



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0086626  
(43) 공개일자 2014년07월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 8/14 (2006.01) G01N 29/24 (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2012-0157335  
(22) 출원일자 2012년12월28일  
심사청구일자 없음

(71) 출원인  
삼성전자주식회사  
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)  
(72) 발명자  
공동권  
경기 용인시 기흥구 삼성2로 97, 기숙사 A-216 (농서동, 삼성종합기술원)  
박지영  
경기 용인시 기흥구 삼성2로 97, 기숙사 D-207 (농서동, 삼성종합기술원)  
(뒷면에 계속)  
(74) 대리인  
리엔목특허법인

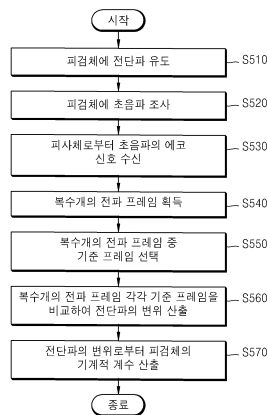
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **전단파의 변위 산출 방법, 전단파를 이용한 피검체의 기계적 계수 산출 방법 및 이를 포함하는 시스템**

**(57) 요약**

전단파의 변위 산출 방법, 전단파를 이용한 피검체의 기계적 계수 산출 방법을 제공한다. 본 전단파의 변위 산출 방법은 피검체에 전단파를 유도시키는 단계, 피검체로부터 수신된 초음파의 에코 신호로부터 전단파에 대한 복수개의 전파 프레임을 획득하는 단계, 복수 개의 전파 프레임 중 하나를 기준 프레임으로 결정하는 단계 및 복수개의 전파 프레임과 기준 프레임을 비교하여 전단파의 변위를 산출 하는 단계를 포함한다.

**대표도 - 도5**



(72) 발명자

**이형기**

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

**최기완**

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

---

**특허청구의 범위**

**청구항 1**

피검체에 전단파를 유도시키는 단계;

상기 피검체로부터 수신된 초음파의 에코 신호로부터 상기 전단파의 전파 정보를 포함하는 복수 개의 전파 프레임 획득하는 단계;

상기 복수 개의 전파 프레임으로부터 기준 프레임으로 결정하는 단계; 및

상기 복수 개의 전파 프레임과 기준 프레임을 기초로 전단파의 변위를 산출 하는 단계;를 포함하는 전단파의 변위 산출 방법.

**청구항 2**

제 1항에 있어서,

상기 기준 프레임은,

상기 복수 개의 전파 프레임 중 가장 나중에 획득한 전파 프레임인 전단파의 변위 산출 방법.

**청구항 3**

제 1항에 있어서,

상기 기준 프레임은

상기 전단파가 상기 피검체의 관심 영역을 통과한 이후에 획득한 전파 프레임인 전단파의 변위 산출 방법.

**청구항 4**

제 1항에 있어서,

상기 전단파의 변위는 상기 전단파의 유도에 따른 상기 피검체의 물리적 변화를 포함하지 않는 전단파의 변위 산출 방법.

**청구항 5**

제 1항에 있어서,

상기 전단파는 상기 피검체에 초음파를 조사함으로써 유도되는 전단파 변위 산출 방법.

**청구항 6**

제 5항에 있어서,

상기 전단파의 유도를 위한 초음파의 세기는 상기 전파 프레임 획득을 위한 초음파의 세기보다 큰 전단파 변위 산출 방법.

**청구항 7**

제 1항에 있어서,

상기 전단파의 변위는,

상기 전파 프레임과 상기 기준 프레임간의 상호 상관 기법을 적용하여 획득되는 전단파 변위 산출 방법.

**청구항 8**

제 1항에 있어서,

상기 전단파의 변위를 포함한 영상을 표시하는 단계;를 더 포함하는 전단파 변위 산출 방법.

**청구항 9**

제 1항 내지 제 8항 중 어느 한 항에 따른 전단파 변위 산출 방법을 이용하여 피검체에서 유도된 전단파의 변위를 산출하는 단계; 및

상기 전단파의 변위로부터 상기 피검체의 기계적 계수를 산출하는 단계;를 포함하는 전단파를 이용한 피검체의 기계적 계수 산출 방법.

**청구항 10**

제 9항에 있어서,

상기 기계적 계수는,

상기 피검체의 전단 계수, 강도 및 점성 중 적어도 하나인 전단파를 이용한 피검체의 기계적 계수 산출 방법.

**청구항 11**

제 10항에 있어서,

상기 전단 계수는,

상기 전단파의 변위로부터 상기 전단파의 속도를 산출되고, 상기 전단파의 속도 및 상기 피검체의 밀도로부터 산출되는 전단파를 이용한 피검체의 기계적 계수 산출 방법.

**청구항 12**

제 9항에 있어서,

상기 기계적 계수를 포함한 영상을 표시하는 단계;를 더 포함하는 전단파를 이용한 피검체의 기계적 계수 산출 방법.

**청구항 13**

제 1항 내지 제 12항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램으로 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체.

**청구항 14**

피검체내 전단파의 전파 정보를 포함하는 전파 프레임을 복수 개 획득하는 프레임 획득부; 및

복수 개의 전파 프레임으로부터 기준 프레임으로 선택하고, 상기 복수 개의 전파 프레임과 상기 기준 프레임을 비교하여 상기 전단파의 변위를 산출하는 변위 산출부;를 포함하는 전단파 처리 장치.

**청구항 15**

제 14항에 있어서,

상기 변위 산출부는,

상기 복수 개의 전파 프레임 중 가장 나중에 획득한 전파 프레임을 상기 기준 프레임으로 선택하는 전단파 처리 장치.

**청구항 16**

제 14항에 있어서,

상기 변위 산출부는,

상기 전단파가 상기 피검체의 관심 영역을 통과한 이후에 획득한 전파 프레임을 상기 기준 프레임으로 선택하는 전단파 처리 장치.

**청구항 17**

제 14항에 있어서,

상기 진단파의 변위는 상기 진단파의 유도에 따른 상기 피검체의 물리적 변화를 포함하지 않는 진단파 처리 장치.

**청구항 18**

제 14항 내지 제 17항 중 어느 한 항에 따른 진단파 처리 장치; 및  
상기 피검체에 초음파를 조사하는 초음파 프로브;를 포함하는 진단파 처리 시스템.

**청구항 19**

제 18항에 있어서,  
상기 초음파 프로브는  
상기 피검체에 초음파를 조사하여 상기 진단파를 유도시키는 진단파 처리 시스템.

