



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2009년05월25일  
(11) 등록번호 10-0898946  
(24) 등록일자 2009년05월15일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2006-0007102

(22) 출원일자 2006년01월24일

심사청구일자 2007년02월23일

(65) 공개번호 10-2007-0077538

(43) 공개일자 2007년07월27일

(56) 선행기술조사문헌

US5474070 A\*

KR1020010067091 A

US20040059220 A1

\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

주식회사 메디슨

강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자

정목근

서울 노원구 상계9동 보람아파트 209-1004

권성재

서울 동대문구 청량리1동 미주아파트 4-902

윤라영

서울 관악구 봉천6동 100-171

(74) 대리인

백만기, 주성민

전체 청구항 수 : 총 16 항

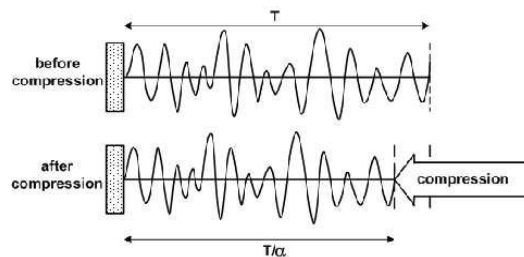
심사관 : 박미정

(54) 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템 및 방법

(57) 요약

스트레스를 가할 때와 가하지 않을 때의 수신신호 간의 상관도를 정확하게 얻을 수 있으며, 객관적인 조건에서 탄성영상을 형성하기 위한 초음파 진단 시스템 및 방법을 제공한다. 이를 위해 대상체에 스트레스가 가해지지 않을 때 제1 송신펄스를 형성하고, 스트레스가 가해질 때 제1 송신펄스와 다른 파형을 갖는 제2 송신펄스를 형성하고, 제1 송신펄스와 제2 송신펄스에 각각 대응하는 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 형성하고, 제1 수신신호와 제2 수신신호에 기초하여 대상체의 변형률을 산출하고 압축률을 추정하고, 이에 기초하여 탄성영상을 형성한다.

대표도 - 도1



**특허청구의 범위**

**청구항 1**

삭제

**청구항 2**

삭제

**청구항 3**

삭제

**청구항 4**

대상체에 스트레스가 가해지지 않을 때 제1 송신펄스를 형성하고, 스트레스가 가해질 때 제1 송신신호와 다른 파형을 갖는 제2 송신펄스를 형성하는 송신펄스 형성부;

상기 제1 송신펄스 또는 제2 송신펄스를 초음파 신호로 변환시켜 상기 대상체에 전달하고, 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 에코신호들을 수신하여 상기 제1 송신펄스와 상기 제2 송신펄스에 각각 대응하는 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 형성하는 프로브;

상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 수신하여 제1 프레임 데이터 및 제2 프레임 데이터를 각각 형성하는 프레임 데이터 형성부;

상기 제2 프레임 데이터 및 상기 제2 프레임 데이터로부터 각각 상기 제1 및 제2 수신신호를 추출하고, 각 프레임 데이터에 집속된 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 로그압축하는 전처리부;

상기 로그 압축된 제1 수신신호와 제2 수신신호를 수신하여 상기 스트레스에 따른 대상체의 변위를 계산하고, 상기 변위를 거리에 대해 미분하여 상기 대상체의 변형률을 산출하고, 상기 변위에 근거하여 압축률을 추정하는 프로세서;

상기 압축률과 상기 변형률을 수신하여 탄성영상을 형성하는 후처리부; 및

상기 탄성영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하는 초음파 진단 시스템.

**청구항 5**

제 4 항에 있어서,

상기 송신펄스 형성부는 상기 압축률을 반영하여 상기 제2 송신펄스를 형성하는 초음파 진단 시스템.

**청구항 6**

제 4 항에 있어서,

상기 초음파 시스템은

상기 로그압축된 제1 수신신호와 제2 수신신호로부터 스트레스에 따른 대상체의 움직임을 추정하는 측면 움직임 추정부를 더 포함하고,

상기 프로세서는 상기 변위를 반영하여 상기 변형률을 산출하는 초음파 진단 시스템.

**청구항 7**

제 5 항에 있어서,

상기 프로브는 다수의 변환자를 포함하고,

상기 프로세서는 상기 프로브의 각 변환자에서 상기 대상체에 이르는 모든 주사선에 대해 압축률을 산출하고,

상기 모든 주사선의 압축률을 평균하여 평균 압축률을 산출하는 초음파 진단 시스템.

**청구항 8**

제 7 항에 있어서,  
상기 송신펄스 형성부는 상기 평균 압축률을 반영하여 상기 제2 송신펄스를 형성하는, 초음파 진단 시스템.

**청구항 9**

제 5 항에 있어서,  
상기 초음파 진단 시스템은  
상기 대상체에 가해지는 스트레스를 감지하여 스트레스 감지신호를 생성하는 스트레스 감지부를 더 포함하고,  
상기 송신펄스 형성부는  
상기 스트레스 감지신호에 응답하여 상기 제2 송신펄스를 생성하는 초음파 진단 시스템.

