



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2009-0127100
(43) 공개일자 2009년12월09일

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01) G06T 17/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0050032

(22) 출원일자 2009년06월05일

심사청구일자 2009년06월05일

(30) 우선권주장

1020080053231 2008년06월05일 대한민국(KR)

(71) 출원인

주식회사 메디슨

강원 홍천군 남면 양덕원리 114

한국과학기술원

대전 유성구 구성동 373-1

(72) 발명자

현동규

서울 강남구 대치동 1003번지 디스커서앤메디슨빌딩 연구소 3층

나중범

대전 유성구 전민동 464-1 엑스포아파트 404-506

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

윤지홍, 장수길, 백만기

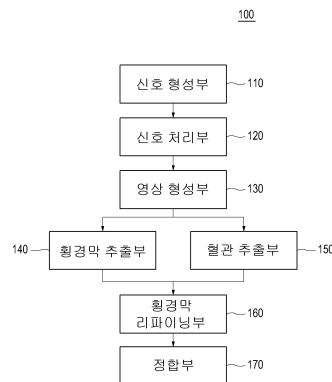
전체 청구항 수 : 총 16 항

(54) 초음파 - CT 영상 정합을 위한 3차원 초음파 간 영상의 해부학적 특징을 추출하는 시스템 및 방법

(57) 요약

초음파-CT 영상 정합을 위한 3차원 초음파 간 영상의 해부학적 특징을 추출하는 시스템 및 방법을 제공한다. 본 발명에 따른 시스템은, 대상체 - 상기 대상체는 간을 포함함 -로부터 반사된 초음파 신호에 기초하여 3차원 초음파 간 영상을 형성하도록 동작하는 영상 형성부; 상기 3차원 초음파 간 영상으로부터 횡경막 영역을 추출하도록 동작하는 횡경막 추출부; 상기 3차원 초음파 간 영상으로부터 혈관 영역을 추출하도록 동작하는 혈관 추출부; 및 상기 혈관 영역에 기초하여 상기 횡경막 영역에서 클러터를 제거하여 상기 횡경막 영역을 리파이닝하도록 동작하는 횡경막 리파이닝부를 포함한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

이덕운

대전광역시 서구 갈마동 320-7 202호

남우현

부산광역시 북구 구포2동 923-157

강동구

경기도 수원시 권선구 곡반정동 533-4 402호

특허청구의 범위

청구항 1

초음파 영상으로부터 해부학적 특징을 추출하는 시스템으로서,

대상체 - 상기 대상체는 간을 포함함 -로부터 반사된 초음파 신호에 기초하여 3차원 초음파 간 영상을 형성하도록 동작하는 영상 형성부;

상기 3차원 초음파 간 영상으로부터 횡경막 영역을 추출하도록 동작하는 횡경막 추출부;

상기 3차원 초음파 간 영상으로부터 혈관 영역을 추출하도록 동작하는 혈관 추출부; 및

상기 혈관 영역에 기초하여 상기 횡경막 영역에서 클러스터를 제거하여 상기 횡경막 영역을 리파이닝하도록 동작하는 횡경막 리파이닝부

를 포함하는 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 3차원 초음파 간 영상은 3차원 B모드 초음파 간 영상인 시스템.

청구항 3

제2항에 있어서,

초음파 신호를 상기 대상체에 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하여 관찰신호를 획득하도록 동작하는 신호 형성부;

상기 관찰신호에서 스펙클 노이즈를 제거하고, 상기 스펙클 노이즈가 제거된 상기 관찰신호의 콘트라스트(contrast)를 증가시키도록 동작하는 신호 처리부

를 더 포함하는 시스템.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 신호 처리부는 상기 관찰신호에 비등방성 확산(anisotropic diffusion)과 결합된 스펙클 구속 필터링(speckle constraint filtering) 알고리즘에 기초한 총변동(total variation)을 적용하여 상기 스펙클 노이즈를 제거하도록 더 동작하는 시스템.

청구항 5

제3항에 있어서, 상기 신호 처리부는 에지에 수직한 방향보다 에지에 접하는 방향으로 스펙클 노이즈 필터링을 보다 많이 수행하도록 더 동작하는 시스템.

청구항 6

제2항에 있어서, 상기 횡경막 추출부는 평탄맵을 이용하여 스펙클 노이즈가 제거된 상기 3차원 초음파 간 영상의 복셀로부터 평탄도를 획득하고, 기준값보다 평탄도가 높은 복셀을 선택하고, 형태학적으로 복셀값이 존재하는 영역의 에지를 일정 복셀만큼 제거하여 수축시킨 후, 상기 일정 복셀만큼 확장시켜 클러스터를 제거하고, CCA(intensity-based connected component analysis)에 의해 상기 클러스터가 제거된 복셀로부터 복수의 후보 표면을 획득하며, 상기 복수의 후보 표면중에서 가장 큰 표면을 선택하여 상기 횡경막을 추출하도록 동작하는 시스템.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 혈관 추출부는, 상기 3차원 초음파 간 영상에서 상기 혈관 영역을 추출하고, 상기 횡경막을 다항 곡면(polynomial curved surface)으로 모델링하여 상기 3차원 초음파 간 영상에 ROI(region of interest) 마스크를 적용하고, 기준 경계값보다 큰 세기값을 갖는 복셀을 제거하여 혈관 후보를 선택하며, 상기 선택된 혈관 후보에서 비혈관 유형 클러스터를 제거하여 실제 혈관을 분류하도록 동작하는 시스템.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 혈관 추출부는, 상기 비혈관 유형 클러스터를 제거하기 위한 구조 기반 혈관 테스트(structure-based vessel test), 그래디언트 크기 분석(Gradient magnitude analysis) 및 최종 혈관 테스트(final vessel test)를 수행하도록 더 동작하는 시스템.

