



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년08월19일  
(11) 등록번호 10-1649725  
(24) 등록일자 2016년08월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 8/485 (2013.01)  
A61B 8/463 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2015-0067595  
(22) 출원일자 2015년05월14일  
심사청구일자 2015년05월14일  
(56) 선행기술조사문헌  
KR1020140070436 A\*  
US20090105589 A1\*  
US20120321165 A1\*  
KR1020120006943 A  
\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자  
삼성전자주식회사  
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)  
(72) 발명자  
공동권  
경기도 화성시 동탄숲속로 68, 876동 2202호 (능  
동, 숲속마을자연엔데시아파트)  
박준호  
경기도 화성시 동탄지성로 333, 109동 903호 (기  
산동, 행림마을삼성래미안1차아파트)  
이형기  
경기도 성남시 분당구 동판교로 122, 213동 2002  
호 (백현동, 백현마을2단지아파트)  
(74) 대리인  
리엔목특허법인

전체 청구항 수 : 총 22 항

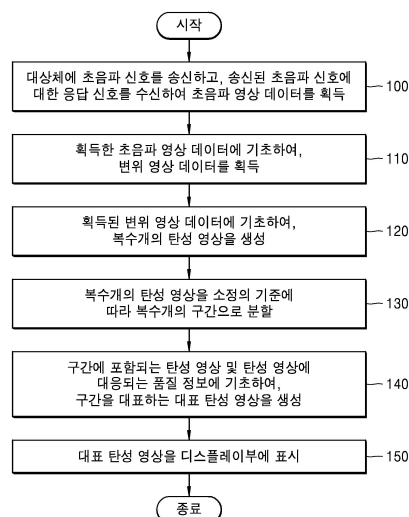
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 **탄성 영상을 표시하는 방법 및 초음파 진단 장치**

(57) 요약

일 실시 예에 따르면, 대상체에 초음파 신호를 송신하고, 송신된 초음파 신호에 대한 응답 신호를 수신하는 단계; 상기 수신한 응답 신호에 기초하여, 초음파 영상 데이터를 획득하는 단계; 상기 획득된 초음파 영상 데이터에 기초하여 변위 영상 데이터를 획득하는 단계; 상기 획득된 변위 영상 데이터에 기초하여, 복수개의 탄성 영상을 생성하는 단계; 상기 복수개의 탄성 영상을 소정의 기준에 따라 복수개의 구간으로 분할하는 단계; 상기 구간에 포함되는 적어도 하나 이상의 탄성 영상 및 상기 탄성 영상에 대응되는 품질 정보에 기초하여, 상기 구간을 대표하는 대표 탄성 영상을 생성하는 단계; 및 상기 대표 탄성 영상을 디스플레이부에 표시하는 단계; 를 포함하고, 상기 품질 정보는 상기 탄성 영상의 변형율(STRAIN)에 관련된 정보인 것을, 탄성 영상 표시 방법이 개시된다.

**대 표 도** - 도4



(52) CPC특허분류

*A61B 8/5223* (2013.01)

*A61B 8/5246* (2013.01)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

대상체에 초음파 신호를 송신하고, 송신된 초음파 신호에 대한 응답 신호를 수신하는 단계;

상기 수신한 응답 신호에 기초하여, 초음파 영상 데이터를 획득하는 단계;

상기 획득된 초음파 영상 데이터에 기초하여 변위 영상 데이터를 획득하는 단계;

상기 획득된 변위 영상 데이터에 기초하여, 복수개의 탄성 영상을 생성하는 단계;

상기 복수개의 탄성 영상을 소정의 기준에 따라 복수개의 구간으로 분할하는 단계;

상기 구간에 포함되는 적어도 하나 이상의 탄성 영상 중 변형율의 차이(STRAIN DIFFERENCE)가 최소인 두 탄성 영상 중 어느 하나를, 상기 구간을 대표하는 대표 탄성 영상으로 추출하는 단계; 및

상기 대표 탄성 영상을 디스플레이부에 표시하는 단계를 포함하는 탄성 영상 표시 방법.

#### 청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 두 탄성 영상은 제1 탄성 영상과 제2 탄성 영상을 포함하고, 상기 제2 탄성 영상은 상기 제1 탄성 영상의 이전 프레임에 대응되는 탄성 영상 및 사용자가 설정한 기준 탄성 영상 중 적어도 하나를 포함하는 것인, 탄성 영상 표시 방법.

#### 청구항 3

삭제

#### 청구항 4

제 1항에 있어서, 상기 복수개의 탄성 영상을 소정의 기준에 따라 상기 복수개의 구간으로 분할하는 단계; 는

상기 변위 영상 데이터에 기초하여, 상기 대상체의 움직임을 추정하는 단계; 및

상기 추정된 움직임에 기초하여, 상기 복수개의 탄성 영상을 상기 복수개의 구간으로 분할하는 단계; 를 포함하는 것인, 탄성 영상 표시 방법.

#### 청구항 5

제 1 항에 있어서, 상기 복수개의 탄성 영상을 소정의 기준에 따라 상기 복수개의 구간으로 분할하는 단계; 는

상기 복수개의 탄성 영상을 미리 결정된 프레임의 수에 기초하여, 상기 복수개의 구간으로 분할하는 것을 특징으로 하는, 탄성 영상 표시 방법.

#### 청구항 6

삭제

#### 청구항 7

삭제

#### 청구항 8

제 1 항에 있어서, 상기 대표 탄성 영상을 디스플레이부에 표시하는 단계; 는

실시간 초음파 영상과 함께 상기 대표 탄성 영상을 함께 표시하는 것을 특징으로 하는, 탄성 영상 표시 방법.

## 청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 실시간 초음파 영상은 실시간 탄성 영상 및 실시간 B모드 영상 중 적어도 하나 이상을 포함하는 것을 특징으로 하는, 탄성 영상 표시 방법.

## 청구항 10

제 1 항에 있어서, 상기 대표 탄성 영상을 디스플레이부에 표시하는 단계; 는

시계열적 순서에 따라 가장 마지막에 종료된 구간을 대표하는 대표 탄성 영상을 표시하는 것을 특징으로 하는, 탄성 영상 표시 방법.

## 청구항 11

제 1 항에 있어서, 상기 대표 탄성 영상을 디스플레이부에 표시하는 단계; 는,

상기 복수의 탄성 영상에 대응되는 변형율의 차이에 관한 정보와 상기 대표 탄성 영상을 함께 표시하는 것을 특징으로 하는, 탄성 영상 표시 방법.

## 청구항 12

제 1 항에 있어서, 상기 대표 탄성 영상을 디스플레이부에 표시하는 단계; 는

상기 복수의 탄성 영상에 대응되는 변위 영상 데이터와 상기 대표 탄성 영상을 함께 표시하는 것인, 탄성 영상 표시 방법.

## 청구항 13

대상체에 초음파 신호를 송신하고, 송신된 초음파 신호에 대한 응답 신호를 수신하여 초음파 영상 데이터를 생성하는 초음파 송수신부;

상기 초음파 송수신부에서 생성된 초음파 영상 데이터에 기초하여, 변위 영상 데이터를 획득하여, 복수개의 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부; 및

상기 탄성 영상을 표시하는 디스플레이부를 포함하고,

상기 영상 처리부는 상기 복수개의 탄성 영상을 소정의 기준에 따라 복수개의 구간으로 분할하고, 상기 구간에 포함되는 적어도 하나 이상의 탄성 영상 중 변형율의 차이(STRAIN DIFFERENCE)가 최소인 두 탄성 영상 중 어느 하나를, 상기 구간을 대표하는 대표 탄성 영상으로 추출하고,

상기 디스플레이부는 상기 대표 탄성 영상을 표시하는 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

## 청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 두 탄성 영상은 제1 탄성 영상과 제2 탄성 영상을 포함하고, 상기 제2 탄성 영상은 상기 제1 탄성 영상의 이전 프레임에 대응되는 탄성 영상 및 사용자가 설정한 기준 탄성 영상 중 적어도 하나를 포함하는 것인, 초음파 진단 장치.

## 청구항 15

삭제

## 청구항 16

제 13 항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 변위 영상 데이터에 기초하여, 상기 대상체의 움직임을 추정하고,

상기 추정된 움직임에 기초하여, 상기 복수개의 탄성 영상을 상기 복수개의 구간으로 분할하는 것을 특징으로

하는, 초음파 진단 장치.

#### 청구항 17

제 13 항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 복수개의 탄성 영상을 미리 결정된 프레임의 수에 기초하여, 상기 복수개의 구간으로 분할하는 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

#### 청구항 18

삭제

#### 청구항 19

삭제

#### 청구항 20

제 13 항에 있어서, 상기 디스플레이부는

실시간 초음파 영상과 함께 상기 대표 탄성 영상을 함께 표시하는 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

#### 청구항 21

제 20 항에 있어서,

상기 실시간 초음파 영상은 실시간 탄성 영상 및 실시간 B모드 영상 중 적어도 하나 이상을 포함하는 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

#### 청구항 22

제 13 항에 있어서, 상기 디스플레이부는

시계열적 순서에 따라 가장 마지막에 종료된 구간을 대표하는 대표 탄성 영상을 표시하는 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

#### 청구항 23

제 13 항에 있어서, 상기 디스플레이부는,

상기 복수의 탄성 영상에 대응되는 변형율의 차이에 관한 정보와 상기 대표 탄성 영상을 함께 표시하는 것을 특징으로 하는, 초음파 진단 장치.

#### 청구항 24

제 13 항에 있어서, 상기 디스플레이부는,

상기 복수의 탄성 영상에 대응되는 변위 영상 데이터와 상기 대표 탄성 영상을 함께 표시하는 것인, 초음파 진단 장치.

#### 청구항 25

프로세서에 의해 호출되어 실행되었을 때, 탄성 영상 표시 방법을 수행하는 컴퓨터 프로그램 코드들을 저장하는 컴퓨터 판독가능 저장매체에 있어서, 상기 탄성 영상 표시 방법은,

대상체에 초음파 신호를 송신하고, 송신된 초음파 신호에 대한 응답 신호를 수신하여 초음파 영상 데이터를 생성하는 단계;

상기 생성된 초음파 영상 데이터에 기초하여, 변위 영상 데이터를 획득하는 단계;

상기 획득된 변위 영상 데이터에 기초하여, 복수개의 탄성 영상을 생성하는 단계;

상기 복수개의 탄성 영상을 소정의 기준에 따라 복수개의 구간으로 분할하는 단계;

상기 구간에 포함되는 적어도 하나 이상의 탄성 영상 중 변형율의 차이(STRAIN DIFFERENCE)가 최소인 두 탄성 영상 중 어느 하나를, 상기 구간을 대표하는 대표 탄성 영상으로 추출하는 단계; 및

상기 대표 탄성 영상을 디스플레이부에 표시하는 단계; 를 포함하는 컴퓨터 판독가능 저장매체.

