



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0110472
(43) 공개일자 2011년10월07일

<p>(51) Int. Cl. <i>A61B 8/08</i> (2006.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2010-0029814 (22) 출원일자 2010년04월01일 심사청구일자 2010년04월01일</p>	<p>(71) 출원인 대진대학교 산학협력단 경기 포천시 선단동 산 11-1</p> <p>(72) 발명자 정목근 서울특별시 노원구 상계9동 보람아파트 203동 907호 박정만 경기도 포천시 소흘읍 송우리 730-1 연봉마을 영화 A 103-1401 권성재 서울특별시 강남구 도곡동 465번지 개포4차 우성아파트 9-612</p> <p>(74) 대리인 이영탁, 이영수</p>
---	---

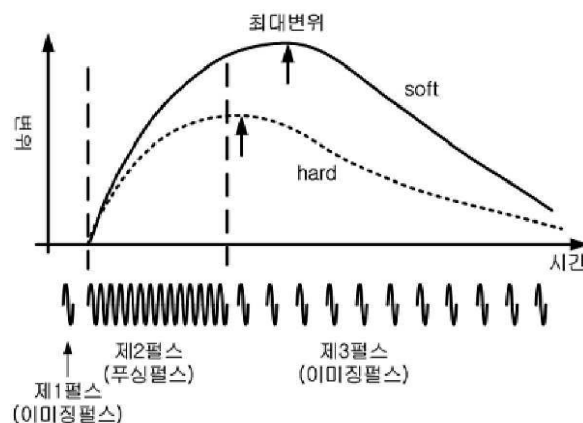
전체 청구항 수 : 총 8 항

(54) 평면파 중첩을 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템 및 방법

(57) 요약

본 발명은 평면파 중첩을 이용하여 탄성영상을 형성하는 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 주사선 상의 다수 깊이에 대해 변위를 계산한 후, 이 계산된 변위에 기초하여 탄성영상을 형성하는 단계를 포함한다. 이에 따라 탄성영상 형성을 위하여 조직에 가하는 스트레스를 평면파를 중첩 송신하여 탄성영상을 형성하고자 하는 주사선 상의 모든 깊이에 대해 균일한 힘을 가함으로써 원하는 주사선 상의 모든 깊이에서 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 중첩 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 주사선 상의 다수 깊이에 대해 변위를 계산한 후, 이 계산된 변위에 기초하여 탄성영상을 형성하는 영상처리부(140)를

포함하는 것을 특징으로 하는 평면파 중첩을 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템.

청구항 2

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

청구항 3

청구항 1에 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 것을 특징으로 하는 평면파 중첩을 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템.

청구항 4

청구항 3에 있어서, 상기 제3펄스의 송신 집속방법은 제한회절(limited-diffraction) 송신음장을 사용하는 것을 특징으로 하는 평면파 중첩을 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템.

청구항 5

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 주사선 상의 다수 깊이에 대해 변위를 계산한 후, 이 계산된 변위에 기초하여 탄성영상을 형성하는 단계를

포함하는 것을 특징으로 하는 평면파 중첩을 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 방법.

청구항 6

청구항 5에 있어서, 상기 대상체는 인간 또는 동물의 연조직인 것을 특징으로 하는 평면파 중첩을 이용하여 탄성영상을 형성하는 위한 초음파 진단 방법.

청구항 7

청구항 5에 있어서, 상기 제2 이미징 수신신호를 형성하기 위하여 송신되는 제3펄스는 상기 푸싱펄스에 의한 힘

이 가해진 뒤, 대상체의 최대 변위값과 이 최대 변위값에 이르는 시간을 측정하기 위한 것을 특징으로 하는 평면파 중첩을 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 방법.

