

	(19) 대한민국특허청(KR) (12) 공개특허공보(A)	(11) 공개번호 10-2016-0041925 (43) 공개일자 2016년04월18일
(51) 국제특허분류(Int. Cl.) A61B 8/08 (2006.01) G01S 7/52 (2006.01) (52) CPC특허분류 A61B 8/485 (2013.01) A61B 8/488 (2013.01) (21) 출원번호 10-2016-7003542 (22) 출원일자(국제) 2014년08월07일 심사청구일자 2016년02월11일 (85) 번역문제출일자 2016년02월11일 (86) 국제출원번호 PCT/KR2014/007326 (87) 국제공개번호 WO 2015/023081 국제공개일자 2015년02월19일 (30) 우선권주장 61/864,799 2013년08월12일 미국(US)		(71) 출원인 삼성전자주식회사 경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동) (72) 발명자 이민구 경기도 화성시 동탄반석로 41, 620동 2802호 (반송동, 나루마을신도브레뉴아파트) 심환 경기도 용인시 기흥구 흥덕3로 20, 1206동 202호 (영덕동, 흥덕마을신동아파밀리에아파트) (뒷면에 계속) (74) 대리인 리엔목특허법인

전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 **탄성 영상을 생성하는 방법 및 초음파 진단 장치**

(57) 요약

복수의 초음파 신호들을 포함하는 언포커싱된 푸쉬 신호들을 서로 다른 방향으로 상기 대상체에게 송신하는 단계, 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들에 의해 전단파가 생성된 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하는 단계, 상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 단계 및 상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 단계를 포함하는 탄성 영상 생성 방법이 개시된다.

(52) CPC특허분류

A61B 8/5207 (2013.01)

G01S 7/52022 (2013.01)

G01S 7/52026 (2013.01)

G01S 7/52042 (2013.01)

(72) 발명자

정윤섭

경기도 하남시 하남대로784번길 29, 105동 1203호
(신장동, 에코타운1단지아파트)

천병근

경기도 안양시 동안구 경수대로883번길 33, 105동
801호 (비산동, 비산한화꿈에그린아파트)

김영태

경기도 성남시 분당구 판교원로 207, 506동 502호
(판교동, 판교원마을5단지아파트)

명세서

청구범위

청구항 1

복수의 초음파 신호들을 포함하는 언포커싱된 푸쉬 신호(unfocused push signal)들을 서로 다른 방향으로 상기 대상체에게 송신하는 단계;

상기 언포커싱된 푸쉬 신호들에 의해 진단과가 생성된 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하는 단계;

상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 단계; 및

상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 단계를 포함하는, 탄성 영상 생성 방법.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 언포커싱된 푸쉬 신호들을 송신하는 복수의 트랜스듀서 소자들은, 상기 복수의 트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이의 중심을 기준으로 동일한 개수의 인접한 트랜스듀서 소자들을 포함하는 제1 그룹 및 제2 그룹으로 구분되고,

상기 언포커싱된 푸쉬 신호들은 상기 제1 그룹으로부터 송신되는 제1 언포커싱된 푸쉬 신호와 상기 제2 그룹으로부터 송신되는 제2 언포커싱된 푸쉬 신호를 포함하고,

상기 제1 언포커싱된 푸쉬 신호와 상기 제2 언포커싱된 푸쉬 신호는 소정 축을 기준으로 대칭되도록 서로 다른 방향으로 송신되며, 상기 소정 축은 상기 어레이의 중심을 지나고 상기 복수의 트랜스듀서 소자들의 축 방향과 평행한 것을 특징으로 하는, 탄성 영상 생성 방법.

청구항 3

복수의 초음파 신호들을 포함하는 언포커싱된 푸쉬 신호들을 서로 다른 방향으로 대상체에게 송신하고, 상기 푸쉬 신호들에 의해 진단과가 생성된 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부; 및

상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및

상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함하는, 초음파 진단 장치.

청구항 4

제3 항에 있어서,

상기 언포커싱된 푸쉬 신호는,

상기 대상체 내부의 복수의 초점들로 송신되는 상기 복수의 초음파 신호들을 포함하고, 상기 복수의 초점들에서 발생된 음향 방사력에 의해 상기 대상체 내에 진단과를 생성하는 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

청구항 5

제3 항에 있어서,

상기 송신부는,

소정 축 상에 동시에 도달하도록 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들을 서로 다른 방향으로 상기 대상체에게 송신하는 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

청구항 6

제5 항에 있어서,

상기 언포커싱된 푸쉬 신호들은,

상기 소정 축 상에서 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들 간의 보강 간섭(constructive interference)이 발생하도록 서로 다른 방향으로 송신되고, 상기 소정 축은 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들을 송신하는 복수의 트랜스듀서 소자들의 축 방향(axial direction)과 평행한 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

청구항 7

제3 항에 있어서,

상기 송신부는,

복수의 트랜스듀서 소자들에 포함되는 인접한 트랜스듀서 소자들의 제1 그룹으로부터 제1 언포커싱된 푸쉬 신호를 송신하고, 상기 복수의 트랜스듀서 소자들에 포함되는 인접한 트랜스듀서 소자들의 제2 그룹으로부터 제2 언포커싱된 푸쉬 신호를 송신하며,

상기 제1 언포커싱된 푸쉬 신호와 상기 제2 언포커싱된 푸쉬 신호는 소정 축을 기준으로 대칭되도록 서로 다른 방향으로 송신되는 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

청구항 8

제3 항에 있어서,

상기 언포커싱된 푸쉬 빔들을 송신하는 복수의 트랜스듀서 소자들은, 상기 복수의 트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이의 중심을 기준으로 동일한 개수의 인접한 트랜스듀서 소자들을 포함하는 제1 그룹 및 제2 그룹으로 구분되고,

상기 언포커싱된 푸쉬 신호들은 상기 제1 그룹으로부터 송신되는 제1 언포커싱된 푸쉬 신호와 상기 제2 그룹으로부터 송신되는 제2 언포커싱된 푸쉬 신호를 포함하고,

상기 제1 언포커싱된 푸쉬 신호와 상기 제2 언포커싱된 푸쉬 신호는 소정 축을 기준으로 대칭되도록 서로 다른 방향으로 송신되며, 상기 소정 축은 상기 어레이의 중심을 지나고 상기 복수의 트랜스듀서 소자들의 축 방향과 평행한 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

청구항 9

제8 항에 있어서,

상기 송신부는,

상기 제1 언포커싱된 푸쉬 신호를 상기 소정축을 기준으로 $+ \theta^\circ$ 기울어진 방향으로 송신하고, 상기 제2 언포커싱된 푸쉬 신호를 상기 소정 축을 기준으로 $- \theta^\circ$ 기울어진 방향으로 송신하는 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

청구항 10

제3 항에 있어서,

상기 언포커싱된 푸쉬 신호들은,

복수의 트랜스듀서 소자들 각각으로부터 송신되는 상기 복수의 초음파 신호들을 포함하고,

상기 복수의 트랜스듀서 소자들은,

상기 복수의 트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이의 중심에 위치한 트랜스듀서 소자로부터 끝에 위치한 트랜스듀서 소자로 갈수록 세기가 감소되는 상기 복수의 초음파 신호들을 송신하는 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

청구항 11

적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 제1 푸쉬 신호를 대상체로 송신하고, 상기 제1 푸쉬 신호에 의해 상기 대상체 내부에 생성된 제1 전단파의 전파에 대한 정보에 기초하여 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 제2 푸쉬 신호를 상기 대상체로 송신하고, 상기 제1 전단파가 존재하고, 상기 제2 푸쉬 신호에 의해 제2 전단파가 생성된 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부; 및

상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및

상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함하는, 초음파 진단 장치.

청구항 12

복수의 초음파 신호들을 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로 송신하고, 상기 초음파 신호들의 송신을 제1 방향에 따라 순차적으로 중단하고, 상기 초음파 신호들의 송신에 의해 전단파가 생성된 상기 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부; 및

상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및

상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함하는, 초음파 진단 장치.

청구항 13

적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로 반복하여 송신하고, 상기 푸쉬 신호의 송신에 의해 전단파가 생성된 대상체에 대하여, 상기 푸쉬 신호의 송신으로부터 제1 시간 오프셋을 갖는 제1 검출 초음파 신호를 송신하며, 상기 푸쉬 신호의 재송신에 의해 전단파가 생성된 대상체에 대하여, 상기 푸쉬 신호의 재송신으로부터 제2 시간 오프셋을 갖는 제2 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부; 및

상기 제1 검출 초음파 신호에 대한 제1 응답 신호로부터 제1 초음파 영상 데이터를 획득하고, 상기 제2 검출 초음파 신호에 대한 제2 응답 신호로부터 제2 초음파 영상 데이터를 획득하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및

상기 제1 시간 오프셋 및 상기 제2 시간 오프셋에 기초하여, 상기 제1 초음파 영상 데이터 및 상기 제2 초음파 영상 데이터를 조합하고, 상기 조합된 초음파 영상 데이터를 이용하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함하는, 초음파 진단 장치.

청구항 14

적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로 송신하고, 상기 푸쉬 신호에 의해 전단파가 생성된 대상체에 포함되는 복수의 스캔 라인들 중에서 제1 스캔 라인에 포커싱된 제1 검출 초음파 신호를 송신하고 상기 복수의 스캔 라인들 중에서 제2 스캔 라인에 포커싱된 제2 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부; 및

상기 제1 검출 초음파 신호에 대한 제1 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하고, 상기 제2 검출 초음파 신호에 대한 제2 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및

상기 제1 응답 신호 및 상기 제2 응답 신호를 이용하여 탄성 영상을 생성하고, 상기 제1 응답 신호로부터 상기 제1 스캔 라인에 대응하는 제1 영상 데이터를 추출하고, 상기 제2 응답 신호로부터 상기 제2 스캔 라인에 대응하는 제2 영상 데이터를 추출하고, 상기 제1 영상 데이터 및 상기 제2 영상 데이터를 조합함으로써 B 모드 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함하는, 초음파 진단 장치.

청구항 15

제1 항에 기재된 탄성 영상 생성 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 개시는 탄성 영상을 생성하는 방법 및 초음파 진단 장치에 관한 것이다. 구체적으로는, 탄성 영상을 생성하기 위해서 대상체 내에 전단파(shear wave)를 생성하고 전단파의 전파 특성을 획득하는 방법 및 이러한 방법을 구현하는 초음파 진단 장치를 제공한다.

배경 기술

[0002] 초음파 진단 장치는 대상체의 체표로부터 체내의 소정 부위를 향하여 초음파 신호를 전달하고, 체내의 조직에서

반사된 초음파 신호의 정보를 이용하여 연부조직의 단층이나 혈류에 관한 이미지를 얻는다.

- [0003] 이러한 초음파 진단 장치는 소형이고, 저렴하며, 실시간으로 표시 가능하다는 이점이 있다. 또한, 초음파 진단 장치는, X선 등의 피폭이 없어 안정성이 높은 장점이 있어, X선 진단장치, CT(Computerized Tomography) 스캐너, MRI(Magnetic Resonance Image) 장치, 핵의학 진단장치 등의 다른 화상 진단장치와 함께 널리 이용되고 있다.
- [0004] 탄성 영상법(elastography)은 대상체의 탄성(elasticity)을 영상으로 나타내는 초음파 이미징 모달리티의 하나이다. 대상체의 탄성은 암, 간경변 등과 같이 신체 조직의 탄력성과 관련된 질병들에 대해 정성적 또는 정량적 정보를 제공한다.
- [0005] 일반적으로 종양은 정상 조직(normal tissue)에 비해 단단하다. 즉, 종양의 탄성이 정상 조직의 탄성보다 작기 때문에, 정상 조직과 종양에 동일한 힘(Pressure)이 가해질 때, 정상 조직의 변형율(Strain, 스트레인)이 종양의 변형율보다 크다. 따라서 종양 또는 암 진단에 탄성 영상법이 이용될 수 있다. 초음파 진단 장치는 다른 의료 영상 진단 장치들에 비해 매우 간편하고 빠르게 사용할 수 있으므로, 질병의 조기 진단에 있어 초음파를 이용한 탄성 영상 기술이 가지는 장점과 중요성은 매우 크다.
- [0006] 초음파를 이용한 탄성 영상 기술들 중 전단파(shear wave(또는, 횡파(transversal wave)))의 전파를 이용한 기술이 최근에 개발되어 가장 각광을 받고 있다. 구체적으로, 대상체에 초음파 신호를 송신함으로써 음향 방사력(acoustic radiation force)을 인가하고, 인가된 음향 방사력에 의해 생성된 전단파의 전파(propagation) 특성을 획득함으로써 조직의 탄성을 수치화 및 영상화 하는 기술이 최근 개발되었다.
- [0007] 초음파를 이용하여 전단파를 생성하는 방법으로는, 대상체 내의 한 점으로 포커싱된 초음파 신호를 송신하여 구면파(spherical wave)를 생성하는 방법, 대상체 내의 복수의 점들로 포커싱된 초음파 신호를 순차적으로 송신하여 사선 방향의 평면파(plane wave)를 생성하는 방법 및 언포커싱된 초음파 신호를 송신하여 초음파 신호가 조사되는 방향의 수직인 방향으로 진행하는 평면파(plane wave)를 생성하는 방법 등이 있다.
- [0008] 정확한 탄성 영상을 생성하기 위해서 대상체 내의 넓은 영역에 대해 강한 전단파를 생성하는 방법이 요구된다.
- [0009] 한편, 생성된 전단파가 대상체 내에서 전파하는 특성을 획득하기 위해서는, 초음파 이미징, 자기 공명 이미징(Magnetic Resonance Imaging, MRI)등 다양한 의료 영상 이미징 방법이 이용될 수 있다.
- [0010] 초음파를 이용하는 경우, 전단파의 진행을 관찰할 수 있도록 관심 영역 내에서 충분히 짧은 반복 주기를 갖는 초음파 신호를 송신하고, 송신된 초음파 신호에 대한 응답 신호를 수신하여 응답 신호에 대한 신호 처리 과정을 거쳐 전단파의 전파 특성을 획득하는 방법이 이용될 수 있다.
- [0011] 전단파의 전파 특성을 획득하기 위해서 초음파를 이용하는 경우, 전단파의 주파수 및 대역폭 등을 고려하여 초음파 신호의 프레임 레이트가 1kHz 이상인 것이 바람직하다. 따라서, 1kHz 이상의 높은 PRF(pulse repetition frequency)를 갖는 평면 초음파를 이용하여 전단파의 전파 특성을 획득할 수 있다.
- [0012] 그러나, 스캔 라인 기반의 일반적인 초음파 진단 장치는 낮은 프레임 레이트를 가지므로, 평면 초음파를 이용하여 전단파의 전파 특성을 획득하는 것이 불가능하다. 그러므로, 낮은 프레임 레이트를 갖는 초음파 진단 장치를 이용하여 전단파에 기초한 탄성 영상을 생성하는 것이 가능할 수 있도록 하는 기술이 요구된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0013] 정확한 탄성 영상을 생성하기 위해서 대상체 내의 넓은 영역에 대해 강한 전단파를 생성할 수 있는 초음파 탄성 영상 생성 방법 및 장치를 제공한다.
- [0014] 낮은 프레임 레이트의 초음파 신호를 이용하여 전단파의 전파 특성을 획득할 수 있는 초음파 탄성 영상 생성 방법 및 장치를 제공한다.

과제의 해결 수단

- [0015] 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법은, 복수의 초음파 신호들을 포함하는 언포커싱된 푸쉬 신호(unfocused push signal)들을 서로 다른 방향으로 상기 대상체에게 송신하는 단계; 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들에 의해 전단파가 생성된 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하는 단계; 상기 검출 초음파 신호에 대한

응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 단계; 및 상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

- [0016] 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법에 있어서, 상기 언포커싱된 푸쉬 신호는, 상기 대상체 내부의 복수의 초점들로 송신되는 상기 복수의 초음파 신호들을 포함하고, 상기 복수의 초점들에서 발생된 음향 방사력에 의해 상기 대상체 내에 전단파를 생성하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0017] 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법에 있어서, 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들을 송신하는 단계는, 소정 축 상에 동시에 도달하도록 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들을 서로 다른 방향으로 상기 대상체에게 송신하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0018] 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법에 있어서, 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들은, 상기 소정 축 상에서 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들 간의 보강 간섭(constructive interference)이 발생하도록 서로 다른 방향으로 송신되고, 상기 소정 축은 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들을 송신하는 복수의 트랜스듀서 소자들의 축 방향(axial direction)과 평행한 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0019] 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법에 있어서, 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들을 송신하는 단계는, 복수의 트랜스듀서 소자들에 포함되는 인접한 트랜스듀서 소자들의 제1 그룹으로부터 제1 언포커싱된 푸쉬 신호를 송신하는 단계; 및 상기 복수의 트랜스듀서 소자들에 포함되는 인접한 트랜스듀서 소자들의 제2 그룹으로부터 제2 언포커싱된 푸쉬 신호를 송신하는 단계를 포함하고, 상기 제1 언포커싱된 푸쉬 신호와 상기 제2 언포커싱된 푸쉬 신호는 소정 축을 기준으로 대칭되도록 서로 다른 방향으로 송신되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0020] 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법에 있어서, 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들을 송신하는 복수의 트랜스듀서 소자들은, 상기 복수의 트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이의 중심을 기준으로 동일한 개수의 인접한 트랜스듀서 소자들을 포함하는 제1 그룹 및 제2 그룹으로 구분되고, 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들은 상기 제1 그룹으로부터 송신되는 제1 언포커싱된 푸쉬 신호와 상기 제2 그룹으로부터 송신되는 제2 언포커싱된 푸쉬 신호를 포함하고, 상기 제1 언포커싱된 푸쉬 신호와 상기 제2 언포커싱된 푸쉬 신호는 소정 축을 기준으로 대칭되도록 서로 다른 방향으로 송신되며, 상기 소정 축은 상기 어레이의 중심을 지나고 상기 복수의 트랜스듀서 소자들의 축 방향과 평행한 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0021] 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법에 있어서, 상기 제1 언포커싱된 푸쉬 신호는 상기 소정 축을 기준으로 $+ \theta^\circ$ 기울어진 방향으로 송신되고, 상기 제2 언포커싱된 푸쉬 신호는 상기 소정 축을 기준으로 $- \theta^\circ$ 기울어진 방향으로 송신되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0022] 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법에 있어서, 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들은, 복수의 트랜스듀서 소자들 각각으로부터 송신되는 상기 복수의 초음파 신호들을 포함하고, 상기 복수의 트랜스듀서 소자들은, 상기 복수의 트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이의 중심에 위치한 트랜스듀서 소자로부터 끝에 위치한 트랜스듀서 소자로 갈수록 세기가 감소되는 상기 복수의 초음파 신호들을 송신하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0023] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치는, 복수의 초음파 신호들을 포함하는 언포커싱된 푸쉬 신호들을 서로 다른 방향으로 대상체에게 송신하고, 상기 푸쉬 신호들에 의해 전단파가 생성된 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부; 및 상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및 상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함할 수 있다.
- [0024] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치에 있어서, 상기 언포커싱된 푸쉬 신호는, 상기 대상체 내부의 복수의 초점들로 송신되는 상기 복수의 초음파 신호들을 포함하고, 상기 복수의 초점들에서 발생된 음향 방사력에 의해 상기 대상체 내에 전단파를 생성하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0025] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치에 있어서, 상기 송신부는, 소정 축 상에 동시에 도달하도록 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들을 서로 다른 방향으로 상기 대상체에게 송신하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0026] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치에 있어서, 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들은, 상기 소정 축 상에서 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들 간의 보강 간섭(constructive interference)이 발생하도록 서로 다른 방향으로 송신되고, 상기 소정 축은 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들을 송신하는 복수의 트랜스듀서 소자들의 축 방향(axial direction)과 평행한 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0027] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치에 있어서, 상기 송신부는, 복수의 트랜스듀서 소자들에 포함되는

인접한 트랜스듀서 소자들의 제1 그룹으로부터 제1 언포커싱된 푸쉬 신호를 송신하고, 상기 복수의 트랜스듀서 소자들에 포함되는 인접한 트랜스듀서 소자들의 제2 그룹으로부터 제2 언포커싱된 푸쉬 신호를 송신하며, 상기 제1 언포커싱된 푸쉬 신호와 상기 제2 언포커싱된 푸쉬 신호는 소정 축을 기준으로 대칭되도록 서로 다른 방향으로 송신되는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0028] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치에 있어서, 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들을 송신하는 복수의 트랜스듀서 소자들은, 상기 복수의 트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이의 중심을 기준으로 동일한 개수의 인접한 트랜스듀서 소자들을 포함하는 제1 그룹 및 제2 그룹으로 구분되고, 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들은 상기 제1 그룹으로부터 송신되는 제1 언포커싱된 푸쉬 신호와 상기 제2 그룹으로부터 송신되는 제2 언포커싱된 푸쉬 신호를 포함하고, 상기 제1 언포커싱된 푸쉬 신호와 상기 제2 언포커싱된 푸쉬 신호는 소정 축을 기준으로 대칭되도록 서로 다른 방향으로 송신되며, 상기 소정 축은 상기 어레이의 중심을 지나고 상기 복수의 트랜스듀서 소자들의 축 방향과 평행한 것을 특징으로 할 수 있다.

[0029] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치에 있어서, 상기 송신부는, 상기 제1 언포커싱된 푸쉬 신호를 상기 소정축을 기준으로 $+ \theta^\circ$ 기울어진 방향으로 송신하고, 상기 제2 언포커싱된 푸쉬 신호를 상기 소정 축을 기준으로 $- \theta^\circ$ 기울어진 방향으로 송신하는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0030] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치에 있어서, 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들은, 복수의 트랜스듀서 소자들 각각으로부터 송신되는 상기 복수의 초음파 신호들을 포함하고, 상기 복수의 트랜스듀서 소자들은, 상기 복수의 트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이의 중심에 위치한 트랜스듀서 소자로부터 끝에 위치한 트랜스듀서 소자로 갈수록 세기가 감소되는 상기 복수의 초음파 신호들을 송신하는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0031] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법은, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 제1 푸쉬 신호를 대상체로 송신하는 단계; 상기 제1 푸쉬 신호에 의해 상기 대상체 내부에 생성된 제1 전단파의 전파에 대한 정보에 기초하여, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 제2 푸쉬 신호를 상기 대상체로 송신하는 단계; 상기 제1 전단파가 존재하고, 상기 제2 푸쉬 신호에 의해 제2 전단파가 생성된 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하고, 상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 단계; 및 상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0032] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치는, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 제1 푸쉬 신호를 대상체로 송신하고, 상기 제1 푸쉬 신호에 의해 상기 대상체 내부에 생성된 제1 전단파의 전파에 대한 정보에 기초하여 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 제2 푸쉬 신호를 상기 대상체로 송신하고, 상기 제1 전단파가 존재하고, 상기 제2 푸쉬 신호에 의해 제2 전단파가 생성된 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부; 및 상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및 상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함할 수 있다.

[0033] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법은, 복수의 초음파 신호들을 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로 송신하는 단계; 상기 초음파 신호들의 송신을 소정 방향에 따라 순차적으로 중단하는 단계; 상기 초음파 신호들의 송신에 의해 전단파가 생성된 상기 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하고, 상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 단계; 및 상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0034] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치는, 복수의 초음파 신호들을 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로 송신하고, 상기 초음파 신호들의 송신을 제1 방향에 따라 순차적으로 중단하고, 상기 초음파 신호들의 송신에 의해 전단파가 생성된 상기 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부; 및 상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및 상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함할 수 있다.

[0035] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법은, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로 송신하는 단계; 상기 푸쉬 신호에 의해 전단파가 생성된 대상체에 대하여, 상기 푸쉬 신호의 송신으로부터 제1 시간 오프셋을 갖는 제1 검출 초음파 신호를 송신하고, 상기 제1 검출 초음파 신호에 대한 제1 응답 신호로부터 제1 초음파 영상 데이터를 획득하는 단계; 상기 대상체로 상기 푸쉬 신호를 재송신하는 단계; 상기 재송신된 푸쉬 신호에 의해 전단파가 생성된 대상체에 대하여, 상기 푸쉬 신호의 재송신으로부터 제2 시간 오프셋을 갖는 제2 검출 초음파 신호를 송신하고, 상기 제2 검출 초음파 신호에 대한 제2 응답 신호로부터 제2 초음파 영상 데이터를 획득하는 단계; 상기 제1 시간 오프셋 및 상기 제2 시간 오프셋에 기초하여, 상기 제1 초음파

영상 데이터 및 상기 제2 초음파 영상 데이터를 조합하는 단계; 및 상기 조합된 초음파 영상 데이터를 이용하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0036] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치는, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 푸쉬 신호를 대상으로 반복하여 송신하고, 상기 푸쉬 신호의 송신에 의해 진단과가 생성된 대상체에 대하여, 상기 푸쉬 신호의 송신으로부터 제1 시간 오프셋을 갖는 제1 검출 초음파 신호를 송신하며, 상기 푸쉬 신호의 재송신에 의해 진단과가 생성된 대상체에 대하여, 상기 푸쉬 신호의 재송신으로부터 제2 시간 오프셋을 갖는 제2 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부; 및 상기 제1 검출 초음파 신호에 대한 제1 응답 신호로부터 제1 초음파 영상 데이터를 획득하고, 상기 제2 검출 초음파 신호에 대한 제2 응답 신호로부터 제2 초음파 영상 데이터를 획득하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및 상기 제1 시간 오프셋 및 상기 제2 시간 오프셋에 기초하여, 상기 제1 초음파 영상 데이터 및 상기 제2 초음파 영상 데이터를 조합하고, 상기 조합된 초음파 영상 데이터를 이용하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함할 수 있다.

