(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0112004
(43) 공개일자 2017년10월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
*A61B 8/08* (2006.01) *G01S 15/89* (2006.01)
(52) CPC특허분류
*A61B 8/488* (2013.01)
*A61B 8/5207* (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0038418
(22) 출원일자 2016년03월30일
심사청구일자 2016년03월30일

(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)
(74) 대리인
**장완수**

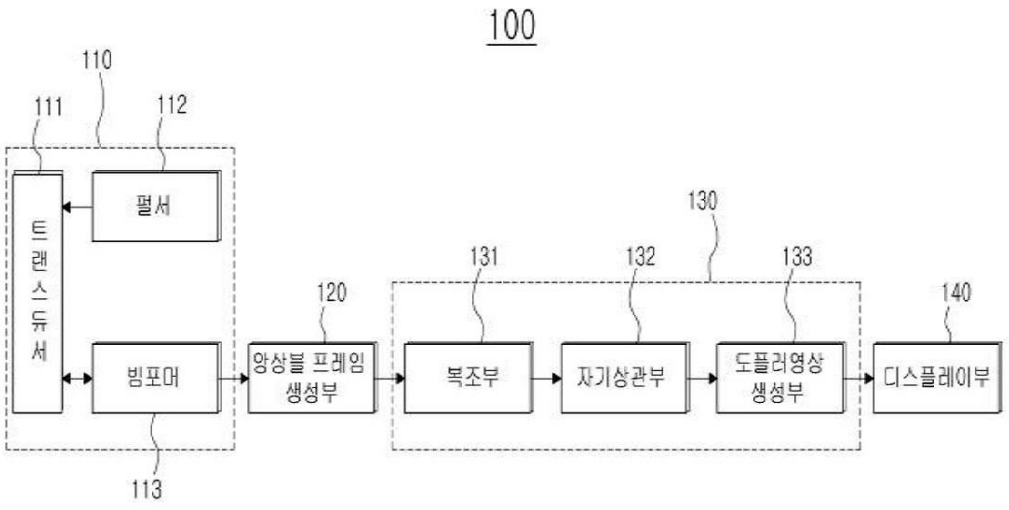
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 발명의 명칭 **새로운 평면파 합성을 이용한 초음파 도플러 영상 장치 및 그 제어 방법**

## (57) 요 약

본 발명에 따른 초음파 도플러 영상 장치의 제어 방법은, 한 세트를 이루는 기설정된 개수의 평면파를 순차적으로 반복하여 대상체로 송신하고, 상기 평면파가 상기 대상체에서 반사된 에코 신호를 수신하여 입사 프레임을 획득하는 단계; 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임 중 특정 시간 차이 간격으로 가변 개수의 입사 프레임을 합성하여 기설정된 개수의 앙상블(ensemble) 프레임을 생성하는 단계; 상기 앙상블 프레임에 후속하는 다음 앙상블 프레임을 생성하는 단계를 반복하는 단계; 및 상기 기설정된 개수의 앙상블 프레임을 이용하여 도플러 영상을 생성하고, 상기 생성된 도플러 영상을 디스플레이하는 단계;를 포함하고, 상기 특정 시간 차이 간격으로 가변 개수의 입사 프레임의 합성은 추정하고자 하는 혈류 속도에 기반하여 결정되고, 프레임 율의 저하와 측정 가능한 혈류 속도의 제한 없이 높은 해상도와 민감도를 가진 초음파 도플러 영상을 얻을 수 있다.

## 대 표 도



(52) CPC특허분류
*A61B 8/5223* (2013.01)
*G01S 15/89* (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 IITP-2016-H8601-16-1004
부처명 미래창조과학부
연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터
연구사업명 대학ICT 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

초음파 도플러 영상 장치의 제어 방법에 있어서,

한 세트를 이루는 기설정된 개수의 평면파를 순차적으로 반복하여 대상체로 송신하고, 상기 평면파가 상기 대상체에서 반사된 에코 신호를 수신하여 입사 프레임을 획득하는 단계;

상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임 중 특정 시간 차이 간격으로 가변 개수의 입사 프레임을 합성하여 기설정된 개수의 앙상블(ensemble) 프레임을 생성하는 단계;

상기 앙상블 프레임에 후속하는 다음 앙상블 프레임을 생성하는 단계를 반복하는 단계; 및

상기 기설정된 개수의 앙상블 프레임을 이용하여 도플러 영상을 생성하고, 상기 생성된 도플러 영상을 디스플레이하는 단계;를 포함하고,

상기 특정 시간 차이 간격으로 가변 개수의 입사 프레임의 합성은 추정하고자 하는 혈류 속도에 기반하여 결정되는, 제어 방법.

### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 앙상블 프레임을 생성하는 단계는,

상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임을 합성하여 제1앙상블 프레임을 생성하는 단계; 및

상기 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 추정하고자 하는 혈류 속도에 대응되는 도플러 PRF(Pulse Repetition Frequency)와 연관된 시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 앙상블 프레임을 생성하는 단계를 포함하는, 제어 방법.

### 청구항 3

제2항에 있어서,

상기 다음 앙상블 프레임을 생성하는 단계는,

상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임을 합성하여 제1앙상블 프레임을 생성하는 단계; 및

상기 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 다음 앙상블 프레임을 생성하는 단계를 포함하는, 제어 방법.

### 청구항 4

제2항에 있어서,

상기 다음 앙상블 프레임을 생성하는 단계는,

상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임을 합성하여 제1앙상블 프레임을 생성하는 단계; 및

상기 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 시간 간격과 상이한 제1시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 다음 앙상블 프레임을 생성하는 단계를 포함하는, 제어 방법.

### 청구항 5

제2항에 있어서,

상기 도플러 PRF는 한 프레임의 데이터를 얻기 위해 초음파 신호를 송수신하는 시간 간격인 PRT(Pulse Repetition Time)의 역수인 최대 PRF($PRF_{max}$)를 특정 시간 차이(time lag, L)로 나눈 값인, 제어 방법.

**청구항 6**

제5항에 있어서,

상기 앙상블 프레임의 최대 개수($E_{max}$)는 하나의 도플러 영상 프레임을 위한 일정 데이터 획득 시간동안 얻어진 총 입사 프레임의 개수(TF), 기설정된 입사 프레임의 개수($N_{angle}$), 및 상기 특정 시간 차이(time lag, L)를 이용하여

$$E_{\max} = \frac{TF + (L - N_{angle})}{L}$$

과 같이 결정되는, 제어 방법.

**청구항 7**

제5항에 있어서,

상기 시간 간격 및 상기 제1시간 간격은,

상기 도플러 PRF의 최대값($PRF_{max}$)의 역수의 정수배($n/PRF_{max}$)인 것을 특징으로 하는, 제어방법.

**청구항 8**

제7항에 있어서,

상기 정수배에 해당하는 정수값(n)은 상기 추정하고자 하는 혈류 속도에 반비례하는, 제어방법.

**청구항 9**

제1항에 있어서,

상기 도플러 영상을 디스플레이하는 단계는,

상기 기설정된 개수의 앙상블 프레임을 복조하는 단계;

상기 복조된 앙상블 프레임에 자기 상관을 적용하는 단계; 및

상기 자기 상관 적용 결과를 이용하여 상기 도플러 영상을 생성하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는, 제어 방법.

**청구항 10**

제 1 항 내지 제 9 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

**청구항 11**

초음파 도플러 영상 장치에 있어서,

한 세트를 이루는 가변 개수의 평면파를 순차적으로 반복하여 대상체로 송신하고, 상기 평면파가 상기 대상체에서 반사된 에코 신호를 수신하여 입사 프레임을 획득하는 송수신부;

상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임 중 특정 시간 차이 간격으로 가변 개수의 입사 프레임을 합성하여 기설정된 개수의 앙상블(ensemble) 프레임을 생성하고, 상기 앙상블 프레임에 후속하는 다음 앙상블 프레임을 생성하는 것을 반복하는 래그 별 앙상블 프레임 생성부;

상기 기설정된 개수의 앙상블 프레임을 이용하여 도플러 영상을 생성하는 신호 처리부; 및

상기 생성된 도플러 영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하고,

상기 특정 시간 차이 간격으로 가변 개수의 입사 프레임의 합성은 추정하고자 하는 혈류 속도에 기반하여 결정되는, 초음파 도플러 영상 장치.

**청구항 12**

제11항에 있어서,

상기 래그 별 앙상블 프레임 생성부는,

상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임 중 상기 기설정된 개수의 입사 프레임을 합성하여 앙상블 프레임을 생성하고,

상기 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 추정하고자 하는 혈류 속도에 대응되는 도플러 PRF(Pulse Repetition Frequency)와 연관된 시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 앙상블 프레임을 생성하는, 초음파 도플러 영상 장치.

**청구항 13**

제12항에 있어서,

상기 래그 별 앙상블 프레임 생성부는,

상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임을 합성하여 상기 다음 앙상블 프레임의 제1앙상블 프레임을 생성하고,

상기 다음 앙상블 프레임의 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 다음 앙상블 프레임을 생성하는, 초음파 도플러 영상 장치.

**청구항 14**

제12항에 있어서,

상기 래그 별 앙상블 프레임 생성부는,

상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임을 합성하여 상기 다음 앙상블 프레임의 제1앙상블 프레임을 생성하고,

상기 다음 앙상블 프레임의 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 시간 간격과 상이한 제1시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 다음 앙상블 프레임을 생성하는, 초음파 도플러 영상 장치.