**청구항 10**

제 5 항에 있어서,  
상기 초음파 진단 시스템은  
스트레스 시작신호를 사용자로부터 입력받는 사용자 입력부를 더 포함하고,  
상기 송신펄스 형성부는  
상기 스트레스 시작신호에 응답하여 상기 제2 송신펄스를 생성하는 초음파 진단 시스템.

**청구항 11**

제 5 항에 있어서,  
상기 후처리부는 상기 변형률을 상기 평균 압축률로 나누어 정규화된 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템.

**청구항 12**

삭제

**청구항 13**

삭제

**청구항 14**

삭제

**청구항 15**

대상체에 스트레스가 가해지지 않을 때 제1 송신펄스를 형성하고, 스트레스가 가해질 때 제1 송신펄스와 다른 파형을 갖는 제2 송신펄스를 형성하는 단계;

상기 제1 송신펄스 또는 제2 송신펄스를 초음파 신호로 변환시켜 상기 대상체에 전달하는 단계;

상기 대상체로부터 입력되는 초음파 에코신호들을 수신하여 수신신호를 형성하되, 상기 제1 송신펄스 및 상기 제2 송신펄스에 각각 대응하여 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 형성하는 단계;

상기 수신신호를 집속하여 프레임 데이터를 형성하되, 상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 각각 집속하여 제1 프레임 데이터 및 제2 프레임 데이터를 형성하는 단계;

상기 제1 프레임 데이터 및 상기 제2 프레임 데이터로부터 각각 상기 제1 및 제2 수신신호를 추출하고, 각 프레임 데이터에 집속된 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 로그압축하는 단계;

상기 로그 압축된 제1 수신신호와 제2 수신신호를 수신하여 상기 스트레스에 따른 대상체의 변위를 산출하고,

상기 변위를 거리에 대해 미분하여 및 변형률을 산출하는 단계;

상기 변위를 수신하여 압축률을 추정하는 단계; 및

상기 압축률과 상기 변형률을 수신하여 탄성영상을 형성하는 단계를 포함하는 탄성영상 형성 방법.

**청구항 16**

제 15 항에 있어서,

상기 제2 송신펄스는 상기 압축률을 반영하여 형성하는 탄성영상 형성 방법.

**청구항 17**

제 15 항에 있어서,

상기 로그압축된 제1 수신신호와 제2 수신신호로부터 스트레스에 따른 대상체의 움직임을 추정하는 단계를 더 포함하되,

상기 변위는 상기 스트레스에 따른 대상체의 움직임을 반영하여 산출하는 탄성영상 형성 방법.

**청구항 18**

제 16 항에 있어서,

상기 제1 수신신호 또는 상기 제2 수신신호는 다수의 변환자를 포함하는 프로브를 통하여 얻고,

상기 프로브의 각 변환자에서 대상체에 이르는 모든 주사선에 대해 상기 압축률을 산출하고,

상기 모든 주사선의 압축률을 평균하여 평균 압축률을 산출하는 탄성영상 형성 방법.

**청구항 19**

제 18 항에 있어서,

상기 제2 송신펄스는 상기 평균 압축률을 반영하여 형성하는 탄성영상 형성 방법.

**청구항 20**

제 16 항에 있어서,

상기 대상체에 가해지는 스트레스를 감지하여 스트레스 감지신호를 생성하는 단계를 더 포함하되,

상기 스트레스 감지신호에 응답하여 상기 제2 송신펄스를 생성하는 탄성영상 형성 방법.

**청구항 21**

제 17 항에 있어서,

스트레스 시작신호를 사용자로부터 입력받는 단계를 더 포함하되,

상기 스트레스 시작신호에 응답하여 상기 제2 송신펄스를 생성하는 탄성영상 형성 방법.

**청구항 22**

제 18 항에 있어서,

상기 변형률을 상기 평균 압축률의 절대값으로 나누어 정규화된 탄성영상을 형성하는 탄성영상 형성 방법.