[0037] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법은, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 푸쉬 신호를 대상으로 송신하는 단계; 상기 푸쉬 신호에 의해 진단과가 생성된 대상체에 포함되는 복수의 스캔 라인들 중에서 제1 스캔 라인에 포커싱된 제1 검출 초음파 신호를 송신하고, 상기 제1 검출 초음파 신호에 대한 제1 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 단계; 상기 복수의 스캔 라인들 중에서 제2 스캔 라인에 포커싱된 제2 검출 초음파 신호를 송신하고, 상기 제2 검출 초음파 신호에 대한 제2 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 단계; 상기 제1 응답 신호 및 상기 제2 응답 신호를 이용하여 탄성 영상을 생성하는 단계; 및 상기 제1 응답 신호로부터 상기 제1 스캔 라인에 대응하는 제1 영상 데이터를 추출하고, 상기 제2 응답 신호로부터 상기 제2 스캔 라인에 대응하는 제2 영상 데이터를 추출하고, 상기 제1 영상 데이터 및 상기 제2 영상 데이터를 조합함으로써 상기 대상체를 나타내는 영상을 생성할 수 있다.

[0038] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치는, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 푸쉬 신호를 대상으로 송신하고, 상기 푸쉬 신호에 의해 진단과가 생성된 대상체에 포함되는 복수의 스캔 라인들 중에서 제1 스캔 라인에 포커싱된 제1 검출 초음파 신호를 송신하고, 상기 복수의 스캔 라인들 중에서 제2 스캔 라인에 포커싱된 제2 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부; 및 상기 제1 검출 초음파 신호에 대한 제1 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하고, 상기 제2 검출 초음파 신호에 대한 제2 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및 상기 제1 응답 신호 및 상기 제2 응답 신호를 이용하여 탄성 영상을 생성하고, 상기 제1 응답 신호로부터 상기 제1 스캔 라인에 대응하는 제1 영상 데이터를 추출하고, 상기 제2 응답 신호로부터 상기 제2 스캔 라인에 대응하는 제2 영상 데이터를 추출하고, 상기 제1 영상 데이터 및 상기 제2 영상 데이터를 조합함으로써 B 모드 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함할 수 있다.

[0039] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체는, 상술한 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체일 수 있다.

발명의 효과

[0040] .

도면의 간단한 설명

[0041] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치를 나타내는 도면이다.

도 2는 대상체 내에서 생성되는 전단파(shear wave)를 설명하기 위한 도면이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 구성을 나타내는 블록도이다.

도 4 및 5는 언포커싱된 푸쉬 신호(unfocuse push signal)의 세기 맵(intensity map)과 축 방향 빔 프로파일(axial beam profile)을 도시한다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법의 흐름도이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따라 서로 다른 방향으로 송신되는 언포커싱된 푸쉬 신호들을 설명하기 위한 도면이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따라 송신되는 푸쉬 신호들을 설명하기 위한 도면이다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따라 송신되는 언포커싱된 푸쉬 신호들의 세기 맵(intensity map)과 축 방향 빔

프로파일(axial beam profile)을 도시한다.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법의 흐름도이다.

도 11 및 12는 본 발명의 일 실시예에 따라 적응적으로 송신되는 푸쉬 신호들을 설명하기 위한 도면이다.

도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법의 흐름도이다.

도 14는 본 발명의 일 실시예에 따라 전단파의 형상을 조정하기 위하여 푸쉬 신호를 인가하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 15 및 16은 본 발명의 일 실시예에 따라 푸쉬 신호를 인가함으로써 생성되는 전단파의 형상을 조정하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 17은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법의 흐름도이다.

도 18은 본 발명의 일 실시예에 따라 전단파를 검출하기 위해서 시간적으로 데시메이션된 스캔 라인 영상 데이터(temporally decimated scan line image data)를 획득하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 19은 본 발명의 일 실시예에 따라 시간적으로 데시메이션된 스캔 라인 영상 데이터(temporally decimated scan line image data)를 조합함으로써 탄성 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 20은 본 발명의 일 실시예에 따라 전단파를 검출하기 위해서 시간적으로 데시메이션된 스캔 라인 영상 데이터를 획득하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 21은 본 발명의 일 실시예에 따라 시간적으로 데시메이션된 스캔 라인 영상 데이터를 조합함으로써 탄성 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 22는 본 발명의 일 실시예에 따라 이미지 영역을 축 방향으로 나누어 복수의 부분 탄성 영상들을 생성함으로써, 전체 이미지 영역에 대한 탄성 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 23은 본 발명의 일 실시예에 따라 이미지 영역의 깊이(depth)를 감소시킴으로써 빠른 처리 속도로 탄성 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 24는 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법의 흐름도이다.

도 25는 본 발명의 일 실시예에 따라 송신 기준 스캔 라인에 포커싱된 검출 초음파 신호를 송신하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 26은 본 발명의 일 실시예에 따라 검출 초음파 신호의 송신 기준 스캔 라인을 이동(shift)시킴으로써 영상 데이터를 획득하고, 획득된 영상 데이터를 조합함으로써 탄성 영상과 함께 B 모드 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 27은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 구성을 나타내는 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0042] 발명의 실시를 위한 최선의 형태

[0043] 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법은, 복수의 초음파 신호들을 포함하는 언포커싱된 푸쉬 신호(unfocused push signal)들을 서로 다른 방향으로 상기 대상체에게 송신하는 단계; 상기 언포커싱된 푸쉬 신호들에 의해 전단파가 생성된 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하는 단계; 상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 단계; 및 상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0044] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치는, 복수의 초음파 신호들을 포함하는 언포커싱된 푸쉬 신호들을 서로 다른 방향으로 대상체에게 송신하고, 상기 푸쉬 신호들에 의해 전단파가 생성된 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부; 및 상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및 상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함할 수 있다.

[0045] 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법은, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 제1 푸쉬 신호를 대상체로 송신하는 단계; 상기 제1 푸쉬 신호에 의해 상기 대상체 내부에 생성된 제1 전단파의 전파에 대한 정

보에 기초하여, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 제2 푸쉬 신호를 상기 대상체로 송신하는 단계; 상기 제1 진단과가 존재하고, 상기 제2 푸쉬 신호에 의해 제2 진단과가 생성된 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하고, 상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 단계; 및 상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0046] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치는, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 제1 푸쉬 신호를 대상체로 송신하고, 상기 제1 푸쉬 신호에 의해 상기 대상체 내부에 생성된 제1 진단과의 전파에 대한 정보에 기초하여 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 제2 푸쉬 신호를 상기 대상체로 송신하고, 상기 제1 진단과가 존재하고, 상기 제2 푸쉬 신호에 의해 제2 진단과가 생성된 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부; 및 상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및 상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함할 수 있다.

[0047] 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법은, 복수의 초음파 신호들을 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로 송신하는 단계; 상기 초음파 신호들의 송신을 소정 방향에 따라 순차적으로 중단하는 단계; 상기 초음파 신호들의 송신에 의해 진단과가 생성된 상기 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하고, 상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 단계; 및 상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0048] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치는, 복수의 초음파 신호들을 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로 송신하고, 상기 초음파 신호들의 송신을 제1 방향에 따라 순차적으로 중단하고, 상기 초음파 신호들의 송신에 의해 진단과가 생성된 상기 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부; 및 상기 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및 상기 응답 신호에 기초하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함할 수 있다.

[0049] 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법은, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로 송신하는 단계; 상기 푸쉬 신호에 의해 진단과가 생성된 대상체에 대하여, 상기 푸쉬 신호의 송신으로부터 제1 시간 오프셋을 갖는 제1 검출 초음파 신호를 송신하고, 상기 제1 검출 초음파 신호에 대한 제1 응답 신호로부터 제1 초음파 영상 데이터를 획득하는 단계; 상기 대상체로 상기 푸쉬 신호를 재송신하는 단계; 상기 재송신된 푸쉬 신호에 의해 진단과가 생성된 대상체에 대하여, 상기 푸쉬 신호의 재송신으로부터 제2 시간 오프셋을 갖는 제2 검출 초음파 신호를 송신하고, 상기 제2 검출 초음파 신호에 대한 제2 응답 신호로부터 제2 초음파 영상 데이터를 획득하는 단계; 상기 제1 시간 오프셋 및 상기 제2 시간 오프셋에 기초하여, 상기 제1 초음파 영상 데이터 및 상기 제2 초음파 영상 데이터를 조합하는 단계; 및 상기 조합된 초음파 영상 데이터를 이용하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0050] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치는, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로 반복하여 송신하고, 상기 푸쉬 신호의 송신에 의해 진단과가 생성된 대상체에 대하여, 상기 푸쉬 신호의 송신으로부터 제1 시간 오프셋을 갖는 제1 검출 초음파 신호를 송신하며, 상기 푸쉬 신호의 재송신에 의해 진단과가 생성된 대상체에 대하여, 상기 푸쉬 신호의 재송신으로부터 제2 시간 오프셋을 갖는 제2 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부; 및 상기 제1 검출 초음파 신호에 대한 제1 응답 신호로부터 제1 초음파 영상 데이터를 획득하고, 상기 제2 검출 초음파 신호에 대한 제2 응답 신호로부터 제2 초음파 영상 데이터를 획득하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및 상기 제1 시간 오프셋 및 상기 제2 시간 오프셋에 기초하여, 상기 제1 초음파 영상 데이터 및 상기 제2 초음파 영상 데이터를 조합하고, 상기 조합된 초음파 영상 데이터를 이용하여 상기 대상체의 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함할 수 있다.

[0051] 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법은, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로 송신하는 단계; 상기 푸쉬 신호에 의해 진단과가 생성된 대상체에 포함되는 복수의 스캔 라인들 중에서 제1 스캔 라인에 포커싱된 제1 검출 초음파 신호를 송신하고, 상기 제1 검출 초음파 신호에 대한 제1 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 단계; 상기 복수의 스캔 라인들 중에서 제2 스캔 라인에 포커싱된 제2 검출 초음파 신호를 송신하고, 상기 제2 검출 초음파 신호에 대한 제2 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 단계; 상기 제1 응답 신호 및 상기 제2 응답 신호를 이용하여 탄성 영상을 생성하는 단계; 및 상기 제1 응답 신호로부터 상기 제1 스캔 라인에 대응하는 제1 영상 데이터를 추출하고, 상기 제2 응답 신호로부터 상기 제2 스캔 라인에 대응하는 제2 영상 데이터를 추출하고, 상기 제1 영상 데이터 및 상기 제2 영상 데이터를 조합함으로써 상기 대상체를 나타내는 영상을 생성할 수 있다.

[0052] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치는, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로

송신하고, 상기 푸쉬 신호에 의해 전단파가 생성된 대상체에 포함되는 복수의 스캔 라인들 중에서 제1 스캔 라인에 포커싱된 제1 검출 초음파 신호를 송신하고상기 복수의 스캔 라인들 중에서 제2 스캔 라인에 포커싱된 제2 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부; 및 상기 제1 검출 초음파 신호에 대한 제1 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하고, 상기 제2 검출 초음파 신호에 대한 제2 응답 신호를 상기 대상체로부터 수신하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및 상기 제1 응답 신호 및 상기 제2 응답 신호를 이용하여 탄성 영상을 생성하고, 상기 제1 응답 신호로부터 상기 제1 스캔 라인에 대응하는 제1 영상 데이터를 추출하고, 상기 제2 응답 신호로부터 상기 제2 스캔 라인에 대응하는 제2 영상 데이터를 추출하고, 상기 제1 영상 데이터 및 상기 제2 영상 데이터를 조합함으로써 B 모드 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함할 수 있다.

[0053] 본 발명의 일 실시예에 따른 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체는, 상술한 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체일 수 있다.

[0054] 발명의 실시를 위한 형태

[0055] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 판례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.

[0056] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에 기재된 "...부", "...모듈" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되거나 하드웨어와 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.

[0057] 명세서 전체에서 "초음파 영상"이란 초음파 신호를 이용하여 획득된, 대상체에 대한 영상을 의미한다. 본 명세서에서 "대상체(object)"는 사람 또는 동물, 또는 사람 또는 동물의 일부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 대상체는 간, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기, 또는 혈관을 포함할 수 있다.

[0058] 또한, "대상체"는 팬텀(phantom)을 포함할 수도 있다. 팬텀은 생물의 밀도와 실험 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미하는 것으로, 신체와 유사한 성질을 갖는 구형(sphere)의 팬텀을 포함할 수 있다.

[0059] 명세서 전체에서 "사용자"는 의료전문가로서 의사, 간호사, 임상병리사(medical laboratory technologist), 소노그래퍼(sonographer) 등이 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0060] 아래에서는 첨부한 도면을 참고하여 본 발명의 실시 예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시 예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.

[0061] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치를 나타내는 도면이다.

[0062] 도 1에 도시된 바와 같이, 초음파 진단 장치(1000)는, 프로브(1010)를 통해 대상체(10)로 초음파 신호를 송신할 수 있다. 그리고 초음파 진단 장치(1000)는 대상체(10)로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신하여 초음파 영상을 생성할 수 있다.

[0063] 본 명세서에서, 초음파 영상은 다양하게 구현될 수 있다. 예를 들어, 초음파 영상은 대상체(10)로부터 반사되는 초음파 에코 신호의 크기를 밝기로 나타내는 B 모드(brightness mode) 영상, 도플러 효과(doppler effect)를 이용하여 움직이는 대상체의 속도를 컬러로 표현하는 컬러 도플러 영상, 도플러 효과(doppler effect)를 이용하여 움직이는 대상체의 영상을 스펙트럼 형태로 나타내는 스펙트럴(spectral) 도플러 영상, 어느 일정 위치에서 시간에 따른 대상체의 움직임을 나타내는 M 모드(motion mode) 영상 중 적어도 하나를 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 일 실시 예에 의하면, 초음파 영상은 2차원 영상, 3차원 영상, 또는 4차원 영상일 수도 있다.

[0064] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 초음파 진단 장치(1000)는 음향 방사력(Acoustic radiation force)를 이용하여 대상체(10)의 탄성 차이를 영상으로 나타내는 탄성 영상을 제공할 수도 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 초음

파 진단 장치(1000)가 제공하는 탄성 영상과 관련하여 도 2를 참조하기로 한다.

[0065] 도 2는 대상체 내에서 생성되는 전단파(shear wave)를 설명하기 위한 도면이다.

[0066] 도 2에 도시된 바와 같이, 초음파 진단 장치(1000)는 대상체의 일부 영역을 푸쉬하기 위한 신호(설명의 편의상, 이하 '푸쉬 신호'라 함)(210)를 대상체(10)로 송신할 수 있다.

[0067] 대상체의 일부 영역을 푸쉬한다는 것은, 대상체 내부에 음향 방사력을 발생시킴으로써 일부 영역에 압력을 가하는 것을 의미한다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(1010)의 트랜스듀서 소자들을 이용하여, 푸쉬 신호를 대상체에 송신할 수 있다. 푸쉬 신호는 대상체 내부로 송신되는 복수의 초음파 신호들로 구성될 수 있다. 푸쉬 신호는, 지향성을 가진 초음파 빔들로 구성된 빔(beam)의 형태로 구성될 수 있다.

[0068] 초음파 진단 장치(1000)는 대상체 내부에 음향 방사력을 인가하고, 인가된 음향 방사력에 의해 생성된 전단파의 전파(propagation) 특성을 획득함으로써 조직의 탄성을 수치화 및 영상화할 수 있다.

[0069] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 초음파 진단 장치(1000)는, 프로브(1010)의 트랜스듀서 소자들을 이용하여, 대상체 내부의 한 점으로 포커싱된 푸쉬 신호를 송신함으로써 구면 전단파(spherical shear wave)를 생성하거나, 대상체 내의 복수의 점들로 포커싱된 푸쉬 신호를 순차적으로 송신함으로써 사선 전단파(oblique shear wave)를 생성하거나, 언포커싱된 푸쉬 신호를 송신함으로써 푸쉬 신호가 송신되는 방향의 수직인 방향으로 진행되는 평면 전단파(plane shear wave)를 생성할 수 있다. 언포커싱된 푸쉬 신호는, 특정한 한 개의 지점에 포커싱되지 않은 신호로서 프로브(1010)에 포함되는 적어도 일부 트랜스듀서 소자들로부터 송신되는 신호일 수 있다. 언포커싱된 푸쉬 신호는, 대상체 내부의 무한히 많은 점들로 포커싱되는 초음파 신호들로 구성되는 신호일 수 있다. 예를 들어, 언포커싱된 푸쉬 신호는, 대상체 내부의 소정 선(line)에 포커싱되거나, 대상체 내부의 소정 면(plane)에 포커싱되는 초음파 신호들로 구성되는 신호일 수 있다.

[0070] 초음파 진단 장치(1000)가 푸쉬 신호(210)를 송신하면, 대상체(10) 내부에서 푸쉬 신호(210)에 의해 푸쉬된 영역을 중심으로 전단파(220)가 생성될 수 있다.

[0071] 대상체 내부의 한 점으로 포커싱된 푸쉬 신호를 송신하는 경우, 푸쉬 신호의 축 방향(axial direction) 및 측 방향(lateral direction)으로 상대적으로 좁은 영역에서 구면 전단파(spherical shear wave)가 형성되고 전파되므로, 관심 영역(ROI)의 크기가 제한될 수 있다. 또한, 관심 영역을 크게 하기 위하여, 푸쉬 신호를 생성하는 트랜스듀서 소자들에게 인가되는 전압을 높이거나, 더 많은 트랜스듀서 소자들을 사용하는 경우, 안정성 문제가 발생할 수 있다.

[0072] 또한, 축 방향을 따라 위치한 복수의 점들로 포커싱된 푸쉬 신호를 순차적으로 송신하는 경우, 각 점에서 발생한 구면 전단파들의 파면이 더해져 사선 방향으로 진행되는 평면 전단파가 형성된다. 이 경우, 한 점으로 포커싱된 푸쉬 신호를 송신하는 경우에 비하여 넓은 관심 영역을 설정할 수 있다는 장점이 있다. 다만, 푸쉬 신호를 포커싱하여 송신한 위치에서 전단파는 관측될 수가 없고, 푸쉬 신호가 송신된 위치에서 멀어질수록 전단파가 감쇠한다. 따라서, 푸쉬 신호가 송신된 위치에서 멀어질수록, 전단파의 신호가 감쇠되어, 전단파에 기초하여 탄성 영상을 생성함에 있어서 오차가 발생하거나 추정 자체가 불가능하게 될 수 있다.

[0073] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 일부 트랜스듀서 소자가 특정 지점에 포커싱되지 않은 언포커싱된 푸쉬 신호를 송신하도록 동작할 수 있다. 언포커싱된 푸쉬 신호를 송신하는 일부 트랜스듀서 소자는, 푸쉬 신호가 송신되는 축 방향을 따라 서로 다른 깊이(depth)의 대상체 내부의 영역들에 대해서 지속적으로(consecutively) 푸쉬 신호를 송신할 수 있다. 일 예로서, 도 2에는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)가 언포커싱된 푸쉬 신호(210)를 송신하는 경우가 도시된다. 이 경우, 푸쉬 신호가 송신되는 방향에 수직한 방향으로 전단파가 전파된다. 따라서, 초음파 진단 장치(1000)는, 한 번의 푸쉬 신호의 송신에 의해, 푸쉬 신호가 최대로 깊게 도달한 지점의 왼쪽 영역과 오른쪽 영역까지 관심 영역으로서 전단파를 관측할 수 있다.

[0074] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 구성을 나타내는 블록도이다.

[0075] 도 3에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 장치(1000)는, 프로브(1010)와 본체(1050)로 구성될 수 있으며, 본체(1050)는 초음파 송수신부(1020) 및 영상 처리부(1030)를 포함한다. 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 송수신부(1020)는 전단파를 생성하기 위해 푸쉬 신호를 송신하고, 푸쉬 신호에 의해 생성된 전단파의 전파 특성을 획득하기 위해 검출 초음파 신호를 송신하는 송신부(1021) 및 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 수신하는 수신부(1022)를 포함할 수 있다.

- [0076] 프로브(1010)는, 초음파 송수신부(1020)로부터 인가된 구동 신호(driving signal)에 따라 대상체로 초음파 신호를 송출하고, 대상체로부터 반사된 에코 신호를 수신할 수 있다. 프로브(1010)는 복수의 트랜스듀서를 포함한다. 복수의 트랜스듀서는 전달되는 전기적 신호에 따라 진동하며 음향 에너지인 초음파를 발생시킨다. 또한, 프로브(1010)는 초음파 진단 장치(1000)의 본체와 유선 또는 무선으로 연결될 수 있으며, 초음파 진단 장치(1000)는 구현 형태에 따라 복수 개의 프로브(1010)를 구비할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 의하면, 프로브(1010)는 1D(Dimension), 1.5D, 2D(matrix), 및 3D 프로브 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0077] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 프로브(1010)는, 대상체로 푸쉬 신호를 송신하여, 진단파를 유도할 수 있다. 프로브(1010)는, 진단파를 추적하기 위한 검출 초음파 신호를 대상체로 송신하고, 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 대상체로부터 수신할 수 있다.
- [0078] 초음파 송수신부(1020)는 프로브(1010)가 대상체로 푸쉬 신호를 송신하고, 검출 초음파 신호를 송신하고, 응답 신호를 대상체로부터 수신하도록 제어할 수 있다. 초음파 송수신부(1020)는 송신부(1021) 및 수신부(1022)를 포함한다.
- [0079] 송신부(1021)는, 대상체로 푸쉬 신호를 송신하도록 프로브(1010)에 포함되는 복수의 트랜스듀서 소자들을 제어할 수 있다.
- [0080] 송신부(1021)는, 프로브(1010)의 트랜스듀서 소자들을 이용하여, 대상체 내부의 한 점으로 포커싱된 푸쉬 신호를 송신함으로써 구면 전단파(spherical shear wave)를 생성하거나, 대상체 내의 복수의 점들로 포커싱된 복수의 푸쉬 신호들을 순차적으로 송신함으로써 사선 전단파(oblique shear wave)를 생성하거나, 언포커싱된 푸쉬 신호를 송신함으로써 푸쉬 신호가 송신되는 방향의 수직인 방향으로 진행되는 평면 전단파(plane shear wave)를 생성할 수 있다.
- [0081] 본 발명의 일 실시예에 따른 송신부(1021)는 대상체 내의 넓은 영역에 대해 강한 전단파를 생성할 수 있도록 다양한 방식으로 대상체에게 푸쉬 신호를 송신할 수 있다.
- [0082] 일 예로서, 본 발명의 일 실시예에 따른 송신부(1021)는 복수의 트랜스듀서 소자들로부터 서로 다른 각도로 스티어링된 언포커싱된 푸쉬 신호(unfocused push beam)들을 대상체로 송신함으로써 진단파를 생성할 수 있다.
- [0083] 송신부(1021)는 프로브(1010)의 각 트랜스듀서 소자들에게 인가되는 전기적 신호를 조절함으로써, 각 트랜스듀서 소자들이 송신하는 초음파 신호의 위상을 변화시키거나 초음파 신호가 시간 지연을 갖도록 할 수 있다. 송신부(1021)가 복수의 트랜스듀서 소자들로부터 송신되는 초음파 신호에 대한 위상 변화 또는 시간 지연에 의해 초음파 신호가 송신되는 방향을 바꾸는 것을 스티어링한다고 한다.
- [0084] 즉, 언포커싱된 푸쉬 신호가, 복수의 초음파 신호들을 포함하는 경우, 송신부(1021)는 각 초음파 신호의 위상 또는 시간 지연을 조절함으로써 푸쉬 신호가 송신되는 방향을 바꿀 수 있다. 즉, 송신부(1021)는, 푸쉬 신호를 소정 각도로 스티어링할 수 있다.
- [0085] 다른 예로서, 본 발명의 일 실시예에 따른 송신부(1021)는 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 제1 푸쉬 신호를 대상체로 송신함으로써 대상체 내에 제1 진단파를 생성할 수 있다. 송신부(1021)는, 제1 진단파의 전파에 대한 정보에 기초하여 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 제2 푸쉬 신호를 대상체로 송신할 수 있다. 송신부(1021)는 제1 진단파와 보강 간섭되도록 제2 진단파를 생성할 수 있다.
- [0086] 또 다른 예로서, 본 발명의 일 실시예에 따른 송신부(1021)는 복수의 초음파 신호들을 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로 송신할 수 있다. 예를 들어, 푸쉬 신호는 측방향으로 나열된 복수의 초음파 빔들을 포함하는 푸쉬 빔의 형태를 가질 수 있다. 초음파 빔들은, 푸쉬 빔의 빔폭보다 좁은 빔 폭을 가질 수 있다.
- [0087] 송신부(1021)는, 초음파 빔들의 송신을 측 방향에 따라 순차적으로 중단함으로써 진단파를 생성할 수 있다. 즉, 복수의 초음파 빔들은, 송신부(1021)에 의해 동시에 송신되기 시작하고, 서로 다른 시간 주기 동안 송신될 수 있다. 복수의 초음파 빔들의 시간 주기는, 복수의 초음파 빔들이 나열된 측 방향에 따라 증가되거나 감소할 수 있다. 예를 들어, 송신부(1021)는, 초음파 빔들 중에서 측방향으로 가장 끝에 위치한 초음파 빔부터 차례대로 초음파 빔의 송신을 중단할 수 있다.
- [0088] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 송신부(1021)는, 푸쉬 신호에 의해 진단파가 생성된 대상체에 대해서, 진단파를 추적하기 위한 검출 초음파 신호를 송신할 수 있다.
- [0089] 예를 들어, 송신부(1021)는, 푸쉬 신호에 의해 생성된 진단파를 추적하기 위하여, 진단파가 존재하는 대상체에

게 초음파 신호를 송신하고, 송신된 초음파 신호의 응답 신호를 대상체로부터 수신할 수 있다. 송신부(1021)는 진단파를 추적하기 위하여 검출 초음파 신호를 송수신하도록 프로브(1010)에 포함되는 복수의 트랜스듀서 소자들을 제어할 수 있다.

