



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

(45) 공고일자 2018년05월18일  
 (11) 등록번호 10-1859392  
 (24) 등록일자 2018년05월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
**A61B 8/08** (2006.01)

(52) CPC특허분류  
**A61B 8/5207** (2013.01)  
**G06T 2207/10132** (2013.01)

(21) 출원번호 10-2017-0140729

(22) 출원일자 2017년10월27일

심사청구일자 2017년10월27일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020140126227 A

KR1020120009928 A

KR1020000073096 A

KR1020110123596 A

(73) 특허권자

**알피니언메디칼시스템 주식회사**

경기도 화성시 만년로 905-17 (안녕동)

(72) 발명자

**장선엽**

서울특별시 은평구 백련산로 38, 209동 902호(응암동, 백련산 힐스테이트 2차)

(74) 대리인

**특허법인 신지**

전체 청구항 수 : 총 24 항

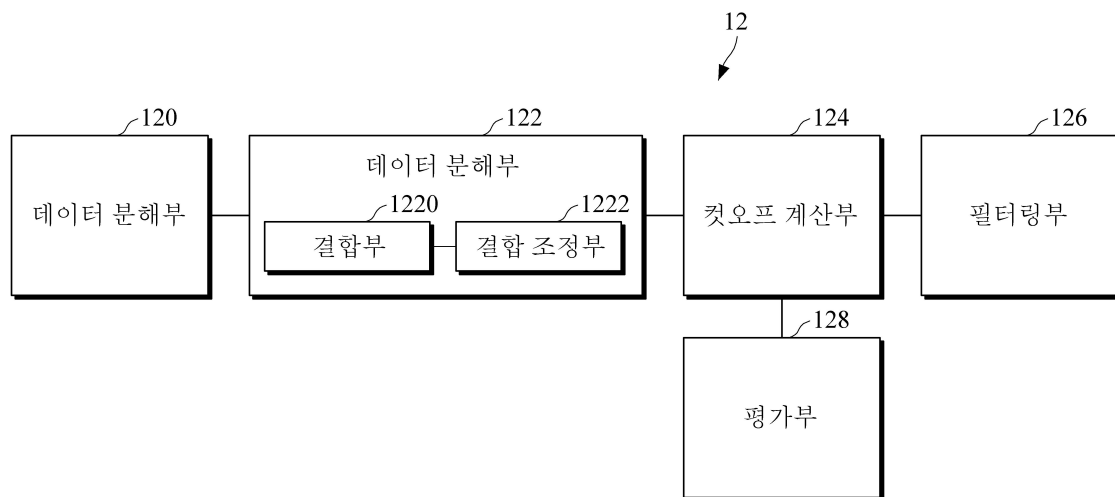
심사관 : 한재균

**(54) 발명의 명칭 초음파 영상 기기 및 이를 이용한 클러스터 필터링 방법**

**(57) 요약**

초음파 영상 기기 및 이를 이용한 클러스터 필터링 방법이 개시된다. 일 실시 예에 따른 초음파 영상 기기를 이용한 클러스터 필터링 방법은, 대상체의 관심영역으로부터 초음파 데이터를 획득하는 단계와, 획득된 초음파 데이터 전체를 한 번 계수 행렬 분해하여 공통의 크기정보를 포함하는 분해 데이터를 생성하는 단계와, 공통의 크기정보에 각 픽셀에 대한 공간정보를 반영하여 지역적 특성정보를 추정하는 단계와, 추정된 지역적 특성정보를 기반으로 픽셀 별로 필터링하여 혈류신호를 추출하는 단계를 포함한다.

**대표도**



(52) CPC특허분류

G06T 2207/30104 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 HI15C-1817-020015

부처명 보건복지부

연구관리전문기관 한국보건산업진흥원

연구사업명 의료기기기술개발

연구과제명 초음파/광파 융합 심혈관 영상 장치 개발 및 영상 진단 시스템 사업화

기여율 1/1

주관기관 알피니언메디칼시스템(주)

연구기간 2016.11.01 ~ 2017.10.31

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

초음파 영상 기기를 이용한 클러스터 필터링 방법에 있어서,  
 대상체의 관심영역으로부터 초음파 데이터를 획득하는 단계;  
 획득된 초음파 데이터 전체를 한 번 계수 행렬 분해하여 공통의 크기정보를 포함하는 분해 데이터를 생성하는 단계;  
 공통의 크기정보에 각 픽셀에 대한 공간정보를 반영하여 지역적 특성정보를 추정하는 단계; 및  
 추정된 지역적 특성정보를 기반으로 픽셀 별로 필터링하여 혈류신호를 추출하는 단계;  
 를 포함하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서,  
 상기 계수 행렬 분해는 특이 값 분해이고, 초음파 데이터 전체의 입력 데이터 행렬을 특이 값 분해하여 크기정보와 공간정보 및 시간정보로 분해된 분해 데이터를 획득하며,  
 크기정보는 각 부분공간에 대한 크기 값을 나타내는 특이 값들로 구성된 특이 값 행렬이고, 공간정보는 각 특이 값에 대응되는 공간 벡터들로 구성된 공간 벡터 행렬이며, 시간정보는 각 특이 값에 대응되는 시간 벡터들로 구성된 시간 벡터 행렬의 전치행렬인 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

#### 청구항 3

제 1 항에 있어서, 상기 지역적 특성정보를 추정하는 단계는  
 공통의 크기정보에, 공간정보를 구성하는 각 픽셀에 대한 공간벡터들을 각각 결합하여 각 픽셀에 대한 특성이 반영된 지역적 특성정보를 추정하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

#### 청구항 4

제 1 항에 있어서, 상기 지역적 특성정보를 추정하는 단계는  
 공통의 크기정보 내 크기 값들을 구성하여 크기 값 곡선을 생성하는 단계; 및  
 생성된 크기 값 곡선을 각 픽셀에 대한 공간 특성에 따라 변형시켜 지역적 특성곡선을 생성하는 단계;  
 를 포함하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

#### 청구항 5

제 3 항에 있어서, 상기 지역적 특성정보를 추정하는 단계는  
 공간정보를 구성하는 각 픽셀에 대한 공간 벡터를 공간 방향으로 필터링하는 단계; 및  
 필터링된 각 픽셀에 대한 공간 벡터와 공통의 크기정보를 결합하여, 공통의 크기정보가 변형된 지역적 특성정보를 생성하는 단계;  
 를 포함하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

#### 청구항 6

제 5 항에 있어서, 상기 지역적 특성정보를 추정하는 단계는  
 각 픽셀에 대한 공간 벡터와 크기정보 간의 결합 정도를 조정하는 단계;

를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

**청구항 7**

제 5 항에 있어서, 상기 지역적 특성정보를 추정하는 단계는 픽셀 별 특성 값들을 구성하여 특성곡선을 생성하는 단계; 및 생성된 특성곡선을 로그 스케일 또는 데시벨 스케일로 변환하는 단계; 를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

**청구항 8**

제 7 항에 있어서, 상기 지역적 특성정보를 추정하는 단계는 생성된 특성곡선을 스무드 필터를 이용하여 스무딩 처리하는 단계; 및 생성된 특성곡선을 이동 평균화 처리하는 단계; 중 적어도 하나를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

**청구항 9**

제 1 항에 있어서, 상기 혈류신호를 추출하는 단계는 추정된 지역적 특성정보마다 서로 상이한 컷오프 경계값을 계산하는 단계; 및 계산된 각 컷오프 경계값을 각 픽셀 별로 반영하여 지역 적응적 필터링을 수행하는 단계; 를 포함하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

**청구항 10**

제 9 항에 있어서, 상기 컷오프 경계값을 계산하는 단계는 픽셀 별 특성이 반영된 각 특성곡선에서, 각 크기 값 차수에서의 기울기와 특성곡선의 구간 내 평균 기울기를 이용하여 컷오프 경계값을 계산하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

**청구항 11**

제 10 항에 있어서, 상기 컷오프 경계값을 계산하는 단계는 각 특성곡선을 대상으로 각 크기 값 차수에서의 기울기에서 특성곡선의 구간 내 평균 기울기를 차감하고, 차감한 결과를 누적 합산을 하여 얻은 곡선에서 최소값을 가지는 크기 값 차수를 저차 컷오프 경계값으로 결정하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

**청구항 12**

제 9 항에 있어서, 상기 컷오프 경계값을 계산하는 단계는 크기 값 곡선의 특성을 이용하여 각 픽셀의 특성곡선을 확장하고 확장된 특성곡선에서 저차 컷오프 경계값을 결정하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

**청구항 13**

제 9 항에 있어서, 상기 혈류신호를 추출하는 단계는 픽셀 별로 계산된 컷오프 경계값을 평가하는 단계; 및 평가 결과에 따라 컷오프 경계값이 유효하지 않으면 컷오프 경계값을 조정하는 단계; 를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

**청구항 14**

제 13 항에 있어서, 상기 평가하는 단계는

계수 행렬 분해를 통해 생성된 시간정보에 대한 도플러 스펙트럼을 구하는 단계;

구한 도플러 스펙트럼의 시간 벡터 차수 별 주파수 값과 미리 설정된 도플러 스펙트럼 주파수 값을 비교하여 미리 설정된 도플러 스펙트럼 주파수 값보다 크거나 그 차이가 미리 설정된 오프셋 값보다 작은 주파수 값에 해당하는 차수를 유효값으로 설정하는 단계; 및

컷오프 경계값이 유효값보다 큰지 또는 작은지에 따라 컷오프 경계값의 유효성을 평가하는 단계;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

**청구항 15**

제 13 항에 있어서, 상기 평가하는 단계는

계수 행렬 분해를 통해 생성된 시간정보에 대한 도플러 스펙트럼을 구하는 단계;

구한 도플러 스펙트럼의 시간 벡터 차수 별 주파수 값과 미리 설정된 도플러 스펙트럼 주파수 값을 비교하여 미리 설정된 도플러 스펙트럼 주파수 값보다 크거나 그 차이가 미리 설정된 오프셋 값보다 작은 주파수 값에 해당하는 시간 벡터 차수들로 이루어진 구간을 유효 범위로 설정하는 단계; 및

컷오프 경계값이 설정된 유효 범위 내에 포함되는지에 따라 컷오프 경계값의 유효성을 평가하는 단계;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

**청구항 16**

제 13 항에 있어서, 상기 조정하는 단계는

평가 결과에 따라 컷오프 경계값이 유효하지 않으면 크기 값 곡선을 이용하여 계산된 컷오프 경계값을 해당 픽셀의 컷오프 경계값으로 사용하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

**청구항 17**

제 9 항에 있어서, 상기 지역 적응적 필터링을 수행하는 단계는

계산된 각 픽셀 별 컷오프 경계값들로 구성된 경계값 맵을 생성하는 단계; 및

생성된 경계값 맵을 이용하여 필터링 하여 클러스터 신호로부터 혈류신호를 분리하는 단계;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

**청구항 18**

제 17 항에 있어서, 상기 지역 적응적 필터링을 수행하는 단계는

생성된 컷오프 맵을 필터링하는 단계;

를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

**청구항 19**

제 17 항에 있어서, 상기 혈류신호를 분리하는 단계는

경계값 맵에서 각 픽셀 별로 저차 컷오프 경계값보다 작거나 고차 컷오프 경계값보다 큰 컷오프 경계값을 가지는 픽셀의 공간 벡터들에 0으로 마스크하거나 소정의 값으로 가중화하는 것을 특징으로 하는 클러스터 필터링 방법.

