



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 등록특허공보(B1)**

(45) 공고일자 2018년01월16일  
 (11) 등록번호 10-1819028  
 (24) 등록일자 2018년01월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
 A61B 8/14 (2006.01) G06T 17/10 (2006.01)  
 G06T 5/00 (2006.01)  
 (21) 출원번호 10-2011-0068554  
 (22) 출원일자 2011년07월11일  
 심사청구일자 2016년06월23일  
 (65) 공개번호 10-2013-0007905  
 (43) 공개일자 2013년01월21일  
 (56) 선행기술조사문헌  
 KR1020060034003 A\*  
 (뒷면에 계속)

(73) 특허권자  
**삼성전자주식회사**  
 경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)  
 (72) 발명자  
**김윤태**  
 경기도 화성시 영통로27번길 35, 신영통현대3차아파트 303동 701호 (반월동)  
**김정호**  
 경기도 용인시 수지구 심곡로 16, 금호베스트빌 1-5단지 503동 903호 (상현동)  
 (74) 대리인  
**리엔목특허법인**

전체 청구항 수 : 총 18 항

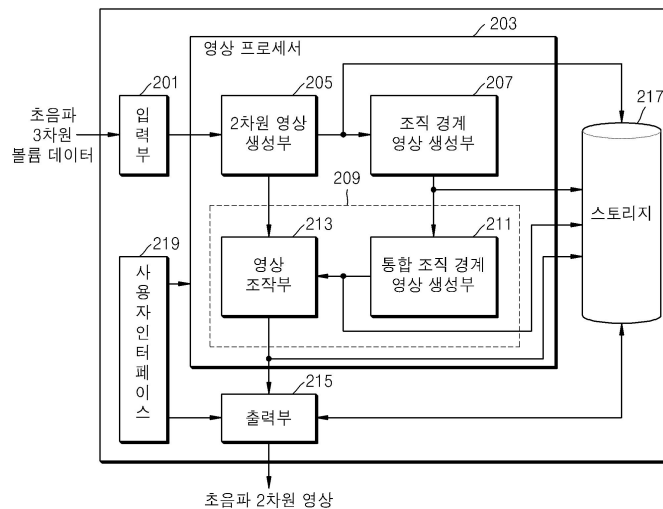
심사관 : 한재균

(54) 발명의 명칭 **초음파 영상 처리 방법 및 장치**

**(57) 요약**

초음파 영상에서 노이즈로 인한 화질 저하를 해결하기 위하여 초음파 3차원 볼륨 데이터로부터 복수 개의 초음파 2차원 영상을 획득하고, 이로부터 각각에 대응되는 복수 개의 조직 경계 영상을 획득한 뒤, 복수 개의 조직 경계 영상으로부터 하나의 통합 조직 경계 영상을 생성하고, 생성된 통합 조직 경계 영상을 이용하여 초음파 영상에서 조직 성분의 손상 없이 노이즈 성분을 제거하는 초음파 영상 처리 방법 및 장치를 개시한다.

**대표도**



(56) 선행기술조사문헌

W02011052602 A1\*

US20100228129 A1

KR1020100040354 A

KR100760251 B1

\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

대상체를 나타내는 초음파 3차원 볼륨 데이터로부터 복수 개의 초음파 2차원 영상들을 생성하는 단계;

상기 생성된 각 초음파 영상을 이루는 복수 개의 픽셀 값에 기초하여 상기 대상체 내의 적어도 하나의 조직 성분의 경계를 나타내는 복수 개의 조직 경계 영상들을 생성하는 단계; 및

상기 조직 경계 영상들간에 존재하는 상기 조직 성분의 경계의 유사도와 노이즈 성분의 유사도의 차이를 이용하여 상기 조직 성분의 경계를 구분함으로써 상기 노이즈 성분이 제거된 초음파 2차원 영상을 생성하는 단계를 포함하고,

상기 노이즈 성분이 제거된 초음파 2차원 영상을 생성하는 단계는

상기 조직 경계 영상들간에 존재하는 상기 조직 성분의 경계의 유사도와 노이즈 성분의 유사도의 차이를 이용하여 상기 조직 성분의 경계를 구분하고 상기 조직 경계 영상들로부터 소정의 노이즈 성분이 제거된 하나의 통합 조직 경계 영상을 생성하는 단계; 및

상기 통합 조직 경계 영상을 이용하여 상기 초음파 2차원 영상으로부터 상기 노이즈 성분을 제거하는 단계를 포함하는 초음파 영상 처리 방법.

#### 청구항 2

삭제

#### 청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 복수 개의 초음파 2차원 영상들은 상기 초음파 3차원 볼륨 데이터로부터 추출 가능한 초음파 2차원 영상들 중에서 서로 가장 인접한 영상들인 초음파 영상 처리 방법.

#### 청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 노이즈는 초음파 파장들끼리 서로 간섭 현상을 일으켜서 나타나는 스펙클 노이즈인 초음파 영상처리 방법.

#### 청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 조직 경계 영상을 생성하는 단계는

상기 초음파 2차원 영상의 각 픽셀에 대한 수직, 수평 방향의 기울기(gradient) 영상을 생성하는 단계;

상기 수직, 수평 방향의 기울기(gradient)를 이용하여 상기 각 픽셀에 대한 구조 행렬(structure matrix)을 생성하는 단계;

상기 구조 행렬로부터 최대, 최소 변화(variation)를 갖는 고유벡터(eigenvector)와 상기 고유벡터 각각에 대응되는 각각의 고유값(eigenvalue)을 계산하는 단계; 및

상기 고유값들 간의 차이에 따라 조직 성분의 경계를 검출하는 단계를 포함하는 초음파 영상처리 방법.

#### 청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 조직 성분의 경계를 검출하는 단계는 상기 고유값들 간의 차이가 소정의 값보다 큰 경우 조직 성분의 경계

라고 결정하는 초음파 영상처리 방법.

**청구항 7**

제 1 항에 있어서,

상기 복수 개의 초음파 2차원 영상들은 상기 노이즈 성분의 제거 대상이 되는 기준 초음파 영상과 상기 기준 초음파 영상과 인접한 제 1 초음파 영상과 제 2 초음파 영상으로 구성되고,

상기 복수 개의 조직 경계 영상들은 상기 기준 초음파 영상에 대응되는 기준 조직 경계 영상과 상기 기준 조직 경계 영상과 인접한 제 1 조직 경계 영상과 제 2 조직 경계 영상으로 구성되는 초음파 영상 처리 방법.

**청구항 8**

제 7 항에 있어서,

상기 통합 조직 경계 영상을 생성하는 단계는

상기 복수 개의 조직 경계 영상들을 일정 크기의 블록 영상들로 분할하고 상기 기준 조직 경계 영상 내의 블록들을 인접하는 상기 제 1 조직 경계 영상 내의 블록들 및 상기 제 2 조직 경계 영상 내의 블록들과 각각 매칭(matching) 시키는 단계;

상기 서로 매칭되는 블록들에 대하여 상기 조직 성분의 경계의 유사도와 상기 노이즈 성분의 유사도의 차이를 이용하여 상기 기준 조직 경계 영상 내의 블록들 중에서 상기 조직 성분의 경계를 포함하는 블록들과 상기 조직 성분의 경계를 포함하지 않는 블록들을 구별하여 검출하는 단계;

상기 검출된 조직 성분의 경계를 포함하지 않는 블록들에 대해서 노이즈 성분을 제거하는 단계; 및

상기 검출된 조직 성분의 경계를 포함하는 블록들과 상기 노이즈 성분을 제거한 블록들을 통합하는 단계를 포함하는 초음파 영상 처리 방법.

**청구항 9**

제 8 항에 있어서,

상기 조직 경계 영상 내의 블록들을 매칭 시키는 단계는 상기 블록들간의 유사도를 나타내는 정규 교차 상관계수(Normalized Cross-correlation)가 두 블록이 매칭됨을 의미하는 제 1 임계값보다 큰 값을 갖는지 비교하여 매칭 시키는 초음파 영상 처리 방법.

**청구항 10**

제 8 항에 있어서,

상기 조직 성분의 경계를 포함하는 블록들과 상기 조직 성분의 경계를 포함하지 않는 블록들을 구별하여 검출하는 단계는 상기 블록들간의 유사도를 나타내는 정규 교차 상관계수(Normalized Cross-correlation)가 조직 성분의 경계를 포함하는 블록임을 의미하는 제 2 임계값보다 큰 값을 갖는지 비교하여 검출하는 초음파 영상 처리 방법.

**청구항 11**

제 7 항에 있어서,

상기 통합 조직 경계 영상을 이용하여 상기 노이즈 성분을 제거하는 단계는

상기 기준 초음파 영상에 대해 영상 신호를 복수 개의 다른 주파수 대역으로 분해하는 웨이블릿 변환(wavelet transformation)을 수행하는 단계;

상기 통합 조직 경계 영상으로부터 상기 노이즈 성분을 제거할 픽셀들의 정보를 획득하여 상기 획득한 정보의 픽셀들의 웨이블릿 계수들을 축소 처리함으로써 노이즈 성분을 제거하는 단계; 및

상기 축소 처리한 웨이블릿 계수들을 포함한 기준 초음파 영상에 대해 영상을 복원하는 웨이블릿 역 변환(wavelet inverse transformation)을 수행하는 단계를 포함하는 초음파 영상 처리 방법.

**청구항 12**

제 11 항에 있어서,

상기 웨이블릿 변환은 상기 초음파 영상을 복수 개의 다른 주파수 대역으로 분해하여 복수 개의 밴드(band) 영상으로 분할하고, 상기 복수 개의 밴드 영상 중 저주파 대역의 밴드 영상에 대해 반복적으로 수행되어 다수의 해상도 레벨을 갖는 밴드 영상들로 상기 초음파 영상을 분할하며,

상기 웨이블릿 역 변환은 상기 웨이블릿 변환을 반복적으로 수행한 회수만큼 수행되는 초음파 영상 처리 방법.

**청구항 13**

제 11 항에 있어서,

상기 웨이블릿 계수 축소 처리는 상기 통합 조직 경계 영상에 기초하여 생성된 0부터 1까지의 값을 가지는 경계 가중치를 상기 웨이블릿 계수에 곱하는 초음파 영상 처리 방법.

**청구항 14**

제 13항에 있어서,

상기 웨이블릿 계수 축소 처리는 상기 경계 가중치 값과 함께 상기 웨이블릿 계수에 더 곱할 값으로 상기 웨이블릿 변환에 의해 생성된 밴드 영상들에 기초하여 설정된 0부터 1까지의 값을 가지는 축소 계인 값을 사용하는 초음파 영상 처리 방법.

**청구항 15**

제 11 항에 있어서,

상기 통합 조직 경계 영상을 이용하여 상기 노이즈 성분을 제거하는 단계는

상기 통합 조직 경계 영상으로부터 조직 성분의 경계에 해당하는 픽셀들의 정보를 획득하여 상기 조직 성분의 경계에 대해 윤곽을 뚜렷하게 하는 경계 향상(edge enhancement) 처리 단계를 더 포함하는 초음파 영상 처리 방법.

**청구항 16**

제 15 항에 있어서,

상기 경계 향상 처리 단계는 상기 조직 성분의 경계에 해당하는 픽셀과 상기 조직 성분의 경계에 해당하지 않는 픽셀에 대해 경계 향상 처리를 위한 경계 향상 필터(edge enhancement filter)의 가중치를 달리하는 초음파 영상 처리 방법.

**청구항 17**

제 1 항 및 제 3 항 내지 제 16 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

**청구항 18**

대상체를 나타내는 초음파 3차원 볼륨 데이터를 입력받는 입력부;

상기 초음파 3차원 볼륨 데이터로부터 복수 개의 초음파 2차원 영상을 생성하고, 상기 생성된 각 초음파 영상을 이루는 복수 개의 픽셀 값에 기초하여 상기 대상체 내의 적어도 하나의 조직 성분의 경계를 나타내는 복수 개의 조직 경계 영상들을 생성하고, 상기 조직 경계 영상들간에 존재하는 상기 조직 성분의 경계의 유사도와 노이즈 성분의 유사도의 차이를 이용하여 상기 조직 성분의 경계를 구분함으로써 상기 노이즈 성분이 제거된 초음파 2차원 영상을 생성하는 영상 프로세서; 및

상기 노이즈 성분이 제거된 초음파 2차원 영상을 출력하는 출력부를 포함하고,

상기 영상 프로세서는

상기 조직 경계 영상들간에 존재하는 상기 조직 성분의 경계의 유사도와 노이즈 성분의 유사도의 차이를 이용하

여 상기 조직 성분의 경계를 구분하고 상기 조직 경계 영상들로부터 소정의 노이즈 성분이 제거된 하나의 통합 조직 경계 영상을 생성하며, 상기 통합 조직 경계 영상을 이용하여 상기 초음파 2차원 영상으로부터 상기 노이즈 성분을 제거하는 초음파 영상 처리 장치.

