



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2007년11월22일
(11) 등록번호 10-0778823
(24) 등록일자 2007년11월16일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2006-0013920

(22) 출원일자 2006년02월14일

심사청구일자 2006년02월14일

(65) 공개번호 10-2007-0081803

공개일자 2007년08월20일

(56) 선행기술조사문헌

JP2000014982 A

JP2000051211 A

(73) 특허권자

주식회사 메디슨

강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자

김백섭

강원 춘천시 퇴계동 쌍용 스위트닷컴 아파트
105-504

김정식

강원 춘천시 효자동 756-13번지 304호

(74) 대리인

백만기, 주성민

전체 청구항 수 : 총 4 항

심사관 : 김태훈

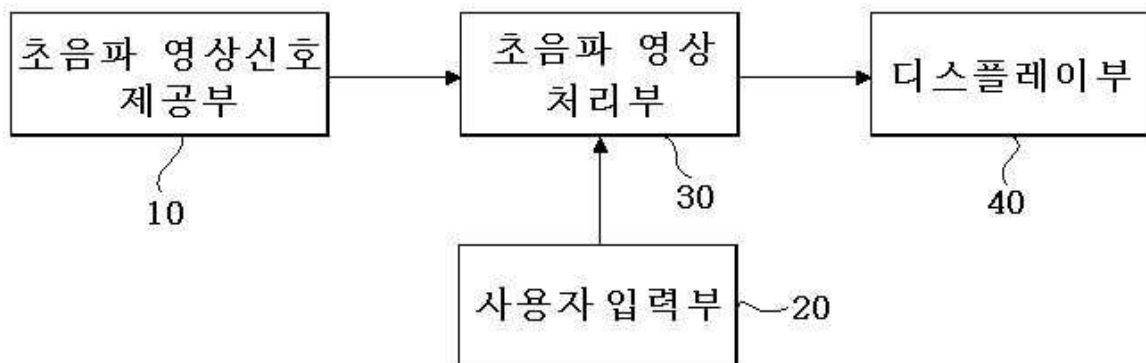
(54) 초음파 영상 처리 시스템 및 방법

(57) 요약

스펙클 잡음을 감소시키면서 동시에 경계와 같은 객체의 중요 정보를 보전하기 위한 초음파 영상 처리 시스템 및 방법을 제공한다. 이를 위해, 외부에서 입력된 초음파 영상신호로부터 각 화소의 밝기 값을 추출하고, 밝기가 가장 빠르게 변화하는 방향의 제1 벡터와 제1 벡터에 수직인 제2 벡터를 구하고, 제1 벡터와 제2 벡터의 크기로부터 각 화소의 지역 일관성을 구하고, 사용자로부터 입력되는 제1 임계값 및 제2 임계값을 기초로 각 화소의 지역 일관성이 제1 임계값 이하일 때 지역통과 필터링하고, 지역 일관성이 제1 임계값과 제2 임계값 사이일 때는 일관성 향상 필터링하고, 지역일관성이 제2 임계값 이상일 때 에지 향상 필터링하여 초음파 영상을 형성하는 초음파 영상 처리 시스템 및 방법을 제공한다.

대표도 - 도1

100



특허청구의 범위

청구항 1

대상체의 초음파 영상신호를 제공하기 위한 초음파 영상신호 제공부;

사용자로부터 명령 또는 필요정보를 입력받는 사용자 입력부;

상기 초음파 영상신호로부터 각 화소의 밝기 값을 추출하고, 밝기가 가장 빠르게 변화하는 방향의 제1 벡터와 상기 제1 벡터에 수직한 제2 벡터를 구하고, 상기 제1 벡터와 상기 제2 벡터의 크기로부터 각 화소의 지역 일관성을 구하고, 상기 사용자 입력부로부터 입력되는 제1 임계값 및 제2 임계값을 기초로 각 화소의 지역 일관성이 상기 제1 임계값 이하일 때 지역통과 필터링하고, 지역 일관성이 제1 임계값과 제2 임계값 사이일 때는 일관성 향상 필터링하고, 지역일관성이 상기 제2 임계값 이상일 때 에지 향상 필터링하여 초음파 영상을 형성하는 초음파 영상 처리부; 및

상기 초음파 영상을 디스플레이하는 디스플레이부

를 포함하는 초음파 영상 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 초음파 영상신호 제공부는 위치 에 존재하는 화소의 밝기가 로 표현되는 초음파 영상을 제공하고,

상기 초음파 영상 처리부는,

다음의 수학식에 기초하여 상기 밝기의 그라디언트 ∇I 를 구하고,

$$\nabla I = \begin{pmatrix} \frac{\partial I}{\partial x} \\ \frac{\partial I}{\partial y} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} I_x \\ I_y \end{pmatrix}$$

