



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2012년03월07일
(11) 등록번호 10-1117547
(24) 등록일자 2012년02월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/08 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2010-0029815

(22) 출원일자 2010년04월01일

심사청구일자 2010년04월01일

(65) 공개번호 10-2011-0110473

(43) 공개일자 2011년10월07일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020030058364 A*

KR1020080024327 A*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

대진대학교 산학협력단

경기 포천시 선단동 산 11-1

(72) 발명자

박정만

경기도 포천시 소흘읍 송우리 730-1 연봉마을 영화 A 103-1401

정목근

서울특별시 노원구 한글비석로 480, 203동 907호 (상계동, 보람아파트)

권성재

서울특별시 강남구 언주로 117, 개포4차 우성아파트 9-612 (도곡동)

(74) 대리인

이영수, 이영락

전체 청구항 수 : 총 4 항

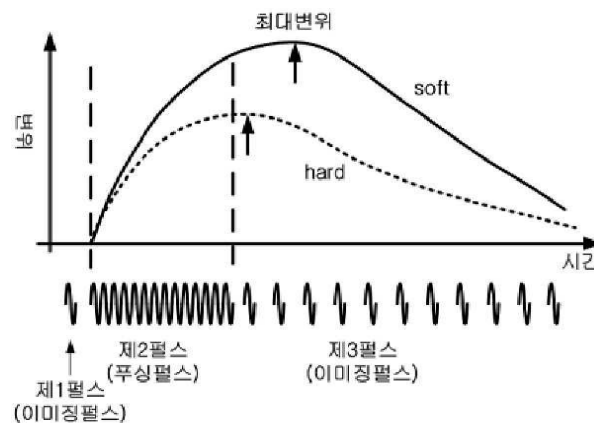
심사관 : 두소영

(54) 발명의 명칭 평면파를 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템 및 방법

(57) 요약

본 발명은 평면파를 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템 및 방법에 관한 것으로서, 대상체에 힘이 가해지지 않을 때 초음파 이미징펄스(제1펄스)를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제1 이미징 수신신호를 형성하는 단계와; 대상체에 평면파인 푸싱펄스(제2펄스)를 미리 정해진 시간길이만큼 송신하여 변형이 일어나도록 하는 음향 힘(Acoustic Radiation Force)을 가하는 스트레스 인가 단계와; 상기 제2펄스의 송신이 중단된 직후부터 대상체에 발생된 변형이 최대치에 이르렀다가 본래 형태로 복귀하는 동안에 상기 제1펄스와 동일한 초음파 이미징펄스(제3펄스)를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제2 이미징 수신신호를 형성하는 단계와; 상기 제1 이미징 수신신호와 제2 이미징 수신신호를 이용하여 탄성영상 영역의 다수 점에서의 변위를 계산한 후, 이 계산된 변위에 기초하여 탄성영상을 형성하는 단계를 포함한다. 이에 따라, 탄성영상 형성을 위하여 조직에 가하는 스트레스를 평면파를 송신하여 한 번의 펄스 송신으로 탄성영상을 형성하고자 하는 모든 영역에 대해 균일한 힘을 가함으로써 원하는 영역 내의 모든 점에서 탄성영상을 동시에 형성할 수 있어 진단 시간이 크게 단축되도록 하는 등의 효과를 제공한다.

대표도 - 도3



특허청구의 범위

청구항 1

탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템으로서,

대상체에 힘이 가해지지 않을 때 초음파 이미징펄스(제1펄스)를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제1 이미징 수신신호를 형성하고, 대상체에 평면파인 푸싱펄스(제2펄스)를 미리 정해진 시간길이만큼 송신하여 변형이 일어나도록 하는 음향 힘(Acoustic Radiation Force)을 가하고, 상기 제2펄스의 송신이 중단된 직후부터 대상체에 발생된 변형이 최대치에 이르렀다가 본래 형태로 복귀하는 동안에 상기 제1펄스와 동일한 초음파 이미징펄스(제3펄스)를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제2 이미징 수신신호를 형성하는 초음파 송수신부(120)와;