**청구항 15**

제12항에 있어서,

상기 도플러 PRF는 한 프레임의 데이터를 얻기 위해 초음파 신호를 송수신하는 시간 간격인 PRT(Pulse Repetition Time)의 역수인 최대 PRF($PRF_{max}$)를 특정 시간 차이(time lag, L)로 나눈 값인, 초음파 도플러 영상 장치.

**청구항 16**

제15항에 있어서,

상기 앙상블 프레임의 최대 개수($E_{max}$)는 하나의 도플러 영상 프레임을 위한 일정 데이터 획득 시간동안 얻어진 총 입사 프레임의 개수(TF), 기설정된 입사 프레임의 개수($N_{angle}$), 및 상기 특정 시간 차이(time lag, L)를 이용하여 $$E_{\max} = \frac{TF + (L - N_{angle})}{L}$$ 과 같이 결정되는, 초음파 도플러 영상 장치.

**청구항 17**

제11항에 있어서,

상기 기설정된 개수의 앙상블 프레임을 복조하는 I/Q 복조부;

상기 복조된 앙상블 프레임에 자기 상관을 적용하는 자기상관부; 및

상기 자기 상관 적용 결과를 이용하여 상기 도플러 영상을 생성하는 도플러 영상 생성부를 더 포함하는, 초음파 도플러 영상 장치.

## 발명의 설명

### 기 술 분 야

[0001] 본 발명은 초음파 도플러 영상 장치 및 그 제어 방법에 관한 것으로, 보다 상세하게는, 평면파를 이용한 초음파 도플러 영상 장치 및 그 제어 방법에 관한 것이다.

### 배 경 기 술

[0002] 초음파 의료 영상 시스템은 인체 조직으로 초음파 신호를 송신한 후, 반사된 신호에 포함된 정보를 이용함으로써, 비침습적으로 인체 내부의 구조 및 특성을 영상화하는 장비이다. 초음파 의료 영상 장치는 다양한 형태의 임상 정보를 제공하고 있는데, 이 중에서 인체 내의 혈류 정보를 조사하기 위하여 사용되는 도플러 영상 기법은 그 중요성이 날로 증대되고 있다.

[0003] 특히, 혈류의 방향과 속도에 관한 정보를 알수 있는 칼라 도플러 영상 기법의 경우, 기존의 포커스드 빔(focused beam)을 이용한 방법은 제한된 프레임 율(frame rate)을 가지며 혈류의 속도 추정 및 혈류 표현의 민감도가 저하되는 경향이 있다. 이는 프레임 율이 PRF(Pulse Repetition Frequency) 및 앙상블(Ensemble) 데이터의 개수와 연관이 있기 때문으로, 이를 개선하기 위해 프레임 율의 증가 및 PRF의 제한적 조건에 관한 연구가 진행되고 있다.

[0004] 그 중 하나의 방법으로 평면파(Plane-wave)를 이용한 칼라 도플러 영상 기법은 기존의 포커스드 빔 방식에 비해 높은 프레임 율로 많은 혈류 앙상블 데이터를 획득할 수 있으며, 비교적 제한적이지 않은 혈류 속도 추정 범위를 제공할 수 있다. 그러나, 이 경우 송신 집속을 하지 않으므로 영상의 해상도 및 민감도가 저하되는 문제점이 있다.

[0005] 이를 개선하기 위하여, 최근에는 수 개의 입사 프레임을 합성하여 하나의 앙상블 프레임을 구성하는 소위 앵글 컴파운딩 기법이라 불리우는 기법이 개발 및 이용이되고 있다. 하지만, 이 방법은 해상도 및 민감도의 개선이 가능한 반면, 하나의 앙상블 프레임을 합성하기 위해 필요한 입사 프레임의 개수 만큼 프레임 레이트가 감소되고, 측정 가능한 혈류 속도가 제한되게 된다.

[0006] 이에 따라, 앵글 컴파운딩 기법과 같이 높은 해상도와 민감도를 가지는 영상을 얻을 수 있으면서, 프레임 율의 저하와 측정 가능한 혈류 속도의 제한이 없는 초음파 도플러 영상 기술에 대한 필요성이 대두된다.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 상술한 문제점을 해결하기 위한 것으로, 본 발명의 목적은 측정 가능한 혈류 속도의 제한 없이 높은 해상도 및 민감도의 영상을 획득할 수 있는 초음파 도플러 영상 장치 및 그 제어 방법을 제공함에 있다.

### 과제의 해결 수단

[0008] 상술한 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 초음파 도플러 영상 장치의 제어 방법은, 한 세트를 이루는 기설정된 개수의 평면파를 순차적으로 반복하여 대상체로 송신하고, 상기 평면파가 상기 대상체에서 반사된 에코 신호를 수신하여 입사 프레임을 획득하는 단계; 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임 중 특정 시간 차이 간격으로 가변 개수의 입사 프레임을 합성하여 기설정된 개수의 앙상블(ensemble) 프레임을 생성하는 단계; 상기 앙상블 프레임에 후속하는 다음 앙상블 프레임을 생성하는 단계를 반복하는 단계; 및 상기 기설정된 개수의 앙상블 프레임을 이용하여 도플러 영상을 생성하고, 상기 생성된 도플러 영상을 디스플레이하는 단계;를 포함하고, 상기 특정 시간 차이 간격으로 가변 개수의 입사 프레임의 합성은 추정하고자 하는 혈류 속도에 기반하여 결정되고, 프레임 율의 저하와 측정 가능한 혈류 속도의 제한 없이 높은 해상도와 민감도를 가진 초음파 도플러 영상을 얻을 수 있다.

[0009] 일 실시예에 따르면, 상기 앙상블 프레임을 생성하는 단계는, 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임을

합성하여 제1앙상블 프레임을 생성하는 단계; 및 상기 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 추정하고자 하는 혈류 속도에 대응되는 도플러 PRF(Pulse Repetition Frequency)와 연관된 시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 앙상블 프레임을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0010] 일 실시예에 따르면, 상기 다음 앙상블 프레임을 생성하는 단계는, 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임을 합성하여 제1앙상블 프레임을 생성하는 단계; 및 상기 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 다음 앙상블 프레임을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0011] 일 실시예에 따르면, 상기 다음 앙상블 프레임을 생성하는 단계는, 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임을 합성하여 제1앙상블 프레임을 생성하는 단계; 및 상기 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 시간 간격과 상이한 제1시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 다음 앙상블 프레임을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0012] 일 실시예에 따르면, 상기 도플러 PRF는 한 프레임의 데이터를 얻기 위해 초음파 신호를 송수신하는 시간 간격인 PRT(Pulse Repetition Time)의 역수인 최대 PRF($PRF_{max}$)를 특정 시간 차이(time lag, L)로 나눈 값일 수 있다.

[0013] 일 실시예에 따르면, 상기 앙상블 프레임의 최대 개수($E_{max}$)는 하나의 도플러 영상 프레임을 위한 일정 데이터 획득 시간동안 얻어진 총 입사 프레임의 개수(TF), 기설정된 입사 프레임의 개수($N_{angle}$), 및 상기 특정 시간 차이(time lag, L)를 이용하여 $$E_{\max} = \frac{TF + (L - N_{angle})}{L}$$ 과 같이 결정될 수 있다.

[0014] 일 실시예에 따르면, 상기 시간 간격 및 상기 제1시간 간격은, 상기 도플러 PRF의 최대값($PRF_{max}$)의 역수의 정수배($n/PRF_{max}$)인 것을 특징으로 할 수 있다.

[0015] 일 실시예에 따르면, 상기 정수배에 해당하는 정수값(n)은 상기 추정하고자 하는 혈류 속도에 반비례하는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0016] 일 실시예에 따르면, 상기 도플러 영상을 디스플레이하는 단계는, 상기 기설정된 개수의 앙상블 프레임을 복조하는 단계; 상기 복조된 앙상블 프레임에 자기 상관을 적용하는 단계; 및 상기 자기 상관 적용 결과를 이용하여 상기 도플러 영상을 생성하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0017] 한편, 상기 기술된 방법 중 적어도 하나를 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체가 제공된다.

[0018] 상술한 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 초음파 도플러 영상 장치는, 한 세트를 이루는 가변 개수의 평면파를 순차적으로 반복하여 대상체로 송신하고, 상기 평면파가 상기 대상체에서 반사된 에코 신호를 수신하여 입사 프레임을 획득하는 송수신부; 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임 중 특정 시간 차이 간격으로 가변 개수의 입사 프레임을 합성하여 기설정된 개수의 앙상블(ensemble) 프레임을 생성하고, 상기 앙상블 프레임에 후속하는 다음 앙상블 프레임을 생성하는 것을 반복하는 래그 별 앙상블 프레임 생성부; 상기 기설정된 개수의 앙상블 프레임을 이용하여 도플러 영상을 생성하는 신호 처리부; 및 상기 생성된 도플러 영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하고, 상기 특정 시간 차이 간격으로 가변 개수의 입사 프레임의 합성은 추정하고자 하는 혈류 속도에 기반하여 결정된다.

[0019] 일 실시예에 따르면, 상기 래그 별 앙상블 프레임 생성부는, 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임 중 상기 기설정된 개수의 입사 프레임을 합성하여 앙상블 프레임을 생성하고, 상기 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 추정하고자 하는 혈류 속도에 대응되는 도플러 PRF(Pulse Repetition Frequency)와 연관된 시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 앙상블 프레임을 생성할 수 있다.

