



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0037577
(43) 공개일자 2016년04월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0130328

(22) 출원일자 2014년09월29일

심사청구일자 2014년10월15일

(71) 출원인

삼성전자주식회사

경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)

(72) 발명자

최기완

경기도 안양시 동안구 관악대로106번길 72, 115동 1102호 (비산동, 비산롯데캐슬)

박준호

경기도 화성시 동탄지성로 333, 109동 903호 (기산동, 행림마을삼성래미안1차아파트)

이형기

경기도 성남시 분당구 동판교로 122, 213동 2002호 (백현동, 백현마을2단지아파트)

(74) 대리인

리엔특허법인

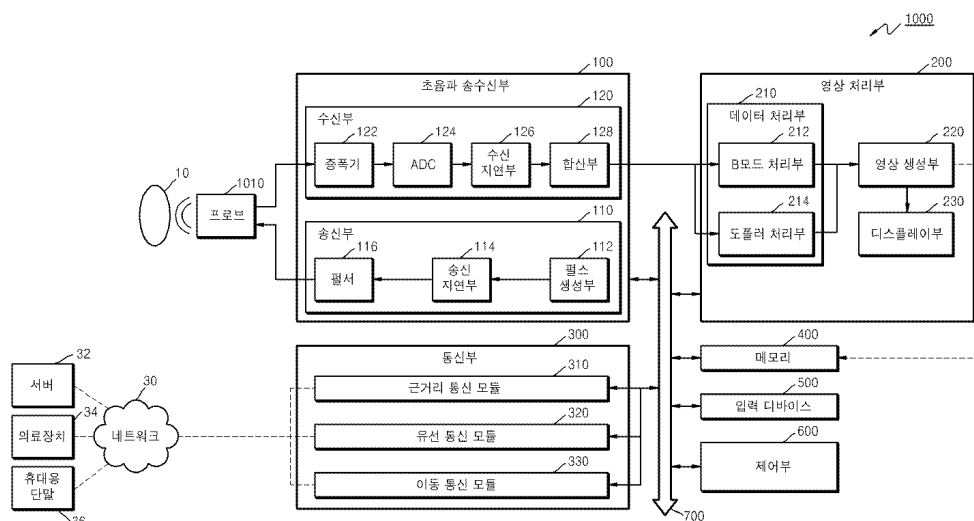
전체 청구항 수 : 총 16 항

(54) 발명의 명칭 곡면 프로브를 이용하여 탄성 영상을 생성하는 방법 및 그 의료 영상 장치

(57) 요약

곡면 프로브를 이용하여 탄성 영상을 제공하는 방법 및 초음파 진단 장치가 제공된다. 곡면 배열 프로브를 포함하는 초음파 영상 장치가 초음파 탄성 영상을 생성하는 방법은, 곡면 배열 프로브를 이용하여 대상체를 푸싱(pusing)하는 제 1 초음파 신호를 제 1 방향으로 송신함으로써, 제 2 방향으로 진행하는 전단파(shear wave)를 유도하는 전단파 유도 단계와, 곡면 배열 프로브를 이용하여 제 2 방향에 평행한 방향의 직선 파형을 가지는 평면파인 제 2 초음파 신호를 대상체에 송신하고, 제 2 초음파 신호가 대상체에 의해 반사되어 돌아오는 응답 신호(echo signal)를 수신하는 응답 신호 획득 단계, 및 수신된 응답 신호를 이용하여 대상체에 대한 탄성 영상을 생성하는 영상 생성 단계를 포함한다.

대표도



명세서

청구범위

청구항 1

곡면 배열 프로브를 포함하는 초음파 영상 장치가 초음파 탄성 영상을 생성하는 방법에 있어서,

상기 곡면 배열 프로브를 이용하여 대상체를 푸싱(pusing)하는 제 1 초음파 신호를 제 1 방향으로 송신함으로써, 제 2 방향으로 진행하는 전단파(shear wave)를 유도하는 전단파 유도 단계;

상기 곡면 배열 프로브를 이용하여 상기 제 2 방향에 평행한 방향의 직선 파형을 가지는 평면파인 제 2 초음파 신호를 상기 대상체에 송신하고, 상기 제 2 초음파 신호가 상기 대상체에 의해 반사되어 돌아오는 응답 신호(echo signal)를 수신하는 응답 신호 획득 단계; 및

상기 수신된 응답 신호를 이용하여 상기 대상체에 대한 탄성 영상을 생성하는 영상 생성 단계를 포함하는, 탄성 영상 생성 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 응답 신호 획득 단계는,

상기 곡면 배열 프로브에 포함된 복수의 트랜스듀서에 의해 발생하는 초음파에 대한 각각의 딜레이(delay)를 제어함으로써, 상기 제 2 초음파 신호를 발생시키는 단계를 포함하는, 탄성 영상 생성 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 제 2 초음파 신호는,

상기 제 2 초음파 신호의 초점이 상기 프로브의 표면과 상기 프로브의 곡면 중심점의 사이에 위치하는 것을 특징으로 하는, 탄성 영상 생성 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 방향은 상기 탄성 영상의 깊이 방향인, 탄성 영상 생성 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 제 2 방향은 상기 제 1 방향과 수직인, 탄성 영상 생성 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 영상 생성 단계는,

상기 수신된 응답 신호를 사각 스캔 포맷(rectangle scan format)에 기초하여 빔포밍(beamforming)하는 단계를 포함하는, 탄성 영상 생성 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 영상 생성 단계는,

상기 빔포밍된 신호에 기초하여 진단파에 관련된 변위를 결정하는 단계; 및

상기 결정된 변위에 기초하여 탄성 영상을 생성하는 단계를 더 포함하는, 탄성 영상 생성 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 진단파에 관련된 변위를 결정하는 단계는,

상기 빔포밍된 신호에 대한 주사 변환(scan conversion)을 수행하지 않고 변위 데이터(displacement data)를 생성하는 것을 특징으로 하는, 탄성 영상 생성 방법.

청구항 9

곡면에 배열된 복수의 트랜스듀서를 포함하는 곡면 배열 프로브;

상기 곡면 배열 프로브를 이용하여 대상체를 푸싱(pusing)하는 제 1 초음파 신호를 제 1 방향으로 송신함으로써, 제 2 방향으로 진행되는 진단파(shear wave)를 유도하고, 상기 곡면 배열 프로브를 이용하여 상기 제 2 방향에 평행한 방향의 직선 파형을 가지는 평면파인 제 2 초음파 신호를 상기 대상체에 송신하고, 상기 제 2 초음파 신호가 상기 대상체에 의해 반사되어 돌아오는 응답 신호(echo signal)를 수신하는 초음파 송수신부; 및

상기 수신된 응답 신호를 이용하여 상기 대상체에 대한 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함하는, 초음파 진단 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 초음파 송수신부는,

상기 복수의 트랜스듀서에 의해 발생하는 초음파에 대한 각각의 딜레이(delay)를 제어함으로써, 상기 제 2 초음파 신호를 발생시키는, 초음파 진단 장치.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 제 2 초음파 신호는,

상기 제 2 초음파 신호의 초점이 상기 프로브의 표면과 상기 프로브의 곡면 중심점의 사이에 위치하는 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

청구항 12

제 9 항에 있어서,

상기 제 1 방향은 상기 탄성 영상의 깊이 방향인, 초음파 진단 장치.

청구항 13

제 9 항에 있어서,

상기 제 2 방향은 상기 제 1 방향과 수직인, 초음파 진단 장치.

청구항 14

제 9 항에 있어서,

상기 초음파 송수신부는,

상기 수신된 응답 신호를 사각 스캔 포맷(rectangle scan format)에 기초하여 빔포밍(beamforming)하는, 초음파 진단 장치.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 영상 처리부는,

상기 빔포밍된 신호에 기초하여 진단파에 대한 변위 데이터를 생성하고, 상기 변위 데이터에 기초하여 탄성 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 영상 처리부는,

상기 빔포밍된 신호에 대한 주사 변환(scan conversion)을 수행하지 않고 변위 데이터(displacement data)를 생성하는 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 탄성 영상 제공 방법 및 의료 영상 장치에 관한 것으로, 보다 상세하게는 곡면 프로브를 이용하여 탄성 영상을 제공하는 방법 및 초음파 진단 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 인체 내부를 비침습적 방법으로 관찰하고 진단하기 위하여 다양한 의료 영상 장치들이 이용되고 있다. 특히, 초음파 진단 장치는 프로브(probe)의 트랜스듀서(transducer)로부터 생성되는 초음파 신호를 대상체로 조사하고, 대상체로부터 반사된 에코 신호의 정보를 수신하여 대상체 내부의 부위에 대한 영상을 얻는다. 특히, 초음파 진단 장치는 대상체 내부의 관찰, 이물질 검출, 및 상해 측정 등 의학적 목적으로 사용된다. 이러한 초음파 진단 장치는 X선을 이용하는 진단 장치에 비하여 안정성이 높고, 실시간으로 영상의 디스플레이가 가능하며, 방사능 피폭이 없어 안전하다는 장점이 있어서 다른 화상 진단 장치와 함께 널리 이용된다.

[0003] 프로브는 용도에 따라 여러 가지 형태를 가질 수 있다. 예를 들어, 초음파를 이용하는 의료 영상 장치는 복수의 진동자가 선상으로 배열된 선상 배열 프로브(Linear Array Probe), 복수의 진동자들이 동시에 구동되는 위상차 배열 프로브(Phased Probe), 또는 볼록한 곡면에 진동자가 배열된 컨벡스 프로브(Convex Probe) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0004] 선상 배열 프로브는 주로 작은 표재성 장기의 좁은 영역을 관찰하기 위하여 이용되므로, 의료 영상 장치에 포함되는 선상 배열 프로브는 일반적으로 얇은 깊이(depth) 범위 내에서만 영상을 생성할 수 있도록 구성된다. 이에 반해서, 컨벡스 프로브와 같이 진동자가 곡면에 배열된 곡면 배열 프로브는 일반적으로 선상 배열 프로브 보다 깊은 깊이(depth) 범위 내에서 영상을 생성할 수 있도록 구성된다.

