



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0065206
(43) 공개일자 2015년06월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0149877
(22) 출원일자 2013년12월04일
심사청구일자 없음

(71) 출원인

삼성전자주식회사

경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)

(72) 발명자

박성찬

경기도 수원시 영통구 영통2동 벽적골9단지아파트

강주영

경기 용인시 기흥구 용구대로2469번길 20, 617호
(보정동, 자이아파트)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인세림

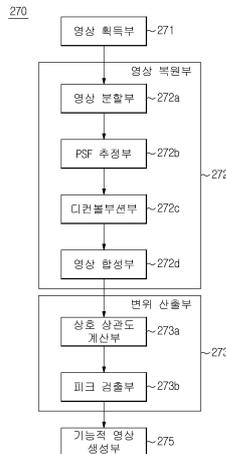
전체 청구항 수 : 총 19 항

(54) 발명의 명칭 초음파 영상 장치 및 초음파 영상 방법

(57) 요약

보다 정확한 기능적 영상을 제공할 수 있는 초음파 영상 장치 및 초음파 영상 방법이 제공된다. 초음파 영상 장치의 일 실시예는 초음파 영상들을 연속적으로 획득하는 영상 획득부; 상기 초음파 영상들 중 적어도 하나의 초음파 영상으로부터 추정된 적어도 하나의 점 확산 함수에 기초하여 영상 복원을 수행하는 영상 복원부; 상기 영상 복원부에서 복원된 복원 영상들로부터 변위를 산출하는 변위 산출부; 및 상기 산출된 변위에 기초하여 기능적 영상을 생성하는 기능적 영상 생성부를 포함할 수 있다.

대표도 - 도5



(72) 발명자

김정호

경기 용인시 수지구 심곡로 16, 503동 903호 (상현
동, 금호베스트빌5차아파트)

송종근

경기 용인시 수지구 죽전로 87, 437동 304호 (죽전
동, 현대홈타운4차3단지아파트)

명세서

청구범위

청구항 1

초음파 영상들을 연속적으로 획득하는 영상 획득부;

상기 초음파 영상들 중 적어도 하나의 초음파 영상으로부터 추정된 적어도 하나의 점 확산 함수에 기초하여 영상 복원을 수행하는 영상 복원부;

상기 영상 복원부에서 복원된 복원 영상들로부터 변위를 산출하는 변위 산출부; 및

상기 산출된 변위에 기초하여 기능적 영상을 생성하는 기능적 영상 생성부를 포함하는, 초음파 영상 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 영상 복원부는

상기 초음파 영상들로부터 각각 점 확산 함수를 추정하는 점 확산 함수 추정부; 및

상기 각 초음파 영상들과 상기 각 초음파 영상들에서 추정된 점 확산 함수를 각각 디컨볼루션하는 디컨볼루션부를 포함하는, 초음파 영상 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 각 초음파 영상들은 각각 복수의 분할 영역으로 분할되며,

상기 점 확산 함수 추정부는 상기 각 초음파 영상들의 분할 영역 별로 점 확산 함수를 추정하고,

상기 디컨볼루션부는 상기 각 초음파 영상들의 각 분할 영역과 상기 각 분할 영역에서 추정된 점 확산 함수를 각각 디컨볼루션하는, 초음파 영상 장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 영상 복원부는

상기 초음파 영상들 중에서 선택된 초음파 영상으로부터 점 확산 함수를 추정하는 점 확산 함수 추정부; 및

상기 각 초음파 영상들과 상기 추정된 점 확산 함수를 각각 디컨볼루션하는 디컨볼루션부를 포함하는, 초음파 영상 장치.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 각 초음파 영상들은 복수의 분할 영역으로 분할되며,

상기 점 확산 함수 추정부는 상기 선택된 초음파 영상의 분할 영역 별로 점 확산 함수를 추정하고,

상기 디컨볼루션부는 상기 각 초음파 영상들의 분할 영역과 상기 선택된 초음파 영상의 분할 영역들 중 상기 각 초음파 영상들의 분할 영역과 대응되는 위치의 분할 영역에서 추정된 점 확산 함수를 각각 디컨볼루션하는, 초음파 영상 장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 변위 산출부는

상기 복원 영상들 간의 상호 상관도를 계산하는 상호 상관도 계산부; 및

상기 계산된 상호 상관도 값으로부터 피크값을 검출하고, 검출된 피크값에 기초하여 상기 변위를 산출하는 피크 검출부를 포함하는, 초음파 영상 장치.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 변위 산출부는

상기 복원 영상들 간의 자기 상관도를 계산하는 자기 상관도 계산부; 및

상기 계산된 자기 상관도 값으로부터 위상을 추출하고, 상기 추출된 위상에 기초하여 상기 변위를 산출하는 위상 검출부를 포함하는, 초음파 영상 장치.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 기능적 영상 생성부는

상기 산출된 변위로부터 상기 기능적 영상을 생성하는데 필요한 기능적 파라미터를 산출하고, 상기 산출된 파라미터의 값에 따라 밝기 또는 색상을 매핑하여 상기 기능적 영상을 생성하는, 초음파 영상 장치.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 기능적 파라미터는 혈류 속도 및 탄성 수치 중 적어도 하나를 포함하는, 초음파 영상 장치.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 기능적 영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 더 포함하는, 초음파 영상 장치.

청구항 11

초음파 영상들을 연속적으로 획득하는 단계;

상기 초음파 영상들 중 적어도 하나의 초음파 영상으로부터 추정된 적어도 하나의 점 확산 함수에 기초하여 영상 복원을 수행하는 단계;

상기 영상 복원 결과로 획득된 복원 영상들로부터 변위를 산출하는 단계; 및

상기 산출된 변위에 기초하여 기능적 영상을 생성하는 단계를 포함하는, 초음파 영상 방법.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 영상 복원을 수행하는 단계는

상기 초음파 영상들로부터 각각 점 확산 함수를 추정하는 단계; 및

상기 각 초음파 영상들과 상기 각 초음파 영상들에서 추정된 점 확산 함수를 각각 디컨볼루션하는 단계를 포함하는, 초음파 영상 방법.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 각 초음파 영상들은 각각 복수의 분할 영역으로 분할되며,

상기 점 확산 함수를 추정하는 단계는 상기 각 초음파 영상들의 분할 영역 별로 점 확산 함수를 추정하는 단계를 포함하고,

상기 디컨볼루션하는 단계는 상기 각 초음파 영상들의 각 분할 영역과 상기 각 분할 영역에서 추정된 점 확산 함수를 각각 디컨볼루션하는 단계를 포함하는, 초음파 영상 방법.

청구항 14

제 11 항에 있어서,

상기 영상 복원을 수행하는 단계는

상기 초음파 영상들 중에서 선택된 초음파 영상으로부터 점 확산 함수를 추정하는 단계; 및

상기 각 초음파 영상들과 상기 추정된 점 확산 함수를 각각 디컨볼루션하는 단계를 포함하는, 초음파 영상 방법.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 각 초음파 영상들은 복수의 분할 영역으로 분할되며,

상기 점 확산 함수를 추정하는 단계는 상기 선택된 초음파 영상의 분할 영역 별로 점 확산 함수를 추정하는 단계를 포함하고,

상기 디컨볼루션하는 단계는 상기 각 초음파 영상들의 분할 영역과 상기 선택된 초음파 영상의 분할 영역들 중 상기 각 초음파 영상들의 분할 영역과 대응되는 위치의 분할 영역에서 추정된 점 확산 함수를 각각 디컨볼루션하는 단계를 포함하는, 초음파 영상 방법.

청구항 16

제 11 항에 있어서,

상기 변위를 산출하는 단계는

상기 복원 영상들 간의 상호 상관도를 계산하는 단계; 및

상기 계산된 상호 상관도 값으로부터 피크값을 검출하고, 검출된 피크값에 기초하여 상기 변위를 산출하는 단계를 포함하는, 초음파 영상 방법.

청구항 17

제 11 항에 있어서,

상기 변위를 산출하는 단계는

상기 복원 영상들 간의 자기 상관도를 계산하는 단계; 및

상기 계산된 자기 상관도 값으로부터 위상을 추출하고, 상기 추출된 위상에 기초하여 상기 변위를 산출하는 단계를 포함하는, 초음파 영상 방법.

청구항 18

제 11 항에 있어서,

기능적 영상을 생성하는 단계는

상기 산출된 변위로부터 상기 기능적 영상을 생성하는데 필요한 기능적 파라미터를 산출하는 단계;

상기 산출된 파라미터의 값에 따라 밝기 또는 색상을 매핑하여 상기 기능적 영상을 생성하는 단계를 포함하는, 초음파 영상 방법.

청구항 19

제 18 항에 있어서,

상기 기능적 파라미터는 혈류 속도 및 탄성 수치 중 적어도 하나를 포함하는, 초음파 영상 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 보다 정확한 기능적 영상을 제공할 수 있는 초음파 영상 장치 및 초음파 영상 방법이 개시된다.

배경 기술

[0002] 의료 영상 장치로는 엑스선촬영장치, 엑스선투시촬영장치, CT 스캐너(Computerized Tomography Scanner), 자기 공명영상장치(Magnetic Resonance Image; MRI), 양전자방출단층촬영장치(Positron Emission Tomography; PET), 초음파 영상 장치 등을 예로 들 수 있다.

[0003] 초음파 영상 장치는 대상체의 내부로 초음파를 조사하고, 대상체의 내부에서 반사된 초음파 에코에 기초하여 대상체의 내부 조직에 대한 단층 영상이나 혈류에 대한 영상을 비침습적으로 얻을 수 있는 장치이다.

[0004] 초음파 영상 장치는 다른 의료 영상 장치들에 비하여 소형이고 저렴하며, 실시간으로 표시 가능하다는 장점이 있다. 또한 환자가 엑스선 등의 방사선에 노출될 위험이 없어 안정성이 높다는 장점이 있다. 때문에 초음파 영상 장치는 심장, 유방, 복부, 비노기 및 산부인과 진단을 위해 널리 사용되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 보다 정확한 기능적 영상을 제공할 수 있는 초음파 영상 장치 및 초음파 영상 방법이 제공된다.

과제의 해결 수단

[0006] 상술한 과제를 해결하기 위하여, 초음파 영상 장치의 일 실시예는 초음파 영상들을 연속적으로 획득하는 영상 획득부; 상기 초음파 영상들 중 적어도 하나의 초음파 영상으로부터 추정된 적어도 하나의 점 확산 함수에 기초하여 영상 복원을 수행하는 영상 복원부; 상기 영상 복원부에서 복원된 복원 영상들로부터 변위를 산출하는 변위 산출부; 및 상기 산출된 변위에 기초하여 기능적 영상을 생성하는 기능적 영상 생성부를 포함한다.

