



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2012년03월07일
(11) 등록번호 10-1117544
(24) 등록일자 2012년02월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) A61B 8/08 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2010-0029812
(22) 출원일자 2010년04월01일
심사청구일자 2010년04월01일
(65) 공개번호 10-2011-0110471
(43) 공개일자 2011년10월07일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020080024327 A*
KR1020080086683 A*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
대진대학교 산학협력단
경기 포천시 선단동 산 11-1
(72) 발명자
정목근
서울특별시 노원구 한글비석로 480, 203동 907호
(상계동, 보람아파트)
권성재
서울특별시 강남구 언주로 117, 개포4차 우성아파트 9-612 (도곡동)
박정만
경기도 포천시 소흘읍 송우리 730-1 연봉마을 영화 A 103-1401
(74) 대리인
이영수, 이영탁

전체 청구항 수 : 총 4 항

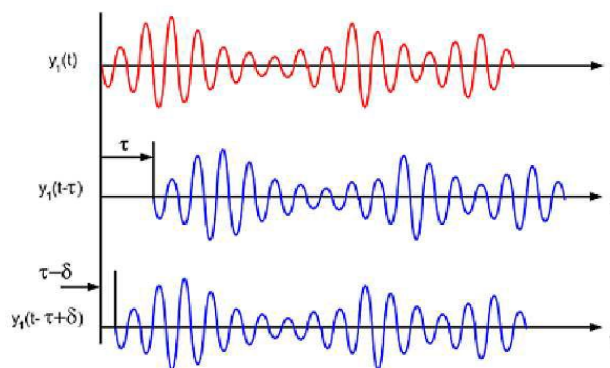
심사관 : 두소영

(54) 발명의 명칭 **탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템 및 방법**

(57) 요약

본 발명은 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템 및 방법에 관한 것으로서, 대상체에 힘이 가해지지 않을 때 초음파 송신펄스를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제1 수신신호를 형성하고, 대상체에 힘이 가해진 때에 같은 초음파 송신펄스를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제2 수신신호를 형성하는 초음파 수신신호 형성 단계와; 상기 제1 수신신호와 제2 수신신호의 위상차를 추정한 후, 이 추정된 위상차가 줄어드는 방향으로 제2 수신신호를 이동시켜 제3 수신신호를 형성하고, 상기 제1 수신신호와 상기 추정된 위상차만큼 이동된 제3 수신신호를 이용하여 변위를 계산하는 프로세싱 단계를 포함한다. 이에 따라, 초음파 진단을 위한 탄성영상의 형성 과정에서, 인체의 연조직과 같은 대상체에 힘을 가하는 때와 가하지 않은 때의 두 수신신호 간의 상관도를 보다 정밀하게 얻을 수 있도록 하는 변위 계산이 가능하면서도 종래의 장치를 복잡하게 추가 구성할 필요도 없고 불필요한 계산량이나 계산시간이 증가되지 않도록 할 수 있는 등의 효과를 제공한다.

대표도 - 도3



특허청구의 범위

청구항 1

탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템으로서,

대상체에 힘이 가해지지 않을 때 초음파 송신펄스를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제1 수신신호를 형성하고, 대상체에 힘이 가해진 때에 같은 초음파 송신펄스를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제2 수신신호를 형성하는 초음파 수신신호 형성부(10, 20, 30, 40, 50)와;

상기 제1 수신신호와 제2 수신신호의 위상차를 추정한 후, 이 추정된 위상차가 줄어드는 방향으로 제2 수신신호를 이동시켜 제3 수신신호를 형성하고, 상기 제1 수신신호와 상기 추정된 위상차만큼 이동된 제3 수신신호를 이용하여 변위를 계산하는 프로세서(60);를 포함하되,

상기 프로세서(60)가 변위를 계산하기 위하여 이용하는 상기 제1 내지 제3 수신신호는 초음파 수신 데이터인 RF 데이터 형식의 신호를 힐버트 변환기(Hibert transform)를 이용하여 생성한 복소수 신호인 것을 특징으로 하는 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템.

청구항 2

청구항 1에 있어서, 상기 대상체는 인간 또는 동물의 연조직인 것을 특징으로 하는 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템.