청구항 9

초음파 영상으로부터 해부학적 특징을 추출하는 방법으로서,

- a) 대상체 - 상기 대상체는 간을 포함함 -로부터 반사된 초음파 신호에 기초하여 3차원 초음파 간 영상을 형성하는 단계;
- b) 상기 3차원 초음파 간 영상으로부터 횡경막 영역을 추출하는 단계;
- c) 상기 3차원 초음파 간 영상으로부터 혈관 영역을 추출하는 단계; 및
- d) 상기 혈관 영역에 기초하여 상기 횡경막 영역에서 클러스터를 제거하여 상기 횡경막 영역을 리파이닝하는 단계를 포함하는 해부학적 특징 추출 방법.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 3차원 초음파 간 영상은 3차원 B모드 초음파 간 영상인 해부학적 특징 추출 방법.

청구항 11

제10항에 있어서,

초음파 신호를 상기 대상체에 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하여 관찰신호를 획득하는 단계; 및

상기 관찰신호에서 스펙클 노이즈를 제거하고, 상기 스펙클 노이즈가 제거된 상기 관찰신호의 콘트라스트(contrast)를 증가시키는 단계

를 더 포함하는 해부학적 특징 추출 방법.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 스펙클 노이즈 제거 단계는,

상기 관찰신호에 비등방성 확산(anisotropic diffusion)과 결합된 스펙클 구속 필터링(speckle constraint filtering) 알고리즘에 기초한 총변동(total variation)을 적용하여 상기 스펙클 노이즈를 제거하는 단계

를 더 포함하는 해부학적 특징 추출 방법.

청구항 13

제11항에 있어서, 상기 스펙클 노이즈 제거 단계는,

에지에 수직인 방향보다 에지에 접하는 방향으로 스펙클 노이즈 필터링을 보다 많이 수행하는 단계

를 더 포함하는 해부학적 특징 추출 방법.

청구항 14

제10항에 있어서, 상기 단계 b)는,

평탄맵을 이용하여 스펙클 노이즈가 제거된 상기 3차원 초음파 간 영상의 복셀로부터 평탄도를 획득하는 단계;

기준값보다 평탄도가 높은 복셀을 선택하는 단계;

형태학적으로 복셀값이 존재하는 영역의 에지를 일정 복셀만큼 제거하여 수축시키는 단계;

상기 일정 복셀만큼 확장시켜 클러스터를 제거하는 단계;

CCA(intensity-based connected component analysis)에 의해 상기 클러스터가 제거된 복셀로부터 복수의 후보 표면을 획득하는 단계; 및

상기 복수의 후보 표면중에서 가장 큰 표면을 선택하여 상기 횡경막을 추출하는 단계를 포함하는 해부학적 특징 추출 방법.

청구항 15

제14항에 있어서, 상기 단계 c)는,

상기 3차원 초음파 간 영상에서 상기 혈관 영역을 추출하는 단계;

상기 횡경막을 다항 곡면(polynomial curved surface)으로 모델링하여 상기 3차원 초음파 간 영상에 ROI(region of interest) 마스킹을 적용하는 단계;

기준 경계값보다 큰 세기값을 갖는 복셀을 제거하여 혈관 후보를 선택하는 단계; 및

상기 선택된 혈관 후보에서 비혈관 유형 클러스터를 제거하여 실제 혈관을 분류하는 단계를 더 포함하는 해부학적 특징 추출 방법.

청구항 16

제15항에 있어서, 상기 단계 c)는,

상기 비혈관 유형 클러스터를 제거하기 위한 구조 기반 혈관 테스트(structure-based vessel test), 그래디언트 크기 분석(Gradient magnitude analysis) 및 최종 혈관 테스트(final vessel test)를 수행하는 단계를 더 포함하는 해부학적 특징 추출 방법.

명세서

발명의 상세한 설명

기술 분야

- <1> 본 발명은 초음파 시스템에 관한 것으로, 특히 초음파 - CT 영상 정합을 위한 초음파 간 영상의 해부학적 특징을 추출하는 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

- <2> 초음파 시스템은 초음파를 이용하여 비파괴, 비침습 방식으로 대상체의 내부 구조를 실시간으로 보이며, CT(computerized tomography) 또는 MRI(magnetic resonance imager)와 달리 방사선을 이용하지 않기 때문에 인체에 거의 무해하다. 그러나, 초음파 영상은 신호대 잡음비가 낮기 때문에, 이를 보완하기 위해 CT 영상과 초음파 영상의 정합(registration)을 수행한다.
- <3> 3차원(dimensional) 초음파 간(liver) 영상에는 스펙클 노이즈(speckle noise) 및 거울 허상(mirror image artifacts)이 나타나거나, 음영허상(shade artifacts)이 포함되기도 한다. 또는 ROI(region of interest)에 다른 기관(Other organ)이 나타나 정합 오류가 발생하기도 한다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

- <4> 본 발명은 3차원 초음파 간 영상으로부터 초음파-CT 영상 정합에 있어서 해부학적 특징이 되는 혈관(vessel) 및 횡격막(diaphragm)을 추출하는 시스템 및 방법을 제공한다.

과제 해결수단

- <5> 본 발명에 따른 시스템은, 대상체 - 상기 대상체는 간을 포함함 -로부터 반사된 초음파 신호에 기초하여 3차원 초음파 간 영상을 형성하도록 동작하는 영상 형성부; 상기 3차원 초음파 간 영상으로부터 횡경막 영역을 추출하

도록 동작하는 횡경막 추출부; 상기 3차원 초음파 간 영상으로부터 혈관 영역을 추출하도록 동작하는 혈관 추출부; 및 상기 혈관 영역에 기초하여 상기 횡경막 영역에서 클러터를 제거하여 상기 횡경막 영역을 리파이닝하도록 동작하는 횡경막 리파이닝부를 포함한다.

- <6> 또한, 본 발명에 따른 해부학적 특징을 추출하는 방법은, a) 대상체 - 상기 대상체는 간을 포함함 - 로부터 반사된 초음파 신호에 기초하여 3차원 초음파 간 영상을 형성하는 단계; b) 상기 3차원 초음파 간 영상으로부터 횡경막 영역을 추출하는 단계; c) 상기 3차원 초음파 간 영상으로부터 혈관 영역을 추출하는 단계; 및 d) 상기 혈관 영역에 기초하여 상기 횡경막 영역에서 클러터를 제거하여 상기 횡경막 영역을 리파이닝하는 단계를 포함한다.