상기 제1 이미징 수신신호와 제2 이미징 수신신호를 이용하여 탄성영상 영역의 다수 점에서의 변위를 계산한 후, 이 계산된 변위에 기초하여 탄성영상을 형성하는 영상처리부(140);를 포함하되,

상기 제2 이미징 수신신호를 형성하기 위하여 송신되는 제3펄스는 상기 푸싱펄스에 의한 힘이 가해진 뒤, 대상체의 최대 변위값과 이 최대 변위값에 도달하는 시간을 측정하기 위한 것을 특징으로 하는 평면파를 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템.

청구항 2

청구항 1에 있어서, 상기 대상체는 인간 또는 동물의 연조직인 것을 특징으로 하는 평면파를 이용하여 탄성영상을 형성하는 위한 초음파 진단 시스템.

청구항 3

삭제

청구항 4

탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 방법으로서,

대상체에 힘이 가해지지 않을 때 초음파 이미징펄스(제1펄스)를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제1 이미징 수신신호를 형성하는 단계와;

대상체에 평면파인 푸싱펄스(제2펄스)를 미리 정해진 시간 길이만큼 송신하여 변형이 일어나도록 하는 음향 힘(Acoustic Radiation Force)을 가하는 스트레스 인가 단계와;

상기 제2펄스의 송신이 중단된 직후부터 대상체에 발생된 변형이 최대치에 이르렀다가 본래 형태로 복귀하는 동안에 상기 제1펄스와 동일한 초음파 이미징펄스(제3펄스)를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제2 이미징 수신신호를 형성하는 단계와;

상기 제1 이미징 수신신호와 제2 이미징 수신신호를 이용하여 탄성영상 영역의 다수 점에서의 변위를 계산한 후, 이 계산된 변위에 기초하여 탄성영상을 형성하는 단계;를 포함하되,

상기 제2 이미징 수신신호를 형성하기 위하여 송신되는 제3펄스는 상기 푸싱펄스에 의한 힘이 가해진 뒤, 대상체의 최대 변위값과 이 최대 변위값에 도달하는 시간을 측정하기 위한 것을 특징으로 하는 평면파를 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 방법.

청구항 5

청구항 4에 있어서, 상기 대상체는 인간 또는 동물의 연조직인 것을 특징으로 하는 평면파를 이용하여 탄성영상을 형성하는 위한 초음파 진단 방법.

청구항 6

삭제

명세서

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파 진단 시스템 및 방법에 관한 것으로서, 더 상세하게는 탄성영상 형성을 위하여 조직에 가하는 스트레스를 평면파를 송신하여 한 번의 펄스 송신으로 탄성영상을 형성하고자 하는 모든 영역에 대해 균일한 힘을 가함으로써 원하는 영역 내의 다수 또는 모든 점에서 탄성영상을 동시에 형성할 수 있어 진단 시간이 크게 단축되도록 한 새로운 평면파를 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파 의료 영상 분야에서 최근에 많은 연구가 진행되고 있는 분야는 탄성영상이다. 이는 조직의 단단한 정도를 초음파로 측정하여 영상화하는 기술이다. 예를 들어 유방이나 전립선과 같은 연조직 내에 발생하는 종양은 주위 조직보다 단단해진다. 따라서 유방암의 경우 촉진법(palpation)으로 검사를 하는 방식이 널리 알려져 있다. 이런 과정을 초음파 의료 영상 시스템으로 구현하여 영상화하고 진단하도록 하는 기술이 초음파 탄성영상을 이용한 초음파 진단 시스템으로서 알려져 있다.

