(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0074364
(43) 공개일자 2018년07월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
*A61B 8/08* (2006.01) *A61B 8/06* (2006.01)
(52) CPC특허분류
*A61B 8/0891* (2013.01)
*A61B 8/06* (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0178377
(22) 출원일자 2016년12월23일
심사청구일자 2016년12월23일

(71) 출원인
**서강대학교산학협력단**
서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)
(72) 발명자
**유양모**
경기도 고양시 일산서구 후곡로 60, 307동 101호 (일산동,후곡마을3단지아파트)
**강진범**
서울특별시 성북구 오패산로 84, 703-107(하월곡동, 래미안월곡아파트)
**서현아**
경기도 고양시 일산서구 강성로 62 강선마을9단지아파트 906동101호
(74) 대리인
**장완수**

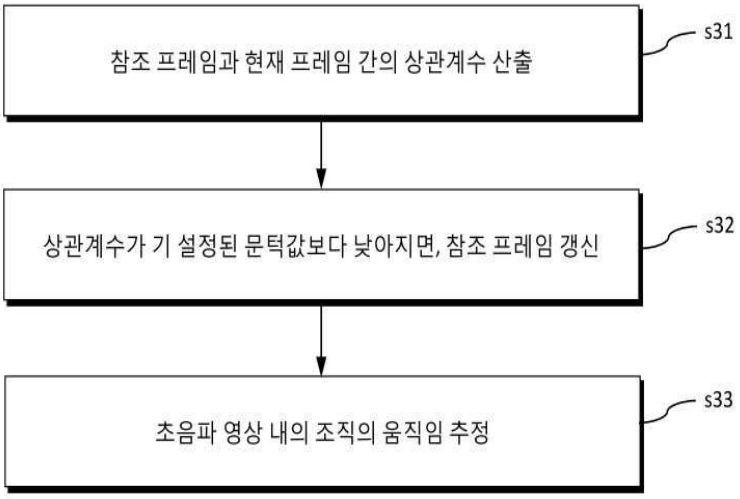
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 **대상체의 움직임을 추정하는 초음파 의료영상 장치가 적응적으로 참조 프레임을 결정하는 방법 및 그 초음파 의료영상 장치**

## (57) 요 약

대상체의 움직임을 추정하는 초음파 영상 장치가 적응적으로 참조 프레임을 결정하는 방법을 제공한다. 본 방법은, 초음파 영상의 참조 프레임과 현재 프레임 간의 상관계수(cross coefficient)를 산출하는 단계; 상관계수가 문턱값(threshold value)보다 작으면, 참조 프레임을 갱신하는 단계; 및 갱신된 참조 프레임과 현재 프레임 간의 차이를 기초로, 초음파 영상 내의 조직의 움직임을 추정하는 단계를 포함한다. 이때, 갱신된 참조 프레임은, 현재 프레임 바로 이전 프레임일 수 있다.

대 표 도 - 도3



(52) CPC특허분류
*A61B 8/5207* (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 IITP-2016-H8601-16-1004
부처명 미래창조과학부
연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터
연구사업명 대학 ICT 연구센터 육성지원사업
연구과제명 현장진료를 위한 IT융합 휴대용 초음파 영상 시스템 개발
기 여 율 1/1
주관기관 서강대학교 산학협력단
연구기간 2016.01.01 ~ 2016.12.31

# 명 세 서

## 청구범위

### 청구항 1

대상체의 움직임을 추정하는 초음파 영상 장치가 적응적으로 참조 프레임을 결정하는 방법에 있어서,

초음파 영상의 참조 프레임과 현재 프레임 간의 상관계수(cross coefficient)를 산출하는 단계;

상기 상관계수가 문턱값(threshold value)보다 작으면, 상기 참조 프레임을 갱신하는 단계; 및

상기 갱신된 참조 프레임과 상기 현재 프레임 간의 차이를 기초로, 상기 초음파 영상 내의 조직의 움직임을 추정하는 단계;를 포함하되,

상기 갱신된 참조 프레임은, 상기 현재 프레임 바로 이전 프레임인 것인, 적응적 참조 프레임 결정 방법.

### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 문턱값은

각 프레임의 이동평균(moving average), 이동표준편차(moving standard deviation) 및 신뢰구간(confidence interval)을 기초로 산출되는 것인, 적응적 참조 프레임 결정 방법.

### 청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 상관계수는,

아래의 수학식 1에 기반하여 산출하는 것인, 적응적 참조 프레임 결정 방법.

<수학식 1>

$$r = \frac{\sum_{i=1}^{n}(X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^{n}(X_i - \bar{X})^2}\sqrt{\sum_{i=1}^{n}(Y_i - \bar{Y})^2}}$$

이때, $X$, $Y$는 각각 갱신된 참조 프레임과 현재 프레임을 나타내며, $\bar{X}$, $\bar{Y}$는 각각 갱신된 참조 프레임 및 현재 프레임의 평균값을 나타냄.

### 청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 조직의 움직임을 추정하는 단계는

상기 갱신된 참조 프레임 및 상기 현재 프레임을 복수의 블록들로 구분하는 단계;

매칭 기준값을 결정하는 단계;

상기 매칭 기준값을 기준으로, 상기 갱신된 참조 프레임의 복수의 블록들과 상기 현재 프레임의 복수의 블록들을 매칭하는 단계; 및

상기 매칭 결과에 따라, 상기 현재 프레임에 대한 움직임 벡터를 산출하는 단계;를 포함하는 것인, 적응적 참조 프레임 결정 방법.

### 청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 매칭 기준값은,

상기 갱신된 참조 프레임 및 상기 현재 프레임 간의 정규 상호-상관값(normalized cross-correlation value)인, 적응적 참조 프레임 결정 방법.

**청구항 6**

제 1 항에 있어서,

상기 조직의 움직임을 추정하는 단계는

상기 대상체 내의 혈관벽의 움직임을 추정하는 것인, 적응적 참조 프레임 결정 방법.

**청구항 7**

제 1 항에 있어서,

상기 적응적 참조 프레임 결정 방법은,

상기 조직의 움직임 방향 및 크기를 나타내는 인디케이터(indicator)를, 상기 초음파 영상과 오버랩(overlap)하여 표시하는 단계;를 더 포함하는 것인, 적응적 프레임 결정 방법.

**청구항 8**

대상체의 움직임을 추정하는 초음파 영상 장치가 적응적으로 참조 프레임을 결정하는 방법에 있어서,

초음파 영상의 참조 프레임과 현재 프레임 간의 정규 상호-상관값(normalized cross-correlation value)을 결정하는 단계;

상기 정규 상호-상관값이 문턱값(threshold value)보다 작으면, 상기 참조 프레임을 갱신하는 단계;

상기 갱신된 참조 프레임을 기초로, 정규 상호-상관값을 갱신하는 단계; 및

상기 갱신된 정규 상호-상관값을 이용하여 상기 초음파 영상 내의 조직의 움직임을 추정하는 단계;를 포함하되,

상기 갱신된 참조 프레임은, 상기 현재 프레임 바로 이전 프레임인 것인, 적응적 참조 프레임 결정 방법.

**청구항 9**

제 8 항에 있어서,

상기 조직의 움직임을 추정하는 단계는

상기 갱신된 참조 프레임 및 상기 현재 프레임을 복수의 블록들로 구분하는 단계;

상기 정규 상호-상관값을 기준으로, 상기 갱신된 참조 프레임의 복수의 블록들과 상기 현재 프레임의 복수의 블록들을 매칭하는 단계; 및

상기 매칭 결과에 따라, 상기 현재 프레임에 대한 움직임 벡터를 산출하는 단계;를 포함하는 것인, 적응적 참조 프레임 결정 방법.

**청구항 10**

초음파 영상 장치에 있어서,

대상체로부터 초음파 데이터를 획득하는 프로브;

상기 초음파 데이터를 이용하여 초음파 영상을 생성하는 영상 처리부; 및

상기 초음파 영상으로부터 대상체의 움직임을 추정하는 제어부;를 포함하며,

상기 제어부는,

상기 초음파 영상의 참조 프레임과 현재 프레임 간의 상관계수(cross coefficient)를 산출하고,

상기 상관계수가 문턱값(threshold value)보다 작으면, 상기 참조 프레임을 갱신하며,

상기 갱신된 참조 프레임과 상기 현재 프레임 간의 차이를 기초로, 상기 초음파 영상 내의 조직의 움직임을 추정하되,

상기 갱신된 참조 프레임은, 상기 현재 프레임 바로 이전 프레임인 것인, 초음파 의료영상 장치.

