하는 것을 막게 한다. 비논리적으로 높은 회색-레벨값(예를 들면,  $I(x_i(t)) > T$ )은 망 포인트가 너무 이르게 움직임을 정지하여 생긴 것이다.

그 결과는 관 계면이 잘 정의되지 않는(예를 들면 낮은 콘트라스트) 초음파 이미지의 영역, 및 (분지의 정점과 같은) 높은 굴곡의 영역과 관련이 있는 세그먼테이션 위치에서의 높은 변화가능성을 보여준다. 플라크 계면은 잘 정의되어 있기 때문에, 세그먼테이션된 계면은 초음파 이미지의 영역에서 낮은 변화가능성을 갖는다. 세그먼테이션 방법을 초기화함에 있어서 사용자 개입은 세그먼테이션된 계면 모양에서의 변화가능성을 생기게 하기 때문에, 국부변화가능성을 근거로 한 세그먼테이션 방법의 성능을 판단하는 것이 매우 중요하다. 경동맥혈관의 프리핸드 3D 초음파 이미지를 근거로 한 본 세그먼테이션 방법은 초기 모델 위치의 함수로서 세그먼테이션에서의 국부 변화가능성의 매핑사이에 상관관계를 보여준다.

### 발명의 효과

요약하면, 3D 초음파 이미지로부터의 관 내강을 디스플레이하고, 추출하는 반-자동화 방법이 개발되어 왔다. 이러한 방법은 관의 내부 내강표면을 빠르고 간단하며, 비침투적이고 명확한 시각화를 제공한다. 특히, 이 방법은 신체 관내의 질병으로 인한 다양한 종류의 손상을 치료하고, 예측하고, 진단하게 한다.

본 발명의 방법은 생물학적 유체를 운반하는 임의의 형태의 신체 통로의 임의의 내강 표면의 3D 이미지를 제공하는데 사용될 수 있음을 당업자는 알 것이다. 즉, 신체 조직에 채워진 임의의 유체는 본 발명의 방법을 사용하여 진단적으로 분석될 수 있으며, 예를 들면, 신장, 또는 난포와 같은 조직 농양이 포함될 수 있다. 신체 통로는 예를 들면, 인간, 또는 동물에서 발견되는 피, 림프, 및 유미관에만 제한되지 않는다. 이 방법은 동맥 경화증과 같은 동맥 질병(예를 들면, 혈관)의 치료 및 관리를 위하여 특히 유용하다.

본 발명의 변경 및 수정은 첨부된 청구항에 의해서 정의된 본 발명의 범주에 벗어나지 않음을 당업자에게는 명백할 것이다.

## 참조문헌

1. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators, "Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high grade carotid stenosis," *New England J. Med.* 325, pp. 445-453, 1991.
2. European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group, "MRC European carotid surgery trial: Interim results for symptomatic patients with severe (70-99%) or with mild (0-29%) carotid stenosis," *Lancet* 337, pp. 1235-1243, 1991.
3. P. B. Gorelick, "Stroke prevention. an opportunity for efficient utilization of health care resources during the coming decade," *Stroke* 25, pp. 1581-1587, 1994.
4. T. McInerney and D. Terzopoulos, "Deformable models in medical image analysis: A survey," *Medical Image Analysis* 1(2), pp. 91-108, 1996.
5. A. Fenster and D. B. Downey, "3-d ultrasound imaging: A review," *IEEE Eng. Med. Biol.* 15, 1996.
6. S. Sherebrin, A. Fenster, R. Rankin, and D. Spence, "Freehand three-dimensional ultrasound: Implementation and applications," *SPIE Phys. Med. Imag.* 2708, pp. 296-303, 1996.
7. Y. Chen and G. Medioni, "Description of complex objects from multiple range images ultrasounding an inflating balloon model," *Comput. Vision and Image Understanding* 61, pp. 325-334, 1995.
8. D. Terzopoulos and M. Vasilescu, "Sampling and reconstruction with adaptive meshes," in *Proceedings of the Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 70-75, June 1991.
9. I. T. Young and L. J. van Vliet, "Recursive implementation of the gaultrasoundsian filter," *Signal Processing* 44, pp. 139-151, 1995.
10. C. J. Bouma, W. J. Niessen, K. J. Zuiderveld, E. J. Gultrasoundsenhoven, and M. A. Viergever, "Evaluation of segmentation algorithms for intravascular ultrasound images," *Lecture Notes in Computer Science* 1131, pp. 203-212, 1996.
11. F. M. Carrascal, J. M. Carreira, and M. Souto, "Automatic calculation of total lung capacity from automatically traced lung boundaries in postero-anterior and lateral digital chest radiographs," *Med. Phys.* 25, pp. 1118-1131, 1998.
12. J. Duryea and J. M. Boone, "A fully automated algorithm for the segmentation of lung fields on digital chest radiographic images," *Med. Phys.* 22, pp. 183-191, 1995.