[0020] 일 실시예에 따르면, 상기 래그 별 앙상블 프레임 생성부는, 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임을 합성하여 상기 다음 앙상블 프레임의 제1앙상블 프레임을 생성하고, 상기 다음 앙상블 프레임의 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 다음 앙상블 프레임을 생성할 수 있다.

[0021] 일 실시예에 따르면, 상기 래그 별 앙상블 프레임 생성부는, 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임을 합성하여 상기 다음 앙상블 프레임의 제1앙상블 프레임을 생성하고, 상기 다음 앙상블 프레임의 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 시간 간격과 상이한 제1시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 다음 앙상블 프레임을 생성할 수 있다.

[0022] 일 실시예에 따르면, 상기 도플러 PRF는 한 프레임의 데이터를 얻기 위해 초음파 신호를 송수신하는 시간 간격인 PRT(Pulse Repetition Time)의 역수인 최대 PRF(PRF $_{max}$)를 특정 시간 차이(time lag, L)로 나눈 값일수 있다.

[0023] 일 실시예에 따르면, 상기 앙상블 프레임의 최대 개수(E $_{max}$)는 하나의 도플러 영상 프레임을 위한 일정 데이터 획득 시간동안 얻어진 총 입사 프레임의 개수(TF), 기설정된 입사 프레임의 개수($N_{angle}$), 및 상기 특정 시간 차이(time lag, L)를 이용하여 $E_{\max} = \frac{TF + (L - N_{angle})}{L}$ 과 같이 결정될 수 있다.

[0024] 일 실시예에 따르면, 상기 기설정된 개수의 앙상블 프레임을 복조하는 I/Q 복조부; 상기 복조된 앙상블 프레임에 자기 상관을 적용하는 자기상관부; 및 상기 자기 상관 적용 결과를 이용하여 상기 도플러 영상을 생성하는 도플러 영상 생성부를 더 포함할 수 있다.

## *발명의 효과*

[0025] 본 발명의 실시 예들 중 적어도 하나에 따르면, 프레임 율의 저하와 측정 가능한 혈류 속도의 제한 없이 높은 해상도와 민감도를 가진 초음파 도플러 영상을 얻을 수 있다는 장점이 있다.

[0026] 또한, 본 발명의 실시 예들 중 적어도 하나에 따르면, 합성 시 특정 시간 차이에 의해 낮은 혈류 속도부터 높은 혈류 속도까지 민감도의 저하 없이 고해상도 혈류 영상을 제공할 수 있다는 장점이 있다.

[0027] 또한, 본 발명의 실시 예들 중 적어도 하나에 따르면, 높은 프레임율을 바탕으로 정성적, 정량적 분석이 가능하여 심혈관 질환을 평가할 때 매우 유용할 수 있다는 장점이 있다.

## *도면의 간단한 설명*

[0028] 도 1은 본 발명에 따른 초음파 도플러 영상 장치의 상세 블록도를 도시한다.

도 2는 본 발명에 따른 초음파 데이터 획득 방법 및 이에 따른 특정 시간 차이(time lag, L)에 따른 평면파 합성을 통한 다양한 혈류 속도 추정 원리를 도시한다.

도 3은 본 발명과 관련하여, 도플러 PRF에 따른 최대 합성 가능한 프레임 개수를 도시한다.

도 4는 본 발명과 관련하여, 앙상블 프레임(E)의 개수와 입사 프레임의 개수(N)의 차이에 따라 수신된 적혈구 신호의 확률 밀도 함수를 도시한다.

도 5는 본 발명에 따른 앙상블 프레임의 개수 변화에 따른 혈류 속도 추정 오차를 도시한다.

도 6은 본 발명에 따른 초음파 도플러 영상 장치의 제어 방법의 흐름도를 도시한다.

도 7은 본 발명과 관련하여, 인체 모사 팬텀에서의 총경동맥(CCA) 부분의 도플러 영상화를 수행한 결과를 도시한다.

도 8은 본 발명과 관련하여, 높은 혈류 속도를 가지는 팬텀의 경동맥 분지 환경에서의 결과를 도시한다.

도 9는 본 발명에 관련하여 특정 시간 차에 따른 SCR (signal-to-clutter ratio)과 RMSVE (root mean squared velocity error) 값을 도시한 것이다.

도 10은 본 발명의 실시 예에 따른 인체 내 대퇴혈관에서의 초음파 영상을 도시한다.

도 11은 특정 시간 차이(time lag, L)의 변화에 따른 혈류 영상화 결과를 도시한다.

## *발명을 실시하기 위한 구체적인 내용*

[0029] 이하에서, 첨부된 도면을 이용하여 본 발명에 대하여 구체적으로 설명한다. 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된

공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 본 명세서의 설명 과정에서 이용되는 숫자(예를 들어, 제1, 제2 등)는 하나의 구성요소를 다른 구성요소와 구분하기 위한 식별기호에 불과하다.

[0030] 상술한 본 발명의 특징 및 효과는 첨부된 도면과 관련한 다음의 상세한 설명을 통하여 보다 분명해 질 것이며, 그에 따라 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명의 기술적 사상을 용이하게 실시할 수 있을 것이다. 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러가지 형태를 가질 수 있는바, 특정 실시 예들을 도면에 예시하고 본문에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나 이는 본 발명을 특정한 개시형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 본 명세서에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시 예들을 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다.

[0031] 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 구체적으로 설명하고자 한다. 그러나 이는 본 발명을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

[0032] 본 발명과 관련하여, 평면파 합성(plane-wave angle compounding)을 이용한 의료용 칼라 도플러 영상 기법은 기존의 빔 집속 방식에 비해 높은 프레임율(frame rate)을 가지며 비교적 넓은 혈류 속도 추정 범위를 제공할 수 있다. 하지만 높은 민감도의 혈류 영상을 획득하기 위하여 프레임 합성 개수를 증가시켜야 하며, 이는 필요한 입사 프레임의 개수만큼 프레임율의 저하를 가져온다. 본 발명에서는 혈류 속도의 제한 없이 높은 프레임율, 해상도, 민감도의 도플러 영상을 제공하는 방법을 제시한다.

[0033] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 새로운 평면파 합성을 이용한 초음파 도플러 영상 장치 및 그 제어 방법에 대하여 설명하면 다음과 같다.

[0034] 도 1은 본 발명에 따른 초음파 도플러 영상 장치의 상세 블록도를 도시한다. 도 1을 참조하면, 상기 초음파 도플러 영상 장치(100)는 송수신부(110), 래그 별 앙상블 프레임 생성부(120), 신호 처리부(130) 및 디스플레이부(140)를 포함한다.

[0035] 송수신부(110)는 트랜스듀서(111), 펄서(112) 및 빔 포머(113)를 포함할 수 있다. 펄서(112)는 트랜스듀서(111)에 구동 신호를 공급한다. 특히, 펄서(112)는 일정한 주기로 평면파를 발생시킬 수 있다. 구체적으로, 펄서(112)는 트랜스듀서(111)에 포함된 변환 소자에 평면파 구동 신호를 공급하여 대상체로 평면파를 송신하도록 트랜스듀서(111)를 제어할 수 있다.

[0036] 또한, 서로 다른 각도를 갖는 복수의 평면파를 대상체로 송신하고자 하는 경우, 펄서(112)는 각각의 각도에 따른 지연(delay)값을 적용한 구동 신호를 통해 트랜스듀서(111)가 서로 다른 각도의 평면파를 대상체로 송신하도록 제어할 수 있다.

[0037] 트랜스듀서(111)는 초음파를 대상체로 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파의 에코 신호를 수신한다. 트랜스듀서(111)는 전기적 신호를 음향 에너지로(또는, 반대로) 변환하는 복수의 변환 소자를 포함할 수 있다. 복수개의 변환 소자는 1차원 어레이 형태일 수도 있고, 2차원 어레이 형태일 수도 있다.

[0038] 이를 위해, 트랜스듀서(111)는 진동하면서 압력 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 압전형 트랜스듀서(piezoelectric micromachined ultrasonic transducer, pMUT), 정전 용량의 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 정전 용량형 트랜스듀서(capacitive micromachined ultrasonic transducer, cMUT), 자기장의 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 자기형 트랜스듀서(magnetic micromachined ultrasonic transducer, mMUT), 광학적 특성의 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 광학형 초음파 검출기(Optical ultrasonic detection) 등으로 구현될 수 있다.

[0039] 빔 포머(113)는 초음파 신호에 대한 송신 집속 또는 수신 집속을 수행할 수 있다. 구체적으로, 빔 포머(113)는 트랜스듀서(111)가 초음파 신호를 송신할 때 구동 타이밍을 조절하여 특정 위치로 초음파 신호를 집속시킬 수 있다.

[0040] 특히, 빔 포머(113)는 대상체에서 반사된 에코 신호가 트랜스듀서(111)에 도달하는 시간이 상이한 것을 감안하여 시간 지연을 가하고, 이를 통해 에코 신호를 집속하여 입사 프레임을 획득할 수 있다. 예를 들어, 빔 포머(113)는 트랜스듀서(111)로부터 수신되는 에코 신호를 디지털 신호로 변환시키고, 변환된 디지털 신호에 빔포밍

(집속)을 수행하여 입사 프레임을 획득할 수 있다. 이와 같이 획득된 입사 프레임 데이터는 저장부(미도시)에 저장될 수도 있다.

[0041] 한편, 송수신부(110)는 초음파 프로브로 구현될 수 있다. 이때, 트랜스듀서(111), 펄서(112) 및 빔 포머(113)가 모두 초음파 프로브에 포함될 수도 있고, 트랜스듀서(111)만 초음파 프로브의 내부에 포함되고 펄서(112) 및 빔 포머(113)는 다른 구성에 포함되어 커넥터 또는 네트워크를 통해 트랜스듀서(111)와 연결되는 형태의 구현도 가능함은 물론이다.