**명세서**

**발명의 상세한 설명**

**발명의 목적**

**발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술**

- <5> 본 발명은 초음파 진단 시스템 및 방법에 관한 것으로, 보다 구체적으로 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템 및 방법에 관한 것이다.
- <6> 초음파 진단 시스템은 대상체에 초음파 신호를 송신하고, 대상체 내 반사체 표면에서 반사되어 되돌아오는 초음파 에코신호를 수신하고, 초음파 에코신호를 전기적 수신신호로 변환하여 소정의 영상처리를 통하여 출력함으로써 대상체의 내부 상태를 진단한다.
- <7> 초음파 영상을 기초로 질병을 진단하는 여러 방법 중에서, 외부에서 힘 즉, 스트레스(stress)를 가할 때와 가하지 않을 때 매질의 기계적인 반응 차이를 이용하여 인체 내의 병변을 분석하는 탄성영상법이 있다. 탄성영상법은 조직의 탄성이 병리학적 현상과 관련 있음을 이용한다. 예를 들어, 암이나 종양과 같은 비정상 조직은 정상 조직에 비해 단단하므로 외부에서 같은 크기의 스트레스를 가했을 때 연한 정상 조직에 비해 변형되는 정도가 작다. 특히, B-모드(brightness-mode) 영상에서는 정상 조직과 비정상 조직 간의 산란효율의 차이가 크지 않아 구별이 어려우나, 탄성 영상법을 이용하면 구별이 가능해진다.
- <8> 탄성영상법은 조직의 탄성계수를 영상화하는 탄성계수 영상법과 스트레스에 대한 매질의 변형률 즉, 스트레인(strain)을 고려하는 스트레인 영상법으로 구분될 수 있다. 스트레스에 의한 수신 신호의 이동으로부터 대상체 내 반사체(scatter)의 상대 위치를 알아내어 조직의 탄성계수 또는 스트레인(변형률) 프로파일을 1차원, 2차원 또는 3차원으로 재구성하여 조직 내의 병변의 위치, 크기, 상태 등을 진단할 수 있다.
- <9> 1차원적인 매질의 변형을 살펴볼 때, 스트레스  $\sigma$ , 탄성계수 E, 변형률  $\varepsilon$  간에는 다음 수학식 1과 같은 관계가 성립한다.

**수학식 1**

$$\sigma = E\varepsilon$$

- <10>
- <11> 탄성계수 영상법은 수학식 1에 기초하여 탄성계수 E의 프로파일을 구하고, 스트레인 영상방법은 변형률  $\varepsilon$ 의 프로파일을 구한다. 탄성계수를 구하기 위해 스트레스 추정이 선행되어야 하는 탄성계수 영상법은 정량적인 방법이라 할 수 있으며, 스트레인 영상방법은 스트레스를 상수로 근사하므로 정성적인 방법이라고 할 수 있다. 탄성계수 영상법은 역문제(inverse problem)를 풀어야하는 제약이 있어 현실적으로 이용하기 어렵기 때문에, 1990년대 초부터 스트레인 영상방법에 대한 많은 연구가 진행되고 있다.
- <12> 조직의 탄성정보 즉, 탄성계수 또는 변형률을 구하기 위해, 스트레스가 가해지지 않았을 때의 제1 수신신호와 스트레스가 가해졌을 때의 제2 수신신호를 비교한다. 제1 수신신호는 압축되지 않은 대상체로부터의 반사 초음파 신호이고, 제2 수신신호는 압축된 대상체로부터의 반사 초음파 신호이므로, 도 1에 보이는 바와 같이 제2 수신신호는 제1 수신신호의 압축된 형태가 된다. 제1 수신신호와 제2 수신신호를 비교하기 위해서는 대상체의 크기, 보다 구체적으로 대상체 내 반사체의 간격을 동일한 조건으로 회복시켜야 하므로 제2 수신신호를 신장시킨다(extend). 그러나 종래 기술은 스트레스를 가하지 않을 때나 가할 때 동일한 파형의 펄스를 인체 내에 송신하기 때문에, 제2 수신신호를 신장시키면 반사체 간의 간격은 원래대로 회복되지만 송신펄스의 폭도 늘어나게 되므로 변형률 추정에 악영향을 미쳐 제 1 수신신호와 제 2 수신신호의 상관성을 저하시키는 문제점이 발생한다.
- <13> 이하, 종래 기술의 문제점을 보다 구체적으로 설명한다.
- <14> B-모드 초음파 영상을 얻기 위한 송신펄스 신호를  $p(t)$ 라 하고, 반사체의 위치를 나타내는 산란 함수를  $s(f)$ 라 하면, 수신신호  $r(f)$ 는 다음의 수학식 2와 같이 표현할 수 있다.

**수학식 2**

$$r(f) = p(f) * s(f)$$

- <15>
- <16> 수학식 2에서 '\*'는 중첩적분(convolution)을 나타낸다.
- <17> 반사체의 반사계수를 A, 변환자와 반사체 사이의 거리를 d, 음속을 C, 대상체 내 반사체의 총 개수를 N이라 할 때 산란 함수는 다음의 수학식 3과 같이 주어진다.

수학식 3

<18> 
$$s(t) = \sum_{i=1}^N A_i \delta(t - \frac{2d_i}{c}) = \sum_{i=1}^N A_i \delta(t - t_i)$$

<19> 같은 송신펄스  $p(t)$ 를 이용하였을 때, 스트레스를 가하지 않을 경우의 제1 수신신호  $r_1(t)$ 와 스트레스를 가할 경우의 제2 수신신호  $r_2(t)$ 는 다음의 수학식 4와 같이 주어진다. 수학식 4와 5에서  $s_1(t)$ 와  $s_2(t)$ 는 각각 스트레스를 가하지 않을 경우와 스트레스를 가할 경우의 산란함수를 나타낸다.