**청구항 11**

제 10 항에 있어서,

상기 문턱값은

각 프레임의 이동평균(moving average), 이동표준편차(moving standard deviation) 및 신뢰구간(confidence interval)을 기초로 산출되는 것인, 초음파 의료영상 장치.

**청구항 12**

제 10 항에 있어서,

상기 제어부는

상기 갱신된 참조 프레임 및 상기 현재 프레임을 복수의 블록들로 구분하고, 매칭 기준값을 결정하며, 상기 매칭 기준값을 기준으로 상기 갱신된 참조 프레임의 복수의 블록들과 상기 현재 프레임의 복수의 블록들을 매칭하고,

상기 매칭 결과에 따라, 상기 현재 프레임에 대한 움직임 벡터를 산출하는 것인, 초음파 의료영상 장치.

**청구항 13**

제 12 항에 있어서,

상기 매칭 기준값은,

상기 갱신된 참조 프레임 및 상기 현재 프레임 간의 정규 상호-상관값(normalized cross-correlation value)인, 초음파 의료영상 장치.

**청구항 14**

제 10 항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 조직의 움직임 방향 및 크기를 나타내는 인디케이터(indicator)를, 상기 초음파 영상과 오버랩(overlap)하여 표시하는 것인, 초음파 의료영상 장치.

**청구항 15**

제 1 항 내지 제 9 항 중 어느 한 항의 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체.

## *발명의 설명*

### *기 술 분 야*

[0001] 본 발명은 대상체의 움직임을 추정하는 초음파 의료영상 장치가 적응적으로 참조 프레임을 결정하는 방법 및 그 초음파 의료영상 장치에 관한 것이다.

### *배 경 기 술*

[0002] 초음파 의료영상 장치(ultrasound medical imaging apparatus)는 인체 조직으로 초음파 신호를 송신한 후, 반사된 신호에 포함된 정보를 이용함으로써, 비침습적으로 인체 내부의 구조 및 특성을 무침습으로 영상화하는 장비이다. 초음파 의료영상 시스템은 X선 의료영상 시스템, X선 CT스캐너, MRI, 핵의학 진단장치 등의 다른 의료

영상 시스템과 비교할 때, 소형이고 저렴하며, 실시간으로 표시 가능하고, X선 등의 피폭이 없어 안전성이 높은 장점을 갖고 있다.

[0003] 초음파 의료영상 장치는 다양한 형태의 임상 정보를 제공하고 있는데, 이 중에서 인체 내 심장, 혈관 벽, 복부 등 조직의 움직임을 추정하는 기술은 초음파 영상의 화질과 질병을 진단하는데 매우 중요한 정보를 제공하여 그 중요성이 날로 증대되고 있다.

[0004] 최근에는, 초음파 영상에서 조직의 움직임을 추정하는 방법에 대한 관심이 높아지고 있다. 초음파 영상을 구성하는 프레임들 간의 조직의 위치 차이를 분석하여 프레임들 간의 다양한 움직임 벡터 추정 방법은 비디오 기술 발전에 힘입어 상당한 성능 향상을 보여오고 있다. 그러나, 이를 위한 참조 프레임과 비교 프레임간의 선정 방법이나 성능 비교는 제대로 이루어지지 않고 있다.

[0005] 도 1(a)는 종래의 초음파 의료영상 장치가 초음파 영상의 최초 프레임을 참조 프레임으로 설정한 후, 이후에 획득되는 프레임을 기 설정된 참조 프레임과 비교하여 대상체의 움직임을 추정하는 고정 참조 프레임(fixed reference frame) 기법을 나타낸다. 이러한 고정 참조 프레임 기법은, 대상체의 내외부적 방해요소(예를 들어, 재채기 등), 호흡 및/또는 심장 박동의 변화 등을 적절하게 반영하지 못한다는 점에서 문제가 있다.

[0006] 도 1(b)는 종래의 초음파 의료영상 장치가 인터-프레임(inter-frame) 기법을 이용하여 대상체의 움직임을 추정하는 방법을 도시한다. 인터-프레임 기법은 연속하는 프레임들 간의 유사도에 기반하여 대상체의 움직임 벡터를 추정하는 기법일 수 있다. 따라서, 인터-프레임 기법은 대상체의 내외부적 방해요소에 따라 오류값을 포함하는 유사도를 산출할 수 있으며, 이는 움직임 추정에 오류를 가져올 수 있다는 문제가 있다.

## *선행기술문헌*

[0007] 한국 공개특허공보 제10-2012-0044265호(발명의 명칭: 초음파 진단 장치 및 조직 움직임 추적 방법)

## *발명의 내용*

### *해결하려는 과제*

[0008] 본 발명은 상술한 문제점을 해결하기 위한 것으로, 본 발명의 목적은 대상체의 내외부적 방해요소, 대상체의 호흡 및/또는 심장 박동의 변화 등에 대응하여 적응적으로 참조 프레임을 조정함으로써, 실시간 초음파 영상에서 프레임 율(frame rate)의 저하 없이 대상체의 움직임을 추정하는 방법 및 그 초음파 의료영상 장치를 제공하는 데에 있다.

### *과제의 해결 수단*

[0009] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제 1 측면은, 초음파 영상의 참조 프레임과 현재 프레임 간의 상관계수(cross coefficient)를 산출하는 단계; 상관계수가 문턱값(threshold value)보다 작으면, 참조 프레임을 갱신하는 단계; 및 갱신된 참조 프레임과 현재 프레임 간의 차이를 기초로, 초음파 영상 내의 조직의 움직임을 추정하는 단계를 포함하는, 대상체의 움직임을 추정하는 초음파 영상 장치가 적응적으로 참조 프레임을 결정하는 방법을 제공한다. 이때, 갱신된 참조 프레임은, 현재 프레임 바로 이전 프레임일 수 있다.

[0010] 또한, 문턱값은, 각 프레임의 이동평균(moving average), 이동표준편차(moving standard deviation) 및 신뢰구간(confidence interval)을 기초로 산출될 수 있다.

[0011] 또한, 조직의 움직임을 추정하는 단계는, 갱신된 참조 프레임 및 현재 프레임을 복수의 블록들로 구분하는 단계; 매칭 기준값을 결정하는 단계; 매칭 기준값을 기초로, 갱신된 참조 프레임의 복수의 블록들과 현재 프레임의 복수의 블록들을 매칭하는 단계; 및 매칭 결과에 따라, 조직의 움직임 벡터를 산출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0012] 또한, 매칭 기준값은, 갱신된 참조 프레임 및 현재 프레임 간의 정규 상호-상관값(normalized cross-correlation value)일 수 있다.

[0013] 또한, 적응적 참조 프레임 결정 방법은, 조직의 움직임 방향 및 크기를 나타내는 인디케이터(indicator)를, 초음파 영상과 오버랩(overlap)하여 표시하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0014] 또한, 조직의 움직임을 추정하는 단계는, 대상체 내의 혈관벽의 움직임을 추정하는 것일 수 있다.

[0015] 또한, 본 발명의 제 2 측면은, 초음파 영상의 참조 프레임과 현재 프레임 간의 정규 상호-상관값(normalized cross-correlation value)을 결정하는 단계; 정규 상호-상관값이 문턱값(threshold value)보다 작으면, 참조 프레임을 갱신하는 단계; 갱신된 참조 프레임을 기초로, 정규 상호-상관값을 갱신하는 단계; 및 갱신된 정규 상호-상관값을 이용하여 초음파 영상 내의 조직의 움직임을 추정하는 단계;를 포함하는 대상체의 움직임을 추정하는 초음파 영상 장치가 적응적으로 참조 프레임을 결정하는 방법을 제공한다. 이때, 갱신된 참조 프레임은, 현재 프레임 바로 이전 프레임일 수 있다.