#### 청구항 26

제 1 항에 있어서, 상기 변위 영상 데이터는

프로브로 상기 대상체의 조직을 누르기 전에 획득된 초음파 영상 데이터와

상기 프로브로 상기 대상체의 조직을 누른 후에 획득된 초음파 영상 데이터 간의 변위에 관한 데이터인 것인, 탄성 영상 표시 방법.

#### 청구항 27

제 13 항에 있어서, 상기 변위 영상 데이터는

프로브로 상기 대상체의 조직을 누르기 전에 획득된 초음파 영상 데이터와

상기 프로브로 상기 대상체의 조직을 누른 후에 획득된 초음파 영상 데이터 간의 변위에 관한 데이터인 것인, 초음파 진단 장치.

#### 청구항 28

제 25 항에 있어서, 상기 변위 영상 데이터는

프로브로 상기 대상체의 조직을 누르기 전에 획득된 초음파 영상 데이터와

상기 프로브로 상기 대상체의 조직을 누른 후에 획득된 초음파 영상 데이터 간의 변위에 관한 데이터인 것인, 컴퓨터 판독가능 저장매체.

### 발명의 설명

#### 기술 분야

[0001] 탄성 영상을 표시하는 방법 및 초음파 진단 장치에 관한 것이다. 구체적으로는, 탄성 영상 중 품질이 좋은 탄성 영상을 획득하여 표시하는 방법 및 이러한 방법을 구현하는 초음파 진단 장치를 제공한다.

#### 배경 기술

[0002] 초음파 진단 장치는 대상체의 체표로부터 체내의 소정 부위를 향하여 초음파 신호를 전달하고, 체내의 조직에서 반사된 초음파 신호의 정보를 이용하여 연부조직의 단층이나 혈류에 관한 이미지를 얻는다.

[0003] 이러한 초음파 진단 장치는 소형이고, 저렴하며, 실시간으로 표시 가능하다는 이점이 있다. 또한, 초음파 진단 장치는, X선 등의 피폭이 없어 안정성이 높은 장점이 있어, X선 진단장치, CT(Computerized Tomography) 스캐너, MRI(Magnetic Resonance Image) 장치, 핵의학 진단장치 등의 다른 화상 진단장치와 함께 널리 이용되고 있다.

[0004] 탄성 영상법(elastography)은 대상체의 탄성(elasticity)을 영상으로 나타내는 초음파 이미징 모달리티의 하나이다. 대상체의 탄성은 암, 간경변 등과 같이 신체 조직의 탄력성과 관련된 질병들에 대해 정성적 또는 정량적 정보를 제공한다.

[0005] 일반적으로 종양은 정상 조직(normal tissue)에 비해 단단하다. 즉, 종양의 탄성이 정상 조직의 탄성보다 작기 때문에, 정상 조직과 종양에 동일한 힘(Pressure)이 가해질 때, 정상 조직의 변형율(Strain, 스트레인)이 종양의 변형율보다 크다. 따라서 종양 또는 암 진단에 탄성 영상법이 이용될 수 있다. 초음파 진단 장치는 다른 의료 영상 진단 장치들에 비해 매우 간편하고 빠르게 사용할 수 있으므로, 질병의 조기 진단에 있어 초음파를 이용한 탄성 영상 기술이 가지는 장점과 중요성은 매우 크다.

#### 발명의 내용

## 해결하려는 과제

[0006] 탄성 영상을 복수 개의 구간으로 구분하고, 각 구간 내에서 영상 품질이 좋은 대표 탄성 영상을 생성하여 디스플레이함으로써, 진단 정확성을 높일 수 있고, 리뷰 시간을 단축시킬 수 있는 초음파 탄성 영상 표시 방법 및 장치를 제공한다.

## 과제의 해결 수단

- [0007] 일 실시예에 따른 탄성 영상 표시 방법은, 대상체에 초음파 신호를 송신하고, 송신된 초음파 신호에 대한 응답 신호를 수신하는 단계; 상기 수신한 응답 신호에 기초하여, 초음파 영상 데이터를 획득하는 단계; 상기 획득된 초음파 영상 데이터에 기초하여 변위 영상 데이터를 획득하는 단계; 상기 획득된 변위 영상 데이터에 기초하여, 복수개의 탄성 영상을 생성하는 단계; 상기 복수개의 탄성 영상을 소정의 기준에 따라 복수개의 구간으로 분할하는 단계; 상기 구간에 포함되는 적어도 하나 이상의 탄성 영상 및 상기 탄성 영상에 대응되는 품질 정보에 기초하여, 상기 구간을 대표하는 대표 탄성 영상을 생성하는 단계; 및 상기 대표 탄성 영상을 디스플레이부에 표시하는 단계; 를 포함하고, 상기 품질 정보는 상기 탄성 영상의 변형율(STRAIN)에 관련된 정보인 것을, 탄성 영상 표시 방법을 제공한다.
- [0008] 일 실시예에 따른 변위 영상 데이터는 프로브로 대상체의 조직을 누르기 전에 획득된 초음파 영상 데이터와 프로브로 대상체의 조직을 누른 후에 획득된 초음파 영상 데이터 간의 변위에 관한 데이터일 수 있다.
- [0009] 일 실시예에 따른 품질 정보는 상기 탄성 영상과 다른 탄성 영상간의 변형율의 차이(STRAIN DIFFERENCE)에 관한 정보인 것으로, 상기 다른 탄성 영상은 상기 탄성 영상의 이전 프레임에 대응되는 탄성 영상 및 사용자가 설정한 기준 탄성 영상 중 적어도 하나 이상을 포함할 수 있다.
- [0010] 일 실시예에 따른 품질 정보는 상기 탄성 영상의 평균 변형율의 크기 및 상관 계수(correlation coefficient) 중 적어도 하나 이상에 관한 정보를 포함할 수 있다.
- [0011] 일 실시예에 따른 탄성 영상 표시 방법에서 복수개의 탄성 영상을 소정의 기준에 따라 상기 복수개의 구간으로 분할하는 단계; 는 상기 변위 영상 데이터에 기초하여, 상기 대상체의 움직임을 추정하는 단계; 및 상기 추정된 움직임에 기초하여, 상기 복수개의 탄성 영상을 상기 복수개의 구간으로 분할하는 단계; 를 포함할 수 있다.
- [0012] 일 실시예에 따른 탄성 영상 표시 방법에서 복수개의 탄성 영상을 소정의 기준에 따라 상기 복수개의 구간으로 분할하는 단계; 는 상기 복수개의 탄성 영상을 미리 결정된 프레임의 수에 기초하여, 상기 복수개의 구간으로 분할하는 것을 포함할 수 있다.
- [0013] 일 실시예에 따른 탄성 영상 표시 방법에서 구간을 대표하는 대표 탄성 영상을 생성하는 단계; 는 상기 구간에 포함된 적어도 하나 이상의 탄성 영상 중, 소정의 조건을 만족하는 품질 정보를 가진 탄성 영상을 대표 탄성 영상으로 선택하는 것을 포함할 수 있다.
- [0014] 일 실시예에 따른 탄성 영상 표시 방법에서 구간을 대표하는 대표 탄성 영상을 생성하는 단계; 는 상기 구간에 포함된 적어도 하나 이상의 탄성 영상을 합성하여, 상기 대표 탄성 영상을 생성하는 것을 포함할 수 있다.
- [0015] 일 실시예에 따른 탄성 영상 표시 방법에서 대표 탄성 영상을 디스플레이부에 표시하는 단계; 는 실시간 초음파 영상과 함께 상기 대표 탄성 영상을 함께 표시하는 것을 포함할 수 있다.
- [0016] 일 실시예에 따른 실시간 초음파 영상은 실시간 탄성 영상 및 실시간 B모드 영상 중 적어도 하나 이상을 포함할 수 있다.
- [0017] 일 실시예에 따른 탄성 영상 표시 방법에서 대표 탄성 영상을 디스플레이부에 표시하는 단계; 는 시계열적 순서에 따라 가장 마지막에 종료된 구간을 대표하는 대표 탄성 영상을 표시하는 것을 포함할 수 있다.
- [0018] 일 실시예에 따른 탄성 영상 표시 방법에서 대표 탄성 영상을 디스플레이부에 표시하는 단계; 는, 상기 복수의 탄성 영상에 대응되는 품질 정보와 상기 대표 탄성 영상을 함께 표시하는 것을 포함할 수 있다.
- [0019] 일 실시예에 따른 탄성 영상 표시 방법에서 대표 탄성 영상을 디스플레이부에 표시하는 단계; 는 상기 복수의 탄성 영상에 대응되는 변위 영상 데이터와 상기 대표 탄성 영상을 함께 표시하는 것을 포함할 수 있다.
- [0020] 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치는 대상체에 초음파 신호를 송신하고, 송신된 초음파 신호에 대한 응답 신호를 수신하여 초음파 영상 데이터를 생성하는 초음파 송수신부; 상기 초음파 송수신부에서 생성된 초음파 영상

데이터에 기초하여, 변위 영상 데이터를 획득하여, 복수개의 탄성 영상을 생성하는 영상 처리부; 및 상기 탄성 영상을 표시하는 디스플레이부를 포함하고,