[0007] 상술한 과제를 해결하기 위하여, 초음파 영상 방법의 일 실시예는 초음파 영상들을 연속적으로 획득하는 단계; 상기 초음파 영상들 중 적어도 하나의 초음파 영상으로부터 추정된 적어도 하나의 점 확산 함수에 기초하여 영상 복원을 수행하는 단계; 상기 영상 복원 결과로 획득된 복원 영상들로부터 변위를 산출하는 단계; 및 상기 산출된 변위에 기초하여 기능적 영상을 생성하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

[0008] 초음파 영상으로부터 점 확산 함수를 추정한 다음, 추정된 점 확산 함수와 초음파 영상들을 각각 디컨볼루션하여 고해상도의 초음파 영상들을 복원하고, 복원된 초음파 영상들로부터 기능적 파라미터를 검출함으로써, 디컨볼루션을 수행하지 않은 초음파 영상들로부터 기능적 파라미터를 검출하는 경우에 비하여 사용자에게 보다 정확한 기능적 파라미터를 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0009] 도 1은 초음파 영상 장치의 일 실시예에 대한 사시도이다.

도 2는 초음파 영상 장치의 일 실시예에 대한 구성도이다.

도 3은 초음파 영상 장치의 송신 빔포머에 대한 구성도이다.

도 4는 초음파 영상 장치의 수신 빔포머에 대한 구성도이다.

도 5는 영상 처리부의 일 실시예에 대한 구성도이다.

도 6은 영상 복원의 개념을 설명하기 위한 도면이다.

도 7a 및 도 7b는 상호 상관도 계산 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 8은 영상 처리부의 다른 실시예에 대한 구성도이다.

도 9는 기존 방법에 따른 축 방향 변위 측정 결과와, 개시된 방법에 따른 축 방향 변위 측정 결과를 도시한 도면이다.

도 10은 기존 방법에 따른 축 방향 변위 측정 결과와, 개시된 방법에 따른 축 방향 변위 측정 결과를 도시한 도면이다.

도 11은 초음파 영상 방법을 도시한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0010] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다.
- [0011] 이하, 첨부된 도면들을 참조하여 초음파 영상 장치 및 초음파 영상 방법에 대한 실시예들을 설명한다. 도면에서 동일한 도면 부호는 동일한 구성 요소를 나타낸다.
- [0012] 도 1은 초음파 영상 장치(20)의 일 실시예에 대한 사시도이다.
- [0013] 도 1에 도시된 바와 같이 초음파 영상 장치(20)는 본체(200), 입력부(210), 디스플레이부(220) 및 프로브(230)를 포함할 수 있다.
- [0014] 본체(200)에는 초음파 영상 장치(20)의 주요 구성요소들이 수납된다. 예를 들면, 도 2에 도시된 제어부(240), 송신 빔포머(250), 수신 빔포머(260), 영상 처리부(270) 및 저장부(280) 등이 수납될 수 있다. 이들 구성요소들에 대한 구체적인 설명은 도 2를 참조하여 후술하기로 한다.
- [0015] 입력부(210)는 조작자가 초음파 영상 장치(20)를 조작하기 위한 지시 또는 명령을 입력할 수 있는 부분이다. 예를 들면, 조작자는 입력부(210)를 통해 진단 시작, 진단 부위 선택, 진단 종류 선택, 최종적으로 출력되는 초음파 영상에 대한 모드 선택 등을 수행하기 위한 명령을 입력할 수 있다. 초음파 영상에 대한 모드로는 A-모드(Amplitude mode), B-모드(Brightness mode), D-모드(Doppler mode), E-모드(Elastography mode), 및 M-모드(Motion mode) 등을 예로 들 수 있다.
- [0016] 입력부는 예를 들어, 키보드, 마우스, 트랙볼, 터치스크린, 풋 스위치(foot switch) 및 풋 페달(foot pedal) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0017] 일 예로, 키보드는 하드웨어적으로 구현되어, 본체(200)의 상부에 위치할 수 있다. 키보드는 스위치, 키, 휠, 조이스틱, 트랙볼 및 낚(knop) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 풋 스위치나 풋 페달은 본체(200)의 하부에 마련될 수 있으며, 조작자는 풋 페달을 이용하여 초음파 영상 장치(20)의 일부 기능을 제어할 수 있다.
- [0018] 다른 예로, 키보드는 그래픽 유저 인터페이스와 같이 소프트웨어적으로 구현될 수도 있다. 소프트웨어적으로 구현된 키보드는 디스플레이부(220)를 통해 디스플레이될 수 있다.
- [0019] 디스플레이부(220)에는 초음파 영상이 디스플레이된다. 구체적으로, 디스플레이부(220)에는 조작자가 선택한 모드에 대응하는 초음파 영상이 디스플레이될 수 있다. 만약, 선택된 모드가 없다면, 디스플레이부(220)에는 예를 들어, B-모드 영상이 기본적으로 디스플레이될 수 있다. 디스플레이부(220)를 통해 기본적으로 디스플레이되는 영상의 종류는 사전에 조작자에 의해 설정될 수 있다.
- [0020] 실시예에 따르면, 디스플레이부(220)는 적어도 하나의 디스플레이를 포함할 수 있다. 디스플레이부(220)가 하나의 디스플레이를 포함하는 경우, 초음파 영상은 다양한 방법으로 디스플레이될 수 있다. 예를 들어, 디스플레이를 통해 B-모드 영상이 디스플레이되고 있는 상태에서 모드 변경이 이루어진다고 하자. 이 때, 변경된 모드에 대응하는 영상은 다양한 방법으로 디스플레이될 수 있다. 일 예로, 변경된 모드에 대응하는 영상은 B-모드 영상에 중첩되어 디스플레이될 수 있다. 다른 예로, 디스플레이 영역을 분할한 다음, 분할된 각각의 디스플레이 영역에 변경된 모드에 대응하는 영상과 B-모드 영상이 각각 디스플레이될 수 있다. 디스플레이부(220)가 복수의 디스플레이를 포함하는 경우, B-모드 영상과 변경된 모드에 대응하는 영상은 서로 다른 디스플레이를 통

해 디스플레이될 수 있다.

- [0021] 적어도 하나의 디스플레이는 디스플레이 기능만을 가질 수도 있고, 디스플레이 및 입력 기능을 모두 가질 수도 있다. 예를 들어, 디스플레이가 터치 스크린으로 구현될 수 있는데 이 경우, 디스플레이는 디스플레이 기능 및 입력 기능을 모두 갖는다.
- [0022] 프로브(230)는 대상체(10)의 체표에 접촉하는 부분이다. 프로브(230)의 말단에는 적어도 하나의 초음파 소자(T)가 마련된다. 적어도 하나의 초음파 소자(T)는 대상체(10) 내의 목표부위로 초음파를 조사하고, 목표부위에서 반사된 초음파 에코를 수신하여 전기적 신호로 변환한다. 일 예로, 초음파 소자(T)는 초음파를 발생시키는 초음파 발생 소자 및 초음파 에코를 수신하여 전기적 신호로 변환하는 초음파 수신 소자를 포함할 수 있다. 다른 예로, 하나의 초음파 소자(T)에서 초음파 발생 및 초음파 에코 수신이 모두 이루어질 수도 있다.
- [0023] 초음파 소자(T)는 초음파 트랜스듀서(ultrasonic transducer)일 수도 있다. 트랜스듀서란 소정 형태의 에너지를 다른 형태의 에너지로 변환시키는 장치를 말한다. 예를 들어 초음파 트랜스듀서는 전기 에너지를 파동 에너지로 변환시킬 수 있으며, 파동 에너지를 전기 에너지로 변환시킬 수 있다. 다시 말해, 초음파 트랜스듀서는 초음파 발생 소자의 기능 및 초음파 수신 소자의 기능을 모두 수행할 수 있다.
- [0024] 좀 더 구체적으로 초음파 트랜스듀서는 압전 물질이나 압전 박막을 포함할 수 있다. 만약 배터리 등의 내부 축전 장치나 외부의 전원 공급 장치로부터 교류 전류가 압전 물질이나 압전 박막에 인가되면, 압전 물질이나 압전 박막은 소정의 주파수로 진동하게 되고, 진동 주파수에 따라 소정 주파수의 초음파가 생성된다. 이와 반대로 소정 주파수의 초음파 에코가 압전 물질이나 압전 박막에 도달하면, 압전 물질이나 압전 박막은 도달한 초음파 에코의 주파수에 따라 진동하게 된다. 이 때, 압전 물질이나 압전 박막은 진동 주파수에 대응하는 주파수의 교류 전류를 출력한다.
- [0025] 초음파 트랜스듀서로는 자성체의 자왜효과를 이용하는 자왜 초음파 트랜스듀서(Magnetostrictive Ultrasonic Transducer)나, 압전 물질의 압전 효과를 이용한 압전 초음파 트랜스듀서(Piezoelectric Ultrasonic Transducer), 미세 가공된 수백 또는 수천 개의 박막의 진동을 이용하여 초음파를 송수신하는 정전용량형 미세 가공 초음파 트랜스듀서(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer; cMUT) 등 다양한 종류의 초음파 트랜스듀서가 사용될 수 있다. 이외에도 전기적 신호에 따라 초음파를 생성하거나, 초음파에 따라 전기적 신호를 생성할 수 있는 다른 종류의 트랜스듀서들도 초음파 트랜스듀서로 사용될 수 있다.
- [0026] 적어도 하나의 초음파 트랜스듀서는 프로브(230)의 말단에 직선으로 배열되거나(Linear array), 곡선으로 배열될 수 있다(Convex array). 이 때, 적어도 하나의 초음파 트랜스듀서는 일렬로 배열되거나, 매트릭스 형태로 배열될 수 있다. 적어도 하나의 초음파 트랜스듀서가 일렬로 배열된 경우에는 프로브(230)를 주사 방향(scanning direction)으로 이동시켜 복수의 초음파 영상을 획득할 수 있다. 적어도 하나의 초음파 트랜스듀서가 매트릭스 형태로 배열된 경우에는 한번의 초음파 송신으로 복수의 초음파 영상을 획득할 수 있다.
- [0027] 배열된 초음파 트랜스듀서의 중심을 기준으로 지각을 이루는 세 방향을 축 방향(axis direction), 측 방향(lateral direction) 및 고도 방향(elevation direction)으로 정의할 수 있다. 축 방향은 초음파가 조사되는 방향이다. 측 방향은 축 방향과 수직인 방향 중에서 초음파 트랜스듀서의 열이 형성되는 방향이다. 고도 방향은 축 방향과 수직인 방향 중에서 초음파 트랜스듀서의 행이 형성되는 방향이다.
- [0028] 도면에 도시되지는 않았지만, 초음파 트랜스듀서의 상부에는 초음파 트랜스듀서를 덮는 덮개가 마련될 수 있다.
- [0029] 도 2는 초음파 영상 장치(20)의 일 실시예에 대한 구성도이다.
- [0030] 도 2에 도시된 바와 같이, 초음파 영상 장치(20)는 입력부(210), 디스플레이부(220), 프로브(230), 제어부(240), 송신 빔포머(250), 수신 빔포머(260), 영상 처리부(270) 및 저장부(280)를 포함할 수 있다.
- [0031] 입력부(210), 디스플레이부(220) 및 프로브(230)에 대해서는 도 1을 참조하여 설명하였으므로, 중복되는 설명을 생략하기로 한다.
- [0032] 제어부(240)는 초음파 영상 장치(20)의 전반적인 동작을 제어할 수 있다. 구체적으로, 제어부(240)는 입력부(210)를 통해 입력된 지시나 명령에 대응하여 송신 빔포머(250), 수신 빔포머(260), 영상 처리부(270) 및 디스플레이부(220) 중 적어도 하나를 제어하기 위한 제어 신호를 생성할 수 있다. 실시예에 따르면, 제어부(240)는 유선 통신 또는 무선 통신을 통해 외부 장치로부터 수신한 지시나 명령에 대응하여 각 구성요소를 제어하기 위한 제어 신호를 생성할 수도 있다. 이 경우, 초음파 영상 장치(20)는 외부 장치로부터 지시나 명령을 수신하기

위한 통신부(미도시)를 포함할 수 있다.