[0005] 곡면 배열 프로브를 이용하여 탄성 영상을 생성하는 경우, 곡면 배열 프로브의 특성으로 인하여 탄성 영상에 오차가 발생할 수 있으며, 주사 변환(scan conversion)이 수행되어야 하므로 영상을 생성하기 위해 선상 배열 프로브에 비해 상대적으로 많은 시간이 소요될 수 있다. 따라서, 선상 배열 프로브에 비해 깊은 깊이에 대해 이용 가능한 곡면 배열 프로브를 이용하여 보다 효율적으로 탄성 영상을 생성할 수 있는 의료 영상 장치가 필요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명의 일 실시 예는 곡면 배열 프로브를 이용하여 보다 효율적으로 탄성 영상을 생성할 수 있는 의료 영상 장치 및 그 제어 방법을 제공한다.

과제의 해결 수단

- [0007] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 일부 실시 예에 따라 곡면 배열 프로브를 포함하는 초음파 영상 장치가 초음파 탄성 영상을 생성하는 방법은, 곡면 배열 프로브를 이용하여 대상체를 푸싱(pusing)하는 제 1 초음파 신호를 제 1 방향으로 송신함으로써, 제 2 방향으로 진행하는 전단파(shear wave)를 유도하는 전단파 유도 단계와, 곡면 배열 프로브를 이용하여 제 2 방향에 평행한 방향의 직선 파형을 가지는 평면파인 제 2 초음파 신호를 대상체에 송신하고, 제 2 초음파 신호가 대상체에 의해 반사되어 돌아오는 응답 신호(echo signal)를 수신하는 응답 신호 획득 단계, 및 수신된 응답 신호를 이용하여 대상체에 대한 탄성 영상을 생성하는 영상 생성 단계를 포함할 수 있다.
- [0008] 또한, 다른 일부 실시 예에 따르면, 응답 신호 획득 단계는 곡면 배열 프로브에 포함된 복수의 트랜스듀서에 의해 발생하는 초음파에 대한 각각의 딜레이(delay)를 제어함으로써, 제 2 초음파 신호를 발생시키는 단계를 포함할 수 있다.
- [0009] 또한, 또 다른 일부 실시 예에 따르면, 제 2 초음파 신호는 제 2 초음파 신호의 초점이 프로브의 표면과 프로브의 곡면 중심점의 사이에 위치하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0010] 또한, 또 다른 일부 실시 예에 따르면, 제 1 방향은 탄성 영상의 깊이 방향인 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0011] 또한, 또 다른 일부 실시 예에 따르면, 제 2 방향은 제 1 방향과 수직인 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0012] 또한, 또 다른 일부 실시 예에 따르면, 영상 생성 단계는 수신된 응답 신호를 사각 스캔 포맷(rectangle scan format)에 기초하여 빔포밍(beamforming)하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0013] 또한, 또 다른 일부 실시 예에 따르면, 영상 생성 단계는 빔포밍된 신호에 기초하여 전단파에 관련된 변위를 결정하는 단계 및 상기 결정된 변위에 기초하여 탄성 영상을 생성하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0014] 또한, 또 다른 일부 실시 예에 따르면, 전단파에 관련된 변위를 결정하는 단계는 빔포밍된 신호에 대한 주사 변환(scan conversion)을 수행하지 않고 변위 데이터(displacement data)를 생성하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0015] 상술한 기술적 과제를 해결하기 위한 수단으로서, 일부 실시 예에 따른 초음파 진단 장치는, 곡면에 배열된 복수의 트랜스듀서를 포함하는 곡면 배열 프로브와, 곡면 배열 프로브를 이용하여 대상체를 푸싱(pusing)하는 제 1 초음파 신호를 제 1 방향으로 송신함으로써, 제 2 방향으로 진행하는 전단파(shear wave)를 유도하고, 곡면 배열 프로브를 이용하여 제 2 방향에 평행한 방향의 직선 파형을 가지는 평면파인 제 2 초음파 신호를 대상체에 송신하고, 제 2 초음파 신호가 대상체에 의해 반사되어 돌아오는 응답 신호(echo signal)를 수신하는 초음파 송수신부 및 수신된 응답 신호를 이용하여 대상체에 대한 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함할 수 있다.
- [0016] 또한, 다른 일부 실시 예에 따르면, 초음파 송수신부는 복수의 트랜스듀서에 의해 발생하는 초음파에 대한 각각의 딜레이(delay)를 제어함으로써, 제 2 초음파 신호를 발생시키는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0017] 또한, 또 다른 일부 실시 예에 따르면, 제 2 초음파 신호는 제 2 초음파 신호의 초점이 프로브의 표면과 프로브의 곡면 중심점의 사이에 위치하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0018] 또한, 또 다른 일부 실시 예에 따르면, 제 1 방향은 탄성 영상의 깊이 방향인 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0019] 또한, 또 다른 일부 실시 예에 따르면, 제 2 방향은 제 1 방향과 수직인 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0020] 또한, 또 다른 일부 실시 예에 따르면, 초음파 송수신부는 수신된 응답 신호를 사각 스캔 포맷(rectangle scan format)에 기초하여 빔포밍(beamforming)하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0021] 또한, 또 다른 일부 실시 예에 따르면, 영상 처리부는 빔포밍된 신호에 기초하여 전단파에 대한 변위 데이터를 생성하고, 결정된 변위에 기초하여 탄성 영상을 생성하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0022] 또한, 또 다른 일부 실시 예에 따르면, 영상 처리부는 빔포밍된 신호에 대한 주사 변환(scan conversion)을 수행하지 않고 변위 데이터(displacement data)를 생성하는 것을 특징으로 할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0023] 본 발명은, 다음의 자세한 설명과 그에 수반되는 도면들의 결합으로 쉽게 이해될 수 있으며, 참조 번호(reference numerals)들은 구조적 구성요소(structural elements)를 의미한다.

도 1은 본 발명의 일 실시 예와 관련된 초음파 진단 장치의 구성을 도시한 블록도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시 예와 관련된 무선 프로브의 구성을 도시한 블록도이다.

도 3은 대상체 내에서 발생하는 전단파(shear wave)를 설명하기 위한 도면이다.

도 4는 일부 실시 예에 따라 탄성 영상을 생성하는 프로세스를 도시한 순서도이다.

도 5는 일부 실시 예에 따라 곡면 배열 프로브를 이용하여 전단파를 유도하는 제 1 초음파 신호의 송신 방향을 설명하기 위한 예시도이다.

도 6은 도 5에 도시된 실시 예에 따라 제 1 초음파 신호와 유도된 전단파의 변위 데이터 내에서의 위치를 설명하기 위한 예시도이다.

도 7은 다른 일부 실시 예에 따라 곡면 배열 프로브를 이용하여 전단파를 유도하는 제 1 초음파 신호의 송신 방향을 설명하기 위한 예시도이다.

도 8은 도 7에 도시된 실시 예에 따라 제 1 초음파 신호와 유도된 전단파의 변위 데이터 내에서의 위치를 설명하기 위한 예시도이다.

도 9는 일부 실시 예에 따라 의료 영상 장치가 응답 신호를 획득하는 프로세스를 도시한 순서도이다.

도 10은 프로브로부터 송신되는 제 2 초음파 신호의 형태를 설명하기 위한 개념도이다.

도 11은 도 7에 도시된 실시 예에 기초하여 유도된 전단파를 추적하기 위한 제 2 초음파 신호를 설명하기 위한 개념도이다.

도 12는 곡면 배열 프로브를 이용하여 평면파를 발생시키는 방법을 설명하기 위한 개념도이다.

도 13은 제 2 초음파 신호의 초점 위치에 따라 결정되는 각 트랜스듀서들의 딜레이를 도시한 그래프이다.

도 14는 도 5에 도시된 실시 예에 기초하여 유도된 전단파를 추적하기 위한 제 2 초음파 신호를 설명하기 위한 개념도이다.

도 15는 일부 실시 예에 따라 의료 영상 장치가 탄성 영상을 생성하는 프로세스를 도시한 순서도이다.

도 16은 제 2 초음파 신호의 파형이 곡선인 경우에 주사 변환(scan conversion) 과정을 이용하여 의료 영상 장치가 탄성 영상을 생성하는 영상 처리 프로세스를 설명하기 위한 개념도이다.

도 17은 제 2 초음파 신호가 파형이 직선인 평면파인 경우에 의료 영상 장치가 탄성 영상을 생성하는 영상 처리 프로세스를 설명하기 위한 개념도이다.

도 18은 일부 실시 예에 따른 초음파 진단 장치의 구조를 간단히 도시한 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0024] 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.

[0025] 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.

[0026] 명세서 전체에서 의료 영상 장치는 “초음파 진단 장치”로 언급될 수 있으나, 본 발명이 초음파 진단 장치에만 한정되는 것은 아니며, 본 발명은 초음파를 이용하는 다른 의료 영상 장치에 적용될 수도 있다.

[0027] 명세서 전체에서 “초음파 영상”이란 초음파를 이용하여 획득된 대상체(object)에 대한 영상을 의미한다. 또한, 대상체는 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. 또한, 대상체는 팬텀(phantom)을 포함할 수도

있으며, 팬텀은 생물의 밀도와 실험 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미할 수 있다.