[0016] 또한, 본 발명의 제 3 측면은, 대상체로부터 초음파 데이터를 획득하는 프로브; 초음파 데이터를 이용하여 초음파 영상을 생성하는 영상 처리부; 및 초음파 영상으로부터 대상체의 움직임을 추정하는 제어부;를 포함하는 초음파 의료영상 장치를 제공한다. 이때, 제어부는 초음파 영상의 참조 프레임과 현재 프레임 간의 상관계수(cross coefficient)를 산출하고, 상관계수가 문턱값(threshold value)보다 작으면, 참조 프레임을 갱신하며, 갱신된 참조 프레임과 현재 프레임 간의 차이를 기초로, 초음파 영상 내의 조직의 움직임을 추정한다. 한편, 갱신된 참조 프레임은, 현재 프레임 바로 이전 프레임일 수 있다.

[0017] 또한, 본 발명의 제 4 측면은, 상기 제 1 측면 및 제 2 측면의 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체를 제공한다.

## *발명의 효과*

[0018] 이상과 같은 다양한 실시 예들에 따르면, 대상체의 움직임(예를 들어, 혈관벽의 움직임)을 적응적으로 결정된 참조 프레임을 이용하여 추정함으로써, 보다 정확하게 대상체의 움직임을 추정할 수 있을 뿐 아니라 프레임 율의 저하를 방지할 수 있다.

## *도면의 간단한 설명*

[0019] 도 1은 종래의 초음파 의료영상 장치가 움직임 추정하는 방법을 도시한 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 의료영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따라 초음파 의료영상 장치가 적응적으로 참조 프레임을 결정하는 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따라 도 2의 제어부가 적응적으로 참조 프레임을 결정하는 일례이다.

도 5는 종래의 기법들을 통해 추정된 혈관벽의 움직임과 본 발명의 일 실시예에 따라 추정된 혈관벽의 움직임을 비교한 실험 결과를 도시한 도면이다.

도 6은 도 5에서 추정된 혈관벽 움직임을 이용하여 펄스파 속도(pulse wave velocity)를 측정한 결과를 도시한 도면이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상에서 추정된 움직임 벡터를 표시한 일례이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 의료영상 장치(10)가 적응적으로 참조 프레임을 결정하는 방법을 설명하기 위한 다른 도면이다.

## *발명을 실시하기 위한 구체적인 내용*

[0020] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.

[0021] 또한, 도면을 참고하여 설명하면서, 같은 명칭으로 나타낸 구성일지라도 도면에 따라 도면 번호가 달라질 수 있고, 도면 번호는 설명의 편의를 위해 기재된 것에 불과하고 해당 도면 번호에 의해 각 구성의 개념, 특징, 기능 또는 효과가 제한 해석되는 것은 아니다.

[0022] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결"되어 있는 경우도 포함한다. 또한 어떤 부분이

어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미하며, 하나 또는 그 이상의 다른 특징이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0023] 명세서 전체에서 대상체(object)는 초음파 도플러 영상 장치의 측정 대상이 되는 것으로, 사람이나 동물 또는 그 일부를 포함하는 것일 수 있다. 또한, 대상체는 심장, 뇌 또는 혈관과 같은 각종 장기나 다양한 종류의 팬텀(phantom)을 포함할 수 있다.

[0024] 명세서 전체에서 초음파 영상이란 초음파를 이용하여 획득된 대상체에 대한 영상을 의미한다. 초음파 영상은 다양하게 구현될 수 있다. 예를 들어, 초음파 영상은 B 모드(brightness mode) 영상, C 모드(color mode) 영상, D 모드(Doppler mode) 영상 중 적어도 하나일 수 있다. 또한, 본 발명의 일 실시예에 의하면, 초음파 영상은 2차원 영상 또는 3차원 영상일 수도 있다.

[0025] 명세서 전체에서 사용자는 의료전문가로서 의사, 간호사, 임상병리사, 의료영상 전문가 등이 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0026] 이하, 첨부된 도면을 참고하여 본 발명의 일 실시예를 상세히 설명하기로 한다.

[0027] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 의료영상 장치(10)의 구성을 도시한 블록도이다.

[0028] 도 2를 참조하면, 일 실시예에 따른 초음파 의료영상 장치(10)는 프로브(11), 초음파 송수신부(12), 제어부(13), 영상 처리부(14), 디스플레이부(15) 및 저장부(16)를 포함할 수 있다. 아울러, 초음파 의료영상 장치(10)는 사용자의 입력정보를 수신하도록 동작하는 사용자 입력부(17) 및 다른 장치들과 통신하도록 동작하는 통신부(18)를 더 포함할 수 있다. 그러나, 상기한 구성요소들이 초음파 의료영상 장치(10)의 필수적인 구성요소는 아니며, 초음파 의료영상 장치(10)는 상기한 구성요소들보다 더 많거나 더 적은 구성요소들로 구현될 수 있다.

[0029] 또한, 초음파 의료영상 장치(10)는 카트형뿐만 아니라 휴대형으로도 구현될 수 있다. 휴대형 초음파 진단 장치의 예로는 프로브 및 어플리케이션을 포함하는 스마트 폰(smart phone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0030] 이하, 초음파 의료영상 장치(10)의 각 구성요소를 설명한다.

[0031] 프로브(11)는 복수의 트랜스듀서들을 포함할 수 있다. 복수의 트랜스듀서들은 송신부(121)로부터 인가된 송신 신호에 따라 대상체(1)로 초음파 신호를 송출할 수 있다. 복수의 트랜스듀서들은 대상체(1)로부터 반사된 초음파 신호를 수신하여, 수신 신호를 형성할 수 있다.

[0032] 제어부(13)는 프로브(11)에 포함되는 복수의 트랜스듀서들의 위치 및 집속점을 고려하여, 복수의 트랜스듀서들 각각에 인가될 송신 신호를 형성하도록 송신부(121)를 제어한다.

[0033] 제어부(13)는 프로브(11)로부터 수신되는 수신 신호를 아날로그 디지털 변환하고, 복수의 트랜스듀서들의 위치 및 집속점을 고려하여, 디지털 변환된 수신 신호를 합산함으로써, 초음파 데이터를 생성하도록 수신부(122)를 제어한다.

[0034] 영상 처리부(14)는 수신부(122)에서 생성된 초음파 데이터를 이용하여, 초음파 영상을 생성한다.

[0035] 디스플레이부(15)는 생성된 초음파 영상 및 초음파 의료영상 장치(10)에서 처리되는 다양한 정보를 표시할 수 있다.

[0036] 제어부(13)는 초음파 의료영상 장치(10)의 전반적인 동작 및 초음파 의료영상 장치(10)의 내부 구성 요소들 사이의 신호 흐름을 제어할 수 있다. 제어부(13)는 초음파 의료영상 장치(10)의 기능을 수행하기 위한 프로그램 또는 데이터를 저장하는 메모리, 및 프로그램 또는 데이터를 처리하는 프로세서를 포함할 수 있다. 또한, 제어부(13)는 저장부(16)에 저장된 다양한 데이터 또는 프로그램, 입/출력되는 초음파 데이터, 획득된 초음파 영상 등을 획득하여, 다양한 기능을 수행할 수 있다.

[0037] 특히, 본 발명의 일 실시예에 따라 제어부(13)는 영상 처리부(14)에서 생성된 초음파 영상을 구성하는 프레임들 중에서 참조 프레임과 현재 프레임(또는, 비교 프레임) 간의 차이를 기초로, 초음파 영상에 포함된 조직의 움직임을 추정한다. 이때, 제어부(13)는 참조 프레임을 적응적으로 결정할 수 있다. 이를 통해, 제어부(13)는 보

다 정확하게 조직의 움직임을 추정할 수 있으며, 프레임 율의 저하를 방지할 수 있다.

[0038] 이하에서는 본 발명에 따른 초음파 의료영상 장치(10)가 적응적으로 참조 프레임을 결정하는 방법에 대해 보다 구체적으로 살펴보기로 한다.

