



(19)대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。 Int. Cl. A61B 8/00 (2006.01)	(45) 공고일자 2007년02월26일
	(11) 등록번호 10-0686288
	(24) 등록일자 2007년02월15일

(21) 출원번호 10-2005-0109477	(65) 공개번호 10-2007-0013981
(22) 출원일자 심사청구일자 2005년11월16일 2005년11월16일	(43) 공개일자 2007년01월31일

(30) 우선권주장      1020050068251      2005년07월27일      대한민국(KR)

(73) 특허권자      주식회사 메디슨  
강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자      윤라영  
서울 관악구 봉천6동 100-171

권성재  
서울 동대문구 청량리1동 미주아파트 4-902

배무호  
서울 송파구 신천동 장미아파트 19-808

정목근  
서울 노원구 상계9동 보람아파트 209-1004

(74) 대리인      주성민  
백만기

(56) 선행기술조사문헌  
JP20020010399 A1      JP2004057652 A  
\* 심사관에 의하여 인용된 문헌

심사관 : 김태훈

전체 청구항 수 : 총 6 항

(54) 탄성영상신호의 비상관도를 감소시켜 초음파 영상을 형성하는 방법

(57) 요약

본 발명은 시간 또는 공간에 따라 변화하는 탄성영상 신호의 비상관도를 감소시켜 영상을 구현하는 초음파 영상 형성 방법을 제공한다. 특히 본 발명은, 실시간 초음파 의료용 영상에서 조직의 단단한 정도를 측정하는 기술인 탄성 영상법(Elastography)에서 압축 전, 후의 신호 사이에 비상관도를 감소시켜 지연시간 추정 오차를 줄여 영상을 형성하는 방법을 제공한다. 특히, 대상체의 깊이에 따라 달라지는 중심 주파수의 변화를 보상하고, 계산오차를 유발하는 탄성영상 신호 간의 비상관도를 감소시켜 탄성 영상을 구현하는 초음파 영상 형성 방법을 제공한다.

대표도

도 4

특허청구의 범위

청구항 1.

대상체로부터 반사되는 초음파 신호로부터 얻은 제1 수신신호 및 제2 수신신호-상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호 사이의 지연시간은 대상체의 깊이에 따라 달라짐-를 입력받는 단계;

제1 수신신호 및 제2 수신신호 사이의 제1 지연시간을 추정하는 단계;

상기 제1 수신신호와 제2 수신신호 중 선택된 어느 하나를 상기 추정된 제1 지연시간 만큼 이동시키는 단계;

상기 이동이 완료된 후, 이동된 신호와 이동되지 않은 신호 사이의 제2 지연시간을 구하는 단계;

상기 추정된 제1 지연시간 및 상기 제2 지연시간에 근거하여 상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호의 제3 지연시간을 계산하는 단계; 및

상기 제3 지연시간에 기초하여 상기 대상체의 초음파 영상을 형성하는 단계를 포함하는 초음파 영상 형성 방법.

청구항 2.

압축되지 않은 대상체에서 반사된 초음파 신호로부터 얻어진 제1 수신신호와 압축된 대상체에서 반사된 초음파 신호로부터 얻어진 제2 수신신호-상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호 사이의 지연시간은 대상체의 깊이에 따라 변하며, 제1 수신신호 및 제2 수신신호는 다수의 영역으로 분할됨-를 입력받는 단계;

제1 영역에서 상기 제1 수신신호와 제2 수신신호의 위상차로부터 제1 지연시간을 추정하는 단계;

상기 제1 영역에 인접한 제2 영역의 상기 제1 수신신호 및 상기 제2 수신신호 중 선택된 어느 하나를 상기 추정된 제1 지연시간 만큼 이동시키는 단계;

상기 이동이 완료된 후, 상기 제2 영역 내에서 상관도를 이용하여 이동된 신호와 이동되지 않은 신호 사이의 제2 지연시간을 계산하는 단계; 및

상기 추정된 제1 지연시간 및 상기 계산된 제2 지연시간에 근거하여 상기 제2 영역에서 제1 수신신호와 제2 수신신호로부터 제3 지연시간을 계산하는 단계;

상기 제3 지연시간에 기초하여 상기 대상체의 초음파 영상을 형성하는 단계를 포함하는 초음파 영상 형성 방법.

청구항 3.

제 2 항에 있어서,

상기 제1 영역은 상기 제2 영역보다 상대적으로 대상체의 깊이가 얇은 영역에 대응하는, 초음파 영상 형성 방법.

청구항 4.