청구항 8

청구항 7에 있어서, 상기 제3펄스의 송신 집속방법은 제한회절 송신음장을 사용하는 것을 특징으로 하는 평면파 중첩을 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 초음파 진단 시스템 및 방법에 관한 것으로서, 더 상세하게는 탄성영상 형성을 위하여 조직에 가하는 스트레스를 평면파를 중첩 송신하여 탄성영상을 형성하고자 하는 주사선 상의 모든 깊이에 대해 균일한 힘을 가함으로써 원하는 주사선 상의 다수 또는 모든 깊이에서 탄성영상을 동시에 형성할 수 있어 진단 시간이 크게 단축되도록 한 새로운 평면파 중첩을 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

[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 발생되면 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 시간길이

를 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 있는 후 다시 원위치로 돌아오게 된다. 푸싱펄스의 송신을 중단한 뒤, 뒤이어 조직의 움직임에 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 가다가 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 트랜스듀서의 모든 배열소자에서 동시에 수신하여 동적 집속을 시키는 방법을 사용하며, 이러한 동적 집속 방법은 이 분야에서는 잘 알려져 있다. 이 방법은 10cm의 최대 영상 깊이를 가지는 초음파 영상을 초당 최대 약 7700 프레임 까지 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 일정한 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 중첩 송신하여 탄성영상을 형성하고자 하는 주사선 상의 모든 깊이에 대해 균일한 힘을 가함으로써 원하는 주사선 상의 모든 깊이에서 탄성영상을 동시에 형성할 수 있어 진단 시간이 크게 단축되도록 한 새로운 평면파 중첩을 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템 및 방법을 제공하는 것을 그 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

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

[0012] 본 발명의 일 양상에 따라 제공되는 평면파 중첩을 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 중첩 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 주사선 상의 다수 깊이에 대해 변위를 계산한 후, 이 계산된 변위에 기초하여 탄성영상을 형성하는 영상처리부(140)를 포함한다.

[0013] 여기서 상기 대상체는 인간 또는 동물의 연조직이다.

[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] 다른 일 실시예에 있어서, 상기 제3펄스의 송신 집속방법은 제한회절(limited-diffraction) 송신음장을 사용한다.

[0016] 또한 본 발명의 일 양상에 따라 제공되는 평면파 중첩을 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 방법은, 탄

성영상 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 주사선 상의 다수 깊이에 대해 변위를 계산한 후, 이 계산된 변위에 기초하여 탄성영상을 형성하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

[0017] 상술한 구성을 가지는 본 발명에 따른 평면파 중첩을 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템 및 방법은, 초음파 진단을 위한 탄성영상의 형성 과정에서, 탄성영상 형성을 위하여 조직에 가하는 스트레스를 평면파를 중첩 송신하여 탄성영상을 형성하고자 하는 주사선 상의 모든 깊이에 대해 균일한 힘을 가함으로써 원하는 주사선 상의 모든 깊이에서 탄성영상을 동시에 형성할 수 있어, 조직에 가해지는 힘이 주사선 상의 모든 깊이에 걸쳐 균일하게 되는 것이 보장될 뿐만 아니라 진단 시간이 크게 단축되는 등의 효과를 제공한다.

도면의 간단한 설명

- [0018] 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 x-z 평면에서 θ 의 각도로 진행하는 평면파를 보여주는 개략도.
- 도 5는 다른 각도로 진행하는 평면파의 중첩을 보여주는 개략도.
- 도 6은 유한크기 트랜스듀서에서 송신되는 평면파의 중첩을 보여주는 개략도.
- 도 7은 64 채널 송신 소자의 송신음장의 크기 패턴을 예시하는 그래프.
- 도 8는 영상 영역에서 깊이에 따른 송신 음장의 크기를 밝기로 표현한 도면(그림의 크기는 40X40mm이며 가로축은 깊이 방향, 세로축은 측방향이고 트랜스듀서는 가장 왼쪽의 중간 높이에 위치).
- 도 9는 깊이에 따른 측방향 음장 특성(청-10mm, 녹-20mm, 적-30mm, 하늘색-40mm 깊이)을 보여주는 그래프.
- 도 10은 깊이에 따른 주사선상(on-axis)의 최대 음장의 크기를 보여주는 그래프.
- 도 11은 제한회절 음장의 음향 힘과 횡파(shear wave)의 발생을 보여주는 개략도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0019] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명을 구체적인 예를 들어 설명하면 다음과 같다.
- [0020] 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.
- [0021] 제어부(110)는 초음파 신호의 송수신, 기준영상 및 탄성영상과 같은 영상 형성을 위한 신호 처리와 디스플레이 등을 담당하는 각부의 동작을 제어한다.
- [0022] 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 중첩 송신하여 변형이 일어나도록 하는 음향 힘(Acoustic Radiation Force)을 가하며, 제2 펄스의 송신이 중단된 직후부터 대상체에 발생된 변형이 본래 형태로 복귀하는 동안에 상기 제1펄스와 동일한 초음파 이미징펄스(제3펄스)를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제2 이미징 수신신호를 형성한다.

