



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0036650  
(43) 공개일자 2014년03월26일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 8/00 (2006.01) G01N 29/24 (2006.01)  
G06T 7/00 (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2012-0102997  
(22) 출원일자 2012년09월17일  
심사청구일자 없음

(71) 출원인  
삼성전자주식회사  
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)  
(72) 발명자  
최기완  
경기 안양시 동안구 관악대로106번길 72, 115동 1102호 (비산동, 비산롯데캐슬)  
박지영  
경기 용인시 기흥구 삼성2로 97, 기숙사 D-207 (농서동, 삼성종합기술원)  
이형기  
경기 성남시 분당구 동관교로 122, 213동 2002호 (백현동, 백현마을2단지아파트)  
(74) 대리인  
리엔목특허법인

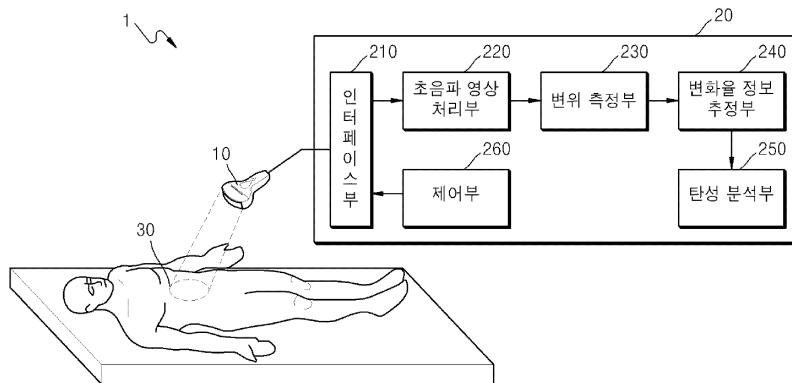
전체 청구항 수 : 총 19 항

(54) 발명의 명칭 1차원 초음파 프로브를 이용하여 조직의 탄성을 분석하는 방법, 장치 및 시스템.

**(57) 요약**

1차원 초음파 프로브를 이용하여 조직의 탄성을 분석하는 방법은 1차원 초음파 프로브를 이용하여 전단파(shear wave)가 유도된 피검체 내 관심 영역에 대한 2차원 초음파 영상들을 획득하여 상기 획득된 2차원 초음파 영상들로부터 상기 전단파의 변위를 측정하고, 상기 측정된 변위를 이용하여 전단파의 변위의 변화율을 추정하고, 상기 측정된 변위 및 상기 추정된 변위의 변화율을 이용하여 상기 관심 영역 내 조직의 탄성 정보를 분석한다.

**대표도**



**특허청구의 범위**

**청구항 1**

1차원 초음파 프로브를 이용하여 전단파(shear wave)가 유도된 피검체 내 관심 영역에 대한 2차원 초음파 영상들을 획득하는 단계;

상기 획득된 2차원 초음파 영상들로부터 상기 전단파의 변위를 측정하는 단계;

상기 측정된 변위를 이용하여 상기 2차원 초음파 영상들이 나타내는 2차원 평면과 수직하는 y축 방향에 대한 상기 전단파의 변위의 변화율을 추정하는 단계; 및

상기 측정된 변위 및 상기 추정된 변위의 변화율을 이용하여 상기 관심 영역 내 조직의 탄성 정보를 분석하는 단계를 포함하는 초음파를 이용한 조직의 탄성 분석 방법.

**청구항 2**

제 1 항에 있어서,

상기 2차원 평면은

상기 초음파 프로브에서 조사하는 초음파의 진행 방향인 z축 방향 및 상기 z축 방향에 수직하는 x축 방향을 포함하는 평면인 방법.

**청구항 3**

제 1 항에 있어서,

상기 추정하는 단계는

상기 초음파 프로브에서 조사하는 초음파의 진행 방향에 수직하는 x축 방향에 대한 상기 전단파의 변위의 변화율을 계산하는 단계; 및

상기 계산된 변화율에 기초하여 상기 y축 방향에 대한 상기 전단파의 변위의 변화율을 추정하는 단계를 포함하는 방법.

**청구항 4**

제 1 항에 있어서,

상기 탄성 정보를 분석하는 단계는

상기 측정된 변위 및 상기 추정된 변위의 변화율을 이용하여 상기 관심 영역 내 조직의 탄성 계수(shear modulus)를 계산함으로써 상기 탄성 정보를 분석하는 방법.

**청구항 5**

제 1 항에 있어서,

상기 추정하는 단계는

상기 전단파의 x, y 및 z축 방향 성분을 포함하는 파동 방정식(wave equation)에서, 상기 x축 방향 성분을 이용하여 상기 y축 방향 성분을 추정하는 방법.

**청구항 6**

제 5 항에 있어서,

상기 y축 방향 성분은

상기 x축 방향에 대한 상기 전단파의 변위의 변화율 및 상기 전단파가 유도된 위치에서 상기 x축 방향의 거리 중 적어도 하나를 이용하여 계산된 성분인 방법.

**청구항 7**

제 6 항에 있어서,  
 상기 y축 방향 성분은  
 상기 계산된 성분을 이용하여 스케일(scale) 조정을 수행한 결과인 방법.

**청구항 8**

제 7 항에 있어서,  
 상기 y축 방향 성분은  
 상기 스케일 조정을 수행한 성분을 이용하여 상기 x축에 대한 축 조정을 수행한 결과인 방법.

**청구항 9**

제 4 항에 있어서,  
 상기 계산된 탄성 계수를 이용하여 상기 관심 영역의 탄성 계수에 대한 영상을 생성하는 단계를 더 포함하는 방법.

**청구항 10**

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

**청구항 11**

1차원 초음파 프로브를 이용하여 전단파(shear wave)가 유도된 피검체 내 관심 영역에 대한 2차원 초음파 영상들을 획득하는 초음파 영상 처리부;  
 상기 획득된 2차원 초음파 영상들로부터 상기 전단파의 변위를 측정하는 변위 측정부;  
 상기 측정된 변위를 이용하여 상기 2차원 초음파 영상들이 나타내는 2차원 평면과 수직하는 y축 방향에 대한 상기 전단파의 변위의 변화율을 추정하는 변화율 정보 추정부; 및  
 상기 측정된 변위 및 상기 추정된 변위의 변화율을 이용하여 상기 관심 영역 내 조직의 탄성 정보를 분석하는 탄성 분석부를 포함하는 초음파를 이용한 조직의 탄성 분석 장치.

**청구항 12**

제 11 항에 있어서,  
 상기 2차원 평면은  
 상기 초음파 프로브에서 조사하는 초음파의 진행 방향인 z축 방향 및 상기 z축 방향에 수직하는 x축 방향을 포함하는 평면인 장치.

**청구항 13**

제 11 항에 있어서,  
 상기 변화율 정보 추정부는  
 상기 초음파 프로브에서 조사하는 초음파의 진행 방향인 z축 방향에 수직하는 x축 방향에 대한 상기 전단파의 변위의 변화율을 계산하고, 상기 계산된 변화율에 기초하여 상기 y축 방향에 대한 상기 전단파의 변위의 변화율을 추정하는 장치.

**청구항 14**

제 11 항에 있어서,

상기 탄성 분석부는

상기 측정된 변위 및 상기 추정된 변위의 변화율을 이용하여 상기 관심 영역 내 조직의 탄성 계수(shear modulus)를 계산함으로써 상기 탄성 정보를 분석하는 장치.

**청구항 15**

제 11 항에 있어서,

상기 변화율 정보 추정부는

상기 진단과의 x, y 및 z축 방향 성분을 포함하는 파동 방정식(wave equation)에서, 상기 x축 방향 성분을 이용하여 상기 y축 방향 성분을 추정하는 장치.

**청구항 16**

제 15 항에 있어서,

상기 y축 방향 성분은

상기 x축 방향에 대한 상기 진단과의 변위의 변화율 및 상기 진단과가 유도된 위치에서 상기 x축 방향의 거리 중 적어도 하나를 이용하여 계산된 성분인 장치.

**청구항 17**

제 16 항에 있어서,

상기 y축 방향 성분은

상기 계산된 성분을 이용하여 스케일(scale) 조정을 수행한 결과인 장치.

**청구항 18**

제 17 항에 있어서,

상기 y축 방향 성분은

상기 스케일 조정을 수행한 결과를 이용하여 상기 x축 방향에 대한 축 조정을 수행한 결과인 장치.

**청구항 19**

제 14 항에 있어서,

상기 계산된 탄성 계수를 이용하여 상기 관심 영역에 대한 탄성 영상을 생성하는 탄성 영상 생성부를 더 포함하는 장치.

**명세서**

**기술분야**

[0001] 1차원 초음파 프로브를 이용하여 조직의 탄성을 분석하는 방법, 장치 및 시스템이 개시된다.