**청구항 20**

초음파 신호를 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하여 신호 획득부; 및

획득된 초음파 데이터 전체를 한 번 계수 행렬 분해하여 생성된 공통의 크기정보에 각 픽셀에 대한 공간정보를 반영하여 지역적 특성정보를 추정하고 추정된 지역적 특성정보를 기반으로 픽셀 별로 필터링하여 혈류신호를 추

출하는 프로세서;  
 를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 기기.

**청구항 21**

제 20 항에 있어서, 상기 프로세서는  
 획득된 초음파 데이터 전체를 계수 행렬 분해하여 공간정보와 시간정보 및 공통의 크기정보를 포함한 분해 데이터를 생성하는 데이터 분해부;  
 공통의 크기정보에, 공간정보를 구성하는 픽셀에 대한 공간벡터들을 각각 결합하여 픽셀 별 특성이 반영된 지역적 특성정보를 추정하는 데이터 변환부;  
 추정된 지역적 특성정보마다 서로 상이한 컷오프 경계값을 계산하는 컷오프 계산부; 및  
 계산된 각 컷오프 경계값을 각 픽셀 별로 반영하여 지역 적응적 필터링을 수행하는 필터링부;  
 를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 기기.

**청구항 22**

제 21 항에 있어서, 상기 데이터 변환부는  
 공간정보를 구성하는 각 픽셀에 대한 공간 벡터와 공통의 크기정보를 결합하여, 공통의 크기정보가 변형된 지역적 특성정보를 생성하는 결합부; 및  
 결합을 위한 각 픽셀에 대한 공간 벡터와 크기정보의 결합 정도를 조정하는 결합 조정부;  
 를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 기기.

**청구항 23**

제 21 항에 있어서, 상기 컷오프 계산부는  
 픽셀 별 특성이 반영된 각 특성곡선에서, 각 크기 값 차수에서의 기울기와 특성곡선의 평균 기울기를 이용하여 컷오프 경계값을 계산하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 기기.

**청구항 24**

제 21 항에 있어서, 상기 필터링부는  
 계산된 각 픽셀 별 컷오프 경계값들로 구성된 경계값 맵을 생성하고, 경계값 맵에서 각 픽셀 별로 저차 컷오프 경계값보다 작거나 고차 컷오프 경계값보다 큰 컷오프 경계값을 가지는 픽셀의 공간 벡터들에 0으로 마스킹하거나 소정의 값으로 가중화하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 기기.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 초음파 신호를 영상화하는 기술에 관한 것으로, 구체적으로 영상화를 위해 필요한 클러스터 필터링 기술에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 혈류정보를 측정하기 위해 일반적으로 잘 알려진 도플러 효과를 이용한 초음파 도플러 법을 사용한다. 혈류정보를 측정하기 위하여 초음파 신호를 신체에 전송하고, 이 전송된 신호가 혈액으로부터 반사되어 되돌아올 때 이 반사된 초음파 신호를 이용한다. 반사된 초음파 신호는 혈관 속의 적혈구 등에서 반사되는 신호 이외에도 혈관 벽 등과 같은 조직으로부터 반사되는 신호가 존재하게 되어 실제 혈류 정보를 계산하는 데 있어서 오차를 유발하게 된다. 조직이나 근육 등과 같이 정지해 있거나 매우 천천히 움직이는 것에 의해서 반사되어 오는 조직신호(tissue signal)나 잡음신호(noise signal)를 클러스터 신호라 한다. 왜곡된 초음파 반사파 신호로부터 원하는 초음파 도플러 신호를 얻는데 사용하기 위한 필터를 클러스터 필터라 한다. 클러스터 필터를 통한 필터링 과정을 클러

터 필터링(clutter filtering)이라 한다. 초음파 영상 기기에서 클러터 필터링을 통해 혈류신호(blood flow signal)를 원하지 않는 클러터 신호와 분리할 수 있다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0003] 일 실시 예에 따라, 계산 연산량 감소를 통한 실시간 영상화 및 필터링 성능 향상이 동시에 가능한 초음파 영상 기기 및 이를 이용한 클러터 필터링 방법을 제안한다.

**과제의 해결 수단**

[0004] 일 실시 예에 따른 초음파 영상 기기를 이용한 클러터 필터링 방법은, 대상체의 관심영역으로부터 초음파 데이터를 획득하는 단계와, 획득된 초음파 데이터 전체를 한 번 계수 행렬 분해하여 공통의 크기정보를 포함하는 분해 데이터를 생성하는 단계와, 공통의 크기정보에 각 픽셀에 대한 공간정보를 반영하여 지역적 특성정보를 추정하는 단계와, 추정된 지역적 특성정보를 기반으로 픽셀 별로 필터링하여 혈류신호를 추출하는 단계를 포함한다.

[0005] 계수 행렬 분해는 특이 값 분해이고, 초음파 데이터 전체의 입력 데이터 행렬을 특이 값 분해하여 크기정보와 공간정보 및 시간정보로 분해된 분해 데이터를 획득하며, 크기정보는 각 부분공간에 대한 크기 값을 나타내는 특이 값들로 구성된 특이 값 행렬이고, 공간정보는 각 특이 값에 대응되는 공간 벡터들로 구성된 공간 벡터 행렬이며, 시간정보는 각 특이 값에 대응되는 시간 벡터들로 구성된 시간 벡터 행렬의 전치행렬일 수 있다.

[0006] 지역적 특성정보를 추정하는 단계에서, 공통의 크기정보에, 공간정보를 구성하는 각 픽셀에 대한 공간벡터들을 각각 결합하여 각 픽셀에 대한 특성이 반영된 지역적 특성정보를 추정할 수 있다.

[0007] 지역적 특성정보를 추정하는 단계는, 공통의 크기정보 내 크기 값들을 구성하여 크기 값 곡선을 생성하는 단계와, 생성된 크기 값 곡선을 각 픽셀에 대한 공간 특성에 따라 변형시켜 지역적 특성곡선을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0008] 지역적 특성정보를 추정하는 단계는, 공간정보를 구성하는 각 픽셀에 대한 공간 벡터를 공간 방향으로 필터링하는 단계와, 필터링된 각 픽셀에 대한 공간 벡터와 공통의 크기정보를 결합하여, 공통의 크기정보가 변형된 지역적 특성정보를 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0009] 지역적 특성정보를 추정하는 단계는, 각 픽셀에 대한 공간 벡터와 크기정보 간의 결합 정도를 조정하는 단계를 더 포함할 수 있다. 지역적 특성정보를 추정하는 단계는, 픽셀 별 특성 값을 구성하여 특성곡선을 생성하는 단계와, 생성된 특성곡선을 로그 스케일 또는 데시벨 스케일로 변환하는 단계를 더 포함할 수 있다. 지역적 특성정보를 추정하는 단계는, 생성된 특성곡선을 스무딩 필터를 이용하여 스무딩 처리하는 단계와, 생성된 특성곡선을 이동 평균화 처리하는 단계 중 적어도 하나를 더 포함할 수 있다.

[0010] 혈류신호를 추출하는 단계는, 추정된 지역적 특성정보마다 서로 상이한 컷오프 경계값을 계산하는 단계와, 계산된 각 컷오프 경계값을 각 픽셀 별로 반영하여 지역 적응적 필터링을 수행하는 단계를 포함할 수 있다.

[0011] 컷오프 경계값을 계산하는 단계는, 픽셀 별 특성이 반영된 각 특성곡선에서, 각 크기 값 차수에서의 기울기와 특성곡선의 구간 내 평균 기울기를 이용하여 컷오프 경계값을 계산할 수 있다.

[0012] 컷오프 경계값을 계산하는 단계에서, 각 특성곡선을 대상으로 각 크기 값 차수에서의 기울기에서 특성곡선의 구간 내 평균 기울기를 차감하고, 차감한 결과를 누적 합산을 하여 얻은 곡선에서 최소값을 가지는 크기 값 차수를 저차 컷오프 경계값으로 결정할 수 있다.

[0013] 컷오프 경계값을 계산하는 단계에서, 크기 값 곡선의 특성을 이용하여 각 픽셀의 특성곡선을 확장하고 확장된 특성곡선에서 저차 컷오프 경계값을 결정할 수 있다.

[0014] 혈류신호를 추출하는 단계는, 픽셀 별로 계산된 컷오프 경계값을 평가하는 단계와, 평가 결과에 따라 컷오프 경계값이 유효하지 않으면 컷오프 경계값을 조정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0015] 평가하는 단계는, 계수 행렬 분해를 통해 생성된 시간정보에 대한 도플러 스펙트럼을 구하는 단계와, 구한 도플러 스펙트럼의 시간 벡터 차수 별 주파수 값과 미리 설정된 도플러 스펙트럼 주파수 값을 비교하여 미리 설정된 도플러 스펙트럼 주파수 값보다 크거나 그 차이가 미리 설정된 오프셋 값보다 작은 주파수 값에 해당하는 차수를 유효값으로 설정하는 단계와, 컷오프 경계값이 유효값보다 큰지 또는 작은지에 따라 컷오프 경계값의 유효성

을 평가하는 단계를 포함할 수 있다.