효 과

- <7> 본 발명에 따른 3차원 초음파 간 영상의 해부학적 특징 추출에 의해 초음파 - CT 영상의 정합 오류 발생을 감소시킬 수 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

- <8> 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 3차원 초음파 간 영상으로부터 해부학적 특징을 추출하는 시스템(100)의 구성을 보이는 블록도이다. 시스템(100)은 신호 형성부(110), 신호 처리부(120), 영상 형성부(130), 횡경막(diaphragm) 추출부(140), 혈관 추출부(150), 횡경막 리파이닝(refining)부(160) 및 정합부(170)를 포함한다.
- <9> 신호 형성부(110)는 초음파 신호를 대상체(예를 들어, 간)에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 대상체의 3차원 초음파 영상을 이루는 복수의 프레임 각각에 해당하는 수신신호를 형성한다. 본 실시예에서, 프레임은 B 모드 영상의 프레임을 포함한다. 신호 형성부(110)는 수신신호를 이용하여 대상체의 3차원 초음파 영상을 형성하기 위한 관찰신호(observed signal)를 형성한다.
- <10> 신호 처리부(120)는 신호 형성부(110)로부터 관찰신호가 제공되면, 에지의 선명도를 유지(즉, 대상체의 해부학적 특징의 에지 콘트라스트(edge contrast)를 증가)시키면서 스펙클 노이즈를 제거하기 위한 스펙클 노이즈 필터링을 관찰신호에 수행한다. 본 실시예에서, 스펙클 노이즈 필터링은 관찰신호에 비등방성 확산(anisotropic diffusion)과 결합된 스펙클 구속 필터링(speckle constraint filtering) 알고리즘에 기초한 총변동(total variation)을 적용하여 수행될 수 있다. 스펙클 노이즈 필터링은 다음의 수학식 1 내지 5를 통해 수행될 수 있다.
- <11> 스펙클 노이즈가 포함된 관찰신호(u_0)는 다음의 수학식 1과 같이 같이 모델링될 수 있다.

수학식 1

$$u_0 = u + \sqrt{un}$$

<12>

<13> 수학식 1에서 n 은 표준편차를 갖는 제로 평균 가우시안 변수(zero-mean Gaussina Variable)를 의미한다.

<14> 수학식 1의 스펙클 노이즈 모델에 따라 스펙클 노이즈가 없는 원 신호(original signal)(u)와 관찰신호(u_0)의 관계는 다음의 수학식 2와 같은 제한(constraint)을 갖는다.

수학식 2

$$\frac{1}{|\Omega|} \int_{\Omega} \frac{(u - u_0)^2}{u} d\Omega = \sigma_n^2$$

<15>

<16> 수학식 2에서 Ω 는 영상의 차원(dimension)을 의미한다.

<17> 다음의 수학식 3은 원 신호의 총변동(total variation)을 나타낸다.

수학식 3

$$\int_{\Omega} ||\nabla u|| d\Omega$$

<18>

<19>

수학식 2를 제한 조건으로 수학식 3을 최소화시키면, 스펙클 노이즈가 제거되어 원 신호에 가까운 영상을 얻을 수 있다.

<20>

제한 오일러-라그랑지 방정식(constraint Euler-Lagrange equation)에 의해 수학식 2, 3으로부터 다음의 수학식 4가 유도된다.

수학식 4

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \text{div}(F) - \lambda(t) \left(\frac{u^2 - u_0^2}{u} \right), \text{in } \Omega$$

<21>

<22>

$\lambda(t)$ 는 반복(iteration)이 거듭될수록 노이즈가 제거된 관찰신호가 초기 관찰신호와 급격하게 차이가 나는 것을 막아주는 계수(coefficient)로서, 이 값을 적절하게 결정해 주는 것이 중요하다. 이 값을 결정하기 위해, 수

학식 4의 양변에 $(u - u_0)u / (u + u_0)$ 를 곱해준 다음, Ω 전구간에 대해 적분을 한다. 정상 상태(Steady state)에서는 수학식 4의 왼쪽 항이 0에 가깝게 수렴할 것이기 때문에 수학식 5가 쉽게 유도될 수 있다.

수학식 5

$$\lambda(t) = \frac{1}{\sigma_n^2 |\Omega|} = \int \left(\frac{u - u_0}{u + u_0} u \right) \text{div}(F) d\Omega$$

<23>

<24>

수학식 5의 $\lambda(t)$ 는 반복(iteration)할 때마다 새로운 값으로 구해진다. 이 값을 수학식 4에 적용하고,

$\partial u / \partial t$ 가 0이 된다고 가정을 하고 수학식 4를 풀어서 스펙클 노이즈가 제거된 관찰신호, 즉 원 신호에 가까운 영상신호를 매 반복(iteration)마다 얻을 수 있다. 본 실시예에 따라, 40회 정도의 반복으로 만족스러운 노이즈 제거된 영상을 얻을 수 있다.

<25>

그러나 전술한 방법에서는 방향성을 고려하지 않고 노이즈를 제거하는 방법으로서, 필터링 후의 에지 선명도가 떨어질 위험이 있다. 에지의 선명도 저하를 방지하기 위해 즉, 특징점 주변 에지의 선명도를 유지한 채 필터링 하기 위해, 방향성을 반영하기 위한 비등방성 확산(anisotropic diffusion) 함수 F는 다음의 수학식 6과 같이 정의된다.

수학식 6

$$F = D \nabla u$$

<26>

<27>

수학식 6에서 D는 확산 행렬(Diffusion matrix)을 나타낸다.