**배경기술**

[0002] 최근 컴퓨터 보조진단(CAD, Computer Aided Diagnosis)과 같이 초음파 영상, MRI 영상, CT 영상 등과 같은 의료 영상을 일차적으로 판별하여 비정상 조직의 유무와 위치 등을 사용자에게 제공하는 컴퓨터 보조진단 시스템이 개발되고 있다. 컴퓨터 보조진단 시스템은 의료 영상 내의 비정상 조직의 유무, 비정상 조직의 크기, 비정상 조직의 위치 등을 컴퓨터로 처리하여 비정상 조직을 검출하고 검출 결과를 사용자에게 제공함으로써 사용자의 영상진단을 보조하는 시스템으로서, 초음파 장치, MRI 장치, CT 장치 등과 같은 의료 장치와 결합되어 활용될 수 있다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0003] 1차원 초음파 프로브를 이용하여 조직의 탄성을 분석하는 방법, 장치 및 시스템을 제공하는 데 있다. 또한, 상기 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공하는 데 있다. 해결하려는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

**과제의 해결 수단**

[0004] 본 발명의 일 측면에 따른 1차원 초음파 프로브를 이용하여 조직의 탄성을 분석하는 방법은 1차원 초음파 프로브를 이용하여 전단파(shear wave)가 유도된 피검체 내 관심 영역에 대한 2차원 초음파 영상들을 획득하는 단계; 상기 획득된 2차원 초음파 영상들로부터 상기 전단파의 변위를 측정하는 단계; 상기 측정된 변위를 이용하여 상기 2차원 초음파 영상들이 나타내는 2차원 평면과 수직하는 y축 방향에 대한 상기 전단파의 변위의 변화율을 추정하는 단계; 및 상기 측정된 변위 및 상기 추정된 변위의 변화율을 이용하여 상기 관심 영역 내 조직의 탄성 정보를 분석하는 단계를 포함한다.

[0005] 본 발명의 다른 측면에 따라 상기된 1차원 초음파 프로브를 이용하여 조직의 탄성을 분석하는 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체가 제공된다.

[0006] 본 발명의 또 다른 측면에 따른 1차원 초음파 프로브를 이용하여 조직의 탄성을 분석하는 장치는 1차원 초음파 프로브를 이용하여 전단파(shear wave)가 유도된 피검체 내 관심 영역에 대한 2차원 초음파 영상들을 획득하는 초음파 영상 처리부; 상기 1차원 초음파 프로브가 상기 관심 영역에 초음파들을 조사하기 위한 제어 신호를 생성하는 제어부; 상기 제어 신호에 따라 상기 관심 영역을 향하여 조사된 초음파들이 상기 관심 영역으로부터 반사된 신호인 에코 초음파들을 수신하는 인터페이스부; 상기 획득된 2차원 초음파 영상들로부터 상기 전단파의 변위를 측정하는 변위 측정부; 상기 측정된 변위를 이용하여 상기 2차원 초음파 영상들이 나타내는 2차원 평면과 수직하는 y축 방향에 대한 상기 전단파의 변위의 변화율을 추정하는 변화율 정보 추정부; 및 상기 측정된 변위 및 상기 추정된 변위의 변화율을 이용하여 상기 관심 영역 내 조직의 탄성 정보를 분석하는 탄성 분석부를 포함한다.

**발명의 효과**

[0007] 상기된 바에 따르면, 초음파 프로브의 종류에 관계없이 관심 영역(region of interest, ROI)에 유도된 전단파(shear wave)의 탄성 정보를 보다 정확하게 분석할 수 있다. 또한, 1차원 트랜스듀서 어레이를 갖는 초음파 프로브를 이용하여 측정된 전단파 변위를 나타내는 탄성 영상의 해상도를 향상시킬 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0008] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 분석 시스템의 사용 환경의 일 예를 도시한 도면이다.  
 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 분석 시스템의 사용 환경의 다른 예를 도시한 도면이다.  
 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 전단파를 설명하는 도면이다.  
 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브가 초음파를 조사하는 일 예를 나타내는 도면이다.  
 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따라 초음파 영상 처리부가 관심 영역에 대한 2차원 초음파 영상들을 획득하는 일 예를 도시한 도면이다.  
 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따라 변위 측정부가 전단파의 변위를 측정하는 일 예를 도시한 도면이다.  
 도 7은 1차원 초음파 프로브를 이용하여 획득된 2차원 초음파 영상 및 전단파의 변위 성분들에 대한 그래프의 일 예를 도시한 도면이다.  
 도 8은 1차원 초음파 프로브를 이용하여 획득된 2차원 초음파 영상 및 전단파의 변위 성분들에 대한 그래프의 다른 예를 도시한 도면이다.  
 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따라 탄성 분석부가 y축 방향에 대한 전단파의 변위의 변화율을 추정하는 일 예를 도시한 도면이다.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 분석 시스템의 사용 환경의 다른 예를 도시한 도면이다.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 진단과 처리 장치에서 관심 영역의 탄성 정보를 분석하는 방법을 나타내는 흐름도이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0009] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명한다.
- [0010] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 분석 시스템(1)의 사용 환경의 일 예를 도시한 도면이다.
- [0011] 도 1을 참조하면, 탄성 분석 시스템(1)은 초음파 프로브(probe)(10) 및 진단과 처리 장치(20)를 포함할 수 있고, 진단과 처리 장치(20)는 인터페이스부(210), 초음파 영상 처리부(220), 변위 측정부(230), 변화율 정보 추정부(240), 탄성 분석부(250) 및 제어부(260)를 포함할 수 있다.
- [0012] 도 1에 도시된 탄성 분석 시스템(1)에는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 1에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0013] 또한, 도 1에 도시된 진단과 처리 장치(20)의 인터페이스부(210), 초음파 영상 처리부(220), 변위 측정부(230), 변화율 정보 추정부(240), 탄성 분석부(250) 및 제어부(260)는 하나 또는 복수 개의 프로세서에 해당할 수 있다. 프로세서는 다수의 논리 게이트들의 어레이로 구현될 수도 있고, 범용적인 마이크로 프로세서와 이 마이크로 프로세서에서 실행될 수 있는 프로그램이 저장된 메모리의 조합으로 구현될 수도 있다. 또한, 다른 형태의 하드웨어로 구현될 수도 있음을 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0014] 본 실시예에 따른 탄성 분석 시스템(1)은 이하와 같은 시스템에서 사용될 수 있다. 탄성 초음파(Ultrasound Elastography) 기술은 조직의 탄성을 분석하여 정상 조직과 비정상 조직의 강도(stiffness) 차이를 구분하여 진단하는 기술이다. 특히, 본 실시예에 따른 탄성 분석 시스템(1)은 초음파를 이용하여 조직의 탄성을 분석함으로써, 암, 종양과 같은 비정상 조직이 있는지 또는 HIFU(high intensity focused ultrasound) 등을 이용하여 조직을 치료할 때 치료가 완료되었는지와 같은 신체 내부의 조직의 상태를 판별하는데 활용될 수 있다.
- [0015] 일반적으로, 비정상 조직은 정상 조직과의 강도(stiffness) 차이가 발생하게 되고, 이 차이를 분석하면 비정상 조직을 판별할 수 있다. 따라서, 암, 종양과 같은 비정상 조직은 정상 조직보다 높은 탄성을 가질 수 있다. 이로 인하여, 암, 종양과 같은 비정상 조직은 주변의 정상 조직보다 탄성 계수(shear modulus)가 높게 나타난다. 또한, HIFU와 같은 치료용 초음파를 이용하여 조직을 괴사(necrosis)시키는 경우에도, 조직이 괴사가 진행됨에 따라 탄성이 높게 나타난다. 즉, 조직의 상태의 변화는 조직의 탄성의 변화로 대변될 수 있다. 따라서, 초음파를 이용하여 조직의 탄성을 파악할 수 있다면, 사용자가 눈으로 직접 신체 내부의 조직을 보지 않더라도 비침습적으로 조직의 상태를 모니터링할 수 있다.
- [0016] 탄성 분석 시스템(1)은 초음파 영상을 이용하여 조직의 탄성을 분석한 결과를 제공함으로써 질병의 진단, 치료 계획 수립, 또는 치료 경과 평가 등을 수행하는데 있어서 활용될 수 있다. 이하, 본 실시예에 따른 탄성 분석 시스템(1)의 구성 및 동작에 관하여 보다 상세하게 설명한다.
- [0017] 초음파 프로브(10)는 피검체 내 관심 영역(30)에 진단파(shear wave)를 유도한다. 여기에서 관심 영역(30)은 초음파 프로브(10)가 초음파를 조사할 영역을 의미한다. 또한, 관심 영역(30)은 치료를 요하는 병변(lesion) 조직을 포함할 수도 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0018] 예를 들어, 조직의 탄성을 분석하기 이전에, 초음파 프로브(10)는 관심 영역 내의 하나 이상의 지점에 초음파 신호를 집중하여, 관심 영역(30)에 진단파를 유도한다. 초음파를 이용하여 정량적으로 탄성을 분석하기 위해서, 초음파 프로브(10)는 본 실시예의 초음파에 대응하는 Acoustic radiation force impulse(ARFI)를 신체 내부에 조사할 수 있다. 또한, 조사된 ARFI에 의하여 조직에 진단파가 생성됨으로써, 조직의 변위가 생길 수 있다.
- [0019] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 진단파를 설명하는 도면이다. 도 3을 참조하면, point impulse의 힘(force)이 Z축 방향으로 가해지는 경우, 종파인 p파, 횡파인 s파, 그리고 두 파가 결합된(coupling) ps파가 생성된다. 여기서, 진단파는 힘이 가해진 진동원으로부터 파동 진행 방향으로 진동하고 Y축 방향으로 진행하는 파로써, s파를 의미한다.
- [0020] 진단파를 생성하기 위한 point impulse의 힘(force)으로서, 본 실시예에서는 설명의 편의를 위하여 초음파 프로

브(10)가 조사하는 초음파 신호를 이용하는 것으로 설명한다. 하지만 이에 한정되지 않고, 진단파의 생성은 탄성 분석 시스템(1)의 외부에 마련된 HIFU 장치와 같은 치료용 초음파 장치 또는 MRI 장치의 바이브레이터(vibrator)도 마찬가지로 이용될 수 있다. 즉, 관심 영역(30)에 진단파를 유도하기 위한 수단은 어느 하나에 한정되지 않고 다양할 수 있음을 당해 기술 분야의 통상의 기술자라면 이해할 수 있다.