청구항 3

삭제

청구항 4

탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 방법으로서,

대상체에 힘이 가해지지 않을 때 초음파 송신펄스를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제1 수신신호를 형성하고, 대상체에 힘이 가해진 때에 같은 초음파 송신펄스를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제2 수신신호를 형성하는 초음파 수신신호 형성 단계와;

상기 제1 수신신호와 제2 수신신호의 위상차를 추정한 후, 이 추정된 위상차가 줄어드는 방향으로 제2 수신신호를 이동시켜 제3 수신신호를 형성하고, 상기 제1 수신신호와 상기 추정된 위상차만큼 이동된 제3 수신신호를 이용하여 변위를 계산하는 프로세싱 단계;를 포함하되,

상기 프로세싱 단계는, 상기 제1 내지 제3 수신신호를 초음파 수신 데이터인 RF 데이터 형식의 신호로부터 힐버트 변환기를 이용하여 복소수 신호로서 생성하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 방법.

청구항 5

청구항 4에 있어서, 상기 대상체는 인간 또는 동물의 연조직인 것을 특징으로 하는 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 방법.

청구항 6

삭제

명세서

기술분야

본 발명은 초음파 진단 시스템 및 방법에 관한 것으로서, 더 상세하게는 탄성영상 형성을 위한 변위 계산시 초음파의 RF 신호를 힐버트 변환을 이용하여 복소신호(complex signal)로 만든 뒤 자기상관(autocorrelation)을 계산하여 정밀한 변위 계산이 가능하도록 한 새로운 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템 및 방법에 관한

[0001]

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 할 수 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. 따라서 탄성영상법에 있어서 진단의 정확성을 위하여 중요한 것은 이 변위를 얼마나 정밀하게 측정할 수 있는냐에 달려 있다.
- [0004] 일반적으로 탄성영상법에서는 대상체에 힘을 가하지 않은 상태에서의 제1 수신신호와 힘을 가한 상태에서의 제2 수신신호를 비교한다. 제1 수신신호는 압축되지 않은 대상체로부터의 반사 초음파 신호이고, 제2 수신신호는 압축된 대상체로부터의 반사 초음파 신호이므로, 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 신장시켜야 한다.
- [0005] 통상적으로 탄성영상법에서, 힘을 가하지 않을 때나 힘을 가할 때에 동일한 파형의 펄스를 인체 내에 송신하기 때문에, 제2 수신신호를 신장시키면 반사체 간의 간격은 원래대로 회복되지만 송신펄스의 폭도 늘어나게 되므로, 변형을 추정에 악영향을 미쳐 제1 수신신호와 제2 수신신호의 상관성을 저하시키고, 이는 변위 측정의 정밀성 저하를 초래한다는 문제점이 있었다.
- [0006] 이러한 문제점을 해소하기 위하여, 예컨대 대한민국 특허 등록번호 10-0898946 "탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템 및 방법"의 등록공고에는, 대상에 스트레스가 가해지지 않을 때 제1 송신펄스를 송신하여 제1 수신신호를 얻고, 대상에 스트레스가 가해지고 있을 때 제1 송신펄스와는 다른 제2 송신펄스를 송신하여 제2 수신신호를 얻은 후, 이 제1 수신신호와 제2 수신신호를 이용하여 대상체의 변위를 계산하는 기술이 제안되어 있다. 그런데, 이는 힘을 가할 때와 힘을 가하지 않을 때 각각 서로 다른 형태의 송신펄스를 송신하기 위해서 복잡한 구성을 가지는 기계장치가 추가로 구성되어야 하므로 장비의 가격이 상승한다. 또한 여기서는 제1 송신펄스와 제2 송신펄스는 대상체의 압축률이나 평균 압축률을 적용하여 결정하게 되는데, 이 압축률이나 평균 압축률은 일방적인 추정값이거나 또는 동일한 송신펄스를 사용한 제1 수신신호와 제2 수신신호를 이용하여 측정한 값이어야 하므로, 대상체에 따라 압축률이나 평균 압축률이 달라지므로 결과적으로 탄성영상의 형성을 위한 과정에 걸리는 시간이 증가하게 된다.
- [0007] 따라서 초음파 진단을 위한 탄성영상의 형성 과정에서, 인체의 연조직과 같은 대상체에 힘을 가하는 때와 가하지 않은 때의 두 수신신호 간의 상관도를 보다 정밀하게 얻을 수 있도록 변위 계산이 가능하면서도 종래의 장치를 복잡하게 추가 구성할 필요도 없고 진단 시간이 증가되지 않도록 할 수 있는 새로운 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템 및 방법에 대한 절실한 요구가 여전히 존재한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0008] 본 발명은 상술한 종래의 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, 인체의 연조직과 같은 대상체에 힘을 가하는 때와 가하지 않은 때의 두 수신신호 간의 상관도를 보다 정밀하게 얻을 수 있도록 하는 변위 계산이 가능하면서도 종래의 장치를 복잡하게 추가 구성할 필요도 없고 불필요한 계산량이나 계산시간이 증가되지 않도록 할 수 있는 새로운 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템 및 방법을 제공하는 것을 그 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