압축되지 않은 대상체에서 반사된 초음파 신호로부터 얻어진 제1 수신신호와 압축된 대상체에서 반사된 초음파 수신신호로부터 얻어진 제2 수신신호-상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호 사이의 지연시간은 대상체의 깊이에 따라 변하고, 상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호는 다수의 영역으로 분할되며, 상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호는 위상함수로 표현됨-을 얻는 단계;

제1 영역에서 제1 수신신호와 제2 수신신호의 위상차로부터 제1 지연시간을 추정하는 단계;

상기 제1 영역에 인접한 제2 영역의 상기 제1 수신신호 및 상기 제2 수신신호 중 선택된 어느 하나를 상기 추정된 제1 지연시간 만큼 이동시키는 단계;

상기 이동이 완료된 후, 상기 제2 영역 내에서 상관도를 이용하여 이동된 신호와 이동되지 않은 신호 사이의 상관도를 구하는 단계;

상기 상관도로부터 상기 이동된 신호와 이동되지 않은 신호 사이의 제2 지연시간을 계산하는 단계;

상기 제1 수신신호와 상기 제2 수신신호 중 어느 하나의 위상함수를 미분하여 순시주파수를 구하는 단계;

상기 추정된 제1 지연시간, 상기 계산된 제2 지연시간 및 상기 순시주파수를 이용하여 상기 제2 영역내에서 제1 수신신호와 제2 수신신호로부터 제3 지연시간을 계산하는 단계; 및

상기 제3 지연시간에 기초하여 상기 대상체의 초음파 영상을 형성하는 단계를 포함하는 초음파 영상 형성 방법.

## 청구항 5.

제 3 항에 있어서,

상기 순시주파수는 대상체의 깊이에 따라 변하는 주파수인, 초음파 영상 형성 방법.

## 청구항 6.

제 3 항에 있어서,

상기 제1 영역은 상기 제2 영역보다 상대적으로 대상체의 깊이가 얇은 영역에 대응하는, 초음파 영상 형성 방법.

명세서

## 발명의 상세한 설명

### 발명의 목적

#### 발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파 신호를 이용한 영상 형성 방법에 관한 것으로서, 시간 또는 공간에 따라 변화하는 탄성영상 신호의 비상관도를 감소시켜 영상을 구현하는 초음파 영상 형성 방법에 관한 것이다.

초음파 영상 형성 장치는 초음파 신호를 진단하고자 하는 대상체, 예를 들어 인체를 향하여 송신하고 반사된 초음파 신호로부터 대상체의 영상을 얻어 표시하는 장치로서, 의료 분야에서 널리 사용되고 있다.

초음파 영상은 조직 사이의 임피던스 차이에 의한 반사계수를 이용하는 B-모드(B-mode)로써 주로 표현된다. 그러나, 종양이나 암조직과 같이 주위의 조직과 비교하여 반사계수가 차이 나지 않는 부분은 초음파 영상에서 관찰이 쉽지 않다. 이에 반하여, 조직의 기계적인 특성을 영상화하는 탄성영상기법은 B-모드(B-mode) 영상에서 진단할 수 없는 조직의 기계적인 성질을 영상화하므로 병변의 진단에 큰 도움을 준다.

탄성 영상법은, 초음파 진단장치로부터 입력되는 RF 수신 데이터를 이용하여 상호상관 (cross correlation) 계수를 구하는 방법과 복소수의 기저대역 신호를 이용하여 자기상관(autocorrelation) 계수를 계산하고 위상차로부터 변위를 계산하는 방법으로 나눌 수 있다. 후자는 기저대역 신호를 이용함에 따라 RF 수신 데이터를 이용하는 경우보다 적은 량의 데이터를 계산할 수 있어 계산 속도를 증가시킬 수 있는 장점이 있다. 그러나, 자기상관법을 통해 계산되는 값은 시간에 대한 값이 아니라 위상의 값이므로 이를 다시 시간으로 변화하는 과정이 필요하다. 위상 값을 시간 값으로 변화시키기 위해 초음파 송신 신호의 중심 주파수를 이용한다. 중심 주파수는 대상체의 깊이에 따라 달라지므로 고정하여 사용할 경우 오차가 발생한다. 또한 자기상관으로 위상을 계산하는 경우, 두 신호 사이의 위상 차가 초음파 송신 신호 파장의 1/2 보다 크면 엘리어싱(aliasing)이 발생하므로 이를 보상하기 위한 과정이 추가적으로 필요하다. 아울러, 대상체의 깊이가 증가할수록 위상차가 커지므로 비교하고자 하는 신호의 모양이 달라져 비상관도(de-correlation)가 큰 데이터를 사용하게 되므로 오차가 커진다.