[0090] 송신부(1021)는, 프로브(1010)의 트랜스듀서 소자들을 이용하여, 대상체로 검출 초음파 신호를 송신할 수 있다.

[0091] 한편, 수신부(1022)는, 대상체로 송신된 검출 초음파 신호의 응답 신호를 대상체로부터 수신할 수 있다. 수신부(1022)는 진단파를 추적하기 위하여 초음파 신호를 송수신하도록 프로브(1010)에 포함되는 복수의 트랜스듀서 소자들을 제어할 수 있다. 수신된 응답 신호로부터 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다.

[0092] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 송수신부(1020)는 상대적으로 낮은 프레임 레이트로 초음파 신호를 송수신함으로써 진단파의 전파 특성을 획득할 수 있도록 다양한 방식으로 대상체에게 초음파 신호를 송수신할 수 있다.

[0093] 일 예로서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 송수신부(1020)는, 진단파가 존재하는 대상체에 대하여, 제1 시간 오프셋을 갖는 제1 검출 초음파 신호를 송신하고, 제1 검출 초음파 신호에 대한 제1 응답 신호로부터 제1 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다. 수신부(1022)는 진단파가 존재하는 대상체에 대하여, 제2 시간 오프셋을 갖는 제2 검출 초음파 신호를 송신하고, 제2 검출 초음파 신호에 대한 제2 응답 신호로부터 제2 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다.

[0094] 다른 예로서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 송수신부(1020)는 대상체에 포함되는 복수의 스캔 라인들 중에서 제1 스캔 라인에 포커싱된 제1 초음파 신호를 송신하고, 제1 초음파 신호에 대한 제1 응답 신호를 대상체로부터 수신할 수 있다. 수신부(1022)는, 복수의 스캔 라인들 중에서 제2 스캔 라인에 포커싱된 제2 초음파 신호를 송신하고, 제2 초음파 신호에 대한 제2 응답 신호를 대상체로부터 수신할 수 있다.

[0095] 영상 처리부(1030)는, 수신부(1022)에서 수신된 응답 신호에 기초하여 대상체의 탄성 영상을 생성한다.

[0096] 일 예로서, 영상 처리부(1030)는, 수신부(1022)에서 수신된 응답 신호에 기초하여 대상체에 대한 복수의 초음파 영상 프레임들을 획득할 수 있다. 영상 처리부(1030)는 복수의 초음파 영상 프레임들을 비교함으로써, 초음파 영상 프레임들이 나타내는 대상체의 변위를 산출할 수 있다. 영상 처리부(1030)는 산출된 프레임들 간의 변위에 기초하여, 대상체에 포함되는 조직의 탄성에 관한 정보를 획득할 수 있다.

[0097] 예를 들어, 탄성에 관한 정보는 변형율(strain), 탄성도(elasticity 등이 포함될 수 있다. 변형율은 조직이 변형되기 이전의 조직의 길이에 대한 변형력(stress)에 의해 조직이 변형된 이후의 대상체의 길이 변화량의 비를 의미하며, 탄성도는 변형율(strain)에 대한 변형력(stress)의 비를 의미한다.

[0098] 영상 처리부(1030)는 대상체에 포함되는 조직의 탄성에 관한 정보를 색상, 밝기, 및 도형 중 적어도 하나를 이용하여 나타내는 탄성 영상을 생성할 수 있다.

[0099] 다른 예로서, 영상 처리부(1030)는 대상체로부터 수신된 응답 신호에 기초하여 진단파의 진단파 특성을 나타내는 진단파 파라미터를 측정할 수 있다. 진단파 파라미터는 진단파의 전파 속도(propagation velocity) 및 진단파의 감쇠 계수(attenuation coefficient) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0100] 진단파의 전파 속도(V_s)는 다음의 수학적 식 1에 의해 획득될 수 있고, 진단파의 감쇠 계수(α)는 다음의 수학적 식 2에 의해 획득될 수 있다. 아래의 수학적 식 1, 2에서 R 과 X 각각은 대상체의 음향 임피던스(acoustic impedance)의 실수 성분 및 허수 성분이고, ρ 는 대상체의 밀도이며, ω 는 진단파의 각 주파수(angular frequency)이다.

수학적 식 1

$$V_s = \frac{R^2 + X^2}{\rho R}$$

[0101]

수학식 2

$$\alpha = \frac{\rho \omega X}{(R^2 + X^2)}$$

[0102]

[0103] 한편, 초음파 송신부(1020)는 진단파가 전파되는 영역으로 초음파 신호를 복수 회 송신하고, 복수 회 송신된 초음파 신호에 대한 응답 신호를 대상체로부터 복수 회 수신할 수 있다. 영상 처리부(1030)는, 복수 회 수신된 응답 신호들에 대해 교차 상관(cross-correlation)을 적용하여 진단파 파라미터를 측정할 수도 있다. 전술한 방법들 이외에 대상체 내부에 유도된 진단파의 특성은 당업자에게 자명한 범위 내에서 다양한

[0104]

방법으로 측정될 수 있다.

[0105]

영상 처리부(1030)는, 진단파 파라미터를 이용하여 대상체의 탄성 특성을 획득할 수 있다.

[0106]

대상체의 탄성 특성은, 대상체의 전단 탄성 계수(shear modulus), 영 탄성계수(young's modulus) 및 전단 점성(shear viscosity) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0107]

대상체의 전단 탄성 계수(G)는 아래의 수학식 3에 의해 획득될 수 있고, 영 탄성 계수(E)는 아래의 수학식 4에 의해 획득될 수 있으며, 전단 점성(η)은 아래의 수학식 5에 의해 획득될 수 있다.

수학식 3

$$G = \frac{(R^2 - X^2)}{\rho}$$

[0108]

수학식 4

$$E = 3G$$

[0109]

수학식 5

$$\eta = \frac{2RX}{\omega \rho}$$

[0110]

[0111] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리부(1030)는 대상체의 탄성 특성을 색상, 밝기, 및 도형 중 적어도 하나를 이용하여 나타내는 탄성 영상을 생성할 수 있다. 예를 들어, 영상 처리부(1030)는 대상체의 탄성 특성을 흑백 스케일 또는 컬러 스케일에 매핑하여 대상체의 탄성 영상을 생성할 수 있다.

[0112]

또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리부(1030)는 대상체에 대한 탄성 영상뿐만 아니라, 대상체를 나타내는 B모드 영상을 더 생성할 수 있다. 영상 처리부(1030)는 대상체에게 송신된 초음파 신호의 응답 신호로부터 반사 계수를 산출하고, 산출된 반사 계수를 나타내는 B모드 영상을 생성할 수 있다. B모드 영상은 응답 신호로부터 산출된 반사 계수를 B모드 영상에 포함되는 각 픽셀의 밝기를 이용하여 나타낼 수 있다.

[0113]

예를 들어, 영상 처리부(1030)는 대상체에 포함되는 복수의 스캔 라인들 중에서 제1 스캔 라인에 포커싱되어 송신된 제1 초음파 신호에 대한 제1 응답 신호 및 복수의 스캔 라인들 중에서 제2 스캔 라인에 포커싱되어 송신된 제2 초음파 신호에 대한 제2 응답 신호를 이용하여 탄성 영상을 생성할 수 있다. 또한, 영상 처리부(1030)는 제1 응답 신호로부터 제1 스캔 라인에 대응하는 제1 영상 데이터를 추출하고, 제2 응답 신호로부터 제2 스캔 라인

에 대응하는 제2 영상 데이터를 추출하고, 제1 영상 데이터 및 제2 영상 데이터를 조합함으로써 B 모드 영상을 생성할 수 있다.

- [0114] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 일부 트랜스듀서 소자가 특정 지점에 포커싱되지 않은 푸쉬 신호를 송신하도록 동작할 수 있다. 언포커싱된 푸쉬 신호를 송신하는 일부 트랜스듀서 소자는, 축 방향으로 서로 다른 깊이(depth)에 대해서 지속적으로(consecutively) 푸쉬 신호를 송신할 수 있다. 이 경우, 푸쉬 신호가 송신되는 방향에 수직한 방향으로 전단파가 전파된다. 따라서, 초음파 진단 장치(1000)는, 한 번의 푸쉬 신호의 송신에 의해, 푸쉬 신호가 최대 깊이 도달한 지점의 왼쪽 영역과 오른쪽 영역까지 관심 영역으로서 전단파를 관측할 수 있다.
- [0115] 축 방향이란, 트랜스듀서 소자들이 배열된 방향의 수직인 방향으로서, 스티어링되지 않은 초음파 신호가 트랜스듀서 소자로부터 송신되는 방향일 수 있다. 예를 들어, 축 방향은 대상체의 깊이 방향일 수 있다.
- [0116] 전단파를 발생시키는 음향 방사력은 푸쉬 신호의 세기(intensity)에 비례한다. 언포커싱된 푸쉬 신호(unfocused push beam)의 경우, 푸쉬 신호의 축 방향으로 세기 프로파일(intensity profile)이 균일하지 않아 깊이에 따라 푸쉬 신호의 세기가 달라지는 현상이 발생한다. 다시 말해, 푸쉬 신호에 의해 생성되는 전단파의 크기 및 형태가 깊이에 따라 달라지므로, 전단파가 일정하게 좌우측으로 진행한다는 가정에 기초하여 추정된 속도 추정치에 오차가 발생할 수 있다.
- [0117] 또한, 푸쉬 신호의 에너지가 한 점에 포커싱되는 포커싱된 푸쉬 신호(focused push beam)의 세기와 비교하여, 언포커싱된 푸쉬 신호의 세기가 작으므로, 언포커싱된 푸쉬 신호에 의해 발생하는 전단파의 세기도 작아진다. 따라서, 언포커싱된 푸쉬 신호를 이용하여 전단파가 발생하는 경우, 전단파의 세기가 작아 전단파 추적시 신호 대잡음비(SNR)이 낮아진다는 단점이 있다. 신호대잡음비를 높이기 위해서 푸쉬 신호를 송신하기 위해 이용되는 트랜스듀서 소자들의 개수를 늘리면, 푸쉬 신호의 빔 폭(width)이 넓어져 푸쉬 신호의 축 방향 빔 프로파일이 불균일해지는 현상이 더욱 심해진다.
- [0118] 따라서, 상술한 바와 같은 문제점을 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 축 방향으로 빔 프로파일이 균일한(즉, 서로 다른 깊이에서도 빔 프로파일이 균일한) 푸쉬 신호를 송신할 수 있다. 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 많은 수의 트랜스듀서 소자를 사용하더라도, 적당히 좁은 빔의 폭을 유지함으로써 푸쉬 신호의 에너지의 분산을 방지할 수 있다. 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 전단파의 세기를 증폭시킴으로써 신호대잡음비를 향상시킬 수 있다. 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 전단파의 형태 및 특성(shape and property)을 능동적으로 제어(control)할 수 있다.
- [0119] 도 4 및 5는 언포커싱된 푸쉬 신호(unfocuse push signal)의 세기 맵(intensity map)과 축 방향 빔 프로파일(axial beam profile)을 도시한다.
- [0120] 도 4 및 5의 세기 맵(410, 510)은 푸쉬 신호의 세기를 색상으로 도시한 맵이다. 도 4 및 5의 축 방향 빔 프로파일(420, 520)은 푸쉬 신호의 중심축을 따라 대상체에 인가되는 푸쉬 신호의 세기를 도시한 맵이다. 푸쉬 신호의 중심축은, 푸쉬 신호를 송신하는 복수의 트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이 내에서, 가장 중앙에 위치한 트랜스듀서 소자를 지나가는 축으로서, 축 방향(axial direction)에 평행한 축을 의미한다. 축 방향 빔 프로파일(420, 520)의 x축은 초음파 신호의 상대적 세기를 나타내고, y축은 깊이를 나타낸다.
- [0121] 도 4는 12개의 트랜스듀서 소자들을 이용하여 송신된 언포커싱된 푸쉬 신호의 세기맵과 축 방향 빔 프로파일을 도시한다. 도 5는 24개의 트랜스듀서 소자들을 이용하여 송신된 언포커싱된 푸쉬 신호의 세기 맵과 축 방향 빔 프로파일을 도시한다.
- [0122] 도 4 및 도 5에 도시된 바와 같이, 초음파 진단 장치(1000)가 전단파의 생성을 위해 언포커싱된 푸쉬 신호를 이용하는 경우, 더 많은 수의 트랜스듀서 소자를 이용한다고 해서 더 큰 전단파를 생성하는 것은 아니다. 대신에, 더 많은 수의 트랜스듀서 소자를 이용하는 것은, 푸쉬 신호가 분산된 형태(diffused shape)를 갖도록 함으로써 전단파의 전파 속도를 측정하는데 오차를 발생시킨다.
- [0123] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 축 방향으로 빔 프로파일이 균일한(즉, 서로 다른 깊이에서도 빔 프로파일이 균일한) 푸쉬 신호를 송신할 수 있다. 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 많은 수의 트랜스듀서 소자를 사용하더라도, 적당히 좁은 빔의 폭을 유지함으로써 푸쉬 신호의 에너지의 분산을 방지할 수 있다.

- [0124] 일 예로서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 축 방향 축에서 다수의 초점(focal point)을 설정하고, 트랜스듀서 소자들의 서브셋(subst)들이 서로 다른 깊이의 초점에 포커싱하여 푸쉬 신호들을 송신하도록 할 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 중심축(트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이의 중심을 지나가는 축 방향 축)을 바라보는(facing) 두 개의 스티어링된 언포커싱 푸쉬 신호들을 좌우측에 형성함으로써, 중심축 상의 다수의 초점들에서 푸쉬 신호들의 에너지가 모아지도록 할 수 있다.
- [0125] 다른 예로서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 트랜스듀서 소자들에게 아포다이제이션을 적용하여, 깊이에 따라 다른 세기의 푸쉬 신호를 송신할 수 있다.
- [0126] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)가, 적당히 좁은 푸쉬 신호의 폭을 유지함으로써 푸쉬 신호의 에너지의 분산을 방지하기 위한 구체적인 방법과 관련하여서는, 이하 도 6 내지 9를 참조하여 설명한다.
- [0127] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법의 흐름도이다.
- [0128] 도 6에 도시된 탄성 영상 생성 방법은 도 2에 도시된 초음파 진단 장치(1000)에 의해 수행될 수 있다. 구체적으로 단계 S610은 도 2의 프로브(1010) 및 송신부(1021)에서 수행될 수 있으며, 단계 S620 및 S630은 도 2의 프로브(1010) 및 진단과 정보 검출부(1022)에서 수행될 수 있고, 단계 S640은 도 2의 영상 처리부(1030)에서 수행될 수 있다. 따라서, 도 2에 대한 설명은 도 6에 도시된 탄성 영상 생성 방법에도 적용될 수 있으며, 중복되는 설명은 생략한다.
- [0129] 단계 S610에서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 복수의 초음파 신호들을 포함하는 언포커싱된 푸쉬 신호들을 서로 다른 방향으로 대상체에게 송신할 수 있다.
- [0130] 초음파 진단 장치(1000)는 언포커싱된 푸쉬 신호들을 서로 다른 각도로 스티어링함으로써, 언포커싱된 푸쉬 신호들을 서로 다른 방향으로 대상체에게 송신할 수 있다.
- [0131] 언포커싱된 푸쉬 신호는, 대상체 내부의 복수의 초점들로 송신되는 복수의 초음파 신호들을 포함할 수 있다. 언포커싱된 푸쉬 신호는, 대상체 내부의 복수의 초점들에서 발생한 음향 방사력에 의해 대상체 내에 전단파를 생성할 수 있다. 언포커싱된 푸쉬 신호란, 음향 방사력을 생성함으로써 대상체를 푸싱하는 평면파 신호를 의미할 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 복수의 트랜스듀서 소자들을 복수의 서브셋들로 나누고, 각 서브셋들이 서로 다른 깊이의 초점들에 포커싱하여 초음파 신호들을 송신하도록 함으로써 언포커싱된 푸쉬 신호를 송신할 수 있다.
- [0132] 초음파 진단 장치(1000)는 복수의 트랜스듀서 소자들에게 전기적 신호를 인가함으로써, 각 트랜스듀서 소자들에게 인가된 전기적 신호에 기초하여 각 트랜스듀서 소자들이 대상체로 초음파 신호를 출력하도록 한다. 초음파 진단 장치(1000)는 각 트랜스듀서 소자들에게 인가되는 전기적 신호를 조절함으로써 각 트랜스듀서 소자들이 송신하는 초음파 신호의 위상을 변화시키거나 초음파 신호가 시간 지연을 갖도록 할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)가 복수의 트랜스듀서 소자들로부터 송신되는 초음파 신호에 대한 위상 변환 또는 시간 지연에 의해 푸쉬 신호의 방향을 변경하는 것을 스티어링이라고 한다.
- [0133] 초음파 진단 장치(1000)는, 소정 축 상에 언포커싱된 푸쉬 신호들이 동시에 도달하도록, 언포커싱된 푸쉬 신호들을 서로 다른 방향으로 대상체에게 송신할 수 있다. 각 트랜스듀서 소자는 소정 축에 대한 거리가 각각 다르므로, 각 트랜스듀서 소자에서 송신된 초음파 신호가 소정 축에 도달하기까지 소요되는 시간이 상이할 수 있다. 따라서, 초음파 진단 장치(1000)는, 각 트랜스듀서 소자들이 송신하는 초음파 신호의 위상 또는 지연 시간을 변화시킴으로써, 도 7에 도시된 바와 같이 두 개의 언포커싱된 푸쉬 신호들을 서로 다른 방향으로 송신할 수 있다. 즉, 두 개의 언포커싱된 푸쉬 신호들을 스티어링하여 송신할 수 있다.
- [0134] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 복수의 트랜스듀서 소자들의 축 방향(axial direction)과 평행한 소정 축 상에서 두 푸쉬 신호들 간의 보강 간섭(constructive interference)이 발생하도록 푸쉬 신호들을 스티어링하여 송신할 수 있다.
- [0135] 초음파 진단 장치(1000)는, 프로브(1010)에 포함되는 복수의 트랜스듀서 소자들 중에서 인접한 트랜스듀서 소자들의 제1 그룹으로부터 제1 언포커싱된 푸쉬 신호를 송신할 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(1000)는, 프로브(1010)에 포함되는 복수의 트랜스듀서 소자들 중에서 인접한 트랜스듀서 소자들의 제2 그룹으로부터 제2 언포커싱된 푸쉬 신호를 송신할 수 있다.
- [0136] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 제1 언포커싱된 푸쉬 신호와 제2 언포커싱된 푸쉬 신호는 소정 축을 기준으로 대칭되도록 서로 다른 방향으로 송신될 수 있다. 소정 축은 복수의 트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이의 중심

을 지나고 복수의 트랜스듀서 소자들의 축 방향과 평행한 중심축일 수 있다. 예를 들어, 제1 언포커싱된 푸쉬 신호는 소정축을 기준으로 $+\theta^\circ$ 기울어진 방향으로 송신되고, 제2 언포커싱된 푸쉬 신호는 소정 축을 기준으로 $-\theta^\circ$ 기울어진 방향으로 송신될 수 있다.

- [0137] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 복수의 트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이의 중심을 기준으로 아포다이제이션(apodization) 함수가 적용된 세기를 갖는 적어도 두 언포커싱 푸쉬 신호들을 대상체로 송신할 수 있다. 즉, 초음파 진단 장치(1000)로부터 송신되는 언포커싱된 푸쉬 신호들은, 복수의 트랜스듀서 소자들 각각으로부터 송신되는 복수의 초음파 신호들을 포함할 수 있다. 복수의 트랜스듀서 소자들은, 복수의 트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이의 중심에 위치한 트랜스듀서 소자로부터 끝에 위치한 트랜스듀서 소자로 갈수록 세기가 감소되는 복수의 초음파 신호들을 송신할 수 있다.
- [0138] 본 발명의 일 실시예에 따라, 적어도 두 언포커싱된 푸쉬 신호들을 송신하는 방법과 관련하여서는, 후에 도 7 및 8을 참조하여 보다 구체적으로 설명한다.
- [0139] 단계 S620 및 단계 S630에서, 초음파 진단 장치(1000)는 단계 S610에서 송신된 푸쉬 신호에 의해 전단파가 생성된 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하고, 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 대상체로부터 수신할 수 있다.
- [0140] 단계 S640에서, 초음파 진단 장치(1000)는 단계 S620에서 수신된 응답 신호에 기초하여 대상체의 탄성 영상을 생성할 수 있다.
- [0141] 예를 들어, 초음파 장치(1000)는 응답 신호를 이용하여, 대상체 내의 각 영역에서의 전단파의 전파 속도를 알 수 있다. 그리고 초음파 장치(1000)는 전단파의 전파 속도를 이용하여 탄성 영상을 생성할 수 있다.
- [0142] 일반적인 신체 조직의 탄성도는 전단파의 전파 속도의 제곱에 비례하므로 정상 조직보다 탄성도가 큰 종양에서 전단파의 속도가 빨라진다. 즉, 정상 조직보다 탄성도가 큰 종양에서 전단파의 속도가 빨라질 수 있다. 초음파 장치(1000)는 전단파의 전파 속도를 색상에 매핑하거나 전단파 계수(shear modulus)를 색상에 매핑함으로써, 탄성 영상을 생성할 수 있다.
- [0143] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 초음파 장치(1000)는, B 모드 영상 위에 탄성 영상을 중첩하여 표시할 수 있다. 이때, 본 발명의 일 실시예에 의하면, 초음파 장치(1000)는 B 모드 영상 위에 탄성 영상을 반투명 상태로 표시할 수도 있다.
- [0144] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따라 서로 다른 방향으로 송신되는 언포커싱된 푸쉬 신호들을 설명하기 위한 도면이다.
- [0145] 도 7에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 복수의 트랜스듀서 소자들(701, 702)은, 복수의 트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이의 중심을 기준으로 동일한 개수의 인접한 트랜스듀서 소자들을 포함하는 제1 그룹(701) 및 제2 그룹(702)으로 구분될 수 있다.
- [0146] 이 때, 제1 그룹(701)으로부터 송신되는 제1 언포커싱된 푸쉬 신호(711)와 제2 그룹(702)으로부터 송신되는 제2 언포커싱된 푸쉬 신호(712)는 소정 축(705)을 기준으로 대칭되도록 서로 다른 방향으로 송신될 수 있다. 예를 들어, 제1 언포커싱 푸쉬 신호와 제2 언포커싱 푸쉬 신호는 복수의 트랜스듀서 소자들의 축 방향을 기준으로 상반된 방향으로 동일한 각도의 크기로 스티어링된 것일 수 있다.
- [0147] 도 7에는 각각 $+\theta^\circ$ 및 $-\theta^\circ$ 로 스티어링된 두 개의 언포커싱된 푸쉬 신호들이 도시된다.
- [0148] 도 7에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 동일한 시간에 소정축 상에 도달하도록 스티어링된 언포커싱된 푸쉬 신호들을 송신함으로써 푸쉬 신호의 축 방향 폭을 좁게 만들 수 있다.
- [0149] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호의 축 방향 프로파일은 균일(uniform)하도록 푸쉬 신호를 조절하여 송신할 수 있다. 도 4 및 5의 축 방향 빔 프로파일(420, 520)에 도시된 바와 같이, 불균일하게(non-uniformly) 형성되는 푸쉬 신호의 세기 프로파일 때문에 대상체 내부의 깊이에 따라 푸쉬 신호에 의해 생성되는 전단파의 크기가 달라진다.
- [0150] 따라서, 푸쉬 신호가 인가되는 방향의 수직 방향(즉, 축 방향)으로 진행되는 전단파의 전파 속도가 깊이에 따라 달라지므로, 시간 불규일 평면 파면(time-invariant plane wave front)을 가정하고 계산되는 전단파의 전파 속도 추정값에 오차가 포함된다. 반면에, 푸쉬 신호의 축 방향 빔 프로파일을 균일하게 만들면, 관심 깊이(DOI: depths of interest) 내에서는 축방향으로 균일한 속도로 진행하는 평면 전단파(plane shear wave)를 가정할

수 있으므로 깊이에 따라 보다 정확한 전파 속도를 계산할 수 있게 된다.