- [0033] 송신 빔포머(250)는 송신 빔포밍(transmit beamforming)을 수행할 수 있다. 송신 빔포밍이란 적어도 하나의 초음파 소자(T)에서 발생된 초음파를 초점(focal point)에 집중시키는 것을 말한다. 즉, 적어도 하나의 초음파 소자(T)에서 발생된 초음파가 초점에 도달하는 시간 차이를 극복하기 위하여 적절한 순서를 정해서 초음파 소자(T)에서 초음파를 발생시키는 것을 말한다. 송신 빔포밍에 대한 보다 구체적인 설명을 위해 도 3을 참조하기로 한다.
- [0034] 도 3은 송신 빔포머(250)를 도시한 구성도이다. 도 3에 도시된 바와 같이, 송신 빔포머(250)는 송신 신호 생성부(251) 및 시간 지연부(252)를 포함할 수 있다.
- [0035] 송신 신호 생성부(251)는 제어부(240)의 제어 신호에 따라 적어도 하나의 초음파 소자(T)에 인가할 송신 신호(고주파 교류전류)를 발생시킬 수 있다. 송신 신호 생성부(251)에서 발생된 송신 신호는 시간 지연부(252)로 제공된다.
- [0036] 시간 지연부(252)는 송신 신호 생성부(251)에서 발생된 송신 신호마다 시간 지연을 가하여, 각 송신 신호가 각 초음파 소자(T)에 도달하는 시간을 조절할 수 있다. 시간 지연부(252)에 의해 시간 지연된 송신 신호가 초음파 소자(T)로 인가되면, 초음파 소자(T)는 송신 신호의 주파수에 대응하는 초음파를 발생시킨다. 각 초음파 소자(T)에서 발생된 초음파는 초점(focal point)에서 집중(focusing)된다. 초음파 소자(T)에서 발생된 초음파가 집중되는 초점의 위치는 송신 신호에 어떤 형태의 지연 패턴이 적용되었는지에 따라 달라질 수 있다.
- [0037] 좀 더 구체적으로, 도 3에는 5개의 초음파 소자(t1~t5)가 예시되어 있다. 또한 송신 신호들에 적용될 수 있는 3가지의 지연 패턴이 굵은 실선, 중간 굵기의 실선, 가는 실선으로 예시되어 있다.
- [0038] 만약, 송신 신호 생성부(251)에서 발생된 송신 신호들에 대해 굵은 실선과 같은 형태의 지연 패턴을 적용하는 경우, 각 초음파 소자(t1~t5)에서 발생된 초음파는 제1 초점(F₁)에서 집중된다.
- [0039] 만약, 송신 신호 생성부(251)에서 발생된 각 송신 신호에 대해 중간 굵기의 실선과 같은 형태의 지연 패턴을 적용하는 경우, 각 초음파 소자(t1~t5)에서 발생된 초음파는 제1 초점(F₁)보다 먼 제2 초점(F₂)에서 집중된다.
- [0040] 만약, 송신 신호 생성부(251)에서 발생된 각 송신 신호에 대해 가는 실선과 같은 형태의 지연 패턴을 적용하는 경우, 각 초음파 소자(t1~t5)에서 발생된 초음파는 제2 초점(F₂)보다 먼 제3 초점(F₃)에서 집중된다.
- [0041] 상술한 바와 같이, 송신 신호 생성부(251)에서 발생된 송신 신호에 적용되는 지연 패턴에 따라 초점의 위치가 달라진다. 따라서 하나의 지연 패턴만을 적용하는 경우, 대상체(10)로 조사되는 초음파는 고정된 초점에서 집중된다(fixed-focusing). 만약 서로 다른 지연 패턴을 적용하는 경우, 대상체(10)로 조사되는 초음파는 여러 개의 초점에서 집중된다(multi-focusing).
- [0042] 이처럼 각 초음파 소자(T)에서 발생된 초음파는 한 지점에만 고정 집중되거나 여러 지점에 다중 집중된다. 집중된 초음파는 대상체(10) 내부로 조사된다. 대상체(10) 내부로 조사된 초음파는 대상체(10) 내의 목표 부위에서 반사된다. 목표 부위에서 반사된 초음파 에코는 초음파 소자(T)로 수신된다. 그러면 초음파 소자(T)는 수신된 초음파 에코를 전기 신호로 변환한다. 이하, 변환된 전기 신호를 초음파 신호라 한다. 초음파 소자(T)에서 출력된 초음파 신호는 증폭 및 필터링된 후, 디지털 신호로 변환되어 수신 빔포머(260)로 제공된다.
- [0043] 다시 도 2를 참조하면, 수신 빔포머(260)는 디지털 신호로 변환된 초음파 신호에 대해 수신 빔포밍(receive beamforming)을 수행할 수 있다. 수신 빔포밍이란 각 초음파 소자(T)에서 출력되는 초음파 신호들 간에 존재하는 시차를 보정하여, 집중시키는 것을 말한다. 수신 빔포밍에 대한 보다 구체적인 설명을 위해 도 4를 참조하기로 한다.
- [0044] 도 4는 수신 빔포머(260)를 도시한 구성도이다. 도 4에 도시된 바와 같이, 수신 빔포머(260)는 시차 보정부(262) 및 집중부(261)를 포함할 수 있다.
- [0045] 시차 보정부(262)는 각 초음파 소자(T)에서 출력된 초음파 신호들을 일정 시간 동안 지연시켜 초음파 신호들이 동일한 시간에 집중부(261)로 전달될 수 있도록 한다.
- [0046] 집중부(261)는 시차 보정부(262)에 의해 시차가 보정된 초음파 신호들을 하나로 집중할 수 있다. 집중부(261)는 입력되는 초음파 신호마다 소정의 가중치 예를 들어, 빔포밍 계수를 부가하여 소정 초음파 신호를 다른 초음파 신호에 비하여 강조 또는 감쇄시켜 집중할 수 있다. 집중된 초음파 신호는 영상 처리부(270)로 제공될 수

있다.

- [0047] 다시 도 2를 참조하면, 저장부(280)는 초음파 영상 장치(20)가 동작하는데 필요한 데이터 및 알고리즘 중 적어도 하나를 저장할 수 있다. 이러한 저장부(280)는 비휘발성 메모리, 휘발성 메모리, 저장매체, 또는 이들의 조합으로 구현될 수 있다. 비휘발성 메모리로는 ROM(Read Only Memory), PROM(Programmable Read Only Memory), EPROM(Erasable Programmable Read Only Memory), 및 플래시 메모리를 예로 들 수 있다. 휘발성 메모리로는 RAM(Random Access Memory)을 예로 들 수 있다. 저장매체로는 하드디스크 드라이브 및 광 디스크 드라이브를 예로 들 수 있다.
- [0048] 영상 처리부(270)는 빔포밍된 초음파 신호로부터 초음파 영상들을 획득하고, 획득된 초음파 영상들 중에서 적어도 하나의 초음파 영상으로부터 점 확산 함수(Point Spread Function, PSF)를 추정할 수 있다. 그리고 추정된 점 확산 함수와 획득된 초음파 영상들을 각각 디컨볼루션하여, 고해상도의 초음파 영상들을 복원할 수 있다. 또한, 영상 처리부(270)는 복원된 영상들에 기초하여 변위를 산출할 수 있다. 이하, 도 5를 참조하여 영상 처리부(270)에 대하여 구체적으로 설명하기로 한다.
- [0049] 도 5는 영상 처리(270)의 일 실시예에 대한 구성도이다.
- [0050] 도 5에 도시된 바와 같이, 영상 처리부(270)는 영상 획득부(271), 영상 복원부(272), 변위 산출부(273), 및 기능적 영상 생성부(275)를 포함할 수 있다.
- [0051] 영상 획득부(271)는 빔포밍된 초음파 신호로부터 초음파 영상들을 연속적으로 획득할 수 있다. 실시예에 따르면, 획득된 초음파 영상들 모두가 영상 복원부(272)로 제공될 수 있다. 다른 실시예에 따르면, 획득된 초음파 영상들 중에서 적어도 두 개의 초음파 영상이 선택될 수 있으며, 선택된 초음파 영상만이 영상 복원부(272)로 제공될 수 있다.
- [0052] 영상 복원부(272)는 영상 획득부(271)로부터 제공받은 초음파 영상들 중 적어도 하나의 초음파 영상에 기초하여 적어도 하나의 점 확산 함수를 추정하고, 추정된 적어도 하나의 점 확산 함수를 이용하여 초음파 영상들을 대상으로 영상 복원을 수행할 수 있다. 그 결과 고해상도의 초음파 영상들을 출력할 수 있다. 이를 위해 영상 복원부(272)는 영상 분할부(272a), 점 확산 함수 추정부(272b), 디컨볼루션부(272c), 및 영상 합성부(272d)를 포함할 수 있다.
- [0053] 영상 복원부(272)의 구성에 대하여 설명하기에 앞서, 도 6을 참조하여 영상 복원의 개념에 대해서 간단히 설명하기로 한다.
- [0054] 도 6에는 원 영상(f_R), 초음파 영상(g_R), 및 복원 영상(h_R)이 도시되어 있다. 여기서, 원 영상(f_R)은 대상체(10)의 목표 부위에 대한 이상적인 영상(ideal image)을 말한다. 초음파 영상(g_R)은 초음파 영상 장치(20)의 프로브(230)를 통해 획득된 영상을 말한다. 즉, 초음파 영상(g_R)은 수신 빔포머(260)에 의해 빔포밍된 초음파 신호를 의미할 수 있다. 빔포밍된 초음파 신호는 대상체(10)의 목표 부위로 초음파를 조사하고, 목표 부위에서 반사된 초음파 에코를 전기적 신호로 변환하여 얻은 초음파 신호를 빔포밍하여 얻을 수 있다. 복원 영상(h_R)은 초음파 영상(g_R)으로부터 원 영상(f_R)에 가깝게 복원된 영상을 말한다.
- [0055] 도 6을 참조하면, 프로브(230)를 통해 획득된 초음파 영상(g_R)은 원 영상(f_R)에 비하여 경계가 흐려지고 잡음이 섞여 있는 것을 알 수 있다. 좀 더 구체적으로, 원 영상(f_R)에서 목표 부위가 점으로 표시된다면, 초음파 영상(g_R)에서 목표 부위는 상하 및 좌우로 퍼진 모양으로 표시된다. 원 영상(f_R)과 초음파 영상(g_R)의 차이는 목표 부위가 프로브(230)를 기준으로 축 방향으로 멀어질수록 커지며, 목표 부위가 프로브(230)를 기준으로 축 방향으로 멀어질수록 커진다.
- [0056] 즉, 프로브(230)를 기준으로 축 방향으로 가까운 곳에 위치한 목표 부위는 초음파 영상(g_R)에서 원 영상(f_R)의 목표 부위와 유사한 형태로 표시된다. 그러나, 프로브(230)를 기준으로 축 방향으로 먼 곳에 위치한 목표 부위는 원 영상(f_R)의 목표 부위와 상당히 다른 형태로 표시된다.
- [0057] 마찬가지로, 프로브(230)를 기준으로 축 방향으로 가까운 곳에 위치한 목표 부위는 초음파 영상(g_R)에서 원 영상(f_R)의 목표 부위와 유사한 형태로 표시된다. 그러나, 프로브(230)를 기준으로 축 방향으로 먼 곳에 위치한

목표 부위는 초음파 영상(g_R)에서 원 영상(f_R)의 목표 부위와 다른 형태로 표시된다.