- [0021] 상기 영상 처리부는 상기 복수개의 탄성 영상을 소정의 기준에 따라 복수개의 구간으로 분할하고, 상기 구간에 포함되는 적어도 하나 이상의 탄성 영상 및 상기 탄성 영상의 변형율(STRAIN)에 관련된 품질 정보에 기초하여, 상기 구간을 대표하는 대표 탄성 영상을 생성하고, 상기 디스플레이부는 상기 대표 탄성 영상을 표시할 수 있다.
- [0022] 일 실시 예에 따른 변위 영상 데이터는 프로브로 대상체의 조직을 누르기 전에 획득된 초음파 영상 데이터와 프로브로 대상체의 조직을 누른 후에 획득된 초음파 영상 데이터 간의 변위에 관한 데이터일 수 있다.
- [0023] 일 실시 예에 따른 품질 정보는 상기 탄성 영상과 다른 탄성 영상간의 변형율의 차이(STRAIN DIFFERENCE)에 관한 정보인 것으로, 상기 다른 탄성 영상은 상기 탄성 영상의 이전 프레임에 대응되는 탄성 영상 및 사용자가 설정한 기준 탄성 영상 중 적어도 하나 이상을 포함할 수 있다.
- [0024] 일 실시 예에 따른 품질 정보는 상기 탄성 영상의 평균 변형율의 크기 및 상관 계수(correlation coefficient) 중 적어도 하나 이상에 관한 정보를 포함할 수 있다.
- [0025] 일 실시 예에 따른 탄성 영상 표시 방법에서 영상 처리부는 상기 변위 영상 데이터에 기초하여, 상기 대상체의 움직임을 추정하고, 상기 추정된 움직임에 기초하여, 상기 복수개의 탄성 영상을 상기 복수개의 구간으로 분할할 수 있다.
- [0026] 일 실시 예에 따른 탄성 영상 표시 방법에서 영상 처리부는 상기 복수개의 탄성 영상을 미리 결정된 프레임의 수에 기초하여, 상기 복수개의 구간으로 분할할 수 있다.
- [0027] 일 실시 예에 따른 탄성 영상 표시 방법에서 영상 처리부는 상기 구간에 포함된 적어도 하나 이상의 탄성 영상 중, 소정의 조건을 만족하는 품질 정보를 가진 탄성 영상을 대표 탄성 영상으로 선택할 수 있다.
- [0028] 일 실시 예에 따른 영상 처리부는 상기 구간에 포함된 적어도 하나 이상의 탄성 영상을 합성하여, 상기 대표 탄성 영상을 생성할 수 있다.
- [0029] 일 실시 예에 따른 탄성 영상 표시 방법에서 디스플레이부는 실시간 초음파 영상과 함께 상기 대표 탄성 영상을 함께 표시할 수 있다.
- [0030] 일 실시 예에 따른 실시간 초음파 영상은 실시간 탄성 영상 및 실시간 B모드 영상 중 적어도 하나 이상을 포함할 수 있다.
- [0031] 일 실시 예에 따른 디스플레이부는 시계열적 순서에 따라 가장 마지막에 종료된 구간을 대표하는 대표 탄성 영상을 표시할 수 있다.
- [0032] 일 실시 예에 따른 탄성 영상 표시 방법에서 디스플레이부는, 상기 복수의 탄성 영상에 대응되는 품질 정보와 상기 대표 탄성 영상을 함께 표시할 수 있다.
- [0033] 일 실시 예에 따른 탄성 영상 표시 방법에서 디스플레이부는, 상기 복수의 탄성 영상에 대응되는 변위 영상 데이터와 상기 대표 탄성 영상을 함께 표시할 수 있다.
- [0034] 일 실시 예에 따른 프로세서에 의해 도출되어 실행되었을 때, 탄성 영상 표시 방법을 수행하는 컴퓨터 프로그램 코드들을 저장하는 컴퓨터 판독가능 저장매체에 있어서, 상기 탄성 영상 표시 방법은, 대상체에 초음파 신호를 송신하고, 송신된 초음파 신호에 대한 응답 신호를 수신하여 초음파 영상 데이터를 생성하는 단계; 상기 생성된 초음파 영상 데이터에 기초하여, 변위 영상 데이터를 획득하는 단계; 상기 획득된 변위 영상 데이터에 기초하여, 복수개의 탄성 영상을 생성하는 단계; 상기 복수개의 탄성 영상을 소정의 기준에 따라 복수개의 구간으로 분할하는 단계; 상기 구간에 포함되는 적어도 하나 이상의 탄성 영상 및 상기 탄성 영상에 대응되는 품질 정보에 기초하여, 상기 구간을 대표하는 대표 탄성 영상을 생성하는 단계; 및 상기 대표 탄성 영상을 디스플레이부에 표시하는 단계;를 포함하고, 상기 품질 정보는 상기 탄성 영상의 변형율(STRAIN)에 관련된 정보인 것을, 컴퓨터 판독가능 저장매체를 제공한다.
- [0035] 일 실시 예에 따른 변위 영상 데이터는 프로브로 대상체의 조직을 누르기 전에 획득된 초음파 영상 데이터와 프로브로 대상체의 조직을 누른 후에 획득된 초음파 영상 데이터 간의 변위에 관한 데이터일 수 있다.



## 도면의 간단한 설명

- [0036] 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치는 다음의 자세한 설명과 그에 수반되는 도면들의 결합으로 쉽게 이해될 수 있으며, 참조 번호(reference numerals)들은 구조적 구성요소(structural elements)를 의미한다.
- 도 1은 일 실시 예와 관련된 초음파 진단 장치의 구성을 도시한 블록도이다.
- 도 2A 내지 도 2B 는 일 실시 예에 따른 대상체가 천천히 힘을 가함으로써, 대상체의 조직의 변형이 일어나는 일 예를 도시한 도면이다.
- 도 3 은 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치의 구성을 도시한 블록도이다.
- 도 4 는 일 실시 예에 따른 대표 탄성 영상을 표시하는 탄성 영상 표시 방법의 흐름도이다.
- 도 5A는 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치가 시간적으로 인접한 초음파 영상 프레임  $F(i)$  및  $F(i+1)$ 을 비교하여, 대상체의 조직의 변형에 의한 변위(displacement)를 계산하는 일 예를 도시한 도면이다.
- 도 5B는 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치가 시계열적으로 연속된 프레임마다 획득한 변위 영상 데이터를 도시한 도면이다.
- 도 6 은 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치에서 시계열적으로 연속된 복수개의 탄성 영상 프레임을 소정의 기준에 따라 복수개의 구간으로 분할하는 일 예를 도시한 도면이다.
- 도 7A 내지 도 7B 는 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치에서 복수개의 탄성 영상 프레임을 대상체의 움직임에 기초하여, 복수개의 구간으로 분할하는 다양한 예를 도시한 도면이다.
- 도 7C 는 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치에서 복수개의 탄성 영상 프레임을 미리 결정된 프레임의 수에 기초하여, 복수개의 구간으로 분할하는 다양한 예를 도시한 도면이다.
- 도 8은 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치에서 탄성 영상에 대응되는 품질 정보에 기초하여, 복수개의 구간을 대표하는 대표 탄성 영상을 선택하는 일 예를 도시한 도면이다.
- 도 9는 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치에서 구간에 포함된 적어도 하나 이상의 탄성 영상을 합성하여, 대표 탄성 영상을 생성하는 일 예를 도시한 도면이다.
- 도 10 내지 도 11 은 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치에서 실시간 초음파 영상과 함께 대표 탄성 영상을 함께 표시하는 다양한 예를 도시한 도면이다.
- 도 12 은 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치에서 품질 정보와 대표 탄성 영상을 함께 표시하는 일 예를 도시한 도면이다.
- 도 13 은 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치에서 변위 영상 데이터와 대표 탄성 영상을 함께 표시하는 일 예를 도시한 도면이다.

## 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0037] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 관례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.
- [0038] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 “포함” 한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에 기재된 “...부”, “...모듈” 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되거나 하드웨어와 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.
- [0039] 명세서 전체에서 “초음파 영상”이란 초음파를 이용하여 획득된 대상체(object)에 대한 영상을 의미한다. 또한, 대상체는 사람 또는 동물, 또는 사람 또는 동물의 일부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 대상체는 간, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기, 및 혈관 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 또한, 대상체는 팬텀(phantom)일 수도 있으며, 팬텀은 생물의 밀도와 실효 원자 번호에 아주 근사하고 생물의 부피와 아주 근사한 물질을 의미할

수 있다. 예를 들어, 팬텀은, 인체와 유사한 특성을 갖는 구형 팬텀일 수 있다.