## (57) 청구의 범위

## 청구항 1

관 내강표면을 디스플레이하는 반자동화 3D 초음파 세그멘테이션 방법에 있어서,  
표적 관의 3D 초음파 이미지를 얻는 단계; 및

상기 표적 관 내강의 상기 3D 초음파 이미지를 생성하기 위해서 상기 표적관의 상기 3D 초음파 이미지로부터  
내강표면을 세그멘테이션하는 단계;를 포함하며,

여기에서, 상기 표적 관의 내강표면을 세그멘테이션하기 위하여 팽창 벌룬 모델이 사용되는 것을 특징으로 하

는 방법.

## 청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 팽창 벌룬 모델은,

벌룬 모델의 초기위치가 표적 관과 상호작용하는 단계;

표적 관벽을 향하여 모델이 팽창하는 단계; 및

표적 관벽의 국부화단계;를 포함하는 알고리즘에 의해서 나타내어지는 것을 특징으로 하는 방법.

## 청구항 3

제 2 항에 있어서, 상기 모델은 표적 관에 적합하도록 구성된 단순한 기하학적 모양의 유니언을 포함한 관심의 사용자-정의 볼륨내에서 팽창되는 것을 특징으로 하는 방법.

## 청구항 4

제 3 항에 있어서, 상기 벌룬 모델은 표적 관내에 위치한 삼각형의 망에 의해서 나타내어지는 것을 특징으로 하는 방법.

## 청구항 5

제 4 항에 있어서, 상기 모델은 상기 모델이 표적 관의 모양을 나타낼 때까지 팽창된 후, 표적 관의 벽을 국부화하기 위해서 이미지계 힘의 수단에 의해 추가로 변형되는 것을 특징으로 하는 방법.

## 청구항 6

제 1 항에 있어서, 상기 방법은 표적 관 계면의 변화가능성을 판단하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

## 청구항 7

제 6 항에 있어서, 변화가능성을 판단하는 단계는,

선택된 초기 벌룬 모델 위치의 공간을 채우는 망의 양상볼을 생성하는 단계;

망의 세트로부터 평균 세그멘테이션 계면을 결정하는 단계;

망의 공간 분포의 묘사를 결정하는 단계; 및

평균 계면의 표면에 있는 망 위치의 변화를 계산하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

## 청구항 8

제 1 항에 있어서, 상기 표적 관은 생물학적 유체를 운반하는 임의의 인간 또는 동물의 신체 내부 통로를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

## 청구항 9

제 8 항에 있어서, 상기 관은 혈관, 림프관, 및 유미관으로 이루어져 있는 군에서 선택되는 것을 특징으로 하는 방법.

## 청구항 10

제 1 항에 있어서, 상기 3D 초음파 이미지는 표적 관의 스캐닝동안에, 프로브의 방향 및 위치를 추적하기 위해서 초음파 프로브에 부착된 휴대용 장치를 포함한 프리핸드 이미지 시스템을 사용하여 얻어지는 것을 특징으로 하는 방법.

## 청구항 11

제 10 항에 있어서, 스캐닝으로부터의 디지털화된 데이터는,

픽셀의 어레이에 의해서 나타내어진 표적 관의 2D 이미지를 얻는 단계;

전체 좌표 공간에 메트릭스에 의한 2D 이미지 어레이를, 이미지 슬라이스를 포함한 볼륨측정의 이미지 어레이로 변환하는 단계; 및

3D 이미지를 1 슬라이스로 동시에 재구성하는 단계;에 의해서 3D 이미지로 재구성되는 것을 특징으로 하는 방법.

## 청구항 12

제 3 항에 있어서, 최인점 보간법은 이미지 평면사이의 갭을 채우기 위해서 사용되는 것을 특징으로 하는 방법.