ρ ($\rho > 0$) 크기의 분산을 갖는 가우시안 필터 K_ρ 를 형성하고,

상기 $(I_x \ I_y)^T$ 로부터 다음의 수학식과 같이 상기 가우시안 필터 K_ρ 가 적용된 구조텐서(structure tensor) D를 구하고,

$$D = K_\rho * \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{pmatrix}$$

다음의 수학식과 같이 상기 구조텐서 D를 고유치 분해하고- v_1 및 v_2 는 각각 상기 제1 벡터 및 상기 제2 벡터 이고, 상기 μ_1 및 μ_2 는 상기 제1 벡터 v_1 과 상기 제2 벡터 v_2 의 크기를 나타내는 제1 고유값 및 제2 고유값 -,

$$D = K_\rho * \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} v_1 & v_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mu_1 & 0 \\ 0 & \mu_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} v_1^T \\ v_2^T \end{pmatrix}$$

상기 제1 고유값 μ_1 및 μ_2 로부터 다음의 수학식과 같이 정의되는 지역 일관성 C를 계산하고,

$$C = (\mu_1 - \mu_2)^2$$

상기 벡터 v_1 과 v_2 그리고 제2 고유값 λ_1 및 λ_2 를 기초로 다음의 수학적식과 같은 통합 비선형 비등방성 확산 (integrated nonlinear anisotropic diffusion, INAD) 필터 F를 형성하되,

$$F = (v_1 \ v_2) \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 \\ 0 & \lambda_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} v_1^T \\ v_2^T \end{pmatrix}$$

상기 제2 고유값 λ_1 및 λ_2 는 다음의 수학적식과 같이 정의되고,

$$\begin{cases} \lambda_1 = \hat{g}(C) \\ \lambda_2 = \alpha \end{cases}$$

상기 α 는 다음의 수학적식과 같이 정의되는 함수 $\hat{g}(C)$ 의 최대값이고,

$$\hat{g}(C) = \begin{cases} \alpha & (C \leq K_1) \\ \alpha \cdot \frac{e^{K_1-C} - e^{-(K_2-K_1)}}{1 - e^{-(K_2-K_1)}} & (K_1 < C < K_2) \\ \alpha \cdot (-\log(C - K_2)) & (C \geq K_2) \end{cases}$$

상기 K_1 및 상기 K_2 는 각각 상기 사용자 입력부로부터 입력되는 제1 임계값 및 제2 임계값이며,

상기 INAD 필터 F를 적용하여 상기 저역통과 필터링, 상기 일관성 향상 필터링 및 상기 에지 향상 필터링을 실시하는, 초음파 영상 시스템.

청구항 3

외부에서 초음파 영상신호로부터 각 화소의 밝기 값을 추출하고,

밝기가 가장 빠르게 변화하는 방향의 제1 벡터와 상기 제1 벡터에 수직한 제2 벡터를 구하고,

상기 제1 벡터와 상기 제2 벡터의 크기로부터 각 화소의 지역 일관성을 구하고,

상기 사용자 입력부로부터 입력되는 제1 임계값 및 제2 임계값을 기초로 각 화소의 지역 일관성이 상기 제1 임계값 이하일 때 저역통과 필터링하고, 지역 일관성이 제1 임계값과 제2 임계값 사이일 때는 일관성 향상 필터링하고, 지역일관성이 상기 제2 임계값 이상일 때 에지 향상 필터링하여 초음파 영상을 형성하는 것을 포함하는 초음파 영상 형성 방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

위치 에 존재하는 화소의 밝기가 로 표현될 때, 다음의 수학적식에 기초하여 상기 밝기의 그라디언트 ∇I 를 구하고,

$$\nabla I = \begin{pmatrix} \frac{\partial I}{\partial x} \\ \frac{\partial I}{\partial y} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} I_x \\ I_y \end{pmatrix}$$

ρ ($\rho > 0$) 크기의 분산을 갖는 가우시안 필터 K_ρ 를 형성하고,

상기 $(I_x \ I_y)^T$ 로부터 다음의 수학적식과 같이 상기 가우시안 필터 K_ρ 가 적용된 구조텐서(structure tensor) D를 구하고,

$$D = K_\rho * \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{pmatrix}$$

다음의 수학적식과 같이 상기 구조텐서 D를 고유치 분해하고, v_1 및 v_2 는 각각 상기 제1 벡터 및 상기 제2 벡터 이고, 상기 μ_1 및 μ_2 는 상기 제1 벡터 v_1 과 상기 제2 벡터 v_2 의 크기를 나타내는 제1 고유값 및 제2 고유값 이,

$$D = K_\rho * \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{pmatrix} = (v_1 \ v_2) \begin{pmatrix} \mu_1 & 0 \\ 0 & \mu_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} v_1^T \\ v_2^T \end{pmatrix}$$