- [0058] 이처럼 초음파 영상(g_R)이 원 영상(f_R)과 다른 이유는 프로브(230)를 통해 초음파 영상(g_R)을 획득하는 과정에서, 프로브(230)의 물리적 특성에 의해 원 영상(f_R)의 화질이 저하(degradation)되고, 여기에 잡음(w)이 부가되기 때문이다.
- [0059] 상술한 바와 같이, 프로브(230)의 물리적인 특성뿐만 아니라, 프로브(230)와 목표 부위 간의 거리 및 노이즈(w)에 의해 원 영상(f_R)의 화질이 저하된다. 이처럼 화질이 저하된 초음파 영상(g_R)을 그대로 출력하면, 목표 부위에 대한 정확한 진단이 어렵다. 따라서, 정확한 진단을 위해서는, 화질이 저하된 초음파 영상(g_R)을 원 영상(f_R)에 거의 가깝게 즉, 고해상도로 복원할 필요가 있다.
- [0060] 원 영상(f_R)의 품질을 저하시키는 품질 저하 모델(degradation model)을 점 확산 함수(h_R)라 한다면, 초음파 영상(g_R)은 원 영상(f_R)과 점 확산 함수(h_R)를 컨볼루션한 결과인 것으로 볼 수 있다.
- [0061] 점 확산 함수는 프로브(230)를 통해 획득된 초음파 영상(g_R)으로부터 추정될 수 있는데, 추정된 점 확산 함수와 초음파 영상(g_R)을 디컨볼루션하면, 원 영상과 유사한 초음파 영상 즉, 해상도가 저하되지 않은 고해상도의 초음파 영상을 복원할 수 있다. 즉, 점 확산 함수를 정확하게 추정할수록 원 영상의 해상도에 거의 가까운 복원 영상(restored image)을 얻을 수 있다.
- [0062] 다시 도 5를 참조하면, 영상 복원부(272)의 영상 분할부(272a)는 영상 획득부(271)로부터 수신한 초음파 영상들을 각각 복수의 영역으로 분할할 수 있다. 이하, 분할된 각각의 영역을 '분할 영역'이라 칭하기로 한다.
- [0063] 실시예에 따르면, 초음파 영상은 해당 초음파 영상을 분석한 결과에 기초하여 복수의 분할 영역으로 분할될 수 있다. 따라서 초음파 영상에 포함된 각각의 분할 영역들은 서로 동일한 크기를 가질 수도 있고, 서로 다른 크기를 가질 수도 있다.
- [0064] 실시예에 따르면, 초음파 영상은 사전에 지정된 크기 및 개수의 분할 영역으로 분할될 수 있다. 이 때, 분할 영역의 크기 및 개수는 조작자에 의해 변경 가능하도록 구현될 수 있다.
- [0065] 한편, 각각의 초음파 영상들은 동일한 방식으로 분할될 수 있다. 다시 말하면, 각각의 초음파 영상들은 동일한 개수 및 동일한 크기의 분할 영역으로 분할될 수 있다.
- [0066] 영상 복원부(272)의 점 확산 함수 추정부(272b)는 초음파 영상의 분할 영역 별로 점 확산 함수를 추정할 수 있다. 실시예에 따르면, 점 확산 함수 추정부(272b)는 모든 초음파 영상들을 대상으로, 분할 영역 별로 점 확산 함수를 추정할 수 있다. 다른 실시예에 따르면, 점 확산 함수 추정부(272b)는 영상 획득부(271)로부터 제공받은 초음파 영상들 중에서 첫 번째 초음파 영상을 대상으로, 분할 영역 별로 점 확산 함수를 추정할 수 있다. 후자의 경우, 전자의 경우에 비하여 계산량을 줄일 수 있다.
- [0067] 이하, 후자의 경우를 예로 들어 설명하기로 한다. 또한 설명의 편의를 위하여, 영상 획득부(271)로부터 제공받은 초음파 영상들 중에서 첫 번째 초음파 영상을 '제1 초음파 영상'이라 칭하기로 한다.
- [0068] 점 확산 함수 추정 방식은 1차원 점 확산 함수 추정 방식과 2차원 점 확산 함수 추정 방식을 포함할 수 있다.
- [0069] 1차원 점 확산 함수 추정 방식의 예로는 ARMA(Autoregressive Moving Average)를 들 수 있다. 1차원 점 확산 함수 추정은 빠른 시간 안에 이루어질 수 있다는 장점이 있으나, 추정된 점 확산 함수의 정확도가 떨어진다 단점 있다. 때문에 추정된 1차원 점 확산 함수와 초음파 영상을 디컨볼루션하여 복원 영상을 얻었을 때, 복원 영상의 축 방향(axial direction)의 해상도는 증가하나, 측 방향(lateral direction)의 해상도는 떨어질 수 있다.
- [0070] 2차원 점 확산 함수 추정 방식의 예로는 캡스트럼(Capstrum) 방식을 예로 들 수 있다. 캡스트럼 방식은 시간 영역(time domain)에서의 입력 신호(즉, 초음파 영상)를 주파수 영역(frequency domain)으로 전환한 다음, 주파수 영역에서 2차원 점 확산 함수를 추정한다.
- [0071] 캡스트럼 방식은 초음파 영상의 크기 정보만을 이용하여 2차원 점 확산 함수를 추정하는 방식과, 초음파 영상의 크기 정보 및 위상 정보를 모두 이용하여 2차원 점 확산 함수를 추정하는 방식으로 분류될 수 있다.
- [0072] 크기 정보만을 고려하여 추정된 2차원 점 확산 함수는 크기 및 위상 정보를 모두 고려하여 추정된 2차원 점 확

산 함수에 비하여 정확도가 떨어질 수 있으나, 계산량을 줄일 수 있다.

- [0073] 크기 및 위상 정보를 모두 고려하여 2차원 점 확산 함수를 추정하면, 크기 정보만을 고려하여 2차원 점 확산 함수를 추정하는 경우에 비하여, 추정된 2차원 점 확산 함수의 정확도가 높아질 수 있으나, 계산량이 늘어날 수 있다.
- [0074] 영상 복원부(272)의 점 확산 함수 추정부(272b)는 상술한 점 확산 함수 추정 방식 중 하나를 사용하여 제1 초음파 영상의 분할 영역 별로 점 확산 함수를 추정할 수 있다. 이하의 설명에서는 점 확산 함수 추정부(272b)가 제1 초음파 영상의 분할 영역 별로 2차원 점 확산 함수를 추정하는 경우를 예로 들어 설명하기로 한다.
- [0075] 영상 복원부(272)의 디컨볼루션부(272c)는 제1 초음파 영상의 분할 영역 별로 추정된 2차원 점 확산 함수를 이용하여 디컨볼루션을 수행할 수 있다. 구체적으로, 디컨볼루션부(272c)는 제1 초음파 영상의 각 분할 영역과, 각 분할 영역에서 추정된 2차원 점 확산 함수를 각각 디컨볼루션할 수 있다.
- [0076] 예를 들어, 제1 초음파 영상이 제1 분할 영역, 제2 분할 영역 및 제3 분할 영역으로 분할되었고, 제1 분할 영역, 제2 분할 영역 및 제3 분할 영역에서 각각 추정된 점 확산 함수를 제1 점 확산 함수, 제2 점 확산 함수 및 제3 점 확산 함수라 하자. 이 경우, 디컨볼루션부(272c)는 제1 초음파 영상의 제1 분할 영역과 제1 점 확산 함수를 디컨볼루션하고, 제1 초음파 영상의 제2 분할 영역과 제2 점 확산 함수를 디컨볼루션할 수 있다. 그리고, 제1 초음파 영상의 제3 분할 영역과 제3 점 확산 함수를 디컨볼루션할 수 있다.
- [0077] 한편, 디컨볼루션부(272c)는 제1 초음파 영상뿐만 아니라, 나머지 초음파 영상들을 대상으로, 상술한 것과 동일한 방식으로 디컨볼루션을 수행할 수 있다. 즉, 제1 초음파 영상을 제외한 나머지 초음파 영상들도 각각 제1 분할 영역, 제2 분할 영역 및 제3 분할 영역으로 분할될 수 있는데, 디컨볼루션부(272c)는 나머지 초음파 영상들의 제1 분할 영역과 제1 점 확산 함수를 각각 디컨볼루션하고, 나머지 초음파 영상들의 제2 분할 영역과 제2 점 확산 함수를 각각 디컨볼루션할 수 있다. 그리고 나머지 초음파 영상들의 제3 분할 영역과 제3 점 확산 함수를 각각 디컨볼루션할 수 있다.
- [0078] 영상 복원부(272)의 영상 합성부(272d)는 디컨볼루션된 분할 영역들을 초음파 영상 별로 합성할 수 있다. 그 결과, 고해상도의 복원 영상들을 획득할 수 있다. 획득된 복원 영상들은 후술될 변위 산출부(273)로 제공될 수 있다. 실시예에 따라 영상 합성부를 생략될 수도 있다.
- [0079] 변위 산출부(273)는 영상 합성부(272d)에서 복원된 복원 영상들에 기초하여 복원 영상들 간의 변위를 산출할 수 있다. 실시예에 따르면, 변위 산출부(273)는 연속된 두 복원 영상들 간의 변위를 산출할 수 있다. 다른 실시예에 따르면, 변위 산출부(273)는 연속되지 않은 두 복원 영상들 간의 변위를 산출할 수도 있다.
- [0080] 변위 산출 방법으로는 반점 추적(speckle tracking)을 예로 들 수 있다. 반점 추적은 초음파 간섭으로 인해 초음파 영상에서 나타나는 반점을 추적하는 기술이다. 이를 위해 변위 산출부(273)는 상호 상관도 계산부(273a) 및 피크 검출부(273b)를 포함할 수 있다.
- [0081] 상호 상관도 계산부(273a)는 복원 영상들 간의 상호 상관도(cross-correlation)를 계산할 수 있다. 상호 상관도 값은 연속되는 두 영상이 서로 얼마나 닮았는지를 나타낸다.
- [0082] 상호 상관도 계산부(273a)는 두 복원 영상 간의 상호 상관도를 계산하기 위해 도 7a에 도시된 바와 같이, 영상 1(Image 1)과 영상 2(Image 2)의 동일한 위치에 일정한 크기의 윈도우 1(Window 1) 및 윈도우 2(Window 2)를 각각 설정한다. 도 7a에서 I와 I'은 각각 영상 1(Image 1)과 영상 2(Image 2)에서 설정된 윈도우의 영상 강도(intensity)를 의미한다. 상호 상관도 계산부(273a)는 윈도우 2(Window 2)의 위치를 -D부터 D까지 변경해 가면서, 두 윈도우(Window 1, Window 2) 간의 상호 상관도를 계산한다. 즉, 상호 상관도 계산부(273a)는 윈도우 2(Window 2)의 중심의 좌표를 x축 방향 및 y축 방향으로 각각 -D부터 D까지 변경해 가면서, 윈도우 1과의 상호 상관도를 계산한다.
- [0083] 도 7b는 D가 2인 경우, 두 윈도우(Window 1, Window 2) 간의 상호 상관도 계산 과정을 도시하고 있다. 도 7b를 참조하면, 영상 1에서 윈도우 2를 윈도우 1과 대응되는 지점에 위치시킨다. 그 다음, 영상 1과 윈도우 2의 대응되는 픽셀들의 값을 서로 곱한 다음, 이들의 합을 상호 상관 행렬의 대응되는 위치에 저장한다. 그 다음, 윈도우 2의 중심의 위치를 x축 또는 y축으로 픽셀 단위로 옮겨가면서 동일한 연산을 수행한다. 이러한 방식으로 상호 상관 행렬의 모든 값이 저장되면, 저장된 값들 중에서 가장 큰 상호 상관도 값을 갖는 (x, y)가 윈도우 1의 변위가 된다. 이 때, 피크값의 검출은 변위 산출부(273)의 피크 검출부(273b)에 의해 이루어질 수 있다.
- [0084] 상술한 바와 같은 상호 상관도 계산 및 피크값 검출은 복원 영상 내의 모든 픽셀들에 대해서 수행될 수 있다.