[0003] 탄성영상을 위한 데이터의 획득 과정은, 먼저 연조직에 힘을 가하여 모양을 변형시키면서 변형 전과 후의 연조직에 초음파 펄스를 가하여 반향된 신호를 얻은 후, 이들 변형 전과 후의 초음파 데이터를 비교하여 조직이 움직인 크기 즉 변위를 측정하는 것으로 이루어진다. 단단한 조직은 힘을 가하더라도 움직임이 상대적으로 작으며 무른 조직은 움직임이 상대적으로 크다.

[0004] 종래에 알려져 있는 조직에 힘을 가하는 방법은, 직접 손으로 이미징 펄스를 송수신하기 위한 초음파 트랜스듀서를 피부에 대고 눌러서 변형을 주는 방식이 있었다. 근래에는 초음파 음장을 이용하는 것으로서 ARFI 영상기법(Acoustic Radiation Force Impulse Imaging)이라는 기술이 제안되어 있는데, 이는 강력한 초음파 음장이 인체 내에 발사되면 초음파가 지나는 경로에 힘을 가하여 밀어내는 힘이 발생하는 원리를 이용하여 조직에 변형을 가하는 방식이다.

[0005] 통상 고출력의 초음파를 인체의 연조직과 같은 대상체에 송신하면 초음파의 음압에 의하여 조직이 밀려나게 된다. 이러한 힘을 ARF(acoustic radiation force)라고 하며 그 힘의 크기는 $F = 2\alpha I/c$ 로 주어진다. 여기서 I 는 초음파의 음압의 강도(intensity)[W/cm²], α 는 대상체인 조직의 감쇄계수[Np/m], c 는 음속도[m/s]이다(도 2 참조). 이 힘에 의하여 연조직이 움직이는데, 무른 조직일수록 움직인 거리가 늘어나게 된다. 따라서 초음파의 음압을 인가한 뒤 매질이 움직인 거리를 측정하면 매질의 단단한 정도를 알 수 있다.

[0006] 인체 연조직에서 초음파에 의한 매질의 이동은 수십 μm 이내의 범위이며 보통 1 ms 이내에 움직임의 최고치에 도달한다고 알려져 있다.[참고, [1] K. Nightingale, M. S. Soo, R. Nightingale, R. Bentley, and G. Trahey, "In vivo demonstration of acoustic radiation force impulse imaging (ARFI) in the thyroid, abdomen, and breast," in IEEE Ultrasonics Symposium, 2001, pp. 1633-1638. [2] J. Bercoff, M. Tanter, and M. Fink, "Supersonic shear imaging: A new technique for soft tissue elasticity mapping," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 51, no. 4, pp. 396-409, Apr. 2004. [3] A. C. Sharma, R. R. Bouchard, R. W. Nightingale, and K. R. Nightingale, "A finite-element method model of soft tissue response to impulsive acoustic radiation force," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 52, no. 10, pp. 1699-1712, Oct. 2005. [4] M. L. Palmeri, S. A. McAleavey, G. E. Trahey, and K. R. Nightingale, "Ultrasonic tracking of acoustic radiation force-induced displacements in homogeneous media," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 53, no. 7, pp. 1300-1313, July 2006]

[0007] 대상체인 조직을 움직이게 하는 푸싱펄스(pushing pulse)는 조직이 최대로 움직이도록 충분한 강도와 시간길이를 가져야 한다. 푸싱펄스의 송신 출력은 의료 영상용 초음파의 안전 규격을 지켜야 하며, 예컨대 FDA(Food and Drug Administration) 안전 규정을 만족한다면 충분하다. 초음파의 송신을 중단하면 매질은 잠시 관성에 의한 추가 변형이 있을 후 다시 원위치로 돌아오게 된다. 푸싱펄스의 송신을 중단한 뒤, 뒤이어 조직의 움직임을 관찰하기 위한 초음파 신호를 송신한다. 이 신호는 기존의 초음파 영상에서와 같은 특성을 가지는 광대역 초음파 신호를 사용하며 통상 이미징펄스(imaging pulse)라 한다. 조직이 최대 변형된 위치로 갔다가 원위치로 회복되는 시간은 수 ms 이내이므로 이 시간 동안 고속으로 많은 프레임의 영상을 얻어서 움직임을 관찰하여야 한다. 따라서 기존의 초음파 송수신 집속에 의한 스캔 방법으로는 빠른 프레임의 영상을 얻을 수 없으므로, 송신 집속을 희생하고 수신 집속만 행하여 영상을 얻는다. 이러한 영상 방법으로는 광대역의 평면파를 송신하고 트랜스듀