- [0009] 상기 목적은 본 발명에 따라 제공되는 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템 및 방법에 의하여 달성된다.
- [0010] 본 발명의 일 양상에 따라 제공되는 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템은, 대상체에 힘이 가해지지 않을 때 초음파 송신펄스를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제1 수신신호를 형성하고, 대상체에 힘이 가해진 때에 같은 초음파 송신펄스를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제2 수신신호를 형성하는 초음파 수신신호 형성부와; 상기 제1 수신신호와 제2 수신신호의 위상차를 추정한 후, 이 추정된 위상차가 줄어드는 방향으로 제2 수신신호를 이동시켜 제3 수신신호를 형성하고, 상기 제1 수신신호와 상기 추정된 위상차만큼 이동된 제3 수신신호를 이용하여 변위를 계산하는 프로세서를 포함한다.
- [0011] 여기서 상기 대상체는 인간 또는 동물의 연조직인 것이 바람직하다.
- [0012] 일 실시예에 있어서, 상기 프로세서(60)가 변위를 계산하기 위하여 이용하는 상기 제1 내지 제3 수신신호는 초음파 수신 데이터인 RF 데이터 형식의 신호를 힐버트 변환기(Hibert transform)를 이용하여 생성한 복소수 신호이다.
- [0013] 또한 본 발명의 다른 양상에 따라 제공되는 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 방법은, 대상체에 힘이 가해지지 않을 때 초음파 송신펄스를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제1 수신신호를 형성하고, 대상체에 힘이 가해진 때에 같은 초음파 송신펄스를 송신하여 반사된 초음파 신호로 제2 수신신호를 형성하는 초음파 수신신호 형성 단계와; 상기 제1 수신신호와 제2 수신신호의 위상차를 추정한 후, 이 추정된 위상차가 줄어드는 방향으로 제2 수신신호를 이동시켜 제3 수신신호를 형성하고, 상기 제1 수신신호와 상기 추정된 위상차만큼 이동된 제3 수신신호를 이용하여 변위를 계산하는 프로세싱 단계를 포함한다.
- [0014] 일 실시예에 있어서, 상기 프로세싱 단계는, 상기 제1 내지 제3 수신신호를 초음파 수신 데이터인 RF 데이터 형식의 신호로부터 힐버트 변환기를 이용하여 복소수 신호로서 생성하는 단계를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0015] 상술한 구성을 가지는 본 발명에 따른 탄성영상 형성을 위한 초음파 시스템 및 방법은, 초음파 진단을 위한 탄성영상의 형성 과정에서, 인체의 연조직과 같은 대상체에 힘을 가하는 때와 가하지 않은 때의 두 수신신호 간의 상관도를 보다 정밀하게 얻을 수 있도록 하는 변위 계산이 가능하면서도 종래의 장치를 복잡하게 추가 구성할 필요도 없고 불필요한 계산량이나 계산시간이 증가되지 않도록 할 수 있는 등의 효과를 제공한다.