상기 제1 고유값 μ_1 및 μ_2 로부터 다음의 수학적식과 같이 정의되는 지역 일관성 C를 계산하고,

$$C = (\mu_1 - \mu_2)^2$$

상기 벡터 v_1 과 v_2 그리고 제2 고유값 λ_1 및 λ_2 를 기초로 다음의 수학적식과 같은 통합 비선형 비등방성 확산(integrated nonlinear anisotropic diffusion, INAD) 필터 F를 형성하되,

$$F = (v_1 \ v_2) \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 \\ 0 & \lambda_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} v_1^T \\ v_2^T \end{pmatrix}$$

상기 제2 고유값 λ_1 및 λ_2 는 다음의 수학적식과 같이 정의되고,

$$\begin{cases} \lambda_1 = \hat{g}(C) \\ \lambda_2 = \alpha \end{cases}$$

상기 α 는 다음의 수학적식과 같이 정의되는 함수 $\hat{g}(C)$ 의 최대값이고,

$$\hat{g}(C) = \begin{cases} \alpha & (C \leq K_1) \\ \alpha \cdot \frac{e^{K_1 - C} - e^{-(K_2 - K_1)}}{1 - e^{-(K_2 - K_1)}} & (K_1 < C < K_2) \\ \alpha \cdot (-\log(C - K_2)) & (C \geq K_2) \end{cases}$$

상기 K_1 및 상기 K_2 는 각각 상기 사용자 입력부로부터 입력되는 제1 임계값 및 제2 임계값이며,

상기 INAD 필터 F를 적용하여 상기 저역통과 필터링, 상기 일관성 향상 필터링 및 상기 에지 향상 필터링을 실시하는, 초음파 영상 형성 방법.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

<5> 본 발명은 초음파 영상 형성 분야에 관한 것으로, 보다 상세하게는 통합 비선형 비등방성 확산 필터링을 이용하

여 영상을 처리하는 초음파 영상 시스템 및 방법에 관한 것이다.

- <6> 초음파 영상 시스템은 인체에 해를 미치지 않으면서 실시간으로 영상을 획득할 수 있기 때문에 인체 내부 연조직의 질병 진단에 이용되고 있다. 더 나아가, 초음파 진단에 의해 얻어진 정보를 정량화시키기 위해, 초음파 영상 시스템 내에 영상분석 기능을 추가시키기 위한 연구가 계속되고 있다.
- <7> 영상을 정량적으로 분석하기 위해서는 양호한 상태의 화질을 얻는 것이 매우 중요하나, 실제 초음파 영상에 스펙클 잡음(speckle noise)이 많이 포함되어 있거나, 영상의 일부분이 누락되는 등의 이유로 화질이 양호하지 못하다. 특히 화소 값의 밝기 변화가 균일한 영역(homogeneous region)에서 많이 발견되는 스펙클 잡음은 시스템이 자동적으로 영상을 분석, 인식하는데 방해 요소로 작용한다.
- <8> 초음파 영상의 질을 향상시키기 위해 2차원 영상 형상 후 영상 개선 (image enhancement)과 스펙클 잡음 감소 (speckle noise reduction) 등의 후처리 과정을 진행한다. 신호처리 분야의 일반적인 잡음은 원영상의 신호와는 무관하게 더해지는 가산 잡음(additive noise)으로 모델링하는데 반하여, 스펙클 잡음은 적산 잡음(multiplicative noise)으로 모델링한다. 이에 따라, 로그 변환을 통해 초음파 영상신호 내의 적산 잡음을 가산 잡음으로 변환한 후, 일반적인 디지털 영상처리 분야에서와 같은 가산 잡음 감소를 실시한다.
- <9> 스펙클 잡음을 감소시키기 위해, 시간 평균(temporal averaging), 중간값 필터(median filter), 적응적 스펙클 감소 필터(adaptive speckle reduction filter), 위너 필터(Wiener filter), 웨이블릿 축소(wavelet shrinkage) 등의 여러 가지 방법이 이용되고 있다.
- <10> 시간 평균 방법과 다중 프레임(multi-frame) 방법은 신호대 잡음 비(signal-to-noise; SNR)를 증가시키기 위해 사용한다. 이 방법들은 단순하면서도 속도가 빠른 장점을 갖지만, 영상의 질이 영상들 간의 상관성에 크게 의존하여 상관성이 낮은 영상들을 이용할 경우 영상의 질이 저하되는 문제점이 있다.
- <11> SNR에 비례하여 평활화(smoothing) 처리를 하는데 특징이 있는 적응적 스펙클 감소 필터 방법은 시간 평균 방법과 다중 프레임 방법 보다 신뢰성 있는 방법이다. 그러나 적응적 스펙클 감소 필터 방법은 로그 변환 전의 영상에 대하여는 정확성이 높으나, 로그 변환된 영상에 대하여는 정확성이 떨어진다. 적응적 스펙클 감소 필터 방법의 개선안으로서, 이웃 화소들의 SNR에 비례하는 가중치를 이용하여 중간값 필터를 적용시키는 적응적 가중 중간값 필터(adaptive weighted median filter; AWMF)가 제안되었으나, 이 방법을 이용할 경우 미세한 표현이 어려운 단점이 있다.
- <12> 웨이블릿 공간(Wavelet space)에서 스펙클 잡음 감소를 위한 여러 방법이 제안되었다. 이 방법에서는 영상신호를 웨이블릿 공간으로 분해한 다음, 특정 웨이블릿 단계에서 임계치 이하의 계수를 모두 0으로 바꾸어 스펙클 잡음이 있다고 생각되는 주파수 대역을 제거하면 어느 정도 스펙클 잡음을 감소시킨 영상을 얻을 수 있다.
- <13> 그러나, 전술한 종래 방법들은 스펙클 잡음을 감소시키면서 동시에 경계와 같은 객체의 중요 정보를 보전하지 못하는 공통된 문제점이 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