서의 모든 배열소자에서 동시에 수신하여 동적 집속을 시키는 방법을 사용하며 이러한 동적 집속 방식은 이 분야에서 잘 알려져 있다. 이 방법은 10cm의 최대 영상 깊이를 가지는 초음파 영상을 초당 최대 약 7700 프레임까지 고속으로 영상을 얻을 수 있다.

[0008] 연조직의 변위를 만들어내는 푸싱펄스(pushing pulse)는 관찰하고자 하는 모든 영역에 동일한 크기의 힘을 가해야 한다. 그러나 기존의 한 점 송신 집속 방법으로는 송신 초점에 최대의 에너지가 모이도록 송신하므로 넓은 영상 영역에서 균일한 힘이 가해지지 않는다. 따라서 넓은 영역에서 변위를 관찰하기 위해서는 측정하고자 하는 영상점에 대하여 모두 각각 송신해서 변위 데이터를 얻어야 한다. 이러한 방법은 변위 영상을 얻기 위하여 많은 시간을 필요로 하므로 영상진단에서 환자의 불편함을 초래한다.

[0009] 따라서 ARFI를 이용한 초음파 진단을 위한 탄성영상의 형성 과정에서, 탄성영상을 형성하고자 하는 모든 영역에 대해 균일한 힘을 가하는 것이 보장되도록 하고 또한 진단 시간이 단축될 수 있는 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템 및 방법에 대한 절실한 요구가 여전히 존재한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 본 발명은 상술한 종래의 ARFI를 이용하여 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템 및 방법을 개선 및 보완하고 다양한 추가 장점을 제공하기 위하여 발명된 것이다. 본 발명은 초음파 진단을 위한 탄성영상의 형성 과정에서, 탄성영상 형성을 위하여 조직에 가하는 스트레스를 평면파를 송신하여 한 번의 펄스 송신으로 탄성영상을 형성하고자 하는 모든 영역에 대해 균일한 힘을 가함으로써 원하는 영역 내의 모든 점에서 균일한 탄성영상을 동시에 형성할 수 있어 진단 시간이 크게 단축되도록 한 새로운 평면파를 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템 및 방법을 제공하는 것을 그 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0011] 상기 목적은 본 발명에 따라 제공되는 평면파를 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템 및 방법에 의하여 달성된다.

[0012] 본 발명의 일 양상에 따라 제공되는 평면파를 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템은, 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템으로서, 대상체에 힘이 가해지지 않을 때 초음파 이미징펄스(제1펄스)를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제1 이미징 수신신호를 형성하고, 대상체에 평면파인 푸싱펄스(제2펄스)를 미리 정해진 시간길이만큼 송신하여 변형이 일어나도록 하는 음향 힘(Acoustic Radiation Force)을 가하고, 상기 제2펄스의 송신이 중단된 직후부터 대상체에 발생된 변형이 최대치에 이르렀다가 본래 형태로 복귀하는 동안에 상기 제1펄스와 동일한 초음파 이미징펄스(제3펄스)를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제2 이미징 수신신호를 형성하는 초음파 송수신부와; 상기 제1 이미징 수신신호와 제2 이미징 수신신호를 이용하여 탄성영상 영역의 다수 점에서의 변위를 계산한 후, 이 계산된 변위에 기초하여 탄성영상을 형성하는 영상처리부를 포함할 수 있다.

