(19) 대한민국특허청(KR) (12) 공개특허공보(A)

(51) Int. CI.7(11) 공개번호 특2001-0014492A61B 8/00(43) 공개일자 2001년02월26일

(21) 출원번호 (22) 출원일자	10-2000-0007769 2000년02월 18일
(30) 우선권주장 (71) 출원인	09/253,384 1999년02월19일 미국(US) 더 존 피. 로바츠 리서치 인스티튜트
(72) 발명자	캐나다 엔6에이 5케이8 온타리오 런던퍼스 드라이브 100 자하르카아비르
	이스라엘예루살렘91676피.오.박스67797
	펜스터에이아론
(74) 대리인	캐나다온타리오엔6지4엔9런던앰블사이드디알.107 장용식

심사청구 : 없음

(54) 3차원 초음파를 위한 자동화된 세그먼테이션 방법

요약

초음파 세그멘테이션 방법은 자동화된 초기 윤곽 식별단계와, 이어지는 기하학적으로 변형가능한 모델 (GDM)을 적용하는 단계를 포함한다. 초기 윤곽의 형성은 사용자에 의한 단일 시드 지점의 입력을 필요로 하고, 구조내에서 시드의 배치에 상관없는 것으로 알려졌다. GDM은 윤곽 에너지를 최소화하고, 용이하게 선택가능한 입력값으로서 단지 3개의 단순한 파라미타만을 필요로 하는, 평활된 최종 결과를 제공한다.

대표도

<u>52</u>

색인어

세그멘테이션, 시드, 가요성, 그래디언트, 프로파일

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 벡터로 연결된 일련의 꼭지점으로 형성된 폐쇄된 윤곽의 기하학적으로 변형된 모델(GDM)의 개략도.

도 2는 본 발명의 방법에 따라 자동화된 초기 윤곽 식별단계 동안 에지를 선택하기 위해 단일 시드 지점 으로부터 방사상으로 뻗는 탐사 레이를 갖춘, 가정 혈관 경계의 개략도.

도 3은 도 2의 가정 혈관 경계를 위한 제 1 임계 레벨과 함께 대응하는 임계치 트리와 강도 프로파일을 도시하는 그래프.

도 4는 본 발명에 따라 초기 윤곽 식별단계에 뒤따르는 윤곽 에너지를 최소화하기 위해, (a) 두 개의 인 접한 벡터의 감산에 의해 정의된 꼭지점과, (b) 3개의 각도를 표현하는 개략적인 GDM 만곡을 나타낸 도.

도 5는 GDM에 사용된 외력을 계산하기 위해, 꼭지점에서의 방사상 벡터와 탄젠트를 도시하는 개략도.

도 6은 본 발명에 따른 자동화 세그멘테이션 방법의 적용 결과의 예를 나타내는 도로서, 도 6a는 15개 시 드 지점의 배치를 나타내는 단일 혈관 슬라이스의 이미지이고, 도 6b는 초기 윤곽의 플롯이며, 도 6c는 최종 윤곽의 플롯이다.

도 7은 분기점 상부의 일 지점에서 60% 협착된 팬톰 혈관에서의 윤곽 에너지에 GDM 단계를 적용한 경우의 효과를 나타낸 도로서, 도 7a는 반복 개수의 함수로서 내부 및 외부 성분과 전체 에너지를 나타낸 그래프 이고, 도 7b는 GDM 단계를 적용하기 이전의 초기 윤곽을 나타낸 도이고, 도 7c는 마지막 반복 후의 최종 윤곽을 나타낸 도이다.

도 8은 통상적인 경동맥에서(도 8a), 분기점에서(도 8b), 및 내부와 외부 경동맥에서의 분기 상부에서(도 8c)의 60% 협착된 팬톰 혈관을 위한 본 발명에 따른 방법의 세그멘테이션 결과를 나타낸 도.

도 9는 3개의 절결 평면을 나타내는 도 7 및 도 8의 60% 협착된 팬톰 혈관에 대한 재포맷팅된 다평면 3-D 이미지.

도 10은 (a) 30% 협착; (b) 60% 협착; (c) 70% 협착에 대한 세그멘팅된 결과와 도 7내지 9에 사용된 팬톰 혈관을 캐스팅하는 데 사용된 수치적 모델을 위한 각각의 브랜치를 따르는 거리 함수로서 내강 단면 영역 을 나타낸 도.

도 11은 60% 협착 팬톰 혈관에서 분기 상부의 한 지점에서의 GDM 레졸루션의 결과를 나타내는 도로서, 도 11a는 GDM을 적용하기 이전의 초기 윤곽이고, 도 11b는 r=8픽셀인 꼭지점 간격에 대한 최종 윤곽이고; 도 11c는 r=15픽셀인 꼭지점 간격에 대한 최종 윤곽이고; 도 11d는 r=25픽셀인 꼭지점 간격에 대한 최종 윤 곽이다.

도 12는 (a) 기계식 스캐너와 (b) 자기식 위치지정 디바이스를 이용한 프리핸드 시스템으로 획득된 환자 경동맥에 대한 본 발명에 따른 세그멘테이션 방법의 결과를 나타낸 도.

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술분야 및 그 분야의 종래기술

발명의 분야

본 발명은 일반적으로 메디컬 이미징에 관한 것으로, 더욱 상세히는 3-차원 초음파(3-dimensional ultrasound;3-D US)를 위한 개선된 세그멘테이션에 관한 것이다.

발명의 배경

경동맥 질병의 진단 및 평가에 있어 초음파진단의 이용은 잘 수립되어 있다. 그 비침투적 속성 및 이미지 성능과 도플러 정보의 발달로 인해, 초음파진단은 그러한 적용분야에 점점 증대되고 있다. 1991년에, NASCET 결과는 경동맥 절개술로부터 수혜를 받은 선택된 환자 그룹의 70% 이상이 맥관 협착증을 나타내고 있지만, 어떠한 등가의 도플러 측정도 만족스럽게 이 그룹을 선택하지 못함을 나타내고 있다(American Society of Neuroradiology, St.Louis: 31 May-5 June(1992)에게 제출된, R.N.Rankin, A.J.Fox, K. Thorpe, 및 NASCET 협력자, 'Carotid ultrasound :correlation with angiography in a multicenter trial,'를 참조). 스크리닝 도구로서 초음파의 역할이 잘 정립되었을 지라도, 수술 이전에 뇌일혈에 대한 위험평가에서 단정적인 진단 테스트로서의 그 역할은 매우 논란이 있으며 가열된 논쟁에 좌우된다. 그럼 에도 불구하고, 초음파진단의 유용성과 그 고성능의 기계 오퍼레이터 종속성과 관련된 요인은 몇몇 테스 트 및 시도에서의 결과에 실망스런 결과에 기여하여 왔다. 비표준화된 기술과 장비의 적절한 선택은 가변 적인 결과, 특히 멀티-센터 시도를 가져왔다. 또한, 측정 선택은 몇몇 경우에 최적이지 못했다. 협착증 중증에 대한 흐름-속도-기반 측정은 오퍼레이터 기술, 측정 위치 및 각도의 불확실성으로 인해 상당한 정 도의 가변성이 있다. 이들 가변성 및 부정확성은 뇌졸중 위험의 간접적 측정을 이루는 혈관에서 하나 또 는 두 위치에서 단일 속도 벡터 성분의 측정으로 인해 더욱 증대된다.