<28>

전술한 필터링을 통해, 원 신호에 가까운 영상신호가 획득될 수 있다. 또한, 비등방성 확산(anisotropic diffusion)의 특징에 의해 에지에 접하는 방향(수평한 방향)으로만 노이즈가 제거되므로, 즉 에지에 접하는 방향으로만 필터링을 많이 해주고 에지에 수직한 방향으로만 필터링을 작게 함으로써 에지에 수직한 방향의 그레디언트는 상대적으로 강화되게 되어, 에지가 보다 선명하게 될 수 있다. 즉, 특징점의 선명도를 향상시키면서 스펙클 노이즈를 제거할 수 있다. 도 2a는 스펙클 노이즈가 제거되기 전의 초음파 간 영상을 보이고, 도 2b는 전술한 과정에 따라 스펙클 노이즈가 제거된 초음파 간 영상을 보인다.

<29>

영상 형성부(130)는 신호 처리부(120)에서 스펙클 노이즈 필터링된 영상신호를 이용하여 대상체의 3차원 초음파 간 영상을 형성한다. 본 실시예에서 3차원 초음파 간 영상은 복수의 프레임으로 이루어지고 복수의 복셀을 포함

한다.

<30> 횡격막 추출부(140)는 에지 콘트라스트가 증가된 3차원 초음파 간 영상에서 횡격막을 추출한다. 본 발명의 실시예에서는 헤시안 매트릭스(Hessian matrix)에 기초한 평탄도 테스트(flatness test)를 실시하여 횡격막을 추출할 수 있다. 3차원 초음파 간 영상에서 횡격막은 곡면으로 고려될 수 있다. 따라서, 횡격막 추출부(140)는 표면에 수직한 방향의 복셀값(voxel intensity) 변화가 표면과 수평한 방향의 복셀값 변화보다 큰 영역을 횡격막으로 추출한다. 도 3은 방향에 따른 헤시안 매트릭스의 고유값(eigen value) λ_1 , λ_2 및 λ_3 을 보인다.

<31> 이하, 횡격막 추출부(140)의 동작을 보다 상세하게 설명한다. 횡격막 추출부(140)는 횡격막을 추출하기 위해 기준값보다 평탄도가 높은 복셀(voxel)을 선택한다. 다른 실시예에 의하면, 2차원 초음파 간 영상에서, 복셀은 픽셀(pixel)로 표현될 수 있다. 평탄도 $\mu(v)$ 는 다음의 수학식 7과 같이 정의된다.

수학식 7

$$\mu(v) = \phi_1(v)\phi_2(v)\phi_3(v)/\phi_{3_{\max}}(v)$$

<32>

<33> 수학식 7의 $\phi_1(v)$, $\phi_2(v)$ 및 $\phi_3(v)$ 는 다음의 수학식 8과 같이 표현된다.

수학식 8

$$\phi_1(v) = \left(1 - \frac{\lambda_1(v)}{\lambda_3(v)}\right)^2, \quad \phi_2(v) = \left(1 - \frac{\lambda_2(v)}{\lambda_3(v)}\right)^2, \quad \phi_3(v) = \sum_i \lambda_i(v)^2$$

<34>

<35> 상기 $\lambda_1(v)$, $\lambda_2(v)$ 및 $\lambda_3(v)$ 는 복셀의 위치에 따른 헤시안 매트릭스의 고유값을 나타낸다.

<36> 평탄도 $\mu(v)$ 는 0 내지 1 사이의 값을 갖도록 정규화된다. 수학식 6 및 7에 따라 복셀 데이터로부터 얻어진 평탄도로써 평탄맵이 형성되고, 상대적으로 평탄도가 큰 복셀이 선택된다. 본 발명의 실시예에서는 평탄도가 0.1 이상인 복셀이 선택된다.

<37> 횡격막 추출부(140)는 선택된 복셀들을 대상으로 모포로지컬 오프닝(morphological opening)을 수행하여 작은 클러터(clutter)를 제거한다(morphological filtering). 모포로지컬 오프닝은 수축(erosion)과 팽창(dilation)을 순차적으로 수행하는 것을 의미한다. 횡격막 추출부(140)는 형태학적으로 복셀값이 존재하는 영역의 에지를 일정 복셀만큼 제거하여 수축(침식)시킨 후, 다시 그 일정 복셀만큼 팽창(확장)시킨다. 본 발명의 실시예에서, 횡격막 추출부(140)는 1 복셀의 크기로 수축 및 팽창을 실시한다.

<38> 3차원 초음파 간 영상에서 횡격막은 가장 큰 표면이므로, 복셀들의 CCA(intensity-based connected component analysis)로써 획득된 후보들(candidates) 중에서 가장 큰 표면이 선택되어, 횡격막으로 간주된다. 복셀값 기반의 CCA는 이진화 된 영상에서 복셀값이 존재하는 영역끼리 모으는(grouping) 하는 방법 중 하나이다. 예컨대, 횡격막 추출부(140)는 한 복셀을 중심으로 주변 복셀들(예컨대 26개의 복셀)의 복셀값을 참조하여 복셀간 연결 테스트(connectivity test)를 통해 해당 복셀을 중심으로 연결되는 복셀들의 수(복셀 수)를 계산하고, 연결 복셀수가 일정 개수 이상인 복셀들을 후보 그룹으로 선정한다. 횡격막이 간 영상의 초음파 관심 영역 안에서 가장 넓게 존재하는 곡면이라는 특성을 이용하여, 횡격막 추출부(140)는 후보 그룹들 중 가장 많은 연결 복셀수(복셀 수)를 갖는 그룹을 횡격막으로 선출한다. 이후, 횡격막 추출부(140)는 횡격막 표면을 고르게 한다(smoothen). 도 4a 내지 도 4d는 전술한 횡격막 추출 과정을 통해 형성된 초음파 영상을 보인다. 도 4a는 횡격막을 갖는 영상, 도 4b는 평탄도 테스트를 통해 획득된 영상, 도 4c는 모포로지컬 필터링을 통해 획득된 영상, 도 4d는 최종적으로 추출된 횡격막 영상을 보인다.

<39> 혈관 추출부(150)는 에지 콘트라스트가 증가된 3차원 초음파 간 영상에서 혈관 추출(vessel extraction)을 실시한다. 혈관 추출은 ROI 마스킹, 혈관 분할(segmentation) 및 분류(classification) 순으로 진행된다.