- [0040] 또한, 명세서 전체에서 "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상 병리사, 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으며, 의료 장치를 수리하는 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0041] 이하에서는 도면을 참조하여 다양한 실시 예 들을 상세히 설명한다.
- [0042] 도 1 은 일 실시 예와 관련된 초음파 진단 장치(1000)의 구성을 도시한 블록도이다.
- [0043] 일 실시 예에 의한 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(20), 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 통신부(1300), 디스플레이(1400), 메모리(1500), 입력 디바이스(1600), 및 제어부(1700)를 포함할 수 있으며, 상술한 여러 구성들은 버스(1800)를 통해 서로 연결될 수 있다.
- [0044] 초음파 진단 장치(1000)는 카드형뿐만 아니라 휴대형으로도 구현될 수 있다. 휴대형 초음파 진단 장치의 예로는 팩스 뷰어(PACS, Picture Archiving and Communication System viewer), 스마트 폰(smartphone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0045] 프로브(20)는, 초음파 송수신부(1100)로부터 인가된 구동 신호(driving signal)에 따라 대상체(10)로 초음파 신호를 송출하고, 대상체(10)로부터 반사된 에코 신호를 수신한다.
- [0046] 프로브(20)는 복수의 트랜스듀서를 포함하며, 복수의 트랜스듀서는 전달되는 전기적 신호에 따라 진동하며 음향 에너지인 초음파를 발생시킨다. 또한, 프로브(20)는 초음파 진단 장치(1000)의 본체와 유선 또는 무선으로 연결될 수 있으며, 초음파 진단 장치(1000)는 구현 형태에 따라 복수 개의 프로브(20)를 구비할 수 있다.
- [0047] 송신부(1110)는 프로브(20)에 구동 신호를 공급하며, 펄스 생성부(1112), 송신 지연부(1114), 및 펄서(1116)를 포함한다. 펄스 생성부(1112)는 소정의 펄스 반복 주파수(PRF, Pulse Repetition Frequency)에 따른 송신 초음파를 형성하기 위한 펄스(1pulse)를 생성하며, 송신 지연부(1114)는 송신 지향성(transmission directionality)을 결정하기 위한 지연 시간(delay time)을 펄스에 적용한다. 지연 시간이 적용된 각각의 펄스는, 프로브(20)에 포함된 복수의 압전 진동자(piezoelectric vibrators)에 각각 대응된다. 펄서(1116)는, 지연 시간이 적용된 각각의 펄스에 대응하는 타이밍(timing)으로, 프로브(20)에 구동 신호(또는, 구동 펄스(driving pulse))를 인가한다.
- [0048] 수신부(1120)는 프로브(20)로부터 수신되는 에코 신호를 처리하여 초음파 데이터를 생성하며, 증폭기(1122), ADC(아날로그 디지털 컨버터, Analog Digital converter)(1124), 수신 지연부(1126), 및 합산부(1128)를 포함할 수 있다. 증폭기(1122)는 에코 신호를 각 채널(channel) 마다 증폭하며, ADC(1124)는 증폭된 에코 신호를 아날로그-디지털 변환한다. 수신 지연부(1126)는 수신 지향성(reception directionality)을 결정하기 위한 지연 시간을 디지털 변환된 에코 신호에 적용하고, 합산부(1128)는 수신 지연부(1126)에 의해 처리된 에코 신호를 합산함으로써 초음파 데이터를 생성한다. 한편, 수신부(1120)는 그 구현 형태에 따라 증폭기(1122)를 포함하지 않을 수도 있다. 즉, 프로브(20)의 감도가 향상되거나 ADC(1124)의 처리 비트(bit) 수가 향상되는 경우, 증폭기(1122)는 생략될 수도 있다.
- [0049] 영상 처리부(1200)는 초음파 송수신부(1100)에서 생성된 초음파 데이터에 대한 주사 변환(scan conversion) 과정을 통해 초음파 영상을 생성하고 디스플레이한다. 한편, 초음파 영상은 A 모드(amplitude mode), B 모드(brightness mode) 및 M 모드(motion mode)에서 대상체를 스캔하여 획득된 그레이 스케일(gray scale)의 영상뿐만 아니라, 도플러 효과(doppler effect)를 이용하여 움직이는 대상체를 표현하는 도플러 영상일 수도 있다. 도플러 영상은, 혈액의 흐름을 나타내는 혈류 도플러 영상 (또는, 컬러 도플러 영상으로도 불림), 조직의 움직임을 나타내는 티슈 도플러 영상, 또는 대상체의 이동 속도를 파형으로 표시하는 스펙트럴 도플러 영상일 수 있다.
- [0050] B 모드 처리부(1212)는, 초음파 데이터로부터 B 모드 성분을 추출하여 처리한다. 영상 생성부(1220)는, B 모드 처리부(1212)에 의해 추출된 B 모드 성분에 기초하여 신호의 강도가 휘도(brightness)로 표현되는 초음파 영상을 생성할 수 있다. 마찬가지로, 도플러 처리부(미도시)는, 초음파 데이터로부터 도플러 성분을 추출하고, 영상 생성부(1220)는 추출된 도플러 성분에 기초하여 대상체의 움직임을 컬러 또는 파형으로 표현하는 도플러 영상을 생성할 수 있다.
- [0051] 일 실시 예에 의한 영상 생성부(1220)는, 볼륨 데이터에 대한 볼륨 렌더링 과정을 거쳐 3차원 초음파 영상을 생성할 수 있으며, 압력에 따른 대상체(10)의 변형 정도를 영상화한 탄성 영상을 생성할 수도 있다. 나아가, 영상 생성부(1220)는 초음파 영상 상에 여러 가지 부가 정보를 텍스트, 그래픽으로 표현할 수도 있다. 한편, 생성된

초음파 영상은 메모리(1500)에 저장될 수 있다.

- [0052] 디스플레이부(1400)는 생성된 초음파 영상을 표시 출력한다. 디스플레이부(1400)는, 초음파 영상뿐 아니라 초음파 진단 장치(1000)에서 처리되는 다양한 정보를 GUI(Graphical User Interface)를 통해 화면 상에 표시 출력할 수 있다. 한편, 초음파 진단 장치(1000)는 구현 형태에 따라 둘 이상의 디스플레이부(1400)를 포함할 수 있다.
- [0053] 통신부(1300)는, 유선 또는 무선으로 네트워크(30)와 연결되어 외부 디바이스나 서버와 통신한다. 통신부(1300)는 의료 영상 정보 시스템(PACS)을 통해 연결된 병원 서버나 병원 내의 다른 의료 장치와 데이터를 주고 받을 수 있다. 또한, 통신부(1300)는 의료용 디지털 영상 및 통신(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 데이터 통신할 수 있다.
- [0054] 통신부(1300)는 네트워크(30)를 통해 대상체(10)의 초음파 영상, 초음파 데이터, 도플러 데이터 등 대상체의 진단과 관련된 데이터를 송수신할 수 있으며, CT 장치, MRI 장치, X-ray 장치 등 다른 의료 장치에서 촬영한 의료 영상 또한 송수신할 수 있다. 나아가, 통신부(1300)는 서버로부터 환자의 진단 이력이나 치료 일정 등에 관한 정보를 수신하여 대상체(10)의 진단에 활용할 수도 있다. 나아가, 통신부(1300)는 병원 내의 서버나 의료 장치뿐만 아니라, 의사나 환자의 휴대용 단말과 데이터 통신을 수행할 수도 있다.
- [0055] 통신부(1300)는 유선 또는 무선으로 네트워크(30)와 연결되어 서버(32), 의료 장치(34), 또는 휴대용 단말(36)과 데이터를 주고 받을 수 있다. 통신부(1300)는 외부 디바이스와 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수 있으며, 예를 들어 근거리 통신 모듈(1310), 유선 통신 모듈(1320), 및 이동 통신 모듈(1330)을 포함할 수 있다.
- [0056] 근거리 통신 모듈(1310)은 소정 거리 이내의 근거리 통신을 위한 모듈을 의미한다. 일 실시 예에 따른 근거리 통신 기술에는 무선 랜(Wireless LAN), 와이파이(Wi-Fi), 블루투스, 지그비(ZigBee), WFD(Wi-Fi Direct), UWB(ultra wideband), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association), BLE (Bluetooth Low Energy), NFC(Near Field Communication) 등이 있을 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0057] 유선 통신 모듈(1320)은 전기적 신호 또는 광 신호를 이용한 통신을 위한 모듈을 의미하며, 일 실시 예에 의한 유선 통신 기술에는 트위스티드 페어 케이블(twisted pair cable), 동축 케이블, 광섬유 케이블, 이더넷(ethernet) 케이블 등이 있을 수 있다.
- [0058] 이동 통신 모듈(1330)은, 이동 통신망 상에서 기지국, 외부의 단말, 서버 중 적어도 하나와 무선 신호를 송수신한다. 여기에서, 무선 신호는, 음성 호 신호, 화상 통화 호 신호 또는 문자/멀티미디어 메시지 송수신에 따른 다양한 형태의 데이터일 수 있다.
- [0059] 메모리(1500)는 초음파 진단 장치(1000)에서 처리되는 여러 가지 정보를 저장한다. 예를 들어, 메모리(1500)는 입/출력되는 초음파 데이터, 초음파 영상 등 대상체의 진단에 관련된 의료 데이터를 저장할 수 있고, 초음파 진단 장치(1000) 내에서 수행되는 알고리즘이나 프로그램을 저장할 수도 있다.
- [0060] 메모리(1500)는 플래시 메모리, 하드디스크, EEPROM 등 여러 가지 종류의 저장매체로 구현될 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(1000)는 웹 상에서 메모리(1500)의 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지(web storage) 또는 클라우드 서버를 운영할 수도 있다.
- [0061] 입력 디바이스(1600)는, 사용자로부터 초음파 진단 장치(1000)를 제어하기 위한 데이터를 입력받는 수단을 의미한다. 입력 디바이스(1600)의 예로는 키 패드, 마우스, 터치 패드, 터치 스크린, 트랙볼, 조그 스위치 등 하드웨어 구성을 포함할 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니며, 심전도 측정 모듈, 호흡 측정 모듈, 음성 인식 센서, 제스처 인식 센서, 지문 인식 센서, 홍채 인식 센서, 깊이 센서, 거리 센서 등 다양한 입력 수단을 더 포함할 수 있다.
- [0062] 제어부(1700)는 초음파 진단 장치(1000)의 동작을 전반적으로 제어한다. 즉, 제어부(1700)는 도 1에 도시된 프로브(20), 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 통신부(1300), 디스플레이부(1400), 메모리(1500), 및 입력 디바이스(1600) 간의 동작을 제어할 수 있다.
- [0063] 프로브(20), 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 통신부(1300), 디스플레이부(1400), 메모리(1500), 입력 디바이스(1600) 및 제어부(1700) 중 일부 또는 전부는 소프트웨어 모듈에 의해 동작할 수 있으나 이에 제한되지 않으며, 상술한 구성 중 일부가 하드웨어에 의해 동작할 수도 있다. 또한, 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 및 통신부(1300) 중 적어도 일부는 제어부(1600)에 포함될 수 있으나, 이러한 구현 형태에 제한

되지는 않는다.