### 발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본 발명은 시간 또는 공간에 따라 변화하는 탄성영상 신호의 비상관도를 감소시켜 영상을 구현하는 초음파 영상 형성 방법을 제공한다. 특히 본 발명은, 조직의 단단한 정도를 측정하는 기술인 탄성 영상법(Elastography)에서 압축 전, 후의 신호 사이에 비상관도를 감소시켜 변위 추정 오차, 즉 지연시간 추정오차를 줄여 실시간 초음파 의 의료용 영상을 형성하는 방법을 제공한다. 특히, 대상체의 깊이에 따라 달라지는 중심 주파수의 변화를 보상하고, 계산오차를 유발하는 탄성영상 신호 간의 비상관도를 감소시켜 탄성 영상을 구현하는 초음파 영상 형성 방법을 제공한다.

### 발명의 구성

본 발명의 일 양태에 따른 초음파 영상 형성 방법은, 대상체로부터 반사되는 초음파 신호로부터 얻은 제1 수신신호 및 제2 수신신호-상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호 사이의 지연시간은 대상체의 깊이에 따라 달라짐-를 입력받는 단계; 제1 수신신호 및 제2 수신신호 사이의 제1 지연시간을 추정하는 단계; 상기 제1 수신신호와 제2 수신신호 중 선택된 어느 하나를 상기 추정된 제1 지연시간 만큼 이동시키는 단계; 상기 이동이 완료된 후, 이동된 신호와 이동되지 않은 신호 사이의 제2 지연시간을 구하는 단계; 상기 추정된 제1 지연시간 및 상기 제2 지연시간에 근거하여 상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호의 제3 지연시간을 계산하는 단계; 및 상기 제3 지연시간에 기초하여 상기 대상체의 초음파 영상을 형성하는 단계를 포함한다.

본 발명의 다른 양태에 따른 초음파 영상 형성 방법은, 압축되지 않은 대상체에서 반사된 초음파 신호로부터 얻어진 제1 수신신호와 압축된 대상체에서 반사된 초음파 신호로부터 얻어진 제2 수신신호-상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호 사이의 지연시간은 대상체의 깊이에 따라 변하며, 제1 수신신호 및 제2 수신신호는 다수의 영역으로 분할됨-를 입력받는 단계; 제1 영역에서 상기 제1 수신신호와 제2 수신신호의 위상차로부터 제1 지연시간을 추정하는 단계; 상기 제1 영역에 인접한 제2 영역의 상기 제1 수신신호 및 상기 제2 수신신호 중 선택된 어느 하나를 상기 추정된 제1 지연시간 만큼 이동시키는 단계; 상기 이동이 완료된 후, 상기 제2 영역 내에서 상관도를 이용하여 이동된 신호와 이동되지 않은 신호 사이의 제2 지연시간을 계산하는 단계; 및 상기 추정된 제1 지연시간 및 상기 계산된 제2 지연시간에 근거하여 상기 제2 영역에서 제1 수신신호와 제2 수신신호로부터 제3 지연시간을 계산하는 단계; 상기 제3 지연시간에 기초하여 상기 대상체의 초음파 영상을 형성하는 단계를 포함한다.

본 발명의 또 다른 양태에 따른 초음파 영상 형성 방법은, 압축되지 않은 대상체에서 반사된 초음파 신호로부터 얻어진 제1 수신신호와 압축된 대상체에서 반사된 초음파 수신신호로부터 얻어진 제2 수신신호-상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호 사이의 지연시간은 대상체의 깊이에 따라 변하고, 상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호는 다수의 영역으로 분할되며, 상기 제1 수신신호 및 제2 수신신호는 위상함수로 표현됨-을 얻는 단계; 제1 영역에서 제1 수신신호와 제2 수신신호의 위상차로부터 제1 지연시간을 추정하는 단계; 상기 제1 영역에 인접한 제2 영역의 상기 제1 수신신호 및 상기 제2 수신신호 중 선택된 어느 하나를 상기 추정된 제1 지연시간 만큼 이동시키는 단계; 상기 이동이 완료된 후, 상기 제2 영역 내에서 상관도를 이용하여 이동된 신호와 이동되지 않은 신호 사이의 상관도를 구하는 단계; 상기 상관도로부터 상기 이동된 신호와 이동되지 않은 신호 사이의 제2 지연시간을 계산하는 단계; 상기 제1 수신신호와 상기 제2 수신신호 중 어느 하나의 위상

함수를 미분하여 순시주파수를 구하는 단계; 상기 추정된 제1 지연시간, 상기 계산된 제2 지연시간 및 상기 순시주파수를 이용하여 상기 제2 영역내에서 제1 수신신호와 제2 수신신호로부터 제3 지연시간을 계산하는 단계; 및 상기 제3 지연시간에 기초하여 상기 대상체의 초음파 영상을 형성하는 단계를 포함한다.