[0013] 여기서, 상기 대상체는 인간 또는 동물의 연조직인 것이 바람직하다.

[0014] 일 실시예에 있어서, 상기 제2 이미징 수신신호를 형성하기 위하여 송신되는 제3펄스는 상기 푸싱펄스에 의한 힘이 가해진 뒤, 대상체의 최대 변위값과 이 최대 변위값에 도달하는 시간을 측정하기 위한 것이다.

[0015] 또한 본 발명의 일 양상에 따라 제공되는 평면파를 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 방법은, 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 방법으로서, 대상체에 힘이 가해지지 않을 때 초음파 이미징펄스(제1펄스)를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제1 이미징 수신신호를 형성하는 단계와; 대상체에 평면파인 푸싱펄스(제2펄스)를 미리 정해진 시간길이만큼 송신하여 변형이 일어나도록 하는 음향 힘(Acoustic Radiation Force)을 가하는 스트레스 인가 단계와; 상기 제2펄스의 송신이 중단된 직후부터 대상체에 발생된 변형이 최대치에 이르렀다가 본래 형태로 복귀하는 동안에 상기 제1펄스와 동일한 초음파 이미징펄스(제3펄스)를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제2 이미징 수신신호를 형성하는 단계와; 상기 제1 이미징 수신신호와 제2 이미징 수신신호를 이용하여 탄성영상 영역의 다수 점에서의 변위를 계산한 후, 이 계산된 변위에 기초하여 탄성영상을 형성하는 단계를 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0016] 상술한 구성을 가지는 본 발명에 따른 평면파를 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템 및 방법은,

탄성영상 형성을 위하여 조직에 가하는 스트레스를 평면파를 송신하여 한 번의 펄스 송신으로 탄성영상을 형성하고자 하는 모든 영역에 대해 균일한 힘을 가함으로써 원하는 영역 내의 모든 점에서 탄성영상을 동시에 형성할 수 있어, 조직에 가해지는 힘이 모든 영역에 걸쳐 균일하게 되는 것이 보장될 뿐만 아니라 진단 시간이 크게 단축되는 등의 효과를 제공한다.

도면의 간단한 설명

도 1은 일반적인 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템의 기능적인 구성을 개략적으로 보여주는 블록도.

도 2는 일반적인 초음파에 의한 음향 힘의 발생을 예시하는 개략도.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따라 이미징펄스 및 푸싱펄스를 조직에 가하여 조직의 움직임을 측정하고 영상화하는 과정을 설명하기 위한 그래프.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따라 평면파 푸싱펄스의 작용을 예시하는 개략도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명을 구체적인 예를 들어 설명하면 다음과 같다.

도 1에, 본 발명의 일 실시예에 따른 평면파를 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 방법을 실행할 수 있는 초음파 진단시스템(100)의 개략적인 구성이 도시되어 있다. 도시된 바와 같이, 초음파 진단 시스템(100)은, 제어부(110), 송수신부(120), 영상형성부(130), 영상처리부(140) 및 디스플레이부(150)를 포함하여 구성될 수 있다.

제어부(110)는 초음파 신호의 송수신, 기준영상 및 탄성영상과 같은 영상 형성을 위한 신호 처리와 디스플레이 등을 담당하는 각부의 동작을 제어한다.

송수신부(120)는 제어부(110)에 의해 제어되며, 대상체에 힘이 가해지지 않을 때 초음파 이미징펄스(제1펄스)를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제1 이미징 수신신호를 형성하고, 대상체에 평면파인 푸싱펄스(제2펄스)를 미리 정해진 시간길이만큼 송신하여 변형이 일어나도록 하는 음향 힘(Acoustic Radiation Force)을 가하며, 제2펄스의 송신이 중단된 직후부터 대상체에 발생된 변형이 최대 변위를 일으킨 뒤 본래 형태로 복귀하는 동안에 상기 제1펄스와 동일한 초음파 이미징펄스(제3펄스)를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제2 이미징 수신신호를 형성한다.