그 결과, 복원 영상 내의 픽셀 별로 변위가 산출된다.

[0085] 다시 도 5를 참조하면, 기능적 영상 생성부(275)는 변위 산출부(273)에 의해 산출된 변위에 기초하여, 기능적 영상을 생성할 수 있다. 기능적 영상이란, 혈류 속도 영상, 탄성 영상 등을 예로 들 수 있다. 이러한 기능적 영상을 생성하기 위해 기능적 영상 생성부(275)는 우선, 기능적 파라미터를 산출할 수 있다. 혈류 속도 영상의 경우, 혈류 속도가 기능적 파라미터인 것으로 이해될 수 있다. 탄성 영상의 경우, 탄성 수치가 기능적 파라미터인 것으로 이해될 수 있다.

[0086] 혈류 속도는 변위 산출부(273)에서 산출된 두 복원 영상 간의 변위를 두 복원 영상 간의 시간차로 나누어 얻을 수 있다. 기능적 영상 생성부(275)는 산출된 혈류 속도 마다 서로 다른 밝기를 매핑하여, 혈류 속도 영상을 생성할 수 있다. 예를 들면, 혈류 속도가 빠른 부분은 밝은 값을 매핑하고, 혈류 속도가 느린 부분은 어두운 값을 매핑한다. 좀 더 구체적으로 설명하면, 0~255의 값들 중에서 혈류 속도가 빠른 부분일수록 255에 가까운 값을 매핑하고, 혈류 속도가 느린 부분일수록 0에 가까운 값을 매핑한다. 실시예에 따르면, 기능적 영상 생성부(275)는 혈류 속도 마다 서로 다른 컬러를 매핑할 수도 있다.

[0087] 탄성 수치는 [수학식 1]에 의해 산출될 수 있다.

수학식 1

$$\rho \frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2} = \mu \left(\frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2} \right)$$

[0088]

[0089] [수학식 1]에서 ρ 는 매질의 밀도(density)로서, 균등하다고 가정한다. μ 는 탄성 수치를 의미한다. t 는 시간을 의미하고, u_z 는 축 방향(깊이 방향)의 변위를 의미한다. 그리고 x 는 축 방향(lateral direction) 위치, z 는 축 방향의 위치를 의미한다.

[0090] 기능적 영상 생성부(275)는 산출된 탄성 수치에 따라 서로 다른 색상을 매핑하여, 탄성 영상을 생성할 수 있다. 생성된 탄성 영상은 디스플레이부(220)를 통해 디스플레이될 수 있다. 이 때, 탄성 수치와 색상 간의 관계를 나타내는 컬러 바(미도시)가 탄성 영상과 함께 디스플레이될 수 있다.

[0091] 상술한 바와 같이, 초음파 영상들의 각 분할 영역과, 각 분할 영역에서 추정된 점 확산 함수를 각각 디컨볼루션하여 고해상도의 복원 영상들을 획득하고, 획득된 고해상도의 복원 영상들을 이용하여 변위를 산출하면, 산출된 변위의 정밀도를 향상시킬 수 있다.

[0092] 이상으로 영상 처리부(270)에 대한 일 실시예를 설명하였다. 일 실시예에 따른 영상 처리부(270)에서는 복원 영상들 간의 상호 상관도에 기초하여 변위를 산출한다. 이러한 변위 산출 방법은 각 초음파 영상을 영역 별로 디컨볼루션하여 획득한 복원 영상들이 위상 정보를 포함하지 않는 경우에 적용될 수 있다.

[0093] 도 8은 영상 처리부(270)의 다른 실시예에 대한 구성도이다.

[0094] 도 8에 도시된 바와 같이, 영상 처리부(270)는 영상 획득부(271), 영상 복원부(272), 변위 산출부(274), 및 기능적 영상 생성부(275)를 포함할 수 있다. 도 8에 도시된 영상 획득부(271), 영상 복원부(272) 및 기능적 영상 생성부(275)는 도 5에서 설명한 영상 획득부(271), 영상 복원부(272) 및 기능적 영상 생성부(275)와 동일하므로, 중복되는 설명하고 차이점을 위주로 설명하기로 한다.

[0095] 도 5의 변위 산출부(273)가 위상 정보를 비포함하는 복원 영상들로부터 변위를 산출하였다면, 도 8의 변위 산출부(274)는 위상 정보를 포함하는 복원 영상들로부터 변위를 산출한다. 이를 위해 변위 산출부(274)는 자기 상관도 계산부(274a) 및 위상 검출부(274b)를 포함할 수 있다.

[0096] 자기 상관도 계산부(274a)는 복원 영상들 간의 자기 상관도(auto correlation)를 계산할 수 있다.

[0097] 위상 검출부(274b)는 계산된 자기 상관도 값들로부터 위상을 추출(extraction)하고, 추출된 위상에 기초하여 변

위를 산출할 수 있다.

- [0098] 자기 상관도에 기초하여 변위를 산출하는 방법은 조직 도플러 이미징(Tissue Doppler Imaging)으로 불릴 수도 있다. 이는 공지된 기술이므로, 상세한 설명은 생략하기로 한다.
- [0099] 이상, 영상 처리부(270)의 실시예들에 대해서 설명하였다. 앞서 설명한 실시예들에서는, 영상 처리부(270)가 위상 정보를 비포함하는 복원 영상들을 대상으로 변위를 산출하는 경우와, 위상 정보를 포함하는 복원 영상들을 대상으로 변위를 산출하는 경우를 별도의 실시예들로써 설명하였다. 그러나 개시된 발명은 이로 한정되지 않는다. 예를 들면, 영상 처리부(270)는 위상 정보를 비포함하는 복원 영상 및 위상 정보를 포함하는 복원 영상에 대하여 선택적으로 변위를 산출할 수 있도록 구성될 수 있다. 이를 위해 영상 처리부(270)의 변위 산출부(미도시)는 복원 영상이 위상 정보를 포함하는지를 판단하기 위한 판단부(미도시), 상호 상관도 계산부(도 5의 273a), 피크 검출부(도 5의 273b), 자기 상관도 계산부(도 8의 274a), 및 위상 검출부(도 8의 274b)를 모두 포함할 수 있다.
- [0100] 도 9는 기존 방법에 따른 축 방향 변위 측정 결과와, 개시된 방법에 따른 축 방향 변위 측정 결과를 도시한 도면이다.
- [0101] 도 9에서 (a)는 축 방향의 입력 신호를 나타낸다. (c)는 (a)의 입력 신호를 대상으로 자기 상관을 수행하여 획득한 신호를 나타낸다. (b)는 (a)의 입력 신호를 점 확산 함수와 디컨볼루션하여 획득한 신호를 나타낸다. (d)는 (b)의 신호를 대상으로 자기 상관을 수행하여 획득한 신호를 나타낸다. 그리고 도 9의 (a), (b), (c), (d)에서 가로축은 상관도 지연(correlation delay) 즉, 상관도 시프트(correlation shift)를 나타낸다. 다시 말해, 가로축은 상관도 시 서로 다른 지연 차이를 의미한다. 세로축은 상관도 값(correlation value)를 나타낸다.
- [0102] 입력 신호에 대하여 자기 상관을 수행하여 신호가 획득되면, 획득된 신호를 플랜 피팅(plane fitting)을 통해 평활화(smoothing)시킨다. 그 다음, 임계치 이상의 값들의 평균값을 피크값으로 결정한다. 임계치 이상의 값들 중에서 가장 큰 값인 최대값을 피크값으로 결정하는 대신, 임계치 이상의 값들의 평균값을 피크값으로 결정하는 이유는 초음파 영상 장치(20)의 노이즈 변화(noise variation)을 고려한 것이다. 도 9의 (c) 및 (d)에서, 점선은 평활화 결과를 나타내며, 일점쇄선(一點鎖線)은 임계치를 나타낸다. 그리고 화살표는 최대값을 나타낸다.
- [0103] 그런데 (c)의 평활화 결과를 참조하면, 임계치 이상의 값들이 최대값을 기준으로 넓게 퍼져 있는 것을 알 수 있다. 이에 비하여 (d)의 평활화 결과를 참조하면, 임계치 이상의 값들이 최대값을 기준으로 모여 있는 것을 알 수 있다. 이는, 개시된 발명에 따라 획득한 피크값이 기존 방법에 따라 획득한 피크값에 비하여 보다 정확한 값임을 의미한다.
- [0104] 도 10은 기존 방법에 따른 축 방향 변위 측정 결과와, 개시된 방법에 따른 축 방향 변위 측정 결과를 도시한 도면이다.
- [0105] 도 10에서 (a)는 축 방향의 입력 신호를 나타낸다. (c)는 (a)의 입력 신호를 대상으로 자기 상관을 수행하여 획득한 신호를 나타낸다. (b)는 (a)의 입력 신호를 점 확산 함수와 디컨볼루션하여 획득한 신호를 나타낸다. (d)는 (b)의 신호를 대상으로 자기 상관을 수행하여 획득한 신호를 나타낸다. 그리고 도 10의 (a), (b), (c), (d)에서 가로축은 상관도 지연(correlation delay) 즉, 상관도 시프트(correlation shift)를 나타낸다. 다시 말해, 가로축은 상관도 시 서로 다른 지연 차이를 의미한다. 그리고 세로축은 상관도 값(correlation value)를 나타낸다.
- [0106] 입력 신호에 대하여 자기 상관을 수행하여 신호가 획득되면, 획득된 신호를 플랜 피팅(plane fitting)을 통해 평활화(smoothing)시킨다. 그 다음, 임계치 이상의 값들의 평균값을 피크값으로 결정한다. 임계치 이상의 값들 중에서 가장 큰 값인 최대값을 피크값으로 결정하는 대신, 임계치 이상의 값들의 평균값을 피크값으로 결정하는 이유는 초음파 영상 장치(20)의 노이즈 변화를 고려한 것이다. 도 10의 (c) 및 (d)에서, 점선은 평활화 결과를 나타내며, 일점쇄선은 임계치를 나타낸다. 그리고 화살표는 최대값을 나타낸다.
- [0107] 도 10의 (c)의 평활화 결과를 참조하면, 임계치 이상의 값들이 최대값을 기준으로 넓게 퍼져 있는 것을 알 수 있다. 이에 비하여 (d)의 평활화 결과를 참조하면, 임계치 이상의 값들이 최대값을 기준으로 모여 있는 것을 알 수 있다. 이는, 개시된 발명에 따라 획득한 피크값이 기존 방법에 따라 획득한 피크값에 비하여 보다 정확한 값임을 의미한다.