**청구항 20**

제 1항에 있어서,  
상기 초음파 프로브는,  
상기 피검체에 초음파를 조사하고, 상기 피검체로부터 상기 복수 개의 전파 프레임에 대응하는 에코 신호를 수신하는 진단파 처리 시스템.

**명세서**

**기술분야**

[0001] 본 개시는 피검체내에서의 진단파 변위를 산출하는 방법, 상기한 진단파를 이용하여 피검체의 기계적 계수를 산출하는 방법 및 이를 포함한 장치와 시스템에 관한 것이다.

**배경기술**

[0002] 탄성초음파영상(elastography) 기술이 의학적인 진단에 도움을 주기 위해, 예컨대 탄성 같은 생물학적 조직의 기계적인 성질을 측정하기 위해 사용된다. 일반적으로, 탄성초음파영상 기술은 MRI 또는 초음파와 같은 기존의 영상화 양상의 추가적인 특징으로서 의학용 영상화 시스템에서 실행된다. 이와 관련하여, 탄성초음파영상은 새로운 임상 정보를 의사에게 주어 의사가 진단을 내리는데 도움을 준다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0003] 보다 정확하게 진단파의 변위를 산출하는 방법 및 이를 포함한 시스템을 제공한다.

[0004] 진단파를 이용하여 보다 정확하게 조직의 기계적 계수를 산출하는 방법 및 이를 포함한 시스템을 제공한다.

**과제의 해결 수단**

[0005] 본 발명의 일 유형에 따르는 진단파의 변위 획득 방법은 피검체에 진단파를 유도시키는 단계; 상기 피검체로부터 수신된 초음파의 에코 신호로부터 상기 진단파에 대한 복수 개의 전파 프레임을 획득하는 단계; 상기 복수 개의 전파 프레임 중 하나를 기준 프레임으로 결정하는 단계; 및 상기 복수 개의 전파 프레임과 기준 프레임을 비교하여 진단파의 변위를 획득하는 단계;를 포함한다.

[0006] 그리고, 상기 기준 프레임은, 상기 복수 개의 전파 프레임 중 가장 나중에 획득한 전파 프레임일 수 있다.

[0007] 또한, 상기 기준 프레임은 상기 진단파가 상기 피검체의 관심 영역을 통과한 이후에 획득한 전파 프레임일 수 있다.

[0008] 그리고, 상기 진단파의 변위는 상기 진단파의 유도에 따른 상기 피검체의 물리적 변화를 포함하지 않을 수

있다.

- [0009] 또한, 상기 전단파는 상기 피검체에 초음파를 조사함으로써 유도될 수 있다.
- [0010] 그리고, 상기 전단파의 유도를 위한 초음파의 세기는 상기 전파 프레임 획득을 위한 초음파의 세기보다 클 수 있다.
- [0011] 또한, 상기 전단파의 변위는, 상기 전파 프레임과 상기 기준 프레임간의 상호 상관 기법을 적용하여 획득될 수 있다.
- [0012] 그리고, 상기 전단파의 변위를 포함한 영상을 표시하는 단계;를 더 포함할 수 있다.
- [0013] 한편, 본 발명의 일 유형에 따르는 전단파를 이용한 피검체의 기계적 계수 산출 방법은 앞서 기술한 피검체에서 유도된 전단파의 변위를 획득하는 단계; 및 상기 전단파의 변위로부터 상기 피검체의 기계적 파라미터를 획득하는 단계;를 포함한다.
- [0014] 그리고, 상기 기계적 계수는, 상기 피검체의 전단 계수, 강도 및 점성 중 적어도 하나일 수 있다.
- [0015] 또한, 상기 전단 계수는, 상기 전단파의 변위로부터 상기 전단파의 속도를 산출되고, 상기 전단파의 속도 및 상기 피검체의 밀도로부터 산출될 수 있다.
- [0016] 그리고, 상기 기계적 계수를 포함한 영상을 표시하는 단계;를 더 포함할 수 있다.
- [0017] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 전단파 처리 장치는, 피검체내 전단파의 전파 정도를 나타내는 전파 프레임을 복수 개 획득하는 프레임 획득부; 및 복수 개의 전파 프레임 중 하나를 기준 프레임으로 선택하고, 상기 복수 개의 전파 프레임과 상기 기준 프레임을 비교하여 상기 전단파의 변위를 산출하는 변위 산출부;를 포함한다.
- [0018] 그리고, 상기 변위 산출부는, 상기 복수 개의 전파 프레임 중 가장 나중에 획득한 전파 프레임을 상기 기준 프레임으로 선택할 수 있다.
- [0019] 또한, 상기 변위 산출부는, 상기 전단파가 상기 피검체의 관심 영역을 통과한 이후에 획득한 전파 프레임을 상기 기준 프레임으로 선택할 수 있다.
- [0020] 그리고, 상기 전단파의 변위는 상기 전단파의 유도에 따른 상기 피검체의 물리적 변화를 포함하지 않을 수 있다.
- [0021] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 전단파 처리 시스템은, 앞서 기술한 전단파 처리 장치 및 상기 피검체에 초음파를 조사하는 초음파 프로브;를 포함한다.
- [0022] 그리고, 상기 초음파 프로브는 상기 피검체에 초음파를 조사하여 상기 전단파를 유도시킬 수 있다.
- [0023] 또한, 상기 초음파 프로브는, 상기 피검체에 초음파를 조사하고, 상기 피검체로부터 상기 복수 개의 전파 프레임에 대응하는 에코 신호를 수신할 수 있다.

**발명의 효과**

- [0024] 본 개시는 전단파의 변위를 산출하기 위한 기준 프레임을 전단파 유도 후의 전파 프레임 중에서 선택함으로써 보다 정확한 전단파의 변위를 산출할 수 있다.
- [0025] 또한, 전단파의 변위에 전단파 유도로 인한 조직의 물리적 변화가 포함되지 않기 때문에 조직의 기계적 계수를 보다 정확하게 산출할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0026] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 전단파 처리 시스템의 사용 환경의 일 예를 도시한 도면이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 전단파를 설명하는 도면이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브가 관심 영역에 초음파 신호들을 조사하는 일 예를 나타낸 도면이다.
- 도 4는 도 1에 도시된 전단파 처리 장치의 구체적인 블록도이다.
- 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 전단파를 이용하여 피검체내 조직의 기계적 계수를 산출하는 방법을 설명하

는 흐름도이다.