## 청구항 13

관 질병의 진단 및 예후를 위한 방법에 있어서,

표적 관의 3D 초음파 이미지를 얻는 단계;

팽창 벌룬 모델을 사용하여 상기 표적 관의 내강의 3D 초음파 이미지를 생성하기 위해서 상기 표적 관의 상기



3D 초음파 이미지로부터 내강 표면을 세그먼테이션하는 단계; 및

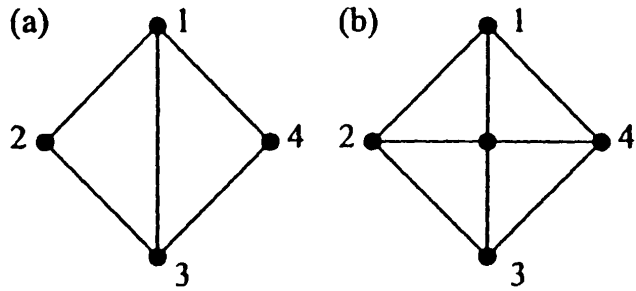
상기 내강내에 있는 질병 손상을 나타내는 그림자의 존재를 판단하기 위해서 상기 표적 관 내강의 상기 생성된 3D 초음파 이미지를 검사하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

#### 청구항 14

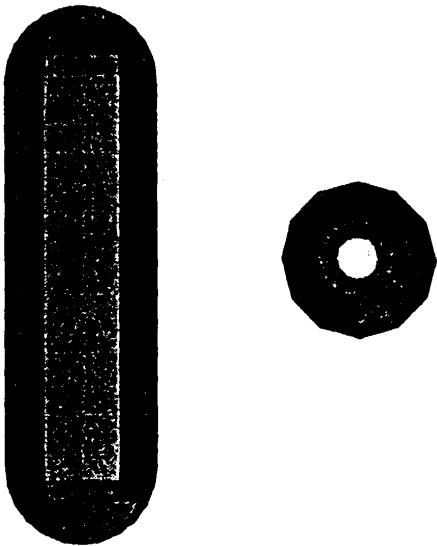
제 13 항에 있어서, 상기 표적 관은 혈관인 것을 특징으로 하는 방법.