이하, 본 발명의 실시예를 설명한다.

먼저, 단위 면적당 가해지는 힘인 응력, 즉 스트레스(stress)를 인가하기 전에 대상체에 초음파를 인가하여 기준신호를 얻고, 대상체의 표면에 스트레스를 가하여 대상체를 압축하면서 RF 수신 신호를 얻는다.

도 1은 압축 전과 후, 즉 스트레스 인가 전, 후의 수신신호 모양을 보이고 있다. 대상체에 압축을 가하면 대상체 내의 반사체들이 압축 방향으로 이동한다. 이러한 반사체의 이동에 따라 압축되기 전과 비교할 때 수신 신호의 이동이 나타난다. 따라서, 두 신호 사이의 이동, 즉 지연시간을 계산함으로써 매질의 변위를 구할 수 있다. 이러한 변위는 대상체의 단단함에 따라 달라지므로 매질의 특성 값을 반영한다.

한편, 도 1에 보이는 바와 같이, 트랜스듀서에 가까운 곳에서는 신호의 이동이 작지만 먼 곳에서는 변위가 누적되어 신호 간 이동이 크게 나타난다.

조직에 일정한 압력을 한 방향으로 가하면 조직의 단단한 정도에 따라 변형된 정도가 다르게 나타난다. 따라서 외부 또는 내부에서 인가된 힘에 대하여 매질의 이동 변위(displacement)를 계산하고, 변위의 함수를 미분하여 기울기를 구하면 변형률 즉, 스트레인(strain)을 구할 수 있다. 이 스트레인 값에 기초하여 탄성영상을 구성한다.

본 발명의 실시예에서는, 변위를 구하기 위해, 압축 전, 후의 RF 신호를 복조하여 기저대역(base band)의 I/Q 신호로 바꾸고 자기상관(autocorrelation)을 구하여 위상차를 계산한다.

먼저, 지연시간 추정을 위한 모델을 설명한다.

지연시간 추정을 위한 모델은 도 2에 보이는 바와 같이, 선형지연을 갖는 전역통과 필터를 이용하여 압축에 의한 지연시간을 모델링한다. 초음파 송신 중심 주파수가  $\omega_0$ 이고, 시간에 따른 진폭 및 위상을  $r(t)$  및  $\phi(t)$ 라 하고, 압축에 따른 지연시간을  $\tau$ 라 할 때, 압축 전의 수신신호에 대하여 압축 후의 신호를 다음의 수학적 식 1 및 수학적 식 2와 같이 정의한다.

수학적 식 1

$$x_1(t) = r(t) \cos(\omega_0 t + \phi(t))$$

수학적 식 2

$$x_2(t) = r(t - \tau) \cos(\omega_0 (t - \tau) + \phi(t - \tau))$$

압축 전, 후의 수신신호를 복조하여 얻은 기저 대역의 복소 신호는 수학적 식 3 및 수학적 식 4와 같다.

수학적 식 3

$$x_1(t) = r(t) e^{j\phi(t)}$$

수학적 식 4

$$x_2(t) = r(t - \tau) e^{j(-\omega_0 \tau + \phi(t - \tau))}$$

유한 구간에서 두 신호의 위상차  $\Delta\Phi$ 는 상관도(correlation) 계산으로부터 수학적 식 5와 같이 된다.

수학적 식 5

$$\Delta\Phi = \arg \langle x_1 \cdot x_2^* \rangle = \omega_0 \tau + \phi(t) - \phi(t - \tau)$$

여기서 'arg'는 위상을 구하는 함수이며  $\langle \cdot \rangle$ 는 상관도를 계산하는 함수이다. 수학적 식 5에서  $\phi(t - \tau)$ 를 테일러 급수(Taylor series)로 1차항까지 전개하여 다음의 수학적 식 6을 얻을 수 있다.

수학식 6

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

이를 수학식 5에 대입하여 정리하면 위상차는 근사적으로 다음의 수학식 7과 같이 표현된다.

수학식 7

$$\Delta\Phi = \omega_0\tau + \tau\phi'(t)$$

이를 지연 시간  $\tau$ 에 대해 정리하면 수학식 8을 얻는다.

수학식 8

$$\tau = \frac{\Delta\Phi}{\omega_0 + \phi'(t)} = \frac{\Delta\Phi}{\omega_0 + \omega_B(t)}$$

여기서  $\phi'(t)$ 는 위상의 미분이므로 기저대역 신호의 순시 주파수 (instantaneous frequency)에 해당한다. 따라서  $\phi'(t)$ 는 수학식 9와 같이 표현될 수 있다.