[0021] 초음파 프로브(10)는 관심 영역(30)에 초음파를 조사하고, 관심 영역(30)에서 반사되는 에코 초음파를 수신한다. 여기에서 관심 영역(30)은 진단파가 유도된 지점을 포함하는 주변 영역을 의미하며, 초음파 프로브(10)는 관심 영역에 초음파들을 조사하고, 관심 영역으로부터 반사되는 에코 초음파들을 수신한다. 관심 영역(30)은 초음파 영상 처리부(220)가 에코 초음파들을 이용하여 획득한 초음파 영상에 포함되는 영역으로서, 초음파 프로브(10)가 생성한 진단파가 어느 정도 이상의 진폭을 유지하고 있는 영역으로 설정될 수 있다. 예를 들어, 관심 영역은 제 1 초점을 중심으로 하고 가로 및 세로의 길이가 각각 2cm 인 정사각형의 형태로 설정될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 구체적으로, 관심 영역은 정사각형의 형태로 설정될 수도 있고, 원의 형태로 설정될 수도 있고, 그 밖의 다각형의 형태로 설정될 수도 있다. 또한, 관심 영역은 생성된 진단파의 진폭을 고려하여 사용자의 개입 없이 제어부(260)가 설정할 수도 있고, 인터페이스부(210)에 의하여 사용자가 직접 설정할 수도 있다.

[0022] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브(10)가 초음파를 조사하는 일 예를 나타내는 도면이다.

[0023] 도 4를 참조하면, 초음파 프로브(410)는 복수의 트랜스듀서(transducer)들의 1차원 어레이로 형성될 수 있다. 여기에서 트랜스듀서는 초음파 프로브(410)에 포함된 엘리먼트(element)로서, 트랜스듀서가 관심 영역(30)에 초음파들을 조사하고, 관심 영역(30)으로부터 반사되는 에코 초음파들을 수신한다. 예를 들어, 트랜스듀서에서 2 ~ 18 MHz 범위의 초음파 신호가 관심 영역(30)에 조사되면, 이 초음파 신호는 여러 다른 조직들(tissues) 사이의 계층들로부터 부분적으로 반사된다. 이와 같이 반사된 에코 신호들은 트랜스듀서들을 진동시킨다. 트랜스듀서들은 이 진동들에 대응한 전기적 펄스(electrical pulse)들을 생성하고, 전기적 펄스들을 인터페이스부(210)로 출력한다.

[0024] 또한, 초음파 프로브(410)에 포함된 트랜스듀서들로 애퍼처(aperture) 또는 서브 어레이(sub-array)를 형성할 수도 있다. 여기에서 애퍼처는 초음파 프로브(10)에 포함된 트랜스듀서들 중 일부의 집합을 말한다. 다만, 애퍼처를 형성하는 트랜스듀서들의 개수는 제한이 없으며, 하나의 트랜스듀서가 하나의 애퍼처를 형성할 수도 있다.

[0025] 초음파 프로브(410)는 관심 영역(30)을 향하여 초음파 신호들을 조사하고, 관심 영역(30)으로부터 반사되는 에코 초음파들을 수신한다. 예를 들어, 초음파 프로브(410)에 포함된 트랜스듀서들은 x 축 방향으로 배열될 수 있고, 초음파 프로브(410)에서 조사하는 초음파의 진행 방향은 z축 방향이 될 수 있다. 그러나 이에 한정되지 않는다. 또한, 초음파 프로브(410)가 조사하는 초음파 신호들이 형성하는 초음파 영역(420)은 관심 영역(30) 전체를 포함할 수 있다.

[0026] 다시 도 1을 참조하면, 제어부(260)는 초음파 프로브(10)가 관심 영역(30)에 초음파들을 조사하기 위한 제어 신호를 생성한다. 그리고 제어부(260)는 제어 신호를 인터페이스부(210)로 전송한다.

[0027] 인터페이스부(210)는 제어 신호에 따라 조사된 초음파들이 관심 영역(30)으로부터 반사된 신호인 에코 초음파들을 수신한다. 예를 들어, 인터페이스부(210)는 제어부(260)로부터 전송받은 제어 신호를 초음파 프로브(10)로 전송하고, 초음파 프로브(10)로부터 에코 초음파들을 수신한다. 여기에서 에코 초음파들은 초음파 프로브(10)가 관심 영역(30)을 향하여 초음파 신호들을 조사하고, 관심 영역(30)으로부터 반사되는 신호를 의미한다. 예를 들어, 에코 초음파들은 관심 영역(30)으로부터 반사되는 신호들에 대응하여 초음파 프로브(10)에 포함된 트랜스듀서들이 생성한 전기적 펄스들 일 수도 있다.

[0028] 인터페이스부(210)는 데이터의 입력 또는 출력을 수행하는 유닛(unit)일 수 있고, 사용자가 직접 입력하는 정보를 다른 유닛들에 전송하는 유닛일 수도 있다. 예를 들어, 인터페이스부(210)는 디스플레이 패널, 마우스, 키보드, 터치 화면, 모니터, 스피커 등의 입출력 장치 및 이들을 구동하기 위한 소프트웨어 모듈을 모두 포함할 수 있다.

[0029] 초음파 영상 처리부(220)는 1차원 초음파 프로브를 이용하여 진단파가 유도된 피검체 내 관심 영역에 대한 2차원 초음파 영상들을 획득한다. 예를 들어, 초음파 영상 처리부(220)는 인터페이스부(210)로부터 에코 초음파들을 전송받고, 에코 초음파들을 이용하여 진단파가 유도된 피검체 내 관심 영역에 대한 2차원 초음파 영상들을 획득할 수 있다. 초음파 영상 처리부(220)는 획득된 2차원 초음파 영상들을 변위 측정부(230)로 전송한다.

[0030] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따라 초음파 영상 처리부(220)가 관심 영역에 대한 2차원 초음파 영상들을 획득

하는 일 예를 도시한 도면이다.

- [0031] 참조번호 510의 도면에 따르면, 초음파 프로브(10)는 관심 영역(30)을 향하여 초음파들을 조사한다. 예를 들어, 초음파 프로브(10)는 관심 영역(30)을 향하여 조사하는 초음파로써 디포커싱 방식의 평면파(quasi-plane wave)를 조사할 수 있다.
- [0032] 참조번호 520의 도면에 따르면, 초음파 프로브(10)는 관심 영역(30) 내의 조직으로부터 산란되고(scattering) 반사되는 에코 초음파들을 수신한다.
- [0033] 참조번호 530의 도면에 따르면, 저장부(미도시)는 에코 초음파 신호들을 디지털 신호로 변환한 후 N(N은 자연수)개의 RF(Radio Frequency) 프레임들(frames)로 저장한다. 일반적으로, 체내의 조직에서 진단과는 1~10ms의 속도로 진행한다. 따라서, 이를 수 mm의 해상도(resolution)로 관측하기 위해서는 초음파 영상들을 초당 수천 프레임들 단위로 획득하여야 한다. 이와 같이 초당 수천 프레임의 초음파 영상들을 획득하여 진단과를 빠르게 관측하기 위해서는, 진단용 초음파로써 본 실시예에서 설명된 디포커싱(또는 unfocusing) 방식의 평면파가 요구된다.
- [0034] 참조번호 540의 도면에 따르면, 초음파 영상 처리부(220)는 저장된 N개의 RF(Radio Frequency) 프레임들을 이용하여 빔포밍(beamforming)함으로써 N개의 2차원 초음파 영상들을 생성한다.
- [0035] 다시 도 1을 참조하면, 변위 측정부(230)는 획득된 2차원 초음파 영상들로부터 진단과의 변위(displacement)를 측정한다. 예를 들어, 변위 측정부(230)는 초음파 영상 처리부(220)로부터 전송받은 2차원 초음파 영상들로부터 관심 영역(30)에 대한 진단과의 변위를 측정할 수 있다. 변위 측정부(230)는 측정된 진단과의 변위에 대한 정보를 변화율 정보 추정부(240)로 전송한다.
- [0036] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따라 변위 측정부(230)가 진단과의 변위를 측정하는 일 예를 도시한 도면이다.
- [0037] 변위 측정부(230)는 시간적으로 인접한 두 초음파 영상들(601 및 602)을 상호 비교(cross-correlate)한다. 이와 같은 상호 비교(cross-correlation)(603)를 통해, 변위 측정부(230)는 두 초음파 영상들(601 및 602) 사이에서 진단과의 이동 거리인  $\Delta r$ 을 측정한다. 변위 측정부(230)는 아래의 수학적 식 1을 이용하여 진단과의 변위인  $u(x,z)$ 를 계산한다. 여기서, 변위  $u(x,z)$ 는 수학적 식 1의  $g_{zz}^s$ 에 대응한다.