[0039] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따라 초음파 의료영상 장치(10)가 적응적으로 참조 프레임을 결정하는 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

[0040] 도 3을 참조하면, 제어부(13)는 초음파 영상에서 미리 설정된 참조 프레임과 현재 프레임 간의 상관계수(cross coefficient)를 산출한다(s31). 구체적으로, 제어부(13)는 하기의 수학식 1을 이용하여 참조 프레임과 현재 프레임 간의 상관계수( $r$ )를 산출할 수 있다.

*수학식 1*

[0041]
$$r = \frac{\sum_{i=1}^{n}(X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^{n}(X_i - \bar{X})^2}\sqrt{\sum_{i=1}^{n}(Y_i - \bar{Y})^2}}$$

[0042] 수학식 1에서 $X$, $Y$는 각각 참조 프레임과 현재 프레임을 의미하며, $\bar{X}$, $\bar{Y}$는 각각 참조 프레임 및 현재 프레임의 평균값을 의미한다.

[0043] 이후, 제어부(13)는 상관계수( $r$ )가 기 설정된 문턱값(threshold value)보다 작으면, 참조 프레임을 갱신한다(s32).

[0044] 먼저, 제어부(13)는 문턱값을 설정한다. 예를 들어, 제어부(13)는 프레임의 움직임 평균( $\mu$), 움직임 표준편자( $\sigma$ )및 신뢰구간($k$)을 기초로, $\mu_i + k\sigma_i$ ( $i$ (프레임 식별 번호)= 1, 2, 3, ..)을 문턱값으로 결정할 수 있다. 그러나, 이에 한정되는 것은 아니며, 제어부(13)는 다양한 방법들을 이용하여 문턱값을 설정할 수 있다.

[0045] 제어부(13)는 상관계수가 문턱값 이상이면, s33 단계로 진행하여 기존의 참조 프레임 및 현재 프레임의 차이를 기초로 초음파 영상 내의 조직의 움직임을 추정할 수 있다.

[0046] 그러나, 제어부(13)는 상관계수가 문턱값보다 낮아지면, 참조 프레임을 갱신한다. 예를 들어, 제어부(13)는 현재 프레임 바로 이전의 프레임을 참조 프레임으로 설정할 수 있다.

[0047] 다음으로, 제어부(13)는 갱신된 참조 프레임과 현재 프레임 간의 차이를 기초로, 초음파 영상 내의 조직의 움직임을 추정한다(s33). 예를 들어, 제어부(13)는 초음파 영상에 포함된 혈관의 혈관벽 움직임을 추정할 수 있다.

[0048] 구체적으로, 제어부(13)는 블록 매칭(block matching) 알고리즘을 기반으로 초음파 영상에 포함된 조직의 움직임을 추정할 수 있다. 여기서, 블록 매칭 알고리즘은, 참조 프레임과 현재 프레임을 모두 블록으로 나눈 뒤 매칭되는 블록을 탐색함으로써, 영상 내의 움직임을 추정하는 것일 수 있다. 구체적으로, 제어부(13)는 갱신된 참조 프레임 및 현재 프레임을 복수의 블록들로 구분할 수 있다. 또한, 제어부(13)는 매칭 기준값을 결정할 수 있다. 매칭 기준값은, 예를 들어, 참조 프레임 및 현재 프레임 간의 정규화된 정규 상호-상관값(normalized cross-correlation value)일 수 있다. 이때, 제어부(13)는 하기의 수학식 2를 이용하여 정규 상호-상관값( $R_{NCC}$ )을 산출할 수 있다.

*수학식 2*

$$R_{NCC} = \frac{\sum_{n=u}^{u+W-1} f(n)g(n+\tau)}{\sqrt{\sum_{n=u}^{u+W-1} f^2(n) \cdot \sum_{n=u}^{u+W-1} g^2(n+\tau)}}$$

[0049]

[0050] 수학식 2에서 $f$ 는 참조 프레임을 의미하며, $g$ 는 현재 프레임을 의미한다. 또한, $u$는 참조 프레임 내 블록의 원점 위치를 의미하며, $W$ 는 탐색 윈도우 사이즈를 의미한다. 또한, $\tau$ 는 위상 이동(phase shift)을 의미한다. 한편, 전술한 방법 이외에도, 제어부(13)는 다양한 기법들을 이용하여 매칭 기준값을 결정할 수 있다.

[0051] 제어부(13)는 매칭 기준값을 기초로, 갱신된 참조 프레임의 복수의 블록들과 현재 프레임의 복수의 블록들을 매칭할 수 있다. 또한, 제어부(13)는 매칭 결과를 기초로, 현재 프레임에 대응하는 움직임 벡터를 산출할 수 있다. 이때, 산출된 움직임 벡터는 축(axial) 방향의 데이터 및 횡(lateral) 방향의 데이터를 포함할 수 있다. 한편, 블록 매칭 알고리즘을 기반으로 움직임 벡터를 산출하는 방법은, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가 진 자가 용이하게 이해할 수 있으므로, 그 상세한 설명을 생략한다.

[0052] 한편, 위 설명에서는 제어부(13)가 블록 매칭 알고리즘을 기반으로 초음파 영상의 움직임을 추정하는 것으로 설명하였으나, 이에 제한되지 않는다. 예를 들어, 제어부(13)는 광학 흐름 알고리즘(optical flow algorithm), 화소 반복 알고리즘(pel recursive algorithm, PRA) 등에 기반하여 공간 도메인 상에서의 움직임 추정을 수행할 수 있다. 또한, 제어부(13)는 페이즈 상관 알고리즘(phase correlation algorithm), DCT(discrete cosine transform) 등에 기반하여 주파수 도메인 상에서의 움직임 추정을 수행할 수도 있다.

[0053] 한편, 제어부(13)는 초음파 영상 내 관심영역(ROI: region of interest)에 대응하여 상기한 s31 내지 s33 단계들을 수행할 수 있다. 이때, 관심영역은 사용자에 의해 입력된 정보를 기초로 설정될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니며, 제어부(13)에 의해 자동으로 설정될 수동 있다.

[0054] 제어부(13)는 상기한 s31 내지 s33 단계들을 초음파 영상의 마지막 프레임까지 반복 수행할 수 있다. 또한, 상기한 s31 내지 s33 단계들은 본 발명의 구현예에 따라서, 추가적인 단계들로 더 분할되거나, 더 적은 단계들로 조합될 수 있다. 또한, 일부 단계는 필요에 따라 생략될 수도 있고, 단계 간의 순서가 변경될 수도 있다.

[0055] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따라 도 2의 제어부(13)가 적응적으로 참조 프레임을 결정하는 일례이다.

[0056] 도 4를 참조하면, 제어부(13)는 적응적 참조 프레임을 이용하여, 초음파 영상을 구성하는 복수의 프레임들로부터 혈관벽의 움직임을 추정할 수 있다.

[0057] 먼저, 제어부(13)는 최초로 획득된 제1 프레임(41)을 참조 프레임으로 결정할 수 있다. 이후, 제어부(13)는 참조 프레임과 실시간으로 획득되는 프레임 간의 상관계수( $r$ )가 문턱값(예를 들어, 0.99)보다 낮아지기 전까지 제1 프레임(41)을 참조 프레임으로 유지할 수 있다.

[0058] 이후, 제어부(13)는 참조 프레임(즉, 제1 프레임(41))과 제10 프레임(43) 간의 상관계수가 기 설정된 문턱값보다 낮아지면(즉, 제1 시점), 참조 프레임을 갱신할 수 있다. 이때, 제어부(13)는 제10 프레임(43) 바로 이전의 제9 프레임(42)을 참조 프레임으로 설정할 수 있다. 즉, 대상체 내의 혈관벽이 호흡, 심장의 움직임 등에 의해 변화되면, 제어부(13)는 해당 움짐임에 대응하여 참조 프레임을 변경할 수 있다. 또는, 해당 움직임이 대상체의 내외부적 방해요소에 의할 경우, 갱신된 참조 프레임은 바로 다시 조정될 수 있다.

[0059] 제어부(13)는 갱신된 참조 프레임(즉, 제9 프레임(42))과 그 이후의 프레임(예를 들어, 제14프레임(45)) 간의 상관계수가 문턱값보다 낮아지면, 참조 프레임을 다시 갱신할 수 있다. 즉, 제어부(13)는 제13 프레임(44)을 참조 프레임으로 설정할 수 있다.