헐관반점 및 그 표면의 실시간 시각화를 갖춘 3-D US 및 협착증과 실제 죽종 볼륨의 3-D측정은 경동맥 질 병 평가 및 개선된 진단을 감소시켜왔다(T.S. Hatsukami, B.D. Thackray, and J.F. Primozich, 'Echolucent regions in carotid plaque: Preliminary analysis comparing three-dimensional histologic reconstructions to sonographic findings,' Ultrasound Med & Biol 20, 743-749(1994); (2) PH Arbeille, C. Desombre, B Aesh. M. Philippot, and F. Lapierre, 'Quantification and assessment of carotid artery lesions: degree of stenosis and plaque volume,' J Clin Ultrasound 123, 113-124(1995); (3) W.Steinke, and M. Hennerici, 'Three dimensional ultrasound imaging of carotid artery plaques,' Journal of Cardiovascular Technology 8, 15-22(1989) and (4) D.D.McPherson, 'Three-dimensional arterial imaging,' Scietific American Science & Medicine 22-31, (March/April 1996)).

또한, 플레이크의 3-D 이미징은 플레이크 성장(볼륨 및 형태와 같은)에 대한 정량적 모니터링을 허용하고, 죽종 성장의 자연적 기록에 재한 정보를 제공하며, 뇌출혈을 일으키는 위험을 나타내는 플레이 크의 식별에 도움을 줄 수 있다.

경동맥 동맥에 대한 3-D 초음파 이미지로, 이전에는 정확하고 신뢰성있게 얻기가 곤란하거나 불가능했던, 혈관에 대한 중요한 정보가 이제 환자를 검사한 후 확인될 수 있게 되었다. 협착증의 진단에서, 진단자는 3-D 초음파 이미지를 통해, 한 번에 한 슬라이스씩, 혈관벽의 에지를 개관할 수 있다. 트레이스 내부에 포위된 픽셀의 수를 카운팅하고 픽셀의 영역을 곱하여 혈관의 단면영역을 알 수 있다. 그러나, 이 수동 프로세스는 매우 집중적인 노동이고 오퍼레이터에 의존된다. 바람직한 연구법은 혈관의 자동 세그멘팅을 이용하는 것이다.

초음파 이미지에 대한 반자동 세그멘테이션에 대한 더 많은 연구가 보고되었다. 이것은 초음파심장검사 이미지에서 좌심실 경계 탐사, 난소 여포 추출 및 혈관내 초음파 세그멘테이션등에 대한 작업을 포함한다. 이러한 연구의 대부분이 유용한 결과를 산출한 반면에, 거의 모두는 사용자가 사용자마다 불규 칙적이고 혼합된 결과를 가져오는, 초기 윤곽(contour)을 상술할 것을 필요로 한다. 또한, 대부분은 연산 집중적이고 대규모 3-D 이미지에 실제적으로 적용될 수 없다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

발명의 요약

본 발명에 따라, 3차원 혈관 초음파 이미지를 위한 자동화된 세그멘테이션 방법이 제공된다. 이 방법은 자동화된 초기 윤곽 식별과 뒤따르는 기하학적으로 변형가능한 모델(GDM; geometrically deformable model)의 적용이라는 두 단계를 포함한다. 초기 윤곽의 형성은 사용자에 의한 최초 시드 지점의 입력을 포함하며, 구조내의 시드의 위치와 무관한 것으로 알려졌다. GDM은 윤곽 에너지를 최소화하고, 정돈된 최 종 결과를 제공하며, 용이하게 선택가능한 입력값으로서 단지 3개의 단순한 파라미터를 필요로 한다. 본 발명에 따른 이 방법은 고속(100MHz 9500파워 매킨토시에서 구동할 때 25초로 336x352x200볼륨에 대한 세 그멘테이션을 수행할 수 있음)이며 최소한의 사용자 상호작용 및 프로세싱을 포함한다. 본 방법은 사용자 상호작용을 통해 생성되는 특히, 초기 윤곽의 한정과 임계 파라미터의 선택에 기인한 가변성 문제인 종래 기술의 문제점에 그 노력을 기울인다.

발명의 구성 및 작용

바람직한 실시예의 설명

본 발명의 바람직한 실시예와 최량의 모드를 설명하기 이전에, 종래 기술의 활성(active)윤곽 모델과 GDM 에 대한 방법론이 간략히 설명되는데 이는 이들 방법론이 본 발명에 따른 자동화된 세그멘테이션 방법에 통합되어 있기 때문이다.

세그멘테이션은 이미지를 구성부분으로 분리하는 것을 포함한다. 대부분의 기술이 상기한 종래 기술에 간 략히 언급되었다. 그러나, 그러한 거의 모든 종래 기술은 경사 연산자, 강도 임계치, 템플리트 매칭 및 영역성장과 같은 영역-기반 분석을 포함하는 제한된 개수의 기본방법을 이용한다(RC Gonzalez and P.Wintz, Digital Image Processing, (Addison-Wesley, Reading, MA, 1987)를 참조하라). 이들 기술은 경 계(로컬 오퍼레이터)를 가로지르는 강도의 변화, 또는 경계(지역 오퍼레이터)내부의 지역의 유사성중의 하나에 의존한다.

메디컬 이미징에서, 구조의 동일 클래스에서도, 구조의 광범위한 다양성과 적은 규칙성에 직면할 수 있다. 상이한 개인의 기관 이미지가 다를 지라도, 개별적 및 병리학적 차이는 다양성을 증대시킨다. 이것 은 고정된 특징 또는 템플리트를 이용하여 구조를 위한 일반적인 표현을 발견하기 곤란케 한다. 통상적인 에지 검출기는 스페클, 새도우잉 및 내재된 소음과 이미지 가공물이 이미지 성능을 열화시키는 경우도 덜 유용하다. 그래디언트와 같은 로컬 오퍼레이터에 의존하는 검출기는 소음 및 가공물에 매우 민감하다. 지 역-기반 오퍼레이터는 덜 민감하다. 그러나, 이들은 새도우잉과 같은, 명암의 점진적 변화 또는 데이터의 불연속성에 의해 편향될 수 있다. 각각의 연구법은 이미지의 상이한 특성에 의존하지만, 어떠한 기술도 단독으로는 경계 식별 및 세그멘테이션에 만족스럽지 못하다. 로컬 및 지역 검출기의 특징이 결합될 때, 활성 윤곽 및 기하학적 변형가능한 모델과 같은 경우에서와 같은, 분석 성능이 개선될 수 있다.

A. 활성 윤곽 모델

'스네이크' 활성 윤곽 모델은 Kass 등에 의해 처음 도입되었고(M Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, 'Snakes: active contour model,' International Journal of Computer Vision 1, 4:321-331(1988)를 참조 하라) 그후 다른 사람에 의해 더욱 개량되었다. '스네이크'는 활성 윤곽 모델은 현재 존재하는 세그멘테 이션 방법에 가장 널리 이용된다. 이 방법은 메디컬 이미지에서 발견되는 바와 같은, 관심있는 객체가 자 연적이고, 연속적이고 평활(smooth) 윤곽을 갖는 데 적합하다. 일반적으로, 이 모델은 사용자로 하여금 트루 윤곽 경계 내부에서의 윤곽의 초기 클로우즈 평가를 제공할 것을 필요로 하는 반자동적인 모델이다. 초기 윤곽은 지역 정보를 포함하도록 번역될 수 있다. 커브는 에지 및 라인과 같은 이미지 특성 근처의 외력의 인가에 영향을 받는 바와 같이 일련의 변형을 통해 발전되고, 반면에 동시에 윤곽 내부의 내력에 의해 제어되는, 윤곽의 발전 형태에 대한 평활성 제약조건을 유지한다. 내력은 단지 윤곽의 만곡에 의한 작용이며, 그 목적은 고정도를 유지하면서 전체 만곡을 최소화하는 것이다.