수학식 9

$$\phi'(t) = \omega_B(t) = \frac{\arg \langle x_1(t) \cdot x_2^*(t+T) \rangle}{T}$$

수학식 9에서 'T'는 샘플링 시간 간격이다.  $\omega_0 \gg \omega_B(t)$ 이면 다음의 수학식 10과 같은 근사식으로 지연시간을 계산할 수 있다.

수학식 10

$$\tau = \frac{\Delta\Phi}{\omega_0}$$

그러나, 초음파 수신 신호는 넓은 주파수 대역폭을 갖고, 대상체의 깊이에 따라 주파수가 변하므로 분모를 상수인 초음파 송신 중심 주파수  $\omega_0$ 로 고정하면 오차가 있다.

따라서, 다음의 방법과 같이 기저대역 신호의 순시 주파수 성분을 고려함으로써 오차를 줄일 수 있다. 대상체를 압축할 경우 대상체의 깊이가 증가할수록 대상체 전체의 변위가 커지므로 비교하고자 하는 신호의 모양이 달라진다. 이에 따라, 비 상관도가 큰 데이터를 이용하여 계산하게 되므로 오차가 커진다. 이를 극복하기 위해 두 신호의 위상차로 지연시간을 추정 한 뒤, 지연시간이 줄어드는 방향으로 이전 윈도우에서 이미 추정된 지연시간 만큼 하나의 신호를 먼저 이동시킨 후 다시 지연시간을 계산한다. 최종의 지연시간 값은 이전 윈도우에서 추정된 지연시간과 이동 후 계산된 지연시간의 합으로 주어진다. 이를 도 3a 및 도 3b를 참조하여 상세하게 설명한다.

도 3a 및 도 3b에서 윈도우  $w(t-1)$  및  $w(t)$ 는 각각 대상체의 깊이가 상대적으로 얇을 때와 깊을 때 압축 전, 후의 수신신호 들을 보이는 윈도우이다. 상기 깊이는 대상체내 반사체(조직)와 프로브 간의 상대적 깊이일 수 있다. 한편, 윈도우  $w(t-1)$  및  $w(t)$ 는 시간 경과에 따른 압축 전후의 수신신호들을 보이는 윈도우일 수도 있다.

두 윈도우의 비교를 통하여 알 수 있듯이, 대상체의 깊이가 상대적으로 깊을 때 (시간의 경과가 클 때) 위상차가 더 커짐을 알 수 있다. 이러한 위상차가  $\pi$  이상이면 엘리어싱(aliasing)이 발생한다. 인접한 윈도우의 경우 신호의 위상차가 크지 않으므로 엘리어싱을 효과적으로 방지할 수 있다. 도 3a의 윈도우  $w(t-1)$  내 압축 전, 후 수신신호의 지연시간이  $\tau_{(t-1)} = \tau_1$  일 때, 그에 인접하는 윈도우  $w(t)$  내 압축 전, 후 수신신호의 지연시간 추정값을  $\tau_1$ 으로 가정한다.

도 3b에 보이는 바와 같이, 지연시간 추정값  $\tau_1$  만큼 선형 보간(interpolation)을 이용하여 압축 전 수신신호를 이동시키 면, 윈도우  $w(t-1)$  내의 신호는 이동 후 완전히 겹치게 되어 위상차가 0이 된다. 이 때 이동되는 신호는 압축 전 신호와 압

축 후 신호 모두 가능하다. 이동 후 계산된  $w(t)$  내 신호의 지연시간을  $\tau_2$ 라 할 때,  $\tau_2$ 는 이동 전 지연시간  $\tau(t)$ 보다 작게 된다. 이에 따라, 압축 전, 후 수신신호 사이의 상관도가 높아져 노이즈 감소 효과를 얻을 수 있고, 위상차도 적어져 엘리어싱의 발생을 방지할 수 있다.

데이터 이동 후 두 번째 윈도우( $w(t)$ )에서 계산된 지연시간  $\tau_2$ 는 이미 추정된 지연시간  $\tau_1$  만큼 이동한 후의 지연시간이므로, 이동 후의 지연시간  $\tau_2$ 까지 고려하면 최종 지연시간은  $\tau_1 + \tau_2$ 에 기초하여 계산된다. 즉, 윈도우  $w(t)$  내의 압축 전, 후 신호의 지연시간  $\tau(t)$ 를 그대로 반영하여 영상을 형성하지 않고, 상대적으로 오차가 작은, 즉 대상체의 깊이가 상대적으로 얕은 영역인 윈도우  $w(t-1)$ 내 신호의 지연시간  $\tau_1$ 에  $\tau(t)$ 보다 작아진 지연시간  $\tau_2$ 를 반영하여 영상을 형성한다. 다시 말하면, 비상관도가 큰  $\tau(t)$ 를 대신하여, 상대적으로 비상관도가 적은  $\tau_1$  및 그에 대한 지연시간  $\tau_2$ 를 반영하여 영상을 형성한다.