[0060] 이와 같이, 개시된 실시예에 따른 초음파 의료영상 장치(10)는 대상체 내의 움직임을 반영하여 적응적으로 참조 프레임을 갱신함으로써, 보다 정확하게 대상체 내의 움직임을 추정할 수 있으며, 내외부적 방해요소로 인한 영향을 최소화할 수 있다.

[0061] 한편, 실시예에 따라 제어부(13)는 참조 프레임이 갱신되는 프레임 간격을 제한할 수도 있다. 예를 들어, 제어부(13)는 초음파 영상의 프레임 율을 기초로, 참조 프레임이 설정된 이후 적어도 일정 개수의 프레임(예를 들어, 5개의 프레임, 10개의 프레임 등)이 생성된 이후에 참조 프레임이 갱신되도록 제한할 수 있다. 이는, 참조 프레임이 반복 갱신됨에 따른 프로세싱 부하(processing load)를 관리하기 위함일 수 있다.

[0062] 도 5는 종래의 기법들을 통해 추정된 혈관벽의 움직임과 본 발명의 일 실시예에 따라 추정된 혈관벽의 움직임을 비교한 실험 결과를 도시한 도면이다. 도 5에서는 경동맥 혈관을 대상체로서 사용하였으며, 내외부적 방해요인은 발생되지 않은 것으로 가정한다. 또한, 혈관벽의 움직임은, 움직임 벡터 중에서 축(axial) 방향(즉, 초음파 진행 방향)의 벡터 성분만으로 표현하였다.

[0063] 도 5를 참조하면, 종래의 특정 프레임을 참조 프레임으로 이용하는 고정 참조 프레임(fixed reference frame) 기법에 따른 실험 결과는, 초반의 약 0.3초 구간을 제외하면, 혈관벽의 움직임과는 관계없는 결과값을 나타낸다. 즉, 종래의 고정 참조 프레임 기법으로는 혈관벽의 움직임을 판단할 수 없다.

[0064] 또한, 종래의 인터-프레임(inter-frame) 기법에 따른 실험 결과는 혈관벽의 움직임을 반영하고 있으나, 시간이 경과할수록 측정 결과에 오류가 누적되는 것(즉, 심장 박동에 따른 일정한 값을 나타내지 못함)을 확인할 수 있다.

[0065] 이에 반하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 적응적 참조 프레임 결정 방법에 의하면, 혈관벽의 움직임이 일정한 결과값을 나타내는 것을 확인할 수 있다. 즉, 종래의 기술들과 비교하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 의료영상 장치(10)는 종래의 초음파 의료영상 장치보다 안정적으로 혈관벽의 움직임을 추정한다.

[0066] 도 6은 도 5에서 추정된 혈관벽 움직임을 이용하여 펄스파 속도(pulse wave velocity)를 측정한 결과를 도시한 도면이다. 도 6을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 적응적 참조 프레임 결정 방법에 의한 측정 결과는, 종래의 인터-프레임 기법에 따른 측정 결과와 비교하여 더 작은 분산도를 나타낸다. 즉, 종래의 인터-프레임 기법에 따른 측정 결과는, 도 6에 화살표로 표시된 바와 같이, 분산도를 감소시키는 에러값을 다수 포함한다.

[0067] 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 의료영상 장치(10)는 종래의 초음파 의료영상 장치에 비해 보다 정확하게 펄스파 속도를 추정을 할 수 있으며, 이를 통해 영상의 민감도를 향상시킬 수 있다.

[0068] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상에서 추정된 움직임 벡터를 표시한 일례이다. 이때, 초음파 영상은 B-모드 영상일 수 있다. 제어부(13)는 B-모드 영상에 오버랩(overlap)하여, 관심영역(ROI)(71) 내에서 추정된 움직임의 방향 및 크기를 나타내는 인디케이터(indicator)를 표시할 수 있다. 예를 들어, 제어부(13)는 도 7에 도시된 바와 같이, B-모드 영상과 오버랩하여 복수의 화살표 이미지를 표시할 수 있다. 이때, 화살표의 방향은 움직임 방향을 나타내며, 화살표의 길이는 혈관벽 움직임의 크기를 나타낼 수 있다.

[0069] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 의료영상 장치(10)가 적응적으로 참조 프레임을 결정하는 방법을 설명하기 위한 다른 도면이다.

[0070] 도 8을 참조하면, 제어부(13)는 초음파 영상의 참조 프레임과 현재 프레임 간의 정규 상호-상관값(normalized cross-correlation value)을 결정한다(s81). 제어부(13)가 정규 상호-상관값을 산출하는 방법에 대해서는, 도 3에서 전술하였으므로, 자세한 설명은 생략한다.

[0071] 이후, 제어부(13)는 정규 상호-상관값이 문턱값(threshold value)보다 작으면, 참조 프레임을 갱신한다(s82). 이때, 갱신되는 참조 프레임은, 현재 프레임의 바로 이전 프레임일 수 있다. 이어서, 제어부(13)는 갱신된 참조 프레임을 기초로, 정규 상호-상관값을 갱신할 수 있다.

[0072] 이후, 제어부(13)는 갱신된 정규 상호-상관값을 이용하여 초음파 영상 내의 조직의 움직임을 추정한다(s84). 구체적으로, 제어부(13)는 갱신된 참조 프레임 및 현재 프레임을 복수의 블록들로 구분하고, 갱신된 정규 상호-상관값을 기준으로, 갱신된 참조 프레임의 블록들과 현재 프레임의 블록들을 매칭할 수 있다. 또한, 제어부(13)는 매칭된 블록들을 이용하여 움직임 벡터를 산출할 수 있다.

[0073] 그러나, s82 단계에서, 정규 상호-상관값이 문턱값보다 높으면, 제어부(13)는 s84 단계에서, 이전의 정규 상호-상관값을 이용하여 초음파 영상 내의 움직임을 추정할 수 있다.

[0074] 한편, 상술한 다양한 실시 예들에 따른 초음파 의료영상 장치가 적응적으로 참조 프레임을 결정하는 방법들은 소프트웨어로 생성되어 초음파 도플러 영상 장치에 탑재될 수 있다.

[0075] 예를 들어, 초음파 영상에서 미리 설정된 참조 프레임과 현재 프레임 간의 상관계수(cross coefficient)를 산출하는 단계, 상관계수가 문턱값(threshold value)보다 작으면 참조 프레임을 갱신하는 단계, 갱신된 참조 프레임과 현재 프레임 간의 차이를 기초로, 초음파 영상 내의 조직의 움직임을 추정하는 단계를 포함하는 초음파 의료영상 장치의 적응적 참조 프레임 결정 방법을 수행하는 프로그램이 저장된 비일시적 판독 가능 매체(non-transitory computer readable medium)가 설치될 수 있다.

[0076] 여기서, 비일시적 판독 가능 매체란 레지스터, 캐쉬, 메모리 등과 같이 짧은 순간 동안 데이터를 저장하는 매체가 아니라 반영구적으로 데이터를 저장하며, 기기에 의해 판독(reading)이 가능한 매체를 의미한다. 구체적으로는, 상술한 다양한 미들웨어 또는 프로그램들은 CD, DVD, 하드 디스크, 블루레이 디스크, USB, 메모리카드, ROM 등과 같은 비일시적 판독 가능 매체에 저장되어 제공될 수 있다.