제 1 세대의 스테이크 모델(및 가장 일반적인) v(s)=(x(s),y(s))와 같은 초기 커브를 파라미터화하기 위 해 정규화된 아크 길이(s)를 사용하며, 여기서 s는 커브를 따라 0 내지 1 사이에서 변화하고, x(s) 및 y(s)는 그 길이를 따르는 대응하는 좌표지점이다. 윤곽에 작용하는 전체 힘, F_{total}, 는 내력 및 외력의 합 이다.

$$F_{total} = \int_{0}^{1} F_{int}(v(s)) + F_{ext}(v(s))]ds$$

내력, F_{int}, 은 곡선을 따르는 제 1 및 제 2 도함수의 조합으로 정의된다. 제 1 도함수는 윤곽이 연속적 및 가요성(고무밴드와 같은)으로 되게하며, 반면에 제 2 도함수는 경사도를 부과하며, 윤곽 평탄도를 유 지하고, 그 자체가 붕괴하는 것을 방지한다. 외력, F_{ext}, 은 이미지 특성의 함수이고, 곡선을 따르는 각 지점에서의 로컬 그래디언트로서 일반적으로 정의된다. 커브의 발전은 전체 작용 힘을 최소화하는 해에 의해 안내된다. 이 해는 반복적으로 획득되고, 일반적으로 편차 통계 방법에 의해 해결된다. 윤곽은 각가 의 반복 동안 조정된 윤곽을 따르는 각 지점과 함께, 트루 경계에 천천히 접근한다. 최적해는 수학 집중 적이며 연산적으로 느리다.

종래 기술에 의한 활성 윤곽 모델의 다른 결점은 사용자에 의해 선택되어야 하는 다양한 파라미터 및 초 기 윤곽에 민감한 것이 포함된다. 만일 초기 윤곽이 객체 에지로부터 너무 멀다면, 윤곽은 원격에 있는 그래디언트에 의해 끌려지지 않을 것이다.

B. 기하하적으로 변형가능한 모델

Miller에 의해 도입된 기하하적으로 변형가능한 모델(GDM)은 상기 복잡도의 몇몇을 방지하는 활성 윤곽 모델의 상이한 클래스이다(J.V.Miller, D.E. Breen, W.E. Lorensen, R.M. O'Bara, and Wozny MJ, 'Geometrically deformed models: a method for extracting closed geometric models from volume data,' Computer Graphics 25, 4:217-226(1991)를 참조하라). GDMs은 상기한 '스네이크'모델과 다수의 유사점을 고유할지라도, 그들이 윤곽을 정의하는 것이 상이하므 로, 변형이 발생하는 법도 상이하다. '스네이크'모델은 기본적으로 일련의 연결된 스플라인 세그먼트이다. 변형 동안, 최적화는 전체 스플라인을 따라 수행되고 모든 지점이 조정된다. GDMs에서, 윤 곽은 에지에 의해 교대로 연결되는 일련의 꼭지점(vertices)(도 1)에 의해 정의된다. 이것은 꼭지점 사이 에서 에지의 길이에 의해 정의되는 레졸루션을 갖춘, 이산 모델이다. GDMs의 더욱 간략화된 이산 구조는 로컬 정보를 이용하여 각각의 꼭지점에서 내력 및 외력이 독립적으로 계산될 수 있게 한다. 변형은, 각각 의 꼭지점에 작용하는 힘을 최소하기 위한 목적으로, 단지 꼭지점에서만 적용된다.

GDMs의 힘 기능도, 특히 내력 성분, 스네이크 모델과 상이하다. GDM에 대해, 꼭지점에서의 만곡은 그 꼭 지점에서 결합하는 에지 사이의 벡터 차이의 크기에 의해 근사화된다. GDMs의 하부 구조의 단순성 종래의 스네이크 모델 보다 더욱 용이하고 고속으로 최종 윤곽으로 수렴할 수 있게 한다. 이 단순성은 사용자 지 정 파라미터의 갯수를 단지 3개: 내력 및 외력 가중 및 꼭지점 사이 간격으로 감소시키게 한다.

본 발명의 방법에 따라, 더욱 단순하고 효과적인 GDM 기술에서 발견되는 로컬 및 지역 검출기의 관점이 채용되어 왔다. 사용자-정의 초기 윤곽을 위해 필요에서 생기는 종래 기술로부터 나타나는 세그멘테이션 에서의 대규모의 가변 소스에 대한 노력을 위해, 본 발명은 자동화된 윤곽 초기화를 사용하며 혈관의 임 의의 슬라이스에서 혈관 내강의 근사 중심에 단일 시드 지점만을 지정할 것을 필요로 한다. 이 자동화된 초기 윤곽(즉, 제한된 영역에서만 그 힘을 나타낼 수 있고 본질적으로 로컬이며 윤곽을 트루 경계로 잡아 당기는 외력) 선택은 이 초기 윤곽의 배치에 민감한 후속하는 GDM 적용 단계에 특히 적합하게 된다.

다음 설명에서, 초기화 및 변형을 포함하여, 본 발명의 세그멘테이션의 여러 단계가 제시되고 뒤이어 실 험결과에 대한 논의가 제시된다.

1. 초기화

경동맥 또는 임의 유체가 채워진 구조체에 대한 횡단 이미지의 경우에, 윤곽은 폐쇄되거나 거의 폐쇄된다. 그와 같이, 2-단계 방법이 자동적인 초기 윤곽 생성을 위한 본 방법에 따라 제공된다.

a. 에지 선택

5° 벌어진 직선 레이 집합은 도 2에 도시된 바와 같이 방사상 외향으로 뻗는다. 프리프로세싱 동작이 3x3x3 커널을 사용하여 레이를 따라 수행된다. 상세히는, 레이를 따르는 각각의 꼭지점, l(i,j,k)에서 로 컬 메디안, 평균, 및 분산이 3x3x3 커널에 대해 수행되며, 각각 md(i,j,k), mn(i,j,k), v(i,j,k)를 생성 한다. 만일 복셀의 강도와 로컬 평균 사이의 분산이 평균 로컬분산 보다 50% 이상 더 크다면, 그것은 다 음 두 등식에 따른 커널의 메디안 값으로 대체된다.

$$I'(i,j,k) = \frac{\sqrt{I^2(i,j,k) - mn^2(i,j,k) - \operatorname{var}(i,j,k)}}{\operatorname{var}(i,j,k)}$$

만일 |'(i,j,k)>0.5 이면

l(i,j,k) = md(i,j,k)

결과 레이의 강도 프로파일은 임계 분석을 이용하여 혈관의 경계를 위해 탐색된다. 그 프로파일은 에지의 전형적인 프로파일을 위해 도 3에 개략적으로 도시된 바와 같이 다중레벨 2진 '임계치 트리(threshold tree)' 결과로 되는, 복수 개 임계치에서 평가된다. '0'은 임계치 이하의 복셀 강도를 지시하고 '1'은 이 상을 나타낸다.

사용자 정의 파라미터에 기인한 가변성을 방지하기 위해, 임계치는 각각의 레이를 위해 자동적으로 선택 되고, 이것들을 이미지 특성에 적합하게 한다. 도 3에 도시된 5개 임계치를 위한 계산을 위해, 그 최대치 가 트렌드를 따르고 분리된 노이즈 발생이 아니라는 것과 함께, 레이를 따른 최대 강도에 대해 담순한 탐 사가 수행되었다. 이들 5개 임계치 계산에 있어, 최대 강도 Im,를 갖는 복셀은 이 레이를 따르는 경계 에 지의 일부분인 것으로 가정하며, 따라서 임계치는 이 복셀이 임계 트리의 적어도 4개 레벨을 점유하도록 하기 위해 선택되었다. 레이의 출발점에서 강도 Io를 사용하여,이전에 발견된 Im과 더불어, 임계치 Ti가 다음과 같이 지정된다.