**청구항 19**

삭제

**청구항 20**

제 18 항에 있어서,

상기 영상 프로세서 내에서 생성되는 모든 종류의 영상들을 저장하는 스토리지를 더 포함하는 초음파 영상 처리 장치.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 초음파 3차원 볼륨 데이터로부터 복수 개의 초음파 영상들을 획득하고, 획득한 초음파 영상들에 후처리를 하여 초음파 영상을 보다 선명하게 하는 초음파 영상 처리 방법 및 장치에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 최근에 초음파를 이용한 진단 기기가 각광받고 있다. 초음파 영상 진단 기기는 장치와 같은 대상체에 초음파를 조사한 후 대상체로부터 돌아오는 반사파를 검출하고 처리하여 대상체에 대한 영상을 구성하여 제공하는 장치이다. 초음파 영상 진단 기기는 실시간 진료가 가능하고, 인체에도 무해하다는 장점이 있다. 반면, 노이즈 특히, 스펙클 노이즈(speckle noise) 때문에 선명도가 저하되어 다른 의료용 진단 기기에 비해서 화질이 떨어진다는 단점이 있다. 스펙클 노이즈(speckle noise)란 초음파 파장들끼리 서로 간섭 현상을 일으켜서 나타나는 노이즈를 말하며, 초음파 영상에서 반점처럼 보이는 노이즈이다. 노이즈로 인하여 초음파 영상의 화질이 떨어질 뿐만 아니라, 대상체와 배경과의 경계와 같은 중요 부분을 파악하는데 있어 정확성이 떨어진다.

[0003] 노이즈로 인한 초음파 영상의 화질 저하를 개선하기 위해 하나의 2차원 초음파 영상에 대해 임의의 임계치(threshold) 값을 이용하여 초음파 영상의 노이즈를 제거하는 방식의 선행 연구가 있었다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0004] 초음파 영상에서 대상체의 조직(tissue) 성분의 손상 없이 노이즈 성분만 선택적으로 제거하여 보다 선명한 초음파 영상을 보여주는 초음파 영상 처리 방법을 제공하는 데 있다. 또한, 이와 같은 초음파 영상 처리 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체를 제공하는 데 있다. 또한, 이와 같은 초음파 영상 처리 방법을 구현하는 초음파 영상 처리 장치를 제공하는데 있다.

**과제의 해결 수단**

[0005] 본 발명의 일 측면에 따른 초음파 영상 처리 방법은 대상체를 나타내는 초음파 3차원 볼륨 데이터로부터 복수 개의 초음파 2차원 영상들을 생성하는 단계, 상기 생성된 각 초음파 영상을 이루는 복수 개의 픽셀 값에 기초하여 상기 대상체 내의 적어도 하나의 조직 성분의 경계를 나타내는 복수 개의 조직 경계 영상들을 생성하는 단계, 및 상기 조직 경계 영상들간에 존재하는 상기 조직 성분의 경계의 유사도와 노이즈 성분의 유사도의 차이를 이용하여 상기 조직 성분의 경계와 상기 노이즈 성분의 위치를 구분함으로써 상기 노이즈 성분이 제거된 초음파 2차원 영상을 생성하는 단계를 포함한다.

[0006] 본 발명의 다른 측면에 따라 상기 초음파 영상 처리 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체가 제공된다.

[0007] 본 발명의 또 다른 측면에 따른 초음파 영상 처리 장치는 대상체를 나타내는 초음파 3차원 볼륨 데이터를 입력 받는 입력부, 상기 초음파 3차원 볼륨 데이터로부터 복수 개의 초음파 2차원 영상을 생성하고, 상기 생성된 각

초음파 영상을 이루는 복수 개의 픽셀 값에 기초하여 상기 대상체 내의 적어도 하나의 조직 성분의 경계를 나타내는 복수 개의 조직 경계 영상들을 생성하고, 상기 조직 경계 영상들간에 존재하는 상기 조직 성분의 경계의 유사도와 노이즈 성분의 유사도의 차이를 이용하여 상기 조직 성분의 경계와 상기 노이즈 성분의 위치를 구분함으로써 상기 노이즈 성분이 제거된 초음파 2차원 영상을 생성하는 영상 프로세서, 및 상기 노이즈 성분이 제거된 초음파 2차원 영상을 출력하는 출력부를 포함한다.

**발명의 효과**

[0008] 초음파 영상에서 조직 성분의 손상 없이 노이즈를 제거하여 화질이 개선된 초음파 영상을 획득할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0009] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 시스템의 개괄적인 모습을 도시한 도면이다.
- 도 2는 도 1에 도시된 초음파 영상 처리 장치(120)의 구성도이다.
- 도 3은 본 발명에 해당하는 초음파 영상 처리 방법의 전반적인 과정을 개괄적으로 도시한 흐름도이다.
- 도 4는 하나의 초음파 2차원 영상으로부터 이에 대응하는 싱글 슬라이스(single slice) 기반의 조직 경계 영상을 생성하는 과정을 도시한 흐름도이다.
- 도 5는 구조 행렬(Structure matrix)을 이용하여 결정된 조직 성분의 경계 영역과 균질 영역을 나타낸 도면이다.
- 도 6은 획득한 싱글 슬라이스 기반의 조직 경계 영상을 나타낸 도면이다.
- 도 7은 복수 개의 싱글 슬라이스 기반의 조직 경계 영상으로부터 멀티 슬라이스(multi slice) 기반의 통합 조직 경계 영상을 생성하는 과정을 도시한 흐름도이다.
- 도 8은 통합 조직 경계 영상을 생성하기 위한 블록 매칭 과정에서 상호 매칭되는 조직 성분의 경계를 포함하는 블록을 나타낸 도면이다.
- 도 9는 통합 조직 경계 영상을 생성하기 위한 블록 매칭 과정에서 상호 매칭되는 조직 성분의 경계를 포함하지 않는 블록을 나타낸 도면이다.
- 도 10은 획득한 멀티 슬라이스 기반의 통합 조직 경계 영상을 나타낸 도면이다.
- 도 11은 통합 조직 경계 영상을 이용하여 화질이 개선된 초음파 영상을 획득하는 과정을 도시한 흐름도이다.
- 도 12는 노이즈 제거를 위한 축소 계인 함수(Shrinkage gain function)를 나타낸 도면이다.
- 도 13은 본 발명의 경계 향상(edge enhancement) 처리에 사용되는 필터의 일 실예를 도시한 도면이다.
- 도 14는 웨이블릿 계수 축소에 사용되는 경계 가중치(Edge weight)함수를 나타낸 도면이다.
- 도 15는 노이즈를 제거하기 전 원본 초음파 영상을 나타낸 도면이다.
- 도 16은 통합 조직 경계 영상을 이용하여 노이즈를 제거한 후의 결과 초음파 영상을 나타낸 도면이다.
- 도 17은 통합 조직 경계 영상을 이용하여 노이즈 제거 및 경계 향상(Edge enhancement) 처리를 실시한 후의 결과 초음파 영상을 나타낸 도면이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0010] 이하 첨부된 도면을 참조하면서 본 발명을 한정하지 아니하고 오로지 예시를 위한 실시예에 의해 본 발명을 상세히 설명하기로 한다. 본 발명의 하기 실시예는 본 발명을 구체화하기 위한 것일 뿐 본 발명의 권리 범위를 제한하거나 한정하는 것이 아님은 물론이다. 본 발명의 상세한 설명 및 실시예로부터 본 발명이 속하는 기술분야의 전문가가 용이하게 유추할 수 있는 것은 본 발명의 권리범위에 속하는 것으로 해석된다.
- [0011] 본 실시예들은 초음파 영상 처리 방법 및 장치에 관한 것으로서 이하의 실시예들이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 널리 알려져 있는 사항들에 관해서는 자세한 설명을 생략한다.
- [0012] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 시스템의 개괄적인 모습을 도시한 도면이다. 도 1에 도시된 실시예에 따른 초음파 진단 시스템은 초음파 3차원 볼륨 데이터 검출 장치(110), 초음파 영상 처리 장치(120) 및

영상 표시 장치(130)으로 구성된다.

- [0013] 초음파 3차원 볼륨 데이터 검출 장치(110)는 프로브(112)를 구비한다. 프로브(112)는 진단하고자 하는 신체의 특정 부위 즉, 대상체에 소스 신호(source signal)로서 초음파를 조사하고 이에 따라 대상체에 의해 반사된 초음파들을 수집하여 반응 신호를 초음파 3차원 볼륨 데이터 검출 장치(110)로 전달한다. 일반적으로 초음파 진단기에서의 프로브(112)는 압전 변환기(piezoelectric transducer)로 제조되며, 2 ~ 18 MHz 범위의 초음파를 대상체에 조사한다. 초음파는 대상체 내의 여러 다른 조직들(tissues)에 반사되어 프로브(112)로 되돌아오는데 이때 반사된 초음파들이 압전 변환기를 진동시키고 이러한 진동들에 따라 전기적 펄스들(electrical pulses)과 같은 신호가 생성된다. 초음파 3차원 볼륨 데이터 검출 장치(110)는 프로브(112)로부터 전달받은 반응 신호를 이용하여 초음파 3차원 볼륨 데이터를 생성한다.
- [0014] 초음파 3차원 볼륨 데이터 검출 장치(110)가 초음파 3차원 볼륨 데이터를 생성하는 예를 들어보면 프로브(112)의 위치와 방향을 변화시키면서 다수의 초음파 단면 데이터들을 검출하고 이와 같은 다수의 초음파 단면 데이터들을 축적하여 대상체를 3차원적으로 나타내는 초음파 3차원 볼륨 데이터를 생성하는 방법이 있다. 또한 복수 개의 프로브(112)를 이용하여 다수의 초음파 단면 데이터들을 검출하고 이와 같은 다수의 초음파 단면 데이터들을 축적하여 초음파 3차원 볼륨 데이터를 생성할 수도 있다. 이와 같이 생성된 초음파 3차원 볼륨 데이터는 초음파 영상 처리 장치(120)으로 전달된다.
- [0015] 초음파 영상 처리 장치(120)는 초음파 3차원 볼륨 데이터 검출 장치(110)로부터 전달받은 초음파 3차원 볼륨 데이터로부터 2차원 영상을 생성한다. 초음파 3차원 볼륨 데이터를 이용하여 초음파 3차원 영상을 생성할 수도 있으나 영상의 겹침 등으로 인하여 대상체 내부의 조직 등에 대한 가시성이 떨어지고, 의료 전문가 역시 2차원 영상을 사용하는 것이 익숙하며, 영상 표시 장치(130)가 일반적으로 2차원 영상을 디스플레이하기 때문에 초음파 2차원 영상을 생성한다.
- [0016] 3차원 볼륨 데이터로부터 무한히 많은 2차원 영상이 생성될 수 있다. 초음파 3차원 볼륨 데이터를 횡단하는 여러 방향의 단면을 생각할 수 있는데 그 단면에 해당하는 초음파 데이터들에 의해 초음파 2차원 영상이 생성될 수 있다. 같은 방향으로 일정 간격을 두고 3차원 볼륨을 횡단하는 경우 서로 평행하는 복수 개의 2차원 영상들을 추출할 수도 있다. 생성된 초음파 2차원 영상은 영상 표시 장치(130)으로 전달되고, 영상 표시 장치(130)는 이를 디스플레이한다.
- [0017] 도 2는 도 1에 도시된 초음파 영상 처리 장치(120)의 구성도이다. 도 2를 참조하면 초음파 영상 처리 장치(120)은 입력부(201), 영상 프로세서(203), 출력부(215), 스토리지(217) 및 사용자 인터페이스(219)로 구성된다.
- [0018] 입력부(201)는 초음파 3차원 볼륨 데이터 검출 장치(110)로부터 대상체를 나타내는 초음파 3차원 볼륨 데이터를 입력받아 이를 영상 프로세서(203)에 전달한다. 출력부(215)는 영상 프로세서(203)로부터 초음파 2차원 영상을 전달받아 영상 표시 장치(130)으로 출력한다. 즉, 입력부(201)와 출력부(215)는 초음파 영상 처리 장치(120)내의 영상 프로세서(203)와 외부의 초음파 3차원 볼륨 데이터 검출 장치(110) 및 영상 표시 장치(130)를 연결하는 일종의 인터페이스(interface)이다. 사용자 인터페이스(user interface)(219)는 의료 전문가와 같은 사용자로부터 명령을 입력받기 위한 인터페이스(interface)를 말하며, 키보드, 마우스, 터치 패널 등 다양한 방식으로 구현될 수 있다.
- [0019] 영상 프로세서(203)는 입력부(201)로부터 초음파 3차원 볼륨 데이터를 전달받아 3차원 볼륨을 횡단하는 복수 개의 초음파 2차원 영상을 생성하고, 생성된 초음파 2차원 영상에 대해 노이즈 제거와 같은 영상 처리를 실시하여 화질이 개선된 초음파 2차원 영상을 생성한다. 도 2를 참조하면 영상 프로세서(203)는 그 기능에 따라 2차원 영상 생성부(205), 조직 경계 영상 생성부(207) 및 화질 개선 처리부(209)로 나누어질 수 있고, 화질 개선 처리부(209)는 통합 조직 경계 영상 생성부(211)와 영상 조작부(213)로 구성될 수 있다.
- [0020] 2차원 영상 생성부(205)는 초음파 3차원 볼륨 데이터를 이용하여 복수 개의 초음파 2차원 영상을 생성한다. 초음파 3차원 볼륨을 횡단하는 단면에 해당하는 초음파 데이터를 추출하여 초음파 2차원 영상을 생성할 수 있다. 횡단하는 방향에 따라 무수히 많은 초음파 2차원 영상들을 생성할 수 있으며, 서로 평행한 초음파 2차원 영상들을 생성할 수도 있다. 예를 들어 X 축, Y 축, Z 축으로 구성된 직교 좌표로 생각해보면, Z값만 일정 간격으로 변경하면서 Z축에 수직인 2차원 XY 평면 영상들을 생성할 수 있다. 초음파 2차원 영상들은 기준 초음파 영상과 이와 인접한 복수 개의 초음파 영상들로 나누어 생각할 수 있다. 기준 초음파 영상은 복수 개의 초음파 영상에서 중간 위치에 해당하는 초음파 영상으로 할 수 있다. 예를 들어 N-1, N, N+1 총 3개의 초음파 영상이 있는 경우, N 번째의 초음파 영상이 기준 초음파 영상이 될 수 있다. N 값이 2 라면, 1부터 3까지의 총 3개의 초음파 영상