도 6은 시간에 따른 전단파 유도 및 프레임 획득을 설명하기 위한 설명하는 참고도이다.

도 7은 전단파 변위의 시간에 따른 비교예의 결과를 나타내는 도면이다.

도 8는 전단파 변위의 시간에 따른 실시예의 결과를 나타내는 도면이다.

도 9는 비교예에 따른 전단 계수를 포함하는 영상을 나타내는 도면이다.

도 10은 실시예에 따른 전단 계수를 포함하는 영상을 나타내는 도면이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0027] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명한다.
- [0028] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 전단파 처리 시스템(1)의 사용 환경의 일 예를 도시한 도면이다.
- [0029] 도 1을 참조하면, 전단파 처리 시스템(1)은 초음파 프로브(probe)(10), 전단파 처리 장치(20) 및 영상 표시 장치(30)를 포함할 수 있다. 도 1에 도시된 전단파 처리 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.
- [0030] 초음파 프로브는 전단파를 유도하기 위해 피검체에 초음파를 조사할 수도 있고, 초음파 영상을 획득하기 위해 피검체에 초음파를 조사할 수도 있다. 전단파 처리 장치(20)는 피검체에서 전파되는 전단파를 관측하여 전단파의 변위를 산출하고 상기한 전단파의 변위로부터 조직의 기계적 계수를 산출한다. 그리고, 영상 표시 장치는 전단파 처리 장치(20)에서 수신된 초음파 영상을 표시한다. 상기한 초음파 영상은 전단파의 변위를 포함한 초음파 영상일 수도 있고, 조직의 기계적 계수를 포함한 초음파 영상일 수도 있다. 영상 표시 장치(40)는 전단파 처리 장치(20)에서 생성된 초음파 영상을 표시한다. 예를 들어, 영상 표시 장치(40)는 전단파 처리 시스템(1)에 마련된 디스플레이 패널, 마우스, LCD 화면, 모니터 등의 출력 장치를 모두 포함한다.
- [0031] 본 실시예에 따른 전단파 처리 시스템(1)은 탄성 초음파(Ultrasound Elastography) 기술에 따라 조직의 기계적 계수를 산출하여 정상 조직과 비정상 조직을 구분할 수 있다. 또한, 본 실시예에 따른 전단파 처리 시스템(1)은 초음파를 이용하여 조직의 탄성을 산출함으로써, 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.
- [0032] 예를 들어, 비정상 조직은 정상 조직과의 강도(stiffness) 차이가 발생하게 되고, 이 차이를 산출하면 비정상 조직을 판별할 수 있다. 구체적으로, 암, 종양과 같은 비정상 조직은 정상 조직보다 높은 탄성을 가질 수 있다. 이로 인하여, 암, 종양과 같은 비정상 조직은 주변의 정상 조직보다 전단 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 파악하여, 사용자가 눈으로 직접 신체 내부의 조직을 보지 않더라도 비침습적으로 조직의 상태를 모니터링할 수 있다.
- [0033] 전단파 처리 시스템(1)은 초음파 영상을 이용하여 조직의 기계적 계수를 산출한 결과를 제공함으로써 질병의 진단, 치료 계획 수립, 또는 치료 경과 평가 등을 수행하는데 있어서 활용될 수 있다.
- [0034] 예를 들어, 조직의 탄성을 산출하기 이전에, 초음파 프로브(10)는 초점에 초음파 신호를 집중하여 전단파를 유도한다. 여기서 초점이라 함은 피검체 중 전단파 유도를 위해 초음파 신호가 집중된 지점을 의미한다. 초음파 신호를 이용하여 정량적으로 탄성을 산출하기 위해서, 초음파 프로브(10)는 본 실시예의 초음파 신호에 대응하는 ARFI(Acoustic radiation force impulse)를 신체 내부에 조사할 수 있다. 또한, 조사된 ARFI에 의하여 피검체에 전단파가 유도됨으로써, 조직의 변위가 생길 수 있다.
- [0035] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 전단파를 설명하는 도면이다. 도 2를 참조하면, 포인트 펄스(point impulse)의 힘(force)이 Z축 방향으로 가해지는 경우, 종파인 p파, 횡파인 s파, 그리고 두 파가 결합된(coupling) ps파가 생성된다. 여기서, 전단파는 힘이 가해진 초점을 기준으로 파동 진행 방향으로 진동하고 Y축 방향으로 진행하는 파로써, s파를 의미한다.
- [0036] 전단파를 유도하기 위한 포인트 펄스(point impulse)의 힘(force)으로서, 본 실시예에서는 설명의 편의를 위하

여 초음파 프로브(10)가 조사하는 초음파 신호를 이용하는 것으로 설명한다. 하지만 이에 한정되지 않고, 진단과의 유도는 진단과 처리 시스템(1)의 외부에 마련된 HIFU 장치와 같은 치료용 초음파 장치 또는 MRI 장치의 바이브레이터(vibrator)도 마찬가지로 이용될 수 있다. 즉, 피검체에 진단과를 유도하기 위한 수단은 어느 하나에 한정되지 않고 다양할 수 있음을 당해 기술 분야의 통상의 기술자라면 이해할 수 있다.