- [0023] 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.
- [0024] 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.
- [0025] 종래 기술은 한 점 송신 집속 방법이기 때문에 송신 초점에 최대의 에너지가 모이도록 송신하므로 넓은 영상 영역에서 균일한 힘이 가해지지 않는다는 문제가 있었고, 따라서 깊이에 따라 변위를 관찰하기 위해서는 측정하고자 하는 깊이마다의 영상점에 대하여 모두 각각 송신해서 변위 데이터를 얻어야 한다는 단점이 있었다. 본 발명은 이러한 종래 기술의 단점을 극복하기 위하여, 영상을 얻는 주사선 상의 모든 영상 깊이에 초음파의 세기가 균일하게 인가하는 기법으로서, 평면파 중첩 송신집속 방식을 채택한다.
- [0026] 본 발명이 채택한 평면파 중첩 송신집속 방법은 제한회절(limited-diffraction) 송신음장을 사용할 수 있다. 이에 따라 탄성 영상의 하나의 주사선을 얻기 위하여 한번만 송신하면 되며, 조직이 이동하였다가 원래의 위치로 복원되는 과정을 고속영상 획득하여, 움직인 거리나 원래의 위치로 돌아오는 시간을 관찰하면 전체 주사선 영상 깊이에 따른 조직의 탄성도를 동시에 측정할 수 있다는 장점을 제공한다.
- [0027] 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 모든 배열소자에서 동시에 수신하여 동적 집속을 시키는 방식과 같이 종래에 알려져 있는 방법이 사용가능하다.
- [0028] 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 시간간격을 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.
- [0029] 도 4 내지 도 11는 본 발명에 따른 제한회절 송신음장을 설명하기 위한 도면들이다. 이하에서는 제한회절 송신음장을 구성하는 방법을 설명한다.
- [0030] 2차원 x-z 평면에서 진행하는 평면파의 방정식은 다음의 파동방정식인 수학식 1로부터 유도된다.

수학식 1

[0031]
$$\left(\frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right) \Phi = 0$$

[0032] 도 4는 x-z 평면을 진행하는 평면파를 보여준다. z축에 대하여 θ 의 각도로 진행하는 평면파는 도 4에서 $\Phi_{\beta} = e^{-i\omega_{\beta}t} \cdot e^{ik_{\beta}\beta x} \cdot e^{ik_{\beta}vz}$ 로 주어지며 송신각도는 $\theta = \sin^{-1} \beta = \cos^{-1} v, k_{\beta} = \omega_{\beta} / c, \beta^2 + v^2 = 1$ 의 관계를 만족한다. 0도 각도로 진행하는 평면파의 주파수를 ω_0 라고 하고 β 의 방향으로 진행하는 평면파의 주파수를 ω_{β} 라 하자. 그리고 진행 방향에 따라서 평면파의 주파수가 $\omega_{\beta} = \omega_0 / v$ 의 관계를 가지도록 하자. 따라서 평면파의 방정식은 진행 방향에 따라서

$$\Phi_{\beta} = e^{-i\alpha_0 t / v} \cdot e^{ik_0 \beta x / v} \cdot e^{ik_0 z}$$

로 표시된다.

[0033] 도 5는 다른 각도로 진행하는 평면파의 중첩을 보여주고 있다. 만일 0도 방향으로 진행하는 평면파에 대하여 β 방향으로 진행하는 평면파의 위상이 $x = 0$ 축 상에서 일치되도록 중첩시키면 $\lambda_0 = \lambda_{\beta_0} = \lambda_{\beta} / v$ 의 관계가 성립하므로 도 5와 같이 모든 영상 깊이에서 같은 위상으로 중첩된다. 만일 $-\beta_m \leq \beta \leq \beta_m$ 각도 이내의 방향으로 진행하는 모든 평면파를 같은 방법으로 중첩시키면 다음 수학적 2와 같이 표현된다.