 $\Delta |=(|_{m}-|_{o})/4$

 $T_i = I_0 + (i \star \Delta I); i = 1, 2, 3, 4, 5$

'임계치 트리'의 정보는 혈관 벽 경계를 위한 잠재 후보자 리스트를 생성하는 데 사용된다. 최종결과 후 보자 에지 지점에 대한 분석이 후보자가 너무 많은 것으로 나타난다면, ΔΙ는 ΔΙ=(Im-Io)/3을 이용하여 증대되고, 임계 트리는 재평가된다.

트리로부터의 정보에 의해, 후보자 에지에 대한 3개 설명자가 결정된다. 이들은 점유된 레벨의 개수, 길 이 및 시작 지점이다. 도 3의 트리에 대해, 최종 결과가 표 1에 나타나 있다.

	도 3의 에지에 대한	프로파일 분석 결과	
후보자	지점	레벨의 갯수	에지 길이
1	4	1	1

[册 1]

2	6	2	1
3	9	5	7+

이들 설명자를 이용하여, 4개 기준으로 된 한 셋트가 후보자에게 등급부여를 위해 유도된다. 이들은: 슬 라이스 내부의 인접한 다른 레이로부터 가능한 후보자 위치에 대한 에지 지점, 에지 강도(또는 점유된 레 벨의 개수), 에지 길이, 및 오리진과 후보자 에지 사이의 에지를 따른 복셀의 분산이다. 이들 기준을 이 용하여, 초기 경계 지점이 상기한 바와 같이 선택되고, 이들 지점은 그후 아래에서의 윤곽 형성에 대한 설명과 같이 더욱 정제된다.

더욱 상세히는, 레이에서 한 셋트의 후보자내부에서, 각각의 기준은 0과 1 사이의 값을 주기 위해 모든 후보자에 대해 정규화된다. 이것은 적어도 하나의 후보자가 각각의 기준에서 최대 값을 받는 것을 보장 한다.

$$E_{j}^{i} = \frac{E_{j}^{i}}{\max(E_{j=1}^{i} \Downarrow a_{n})}$$

여기서 i=1 내지 4이고, 상기한 4개 기준을 나타낸다.

에지에 대해, 총 합계는 다음과 같이 주어진다.

$$S_j = \sum_{i=1}^4 w_i E_j^i$$

여기서 W_i는 기준 i의 상대 가중치이다. 초기에, 모든 기준에 대해 W_i = 1 이다. 만일 에지 중의 하나에 대한 지점 총합인, S_j 이 다른 지점 총합 보다 상당히 크다면, 그것은 초기 경계 지점으로서 자동적으로 선택된다.

만일 S_i > 1 +(maxS_k),k=1 내지 n, k≠j 이면,

j= 초기 에지

어떠한 유력 후보자도 존재하지 않는다면, 기준에 대한 상대 가중치는 재조정된다. 에지를 선택하는 데 어려움은 강한 새도우잉 및 노아즈 부산물 영역에서 흔히 발생한다. 이들 영역에서 근접도(기준 1), 뒤따 르는 길이(2), 강도(3) 및 분산(4)에 최대 주안점을 두는 것이 유용하다. 따라서, 초기 가중치 조정은 이 들 우선순위를 반영하도록 선택되고, 다음과 같이 설정된다.

 $W_1 = 1.0$

W_i=W_{i-1}-0.1, i=2 내지 4

후속하는 가중치 조정은 전체에서 1.0에 남아있는 근접도 기준 Wi,와 함께 Wi=Wi-0.1, i=2 내지 4로서 설 정된다. 이러한 방식으로, 경계를 선택할 수 있는 가능한 갯수의 에지 기준을 포함하도록 시도되고, 반면 에 천천히 주요 주안점을 윤곽의 연속성 및 근접도 기준으로 향하게 한다.

b. 윤곽 형성

경계 지점을 선택하기 위한 인접한 레이에 대한 제약조건, 근접도, 또는 연속성은 슬라이스내에서 연속적 이다. 이러한 연속성 제약조건을 3차원으로 확장시키기 위해, 제 2 경로가 최종결과로 된 경계 배치 및 데이터를 통해 이루어진다. 각각의 이전에 선택된 경계 위치는 현재 평면에서의 두 개의 인접한 레이와 인접한 평면의 각각의 3개 에지에서의 후보자와 비교되며, 8개 인접한 경계 지점을 가져온다. 선택된 지 점은 그후 8개 인접한 경계 지점과 비교되고, 그것이 정의된 볼륨 외부에 있으면, 다른 후보자가 검사된 다. 그렇지않으면, 그 지점은 최선의 경계위치로서 고려되고 윤곽형성에서의 지점으로서 저장된다.

이 프로세스의 끝에서, 도 1에 도시된 바와 같은 에지에 의해 연결된 이산 지점으로 이루어 진 자동으로 발생된 윤곽의 한 셋트가 제공된다. 이것은 정확히 GDMs에 의해 필요로 되는 구성이다.

2. 변형

본 발명의 세그멘테이션 방법에 따라, Lobregt에 의한 공지된 변형 기술이 채용되었다(S. Lobregt and M.A. Viergever, 'A discrete dynamic contour model,' IEEE Transactions on Medical Imaging 14, 12-24(March 1995)를 참조하라). 도1 에 표시된 꼭지점은 카테시안 좌표(V_{ix},V_{iy})를 갖는 꼭지점 ith이다. 벡 터 d_i는 인접 꼭지점과 연결되고, 시계 반대방향으로 레벨링된다. 꼭지점을 연결하는 벡터 d_i의 길이(॥d_i॥)는, 로컬 윤곽 레졸루션을 결정한다. 벡터길이가 너무 크도록 허용되면, 이미지에서의 작은 변화가 일 어날 수 없지만, 벡터길이가 너무 짧다면, 윤곽은 작은 노이즈 변화를 추적할 수 있다. d_i의 길이는, 변형 동안 각각의 반복에서 변화될 수 있지만, 필요한 꼭지점을 삽입 및 제거하여, 사용자 지정 레졸루션,r,의 ±1/3의 범위내에서 유지된다. ॥d_i॥가 최대 허용 레졸루션을 초과하면, 새로운 꼭지점이 두 꼭지점 사이 의 중간에 삽입되고, ॥d_i॥가 최소 허용 레졸루션 보다 작다면, 하나의 꼭지점이 제거되고 다른 하나의

꼭지점이 그 최초 위치와 제거된 꼭지점의 위치 사이에 놓이도록 조정된다.

a. 내력

벡터 모델로, 내력이 꼭지점의 만곡도에 의해 표현될 수 있다. 이 만곡은 꼭지점을 공유하는 두 에지 사 이의 벡터 차로서 단순히 설명될 수 있다. 정규화된 벡터 di 및 di+1를 사용하여, 도 4a는 두 에지 사이의 각도 측정치를 제공하는, 벡터 감산이 만곡 벡터 ci를 제공하는 법을 나타낸다. 도 4b에 나타난 바와 같이, 로컬 만곡이 날카로울수록, 이 벡터는 더 길게될 것이다. 만곡 벡터의 크기 ॥ ci ॥는 영과 일 사이 에서 변화함을 유의해야 한다. 내부 윤곽 힘을 최소화하기 위해, 꼭지점 vi는 만곡 벡터의 방향에서 제거 되어야하고, Fint = ci 를 만든다.