이 있는 것이고 중간의 2 번째에 해당하는 초음파 영상이 기준 초음파 영상이 된다. 기준 초음파 영상은 최종적으로 화질을 개선하는데 이용되는 초음파 영상으로 사용된다. 이하에서는 설명의 편의상, N-1, N, N+1 총 3개의 초음파 영상들을 생성한 경우로서 중간의 2번째 초음파 영상이 기준 초음파 영상인 경우를 실시예로 상정하여 설명한다. 3개의 초음파 2차원 영상들을 생성한 경우를 실시예로 상정하였지만 이에 한정되는 것이 아님은 물론이다. 더 많은 개수의 초음파 2차원 영상들을 생성하는 경우 그 중 일부를 선택하여 본 발명의 실시예에 사용할 수 있고, 또는 복수 개의 초음파 영상들에 대해 순차적으로 일부 초음파 영상들을 본 발명의 실시예에 사용하고 기준 초음파 영상을 바꾸어 가면서 본 발명의 실시가 가능하다.

[0021] 조직 경계 영상 생성부(207)는 2차원 영상 생성부(205)로부터 복수 개의 초음파 2차원 영상들을 전달받고 이로부터 각각의 초음파 2차원 영상들에 대응하는 조직 경계 영상들을 생성한다. 조직 경계 영상이란 초음파의 대상체 즉, 신체 내 장기와 같은 조직(tissue) 성분과 그 외의 부분과의 경계를 나타내는 영상을 말한다. 초음파 영상에서 조직의 경계 부분은 의학적으로 중요한 정보들을 가지고 있으므로 초음파 영상에서 조직의 경계 부분의 정보는 보존이 되어야 한다. 조직 경계 영상 생성부(207)는 초음파 2차원 영상을 이루는 복수 개의 픽셀들의 픽셀 값 정보에 기초하여 초음파 영상 내에서 그 픽셀의 위치가 조직 성분의 경계인지 아닌지를 구분함으로써 조직 경계 영상을 생성한다. 또한, 각 초음파 2차원 영상들에 대응하는 복수 개의 조직 경계 영상들을 생성한다. 앞의 실시예에서 2번째의 기준 초음파 영상에 대응하는 조직 경계 영상을 기준 조직 경계 영상이라 한다. 조직 경계 영상 생성부(207)는 생성된 복수 개의 조직 경계 영상들을 통합 조직 경계 영상 생성부(211)로 전달한다.

[0022] 통합 조직 경계 영상 생성부(211)는 복수 개의 조직 경계 영상들을 전달받고 이로부터 하나의 통합 조직 경계 영상을 생성한다. 통합 조직 경계 영상이란 기준 초음파 영상에 대응하는 기준 조직 경계 영상을 중심으로 인접한 조직 경계 영상을 비교하여 조직 성분의 경계와 노이즈의 위치를 구분함으로써 기준 조직 경계 영상에서 노이즈를 제거한 결과 영상을 말한다. 통합 조직 경계 영상은 기준 조직 경계 영상과 이와 인접한 조직 경계 영상들을 함께 비교하여 조직 성분의 경계를 파악하고, 조직 성분의 경계 파악에 어려움을 주는 노이즈를 제거함으로써 초음파 영상 내에서 조직 성분의 경계를 정확히 파악할 수 있게 하는 기준 영상으로 활용될 수 있다. 조직 경계 영상들을 이용하여 조직 성분의 경계를 파악하는 것은 조직 성분의 경계와 노이즈의 물리적 특성에 기초하여 이루어지는데, 구체적으로 인접한 조직 경계 영상들에 걸쳐 존재하는 조직 성분의 경계의 유사도와 노이즈 성분의 유사도가 차이가 있다는 점을 이용한다. 통합 조직 경계 영상 생성부(211)는 생성된 통합 조직 경계 영상을 영상 조작부(213)로 전달한다.

[0023] 영상 조작부(213)는 통합 조직 경계 영상 생성부(211)로부터 통합 조직 경계 영상을 전달받고 이를 이용하여 초음파 2차원 영상에서 노이즈를 제거하여 화질이 개선된 초음파 2차원 영상을 생성한다. 이때 노이즈를 제거하는 대상이 되는 초음파 2차원 영상은 기준 초음파 영상이 됨이 바람직하다. 왜냐하면 통합 조직 경계 영상은 기준 조직 경계 영상을 중심으로 하여 인접한 조직 경계 영상들을 비교하여 만든 것이고, 이때 기준 조직 경계 영상은 기준 초음파 영상에 대응되는 조직 경계 영상이기 때문이다. 통합 조직 경계 영상은 초음파 2차원 영상 내의 조직 성분의 경계에 해당하는 부분의 위치 파악에 이용되고, 조직 성분의 경계와 노이즈에 대한 소정의 처리를 하는데 이용된다. 통합 조직 경계 영상을 이용하여 노이즈가 제거된 초음파 2차원 영상은 출력부(215)로 전달된다.

[0024] 스토리지(217)는 영상 프로세서(203) 내에서 생성된 모든 종류의 영상들을 저장한다. 즉, 2차원 영상 생성부(205)에 의해 생성되는 초음파 2차원 영상, 조직 경계 영상 생성부(207)에 의해 생성되는 조직 경계 영상, 통합 조직 경계 영상부에 의해 생성되는 통합 조직 경계 영상 및 영상 조작부(213)에 의해 생성되는 노이즈가 제거된 초음파 2차원 영상 등을 저장한다. 스토리지(217)는 사용자의 요청에 의해 저장된 영상들을 출력부(215)로 전달한다.

[0025] 도 3은 본 발명에 해당하는 초음파 영상 처리 방법의 전반적인 과정을 개괄적으로 도시한 흐름도이다. 이하, 생략된 내용이라 하더라도 도 2에 도시된 초음파 영상 처리 장치에 관하여 이상에서 기술된 내용은 본 실시예에 따른 초음파 영상 처리 방법에도 적용된다.

[0026] 301 단계에서 2차원 영상 생성부(205)는 초음파 3차원 볼륨 데이터로부터 복수 개의 초음파 2차원 영상을 생성한다. 본 발명에서 사용되는 복수 개의 초음파 2차원 영상들은 초음파 3차원 볼륨 데이터로부터 3차원 볼륨을 횡단하는 복수 개의 초음파 2차원 영상들을 추출하되 복수 개의 2차원 영상들이 서로 평행하고 초음파 2차원 영상 간의 간격이 일정 크기로 유지되는 것이 바람직하다. 일정 간격은 경우에 따라 적합한 값으로 변경될 수 있으며, 초음파 영상 처리에 소요되는 시간과 초음파 영상의 품질을 고려하여 적절한 값으로 선정될 수 있다. 일정 간격이 작을수록 인접한 초음파 2차원 영상들 간의 영상 변화는 적다고 볼 수 있다. 생성된 복수 개의 초음

과 영상들 중 일부를 선택하여 선택된 일부 초음파 영상들만을 사용하는 것도 가능하나, 다만 복수 개를 선택하여야 한다.

[0027] 303 단계에서 조직 경계 영상 생성부(207)는 복수 개의 초음파 2차원 영상 각각에 대응하는 복수 개의 조직 경계 영상을 생성한다. 초음파 영상은 복수 개의 픽셀들로 이루어져 있고, 그 각각의 픽셀 값을 이용하여 초음파 영상 내의 조직 성분의 경계를 검출할 수 있다. 3개의 초음파 영상이 있는 경우 각각에 대응하는 3개의 조직 경계 영상을 생성할 수 있다.

[0028] 305 단계에서 통합 조직 경계 영상 생성부(211)는 복수 개의 조직 경계 영상으로부터 하나의 통합 조직 경계 영상을 생성한다. 위에서 말한 바와 같이 통합 조직 경계 영상이란 기준 초음파 영상에 대응하는 기준 조직 경계 영상을 중심으로 인접한 조직 경계 영상을 비교하여 조직 성분의 경계와 노이즈의 위치를 구분함으로써 기준 조직 경계 영상에서 노이즈를 제거한 결과 영상을 말한다. 노이즈의 제거는 조직 성분의 경계와 노이즈의 물리적 특성을 이용하여 노이즈 성분을 구별하고, 노이즈 성분이라고 판단되는 부분에 대해서만 필터링과 같은 노이즈 제거 처리를 하여 조직 성분의 경계만 남김으로써 이루어질 수 있다. 이에 따라 생성된 통합 조직 경계 영상은 초음파 2차원 영상의 화질을 개선하는데 이용된다.

[0029] 307 단계에서 영상 조작부(213)는 통합 조직 경계 영상을 이용하여 화질이 개선된 초음파 영상을 획득한다. 통합 조직 경계 영상을 이용하여 조직의 경계를 정확히 구별할 수 있고, 이를 기준으로 하여 기준 초음파 영상의 조직 성분의 경계 이외의 부분의 노이즈에 대해서는 노이즈 제거를 위한 처리를 한다. 추가적으로 조직 성분의 경계에 해당하는 부분은 오히려 경계 향상(edge enhancement) 처리를 하여 윤곽을 뚜렷이 함으로써 최종적으로 화질이 개선된 고선명 초음파 영상을 획득할 수 있다.

[0030] 위의 각 단계에 대해 아래에서 좀 더 상세하게 설명하도록 한다.

[0031] 도 4는 하나의 초음파 2차원 영상으로부터 이에 대응하는 싱글 슬라이스(single slice) 기반의 조직 경계 영상을 생성하는 과정을 도시한 흐름도이다. 싱글 슬라이스 기반이라고 하는 것은 복수 개의 초음파 2차원 영상 각각을 별개로 취급하여 복수 개의 초음파 2차원 영상 각각에 대응하는 조직 경계 영상을 생성하기 때문이다. 3차원 볼륨 데이터를 데이터 처리함으로써 획득한 복수 개의 초음파 2차원 영상 각각에 대해, 각각에 대응되는 조직 경계 영상을 생성하기 위해서 다음과 같은 조직 경계 영상 획득 과정을 거친다. 도 4는 도 3의 303 단계에 대응되는 상세 흐름도이다.