[0042] 본 발명에서 상기 송수신부(110)는 한 세트를 이루는 가변 개수의 평면파를 순차적으로 반복하여 대상체로 송신하고, 상기 평면파가 상기 대상체에서 반사된 에코 신호를 수신하여 입사 프레임을 획득한다.

[0043] 래그 별 앙상블 프레임 생성부(120)는 빔 포머(113)에서 획득된 입사 프레임을 합성하여 앙상블 프레임을 생성할 수 있다. 상기 래그 별 앙상블 프레임 생성부(120)에서의 상세 동작과 관련하여, 도 2 내지 도 3을 참조하면 다음과 같다.

[0044] 도 2는 본 발명에 따른 초음파 데이터 획득 방법 및 이에 따른 특정 시간 차이(time lag, L)에 따른 평면파 합성을 통한 다양한 혈류 속도 추정 원리를 도시한다.

[0045] 도 2의 (a)와 관련하여, 먼저 일정 시간 동안 기 설정된 개수의 평면파를 송신 후 수신된 프레임들이 메모리에 저장되면 추정하고자하는 혈류 속도에 대응되는 특정 시간 차이(래그) 간격으로 합성을 수행한다. 특히, 특정 시간 차이와 기설정된 입사 프레임의 개수가 같을 시 종래의 기술 방법과 같게 된다.

[0046] 도 2의 (b)와 관련하여, 동일한 시간 동안 얻어진 평면파 프레임 영상들로부터 특정 래그값을 두고 합성하여 얻어진 앙상블 프레임들의 위상에 따른 다양한 속도의 혈류 영상을 얻을 수 있음을 보여주고 있다. 즉, 특정 래그값이 증가함에 따라 적은 개수의 프레임 영상들을 합성할 수 있어 느린 속도의 혈류 영상을 얻을 수 있음을 보여준다.

[0047] 이와 관련하여, 상기 래그 별 앙상블 프레임 생성부(120)는 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임 중 특정 시간 차이 간격으로 가변 개수의 입사 프레임을 합성하여 기설정된 개수의 앙상블(ensemble) 프레임을 생성한다. 또한, 상기 래그 별 앙상블 프레임 생성부(120)는 상기 앙상블 프레임에 후속하는 다음 앙상블 프레임을 생성하는 것을 반복할 수 있다. 이때, 상기 특정 시간 차이 간격으로 가변 개수의 입사 프레임의 합성은 추정하고자 하는 혈류 속도에 기반하여 결정된다.

[0048] 상기 앙상블 프레임 생성과 관련하여, 상기 래그 별 앙상블 프레임 생성부(120)는 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임 중 상기 기설정된 개수의 입사 프레임을 합성하여 앙상블 프레임을 생성한다. 또한, 상기 래그 별 앙상블 프레임 생성부(120)는 상기 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 추정하고자 하는 혈류 속도에 대응되는 도플러 PRF(Pulse Repetition Frequency)와 연관된 시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 앙상블 프레임을 생성한다.

[0049] 이와 관련하여, 본 발명에서 도플러 영상을 생성하기 위한 앙상블 프레임 생성 시 기설정된 개수의 입사 프레임을 합성하는 방법은 추정하고자 하는 혈류 속도, 즉, 도플러 PRF에 따라 특정 시간 차이(time lag, $L$)를 두고 반복적으로 기설정된 개수의 입사 프레임이 합성되어지며, 혈류 속도를 추정할 수 있는 도플러 PRF가 결정된다. 즉, 상기 도플러 PRF는 한 프레임의 데이터를 얻기 위해 초음파 신호를 송수신하는 시간 간격인 PRT(Pulse Repetition Time)의 역수인 최대 PRF($PRF_{max}$)를 특정 시간 차이(time lag, L)로 나눈 값으로 아래의 수학식 1과 같이 결정될 수 있다.

[0050] 수학식 1

[0051] $$PRF_{Doppler} = PRF_{\max} / L \quad (L > 0)$$

[0052] 따라서 수학식 1과 같이 $L$ 값의 변화에 따라 앙상블 프레임을 생성하기 위한 기설정된 개수의 입사 프레임이 바뀌게 되며 다양한 스케일 또는 속도를 표현하는 혈류 영상화가 가능하게 된다.

[0053] 또한, 본 발명에서 앙상블 프레임($E$)의 개수는 프레임율(frame rate)을 결정짓는 중요한 요소로서 일정한 데이터 획득 시간 동안 최대 앙상블 프레임을 이용하여 도플러 영상화를 수행하게 된다. 이와 관련하여, 상기 앙상블 프레임의 최대 개수($E_{max}$)는 하나의 도플러 영상 프레임을 위한 일정 데이터 획득 시간동안 얻어진 총 입사

프레임의 개수(TF), 기설정된 입사 프레임의 개수($N_{angle}$), 및 상기 특정 시간 차이(time lag, L)을 이용하여 아래의 수학식 2와 같이 결정될 수 있다.

[0054] 수학식 2

$$E_{\max} = \frac{TF + (L - N_{angle})}{L}$$

[0055]

[0056] 한편, 상기 다음 앙상블 프레임 생성과 관련하여, 이전에 생성된 앙상블 프레임과 혈류 속도가 동일하다는 가정하에 다음과 같은 동작을 수행할 수 있다. 즉, 상기 래그 별 앙상블 프레임 생성부(120)는 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임을 합성하여 상기 다음 앙상블 프레임의 제1앙상블 프레임을 생성하고, 상기 다음 앙상블 프레임의 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 다음 앙상블 프레임을 생성한다.

[0057] 또한, 상기 다음 앙상블 프레임 생성과 관련하여, 이전에 생성된 앙상블 프레임과 혈류 속도가 상이하다는 가정하에 다음과 같은 동작을 수행할 수 있다. 즉, 상기 래그 별 앙상블 프레임 생성부(120)는 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임을 합성하여 상기 다음 앙상블 프레임의 제1앙상블 프레임을 생성하고, 상기 다음 앙상블 프레임의 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 시간 간격과 상이한 제1시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 다음 앙상블 프레임을 생성할 수 있다. 즉, 초음파 프로브에 의해 센싱되는 신체의 부위가 변경되거나, 혈류 속도 추정 조건이 변경된 경우에는 이에 기반하여 추정하고자 하는 혈류 속도에 기반하여 입사 프레임의 합성을 위한 시간 간격을 조정할 수 있다.

[0058] 한편, 도 3은 본 발명과 관련하여, 도플러 PRF에 따른 최대 합성 가능한 프레임 개수를 도시한다. 이와 관련하여, 기존의 평면파 합성 기반 도플러 영상 방법(UDI-AC)과 제안하는 방법(HDI-SAC)의 비교 그래프를 보여주고 있다. 추정하고자 하는 혈류 속도가 증가함에 따라 도플러 PRF는 함께 증가되어야 하지만 기존의 방법은 최대 합성 프레임 개수가 감소하여 해상도와 민감도의 저하를 야기 시킨다. 하지만 제안하는 방법은 추정하고자 하는 혈류 속도와 무관하게 최대 합성 프레임 개수를 유지할 수 있어 고해상도 혈류 영상화가 가능함을 보여주고 있다.

[0059] 한편 전술된 앙상블 프레임(E)의 개수와 관련하여, 다음과 같은 점에 주목할 필요가 있다. 일반적인 도플러 영상화 방법에서 사용되는 앙상블 프레임의 개수(약 10개)를 이용하여 본 발명의 도플러 영상화를 수행할 시 *L*값과 기설정된 입사 프레임의 개수 *N*에 따라 적혈구로부터 수신된 신호의 확률 밀도 함수의 분산이 다르게 나타난다 (*L=N* 시 종래 기술의 방법). 이와 관련하여, 도 4는 본 발명과 관련하여, 앙상블 프레임(E)의 개수와 입사 프레임의 개수(N)의 차이에 따라 수신된 적혈구 신호의 확률 밀도 함수를 도시한다. 즉, 앙상블 프레임의 개수가 감소됨에 따라 수신된 신호가 분산되는 경향을 보이고, 이에 따라 낮은 혈류 속도의 추정에는 효율적일 수 있음을 보여준다.

[0060] 따라서, 본 발명에서는 기존과 같이 입사 프레임의 개수와 동일한 앙상블 프레임 개수를 사용하지 않고, 수학식 2와 같이 최대 앙상블 프레임 개수를 이용할 수 있다. 상기 수학식 2와 같이 최대 앙상블 프레임 개수에 기반하여 혈류 속도 추정을 실시한다. 이와 관련하여, 도 5는 본 발명에 따른 앙상블 프레임의 개수 변화에 따른 혈류 속도 추정 오차를 도시한다. 즉, 앙상블 길이가 충분히 큰 경우(예를 들어, 15개 이상)에는 최대 앙상블 프레임의 개수가 작은 경우에도 매우 낮은 혈류 속도 추정 오차를 보임을 알 수 있다. 이와 관련하여, 수학식 1 및 수학식 2를 이용하여 유도된 프레임 레이트는 아래의 수학식 3과 같이 결정된다.