도면의 간단한 설명

- [0016] 도 1은 일반적인 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템의 기능적인 구성을 개략적으로 보여주는 블록도.
- 도 2는 본 발명에 따른 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템에서 채용하는 변위 계산 모델을 보여주는 흐름도.
- 도 3은 본 발명에 따른 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 시스템에서 채용하는 변위 계산에서 사용하는 신호의 형태를 보여주는 그래프.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0017] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명을 구체적인 예를 들어 설명하면 다음과 같다.
- [0018] 도 1에, 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단 방법을 실행할 수 있는 탄성영상 형성을 위한 초음파 진단시스템(100)의 개략적인 구성이 도시되어 있다.
- [0019] 초음파 진단 시스템(100)은, 초음파 수신신호를 형성하기 위한 구성요소들로서, 송신펄스 형성부(10), 프로브(20), 프레임 데이터 형성부(30), 저장부(40), 및 진처리부(50)를 포함할 수 있다. 이들에 의하여 초음파 수신신호가 형성되면, 이 초음파 수신신호를 프로세싱하여 초음파 영상으로 형성하기 위한 작업이 이루어지는데, 이는 프로세서(6) 및 후처리부(70)에 의하여 처리된다. 후처리부(70)에서 형성된 초음파 영상은 디스플레이부(80)에 의하여 영상으로 표현될 수 있다.
- [0020] 송신펄스 형성부(10)는 대상체에 힘이 가해지지 않을 때와 힘(스트레스)이 가해질 때 모두 동일한 초음파 펄스를 형성한다. 이 초음파 펄스는 B-모드 초음파 영상을 위한 광대역 초음파 펄스이다. 대상체는 인간 또는 동물의 연조직 내의 매질 및 종양과 같은 반사체 등을 포함할 수 있다.