[0032] 401 단계에서 조직 경계 영상 생성부(207)는 초음파 2차원 영상들 중 어느 하나를 획득한다. 복수 개의 초음파 2차원 영상들 중 어느 하나를 선택하여 획득하는 순서는 중요하지 않다. 도 4의 과정은 각각의 초음파 영상들에 대해 어느 하나의 초음파 영상부터 순차적으로 또는 모든 초음파 영상에 대해 동시에 진행될 수 있으므로 401단계 역시 각각의 초음파 영상들에 대해 어느 하나의 초음파 영상부터 순차적으로 또는 모든 초음파 영상에 대해 동시에 진행될 수 있는 것이다. 앞에서 상정한 예를 이용하여 설명하면, N-1, N, N+1 총 3개의 초음파 영상이 있는 경우 N-1 번째 초음파 영상을 선택하고, 그 다음 N 번째 초음파 영상, 그 다음 N+1 번째 초음파 영상을 선택함으로써 순차적으로 초음파 영상을 획득할 수도 있고, N-1, N, N+1 총 3개의 초음파 영상들을 모두 선택하여 동시에 이하의 과정을 진행할 수도 있다.

[0033] 403 단계에서 조직 경계 영상 생성부(207)는 각각의 초음파 영상에 대해 초기 노이즈 성분을 제거한다. 이 때 초기 노이즈 성분을 제거하기 위하여 가우시안 로우 패스 필터(Gaussian Low Pass Filter)를 사용할 수 있다.

[0034] 405 단계에서 조직 경계 영상 생성부(207)는 초음파 영상 내의 각 픽셀에 대한 수직, 수평 기울기(gradient) 영상을 생성한다. 즉, X축과 Y축으로 구성된 좌표상의 좌표화된 초음파 영상 중 (x,y)의 위치에 있는 픽셀 값에 대하여 픽셀 값의 수직, 수평 방향의 변화도를 구하는 것이다. 픽셀 값  $I$  에 대한 수직, 수평 방향의 기울기(gradient)는 다음과 같은 수학적식으로 구할 수 있다.

수학식 1

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

[0035]

$I_x$  는 수평 방향의 기울기 값이고,  $I_y$  는 수직 방향의 기울기 값이다.

[0036]

407 단계에서 조직 경계 영상 생성부(207)는 위에서 구한 픽셀 값  $I$  에 대한 수직, 수평 방향의 기울기 값을 이용하여 구조 행렬(Structure matrix)를 구한다. 구조 행렬(Structure matrix)은 다음과 같은 수식에 의해 구할 수 있다.

[0037]

수학식 2

$$\text{Structure Matrix} = \begin{bmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{bmatrix}$$

[0038]

그리고 스펙클의 영향을 최소화 하기 위해서 수학식 2의 구조 행렬은 아래 수식과 같은 형태로 표현될 수 있다.

[0039]

수학식 3

$$J_\rho(I) = \begin{bmatrix} K_\rho * I_x^2 & K_\rho * (I_x I_y) \\ K_\rho * (I_x I_y) & K_\rho * I_y^2 \end{bmatrix}$$

[0040]

\* 는 컨볼루션(convolution)을 의미하고,  $K_\rho$  는 가우시안 컨볼루션 커널(Gaussian convolution kernel)이며 가우시안 컨볼루션 커널(Gaussian convolution kernel)은 아래의 수식과 같이 표현된다.

[0041]

수학식 4

$$K_\sigma(x, y) = (2\pi\sigma^2)^{-1} \left( \frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2} \right)$$

[0042]

409 단계에서 수학식 3의 구조행렬(Structure matrix)에 대해 고유값 분해(Eigenvalue Decomposition)를 한다. 고유값 분해(Eigenvalue Decomposition)를 한 결과는 다음과 같다.

[0043]

수학식 5

$$J(I) = \begin{bmatrix} w_1 & w_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mu_1 & 0 \\ 0 & \mu_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w_1^T \\ w_2^T \end{bmatrix}$$

[0044]

[0045]

여기서,  $w_1$  과  $w_2$  는 고유벡터(eigenvector)이고,  $\mu_1$  과  $\mu_2$  는 고유값(eigenvalue)을 나타낸다. 고유벡터  $w_1$  은 기울기(gradient)가 가장 빠르게 변화하는 방향을 나타내는 벡터로서, 어떤 구조와 직각 방향을 나타낸다. 고유벡터  $w_2$  는 고유벡터  $w_1$  에 직교하는 방향을 나타내는 벡터이다. 즉, 고유벡터  $w_1$  과  $w_2$  는 각각 최대, 최소 변화(variation)을 갖는 방향의 고유벡터를 의미한다. 고유값  $\mu_1$  과  $\mu_2$  는 각각 고유벡터  $w_1$  과  $w_2$  의 크기, 즉 기울기를 나타내는 스칼라값이다. 다시 말해서, 고유값  $\mu_1$  과  $\mu_2$  는 최대, 최소 변화(variation)를 갖는 방향의 기울기를 의미한다.

[0046]

411 단계에서 조직 경계 영상 생성부(207)는 최대, 최소 변화(variation)를 갖는 방향의 고유 벡터를 선택한다.

[0047]

413 단계에서 조직 경계 영상 생성부(207)는 선택된 고유 벡터들 각각에 대한 고유값들을 구하고 고유값들 간의 차이를 계산한다. 여기서 고유값들 간의 차이는 조직 성분의 경계 영역과 노이즈나 균질(homogeneous) 영역을 검출하는데 있어 중요한 기준이 된다. 왜냐하면 조직 성분의 경계에서는 경계를 따르는 고유 벡터와 이와 수직인 고유 벡터 사이의 고유 값 차이가 크고, 노이즈나 균질(homogeneous) 영역에서는 조직 성분의 경계 정보가 없기 때문에 각 고유 벡터에 대한 고유값의 차이가 작다. 다시 말해서, 두 고유값의 차이가 크다는 것은 한 쪽 방향으로의 기울기가 크다는 말이 되고 이와 같은 경우 대상체 내의 조직(tissue) 성분의 경계라고 결정할 수 있다. 반대로 두 고유값의 차이가 작다는 것은 어느 방향으로든 방향성이 존재하지 않는 것을 의미하며, 노이즈의 경우에는 어느 방향으로든 큰 기울기 값을 가지고 조직(tissue) 성분의 경계가 아닌 균질(homogeneous) 영역의 경우 어느 방향으로든 작은 기울기 값을 가지므로 기울기 값의 차이 즉, 고유값의 차이가 작음을 알 수 있고 대상체 내의 조직 성분의 경계가 아니라고 결정할 수 있다. 대상체 내의 조직 성분의 경계인지 여부를 결정하는 소정의 값을 정하여 고유값의 차이를 그 소정의 값과 비교하여 조직 성분의 경계 영역인지를 확인한다.

[0048]

415 단계에서 조직 경계 영상 생성부(207)는 고유값의 차이가 소정의 값보다 크면 417 단계로 진행하고, 소정의 값보다 작으면 419 단계로 진행한다.

[0049]

417 단계에서 조직 경계 영상 생성부(207)는 고유값의 차이가 소정의 값보다 크면 조직 성분의 경계로 판정한다. 특정 방향으로 픽셀의 변화 값이 크다는 것은 어떤 조직의 경계라고 볼 수 있기 때문이다.

[0050]

419 단계에서 조직 경계 영상 생성부(207)는 고유값의 차이가 소정의 값보다 작으면 조직 성분의 경계가 아닌 영역으로 판정한다. 고유값 차이가 작다는 것은 어느 방향으로든 큰 기울기 값을 가지거나 또는 어느 방향으로든 작은 기울기 값을 가진다는 말이되고, 이는 특정 조직의 경계가 아닌 노이즈이거나 대상체가 없는 균질 영역이라고 볼 수 있기 때문이다.

[0051]

421 단계에서 조직 경계 영상 생성부(207)는 초음파 영상 내 모든 픽셀에 대하여 조직 성분의 경계인지 여부를 결정하였으면 조직 경계 영상 생성 과정은 종료되고, 그렇지 않으면 조직 성분의 경계인지 여부를 판정받지 않은 나머지 픽셀에 대해서 상기의 과정을 반복하기 위하여 407 단계로 되돌아간다. 도 4에 도시한 바와 달리 407 단계 내지 419 단계는 모든 픽셀에 대하여 동시에 진행될 수도 있다.

[0052]

도 5는 구조 행렬(Structure matrix)을 이용하여 결정된 조직 성분의 경계 영역과 조직 성분의 경계가 아닌 영역을 나타낸 도면이다. 도 5-a는 조직 성분의 경계에서 조직 성분의 경계에 수직인 고유벡터와 조직 성분의 경계를 따르는 고유벡터 사이의 고유 값 차이가 크다는 것을 나타내기 위하여 조직 성분의 경계 위에 수직 관계에 있는 두 개의 길이가 다른 화살표로서 이를 표현하였다. 반대로 도 5-b의 조직 성분의 경계가 아닌 영역은 조직

성분의 경계에 관한 정보가 없기 때문에 수직 관계에 있는 두 개의 고유벡터에 대한 고유값이 거의 비슷함을 알 수 있고, 결국 고유값의 차이가 작음을 알 수 있다.

[0053] 도 6은 획득한 싱글 슬라이스 기반의 조직 경계 영상을 나타낸 도면이다. 도 6를 살펴보면 조직 성분의 경계로 결정된 부분은 밝은 색을 띄고 있으며 조직 성분의 경계가 아닌 어두운 부분의 경우 대상체가 없는 균질 영역에 해당한다. 이 때 어두운 색을 띄는 영역에서 밝은 색을 띄는 반점이 발견되는데 이것이 노이즈이며 특히, 스펙클 노이즈에 의해 화질이 저하되고, 조직 성분의 경계를 정확히 구분할 수 없게 됨을 알 수 있다. 이와 같이 싱글 슬라이스 기반의 조직 경계 영상의 경우 노이즈를 많이 포함하고 있어 조직 성분의 경계를 정확히 구분하는데 어려움이 있는 바, 노이즈가 감소한 새로운 조직 경계 영상이 필요하게 되었다. 이하 노이즈를 감소시킨 새로운 조직 경계 영상을 생성하는 과정을 살펴본다.

[0054] 도 7은 복수 개의 싱글 슬라이스 기반의 조직 경계 영상으로부터 멀티 슬라이스(multi slice) 기반의 통합 조직 경계 영상을 생성하는 과정을 도시한 흐름도이다. 도 7은 도 3의 305 단계에 대응되는 상세 흐름도이다.

[0055] 701 단계에서 통합 조직 경계 영상 생성부(211)는 복수 개의 조직 경계 영상들을 획득한다. 위에서 살펴본 과정에 의해 복수 개의 초음파 영상 각각에 대응하는 복수 개의 조직 경계 영상을 획득할 수 있다. 이 중 기준 초음파 영상에 대응하는 조직 경계 영상은 기준 조직 경계 영상이라 부른다. N-1, N, N+1의 총 3개의 초음파 영상 상정한 앞의 예에서, 각각의 초음파 영상에 대응되는 N-1, N, N+1의 총 3개의 조직 경계 영상을 획득하고, 이 중 N 번째 조직 경계 영상이 기준 조직 경계 영상이 된다. 이하, 이를 전체로 설명한다. 복수 개의 조직 경계 영상들은 서로 인접한 초음파 영상들로부터 생성된 것이므로 역시 서로 인접한 관계에 있다.

[0056] 703 단계에서 통합 조직 경계 영상 생성부(211)는 인접한 조직 경계 영상들을 각각 일정 크기의 블록 영상으로 분할 후 블록 매칭을 통하여 서로 매칭되는 블록들을 검출한다. 각각의 조직 경계 영상은 크기가 같은 복수 개의 블록으로 분할할 수 있다. 이때 블록 간의 유사도를 판단하여 유사한 블록끼리 매칭 시킬 수 있다. 앞의 예에서, N-1 번째 조직 경계 영상과 N 번째 기준 조직 경계 영상 내의 일정 크기의 블록에 대해서 유사도 판단을 하여 매칭되는 유사 블록들을 검출한다. 그리고 다시 N 번째 기준 조직 경계 영상과 N+1 번째 조직 경계 영상 내의 일정 크기의 블록에 대해서 유사도 판단을 하여 매칭되는 유사블록들을 검출한다. 이때 블록의 크기는 각각의 조직 경계 영상마다 동일한 크기여야 하고, 그 크기를 작게 할수록 더 정확한 유사도 판단이 가능하다. N 번째 기준 조직 경계 영상 내의 블록을 기준 블록이라 한다.