[0061] 수학식 3

$$FrameRate_{HDI-SAC} = \frac{PRF_{\max}}{TF} = \frac{PRF_{\max}}{(E_{\max} - 1) \cdot L + N_{angle}}$$

[0062]

[0063] 한편, 신호 처리부(130)는 복조부(131), 자기 상관부(132) 및 도플러 영상 생성부(133)을 포함할 수 있다. 신호 처리부(130)는 기설정된 개수의 앙상블 프레임을 이용하여 도플러 영상을 생성할 수 있다. 여기서, 도플러 영상은 예를 들어, 혈류의 방향 및 속도를 나타내는 컬러 도플러 영상이나 혈류의 유무나 적혈구의 수를 나타내는

파워 도플러 영상을 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0064] 복조부(131)는 기설정된 개수의 앙상블 프레임을 복조한다. 예를 들어, 복조부(131)는 앙상블 프레임 신호의 신호 대 잡음비를 높이기 위해 대역 통과 필터를 포함할 수 있다. 또한, 복조부(131)는 앙상블 프레임 신호에 대한 기저 대역의 동상 성분 및 이상 성분을 얻기 위해 직각 복조 과정을 수행할 수 있다. 또한, 복조부(131)는 초음파 송수신 동안 혈관벽이나 심장 근육과 같이 움직이는 조직에서 반사되는 신호 성분을 제거하기 위한 클러터 필터를 포함할 수도 있다.

[0065] 자기 상관부(132)는 복조된 앙상블 프레임에 자기 상관(auto correlation)을 적용하여 대상체의 속도, 파워, 분산 값을 산출할 수 있다. 앙상블 프레임의 기저대역 동상 및 이상 성분에 자기 상관을 적용하여 각 영상점의 속도, 파워, 분산 값을 산출하는 구체적인 내용은 도 2에서 전술한 바와 같이 본 발명의 요지와 무관하므로 설명을 생략한다.

[0066] 도플러 영상 생성부(133)는 상기 자기 상관 적용 결과를 이용하여 상기 도플러 영상을 생성한다. 즉, 자기 상관 적용 결과 산출된 대상체의 속도, 파워 및 분산 값 중 적어도 하나를 이용하여 도플러 영상을 생성할 수 있다. 또한, 디스플레이부(140)는 상기 생성된 도플러 영상을 디스플레이한다.

[0067] 한편, 전술된 초음파 도플러 영상 장치를 참조하여, 본 발명에 따른 초음파 도플러 영상 장치의 제어 방법에 대하여 살펴보면 다음과 같다. 이와 관련하여, 도 6은 본 발명에 따른 초음파 도플러 영상 장치의 제어 방법의 흐름도를 도시한다. 상기 초음파 도플러 영상 장치의 제어 방법은 입사 프레임 획득 단계(S610), 앙상블 프레임 생성 단계(S620), 다음 앙상블 프레임 생성 단계(S630) 및 도플러 영상 표시 단계(S640)를 포함한다. 한편, 상기 도플러 영상 표시 단계(S640)는 프레임 복조 단계(S641), 자기 상관 적용 단계(S642) 및 도플러 영상 생성 단계(S643)을 포함할 수 있다.

[0068] 상기 입사 프레임 획득 단계(S610)는 한 세트를 이루는 기설정된 개수의 평면파를 순차적으로 반복하여 대상체로 송신하고, 상기 평면파가 상기 대상체에서 반사된 에코 신호를 수신하여 입사 프레임을 획득한다.

[0069] 상기 앙상블 프레임 생성 단계(S620)는 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임 중 특정 시간 차이 간격으로 가변 개수의 입사 프레임을 합성하여 기설정된 개수의 앙상블(ensemble) 프레임을 생성한다. 이때, 상기 특정 시간 차이 간격으로 가변 개수의 입사 프레임의 합성은 추정하고자 하는 혈류 속도에 기반하여 결정된다.

[0070] 이와 관련하여, 상기 앙상블 프레임 생성 단계(S620)는 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임을 합성하여 제1앙상블 프레임을 생성하는 단계; 및 상기 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 추정하고자 하는 혈류 속도에 대응되는 도플러 PRF(Pulse Repetition Frequency)와 연관된 시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 앙상블 프레임을 생성하는 단계를 포함할 수 있다. 이때, 상기 도플러 PRF는 한 프레임의 데이터를 얻기 위해 초음파 신호를 송수신하는 시간 간격인 PRT(Pulse Repetition Time)의 역수인 최대 PRF($PRF_{max}$)를 특정 시간 차이(time lag, L)로 나눈 값으로, 전술된 수학식 1과 같이 결정된다. 한편, 상기 앙상블 프레임의 최대 개수($E_{max}$)는 하나의 도플러 영상 프레임을 위한 일정 데이터 획득 시간동안 얻어진 총 입사 프레임의 개수(TF), 기설정된 입사 프레임의 개수($N_{angle}$), 및 상기 특정 시간 차이(time lag, L)를 이용하여 전술된 수학식 2와 같이 결정된다.

[0071] 상기 다음 앙상블 프레임 생성 단계(S630)는 상기 앙상블 프레임에 후속하는 다음 앙상블 프레임을 생성하는 단계를 반복하는 단계이다. 이와 관련하여, 상기 다음 앙상블 프레임 생성 단계(S630)는 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임을 합성하여 제1앙상블 프레임을 생성하는 단계; 및 상기 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 다음 앙상블 프레임을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0072] 한편, 상기 다음 앙상블 프레임 생성 단계(S630)는 상기 다음 앙상블 프레임을 생성하는 단계는, 상기 평면파에 대응되는 순차적인 입사 프레임을 합성하여 제1앙상블 프레임을 생성하는 단계; 및 상기 제1앙상블 프레임을 구성하는 상기 입사 프레임 중 상기 시간 간격과 상이한 제1시간 간격으로 상기 입사 프레임의 합성을 수행하여 상기 다음 앙상블 프레임을 생성하는 단계를 포함할 수 있다. 이때, 상기 시간 간격 및 상기 제1시간 간격은, 상기 도플러 PRF의 최대값($PRF_{max}$)의 역수의 정수배($n/PRF_{max}$)인 것을 특징으로 할 수 있다. 한편, 상기 정수배에 해당하는 정수값(n)은 상기 추정하고자 하는 혈류 속도에 반비례하는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0073] 상기 도플러 영상 표시 단계(S640)는 상기 기설정된 개수의 앙상블 프레임을 이용하여 도플러 영상을 생성하고, 상기 생성된 도플러 영상을 디스플레이한다. 이때, 상기 프레임 복조 단계(S641)는 상기 상기 기설정된 개수의

앙상블 프레임을 복조한다. 상기 자기 상관 적용 단계(S642)는 상기 복조된 앙상블 프레임에 자기 상관을 적용한다. 또한, 도플러 영상 생성 단계(S643)는 상기 자기 상관 적용 결과를 이용하여 상기 도플러 영상을 생성한다.

[0074] 한편, 전술된 도 2의 실시 예를 대상으로 제안된 도플러 영상화 방법의 성능을 평가하기 위하여 인체 혈관 모사 팬텀(Vessel mimicking phantom) 시험관 실험과 인체 내(in vivo) 실험을 수행하였다. 데이터 획득을 위한 평면파 송수신 조건 중 영상의 해상도와 대조도를 결정짓는 파라미터는 표1과 같다. 더불어 평면파 합성을 위한 파라미터와 제안하는 방법을 통해 래그 별 획득 가능한 도플러 PRF는 표2와 같다.

표 1

| Parameters | No compound $N$=1 | Compound $N$=3 | Compound $N$=5 | Compound $N$=9 |
|---|---|---|---|---|
| $\alpha_{width}$ | · | 0.42 | 0.42 | 0.42 |
| $F_{number}$ | · | 2.4 | 2.4 | 2.4 |
| $ML_{width}$ (mm) | · | 0.49 | 0.59 | 0.66 |
| 1st $GL_{position}$ | · | 1.48 | 2.96 | 5.92 |
| Scanline | 128 | | | |
| Apodization window | Kaiser (α=1) | | | |

$\alpha_{width} = sin\theta$ ($\theta_{Steering\ Angle} = -12° \sim +12°$)

*ML* and *GL* are main lobe and grating lobe of pressure field.

[0075]

표 2

| $PRF_{max}$ (kHz) | $N$ | Time lag ($L$) 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | Total number of firings | Acquisition time (ms) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | $PRF_{Doppler}$ (kHz) | | | | | | | | | | |
| 6 | No compound 1 | 6 | 3 | 2 | 1.5 | 1.2 | 1 | 0.9 | 0.8 | 0.7 | 120 | 20 |
| 6 | Compound 3 | 6 | 3 | 2 | 1.5 | 1.2 | 1 | 0.9 | 0.8 | 0.7 | 120 | |
| 10 | Compound 5 | 10 | 5 | 3.3 | 2.5 | 2 | 1.7 | 1.4 | 1.3 | 1.1 | 200 | |
| 18 | Compound 9 | 18 | 9 | 6 | 4.5 | 3.6 | 3 | 2.6 | 2.3 | 2 | 360 | |

[0076]

[0077] 이러한 평면파 합성을 위한 파라미터와 제안하는 방법을 이용한 팬텀(phantom) 실험의 경우 직접 제작한 stenosis 50% 경동맥 모사 팬텀이 이용되었으며, 이는 총경동맥(CCA), 내경동맥(ICA), 외경동맥(ECA)로 구성된다. 이와 관련하여, 도 7은 본 발명과 관련하여, 인체 모사 팬텀에서의 총경동맥(CCA) 부분의 도플러 영상화를 수행한 결과를 도시한다. 도 7을 참조하면, 기설정된 입사 프레임의 개수는 열 별로 1, 3, 5, 9개이며 래그별로 다양한 스케일의 혈류 영상화가 가능한 것을 확인할 수 있다.