수학식 4

<20> 
$$r_1(t) = p(t) * s_1(t)$$

수학식 5

<21> 
$$r_2(t) = p(t) * s_2(t)$$

<22> 제2 수신신호의 압축률(compression rate)을  $\alpha$  ( $\alpha > 1$ )라 할 때, 수학식 4와 수학식 5로부터 스트레스 유무에 따른 산란 함수는 다음의 수학식 6과 같은 관계를 갖는다.

수학식 6

<23> 
$$s_2(t) = s_1(\alpha t) = s(\alpha t)$$

<24> 수학식 6으로부터 스트레스가 가해짐에 따라 반사체들 사이의 간격이 좁아짐을 알 수 있다.

<25> 제1 수신신호  $r_1(t)$ 와 제2 수신신호  $r_2(t)$ 를 비교하여 변형률을 구하기 위해, 초음파 영상의 깊이방향으로 두 수신신호  $r_1(t)$ 와  $r_2(t)$ 를 다수의 세그먼트(segment)로 나누고, 두 수신신호의 대응 세그먼트 간의 상관함수(cross correlation)를 취하고, 상관함수가 최대가 되는 지연 시간을 계산하고 미분을 구하면 변형률을 추정해 낼 수 있다.

<26> 수학식 5와 수학식 6으로부터 다음의 수학식 7을 얻고, 이를 시간 영역에서 신장시켜 수학식 8을 얻는다.

수학식 7

<27> 
$$r_2(t) = p(t) * s_1(\alpha t)$$

수학식 8

<28> 
$$r_2(t/\alpha) = p(t/\alpha) * s_1(t)$$

<29> 수학식 8을 통하여 알 수 있듯이, 제2 수신신호  $r_2(t)$ 를 시간축으로 신장시키면 송신펄스  $p(t)$ 도 신장된다. 따라서, 스트레스 유무에 관계없이 동일한 송신펄스  $p(t)$ 를 인가하였음에도 불구하고, 수학식 8에서와 같이  $r_2(t)$ 에는 신장된 송신펄스가  $p(t/\alpha)$ 가 반영되어 제1 수신신호  $r_1(t)$ 와 제2 수신신호  $r_2(t)$ 를 시간축으로 신장시킨  $r_2(t/\alpha)$ 의 상관함수의 최대치를 정확하게 얻기가 어렵다. 특히, 인체 내의 반사체의 밀도는 단위 파장 당 수십 개 정도에 달하므로 제1 수신신호  $r_1(t)$ 와 제2 수신신호  $r_2(t)$ 의 파형이 많이 달라져 두 신호 사이의 상관도를 파악하기가 더욱 어려워지는 문제점이 있다.

**발명이 이루고자 하는 기술적 과제**

<30> 기술한 문제점을 해결하기 위한 본 발명은, 스트레스를 가할 때와 가하지 않을 때의 수신신호 간의 상관도를 보다 정확하게 얻을 수 있으며, 보다 객관적인 조건에서 탄성영상을 형성하기 위한 초음파 진단 시스템 및 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.

**발명의 구성 및 작용**

<31> 본 발명에 따른 초음파 진단 시스템은, 대상체에 스트레스가 가해지지 않을 때 제1 송신펄스를 형성하고, 스트레스가 가해질 때 제1 송신펄스와 다른 파형을 갖는 제2 송신펄스를 형성하는 송신펄스 형성부; 상기 제1 송신펄스 또는 제2 송신펄스를 초음파 신호로 변환시켜 상기 대상체에 전달하고, 상기 대상체로부터 입력되는 초음파 에코신호들에 기초하여 상기 제1 송신펄스와 상기 제2 송신펄스에 각각 대응하는 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 형성하는 프로브; 상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호에 기초하여 제1 프레임 데이터 및 제2 프레임 데이터를 각각 형성하는 프레임 데이터 형성부; 프레임 순으로 상기 프레임 데이터를 저장하는 저장부; 상기 제1 수신신호와 제2 수신신호에 기초하여 상기 스트레스에 따른 대상체의 변위 및 상기 대상체의 변형률을 산출하고 상기 변위에 근거하여 압축률을 추정하는 프로세서; 상기 압축률과 상기 변형률에 기초하여 탄성영상을 형성하는 후처리부; 및 상기 탄성영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함한다.