**수학적 식 1**

$$g_{zz}^s(r,t) = \frac{1}{4\pi\rho c_s} \frac{1}{\sqrt{2\pi\nu_s t}} \frac{r^2 - z^2}{r^2} e^{-\frac{(t-r/c_s)^2 c_s^2}{2\nu_s t}}$$

- [0038]
- [0039] 위의 수학적 식 1에서  $g_{zz}^s$ 는 s파의 Z축의 변위,  $\rho$ 는 밀도,  $C_s$ 는 진단과의 속도,  $\nu_s$ 는 점성(viscosity) 성분,  $r$ 은 원점으로부터의 거리를 의미한다. 여기에서  $r$ 은 두 초음파 영상들(601 및 602) 사이에서 진단과의 이동 거리인  $\Delta r$ 에 대응한다.
- [0040] 다시 도 1을 참조하면, 변화율 정보 추정부(240)는 측정된 변위를 이용하여 2차원 초음파 영상들이 나타내는 2차원 평면과 수직하는 y축 방향에 대한 진단과의 변위의 변화율을 추정한다. 여기에서 2차원 평면은 초음파 프로브에서 조사하는 초음파의 진행 방향인 z축 방향 및 상기 z축 방향에 수직하는 x축 방향을 포함할 수 있다. 본 실시예에서는 설명의 편의를 위하여 초음파의 진행 방향을 z축 방향으로 가정하였으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0041] 예를 들어, 변화율 정보 추정부(240)는 x축 방향에 대한 진단과의 변위의 변화율을 계산하고, 계산된 변화율에 기초하여 y축 방향에 대한 진단과의 변위의 변화율을 추정할 수 있다. 구체적으로, 변화율 정보 추정부(240)는 진단과의 x, y 및 z축 방향 성분을 포함하는 파동 방정식(wave equation)에서, x축 방향 성분을 이용하여 상기 y축 방향 성분을 추정할 수 있다. 변화율 정보 추정부(240)는 추정된 y축 방향에 대한 진단과의 변위의 변화율 정보를 탄성 분석부(250)로 전송한다.

[0042] 일반적으로, 1차원 초음파 프로브(10)를 이용하여 획득한 2차원 초음파 영상에는 초음파 프로브(10)가 조사한 초음파의 진행 방향 및 초음파의 진행 방향에 수직인 방향에 대한 진단파의 변위를 측정할 수 있다.

[0043] 다시 도 4 및 도 6을 참조하면, 1차원 초음파 프로브(10)가 조사한 초음파의 진행 방향을 z 축 방향으로 가정하면, 변위 측정부(230)는 2차원 초음파 영상을 이용하여 z 축 방향 및 x 축 방향에 대한 진단파의 변위를 측정할 수 있으나, y 축 방향에 대한 진단파의 변위는 측정할 수 없다.

[0044] 관심 영역(30)에 유도된 진단파의 탄성 계수를 계산하는 일 예로 사용되는 파동 방정식(wave equation)은 아래의 수학적 식 2와 같다.

**수학적 식 2**

$$\frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = C_s^2 \cdot \left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right)$$

[0045]

[0046] 위의 수학적 식 2에서 u는 진단파의 변위, Cs는 진단파의 속도를 의미한다.

[0047] 변위 측정부(230)가 측정하는 진단파의 변위는 2차원 초음파 영상들을 이용하여 측정된 변위이므로, x축 방향 및 z 축 방향에 대한 진단파의 변위를 측정할 수 있으나, y축 방향에 대한 진단파의 변위를 측정할 수 없다. 따라서 일반적으로 1차원 초음파 프로브(10)를 이용하여 획득한 2차원 초음파 영상을 이용하여 진단파의 변위를 측정할 경우, 파동 방정식을 아래의 수학적 식 3과 같이 가정한다.

**수학적 식 3**

$$\partial_t^2 u = C_s^2 (\partial_x^2 u + \partial_z^2 u)$$

[0048]

[0049] 위의 수학적 식 3과 같이, 위의 수학적 식 2에서 진단파 변위를 변수 y로 2차 편미분 한 항을 제외하고 파동 방정식을 계산할 경우, 실제적인 진단파의 탄성 정보를 완전하게 파악할 수 없다.

[0050] 따라서, 변화율 정보 추정부(240)가 y축 방향에 대한 진단파의 변위의 변화율(즉, 위의 수학적 식 2의  $\frac{\partial^2 u}{\partial y^2}$ 에 대응하는 정보)을 2차원 초음파 영상들로부터 측정된 진단파의 변위를 이용하여 추정하는 과정이 요구된다.

[0051] 도 7은 1차원 초음파 프로브(10)를 이용하여 획득된 2차원 초음파 영상 및 진단파의 변위 성분들에 대한 그래프의 일 예를 도시한 도면이다.

[0052] 도 7을 참조하면, 관심 영역(30)에 유도된 진단파의 변위가 x축 방향(즉, 초음파 프로브(10)가 조사하는 초음파들의 진행 방향)에 대하여 대칭적인(symmetric) 경우의 일 예가 도시되어 있다. 이 경우, 도 7에 도시된 그래프

$$\frac{\partial^2 u}{\partial y^2}$$

$$\frac{\partial_x u}{r}$$

와 같이  $\frac{\partial^2 u}{\partial y^2}$ 에 대응하는 그래프(820)와  $\frac{\partial_x u}{r}$ 에 대응하는 그래프(830)가 동일한 형태를 구성한다. 여기에서, x는 진단파가 x축 방향으로 이동한 거리를 의미한다.

[0053] 따라서, 변화율 정보 추정부(240)는 x축 방향에 대한 진단파의 변위의 변화율에 기초하여 y축 방향에 대한 진단파의 변위의 변화율을 추정할 수 있다. 여기에서, y축 방향에 대한 진단파의 변위의 변화율은 위의 수학적 식 2에

서의 전단파 변위를 변수  $y$ 로 2차 편미분 한 항  $\partial_y^2 u$  을 의미한다. 구체적으로, 변화율 정보 추정부(240)는

$x$ 축 방향에 대한 전단파의 변위의 변화율  $\partial_x^2 u$  및 전단파가  $x$ 축 방향으로 이동한 거리  $r$ 을 이용하여  $y$ 축 방

향에 대한 전단파의 변위의 변화율  $\partial_y^2 u$  을  $\frac{\partial_x u}{r}$  로 추정할 수 있다.

[0054] 이와 같이, 변화율 정보 추정부(240)가  $y$ 축 방향에 대한 전단파의 변위의 변화율을 추정함에 따라, 1차원 초음파 프로브(10)를 이용하여 획득한 2차원 초음파 영상들로부터 3차원 변위 성분을 포함하는 전단파의 탄성 정보를 보다 정확하게 분석할 수 있다. 또한, 정확하게 분석된 탄성 정보를 이용하여 탄성 영상을 생성함으로써, 보다 해상도가 높은 탄성 영상을 생성할 수 있다.

[0055] 도 8은 1차원 초음파 프로브(10)를 이용하여 획득된 2차원 초음파 영상 및 전단파의 변위 성분들에 대한 그래프의 다른 예를 도시한 도면이다.

[0056] 도 8을 참조하면, 관심 영역(30)에 유도된 전단파의 변위가  $x$ 축 방향(즉, 초음파 프로브(10)가 조사하는 초음파들의 진행 방향)에 대하여 비대칭적인(asymmetric) 경우의 일 예가 도시되어 있다. 일반적으로, 관심 영역(30)에 유도된 전단파의 변위는 초음파들의 진행 방향에 대하여 비대칭적으로 형성될 수 있다. 이 경우, 도 8에 도

시된 그래프와 같이  $\partial_y^2 u$  에 대응하는 그래프(820)와  $\frac{\partial_x u}{r}$  에 대응하는 그래프(830)가 서로 동일하지 않은 형태를 구성할 수 있다. 여기에서,  $x$ 는 전단파가  $x$ 축 방향으로 이동한 거리를 의미한다.