수학적 2

$$\begin{aligned} \Phi_{\pm\beta_m}(x, z, t) &= \int_{-\beta_m}^{\beta_m} \Phi_{\beta} d\beta \\ &= \int_{-\beta_m}^{\beta_m} e^{-i\alpha_0 t / v} \cdot e^{ik_0 \beta x / v} \cdot e^{ik_0 z} d\beta \\ &= \int_{-\beta_m}^{\beta_m} e^{-i\alpha_0 t / \sqrt{1-\beta^2}} \cdot e^{ik_0 \beta x / \sqrt{1-\beta^2}} \cdot e^{ik_0 z} d\beta \end{aligned}$$

[0034]

[0035] 수학적 2의 적분이 해석적인 방법으로 계산이 되지 않으므로 송신각도를 줄여서 $\beta_m \ll 1$ 로 가정하면

$\frac{1}{\sqrt{1-\beta^2}} \approx 1$ 의 근사식이 성립하므로 수학적 2의 적분식은 다음 수학적 3으로 근사화가 된다.

수학적 3

$$\begin{aligned} \Phi_{\pm\beta_m}(x, z, t) &\approx \int_{-\beta_m}^{\beta_m} e^{-i\alpha_0 t} \cdot e^{ik_0 \beta x} \cdot e^{ik_0 z} d\beta \\ &= 2\beta_m \text{sinc}\left(\frac{2\beta_m x}{\lambda_0}\right) \cdot e^{i(k_0 z - \alpha_0 t)} \end{aligned}$$

[0036]

[0037] 따라서 중첩된 음장의 방정식은 x 와 z 의 함수가 분리되어 측방향 음장 특성은 깊이와 관계없이 일정하게 sinc 함수로 나타난다. 이러한 음장을 만들기 위하여 트랜스듀서에서 송신하기 위한 신호의 모양은 다음 수학적 4로 주어진다.

수학적 4

$$\Phi_{\pm\beta_m}(x, z = 0, t) = 2\beta_m \text{sinc}\left(\frac{2\beta_m x}{\lambda_0}\right) \cdot e^{-i\alpha_0 t}$$

[0038]

[0039] 송신에 이용되는 트랜스듀서의 크기가 무한하면 측방향 음장이 깊이에 따라서 회절하지 않는 특성을 가진다. 만일 송신에 사용되는 트랜스듀서의 크기가 유한하면 송신음장의 겹치는 범위가 다음 수학적 5에 의하여 표현되는 최대 깊이 안에서만 평면파가 중첩되므로 도 6과 같이 제한된 깊이에서만 회절하지 않는 제한회절 특성을 가지게 된다.

수학식 5

$$z_{\max} = \frac{D}{2 \tan(\sin^{-1} \beta_m)}$$

[0040]

[0041]

도 7은 소자의 크기가 0.2mm의 폭을 가지며 64채널의 트랜스듀서(aperture size = 12.8mm)에서 최대송신 각도가 ±4도 이내의 7.5MHz의 연속파 평면파들을 중첩하여 송신할 때의 송신음장을 예시하고 있다. 도 8은 이 송신음장이 공간을 진행할 때 음장의 크기를 깊이에 따라 밝기로 표시한 그림이다. 도면에서 가로축은 깊이 방향, 세로축은 측방향이고 트랜스듀서는 가장 왼쪽의 중간 높이에 위치한다. 깊이에 따라 측방향 음장이 거의 회절하지 않고 진행하는 것을 볼 수 있다. 도 9는 10, 20, 30, 40 mm 깊이에서의 측방향 음장을 비교하였다. 주엽(Mainlobe)의 모양이 거의 변하지 않고 있다. 도 10은 x=0의 위치에서 나타나는 주엽(mainlobe)의 최대 음장의 크기를 깊이에 따라 그렸다. 음장의 최대 크기가 깊이에 따라 거의 일정하게 유지되는 것을 볼 수 있다. 따라서 영상 깊이 이내에서 일정한 측방향 음장이 유지되는 것을 알 수 있다.

[0042]

이러한 송신 음장은 영상을 얻고자 하는 주사선상의 모든 깊이에 일정한 세기를 유지하는 초음파를 송신할 수 있으므로 주사선상의 매질의 모든 깊이에 음향 힘(acoustical radiation force)을 동시에 인가할 수 있다. 따라서 원하는 경우 주사선상의 모든 깊이의 측정점에서 매질의 움직임을 한 번에 측정할 수가 있다.