- [0108] 도 11은 초음파 영상 방법을 도시한 흐름도이다.
- [0109] 먼저, 초음파 영상들을 연속적으로 획득한다(S710). 초음파 영상을 획득하는 단계는 대상체(10)의 목표 부위로 초음파를 조사하는 단계, 초음파 에코를 수신하는 단계, 초음파 에코를 전기적 신호로 변환하여 초음파 신호를 출력하는 단계, 초음파 신호의 시차를 보정하는 단계, 시차가 보정된 초음파 신호를 집속하는 단계, 및 집속된 초음파 신호로부터 초음파 영상들을 연속적으로 획득하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0110] 그 다음, 획득된 초음파 영상들을 대상으로 영상 복원을 수행한다(S720). 영상 복원을 수행하는 단계(S720)는 초음파 영상들 중 적어도 하나의 초음파 영상으로부터 점 확산 함수를 추정하는 단계, 추정된 점 확산 함수와 초음파 영상들을 각각 디컨볼루션하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0111] 여기서, 점 확산 함수는 1차원 점 확산 함수 및 2차원 점 확산 함수 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 또한, 점 확산 함수는 적어도 하나의 초음파 영상으로부터 추정될 수 있다.
- [0112] 일 예로, 연속적으로 획득된 초음파 영상들 중에서 첫 번째 초음파 영상인 제1 초음파 영상으로부터 점 확산 함수가 추정될 수 있다. 그리고 제1 초음파 영상으로부터 추정된 점 확산 함수는 획득된 초음파 영상들과 각각 디컨볼루션된다. 그 결과, 고해상도의 복원 영상들이 획득될 수 있다. 실시예에 따르면, 제1 초음파 영상으로부터 점 확산 함수를 추정하기에 앞서, 획득된 초음파 영상들은 각각 복수의 분할 영역으로 분할될 수 있다. 그리고 제1 초음파 영상의 분할 영역 별로 점 확산 함수가 추정될 수 있다. 이후, 제1 초음파 영상의 각 분할 영역과, 제1 초음파 영상의 각 분할 영역에서 추정된 점 확산 함수는 각각 디컨볼루션된 다음, 합성된다. 그 결과 고해상도의 복원 영상이 획득된다. 제1 초음파 영상의 분할 영역 별로 추정된 점 확산 함수를 이용하여 디컨볼루션을 하는 것과, 디컨볼루션된 분할 영역들을 합성하는 것은 제1 초음파 영상뿐만 아니라, 나머지 초음파 영상들에 대해서도 동일하게 수행될 수 있다. 모든 초음파 영상들에 대해서 디컨볼루션 및 합성이 완료되면, 고해상도의 복원 영상들을 획득할 수 있다.
- [0113] 다른 예로, 연속적으로 획득된 초음파 영상들 중에서 모든 초음파 영상들로부터 각각 점 확산 함수가 추정될 수 있다. 각 초음파 영상과 각 초음파 영상에서 추정된 점 확산 함수는 각각 디컨볼루션된다. 그 결과, 고해상도의 복원 영상들을 획득할 수 있다. 실시예에 따르면, 초음파 영상 별로 점 확산 함수를 추정하기에 앞서, 각각의 초음파 영상들은 복수의 분할 영역으로 분할될 수 있다. 그리고 분할 영역 별로 점 확산 함수가 추정될 수 있다. 각각의 초음파 영상에서, 각 분할 영역과 각 분할 영역에서 추정된 점 확산 함수는 디컨볼루션된 다음, 합성된다. 그 결과, 고해상도의 복원 영상들이 획득된다.
- [0114] 복원 영상들이 획득되면, 획득된 복원 영상들로부터 변위를 산출한다(S730). 변위 산출은 다양한 방법으로 이루어질 수 있다.
- [0115] 일 예로, 변위 산출 단계(S730)는 복원 영상들 간의 상호 상관도(cross-correlation)를 계산하는 단계, 계산된 상호 상관도 값으로부터 피크값을 검출하는 단계, 검출된 피크값에 기초하여 변위를 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0116] 다른 예로, 변위 산출 단계(S730)는 복원 영상들 간의 자기 상관도(auto correlation)를 계산하는 단계, 계산된 자기 상관도 값으로부터 위상을 추출하는 단계, 추출된 위상에 기초하여 변위를 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0117] 또 다른 예로, 변위 산출 단계(S730)는 복원 영상들이 위상 정보를 포함하는지를 판단하는 단계, 복원 영상들이 위상 정보를 비포함하는 경우, 복원 영상들 간의 상호 상관도를 계산한 결과에 기초하여 변위를 산출하는 단계, 복원 영상들이 위상 정보를 포함하는 경우, 복원 영상들 간의 자기 상관도를 계산한 결과에 기초하여 변위를 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0118] 복원 영상들로부터 변위가 산출되면, 산출된 변위에 기초하여 기능적 영상이 생성될 수 있다(S740). 기능적 영상으로는 혈류 속도 영상, 및 탄성 영상을 예로 들 수 있다.
- [0119] 기능적 영상을 생성하는 단계(S740)는 산출된 변위에 기초하여 기능적 파라미터를 산출하는 단계, 산출된 기능적 파라미터에 기초하여 기능적 영상을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0120] 기능적 파라미터는 기능적 영상을 생성하는데 필요한 파라미터를 의미한다. 혈류 속도 영상의 경우, 혈류 속도가 기능적 파라미터에 해당하는 것으로 볼 수 있다. 탄성 영상의 경우, 탄성 수치가 기능적 파라미터에 해당하는 것으로 볼 수 있다.

- [0121] 혈류 속도는 두 복원 영상 간의 변위를 산출한 다음, 산출된 변위를 두 복원 영상 간의 시간차이로 나누어 얻을 수 있다. 탄성 수치는 앞서 설명한 [수학식 1]에 기초하여 산출될 수 있다. 이처럼 기능적 파라미터가 산출되면, 산출된 기능적 파라미터의 값에 따라 서로 다른 밝기 또는 서로 다른 색상이 매핑되어, 기능적 영상이 생성된다.
- [0122] 생성된 기능적 영상은 디스플레이부(220)를 통해 디스플레이될 수 있다(S750). 기능적 영상은 먼저 디스플레이되어 있던 모드의 영상 예를 들면, B-모드 영상과 나란히 디스플레이될 수도 있고, B-모드 영상에 중첩되어 디스플레이될 수도 있다. 디스플레이 방식은 사전에 설정될 수 있으며, 조작자에 의해 변경될 수 있다.
- [0123] 이상으로 실시예들을 설명하였다. 예시된 실시예들에서 초음파 영상 장치(20)를 구성하는 일부 구성요소들은 일종의 모듈로 구현될 수 있다. 여기서, '모듈'은 소프트웨어 또는 Field Programmable Gate Array(FPGA) 또는 주문형 반도체(Application Specific Integrated Circuit, ASIC)와 같은 하드웨어 구성요소를 의미하며, 모듈은 어떤 역할들을 수행한다. 그렇지만 모듈은 소프트웨어 또는 하드웨어에 한정되는 의미는 아니다. 모듈은 어드레싱할 수 있는 저장 매체에 있도록 구성될 수도 있고 하나 또는 그 이상의 프로세서들을 실행시키도록 구성될 수도 있다.
- [0124] 일 예로서 모듈은 소프트웨어 구성요소들, 객체지향 소프트웨어 구성요소들, 클래스 구성요소들 및 태스크 구성요소들과 같은 구성요소들과, 프로세스들, 함수들, 속성들, 프로시저들, 서브루틴들, 프로그램 코드의 세그먼트들, 드라이버들, 펌웨어, 마이크로코드, 회로, 데이터, 데이터베이스, 데이터 구조들, 테이블들, 어레이들, 및 변수들을 포함한다. 구성요소들과 모듈들에서 제공되는 기능은 더 작은 수의 구성요소들 및 모듈들로 결합되거나 추가적인 구성요소들과 모듈들로 더 분리될 수 있다. 게다가, 상기 구성요소들 및 모듈들은 디바이스 내에서 하나 또는 그 이상의 CPU를 실행할 수 있다.
- [0125] 전술한 실시예들에 더하여, 개시된 실시예들은 전술한 실시예의 적어도 하나의 처리 요소를 제어하기 위한 컴퓨터 판독 가능한 코드/명령을 포함하는 매체 예를 들면, 일시적인 컴퓨터 판독 가능한 매체를 통해 구현될 수도 있다. 상기 매체는 상기 컴퓨터 판독 가능한 코드의 저장 및/또는 전송을 가능하게 하는 매체/매체들에 대응할 수 있다.
- [0126] 상기 컴퓨터 판독 가능한 코드는, 매체에 기록될 수 있을 뿐만 아니라, 인터넷을 통해 전송될 수도 있는데, 상기 매체는 예를 들어, ROM, RAM, CD-ROM, 마그네틱 테이프, 플로피 디스크, 광학 기록 매체를 포함할 수 있다. 또한, 상기 매체는 비일시적인 컴퓨터 판독 가능한 매체일 수도 있다. 상기 매체들은 분산 네트워크일 수도 있으므로, 컴퓨터로 읽을 수 있는 코드는 분산 방식으로 저장/전송되고 실행될 수 있다. 또한 더 나아가, 단지 일 예로써, 처리 요소는 프로세서 또는 컴퓨터 프로세서를 포함할 수 있고, 상기 처리 요소는 하나의 디바이스 내에 분산 및/또는 포함될 수 있다.
- [0127] 이상과 같이 예시된 도면을 참조로 하여 개시된 발명에 대한 실시예들을 설명하였다. 그러나 개시된 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며, 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