- <14> 본 발명은 스펙클 잡음을 감소시키면서 동시에 경계와 같은 객체의 중요 정보를 보전하기 위한 것으로서, 통합 비선형 비등방성 확산 필터링을 이용하여 영상을 처리하는 초음파 영상 시스템 및 방법을 제공하는데 목적이 있다.

발명의 구성 및 작용

- <15> 본 발명에 따른 초음파 영상 시스템은, 대상체의 초음파 영상신호를 제공하기 위한 초음파 영상신호 제공부; 사용자로부터 명령 또는 필요정보를 입력받는 사용자 입력부; 상기 초음파 영상신호로부터 각 화소의 밝기 값을 추출하고, 밝기가 가장 빠르게 변화하는 방향의 제1 벡터와 상기 제1 벡터에 수직한 제2 벡터를 구하고, 상기 제1 벡터와 상기 제2 벡터의 크기로부터 각 화소의 지역 일관성을 구하고, 상기 사용자 입력부로부터 입력되는 제1 임계값 및 제2 임계값을 기초로 각 화소의 지역 일관성이 상기 제1 임계값 이하일 때 저역통과 필터링하고, 지역 일관성이 제1 임계값과 제2 임계값 사이일 때는 일관성 향상 필터링하고, 지역일관성이 상기 제2 임계값 이상일 때 에지 향상 필터링하여 초음파 영상을 형성하는 초음파 영상 처리부; 및 상기 초음파 영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함한다.
- <16> 본 발명에 따른 초음파 영상 형성 방법은, 외부에서 초음파 영상신호로부터 각 화소의 밝기 값을 추출하고, 밝기가 가장 빠르게 변화하는 방향의 제1 벡터와 상기 제1 벡터에 수직한 제2 벡터를 구하고, 상기 제1 벡터와 상

기 제2 벡터의 크기로부터 각 화소의 지역 일관성을 구하고, 상기 사용자 입력부로부터 입력되는 제1 임계값 및 제2 임계값을 기초로 각 화소의 지역 일관성이 상기 제1 임계값 이하일 때 지역통과 필터링하고, 지역 일관성이 제1 임계값과 제2 임계값 사이일 때는 일관성 항상 필터링하고, 지역일관성이 상기 제2 임계값 이상일 때 예지 항상 필터링하여 초음파 영상을 형성하는 것을 포함한다.

<17> 본 발명은 스펙클 잡음이 존재하는 영역에는 지역 통과 필터링을 적용하고, 객체의 구조에 연관된 정보를 포함하는 영역에는 일관성 항상 필터링을 적용하며, 객체의 경계 영역에는 경계 항상 필터링을 적용하는, 통합 비선형 비등방성 확산(integrated nonlinear anisotropic diffusion, 이하 INAD라 함) 필터링을 이용한 초음파 영상 시스템 및 방법을 제공한다.

<18> 에너지가 한곳에 집중되면 질량이나 에너지 총량의 변화없이 평형을 이루기 위해 입자가 자연적으로 확산한다. 공간상에서 크기가 선형적으로 변화하는 에너지가 선형적으로 확산할 경우 등방성 확산이라 하고, 공간상에서 비선형적으로 변화하는 에너지가 비선형적으로 확산할 경우 비등방성 확산이라 한다.