- [0028] 또한, 명세서 전체에서 "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상 병리사, 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으며, 의료 장치를 수리하는 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0029] 또한, 명세서 전체에서 "전단파(shear wave)"는 탄성 매질 내에서의 음파를 의미할 수 있다.
- [0030] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예 들을 상세히 설명한다.
- [0031] 도 1은 본 발명의 일 실시 예와 관련된 초음파 진단 장치(1000)의 구성을 도시한 블록도이다. 일 실시 예에 의한 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(1010), 초음파 송수신부(100), 영상 처리부(200), 통신부(300), 메모리(400), 입력 디바이스(500), 및 제어부(600)를 포함할 수 있으며, 상술한 여러 구성들은 버스(700)를 통해 서로 연결될 수 있다.
- [0032] 초음파 진단 장치(1000)는 카트형뿐만 아니라 휴대형으로도 구현될 수 있다. 휴대형 초음파 진단 장치의 예로는 팩스 뷰어(PACS viewer), 스마트 폰(smart phone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0033] 프로브(1010)는, 초음파 송수신부(100)로부터 인가된 구동 신호(driving signal)에 따라 대상체(10)로 초음파 신호를 송출하고, 대상체(10)로부터 반사된 에코 신호를 수신한다. 프로브(1010)는 복수의 트랜스듀서를 포함할 수 있으며, 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. 일부 실시 예에 따르면, 프로브(1010)는 초음파를 발생시키는 복수의 트랜스듀서가 곡면에 배열된 곡면 배열 프로브일 수 있다.
- [0034] 송신부(110)는 프로브(1010)에 구동 신호를 공급하며, 펄스 생성부(112), 송신 지연부(114), 및 펄서(116)를 포함한다. 펄스 생성부(112)는 소정의 펄스 반복 주파수(PRF, Pulse Repetition Frequency)에 따른 송신 초음파를 형성하기 위한 펄스(pulse)를 생성하며, 송신 지연부(114)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. 펄서(116)는, 지연 시간이 적용된 각각의 펄스에 대응하는 타이밍(timing)으로, 프로브(1010)에 구동 신호(또는, 구동 펄스(driving pulse))를 인가할 수 있다.
- [0035] 수신부(120)는 프로브(1010)로부터 수신되는 에코 신호를 처리하여 초음파 데이터를 생성하며, 증폭기(122), ADC(아날로그 디지털 컨버터, Analog Digital converter)(124), 수신 지연부(126), 및 합산부(128)를 포함할 수 있다. 증폭기(122)는 에코 신호를 각 채널(channel) 마다 증폭하며, ADC(124)는 증폭된 에코 신호를 아날로그-디지털 변환한다. 수신 지연부(126)는 수신 지향성(reception directionality)을 결정하기 위한 지연 시간을 디지털 변환된 에코 신호에 적용하고, 합산부(128)는 수신 지연부(126)에 의해 처리된 에코 신호를 합산함으로써 초음파 데이터를 생성한다. 한편, 수신부(120)는 그 구현 형태에 따라 증폭기(122)를 포함하지 않을 수도 있다. 즉, 프로브(1010)의 감도가 향상되거나 ADC(124)의 처리 비트(bit) 수가 향상되는 경우, 증폭기(122)는 생략될 수도 있다.
- [0036] 영상 처리부(200)는 초음파 송수신부(100)에서 생성된 초음파 데이터에 대한 초음파 영상을 생성하고 디스플레이한다. 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.
- [0037] B 모드 처리부(212)는, 초음파 데이터로부터 B 모드 성분을 추출하여 처리한다. 영상 생성부(220)는, B 모드 처리부(212)에 의해 추출된 B 모드 성분에 기초하여 신호의 강도가 휘도(brightness)로 표현되는 초음파 영상을 생성할 수 있다.
- [0038] 마찬가지로, 도플러 처리부(214)는, 초음파 데이터로부터 도플러 성분을 추출하고, 영상 생성부(220)는 추출된 도플러 성분에 기초하여 대상체의 움직임을 컬러 또는 파형으로 표현하는 도플러 영상을 생성할 수 있다.
- [0039] 일 실시 예에 의한 영상 생성부(220)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. 나아가, 영상

생성부(220)는 초음파 영상 상에 여러 가지 부가 정보를 텍스트, 그래픽으로 표현할 수도 있다. 한편, 생성된 초음파 영상은 메모리(400)에 저장될 수 있다.

- [0040] 디스플레이부(230)는 생성된 초음파 영상을 표시 출력한다. 디스플레이부(230)는, 초음파 영상뿐 아니라 초음파 진단 장치(1000)에서 처리되는 다양한 정보를 GUI(Graphic User Interface)를 통해 화면 상에 표시 출력할 수 있다. 한편, 초음파 진단 장치(1000)는 구현 형태에 따라 둘 이상의 디스플레이부(230)를 포함할 수 있다.
- [0041] 통신부(300)는, 유선 또는 무선으로 네트워크(30)와 연결되어 외부 디바이스나 서버와 통신한다. 통신부(300)는 의료 영상 정보 시스템(PACS, Picture Archiving and Communication System)을 통해 연결된 병원 서버나 병원 내의 다른 의료 장치와 데이터를 주고 받을 수 있다. 또한, 통신부(300)는 의료용 디지털 영상 및 통신(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 데이터 통신할 수 있다.
- [0042] 통신부(300)는 네트워크(30)를 통해 대상체(10)의 초음파 영상, 초음파 데이터, 도플러 데이터 등 대상체의 진단과 관련된 데이터를 송수신할 수 있으며, CT, MRI, X-ray 등 다른 의료 장치에서 촬영한 의료 영상 또한 송수신할 수 있다. 나아가, 통신부(300)는 서버로부터 환자의 진단 이력이나 치료 일정 등에 관한 정보를 수신하여 대상체(10)의 진단에 활용할 수도 있다. 나아가, 통신부(300)는 병원 내의 서버나 의료 장치뿐만 아니라, 의사나 환자의 휴대용 단말과 데이터 통신을 수행할 수도 있다.
- [0043] 통신부(300)는 유선 또는 무선으로 네트워크(30)와 연결되어 서버(32), 의료 장치(34), 또는 휴대용 단말(36)과 데이터를 주고 받을 수 있다. 통신부(300)는 외부 디바이스와 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수 있으며, 예를 들어 근거리 통신 모듈(310), 유선 통신 모듈(320), 및 이동 통신 모듈(330)을 포함할 수 있다.
- [0044] 근거리 통신 모듈(310)은 소정 거리 이내의 근거리 통신을 위한 모듈을 의미한다. 본 발명의 일 실시 예에 따른 근거리 통신 기술에는 무선 랜(Wireless LAN), 와이파이(Wi-Fi), 블루투스, 지그비(zigbee), WFD(Wi-Fi Direct), UWB(ultra wideband), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association), BLE (Bluetooth Low Energy), NFC(Near Field Communication) 등이 있을 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0045] 유선 통신 모듈(320)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.
- [0046] 이동 통신 모듈(330)은, 이동 통신망 상에서 기지국, 외부의 단말, 서버 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.
- [0047] 메모리(400)는 초음파 진단 장치(1000)에서 처리되는 여러 가지 정보를 저장한다. 예를 들어, 메모리(400)는 입/출력되는 초음파 데이터, 초음파 영상 등 대상체의 진단에 관련된 의료 데이터를 저장할 수 있고, 초음파 진단 장치(1000) 내에서 수행되는 알고리즘이나 프로그램을 저장할 수도 있다.
- [0048] 메모리(400)는 플래시 메모리, 하드디스크, EEPROM 등 여러 가지 종류의 저장매체로 구현될 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(1000)는 웹 상에서 메모리(400)의 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지(web storage) 또는 클라우드 서버를 운영할 수도 있다.
- [0049] 입력 디바이스(500)는, 사용자로부터 초음파 진단 장치(1000)를 제어하기 위한 데이터를 입력받는 수단을 의미한다. 입력 디바이스(500)는 키 패드, 마우스, 터치 패널, 터치 스크린, 트랙볼, 조그 스위치 등 하드웨어 구성을 포함할 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니며, 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 수 있다.
- [0050] 제어부(600)는 초음파 진단 장치(1000)의 동작을 전반적으로 제어한다. 즉, 제어부(600)는 도 1에 도시된 프로브(1010), 초음파 송수신부(100), 영상 처리부(200), 통신부(300), 메모리(400), 및 입력 디바이스(500) 간의 동작을 제어할 수 있다.
- [0051] 프로브(1010), 초음파 송수신부(100), 영상 처리부(200), 통신부(300), 메모리(400), 입력 디바이스(500) 및 제어부(600) 중 일부 또는 전부는 소프트웨어 모듈에 의해 동작할 수 있으나 이에 제한되지 않으며, 상술한 구성 중 일부가 하드웨어에 의해 동작할 수도 있다. 또한, 초음파 송수신부(100), 영상 처리부(200), 및 통신부(300) 중 적어도 일부는 제어부(600)에 포함될 수 있으나, 이러한 구현 형태에 제한되지는 않는다.