[0057] 다시 도 1을 참조하면, 변화율 정보 추정부(240)는 위에서 기술한 전단파의 변위가  $x$ 축 방향에 대하여 대칭적인 경우와는 다르게  $y$ 축 방향에 대한 전단파의 변위의 변화율을 추정할 수 있다. 여기에서,  $y$ 축 방향에 대한 전단

파의 변위의 변화율은 위의 수학식 2에서의 전단파 변위를 변수  $y$ 로 2차 편미분 한 항  $\partial_y^2 u$  을 의미한다.

[0058] 예를 들어, 변화율 정보 추정부(240)는  $x$ 축 방향에 대한 전단파의 변위의 변화율 및 전단파가  $x$ 축 방향으로 이동한 거리를 이용하여  $y$ 축 방향 성분을 계산할 수 있다. 여기에서  $y$ 축 방향 성분은 위의 수학식 2에서의  $y$ 축 방향 성분으로서,  $y$ 축 방향에 대한 전단파의 변위의 변화율을 의미한다. 또한, 변화율 정보 추정부(240)는 위에서 계산된 성분을 이용하여 스케일(scale) 조정을 추가적으로 수행하여  $y$ 축 방향 성분을 계산할 수도 있다. 또한, 변화율 정보 추정부(240)는 스케일 조정을 수행한 성분을 이용하여  $x$ 축에 대한 축 조정을 수행함으로써  $y$ 축 방향 성분을 계산할 수도 있다.

[0059] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따라 변화율 정보 추정부(240)가  $y$ 축 방향에 대한 전단파의 변위의 변화율을 추정하는 일 예를 도시한 도면이다.

[0060] 도 9의 왼쪽 그래프를 참조하면, 변화율 정보 추정부(240)는  $x$ 축 방향에 대한 전단파의 변위의 변화율  $\partial_x^2 u$

및 전단파가  $x$ 축 방향으로 이동한 거리  $r$ 을 이용하여  $y$ 축 방향에 대한 전단파의 변위의 변화율  $\partial_y^2 u$  을  $\frac{\partial_x u}{r}$  로 추정할 수 있다.

[0061] 이 경우, 변화율 정보 추정부(240)가 추정한  $y$ 축 방향에 대한 전단파의 변위의 변화율(920)은 실제적인  $y$ 축 방

향에 대한 진단파의 변위의 변화율(910)과 어느 정도 차이를 보일 수도 있다. 그러나, 변화율 정보 추정부(240)가 비교적 단순한 프로세스를 통하여 2차원 초음파 영상들(즉, x축 방향과 z축 방향의 성분들로 형성된 초음파 영상들)로부터 측정된 진단파의 변위를 이용하여 y축 방향에 대한 진단파의 변위의 변화율을 추정할 수 있다.

[0062]

도 9의 가운데 그래프를 참조하면, 변화율 정보 추정부(240)는 위의  $\frac{\partial_x u}{r}$  를 이용하여 스케일 조정을 추가적

으로 수행하여 y축 방향에 대한 진단파의 변위의 변화율  $\frac{\partial_y^2 u}{}$  을 계산할 수도 있다. 예를 들어, 변화율 정보 추정부(240)는 아래의 수학식 4을 이용하여 y축 방향에 대한 진단파의 변위의 변화율을 계산할 수 있다.

**수학식 4**

[0063]

$$\frac{\partial^2 u}{\partial y^2} = \frac{\partial_x u}{x(1 + \frac{0.2}{|x|})^2}$$

[0064]

위의 수학식 4에서, 0.2는 진단파를 유도하는 초음파 프로브(10)의 종류에 따라 캘리브레이션(calibration)되어 다르게 설정될 수 있는 상수이다. 예를 들어, 초음파 프로브(10)에 포함된 트랜스듀서들의 물리적 특성을 반영한 상수일 수 있다.

[0065]

이 경우, 변화율 정보 추정부(240)가 추정한 y축 방향에 대한 진단파의 변위의 변화율(940)은 스케일 조정을 수행한 결과로서, 실제적인 y축 방향에 대한 진단파의 변위의 변화율(930)과 유사한 값을 나타낸다. 따라서, 변화율 정보 추정부(240)가 2차원 초음파 영상들(즉, x축 방향과 z축 방향의 성분들로 형성된 초음파 영상들)로부터 측정된 진단파의 변위를 이용하여 y축 방향에 대한 진단파의 변위의 변화율을 보다 정밀하게 추정할 수 있다.

[0066]

도 9의 오른쪽 그래프를 참조하면, 변화율 정보 추정부(240)는 위의 수학식 4를 이용하여 계산된 결과(즉, 스케일 조정을 수행한 결과)를 이용하여 x축에 대한 축 조정을 추가적으로 수행하여 y축 방향에 대한 진단파의 변위

의 변화율  $\frac{\partial_y^2 u}{}$  을 계산할 수도 있다. 예를 들어, 변화율 정보 추정부(240)는 아래의 수학식 5을 이용하여 y축 방향에 대한 진단파의 변위의 변화율을 계산할 수 있다.

**수학식 5**

[0067]

$$\frac{\partial^2 u(x_0)}{\partial y^2} = \frac{\partial_x u}{x(1 + \frac{0.2}{|x|})^2}$$

$$x_0 = x - \text{sign}(x) \frac{0.35}{x^2}$$

[0068] 위의 수학적 식 5에서, 아래의 식이 x축에 대한 축 조정을 추가적으로 수행하는 일 예에 해당한다. 위의 수학적 식 5에서, 0.2 및 0.35는 진단파를 유도하는 초음파 프로브(10)의 종류에 따라 캘리브레이션(calibration)되어 다르게 설정될 수 있는 상수이다. 예를 들어, 초음파 프로브(10)를 구성하는 트랜스듀서들의 물리적 특성을 반영한 상수일 수 있다.

[0069] 이 경우, 변화율 정보 추정부(240)가 추정된 y축 방향에 대한 진단파의 변위의 변화율(960)은 스케일 조정 및 x축에 대한 축 조정을 수행한 결과로서, 실제적인 y축 방향에 대한 진단파의 변위의 변화율(950)과 유사한 값을 나타낸다. 따라서, 변화율 정보 추정부(240)가 2차원 초음파 영상들(즉, x축 방향과 z축 방향의 성분들로 형성된 초음파 영상들)로부터 측정된 진단파의 변위를 이용하여 y축 방향에 대한 진단파의 변위의 변화율을 더욱 정확하게 추정할 수 있다.

[0070] 다시 도 1을 참조하면, 탄성 분석부(250)는 측정된 변위 및 추정된 변위의 변화율을 이용하여 관심 영역(30) 내 조직의 탄성 정보를 분석한다. 여기에서, 측정된 변위는 변위 측정부(230)가 획득된 2차원 초음파 영상들로부터 측정된 진단파의 변위를 의미한다. 또한, 추정된 변위의 변화율은 변화율 정보 추정부(240)가 측정된 변위를 이용하여 추정된 y축 방향에 대한 진단파의 변위의 변화율을 의미한다. 예를 들어, 탄성 분석부(250)는 측정된 변위 및 추정된 변위의 변화율을 이용하여 관심 영역(30) 내 조직의 탄성 계수(shear modulus)를 계산함으로써 탄성 정보를 분석할 수 있다.

[0071] 구체적으로, 탄성 분석부(250)는 진단파의 x, y 및 z축 방향 성분을 포함하는 파동 방정식(즉, 위의 수학적 식 2)을 계산함으로써 관심 영역(30) 내 조직의 탄성 정보를 분석할 수 있다. 여기에서 y축 방향 성분은 변화율 정보 추정부(240)가 x축 방향 성분을 이용하여 계산한 성분을 의미한다. 예를 들어, 탄성 분석부(250)는 위의 수학적

식 2를 통하여  $C_s^2$  을 계산할 수 있다. 그리고 탄성 분석부(250)는 아래의 수학적 식 6을 이용하여 탄성 계수를 계산할 수 있다.

**수학적 식 6**

$$G = \rho \times C_s^2$$

[0072]

[0073] 수학적 식 6을 참고하면, G는 탄성 계수(shear modulus)를 의미하고, ρ는 매질의 밀도를 의미한다. 앞서, 탄성 분석부(250)는 수학적 식 2를 이용하여 진단파의 이동 속도(Cs)를 계산하였고, ρ는 이미 알려진 값에 해당되는바, 탄성 분석부(250)는 수학적 식 6을 이용하여 탄성 계수(G)를 계산할 수 있다. 본 실시예에서 탄성 분석부(250)는 수학적 식 6을 이용하여 탄성 계수를 계산하는 것을 예로 들어 설명하겠으나, 본 실시예는 이에 한정되지 않는다.

[0074] 만약, 탄성 분석부(250)가 2차원 초음파 영상들 중 적어도 2 프레임 단위로 탄성 계수를 분석한다면, 탄성 분석부(250)는 각각 계산된 탄성 계수들의 평균을 계산함으로써 최종적인 탄성 계수를 계산할 수도 있다.