<19> 초음파 영상에서 스펙클 잡음을 제거하는 과정은 초음파 영상 신호에서 국부적인 극값(극소값 또는 극대값)을 제거하기 위한 확산 필터링(diffusion filtering)을 적용하여 평활화된 영상(smoothed image)을 형성하는 과정으로 생각할 수 있다.

<20> 잡음을 감소시키기 위해 확산 필터링을 적용하는 과정에서 객체의 경계(edge)와 같은 구조정보가 보전되어야 한다. 따라서, 확산을 많이 시켜야 하는 부분과 확산을 억제시켜야 하는 부분을 구별할 수 있어야 한다. 경계 부분은 밝기의 그라디언트(gradient)가 크므로 그라디언트가 큰 부분에서 확산을 억제시켜 경계를 보전할 수도 있으나, 그라디언트가 큰 부분에 있는 잡음을 제거할 수 없다. 본 발명은 그라디언트의 크기 뿐 아니라 그라디언트의 방향에 따라 확산 정도를 조절하는데 특징이 있다.

<21> 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명한다.

<22> 도 1에 보이는 바와 같이 본 발명에 따른 초음파 영상 시스템(100)은, 초음파 영상신호 제공부(10), 사용자 입력부(20), 초음파 영상 처리부(30) 및 디스플레이부(40)를 포함한다.

<23> 초음파 영상신호 제공부(10)는 대상체의 2차원 초음파 영상신호를 제공한다. 이를 위해 초음파 영상신호 제공부(10)는 프로브와 송수신 빔포머(도시하지 않음)를 포함할 수 있다. 또한, 초음파 영상신호 제공부(10)는 메모리 등과 같은 저장수단일 수도 있다.

<24> 초음파 영상 신호는 256 레벨(level)의 그레이 신호로 표현된다. 위치 (x, y)의 화소의 밝기 값은 로 표현된다.

<25> 사용자 입력부(20)는 사용자로부터 명령 또는 필요정보를 입력받는다.

<26> 초음파 영상 처리부(30)는 초음파 영상신호로부터 각 화소의 밝기 값을 추출하고, 2차원 초음파 영상의 위치에 따른 밝기 I의 변화도 즉, 그라디언트(gradient) ∇I 를 다음의 수학식 1에 따라 구한다.

수학식 1

$$\nabla I = \begin{pmatrix} \frac{\partial I}{\partial x} \\ \frac{\partial I}{\partial y} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} I_x \\ I_y \end{pmatrix}$$

<27>

<28> 아울러, 영상처리부(30)는 p ($p > 0$) 크기의 분산을 갖는 가우시안 필터 K_p 를 형성하고, $(I_x \ I_y)^T$ 로부터 다음의 수학식 2와 같이 평활화(smoothing)를 위해 가우시안 필터 K_p 가 적용된 구조텐서(structure tensor) D를 구한다.

수학식 2

$$D = K_{\rho} * \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{pmatrix}$$

<29>

<30>

이어서, 구조텐서 D를 다음의 수학식 3과 같이 고유치 분해한다(singular value decomposition).

수학식 3

$$D = K_{\rho} * \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{pmatrix} = (v_1 \ v_2) \begin{pmatrix} \mu_1 & 0 \\ 0 & \mu_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} v_1^T \\ v_2^T \end{pmatrix}$$

<31>

<32>

수학식 3에서 v_1 은 그라디언트가 가장 빠르게 변화하는 방향을 나타내는 벡터이고, v_2 는 v_1 에 직교하는 대상체의 경계 방향을 나타내는 벡터이다. 제1 고유값(eigenvalue) μ_1 및 μ_2 는 각각 v_1 및 v_2 의 크기를 나타내는 스칼라 값이다. 도 2는 구조텐서를 고유치 분해하여 얻은 고유 벡터(eigenvector) v_1 및 v_2 와 제1 고유값(eigenvalue) μ_1 및 μ_2 의 관계를 보인다.

<33>

전술한 바와 같이 얻어진 벡터 v_1 과 v_2 의 크기로부터 다음의 수학식 4와 같이 정의되는 지역 일관성(local coherence) C를 계산한다.

수학식 4

$$C = (\mu_1 - \mu_2)^2$$

<34>

<35>

지역 일관성 C는 벡터 v_1 과 v_2 를 장축 또는 단축으로 하는 타원(202)의 편평도로 표현될 수 있다. 편평도가 작을수록 타원(202)은 원에 가까운 형상을 가지며 이는 지역 일관성이 작아짐을 의미하고, 편평도가 클수록 타원(202)은 넓게 퍼지므로 지역 일관성이 커짐을 알 수 있다.