[0057] 블록간 매칭을 통하여 유사 블록들을 검출하는데 정규 교차 상관계수(Normalized Cross-Correlation, 이하 NCC)를 이용할 수 있다. 정규 교차 상관계수(NCC) 값이 클수록 두 영상 간의 유사도가 크다는 것을 의미한다. 정규 교차 상관계수(NCC)가 매칭 여부를 판단하는 기준인 제 1 임계값(first thresholding) 보다 크면 두 블록은 서로 매칭되는 영상이라고 볼 수 있다. 정규 교차 상관계수(NCC)는 다음과 같은 수학적식으로 구할 수 있다.

수학적 식 6

$$NCC = \frac{1}{n-1} \sum_{x,y} \frac{(f(x,y) - \bar{f})(t(x,y) - \bar{t})}{\sigma_f \sigma_t}$$

[0058]

[0059] 여기서, n은 블록의 픽셀 개수,  $x,y$  는 블록 내의 픽셀의 좌표,  $f(x,y)$  는 기준 블록의 픽셀 값,  $\bar{f}$  는 기준 블록의 픽셀의 평균 값,  $t(x,y)$  는 타겟 블록의 픽셀 값,  $\bar{t}$  는 타겟 블록의 픽셀의 평균 값,  $\sigma_f$  는 기준 블록의 픽셀 값의 표준 편차,  $\sigma_t$  는 타겟 블록의 픽셀 값의 표준 편차를 의미한다.

[0060] 정규 교차 상관계수(NCC)가 갖는 물리적 의미를 생각해보면 다음과 같다. 하나의 영상 내에 존재하는 모든 픽셀들을 1열로 나열하면 하나의 벡터를 얻을 수 있다.  $F(x,y)$  와  $T(x,y)$  를 아래의 수학적식에 의해 생성된 영

상의 벡터들이라고 한다.

수학식 7

$$F(x, y) = f(x, y) - \bar{f}, \quad T(x, y) = t(x, y) - \bar{t}$$

이 때  $F$  와  $T$  의 내적값  $\langle F, T \rangle$  는  $|F||T|\cos\theta$  이므로 두 벡터가 이루는 코사인(cosine) 값은 아래의 식에 의해 계산될 수 있으며 수학식 6의 정규 교차 상관계수(NCC)는 아래 수학식과 일치한다.

수학식 8

$$\left\langle \frac{F}{\|F\|}, \frac{T}{\|T\|} \right\rangle$$

즉 정규 교차 상관계수(NCC)가 가지는 물리적 의미는 두 영상에 대응하는 두 벡터가 이루는 각도의 코사인 값이라 할 수 있다.

705 단계에서 통합 조직 경계 영상 생성부(211)는 서로 매칭되는 블록들에 대해 3차원 블록 분해(3 Dimensional Block Decomposition)를 실시한다. 즉, 매칭되는 인접 블록들 중에서 기준 조직 경계 영상 내의 기준 블록을 중심으로 인접한 블록들간 영상의 변화를 살펴 조직 성분의 경계를 포함하는 블록과 조직 성분의 경계를 포함하지 않는 블록으로 구별하여 검출한다. 조직 성분의 경계의 경우 인접한 영상 간에는 보통 연속하여 나타나게 될 것이고 따라서 인접한 영상들에서 조직 성분의 경계에 해당하는 부분은 거의 유사한 영상으로 나타날 것이다. 따라서 조직 성분의 경계를 포함하고 있는 인접 블록들은 상당히 유사한 영상을 나타낼 것이다. 반면 노이즈 성분의 경우 인접한 영상 간이라도 위치를 달리하여 나타나기 때문에 인접한 영상들에서 노이즈 성분에 해당하는 부분은 연속하여 나타나지 않는 것이 대부분이다. 따라서 조직 성분의 경계를 포함하지 않고 노이즈 성분만 포함하는 블록의 경우 인접한 다음 영상에서의 매칭되는 블록의 영상이 다소 다르게 나타난다. 다시 말해서, 조직 성분의 경계를 포함하는 블록들간에는 유사도가 높고, 조직 성분의 경계를 포함하지 않는 블록들간에는 유사도가 낮다.

예를 들어 설명하면, N 번째 기준 블록이 밝은 색을 띠는 조직 성분의 경계를 포함하고 있는 경우 그 조직 성분의 경계 위치에 대응되는 인접한 다음 블록에서의 위치에는 밝은 색의 조직 성분의 경계가 그대로 존재할 가능성이 크다. 즉, 조직 성분의 경계의 경우 인접한 다음 영상에서 갑자기 사라지지 않고 연속하여 표현되며, 미세한 차이만 있을 뿐이어서 인접한 영상들 간에 조직 성분의 경계 영역에 해당하는 부분의 영상들은 유사성(similarity)이 있다. 반면 N 번째 기준 블록에서 반점에 해당하는 노이즈만 포함하는 경우 어떤 노이즈 위치에 대응되는 인접한 영상에서의 위치에는 노이즈가 존재하지 않을 가능성이 높고, 위치를 달리하여 나타나기 때문에 연속성이 없다. 따라서 인접한 영상들간이라 하더라도 노이즈만 포함하고 있는 블록 영상들은 영상 정보가 다소 상이하게 된다. 즉, 기준 블록에서 노이즈가 밝은 색의 반점 영상으로 나타난 경우, 인접한 다음 블록의 대응되는 위치에는 어두운 색의 영상이 나타나거나 반대로 기준 블록에서 어두운 색의 영상으로 표현된 부분이 인접한 다음 블록의 대응되는 위치에서 밝은 색의 반점 영상으로 나타날 수 있는 것이다.

이때 조직 성분의 경계를 포함하는 블록과 조직 성분의 경계를 포함하지 않는 블록을 구별하기 위해 블록간의 매칭을 위해 사용되었던 정규 교차 상관계수(NCC)를 다시 이용하는 것도 가능하다. 블록간의 매칭을 위한 제 1 임계값(first thresholding)과 다른 제 2 임계값(second thresholding)을 사용하여 조직 성분의 경계를 포함하는 블록인지 알 수 있다. 예를 들어 블록 매칭을 위한 제 1 임계값을 0.7 이라 하고 조직 성분의 경계를 포함하는지 여부 확인을 위한 제 2 임계값을 0.9라고 하면 기준 블록과 인접 블록간의 정규 교차 상관계수가 0.7 미만인 경우는 서로 매칭되는 블록이 아니라고 판단하고, 0.7 이상 0.9 미만이라고 하면 매칭되는 블록이나 조직 성분의 경계를 포함하지 않는 블록이라고 판단하며, 0.9 이상이면 매칭되는 동시에 조직 성분의 경계를 포함하고

있는 블록이라고 판단할 수 있는 것이다.

[0068] 도 8은 통합 조직 경계 영상을 생성하기 위한 블록 매칭 과정에서 상호 매칭되는 조직 성분의 경계를 포함하는 블록을 나타낸 도면이다. 도 8-a 블록은 N-1 번째의 조직 경계 영상 내의 일부에 해당하는 블록이고 도 8-b 블록은 N 번째의 기준 조직 경계 영상 내의 일부에 해당하는 기준 블록이다. 두 블록은 서로 매칭되며 특히 블록 내에서 밝은 부분은 조직 성분의 경계에 해당하는 부분으로서 이와 같이 조직 성분의 경계를 포함하고 있는 블록의 영상 정보는 거의 유사함을 볼 수 있다. 매칭되는 블록은 서로 인접하는 관계에 있고 조직 성분의 경계가 갑자기 다음 영상에서 사라지지 않기 때문에 블록 내의 조직 성분의 경계가 인접한 조직 경계 영상 내의 블록에서도 연속되어 표현되는 것이다. 결과적으로 조직 성분의 경계에 해당하는 부분을 포함하는 블록의 경우 매칭되는 인접 블록과 거의 유사한 영상을 갖게 된다.

[0069] 도 9는 통합 조직 경계 영상을 생성하기 위한 블록 매칭 과정에서 상호 매칭되는 조직 성분의 경계를 포함하지 않는 블록을 나타낸 도면이다. 도 9-a 블록은 N-1 번째의 조직 경계 영상 내의 일부에 해당하는 블록이고 도 9-b 블록은 N 번째의 기준 조직 경계 영상 내의 일부에 해당하는 기준 블록이다. 두 블록은 서로 매칭되나 조직 성분의 경계에 해당하는 부분을 포함하고 있지 않으며 대신 노이즈를 포함하고 있어서 두 블록의 영상 정보는 다소 상이함을 볼 수 있다. 노이즈의 경우 매칭되는 인접 블록 간에 대응되는 위치에 연속적으로 표현되지 않는 것이 대부분이다. 즉 노이즈의 경우 인접한 조직 경계 영상에서 연속적으로 표현되지 않기 때문에 노이즈의 경우 변화가 심하고 이에 따라 매칭되는 인접 블록 간이라도 노이즈를 많이 포함하고 있는 경우에는 두 블록의 영상 정보는 다소 상이할 수 있는 것이다.

[0070] 707 단계에서 통합 조직 경계 영상 생성부(211)는 조직 성분의 경계를 포함하고 있지 않은 기준 블록들에 대해 노이즈 성분을 제거하기 위한 작업을 수행한다. 전 단계에서 매칭되는 인접 블록들을 가지고 조직 성분의 경계의 유사성 (similarity) 및 노이즈의 변화성 (variation)과 같은 물리적 특성을 이용하여 기준 블록이 조직 성분의 경계를 포함하고 있는지 여부를 확인할 수 있었다. 현 단계에서는 조직 성분의 경계를 포함하고 있는 블록에 대해서는 노이즈 제거를 위한 처리를 하지 않거나 조직 성분의 경계로부터 거리가 먼 일부분에 대해서만 필터링 처리를 하고, 조직 성분의 경계를 포함하고 있지 않은 블록에 대해서는 노이즈를 제거하기 위한 처리 필터링 처리를 강하게 실시한다.

[0071] 709 단계에서 통합 조직 경계 영상 생성부(211)는 조직 성분의 경계를 포함하는 기준 블록들과 노이즈를 제거한 조직 성분의 경계를 포함하지 않는 기준 블록들을 통합 (aggregation) 하여 기준 블록들로 구성된 통합 조직 경계 영상을 생성한다. 즉, 조직 성분의 경계를 포함하는 기준 블록들과 노이즈 성분을 제거하기 위한 필터링 처리를 한 기준 블록들을 모두 모아서 하나의 조직 경계 영상을 생성하는 것이다. 복수의 조직 경계 영상을 이용하여 생성된 조직 경계 영상이므로 멀티 슬라이스 기반의 조직 경계 영상이며, 이를 통합 조직 경계 영상이라 부른다. 통합 조직 경계 영상은 조직 성분의 경계 영역 이외의 부분에 대해서 노이즈를 제거하기 위한 처리를 하였기 때문에 싱글 슬라이스 기반의 조직 경계 영상보다 노이즈가 훨씬 줄어든 영상이 된다. 통합 조직 경계 영상은 기준 초음파 영상의 노이즈를 제거하는데 이용된다.

[0072] 도 10은 획득한 멀티 슬라이스 기반의 통합 조직 경계 영상을 나타낸 도면이다. 도 6의 싱글 슬라이스 기반의 조직 경계 영상과 비교해보면 밝은 색의 반점으로 표시되는 노이즈가 현저하게 감소한 것을 알 수 있다.

[0073] 도 11은 통합 조직 경계 영상을 이용하여 화질이 개선된 초음파 영상을 생성하는 과정을 도시한 흐름도이다. 도 11은 도 3의 307 단계에 대응되는 상세 흐름도이다. 화질을 개선하는 방법으로 다양한 방식이 있을 수 있으나 이하에서는 웨이블릿 변환을 이용하는 방식을 기준으로 설명한다.

[0074] 1101 단계에서 영상 조작부(213)는 기준 초음파 영상 및 통합 조직 경계 영상을 획득한다. 기준 초음파 영상은 노이즈를 포함하고 있는 원본 초음파 영상으로서 통합 조직 경계 영상을 이용하여 최종적으로 노이즈를 제거하는 대상 초음파 영상이 된다. 통합 조직 경계 영상의 경우 기준 초음파 영상에 대응하는 기준 조직 경계 영상을 기초로 하여 인접한 조직 경계 영상과 비교함으로써 생성된 것이므로 통합 조직 경계 영상은 근본적으로 기준 초음파 영상과 대응되는 관계에 있다. 따라서 통합 조직 경계 영상을 이용하여 노이즈 성분을 제거하는 원본 초음파 영상은 기준 초음파 영상이 되는 것이 바람직하다.