- [0064] 도 2A 내지 도2B 는 일 실시 예에 따른 대상체가 천천히 힘을 가함으로써, 대상체의 조직의 변형이 일어나는 일 예를 도시한 도면이다.
- [0065] 일반적으로, 유방이나 전립선과 같은 대상체의 연조직에서 발생하는 암이나 종양은 주위 정상 조직보다 단단한 경향을 가진다. 그러나, 초음파 B모드 영상을 보면 암은 주위 정상 조직과 경계가 불분명하여 구별하기 힘들기 때문에, 조직의 단단한 정도를 영상화하여 더 정량적인 정보를 제공받을 수 있는 초음파 탄성 영상이 종양 또는 암 진단에 도움을 줄 수 있다.
- [0066] 초음파 탄성 영상은 측정하고자 하는 대상체의 조직에 기계적인 힘(Pressure)을 가하고 변형된 정도를 측정하여 영상화한 것이다.
- [0067] 즉, 탄성 영상법(elastography)은 대상체의 탄성(elasticity)을 영상으로 나타내는 것이다. 탄성 영상에서는 대상체의 탄성에 따라 화소의 밝기 및/또는 색상이 조절될 수 있다. 대상체의 탄성은 대상체에 가해진 압박으로 인한 대상체의 변형율(Strain, 스트레인)을 통해 획득될 수 있다.
- [0068] 이는 사용자가 대상체의 조직에 가해진 기계적인 힘을 정량적으로 측정하기가 어려우므로, 변형율(Strain, 스트레인)만 측정하여 영상화할 수 있다.
- [0069] 도 2A에서 도시한 바와 같이 사용자가 프로브(20)를 이용하여 대상체(10)에 기계적인 힘을 가하기 전에, 대상체(10)의 조직의 깊이가 L 이라면, 도2B에서 도시한 바와 같이 사용자가 프로브(20)를 이용하여 대상체(10)에 기계적인 힘을 가한 후에는 대상체(10)의 조직이 압축되는 변형이 일어난다.
- [0070] 도2B에서 도시한 바와 같이, 사용자가 힘을 가해준 힘의 방향으로 조직이 압축이 되어, 대상체(10)의 조직의 깊이가  $L-\Delta L$  이 된다.
- [0071] 상술한 바와 같이, 사용자가 프로브(20)를 이용하여 대상체(10)에 기계적인 힘을 가하기 전의 대상체(10)의 조직의 깊이와 비교하여, 대상체(10)에 기계적인 힘을 가한 후의 대상체(10)의 조직의 깊이는 힘의 방향으로  $\Delta L$  의 변위가 생긴다. 즉, 도2A 및 도2B에 따르면, 사용자가 프로브(20)를 이용하여 대상체(10)에 기계적인 힘을 가하는 과정에서, 대상체의 조직의 변형에 의한 변위(displacement)가 발생하게 된다.
- [0072] 일 실시 예에 따른 프로브(20)는 사용자가 프로브(20)를 이용하여 대상체(10)에 기계적인 힘을 가하는 과정에서, 대상체(10)로 초음파 신호를 송출하고, 대상체(10)로부터 반사된 응답 신호를 수신한다.
- [0073] 예를 들면, 일 실시 예에 따른 프로브(20)는 대상체(10)의 진단 부위에 주기적으로 힘을 가하여, 대상체의 조직의 변형을 주기적으로 측정할 수 있다.
- [0074] 예를 들면, 사용자는 프로브(20)로 대상체(10)의 진단 부위에 주기적으로 힘을 가하면서 대상체(10)로 초음파 신호를 송출하고, 주기적으로 압축 및 이완을 반복하는 대상체(10)로부터 반사된 응답 신호를 수신한다.
- [0075] 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치는 수신된 응답 신호에 기초하여 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있고, 초음파 영상 데이터에 대응되는 복수의 초음파 영상 프레임( $F(i), 1 \leq i \leq N$ )을 생성할 수 있다. 이 경우, 시간적으로 인접한 초음파 영상 프레임간에 변위를 산출할 수 있고, 산출된 변위에 기초하여 변위 영상 데이터가 획득될 수 있다.
- [0076] 또한, 변위 영상 데이터에 대응되는 복수의 변위 영상 프레임( $Fd(i), 1 \leq i \leq N-1$ )이 생성될 수 있다. 예를 들면, 변위 영상 프레임  $Fd(1)$  은 초음파 영상 프레임  $F(1)$  및 초음파 영상 프레임  $F(2)$  간에 산출된 변위 영상 데이터에 대응되는 변위 영상 프레임이고, 변위 영상 프레임  $Fd(N-1)$  은 초음파 영상 프레임  $F(N-1)$  및 초음파 영상 프레임  $F(N)$  간에 산출된 변위 영상 데이터에 대응되는 변위 영상 프레임을 나타낸다.
- [0077] 반면, 변위를 힘을 누르는 방향으로 미분하면 변형율이 산출되므로 변위 영상 프레임을 힘의 방향으로 미분하면 변형율 영상 프레임( $Fs(i), 1 \leq i \leq N-1$ )이 획득될 수 있다. 일 실시 예에 따른 탄성 영상 프레임은 변형율 영상 프레임을 포함할 수 있다.
- [0078] 이 경우, 변형율 영상 프레임에서는 변형율에 따라 영상의 화소의 밝기 및/또는 색상을 다르게 표시될 수 있다. 예를 들면, 변형율 영상에서 변형율이 작은 곳은 어둡게 나타날 수 있다.
- [0079] 도면에 도시하지는 않았지만, 대상체(10)는 탄성 영상법을 통해 병리학적 진단을 하고자 하는 관심 조직을 포함할 수 있다. 예를 들어, 관심 조직은 갑상선(Thyroid), 유방, 전립선 등을 포함할 수 있으며, 관심 조직에는 정



상 조직 같은 무른 조직과 암이나 종양 같은 단단한 조직들이 포함될 수 있다.

- [0080] 이 경우, 관심 조직에 단단한 정도가 다른 조직들이 사용자가 힘을 가한 방향으로 분포되어 있는 경우, 사용자가 프로브(20)로 대상체(10)의 조직을 천천히 누르면 무른 조직이 단단한 조직보다 더 많이 압축되어 변형이 크게 일어난다. 따라서, 힘의 방향으로 조직이 움직인 변위는 조직의 단단한 정도에 따라 서로 달라지고 이에 따라 변형율도 달라진다.
- [0081] 예를 들면, 대상체의 정상 조직 사이에 종양 또는 암이 있는 경우, 사용자가 프로브(20)로 대상체(10)의 조직을 천천히 누르면 종양 또는 암보다 정상 조직에서의 변위가 크게 일어난다. 이에 따라 종양의 변형율이 정상 조직의 변형율이 보다 작으므로, 같은 탄성 영상 내에서 정상 조직보다 어렵게 표시될 수 있다.
- [0082] 이에 따라, 초음파 탄성 영상은, 암과 주위 정상 조직과 경계가 불분명하여 구별하기 힘든 초음파 B모드 영상보다, 종양 또는 암 진단에 도움을 줄 수 있다.
- [0083] 다만, 실시간으로 획득되는 복수의 프레임에 대응되는 초음파 탄성 영상에는 탄성 품질이 좋은 영상과 나쁜 영상들이 혼재하여 있고, 또한 유사한 탄성 영상의 중복도 많이 있으므로 사용자가 탄성 품질이 좋은 영상을 선별 하기에 어려운 문제점이 있다.
- [0084] 이에 따라, 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치는 복수의 초음파 탄성 영상 프레임 중에 탄성 품질이 좋은 영상 프레임만을 자동으로 선택하여 실시간으로 디스플레이부에 표시함으로써, 사용자로 하여금 탄성 영상 프레임을 이용하여 진단을 하는데 편의를 제공할 수 있다.
- [0085] 도 3 은 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치의 구성을 도시한 블록도이다.
- [0086] 도 3에 도시된 바와 같이, 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000) (1000)는, 프로브(20), 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 디스플레이부(1400) 및 제어부(1700)를 포함한다.
- [0087] 이하 상기 구성요소들에 대해 차례로 살펴본다.
- [0088] 일 실시 예에 따른 제어부(1700)는 초음파 진단 장치의 전체 동작을 전반적으로 제어한다.
- [0089] 즉, 제어부(1700)는 도3 에 도시된 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 디스플레이부(1400) 간의 동작을 제어할 수 있다.
- [0090] 프로브(20), 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 디스플레이부(1400) 및 제어부(1700) 중 일부 또는 전부는 소프트웨어 모듈에 의해 동작할 수 있으나 이에 제한되지 않으며, 상술한 구성 중 일부가 하드웨어에 의해 동작할 수도 있다.
- [0091] 일 실시 예에 따른 프로브(20)는 초음파 송수신부(1100)(1100)로부터 인가된 구동 신호(driving signal)에 따라 대상체(10)로 초음파 신호를 송출하고, 대상체(10)로부터 반사된 에코 신호를 수신한다.
- [0092] 일 실시 예에 따른 초음파 송수신부(1100)는 대상체에 초음파 신호를 송신하고, 송신된 초음파 신호에 대한 응답 신호를 수신한다.
- [0093] 일 실시 예에 따른 초음파 송수신부(1100)의 송신부는 프로브(20)에 구동 신호를 공급하며, 일 실시 예에 따른 초음파 송수신부(1100)의 수신부는 프로브(20)로부터 수신되는 에코 신호를 처리하여 초음파 데이터를 생성한다.
- [0094] 예를 들면, 사용자는 프로브(20) 로 대상체(10)의 진단 부위에 주기적으로 힘을 가하면서 대상체(10)로 초음파 신호를 송출하고, 주기적으로 압축 및 이완을 반복하는 대상체(10)로부터 반사된 에코 신호를 수신한다.
- [0095] 이 경우, 초음파 진단 장치는 수신된 에코 신호를 처리하여 초음파 데이터를 생성한다.
- [0096] 일 실시 예에 따른 영상 처리부(1200)는 초음파 송수신부(1100)에서 생성된 초음파 영상 데이터에 대한 주사 변환(scan conversion) 과정을 통해 초음파 영상을 생성할 수 있다.
- [0097] 예를 들면, 초음파 영상은 B 모드(brightness mode) 영상, 도플러 영상, 변위 영상 또는 탄성 영상 중 적어도 하나 이상일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0098] 또한, 영상 처리부(1200)(1830)는 초음파 송수신부(1100)에서 생성된 초음파 영상 데이터에 기초하여, 변위 데이터(displacement data)를 생성할 수 있다.