<36>

이와 같이, 구조텐서로부터 해당 화소의 그라디언트 방향의 벡터, 에지 방향의 벡터 및 지역 일관성의 크기를 알 수 있다.

<37>

이어서, 초음파 영상 처리부(30)는 벡터 v_1 과 v_2 그리고 제2 고유값 λ_1 및 λ_2 를 기초로 다음의 수학식 5와 같은 INAD 필터 F를 형성한다.

수학식 5

$$F = (v_1 \ v_2) \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 \\ 0 & \lambda_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} v_1^T \\ v_2^T \end{pmatrix}$$

<38>

<39>

λ_1 및 λ_2 는 다음의 수학식 6과 같이 정의된다.

수학식 6

$$\begin{cases} \lambda_1 = \hat{g}(C) \\ \lambda_2 = \alpha \end{cases}$$

<40>

<41>

수학식 6에서 α 는 사용자에게 의해 미리 입력된 값으로서, 다음의 수학식 7과 같이 정의되는 함수 $\hat{g}(C)$ 의 최

대값이다.

수학식 7

$$\hat{g}(C) = \begin{cases} \alpha & (C \leq K_1) \\ \alpha \cdot \frac{e^{K_1 - C} - e^{-(K_2 - K_1)}}{1 - e^{-(K_2 - K_1)}} & (K_1 < C < K_2) \\ \alpha \cdot (-\log(C - K_2)) & (C \geq K_2) \end{cases}$$

<42>

<43> 수학식 7에서 K_1 , K_2 는 사용자 입력부(20)로부터 입력되는 지역 일관성의 임계값이다. 함수 α 는 $[0, 1]$ 구간에서 연속함수이며 해당 구간에서 미분 가능하다. 도 3은 α 가 1일 때, 지역 일관성 C 의 변화에 따른 함수의 변화를 보이는 그래프이다.

<44> 초음파 영상 처리부(30)는 수학식 4에 의해 얻어진 화소의 지역 일관성 C 가 K_1 이하일 때, K_1 과 K_2 사이일 때, K_2 이상일 때 수학식 6에 따라 각기 달리 정의되는 λ_1 을 수학식 4에 반영하여 2차원 초음파 영상의 INAD 필터링을 수행한다. 지역일관성 C 가 K_1 이하일 때는 비교적 균일한 영역이므로 이 영역 내에 존재하는 스펙클 잡음을 제거할 수 있는 저역통과 필터링 효과를 얻을 수 있고, 지역일관성 C 가 K_1 과 K_2 사이일 때는 경계와 같은 객체 구조에 연관된 정보를 보존시키면서 잡음을 제거하는 일관성 향상 필터링 효과를 얻을 수 있으며, 지역일관성 C 가 K_2 이상일 때는 구조의 경계 부분을 명확하게 하는 에지 향상 필터링 효과를 얻을 수 있다.

<45> 디스플레이부(40)는 INAD 필터링된 초음파 영상을 디스플레이한다.

<46> 도 4a 및 도 4b, 도 5a 및 도 5b는 본 발명에 따른 INAD 필터링에 의한 영상의 질적 향상을 보이기 위한 초음파 사진이다. 도 4a는 간의 원본 초음파 영상을 보이고, 도 4b는 INAD 필터링이 적용된 간의 초음파 영상을 보인다. 도 4a와 도 4b를 비교하면, INAD 필터링에 따라 균질 영역(A)의 스펙클 잡음이 상당 부분 제거되었으며, 횡경막의 경계(B), 혈관 벽의 윤곽(C)이 뚜렷해졌음을 알 수 있다. 도 5a는 태아의 원본 초음파 영상을 보이고, 도 5b는 INAD 필터링이 적용된 태아의 초음파 영상을 보인다. INAD 필터링에 따라 균질 영역(D)의 스펙클 잡음이 상당 부분 제거되었으며, 태아의 두개골 부분의 윤곽(E)을 정확하게 알아볼 수 있게 되었다.

발명의 효과

<47> 전술한 바와 같이 이루어지는 본 발명은 통합 비선형 비등방성 확산 필터링을 적용하여 따라 초음파 영상을 처리함으로써, 초음파 영상 내의 스펙클 잡음을 제거함과 동시에 객체의 경계를 보전시킬 뿐만 아니라 경계의 밝기를 향상시킬 수 있다. 통합 비선형 비등방성 확산 필터링이 적용된 초음파 영상을 제공함으로써 임상의가 보다 정확하게 객체의 상태를 판독하도록 할 수 있다.

도면의 간단한 설명

<1> 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 시스템의 구성을 보이는 블록도.