[0043]

또한 주사선상의 모든 깊이에서 균일한 세기의 초음파가 진행하므로 측방향으로 평면파의 회파를 발생시킬 수 있다. 따라서 회파의 진행을 관찰하면 매질의 탄성을 측정할 수 있다.

[0044]

제안한 송신방법의 장점은 균일한 측방향 음장특성이 모든 영상 깊이에서 유지되므로 송신음장이 지나가는 모든 깊이에서 ARF에 의한 변위를 일으킬 수 있다는 점이다. 따라서 기존의 한 점 집속방법에 비하여 변위 영상의 데이터 획득 속도를 올릴 수 있다. 또 다른 장점은 송신음장의 측방향으로 발생하는 회파의 평면파를 발생시킴으로써, 회파의 진행을 관찰하여 매질의 횡탄성값을 계산하는 데 사용될 수 있다. 그림 12는 ARF의 발생과 회파의 발생을 나타내었다.

[0045]

제안한 방법은 연속파의 송신에서 제한회절 음장 특성을 나타내지만 ARF를 만들기 위하여 100 μs 이상의 길이의 버스트를 송신하므로 영상 깊이에 비하여 충분히 긴 거리를 진행한다. 따라서 충분히 긴 시간의 버스트(burst)를 사용하여 제한 회절 특성을 얻을 수 있다.

[0046]

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.

[0047]

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.

[0048]

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

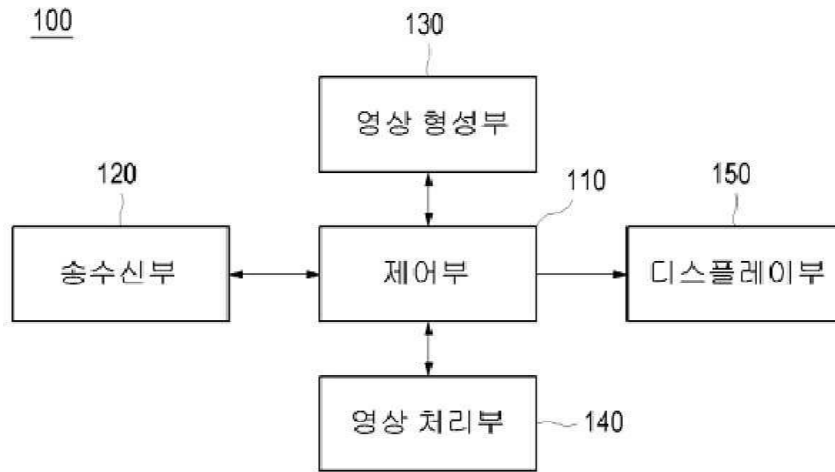
[0049]