[0078] 도 8은 본 발명과 관련하여, 높은 혈류 속도를 가지는 팬텀의 경동맥 분지 환경에서의 결과를 도시한다. 본 발명에서 제안하는 방법의 도8의 (c)와 (d)가 종래의 기술인 도 8의 (a)와 (b)보다 에일리어싱이 일어나지 않으면서 높은 민감도의 고해상도 혈류 영상화가 가능함을 보여주고 있다.

[0079] 한편, 본 발명에서 제안하는 기술의 정량적 평가를 위하여 SCR (signal-to-clutter ratio)와 RMSVE (root mean squared velocity error)가 다음의 수학식 4, 5에 의해 측정되었다.

[0080] 수학식 4

$$SCR = \frac{Power_{flow}}{Power_{clutter}}$$

[0081]

[0082] 수학식 5

$$v_p = v_{\max}[1-(r_p / R)^2]$$

[0083]

$$RMSVE = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^{n}(\hat{v}_p - v_k)^2}{n}}$$

[0084]

[0085] 여기서 vmax는 혈관 튜브의 가운데에서의 최대 속도를 나타내며, rp는 혈관 튜브에서 방사 방향으로의 위치, R은 튜브의 반지름을 나타낸다. 또한, n은 데이터의 샘플수를 나타낸다. 이로써 측정한 기설정된 입사 프레임의 개수(N)과 특정 시간 차이(time Lag, L)별 결과를 그래프로 나타내면 아래 도 9와 같다. 도 9는 본 발명에 관련하여 특정 시간 차에 따른 SCR (signal-to-clutter ratio)과 RMSVE (root mean squared velocity error) 값을 도시한 것이다. 도 9(a)는 SCR을 측정한 결과이며, 도 9(b)는 RMSVE를 측정한 결과이다. 도 9를 참조하면, 상기 특정 시간 차이(time Lag, L)이 증가하여도 속도 오차의 변화가 거의 없음을 알 수 있다.

[0086] 인체 내 실험 데이터는 대퇴혈관을 스캔하여 획득하였으며, 그 중 천부대퇴동맥(Suprficial Femoral Artery, SFA), 심부대퇴동맥(Deep Femoral Artery, DFA), 총 대퇴정맥(Common Femoral Vein, CFV)으로 구분되어 있다. 도 10은 본 발명의 실시 예에 따른 인체 내 대퇴혈관에서의 초음파 영상을 도시한다. 즉, 도 10(a)는 동시적인 PW 스펙트로그램을 보여주고 있다. 도 10(b)-(d)는 도 10(a)에서의 순간적인 시간에 해당하는 칼라 도플러 영상을 보여주고 있으며, 심장의 수축 및 이완 시 충분한 혈역학적 정보를 제공할 수 있음을 보여주고 있다.

[0087] 한편, 도 11은 특정 시간 차이(time lag, L)의 변화에 따른 혈류 영상화 결과를 도시한다. 도 11을 참조하면, 다양한 스케일의 혈류 영상화가 가능함을 보여주는 결과로서 혈류의 정성적인 분석이 가능할 수 있음을 시사하고 있다.

[0088] 전술된 바와 같이, 본 발명에 따른 초음파 영상 장치 및 상기 초음파 영상 장치의 제어 방법에서 기술된 내용들은 상호 참조되어 활용될 수 있다.

[0089] 또한, 본 발명의 실시 예들 중 적어도 하나에 따르면, 합성 시 특정 시간 차이에 의해 낮은 혈류 속도부터 높은 혈류 속도까지 민감도의 저하 없이 고해상도 혈류 영상을 제공할 수 있다는 장점이 있다.

[0090] 또한, 본 발명의 실시 예들 중 적어도 하나에 따르면, 높은 프레임율을 바탕으로 정성적, 정량적 분석이 가능하여 심혈관 질환을 평가할 때 매우 유용할 수 있다는 장점이 있다.

[0091] 본 발명의 실시 예들 중 적어도 하나에 따르면, 프레임 율의 저하와 측정 가능한 혈류 속도의 제한 없이 높은 해상도와 민감도를 가진 초음파 도플러 영상을 얻을 수 있다는 장점이 있다.

[0092] 한편, 본 발명에 따른 초음파 영상 장치 및 상기 초음파 영상 장치의 제어 방법에서 소프트웨어적인 구현에 의하면, 본 명세서에서 설명되는 절차 및 기능 뿐만 아니라 각각의 구성 요소들은 별도의 소프트웨어 모듈로도 구현될 수 있다. 상기 소프트웨어 모듈들 각각은 본 명세서에서 설명되는 하나 이상의 기능 및 작동을 수행할 수 있다. 적절한 프로그램 언어로 쓰여진 소프트웨어 어플리케이션으로 소프트웨어 코드가 구현될 수 있다. 상기 소프트웨어 코드는 메모리에 저장되고, 제어부(controller) 또는 프로세서(processor)에 의해 실행될 수 있다.