영상형성부(130)는 제어부(110)에 의해 제어되며, 송수신부(120)로부터 제공되는 제1 이미징 수신신호 및 제2 이미징 수신신호와 영상처리부(140)에 의하여 산출된 변위값과 이에 기초하여 계산된 변형율 또는 탄성도 등을 이용하여 기준영상 및 탄성영상을 형성한다.

영상처리부(140)는 제어부(110)에 의해 제어되며, 송수신부(120)로부터 제공되는 제1 이미징 수신신호와 제2 이미징 수신신호를 이용하여 조직의 움직인 거리 즉 변위를 계산한 후, 이 계산된 변위에 기초하여 조직의 변형율 또는 탄성도 등을 계산한다.

종래 기술은 한 점 송신 집속 방법이기 때문에 송신 초점에 최대의 에너지가 모이도록 송신하므로 넓은 영상 영역에서 균일한 힘이 가해지지 않는다는 문제가 있었고, 따라서 넓은 영역에서 변위를 관찰하기 위해서는 측정하고자 하는 영상점에 대하여 모두 각각 송신해서 변위 데이터를 얻어야 한다는 단점이 있었다. 본 발명은 이러한 종래 기술의 단점을 극복하기 위하여, 전체의 진단영역에 균일한 힘을 동시에 인가하는 기법으로서, 평면파 송신 방식을 채택한다.

본 발명이 채택한 평면파 송신은 충분히 긴 시간 길이의 펄스 또는 버스트(burst) 형태의 평면파를 송신하여, 관찰하고자 하는 모든 영상영역에 동시에 균일한 크기의 초음파가 인가되도록 한다. 따라서 영상 영역에 한번만 송신하면 되며, 조직이 이동하였다가 원래의 위치로 복원되는 과정을 고속으로 영상을 획득하여, 움직인 거리나 원래의 위치로 돌아오는 시간을 관찰하면 전체 영상 영역에 대한 조직의 탄성도를 동시에 측정할 수 있다는 장점을 제공한다.

이때, 제2펄스인 푸싱펄스에 의하여 ARFI에 의한 음향 힘이 가해진 뒤, 최대 변위값과 이 최대 변위값에 도달하는 시간을 측정하는 것이 중요하기 때문에, 제3펄스인 이미징 펄스는 물리적으로 가능한 한 가장 빠른 속도로 영상데이터를 수신하는 방식을 사용하는 것이 바람직하다. 예컨대 광대역의 평면파를 송신하고 트랜스듀서의 모

든 배열소자에서 동시에 수신하여 동적 집속을 시키는 방식과 같이 종래에 알려져 있는 방법이 사용가능하다.

[0027] 도 3에는 본 발명에 따른 신호송신과 이에 따른 조직의 변위의 크기를 시간에 따라 보여주는 그래프가 도시되어 있다. 먼저 제1펄스로서 이미징펄스를 송신하여 기준영상을 얻고, 이후 미리 결정된 일정한 시간길이를 가지는 중첩 평면파인 제2펄스 즉 푸싱펄스를 인가하여 조직에 변형이 일어나게 한다. 그러면, 인체의 유방이나 간과 연조직의 매질은 그래프의 실선으로 표시되어 있는 것(soft)과 같은 변위를 보여줄 수 있으며, 이 연조직 내에 존재하는 암종양과 같은 조직은 단단하므로 그래프에서 점선으로 표시되어 있는 것(hard)과 같은 변위를 보여줄 수 있다. 이후 푸싱펄스의 인가가 종료되면, 변형된 조직은 관성에 의하여 잠시 변형을 계속하다가 최대 변위점에 도달한다. 그래프에서 최대 변위점은 위를 향하는 화살표에 의하여 표시되어 있다. 변형되었던 조직은 이 최대 변위점에서 다시 처음의 위치로 복귀하게 되며, 이렇게 조직이 최대 변위점을 향하여 변형이 이루어지고 다시 복귀하는 동안 이미징펄스인 제3펄스를 송신함으로써, 조직의 변위를 측정할 수 있다.