<40> 혈관 추출부(150)는 거울 허상(mirror artifacts)에 의한 혈관 추출 오류 발생을 피하기 위해, 횡격막을 다항 곡면(polynomial curved surface)으로 모델링하여 에지 콘트라스트가 증가된 초음파 간 영상에 ROI(region of interest) 마스킹을 적용한다. 이때, LMS(Least mean square)를 이용하여 횡격막을 다항 곡면으로 모델링한

ROI 마스크이 이용된다. 그러나, 모델링된 다항 곡면 아래 영역을 모두 제거할 경우, 다항 곡면의 에러로 인해 일부 영역에서는 의미있는 혈관 정보를 잃는 경우가 생길 수도 있다. 혈관 추출부(150)는 혈관정보 손실을 방지하기 위해, ROI 마스크 하단에서 10 복셀 정도의 여유 복셀(marginal distance)를 적용하고, 그 이하 영역을 제거한다. 도 5a는 ROI 마스크킹 전의 영상을 보이고, 도 5b는 ROI 마스크킹 후의 영상을 보인다.

<41> 혈관 추출부(150)는 혈관 영역과 비혈관 영역을 분할한다(segment). 혈관 추출부(150)는 횡격막 또는 혈관벽과 같이 세기가 큰 비혈관 영역(non-vessel region)을 제거하기 위해, ROI 마스크킹 된 영역에서 기준 경계값 보다 작은 저강도 경계(low intensity bound)를 추정하고, 상기 기준 경계값 보다 세기가 큰 복셀을 제거한다. 혈관 추출부(150)는 적응 임계 방법(adaptive threshold scheme)을 적용하여 남은 영역들을 이진화시킨다(binimize). 이진화된 영역들은 혈관 후보들(vessel candidates)이 된다.

<42> 혈관 추출부(150)는 비혈관 유형 클러터(non-vessel-type clutters)를 제거하여 혈관 후보들 중에서 진정한 혈관을 분류한다. 혈관 분류 과정은 작은 배경 클러터를 제거하기 위한 크기 테스트(size test), GOF(goodness of fit)를 원통관으로 평가하여(evaluate) 비혈관 유형을 제거하는 구조 기반 혈관 테스트(structure-based vessel test) 즉, 초기 혈관 테스트(initial vessel test), 그레디언트 크기 분석(Gradient magnitude analysis), 클러터들을 완전하게 제거하기 위한 최종 혈관 테스트(final vessel test)를 포함한다. 구조 기반 혈관 테스트에서 일부 클러터들이 제거되지 않더라도 모든 혈관이 포함되도록 초기 임계값($C_{initial}$)이 최소 한계로 설정된다. 본 발명의 실시예에서 초기 임계값은 0.6이다. 혈관 추출부(150)는 최종 혈관 테스트로써 복셀값의 변화율 즉, 그레디언트 크기(gradient magnitude)를 고려하여, 크레디언트 크기가 작은 음영허상(shading artifacts)에 기인하여 형성되는 클러터들을 완전하게 제거하여 혈관 데이터를 추출한다. 본 발명의 실시예에서 최종 혈관 테스트의 임계값은 0.4이다.

<43> 횡격막 리파이닝(refining)부(160)는 추출된 혈관 데이터를 이용하여 횡격막 영역의 리파이먼트(refinement)를 수행하여 클러터를 제거한다. 추출된 횡격막 영역에서 클러터는 주로 혈관 벽에 위치한다. 특히, 하대정맥(IVC, inferior vena cava)은 횡격막에 연결되어 클러터를 유발한다. 이와 같은 클러터가 특징으로서 추출되어 정합에 사용될 경우 정합의 정확도를 저하시킬 수 있으므로, 횡격막 리파이닝부(160)는 클러터를 제거하여 횡격막을 개선한다. 횡격막 리파이닝부(160)는 도 6에 보인 바와 같이 전술한 혈관 추출 과정에 따라 초음파 영상에서 혈관 영역을 추출하고(61), 추출된 혈관 영역을 팽창(dilation) 시키고(62), 여기에 혈관 영역을 빼어 혈관벽을 추정한다(estimate)(63). 횡격막 리파이닝부(160)는 전술한 과정에 따라 추출된 횡격막 영상에서 추정된 혈관벽을 제거한다. 횡격막 리파이닝부(160)는 CCA 및 크기 테스트를 한 번 더 적용하여 횡격막 영역을 추출한다.

<44> 정합부(170)는 3차원 초음파 간 영상과 CT 영상 간의 영상 정합을 수행한다. 본 실시예에서 정합부(170)는 초음파 영상에서 추출된 특징 중, 혈관 영역과 횡격막 영역에서 각각 샘플 포인트를 추출하고, 정합하고자 하는 CT 영상에서도 혈관 및 횡격막 영역을 추출한 후 각각 샘플 포인트를 추출한다. 정합부(170)는 두 영상에서 추출한 샘플 포인트를 대상으로 ICP 기반의 정합을 수행한다.

<45> 도 7a는 크기가 $200 * 200 * 200$ 이며, 등방성 복셀 해상도(isotropic voxel resolution)가 0.8인 데이터 A(Data A)와 크기가 $200 * 188 * 168$, 등방성 복셀 해상도가 0.6인 데이터 B(Data B)의 전술한 과정에 따른 절차 즉, 스펙클 노이즈 제거 초음파 영상(Filtered 3D B-mode), 평탄도 테스트(flatness test), 모폴로지컬 제거(morphological filtering), 크기 테스트 후 초기 결과(initial result after size test), 개선 후 최종 결과(final result after refinement)를 보인다. 도 7b는 데이터 A와 B(Data A, B)의 스펙클 노이즈 제거 초음파 영상(Filtered 3D B-mode), 혈관 후보들, 초기 혈관 테스트(initial vessel test), 최종 혈관 테스트(final vessel test) 결과를 보인다.