- [0151] 그러므로, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호를 송신하기 위해 이용되는 트랜스듀서 소자들에게 인가되는 전기적 신호의 진폭 및 시간 지연 중 적어도 하나를 조절함으로써 푸쉬 신호의 축 방향 빔 프로파일을 균일하게 만들 수 있다. 또는, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 각각의 트랜스듀서 소자들에 대해서 서로 다른 전기적 신호를 인가함으로써 푸쉬 신호의 축 방향 빔 프로파일을 균일하게 만들 수 있다.
- [0152] 예를 들어, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 복수의 트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이의 중심을 기준으로 아포다이제이션(apodization) 함수가 적용된 적어도 두 개의 언포커싱 푸쉬 신호들을 대상체로 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 아포다이제이션 함수를 적용함으로써 깊이에 따라 푸쉬 신호의 세기를 조절할 수 있다.
- [0153] 도 4 및 5의 축 방향 빔 프로파일(420, 520)에 도시된 바와 같이, 특정 깊이에 푸쉬 신호의 에너지가 집중됨으로써, 대상체의 표면으로부터 가까운 깊이에서 (즉, 가까운 깊이에서(near depth)) 상대적으로 푸쉬 신호의 세기가 약해지는 것을 확인할 수 있다.
- [0154] 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 이를 보정하기 위해서, 푸쉬 신호를 송신하는 복수의 트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이 내에서 가장 중앙에 위치한 트랜스듀서 소자를 기준으로 아포다이제이션 함수를 적용할 수 있다. 예를 들어, 아포다이제이션 함수로서, 해닝 윈도우(hanning window) 함수와 같이 중앙으로부터 양 끝으로 갈수록 값이 줄어드는(즉, 테이퍼링(tapering)되는) 함수가 이용될 수 있다. 예를 들어, 푸쉬 신호를 송신하기 위해 이용되는 트랜스듀서 소자들의 길이에 1배, 1.25배, 1.5배, 또는 2 배 길이의 아포다이제이션 함수가 이용될 수 있다.
- [0155] 도 7의 그래프(707)에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 복수의 트랜스듀서 소자들로부터 송신되는 초음파 신호들의 세기에 대해 아포다이제이션 함수를 적용할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 복수의 트랜스듀서 소자들이 배열된 어레이의 중심에 위치한 트랜스듀서 소자로부터 끝에 위치한 트랜스듀서 소자로 갈수록 세기가 감소되는 복수의 초음파 신호들을 송신할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따라 중앙에 위치한 트랜스듀서 소자를 중심으로 양 끝으로 갈수록 상대적으로 감소되는 전기적 신호들을 각 트랜스듀서 소자에 인가함으로써, 복수의 트랜스듀서 소자들이 송신하는 푸쉬 신호의 축 방향 빔프로파일을 균일하게 할 수 있다.
- [0156] 도 8에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 복수의 트랜스듀서 소자들에 대해 시간 지연을 적용함으로써 스티어링된 푸쉬 신호(steered push signal)를 송신할 수 있다.
- [0157] 그래프(801)는 초음파 진단 장치(1000)가 복수의 트랜스듀서 소자들로부터 스티어링되지 않은 언포커싱된 푸쉬 신호를 대상체로 송신하는 경우 각 트랜스듀서 소자에게 적용되는 시간 지연을 도시한다. 그래프(801)에 도시된 바와 같이, 스티어링되지 않은 언포커싱된 푸쉬 신호를 송신하기 위해서는, 초음파 진단 장치(1000)는 모든 트랜스듀서 소자들에 대해서 시간 지연을 적용하지 않을 수 있다.
- [0158] 그래프(802)는 초음파 진단 장치(1000)가 복수의 트랜스듀서 소자들로부터 대상체 내부의 한 점으로 포커싱된 푸쉬 신호를 대상체로 송신하는 경우 각 트랜스듀서 소자에게 적용되는 시간 지연을 도시한다.
- [0159] 그래프(803)는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)가 두 언포커싱된 푸쉬 신호들 간의 보강 간섭이 중심축 상에서 발생하도록 두 언포커싱된 푸쉬 신호를 서로 다른 방향으로 송신하는 경우 각 트랜스듀서 소자에게 적용되는 시간 지연을 도시한다. 그래프(803)에 도시된 바와 같이, 초음파 진단 장치(1000)는, 각 트랜스듀서 소자들에 대해 적용되는 시간 지연이 중심 소자를 기준으로 서로 대칭되고, 인접한 트랜스듀서 소자들 간에 적용되는 시간 지연 차이가 일정하도록, 복수의 트랜스듀서 소자들에게 시간 지연을 적용할 수 있다. 그래프(803)에 도시된 바와 같이 복수의 트랜스듀서 소자들에게 시간 지연을 적용할 경우, 초음파 진단 장치(1000)로부터 송신되는 두 언포커싱된 푸쉬 신호들은 중심축 상에서 대칭되도록 서로 다른 각도로 스티어링될 수 있다.
- [0160] 도 8은 푸쉬 신호를 송신하기 위해서 24개의 트랜스듀서 소자들을 이용하는 경우 각 트랜스듀서 소자에 적용되는 시간 지연을 도시하고 있으나, 본 발명은 이에 한정되지 않으며, 다양한 개수의 트랜스듀서 소자들을 이용하여 푸쉬 신호를 송신할 수 있다.
- [0161] 도 4 및 도 5에 도시된 바와 같이, 적은 수의 트랜스듀서 소자들을 사용할수록 언포커싱된 푸쉬 신호의 축 방향

폭은 감소하게 된다. 그러나, 적은 수의 트랜스듀서 소자들을 사용할수록 푸쉬 신호의 세기 또한 감소하게 되므로, 신호대잡음비가 저하되는 문제점이 있다.

- [0162] 반면에, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 좁은 폭을 갖는 동시에 큰 세기를 갖는 푸쉬 신호를 송신할 수 있다. 또한, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 사용되는 트랜스듀서 소자들의 수에 관계없이 좁은 폭을 갖는 푸쉬 신호를 송신할 수 있으므로 사용가능한 트랜스듀서 소자들의 수에 제한이 없어진다. 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따르면 보다 많은 트랜스듀서 소자들을 사용하여 더 큰 전단파를 생성할 수 있다.
- [0163] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따라 송신되는 언포커싱된 푸쉬 신호들의 세기 맵(910)과 축 방향 빔 프로파일(920)을 도시한다. 도 9에도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 좁은 폭을 갖는 동시에 큰 세기를 갖는 푸쉬 신호를 송신할 수 있다.
- [0164] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 대상체 내에 생성된 전단파에 대해 추가적으로 푸쉬 신호를 송신함으로써 기존의 전단파와 새롭게 생성된 전단파를 중첩시킬 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 중첩된 전단파를 생성함으로써 신호대잡음비(SNR) 및 탄성 영상의 정확도를 향상시킬 수 있다.
- [0165] 모든 초음파 시스템에는 측정 오차(measurement error)와 시스템 잡음(system noise)이 존재한다. 따라서, 이러한 오차 및 잡음보다 초음파 시스템이 측정하고자 하는 신호의 크기가 클수록 신호대잡음비는 증가하고 탄성 영상의 정확도가 향상된다. 그러나, 초음파 진단 장치가 푸쉬 신호를 송신함으로써 대상체 내에 생성할 수 있는 전단파의 크기는, 대상체의 안정성이나 시스템의 자원(resources)의 제한 등의 이유로 제한된다.
- [0166] 또한, 한 번의 푸쉬 신호의 송신에 의해 생성할 수 있는 전단파의 크기는 제한되어 있고, 전단파는 대상체 내부에서 전파됨에 따라 그 크기가 감쇠하므로, 원하는 만큼의 높은 신호대잡음비를 얻는 것이 어렵다.
- [0167] 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 대상체 내부에서 전파되고 있는 전단파에 기초하여 추가적인 푸쉬 신호를 송신함으로써 추가적인 전단파를 생성할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따르면, 이전에 전파되고 있었던 전단파와 새롭게 생성된 추가적인 전단파가 중첩됨으로써, 관찰하고자 하는 전단파의 크기가 증폭된다.
- [0168] 전단파의 전파에 따라 푸쉬 신호를 추가로 송신하는 구체적인 방법과 관련하여서는, 이하, 도 10 내지 12를 참조하여 보다 구체적으로 설명한다.
- [0169] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법의 흐름도이다.
- [0170] 도 10에 도시된 탄성 영상 생성 방법은 도 2에 도시된 초음파 진단 장치(1000)에 의해 수행될 수 있다. 구체적으로 단계 S101 및 S102은 도 2의 프로브(1010) 및 송신부(1021)에서 수행될 수 있으며, 단계 S103은 도 2의 프로브(1010) 및 초음파 송수신부(1020)에서 수행될 수 있고, 단계 S104는 도 2의 영상 처리부(1030)에서 수행될 수 있다. 따라서, 도 2에 대한 설명은 도 10에 도시된 탄성 영상 생성 방법에도 적용될 수 있으며, 중복되는 설명은 생략한다.
- [0171] 단계 S101에서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 제1 푸쉬 신호를 대상체로 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 복수의 트랜스듀서 소자들 중 적어도 하나의 트랜스듀서를 이용하여 대상체로 제1 푸쉬 신호를 송신함으로써 대상체 내부에 제1 전단파를 생성할 수 있다.
- [0172] 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(1010)에 포함된 모든 트랜스듀서 소자들을 이용하여 제1 푸쉬 신호를 송신할 수 있으며, 복수의 트랜스듀서 소자들을 구성하는 복수의 서브셋들 중 적어도 하나의 서브셋에 포함되는 트랜스듀서 소자들을 이용하여 제1 푸쉬 신호를 송신할 수 있다.
- [0173] 단계 S102에서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 제1 푸쉬 신호에 의해 대상체 내부에 생성된 제1 전단파의 전파에 대한 정보에 기초하여, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 제2 푸쉬 신호를 대상체로 송신할 수 있다.
- [0174] 초음파 진단 장치(1000)는 제1 전단파와 보강 간섭되는 제2 전단파를 생성하는 제2 푸쉬 신호를 송신할 수 있다. 예를 들어, 제1 전단파의 전파에 대한 정보는, 제1 전단파의 전파 속도 또는 소정 시점에서 제1 전단파의 파면의 위치를 포함할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 제1 전단파의 진행에 따라 제2 푸쉬 신호를 추가로 송신함으로써 대상체 내부에 전파되고 있는 제1 전단파와 제2 푸쉬 신호에 의해 새롭게 생성된 제2 전단파 간의 중첩을 유도할 수 있다.

- [0175] 일 예로서, 제1 전단파의 전파에 대한 정보는, 미리 저장된 정보일 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 대상체 내부에서 소정 푸쉬 신호를 송신함으로써 생성되는 전단파의 전파 특성을 미리 저장하여둘 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는, 대상체의 신체 정보 또는 인체 부위별로 전단파의 전파 특성을 미리 저장하여 둘 수 있다. 예를 들어, 신체 정보는 성별, 키, 몸무게, 나이 등을 포함할 수 있고, 인체 부위는 간, 복부, 유방, 너 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0176] 다른 예로서, 초음파 진단 장치(1000)는, 제1 푸쉬 신호를 송신한 후, 제2 푸쉬 신호를 송신하기 전에, 제1 전단파의 전파에 대한 정보를 획득하기 위한 검출 초음파 신호를 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 송신된 검출 초음파 신호의 응답 신호를 수신하고, 응답 신호로부터 제1 전단파의 전파에 대한 정보를 추출할 수 있다.
- [0177] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 제1 전단파의 전파에 대한 정보에 기초하여 제2 푸쉬 신호가 송신되는 위치 및 제2 푸쉬 신호를 송신하는 시간 중 적어도 하나를 조절할 수 있다. 제1 전단파의 전파에 대한 정보에 기초하여 제2 푸쉬 신호를 송신하는 구체적인 방법과 관련하여서는, 후에 도 11 및 12를 참조하여 보다 구체적으로 설명한다.
- [0178] 단계 S103에서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 제1 전단파가 존재하고, 제2 푸쉬 신호에 의해 제2 전단파가 생성된 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 송신된 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 대상체로부터 수신할 수 있다.
- [0179] 초음파 진단 장치(1000)는, 제1 전단파와 제2 전단파가 보강 간섭된 전단파가 존재하는 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신할 수 있다.
- [0180] 단계 S104에서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 응답 신호에 기초하여 대상체의 탄성 영상을 생성할 수 있다.
- [0181] 예를 들어, 초음파 장치(1000)는 응답 신호를 이용하여, 대상체 내의 각 영역에서의 전단파의 전파 속도를 알 수 있다. 그리고 초음파 장치(1000)는 전단파의 전파 속도를 이용하여 탄성 영상을 생성할 수 있다.
- [0182] 초음파 장치(1000)는 전단파의 전파 속도를 색상에 매핑하거나 전단파 계수(shear modulus)를 색상에 매핑함으로써, 탄성 영상을 생성할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 의하면, 초음파 장치(1000)는, B 모드 영상 위에 탄성 영상을 중첩하여 표시할 수 있다
- [0183] 도 11 및 12는 본 발명의 일 실시예에 따라 적응적으로 송신되는 푸쉬 신호들을 설명하기 위한 도면이다.
- [0184] 일 예로서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 제1 전단파의 전파에 대한 정보에 기초하여 제2 푸쉬 신호가 송신되는 위치를 조절할 수 있다. 도 11에 도시된 바와 같이, 초음파 진단 장치(1000)는 대상체 내부에서 전파되고 있는 전단파의 파면의 위치를 고려하여 추가적인 푸쉬 신호를 송신함으로써 추가적인 전단파를 생성할 수 있다.
- [0185] 먼저, 초음파 진단 장치(1000)는 복수의 트랜스듀서 소자들(115) 중 적어도 하나의 트랜스듀서로부터 대상체로 제1 푸쉬 신호(111)을 송신함으로써 대상체 내부에 제1 전단파를 생성할 수 있다.
- [0186] 다음으로, 초음파 진단 장치(1000)는, 제1 전단파의 파면(113)의 위치에 기초하여 복수의 트랜스듀서 소자들(115) 중 적어도 하나의 트랜스듀서로부터 대상체로 제2 푸쉬 신호(112)을 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 제1 전단파의 파면(113)의 위치에 기초하여 제1 전단파와 보강 간섭되는 제2 전단파를 생성하기 위한 제2 푸쉬 신호(112)를 송신할 수 있다.
- [0187] 초음파 진단 장치(1000)는, 제1 전단파의 전파 속도에 기초하여, 적응적으로 제2 푸쉬 신호의 송신 위치를 조절할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 결정되는 제2 푸쉬 신호의 송신 위치에 기초하여, 복수의 트랜스듀서 소자들(115) 중에서 어떠한 위치의 트랜스듀서 소자들을 몇 개나 사용하여 제2 푸쉬 신호를 송신할지 결정할 수 있다.
- [0188] 도 11에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 이전에 전파되고 있었던 제1 전단파(113)와 새롭게 생성된 추가적인 전단파가 중첩됨으로써, 크기가 증폭된 전단파(114)가 관찰된다. 초음파 진단 장치(1000)는 대상체 내부의 관심 영역(110)의 측 방향으로 복수의 푸쉬 신호들을 순차적으로 송신함으로써, 결과적으로 관심 영역 전체에 대해서 탄성 영상을 생성할 수 있다. 도 11은, 왼쪽에서 오른쪽으로 송신 위치를 변경하면서 5회에 걸쳐 푸쉬 신호를 송신하는 경우를 도시한다.

[0189] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)가 일정한 시간 간격 t 를 갖도록 복수의 푸쉬 신호들을 송신하는 경우, 이전 푸쉬 신호에 의해 생성된 전단파의 전파 속도에 기초하여 다음 푸쉬 신호가 송신될 위치를 결정할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)가 i 번째 푸쉬 신호에 의해 생성된 전단파를 고려하여, $i+1$ 번째 푸쉬 신호를 송신하는 경우를 예로 들어 설명한다.

[0190] i 번째 푸쉬 신호와 $i+1$ 번째 푸쉬 신호 간의 거리 간격 $D(i)$ 는 다음의 수학식 6에 의해 획득될 수 있다. 수학식 6에서 $Cs(i)$ 는 i 번째 푸쉬 신호에 의해 생성된 전단파의 전파 속도이다. 전단파의 전파 속도는 미리 정의된 고정 값이거나, 대상체의 신체 정보 또는 인체 부위별로 미리 저장된 값이거나, 이전 측정을 통해 추정된 값일 수 있다.

수학식 6

$$D(i) = Cs(i) \cdot t$$

[0191]

[0192] 다른 예로서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 제1 전단파의 전파에 대한 정보에 기초하여 제2 푸쉬 신호를 송신하는 시점을 조절할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 대상체 내부에서 전파되고 있는 전단파의 전파 속도를 고려하여 추가적인 푸쉬 신호를 송신함으로써 추가적인 전단파를 생성할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 푸쉬 신호에 의해 생성된 전단파의 전파 속도에 기초하여, 추가적인 푸쉬 신호를 송신할 시점을 결정할 수 있다.

[0193] 먼저, 초음파 진단 장치(1000)는 복수의 트랜스듀서 소자들 중 적어도 하나의 트랜스듀서 소자로부터 대상체로 제1 푸쉬 신호를 송신함으로써 제1 전단파를 생성할 수 있다.

[0194] 다음으로, 초음파 진단 장치(1000)는, 제1 전단파의 전파 속도에 기초하여 복수의 트랜스듀서 소자들(115) 중 적어도 하나의 트랜스듀서로부터 대상체로 제2 푸쉬 신호를 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 제1 전단파의 전파 속도에 기초하여, 적응적으로 제2 푸쉬 신호의 송신 시점을 조절할 수 있다.

[0195] 도 12에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 콤브 푸쉬 신호 세트들을 교대로 인가할 수 있다. 콤브 푸쉬 신호 세트는, 콤브 형태로 이격되어 배치된 복수의 푸쉬 신호들로 구성된다. 초음파 진단 장치(1000)는 둘 이상의 콤브 형태의 푸쉬 신호 세트들을 설정하고, 콤브 푸쉬 신호 세트(121)를 송신한 후, 다음 콤브 푸쉬 신호 세트(122)를 송신하기 위한 최적의 송신 시점을 결정할 수 있다.

[0196] 초음파 진단 장치(1000)는, 콤브 푸쉬 신호 세트(121)에 의해 생성된 제1 전단파의 전파 속도를 추정하고, 추정된 전파 속도에 기초하여 적응적으로 다음 콤브 푸쉬 신호 세트(122)의 송신 시점을 결정할 수 있다. 도 12에는 두 개의 콤브 푸쉬 신호 세트들을 이용하는 경우가 도시된다.

[0197] 도 12에 도시된 바와 같이, 초음파 진단 장치(1000)는 제1 콤브 푸쉬 신호 세트(121)를 송신하고, 제1 콤브 푸쉬 신호 세트(121)에 의해 생성된 전단파의 전파 속도를 추정하고, 추정된 전단파의 전파 속도에 기초하여 결정된 시점에 제2 콤브 푸쉬 신호 세트(122)를 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 추정된 전단파의 전파 속도를 바탕으로 최적의 푸쉬 신호의 송신 시점을 조정함으로써, 전체 관심 영역(105)에서 연속적으로 전파되는 전단파의 크기를 증폭할 수 있다. 도 12에서 화살표는 각 전단파의 전파 방향을 나타낸다.

[0198] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 고정된 위치에서 복수의 푸쉬 신호들을 송신하고, 이전 푸쉬 신호에 의해 생성된 전단파의 전파 속도에 기초하여 다음 푸쉬 신호를 송신할 시점을 결정할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)가 i 번째 푸쉬 신호에 의해 생성된 전단파를 고려하여, $i+1$ 번째 푸쉬 신호를 송신하는 경우를 예로 들어 설명한다.

[0199] i 번째 푸쉬 신호와 $i+1$ 번째 푸쉬 신호 간의 송신 시점 간격 $t(i)$ 는 다음의 수학식 7에 의해 획득될 수 있다.

수학식 7

$$t(i) = \frac{D(i)}{Cs(i)}$$

[0200]

[0201]

수학식 7에서 $D(i)$ 는 i 번째 푸쉬 신호의 송신 위치와 $i+1$ 번째 푸쉬 신호의 송신 위치 간의 거리이다. 초음파 진단 장치(1000)가 고정된 위치에서 복수의 푸쉬 신호들을 송신하는 경우, i 번째 푸쉬 신호의 송신 위치와 $i+1$ 번째 푸쉬 신호의 송신 위치 간의 거리 $D(i)$ 는 미리 알고 있는 값이다. 예를 들어, 도 12에 도시된 바와 같이 콤프 형태의 푸쉬 신호들을 교대로 송신하는 경우, 이전 콤프 푸쉬 신호 세트에 포함되는 인접한 두 개의 푸쉬 신호들의 중간 위치에 다음 푸쉬 신호 세트들에 포함되는 푸쉬 신호들이 송신된다.

[0202]

수학식 7에서 $Cs(i)$ 는 i 번째 푸쉬 신호에 의해 생성된 전단파의 전파 속도이다. 전단파의 전파 속도는 미리 정의된 고정 값이거나, 대상체의 신체 정보 또는 인체 부위별로 미리 저장된 값이거나, 이전 측정을 통해 추정된 값일 수 있다.

[0203]

한편, 일반적인 초음파 진단 장치는, 포커싱된 푸쉬 신호(focused push beam) 또는 언포커싱된 푸쉬 신호(unfocused push beam)를 송신하기 위하여, 모든 활성화 트랜스듀서 소자들(active transducer element)을 동시에 구동하여 일정 시간 동안 특정 위치(예를 들어, 특정 점, 선 또는 면)에 푸쉬 신호를 송신하고, 동시에 푸쉬 신호의 송신을 중단한다. 활성화 트랜스듀서 소자들이란, 소정 푸쉬 신호를 송신하는데 이용되는 트랜스듀서 소자들을 의미할 수 있다.

[0204]

초음파 진단 장치는, 초음파 신호를 송신하기 위해서, 프로브에 포함되는 복수의 트랜스듀서 소자들 중에서 일부 트랜스듀서 소자들만을 이용하거나, 한번에 모든 트랜스듀서 소자들을 이용할 수 있다. 따라서, 활성화 트랜스듀서 소자들은, 송신되는 푸쉬 신호의 종류나 특성에 따라 프로브에 포함되는 복수의 트랜스듀서 소자들 전체를 포함하거나 일부 트랜스듀서 소자들만을 포함할 수 있다.

[0205]

푸쉬 신호에 의해 생성되는 전단파의 형태 및 특성은 푸쉬 신호의 빔 프로파일에 의해 결정된다. 예를 들어, 전단파의 중심 주파수(center frequency) 및 대역폭(bandwidth) 등이 전단파의 특성에 포함될 수 있다. 대상체 내부에 생성된 전단파를 검출하기 위한 초음파 진단 장치의 요구 조건(예를 들어, 전단파를 검출하기 위해 송수신되는 검출 초음파 신호의 최소 프레임 레이트 등)은, 생성되는 전단파의 진행을 관찰하기에 충분하도록 수동적으로 결정될 수 있다.

[0206]

이 때, 모든 활성화 트랜스듀서 소자들을 동시에 구동하여 송신되는 푸쉬 신호에 의해 전단파를 생성하는 일반적인 방법에 의하면, 생성된 전단파를 검출하기 위해서 요구되는 초음파 진단 장치에 대한 제한 조건이 많아진다. 또한 전단파의 형태가 고정되어 있으므로, 푸쉬 신호를 한 번 송신하여 관측될 수 있는 전단파의 신호대잡음비 또한 고정된다.

[0207]

따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 각 트랜스듀서 소자의 구동을 시간에 따라 서로 다르게 제어함으로써, 생성되는 전단파의 형태 및 특성을 원하는대로 조절할 수 있다. 구체적으로, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 푸쉬 신호를 송신하는데 이용되는 활성화 트랜스듀서 소자들에 포함되는 각 트랜스듀서 소자의 온오프 타이밍을 제어함으로써, 푸쉬 신호에 의해 생성되는 전단파의 형태를 조절할 수 있다. 이하, 도 13 내지 16을 참조하여, 본 발명의 일 실시예에 따라 초음파 진단 장치(1000)가 전단파의 형태 및 특성을 제어하는 방법에 대해 구체적으로 설명한다.