[0028] 제안한 방법은 고강도 초점 초음파(HIFU : high-intensity focused ultrasound) 치료에도 사용할 수 있다. 고강도 초음파에 의하여 괴사(necrosis)한 조직은 정상 조직에 비하여 단단해지므로 병변(lesion)의 모니터링에 용이하게 적용될 수 있다. 일반적으로 HIFU에서 사용하는 트랜스듀서는 치료용 고출력 트랜스듀서와 영상용 트랜스듀서를 분리하여 사용하는 구조를 가진다. 따라서 고출력 초음파를 송신할 수 있는 트랜스듀서에서 평면파를 송신하여 조직에 힘을 가한 뒤에, 영상용 트랜스듀서로 고속의 영상을 얻어 탄성영상을 구성할 수 있다.

[0029] 이상에서는 본 발명을 구체적인 실시예를 통하여 설명하였으나, 당업자라면 본 명세서에서 설명된 여러 가지 특징을 참조하고 조합하여 다양하고 변형된 시공법이 가능하다. 따라서 본 발명의 범위가 설명된 실시 예에만 국한되는 것이 아니라, 첨부된 청구범위에 의하여 해석되어야 함을 지적해둔다.

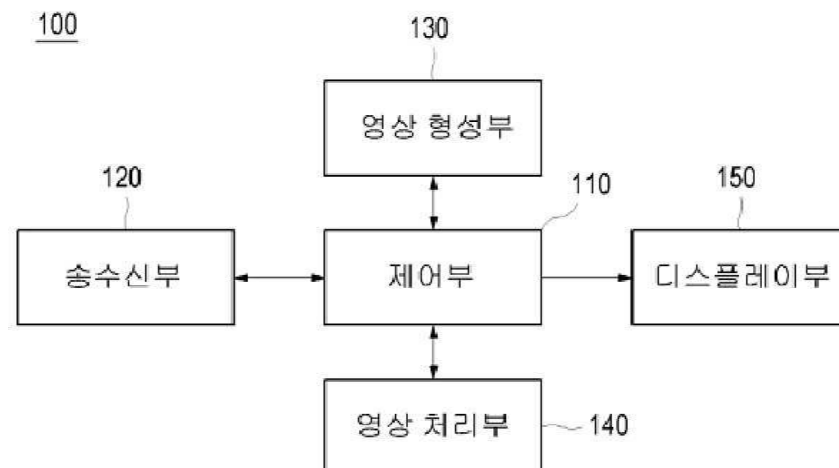
[0030] 이상에서 설명한 바와 같이 본 발명은, 유방이나 전립선과 같은 인체의 연조직 내에 발생하는 종양의 발견 및 치료를 위한 초음파 진단 분야 등에서 널리 이용가능하다.

부호의 설명

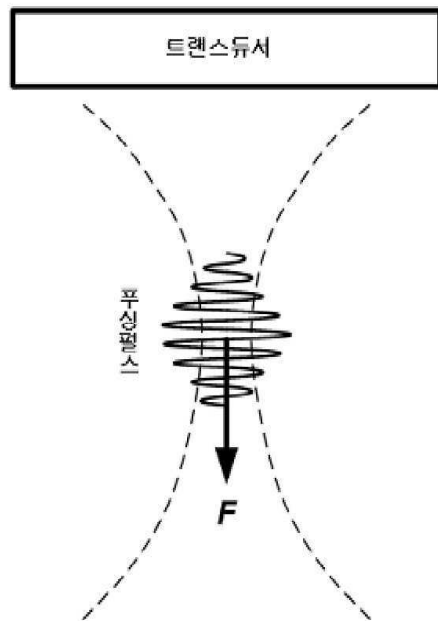
- [0031] 100 : 초음파 진단 시스템
110 : 제어부
120 : 송수신부
130 : 영상형성부
140 : 영상처리부
150 : 디스플레이부