- [0037] 다시 도 1을 참조하면, 초음파 프로브(10)는 초점을 포함하는 관심 영역에 초음파 신호들을 조사한다. 그리고, 초음파 프로브(10)는 관심 영역으로부터 반사되는 에코 신호들을 수신한다. 관심 영역은 유도된 진단과가 어느 정도 이상의 진폭을 유지하고 있는 영역으로 설정될 수 있다. 예를 들어, 관심 영역은 초점을 중심으로 가로 및 세로의 길이가 각각 2cm 인 원 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 유도된 진단과의 진폭을 고려하여 사용자의 개입 없이 진단과 처리 장치(20)가 자동으로 설정할 수도 있고, 사용자가 직접 설정할 수도 있다.
- [0038] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브(10)가 관심 영역(40)에 초음파 신호들을 조사하는 일 예를 나타낸 도면이다.
- [0039] 도 3을 참조하면, 초음파 프로브(10)는 복수 개의 트랜스듀서(transducer)들의 1차원 어레이로 형성될 수 있다. 그러나, 이에 한정되지 않는다. 초음파 프로브(30)는 복수의 트랜스듀서(transducer)들의 2차원 어레이로 형성될 수 있음도 물론이다. 여기에서 트랜스듀서는 초음파 프로브(10)를 구성하는 엘리먼트(element)로서, 초음파를 전기적 신호로 변환시킨다. 예를 들어, 트랜스듀서는 진동하면서 초음파를 전기적 신호로 변환시키는 압전형 초음파 트랜스듀서(piezoelectric micromachined ultrasonic transducer, pMUT), 정전 용량형 초음파 트랜스듀서(capacitive micromachined ultrasonic transducer, cMUT), 자기형 초음파 트랜스듀서(magnetic micromachined ultrasonic transducer, mMUT), 광학형 초음파 검출기(Optical ultrasonic detection) 등으로 구현될 수 있다.
- [0040] 상기한 트랜스듀서는 관심 영역(30)에 초음파 신호를 조사하고, 관심 영역(30)으로부터 반사되는 에코 신호들을 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. 그리고, 트랜스듀서는 에코 신호에 대응하는 전기적 신호를 생성하여 진단과 처리 장치(20)로 인가할 수 있다. 트랜스듀서에서 생성된 전기적 신호는 아날로그 신호일 수도 있고 디지털 신호일 수도 있다.
- [0041] 또한, 초음파 프로브(10)를 구성하는 트랜스듀서들로 애퍼처(aperture) 또는 서브어레이(sub-array)를 구성할 수도 있다. 여기에서 애퍼처는 초음파 프로브(10)를 구성하는 트랜스듀서들 중 일부의 집합을 말한다. 다만, 애퍼처를 구성하는 트랜스듀서들의 개수는 제한이 없으며, 하나의 트랜스듀서가 하나의 애퍼처를 구성할 수도 있다.
- [0042] 도 4는 도 1에 도시된 진단과 처리 장치(20)의 구체적인 블록도이다. 도 4에 도시된 바와 같이, 진단과 처리 장치(20)는 진단과의 전파에 대한 정보가 포함된 프레임을 획득하는 프레임 획득부(210), 진단과의 변위를 산출하는 변위 산출부(220), 피검체의 기계적 계수를 산출하는 계수 산출부(230), 사용자 명령을 입력받는 사용자 인터페이스(240) 및 진단과 처리 장치(20)의 전반적인 동작을 제어하는 제어부(250)를 포함할 수 있다.
- [0043] 상기한 프레임 획득부(210), 변위 산출부(220) 및 계수 산출부(230)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.
- [0044] 프레임 획득부(210)는 에코 신호에 대응하는 전기적 신호를 이용하여 관심 영역(30)에 대한 정보가 포함된 초음파 영상을 획득한다.
- [0045] 예를 들어, 프레임 획득부(210)는 초음파 프로브로부터 에코 신호에 대응하는 전기적 신호들을 수신하고, 상기한 전기적 신호들을 빔포밍(beamforming) 처리하여 초음파 영상을 획득할 수 있다. 상기한 초음파 영상에는 관심 영역에서의 진단과의 전파 정보를 포함할 수 있다. 그리하여, 상기한 초음파 영상을 전파 프레임이라고 칭한다. 전파 프레임에는 진단과의 존재 유무에 대한 정보도 포함할 수 있다.
- [0046] 구체적으로, 프레임 획득부(210)는 관심 영역에 진단과가 유도된 후 복수 개의 전파 프레임을 일정 시간 간격으로 순차적으로 획득할 수 있다. 프레임 획득부(210)는 트랜스듀서들 각각이 초음파 신호들을 조사하는 타이밍,

에코 신호들이 관심 영역(30)으로부터 트랜스듀서에 도달하는 시간 또는 이들의 조합을 이용하여 에코 신호에 대응하는 전기적 신호들을 빔포밍 처리를 할 수 있다.

[0047] 변위 산출부(220)는 전파 프레임들의 지연 정도에 기초하여 전단파의 변위를 산출한다. 그리고, 변위 산출부(220)는 전단파의 변위를 포함하는 영상을 생성할 수도 있다. 전단파의 변위는 시간에 따른 전단파의 이동 정보이다. 즉, 산출된 전단파의 변위는 임의의 좌표 공간의 x축, y축 또는 z축에 대응되는 변위 성분들을 갖는다.

[0048] 구체적으로, 변위 산출부(220)는 프레임 획득부(210)에서 획득된 복수 개의 전파 프레임 중 어느 하나를 기준 프레임으로 선택하고, 기준 프레임과 복수 개의 전파 프레임 각각을 기초로 전단파의 변위를 산출한다. 여기서 기준 프레임은 전단파의 변위를 산출함에 있어서 기준이 되는 프레임으로써 전파 프레임 중 어느 하나일 수 있다. 예를 들어, 복수 개의 전파 프레임 중 가장 나중에 획득된 전파 프레임일 수도 있고, 전단파가 관심 영역을 통과한 이후에 상기한 관심 영역에 대한 전파 프레임일 수도 있다. 변위 산출부(220)는 기준 프레임과 각 전파 프레임 간의 상호 상관(cross correlation) 기법을 적용하여 전단파의 변위를 산출할 수 있다.

[0049] 변위 산출부(220)는 복수 개의 전파 프레임 중에서 기준 프레임을 선택함으로써 전단파의 변위를 보다 정확하게 산출할 수 있다. 전단파를 유도하기 위한 초음파가 관심 영역의 초점에 조사되면, 전단파가 유도될 뿐만 아니라, 초점 및 초점 주위에 있는 조직의 물리적 변화가 발생하게 된다. 그리하여, 전파 프레임에는 전단파의 전파에 대한 정보뿐만 아니라, 조직의 물리적 변화에 따른 정보도 포함하게 된다. 그리하여, 조직의 물리적 변화에 따른 정보가 포함된 전파 프레임 중 어느 하나를 기준 프레임으로 선택하게 되면, 전단파의 변위를 산출하는 과정에서 조직의 물리적 변화에 따른 정보가 상쇄된다.

[0050] 전단파의 변위를 정확히 획득하기 위해, 기준 프레임은 조직의 물리적 변화에 따른 정보만을 포함하는 전파 프레임이거나 전단파의 전파에 따른 정보를 최소한으로 갖는 전파 프레임인 것이 바람직하다. 그리하여, 기준 프레임은 복수 개의 전파 프레임 중 최후에 획득된 전파 프레임이거나 전파 프레임이 관심 영역의 통과한 이후의 획득된 전파 프레임인 것이 바람직하다.