- [0052] 도 2는 본 발명의 일 실시 예와 관련된 무선 프로브(2000)의 구성을 도시한 블록도이다. 무선 프로브(2000)는, 도 1에서 설명한 바와 같이 복수의 트랜스듀서를 포함하며, 구현 형태에 따라 도 1의 초음파 송수신부(100)의 구성을 일부 또는 전부 포함할 수 있다.
- [0053] 도 2에 도시된 실시 예에 의한 무선 프로브(2000)는, 송신부(2100), 트랜스듀서(2200), 및 수신부(2300)를 포함하며, 각각의 구성에 대해서는 1에서 설명한 바 있으므로 자세한 설명은 생략한다. 한편, 무선 프로브(2000)는 그 구현 형태에 따라 수신 지연부(2330)와 합산부(2340)를 선택적으로 포함할 수도 있다.
- [0054] 무선 프로브(2000)는, 대상체(10)로 초음파 신호를 송신하고 에코 신호를 수신하며, 초음파 데이터를 생성하여 도 1의 초음파 진단 장치(1000)로 무선 전송할 수 있다.
- [0055] 도 3은 대상체 내에서 발생하는 전단파(shear wave)를 설명하기 위한 도면이다.
- [0056] 도 3(a)에 도시된 바와 같이, 일부 실시 예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 대상체의 일부 영역을 푸싱하기 위한 초음파 신호(설명 편의상, 이하 ‘제 1 초음파 신호’라 함)를 대상체(10)로 송신할 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(1010)의 채널들 중 일부(예를 들어, 32 내지 40 개의 채널들)를 이용하여, 대상체(10)에 긴 파장의 제 1 초음파 신호(301)를 송신할 수 있다. 일부 실시 예에 따르면, 초음파 진단 장치(1000)는 집속된 제 1 초음파 신호(301)를 대상체(10)의 일부 영역에 송신할 수 있다.
- [0057] 이 경우, 대상체(10) 내부에서 제 1 초음파 신호(301)에 의해 전단파(shear wave)(302)가 생성될 수 있다. 예를 들어, 제 1 초음파 신호(301)에 의해 푸싱된 영역을 중심으로 하여 전파되는 전단파(302)가 생성될 수 있다. 전단파(302)는 약 1 내지 10 m/s의 속도를 가질 수 있다. 전단파(302)의 속도(예컨대, 1-10 m/s)는 대상체(10) 내에서 초음파 신호의 평균 속도(즉, 1540 m/s)보다 매우 느리기 때문에, 초음파 장치(1000)는 초음파 신호(이하, ‘제 2 초음파 신호’라 함)를 이용하여 전단파(302)를 추적할 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 전단파(302)의 진행 방향으로 추적 초음파 신호를 송신함으로써, 전단파(302)의 속도를 추적할 수 있다. 여기서, 추적 초음파 신호의 파장은 제 1 초음파 신호(301)의 파장보다 짧을 수 있다.
- [0058] 집속된 제 1 초음파 신호(301)의 진행 방향에 수직하는 방향으로 전단파(302)가 유도되므로, 대상체(10) 중 집속된 초음파 신호(301)가 진행되는 영역을 제외한 영역에 주로 전단파(302)가 유도된다.
- [0059] 또한, 도 3(b)에 도시된 바와 같이, 제 1 초음파 신호(301)는 물혹(cystis)(303)이나 뼈와 같은 단단한 오브젝트(hard inclusion)는 통과하지 못한다. 예를 들어, 프로브(101)가 물혹(303)이 존재하는 영역에 제 1 초음파 신호(301)를 송신하는 경우, 전단파(302)가 정상적으로 생성되지 않으므로 대상체(10)에 대한 부정확한 탄성 영상이 생성될 수도 있다.
- [0060] 도 4는 일부 실시 예에 따라 탄성 영상을 생성하는 프로세스를 도시한 순서도이다.
- [0061] 단계 S410에서, 초음파 진단 장치(1000)는 대상체를 푸싱하는 제 1 초음파 신호를 제 1 방향으로 대상체에 송신할 수 있다. 제 1 초음파 신호는 집속된(focused) 긴 파장의 초음파 신호일 수 있다. 예를 들어, 약 100 내지 800 cycle의 긴 펄스(long pulse)가 전단파를 유도할 위치에 수 차례 전송될 수 있다. 제 1 초음파 신호가 대상체에 송신하는 제 1 방향을 기준으로 전단파가 유도될 수 있다. 전단파는 제 1 초음파 신호의 진행 방향과 수직하는 양 방향(이하, 제 2 방향)으로 진행될 수 있다. 전단파는 1 내지 10m/s의 속도로 이동할 수 있다.
- [0062] 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(1010)를 통해서 발생하는 제 1 초음파 신호를 스티어링(steering)함으로써 제 1 방향을 결정할 수 있다. 일부 실시 예에 따르면, 제 1 방향은 프로브(1010)의 축 방향일 수 있다. 프로브(1010)의 축 방향은 탄성 영상의 깊이 방향에 대응될 수 있다.
- [0063] 프로브(1010)의 위치가 고정되어 있는 경우, 제 1 초음파 신호는 프로브(1010) 내의 한 위치에서 송신될 수도 있으며, 복수의 위치에서 순차적으로 송신될 수도 있다. 즉, 본 발명의 일 실시예에 의하면, 대상체 내에서 하나 또는 복수 개의 푸싱되는 영역이 존재할 수 있다.
- [0064] 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는, 프로브(1010)의 제 1 채널 그룹을 이용하여, 제 1 초음파 신호를 대상체에 송신하여 제 1 전단파를 생성할 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(1000)는, 프로브(1010)의 제 1 채널 그룹과 제 2 채널 그룹을 순차적으로 이용하여, 제 1 초음파 신호를 복수 회 송신함으로써, 제 1 전단파와 제 2 전단파를 생성할 수도 있다.
- [0065] 단계 S420에서, 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(1010)를 이용하여 전단파를 추적하는 제 2 초음파 신호를 대상체에 송신할 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 대상체 중 전단파가 전파(propagation)되는 영역

으로 제 2 초음파 신호를 조사할 수 있다. 일부 실시 예에 따르면, 제 2 초음파 신호는 프로브(1010)의 모든 채널을 통해서 대상체에 송신될 수 있다. 이후, 초음파 진단 장치는 제 2 초음파 신호에 대한 응답 신호를 대상체로부터 수신함으로써, 응답 신호를 획득할 수 있다. 이후, S430 단계에서 초음파 진단 장치(1000)는 영상 처리부(200)를 이용하여 탄성 영상을 생성할 수 있다.

[0066] 예를 들어, S410 단계에서 유도된 전단파를 5000 내지 12000 kFPS로 80 내지 160여 장을 관측할 수 있다. 여기서, 고속 관측을 위하여 B-mode 영상에서 사용되는 집속된 TX(Focused TX)를 사용하지 않고, 평면파를 전송할 수 있다. 평면파를 전송한 후 응답 신호를 수신함에 따라 획득된 채널 무선 주파수 데이터(channel RF data)는 빔포밍 과정을 거쳐서 빔포밍된 RF 데이터(beamformed RF data) 또는 IQ 데이터로 변환될 수 있다. 빔포밍된 RF 데이터(beamformed RF data) 또는 IQ 데이터는 변위 데이터(Displacement Data)로 변환될 수 있다.

[0067] 일반적으로, 곡면 배열 프로브가 이용되는 경우, 트랜스듀서의 초음파를 발생시키는 엘레먼트(element)들이 배열된 곡면에 따라서 스캔 라인(scan line)들을 배열한 휘어진 스캔 포맷(curved scan format)에 기초하여 빔포밍(beamforming)을 수행한다. 그러나 휘어진 스캔 포맷의 경우 스캔라인들 사이의 간격이 일정하지 않으며, 영상의 깊이(depth)가 깊어질수록 영상의 위치에 대응되는 위치의 스캔라인들 사이의 간격이 넓어져 탄성 영상을 생성할 때 스캔라인들 사이의 간격을 고려하여 계산을 수행해야 한다. 따라서 휘어진 스캔 포맷을 이용하는 경우 일반적으로 주사 변환(scan conversion)을 수행한 후, 스캔라인들 사이의 간격을 일치시킨 후 탄성 영상을 생성하여야 한다. 그러나, 본 발명의 실시 예에 따르면, 스캔라인들 사이의 간격이 일정한 사각 스캔 포맷(rectangle scan format)에 기초하여 빔포밍을 수행할 수 있다. 이에 따라서 초음파 진단 장치(1000)는 주사 변환 과정을 수행하지 않고 탄성 영상을 생성할 수 있다. 여기서, 사각 스캔 포맷에 기초하여 빔포밍을 수행하기 위하여, 초음파 진단 장치(1000)는 제 2 방향에 평행한 직선 파형을 가지며 제 1 방향으로 진행되는 평면파를 제 2 초음파 신호로 이용할 수 있다.

[0068] 도 5는 일부 실시 예에 따라 곡면 배열 프로브를 이용하여 전단파를 유도하는 제 1 초음파 신호의 송신 방향을 설명하기 위한 예시도이다.

[0069] 트랜스듀서의 초음파를 발생시키는 엘레먼트(element)들이 곡면에 배열(curved array)된 경우, 일반적으로 제 1 초음파 신호(510)는 엘레먼트(element)들이 배열된 방향으로 전송될 수 있다. 즉, 도 5에 도시된 바와 같이 제 1 초음파 신호(510)는 엘레먼트(element)들이 배열된 곡면(520)의 접평면의 법선 방향(515)으로 전송될 수 있다.

[0070] 도 6은 도 5에 도시된 실시 예에 따라 제 1 초음파 신호(510)와 유도된 전단파(610)의 변위 데이터(6000) 내에서의 위치를 설명하기 위한 예시도이다.

[0071] 프로브(1010)가 도 5에 도시된 바와 같이 법선 방향(515)으로 제 1 초음파 신호(510)를 전송하는 경우, 변위 데이터(6000) 내에서 제 1 초음파 신호(510)가 전송된 방향은 도 6에 도시된 바와 같이 깊이 방향에 대하여 비스듬한 방향일 수 있다. 도 6에 도시된 바와 같이 대상체를 푸싱하는 초음파를 전송하는 방식은 본래 각 푸시(natural angle push) 방식으로 언급될 수 있다. 이 경우, 전단파(610)는 제 1 초음파 신호(510)가 전송된 방향에 평행하게 유도되고, 제 1 초음파 신호(510)가 전송된 방향에 수직한 방향으로 전파된다. 따라서, 전단파(610)도 도 6에 도시된 바와 같이 깊이 방향에 대하여 비스듬한 방향으로 유도된다.

[0072] 사각 스캔 포맷(rectangle scan format)에 기초하여 빔포밍을 수행하고, 탄성 영상을 생성하는 경우, 변위 데이터(6000)에 기초하여 탄성 영상을 생성하므로, 탄성 영상의 깊이 방향과 유도된 전단파(610)의 방향이 일치하지 않는다. 사각 스캔 포맷(rectangle scan format)에 기초하여 빔포밍을 수행하고, 탄성 영상을 생성하기 위해서는 탄성 영상의 깊이 방향과 유도된 전단파(610)의 방향을 일치시키는 것이 바람직하다. 따라서 도 7에 도시된 바와 같이 대상체를 푸싱하는 초음파 신호를 전송하는 것이 보다 바람직하다.