도면

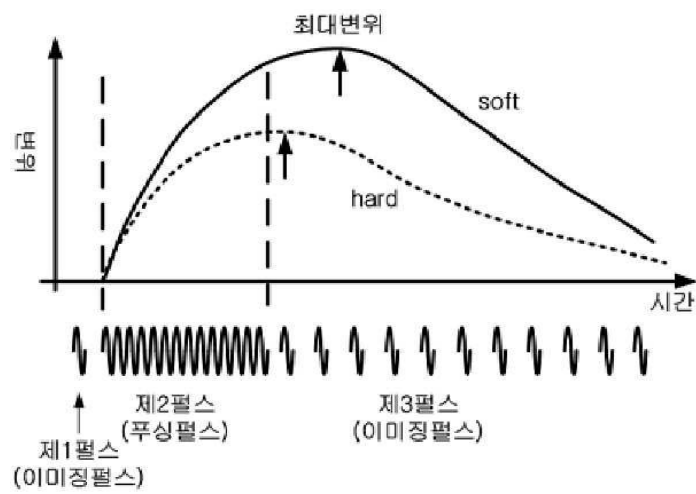
도면1



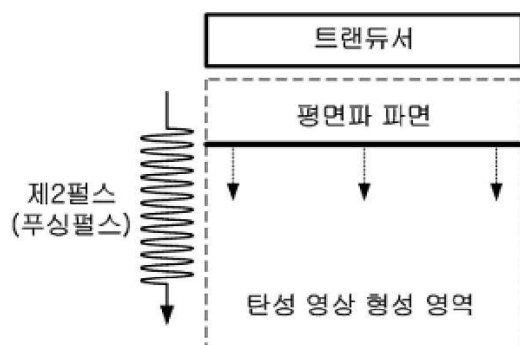
도면2



도면3



도면4



专利名称(译)	超声诊断系统和使用平面波形成弹性图像的方法		
公开(公告)号	KR101117547B1	公开(公告)日	2012-03-07
申请号	KR1020100029815	申请日	2010-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	大津UNIV%用于教育INDAL合作		
申请(专利权)人(译)	大津大学学术合作		
当前申请(专利权)人(译)	大津大学学术合作		
[标]发明人	PARK JEONG MAN 박정만 JEONG MOK KUN 정목근 KWON SUNG JAE 권성재		
发明人	박정만 정목근 권성재		
IPC分类号	A61B A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/14 A61B8/485 G01S7/52025		
代理人(译)	LEE YOUNG SU 李凤英议员		
其他公开文献	KR1020110110473A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及使用平面波形成弹性图像的超声波系统和方法，包括形成超声波信号的步骤，该超声波信号在功率未添加到物体时发送超声波成像脉冲（第一脉冲）并且反射第一次成像。接收信号；压力确认阶段将被称为平面波的推动脉冲（二次脉冲）作为预定时间长度发送，并将发生变形的声功率（声辐射力）相加；形成发送消息的超声波信号的步骤和反映第二成像接收信号的超声成像脉冲（第三脉冲），例如第一脉冲，右后部产生的变形暂停次级脉冲传输的叔对象达到最大值并且固有地返回到形式；以及基于计算后的计算出的位移形成弹性图像的步骤，使用第一成像接收信号和第二成像接收信号在弹性显示区域的多点处的位移。因此，通过向所有区域添加均匀的功率来传输平面波，应力为弹性图像形成组织增加了一个消息，并将弹性图像形成一个脉冲传输，其中的时间相同等。时间，它可以形成的是提供在所需区域内的所有点缩短的弹性图像关于。