- 100 : 초음파 진단 시스템
- 110 : 제어부
- 120 : 송수신부
- 130 : 영상형성부
- 140 : 영상처리부

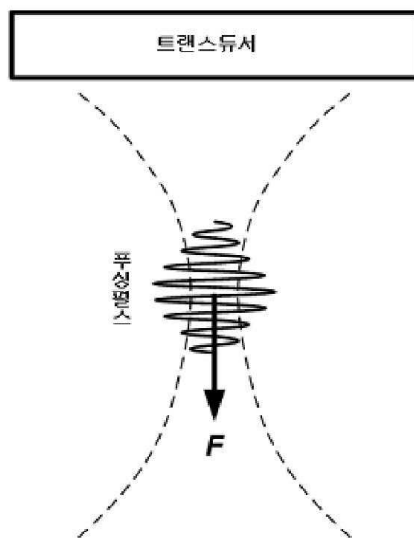
150 : 디스플레이부

도면

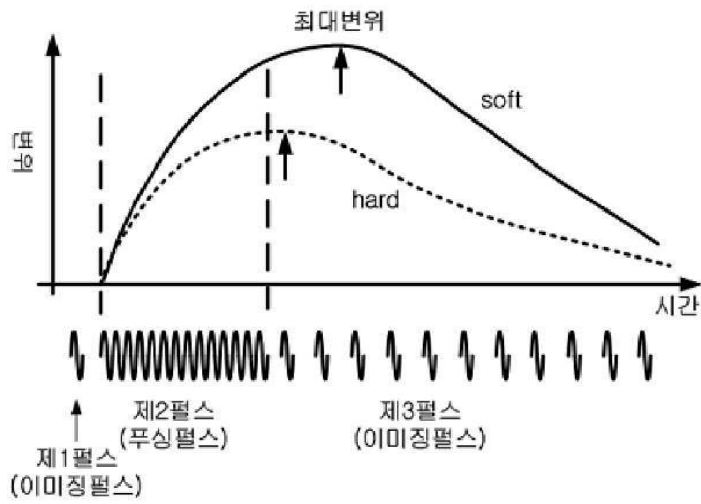
도면1



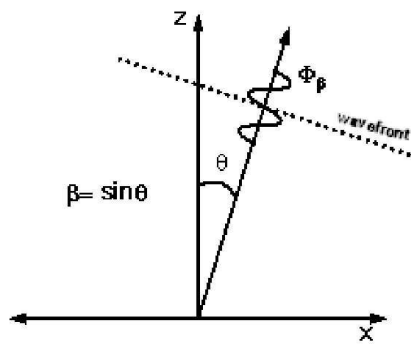
도면2



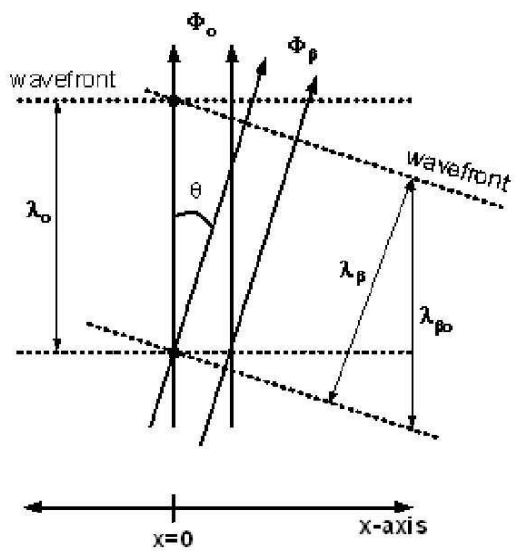