<46> 본 발명이 바람직한 실시예를 통해 설명되고 예시되었으나, 당업자라면 첨부된 특허청구범위의 사항 및 범주를 벗어나지 않고 여러 가지 변경 및 변형이 이루어질 수 있음을 알 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

<47> 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 3차원 초음파 간 영상으로부터 해부학적 특징을 추출하는 시스템의 구성을 보이는 블록도.

<48> 도 2a는 스펙클 노이즈가 제거되기 전의 초음파 간 영상을 보이는 도면.

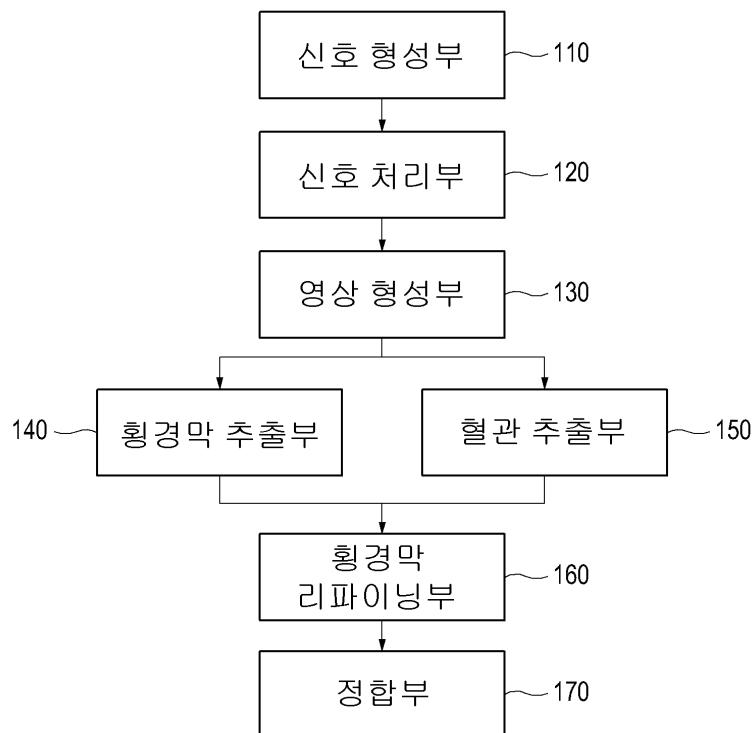
<49> 도 2b는 스펙클 노이즈가 제거된 초음파 간 영상을 보이는 도면.

- <50> 도 3은 방향에 따른 헤시안 매트릭스의 고유값의 예를 보이는 예시도.
- <51> 도 4a 내지 도 4d는 횡격막 추출 과정을 통해 형성된 초음파 영상을 보이는 예시도.
- <52> 도 5a는 ROI 마스크링 전의 영상을 보이는 예시도.
- <53> 도 5b는 ROI 마스크링 후의 영상을 보이는 예시도.
- <54> 도 6은 혈관 추출 과정에 따라 추출된 혈관 영역을 보이는 예시도.
- <55> 도 7a는 스펙클 노이즈가 제거된 데이터 A 및 B에 대한 평탄도 테스트(flatness test), 모폴로지컬 제거(morphological filtering), 크기 테스트 후 초기 결과(initial result after size test), 개선 후 최종 결과(final result after refinement)의 영상을 보이는 예시도.
- <56> 도 7b는 스펙클 노이즈가 제거된 데이터 A 및 B에 대한 혈관 후보들, 초기 혈관 테스트(initial vessel test), 최종 혈관 테스트(final vessel test)의 영상을 보이는 예시도.