- [0016] 평가하는 단계는, 계수 행렬 분해를 통해 생성된 시간정보에 대한 도플러 스펙트럼을 구하는 단계와, 구한 도플러 스펙트럼의 시간 벡터 차수 별 주파수 값과 미리 설정된 도플러 스펙트럼 주파수 값을 비교하여 미리 설정된 도플러 스펙트럼 주파수 값보다 크거나 그 차이가 미리 설정된 오프셋 값보다 작은 주파수 값에 해당하는 시간 벡터 차수들로 이루어진 구간을 유효 범위로 설정하는 단계와, 컷오프 경계값이 설정된 유효 범위 내에 포함되는지에 따라 컷오프 경계값의 유효성을 평가하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0017] 조정하는 단계에서, 평가 결과에 따라 컷오프 경계값이 유효하지 않으면 크기 값 곡선을 이용하여 계산된 컷오프 경계값을 해당 픽셀의 컷오프 경계값으로 사용할 수 있다.
- [0018] 지역 적응적 필터링을 수행하는 단계는, 계산된 각 픽셀 별 컷오프 경계값들로 구성된 경계값 맵을 생성하는 단계와, 생성된 경계값 맵을 이용하여 필터링 하여 클러터 신호로부터 혈류신호를 분리하는 단계를 포함할 수 있다. 지역 적응적 필터링을 수행하는 단계는, 생성된 컷오프 맵을 필터링하는 단계를 더 포함할 수 있다. 혈류신호를 분리하는 단계에서, 경계값 맵에서 각 픽셀 별로 저차 컷오프 경계값보다 작거나 고차 컷오프 경계값보다 큰 컷오프 경계값을 가지는 픽셀의 공간 벡터들에 0으로 마스킹하거나 소정의 값으로 가중화할 수 있다.
- [0019] 다른 실시 예에 따른 초음파 영상 기기는, 초음파 신호를 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하여 신호 획득부와, 획득된 초음파 데이터 전체를 한 번 계수 행렬 분해하여 생성된 공통의 크기정보에 각 픽셀에 대한 공간정보를 반영하여 지역적 특성정보를 추정하고 추정된 지역적 특성정보를 기반으로 픽셀 별로 필터링하여 혈류신호를 추출하는 프로세서를 포함한다.
- [0020] 프로세서는, 획득된 초음파 데이터 전체를 계수 행렬 분해하여 공간정보와 시간정보 및 공통의 크기정보를 포함한 분해 데이터를 생성하는 데이터 분해부와, 공통의 크기정보에, 공간정보를 구성하는 픽셀에 대한 공간벡터들을 각각 결합하여 픽셀 별 특성이 반영된 지역적 특성정보를 추정하는 데이터 변환부와, 추정된 지역적 특성정보마다 서로 상이한 컷오프 경계값을 계산하는 컷오프 계산부와, 계산된 각 컷오프 경계값을 각 픽셀 별로 반영하여 지역 적응적 필터링을 수행하는 필터링부를 포함할 수 있다.
- [0021] 데이터 변환부는, 공간정보를 구성하는 각 픽셀에 대한 공간 벡터와 공통의 크기정보를 결합하여, 공통의 크기정보가 변형된 지역적 특성정보를 생성하는 결합부와, 결합을 위한 각 픽셀에 대한 공간 벡터와 크기정보의 결합 정도를 조정하는 결합 조정부를 포함할 수 있다.
- [0022] 컷오프 계산부는 픽셀 별 특성이 반영된 각 특성곡선에서, 각 크기 값 차수에서의 기울기와 특성곡선의 평균 기울기를 이용하여 컷오프 경계값을 계산할 수 있다.
- [0023] 필터링부는 계산된 각 픽셀 별 컷오프 경계값들로 구성된 경계값 맵을 생성하고, 경계값 맵에서 각 픽셀 별로 저차 컷오프 경계값보다 작거나 고차 컷오프 경계값보다 큰 컷오프 경계값을 가지는 픽셀의 공간 벡터들에 0으로 마스킹하거나 소정의 값으로 가중화할 수 있다.

**발명의 효과**

- [0024] 일 실시 예에 따른 초음파 영상 기기를 이용한 클러터 필터링 방법은 계산 연산량 감소를 통한 실시간 영상화 및 필터링 성능 향상을 동시에 달성한다. 예를 들어, 초음파 데이터 전체를 대상으로 단일의 계수 행렬 분해를 수행하는 전역 SVD 방법(Global SVD)과 지역 적응적 클러터 필터링(local adaptive clutter filtering) 방법을 함께 사용한다. 이에 따라, 전역 SVD 방법을 사용했을 때의 연산량 감소의 장점과 지역 적응적 클러터 필터링을 사용했을 때의 필터링 성능 향상의 장점을 모두 살릴 수 있다.
- [0025] 전체 데이터를 대상으로 단 한 번의 SVD를 수행하므로 계산 부하가 대폭 감소하여 실시간 영상화가 가능하다. 나아가, SVD를 통해 생성된 공통의 특이 값을 대상으로 각 픽셀에 대한 공간정보를 반영하여 지역적 특성정보를 추정함에 따라 픽셀 별 필터링이 가능하다. 즉, 공통의 특이 값을 픽셀 별 특성을 반영하여 변형시켜 새로운 특성 값들을 생성함에 따라 픽셀 별로 지역 적응적 클러터 필터링이 가능하다.

**도면의 간단한 설명**

- [0026] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 클러터 필터링 개념을 설명하기 위해 초음파 데이터에서 얻은 특이 값 곡선을 보여주는 그래프,  
 도 2는 본 발명의 일 실시 예에 따른 계수 행렬 분해 대상이 되는 입력 데이터 집합을 도시한 참조도,

- 도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 영상 기기의 구성도,
- 도 4는 본 발명의 일 실시 예에 따른 도 3의 제어부의 세부 구성도,
- 도 5는 본 발명의 일 실시 예에 따른 특성정보 생성 프로세스를 설명하기 위한 참조도,
- 도 6은 본 발명의 일 실시 예에 따른 특이 값 곡선을 변형하여 생성된 각 지역적 특성곡선을 도시한 참조도,
- 도 7은 본 발명의 일 실시 예에 따른 경계화 방법을 설명하기 위한 픽셀 별 특성곡선과 저차 컷오프 맵을 도시한 참조도,
- 도 8은 본 발명의 일 실시 예에 따른 클러스터 필터링 방법을 도시한 흐름도,
- 도 9는 본 발명의 다른 실시 예에 따른 클러스터 필터링 방법을 도시한 흐름도,
- 도 10은 본 발명의 일 실시 예에 따른 전역 SVD 기반 지역 적응적 필터링 방법을 사용했을 때의 필터링 결과를 보여주는 그래프이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0027] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시 예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시 예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시 예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 명세서 전체에 걸쳐 동일 참조 부호는 동일 구성 요소를 지칭한다.
- [0028] 본 발명의 실시 예들을 설명함에 있어서 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략할 것이며, 후술되는 용어들은 본 발명의 실시 예에서의 기능을 고려하여 정의된 용어들로서 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 관례 등에 따라 달라질 수 있다. 그러므로 그 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.
- [0029] 첨부된 블록도의 각 블록과 흐름도의 각 단계의 조합들은 컴퓨터 프로그램인스트럭션들(실행 엔진)에 의해 수행될 수도 있으며, 이들 컴퓨터 프로그램 인스트럭션들은 범용 컴퓨터, 특수용 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비의 프로세서에 탑재될 수 있으므로, 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비의 프로세서를 통해 수행되는 그 인스트럭션들이 블록도의 각 블록 또는 흐름도의 각 단계에서 설명된 기능들을 수행하는 수단을 생성하게 된다.
- [0030] 이들 컴퓨터 프로그램 인스트럭션들은 특정 방식으로 기능을 구현하기 위해 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비를 지향할 수 있는 컴퓨터 이용가능 또는 컴퓨터 판독 가능 메모리에 저장되는 것도 가능하므로, 그 컴퓨터 이용가능 또는 컴퓨터 판독 가능 메모리에 저장된 인스트럭션들은 블록도의 각 블록 또는 흐름도의 각 단계에서 설명된 기능을 수행하는 인스트럭션 수단을 내포하는 제조 품목을 생산하는 것도 가능하다.
- [0031] 그리고 컴퓨터 프로그램 인스트럭션들은 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비 상에 탑재되는 것도 가능하므로, 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비 상에서 일련의 동작 단계들이 수행되어 컴퓨터로 실행되는 프로세스를 생성해서 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비를 수행하는 인스트럭션들은 블록도의 각 블록 및 흐름도의 각 단계에서 설명되는 기능들을 실행하기 위한 단계들을 제공하는 것도 가능하다.
- [0032] 또한, 각 블록 또는 각 단계는 특정된 논리적 기능들을 실행하기 위한 하나 이상의 실행 가능한 인스트럭션들을 포함하는 모듈, 세그먼트 또는 코드의 일부를 나타낼 수 있으며, 몇 가지 대체 실시 예들에서는 블록들 또는 단계들에서 언급된 기능들이 순서를 벗어나서 발생하는 것도 가능함을 주목해야 한다. 예컨대, 잇달아 도시되어 있는 두 개의 블록들 또는 단계들은 사실 실질적으로 동시에 수행되는 것도 가능하며, 또한 그 블록들 또는 단계들이 필요에 따라 해당하는 기능의 역순으로 수행되는 것도 가능하다.
- [0033] 이하, 첨부 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예를 상세하게 설명한다. 그러나 다음에 예시하는 본 발명의 실시 예는 여러 가지 다른 형태로 변형될 수 있으며, 본 발명의 범위가 다음에 상술하는 실시 예에 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 실시 예는 이 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 본 발명을 보다 완전하게 설명하기 위하여 제공된다.