[0073] 도 7은 다른 일부 실시 예에 따라 곡면 배열 프로브를 이용하여 전단파를 유도하는 제 1 초음파 신호(710)의 송신 방향을 설명하기 위한 예시도이다.

[0074] 탄성 영상의 깊이 방향과 유도되는 전단파의 방향을 일치시키기 위하여, 초음파 진단 장치(1000)는 제 1 초음파 신호(710)를 프로브(1010)의 축 방향(715)으로 전송할 수 있다. 제 1 초음파 신호(710)를 프로브(1010)의 축 방향(715)으로 전송하기 위하여, 제 1 초음파 신호(710)를 발생시키는 엘레먼트들이 제 1 초음파 신호(710)의 방향을 스티어링(steering)하도록 할 수 있다.

[0075] 도 8은 도 7에 도시된 실시 예에 따라 제 1 초음파 신호와 유도된 전단파의 변위 데이터 내에서의 위치를 설명

하기 위한 예시도이다.

- [0076] 여기서, 프로브(1010)의 축 방향(1010)은 변위 데이터(8000) 내에서 깊이 방향에 대응될 수 있다. 또한, 탄성 영상은 변위 데이터(8000)에 기초하여 생성되므로, 프로브(1010)의 축 방향(1010)은 탄성 영상의 깊이 방향에도 대응될 수 있다. 프로브(1010)가 도 7에 도시된 바와 같이 제 1 초음파 신호(710)를 프로브(1010)의 축 방향(1010)으로 전송하는 경우, 진단파(810)는 도 8에 도시된 바와 같이 영상의 깊이 방향으로 유도된다. 도 7 내지 도 8에 도시된 바와 같이 대상체를 푸싱하는 초음파를 전송하는 방식은 종적 푸시(vertical push) 방식으로 언급될 수 있다.
- [0077] 도 7에 내지 도 8에 도시된 바와 같이 제 1 초음파 신호(710)를 전송하는 경우, 보다 용이하게 진단파를 관측하는 방향과 유도된 진단파의 방향을 일치시킬 수 있다. 진단파를 관측하는 방향과 유도된 진단파의 방향을 일치 시킴에 따라서, 초음파 진단 장치는 보다 정확한 탄성 영상을 생성할 수 있다.
- [0078] 도 9는 일부 실시 예에 따라 초음파 진단 장치(1000)가 응답 신호를 획득하는 프로세스를 도시한 순서도이다.
- [0079] 도 4의 S420 단계에서, 초음파 진단 장치(1000)는 S410 단계에서 유도된 진단파를 관측하기 위한 제 2 초음파 신호를 대상체에 송신할 수 있다(S910). 여기서, 일부 실시 예에 따르면, 제 2 초음파 신호는 제 1 방향으로 송신된 제 1 초음파에 의해 유도된 진단파의 진행방향인 제 2 방향에 평행한 직선 파형을 가지는 평면파(straight plane wave)일 수 있다. 즉, 초음파 진단 장치(1000)는 유도된 진단파의 방향과 진단파를 관측하는 방향이 일치 되도록 할 수 있다. 여기서, 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(1010)에 포함된 복수의 트랜스듀서의 엘레먼트들로부터 발생하는 각각의 초음파에 대한 딜레이(delay)를 제어함으로써 평면파를 발생시킬 수 있다. 이에 대하여는 도 12 및 도 13에서 보다 상세히 설명된다.
- [0080] 이후, 초음파 진단 장치(1000)는 송신된 제 2 초음파 신호가 전송된 대상체로부터 발생된 응답 신호를 수신할 수 있다(S920). 여기서, 응답 신호는 제 2 초음파 신호를 전송한 방향으로 수신될 수 있다.
- [0081] 도 10은 프로브로부터 송신되는 제 2 초음파 신호의 형태를 설명하기 위한 개념도이다. 일반적으로, 곡면 배열 프로브를 이용하여 진단파를 추적하기 위한 초음파를 전송하는 경우, 도 10(a)에 도시된 바와 같이 초음파를 발생시키는 엘레먼트들이 배열된 곡면(예를 들어, 도 5의 520)의 형태와 같은 형태의 파형을 가지는 초음파(1011)가 프로브로부터 대상체로 전송된다. 그러나 이 경우, 도 16에서 도시된 바와 같이 주사 변환 과정(1610)을 수행한 후에 탄성 영상을 획득할 수 있다.
- [0082] 따라서, 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 초음파 진단 장치(1000)는 진단파의 진행방향인 제 2 방향에 평행한 직선 파형을 가지는 평면파(straight plane wave)(1012)를 이용하여 진단파를 관측할 수 있다.
- [0083] 도 11은 도 7에 도시된 실시 예에 기초하여 유도된 진단파를 추적하기 위한 제 2 초음파 신호를 설명하기 위한 개념도이다. 도 11을 참조하면, 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(1010)를 이용하여 수직 푸시(vertical push) 방식에 따라 제 1 초음파 신호(710)를 전송할 수 있다. 이후, 제 1 초음파 신호(710)에 의해 유도된 진단파를 관측하기 위해 초음파 진단 장치(1000)는 프로브를 이용하여 제 2 초음파 신호(1012)를 전송할 수 있다.
- [0084] 도 12는 곡면 배열 프로브를 이용하여 평면파를 발생시키는 방법을 설명하기 위한 개념도이다.
- [0085] 일부 실시 예에 따르면, 초음파 진단 장치(1000)는 딜레이(delay)를 조절함으로써 프로브(1010)에 의해 발생하는 제 2 초음파 신호의 초점을 조절할 수 있다. 음의 값으로 제 2 초음파 신호를 포커스(focus)하는 경우, 프로브(1010)의 곡면(1200)과 곡면(1200)의 중심점(1210) 사이에 음의 초점(1220)이 형성될 수 있다. 반대로, 양의 값으로 제 2 초음파 신호를 포커스(focus)하는 경우, 곡면(1200)을 기준으로 중심점(1210)의 반대편에 양의 초점(1230)이 형성될 수 있다. 제 2 초음파 신호를 -100%로 포커스(focus)하는 경우, 제 2 초음파 신호의 초점은 프로브(1010)의 곡면(1200)의 중심점(1210)에 형성될 수 있다.
- [0086] 도 13은 제 2 초음파 신호의 초점 위치에 따라 결정되는 각 트랜스듀서의 엘레먼트들의 딜레이를 도시한 그래프(1300)이다. 도 13의 그래프(1300)를 참조하면, 각 엘레먼트들에 대한 딜레이를 달리 함으로써 형성되는 초점의 위치를 알 수 있다.
- [0087] 실험적으로, 제 2 초음파 신호를 -47%로 포커스하는 경우, 제 2 초음파 신호는 평면파의 형태를 가질 수 있다. 다만, 이는 본 발명의 일부 실시 예를 설명하기 위한 것으로서, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0088] 도 14는 도 5에 도시된 실시 예에 기초하여 유도된 진단파를 추적하기 위한 제 2 초음파 신호를 설명하기 위한 개념도이다.