[0051] 계수 산출부(230)는 산출된 전단파의 변위를 이용하여 관심 영역 내의 조직의 기계적 계수를 산출한다. 그리고, 계수 산출부(230)는 관심 영역에 대한 기계적 계수가 포함된 영상을 생성할 수도 있다. 본 실시예에서 산출된 기계적 정보는 전단 계수(shear modulus)를 포함할 수 있다.

[0052] 예를 들어, 계수 산출부(230)는 산출된 전단파의 변위에 포함된 2차원 좌표축들(x축 및 y축) 또는 3차원 좌표축들(x축, y축 및 z축) 각각에 대응되는 변위 성분들을 이용하여 관심 영역(30)의 조직의 전단 계수(shear modulus)를 계산한다. 이 때, 계수 산출부(230)는 전단파에 관한 파동 함수(wave equation)를 이용하여 전단 계수를 계산할 수 있다. 이하에서는 변위 산출부(220)에서 산출된 전단파의 변위가 3차원 좌표축들 각각에 대응되는 변위 성분들을 포함하는 것을 가정하여 계수 산출부(230)의 동작을 설명한다. 만약, 변위 산출부(220)에서 산출된 전단파의 변위가 2차원 좌표축들 각각에 대응되는 변위 성분들(예를 들어, x축 및 y축 각각에 대응되는 변위 성분들)을 포함하고 있는 경우, 계수 산출부(230)는 2차원 좌표축들 각각에 대응되는 변위 성분들을 이용하여 3차원 좌표축을 구성하는 나머지 하나의 축에 대응되는 변위 성분(예를 들어, z축에 대응되는 변위 성분)을 계산하는 방식으로 전단 계수를 계산할 수 있다.

[0053] 먼저 계수 산출부(230)는 산출된 전단파의 변위에 포함된 3차원 좌표축들 각각에 대응되는 변위 성분들을 이용하여 전단파의 이동 속도를 계산한다.

**수학식 1**

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

[0054]

[0055] 수학식 1을 참고하면, u는 전단파의 변위를 의미하고, Cs는 전단파의 이동 속도를 의미한다. 본 실시예에서 계수 산출부(230)는 수학식 1을 이용하여 전단파의 이동 속도를 계산하는 것을 예로 들어 설명하겠으나, 본 실시예는 이에 한정되지 않는다.

[0056] 다음으로, 계수 산출부(230)는 계산된 전단파의 이동 속도(Cs)를 이용하여 관심 영역(30)내 조직의 전단 계수를

계산한다.

**수학식 2**

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

[0057]

[0058]

수학식 2를 참고하면, G는 전단 계수(shear modulus)를 의미하고, ρ는 매질의 밀도를 의미한다. 앞서, 계수 산출부(230)는 수학식 1을 이용하여 전단파의 이동 속도(Cs)를 계산하였고, ρ는 이미 알려진 값에 해당되는바, 계수 산출부(230)는 수학식 2를 이용하여 전단 계수(G)를 계산할 수 있다. 본 실시예에서 계수 산출부(230)는 수학식 2를 이용하여 전단 계수를 계산하는 것을 예로 들어 설명하겠으나, 본 실시예는 이에 한정되지 않는다.

[0059]

한편, 계수 산출부(230)는 아래의 수학식 3을 이용하여서도 전단 계수(G)를 계산할 수 있다.

**수학식 3**

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

[0060]

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

[0061]

[0062]

즉, 계수 산출부(230)는 수학식 1 및 2가 조합된 수학식 3을 이용하여서도 전단 계수(G)를 계산할 수 있다.

[0063]

앞서 설명한 바와 같이, 프레임 획득부(210)에서는 전파 프레임들의 초음파 영상들을 획득하였고, 변위 산출부(220)(260)에서는 전단파의 변위를 산출하였는바, 계수 산출부(230)는 산출된 변위 성분들을 모두 고려하여 전단 계수를 계산할 수 있다.

[0064]

그리고 계수 산출부(230)는 전단 계수 이외에도 수학식 10을 이용하여 전단파 속도를 산출할 수 있고, 전단 계수를 이용하여 영률 (Young' s modulus) 등의 기계적 계수도 구할 수 있다. 그리고 계수 산출부 (230)은 수학식 10의 주파수 분석을 통해서 점성(viscosity)과 같은 기계적 계수도 산출할 수 있다.

[0065]

한편, 사용자 인터페이스(240)는 사용자 명령을 수신한다. 예를 들어, 사용자 인터페이스(240)는 디스플레이 패널, 마우스, 키보드, 터치 화면 등의 입력 장치 및 이들을 구동하기 위한 소프트웨어 모듈을 모두 포함할 수 있다. 또는 사용자 인터페이스(240)는 영상 표시 장치와 일체화되어 형성될 수 있음도 물론이다.

[0066]

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 전단파를 이용하여 피검체내 조직의 기계적 계수를 산출하는 방법을 설명하는 흐름도이고, 도 6은 시간에 따른 전단파 유도 및 프레임 획득을 설명하기 위한 설명하는 참고도이다.

[0067]

도 5 및 도 6를 참조하면, 초음파 프로브는 피검체에 전단파를 유도시킨다(S510). 전단파를 유도시키는 초음파 프로브는 단일 소자의 트랜스듀서를 포함할 수 있다. 또는 상기한 트랜스듀서는 HIFU 트랜스듀서를 포함할 수 있다. 초음파 프로브가 복수 개의 트랜스듀서를 포함한다 하더라도, 그중 일부의 트랜스듀서만 활성화하여 전단파를 유도하기 위한 초음파를 피검체에 조사할 수 있다. 전단파 유도를 위한 초음파는 전단파를 유도시킬 뿐만 아니라 피검체의 물리적 변화를 야기시킬 수 있기 때문이다.

[0068]

전단파가 유도된 이후, 초음파 프로브는 피검체의 관심 영역에 초음파를 조사하고(S520), 피검체로부터 초음파의 에코 신호를 수신한다(S530). 에코 신호 수신을 위한 초음파는 전단파 유도를 위한 초음파보다 주기의 개수가 적을 수 있다. 초음파 프로브는 에코 신호를 전기적 신호로 변환하여 전단파 처리 장치(20)로 인가한다.