- [0034] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 클러터 필터링 개념을 설명하기 위해 초음파 데이터에서 얻은 특이 값 곡선을 보여주는 그래프이다.
- [0035] 클러터 필터링은 작은 혈관들에 대한 초음파 신호를 영상화하는 데 있어 필수적이다. 클러터 필터링을 통해 혈류신호를 원하지 않는 클러터 신호로부터 분리할 수 있다. 도플러 효과를 이용하여 혈류영상을 측정하는 기존의 컬러 도플러 초음파 영상 기기에서 구분하기 어려웠던 혈류신호를 구분하기 위해, 일 실시 예에 따른 초음파 영상 기기는 계수 행렬 분해(Rank matrix decomposition) 기반 클러터 필터링을 수행한다. 획득된 초음파 입력신호를 입력 데이터 행렬 형태로 변환하고 입력 데이터 행렬을 계수 행렬 분해하면, 입력 데이터 행렬을 3개의 행렬로 분해할 수 있다. 계수 행렬 분해는 카루넨 루베 변환(Karhunen Loeve transform: KLT, 이하 'KLT'라 칭함), 특이값 분해(singular value decomposition: SVD, 이하 'SVD'라 칭함), 고유값 분해(eigenvalue decomposition: EVD, 이하 'EVD'라 칭함), 주성분 분석(principle component analysis: PCA, 이하 'PCA'라 칭함) 등 중 적어도 하나를 수행한다. 이하, SVD를 중심으로 설명하고자 하나, 계수 행렬 분해가 이에 한정되는 것은 아니며, KLT, EVD, PCA 등에 동일하게 적용될 수 있다.
- [0036] 계수 행렬 분해 기반 클러터 필터링을 통해 공간적으로 조직 및 잡음 특성이 변화하는 영상 내에서 혈류신호를 조직신호(tissue signal) 또는 잡음신호(noise signal)로부터 분리한다. 예를 들어, 도 1에 도시된 바와 같이 입력 데이터 행렬을 대상으로 SVD를 수행하여 생성된 특이 값들(singular values)을 대상으로 그 크기(dB)가 높은 순에서 낮은 순으로 차례대로 특이 값 차수(singular value order)를 정렬한 특이 값 곡선(singular value curve)을 생성한다. 생성된 특이 값 곡선에서, 조직신호는 전형적으로 높은 스펙클 강도 및 시간적 일관성 때문에 큰 스펙트럼 성분(즉, 높은 특이 값)에 존재한다. 잡음신호는 상대적으로 낮은 스펙클 강도 및 시간적 일관성 때문에 더 낮은 스펙트럼 성분(즉, 낮은 특이 값)에서 발견된다. 조직신호 및 혈액신호, 그리고 어느 정도의 잡음신호는 SVD 및 특이 값 경계화(singular value thresholding: SVT)를 통해 쉽게 분리될 수 있다. 특이 값 경계화는 저차 컷오프 경계값(low order cutoff threshold)을 이용하여 조직신호와 혈액신호 간의 구분하여 조직신호를 필터링하고 고차 컷오프 경계값(high order cutoff threshold)을 이용하여 혈액신호와 잡음신호 간의 구분하여 잡음신호를 필터링하는 것을 의미한다.
- [0037] 클러터 필터링을 위한 SVD는 전역적 SVD(Global SVD) 방법과 블록 기반 SVD(Block-wise SVD) 방법이 있다. 전역적 SVD 방법은 관심영역(field-of-view: FOV) 전체에서 얻은 데이터 집합에 SVD를 수행하여 하나의 특이 값 곡선을 얻는다. 특이 값 곡선을 이용해서 관심영역 전체에서 각각 하나의 저차 컷오프 경계값 또는 고차 컷오프 경계값을 구하여 필터링한다. 전역적 SVD 방법은 고주파 필터링(high pass filtering)보다 더 느린 신호를 유지하여 느린 혈류신호를 표현한다. 영상의 관심영역 전체를 SVD하여 모든 픽셀에 유일한 특이 값을 생성하고 유일한 경계값을 계산함에 따라 모든 픽셀에 동일한 경계값을 사용한다. 따라서, 전역 SVD 방법은 하나의 경계값을 이용하여 필터링하기 때문에 특정 픽셀 위치에는 부분적으로 조직신호가 남아있거나, 혈액신호가 필터링 되는 등의 클러터 필터의 성능 저하가 유발된다.
- [0038] 이에 비해, 블록 기반 SVD 방법은 관심영역을 여러 개의 부분 블록들(sub blocks)로 나누고 나눈 부분블록들을 대상으로 각각 SVD를 수행하고 각각 경계값을 계산하여 지역 적응적 필터링(local adaptive filtering)을 수행하기 때문에 필터링 성능이 개선된다. 그러나 전역 SVD 방법에 비해 아주 많은 SVD 처리 횟수로 인한 계산부하가 너무 커서 실시간 영상화가 불가능하다. 예를 들어, 수천 번의 SVD 계산이 필요하다.
- [0039] 일 실시 예에 따른 초음파 영상 기기는 실시간 영상화를 위해 초음파 데이터 전체를 대상으로 단일의 계수 행렬 분해를 수행하는 방법을 제안한다. 즉, 초음파 데이터를 여러 블록으로 나누고 각 블록 별로 SVD를 수행하는 것이 아니라, 초음파 데이터 전체를 대상으로 한 번 SVD를 수행한다. 이에 따라 SVD에 의해 특이 값이 각 블록 별로 생성되는 것이 아니라, 모든 블록에 공통으로 사용되는 단일의 특이 값만 생성된다. 각 블록 별로 SVD를 수행하는 경우는 블록의 개수 별로 SVD를 수행하여 블록 별 특이 값이 생성되므로 계산 부하가 너무 크다. 그러나 전체 데이터를 대상으로 단 한 번의 SVD를 수행하면 단일의 특이 값만 생성되며 이를 이용해 필터링이 수행되므로 계산 부하가 대폭 감소되어 실시간 영상화가 가능하다.
- [0040] 일 실시 예에 따른 초음파 영상 기기는 계산 부하 감소를 통한 실시간 영상화와 함께, 필터링 성능을 높이기 위해 지역 적응적 클러터 필터링(local adaptive clutter filtering) 방법을 사용한다. 전역 SVD의 경우, 영상의 관심영역 전체를 대상으로 한 번 SVD를 수행하므로 모든 픽셀에 공통적인 하나의 특이 값만이 생성된다. 따라서, 특이 값 곡선에서 하나의 경계값만 계산되며, 하나의 경계값을 이용하여 필터링하기 때문에, 부분적으로 조직신호가 남아있거나, 혈액신호가 과도하게 필터링 되는 등의 클러터 필터의 성능 저하가 유발된다. 일 실시 예에 따른 초음파 영상 기기는 SVD를 통해 생성된 공통의 특이 값을 대상으로 각 픽셀에 대한 공간정보를 받

영하여 지역적 특성정보를 추정함에 따라 픽셀 별 필터링이 가능하다. 즉, 공통의 특이 값을 픽셀 별 특성을 반영하여 변형시켜 새로운 특성 값들을 생성함에 따라 픽셀 별로 지역 적응적 클러스터 필터링이 가능하다.

- [0041] 일 실시 예에 따른 초음파 영상 기기는 전술한 바와 같이 전체 영상 데이터를 대상으로 전역 SVD를 수행하며 이와 함께 지역 적응적 필터링 방법을 사용한다. 이러한 방법을 전역 SVD 기반 지역 적응적 필터링 방법이라 명한다.
- [0042] 도 2는 본 발명의 일 실시 예에 따른 계수 행렬 분해 대상이 되는 입력 데이터 집합을 도시한 참조도이다.
- [0043] 도 2를 참조하면, 계수 행렬 분해를 위한 입력 데이터 집합을 3차원에서 2차원 형태로 재구성한다. 초음파 영상 기기는 초음파 데이터를 기반으로 대상체 내 작은 혈관들에서 혈류를 나타내는 영상을 생성한다. 획득된 초음파 데이터는 입력 데이터 행렬(input data matrix)  $M$ 으로 표현될 수 있으며, 계수  $K$ 를 가진다. 이 입력 데이터 행렬  $M$ 은 공간 방향과 관련된 2차원( $N_x$  및  $N_z$ )과 시간 방향과 관련된 1차원( $N_t$ )을 가진 3차원 행렬( $N_x, N_z, N_t$ )이며, 도 2의 (a)와 같다.  $N_x$ 는 스캔라인(scanline)이고,  $N_z$ 는 샘플(sample)이며,  $N_t$ 는 시간(slow-time)이다. 이 3차원 입력 데이터 행렬  $M$ 은 공간 상의 1차원( $N_x \cdot N_z$ )과 시간 상의 1차원( $N_t$ )을 가진 2차원 데이터 집합 행렬( $N_x \times N_z, N_t$ )로 재구성될 수 있으며, 도 2의 (b)와 같다. 계수  $K$ 를 가지는 2차원 행렬  $M$ 은, 계수 행렬 분해를 통해 3개의 행렬인,  $U, \Sigma$  및  $V^T$ 로 분해될 수 있다. 일반적으로, 이러한 프로세스는 입력 데이터 행렬  $M$ 에 기반하여 분해 값들을 생성한다. 예를 들어, EVD를 수행하는 경우 분해 값들은 고유값들(eigenvalues)이다. 다른 예로, SVD를 수행하는 경우 분해 값들은 특이값들(singular values)이다.
- [0044] 입력 데이터 행렬  $M$ 을 분해하여 생성된  $U\Sigma V^T$ 의  $U$ 는 공간정보이고,  $\Sigma$ 는 크기정보이며  $V^T$ 는 시간정보이다. SVD의 경우,  $\Sigma$ 는 각 부분공간에 대한 크기 값을 나타내는 특이 값들(Singular Values)로 구성된 특이 값 행렬이고,  $U$ 는 각 특이 값에 대응되는 공간 벡터들로 구성된 공간 벡터 행렬( $U$ )이며,  $V^T$ 는 각 특이 값에 대응되는 시간 벡터들로 구성된 시간 벡터 행렬( $V$ )의 전치행렬(transpose)이다.  $U, V$ 는 각각 특이 값에 대응하는 특이 벡터(singular vector)이다. 특이 벡터는 유니타리 벡터(unitary vector)일 수 있다.  $U$ 는 좌 특이 벡터라 칭하고,  $V$ 는 우 특이 벡터라 칭할 수 있다.  $\Sigma$ 는 대각행렬(diagonal matrix)이다.
- [0045]  $U(i)$ 와  $V(i)$ 는  $M$  행렬의  $i$ 번째 열(columns)이며,  $\Sigma$ 의 대각요소인  $\lambda_i$ 는 정렬된 특이 값(ordered singular value)이다. 0이 아닌  $\lambda_i$ 의 수는 정확히  $M$  행렬의 계수(rank)이다.  $V(i)$ 의 각 열은 길이  $n_t$ 를 가진 시간 신호에 해당하며,  $U(i)$ 의 각 열은 길이  $n_x$ 를 가진 공간 신호에 해당한다.
- [0046]  $M=U\Sigma V^T$ 의 의미를 살펴보면,  $M$ 이라는 하나의 입력 데이터 행렬을 3개의 특성을 가진 행렬로 분해하며, 특성 중에는 3개의 변환의 특성이 결합하여 입력 데이터 행렬  $M$ 이 된다고 볼 수 있다. 입력 데이터 행렬  $M$ 은  $U$ (회전 변환: rotation) +  $\Sigma$ (크기 변환: scale) +  $V$ (회전 변환: rotation)로 결합하였다고 볼 수 있다. 예를 들어,  $V$ 로 인해 회전(rotation)이 일어나고,  $\Sigma$ 로 축의 길이가 변하며(scaling),  $U$ 로 인해 회전(rotation)이 다시 일어나서 최종의  $M$ 이 만들어진다고 볼 수 있다.
- [0047] 도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 영상 기기의 구성도이다.
- [0048] 도 3을 참조하면, 초음파 영상 기기(1)는 신호 획득부(10), 프로세서(12), 입력부(14), 출력부(16) 및 저장부(18)를 포함한다.
- [0049] 신호 획득부(10)는 초음파 신호를 대상체에 송출하고 대상체로부터 반사되는 초음파 신호(즉, 초음파 에코신호)를 수신한다. 스캔라인을 고정시킨 채 정해진 횟수로 초음파 신호를 반복해서 송수신하고 다음 스캔라인으로 이동, 또 정해진 횟수를 반복 송수신하는 식으로 데이터를 얻는다.  $N$ 개의 스캔라인이 있고 샘플 볼륨이  $M$ 개이며, 한 스캔라인을 얻기 위해서 그 스캔라인을 위해  $L$ 번 송신한다고 하면, 이때 매번 송신해서  $M$ 개의 샘플 볼륨 데이터를 얻는데, 각각의 샘플 볼륨에서 첫 송신 때 얻은 데이터를 앙상블(ensemble) 1 데이터, 두 번째 송신 때 얻은 데이터를 앙상블 2 데이터 등으로 부르기로 한다. 이때, 얻은 데이터는 원시 데이터(raw data)일 수 있는데, 예를 들어, I, Q 데이터일 수 있다. I, Q 데이터에는 도플러 성분뿐 아니라 클러스터 성분도 포함되어 있다.
- [0050] 신호 획득부(10)는 앙상블 넘버(ensemble number)에 따라서 송신신호의 형성을 순차적 및 반복적으로 수행하여 복수의 송신신호를 생성한다. 그리고 신호 획득부(10)는 생성된 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에

송신한 후, 대상체로부터 반사된 초음파와 에코 신호가 수신되면 초음파와 에코 신호를 디지털 신호로 변환한다. 변환된 초음파와 에코 신호는 I, Q 신호일 수 있다.