- [0089] 일부 실시 예에 따르면, 본래 각 푸시 방법에 기초하여 제 1 초음파 신호(510)가 프로브(1010)로부터 전송한 경우, 초음파 진단 장치(1000)는 도 14에 도시된 바와 같이 제 1 초음파 신호(510)의 방향에 따라서 제 2 초음파 신호(1012)를 전송할 수도 있다.
- [0090] 도 15는 일부 실시 예에 따라 초음파 진단 장치(1000)가 탄성 영상을 생성하는 프로세스를 도시한 순서도이다.
- [0091] 먼저, S1510 단계에서, 초음파 진단 장치(1000)는 S420 단계에서 획득된 응답 신호를 사각 스캔 포맷(rectangle scan format)에 기초하여 빔포밍할 수 있다. 사각 스캔 포맷은 사각 영상에 대하여 각 스캔 라인들을 배치하므로, 스캔라인들 간의 간격이 일정하다.
- [0092] 이후, S1520 단계에서, 초음파 진단 장치(1000)는 주사 변환(scan conversion) 프로세스를 수행하지 않고 S1510 단계에서 사각 스캔 포맷에 기초하여 빔포밍된 신호에 기초하여 전단파의 변위를 결정할 수 있다. S1520 단계에서 초음파 진단 장치(1000)는 결정된 전단파의 변위에 대한 데이터인 변위 데이터(displacement data)를 생성할 수 있다. 일부 실시 예에 따르면, S1520 단계에서 약 80~160개의 장면에 대한 변위 데이터가 생성될 수 있다.
- [0093] 이후, S1530 단계에서, 초음파 진단 장치(1000)는 변위 데이터에 포함된 변위에 기초하여 탄성 영상을 생성할 수 있다. 또한, 일부 실시 예에 따르면, 초음파 진단 장치(1000)는 전단파를 유도하는 위치를 변경한 후, 도 4의 S410 단계 내지 S430 단계를 반복함으로써, 복수의 탄성 영상을 생성할 수 있다. 이후, 초음파 진단 장치(1000)는 생성된 복수의 탄성 영상을 합성한 최종 탄성 영상을 생성할 수도 있다.
- [0094] 도 16은 제 2 초음파 신호의 파형이 곡선인 경우에 주사 변환(scan conversion) 과정을 이용하여 의료 영상 장치가 탄성 영상을 생성하는 영상 처리 프로세스를 설명하기 위한 개념도이다. 즉, 도 16은 초음파 진단 장치(1000)가 트랜스듀서의 엘레먼트가 곡면으로 배열된 프로브(1010)를 이용하여 도 10의 (a)에 도시된 바와 같이 곡선 파형의 초음파 신호(1011)를 이용하여 전단파를 관측하는 경우를 도시한 도면이다.
- [0095] 이 경우, 초음파 진단 장치(1000)는 휘어진 스캔 포맷(curved scan format)에 기초하여 빔포밍된 신호의 간격이 일정하지 않은 스캔 라인들의 간격을 동일하게 하는 주사 변환(scan conversion)(1610)을 수행할 수 있다. 이후, 초음파 진단 장치는 주사 변환이 수행된 결과에 기초하여 부채꼴 형태의 탄성 영상(1620)을 생성할 수 있다.
- [0096] 도 17은 제 2 초음파 신호가 파형이 직선인 평면파인 경우에 의료 영상 장치가 탄성 영상을 생성하는 영상 처리 프로세스를 설명하기 위한 개념도이다.
- [0097] 일부 실시 예에 따라서 제 2 초음파 신호가 직선 평면파(straight plane wave)(1710)이며, 사각 스캔 포맷에 기초하여 응답 신호가 빔포밍된 경우, 스캔라인들 간의 간격이 일정하므로 별도의 주사 변환 과정을 수행할 필요가 없다.
- [0098] 따라서, 초음파 진단 장치(1000)는 별도의 주사 변환 과정을 수행하지 않고 사각 형태의 탄성 영상(1720)을 생성할 수 있다. 휘어진 스캔 포맷에 기초하여 측정된 변위의 방향이 일치하지 않음으로 인한 오차가 없으므로, 사각 스캔 포맷에 기초하여 생성된 탄성 영상은 보다 높은 정확도를 가질 수 있다.
- [0099] 또한, 방향성 필터(Directional filter)를 적용하는 경우, 관심 영역(Region Of Interest; ROI)(1730)에 대해서만 탄성 영상을 계산할 수도 있다. 이 경우, 관심 영역에 대해서만 탄성 영상을 계산함으로써 보다 더 계산 시간을 단축할 수 있다.
- [0100] 도 18은 일부 실시 예에 따른 초음파 진단 장치의 구조를 간단히 도시한 블록도이다.
- [0101] 일부 실시 예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(1810), 초음파 송수신부(1820) 및 영상 처리부(1830)를 포함할 수 있다.
- [0102] 프로브(1810)는 초음파를 발생시키고, 발생된 초음파에 대한 에코 신호(echo signal)을 응답 신호로서 수신할 수 있다. 여기서, 프로브(1810)는 트랜스듀서의 초음파를 발생시키는 엘레먼트들이 곡면으로 배열된 곡면 배열 프로브일 수 있다.
- [0103] 초음파 송수신부(1820)는 프로브(1810)를 이용하여 대상체를 푸싱(pusing)하는 제 1 초음파 신호를 제 1 방향으로 송신할 수 있다. 일부 실시 예에 따르면, 제 1 방향은 탄성 영상의 깊이 방향에 대응될 수 있다. 제 1 초음파 신호가 대상체계 송신됨에 따라서, 대상체로부터 제 2 방향으로 진행하는 전단파가 유도될 수 있다. 여기서, 제 2 방향은 제 1 방향과 수직일 수 있다. 또한, 초음파 송수신부(1830)는 프로브(1810)를 이용하여 전단파를

관측하기 위한 제 2 초음파를 대상체에 송신할 수 있다.

[0104] 여기서, 제 2 초음파는 제 2 방향에 평행한 방향의 직선 파형을 가지는 평면파일 수 있다. 초음파 송수신부(1820)는 제 2 초음파에 대한 딜레이(delay)를 제어함으로써 평면파가 대상체에 송신되도록 할 수 있다. 특히, 초음파 송수신부(1820)는 제 2 초음파 신호의 초점이 제 2 초음파 신호가 발생하는 프로브(1810)의 표면과 프로브의 표면(곡면)의 중심점의 사이에 위치되도록 제 2 초음파에 대한 딜레이를 제어할 수 있다.

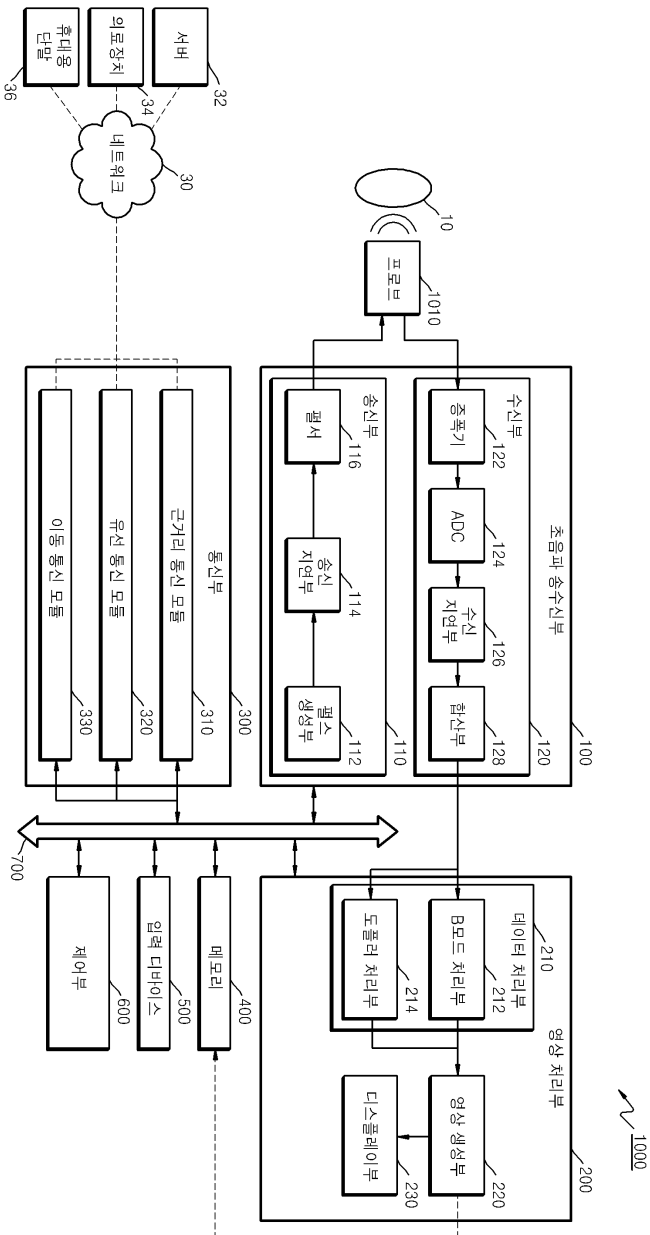
[0105] 초음파 송수신부(1820)는 프로브(1810)를 통해서 제 2 초음파 신호가 대상체에 의해 반사되어 돌아오는 응답 신호를 수신할 수 있다. 초음파 송수신부는, 수신된 응답 신호를 사각 스캔 포맷(rectangle scan format)에 기초하여 빔포밍할 수 있다.

[0106] 영상 처리부(1830)는 수신된 응답 신호를 이용하여 대상체에 대한 탄성 영상을 생성할 수 있다. 영상 처리부(1830)는 빔포밍된 신호에 기초하여 전단파에 대한 변위 데이터(displacement data)를 생성할 수 있다. 영상 처리부(1830)는 생성된 변위 데이터에 기초하여 탄성 영상을 생성할 수 있다. 특히, 수신된 응답 신호가 사각 스캔 포맷(rectangle scan format)에 기초하여 빔포밍되어 있으므로, 영상 처리부(1830)는 주사 변환(scan conversion)을 수행하지 않고 변위 데이터를 생성할 수 있다.

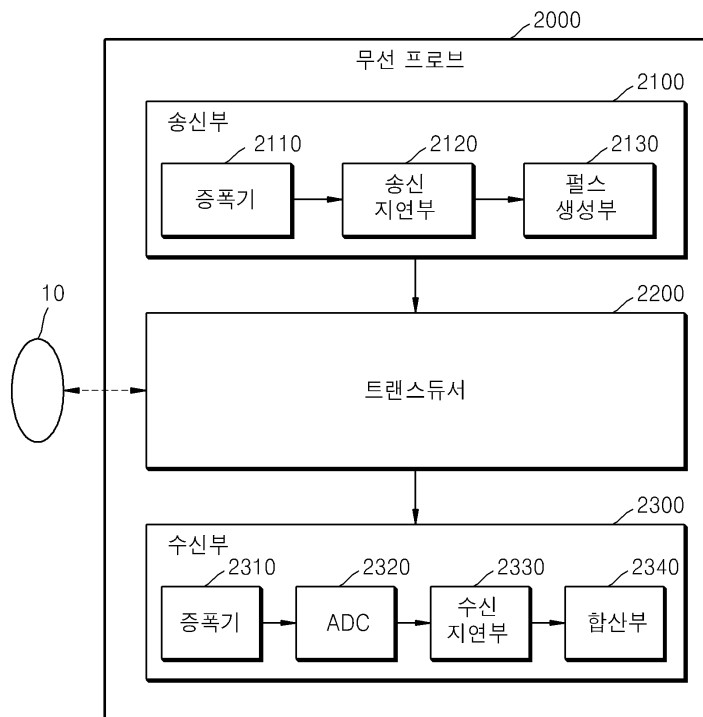
[0107] 본원 발명의 실시 예들과 관련된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상기 기재의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로, 개시된 방법들은 한정적인 관점이 아닌 설명적 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 발명의 상세한 설명이 아닌 특허청구 범위에 나타나며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