- [0099] 예를 들면, 탄성도 처리부(1214)는 초음파 송수신부(1100)에서 생성된 초음파 영상 데이터로부터 변위 영상 데이터를 생성할 수 있다.
- [0100] 이 경우, 변위 영상 데이터는 초음파 데이터를 기초로 생성된 복수의 초음파 영상 프레임( $F1(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N\}$ ) 간의 변위와 관련된 데이터로써, 시계열적으로 인접한 두 초음파 영상 프레임간의 변위에 기초하여 생성될 수 있다. 예를 들면, 인접한 초음파 영상 프레임간에 변위를 계산하는 방법은 초음파 영상 데이터를 이용한 스펙클 추적 (speckle tracking) 방법, RF 데이터에서 혹은 복조 한 복소 데이터에서 자기상관, 상호상관을 이용한 계산법, SAD(sum of absolute difference) 등이 있다.
- [0101] 이 경우, 영상 생성부(1220)는 탄성도 처리부(1214)에서 생성된 변위 영상 데이터에 기초하여, 복수의 변위 영상 프레임( $Fd(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ ) 을 생성할 수 있다.
- [0102] 또한, 영상 처리부(1200)는 생성된 변위 영상 프레임에 기초하여 탄성 영상을 생성할 수 있다.
- [0103] 예를 들면, 탄성도 처리부(1214)는 초음파 송수신부(1100)에서 생성된 초음파 데이터로부터 대상체에 가해진 압박으로 인한 변위 데이터(displacement data)를 생성하고, 변위 데이터를 대상체에 가해진 압박의 방향으로 미분하여 변형율을 산출할 수 있다. 이 경우, 영상 생성부(1220)는 변형율에 기초하여 탄성 영상 프레임( $Fs(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ ) 을 생성할 수 있다.
- [0104] 따라서, 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는, 시계열적으로 연속적으로 획득된 초음파 영상 프레임( $F1(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N\}$ )을 기초로, 복수의 변위 영상 프레임( $Fd(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ ) 및 복수의 탄성 영상 프레임( $Fs(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ ) 을 생성할 수 있다.
- [0105] 예를 들면, 시계열적으로 인접한 두 초음파 영상 프레임간의 변위에 기초하여 복수의 변위 영상 프레임( $Fd(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ )이 생성되고, 복수의 변위 영상 프레임( $Fd(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ )을 합의 방향으로 미분하여 복수의 탄성 영상 프레임( $Fs(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ ) 이 생성될 수 있다.
- [0106] 또한, 일 실시 예에 따른 영상 처리부(1200)는 생성된 복수의 탄성 영상 프레임을 소정의 기준에 따라 복수개의 구간으로 분할할 수 있다. 예를 들면, 복수의 탄성 영상 프레임을 소정의 기준에 따라 복수의 프레임 셋으로 결정할 수 있다. 이 경우, 하나의 프레임 셋에 포함되는 복수의 탄성 영상 프레임은 하나의 구간에 포함된 복수의 탄성 영상 프레임과 대응될 수 있다. 즉, 일 실시 예에 따른 복수개의 구간은 복수의 프레임 셋에 대응되는 개념이다. 예를 들면,  $N-1$ 개의 탄성 영상 프레임( $Fs(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ )을 소정의 기준에 따라  $K$ 개의 프레임 셋  $S(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq K\}$ 으로 결정될 수 있다. 이 경우, 하나의 프레임 셋에는 연속된 복수개의 탄성 영상 프레임이 포함될 수 있다. 예를 들면,  $S(1)=\{Fs(1), Fs(2), Fs(3), \dots, Fs(m)\}$ ,  $S(2)=\{Fs(m+1), Fs(m+2), Fs(m+3), \dots\}$ 와 같은 식으로  $K$ 개의 프레임 셋이 결정될 수 있고,  $K$ 개의 프레임 셋의 개념은 일 실시 예에 따른 복수개의 구간의 개념과 대응될 수 있다. 이에 따르면, 하나의 프레임 셋에 포함된 복수의 탄성 영상 프레임은 일 실시 예에 따른 하나의 구간에 포함된 복수의 탄성 영상 프레임일 수 있다.
- [0107] 예를 들면, 복수의 탄성 영상 프레임은 대상체의 움직임에 기초하여, 복수개의 구간으로 분할될 수 있다. 이에 대해서는 도 7A 내지 도 7B 에서 자세하게 설명하기로 한다.
- [0108] 또한, 복수의 탄성 영상 프레임은 미리 결정된 프레임의 수에 기초하여, 복수개의 구간으로 분할될 수 있다. 이에 대해서는 도 7C에서 자세하게 설명하기로 한다.
- [0109] 또한, 일 실시 예에 따른 영상 처리부(1200)는 복수의 구간에 포함되는 적어도 하나 이상의 탄성 영상에 기초하여, 각각의 구간을 대표하는 대표 탄성 영상을 생성할 수 있다. 이 경우, 대표 탄성 영상에 대해서는 도 9 에서 자세하게 설명하기로 한다.
- [0110] 일 실시 예에 따른 메모리는 제어부(1700)의 처리 및 제어를 위한 알고리즘 이나 프로그램을 저장할 수도 있고, 초음파 진단 장치에 입력 및/또는 출력되는 데이터를 저장할 수 있다. 예를 들면, 메모리는 초음파 데이터, 초음파 영상 등 대상체의 진단에 관련된 의료 데이터를 저장할 수 있다.
- [0111] 일 실시 예에 따른 메모리는 초음파 영상 데이터, 변위 영상 데이터, 변형율에 관련된 데이터 등과 관련된 의료 데이터를 저장할 수 있다.
- [0112] 이 경우, 변형율에 관련된 데이터에는 탄성 영상의 변형율에 관련된 품질 정보도 포함될 수 있다. 예를 들면, 품질 정보는 탄성 영상과 다른 탄성 영상간의 변형율의 차이(STRAIN DIFFERENCE) 에 관한 정보인 것으로, 다른 탄성 영상은 탄성 영상의 이전 프레임에 대응되는 탄성 영상 및 사용자가 설정한 기준 탄성 영상 중 적어도 하

나 이상을 포함할 수 있다. 또한, 품질 정보는 탄성 영상의 평균 변형율의 크기 및 상관 계수(correlation coefficient) 중 적어도 하나 이상에 관한 정보를 포함할 수 있다.

- [0113] 예를 들면, 메모리는 플래시 메모리 타입(flash memory type), 하드디스크 타입(hard disk type), 멀티미디어 카드 마이크로 타입(multimedia card micro type), 카드 타입의 메모리(예를 들어 SD 또는 XD 메모리 등), 램(RAM, Random Access Memory) SRAM(Static Random Access Memory), 롬(ROM, Read-Only Memory), EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), PROM(Programmable Read-Only Memory) 자기 메모리, 자기 디스크, 광디스크 중 적어도 하나의 타입의 저장매체를 포함할 수 있다.
- [0114] 메모리에 저장된 프로그램들은 그 기능에 따라 복수 개의 모듈들로 분류할 수 있는데, 예를 들어, UI 모듈(미도시), 터치 스크린 모듈(미도시)등으로 분류될 수 있다.
- [0115] UI 모듈(미도시)은, 전자 기기와 연동되는 특화된 UI, GUI 등을 제공할 수 있다. UI 모듈(미도시)의 기능은 그 명칭으로부터 당업자가 직관적으로 추론할 수 있으므로, 구체적인 설명은 생략하기로 한다.
- [0116] 예를 들면 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치는 디스플레이부(1400)에 표시될 탄성 영상을 편집하기 위한 사용자 인터페이스를 제공할 수 있다.
- [0117] 예를 들면, 사용자는 사용자 인터페이스를 이용하여, 대상체에 대한 초음파 촬영 중에 실시간으로 초음파 영상을 디스플레이부(1400)에 표시할 수 있는 실시간 모드 및 초음파 촬영이 완료된 이후 메모리에 저장된 초음파 영상을 디스플레이부(1400)에 표시할 수 있는 리뷰 모드의 진입을 선택할 수 있다.
- [0118] 일 실시 예에 따른 디스플레이부(1400)는 액정 디스플레이(liquid crystal display), 박막 트랜지스터 액정 디스플레이(thin film transistor-liquid crystal display), 유기 발광 다이오드(organic light-emitting diode), 플렉시블 디스플레이(flexible display), 3차원 디스플레이(3D display) 중에서 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0119] 디스플레이부(1400)와 터치패드가 상호 레이어 구조를 이루어 터치 스크린으로 구성되는 경우, 디스플레이부(1400)는 출력 장치 이외에 입력 장치로도 사용될 수 있다. 터치스크린은 터치 입력 위치, 터치된 면적뿐만 아니라 터치 입력 압력까지도 검출할 수 있도록 구성될 수 있다. 또한, 터치스크린은 상기 터치(real-touch) 뿐만 아니라 근접 터치(proximity touch)도 검출될 수 있도록 구성될 수 있다.
- [0120] 일 실시 예에 따른 디스플레이부(1400)는 초음파 진단 장치에서 입력 및/또는 출력될 수 있는 영상 데이터를 표시할 수 있다.
- [0121] 예를 들면, 디스플레이부(1400)는 영상 처리부(1200)에서 생성된 초음파 영상을 출력할 수 있다.
- [0122] 예를 들면, 초음파 영상은 초음파 B모드 영상, 초음파 M모드 영상, 초음파 도플러 영상, 초음파 변위 영상, 초음파 탄성 영상 중 적어도 하나 이상을 포함하지만 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0123] 일 실시 예에 따른 디스플레이부(1400)는 시계열적으로 생성된 복수의 탄성 영상 프레임들을 출력할 수 있다.
- [0124] 또한, 일 실시 예에 따른 복수의 탄성 프레임은 복수개의 구간으로 분할될 수 있고, 일 실시 예에 따른 디스플레이부(1400)는 각 구간을 대표하는 대표 탄성 영상 프레임만을 출력할 수 있다.
- [0125] 이 경우, 일 실시 예에 따른 각 구간을 대표하는 대표 탄성 영상 프레임은 각 구간에 포함되는 적어도 하나의 탄성 영상 프레임에 기초하여 생성될 수 있다. 예를 들면, 각 구간을 대표하는 대표 탄성 영상 프레임은 각 구간에 포함된 복수의 탄성 영상 프레임 및 탄성 영상 프레임에 대응되는 품질 정보에 기초하여 생성되는 것으로, 디스플레이부(1400)는 품질 정보가 양호한 대표 탄성 영상 프레임만을 출력함으로써, 사용자에게 품질 좋은 탄성 영상을 제공할 수 있는 효과가 있다. 이에 대해서는 도 10 내지 도 13 에서 자세하게 설명하기로 한다.
- [0126] 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)의 동작들을 순서대로 상술한다.
- [0127] 도 4 는 일 실시 예에 따른 대표 탄성 영상을 표시하는 탄성 영상 표시 방법의 흐름도이다.
- [0128] 단계 100 에서 초음파 진단 장치(1000)는 대상체에 초음파 신호를 송신하고, 송신된 초음파 신호에 대한 응답 신호를 수신하여 초음파 영상 데이터를 획득한다.
- [0129] 단계 110 에서 초음파 진단 장치(1000)는 단계 100 에서 획득한 초음파 영상 데이터에 기초하여 변위 영상 데이터를 획득한다.