- [0051] 저장부(18)는 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 영상 기기(1)의 동작 프로세스를 저장하며, 저장부(18)는 통상의 하드디스크, RAM 또는 ROM 중 하나 이상으로 구현될 수 있다.
- [0052] 프로세서(12)는 신호 획득부(10)에 의해 변환 및 출력된 I, Q 신호를 대상으로 입력 데이터 행렬 M을 생성하고 M을 SVD하여  $U\Sigma V^T$ 를 생성한다. 프로세서(12)는  $U\Sigma V^T$ 를 이용하여 초음파 영상의 컬러 플로우 영상을 형성하고, 형성된 컬러 플로우 영상을 출력부(16)로 전달한다.
- [0053] 입력부(14)는 사용자의 입력정보를 수신하는 인터페이스를 제공한다. 일 실시 예에서, 인터페이스는 대상체의 B 모드(brightness mode) 영상에 설정되는 관심영역(즉, 컬러박스)의 크기 및 위치 정보에 대하여 사용자가 선택할 수 있도록 한다. 사용자 입력부(130)는 컨트롤 패널(control panel), 마우스(mouse), 키보드(keyboard) 등을 포함할 수 있다. 출력부(16)는 프로세서(12)에 의해 형성된 컬러 플로우 영상을 사용자를 위한 화면에 디스플레이한다.
- [0054] 도 4는 본 발명의 일 실시 예에 따른 도 3의 제어부의 세부 구성도이다.
- [0055] 도 3 및 도 4를 참조하면, 프로세서(12)는 데이터 분해부(120), 데이터 변환부(122), 컷오프 계산부(124), 필터링부(126) 및 평가부(128)를 포함한다.
- [0056] 데이터 분해부(120)는 신호 획득부(10)를 통해 획득된 초음파 데이터 전체를 나타내는 입력 데이터 행렬 M을 계수 행렬 분해, 예를 들어 SVD하여 공간정보(U)와 시간정보( $V^T$ ) 및 크기정보( $\Sigma$ )를 포함하는 분해 데이터를 생성한다. 크기정보( $\Sigma$ )는 모든 픽셀에 공통인 유일한 행렬 값이다. 즉, 각 픽셀 별로 서로 상이한 크기정보( $\Sigma$ )를 가지는 것이 아니라, 모든 픽셀에 공통으로 사용되는 하나의 크기정보( $\Sigma$ )를 가진다. 픽셀은 임의의 영역으로 대체될 수 있으며, 이 경우에도 크기정보( $\Sigma$ )는 모든 영역에 공통으로 사용되는 유일한 행렬 값이 된다.
- [0057] 데이터 변환부(122)는 공통의 크기정보( $\Sigma$ )에, 공간정보를 구성하는 각 픽셀에 대한 공간벡터들( $U(i)$ )을 각각 결합하여 픽셀 별 특성이 반영된 지역적 특성정보( $\Sigma'(i)$ )를 추정한다. 지역적 특성정보( $\Sigma'(i)$ )는 크기정보( $\Sigma$ )를 픽셀 별 특성에 따라 변형한 정보이다. 크기정보( $\Sigma$ )를 변형하여 지역적 특성정보( $\Sigma'(i)$ )를 생성하는 프로세스를 달리 표현하면, 크기정보 내 크기 값들(scale values, SVD에서는 singular values)을 구성하여 크기 값 곡선(scale value curve, SVD에서는 singular value curve)을 생성하고, 크기 값 곡선을 각 픽셀 별 공간 특성에 따라 변형시켜 지역적 특성곡선(characteristic curve)을 생성한다. 생성된 지역적 특성곡선 별로 컷오프 경계값을 계산하여 지역 적응적 필터링을 수행할 수 있게 된다.
- [0058] 일 실시 예에 따른 데이터 변환부(122)는 결합부(1220)와 결합 조정부(1222)를 포함한다. 결합부(1220)는 공간정보(U)를 구성하는 각 픽셀에 대한 공간 벡터( $U(i)$ )의 절대값( $abs(U(i))$ )과 크기정보( $\Sigma$ )를 결합하여 지역적 특성정보( $\Sigma'(i)$ )를 생성한다. 결합 조정부(1222)는 각 픽셀에 대한 공간 벡터( $U(i)$ )와 크기정보( $\Sigma$ )의 결합 정도를 조정한다. 예를 들어, 결합 조정부(1222)는 각 픽셀에 대한 공간 벡터의 절대값( $abs(U(i))$ )의 승수를 조정하여 결합 정도를 조정한다.
- [0059] 컷오프 계산부(124)는 데이터 변환부(122)에서 추정된 픽셀 별 특성 값마다 서로 상이한 컷오프 경계값을 계산한다. 픽셀 별 컷오프 경계값은 저차 컷오프 경계값과 고차 컷오프 경계값 중 적어도 하나를 포함한다. 저차 컷오프 경계값은 혈류신호와 조직신호를 구분하기 위한 경계값이고, 고차 컷오프 경계값은 혈류신호와 잡음신호를 구분하기 위한 경계값이다.
- [0060] 일 실시 예에 따른 컷오프 계산부(124)는 픽셀 별로 특성 값들을 구성하여 특성곡선을 생성하고, 특성곡선에서 각 크기 값 차수(scale value order)에서의 기울기와 특성곡선의 구간 내 평균 기울기를 이용하여 컷오프 경계값을 계산한다. 예를 들어, 소정의 특성곡선에서, 각 크기 값 차수에서의 기울기에서 특성곡선의 구간 내 평균 기울기를 차감하고, 차감한 결과를 누적 합산(cumulative sum)을 하여 얻은 곡선에서 최소값을 가지는 크기 값 차수를 저차 컷오프 경계값으로 결정한다. 다른 예로, 특성곡선에서 일부 구간만 구하여 저차 컷오프 경계값을 추정하고자 하는 경우, 크기 값 곡선의 특성을 이용하여 각 픽셀의 특성곡선을 확장하고 확장된 특성곡선에서 저차 컷오프 경계값을 결정할 수 있다.
- [0061] 평가부(128)는 컷오프 계산부(124)에서 픽셀 별로 계산된 컷오프 경계값을 평가한다. 컷오프 계산부(124)는 평가 결과에 따라 컷오프 경계값이 유효하지 않으면 컷오프 경계값을 조정할 수 있다.