신호 이동에 따라 압축 전 신호는 수학식 11로 표현될 수 있다.

수학식 11

$$x_{\text{interp}}(t) = \left(\frac{\tau_1}{T} - \left\lfloor \frac{\tau_1}{T} \right\rfloor\right)x_1(t + \lceil \tau_1/T \rceil T) + \left(\left\lfloor \frac{\tau_1}{T} \right\rfloor - \frac{\tau_1}{T}\right)x_1(t + \lfloor \tau_1/T \rfloor T)$$

수학식 11에서  $\lceil \cdot \rceil$ 와  $\lfloor \cdot \rfloor$ 는 각각 + 와 - 방향으로 가까운 정수를 나타낸다. 시간  $t$ 에서의 실제 변위는  $x_{\text{interp}}(t)$ , 압축 후의 신호  $x_2(t)$ 를 이용하여 계산한 값과  $\tau_1$ 에 의한 변위를 더하면 된다. 이를 적용한 지연시간은 다음의 수학식 12와 같다.

수학식 12

$$\tau(t) = \tau_{(t-1)} + \frac{\arg \langle x_{\text{interp}} \cdot x_2^* \rangle}{\omega_0 + \omega_B(t)}$$

수학식 12에 보이는 바와 같이, 윈도우  $w(t)$ 의 지연시간  $\tau(t)$ 는 윈도우  $w(t-1)$ 의 지연시간  $\tau_{(t-1)}$ 과 그에 대한 차이를 반영하여, 즉 순시주파수  $\omega_B(t)$ 를 첨가함으로써 고정된 주파수를 사용함에 따른 생기는 오차를 줄일 수 있고, 하나의 신호를 이동한 후 지연시간을 계산함으로써 비상관도의 영향을 감소시킬 수 있다.

이하, 도 4 및 도 5를 참조하여 탄성영상신호의 비상관도를 감소시켜 초음파 영상을 형성하는 과정을 설명한다.

도 4에 보이는 바와 같이, RF 데이터를 복조한 기저대역 복소신호로 이루어진 데이터 프레임을 형성하고(S100), 복소신호를 정규화시키고(normalize)(S200), 변형률 계산(S300)을 수행한 다음, 중간값 필터처리(400), 평균필터 처리(500), 대수 압축(S600), 퍼시스턴스(700)를 적용하여 스트레인 이미지를 형성한다(S800). 상기 데이터 프레임은 압축 전, 후의 신호를 포함한다.

도 5를 참조하여 변형률 계산(S300)을 보다 구체적으로 설명한다.

먼저, 비상관도를 감소시킬 대상영역 및 상기 대상영역에 이웃한 기준영역을 정한다(S310). 상기 대상영역 및 기준영역은 각각 도 3의  $w(t)$  및  $w(t-1)$ 가 될 수 있다.

상기 기준영역에서 지연시간 추정값을 설정한다(S320). 지연시간 추정값은 자기상관(autocorrelation)을 이용하여 계산한 위상의 차이로 정한다.

추정된 지연시간 만큼 대상영역의 압축 전 신호 또는 압축 후 신호를 이동한다(S330).

이어서, 대상영역의 상관도를 계산한다(S340). 도면에서 'L'은 자기상관을 계산하는데 사용하는 윈도우 길이를 나타낸다.

다음으로, 위상차 및 순시주파수를 계산한다(S350). 위상차는 S320에서 사용한 방법과 같은 방법으로 계산한다.

이후, 위상차 및 순시 주파수에 기초하여, 지연시간을 계산한다(S360). 여기서 계산된 지연시간은 다음 윈도우에서 데이터 이동에 사용하는 지연시간 추정값으로 사용된다.

단계 S340 내지 단계 S350에서 전술한 수학적식들을 이용하여 상관도, 위상차 및 순시 주파수를 계산한다. 예를 들어, 단계 S330에서 압축 전 신호를 이동시켰다면, 이동된 압축 전 신호는 수학적식 1 또는 수학적식 3으로 표현되고, 압축후 신호는 수학적식 2 또는 4로 표현된다. 이동된 압축 전 신호와 압축후 신호의 위상차이는 상관도 계산으로부터 수학적식 5와 같이 표현되고, 위상차 및 순시 주파수는 수학적식 6 내지 수학적식 9를 이용하여 계산할 수 있다. 단계 S360에서, 수학적식 12에 따라 기준영역의 지연시간에 대상영역의 순시주파수(위상의 미분)를 반영하여 대상영역의 지연시간을 계산한다.