<2> 도 2는 구조텐서를 고유치 분해하여 얻은 고유 벡터(eigenvector) v_1 및 v_2 와 제1 고유값(eigenvalue) μ_1 및 μ_2 의 관계를 보이는 개략도.

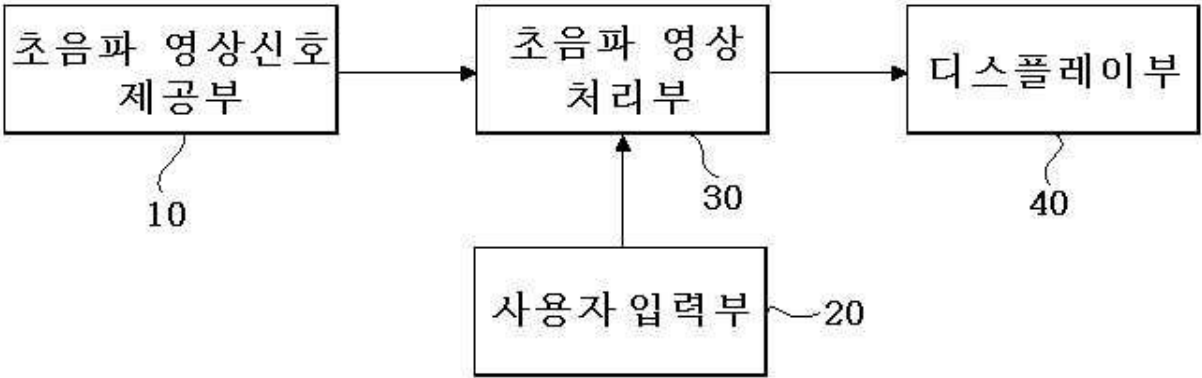
<3> 도 3은 지역 일관성 C 의 변화에 따른 함수의 변화를 보이는 그래프.

<4> 도 4a 및 도 4b, 도 5a 및 도 5b는 본 발명에 따른 일관성 향상 확산 필터링에 의한 영상의 질적 향상을 보이기 위한 초음파 사진.