- [0130] 예를 들면, 변위 영상 데이터는 초음파 데이터를 기초로 생성된 복수의 초음파 영상 프레임( $F1(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N\}$ ) 간의 변위와 관련된 데이터로써, 시계열적으로 인접한 두 초음파 영상 프레임간의 변위에 기초하여 생성될 수 있다.
- [0131] 단계 120 에서 초음파 진단 장치(1000)는 단계 110 에서 획득한 변위 영상 데이터에 기초하여, 복수개의 탄성 영상을 생성한다.
- [0132] 예를 들면, 변위 영상 데이터에 기초하여, 복수의 변위 영상 프레임( $Fd(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ )가 생성될 수 있다. 또한, 변위 영상 데이터를 대상체에 가해진 압박의 방향으로 미분하면 변형율이 산출될 수 있다. 이 경우, 변형율에 기초하여 탄성 영상 프레임( $Fs(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ ) 이 생성될 수 있다.
- [0133] 단계 130 에서 초음파 진단 장치(1000)는 단계 120 에서 생성된 복수개의 탄성 영상을 소정의 기준에 따라 복수개의 구간으로 분할한다.
- [0134] 예를 들면,  $N-1$ 개의 탄성 영상 프레임( $Fs(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ )을 소정의 기준에 따라  $K$ 개의 프레임 셋  $S(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq K\}$ 으로 결정될 수 있다. 이 경우, 하나의 프레임 셋에는 연속된 복수개의 탄성 영상 프레임이 포함될 수 있다. 예를 들면,  $S(1)=\{Fs(1), Fs(2), Fs(3), \dots, Fs(m)\}$ ,  $S(2)=\{Fs(m+1), Fs(m+2), Fs(m+3), \dots\}$ 와 같은 식으로  $K$ 개의 프레임 셋이 결정될 수 있고,  $K$ 개의 프레임 셋의 개념은 일 실시 예에 따른 복수개의 구간의 개념과 대응될 수 있다. 이에 따르면, 하나의 프레임 셋에 포함된 복수의 탄성 영상 프레임은 일 실시 예에 따른 하나의 구간에 포함된 복수의 탄성 영상 프레임일 수 있다.
- [0135] 예를 들면, 복수의 탄성 영상 프레임은 변위 영상 데이터에 기초하여 추정된 대상체의 움직임에 기초하여, 복수개의 구간(예를 들면, 압축 구간(compression) 또는 이완 구간(release))으로 분할될 수 있다. 또한, 복수의 탄성 영상 프레임은 미리 결정된 프레임의 수 (예를 들면, 40 프레임마다 하나의 구간으로 결정)에 기초하여, 복수개의 구간으로 분할될 수 있다.
- [0136] 단계 140 에서 초음파 진단 장치(1000)는 단계 130 에서 분할된 구간에 포함되는 적어도 하나 이상의 탄성 영상 및 탄성 영상에 대응되는 품질 정보에 기초하여, 각 구간을 대표하는 대표 탄성 영상을 생성한다.
- [0137] 예를 들면, 탄성 영상의 품질 정보는 탄성 영상의 변형율(STRAIN)에 관련된 정보인 것으로, 탄성 영상의 변형율과 탄성 영상의 이전 프레임에 대응되는 탄성 영상의 변형율의 차이에 관한 정보일 수 있다. 또한, 탄성 영상의 품질 정보는 탄성 영상의 변형율과 사용자가 설정한 기준 탄성 영상의 변형율의 차이에 관한 정보일 수 있다.
- [0138] 또한, 탄성 영상의 품질 정보는 탄성 영상의 평균 변형율의 크기 및 상관 계수(correlation coefficient) 중 적어도 하나 이상에 관한 정보를 포함할 수 있다.
- [0139] 예를 들면, 각 구간을 대표하는 대표 탄성 영상 프레임은 각 구간에 포함된 복수의 탄성 영상 프레임 중에서 소정의 조건을 만족하는 품질 정보를 가진 탄성 영상일 수 있다. 또한, 각 구간을 대표하는 대표 탄성 영상 프레임은 각 구간에 포함된 적어도 하나 이상의 탄성 영상 프레임들의 합성에 의하여 생성될 수 있다.
- [0140] 단계 150 에서 초음파 진단 장치(1000)는 단계 140 에서 생성된 대표 탄성 영상을 디스플레이부(1400)에 표시한다.
- [0141] 예를 들면, 디스플레이부(1400)는 각 구간을 대표하는 대표 탄성 영상 프레임을 실시간으로 표시할 수 있다. 또한, 대표 탄성 영상 프레임은 실시간 초음파 영상과 함께 표시될 수 있다.
- [0142] 예를 들면, 실시간 초음파 영상은 초음파 영상은 초음파 B모드 영상, 초음파 M모드 영상, 초음파 도플러 영상, 초음파 변위 영상, 초음파 탄성 영상 중 적어도 하나 이상을 포함하지만 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0143] 또한, 일 실시 예에 따른 탄성 영상 프레임은 복수의 탄성 영상 프레임에 대응되는 품질 정보와 함께 표시될 수 있다.
- [0144] 또한, 일 실시 예에 따른 탄성 영상 프레임은 복수의 탄성 영상에 대응되는 변위 영상 데이터와 함께 표시될 수 있다.
- [0145] 도 5A는 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치가 시간적으로 인접한 초음파 영상 프레임  $F(i)$  및  $F(i+1)$ 을 비교하여, 대상체의 조직의 변형에 의한 변위(displacement)를 계산하는 일 예를 도시한 도면이다.
- [0146] 도 5A에서 도시한 바와 같이 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치는 프로브(20)로 대상체를 누르기 전의 데이터와 누른 뒤의 데이터로부터 누르는 방향의 변위를 계산할 수 있다.



- [0147] 도2A에서 도시한 바와 같이 사용자가 프로브로 대상체의 조직을 천천히 누르기 전(Static-Compression)에 획득된 초음파 영상 데이터와, 도2B에서 도시한 바와 같이 사용자가 대상체의 조직을 천천히 눌러서 힘을 인가하여 획득한 초음파 영상 데이터를 비교하여, 시계열적으로 인접한 두 초음파 영상 프레임간의 변위를 계산할 수 있다.
- [0148] 예를 들면, 인접한 초음파 영상 프레임간에 변위를 계산하는 방법은 초음파 영상 데이터를 이용한 스펙클 추적(speckle tracking) 방법, RF 데이터에서 혹은 복조 한 복소 데이터에서 자기상관, 상호상관을 이용 한 계산법, SAD(sum of absolute difference) 등이 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0149] 예를 들면, 변위 계산의 정밀도는 sub- $\mu\text{m}$  이내의 해상도를 요구하는데 SNR을 높이기 위하여 0.5~2 mm정도의 data window에 대하여 상관(correlation)을 계산한다. 얻어진 s 변위값에 대하여 미분을 하므로 노이즈에 민감하여 노이즈를 제거 하기 위한 신호처리를 하면 최종적으로 얻어지는 변형률 영상의 해상도는 수 mm 정도가 된다.
- [0150] 예를 들면, 도5A 에서 도시한 바와 같이 압축 전과 압축 후의 주사선 데이터에 대한 변위 계산 모델이 나타날 수 있다. 도5A에서 도시한 바와 같이, 압축하기 전의 데이터(초음파 영상 프레임  $F(i)$ )에 비하여, 힘을 가하여 압축한 후의 데이터(초음파 영상 프레임  $F(i+1)$ )는 신호 길이가 짧아져 있다.
- [0151] 예를 들면, 트랜스듀서 표면에서 시작하는 응답 신호는 변위가 영이므로 여기서부터 변위를 계산할 수 있다. 상관을 계산하기 위한 윈도우(data window)를 정하여 변위를 계산한 뒤 깊이 방향으로 윈도우를 이동시키면서 변위를 계산할 수 있다. 깊이 가면 두 신호의 변위가 커지므로 변위를 미리 추정하여 윈도우를 변위 계산 가능한 위치로 이동시켜야 한다. 즉 윈도우 A 와 A' 은 가까이 있지만 B 와 B' 은 떨어져 있으므로 미리 B' 의 데이터 위치를 추정하여 B 와 비교한다.
- [0152] 도 5B는 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치가 시계열적으로 연속된 프레임마다 획득한 변위 영상 데이터를 도시한 도면이다.
- [0153] 예를 들면, 복수의 초음파 영상 프레임( $F1(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N\}$ )에서 인접한 두 초음파 영상 프레임간의 변위와 관련된 변위 영상 데이터에 기초하여, 복수의 변위 영상 프레임( $Fd(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ )가 생성될 수 있다. 이 경우, 일 실시 예에 따른 복수의 탄성 영상 프레임( $Fs(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ )은 복수의 변위 영상 프레임( $Fd(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ )을 대상체에 가해진 압박의 방향으로 미분하여 획득될 수 있다.
- [0154] 이 때, 도 5B 에서 도시한 바와 같이 가로축은 복수의 변위 영상 프레임( $Fd(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ )이고, 세로축은 각 변위 영상 프레임에 대응되는 변위 영상 데이터가 획득될 수 있다.
- [0155] 또한, 도 5B 에서의 가로축은 복수의 변위 영상 프레임을 압박의 방향으로 미분한 복수의 탄성 영상 프레임( $Fs(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq N-1\}$ )일 수 있다. 이 경우, 일 실시 예에 따른 가로축의 복수의 탄성 영상 프레임은 소정의 기준에 따라 복수의 구간으로 분할될 수 있는 데, 이에 대해서는 도 6 내지 도7 에서 자세하게 알아보기로 한다.
- [0156] 도6 은 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치에서 시계열적으로 연속된 복수개의 탄성 영상 프레임을 소정의 기준에 따라 복수개의 구간으로 분할하는 일 예를 도시한 도면이다.
- [0157] 예를 들면, 일 실시 예에 따른 복수의 탄성 영상 프레임은 소정의 기준에 따라 기초하여 도6 에서 도시한 바와 같이, 제1 구간 내지 제 6 구간으로 분할될 수 있다.
- [0158] 이 경우, 일 실시 예에 따른 복수개의 구간은 복수의 프레임 셋에 대응되는 개념이다.
- [0159] 예를 들면, 도 6 에서 도시한 바와 같이 210 개의 탄성 영상 프레임( $Fs(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq 210\}$ )을 소정의 기준에 따라 6개의 프레임 셋  $S(i)=\{i \text{는 자연수} \mid 1 \leq i \leq 6\}$ 으로 결정될 수 있다. 이 경우, 하나의 프레임 셋에는 연속된 복수개의 탄성 영상 프레임이 포함될 수 있다.
- [0160] 예를 들면, 도6 에서 도시한 바와 같이,  $S(1)=\{Fs(1), Fs(2), Fs(3), \dots, Fs(50)\}$ ,  $S(2)=\{Fs(51), \dots, Fs(92)\}$ ,  $S(3)=\{Fs(93), \dots, Fs(120)\}$ ,  $S(4)=\{Fs(121), \dots, Fs(150)\}$ ,  $S(5)=\{Fs(151), \dots, Fs(183)\}$ ,  $S(6)=\{Fs(184), \dots, Fs(212)\}$ 와 같은 식으로 6 개의 프레임 셋이 결정될 수 있고, 6개의 프레임 셋의 개념은 일 실시 예에 따른 6개의 구간의 개념과 대응될 수 있다. 이에 따르면, 하나의 프레임 셋에 포함된 복수의 탄성 영상 프레임은 일 실시 예에 따른 하나의 구간에 포함된 복수의 탄성 영상 프레임일 수 있다.