- [0021] 프로브(20)는 송신펄스 형성부(10)에서 형성된 초음파 펄스를 초음파 송신신호로서 각각 대상체에 전달하고, 대상체로부터 입력되는 초음파 에코신호에 기초하여 대상체에 힘이 가해지지 않을 때의 제1 초음파 수신신호 및 대상체에 힘이 가해질 때의 제2 초음파 수신신호를 형성한다.
- [0022] 프레임 데이터 형성부(30)는 프로브(20)에서 형성된 제1 초음파 수신신호 및 제2 초음파 수신신호를 집속하여 각각 대응하는 프레임 데이터를 형성한다. 이 프레임 데이터는 RF 데이터 형식을 갖는다.
- [0023] 저장부(40)는 프레임 순으로 프레임 데이터를 저장한다. 이때 제1 초음파 수신신호에 의해 형성된 프레임 데이터는 제1 프레임 데이터로서, 제2 초음파 수신신호에 의해 형성된 프레임 데이터는 제2 프레임 데이터로서 저장된다.
- [0024] 전처리부(40)는 저장부(40)에 저장되어 있는 제1 및 제2 프레임 데이터를 추출하여 제1 수신신호 및 제2 수신신호로서 가공 처리한다. 제1 수신신호 및 제2 수신신호는 RF 신호 형식을 갖는다. 전처리부(40)에서는, 추출된 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 예컨대 로그 압축하여 진폭을 키우거나, 노이즈에 의한 오차를 감소시키기 위하여 필터링을 행하는 등의 전처리 과정을 거칠 수 있다.
- [0025] 프로세서(60)는 전처리된 RF 수신신호들 즉 제1 수신신호와 제2 수신신호로부터 변위를 계산하고, 이를 토대로 대상체의 변형율을 산출한다. 본 발명에 따른 변위 계산과정은 이 프로세서(60)에 의하여 수행될 수 있다.
- [0026] 후처리부(70)는 프로세서(60)에서 산출된 변형율을 정규화하고 노이즈를 감소시키기 위한 필터링 등의 처리를 한 후 탄성영상 데이터를 형성할 수 있다.
- [0027] 디스플레이부(80)에서는 후처리부(70)로부터 입력된 탄성 영상 데이터를 디스플레이할 수 있다.
- [0028] 위와 같이 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 시스템은, 초음파 수신신호 형성부(10, 20, 30, 40, 50)에서 형성된, 인체의 연조직과 같은 대상체에 힘이 가해지지 않을 때 초음파 송신펄스를 송신하여 반사된 초음파 신호에 의한 제1 수신신호와, 대상체에 힘이 가해질 때에 같은 초음파 송신펄스를 송신하여 반사된 초음파 신호에 의한 제2 수신신호를 이용하여 탄성영상을 형성하는 초음파 진단 시스템이다.
- [0029] 특히, 본 발명은 프로세서(60)의 변위계산 과정에서 더욱 정밀한 변위 계산이 가능하도록 하기 위하여, 제1 및 제2 수신신호를 힐버트 변환기를 이용하여 복소수 신호로 만드는 과정과 신호를 이동시켜서 상관도를 증가시키는 과정을 포함한다. 즉 본 발명에 따라, 제1 수신신호와 제2 수신신호의 위상차를 추정한 후, 이 추정된 위상차가 줄어드는 방향으로 제2 수신신호를 이동시켜 제3 수신신호를 형성하고, 그 다음에 제1 수신신호와 상기 추정된 위상차만큼 이동된 제3 수신신호를 이용하여 변위를 계산한다는 특징을 가진다.
- [0030] 탄성영상법에서 가장 중요한 과정은, 연조직에 힘을 가하여 모양을 변형시키면서 변형 전과 후의 연조직에서 얻은 초음파 데이터를 비교하여 연조직의 변형 전과 후의 움직임의 크기 즉 변위를 측정하는 과정이다. 따라서 탄성 영상을 얻기 위한 계산에서 중요한 알고리즘은 움직임의 크기인 변위의 측정을 위한 알고리즘이다.
- [0031] 본 발명은 RF(radio frequency) 데이터를 그대로 이용한다는 특징을 가진다. RF 데이터는 복소수 신호 처리와 같은 가공 과정을 거치지 않은 초음파 수신데이터를 말한다. 일반적으로 초음파 영상을 만들 때, RF 데이터를 가공하여 저주파 대역으로 내린 복소수 신호 IQ 데이터(In-phase, Quadrature-phase component data)를 만든 다음에, 이 복소수 신호 IQ 데이터를 이용하여 초음파 영상을 형성하게 된다. 종래에는 탄성영상법에서의 변위 계산시 초음파 영상을 형성하기 위한 복소수 신호인 IQ 데이터를 이용하여 변위를 계산하는 것이 일반적이었다.
- [0032] 종래와는 달리 본 발명에 따르면, 초음파 영상용으로 가공하기 전인 RF 데이터를 그대로 이용한다. 즉 초음파 영상을 만들기 위한 복소수 신호가 아니라, 변위 계산에 최적화된 새로운 복소수 신호 즉 힐버트 변환기(Hibert transform)를 이용하여 만든 복소수 신호를 만든 다음에, 이 힐버트 변환기로 만든 복소수 신호를 이용하고 자기상관(autocorrelation) 과정을 통해 변위를 계산한다는 특징을 가진다. 이렇게 하면 종래 초음파 영상용 복소수 신호를 이용하는 방식보다 더 정밀한 변위 계산이 가능해진다.
- [0033] 이하에서는 본 발명에 따라 자기상관을 이용한 변위 계산 알고리즘을 소개한다. 변위의 계산은 수신된 초음파 RF 신호의 위상 정보를 이용하기 위하여 힐버트 변환기를 이용하여 해석신호(analytic signal)로 변환시킨다. 두 신호의 변위는 자기상관을 계산하여 위상 차이를 구한 뒤 계산하였다. 변위를 가지는 신호 모델은 선형 지연을 갖는 전역통과필터로 모델링할 수 있다(도 2 참조)

[0034] 변위 계산에서 기준이 되는 초음파 신호를 $y(t)=r(t)\cos(\omega_0 t+\phi(t))$ 로 표현할 수 있고, 시간 축에서 τ

만큼 이동된 후의 신호 $y(t-\tau)$ 를 힐버트 필터링(Hilbert filtering)하여 얻은 복소 RF 신호는 다음 수학적 식 1과 같다.