전체적으로 윤곽의 만곡을 최소화하기 위해, 일정한 영역 또는 천천히 변화하는 만곡은 영향을 받지 말아 야 한다. 그렇지않으면 꼭지점이 단일 지점으로 수렴할 때 까지 꼭지점을 내부로 계속 잡아당기기 위해 원형 및 다변형이 되게 할 것이다. 이 문제는 각각의 꼭지점에서 중심을 이룬 대칭형 필터를 적용하므로 써 방지되고, Lobregt에서 개시된 바와 같은, 필터링된 만곡 벡터의 내력을 만든다. 바람직한 실시예에 따라, 다음 필터 파라미터가 사용되었다.

 $\{\ldots a_{i-2}, a_{i-1}, a_i, a_{i+1}, a_{i+2} \ldots\} = \{\ldots 0 - 1/2 \ 1 - 1/2 \ 0 \ \ldots\}$

따라서, 꼭지점 i에서의 내력은,

$$F_{in_{i}} = (-1/2 ||c_{i-1}|| + ||c_{i}|| - 1/2 ||c_{i+1}||) \frac{c_{i}}{||c_{i}||}$$

b. 외력

각각의 꼭지점에서 외력을 알기 위해, 소벨 연산자를 이용하여 그래디언트 g_i가 맨먼저 계산되고 그후 결 과가 스케일링된 그래디언트(G_i)를 가져오기 위해 지수함수적으로 감소하는 함수에 따라 변형된다.

$$G_i = 2e^{-g_i^{-15}}$$

이 등식은 광범위한 이미지에 대한 관찰을 기초로 선택되었고, 여기서 15 보다 작은 그래디언트 크기는 관심있는 구조의 외부 또는 경계상의 영역에서 드물게 발생한다. 두 개의 인자는 만곡 벡터에서와 같이, 영 내지 일 사이의 크기 범위의 스케일링된 그래디언트를 제공한다.

꼭지점 vi에서 벡터(Gi)는 하나는 윤곽에 탄젠트 방향이고, 다른 하나는 방사상 방향인, 두 개의 수직성분 벡터 로 분리된다. 윤곽(즉, 탄젠트 방향)을 따라 꼭지점을 제공하는 것은 윤곽 형태를 변화시키지 못한 다. 따라서, 방사상 방향만의 힘이 방사상으로 꼭지점을 이동시키기 위해 정의될 것을 필요로 한다. 도 5 에서, 꼭지점 vi에서의 탄젠트 벡터는 정규화된 거리 벡터의 합 ti= d i+di+1 으로 표현된다. 만일 탄젠트 가 -π/2 만큼 회전되면, 로컬 방사상 방향으로 포인팅한다.

$$\boldsymbol{r}_{i} = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \boldsymbol{t}_{i} = \boldsymbol{d}_{i} + \boldsymbol{d}_{i+1} = \boldsymbol{c}_{i}$$

따라서, 만곡 및 로컬 방사상 방향 벡터가 등가이고, 내력 및 외력이 동일 또는 반대 방향에서, 동일한 방사상 라인을 따라 작용하게 된다. 외력을 계산하기 위해, 변형된 그래디언트가 방사상 방향을 따라 정 규화된다.

$$F_{ext} = \frac{(G_i \cdot r_i)}{\|r_i\|^2} r_i$$

c. 전체 힘 및 변형

꼭지점에 작용하는 전체 힘은 내력 및 외력의 가중된 합이다. 따라서,

 $F_{total} = W_{ex}F_{ex} + W_{in}F_{in}$

여기서, 두 개의 파라미터 W_{ex} 및 W_{in} 는 상대 가중치를 결정한다. 꼭지점에서의 힘이 3개의 연속 반복동안 어떠한 변환도 겪지 않도록 충분히 작다면, 그 꼭지점은 '안정상태'로 간주되고 그 위치에서 고정된다. 본 특허출원 시점에서 최선의 모드에 따라, 변형 프로세스는 꼭지점의 적어도 90%가 제위치에 고정될 때, 또는 알고리즘의 최대 100 반복이 수행되었을 때 정지되었다. 이 제약조건은 꼭지점이 안정 경계에서 안 정상태로 될 확률이 거의 없음과 함께, 초기화 단계가 열악한 윤곽을 산출하는 경우를 위한 제어된 출력 을 보장하기 위해 부여된다.

3. 실험 결과

본 발명의 알고리즘을 테스팅하기 위해 사용된 3-D 이미지는, 본 명세서에 통합되고 미합중국 특허 제 5,562,095호 및 5,454,371호에 개시된 바와 같이, 선형 스캐닝 매커니즘을 갖춘 사이러스 3-D 초음파 이 미징 시스템을 이용하여 전부 얻었다(Life Imaging Systems, Inc., London, Canada). 이 매커니즘은 제위 치에 트랜스듀서를 유지하기 위한 장착 디바이스와, 선형방식으로 트랜스듀서를 표면을 가로지르게 하는 모터 시스템으로 이루어 진다. 본 실험에 사용된 초음파 기계는 L 10-2 38mm 선형 트랜스듀서 어레이를 갖춘 ATL Ultramark 9(Advanced Technology Laboratories, Bothell, Washington)이었다. 이 장착 디바이 스는 스캐닝 방향과 수직으로 수동으로 조작되었고, 따라서 혈관에 수직 및 가로지르는 초음파 빔을 만든 다. 스캐닝 속도는 3.75mm/sec이었고 획득률은 15프레임/초로 설정되었고, 0.25 프레임간 간격을 주었다. 50mm 길이를 커버링하는 전체 200 2-D 이미지가 13초에서 획득되었다. 2-D 이미지는 상기 특허문서에 개 시된 사이러스 3-D 뷰잉 소프트웨어를 이용하여 뷰잉 및 조작되었고 3-D 볼륨을 형성하기 위해 재구성되 었다.

3-D 이미징 시스템의 정확도를 보장하기 위해, 공지된 차원의 스트링 테스트 팬텀이 이미징되었다. 이 팬 텀은 미국특허 제5,341,808호를 참조하여 상세히 설명되었고, 10mm간격을 이룬 4개의 수평면을 갖춘 아크 릴 프레임으로부터 제작되었다. 10mm 3-D 그리드 시스템을 제작하기 위해, 각각의 간격이 10mm에서 각각 의 평면을 가로질러 수술용 실크가 스트레칭되었다. 팬텀은 7% 글리세롤 용매에 침전되고(조직에서의 사 운드의 속도를 흉내내기 위해) 스캐닝되었다. 3-D 재구성 이미지로부터 획득된 수동 측정치는 공지된 거 리와 비교되었고, 그 결과는 평면 내부 및 평면간 판독을 위해 ±0.1mm(혹은 1%) 사이에서 발견되었다.

알고리즘은 내부 경동맥의 협착증의 정도를 변화시키면서 벽없는 팬텀에 대해 테스팅되었다. 이들 팬텀은 그 모두가 세균 배양기의 블록 내부의 벽 없는 곳에 있었던, '내부' 및 '외부' 경동맥인 두 개의 추가 채 널로 분기하는 '공통' 채멀로 이루어진다. 팬텀 혈관은 NASCET에 의해 정의된 30%, 60% 및 70%의 협착을 가졌으며(상기 사항을 참조), 그들의 채널은 스캐닝에 앞서 7% 글리세롤 용매로 채워졌다. 팬텀은 표면을 덮은 약 2mm의 용매가 되도록 글리세롤 용매에 침전되었으며, 트랜스듀서에 양호한 음향 커플링을 제공한 다. 각각의 팬텀의 축은 스캐닝 방향에 거의 평행하도록 수동으로 조작되었다. 각각의 팬텀은 2.8cm의 깊 이 설정과 단일 초점 영역 2.0cm에서 B-모드 이미징을 이용하여 스캐닝되었다.