<32> 본 발명에 따른 초음파 진단시스템은, 대상체에 스트레스가 가해지지 않을 때 제1 송신펄스를 형성하고, 스트레스를 가해질 때 제1 송신펄스와 다른 파형을 갖는 제2 송신펄스를 형성하는 송신펄스 형성부; 상기 제1 송신펄스 또는 제2 송신펄스를 초음파 신호로 변환시켜 대상체에 전달하고, 대상체로부터 입력되는 초음파 에코신호들에 기초하여 상기 제1 송신펄스와 상기 제2 송신펄스에 각각 대응하는 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 형성하는 프로브; 상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호에 기초하여 제1 프레임 데이터 및 제2 프레임 데이터를 각각 형성하는 프레임 데이터 형성부; 프레임 순으로 상기 프레임 데이터를 저장하는 저장부; 상기 제2 프레임 데이터 및 상기 제2 프레임 데이터를 추출하여 각 프레임 데이터에 집속된 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 로그압축하는 전처리부; 상기 로그 압축된 제1 수신신호와 제2 수신신호에 기초하여 변위를 계산하고, 변위를 거리에 대해 미분하여 변형률을 산출하고, 상기 변위에 근거하여 압축률을 추정하는 프로세서; 상기 압축률과 상기 변형률에 기초하여 탄성영상을 형성하는 후처리부; 및 상기 탄성영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함한다.

<33> 본 발명에 따른 탄성영상 형성 방법은, 대상체에 스트레스가 가해지지 않을 때 제1 송신펄스를 형성하고, 스트레스가 가해질 때 제1 송신펄스와 다른 파형을 갖는 제2 송신펄스를 형성하고, 상기 제1 송신펄스 또는 제2 송신펄스를 초음파 신호로 변환시켜 상기 대상체에 전달하고, 상기 대상체로부터 입력되는 초음파 에코신호들에 기초하여 수신신호를 형성하되, 상기 제1 송신펄스 및 상기 제2 송신펄스에 각각 대응하여 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 형성하고, 상기 수신신호를 집속하여 프레임 데이터를 형성하되, 상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 각각 집속하여 제1 프레임 데이터 및 제2 프레임 데이터를 형성하고, 프레임 순으로 상기 프레임 데이터를 저장하고, 상기 제1 수신신호와 제2 수신신호에 기초하여 상기 대상체의 변위 및 변형률을 산출하고, 상기 변위에 기초하여 압축률을 추정하고, 상기 압축률과 상기 변형률에 기초하여 탄성영상을 형성하는 것을 포함한다.

<34> 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 초음파 진단 시스템 및 탄성 영상 방법을 설명한다.

<35> 도 2에 보이는 바와 같이, 본 발명에 따른 초음파 진단 시스템(100)은, 송신펄스 형성부(10), 프로브(20), 프레임 데이터 형성부(30), 저장부(40), 전처리부(pre-processing unit)(50), 프로세서(60), 후처리부(post-processing unit)(70) 및 디스플레이부(80)를 포함한다. 또한, 초음파 진단 시스템(100)은 사용자 입력부(101)와 스트레스 감지부(102)를 더 포함한다.

<36> 송신펄스 형성부(10)는 대상체에 스트레스가 가해지지 않을 때 제1 송신펄스를 형성하고, 스트레스가 가해질 때 제1 송신펄스와 다른 파형을 갖는 제2 송신펄스를 형성한다. 제1 송신펄스 및 제2 송신펄스는 B-모드 초음파 영상 형성을 위한 송신펄스이다. 대상체는 대상체 내의 반사체, 반사체 주변의 매질 등을 모두 포함한다.

<37> 프로브(20)는 제1 송신펄스 또는 제2 송신펄스를 제1 초음파 송신신호 및 제2 초음파 송신신호로 각각 변환시켜 대상체에 전달하고, 대상체로부터 입력되는 초음파 에코신호에 기초하여 수신신호를 형성한다. 프로브(20)는 제1 송신펄스와 제2 송신펄스에 대응하여 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 각각 형성한다.

<38> 프레임 데이터 형성부(30)는 제1 수신신호 또는 제2 수신신호를 집속하여 프레임 데이터를 형성한다. 프레임 데이터는 RF 데이터 또는 기저대역 복소 데이터(baseband complex data) 형식을 갖는다.

- <39> 저장부(40)는 프레임 순으로 프레임 데이터를 저장한다. 저장부(40)는 상기 제1 수신신호가 집속되어 형성된 제1 프레임 데이터와 제2 수신신호가 집속되어 형성된 제2 프레임 데이터를 저장한다.
- <40> 전처리부(50)는 저장부(40)에서 제1 및 제2 프레임 데이터를 추출하여 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 로그 압축(log compression)하여 진폭을 키우고, 노이즈(noise)에 의한 오차를 감소시킨다. 로그 압축은 본 발명이 속한 기술분야에서 주지된 기술로서 그 구체적인 방법은 생략한다.
- <41> 프로세서(60)는 전처리된 프레임 데이터로부터 대상체의 변형률을 산출하고 압축률을 추정한다. 보다 상세하게, 프로세서(60)는 스트레스를 가할 때와 가하지 않을 때의 제1 수신신호와 제2 수신신호에 기초하여 교차상관(cross-correlation) 방법 또는 자기 상관(auto-correlation) 방법으로 변위를 계산하고, 변위를 거리에 대해 미분을 하여 국부 변위(local displacement) 즉, 변형률(스트레인)을 산출한다. 이러한 변형률 산출 방법은 본 발명이 속한 기술분야에서 공지된 방법이므로 자세한 설명은 생략한다. 또한, 프로세서(60)는 제1 수신신호와 제2 수신신호를 자기상관 또는 교차상관을 이용하여 계산한 변위 중 최대 값을 압축률( $\alpha$ )로 추정한다. 인체와 같이 구성이 복잡한 대상체 내부의 경우 탄성 계수가 일정하지 않으므로, 주사선마다 압축률( $\alpha$ )이 달라지므로, 이를 고려하여, 프로세서(60)는 모든 주사선에 대해 압축률( $\alpha$ )을 계산한 뒤 평균 압축률( $\alpha_m$ )을 산출한다. 압축률은 스트레스에 비례하므로, 산출된 평균 압축률을 평균 스트레스로 간주할 수 있다. 후처리부(70)는 다음의 수학식 9와 같이 변형률을 평균 압축률( $\alpha_m$ )로 나누어 정규화된 탄성영상을 형성하고, 변형률을 크기에 따라 슈도우 칼라(pseudo color)로 맵핑한다.