- [0069] 진단과 처리 장치(20)의 프레임 획득부(210)는 에코 신호에 대응하는 전기적 신호들을 빔포밍(beamforming) 처리하여 복수 개의 전파 프레임을 획득할 수 있다(S540). 전파 프레임은 진단과가 포함된 관심 영역에 대한 초음파 영상이다. 프레임 획득부(210)는 관심 영역에 진단과가 유도된 후 복수 개의 전파 프레임을 일정 시간 간격으로 순차적으로 획득할 수 있다. 프레임 획득부(210)는 트랜스듀서들 각각이 초음파 신호들을 조사하는 타이밍, 에코 신호들이 관심 영역(30)으로부터 트랜스듀서에 도달하는 시간 또는 이들의 조합을 이용하여 에코 신호들을 빔포밍 처리를 할 수 있다.
- [0070] 변위 산출부(220)는 복수 개의 전파 프레임 중 하나를 기준 프레임으로 선택한다(S550). 예를 들어, 변위 산출부(220)는 복수 개의 전파 프레임 중 가장 나중에 획득된 전파 프레임을 기준 프레임으로 선택할 수도 있고, 진단과가 관심 영역을 통과한 이후에 상기한 관심 영역에 대한 전파 프레임을 기준 프레임으로 선택할 수도 있다.
- [0071] 그리고, 변위 산출부(220)는 복수 개의 전파 프레임 각각과 기준 프레임을 비교하여 진단과의 변위를 산출할 수 있다(S560). 전파 프레임과 기준 프레임의 비교시 상호 상관(cross correlation) 기법을 적용할 수 있다.
- [0072] 나아가, 계수 산출부(230)는 진단과의 변위를 이용하여 관심 영역 내의 조직의 기계적 계수를 산출한다(S570). 예를 들어, 계수 산출부(230)는 진단과의 변위에 포함된 좌표축들 각각에 대응되는 변위 성분들을 이용하여 진단과의 이동 속도를 계산한다. 그리고, 계산된 이동 속도의 제곱에 조직의 밀도를 곱함으로써 진단 계수를 산출할 수 있다. 이외에도 계수 산출부(230)는 진단과의 변위를 이용하여 조직의 강도 또는 점성을 산출할 수도 있다.
- [0073] 실시예 1
- [0074] 진단과의 변위를 포함하는 영상을 획득하기 위해 128 개의 요소로 구성된 트랜스듀서 중 36개를 이용하여 5MHz의 초음파를 0.1ms 동안 인체 조직의 모형인 팬텀의 초점에 조사하여 진단과를 유도시켰다. 그리고, 7,800 frame/s의 프레임율로 피검체의 관심 영역에 대한 전파 프레임을 획득하였다. 비교예는 진단과를 유도시키전의 관심 영역에 대한 초음파 영상을 기준 프레임으로 선택하고 복수 개의 전파 프레임을 상기한 기준 프레임과 비교하여 진단과 변위를 포함하는 영상을 획득하였다. 반면 실시예는 진단과를 유도시키고 나서 관심 영역을 진단과가 통과한 이후의 초음파 영상을 기준 프레임으로 선택하고, 복수 개의 전파 프레임을 제2 기준 프레임과 비교하여 진단과 변위를 포함하는 영상을 획득하였다.
- [0075] 도 7은 진단과 변위의 시간에 따른 비교예의 결과를 나타내는 도면이고, 도 8는 진단과 변위의 시간에 따른 실시예의 결과를 나타내는 도면이다.
- [0076] 도 7에 도시된 바와 같이, 진단과 유도 전의 관심 영역에 대한 초음파 영상을 기준 프레임으로 설정한 경우, 초점으로부터 1ms, 2ms, 3ms 및 12ms의 시간이 경과하면, 팬텀내에서 진단과는 진행하여 거의 소멸되지만, 초점 부근에 잔상이 남아 있다. 상기한 잔상은 조직의 기계적 계수를 정확하게 산출할 수 없게 만드는 원인이 될 수 있다. 반면, 기준 프레임을 진단과 유도 후의 전파 프레임 중에서 선택된 경우, 진단과 변위를 포함하는 영상에는 초점 부근에 잔상이 남아 있지 않다. 기준 프레임에 포함된 잔상이 진단과 변위 산출시 상쇄되기 때문이다.
- [0077] 실시예2
- [0078] 배경 (background) 진단 계수가 10kPa이고 직경이 1cm인 26.7kPa 인클루전(inclusion)있는 팬텀을 이용하여 실험하였다. 비교예는 진단과 유도 전의 관심 영역에 대한 초음파 영상을 기준 프레임으로 선택하고, 전파 프레임과 기준 프레임을 비교하여 진단과 변위를 산출한 후 진단과 변위를 이용하여 진단 계수를 산출하였다. 그리고, 진단 계수를 포함하는 초음파 영상을 생성하였다. 실시예는 진단과 유도 후 복수 개의 전파 프레임을 획득하였다. 복수 개의 전파 프레임 중 최후에 획득된 전파 프레임을 기준 프레임으로 선택하고, 전파 프레임 각각과 기준 프레임을 비교하여 진단과 변위를 산출한 후 진단과 변위를 이용하여 진단 계수를 산출하였다. 그리고 나서 진단 계수를 포함하는 초음파 영상을 생성하였다.
- [0079] 도 9는 비교예에 따른 진단 계수를 포함하는 영상을 나타내고, 도 10은 실시예에 따른 진단 계수를 포함하는 영상을 나타낸다.
- [0080] 비교예의 진단 계수를 포함하는 영상에는 인클루전이 나타나지 않는다. 반면, 실시예에 따른 진단 계수를 포함하는 영상에는 인클루전이 선명하게 나타난다. 즉, 기준 프레임을 진단과 유도 후의 초음파 영상 중 하나를 선

택함으로써 조직의 기계적 계수를 파악할 수 있다.

[0081] 본 실시예에서 기준 프레임을 진단과 유도 후의 초음파 영상 중 하나를 선택함으로써 조직의 기계적 계수를 파악한다고 하였으나, 이에 한정되지 않는다. 진단과 유도 후의 초음파 영상들의 조합으로 기준 프레임을 선택할 수도 있고, 진단과 유도 전의 초음파 영상과 진단과 유도 후의 초음파 영상의 조합으로 기준 프레임을 선택할 수 있다. 예를 들어, 진단과 유도 후의 초음파 영상들의 평균으로 기준 프레임을 선택할 수도 있고, 진단과 유도 전의 초음파 영상과 진단과 유도 후의 초음파 영상의 평균으로 기준 프레임을 선택할 수도 있다. 또는 진단과 유도 후의 초음파 영상 중 SNR(Signal to Noise Ratio)이 가장 높은 프레임을 기준 프레임으로 선택하거나, SNR 이 임계값 이상인 초음파 영상들의 평균으로 기준 프레임을 선택할 수도 있다.