## 부호의 설명

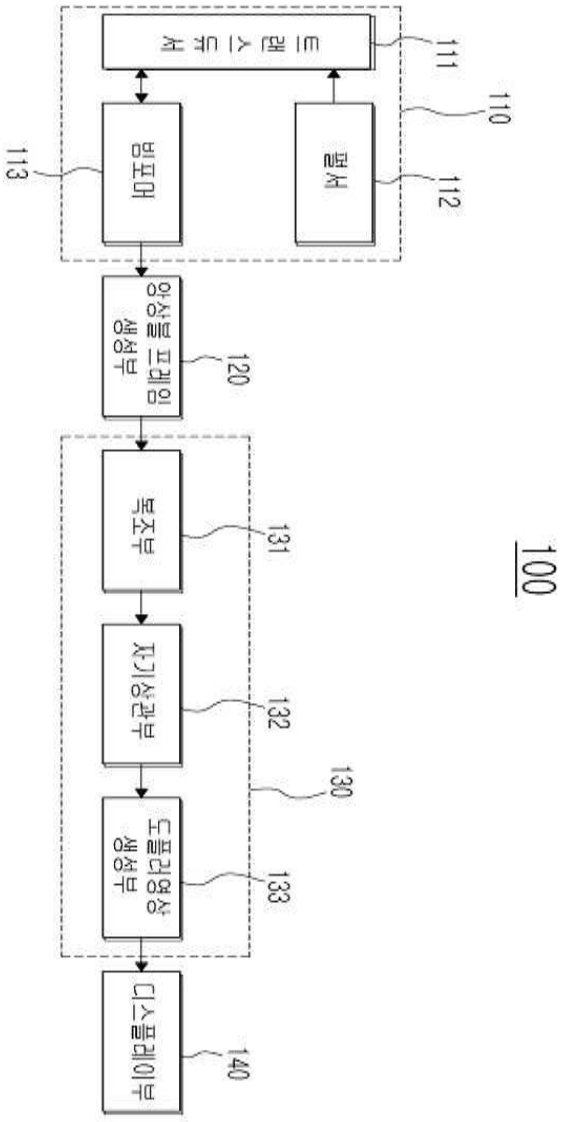
[0093] 100: 초음파 도플러 영상 장치 110: 송수신부

120: 래그 별 앙상블 프레임 생성부 130: 신호처리부

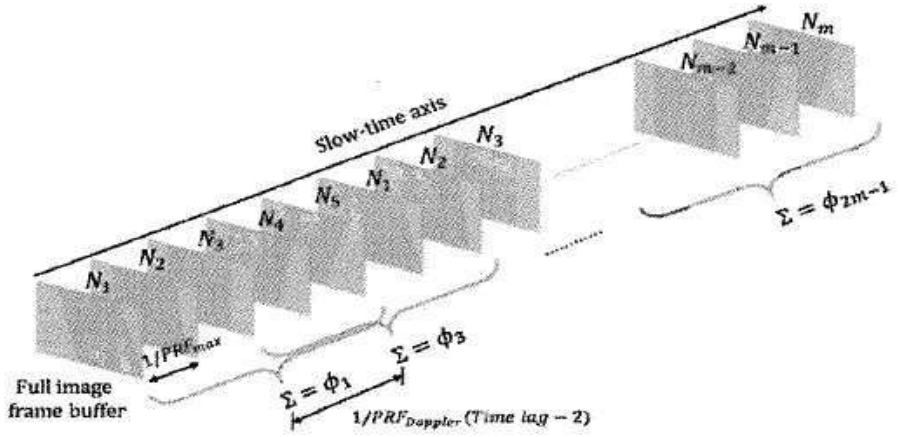
140: 디스플레이부

## 도면

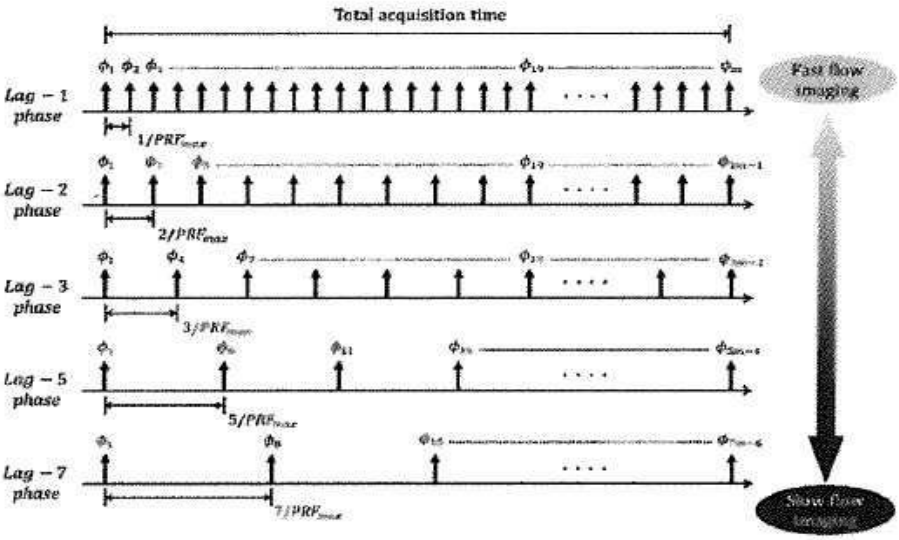
### 도면1



도면2

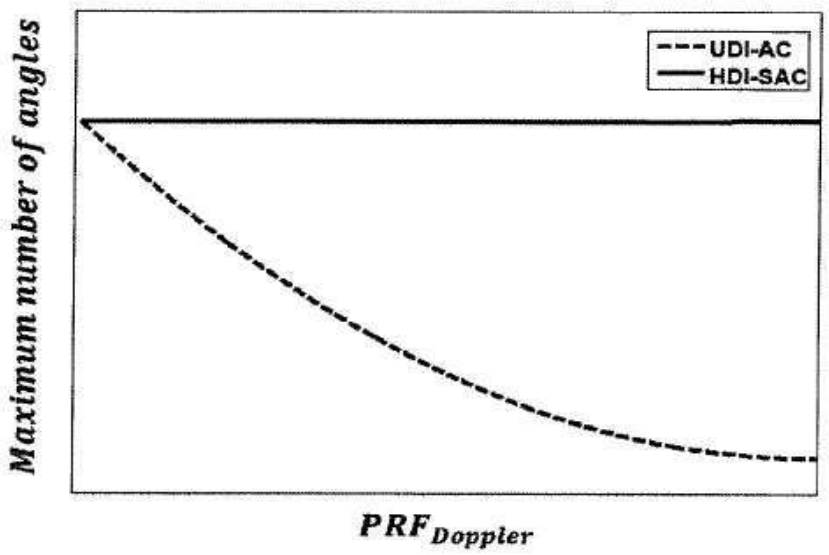

Slow-time axis
$N_1$
$N_2$
$N_3$
$N_4$
$N_5$
$N_6$
$N_7$
$N_{m-2}$
$N_{m-1}$
$N_m$
$1/PRF_{max}$
Full image frame buffer
$\Sigma = \phi_1$
$\Sigma = \phi_3$
$\Sigma = \phi_{2m-1}$
$1/PRF_{Doppler}$ (Time lag − 2)

(a)

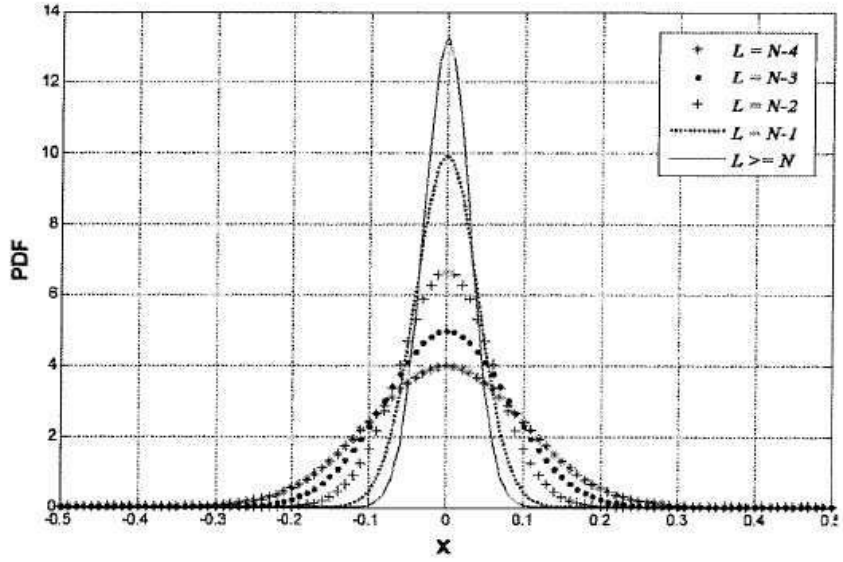

Total acquisition time
Lag − 1 phase
Lag − 2 phase
Lag − 3 phase
Lag − 5 phase
Lag − 7 phase
Fast flow imaging
Slow flow imaging

(b)

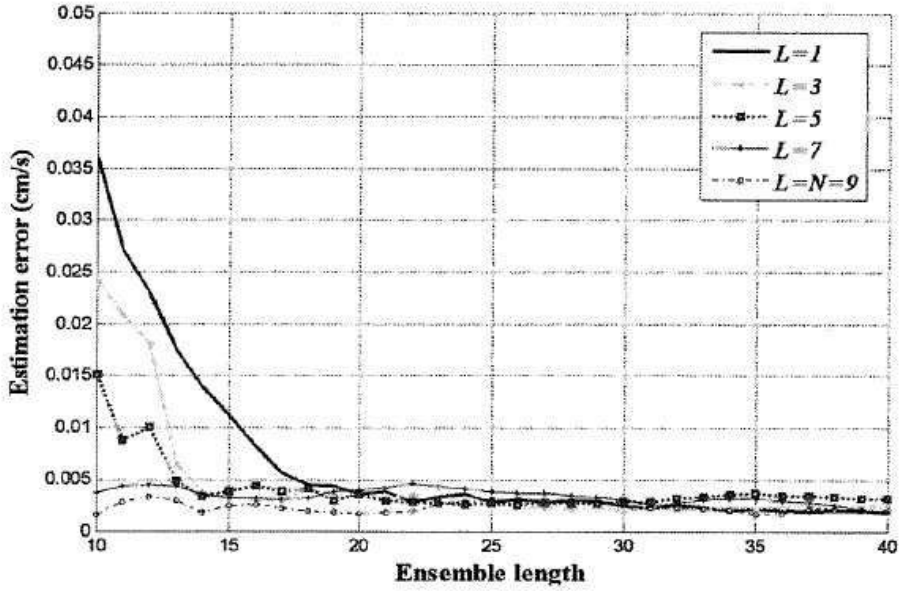
도면3


UDI-AC
HDI-SAC
Maximum number of angles
PRF Doppler

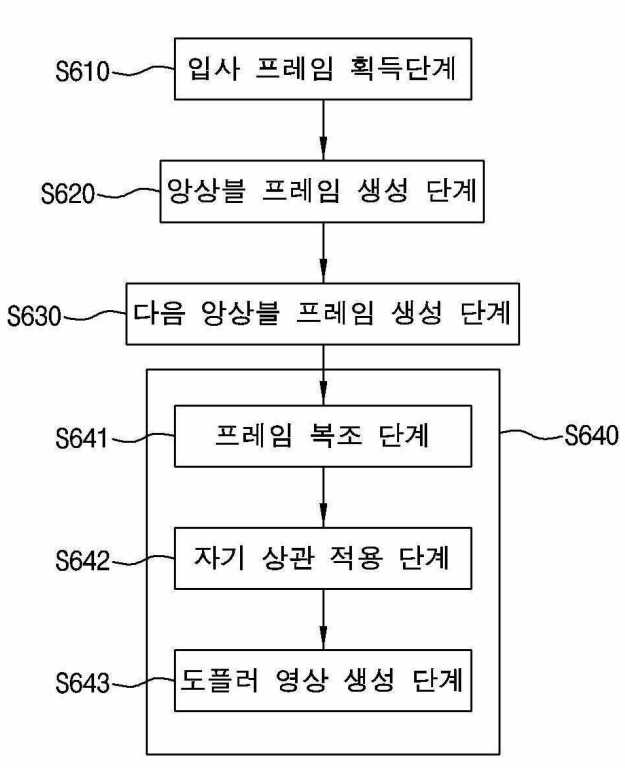
도면4


L = N-4
L = N-3
L = N-2
L = N-1
L >= N
PDF
X

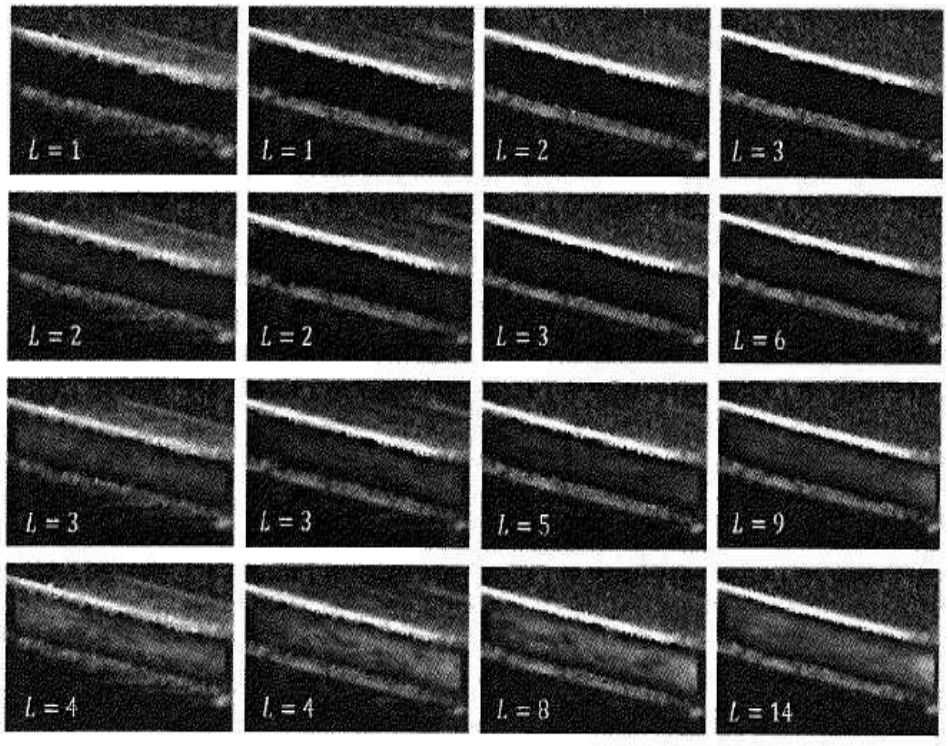
도면5


Estimation error (cm/s)
Ensemble length
L=1
L=3
L=5
L=7
L=N=9
0.05
0.045
0.04
0.035
0.03
0.025
0.02
0.015
0.01
0.005
0
10
15
20
25
30
35
40