[0075] 1103 단계에서 영상 조작부(213)는 기준 초음파 영상에 대하여 웨이블릿 변환 (wavelet transformation) 을 실시한다. 웨이블릿 변환 (wavelet transformation) 이란 두 개 이상의 필터를 이용하여 주어진 영상 신호를 여러 개의 다른 주파수 대역으로 분해하는 것을 말한다. 2차원 영상의 웨이블릿 변환 (wavelet transformation) 은 수평, 수직 방향으로 각각 주파수 분해가 이루어지는데 주파수 분해는 영상 신호를 고주파 필터 또는 저주파 필터를

통과시킴으로써 수행될 수 있다. 초음파 영상에 대해서 웨이블릿 변환을 하는 경우 초음파 영상은 LL, HL, LH, HH 등의 4개의 밴드로 분할된다. 이 때 L은 저주파 성분을, H는 고주파 성분을 나타낸다. 예를 들어 LL은 수평, 수직 방향 모두를 저주파 필터를 통과시킨 것을 말하고 HL는 수평 방향은 고주파 필터를 통과시키고 수직 방향은 저주파 필터를 통과시킨 것을 말한다. 또 LH는 수평 방향은 저주파 필터를 통과시키고 수직 방향은 고주파 필터를 통과시킨 것을 말하고 HH 수평, 수직 방향 모두를 고주파 필터를 통과시킨 것을 말한다. 이 때 LL 밴드에 해당하는 것이 가장 원본 영상과 가까운 영상에 해당한다.

[0076] 웨이블릿 변환(wavelet transformation)에 의한 분할은 여러 번 수행될 수 있으며, 이때 원본 영상에 가장 가까운 LL밴드의 영상에 대해서 웨이블릿 변환(wavelet transformation)이 실시된다. 웨이블릿 변환(wavelet transformation)이 한 번 실시되었을 때를 1 레벨이라 하고, 또 한번 웨이블릿 변환(wavelet transformation)이 실시되면 2 레벨이라 한다. 즉, 웨이블릿 변환(wavelet transformation)을 n 번 실시하면 n 레벨이 되는 것이다. 각각의 밴드들은 각각의 픽셀에 대응하는 웨이블릿 계수(wavelet coefficient)들로 이루어지며 웨이블릿 변환에 의해 웨이블릿 계수를 확인할 수 있다.

[0077] 기준 초음파 영상에 대해서 웨이블릿 변환(wavelet transformation)을 한 번 실시하면 기준 초음파 영상은 1 레벨의 4개의 밴드 영상들(LL, HL, LH, HH)로 분할 된다. 이 중 LL에 대해서 다시 웨이블릿 변환을 실시하면 1 레벨의 LL 밴드 영상은 2 레벨의 4개의 밴드 영상들(LL, HL, LH, HH)로 다시 분할된다. 이때 각 레벨 및 밴드 별로 중간 값(median)을 계산할 수 있다. 이 때 계산된 중간 값을 이용하여 각 레벨의 밴드 별로 축소 계인 함수(shrinkage gain function)를 생성할 수 있다. 축소 계인 함수는 통합 조직 경계 영상을 이용하여 구하는 경계 가중치 (edge weight) 함수와 함께 웨이블릿 계수 축소(wavelet coefficient shrinkage)에 이용될 수 있으며 노이즈 제거를 위해 사용된다. 다만 경계 가중치 함수만을 이용하여 웨이블릿 계수 축소가 가능하므로 축소 계인 함수를 사용하는 것은 선택적인 사항이다. 축소 계인 함수는 아래의 수학식을 사용하여 계산된다.

수학식 9

$$G_T^{Basic}(W_m) = \max \left\{ 0, 1 - \frac{M_l^b}{W_m + \epsilon} \right\}$$

[0078]

[0079] 여기서,  $W_m$  은 현재 픽셀을 포함한 N x N 크기의 윈도우(window)의 평균 값,  $M_l^b$  는 l 레벨의 b 밴드에서의 중간 값,  $\epsilon$  은 극소 값을 의미한다. 이는 다음과 같은 수학식으로 다시 쓸 수 있다.

수학식 10

$$G_T(W_m) = \begin{cases} \frac{1}{2}(2G_T^{Basic})^\alpha, & G_T^{Basic} \leq \frac{1}{2} \\ 1 - \frac{1}{2}(2(1 - G_T^{Basic}))^\alpha, & G_T^{Basic} > \frac{1}{2} \end{cases}$$

[0080]

[0081] 도 12는 노이즈 제거를 위한 축소 계인 함수(Shrinkage gain function)를 나타낸 도면이다. G\_1, G\_2, G\_3, G\_4는 1 레벨에서 4개의 밴드(LL, LH, HL, HH)에 대한 축소 계인 함수를 나타낸 것이다. 기준 초음파 영상을 웨이블릿 변환 후 각 밴드 영상들의 픽셀의 값, 즉 웨이블릿 계수를 그레이 스케일로 처리하였을 때 축소 계인 함수를 나타낸 것으로서, 가로축은 0부터 1까지의 그레이 스케일을 의미하고 세로 축은 축소 계인 값을 의미한다.

[0082] 자세히 설명하면, 가로축에서 왼쪽 즉, 0 에 가까운 쪽은 노이즈 성분에 해당함을 의미하고 가로축에서 오른쪽 즉, 1 에 가까운 쪽은 조직 성분의 경계에 해당함을 의미한다. 세로축은 웨이블릿 계수에 곱해질 축소 계인 값

으로 1이 가장 큰 값이 되고 0이 가장 작은 값이 되는데, 극단적으로 말해서 어떤 웨이블릿 계수에 1을 곱한다는 것은 그 웨이블릿 계수 값을 보존하겠다는 의미가 되고 0에 가까운 값을 곱한다는 것은 그 웨이블릿 계수 값을 매우 작게 만들어서 그 픽셀이 가지고 있는 특성을 제거하겠다는 의미가 된다. 즉, 그레이 스케일로 보았을 때 0에 가까운 값을 갖는 픽셀은 노이즈 성분에 해당하므로 이에 대해서는 축소 계인 함수 값으로 0에 가까운 값을 설정하고, 그 픽셀의 웨이블릿 계수에 대해 설정된 0에 가까운 값을 곱하여 웨이블릿 계수를 축소처리 하는 것이다. 그 결과 웨이블릿 계수가 축소 처리되고 노이즈 성분은 제거되는 것이다.

[0083] 도면에서 제일 좌측에 도시된 G<sub>1</sub>의 경우 거의 모든 영역에서 축소 계인 함수 값으로 1을 가지는데 이는 G<sub>1</sub>이 LL 밴드 영상이어서 노이즈 성분을 최소로 가지고 있으므로 원본 영상에 가깝고 따라서 축소 처리할 웨이블릿 계수가 거의 없기 때문이다. 반대로 제일 우측에 도시된 G<sub>4</sub>의 경우 가로 축이 0.11 미만의 값에서 축소 계인 함수 값이 급격히 떨어지는 것을 볼 수 있는데, 이는 G<sub>4</sub>가 HH 밴드 영상이어서 노이즈 성분을 많이 포함하고 있고 그 노이즈 성분을 포함하는 픽셀들이 그레이 스케일에서 0에 가까운 쪽에 있다고 하였으며 여기서는 0.11 미만의 값에 대해서 노이즈 성분을 포함하고 있는 것으로 판단하여 이에 대해서는 웨이블릿 계수 값을 축소 처리하여 제거하기 위함이다. 위의 수학적 식 10 에서  $\alpha$  값을 조절하면 도 12에서의 계인 함수의 크기가 조절 된다.

[0084] 1105 단계에서 영상 조작부(213)는 경계 향상(edge enhancement) 처리를 수행한다. 이는 노이즈 제거와는 무관한 과정으로서 조직 성분의 경계에 해당하는 부분의 윤곽을 더 선명하게 함으로써 초음파 영상의 화질을 개선하는 것이므로 선택적으로 실시할 수 있는 과정이다. 본 실시예에서는 노이즈 제거 이전에 경계 향상 처리를 수행하는 것으로 설명하였지만 노이즈 제거 이후에 경계 향상 처리를 수행하는 것도 가능하다.

[0085] 경계 향상 처리는 저주파 대역의 성분에 대해서만 수행한다. 즉, 웨이블릿 변환시 각 레벨의 LL 밴드 영상에 대해서 수행한다. 경계 향상 처리시에 사용되는 공간 필터의 한 실시예로서 유한 임펄스 응답 필터(Finite Impulse Response Filter)를 생각해 볼 수 있는데 일정 크기의 윈도우 내에 포함되는 이웃하는 픽셀들에 대해서 각각의 픽셀값들에 가중치를 부여하여 어떤 연산을 함으로써 윈도우 내의 중심 픽셀값을 다시 계산하는 것이다. 이 때 본 발명은 통합 조직 경계 영상을 이용하여 경계 향상 처리에 사용되는 경계 향상 필터(edge enhancement filter)의 가중치를 조직 성분의 경계 여부를 기준으로 달리하여 설정할 수 있다. 경계 향상 필터로서 일반적인 공간 필터의 모습을 생각하되 통합 조직 경계 영상을 가지고 조직 성분의 경계인지에 따라 필터 내의 가중치를 달리할 수 있는 것이다.

[0086] 간단한 예로써 도 13과 같은 3 X 3 공간 필터를 생각해보면, 윈도우 내 중심의 a 값을 통합 조직 경계 영상을 이용하여 조직 성분의 경계에 해당하는 부분에 대해서는 높은 값으로 설정하고, 조직 성분의 경계에 해당하지 않는 부분에 대해서는 낮은 값으로 설정할 수 있다. 3 X 3 의 윈도우 내의 각 픽셀들에 필터에 있는 가중치를 적용하여 연산하게 되면, 조직 성분의 경계에 해당하는 부분은 높은 값의 가중치에 의해 큰 픽셀값을 가지게 되고 조직 성분의 경계에 해당하지 않는 부분은 낮은 값의 가중치에 의해 작은 픽셀값을 가지게 된다. 즉, 조직 성분의 경계와 조직 성분의 경계가 아닌 부분의 가중치를 달리한 경계 향상 필터를 적용함으로써 조직 성분의 경계인 부분과 조직 성분의 경계가 아닌 부분의 픽셀값의 차이를 더 크게하여 결과적으로 조직 성분의 경계에 해당하는 부분을 선명(sharpening)하게 할 수 있는 것이다.

[0087] 1107 단계에서 영상 조작부(213)는 웨이블릿 계수 축소(wavelet coefficient shrinkage) 처리를 수행한다. 웨이블릿 변환에 따라 밴드 영상 내 각 픽셀에 대응하는 웨이블릿 계수(wavelet coefficient)를 확인할 수 있는데 노이즈 성분에 해당하는 픽셀들의 웨이블릿 계수를 축소함으로써 노이즈를 제거시킬 수 있다.

[0088] 웨이블릿 계수 축소를 위해 웨이블릿 계수 값에 곱할 경계 가중치(edge weight)를 계산한다. 경계 가중치(edge weight) 함수는 아래의 수식을 이용하여 구할 수 있다.

**수학적 식 11**

$$EW(x, y) = \left( \frac{EM(x, y)}{255} \right)^\beta$$

[0089]

[0090]  $EW(x, y)$  는 경계 가중치를 의미하고,  $EM(x, y)$  는 통합 조직 경계 영상의 어느 위치에서 픽셀 값을 의미

한다. 통합 조직 경계 영상에서 조직 성분의 경계에 해당하는 부분은 밝은 값을 가지므로 픽셀 값으로 치면 255에 가까운 값이 되고, 노이즈가 있는 부분은 어두운 값을 가지므로 0에 가까운 값이 된다. 결과적으로 조직 성분의 경계에 해당하는 부분은 경계 가중치 값으로 1에 가까운 값이 설정될 것이므로 웨이블릿 계수에 경계 가중치 값을 곱하더라도 큰 영향을 받지 않지만, 노이즈 성분이 있는 부분은 경계 가중치 값으로 0에 가까운 값이 설정될 것이어서 웨이블릿 계수에 경계 가중치 값을 곱하면 웨이블릿 계수가 상당히 축소 처리 될 것이며 그에 따라 노이즈 성분을 제거하는 결과가 된다.

[0091] 경계 가중치 함수만을 이용하여 웨이블릿 계수 축소를 할 수도 있지만 이전에 구한 축소 계인 함수와 경계 가중치 함수의 곱을 이용하여 웨이블릿 계수 축소도 가능하다.

[0092] 도 14는 웨이블릿 계수 축소에 사용되는 경계 가중치(Edge weight) 함수를 나타낸 도면이다. 가로 축은 픽셀 값을 0부터 1까지의 그레이 스케일 단위로 나타낸 것이고 세로 축은 웨이블릿 계수에 곱해질 값으로서 0부터 1까지의 경계 가중치 값을 나타낸 것이다.