[0208]

도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법의 흐름도이다.

[0209]

도 13에 도시된 탄성 영상 생성 방법은 도 2에 도시된 초음파 진단 장치(1000)에 의해 수행될 수 있다. 구체적으로 단계 S131 및 S132는 도 2의 프로브(1010) 및 송신부(1021)에서 수행될 수 있으며, 단계 S133은 도 2의 프로브(1010) 및 초음파 송수신부(1020)에서 수행될 수 있고, 단계 S134는 도 2의 영상 처리부(1030)에서 수행될 수 있다. 따라서, 도 2에 대한 설명은 도 10에 도시된 탄성 영상 생성 방법에도 적용될 수 있으며, 중복되는 설명은 생략한다.

[0210]

단계 S131에서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 복수의 초음파 신호들을 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 활성화 트랜스듀서 소자들을 이용하여, 복수의 초

음과 신호들을 포함하는 푸쉬 신호를 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 푸쉬 신호를 송신하기 위해서, 복수의 트랜스듀서 소자들 중에서 일부 트랜스듀서 소자들만을 활성화 트랜스듀서 소자들로서 이용할 수 있다.

- [0211] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)가 송신하는 푸쉬 신호는, 지향성을 갖는 푸쉬 빔의 형태를 가질 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)에서 대상체로 송신되는 푸쉬 신호는 푸쉬 신호의 축 방향 폭을 복수 개로 나누는 초음파 신호들로 구성될 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 어퍼처(aperture)들을 통해 각각의 초음파 신호를 송신하도록 구성되며, 각각의 어퍼처를 중첩(superposition)함으로써 전체 활성화 트랜스듀서 소자들을 모두 구동하여 푸쉬 빔을 송신할 수 있다.
- [0212] "어퍼처"란, 초음파 신호들이 송신될 수 있는 개념적인 "개구"(conceptual "opening")를 의미할 수 있다. 어퍼처는, 초음파 진단 장치(1000)에 의해서 공통 그룹으로서 집합적으로 관리되는 트랜스듀서 소자들의 그룹일 수 있다. 예를 들어, 어퍼처는, 인접한 어퍼처에 포함되는 트랜스듀서 소자들과 물리적으로 구분될 수 있는 트랜스듀서 소자들의 그룹을 포함할 수 있다. 그러나, 인접한 어퍼처들은 반드시 물리적으로 구분될 필요는 없다.
- [0213] 일 예로서, 2개의 어퍼처들은, 트랜스듀서 소자들이 연속적으로 배열된 어레이 상에서 서로 인접하게 위치될 수도 있다. 다른 예로서, 2개의 어퍼처들은 어레이 상에서 서로 중첩할 수 있다. 따라서, 적어도 하나의 트랜스듀서 소자는 2개의 어퍼처들의 일부로서 기능할 수 있다. 어퍼처에 포함되는 트랜스듀서들의 위치, 개수 및 어퍼처의 물리적 크기는, 특정 어플리케이션에 대해서 필요한 임의의 방식으로 동적으로 정의될 수 있다.
- [0214] 단계 S132에서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 초음파 신호들의 송신을 소정 방향에 따라 순차적으로 중단할 수 있다. 예를 들어, 소정 방향은, 축 방향을 포함할 수 있다. 축 방향은, 푸쉬 신호를 송신하는 복수의 트랜스듀서 소자들이 나열된 방향으로, 스티어링되지 않은 푸쉬 신호가 송신되는 방향에 수직인 방향일 수 있다.
- [0215] 초음파 진단 장치(1000)는 전체 활성화 트랜스듀서 소자들을 모두 구동하여 푸쉬 신호를 송신한 후, 제1 초음파 신호를 송신하는 어퍼처부터 제N 초음파 신호를 송신하는 어퍼처까지 순차적으로, 초음파 신호의 송신을 중단할 수 있다. 활성화 트랜스듀서 소자들이 배열된 축 방향에 따라 양 끝에서 송신되는 두 개의 초음파 신호들 중 하나를 제1 초음파 신호라 하고, 나머지 하나를 제N 초음파 신호라고 할 수 있다.
- [0216] 다시 말해서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 축 방향으로 나열된 초음파 신호들을 포함하는 푸쉬 신호를 송신함으로써, 대상체 내부에 전단파를 생성할 수 있다. 이 때, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 축 방향으로 나열된 어퍼처들을 통하여 초음파 신호들을 동시에 송신하기 시작하여, 각 초음파 신호를 서로 다른 시간 주기 동안 송신할 수 있다. 각 초음파 신호가 송신되는 시간 주기는 축 방향에 따라 증가되거나 감소될 수 있다. 예를 들어, 푸쉬 신호가 N개의 초음파 신호들로 구성되고, 푸쉬 신호의 축 방향 끝에 나열된 두 개의 초음파 신호들 중 어느 하나를 제1 초음파 신호라 하고, 나머지 하나를 제N 초음파 신호라 하고, 제1 초음파 신호와 제N 초음파 신호 사이에 위치한 초음파 신호들을 순차적으로 제2 초음파 신호, 제3 초음파 신호, ... 제N-1 초음파 신호라고 하자. 본 발명의 일 실시예에 따르면, 각 초음파 신호가 송신되는 시간 주기는 제1 초음파 빔부터 제N 초음파 빔으로 갈수록 증가되거나 감소될 수 있다.
- [0217] 단계 S133에서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 초음파 신호들의 송신에 의해 전단파가 생성된 대상체에 대하여 검출 초음파 신호를 송신하고, 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 대상체로부터 수신할 수 있다.
- [0218] 단계 S134에서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 응답 신호에 기초하여 대상체의 탄성 영상을 생성할 수 있다.
- [0219] 예를 들어, 초음파 장치(1000)는 응답 신호를 이용하여, 대상체 내의 각 영역에서의 전단파의 전파 속도를 알 수 있다. 그리고 초음파 장치(1000)는 전단파의 전파 속도를 이용하여 탄성 영상을 생성할 수 있다.
- [0220] 초음파 장치(1000)는 전단파의 전파 속도를 색상에 매핑하거나 전단파 계수(shear modulus)를 색상에 매핑함으로써, 탄성 영상을 생성할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 의하면, 초음파 장치(1000)는, B 모드 영상 위에 탄성 영상을 중첩하여 표시할 수 있다.
- [0221] 도 14는 본 발명의 일 실시예에 따라 전단파의 형상을 조정하기 위하여 푸쉬 신호를 인가하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0222] 도 14에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따라 송신되는 푸쉬 신호는, 지향성을 갖는 푸쉬 빔의 형태

를 가질 수 있으며, 푸쉬 빔의 측 방향 빔 폭을 복수 개로 나누는 초음파 빔들로 구성될 수 있다.

- [0223] 도 14에는, 복수의 활성화 트랜스듀서 소자들(145)을 포함하는 6개의 어퍼처들을 통해 송신되는, 6 개의 초음파 신호들(141-1, 141-2, 141-3, 141-4, 141-5, 141-6)로 구성되는 푸쉬 빔(140)이 도시되지만, 본 발명은 도 14에 도시된 어퍼처들의 개수 및 초음파 빔들의 개수에 제한되지 않는다.
- [0224] 도 14에 도시된 바와 같이, 푸쉬 신호(140)는 트랜스듀서 소자들이 배열된 측 방향(x축 방향)으로 배치되는 초음파 신호들(141-1, 141-2, 141-3, 141-4, 141-5, 141-6)로 구성될 수 있다. 도 14에서 x축은 트랜스듀서 소자들이 배열된 측 방향 축을 의미하고, t축은 트랜스듀서 소자들로부터의 초음파 신호의 송신 및 송신의 중단 시점을 나타내는 시간축을 의미한다.
- [0225] 도 14에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 복수의 트랜스듀서 소자들로부터 대상체로의 초음파 신호들(141-1, 141-2, 141-3, 141-4, 141-5, 141-6)의 송신을 측 방향에 따라 순차적으로 중단할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 제1 어퍼처를 통한 제1 초음파 신호(141-1)의 송신을 시간 t1에 중단하고, 제2 어퍼처를 통한 제2 초음파 신호(141-2)의 송신을 시간 t2에 중단하고, 제3 어퍼처를 통한 제3 초음파 신호(141-3)의 송신을 시간 t3에 중단할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 제4 초음파 신호(141-4), 제 5 초음파 신호(141-5), 및 제 6 초음파 신호(141-6)의 송신을 순차적으로 각각 시간 t4, t5 및 t6에 중단할 수 있다. 다시 말해서, 각 초음파 신호가 송신되는 시간 주기는, 제1 초음파 신호(141-1)으로부터 제6 초음파 신호(141-6)으로 갈수록 증가될 수 있다.
- [0226] 도 15 및 16은 도 14에 도시된 바와 같이 푸쉬 신호에 포함되는 초음파 신호의 송신 중단 시점을 조절함으로써 생성되는 전단파를 설명하기 위한 도면이다.
- [0227] 도 15에 도시된 바와 같이, 인가된 초음파 신호들의 시간 차에 의해서 각각의 초음파 신호에 의해 생성되는 서브 전단파도 시간차를 갖게 된다. 이하, 설명의 편의상, 각각의 초음파 신호에 의해 생성되는 전단파 성분을 서브 전단파라고 한다.
- [0228] 초음파 신호의 송신이 중단되는 방향(도 14 및 15에서는 오른쪽 방향)(이하, 제1 방향)의 반대 방향(이하, 제2 방향)으로 진행되는 서브 전단파들(151)로 구성되는 전단파(161)는 긴 파장을 갖게 된다. 제2 방향으로 진행하는 전단파(161)는 낮은 중심 주파수와 좁은 대역폭을 갖게 된다.
- [0229] 한편, 초음파 신호의 송신이 중단되는 방향(제1 방향)으로 진행되는 서브 전단파들(153)로 구성되는 전단파(163)는, 서브 전단파들(153)의 보강 간섭에 의해 짧은 파장과 큰 진폭을 갖게 된다. 제1 방향으로 진행하는 전단파(163)는 높은 중심 주파수와 넓은 대역폭을 갖게 된다.
- [0230] 따라서, 도 14에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 초음파 신호들의 송신을 소정 방향에 따라 순차적으로 중단함으로써, 소정 방향으로 전파되는 전단파는 큰 진폭을 갖게 된다. 따라서, 소정 방향으로 전파되는 전단파의 신호대잡음비가 향상되어 결과적으로 생성되는 탄성 영상의 정확도를 높일 수 있다.
- [0231] 반면에, 초음파 신호의 송신이 중단되는 방향인 소정 방향의 반대 방향으로 전파되는 전단파는 긴 파장을 갖게 됨으로써 낮은 프레임 레이트를 갖는 초음파 진단 장치에서도 전단파의 검출이 용이해진다. 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 생성되는 전단파의 형태 및 특성을 능동적으로 제어함으로써, 탄성 영상의 정확도를 높이고, 초음파 진단 장치의 전단파 검출 성능에 적합한 전단파를 생성할 수 있다.
- [0232] 한편, 대상체 내부에 생성된 전단파를 검출하기 위하여, 평면 초음파를 송신하는 고속 이미징 시스템(imaging system)의 경우, 송신하는 초음파 신호의 프레임 레이트가 매우 높으므로 전단파 검출에는 매우 유리하다. 다만, 고속 이미징 시스템에 의해 높은 프레임 레이트로 획득된 영상 데이터를 이용하여 생성되는 영상은, 초음파 신호를 대상체의 여러 위치들에 포커싱하여 송수신하는 방식에 비하여 해상도가 나쁘다는 단점이 있다. 따라서, 이러한 단점을 해결하기 위해서는 다수의 프레임들을 조합(compound)하는 방식이 이용될 수 있다. 그러나, 다수의 프레임들을 조합하기 위해서는 연산량이 매우 많이 요구되므로, 낮은 프레임 레이트를 갖는 스캔 라인 기반의 초음파 진단 장치에서는 다수의 프레임들을 조합하는 방식을 구현하기 어려운 경우가 많다.
- [0233] 한편, 패러렐 빔포밍(Parallel beamforming)이 가능한 스캔 라인 기반의 낮은 프레임 레이트를 갖는 초음파 진단 장치는, 송신하는 초음파 신호의 개수를 줄이고, 수신 초음파 신호에 대해서 수신 패러렐 빔포밍(Rx parallel beamforming)을 적용함으로써 필요한 해상도(resolution)만큼 각각의 스캔 라인의 펄스 반복 주파수(PRF)를 충분히 높은 수치로 증가시키는 방법을 이용할 수 있다.

- [0234] 그러나, 패러렐 빔포밍 방식을 이용하는 경우, 연산 속도나 데이터 크기 등이 패러렐 빔포밍 개수에 비례하므로, 패러렐 빔포밍 개수를 증가시키는데 한계가 있다. 또한, 영상의 퀄리티 면에서도, 모든 스캔 라인에 대해 초음파 신호를 송수신하는 일반적인 초음파 진단 장치에 비해, 송신하는 초음파 신호의 개수가 적기 때문에 영상의 해상도와 밝기(contrast)가 낮아진다는 단점이 있다.
- [0235] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 대상체 내부에 발생된 전단파를 검출함에 있어서, 평면파의 송수신을 지원하지 않는 낮은 프레임 레이트를 갖는 초음파 시스템에서도 전단파를 검출할 수 있는 방법을 제안한다. 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 여러 번의 반복 측정에서 얻은 시간적으로 데시메이션(temporally decimation)된 전단파 검출 신호를 조합하여 탄성 영상을 생성하는 기술이다.
- [0236] 도 17은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법의 흐름도이다.
- [0237] 도 17에 도시된 탄성 영상 생성 방법은 도 2에 도시된 초음파 진단 장치(1000)에 의해 수행될 수 있다. 구체적으로 단계 S171, 및 S173은 도 2의 프로브(1010) 및 송신부(1021)에서 수행될 수 있으며, 단계 S172 및 S174은 도 2의 프로브(1010) 및 초음파 송수신부(1020)에서 수행될 수 있고, 단계 S175 및 S176은 도 2의 영상 처리부(1030)에서 수행될 수 있다. 따라서, 도 2에 대한 설명은 도 17에 도시된 탄성 영상 생성 방법에도 적용될 수 있으며, 중복되는 설명은 생략한다.
- [0238] 단계 S171에서 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 복수의 트랜스듀서 소자들로부터 대상체로 푸쉬 신호를 송신함으로써 전단파를 생성할 수 있다.
- [0239] 단계 S172에서 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 푸쉬 신호에 의해 전단파가 생성된 대상체에 대하여, 푸쉬 신호의 송신으로부터 제1 시간 오프셋을 갖는 제1 검출 초음파 신호를 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 제1 검출 초음파 신호에 대한 제1 응답 신호로부터 제1 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다.
- [0240] 단계 S173에서 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 복수의 트랜스듀서 소자들로부터 대상체로 푸쉬 신호를 재송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 단계 S171에서 송신된 푸쉬 신호와 동일한 푸쉬 신호를 재송신함으로써, 단계 S171에서 송신된 푸쉬 신호에 의해 생성된 전단파와 동일한 전단파를 대상체 내부에 생성할 수 있다.
- [0241] 단계 S174에서 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 재송신된 푸쉬 신호에 의해 전단파가 생성된 대상체에 대하여, 푸쉬 신호의 재송신으로부터 제2 시간 오프셋을 갖는 제2 검출 초음파 신호를 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 제2 검출 초음파 신호에 대한 제2 응답 신호로부터 제2 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다.
- [0242] 제1 시간 오프셋과 제2 시간 오프셋은 서로 다를 수 있다. 평면 초음파를 송수신하는 고속 초음파 이미징 시스템은, 높은 프레임 레이트(예를 들어, 1kHz이상의 프레임 레이트)를 지원함으로써 탄성 영상을 생성하기에 충분히 많은 숫자의 영상 프레임들을 포함하는 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다. 그러나, 낮은 프레임 레이트를 지원하는 저속 초음파 이미징 시스템은, 고속 초음파 이미징 시스템과 비교하여, 지원하는 프레임 레이트의 차이에 따라 데시메이션된 적은 숫자의 영상 프레임들을 획득할 수 있다.
- [0243] 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호의 송신과, 전단파를 검출하기 위한 검출 초음파 신호의 송신 간의 시간 오프셋을 다르게 하고, 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 반복하여 수신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 반복하여 수신된 응답 신호들로부터 복수의 초음파 영상 데이터 세트를 획득할 수 있다.
- [0244] 단계 S175에서 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 제1 시간 오프셋 및 제2 시간 오프셋에 기초하여, 제1 초음파 영상 데이터 및 제2 초음파 영상 데이터를 조합할 수 있다.
- [0245] 초음파 진단 장치(1000)는, 제1 초음파 영상 데이터 및 제2 초음파 영상 데이터를 시간적으로 교번하여 배치(interleave)함으로써 제1 초음파 영상 데이터 및 제2 초음파 영상 데이터가 조합된 초음파 영상 데이터를 생성할 수 있다. 제1 초음파 영상 데이터는, 조합된 초음파 영상 데이터 내에, 제1 시간 오프셋에 대응되는 초음파 영상 프레임으로서 삽입될 수 있다. 제2 초음파 영상 데이터는, 조합된 초음파 영상 데이터 내에, 제2 시간 오프셋에 대응되는 초음파 영상 프레임으로서 삽입될 수 있다.
- [0246] 단계 S176에서 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 단계 S175에서 조합된 초음파 영상 데이

터를 이용하여 대상체의 탄성 영상을 생성할 수 있다.

- [0247] 초음파 진단 장치(1000)는, 서로 다른 시간 오프셋들에 대응하는 초음파 영상 데이터 세트들을 조합함으로써, 높은 샘플링 레이트의 전체 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 전체 초음파 영상 데이터를 이용하여 탄성 영상을 생성할 수 있다. 이하, 시간적으로 데시메이션된 초음파 영상 데이터를 조합함으로써 탄성 영상을 생성하는 구체적인 방법과 관련하여, 도 18 내지 21을 참조하여 구체적으로 살펴본다.
- [0248] 도 18은 본 발명의 일 실시예에 따라 진단과를 검출하기 위해서 시간적으로 데시메이션된 스캔 라인 영상 데이터를 획득하는 방법을 설명하기 위한 도면이다. 도 18은, 100Hz의 프레임 레이트를 지원하는 초음파 진단 장치의 경우를 예로 들어 설명한다. 대상체 내부에 발생한 진단과를 검출하기 위하여 최소 1kHz의 프레임 레이트로 초음파 영상 데이터를 획득할 것이 요구된다고 가정하여 설명한다.
- [0249] 도 18에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 푸쉬 신호의 송신으로부터 시간 오프셋을 다르게 하여 진단과를 검출하기 위한 검출 초음파 신호를 송신할 수 있다.
- [0250] 프레임 레이트가 100 Hz인 초음파 진단 장치(1000)에서 각 스캔 라인에 대한 펄스 반복 주파수(PRF)는 100 Hz이므로, 초음파 진단 장치(1000)는, 1 kHz의 펄스 반복 주파수(또는, 샘플링 레이트(sampling rate))로 진단과 검출을 수행하기 위해 각 스캔 라인에 대해서 10회의 푸쉬 신호 송신 및 검출 초음파 신호 송수신 시퀀스(sequence)를 반복할 수 있다.
- [0251] 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호의 송신이 종료된 시점과 검출 초음파 신호를 송신하는 시점 사이의 시간 간격(time interval)을 1ms만큼씩 증가시키면서 10회 반복할 수 있다.
- [0252] 첫번째 시퀀스(시퀀스 1)에 대한 그래프(181)에 도시된 바와 같이, 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호(185)를 송신한 후, 대상체 내부의 소정 스캔 라인에 대해서 1ms의 시간 오프셋을 갖는 검출 초음파 신호(181-1)를 송신할 수 있다. 도 18에 도시된 예에서 초음파 진단 장치(1000)는 100Hz의 프레임 레이트를 지원하므로, 검출 초음파 신호(181-1)가 송신된 시점(1ms)으로부터 1/100s 이후에 검출 초음파 신호(181-2)를 송신하고, 검출 초음파 신호(181-2)가 송신된 시점으로부터 1/100s 이후에 진단과를 검출하기 위한 검출 초음파 신호(181-3)를 송신할 수 있다.
- [0253] 두번째 시퀀스(시퀀스 2)에 대한 그래프(182)에 도시된 바와 같이, 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호(186)를 송신한 후, 대상체 내부의 소정 스캔 라인에 대해서 2ms의 시간 오프셋을 갖는 검출 초음파 신호(182-1)를 송신할 수 있다. 도 18에 도시된 예에서 초음파 진단 장치(1000)는 100Hz의 프레임 레이트를 지원하므로, 검출 초음파 신호(182-1)가 송신된 시점(2ms)로부터 1/100s 이후에 검출 초음파 신호(182-2)를 송신하고, 검출 초음파 신호(182-2)가 송신된 시점으로부터 1/100s 이후에 진단과를 검출하기 위한 검출 초음파 신호(182-3)를 송신할 수 있다.
- [0254] 열번째 시퀀스(시퀀스 10)에 대한 그래프(183)에 도시된 바와 같이, 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호(187)를 송신한 후, 대상체 내부의 소정 스캔 라인에 대해서 3ms의 시간 오프셋을 갖는 검출 초음파 신호(183-1)를 송신할 수 있다. 100Hz의 프레임 레이트를 지원하는 초음파 진단 장치(1000)는, 검출 초음파 신호(183-1)가 송신된 시점(3ms)으로부터 1/100s 이후에 진단과를 검출하기 위한 검출 초음파 신호(183-2)를 송신하고, 검출 초음파 신호(183-2)가 송신된 시점으로부터 1/100s 이후에 진단과를 검출하기 위한 검출 초음파 신호(183-3)를 송신할 수 있다.
- [0255] 도 18에 도시된 바와 같이 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 서로 다른 시간 오프셋을 갖는 검출 초음파 신호에 대한 응답 신호를 반복하여 수신하고, 반복하여 수신된 응답 신호들로부터 복수의 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다.
- [0256] 도 19에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 서로 다른 시간 오프셋들에 대응하는 초음파 영상 데이터들을 조합함으로써, 높은 샘플링 레이트의 전체 초음파 영상 데이터(191)를 획득할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 전체 초음파 영상 데이터를 이용하여 탄성 영상을 생성할 수 있다.
- [0257] 초음파 진단 장치(1000)는, 검출 초음파 신호들에 응답하여 수신된 응답 신호들로부터 초음파 영상 데이터 세트들을 획득하고, 획득된 초음파 영상 데이터들을 인터리빙(interleaving)함으로써 1kHz 펄스 반복 주파수를 갖는 전체 초음파 영상 데이터를 생성할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)가 초음파 영상 데이터들을 인터리빙함에 있어서, k번째 시퀀스를 통해 획득된 초음파 영상 데이터는, k, 10+k, 20+k, ..., 90+k 번째 프레임으로서 전체 초음파 영상 데이터 내에 배치된다. 초음파 진단 장치(1000)는, 1kHz 펄스 반복 주파수를 갖는 전체 초음파 영

상 데이터를 이용하여 탄성 영상을 생성할 수 있다.