[0082] 한편, 상술한 방법은 컴퓨터에서 실행될 수 있는 프로그램으로 작성 가능하고, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 이용하여 상기 프로그램을 동작시키는 범용 디지털 컴퓨터에서 구현될 수 있다. 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.

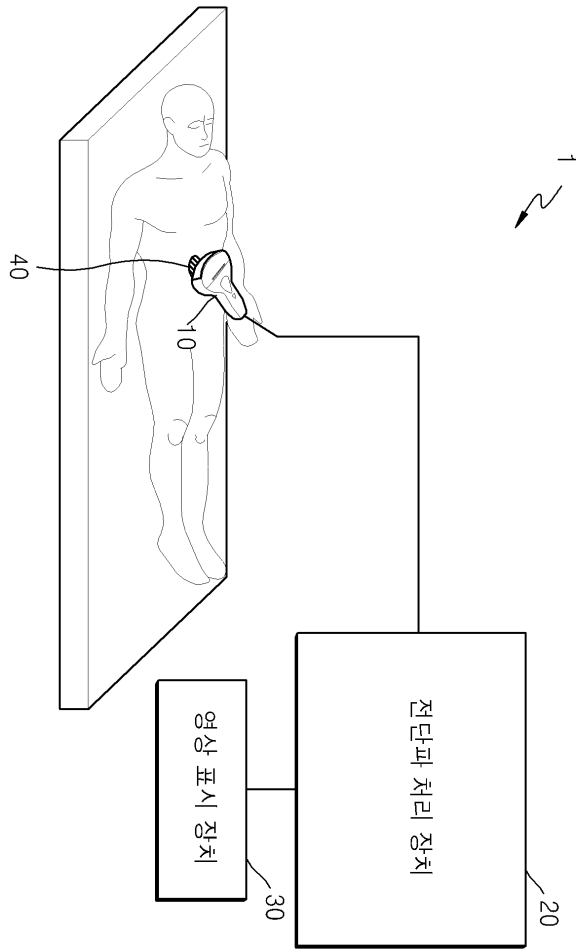
[0083] 본 실시예와 관련된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상기된 기재의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 방법들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

**부호의 설명**

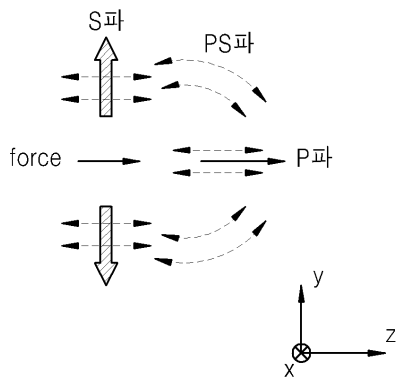
- [0084]
- |                |              |
|----------------|--------------|
| 1: 진단과 처리 시스템  | 10: 초음파 프로브  |
| 20: 진단과 처리 장치  | 30: 영상 표시 장치 |
| 40: 관심 영역      | 210: 프레임 획득부 |
| 220: 변위 산출부    | 230: 계수 산출부  |
| 240: 사용자 인터페이스 | 250: 제어부     |