[0093] 자세히 살펴보면, 가로 축은 0부터 255의 픽셀 값을 0부터 1까지의 그레이 스케일로 나타낸 것이며, 가로 축의 좌측인 0에 가까운 쪽이 통합 조직 경계 영상에서 어두운 영역 즉, 균질(homogeneous) 영역이 되고 가로 축의 우측인 1에 가까운 쪽이 통합 조직 경계 영상에서 밝은 영역 즉, 조직 성분의 경계 영역에 해당한다. 가로 축에 대응되는 세로 축 값을 살펴보면 가로 축에서 0에 가까운 쪽 즉, 통합 조직 경계 영상에서 균질 영역은 노이즈를 제거하여야 하는 영역이 되므로 경계 가중치 값으로 0에 가까운 값을 가지게 된다. 반면 가로 축에서 1에 가까운 쪽 즉, 통합 조직 경계 영상에서 조직 성분의 경계 영역은 경계 가중치 값으로 1에 가까운 값을 가지게 된다. 위의 수학적 식 11 에서  $\beta$  값을 조절하면 도 14에서의 경계 가중치 함수의 커브가 조절된다.

[0094] 위에서 살펴본 도 12의 축소 계인 함수는 웨이블릿 변환 된 밴드 영상들에 기초하여 웨이블릿 계수에 곱할 계인 값을 구한 것이고, 경계 가중치 함수는 통합 조직 경계 영상에 기초하여 웨이블릿 계수에 곱할 경계 가중치 값을 구한 것이다. 두 함수 모두 가로 축은 그레이 스케일로 나타내었고 가로 축의 좌측이 제거할 노이즈 성분을 포함하는 균질 영역이고 우측이 조직 성분의 경계 영역이므로 결과적으로 경계 가중치 함수의 모양은 위에서 살펴본 계인 축소 함수와 비슷한 모양이 된다.

[0095] 1109 단계에서 영상 조각부(213)는 웨이블릿 변환(wavelet transformation)의 역 변환(inverse transformation) 과정을 수행한다. 웨이블릿 계수 축소(wavelet coefficient shrinkage) 처리를 실시한 영상에 대해 웨이블릿 역 변환 과정을 수행하여 영상이 복원되도록 하는 것이다. 역 변환 과정 역시 반복되어 실시할 수 있으며, 웨이블릿 변환 전 원본 초음파 영상 크기가 될 때까지 반복하여 실시한다. 이에 따라 최종적으로 화질이 개선된 초음파 영상이 생성된다.

[0096] 도 15는 노이즈를 제거하기 전 원본 초음파 영상을 나타낸 도면이다. 대상체 내의 특정 조직(도 15에서는 가로 방향으로 위치하는 혈관을 말한다) 주변에 밝은 색의 반점 모양의 노이즈가 다수 존재하고 있음을 확인할 수 있다. 노이즈 때문에 초음파 영상의 전반적인 화질이 나쁘고 대상체의 경계부분이 흐릿한 것을 알 수 있다.

[0097] 도 16은 통합 조직 경계 영상을 이용하여 노이즈를 제거한 후 결과 초음파 영상을 나타낸 도면이다. 도 15의 원본 초음파 영상에 대하여 통합 조직 경계 영상을 이용하여 원본 초음파 영상에서 대상체 내의 특정 조직 성분의 경계를 확인하여 조직의 경계가 아닌 부분에 존재하는 노이즈를 제거한 후의 결과를 보여주는 초음파 영상이다. 도 15의 원본 초음파 영상과 비교할 때 밝은 색의 반점 모양인 노이즈가 현저하게 감소된 것을 확인할 수 있고, 원본 초음파 영상 전체에 걸쳐 존재하던 노이즈가 감소됨에 따라 초음파 영상의 전반적인 화질이 개선된 것을 알 수 있다.

[0098] 도 17은 통합 조직 경계 영상을 이용하여 노이즈 제거 및 경계 향상(edge enhancement) 처리를 실시한 후 결과 초음파 영상을 나타낸 도면이다. 도 15의 원본 초음파 영상에 대하여 노이즈 제거 뿐만 아니라 경계 향상(edge enhancement) 처리까지 한 후의 결과를 보여주는 초음파 영상이다. 도 16의 노이즈를 제거한 후 결과 초음파 영상보다 조직 성분의 경계가 뚜렷하게 표시되어 있는 것을 알 수 있다.

[0099] 한편, 상술한 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 처리 방법은 컴퓨터에서 실행될 수 있는 프로그램으로 작성 가능하고, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 이용하여 상기 프로그램을 동작시키는 범용 디지털 컴퓨터에서 구현될 수 있다. 상기 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 마그네틱 저장매체(예를 들면, 롬, 플로피 디스크, 하드 디스크 등), 광학적 판독 매체(예를 들면, 시디롬, 디브이디 등)와 같은 저장매체를 포함한다.

[0100] 이제까지 본 발명에 대하여 그 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식

을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

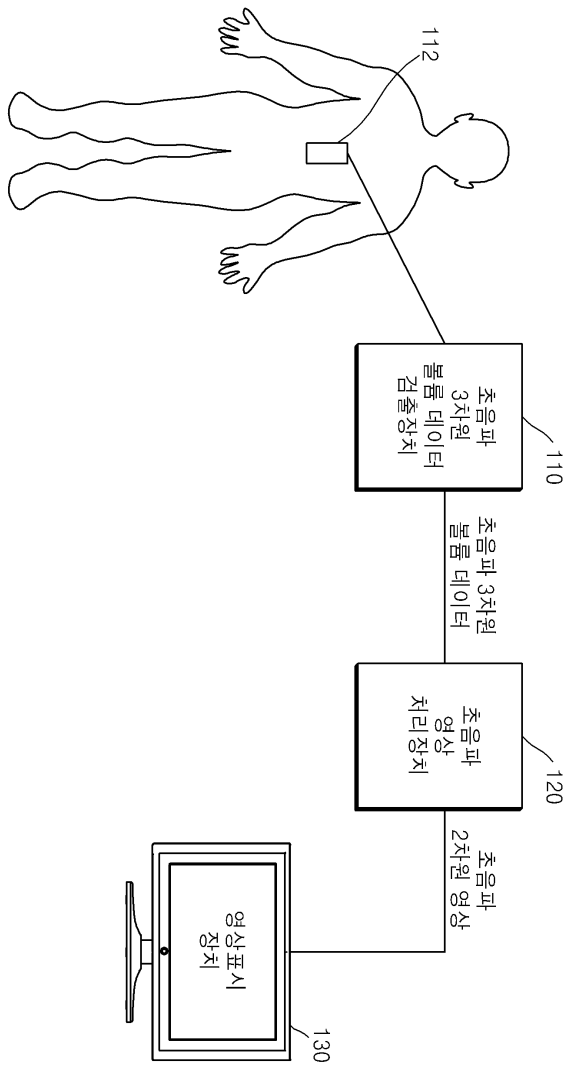
**부호의 설명**

[0101]

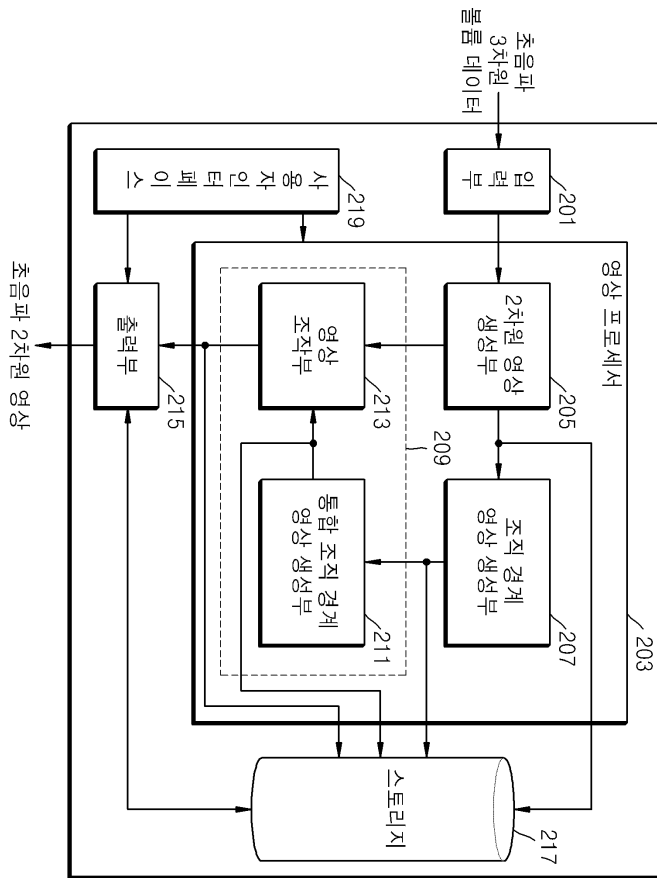
- 201 ... 입력부
- 203 ... 영상 프로세서
- 205 ... 2차원 영상 생성부
- 207 ... 조직 경계 영상 생성부
- 209 ... 화질 개선 처리부
- 211 ... 통합 조직 경계 영상 생성부
- 213 ... 영상 조작부
- 215 ... 출력부
- 217 ... 스토리지
- 219 ... 사용자 인터페이스