- [0258] 본 발명의 일 실시예에 따라 전단파를 검출하기 위해서 시간적으로 데시메이션된 스캔 라인 영상 데이터를 획득하는 방법에 대해서 도 20을 참조하여 보다 구체적으로 살펴본다.
- [0259] 도 20은, 100Hz의 프레임 레이트를 지원하는 초음파 진단 장치(1000)가 관심 영역을 10개의 스캔 라인들로 나누어 초음파 영상 데이터를 획득하는 경우를 예로 들어 설명한다. 설명의 편의상, 도 20에서 가장 왼쪽에 위치한 스캔 라인을 제1 스캔 라인이라고 하고, 제1 스캔 라인으로부터 오른쪽에 위치한 스캔 라인들을 각각 제2 스캔 라인, 제3 스캔 라인...제10 스캔 라인이라고 한다. 100Hz의 프레임 레이트를 지원하는 초음파 진단 장치(1000)는 관심 영역 전체에 대한 초음파 영상 데이터를 획득하는데 10ms가 소요된다.
- [0260] 초음파 진단 장치(1000)가 관심 영역의 제1 스캔 라인에 대해서 도 18에 도시된 바와 같이 검출 초음파 신호를 송신하는 경우, 각 시퀀스에서는 도 20에 도시된 바와 같이 초음파 영상 데이터가 획득된다.
- [0261] 도 20에 도시된 초음파 영상 데이터(201)는 도 18의 시퀀스 1에서 획득된 초음파 영상 데이터를 도시한다. 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호를 송신한 후 0~1ms 시점에서는 제1 스캔 라인에 대한 초음파 영상 데이터(201-1)를 획득하고, 1~2ms 시점에서는 제2 스캔 라인에 대한 초음파 영상 데이터(201-2)를 획득할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 각 스캔 라인에 대하여 순차적으로 초음파 영상 데이터를 획득하는 동작을 반복해서 수행할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호를 송신한 후 999~1000ms 시점에서는 제10 스캔 라인에 대한 초음파 영상 데이터(201-3)를 획득할 수 있다.
- [0262] 도 20에 도시된 초음파 영상 데이터(202)는 도 18의 시퀀스 2에서 획득된 초음파 영상 데이터를 도시한다. 초음파 진단 장치(1000)는, 시퀀스 1에서의 시간 오프셋과 다른 시간 오프셋을 적용하여 제1 스캔 라인에 대해서 검출 초음파 신호를 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호를 송신한 후 2ms 뒤에, 제1 스캔 라인에 대해서 전단파를 검출하기 위한 검출 초음파 신호를 송신하였다.
- [0263] 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호를 송신한 후 0~1ms 시점에서는 제10 스캔 라인에 대한 초음파 영상 데이터(202-1)를 획득하고, 1~2ms 시점에서는 제1 스캔 라인에 대한 초음파 영상 데이터(202-2)를 획득할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 각 스캔 라인에 대하여 순차적으로 초음파 영상 데이터를 획득하는 동작을 반복하여 수행할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호를 송신한 후 999~1000ms 시점에서는 제9 스캔 라인에 대한 초음파 영상 데이터(202-3)를 획득할 수 있다.
- [0264] 도 20에 도시된 초음파 영상 데이터(202)는 도 18의 시퀀스 10에서 획득된 초음파 영상 데이터를 도시한다. 초음파 진단 장치(1000)는, 시퀀스 1 내지 9에서의 시간 오프셋과 다른 시간 오프셋을 적용하여 제1 스캔 라인에 대해서 검출 초음파 신호를 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호를 송신한 후 9ms 뒤에, 제1 스캔 라인에 대해서 전단파를 검출하기 위한 검출 초음파 신호를 송신할 수 있다.
- [0265] 따라서, 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호를 송신한 후 0~1ms 시점에서는 제2 스캔 라인에 대한 초음파 영상 데이터(203-1)를 획득하고, 1~2ms 시점에서는 제3 스캔 라인에 대한 초음파 영상 데이터(203-2)를 획득할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 각 스캔 라인에 대하여 순차적으로 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호를 송신한 후 999~1000ms 시점에서는 제1 스캔 라인에 대한 초음파 영상 데이터(203-3)를 획득할 수 있다.
- [0266] 도 20에 도시된 바와 같이 획득된 시간적으로 데시메이션된 스캔 라인 영상 데이터를 조합함으로써 탄성 영상을 생성하는 방법에 대해서 도 21을 참조하여 보다 구체적으로 살펴본다.
- [0267] 도 21에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 시퀀스 1 내지 10에서 푸쉬 신호를 송신한 후 0~1ms 시점에서 획득된 초음파 영상 데이터들(201-1, 202-1, ..., 203-1)을 조합함으로써, 관심 영역 전체에 대한 초음파 영상 데이터(211)를 획득할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 시퀀스 1 내지 10에서 푸쉬 신호를 송신한 후 1~2ms 시점에서 획득된 초음파 영상 데이터들(201-2, 202-2, ..., 203-2)을 조합함으로써, 관심 영역 전체에 대한 초음파 영상 데이터(212)를 획득할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 시퀀스 1 내지 10에서 푸쉬 신호를 송신한 후 999~1000ms 시점에서 획득된 초음파 영상 데이터들(201-3, 202-3, ..., 203-3)을 조합함으로써, 관심 영역 전체에 대한 초음파 영상 데이터(213)를 획득할 수 있다.
- [0268] 즉, 도 21에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 각 스캔 라인들에 대해서 서로 다른 시간 오프셋들이 적용된 초음파 영상 데이터들을 조합함으로써, 높은 샘플링 레이트의 전체 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 전체 초음파 영상 데이터를 이용하여 탄성 영상

을 생성할 수 있다.

[0269] 도 18 내지 21에서는, 100Hz의 프레임 레이트를 지원하는 초음파 진단 장치에서, 1kHz의 프레임 레이트의 초음파 영상 데이터를 획득하는 경우를 예로 들어 설명하였으나, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치는 이에 제한되지 않는다. 진단파를 검출하기 위하여 요구되는 펄스 반복 주파수가 f_e 이고, 초음파 진단 장치의 펄스 반복 주파수가 f_{sys} 라고 할 때, k 번째 시퀀스를 통해 획득된 초음파 영상 데이터는 $N(k)$ 번째 프레임으로서 전체 초음파 영상 데이터 내에 배치된다. k 번째 시퀀스를 통해 획득된 초음파 영상 데이터가 전체 초음파 영상 데이터 내에 배치되는 위치는 수학식 8 및 수학식 9에 의해 획득될 수 있다.

수학식 8

$$N(k) = m \frac{f_e}{f_{sys}} + k \quad (m = 0, 1, \dots, M)$$

[0270]

수학식 9

$$M = F \frac{f_{sys}}{f_e} - 1$$

[0271]

[0272] 상기 수학식 9에서 F 는 진단파를 검출하기 위해서 필요한 초음파 영상 프레임의 개수를 의미한다.

[0273] 앞서 도 17 내지 21을 참조하여, 시간적으로 데시메이션된 초음파 영상 데이터를 조합함으로써 높은 샘플링 레이트의 전체 초음파 영상 데이터를 획득하는 본 발명의 일 실시예에 대해서 살펴보았다. 한편, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 공간적으로 데시메이션된 초음파 영상 데이터를 조합함으로써 높은 샘플링 레이트의 전체 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다.

[0274] 본 발명의 일 실시예에 따라 이미지 영역을 축 방향으로 나누어 복수의 부분 탄성 영상들을 생성함으로써, 전체 이미지 영역에 대한 탄성 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0275] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 여러 번의 반복 측정을 통해 획득된 공간적으로 감소된 (spatially reduced) 진단파 검출(shear wave detection) 초음파 신호를 조합함으로써 탄성 영상을 생성할 수 있다. 평면 초음파를 송신하는 고속 이미징 시스템의 경우, 모든 스캔 라인에 대해서 동시에 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다. 그러나, 낮은 프레임 레이트를 갖는 스캔 라인 기반의 초음파 진단 장치에서는 모든 스캔 라인에 대한 초음파 영상 데이터를 획득하는데 상대적으로 긴 시간이 소요된다.

[0276] 따라서, 도 22에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 관심 영역(220)의 측방향 폭과 비교하여, 측방향 폭이 감소된 스캔 라인들(221, 222, ..., 223) 각각에 대해서 진단파 검출 동작을 개별적으로 수행할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 스캔 라인들(221, 222, ..., 223)에 대해서 진단파 검출 동작을 개별적으로 수행함으로써, 각각의 스캔 라인에 대해서 충분히 높은 펄스 반복 주파수를 갖도록 진단파 검출 동작을 수행할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 푸쉬 신호를 송신하고 진단파를 검출하는 동작을 반복하여 수행함으로써 획득된 초음파 영상 데이터를 공간적으로 조합함으로써 전체 관심 영역(220)에 대한 초음파 영상 데이터를 원하는 해상도로 얻을 수 있다.

[0277] 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)가 측방향으로 인접한 스캔 라인들에 대한 이미지들을 획득하는 경우, 획득된 초음파 영상 데이터를 접합(concatenation)함으로써 전체 관심 영역에 대한 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다. 또는, 초음파 진단 장치(1000)가 소정 간격으로 이격된 스캔 라인들에 대한 이미지들을 획득하는 경우, 획득된 초음파 영상 데이터를 인터리빙(interleaving)함으로써 전체 관심 영역에 대한 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다.

- [0278] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 연산량, 메모리 용량 등 초음파 진단 장치(1000)의 제한된 리소스를 이용하여, 관심 영역의 일부에 대해서 높은 프레임 레이트와 해상도로 부분 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 높은 프레임 레이트와 해상도를 갖는 부분 초음파 영상 데이터를 조합하여 전체 관심 영역에 대한 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다.
- [0279] 관심 영역의 일부에 대한 부분 초음파 영상 데이터를 획득하는 초음파 진단 장치(1000)는, 한번에 처리할 이미지 영역이 작으므로, 대상체의 움직임에 대해 강인하게(덜 민감하게) 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(1000)는, 관심 영역의 일부에 대해서만 부분 초음파 영상 데이터를 획득하므로, 전체 관심 영역으로 전단파가 전파됨에 따라 감소되는 것에 의한 영향을 적게 받을 수 있다.
- [0280] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 관심 영역의 축 방향 길이를 감소시킴으로써, 각 스캔 라인의 펄스 반복 주파수는 유지하면서도, 관심 영역의 측방향 폭 및 해상도를 확보할 수 있다.
- [0281] 도 23과 같이, 초음파 진단 장치(1000)에서 전단파를 검출하기 위한 최소 프레임 레이트(예를 들어, 1 kHz의 프레임 레이트)로 확보 가능한 스캔 라인의 개수를 N , 하나의 스캔 라인에 대한 데이터를 구성하는 샘플들의 개수를 M 이라고 하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 샘플들의 개수를 M/P 로 감소시킴으로써 PN 개의 스캔 라인에 대한 처리가 가능하다. 초음파 진단 장치(1000)는, 1회 송신된 초음파 신호에 대해 P 회의 수신 패러렐 빔포밍(Rx parallel beamforming)을 적용함으로써 증가된 개수의 스캔 라인을 확보할 수 있다. 증가된 개수의 스캔 라인의 확보가 가능해짐으로써, 초음파 진단 장치(1000)는, 생성되는 탄성 영상의 측방향 해상도를 높이거나, 관심 영역의 측방향 폭을 넓게 설정할 수 있다. 이 때, 초음파 진단 장치(1000)가 수신 빔포밍하여 획득하는 전체 샘플들의 개수는 동일하므로, 수신 패러렐 빔포밍을 위한 추가 연산 장치나 메모리가 필요하지 않으며 전송되는 데이터의 양도 동일하다.
- [0282] 한편, 일반적인 패러렐 빔포밍을 지원하는 초음파 진단 장치는, 초음파 신호를 1회 송신하고, 송신된 초음파 신호에 대한 응답 신호로부터 복수 개의 스캔 라인들에 대한 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다. 패러렐 빔포밍 방식에 의하면, 각각의 스캔 라인에 대해 초음파 신호를 송수신하는 경우와 비교하여 보다 빠르게 전체 관심 영역에 대한 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다는 장점이 있다. 그러나, 패러렐 빔포밍 방식에 의해 획득된 초음파 영상 데이터는, 송신되는 초음파 신호의 개수가 적기 때문에 영상의 해상도가 낮다는 단점이 있다.
- [0283] 따라서, 패러렐 빔포밍을 지원하는 초음파 진단 장치는, 탄성 영상을 B모드 영상 상에 표시하기 위해서 탄성 영상과 B모드 영상을 개별적으로 획득하는 동작을 수행하여야 한다.
- [0284] 즉, 탄성 영상을 생성하기 위해서는 높은 해상도의 초음파 영상 데이터를 획득하는 것보다 높은 펄스 반복 주파수로 초음파 영상 데이터를 획득하는 것이 중요하므로, 초음파 진단 장치는 패러렐 빔포밍을 적용하여 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다. 반면에, B모드 영상을 생성하기 위해서는, 높은 펄스 반복 주파수로 초음파 영상 데이터를 획득하는 것보다는 높은 해상도의 초음파 영상 데이터를 획득하는 것이 중요하므로, 초음파 진단 장치는, 패러렐 빔포밍을 적용하지 않고 각각의 스캔 라인에 대해 초음파 신호를 송수신함으로써 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다.
- [0285] 따라서, 탄성 영상을 획득하기 위하여 초음파 신호를 송수신하는 동작과 B모드 영상을 획득하기 위하여 초음파 신호를 송수신하는 동작을 개별적으로 수행하게 되면, 초음파 진단 장치의 전체적인 처리 속도 매우 낮아진다는 문제점이 있다.
- [0286] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 수신 패러렐 빔포밍을 통해 B모드 영상 생성과 탄성 영상 생성을 동시에 수행함으로써, 높은 프레임 레이트를 유지할 수 있다.
- [0287] 도 24는 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상 생성 방법의 흐름도이다.
- [0288] 도 24에 도시된 탄성 영상 생성 방법은 도 2에 도시된 초음파 진단 장치(1000)에 의해 수행될 수 있다. 구체적으로 단계 S241은 도 2의 프로브(1010) 및 송신부(1021)에서 수행될 수 있으며, 단계 S242 및 S243은 도 2의 프로브(1010) 및 초음파 송수신부(1020)에서 수행될 수 있고, 단계 S244 및 S245는 도 2의 영상 처리부(1030)에서 수행될 수 있다. 따라서, 도 2에 대한 설명은 도 24에 도시된 탄성 영상 생성 방법에도 적용될 수 있으며, 중복되는 설명은 생략한다.
- [0289] 단계 S241에서 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 적어도 하나의 초음파 신호를 포함하는 푸쉬 신호를 대상체로 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 복수의 트랜스듀서 소자들로부터 대상체로 푸쉬 신호를 송신함으로써 전단파를 생성할 수 있다.

- [0290] 단계 S242에서 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 푸쉬 신호에 의해 진단과가 생성된 대상체에 포함되는 복수의 스캔 라인들 중에서 제1 스캔 라인에 포커싱된 제1 검출 초음파 신호를 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 제1 검출 초음파 신호에 대한 제1 응답 신호를 대상체로부터 수신할 수 있다.
- [0291] 도 25는 본 발명의 일 실시예에 따라 송신 기준 스캔 라인에 포커싱된 검출 초음파 신호를 송신하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0292] 도 25에서 영상(251)은, 패러렐 빔포밍을 지원하지 않는 초음파 진단 장치에 포함되는 프로브(1010)가 하나의 스캔 라인에 포커싱된 검출 초음파 신호를 송신하는 것을 도시한다. 그래프(255)에 도시된 바와 같이, 하나의 스캔 라인에 대해서 에너지가 집중된 것을 알 수 있다.
- [0293] 영상(252)은 일반적인 패러렐 빔포밍을 지원하는 초음파 진단 장치에 포함되는 프로브(1010)가 복수의 스캔 라인들에 대해서 검출 초음파 신호를 송신하는 것을 도시한다. 그래프(256)에 도시된 바와 같이, 복수의 스캔 라인들에 대해서 초음파 에너지가 집중된 것을 알 수 있다.
- [0294] 초음파 진단 장치(1000)가 대상체로 송신할 수 있는 검출 초음파 신호의 에너지 양은 제한되어 있다. 따라서, 그래프(255) 및 그래프(256)에 도시된 바와 같이, 하나의 스캔 라인에 포커싱되어 송신된 검출 초음파 신호의 평균 에너지보다 복수의 스캔 라인들에 대해서 송신된 검출 초음파 신호의 평균 에너지가 낮게 된다. 초음파 진단 장치는, 검출 초음파 신호에 응답하여 수신된 응답 신호에 대해서 수신 패러렐 빔포밍을 적용함으로써, 1회의 초음파 신호 송수신에 의해 복수의 스캔 라인들에 대한 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다.
- [0295] 영상(253)은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)에 포함되는 프로브(1010)가 복수의 스캔 라인들에 대해서 검출 초음파 신호를 송신하되, 복수의 스캔 라인들 중 하나의 스캔 라인에 보다 포커싱된 검출 초음파 신호를 송신하는 것을 도시한다. 초음파 진단 장치(1000)가 복수의 스캔 라인들 중 하나의 스캔 라인에 포커싱된 검출 초음파 신호를 송신하는 경우, 검출 초음파 신호가 포커싱되는 스캔 라인을 송신 기준 스캔 라인이라고 한다. 검출 초음파 신호가 복수의 스캔 라인들 중 하나의 스캔 라인에 포커싱된다는 것은, 나머지 스캔 라인들과 비교하여 송신 기준 스캔 라인에 보다 많은 에너지가 집중된 검출 초음파 신호를 송신하는 것을 의미한다.
- [0296] 그래프(257)에 도시된 바와 같이, 초음파 진단 장치(1000)는, 복수의 스캔 라인들에 대해서 초음파 신호를 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 나머지 스캔 라인들과 비교하여, 하나의 스캔 라인에 대해서 보다 많은 에너지가 집중된 검출 초음파 신호를 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 검출 초음파 신호에 응답하여 수신된 초음파 신호에 대해서 수신 패러렐 빔포밍을 적용함으로써, 1회의 초음파 신호 송수신에 의해 복수의 스캔 라인들에 대한 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다.
- [0297] 단계 S243에서 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 복수의 스캔 라인들 중에서 제2 스캔 라인에 포커싱된 제2 검출 초음파 신호를 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 제2 검출 초음파 신호에 대한 제2 응답 신호를 대상체로부터 수신할 수 있다.
- [0298] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 복수의 스캔 라인들에 대해서 초음파 신호를 송수신하되, 초음파 신호를 포커싱하는 위치를 매 프레임마다 이동(shift)시키면서 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다.
- [0299] 단계 S244에서 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 제1 응답 신호 및 제2 응답 신호를 이용하여 탄성 영상을 생성할 수 있다.
- [0300] 초음파 진단 장치(1000)는 제1 응답 신호 및 제2 응답 신호에 대해서 수신 패러렐 빔포밍을 적용함으로써, 복수의 스캔 라인들에 대한 초음파 영상 프레임들을 획득할 수 있다. 초음파 진단 장치는, 획득된 초음파 영상 프레임들을 이용하여 탄성 영상을 생성할 수 있다.
- [0301] 단계 S245에서 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 제1 응답 신호로부터 제1 스캔 라인에 대응하는 제1 영상 데이터를 추출할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 제2 응답 신호로부터 제2 스캔 라인에 대응하는 제2 영상 데이터를 추출할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 제1 영상 데이터 및 제2 영상 데이터를 조합함으로써 대상체를 나타내는 영상을 생성할 수 있다. 예를 들어, 대상체를 나타내는 영상은 대상체의 단면의 조직 특성을 밝기로 나타내는 B모드 영상일 수 있다.
- [0302] 도 26은 본 발명의 일 실시예에 따라 검출 초음파 신호의 송신 기준 스캔 라인을 이동(shift)시킴으로써 영상 데이터를 획득하고, 획득된 영상 데이터를 조합함으로써 탄성 영상과 함께 B 모드 영상을 생성하는 방법을 설명

하기 위한 도면이다.

- [0303] 도 26은 대상체 내의 관심 영역을 24개의 스캔 라인들로 나누어 초음파 영상 데이터를 획득하는 경우를 예로 들어 도시하였으나, 본 발명은 이에 한정되지 않는다. 또한, 도 26에서는, 초음파 진단 장치(1000)가 4배 수신 패러렐 빔포밍을 수행하는 것을 예로 들어 도시하였으나, 본 발명은 이에 한정되지 않는다.
- [0304] 도 26에 도시된 바와 같이, 초음파 진단 장치(1000)는 복수의 스캔 라인들(260) 중에서 제1 스캔 라인(261)에 포커싱된 초음파 신호를 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 초음파 신호에 대한 응답 신호를 대상체로부터 수신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 수신된 응답 신호에 대해서 4배 패러렐 빔포밍을 적용함으로써 한 장의 탄성 영상 프레임(frame 1-1)을 생성할 수 있다.
- [0305] 다음 탄성 영상 프레임(frame 1-2)를 생성하기 위해서, 초음파 진단 장치(1000)는 복수의 스캔 라인들(260) 중에서 제2 스캔 라인(262)에 포커싱된 초음파 신호를 송신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 초음파 신호에 대한 응답 신호를 대상체로부터 수신할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는, 수신된 응답 신호에 대해서 4배 패러렐 빔포밍을 적용함으로써 한 장의 탄성 영상 프레임(frame 1-2)을 생성할 수 있다.
- [0306] 다음 탄성 영상 프레임(frame 1-3)를 생성하기 위해서, 초음파 진단 장치(1000)는 복수의 스캔 라인들(260) 중에서 제3 스캔 라인(263)에 포커싱된 초음파 신호를 송신할 수 있다. 또한, 다음 탄성 영상 프레임(frame 1-4)를 생성하기 위해서, 초음파 진단 장치(1000)는 복수의 스캔 라인들(260) 중에서 제4 스캔 라인(264)에 포커싱된 초음파 신호를 송신할 수 있다.
- [0307] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 초음파 신호가 포커싱되는 스캔 라인을 이동시킴으로써 모든 스캔 라인들에 대해 포커싱하여 획득된 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다. 즉, 도 26에 도시된 4 장의 탄성 영상 프레임들(frame 1-1, frame 1-2, frame 1-3, frame 1-4)당 한 장의 B모드 영상 프레임(B-mode frame 1)을 생성할 수 있다.
- [0308] 초음파 진단 장치(1000)는, 검출 초음파 신호를 복수회 송신함으로써 획득된 초음파 영상 데이터로부터 각 스캔 라인에 대응되는 영상 데이터를 추출할 수 있다. 즉, 도 26을 참조하여 설명하면, 초음파 진단 장치(1000)는 프레임 1-1(frame 1-1)로부터 제1 스캔 라인에 대응되는 영상 데이터를 추출할 수 있고, 프레임 1-2(frame 1-2)로부터 제2 스캔 라인에 대응되는 영상 데이터를 추출할 수 있다. 따라서, 초음파 진단 장치(1000)는 4 장의 탄성 영상 프레임들(frame 1-1, frame 1-2, frame 1-3, frame 1-4)로부터 전체 스캔 라인들에 대응되는 영상 데이터를 추출할 수 있다. 초음파 진단 장치(1000)는 추출된 영상 데이터를 조합함으로써, 전체 관심 영역에 대한 B모드 영상을 생성할 수 있다.
- [0309] 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 탄성 영상을 생성하기 위한 초음파 신호의 송수신 동작과, B모드 영상을 생성하기 위한 초음파 송수신 동작을 동시에 수행함으로써, 초음파 진단 장치(1000)의 처리 속도를 높일 수 있다.
- [0310] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 도 3에 도시된 구성요소보다 많은 구성요소에 의해 초음파 장치(1000)가 구현될 수 있다.
- [0311] 예를 들어, 도 27에 도시된 바와 같이 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 장치(1000)는, 제어부(1300), 디스플레이부(1400), 메모리(1500), 통신부(1600), 및 사용자 입력부(1700)를 더 포함할 수 있다. 초음파 장치(1000)에 포함되는 여러 구성들은 버스(1800)를 통해 서로 연결될 수 있다.
- [0312] 이하 상기 구성요소들에 대해 차례로 살펴본다.
- [0313] 본 발명의 일 실시예에 따른 프로브(1010), 초음파 송수신부(1020) 및 영상 처리부(1030)는, 대상체(10)에 대한 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 데이터는 대상체(10)에 관한 2차원 초음파 영상 데이터일 수도 있고, 3차원 초음파 영상 데이터일 수도 있다.
- [0314] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 송수신부(1020)에 포함되는 송신부(1021)는, 도 27에 도시된 바와 같이 펄스 생성부(1023), 송신 지연부(1024), 및 펄스(1025)를 포함할 수 있다.
- [0315] 송신부(1021)는 프로브(1010)에 구동 신호를 공급할 수 있다. 펄스 생성부(1023)는 소정의 펄스 반복 주파수(PRF, Pulse Repetition Frequency)에 따른 송신 초음파를 형성하기 위한 펄스(pulse)를 생성하며, 송신 지연부(1024)는 송신 지향성(transmission directionality)을 결정하기 위한 지연 시간(delay time)을 펄스에 적용한다. 지연 시간이 적용된 각각의 펄스는, 프로브(1010)에 포함된 복수의 압전 진동자(piezoelectric

vibrators)에 각각 대응된다. 펄스(1025)는, 지연 시간이 적용된 각각의 펄스에 대응하는 타이밍(timing)으로, 프로브(1010)에 구동 신호(또는, 구동 펄스(driving pulse))를 인가한다.