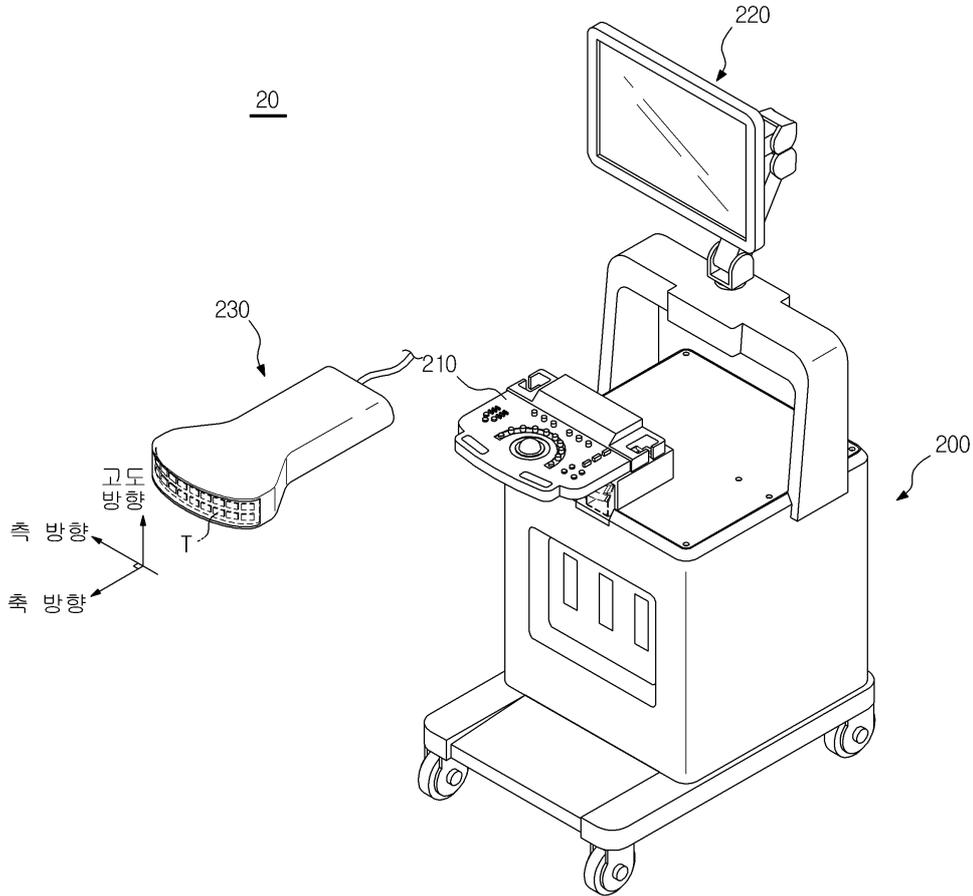
부호의 설명

- [0128] 200: 본체
- 210: 입력부
- 220: 디스플레이부
- 230: 프로브
- 240: 제어부
- 250: 송신 빔포머
- 260: 수신 빔포머
- 270: 영상 처리부
- 280: 저장부