수학적 식 1

$$y_{1o}(t) = r(t)e^{j(\omega_0 t + \phi(t))}$$

$$y_{2o}(t) = y_{1o}(t-\tau) = r(t-\tau)e^{j(\omega_0(t-\tau) + \phi(t-\tau))}$$

여기서, $y_{1o}(t)$ 은 제1 수신신호, $y_{2o}(t)$ 는 제2 수신신호, $r(t)$ 는 포락선이며, ω_0 는 중심주파수이며, τ 는 시간 지연, $\phi(t)$ 는 기저 대역 신호의 위상에 해당한다. 일반적인 인체에서의 초음파 신호는 감쇄에 의하여 중심주파수가 깊이에 따라서 낮아진다. 이를 모델링하기 위하여 중심주파수 편이를 $\Delta\omega$ 라고 하고 이를 고려하면 수학적 식 1은 다음 수학적 식 2와 같이 수정될 수 있다.

수학적 식 2

$$y_1(t) = r(t)e^{j((\omega_0 - \Delta\omega)t + \phi(t))}$$

$$y_2(t) = y_1(t-\tau) = r(t-\tau)e^{j((\omega_0 - \Delta\omega)(t-\tau) + \phi(t-\tau))}$$

두 신호의 위상 차이는 자기상관 계산으로부터 다음 수학적 식 3과 같다.

수학적 식 3

$$\Delta\Phi = \arg \langle y_1(t) Y_2^*(t) \rangle = (\omega_0 - \Delta\omega)\tau + \phi(t) - \phi(t-\tau)$$

여기서 \arg 는 위상을 구하는 함수이며 $\langle Y \rangle$ 는 상관도를 계산하는 함수이다. 수학적 식 3에서 시간 지연 τ 가 작을 경우 기저 신호의 위상항은 테일러 급수의 1차 전개를 하면 다음 수학적 식 4와 같이 근사된다.

수학적 식 4

$$\phi(t-\tau) \approx \phi(t) - \tau\phi'(t)$$

따라서 변위는 다음 수학적 식 5와 같이 된다.

수학식 5

$$\tau = \frac{X\Phi}{w_0 - \Delta w + \phi'(t)}$$

[0043]

[0044]

도 3은 비상관도를 고려한 변위 계산에서 신호의 이동을 보여주는 그래프이다. 비상관도를 고려하지 않는 변위 계산은 이동 전, 후의 같은 위치에서 윈도우 안에 있는 데이터의 위상 차이만을 계산하게 된다. 따라서 변위

τ 가 큰 경우 비교하고자 하는 깊이에서 두개의 신호의 모양이 달라져 비상관도가 큰 데이터를 이용하여 계산하게 되므로 계산 오차가 커진다. 이를 극복하기 위하여 본 발명에 따르면, 도 3에서와 같이 두 신호, 즉 제1 수신신호와 제2 수신신호 사이의 변위 τ 를 추정된 뒤 위상차가 줄어드는 방향으로 신호를 먼저 이동시킨 제3 수신신호 $y_2(t+\delta)$ 를 형성한 후, 제1 수신신호와 이 제3 수신신호를 이용하여 다시 변위를 계산한다. 압축 후

의 신호 즉 제2 수신신호의 $y_2(t)$ 에 위상차를 줄이기 위해 인접한 이전의 윈도우에서 구한 변위값을 추정값 δ 로 사용한다. 위상차가 줄어드는 방향으로 이동시킨 압축 후의 복소 신호 즉 제3 수신신호는 다음 수학식 6과 같이 된다.

수학식 6

$$y_2(t+\delta) = r(t-\tau+\delta)e^{j((w_0-\Delta w)(t-\tau+\delta)+\phi(t-\tau+\delta))}$$

[0045]

[0046]

그리고 압축 전 신호 즉 제1 수신신호와 이동된 압축 후의 신호 즉 제3 수신신호에 대한 위상 차이는 상관도 계산으로부터 다음 수학식 7과 같이 된다.

수학식 7

$$\Delta\Phi_\delta = \arg[\langle y_1(t) \Upsilon y_2^*(t+\delta) \rangle]$$

[0047]

[0048]

이를 테일러 급수의 1차 근사를 하면 $\phi(t) - \phi(t-\tau+\delta) \approx (\tau-\delta)\phi'(t)$ 가 되므로 수학식 7은 다음 수학식 8과 같이 된다.