도면

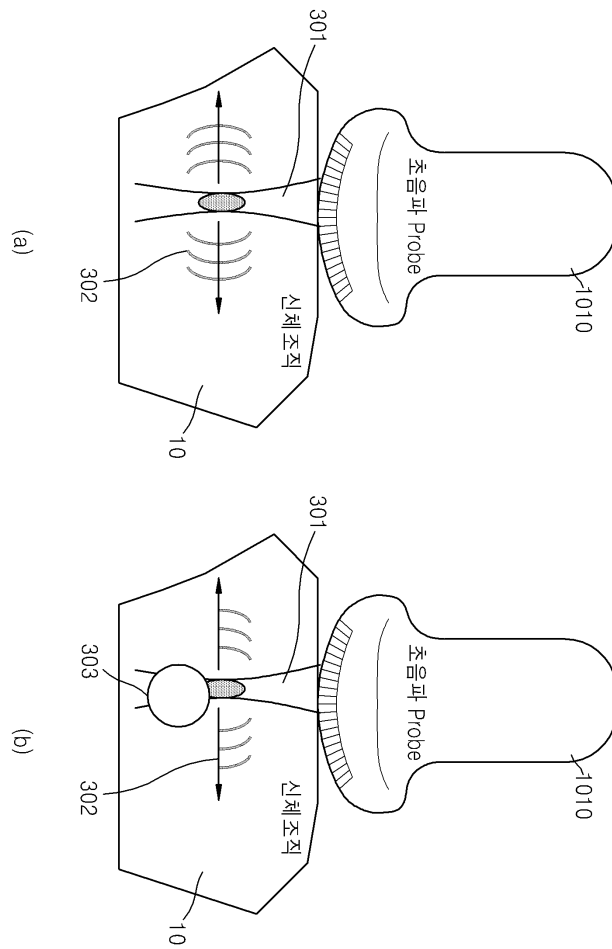
도면1



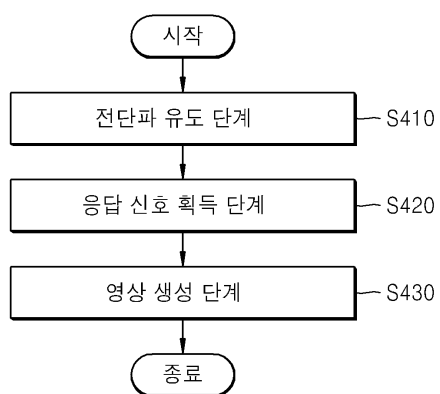
도면2



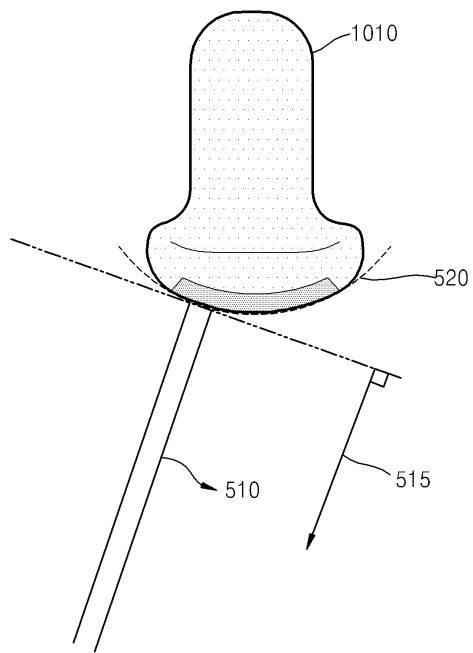
도면3



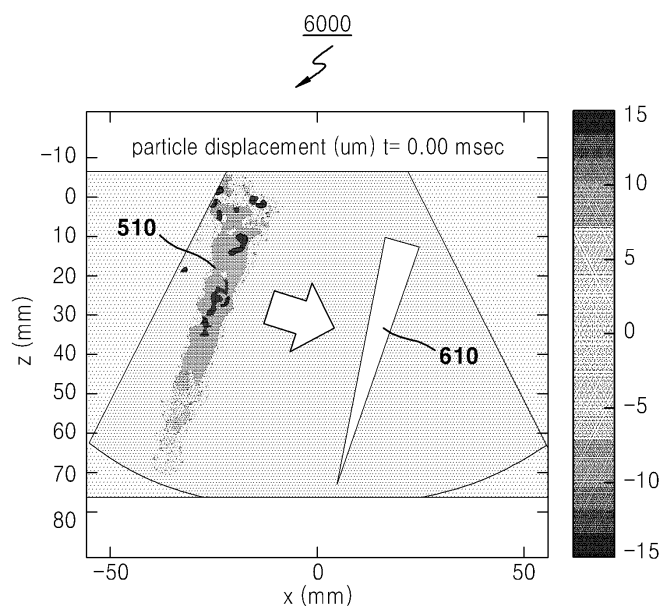
도면4



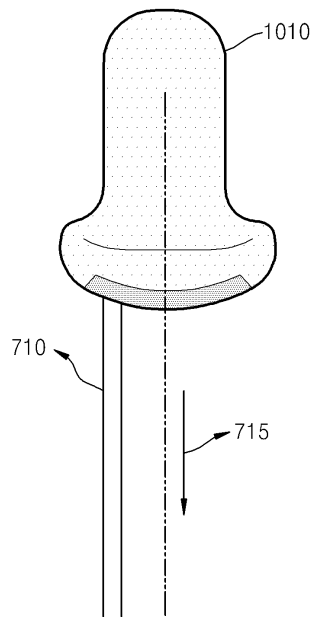
도면5



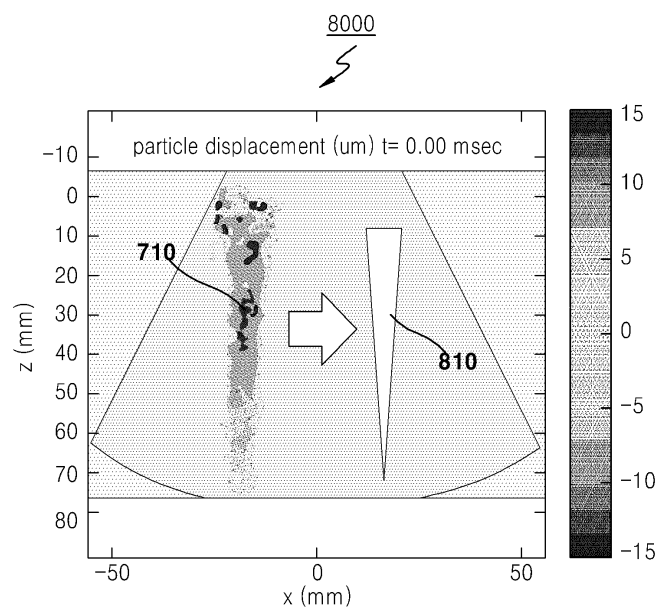
도면6



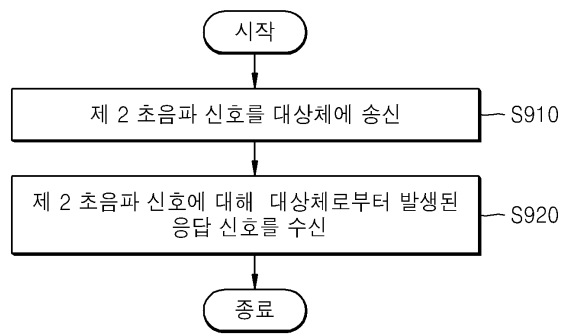
도면7



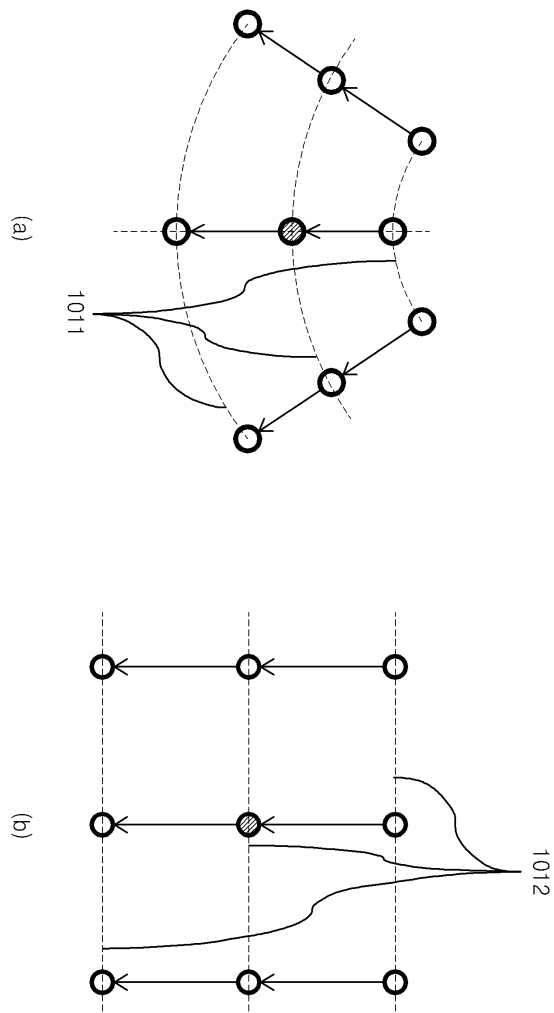
도면8



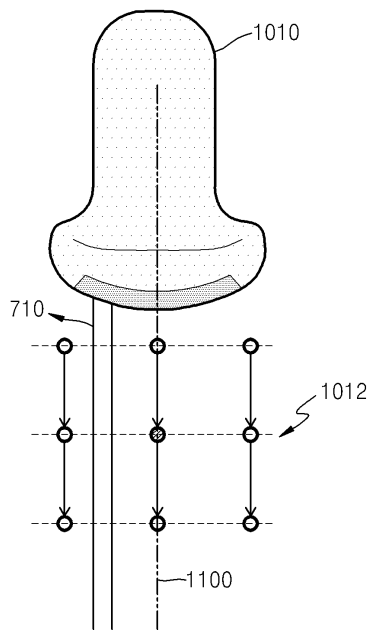
도면9



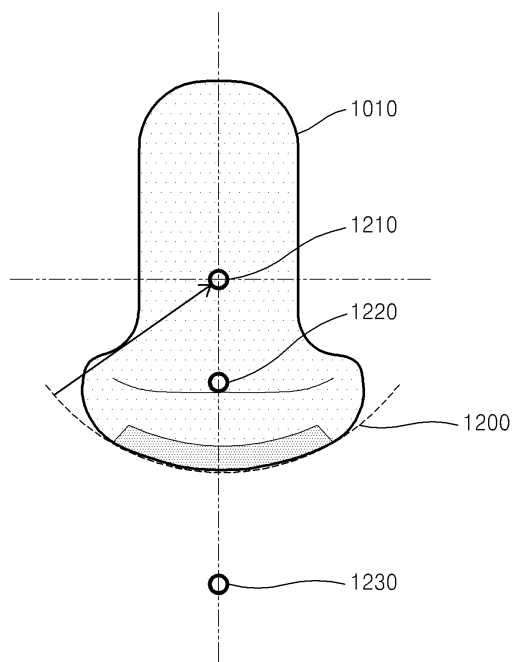
도면10



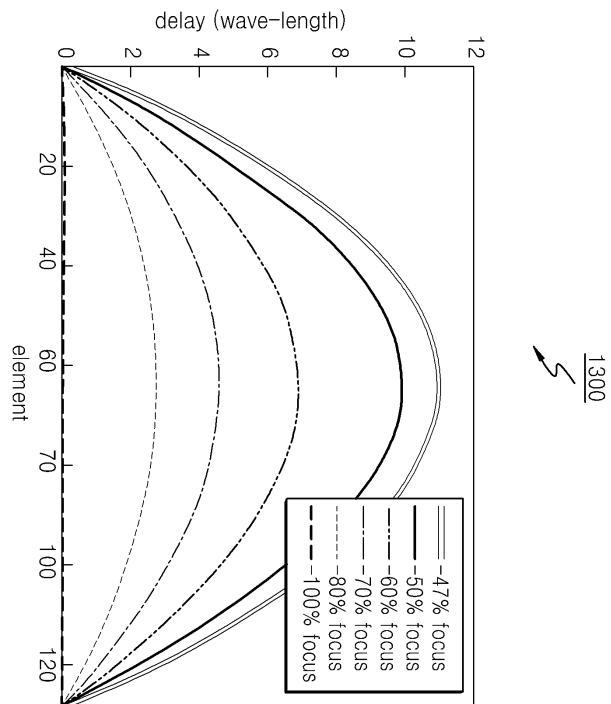
도면11



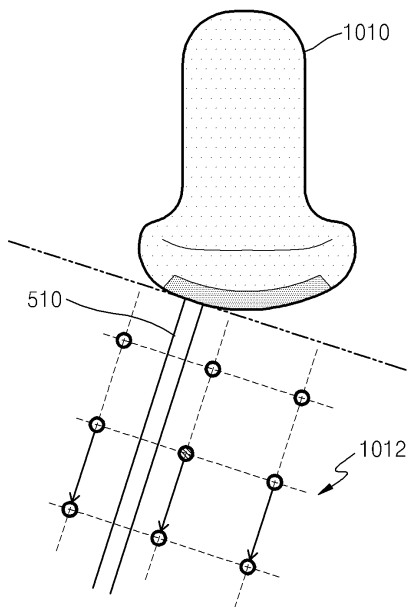
도면12



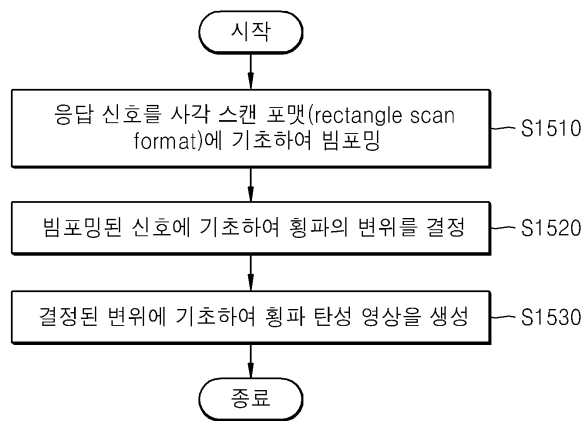
도면13



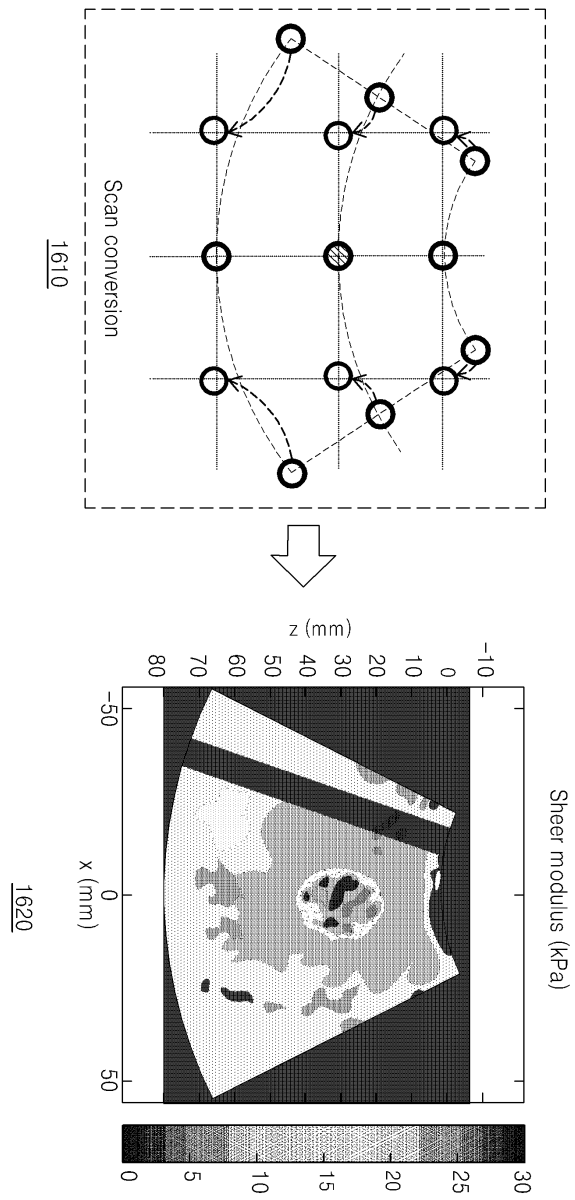
도면14



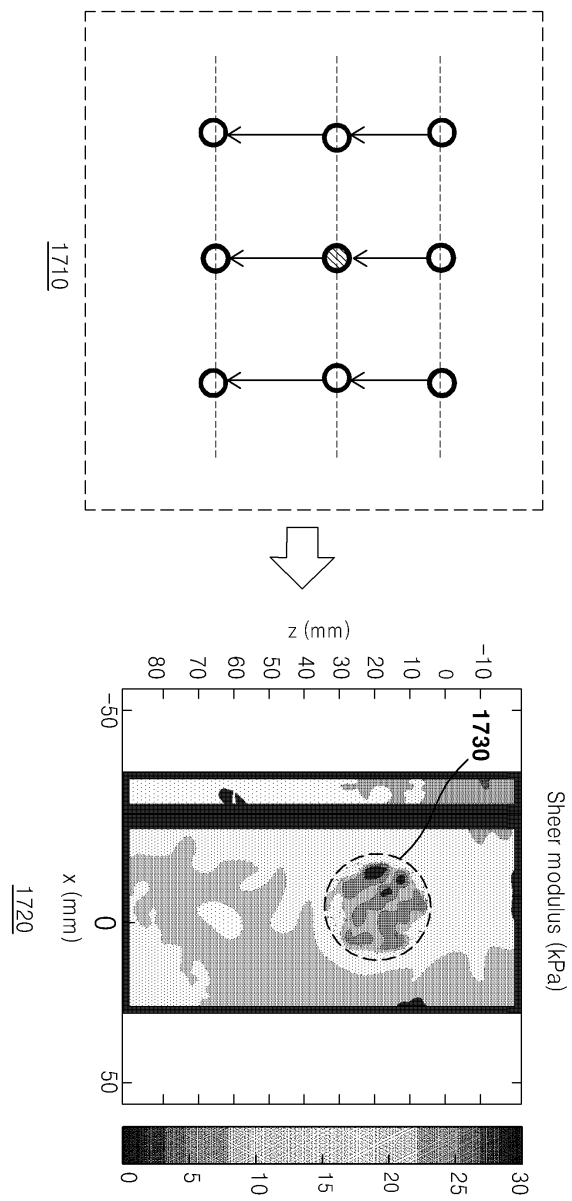
도면15