- [0316] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 송수신부(1020)에 포함되는 수신부(1022)는, 도 27에 도시된 바와 같이 증폭기(1026), ADC(아날로그 디지털 컨버터, Analog Digital converter)(1027), 수신 지연부(1028), 및 합산부(1029)를 포함할 수 있다.
- [0317] 수신부(1022)는 프로브(1010)로부터 수신되는 응답 신호를 처리하여 초음파 데이터를 생성할 수 있다. 증폭기(1026)는 응답 신호를 각 채널(channel) 마다 증폭하며, ADC(1027)는 증폭된 응답 신호를 아날로그-디지털 변환한다. 수신 지연부(1028)는 수신 지향성(reception directionality)을 결정하기 위한 지연 시간을 디지털 변환된 응답 신호에 적용하고, 합산부(1029)는 수신 지연부(1028)에 의해 처리된 응답 신호를 합산함으로써 초음파 영상 데이터를 생성한다.
- [0318] 본 발명의 일 실시예에 따른 프로브(1010)는, 도 27의 송신부(1021) 및 수신부(1022)에 포함된 구성들의 일부 또는 전부를 포함할 수 있으며, 송신부(1021) 및 수신부(1022)가 수행하는 기능의 일부 또는 전부를 수행할 수 있다.
- [0319] 영상 처리부(1030)는 초음파 송수신부(1020)에서 생성된 초음파 영상 데이터에 대한 주사 변환(scan conversion) 과정을 통해 초음파 영상을 생성한다. 한편, 초음파 영상은, A 모드(amplitude mode), B 모드(brightness mode) 및 M 모드(motion mode)에서 대상체를 스캔하여 획득된 그레이 스케일(gray scale)의 영상뿐만 아니라, 도플러 효과(doppler effect)를 이용하여 움직이는 대상체를 표현하는 도플러 영상을 포함할 수도 있다. 도플러 영상은, 혈액의 흐름을 나타내는 혈류 도플러 영상 (또는, 컬러 도플러 영상으로도 불림), 조직의 움직임을 나타내는 티슈 도플러 영상, 및 대상체의 이동 속도를 파형으로 표시하는 스펙트럴 도플러 영상을 포함할 수 있다.
- [0320] B 모드 처리부(1033)는, 초음파 영상 데이터로부터 B 모드 성분을 추출하여 처리한다. 영상 생성부(1032)는, B 모드 처리부(1033)에 의해 추출된 B 모드 성분에 기초하여 신호의 강도가 휘도(brightness)로 표현되는 초음파 영상을 생성할 수 있다.
- [0321] 마찬가지로, 탄성도 처리부(1034)는, 탄성 데이터로부터 전단파의 속도 성분(예컨대, 전단파 계수)을 추출하여 처리한다. 영상 생성부(1032)는, 탄성도 처리부(1034)에 의해 추출된 전단파의 속도 성분(예컨대, 전단파 계수)에 기초하여, 전단파의 속도가 컬러로 표현되는 탄성 영상을 생성할 수 있다.
- [0322] 또한, 도플러 처리부(미도시)는 초음파 영상 데이터로부터 도플러 성분을 추출하고, 영상 생성부(1032)는 추출된 도플러 성분에 기초하여 대상체의 움직임을 컬러 또는 파형으로 표현하는 도플러 영상을 생성할 수 있다.
- [0323] 일 실시 예에 의한 영상 생성부(1032)는, 볼륨 데이터에 대한 볼륨 렌더링 과정을 거쳐 3차원 초음파 영상을 생성할 수 있으며, 압력에 따른 대상체(10)의 변형 정도를 영상화한 탄성 영상을 생성할 수도 있다.
- [0324] 나아가, 영상 생성부(1032)는 초음파 영상 상에 여러 가지 부가 정보를 텍스트 또는 그래픽으로 표현할 수도 있다. 예를 들어, 영상 생성부(1032)는, 초음파 영상의 전부 또는 일부와 관련된 적어도 하나의 주석(annotation)를 초음파 영상에 추가할 수 있다. 즉, 영상 생성부(1032)는, 초음파 영상을 분석하고, 분석한 결과에 기초하여 초음파 영상의 전부 또는 일부와 관련된 적어도 하나의 주석을 추천할 수 있다. 또한, 영상 생성부(1032)는, 사용자에게 의해 선택된 관심 영역에 대응하는 부가 정보를 초음파 영상에 추가할 수도 있다.
- [0325] 한편, 영상 처리부(1030)는, 영상 처리 알고리즘을 이용하여, 초음파 영상 중에서 관심 영역을 추출할 수도 있다. 예를 들어, 영상 처리부(1030)는 전단파 계수에 기초하여, 탄성 영상 중에서 관심 영역을 추출할 수 있다. 이때, 영상 처리부(1030)는, 관심 영역에 색을 추가하거나 패턴을 추가하거나 테두리를 추가할 수도 있다.
- [0326] 사용자 입력부(1700)는, 사용자(예컨대, 소노그래퍼)가 초음파 진단 장치(1000)를 제어하기 위한 데이터를 입력하는 수단을 의미한다. 예를 들어, 사용자 입력부(1700)에는 키 패드(key pad), 돔 스위치 (dome switch), 터치 패드(접촉식 정전 용량 방식, 압력식 저항막 방식, 적외선 감지 방식, 표면 초음파 전도 방식, 적분식 장력 측정 방식, 피에조 효과 방식 등), 트랙볼, 조그 스위치 등이 있을 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 예를 들어, 사용자 입력부(1700)는, 심전도 측정 모듈, 호흡 측정 모듈, 음성 인식 센서, 제스처 인식 센서, 지문 인식 센서, 홍채 인식 센서, 깊이 센서, 거리 센서 등 다양한 입력 수단을 더 포함할 수도 있다.
- [0327] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 사용자 입력부(1700)는 직접 터치(real-touch) 뿐만 아니라 근접 터치(proximity touch)도 검출할 수 있다. 사용자 입력부(1700)는, 초음파 영상에 대한 터치 입력(예컨대, 터치&홀

드, 탭, 더블 탭, 플릭 등)을 감지할 수 있다. 또한, 사용자 입력부(1700)는, 터치 입력이 감지된 지점으로부터의 드래그 입력을 감지할 수도 있다. 한편, 사용자 입력부(1700)는, 초음파 영상에 포함된 적어도 둘 이상의 지점에 대한 다중 터치 입력(예컨대, 핀치)을 감지할 수도 있다.

[0328] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 사용자 입력부(1700)는, 사용자로부터 관심 탄성 정보를 입력 받을 수 있다. 예를 들어, 사용자 입력부(1700)는, 진단과 계수의 범위를 관심 탄성 정보로 입력 받을 수 있다. 사용자 입력부(1700)는, 중심 진단과 계수 및 적용 범위를 관심 탄성 정보로 입력받을 수도 있다. 사용자 입력부(1700)는, 복수의 탄성 범위를 포함하는 탄성 범위 리스트로부터 관심 탄성 범위를 선택 받을 수도 있다.

[0329] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 사용자 입력부(1700)는, 사용자로부터 관심 크기에 관한 정보를 수신할 수 있다. 사용자 입력부(1700)는, 관심 탄성 정보에 대응하는 복수의 관심 종양 중 적어도 하나의 관심 종양에 대한 경계선 삭제 요청을 수신할 수도 있다. 본 발명의 일 실시예에 의하면, 사용자 입력부(1700)는, 관심 탄성 정보를 변경하는 입력을 수신할 수 있다.

[0330] 제어부(1300)는, 초음파 진단 장치(1000)의 전반적인 동작을 제어한다. 예를 들어, 제어부(1300)는, 프로브(1010), 초음파 송수신부(1020), 영상 처리부(1030), 사용자 입력부(1700), 디스플레이부(1400), 메모리(1500), 통신부(1600)를 전반적으로 제어할 수 있다.

[0331] 디스플레이부(1400)는, 초음파 진단 장치(1000)에서 처리되는 정보를 표시 출력한다. 예를 들어, 디스플레이부(1400)는 초음파 영상을 표시하거나, 컨트롤 패널과 관련된 UI(User Interface) 또는 GUI(Graphic User Interface)를 표시할 수 있다.

[0332] 디스플레이부(1400)는, 진단과를 이용하여 획득된 탄성 영상을 표시할 수 있다. 이때, 디스플레이부(1400)는, 탄성 영상을 B 모드 영상 위에 중첩하여 표시할 수 있다. 디스플레이부(1400)는 탄성 영상 내에 관심 종양을 표시할 수 있다. 예를 들어, 디스플레이부(1400)는 관심 종양에 경계선을 표시할 수 있다. 디스플레이부(1400)는, 관심 종양에 관한 측정 정보를 제공할 수도 있다. 복수의 관심 종양이 검출된 경우, 디스플레이부(1400)는, 복수의 관심 종양 각각에 대응하는 측정 정보를 제공할 수 있다.

[0333] 디스플레이부(1400)와 터치패드가 레이어 구조를 이루어 터치 스크린으로 구성되는 경우, 디스플레이부(1400)는 출력 장치 이외에 입력 장치로도 사용될 수 있다. 디스플레이부(1400)는 액정 디스플레이(liquid crystal display), 박막 트랜지스터 액정 디스플레이(thin film transistor-liquid crystal display), 유기 발광 다이오드(organic light-emitting diode), 플렉시블 디스플레이(flexible display), 3차원 디스플레이(3D display), 전기영동 디스플레이(electrophoretic display) 중에서 적어도 하나를 포함할 수 있다. 그리고 초음파 진단 장치(1000)의 구현 형태에 따라 초음파 진단 장치(1000)는 디스플레이부(1400)를 2개 이상 포함할 수도 있다.

[0334] 메모리(1500)는, 제어부(1300)의 처리를 위한 프로그램을 저장할 수도 있고, 입/출력되는 데이터들(예를 들어, 초음파 영상 데이터, 탄성 데이터, 관심 탄성 정보, 탄성 범위 리스트, 피검자 정보, 프로브 정보, 바디마크, 부가정보 등)을 저장할 수도 있다.

[0335] 메모리(1500)는 플래시 메모리 타입(flash memory type), 하드디스크 타입(hard disk type), 멀티미디어 카드 마이크로 타입(multimedia card micro type), 카드 타입의 메모리(예를 들어 SD 또는 XD 메모리 등), 램(RAM, Random Access Memory) SRAM(Static Random Access Memory), 롬(ROM, Read-Only Memory), EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), PROM(Programmable Read-Only Memory), 자기 메모리, 자기 디스크, 광디스크 중 적어도 하나의 타입의 저장매체를 포함할 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(1000)는 인터넷(internet)상에서 메모리(1500)의 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지(web storage) 또는 클라우드 서버를 운영할 수도 있다.

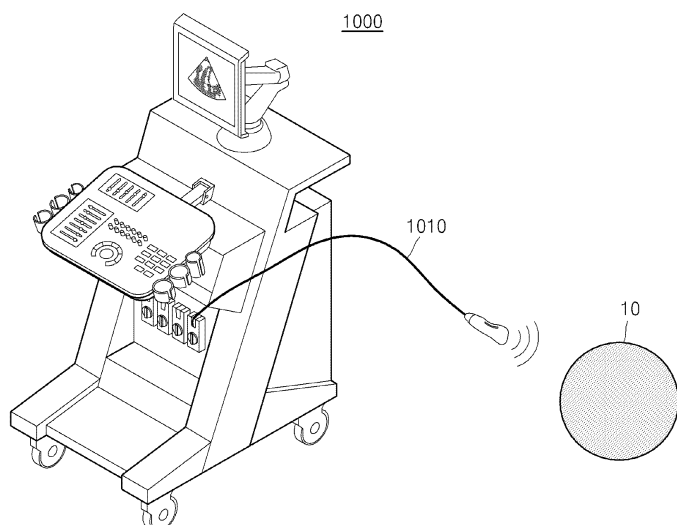
[0336] 통신부(1600)는, 초음파 진단 장치(1000)와 서버(2000), 초음파 진단 장치(1000)와 제 1 디바이스(3000), 초음파 진단 장치(1000)와 제 2 디바이스(4000) 간의 통신을 하게 하는 하나 이상의 구성요소를 포함할 수 있다. 예를 들어, 통신부(1600)는, 근거리 통신 모듈(1610), 유선 통신 모듈(1620), 이동 통신 모듈(1630) 등을 포함할 수 있다.

[0337] 근거리 통신 모듈(1610)은 소정 거리 이내의 근거리 통신을 위한 모듈을 말한다. 근거리 통신 기술로 무선 랜(Wi-Fi), 블루투스(Bluetooth), BLE, UWB(Ultra Wideband), 지그비(ZigBee), NFC(Near Field Communication), WFD(Wi-Fi Direct), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association) 등이 이용될 수 있다.

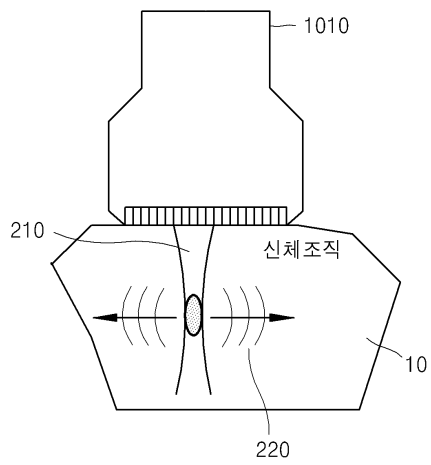
- [0338] 유선 통신 모듈(1620)은 전기적 신호 또는 광 신호를 이용한 통신을 위한 모듈을 의미하며, 일 실시 예에 의한 유선 통신 기술에는 페어 케이블(pair cable), 동축 케이블, 광섬유 케이블, 이더넷(ethernet) 케이블 등이 포함될 수 있다
- [0339] 이동 통신 모듈(1630)은, 이동 통신망 상에서 기지국, 외부의 디바이스(3000, 4000), 서버(2000) 중 적어도 하나와 무선 신호를 송수신한다. 여기에서, 무선 신호는, 음성 호 신호, 화상 통화 호 신호 또는 문자/멀티미디어 메시지 송수신에 따른 다양한 형태의 데이터를 포함할 수 있다.
- [0340] 통신부(1600)는, 유선 또는 무선으로 네트워크(30)와 연결되어 외부 디바이스(예컨대, 제 1 디바이스(3000) 또는 제 2 디바이스(4000))나 서버(2000)와 통신한다. 통신부(1600)는 의료 영상 정보 시스템(PACS, Picture Archiving and Communication System)을 통해 연결된 병원 서버나 병원 내의 다른 의료 장치와 데이터를 주고받을 수 있다. 또한, 통신부(1600)는 의료용 디지털 영상 및 통신(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 데이터 통신할 수 있다.
- [0341] 통신부(1600)는 네트워크(30)를 통해 대상체(10)의 초음파 영상, 초음파 영상 데이터, 도플러 영상 데이터 등 대상체(10)의 진단과 관련된 데이터를 송수신할 수 있으며, CT, MRI, X-ray 등 다른 의료 장치에서 촬영한 의료 영상 또한 송수신할 수 있다. 나아가, 통신부(1600)는 서버(2000)로부터 환자의 진단 이력이나 치료 일정 등에 관한 정보를 수신하여 대상체(10)의 진단에 활용할 수도 있다.
- [0342] 본 발명의 일 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다.
- [0343] 이상에서 본 발명의 실시예에 대하여 상세하게 설명하였지만 본 발명의 권리범위는 이에 한정되는 것은 아니고 다음의 청구범위에서 정의하고 있는 본 발명의 기본 개념을 이용한 당업자의 여러 변형 및 개량 형태 또한 본 발명의 권리범위에 속한다.