[0077] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 또한, 본 발명에 개시된 실시 예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 한 것이고, 이러한 실시 예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 따라서, 본 발명의 호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

## *부호의 설명*

[0078] 10: 초음파 의료영상 장치

11: 프로브

12: 초음파 송수신부

13: 제어부

14: 영상 처리부

15: 디스플레이부

16: 저장부

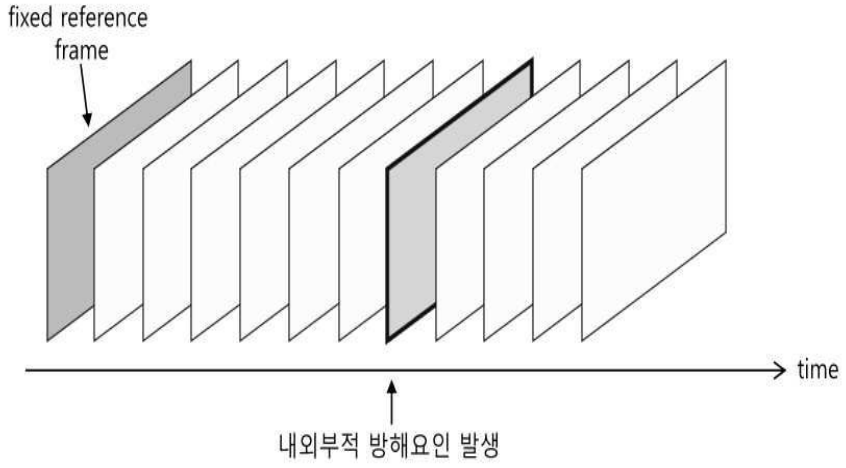
17: 사용자 입력부

18: 통신부

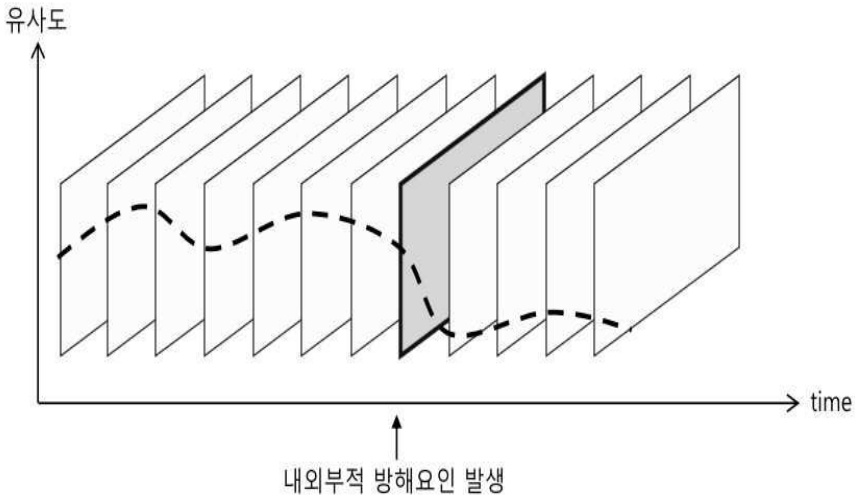
도면

도면1

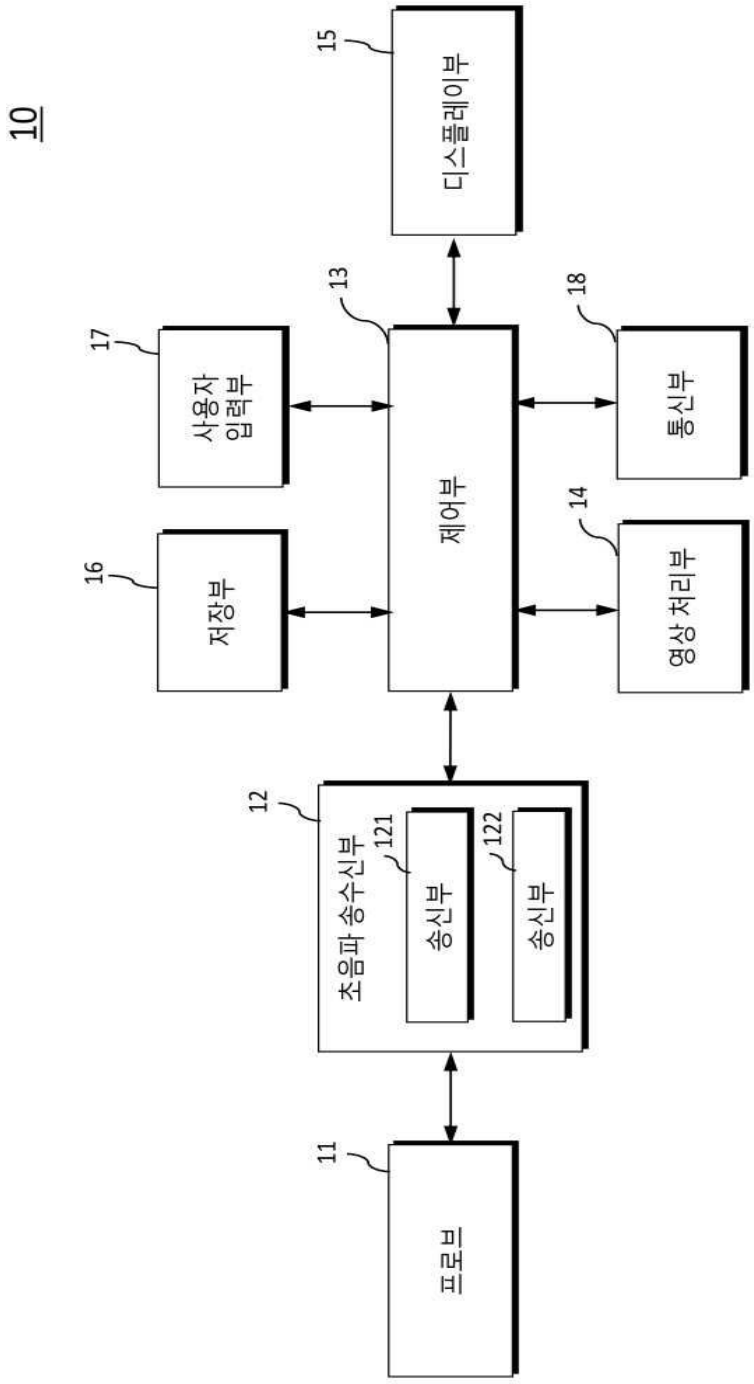
(a)


fixed reference
frame
time
내외부적 방해요인 발생

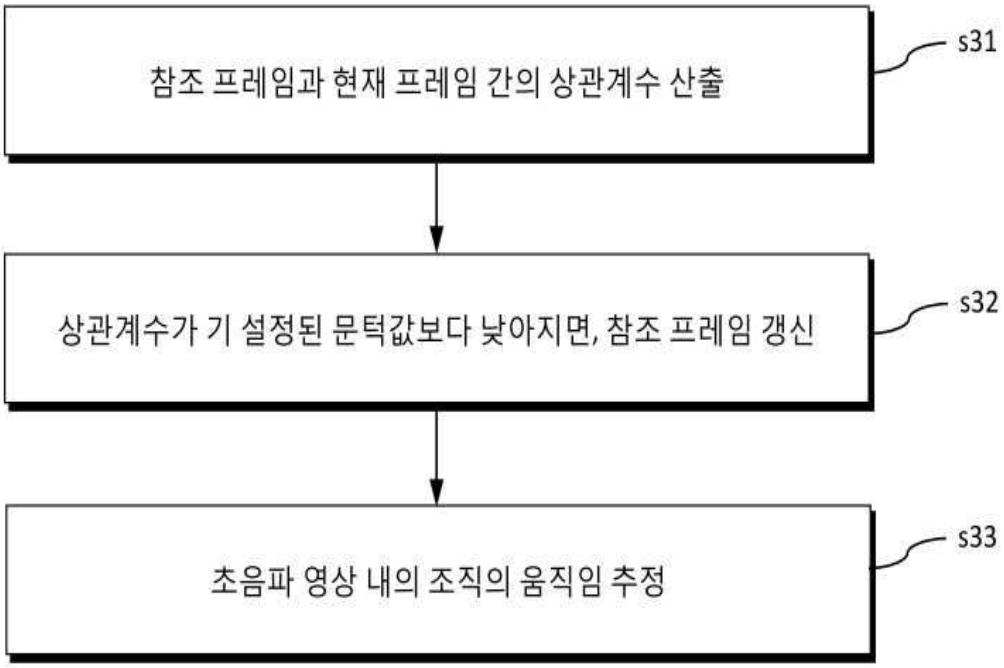
(b)