**수학식 9**

정규화된 변형률 = 변형률 /  $\alpha_m$

- <42>
- <43> 탄성영상은 가해지는 스트레스의 크기에 따라 명암대비(contrast)가 달라지고, 스트레스의 크기는 가해지는 속도, 사용자의 숙련도 등에 따라 달라지는데, 전술한 정규화에 의해 스트레스 크기의 변화를 보상할 수 있다. 아울러, 후처리부(70)는 정규화된 변형률을 구한 후, 노이즈를 감소시키기 위한 저역통과 필터링 또는 미디언 필터링(median filtering)을 실시한다.
- <44> 디스플레이부(80)는 프레임 데이터 형성부(30)로부터 입력된 프레임 데이터에 기초하여 B-모드 초음파 영상을 디스플레이하고, 후처리부(70)로부터 입력된 탄성영상을 디스플레이한다. 디스플레이부(80)는 탄성영상을 B-모드 영상과 함께 디스플레이할 수 있다.
- <45> 사용자 입력부(101)는 사용자로부터 대상체에 스트레스가 가해지기 시작하는 스트레스 시작신호를 입력받는다.
- <46> 스트레스 감지부(102)는 프로브(20)를 통해 대상체에 스트레스가 가해지는 것을 감지하여 스트레스 감지신호를 생성한다. 스트레스 감지부(102)는 도 3에 보이는 바와 같이 프로브(20)에 부착될 수 있다. 본 발명에 따른 초음파 진단 시스템의 프로브(20)는 스캔 면 주변을 둘러싸는 스트레스 전달부(21)를 포함하고, 스트레스 감지부(102)는 스트레스 전달부(21) 상에 장착될 수 있다. 이와 같이 스트레스 전달부(21)를 구비하는 프로브(20)를 이용하여 대상체에 보다 균일하게 스트레스를 가할 수 있다.
- <47> 이하, 송신펄스 형성부(10)에서 각기 다른 파형을 갖는 제1 송신펄스 및 제2 송신펄스를 형성하는 방법을 보다 구체적으로 설명한다.
- <48> 송신펄스 형성부(10)는 사용자 입력부(101)로부터 입력되는 스트레스 시작신호 또는 스트레스 감지부(102)로부터 스트레스 감지신호에 응답하여 제2 송신펄스를 형성한다. 제2 송신펄스는 프로세서(60)로부터 입력된 압축률( $\alpha$ ) 또는 평균 압축률( $\alpha_m$ )을 반영하여 형성한다. 즉, 스트레스를 가하지 않을 때는 압축률이 적용되지 않은 제1 송신펄스  $p_1(t)$ 를 생성하고, 스트레스를 가할 때는 프로세서(60)로부터 입력되는 압축률을 적용하여 제1 송신펄스  $p_1(t)$ 의 파형을 시간 축에서 압축한 제2 송신펄스  $p_2(t)$ 를 생성한다. 제1 송신펄스  $p_1(t)$ 와 제2 송신펄스  $p_2(t)$ 는 다음의 수학식 10과 같은 관계를 갖는다.

수학식 10

$$p_2(t) = p_1(\alpha t)$$

<49>

<50> 스트레스를 가하지 않을 때와 가할 때 즉, 압축률이 적용되지 않은 송신펄스와 압축률이 적용된 송신펄스에 각각 대응하는 수신신호  $r_3(t)$ 와  $r_4(t)$ 는 다음의 수학식 11과 12와 같이 표현된다.

수학식 11

$$r_3(t) = p_1(t) * s(t)$$

<51>

수학식 12

$$r_4(t) = p_2(t) * s(t)$$

<52>

<53> 진술한 바와 같이 스트레스에 의한 대상체의 압축률을 반영하여 송신펄스를 시간축 상에서 압축시킬 경우, 수신신호  $r_4(t)$ 는 다음의 수학식 13과 같이 표현된다.