### 발명의 효과

전술한 바와 같이 이루어지는 본 발명은, 대상체의 깊이에 따라 변하는 순시 주파수를 계산함으로써 위상을 시간 값으로 변환하는 과정에서 발생하는 오차를 줄일 수 있다.

또한, 데이터의 이동으로 데이터의 상관도를 높여 노이즈를 감소시킬 수 있고, 위상의 엘리어싱이 발생하는 것을 방지할 수 있다.

### 도면의 간단한 설명

도 1은 압축 전과 후의 수신신호를 보이는 그래프.

도 2는 지연시간 계산을 위한 지연 신호 모델을 보이는 개략도.

도 3a는 인접하는 윈도우들 내에서의 압축 전, 후의 수신신호를 보이는 그래프.

도 3b는 추정된 지연시간만큼 이동된 압축 후의 신호를 압축 전의 신호와 함께 보이는 그래프.

도 4 및 도 5는 본 발명에 따른 탄성 영상 처리 과정을 보이는 순서도.

\*도면의 주요부분에 대한 도면부호의 설명\*

101: 트랜듀서

102: 압축 전 수신신호

103: 압축 후 수신신호

104:  $w(t-1)$ 는 시간  $(t-1)$ 에서의 지연시간 계산을 위한 윈도우

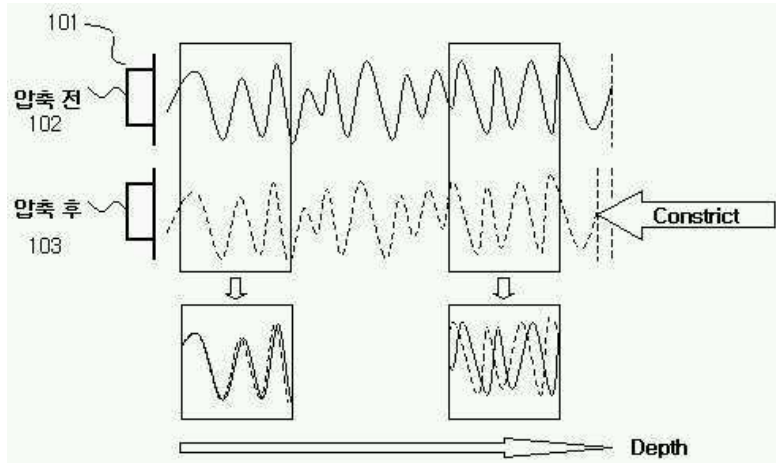
105:  $w(t)$ 는 시간  $(t)$ 에서의 지연시간 계산을 위한 윈도우