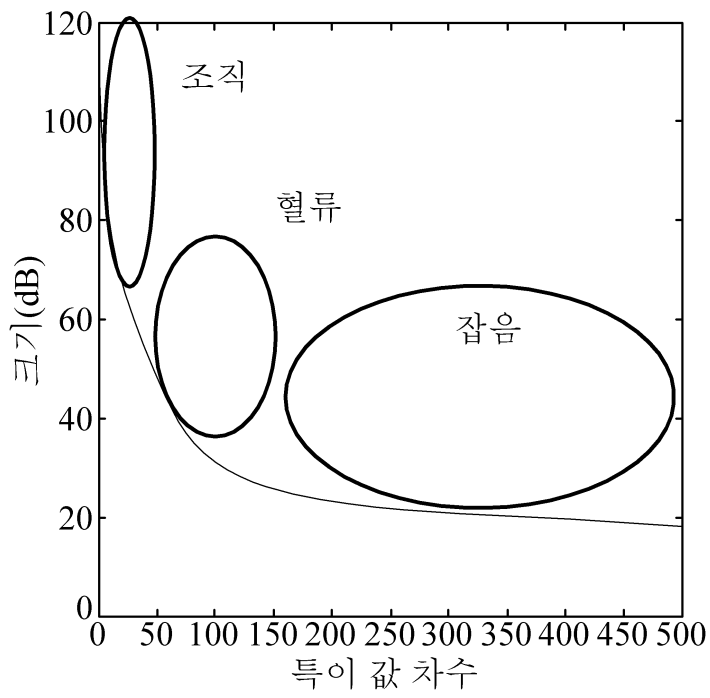
- [0062] 일 실시 예에 따른 평가부(128)는 계수 행렬 분해를 통해 생성된 시간정보(V)에 대한 도플러 스펙트럼을 구한다. 그리고 구한 도플러 스펙트럼의 시간 벡터 차수 별 주파수 값과 미리 설정된 도플러 스펙트럼 주파수 값을 비교하여 미리 설정된 도플러 스펙트럼 주파수 값보다 크거나 그 차이가 미리 설정된 오프셋(offset) 값보다 작은 주파수 값에 해당하는 차수를 유효값으로 설정한다. 이어서, 컷오프 경계값이 유효값보다 큰지 또는 작은지에 따라 컷오프 경계값의 유효성을 평가한다.
- [0063] 다른 예로, 평가부(128)는 계수 행렬 분해를 통해 생성된 시간정보에 대한 도플러 스펙트럼을 구한다. 그리고 구한 도플러 스펙트럼의 시간 벡터 차수 별 주파수 값과 미리 설정된 도플러 스펙트럼 주파수 값을 비교하여 미리 설정된 도플러 스펙트럼 주파수 값보다 크거나 그 차이가 미리 설정된 오프셋(offset) 값보다 작은 주파수 값에 해당하는 시간 벡터 차수들로 이루어진 구간을 유효 범위로 설정한다. 이어서, 컷오프 경계값이 설정된 유효 범위 내에 포함되는지에 따라 컷오프 경계값의 유효성을 평가한다.
- [0064] 컷오프 계산부(124)는 평가부(128)의 평가 결과에 따라 컷오프 경계값이 유효하지 않으면 컷오프 경계값을 조정한다. 예를 들어, 평가 결과에 따라 컷오프 경계값이 유효하지 않으면, 크기 값 곡선을 이용하여 계산된 컷오프 경계값을 해당 픽셀의 컷오프 경계값으로 사용한다.
- [0065] 필터링부(126)는 컷오프 계산부(124)에서 계산된 각 컷오프 경계값을 각 픽셀 별로 반영하여 지역 적응적 필터링을 수행한다. 일 실시 예에 따른 필터링부(126)는 계산된 각 픽셀 별 컷오프 경계값들로 구성된 경계값 맵(threshold map)을 생성한다. 그리고 생성된 경계값 맵을 이용하여 필터링 하여 클러스터 신호로부터 혈류신호를 분리한다. 이때, 생성된 컷오프 맵을 필터링할 수 있다. 필터링은 스무딩(smoothing), 중앙화(median), 가중화(weighting) 등이 있다.
- [0066] 일 실시 예에 따른 필터링부(126)는 경계값 맵에서 각 픽셀 별로 저차 컷오프 경계값보다 작거나 고차 컷오프 경계값보다 큰 컷오프 경계값을 가지는 픽셀의 공간 벡터들에 0(zero)로 마스킹하거나 작은 값으로 가중화한다.
- [0067] 도 5는 본 발명의 일 실시 예에 따른 특성정보 생성 프로세스를 설명하기 위한 참조도이다.
- [0068] 도 3 및 도 5를 참조하면, 프로세서(12)는 공통의 크기정보( $\Sigma$ )를 변형하여 새로운 지역적 특성정보( $\Sigma'(i)$ )를 생성한다. SVD를 예를 들어 설명하면, 입력 데이터 행렬 M을 SVD하여 얻은 특이 값 행렬(singular value matrix)( $\Sigma$ )(510)과 각 픽셀에 대한 특이 벡터(U(i))를 결합하여 새로운 지역적 특성정보( $\Sigma'(i)$ )를 얻는다. 예를 들어, 공통의  $\Sigma$ 에 U의 각 부분, 즉 U(1), U(2), U(3), ...를 차례대로 곱셈 연산한다. SVD를 수행하면 공통의 특이 값 행렬  $\Sigma$ (510)과, 공간 특이 벡터 행렬(U)(500)과, 시간 특이 벡터 행렬( $V^T$ )(520)이 생성되며, 공통의 특이 값 행렬( $\Sigma$ )(510)은 특이 값들로 구성된 특이 값 곡선으로 표현될 수 있다. 공통의 특이 값 행렬( $\Sigma$ )(510)에 각 픽셀에 대한 특이 벡터(U(i))(500)를 결합하여 생성되는 지역적 특성정보( $\Sigma'(i)$ )는 픽셀 별로 특징점이 있는 특성곡선으로 표현될 수 있다.
- [0069] 일 실시 예에 따른 프로세서(12)는 각 픽셀에 대한 특이 벡터(U(i))의 절대값(abs(U(i)))과 특이 값 행렬( $\Sigma$ )을 결합한다. 특이 값 행렬( $\Sigma$ )과 곱해지는 각 픽셀에 대한 특이 벡터(U(i))는 공간 방향으로 필터링된 것일 수 있다. 이때, 필터링은 스무딩(smoothing), 평균화(averaging), 중앙화(median) 등일 수 있다. 구해진 특성곡선을 로그 스케일(log scale) 또는 데시벨 스케일(decibel scale)로 변환할 수 있다. 전술한 프로세스를 수식으로 표현하면 다음과 같다.  $\Sigma'(i)=dB(\text{Smooth}(\text{abs}(U(i))*\text{diag}(\Sigma)))$ . 구해진 특성곡선을 평균 처리, 예를 들어 이동평균(Moving average) 처리할 수 있다. 다른 예로, 구해진 특성곡선을 스무드 필터(smooth filter)를 이용하여 스무딩(smoothing) 처리할 수 있다. 스무스 필터는 S-Golay filter일 수 있다. 스무딩 방법에 따라서는 로그 스케일 또는 데시벨 스케일로 변환하기 전에 스무딩 처리할 수도 있다.
- [0070] 특성곡선에서, 혈류 신호로 인해 증강된 부분은 저차 컷오프 경계값을 위한 특징점이 될 수 있다. 각 지역적 특성곡선( $\Sigma'(i)$ )이 생성되면, 프로세서(12)는 각 지역적 특성곡선에 대한 컷오프 경계값 Cutoff(i)를 추정한다.
- [0071] 도 6은 본 발명의 일 실시 예에 따른 특이 값 곡선을 변형하여 생성된 각 지역적 특성곡선을 도시한 참조도이다.
- [0072] 도 6을 참조하면, 공통의 특이 값 곡선( $\Sigma$ )에 각 픽셀 별 특성을 반영하면 각 지역적 특성곡선( $\Sigma'(i)$ )이 생성된다. 도 6에 도시된 바와 같이, 공통의 특이 값 곡선( $\Sigma$ )(610)은 다양한 지역적 특성곡선( $\Sigma'(i)$ )(620, 630)으로 변형된다. 제1 특성곡선(620)은 혈류신호가 없는 픽셀의 특성곡선이며, 제2 특성곡선(630)은 혈류신호가 있는 픽셀의 특성곡선이다. 제2 특성곡선(630)의 경우, 혈류신호가 위치하는 특이 값 차수의 크기(dB)가 증강되어 변경되었음을 확인할 수 있다. 혈류신호로 인해 증강된 부분 A는 컷오프 경계값을 위한 특징점이 된다.

- [0073] 도 7은 본 발명의 일 실시 예에 따른 경계화 방법을 설명하기 위한 픽셀 별 특성곡선과 저차 컷오프 맵을 도시한 참조도이다.
- [0074] 도 7을 참조하면, 초음파 영상 기기는 계산된 각 픽셀에 해당하는 경계값들을 이용하여 경계값 맵(threshold value map)을 생성한다. 이때, 얻은 경계값 맵은 필터링될 수 있다. 필터링은 스무딩(smoothing), 중앙화(median), 가중화(weighting) 등일 수 있다. 도 7에 도시된 바와 같이, 저차 경계값 맵은 샘플 별로 저차 경계값을 나타내며, 크기에 따라 그 색깔이나 밝기가 구분될 수 있다. 도 7의 좌측 그래프는 저차 경계값 맵에서 제 1 픽셀(x:62, y:226)의 특성곡선과, 제2 픽셀(x:45, y:307)의 특성곡선을 각각 나타내고 있다. 경계값 맵에서 각 픽셀 별로 저차 컷오프 경계값보다 작거나 고차 컷오프 경계값보다 큰 컷오프 경계값을 가지는 픽셀의 특이 벡터들에 0으로 마스킹(masking)하거나 소정의 값으로 가중화(weighting)할 수 있다.
- [0075] 도 8은 본 발명의 일 실시 예에 따른 클러스터 필터링 방법을 도시한 흐름도이다.
- [0076] 도 3 및 도 8을 참조하면, 초음파 영상 기기는 대상체의 관심영역으로부터 초음파 데이터를 획득한다(810). 획득된 초음파 데이터는 I,Q 데이터일 수 있다. 초음파 영상 기기는 획득된 초음파 데이터 전체를 한 번 계수 행렬 분해하여 공통의 크기정보를 포함하는 분해 데이터를 생성한다(820). 일 실시 예에 따른 계수 행렬 분해는 SVD이고, 초음파 데이터 전체의 입력 데이터 행렬(M)을 SVD하여 크기정보와 공간정보 및 시간정보로 분해된 분해 데이터를 획득할 수 있다. SVD의 경우, 크기정보는 각 부분공간에 대한 크기 값을 나타내는 특이 값들로 구성된 특이 값 행렬( $\Sigma$ )이고, 공간정보는 각 특이 값에 대응되는 공간 벡터들로 구성된 공간 벡터 행렬(U)이며, 시간정보는 각 특이 값에 대응되는 시간 벡터들로 구성된 시간 벡터 행렬(V)의 전치행렬( $V^T$ )이다.
- [0077] 이어서, 초음파 영상 기기는 공통의 크기정보에 각 픽셀에 대한 공간정보를 반영하여 지역적 특성정보를 추정(830)하고, 추정된 지역적 특성정보를 기반으로 픽셀 별로 필터링하여 혈류신호를 추출한다(840). 지역적 특성정보를 추정하는 단계(830)에서, 일 실시 예에 따른 초음파 영상 기기는 공통의 크기정보( $\Sigma$ )에, 공간정보를 구성하는 각 픽셀에 대한 공간벡터들(U(i))을 각각 결합하여 각 픽셀에 대한 특성이 반영된 지역적 특성정보( $\Sigma'(i)$ )를 추정한다. 이를 다르게 표현하면, 공통의 크기정보 내 크기 값들(singular values)을 구성하여 크기 값 곡선을 생성하고, 생성된 크기 값 곡선을 각 픽셀에 대한 공간 특성에 따라 변형시켜 지역적 특성곡선을 생성한다.
- [0078] 지역적 특성정보를 추정하는 단계(830)에서, 공간정보를 구성하는 각 픽셀에 대한 공간 벡터를 공간 방향으로 필터링하고, 필터링된 각 픽셀에 대한 공간 벡터와 공통의 크기정보를 결합하여, 공통의 크기정보가 변형된 지역적 특성정보( $\Sigma'(i)$ )를 생성할 수 있다. 지역적 특성정보를 추정하는 단계(830)에서, 초음파 영상 기기는 각 픽셀에 대한 공간 벡터와 크기정보 간의 결합 정도를 조절할 수 있다. 예를 들어, 각 픽셀에 대한 공간 벡터의 절대값의 승수를 조절할 수 있다. 생성된 특성곡선을 로그 스케일(log scale) 또는 데시벨 스케일(decibel scale)로 변환될 수 있다. 생성된 특성곡선을 스무드 필터를 이용하여 스무딩 처리하거나, 이동 평균화 처리할 수 있다.
- [0079] 도 9는 본 발명의 다른 실시 예에 따른 클러스터 필터링 방법을 도시한 흐름도이다.
- [0080] 도 9를 참조하면, 초음파 영상 기기는 대상체의 관심영역으로부터 초음파 데이터를 획득한다(910). 이어서, 획득된 초음파 데이터 전체를 한 번 계수 행렬 분해하여 공통의 크기정보를 포함하는 분해 데이터를 생성한다(920). 일 실시 예에 따른 계수 행렬 분해는 SVD이고, 초음파 데이터 전체의 입력 데이터 행렬(M)을 SVD하여 크기정보와 공간정보 및 시간정보로 분해된 분해 데이터를 획득할 수 있다.
- [0081] 이어서, 공통의 크기정보에 픽셀에 대한 특성을 반영하여 지역적 특성곡선을 계산한다(930). 이어서, 특성곡선에 따른 컷오프 경계값을 계산한다(940). 이때, 추정된 지역적 특성정보마다 서로 상이한 컷오프 경계값을 계산하게 된다. 컷오프 경계값 계산 단계(940)에서, 초음파 영상 기기는 픽셀 별 특성이 반영된 각 특성곡선에서, 각 크기 값 차수에서의 기울기와 특성곡선의 구간 내 평균 기울기를 이용하여 컷오프 경계값을 계산한다. 예를 들어, 각 특성곡선을 대상으로 각 크기 값 차수에서의 기울기에서 특성곡선의 구간 내 평균 기울기를 차감하고, 차감한 결과를 누적 합산(cumulative sum)을 하여 얻은 곡선에서 최소값을 가지는 크기 값 차수를 저차 컷오프 경계값으로 결정한다. 다른 예로, 크기 값 곡선의 특성을 이용하여 각 픽셀의 특성곡선을 확장하고 확장된 특성곡선에서 저차 컷오프 경계값을 결정한다.
- [0082] 이어서, 픽셀 별로 계산된 컷오프 경계값을 평가하여 컷오프 경계값이 유효한지를 판단한다(950). 유효성 판단 방법의 예로, 초음파 영상 기기는 계수 행렬 분해를 통해 생성된 시간정보에 대한 도플러 스펙트럼을 구한다. 그리고 구한 도플러 스펙트럼의 시간 벡터 차수 별 주파수 값과 미리 설정된 도플러 스펙트럼 주파수 값을 비교