획득된 데이터의 각각의 셋트를 3-D로 재구성한 후에, 혈관 루멘은 세그먼팅되었다. 상기한 바와 같이, 본 발명의 세그먼테이션 알고리즘에서, 3개의 사용자 지정 파라미터인 두 개의 힘 가중치 W_{ex} 및 W_{in} 와 소 망하는 모델 레졸루션 r이 있다. 내부 및 외부 가중치는, 초기화 프로세스가 각각의 경계를 로컬화하는 데에서 양호하게 수행된 것을 전제로, 내부 윤곽 평활에 가장 큰 주안점을 두기 위해 W_{ex} = 0.3 및 W_{in} = 1.0으로 설정되었다. 더욱 큰 가중치가 외부 그래디언트 특징에 주어졌다고 가정하면, 윤곽은 이미지에서 높은 그래디언트 노이즈로 되어질 수 있었다. 윤곽 레졸루션은 r=15에서 설정되었고, 허용가능한 10 내지 20 픽셀간의 꼭지점 간격 범위를 가져온다. 분석된 이미지를 위해, 이것은 0.8 내지 1.7mm의 범위에 대응 한다.

혈관의 임의의 슬라이스의 중앙에서의 단일 시드 포인트가 세그멘테이션을 개시하기 위해 필요로 된다. 이 시드의 배치에 기인한 최종 윤곽과 윤곽에서의 가변성을 탐구하기 위해, 슬라이스가 공통 협착증 영역 으로부터 선택되었고 도 6a에 도시된 바와 같이, 중심으로부터 혈관 경계 근방에 이르는 범위인, 15개의 상이한 위치를 이용하여 시딩되었다. 선택된 각각의 시드 지점에 대해, 초기 윤곽이 발견되고 5 간격에 서 루멘의 거의 중심으로부터 초기 윤곽까지의 방사상 거리를 결정하므로써 분석되었다. 이 결과는 도 6b 에 플롯팅되었다. 각각의 시드 지점 선택에 뒤이어, 상기한 바와 같이 세그멘테이션이 수행되었고, 최종 윤곽의 결과가 되었다. 이 윤곽은 초기 윤곽을 위해 상기와 같이 분석되었고, 도 6c에 플롯으로 도시되었 다. 또한, 초기 및 최종 윤곽 내부에 포함된 영역이 결정되었고, 그 평균 및 표준 편차가 계산되었다.

각각의 협착된 혈관에 대해, 각각의 브랜치의 중심부근에서 선택되었다. 세그멘테이션 프로시저는 매 0.25mm 마다 윤곽을 산출하였다. 윤곽의 에너지에 대한 GDM 적용의 효과는 도 7에 도시되어 있고, 최종 세그멘테이션의 샘플은 도 8 및 도 9에 도시되어 있다. 각각의 윤곽 내부의 영역은 윤곽 내부의 픽셀의 수를 합하고 픽셀의 영역을 곱하므로써 계산되었다. 이들 값은 팬텀을 캐스팅하는 데 사용된 수치적 모델 로부터 알려진 영역과 비교되었고, 그 결과가 도 10 및 표 2에 나타내었다.

협착 정도	30%	60%	70%
공통	1.7%	2.2%	2.0%
내부	1.6%	2.2%	2.0%
외부	1.4%	4.5%	4.6%
전체 평균	1.6%	3.0%	2.8%

[# 2]

수치 및 계산된 영역간의 평균 크기 차이. NASCET에 의해 정의된 협착정도

GDM 모델의 꼭지점에서의 만곡이 꼭지점을 연결하는 두 에지 사이의 벡처 차이와 같이 정의됨으로 인해, 꼭지점이 너무 근접한 간격을 이루면 어떠한 만곡도 거의 탐지되지 않을 것이다. 따라서, GDMs은 그들이 제공할 수 있는 레졸루션에 제한되지 않는다. 따라서, 윤곽의 레졸루션을 변화시키는 최종 윤곽의 효과는 r=8,15 및 25 픽셀인 꼭지점 간격을 이용하여 조사되었다. 최종 윤곽으로의 수렴 후에, 분기 상부의 평 면이 선택되었고 그 결과가 도 11에 도시되었다. 각각의 윤곽 내부의 영역도 계산되었다.

정확도의 측정 외에, 각각의 혈관에 대한 초기 윤곽을 결정하기 위해 필요한 시간과 GDM의 적용 후 최종 윤곽을 결정하기 위해 필요한 시간이 측정되었다. 이 타이밍은 100MHz에서 구동하는 9500 파워 매킨토시 모델로 수행되었다.

마지막으로, 인간 경동맥의 이미지를 세그먼팅하는 알고리즘의 성능을 결정하기 위해, 두 환자로부터의 이미지가 분석되었다. 이미지는 두 개의 상이한 획득 기술을 이용하여 획득되었다. 하나는 팬텀 실험에서 상기한 선형 시스템을 이용하여 스캐닝되었고, 다른 하나는 프리핸드 자기 위치 및 방향 측정(POM) 3-D 시스템(Flock of Birds, Ascension Technologies)을 이용하여 스캐닝되었다. 세그먼테이션 결과가 도 12

에 도시되었다.

시드 지점 선택에 의해 야기된 세그먼테이션의 가변성은 5개 간격에서, 구조의 윤곽으로부터 윤곽으로 방 사상 거리 플롯을 이용하여 평가되었다. 도 6b는 초기화 단계로부터의 결과인 방사상 윤곽을 나타낸다. 윤곽 경계 근방의 극단적인 위치에서도, 상이한 시드 지점에 의해 발생된 15개 윤곽에서의 작은 변종만을 알 수 있다. 도 6c는 방사상 윤곽이 GDM의 적용 후에 더욱 평활되고 클러스터링됨을 보여준다. 윤곽의 평 균영역은 GDM의 적용 후 47.1㎜이었고 초기화 후엔 47.7㎜ 이었다. 그러나, 15개 영역의 평가의 표준 편 향은 0.18㎜에서 0.09㎜로 감소되었고, GDM의 적용 결과는 거의 공통 결과에 수렴하는 윤곽 결과로 된다.

도 7c는 분기 상부의 위치에서 60% 협착된 팬텀을 통하여 슬라이스에 대한 반복 횟수에 대한 내력, 외력 및 전체력의 플롯도이다. 초기 윤곽의 근사함으로 인해, 정착시키기 위한 프로세스를 위해선 단지 5개 반 복만이 필요하다. 또한, 외력이윤곽의 내부 만곡을 감소시키는 프로세스에서 약간 증가되었음을 유의해야 한다. 대응하는 초기 및 최종 윤곽은 각가 도 7a 및 7b에 도시되어 있다. 이들 도면으로부터, 초기 윤곽 은 루멘 경계에서의 스페클에 매우 근사하도록 맞춰지고, GDM 변형은 주로 윤곽을 평활시키는 역할을 한 다. 도 8은 공통 경동맥(8a), 분기(8b) 및 내부 및 외부 경동맥에서의 분기 상부(8c)에서의 영역에서 60% 협착된 팬텀에 대한 최종 세그멘테이션을 나타내고, 도 9는 팬텀의 길이를 통한 단면을 나타낸다. 이들 도면은 본 발명의 세그멘테이션 알고리즘의 비쥬얼, 정성적 평가치를 제공하며, 협착된 팬텀에 대해 양호 하게 수행하는 세그멘테이션을 보여준다.