도면3



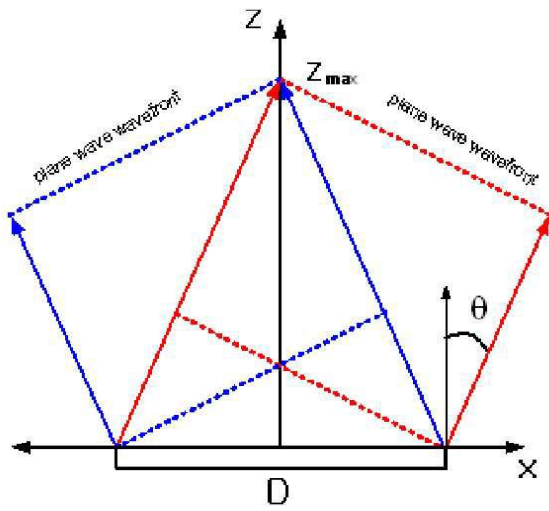
도면4



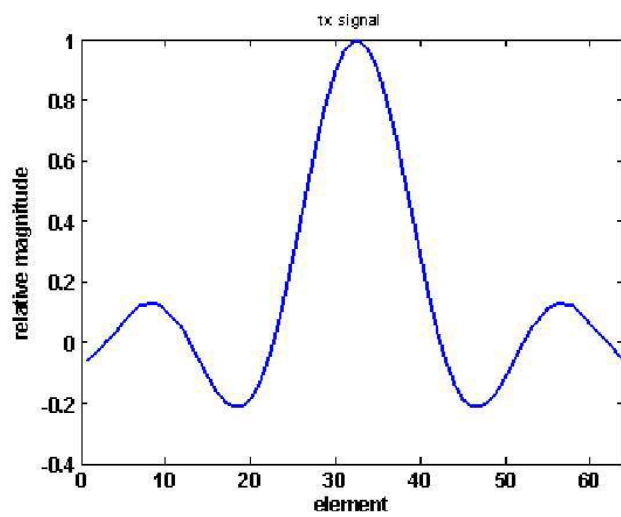
도면5



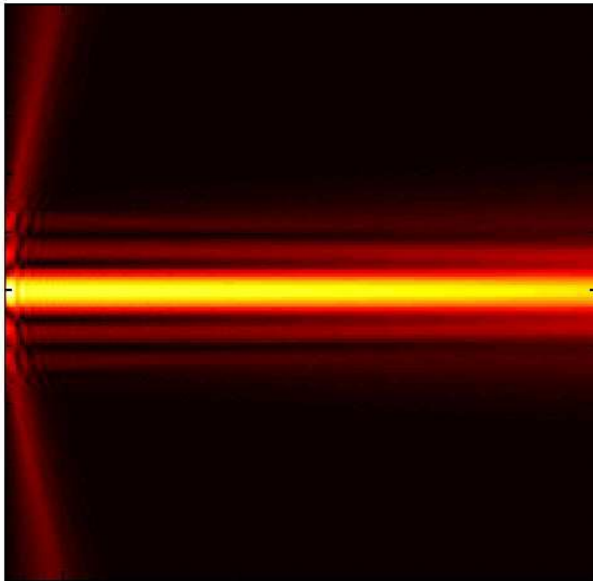
도면6



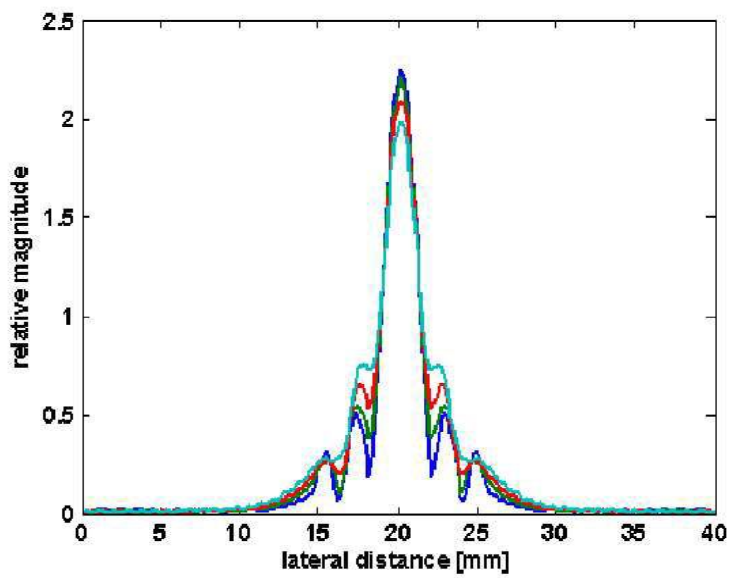
도면7



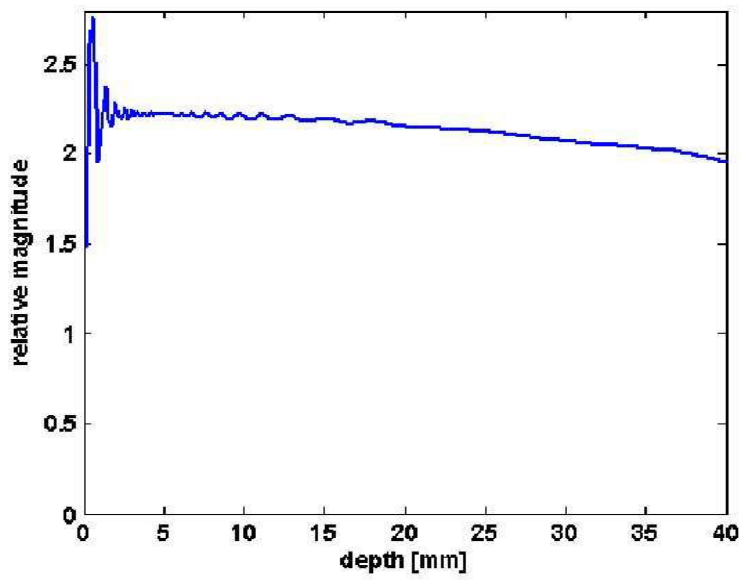
도면8



도면9



도면10



도면11