수학식 13

$$r_4(t) = p_1(\alpha t) * s(t)$$

<54>

<55> 따라서, 수신신호  $r_4(t)$ 를 시간축 상에서 압축률( $\alpha$ )만큼 신장시켜주면 수신신호  $r_3(t)$ 가 된다. 매질에 가해지는 스트레스를 고려하여 스트레스가 가해질 때의 송신펄스를 압축률을 적용하여 형성하면, 스트레스를 가할 때 얻어지는 수신신호와 스트레스를 가하지 않을 때 얻어지는 수신신호의 상관도가 높아져 변형률 추정 성능이 향상된다. 즉, 수학식 12 및 13으로부터 수신신호  $r_3(t)$ ,  $r_4(t)$ 는 다음의 수학식 14와 같은 관계를 갖는다.

수학식 14

$$r_4(t/\alpha) = r_3(t)$$

<56>

<57> 수학식 14로부터 스트레스를 가할 때의 수신신호  $r_4(t)$ 를 시간축 상에서  $\alpha$ 만큼 신장시키면, 스트레스를 가하지 않을 때의 수신신호  $r_3(t)$ 와 같아진다. 따라서, 압축률( $\alpha$ )을 알면,  $|1-\alpha|$  값을 반영하여 변형률을 구할 수 있다.

<58> 한편, 인체 내에서 압축률은 보통 10% 이내이므로 본 발명에서와 같은 시간축으로 송신펄스를 압축함에 따라 스펙트럼이 넓어지기는 하지만, 변환자의 대역폭이 넓어 압축에 따른 영향은 크게 발생하지 않는다.

<59> 도 4는 본 발명의 제2 실시예에 따른 초음파 진단 시스템의 구성을 보이는 블록도이다. 초음파 진단 시스템(200)은 도 1에 보이는 초음파 진단 시스템의 구성에 측면 움직임 추정부(103)를 더 포함한다.

<60> 측면 움직임 추정부(103)는 전처리된 제1 수신신호와 제2 수신신호를 차례로 입력받고, 스트레스 따른 대상체의 움직임 변화를 추정한다. 스트레스가 가해질 때 인체 내 매질의 탄성이 불균일하여 측면 방향으로 반사체의 움직임이 나타난다. 이러한 측면 방향 움직임은 신호의 비상관도를 증가시키므로 계산 오차를 유발한다. 따라서 연속한 프레임 데이터에서 측면 방향 움직임을 계산하여 보상하여야 한다. 이러한 측면 방향 움직임 계산은 B-모드 영상에서 스펙클(speckle)의 패턴 정합(pattern matching) 방법이나 연속한 두 영상 데이터에서 인접 스캔 라인과의 상관도를 계산하여 움직임의 크기를 찾아낸다. 두 인접 프레임 신호에서 측면 방향 움직임이 관측되면, 움직인 부분에 대하여 변위를 계산한다.

- <61> 프로세서(60)는 측면 움직임 추정부(103)로부터 변위를 반영하여 전처리된 프레임 데이터로부터 대상체의 변형을 산출한다.
- <62> 초음파 진단 시스템(200)의 송신펄스 형성부(10), 프로브(20), 프레임 데이터 형성부(30), 저장부(40), 전처리부(50), 프로세서(60), 후처리부(70), 디스플레이부(80), 사용자 입력부(101) 및 스트레스 감지부(102)의 구성은 전술한 도 1의 초음파 진단 시스템(100)에서와 동일한 구성 및 기능을 가지므로 그 상세한 설명은 생략한다.
- <63> 본 발명이 바람직한 실시예를 통해 설명되고 예시되었으나, 당업자라면 첨부한 청구 범위의 사상 및 범주를 벗어나지 않고 여러 가지 변형 및 변경이 이루어질 수 있음을 알 수 있을 것이다.

**발명의 효과**

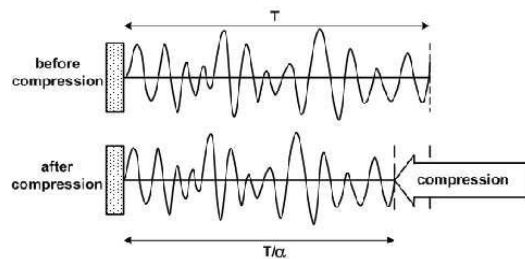
- <64> 본 발명은 스트레스를 가할 때와 가하지 않을 때 각기 다른 파형을 갖는 송신신호를 전송하여 스트레스 유무에 따라 변하는 수신신호 간의 상관도를 향상시킬 수 있다.
- <65> 또한, 주사선 마다 달라지는 압축률의 평균을 반영하여 탄성영상을 정규화시킴으로써 사용자의 주관적 성향에 의존하는 스트레스 크기 변화의 영향을 감소시킬 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