단면 영역에 대한 수치적 모델 값이 혈관축('공통 경동맥'의)에 수직으로 결정되기 때문에, 스캐닝된 데 이터와의 정확한 비교는 스캐닝 축에 병렬인 그 축을 갖춘 팬텀의 정렬을 필요로 한다. 이것은 시각적으 로 시도되었을 지라도, 작은 각도 불확실성이 존재한다. 각도 불확실성의 효과를 최소화하기 위해, 개별 비교는 3개의 혈관에 대한 각각의 브랜치에 대해 수행되었다. 스캐닝된 위치와 수치적 모델을 매칭시키기 위해, 측정된 단면 영역이 편이되고 카이-제곱된 차이가 최소화되었다. 그 결과가 도 10에 플롯으로 나타 내었다. 이들 도면으로부터, 단면영역이 수치적 모델과 양호하게 매칭됨이 명백하다. 측정 영역과 수치적 영역간의 정량적 비교는 3개 혈관의 브랜치에 대해 표 2(상기함)에 나타나 있다. 이 표로부터, 측정 영역 과 수치적 영역간의 평균 차이는 3% 이하이었다.

최종 세그멘테이션에 대한 GDM 모델에서의 윤곽 레졸루션의 효과는 도 11에 나타나 있다. 꼭지점간 레졸 루션이 증대(즉, 열화 레졸루션)됨에 따라, 더 크게 평활하게 되는 결과를 (a)로부터 (d)까지 순차로 알 수 있다. 그러나, 레졸루션이 지나치게 크도록 허용된다면, 윤곽은 (d)에서와 같이, 밀접하게 객체 경계 를 따르는 그 성능을 잃기 시작한다. 이것은 윤곽내에서 포위된 영역에 의해 예시된다. 좌측 윤곽에 대해, 어떠한 GDM 응용(도 11a)이 아닌 것에 대해서 단지 17.84㎡로부터 8 픽셀(도 11b)인 꼭지점 간격에 대한 17.79㎡ 및, 15 픽셀(도 11c)인 꼭지점 간격인 적용될 때 17.34㎡로 감소되었다. 그러나, 25 픽셀 (도 11d)인 꼭지점 간격에 대해, 간격이 너무 크고 모델이 경계를 적절히 따르기엔 지나치게 굳으므로, 15.55㎡ 까지 더욱 감소되었다.

세그멘테이션 타임에 대한 결과는 전체 혈관(200 슬라이스)에 대한 초기 윤곽의 결정이 단지 각각의 팬텀 에 대해 21초만을 필요로 함을 나타낸다. GDM의 적용을 통하여 팬텀의 모든 슬라이스에 대한 평활된 최종 윤곽을 얻기 위해선 초기 윤곽을 최소 에너지 구성(도 7c)으로 가져오는 데 필요한 매우 적은 반복횟수 (약 8)에 기인하여, 단지 부가적인 4초만을 필요로 한다.

혈관의 각각에서 각각의 브랜치에 대한 초기 및 최종 윤곽간의 차이의 평균 및 표준편차가 표 3에 나타나 있다.

[# 3]

협착된 각각의 혈관의 브랜치의 각각에 대한 초기와 최종 윤곽 사이의 영역에서의 차이의 표준 편향(σ(Δ)) 및 평균(Δ). 브랜치 1은 공통이고, 2는 내부 3은 외부 경동맥이다.

협착 심화도	30%	60%	70%
브랜치	1 2 3	1 2 3	1 2 3
\triangle (mm ²)	0.23 0.39 0.36	0.23 0.41 0.34	0.33 0.20 0.38
$\sigma(\Delta)(mm^2)$	0.31 0.20 0.30	0.58 0.23 0.27	0.26 0.27 0.21

평균차이는 각각의 슬라이스에 대해 0.2 내지 0.41mm 사이에서 변화하는 작은 것이었다. 이것은 GDM이 윤 곽을 평활시켰을 지라도, 측정치의 표준 편향에 대해 거의 같은 단지 매우 작은 양만큼 감소된 것을 나타 낸다.

본 발명의 세그멘테이션 알고리즘의 결과는 각각 기계적으로 스캐닝되고 프리핸드로 획득된 이미지에 대 해, 도 12a 및 12b에 도시된 환자 경동맥의 이미지에 적용된다. 이들로부터 이 알고리즘은 작은 새도우잉 영역을 견딜 수 있다는 결론이 있을 수 있다. 사용된 2-D GDM은 윤곽간에 평활을 제공하지 않으므로, 획 득된 2-D 이미지 사이의 임의의 요동은 평활되지 않는다. 이것은 도 12a 및 12b에서 관찰될 수 있고, 여 기서 공통 경동맥에서의 심장 맥박에 기인한 요동이 존재한다.

요약하면, 최소한의 사용자 상호작용을 갖는 본 발명에 따른 고속의 자동화된 세그멘테이션 방법이 제공 된다. 사용자 정의된 초기 윤곽으로부터 발생하는 대규모 가변성이 제거되었고, 실험결과는 발생된 윤곽 이 알고리즘을 개시시키는 데 필요한 초기 시드 지잠의 혈관내에서의 배치에 민감하지 않음을 보여준다. 이상화된 협착범위를 갖는 경동맥 팬톰의 테스트 결과는 팬톰을 만드는데 사용된 수치적 모델로부터 3% 이하의 차이를 보여주었다. 적은 개수의 후보자 경계 지점을 식별하기 위해 단순한 탐사 기술의 사용을 통하여 윤곽의 초기화가 달성되었고, 이것은 각각의 후보자를 위해 용이하게 계산된 특징구조를 이용하여 더욱 분석되고 비교되었다. 테스팅은 100MHz에서 구동하는 9500 파워 매킨토시 유형에서 200 슬라이스,

23Mb 볼륨의 분석을 위해 단지 25초 만이 필요하였음을 보여준다.

본 발명의 기타 실시예 및 변형이 고려되었다. 현재의 최선의 모드에서, 후보자는 그 특징구조의 단순한 가중치를 통해 비교된다. 이 기술은 상기 논의된 인간 경동맥 및 팬톰의 이미지를 위해 양호하게 작용한 다. 그러나, 알고리즘의 사용을 퀄리티를 상이하게하는 이미지의 넓은 범위의 사용까지 확대되고, 추가의 에지 특징구조와, 특징구조 조합에 대한 더욱 명시적 지식 기반 분석이 필요로 될 수 있다. 신경망은 이 러한 응용에 더욱 적합하며, 그것은 알아야 할 특징구조의 비선형 가중을 허용한다. 또한, 신경망은 현재 슬라이스 및 인접한 슬라이스 모두에서, 인접한 레이에서 이전에 선택된 후보자로부터 데이터가 동시에 나타나게 되고, 경계 후보자의 스코어링 및 알게 됨에 있어서 더욱 크고 지역적인 관점을 제공한다. 이러 한 초기 윤곽 생성은 현재 3개 슬라이스로부터의 데이터를 사용하는 반면에, GDM은 3차원의 연속성에 관 계없이, 현재 슬라이스에서만의 데이터로 윤곽의 에너지를 최소화한다. 초기 윤곽의 한정된 3-D 연속성 을 얻기 위해, GDM 모델은 3-D로 확대될 수 있다. 이것은 증가된 내결성을 나타내고, 윤곽이 큰 영역의 새도우, 스페클 및 반사를 더욱 양호하게 극복할 수 있게 하는 데, 이것들은 인간 경동맥을 이미징하는데 흔히 마주치는 문제점들이다. 마지막으로, 혈관의 길이를 따르는 단면영역의 이용가능성과 성공적인 세그 메테이션으로, 다음단계는 협착에 대한 정량적 측정에 도달하기 위해 그 정보를 사용하는 것이다. 현재, X-선 혈관학이 정량적 평가를 위한 선택방법이다. 혈관학에서, 협착은 최대 협착의 지점에서의 직경과 협 착까지의 이격위치 까지의 비로서 설명된다. 이러한 측정은 뇌졸중 에 대한 증가된 위험에서 그것들을 식 별하기 위한 훌륭한 지시자로서 알려지게 되었다. X-선 이미징에서, 이미징된 구조의 확대인수는 광범위 하게 변화하고 미지수이며, 루멘 사이즈를 직접적으로 측정할 수 없게 한다. 두 직경의 비를 취하는 하나 의 이유는 확대의 효과를 취소시킨다. 초음파를 사용하여, 턱뼈가 경동맥을 따르는 뷰잉 길이를 제한하므 로, 동일한 비율 측정치를 얻는 것은 곤란하다. 그러나, 복셀 차원에 대한 정보는 이용가능하고 진정한 루멘 영역을 계산하는 데 이용될 수 있다. 협착에 대한 측정은 따라서 최대 협착지점에서의 단면영역으로 서 단순히 취해질 수 있다. 그러한 정량적 정보의 이용가능성은 초음파 이미징에 의한 진단성능을 개선시 킬 수 있고, 경동맥 질병 진행에 대한 모니터링에서 잠재적으로 증대된 역할을 기능케 한다.