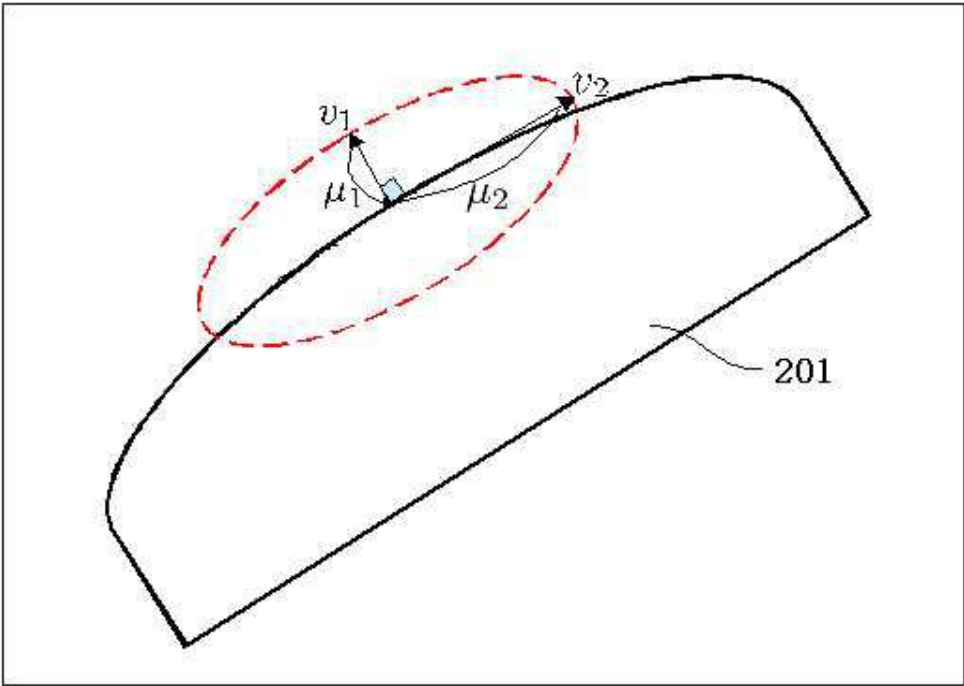
도면

도면1

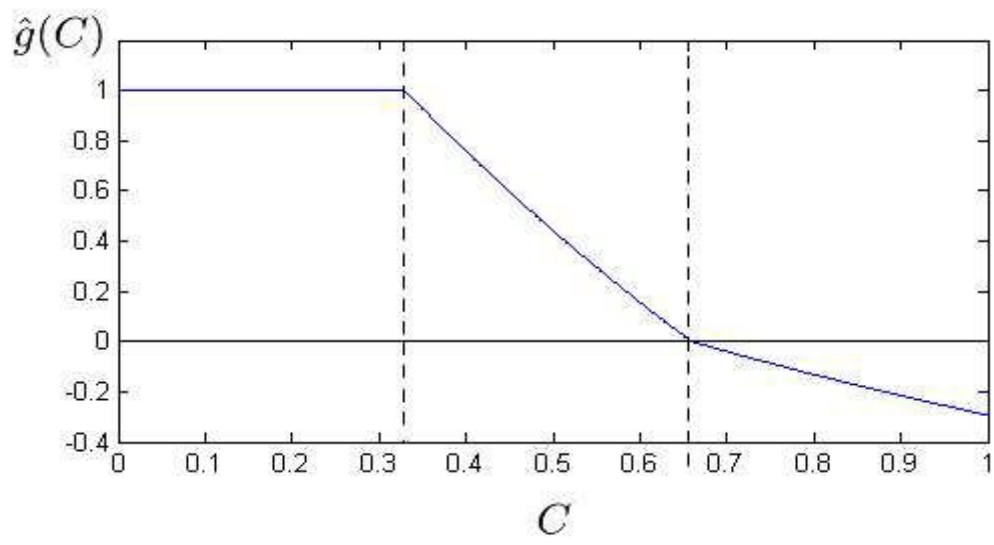
100



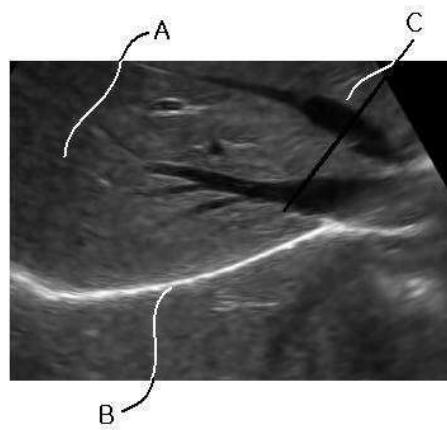
도면2



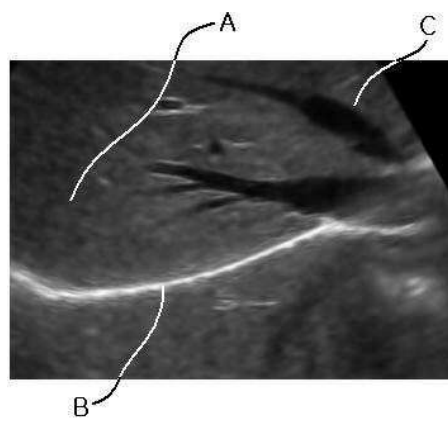
도면3



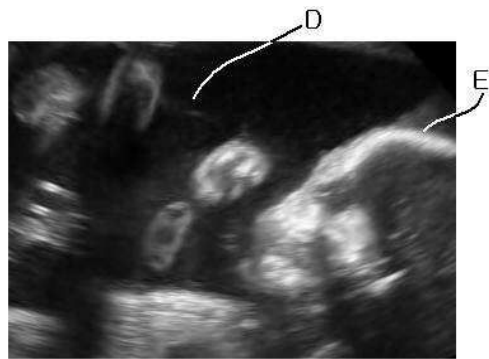
도면4a



도면4b



도면5a



도면5b



专利名称(译)	超声图像		
公开(公告)号	KR100778823B1	公开(公告)日	2007-11-22
申请号	KR1020060013920	申请日	2006-02-14
[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 BAEK SOP 김백섭 KIM JEONG SIK 김정식		
发明人	김백섭 김정식		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	F24H9/2064 F25D29/00 F25D31/005 F25D2700/10 F25D2700/12		
代理人(译)	CHU, 晟敏		
其他公开文献	KR1020070081803A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

同时提供超声图像处理系统和方法，用于在减少斑点噪声的同时保留像边界一样的对象的关键信息。为此，从输入到外部超声图像处理系统的超声图像信号中提取垂直于亮度的第二矢量，最大，第一矢量和快速改变每个像素的亮度值的方向的第一矢量，并且形成第一阈值保存并从第二矢量和第一矢量的大小测量每个像素的区域一致性，并从用户输入。并且低通滤波和超声图像滤波边缘增强区域一致性是第二阈值或更高它过滤一致性改善区域一致性是第一阈值和第二阈值区间每个像素的区域一致性是第一阈值或提供了基于第二阈值的更少的值。超声波，图像，滤波器，各向异性，滤波，一致性。