도면

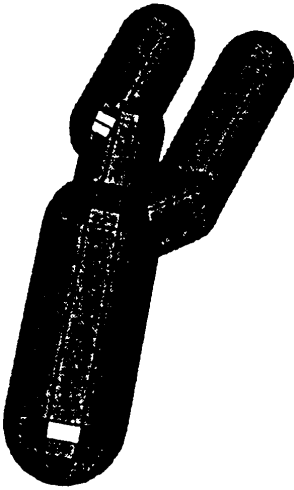
도면1



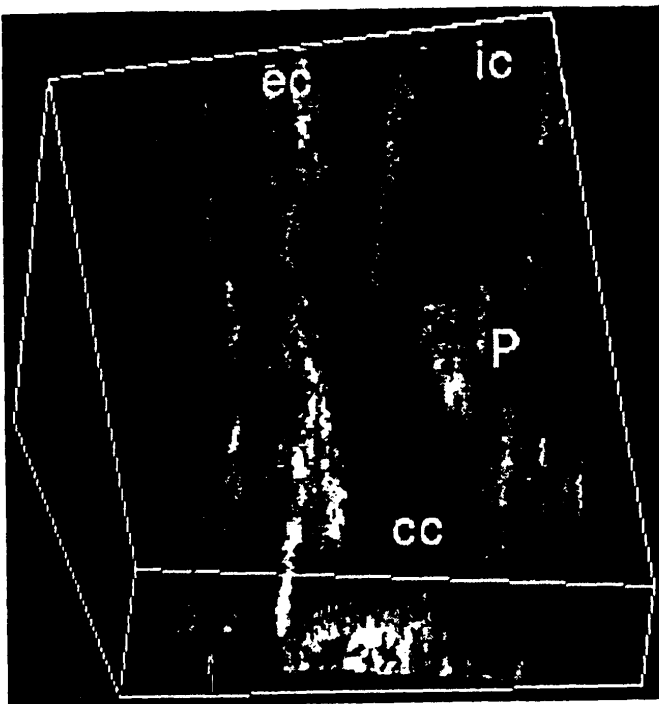
도면2



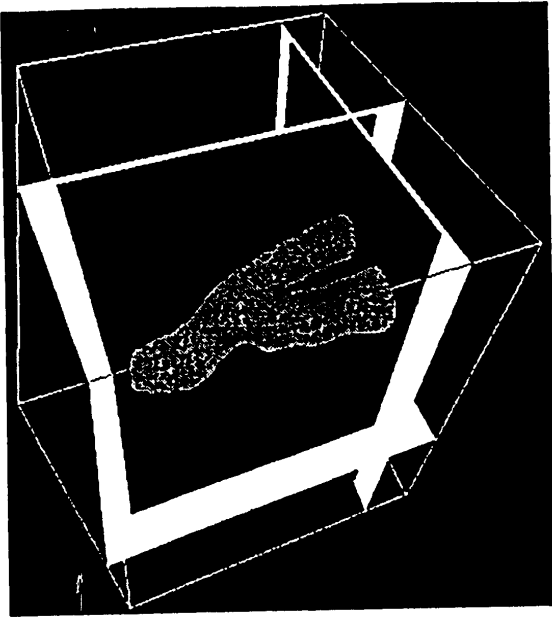
도면3



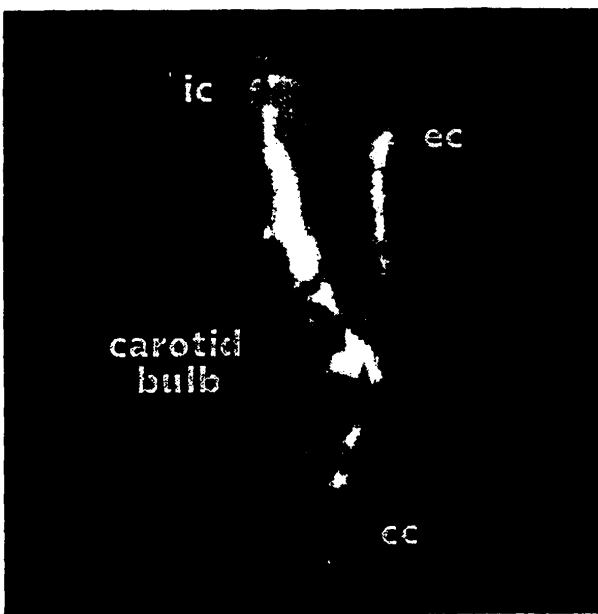
도면4



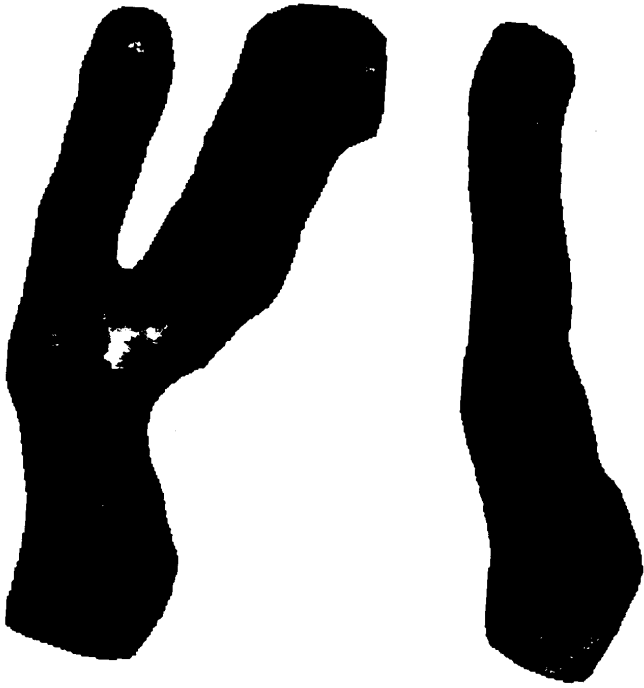
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	三维超声的半自动分割方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020010014491A</a>	公开(公告)日	2001-02-26
申请号	KR1020000007735	申请日	2000-02-18
申请(专利权)人(译)	约翰了.内容为研究学院		
当前申请(专利权)人(译)	约翰了.内容为研究学院		
[标]发明人	LADAK HANIFM 라닥하니프엠 GILL JEREMYD 길제레미디 STEINMAN DAVIDA 스테인만데이비드에이 FENSTER AARON 펜스타에이아론		
发明人	라닥하니프엠. 길제레미디. 스테인만데이비드에이. 펜스타에이아론		
IPC分类号	A61B8/12 G01S7/52 A61B G01S15/89 G01S15/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/02007 G01S7/52036 A61B5/418 G06T2207/30101 G01S15/8993 Y10S128/916 A61B8/12		
代理人(译)	朴钟赫		
优先权	09/253385 1999-02-19 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明的目的是提供一种三维超声的半自动化方法，该方法构建血管腔表面的三维超声图像，并显示三维超声图像。该方法包括获得目标管道的3D超声图像的步骤和分割从目标管道腔的3D超声图像获得的腔表面的步骤。并且使用膨胀气球模型以分割目标管道的腔表面。它的确定有用，这种方法是身体血管的诊断。另外，提供治疗方案作为预后绝对温度标度。血管，3D超声图像，腔表面，颈动脉，插值。