도면

도면1

100



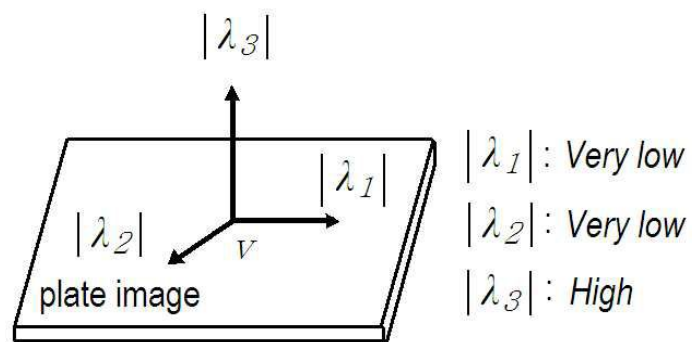
도면2a



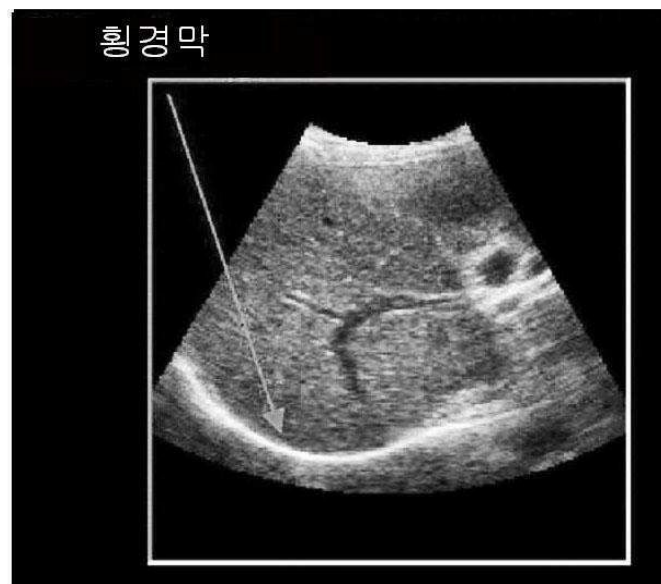
도면2b



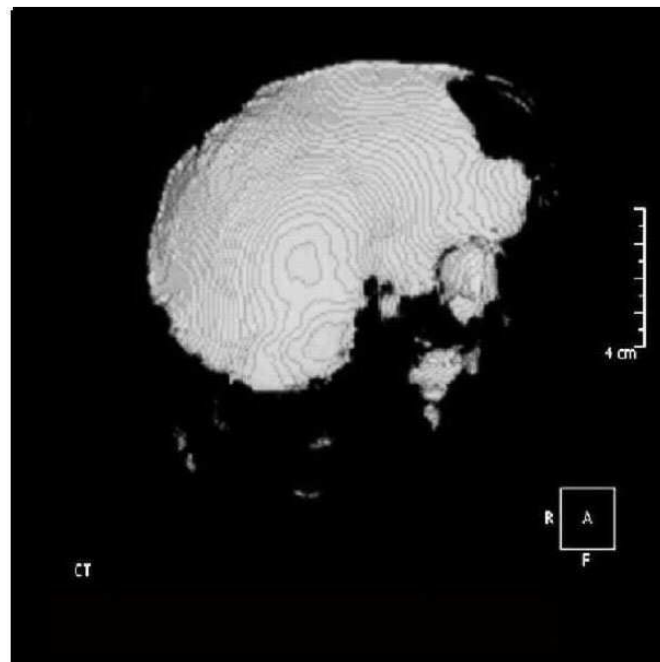
도면3



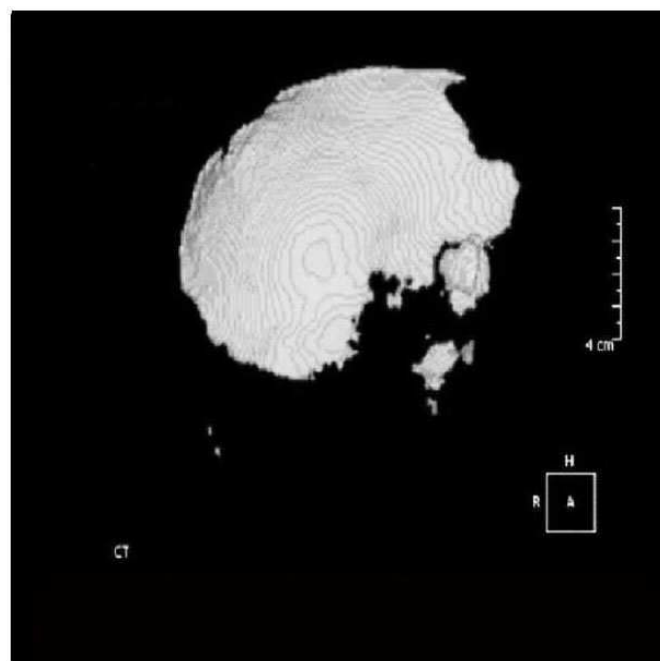
도면4a



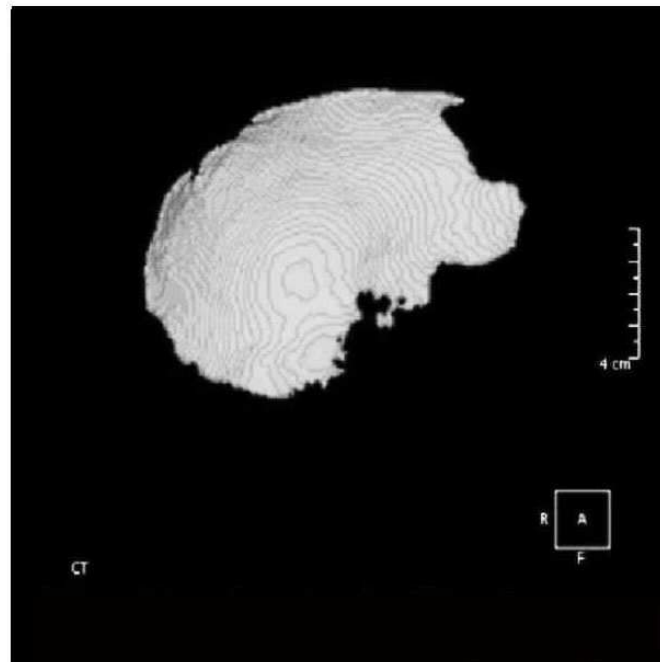
도면4b



도면4c



도면4d



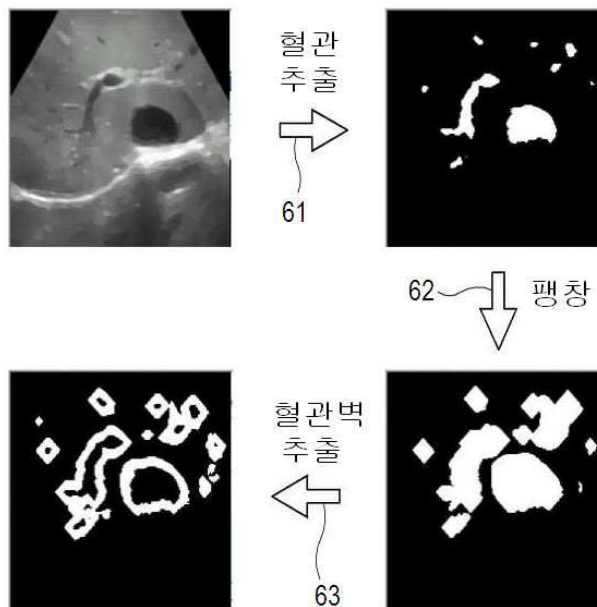
도면5a



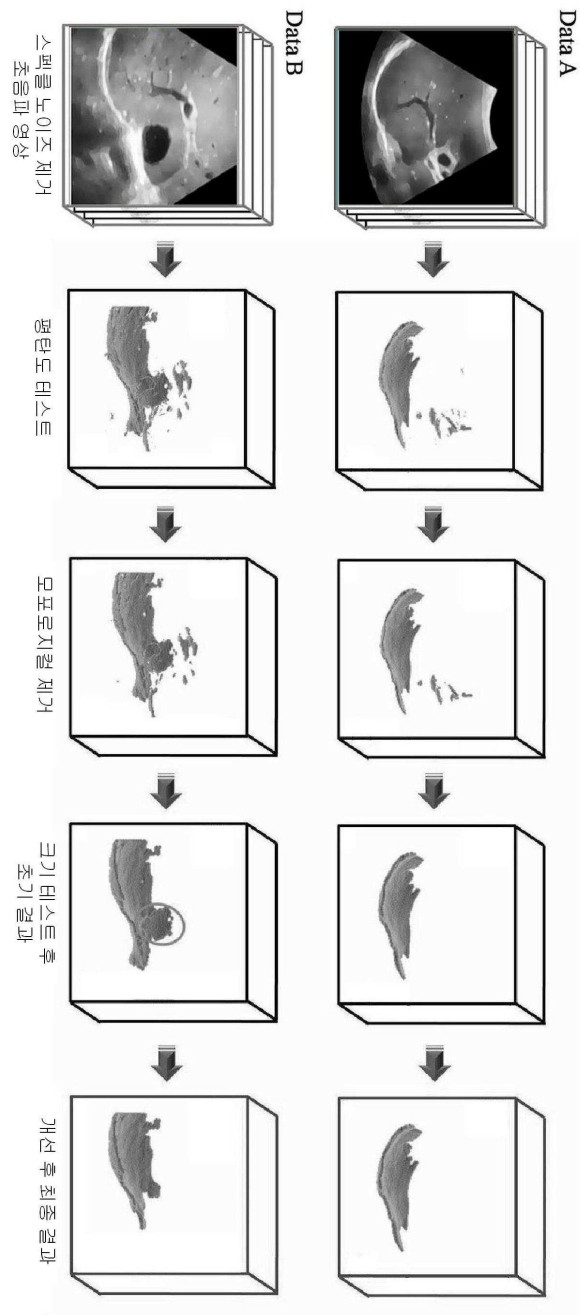
도면5b



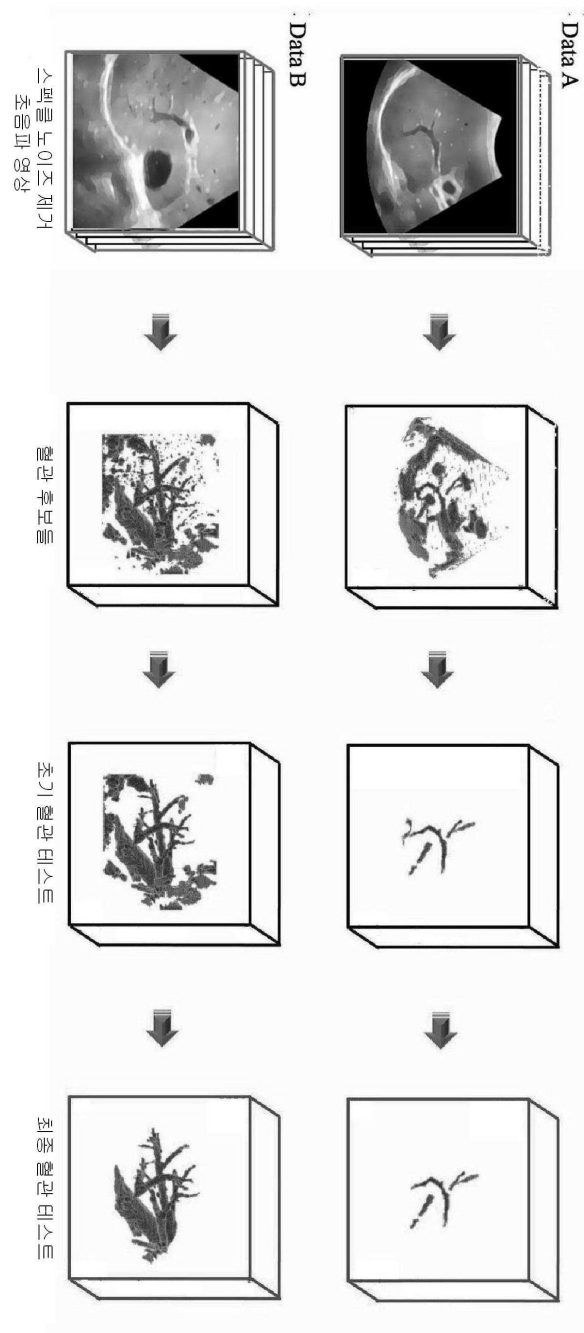
도면6



도면7a



도면7b



专利名称(译)	用于提取用于超声CT图像匹配的3D超声肝图像的解剖特征的系统和方法		
公开(公告)号	KR1020090127100A	公开(公告)日	2009-12-09
申请号	KR1020090050032	申请日	2009-06-05
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社 韩国科学技术院		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司 科学与韩国高等科技研究院		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司 科学与韩国高等科技研究院		