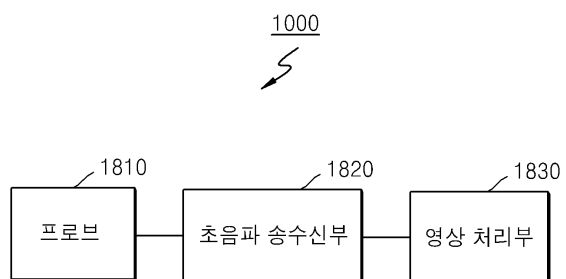
도면16



도면17



도면18



专利名称(译)	标题：使用表面探针及其医学成像装置产生弹性图像的方法		
公开(公告)号	KR1020160037577A	公开(公告)日	2016-04-06
申请号	KR1020140130328	申请日	2014-09-29
[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	CHOI KI WAN 최기완 PARK JUN HO 박준호 LEE HYOUNG KI 이형기		
发明人	최기완 박준호 이형기		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4483 A61B8/485 A61B8/4494 A61B8/461 G01S7/52042 G01S15/892		
其他公开文献	KR101649273B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种使用具有弯曲表面的探针产生弹性图像的方法和超声波诊断设备。在包含弯曲阵列探头的超声波成像设备中产生超声波弹性图像的方法包括：剪切波诱导步骤，通过沿第一方向传输第一超声波，引导剪切波沿第二方向行进用于通过使用弯曲阵列探针推动物体的波形信号；回波信号获取步骤，通过使用弯曲阵列探头向物体发送第二超声波信号，该第二超声波信号是在与第二方向平行的方向上的直平面波，并接收由物体反射的第二超声波信号的回波信号；以及通过使用接收的回波信号产生关于物体的弹性图像的图像生成步骤。