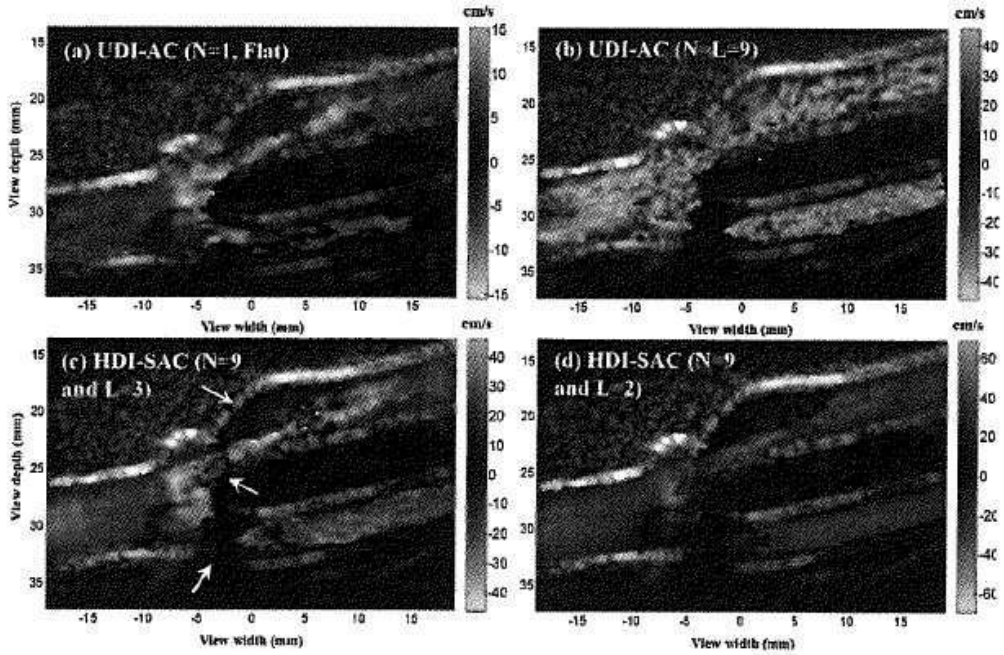
도면6


S610
입사 프레임 획득단계
S620
앙상블 프레임 생성 단계
S630
다음 앙상블 프레임 생성 단계
S641
프레임 복조 단계
S640
S642
자기 상관 적용 단계
S643
도플러 영상 생성 단계

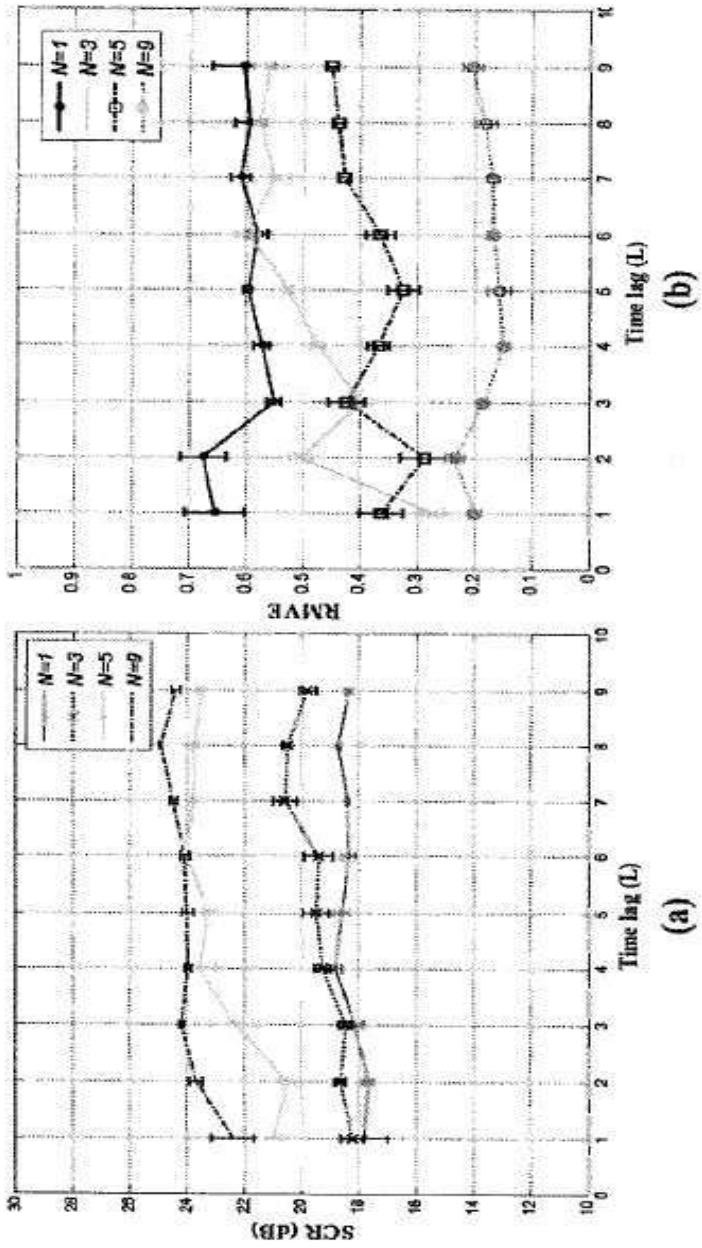
도면7


L = 1
L = 1
L = 2
L = 3
L = 2
L = 2
L = 3
L = 6
L = 3
L = 3
L = 5
L = 9
L = 4
L = 4
L = 8
L = 14

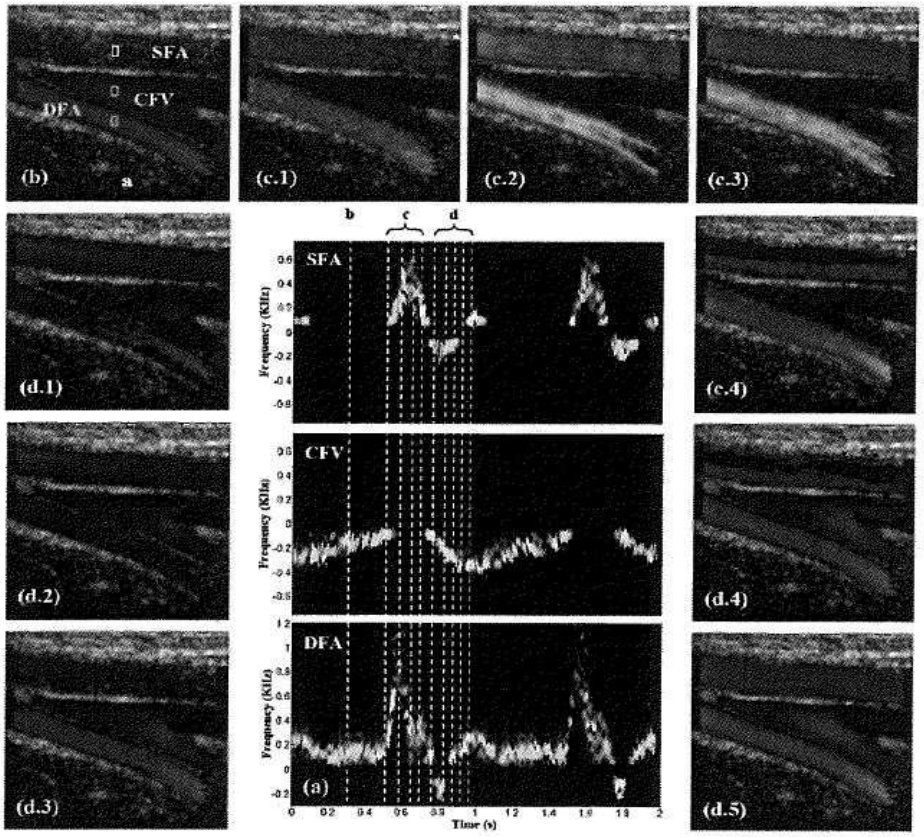
도면8


(a) UDI-AC (N=1, Flat)
(b) UDI-AC (N=L=9)
(c) HDI-SAC (N=9 and L=3)
(d) HDI-SAC (N=9 and L=2)
cm/s
View depth (mm)
View width (mm)

도면9



도면10




* Both PW spectrogram and flow images are set to Doppler scale of $L^{-4}$ (1.5 KHz).

도면11