유사도
time
내외부적 방해요인 발생

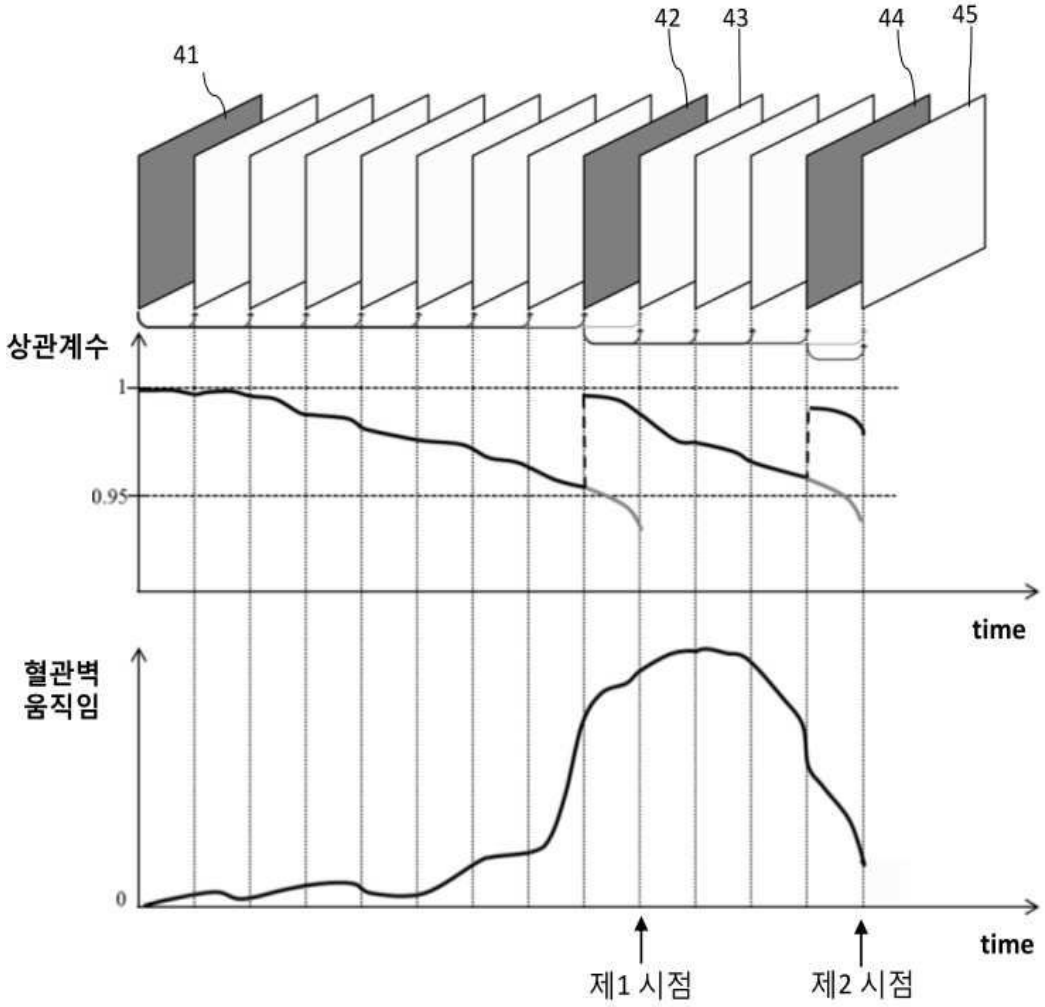
도면2


10
15
디스플레이부
17
사용자 입력부
13
제어부
18
통신부
16
저장부
14
영상 처리부
12
초음파 송수신부
121
송신부
122
송신부
11
프로브

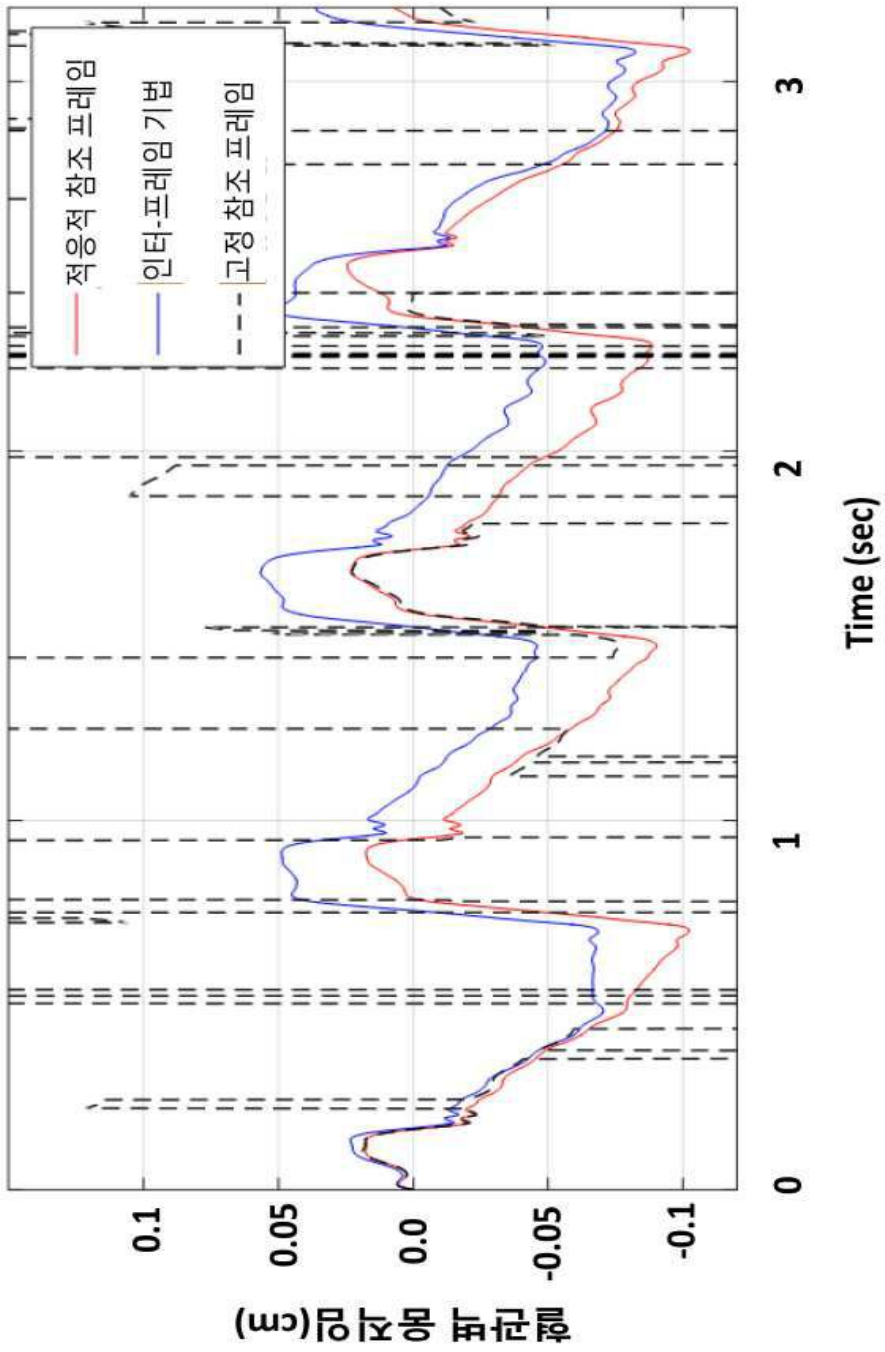
도면3


참조 프레임과 현재 프레임 간의 상관계수 산출
s31
상관계수가 기 설정된 문턱값보다 낮아지면, 참조 프레임 갱신
s32
초음파 영상 내의 조직의 움직임 추정
s33