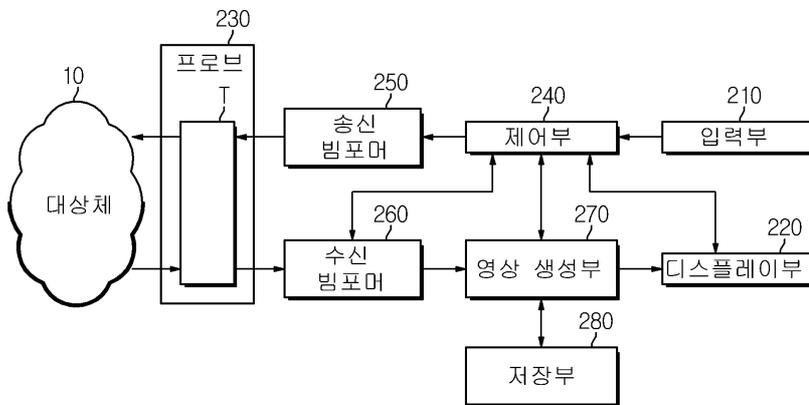
T, t1, t2, t3, t4, t5: 초음파 소자

도면

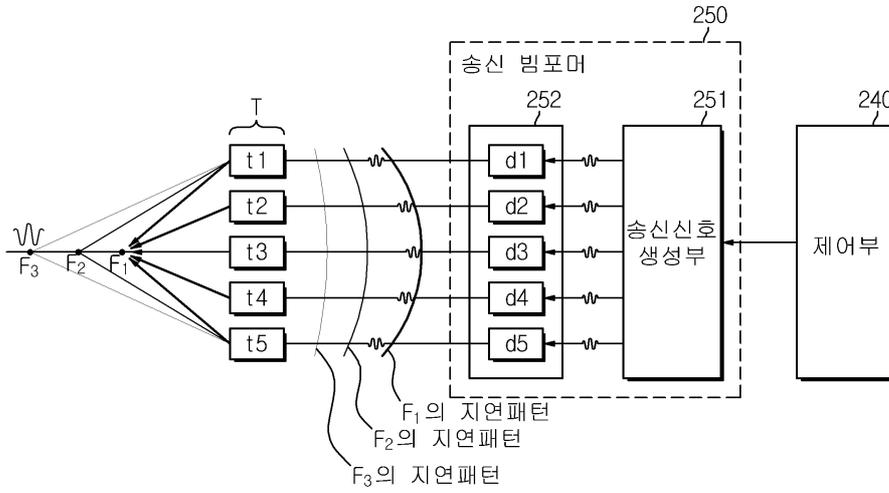
도면1



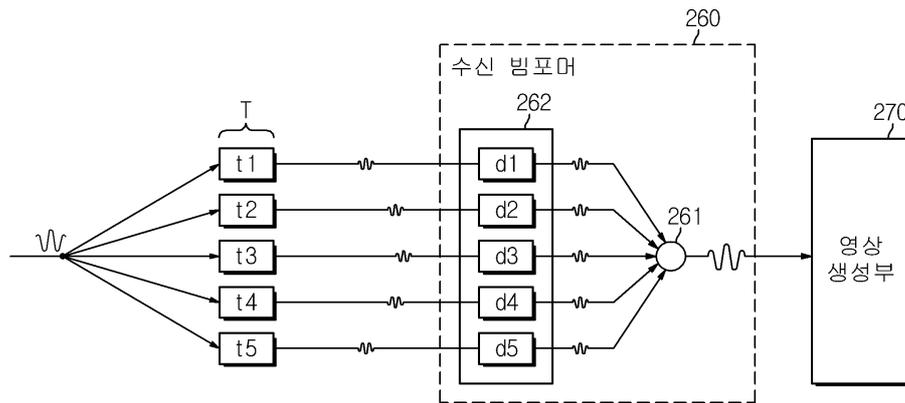
도면2



도면3

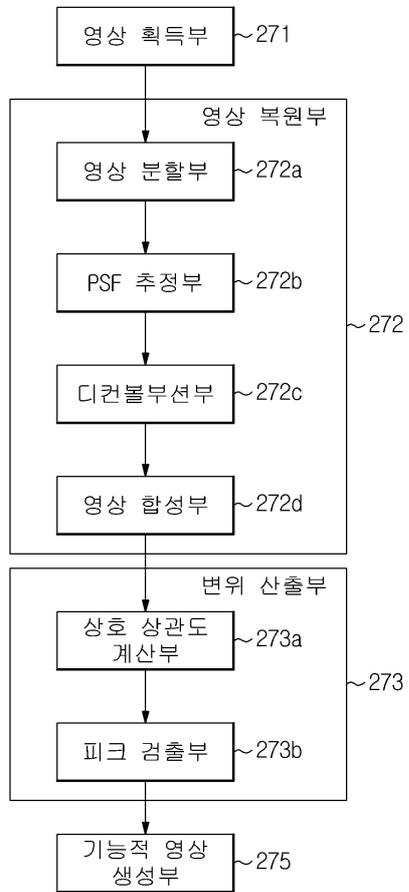


도면4

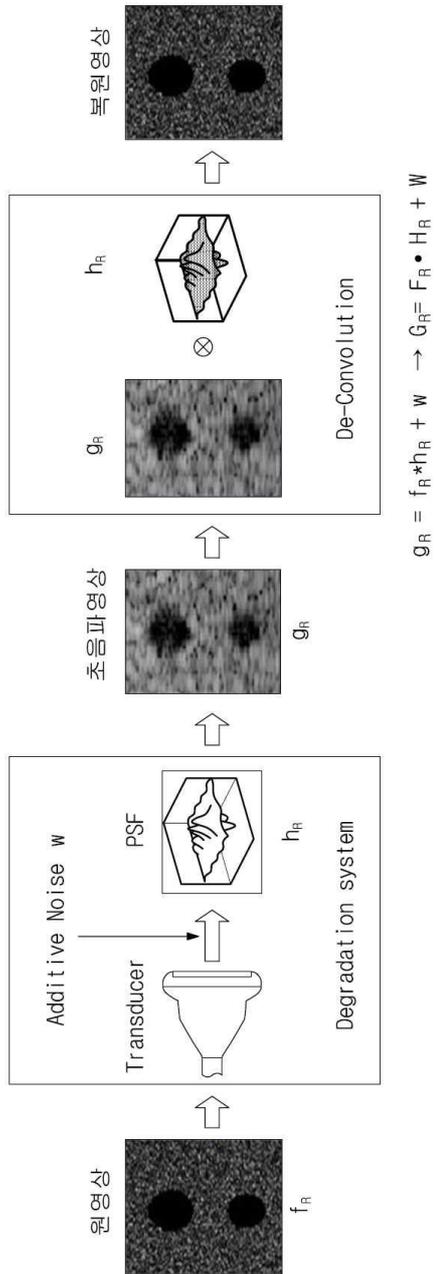


도면5

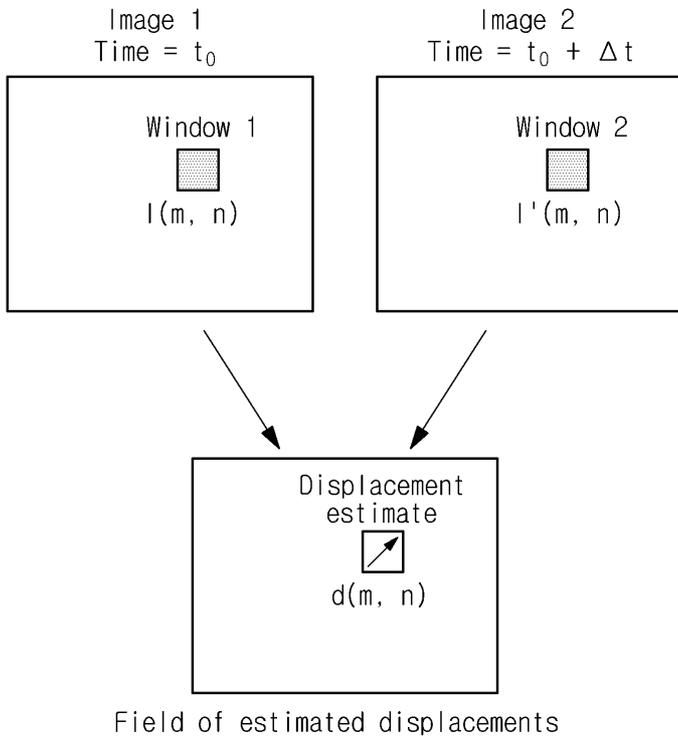
270



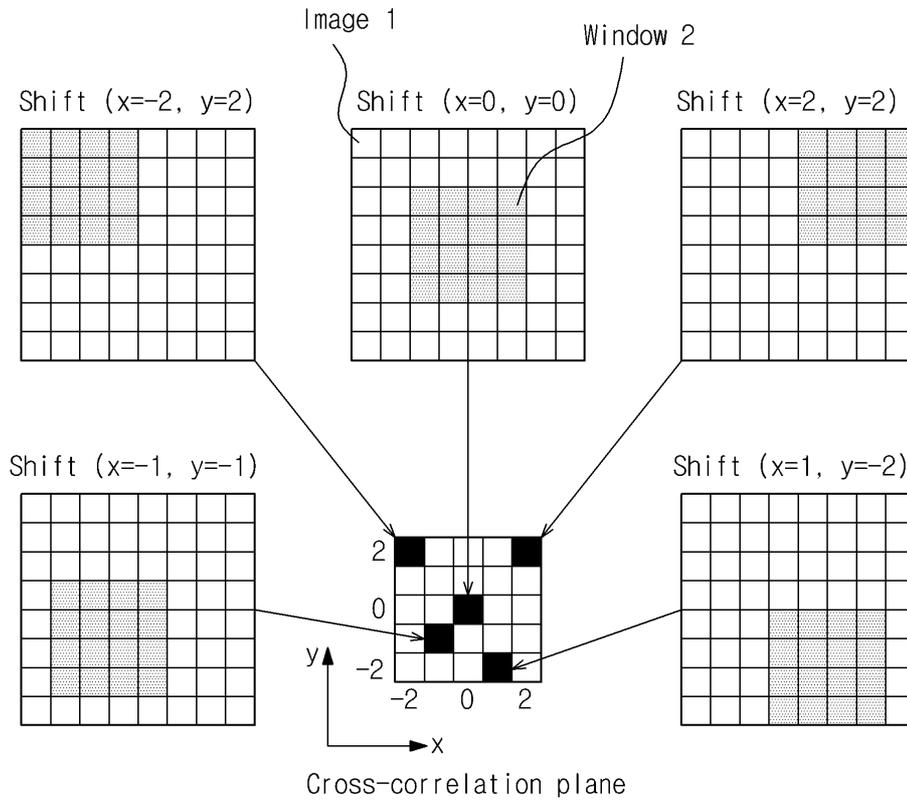
도면6



도면7a

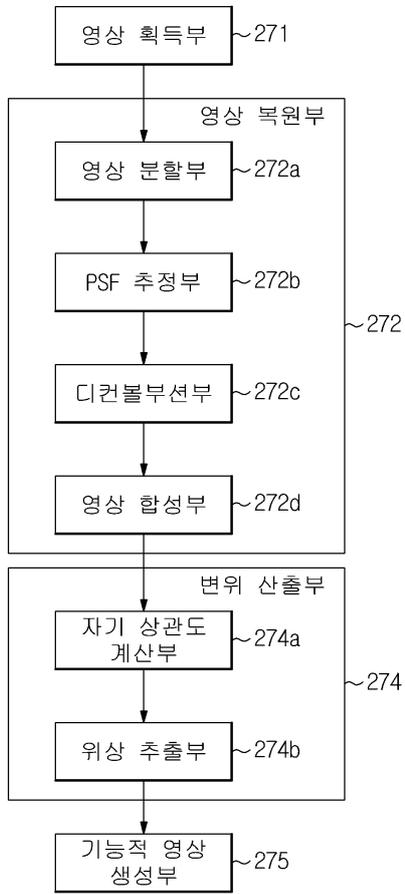


도면7b

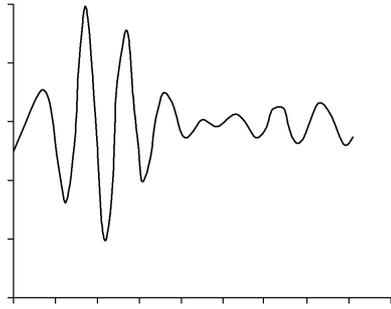


도면8

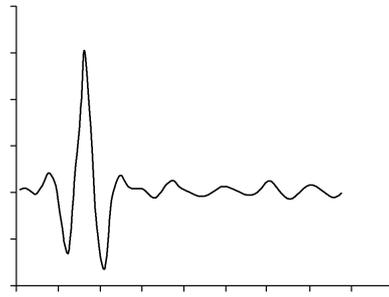
270



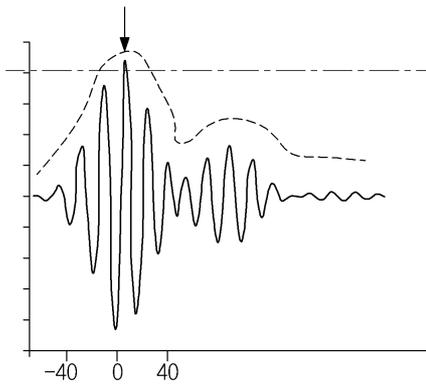
도면9



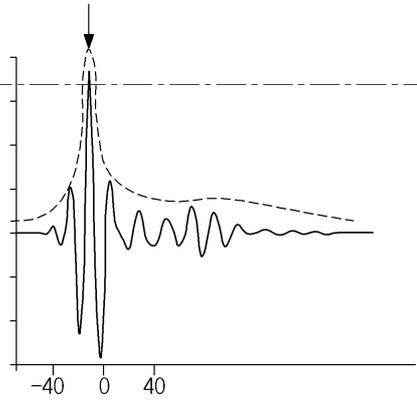
(a)



(b)

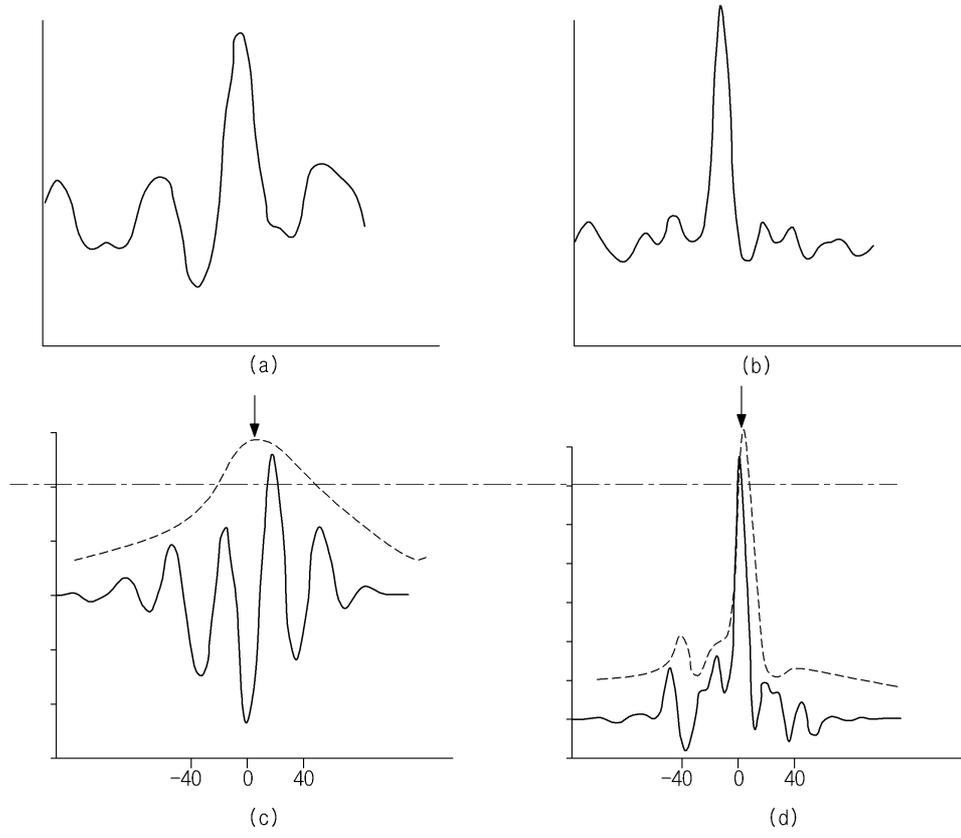


(c)

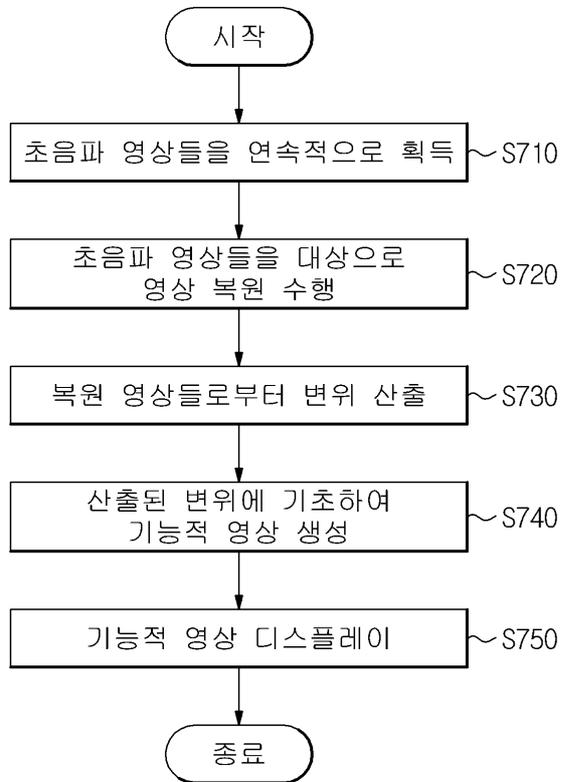


(d)

도면10



도면11



专利名称(译)	标题：超声成像设备和超声成像方法		
公开(公告)号	KR1020150065206A	公开(公告)日	2015-06-15
申请号	KR1020130149877	申请日	2013-12-04
[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	PARKSUNGCHAN 박성찬 KANGJOOYOUNG 강주영 KIMJUNGHOO 김정호 SONG JONG KEUN 송종근		
发明人	박성찬 강주영 김정호 송종근		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/52 G01S7/52053		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种能够提供更准确的功能图像的超声成像设备和超声成像方法。超声成像设备的一个实施例包括用于连续采集超声图像的图像获取单元;基于从超声图像中的至少一个超声图像估计的至少一个点扩散函数来执行图像恢复的图像恢复单元;位移计算单元,用于根据由重建单元重建的重建图像计算位移;并且功能图像生成单元用于基于计算的位移生成功能图像。

270