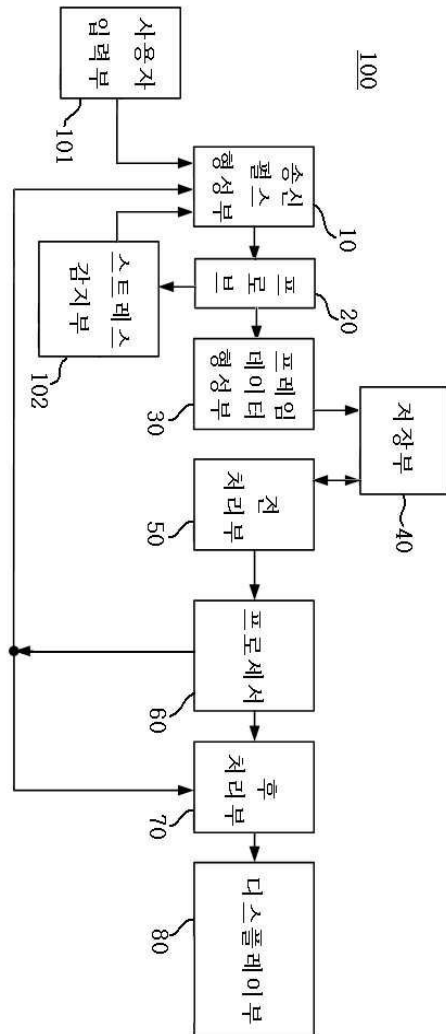
- <1> 도 1은 스트레스 유무에 따른 수신신호의 길이변화를 보이는 그래프.
- <2> 도 2는 본 발명의 제1 실시예에 따른 초음파 진단 시스템의 구성을 보이는 블록도.
- <3> 도 3은 도 2에 보이는 초음파 진단 시스템 내에 구비되는 프로브의 구성을 보이는 블록도.
- <4> 도 4는 본 발명의 제2 실시예에 따른 초음파 진단 시스템의 구성을 보이는 블록도.

**도면**

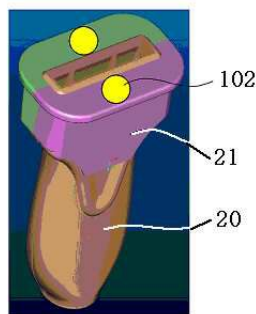
**도면1**



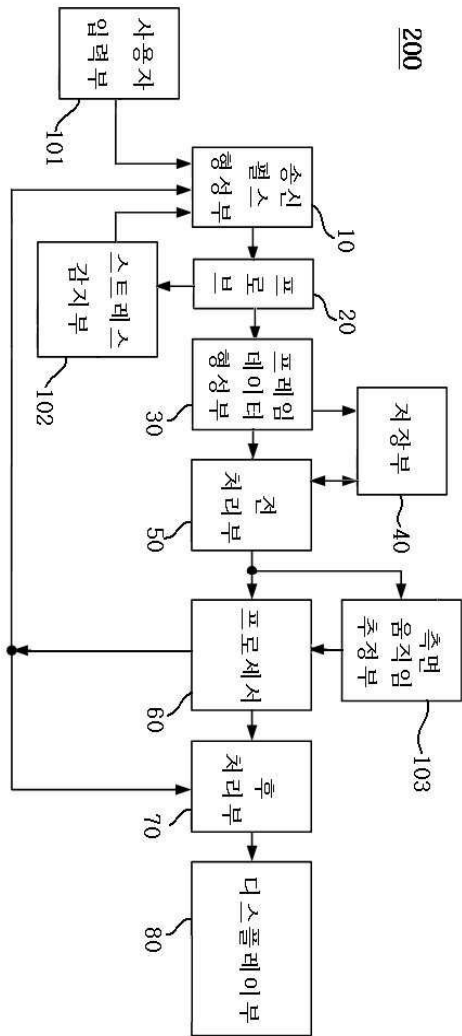
도면2



도면3



도면4



专利名称(译)	用于弹性成像的超声诊断系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR100898946B1</a>	公开(公告)日	2009-05-25
申请号	KR1020060007102	申请日	2006-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	JEONG MOK KUN 정목근 KWON SUNG JAE 권성재 YOON RA YOUNG 윤라영		
发明人	정목근 권성재 윤라영		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/102 G01S15/899 A61B8/485 G01S7/52042 A61B8/0858 A61B5/0048		
代理人(译)	CHU,晟敏		
其他公开文献	KR1020070077538A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了一种超声诊断系统和方法，用于在施加应力时和没有施加应力时精确地获得接收信号之间的相关性，并在客观条件下形成弹性图像。为此，当未对物体施加应力时形成第一传输脉冲，当施加应力时形成具有与第一传输脉冲的波形不同的波形的第二传输脉冲，以及第一传输脉冲和第二传输脉冲。形成相应的第一接收信号和第二接收信号，基于第一接收信号和第二接收信号计算对象的应变，估计压缩比，并基于此形成弹性图像。