도면

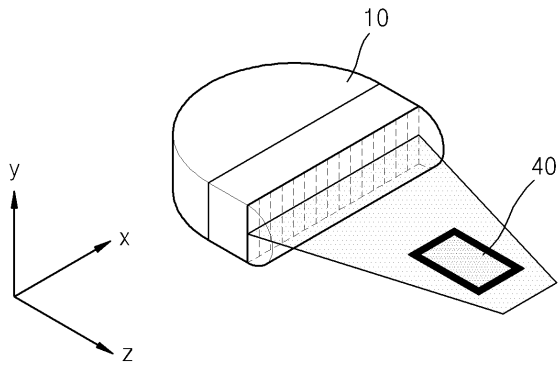
도면1



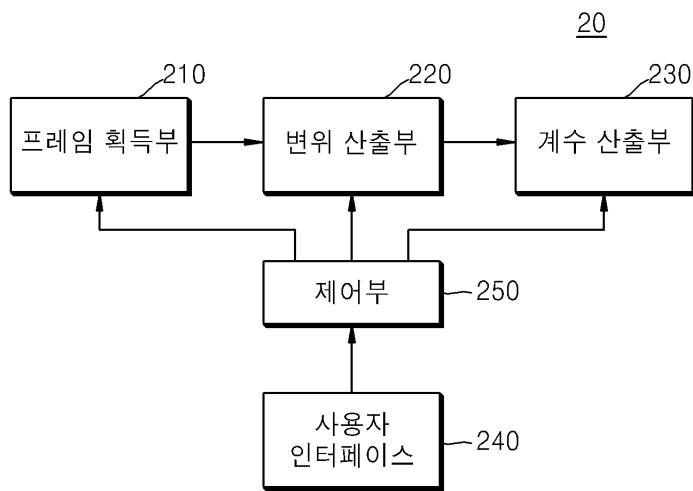
도면2



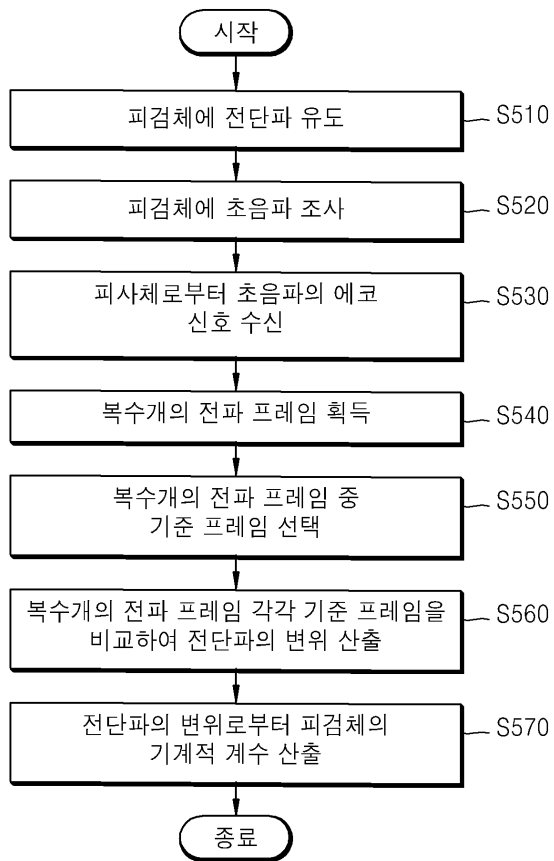
도면3



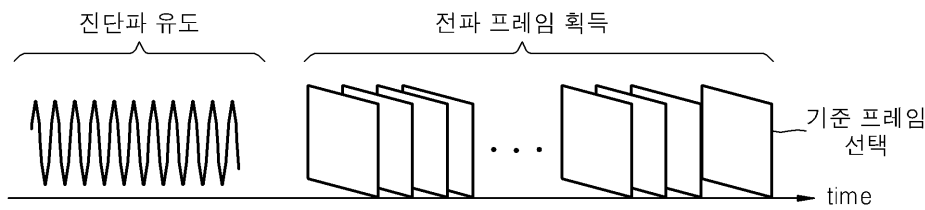
도면4



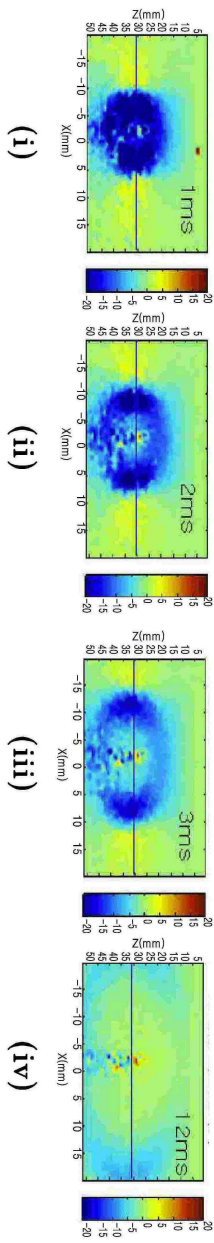
도면5



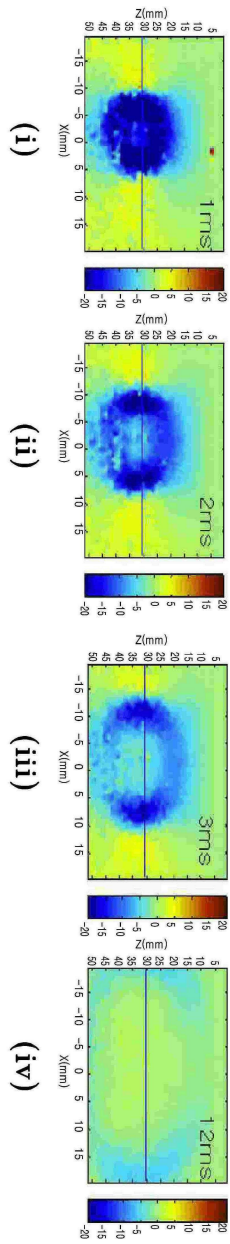
도면6



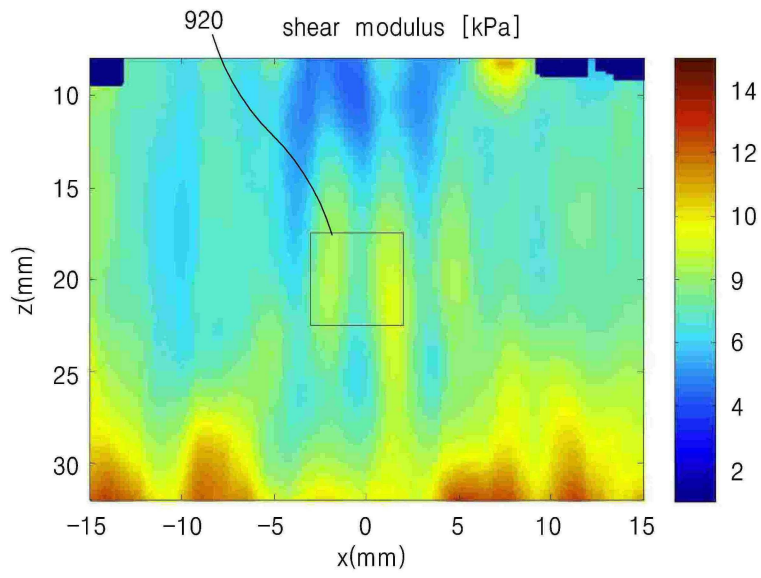
도면7



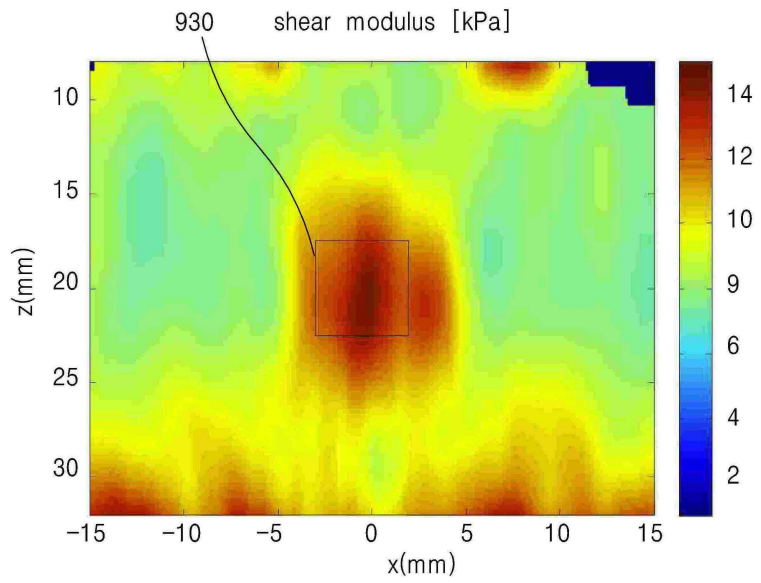
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	剪切波位移的计算方法，使用剪切波计算被检查物体的机械系数的方法，		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020140086626A</a>	公开(公告)日	2014-07-08
申请号	KR1020120157335	申请日	2012-12-28
[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	KONG DONG GEON 공동건 PARK JI YOUNG 박지영 LEE HYOUNG KI 이형기 CHOI KI WAN 최기완		
发明人	공동건 박지영 이형기 최기완		
IPC分类号	A61B8/14 G01N29/24		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/5223 A61B8/5207		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

计算剪切波位移的方法和使用剪切波计算测试体的机械系数的方法。一种用于计算当前滑轮波的位移的方法包括以下步骤：向对象引入剪切波，从从对象接收的超声波的回波信号获得剪切波的多个传播帧，将多个传播帧中的一个确定为参考帧。并且将多个传播帧与参考帧进行比较以计算剪切波的位移。