수학식 8

$$\tau = \frac{X\Phi_\delta}{w_0 - \Delta w + \phi'(t)} + \delta$$

[0049]

[0050] 수학식 8에서, 주파수 편이 $\Delta\omega$ 는 다음과 같이 계산한다. 먼저 $y_1(t)$ 를 T 만큼 이동시킨 신호를 구하면 수학식 9와 같이 표현될 수 있다.

수학식 9

[0051]
$$y_1(t+T) = r(t+T)e^{j((\omega_o - \Delta\omega)(t+T) + \phi(t+T))}$$

[0052] 아래와 같이 자기상관을 구하여 위상을 계산하면 수학식 9는 수학식 10으로 된다.

수학식 10

[0053]
$$\begin{aligned} \Delta\Phi_T &= \arg \langle y_1(t) Y_1^*(t+T) E^{j\omega_o T} \rangle \\ &= \Delta\omega T + \phi(t) - \phi(t+T) \end{aligned}$$

[0054] 다시 테일러 급수 근사 $\phi(t+T) \approx \phi(t) + T\phi'(t)$ 를 이용하여 수학식 10을 간략화하면 다음 수학식 11과 같이 된다.

수학식 11

[0055]
$$\Delta\Phi_T \approx \Delta\omega T - T\phi'(t)$$

[0056] 가 된다. 다시 정리하면 아래 수학식 12와 같이 구해진다.

수학식 12

[0057]
$$\Delta\omega - \phi'(t) = \frac{\Delta\Phi_T}{T}$$

[0058] 이를 수학식 8에 대입하면 다음 수학식 13과 같이 표현할 수 있다.

수학식 13

[0059]
$$\tau = \frac{\omega_o - \frac{\Delta\Phi_T}{T}}{\omega_o - \frac{\Delta\Phi_T}{T}} + \delta$$

[0060] 만일 $\tau \neq \delta$ 가 되면, 수학식 13은 아래 수학식 14로 근사된다.

수학식 14

[0061]
$$\phi(t) - \phi(t - \tau + \delta) \neq 0$$

[0062] 그러므로, 수학식 8은 최종적으로 수학식 15로 근사된다.

수학식 15

[0063]
$$\tau = \frac{\Delta \Phi_{\delta}}{\omega_0 - \Delta \omega} + \delta$$

[0064] 이렇게 대상체에 힘을 가하기 전과 후의 제1 수신신호 및 제2 수신신호의 위상차를 추정된 후, 제2 수신신호를 추정된 위상차가 줄어드는 방향으로 신호를 이동시켜 얻은 제3 수신신호를 형성하고, 그 다음에 제1 수신신호와 제3 수신신호를 이용하여 변위를 계산하면 신호들 사이의 상관도가 높아질 수 있고 디코릴레이션 (decorrelation)을 줄일 수 있어서 좀 더 정밀한 변위를 계산할 수 있다.

[0065] 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.

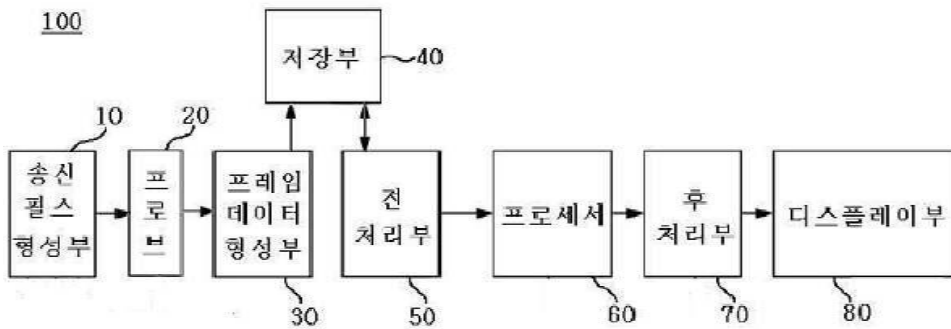
[0066] 이상에서 설명한 바와 같이 본 발명은, 유방이나 전립선과 같은 인체의 연조직 내에 발생하는 종양의 발견을 위한 초음파 진단 분야 등에서 널리 이용가능하다.