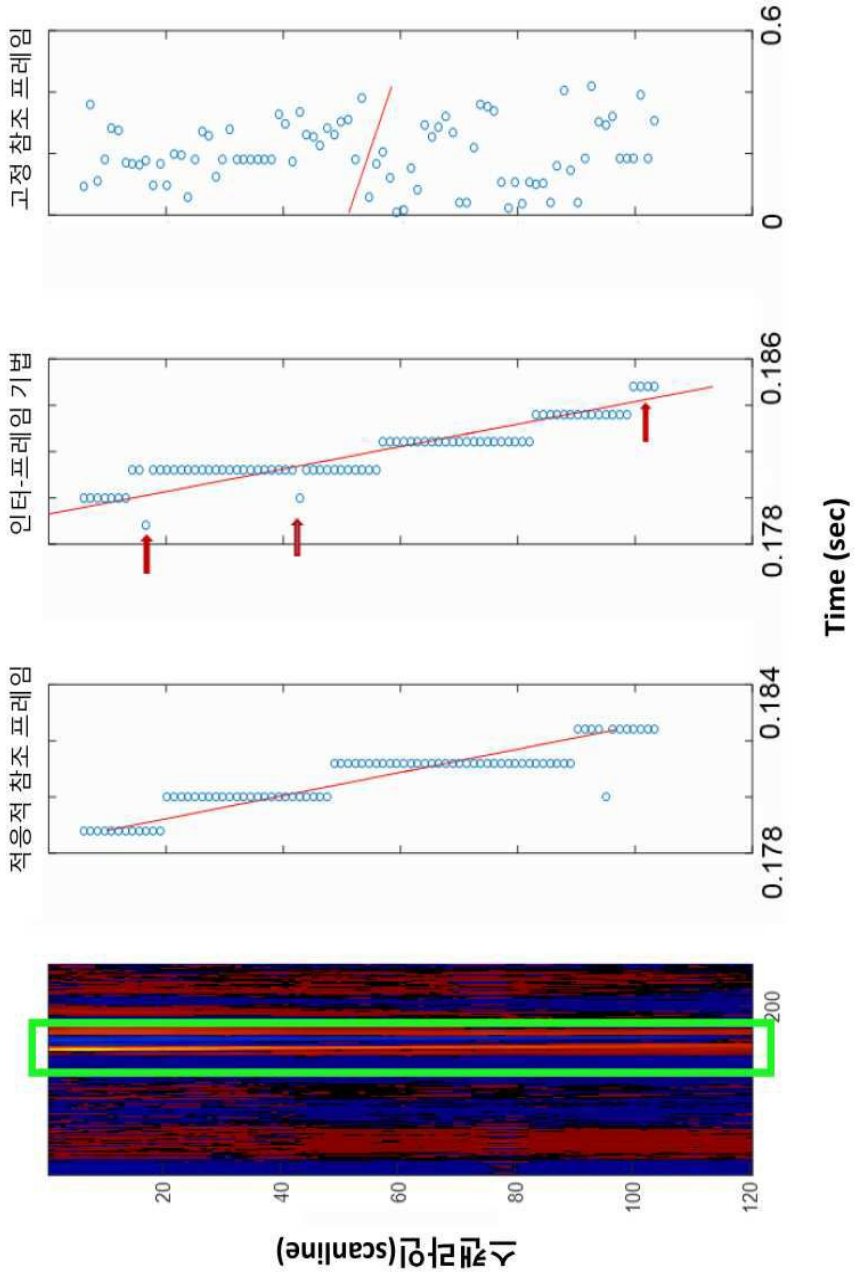
도면4



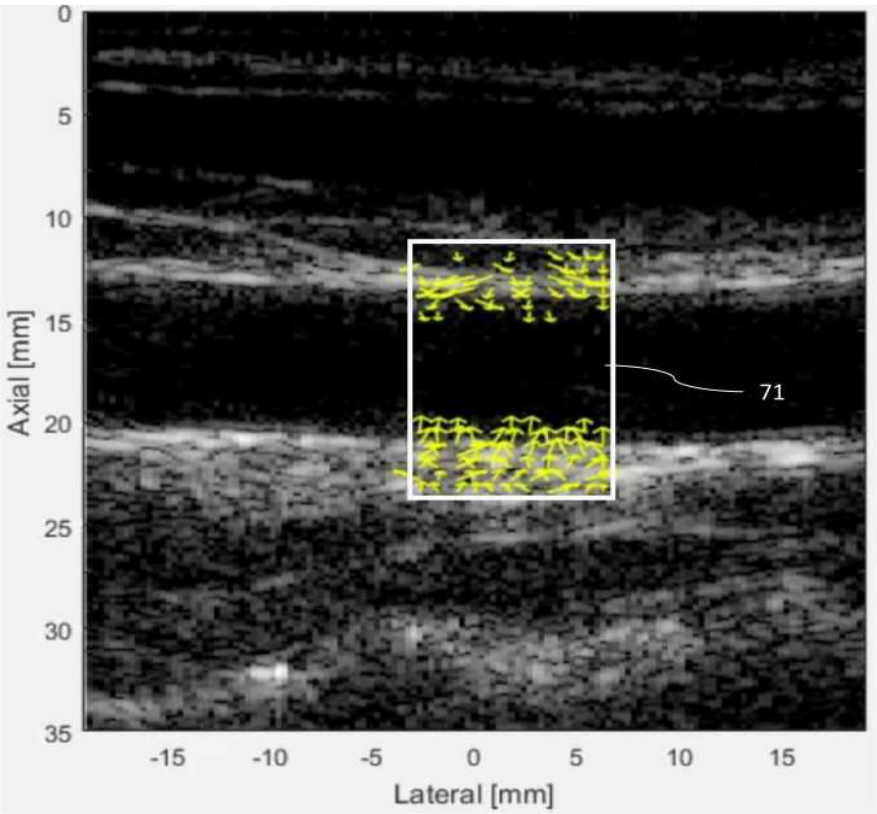
도면5


적응적 참조 프레임
인터-프레임 기법
고정 참조 프레임
혈관벽 움직임(cm)
0.1
0.05
0.0
-0.05
-0.1
0
1
2
3
Time (sec)

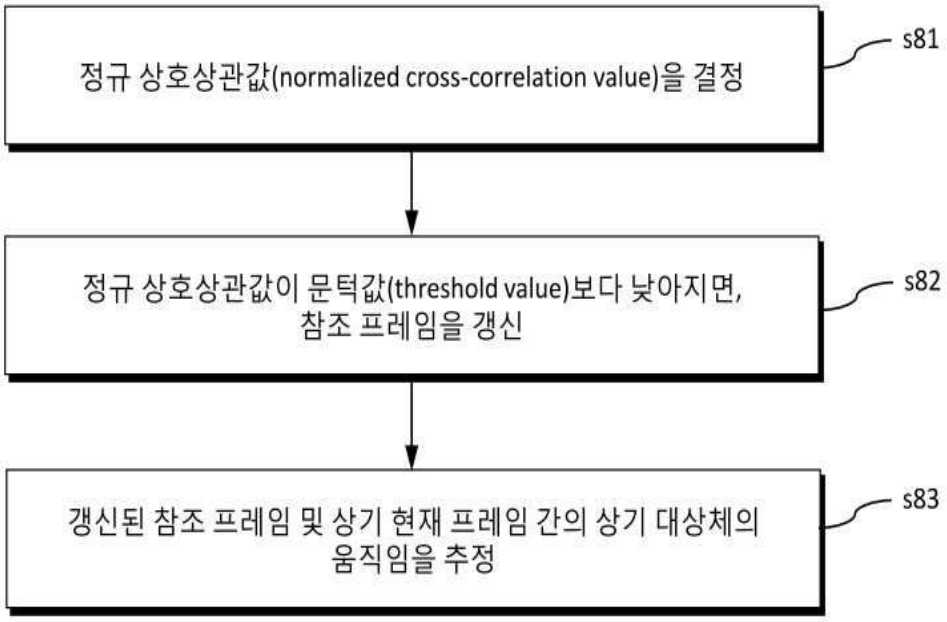
도면6


스캔라인(scanline)
20
40
60
80
100
120
200
적응적 참조 프레임
0.178
0.184
인터-프레임 기법
0.178
0.186
고정 참조 프레임
0
0.6
Time (sec)

도면7


0
5
10
15
20
25
30
35
Axial [mm]
-15
-10
-5
0
5
10
15
Lateral [mm]
71

도면8


정규 상호상관값(normalized cross-correlation value)을 결정
s81
정규 상호상관값이 문턱값(threshold value)보다 낮아지면,
참조 프레임을 갱신
s82
갱신된 참조 프레임 및 상기 현재 프레임 간의 상기 대상체의
움직임을 추정
s83