106: 데이터 이동 전 윈도우  $w(t-1)$ 의 추정 지연시간 값

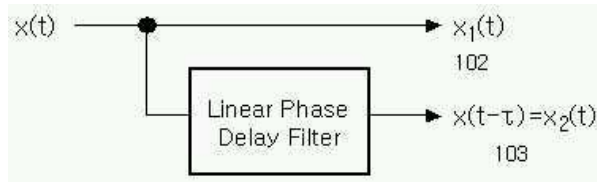
107: 데이터 이동 전 윈도우  $w(t)$ 의 추정 지연시간 값

### 도면

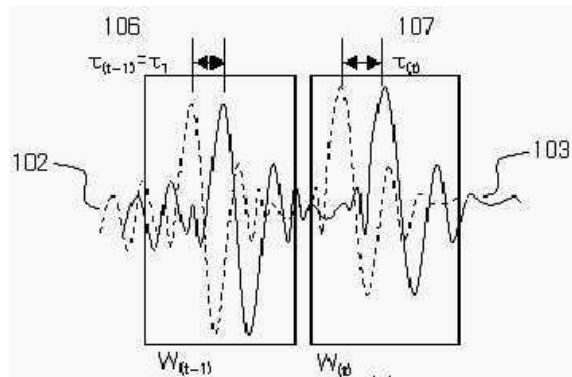
도면1



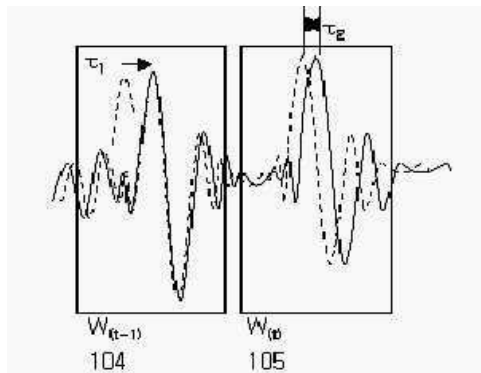
도면2



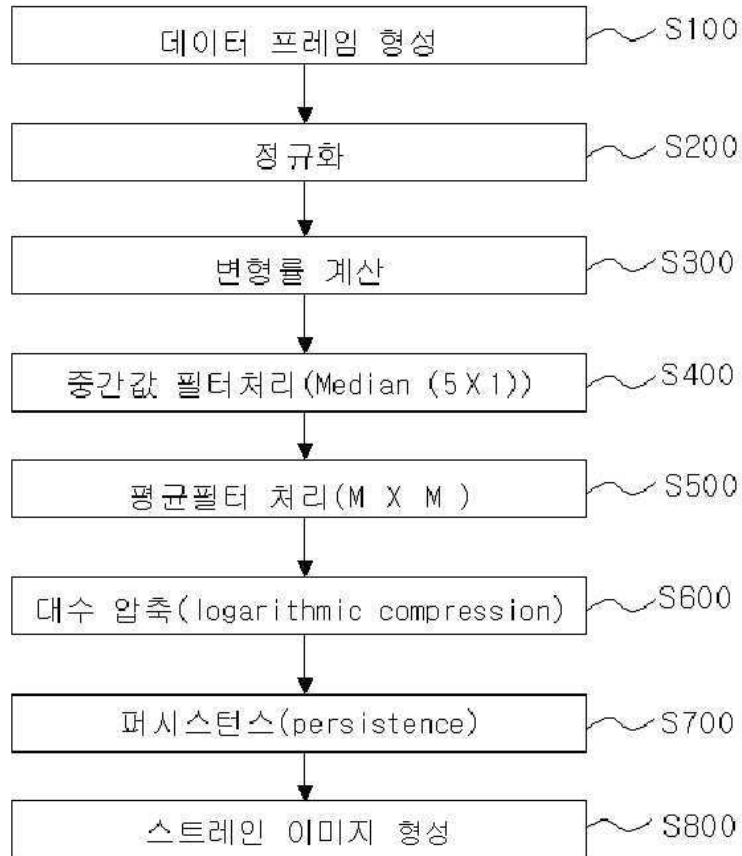
도면3a



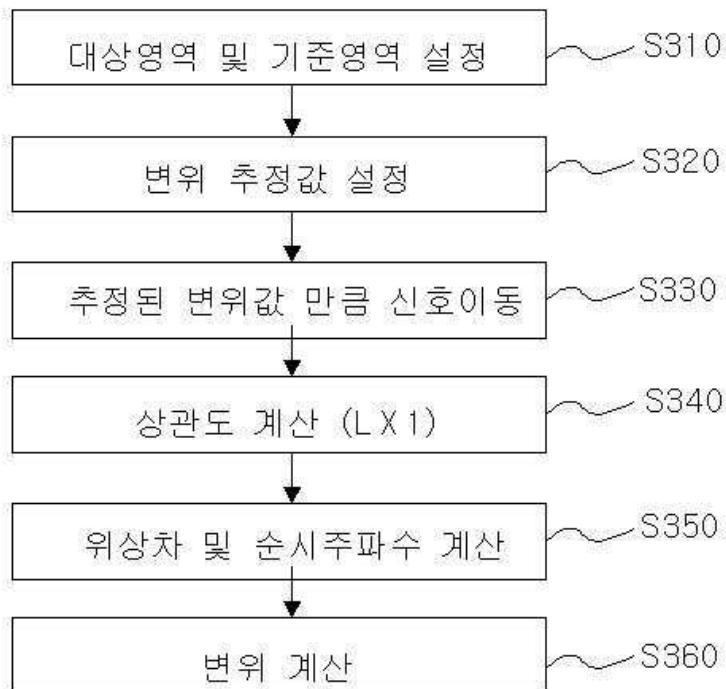
도면3b



도면4



도면5



专利名称(译)	一种通过减少弹性图像信号的紧急传导来形成超声图像的方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR100686288B1</a>	公开(公告)日	2007-02-26
申请号	KR1020050109477	申请日	2005-11-16
[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	YOON RA YOUNG 윤라영 KWON SUNG JAE 권성재 BAE MOO HO 배무호 JEONG MOK KUN 정목근		
发明人	윤라영 권성재 배무호 정목근		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	CHU , 晟敏		
优先权	1020050068251 2005-07-27 KR		
其他公开文献	KR1020070013981A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

目的：提供一种通过减小弹性信号的去相关来形成超声图像的方法，以通过计算根据对象的深度改变的瞬时频率来减少将相位值转换为时间值的误差。