3-D 메디컬 초음파 이미징 분야의 당업자는 첨부된 특허청구범위에 개시된 바와 같은 본 발명의 범위 및 범주에 속하는 것으로 여겨지는, 본 발명에 대한 기타 변형 및 수정을 인식할 수 있을 것이다.

발명의 효과

상기와 같은 본 발명의 3-차원 초음파를 위한 개선된 세그멘테이션 구성에 의해 GDM은 윤곽 에너지를 최 소화하고, 용이하게 선택가능한 입력값으로서 단지 3개의 단순한 파라미타만을 필요로 하는, 평활된 최종 결과를 제공한다.

(57) 청구의 범위

청구항 1

유체로 채워진 영역의 초음파 이미지로 표면 윤곽을 생성하는 자동화된 세그멘테이션 방법에 있어서,

상기 유체로 채워진 영역의 상기 초음파 이미지에서 중심방향으로 근사하는 단일 시드 지점을 지정하는 단계,

각각이 상기 이미지로부터 유도된 강도 프로파일에 의해 특징지워지는 복수 개의 방사상 라인을 상기 단 일 시드 지점으로부터 뻗게하는 단계,

상기 방사상 라인의 각각에 대한 상기 강도 프로파일의 임계치 분석을 수행하며 이에 응답하여 상기 방사 상 라인의 각각을 따르는 복수 개의 초기 경계 지점 후보자를 선택하는 단계, 및

상기 방사상 라인의 각각을 따르는 복수 개의 초기 경계 지점 후보자의 각각과 인접한 방사상 라인을 따 르는 추가의 초기 경계 지점 후보자를 비교하며, 상기 인접한 방사상 라인을 따르는 상기 추가의 초기 경 계 지점 후보자와 연속하는 방사상 라인 당 하나의 경계 지점을 상기 복수 개의 초기 경계 지점 후보자로 부터 선택하는 단계로서, 이렇게하여 상기 초기 윤곽은 각각의 에지에 의해 연결된 선택된 경계 지점 셋 트로서 식별하는 상기 단계로 이루어지는,

a) 초기 윤곽을 식별하는 단계: 및

b) 상기 에지를 평활시키기 위해 상기 초기 윤곽에 대해 기하학적으로 변형가능한 모델을 적용시키고 이 렇게하여 상기 표면 윤곽을 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 방사상 라인의 각각을 따르는 상기 복수 개의 초기 경계 지점 후보자의 각각과 인접한 방사상 라인 을 따르는 추가의 초기 경계 지점 후보자를 비교하는 단계는 상기 이미지의 단일한 2D 이미지 평면의 두 개의 방사상 라인에 대해 그리고 각각의 인접 평면에서 3개의 인접 방사상 라인에 대해 수행되므로써, 연 속성 제약조건이 3차원의 방사상 라인 마다 상기 하나의 경계 지점의 선택시에 부과되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 단일 시드 지점으로부터 뻗는 상기 복수 개 방사상 라인의 각각은 5°만큼 이격된 것을 특징으로 하 는 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 방사상 라인의 각각에 대한 상기 강도 프로파일의 임계치 분석을 수행하는 단계는 복수개의 임계치 에서 상기 강도 프로파일을 평가하는 것과 이에 응답하여 다중레벨 2진 값 트리를 생성하는 것을 더 포함 하며 여기서 '0'은 상기 임계치중의 하나 보다 작은 복셀 강도를 지시하고 '1'은 상기 임계치중의 하나 보다 큰 복셀 강도를 지시하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 임계치는 상기 방사상 라인의 각각에 대해 자동적으로 선택되며, 이렇게하여 상기 이미지의 가변 특 성에 적용가능한 상기 임계치를 표현하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 임계치는 상기 방사상 라인을 따르는 적어도 초기 경계의 일부분으로서 점유되는, 최대강도,Im,에 의 해 특징지워지는 상기 방사상 라인상의 복셀을 식별하므로써 계산되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 임계치(Ti)는 상기 최대 강도(Im)와 상기 시드 지점에서의 강도 값(Io) 을 이용하여,

$\Delta = (|_{m} - |_{o})/4$

 $T_i = I_0 + (i * \Delta I); i = 1, 2, 3, 4, 5$

와 같이 되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

ΔI=(Im-Io)/3에 따라, 상기 경계 지점 후보자의 수가 과도한 경우에 ΔI를 증가시키고, 그후 상기 이진 트리를 재평가하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 복셀에 의해 점유된 상기 이진 트리의 레벨의 수, 길이 및 시작위치를 결정하는 단계, 4개 기준인 (i) 상기 다른 추가의 경계 지점 후보자에 대한 상대적인 에지 위치, (ii) 점유된 상기 이진 트리의 레벨 의 수,(iii) 에지 길이 및 (iv)상기 시드 지점과 경계 지점 후보자 사이의 방사상 라인을 따르는 복셀에 서의 편차에 따라 상기 복셀의 기준등급을 부여하는 단계와, 이에 응답하여 상기 하나의 경계 지점을 선 택하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

방사상 라인의 한 셋트의 후보자내에서, 적어도 하나의 후보자가 각각의 기준에서 최대값을 수용하는 것 을 보장하기 위해, 각각의 기준은 0과 1 사이의 값을 부여하기 위해 모든 후보자에 대해 정규화되는 것을 특징으로 하는 방법.

102000007769

도면1











도면4b





도면6a



도면6b













도면70



도면8a



도면8b



도면8c





도면 10a



102000007769

도면10b



도면 10c



도면11a







도면11c



도면11d



도면 12a



102000007769

도면 12b



patsnap

专利名称(译)	三维超声自动分割方法		
公开(公告)号	KR1020010014492A	公开(公告)日	2001-02-26
申请号	KR1020000007769	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	ZAHALKA ABIR 자하르카아비르 FENSTER AARON 펜스터에이아론		
发明人	자하르카아비르 펜스터에이아론		
IPC分类号	A61B G06T5/00 A61B8/00		
CPC分类号	Y10S128/922 G06T7/0012 G06T7/0089 G06T2207/10136 G06T2207/20168 G06T2207/30101 G06T7 /0083 G06T2207/20101 G06T7/12 G06T7/149		
代理人(译)	朴钟赫		
优先权	09/253384 1999-02-19 US		
外部链接	<u>Espacenet</u>		

摘要(译)

超声分割方法包括应用几何可修改模型(GDM)的步骤,该模型与自动 初始轮廓识别步骤一起继续。初始轮廓的形成需要用户输入单个种子斑 点。由于与种子的排列无关,因此在结构中已知。 GDM最小化轮廓能 量。平滑的最终结果仅需要作为易于选择的输入值,仅提供简单的阿弥 陀佛3。分割,种子,灵活性,梯度,轮廓。