부호의 설명

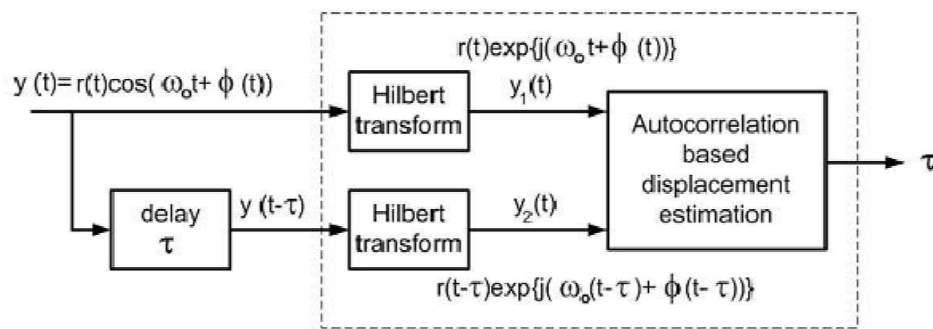
- [0067] 10 : 송신펄스 형성부
 20 : 프로브
 30 : 프레임 데이터 형성부
 40 : 저장부
 50 : 전처리부
 60 : 프로세서
 70 : 후처리부
 80 : 디스플레이부
 100 : 초음파 진단 시스템

도면

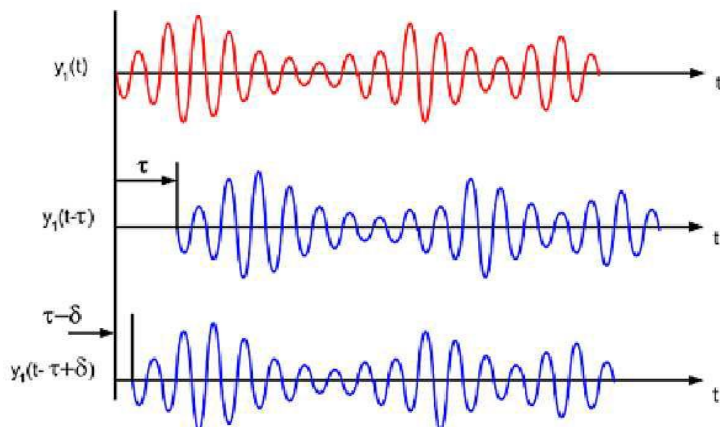
도면1



도면2



도면3



专利名称(译)	标题：超声诊断系统和形成弹性图像的方法		
公开(公告)号	KR101117544B1	公开(公告)日	2012-03-07
申请号	KR1020100029812	申请日	2010-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	天津UNIV%用于教育INDAL合作		
申请(专利权)人(译)	天津大学学术合作		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学学术合作		
[标]发明人	JEONG MOK KUN 정목근 KWON SUNG JAE 권성재 PARK JEONG MAN 박정만		
发明人	정목근 권성재 박정만		
IPC分类号	A61B A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 G01S7/52025		
代理人(译)	LEE YOUNG SU 李凤英议员		
其他公开文献	KR1020110110471A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

当本发明涉及超声诊断系统和方法，用于形成在所述弹性图像，形成了第一接收信号通过发送当支撑施加力到对象的超声波发送脉冲反射的超声波信号，并经受的力在所述目标对象一种超声波接收信号形成步骤，用于发送相同的超声波发送脉冲并利用反射的超声波信号形成第二接收信号；中，减小方向的相位差的估计，通过移动第二接收信号以形成第三接收信号中的第一接收信号和第二估计的信号之间的相位差之后接收，所述第一接收信号和估算的相位差并且使用由第二接收信号移位的第三接收信号计算位移。因此，在形成用于超声诊断的弹性图像的，但是，其允许更精确地获得在时间的两个接收信号之间的相关性不受到施加力到物体时，例如人的身体软组织的计算可以是常规的位移不需要以复杂的方式另外配置本发明的装置，并且可以防止不必要的计算量和计算时间增加。