[0075] 또한, 탄성 분석부(250)는 아래의 수학적 식 7을 이용하여 탄성 계수(G)를 계산할 수도 있다.

**수학적 식 7**

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

[0076]

$$\Leftrightarrow G(x, y, z) = \frac{\rho \frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2}}{\frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2}}$$

- [0077]
- [0078] 즉, 탄성 분석부(250)는 수학식 2 및 6이 조합된 수학식 7을 이용하여 탄성 계수(G)를 계산할 수도 있다.
- [0079] 이와 같이, 변화율 정보 추정부(240)가 2차원 초음파 영상들을 이용하여 3차원 성분을 갖는 진단파의 변위 성분을 추정함으로써, 탄성 분석부(250)가 진단파의 탄성 정보를 보다 정확하게 분석할 수 있다.
- [0080] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 진단파 처리 장치(20)의 다른 예를 도시한 도면이다.
- [0081] 도 2를 참조하면, 진단파 처리 장치(20)는 인터페이스부(210), 초음파 영상 처리부(220), 변위 측정부(230), 변화율 정보 추정부(240), 탄성 분석부(250), 제어부(260) 및 탄성 영상 생성부(270)를 포함할 수 있다.
- [0082] 도 2에 도시된 진단파 처리 장치(20)에는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 2에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0083] 또한, 도 2에 도시된 진단파 처리 장치(20)의 인터페이스부(210), 초음파 영상 처리부(220), 변위 측정부(230), 변화율 정보 추정부(240), 탄성 분석부(250), 제어부(260) 및 탄성 영상 생성부(270)는 하나 또는 복수 개의 프로세서에 해당할 수 있다. 프로세서는 다수의 논리 게이트들의 어레이로 구현될 수도 있고, 범용적인 마이크로 프로세서와 이 마이크로 프로세서에서 실행될 수 있는 프로그램이 저장된 메모리의 조합으로 구현될 수도 있다. 또한, 다른 형태의 하드웨어로 구현될 수도 있음을 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0084] 또한, 도 2에 도시된 진단파 처리 장치(20)의 인터페이스부(210), 초음파 영상 처리부(220), 변위 측정부(230), 변화율 정보 추정부(240), 탄성 분석부(250) 및 제어부(260)의 동작은 전술한 바와 같다.
- [0085] 탄성 영상 생성부(270)는 계산된 탄성 계수를 이용하여 관심 영역의 탄성 계수에 대한 영상을 생성한다. 예를 들어, 탄성 영상 생성부(270)는 탄성 분석부(250)로부터 전송받은 탄성 계수에 대한 정보를 이용하여, 관심 영역의 탄성 계수에 대한 영상을 생성할 수 있다. 여기에서 탄성 계수에 대한 영상은 시간에 따라 변화하는 진단파의 변위를 색(color)의 차이로 표현한 영상일 수도 있고, 밝기(brightness)의 차이로 표현한 영상일 수도 있다. 탄성 영상 생성부(270)가 탄성 계수에 일반적인 과정은 당해 기술 분야의 통상의 기술자에게 자명하므로, 구체적인 알고리즘에 관한 설명은 생략한다.
- [0086] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 분석 시스템(1)의 사용 환경의 다른 예를 도시한 도면이다. 본 실시예에 따른 탄성 분석 시스템(1)은 초음파 프로브(10), 진단파 처리 장치(20) 및 영상 표시 장치(40)로 구성된다.
- [0087] 도 10에 도시된 탄성 분석 시스템(1)은 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 10에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0088] 또한, 도 10에 도시된 탄성 분석 시스템(1)은 도 1 및 도 2에 도시된 진단파 처리 장치(20)의 일 실시예에 해당한다. 이에 따라, 도 1 및 도 2와 관련하여 기재된 내용은 도 10에 도시된 탄성 분석 시스템(1)에도 적용 가능하기 때문에 중복되는 설명은 생략한다.
- [0089] 영상 표시 장치(40)는 진단파 처리 장치(20)에서 생성된 초음파 영상을 표시한다. 예를 들어, 영상 표시 장치(40)는 탄성 분석 시스템(1)에 마련된 디스플레이 패널, 마우스, LCD 화면, 모니터 등의 출력 장치를 모두 포함한다. 진단파 처리 장치(20)에서 분석된 탄성 계수와 같은 탄성 정보는 영상 표시 장치(40)를 통하여 사용자에

게 제공되어 조직의 상태나 조직의 특성 변화를 파악하는데 활용될 수 있다.

- [0090] 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 진단과 처리 장치에서 관심 영역의 탄성 정보를 분석하는 방법을 나타내는 흐름도이다. 도 11을 참조하면, 탄성 정보를 분석하는 방법은 도 1, 도 2 및 도 10에 도시된 진단과 처리 장치 (20) 또는 탄성 분석 시스템(1)에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하에서 생략된 내용이라 하더라도 도 1, 도 2 및 도 10에 도시된 진단과 처리 장치(20) 또는 탄성 분석 시스템(1)에 관하여 이상에서 기술된 내용은 도 11의 치료용 초음파를 생성하는 방법에도 적용됨을 알 수 있다.
- [0091] 1110 단계에서, 초음파 영상 처리부(220)는 1차원 초음파 프로브를 이용하여 진단과가 유도된 피검체 내 관심 영역(30)에 대한 2차원 초음파 영상들을 획득한다. 여기에서 관심 영역(30)은 초음파 프로브(10)가 초음파 신호를 조사할 영역을 의미한다. 또한, 관심 영역(30) 내에는 치료를 요하는 병변(lesion) 조직이 포함될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 또한, 관심 영역(30)은 사각형 형상이 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0092] 1120 단계에서, 변위 측정부(230)는 획득된 2차원 초음파 영상들로부터 진단과와 변위를 측정한다. 예를 들어, 변위 측정부(230)는 시간적으로 인접한 두 초음파 영상들을 상호 비교(cross-correlate)하여 두 초음파 영상들 사이에서 진단과의 이동 거리를 측정할 수 있다.
- [0093] 1130 단계에서, 변화율 정보 추정부(240)는 측정된 변위를 이용하여 2차원 초음파 영상들이 나타내는 2차원 평면과 수직하는 y축 방향에 대한 진단과의 변위의 변화율을 추정한다. 예를 들어, 변화율 정보 추정부(240)는 2차원 초음파 영상들에 포함된 x축 방향에 대한 진단과의 변위의 변화율을 계산하고, 계산된 변화율에 기초하여 y축 방향에 대한 진단과의 변위의 변화율을 추정할 수 있다.
- [0094] 1140 단계에서, 탄성 분석부(250)는 측정된 변위 및 추정된 변위의 변화율을 이용하여 관심 영역 내 조직의 탄성 정보를 분석한다.
- [0095] 본 발명의 일 실시예와 같이 변화율 정보 추정부(240)가 2차원 초음파 영상들로부터 측정된 진단과의 변위를 이용하여 2차원 초음파 영상들이 나타내는 2차원 평면과 y축 방향에 대한 진단과의 변위의 변화율을 추정함으로써, 초음파 프로브(10)의 특성에 관계없이 관심 영역(30)에 유도된 진단과의 탄성 정보를 보다 정확하게 분석할 수 있다. 또한, 1차원 트랜스듀서 어레이를 갖는 초음파 프로브를 이용하여 측정된 진단과 변위를 나타내는 탄성 영상의 해상도를 향상시킬 수 있다.
- [0096] 또한, 상술한 방법에서 사용된 데이터의 구조는 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 여러 수단을 통하여 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 마그네틱 저장매체(예를 들면, 롬, 램, USB, 플로피 디스크, 하드 디스크 등), 광학적 판독 매체(예를 들면, 시디롬, 디브이디 등), PC 인터페이스(PC Interface)(예를 들면, PCI, PCI-express, Wifi 등)와 같은 저장매체를 포함한다.
- [0097] 본 실시예와 관련된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상기된 기재의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 방법들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

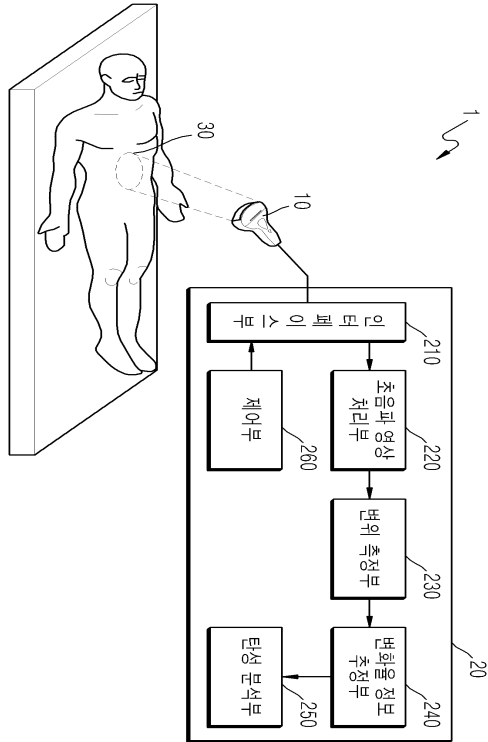
**부호의 설명**

- [0098] 1: 탄성 분석 시스템
- 10: 초음파 프로브
- 20: 진단과 처리 장치
- 30: 관심 영역
- 210: 인터페이스부
- 220: 초음파 영상 처리부
- 230: 변위 측정부
- 240: 변화율 정보 추정부
- 250: 탄성 분석부