도면

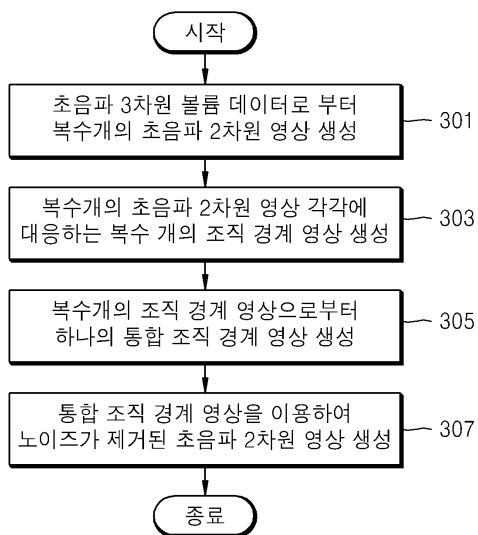
도면1



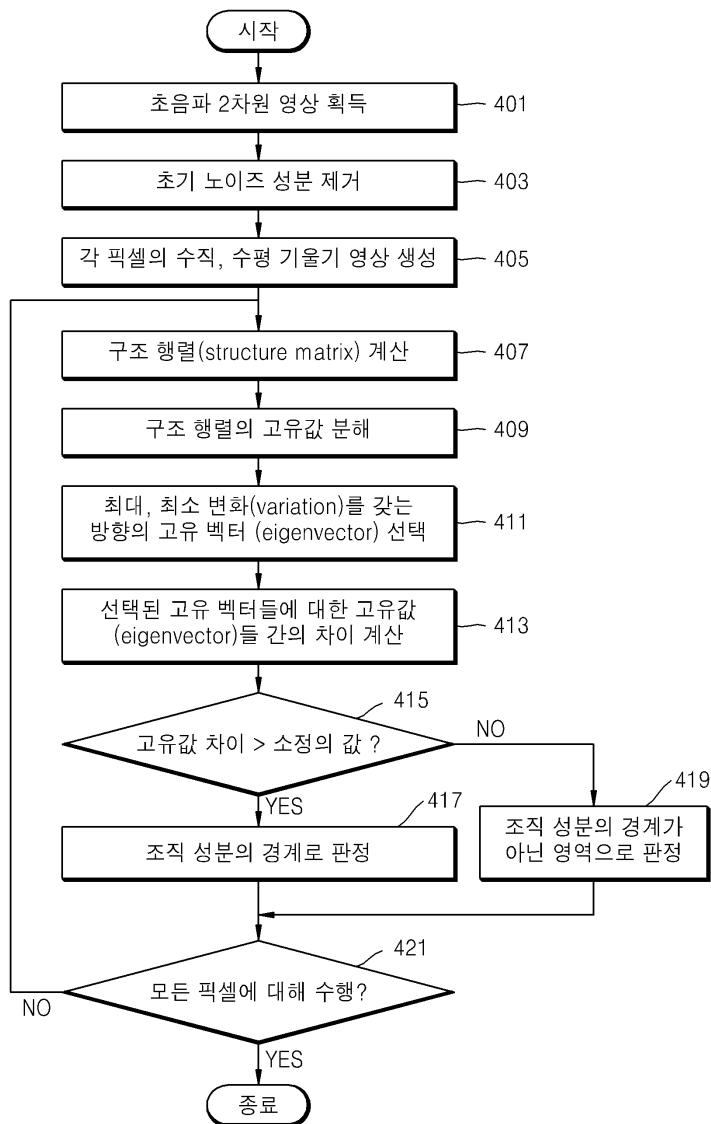
도면2



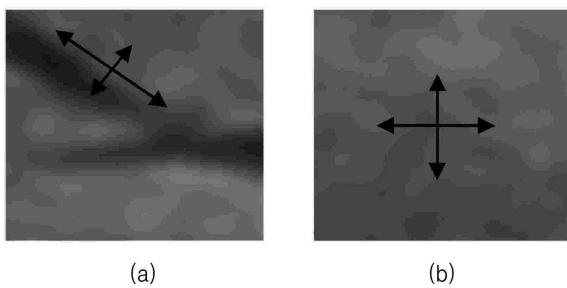
도면3



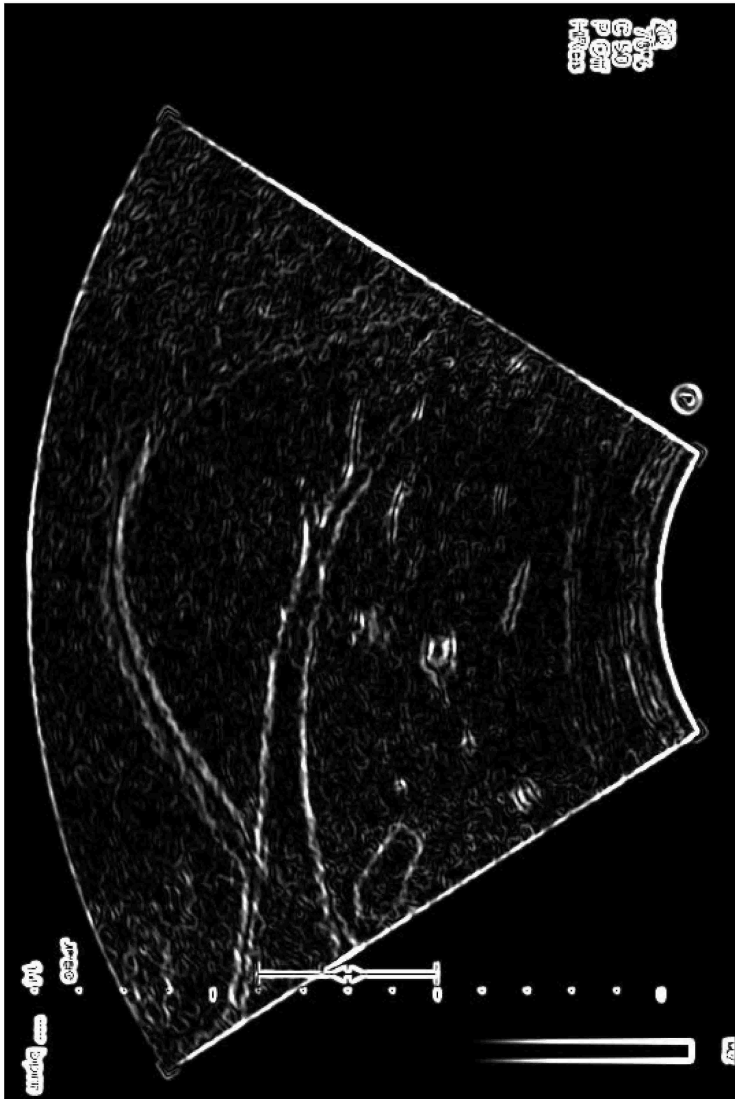
도면4



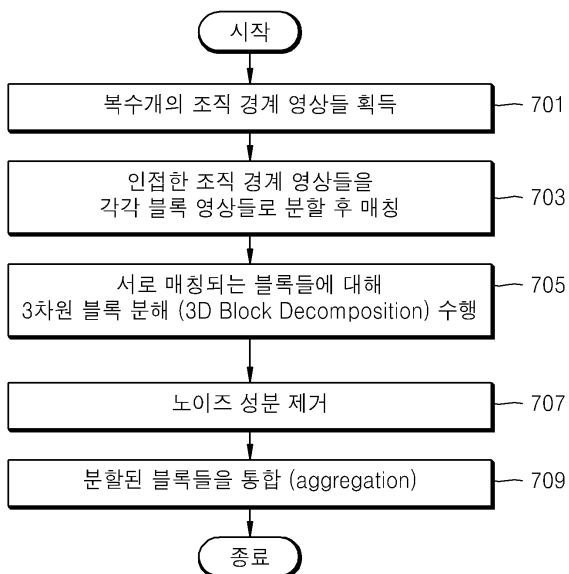
도면5



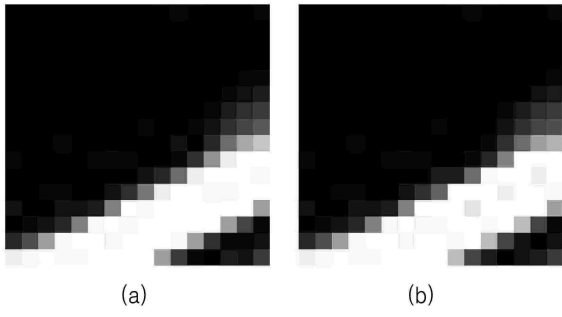
도면6



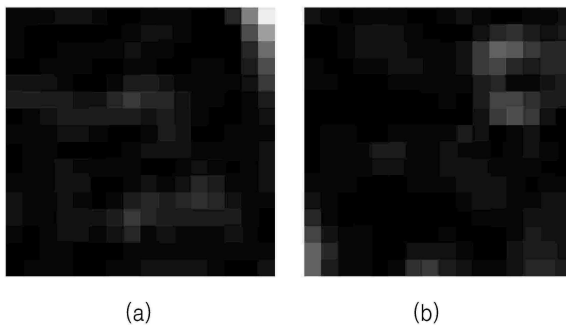
도면7



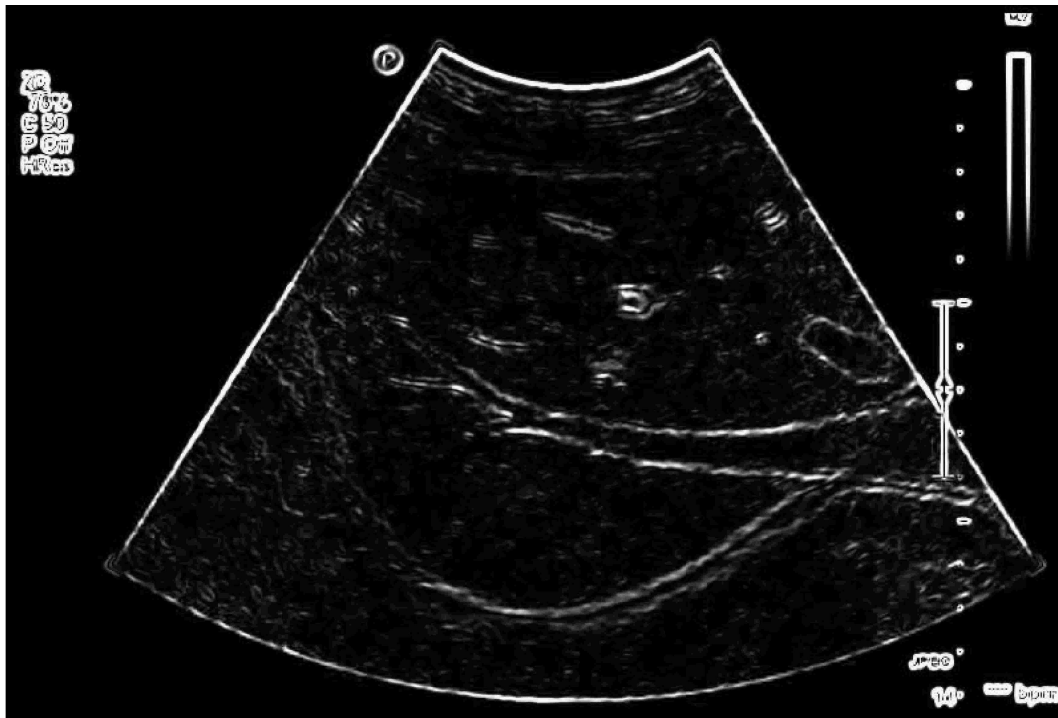
도면8



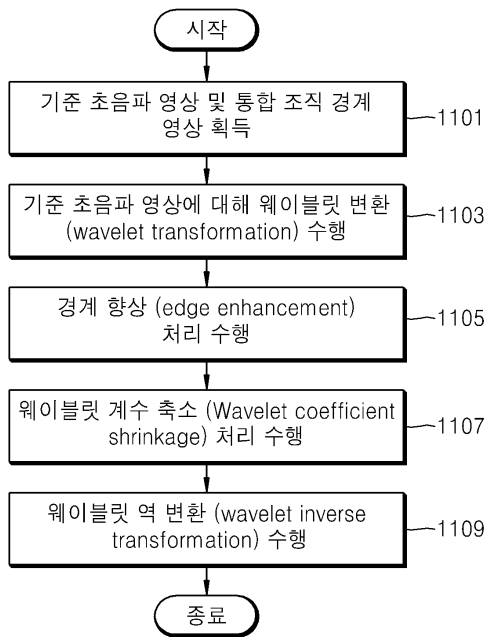
도면9



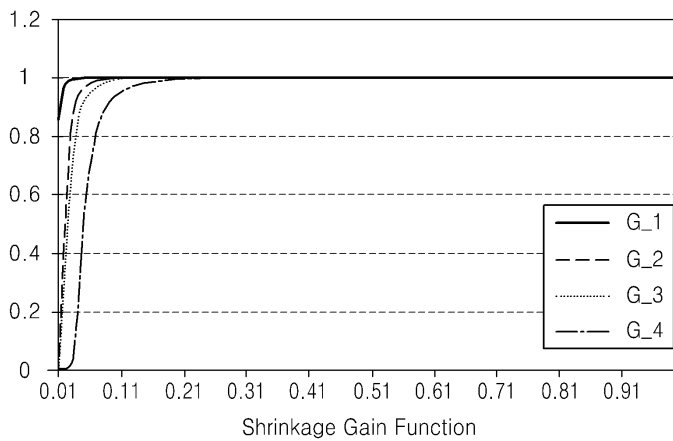
도면10



도면11



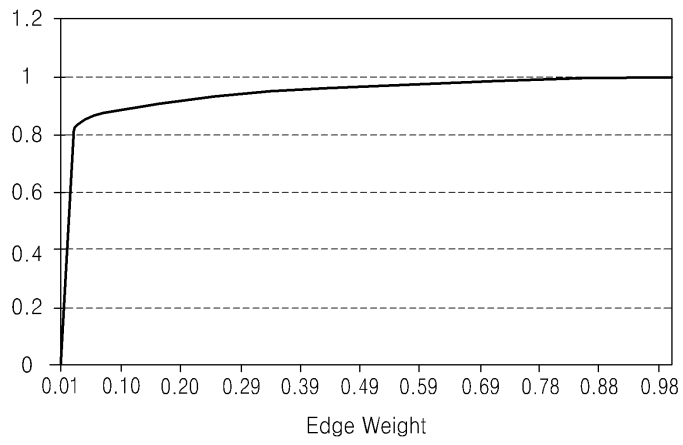
도면12



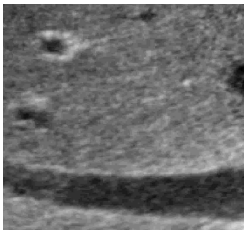
도면13

-1	-1	-1
-1	a	-1
-1	-1	-1

도면14



도면15



도면16



도면17



专利名称(译)	超声波图像处理方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">KR101819028B1</a>	公开(公告)日	2018-01-16
申请号	KR1020110068554	申请日	2011-07-11
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	KIM YUN TAE 김윤태 KIM JUNG HO 김정호		
发明人	김윤태 김정호		
IPC分类号	A61B8/14 G06T5/00 G06T17/10		
CPC分类号	A61B8/145 G06T5/002 G06T17/10 A61B8/483 A61B8/5269 G06T5/50 G06T2207/10136 G06T2207/20021 G06T2207/20064 G06T2207/20192 G06T2207/30004 G01S7/52077		
其他公开文献	KR1020130007905A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

为了解决由于超声图像中的噪声引起的图像质量劣化，从超声三维体数据获得多个超声二维图像，并获得与其对应的多个组织边界图像，一种用于处理超声图像以生成集成的组织边界图像并从超声图像中去除噪声分量而不使用所生成的集成组织边界图像损坏组织成分的方法和装置。