도면

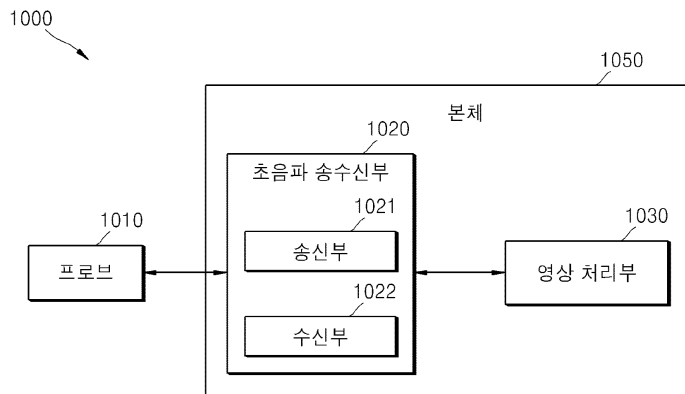
도면1



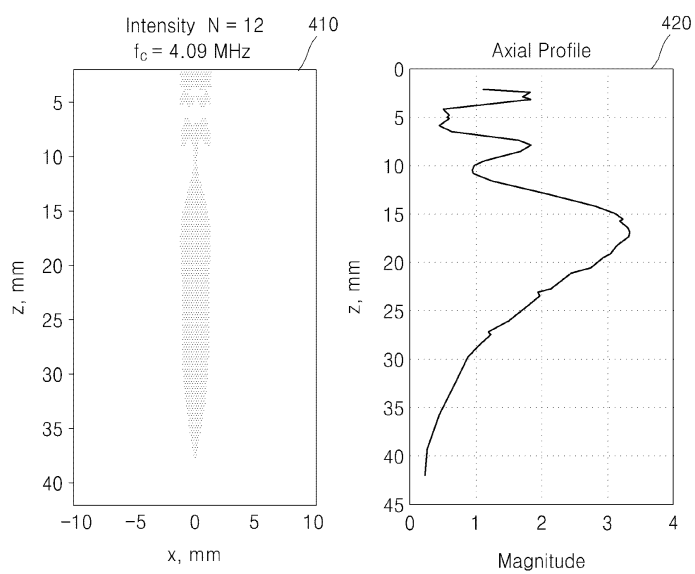
도면2



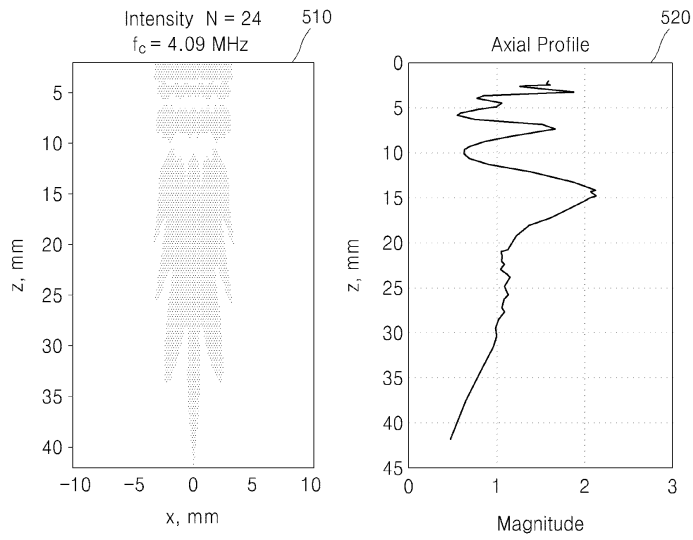
도면3



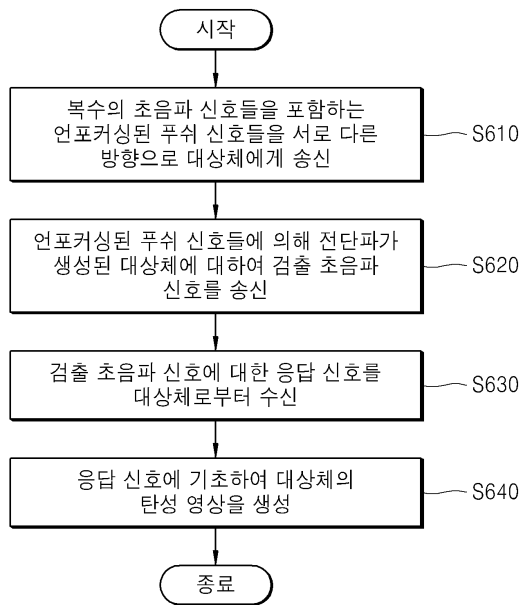
도면4



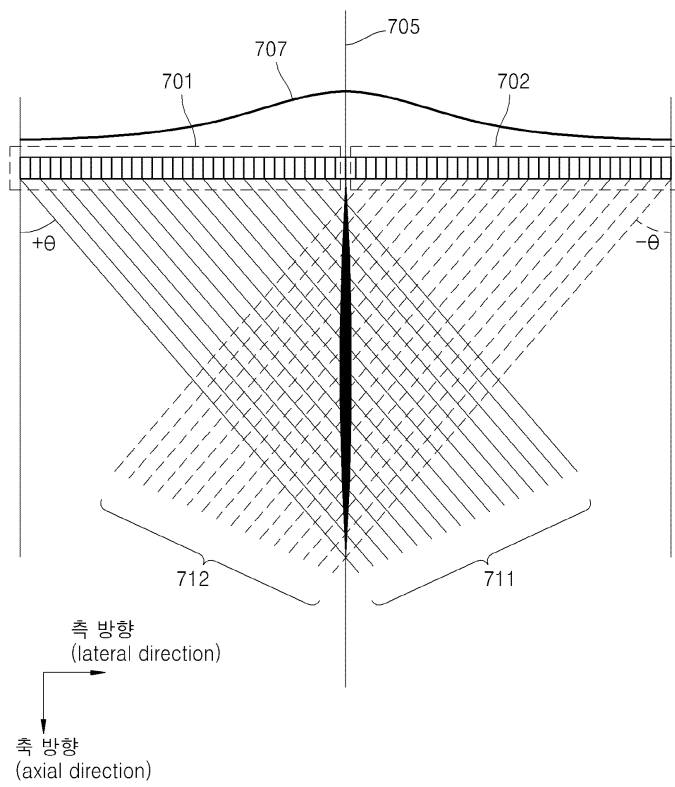
도면5



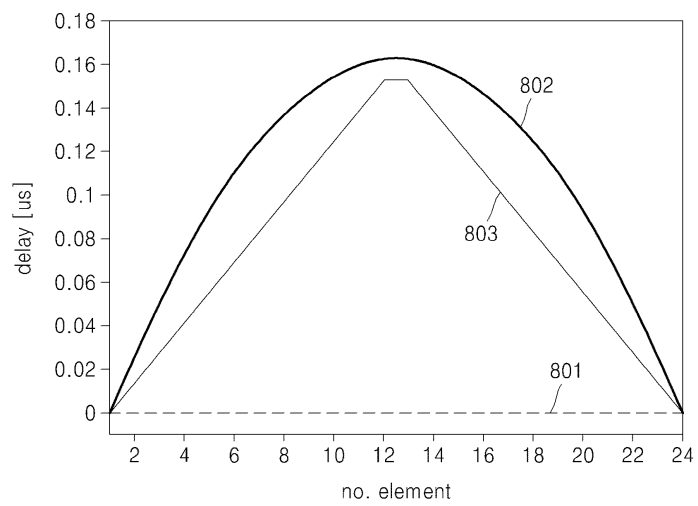
도면6



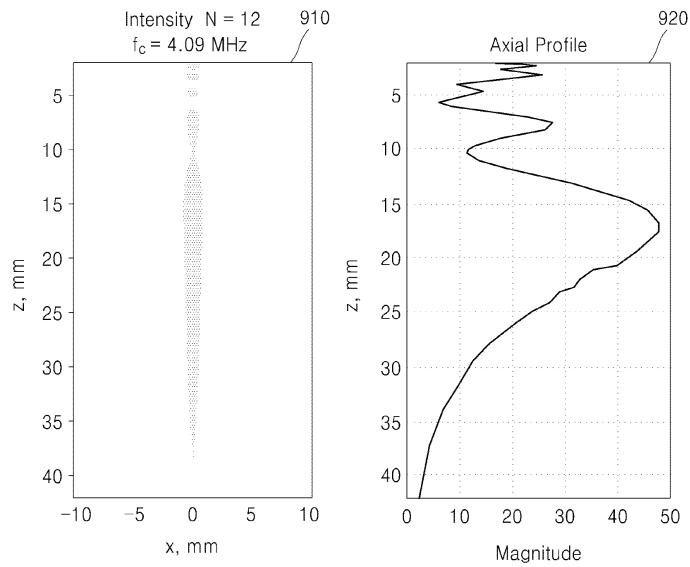
도면7



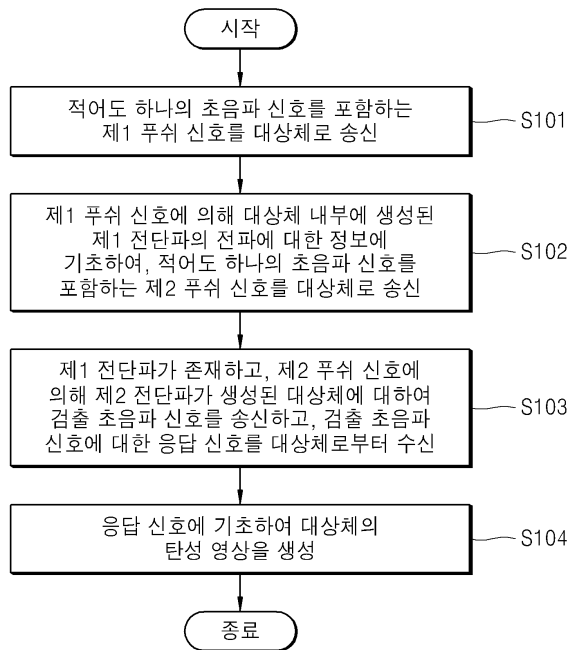
도면8



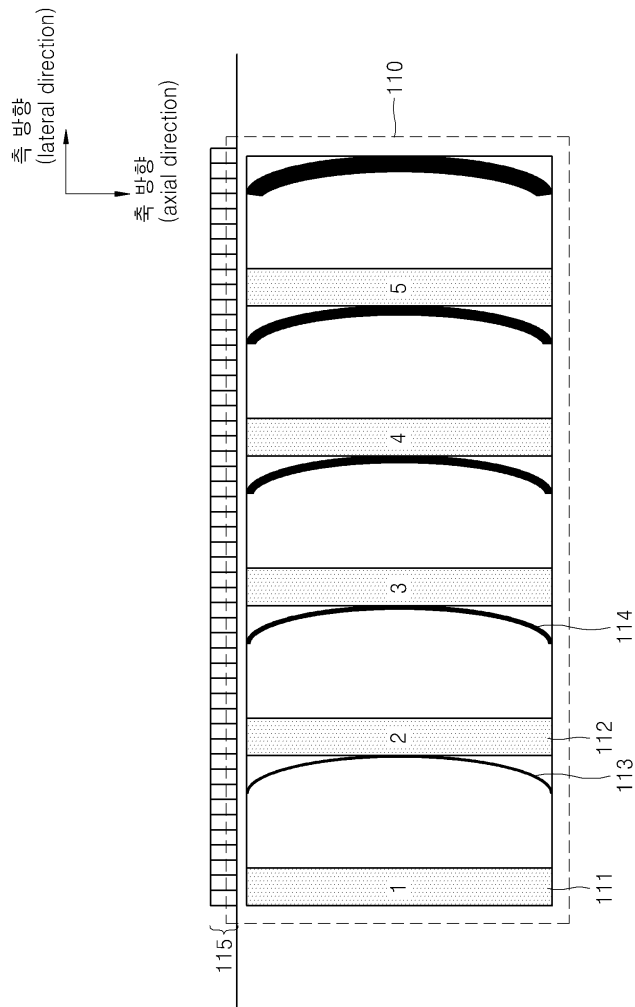
도면9



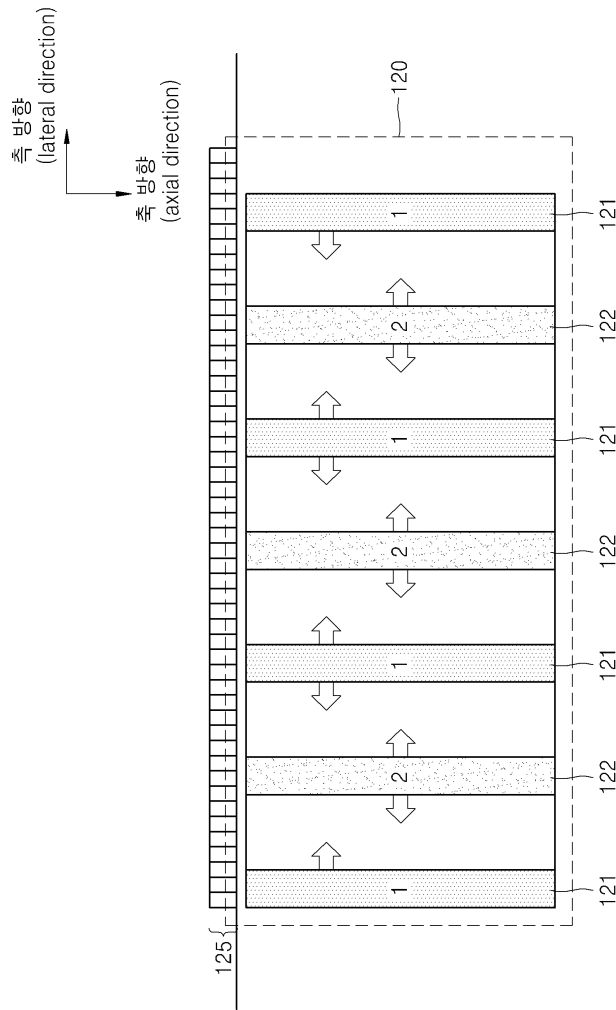
도면10



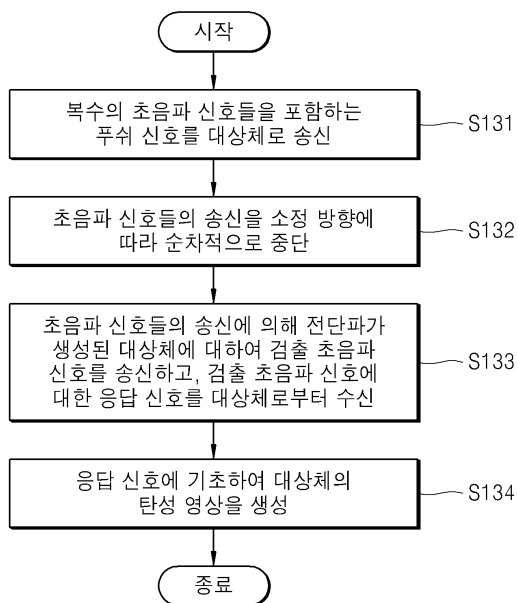
도면11



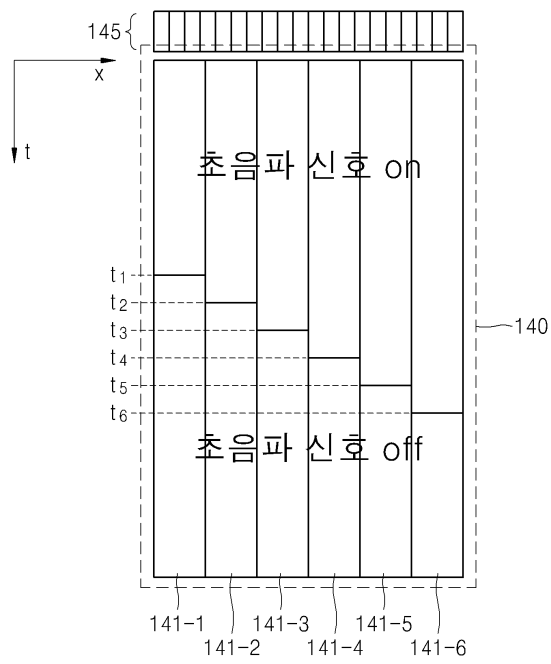
도면12



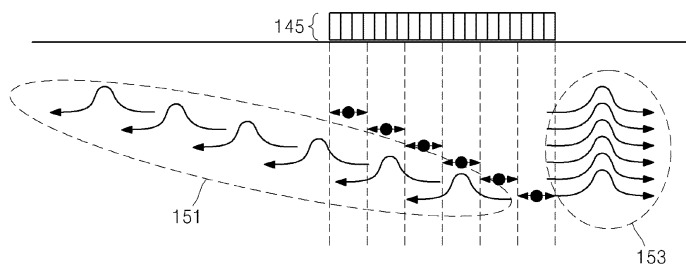
도면13



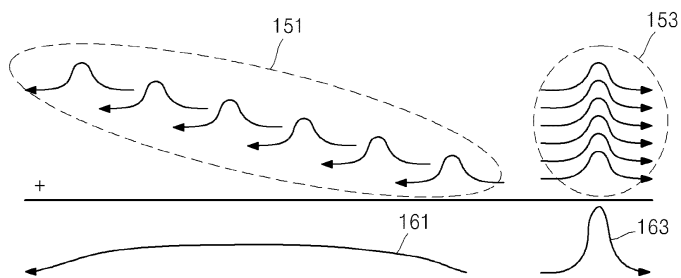
도면14



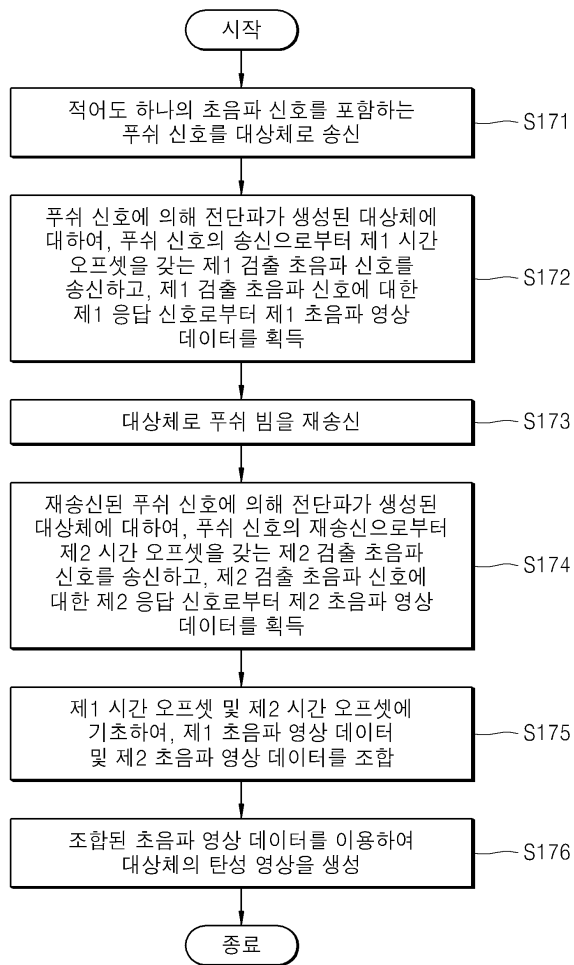
도면15



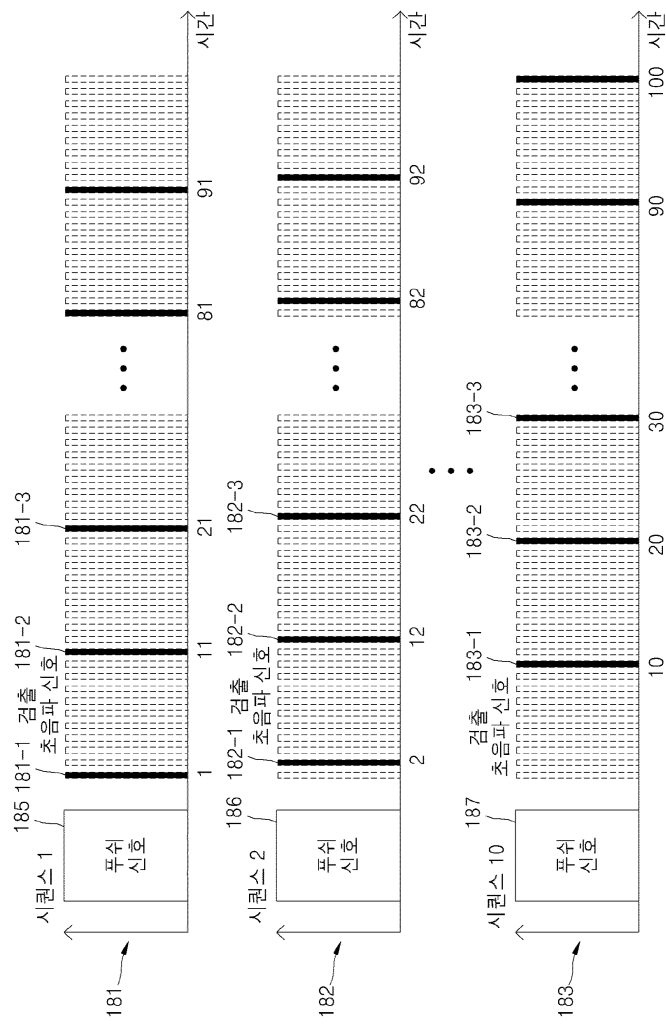
도면16



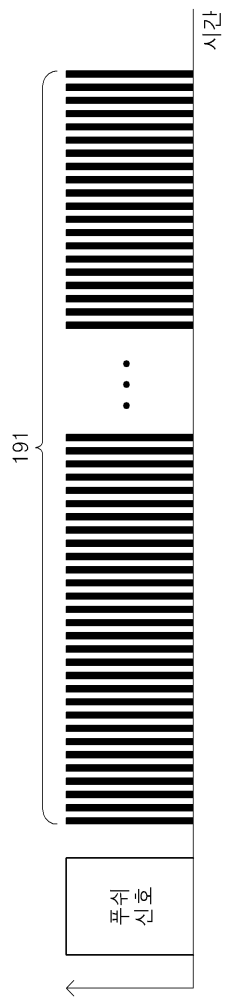
도면17



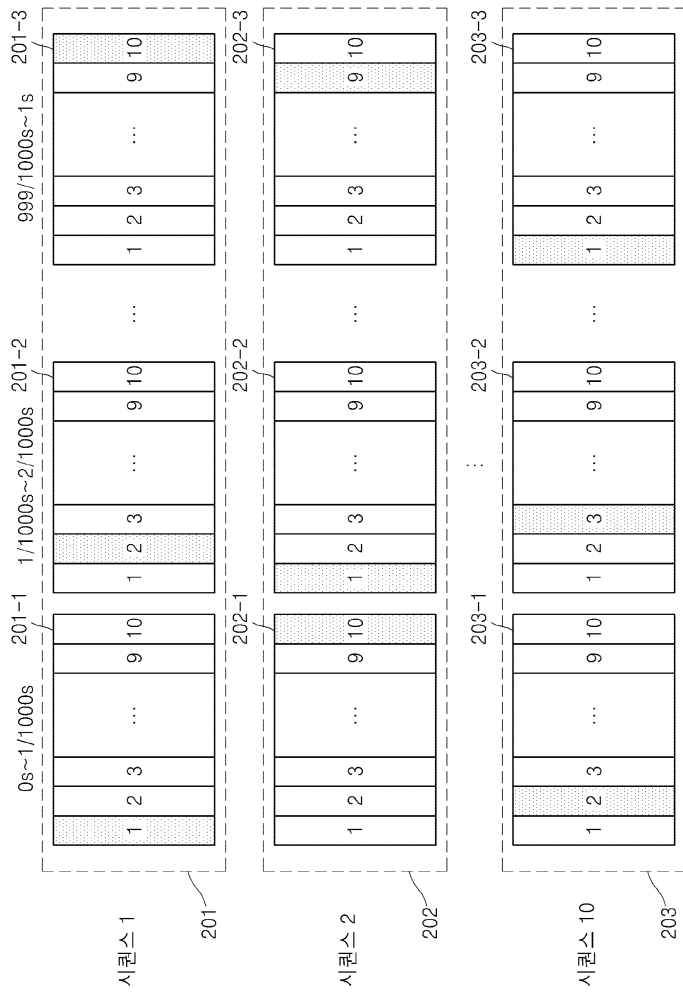
도면18



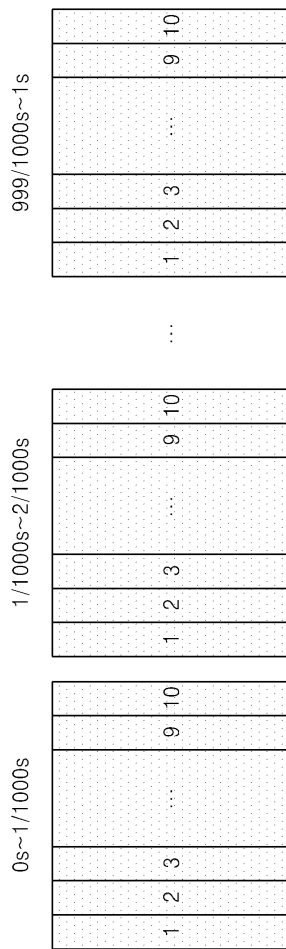
도면19



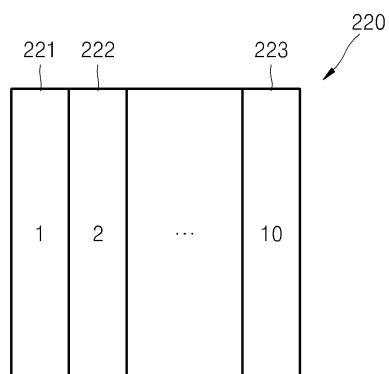
도면20



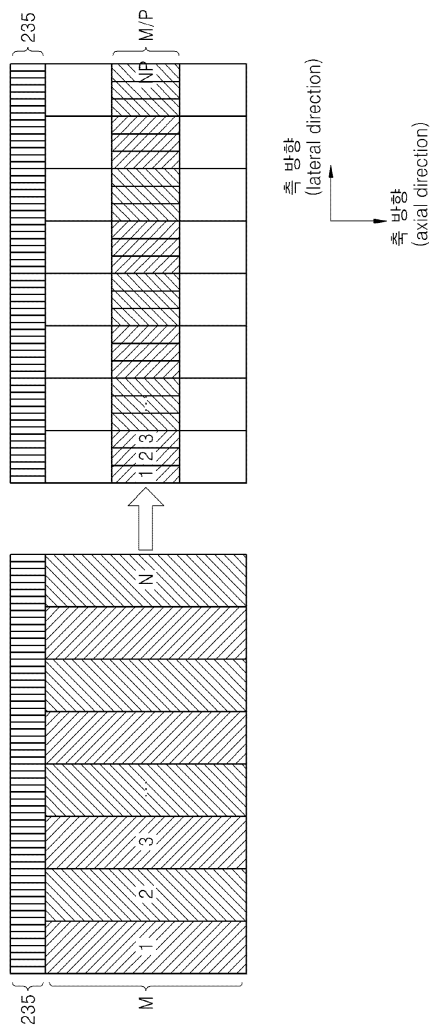
도면21



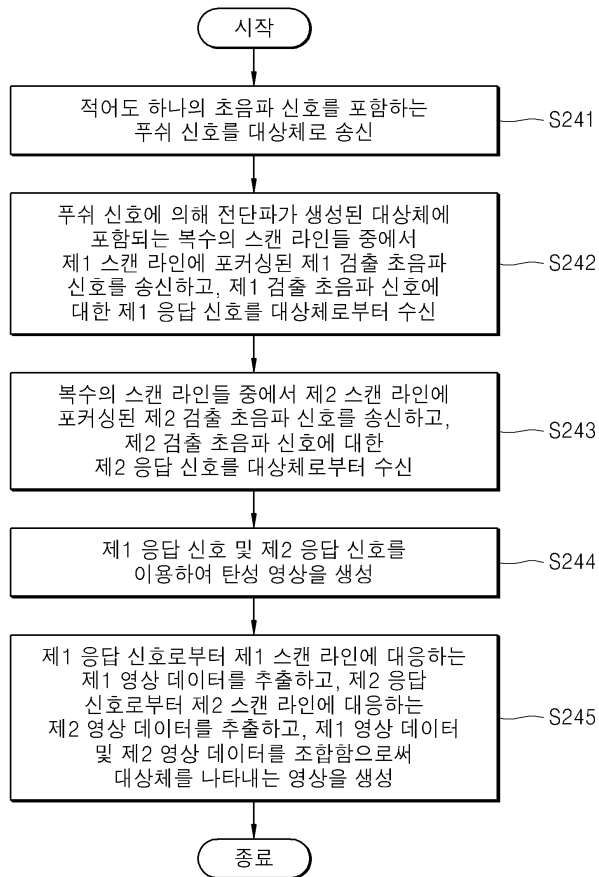
도면22



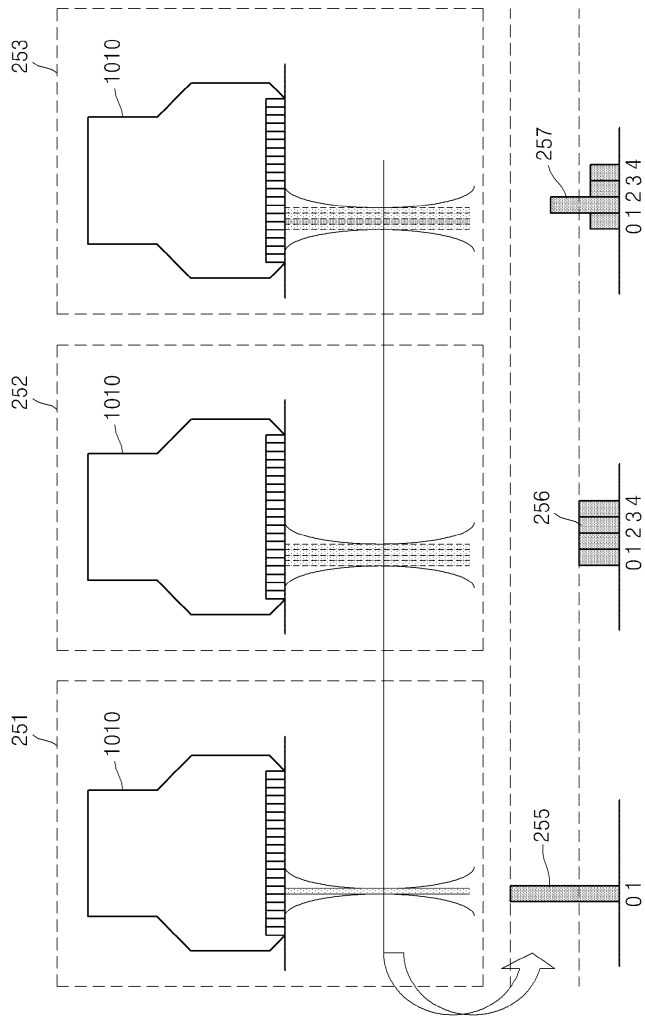
도면23



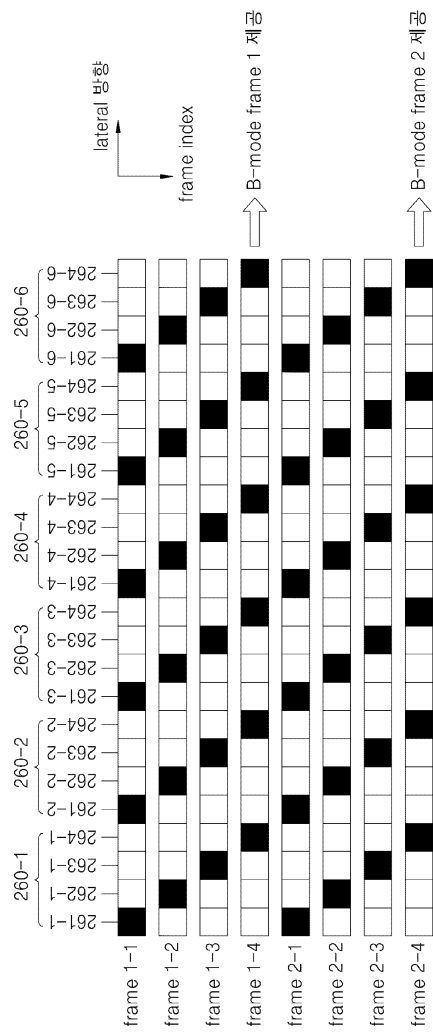
도면24



도면25

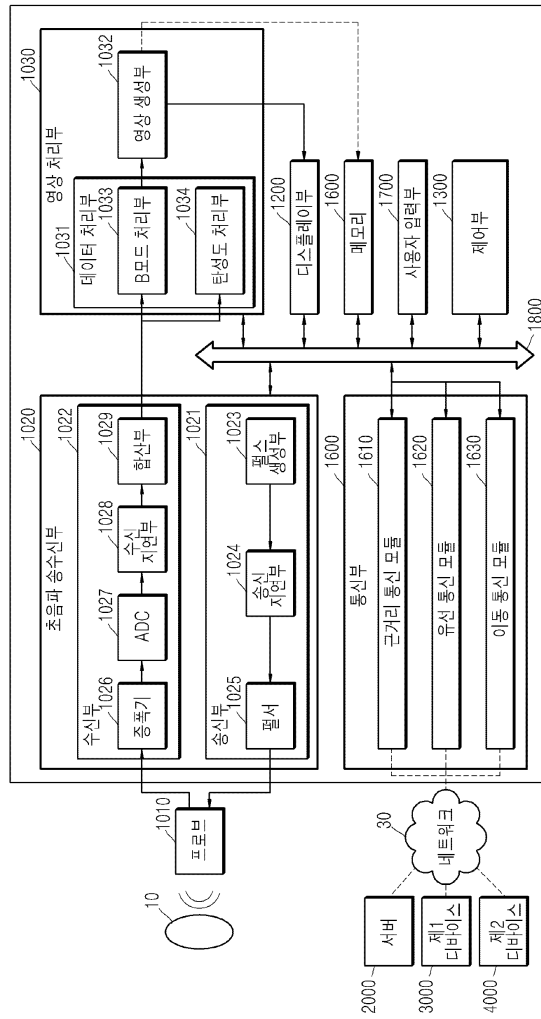


도면26



도면27

1000



专利名称(译)	产生弹性图像的方法和超声诊断设备		
公开(公告)号	KR1020160041925A	公开(公告)日	2016-04-18
申请号	KR1020167003542	申请日	2014-08-07
[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	LEE MIN GU 이민구 SHIM HWAN 심환 JUNG YUN SUB 정운섭 CHEON BYEONG GEUN 천병근 KIM YOUNG TAE 김영태		
发明人	이민구 심환 정운섭 천병근 김영태		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/52026 A61B8/4483 A61B8/4488 A61B8/5223		
优先权	61/864799 2013-08-12 US		
其他公开文献	KR101874101B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明公开了一种弹性视频产生方法，包括以下步骤：将包括多个超声波信号的芒聚焦的推动信号发送到与物体不同的方向的步骤：发送关于产生剪切波的物体的检测超声波信号的步骤具有通过芒聚焦的推动信号，以及接收关于来自物体的检测超声信号的应答信号的步骤和基于应答信号产生物体的弹性图像的步骤。