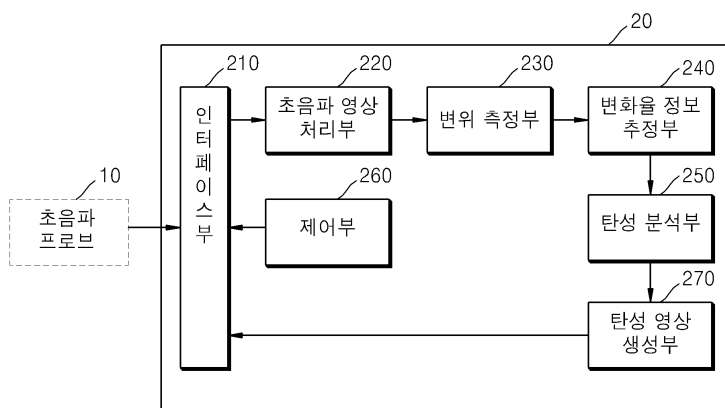
260: 제어부

도면

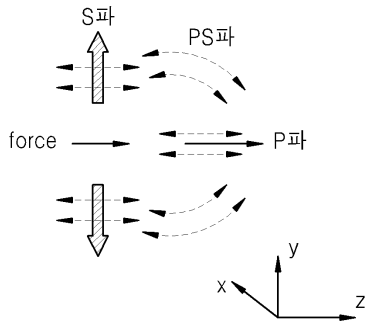
도면1



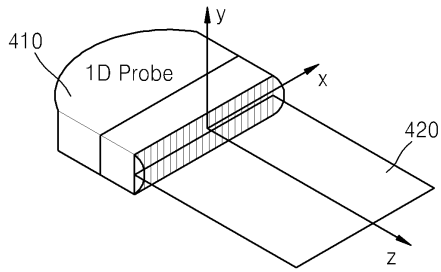
도면2



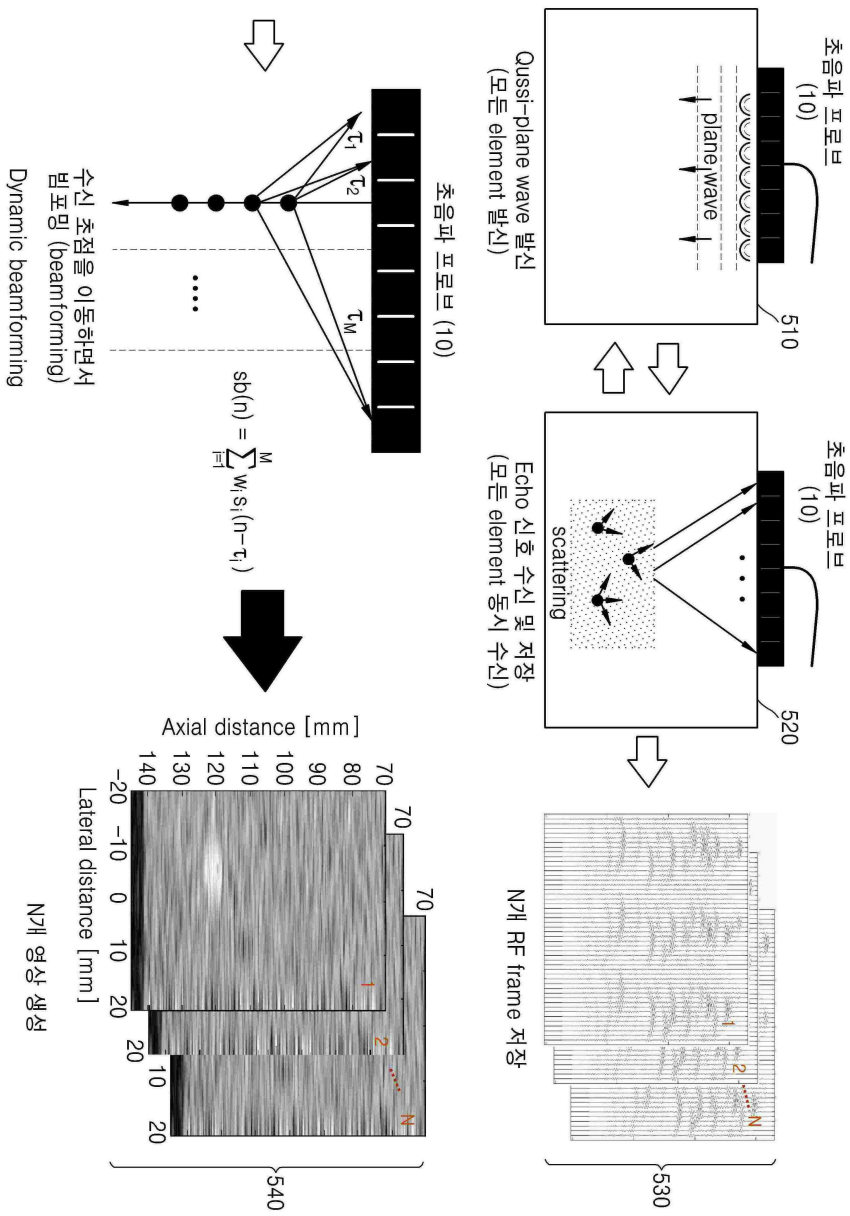
도면3



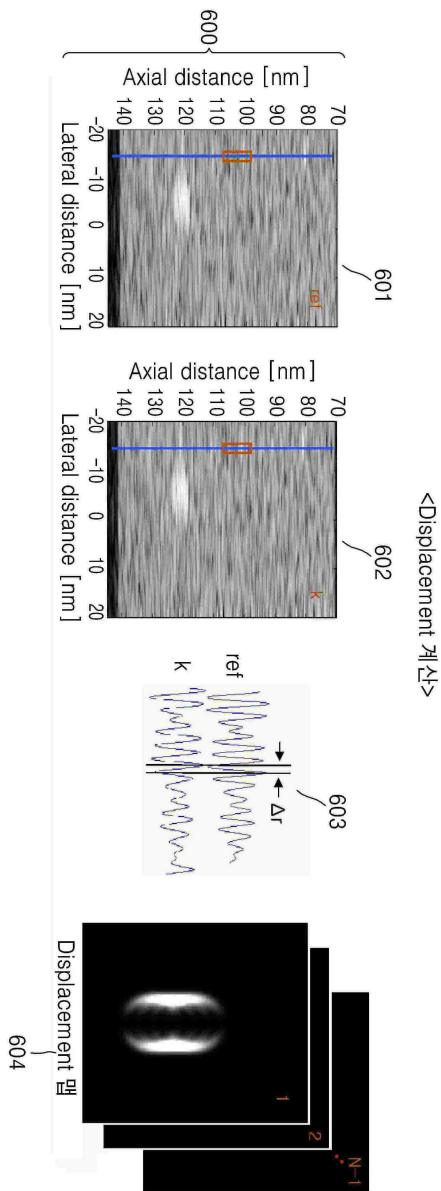
도면4



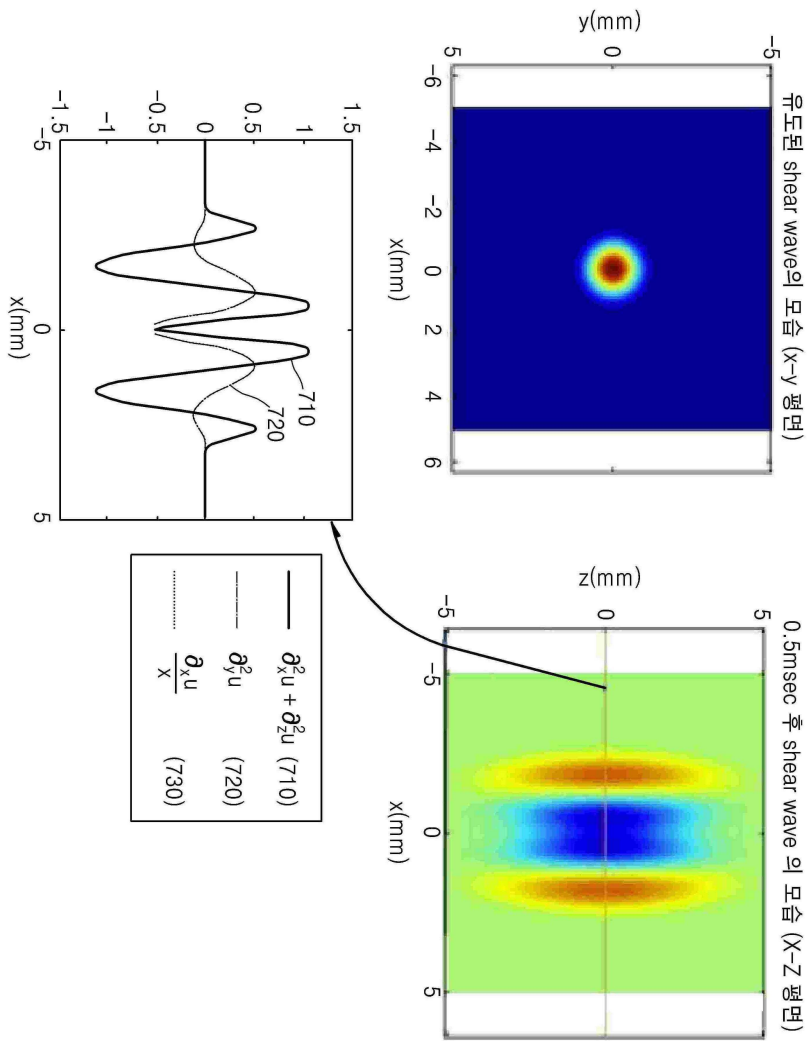
도면5



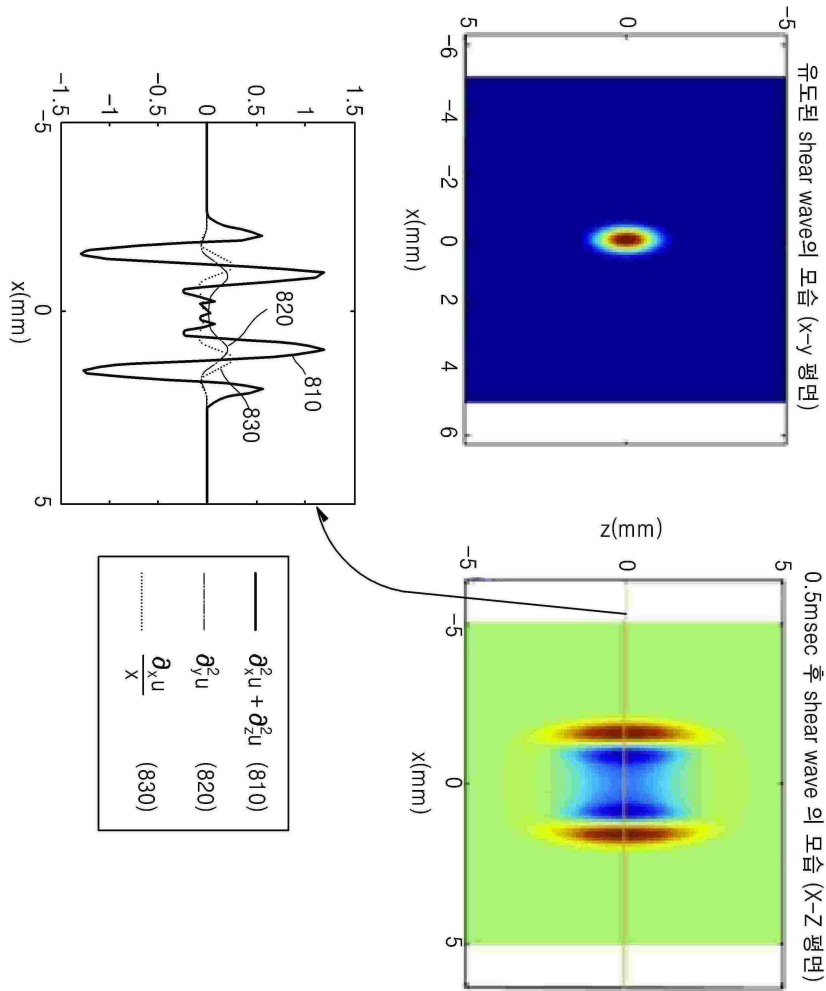
도면6



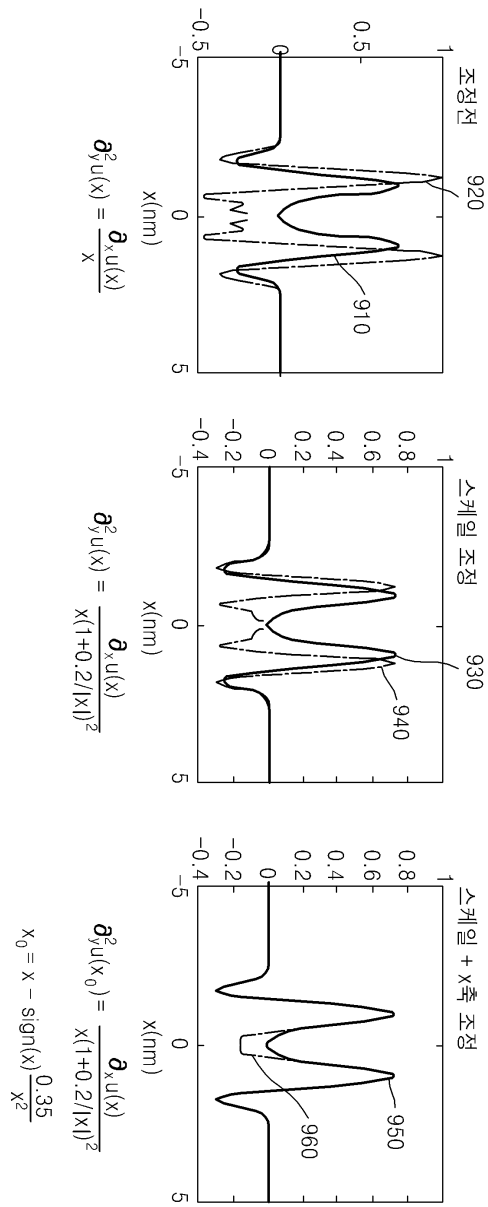
도면7



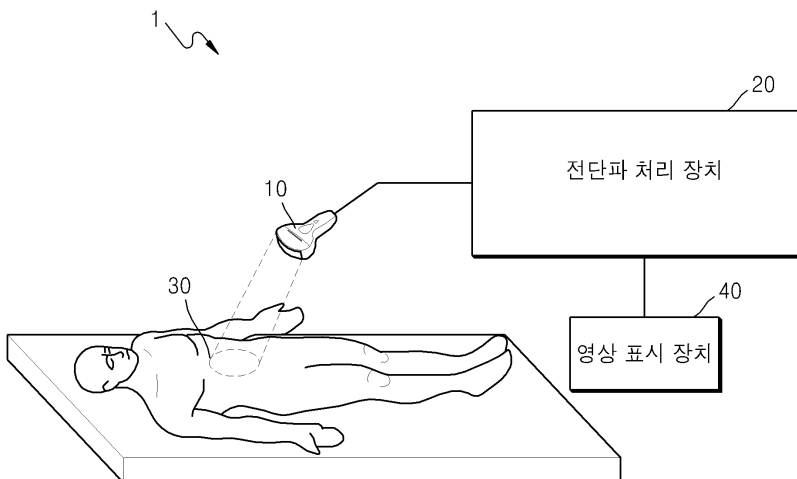
도면8



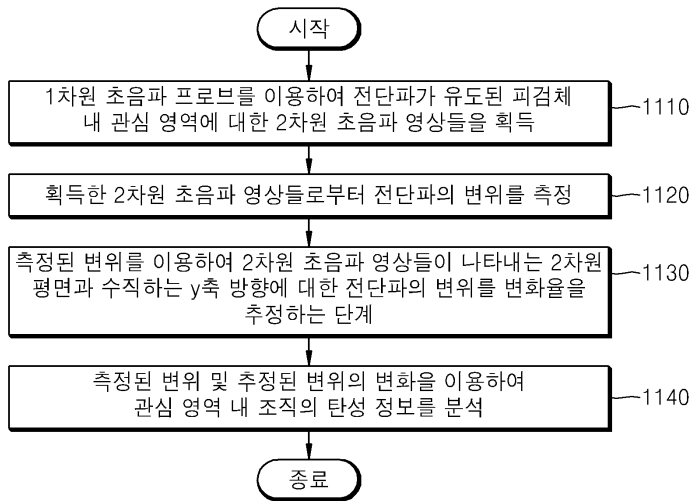
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	标题：使用一维仪器探针分析组织结构的方法，设备和系统。		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020140036650A</a>	公开(公告)日	2014-03-26
申请号	KR1020120102997	申请日	2012-09-17
[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 JI YOUNG 박지영 LEE HYOUNG KI 이형기		
发明人	최기완 박지영 이형기		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24 G06T7/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485 A61B8/5223 G01S15/8918 A61B8/4494 G01S7/52042		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

使用一维超声波探头分析组织弹性的方法包括：通过使用一维超声波探头获得对其施加剪切波的对象中的感兴趣区域的二维超声图像，使用测量的位移估计剪切波位移的变化率，并使用测量的位移和估计的位移的变化率分析感兴趣区域内的组织的弹性信息，的。