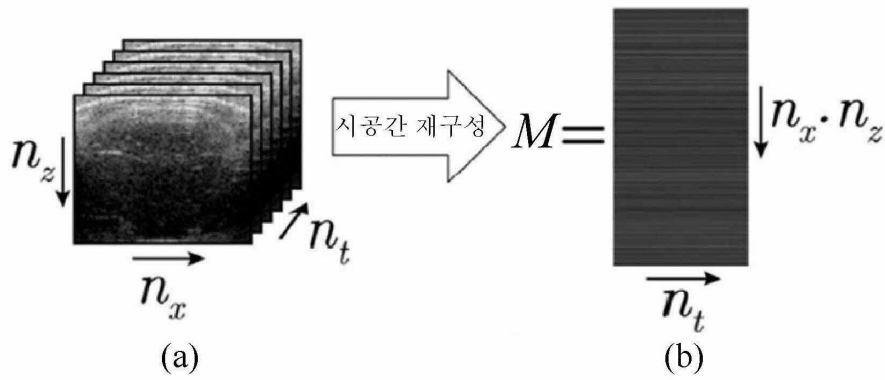


도면

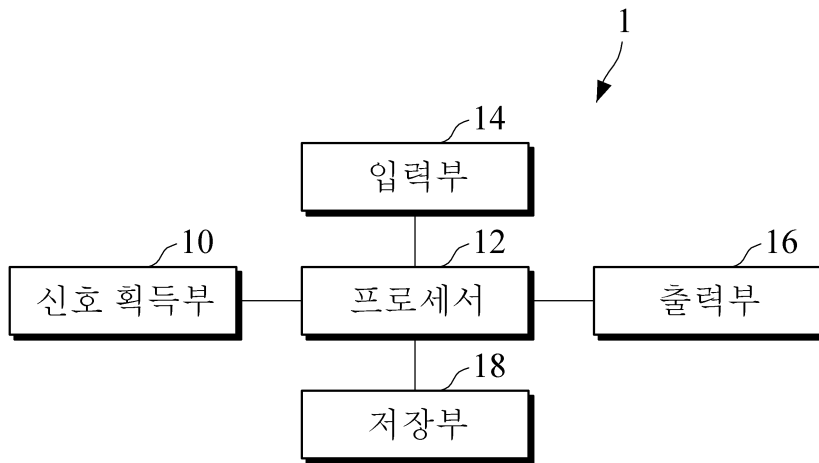
도면1



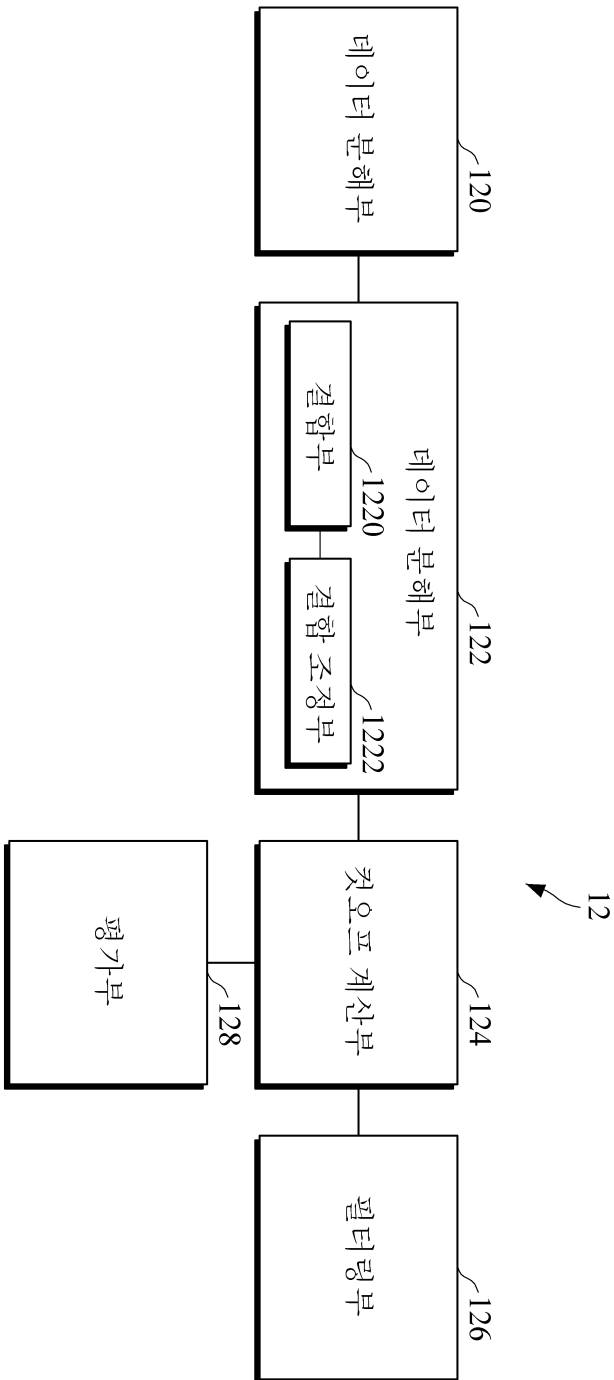
도면2



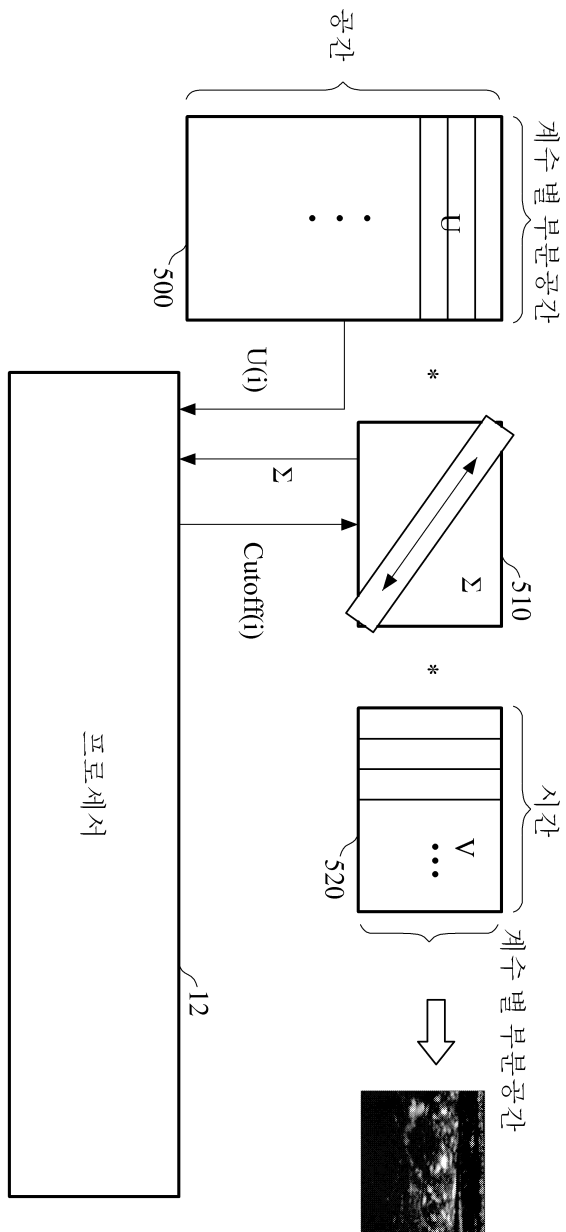
도면3



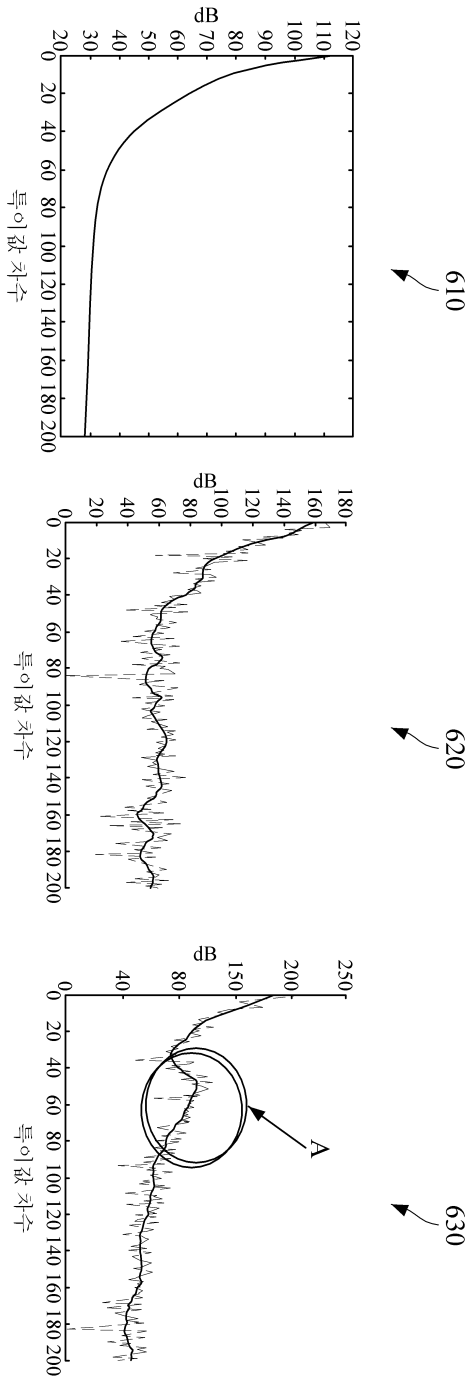
도면4



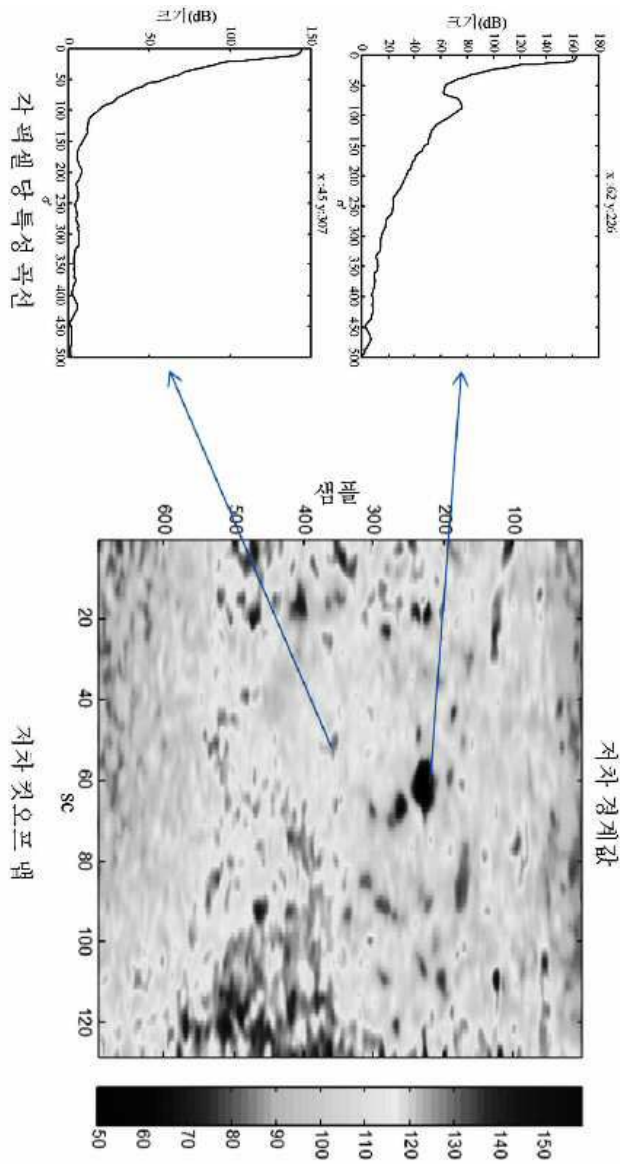
도면5



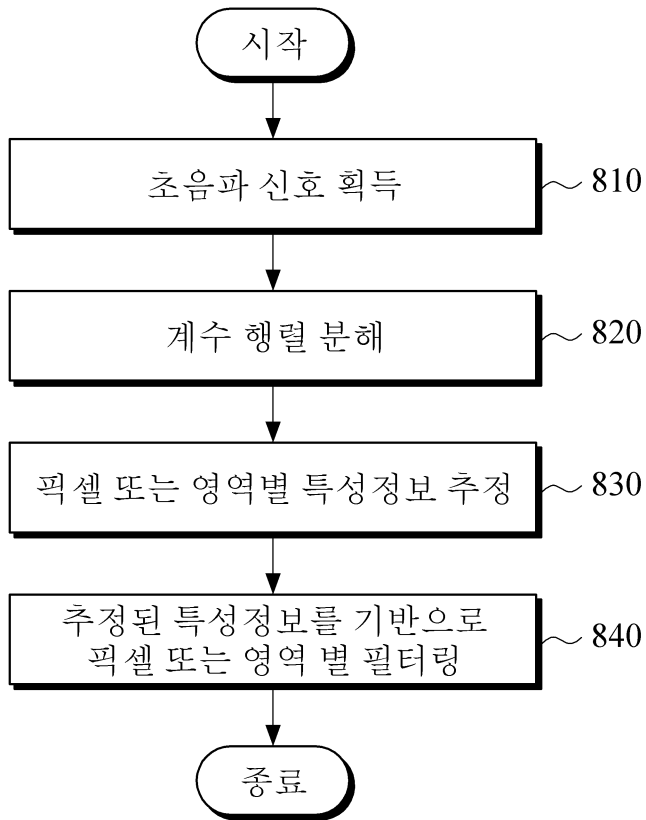
도면6



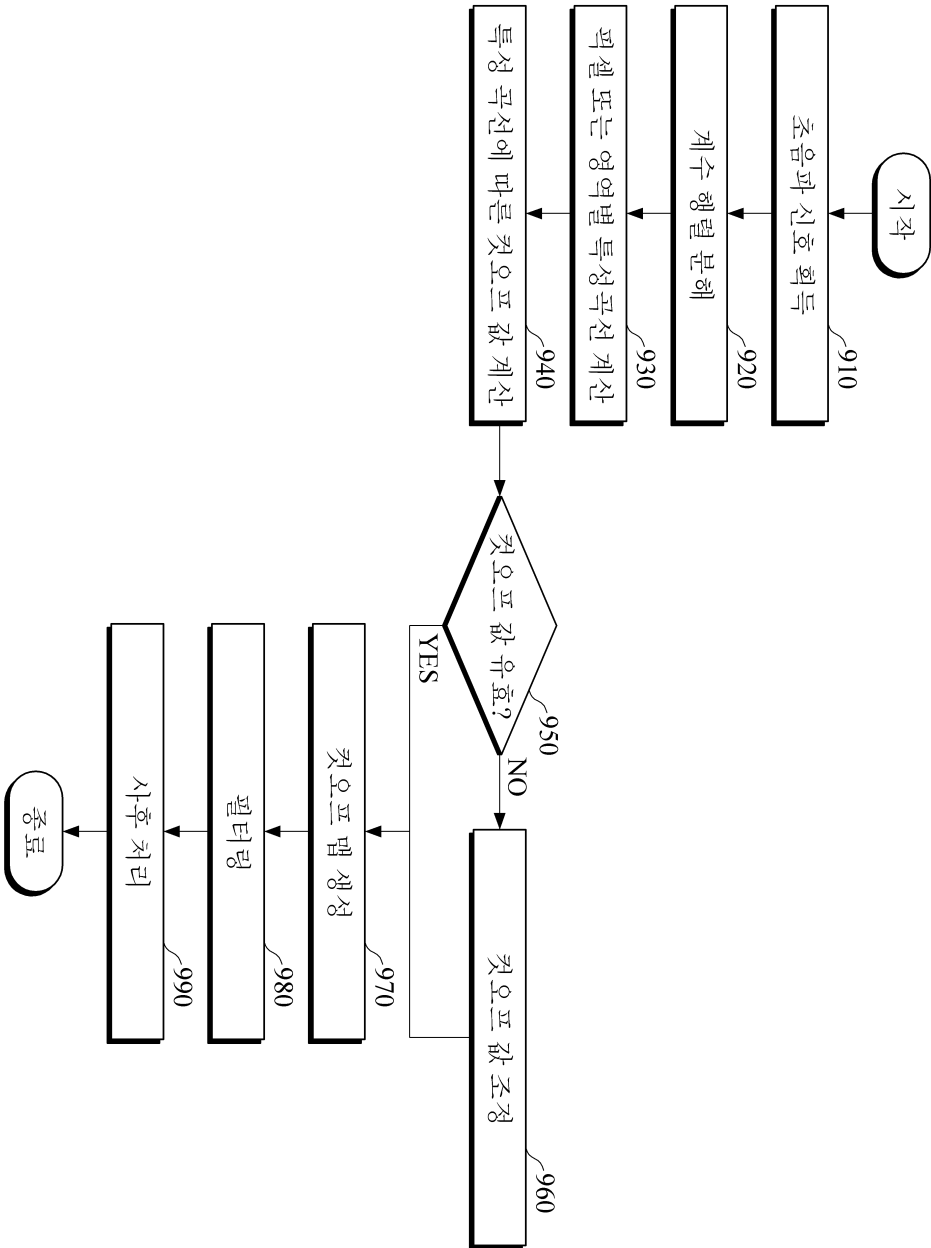
도면7



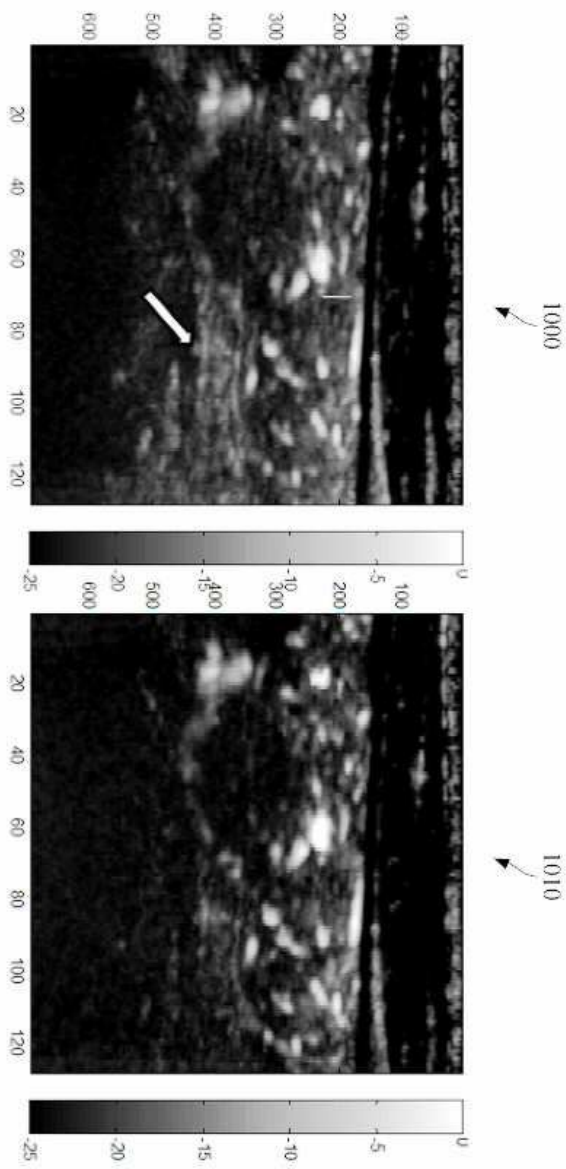
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	超声波成像装置和使用其的杂波滤波方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR101859392B1</a>	公开(公告)日	2018-05-18
申请号	KR1020170140729	申请日	2017-10-27
[标]申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗器械贸易有限公司		
申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限公司		
[标]发明人	CHANG SUN YEOB 장선업		
发明人	장선업		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 G06T2207/30104 G06T2207/10132		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

公开了一种超声成像设备和使用该超声成像设备的杂波滤波方法。根据本发明的实施例，提供了一种使用超声成像设备的杂波滤波方法，包括以下步骤：从目标对象的感兴趣区域获得超声数据；分解超声数据一次，通过在公共尺寸信息中反映关于每个像素的空间信息来估计区域特征信息，并且通过基于估计的区域特征信息过滤像素来提取血流信号。