[标]发明人	HYUN DONG GYU 현동규 RA JONG BEOM 나종범 LEE DUHGOON 이덕운 NAM WOO HYUN 남우현 KANG DONG GOO 강동구		
发明人	현동규 나종범 이덕운 남우현 강동구		
IPC分类号	A61B8/08 G06T17/00		
CPC分类号	G06T7/0081 G06T5/001 A61B8/08 G06T7/0024 A61B8/483 G06T5/002 G06T5/30 G06T2207/10136 G06T2207/20192 G06T5/008 G06T2207/30056 A61B8/4416 G06T7/11 G06T7/187 G06T7/30		
代理人(译)	CHANG, SOO KIL		
优先权	1020080053231 2008-06-05 KR		
其他公开文献	KR101017611B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了用于在超声-CT视觉配准的3D超声之间提取图像的解剖学特征的系统和方法。根据本发明的系统包括图像形成部分，该图像形成部分用于对象 - 对象包括基于反射的超声信号在3D超声波上形成的肝脏;光圈提取单元，用于从3D超声波之间的图像中提取光圈区域;血管提取部分，其用于从3D超声之间的图像中提取血管区域;和隔膜净化部分，其操作是为了基于血管区域去除隔膜区域的杂波并且细化隔膜区域。超声，CT，视觉配准，肝脏，解剖学特征，血管，横膈膜。