- [0161] 이 경우, 예를 들면 소정의 기준은 변위 영상 데이터에 기초하여 추정된 대상체의 움직임에 기초한 정보일 수 있다. 또한, 소정의 기준은 미리 결정된 프레임의 수일 수 있다.
- [0162] 도 7A 내지 도 7B 는 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치에서 복수개의 탄성 영상 프레임을 대상체의 움직임에 기초하여, 복수개의 구간으로 분할하는 다양한 예를 도시한 도면이다.
- [0163] 도 7A 내지 도 7B 에서 도시한 바와 같이 가로축의 복수의 탄성 영상 프레임은 세로축의 변위 영상 데이터에 기초하여 복수개의 구간으로 분할될 수 있다.
- [0164] 예를 들면, 가로축의 복수의 탄성 영상 프레임은 세로축의 변위 영상 데이터의 최대 변위 및 변곡점에 기초하여, 도 7A 에서 도시한 바와 같이 제1 구간 내지 제 5 구간으로 분할되거나 도 7B 에서 도시한 바와 같이 제1 구간 내지 제3 구간으로 분할될 수 있다.
- [0165] 이 경우, 변위 영상 데이터는 시계열적으로 인접한 두 초음파 영상 프레임간의 변위에 기초하여 생성될 수 있는데, 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 연속적인 복수의 변위 영상 데이터에 기초하여 대상체의 조직의 변형에 대응되는 대상체의 움직임을 추정할 수 있다.
- [0166] 예를 들면, 대상체의 조직에 기계적인 힘(Pressure)이 가해져서 대상체에 압축이 일어날 때는 도 5A 에서 도시한 바와 같이 압축하기 전의 데이터(초음파 영상 프레임  $F(i)$ )에 비하여, 힘을 가하여 압축한 후의 데이터(초음파 영상 프레임  $F(i+1)$ )는 신호 길이가 짧아져 있으므로, 시계열적으로 인접한 두 초음파 영상 프레임간의 변위 값은 음수가 된다.
- [0167] 반면, 대상체의 조직에 가해지던 기계적인 힘(Pressure)을 제거하거나 약하게 하여, 압축이 된 대상체에 이완이 일어날 때는, 이완하기 전의 데이터에 비하여 이완한 후의 데이터의 신호 길이가 길어져 있으므로, 시계열적으로 인접한 두 초음파 영상 프레임간의 변위 값은 양수가 된다.
- [0168] 따라서, 도 7A 내지 도7B 에서 도시한 바와 같이 대상체에 아무런 힘이 가해지지 않은 경우의 변위 영상 데이터를 영이라고 한 경우, 대상체의 압축이 일어날 때의 변위 값은 음수인 바, 변위 영상 데이터의 값은 0 에서부터 음수로 감소하게 된다. 반면, 대상체의 이완이 일어날 때의 변위 값은 양수인 바 도 7A 내지 도7B 에서 도시한 바와 같이 변위 영상 데이터의 값은 음수에서 0으로 증가하게 된다. 즉, 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치(1000)에서는, 변위 영상 데이터에 기초하여 대상체의 움직임을 추정할 수 있다.
- [0169] 도 7A 에서 도시한 바와 같이, 복수의 탄성 영상 프레임은 제1 구간 내지 제5 구간으로 분할될 수 있다. 예를 들면, 복수의 탄성 영상 프레임들은,  $S(1)=\{FS(i) \mid i \text{는 자연수}, a \leq i \leq b\}$ ,  $S(2)=\{FS(i) \mid i \text{는 자연수}, b+1 \leq i \leq c\}$ ,  $S(3)=\{FS(i) \mid i \text{는 자연수}, c+1 \leq i \leq d\}$ ,  $S(4)=\{FS(i) \mid i \text{는 자연수}, d+1 \leq i \leq e\}$ ,  $S(5)=\{FS(i) \mid i \text{는 자연수}, e+1 \leq i \leq f\}$ 의 구간으로 분할될 수 있다.
- [0170] 이 경우, 도 7A에서 도시한 바와 같이  $S(1)$ ,  $S(3)$ ,  $S(5)$  의 구간에서의 변위 영상 데이터의 값이 0 에서부터 음수로 감소하는 바,  $S(1)$ ,  $S(3)$ ,  $S(5)$  의 구간은 대상체에 압축(Compression)이 일어나는 구간이라고 추정될 수 있다. 또한,  $S(2)$ 와  $S(4)$ 의 구간에서의 변위 영상 데이터의 값은 음수에서 0으로 증가하는 바,  $S(2)$ 와  $S(4)$ 의 구간은 대상체에 이완(Release)이 일어나는 구간이라고 추정될 수 있다.
- [0171] 또한, 도 7B 에서 도시한 바와 같이, 복수의 탄성 영상 프레임은 제1 구간 내지 제3 구간으로 분할될 수 있다. 예를 들면, 복수의 탄성 영상 프레임들은,  $S(1)=\{FS(i) \mid i \text{는 자연수}, a \leq i \leq b\}$ ,  $S(2)=\{FS(i) \mid i \text{는 자연수}, b+1 \leq i \leq c\}$ ,  $S(3)=\{FS(i) \mid i \text{는 자연수}, c+1 \leq i \leq d\}$ 의 구간으로 분할될 수 있다.
- [0172] 이 경우,  $S(1)$ ,  $S(2)$ ,  $S(3)$  의 각 구간에서의 변위 영상 데이터의 값은 0 에서부터 음수로 감소하다가 다시 0으로 증가하는 하는 바, 각 구간은 대상체에 압축(Compression) 및 대상체에 이완(Release)이 일어나는 한 주기를 포함하는 구간이다.
- [0173] 도 7A 및 도 7B에서 도시한 바와 같이, 일 실시 예에 따른 복수의 탄성 영상 프레임은 변위 영상 데이터에 의하여 추정되는 대상체의 움직임에 따라, 복수의 구간으로 분할될 수 있다.
- [0174] 도 7C 는 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치에서 복수개의 탄성 영상 프레임을 미리 결정된 프레임의 수에 기초하여, 복수개의 구간으로 분할하는 다양한 예를 도시한 도면이다.
- [0175] 도 7C 에서 도시한 바와 같이, 복수개의 탄성 영상 프레임은 40개의 탄성 영상 프레임을 각각 포함하는 제1 구간 내지 제5 구간으로 분할될 수 있다.

- [0176] 도 7C 에서 도시한 바와 같이, 복수의 탄성 영상 프레임들은,  $S(1)=\{FS(i) \mid i \text{는 자연수, } 1 \leq i \leq 40\}$ ,  $S(2)=\{FS(i) \mid i \text{는 자연수, } 41 \leq i \leq 80\}$ ,  $S(3)=\{FS(i) \mid i \text{는 자연수, } 81 \leq i \leq 120\}$ ,  $S(4)=\{FS(i) \mid i \text{는 자연수, } 121 \leq i \leq 160\}$ ,  $S(5)=\{FS(i) \mid i \text{는 자연수, } 161 \leq i \leq 200\}$ 의 구간으로 분할될 수 있다.
- [0177] 이 경우, 각 구간에 포함되는 탄성 영상 프레임의 수는 사용자에 의하여 설정되거나, 디폴트로 설정될 수 있다.
- [0178] 도 8은 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치에서 탄성 영상에 대응되는 품질 정보에 기초하여, 복수개의 구간을 대표하는 대표 탄성 영상을 선택하는 일 예를 도시한 도면이다.
- [0179] 일 실시 예에 따른 품질 정보는 탄성 영상의 변형율(STRAIN)에 관련된 정보를 포함하는 것이다.
- [0180] 예를 들면, 품질 정보는 탄성 영상과 다른 탄성 영상간의 변형율의 차이(STRAIN DIFFERENCE)에 관한 정보인 것으로, 다른 탄성 영상은 탄성 영상의 이전 프레임에 대응되는 탄성 영상 및 사용자가 설정한 기준 탄성 영상 중 적어도 하나 이상을 포함할 수 있다.
- [0181] 이 경우, 인접한 두 탄성 영상 프레임간의 변형율의 차이가 낮으면 탄성 영상 프레임간의 일관성이 높은 것을 의미하며 품질 정보가 높다고 판단될 수 있다. 따라서, 일 실시 예에 따른 품질 정보는 도8 에서 도시한 바와 같이 변형율의 차이(STRAIN DIFFERENCE)에 기초하여 판단될 수 있다.
- [0182] 도 8에서 도시한 바와 같이 복수 개의 탄성 영상 프레임은 소정의 기준에 따라 제1 구간 내지 제6 구간으로 분할될 수 있다. 이 경우, 소정의 기준에 대한 설명은 도 7A 내지 도7C 에서 상술한 바와 중복되므로 생략하기로 한다.
- [0183] 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 각 구간에 포함되는 적어도 하나 이상의 탄성 영상 및 탄성 영상에 대응되는 품질 정보에 기초하여, 각 구간을 대표하는 대표 탄성 영상을 생성할 수 있다.
- [0184] 예를 들면, 각 구간을 대표하는 대표 탄성 영상은 각 구간에 포함된 적어도 하나 이상의 탄성 영상 중, 소정의 조건을 만족하는 품질 정보를 가진 탄성 영상일 수 있다.
- [0185] 예를 들면, 소정의 조건은 각 구간에서 탄성 영상과 다른 탄성 영상간의 변형율의 차이(STRAIN DIFFERENCE)가 최소인 탄성 영상 프레임을 선택하는 조건일 수 있다.
- [0186] 이 경우, 각 구간에서 인접한 두 탄성 영상 프레임간의 변형율의 차이가 최소인 탄성 영상 프레임이 대표 탄성 영상으로 선택될 수 있다.
- [0187] 또한, 각 구간에서 사용자가 설정한 기준 탄성 영상의 변형율과 탄성 영상 프레임간의 변형율의 차이가 최소인 탄성 영상 프레임이 대표 탄성 영상으로 선택될 수 있다.
- [0188] 도 8 에서 도시한 바와 같이, 제1 구간에서 변형율의 차이가 최소인 탄성 영상 프레임 FS(a)가 제1 구간을 대표하는 대표 탄성 영상 프레임 A 로 선택될 수 있다. 마찬가지로, 제2 구간의 대표 탄성 영상 프레임 B (FS(b)), 제 3 구간을 대표하는 대표 탄성 영상 프레임 C (FS(c)), 제 4 구간을 대표하는 대표 탄성 영상 프레임 D (FS(d)), 제 5 구간을 대표하는 대표 탄성 영상 프레임 E (FS(e)), 제 6 구간을 대표하는 대표 탄성 영상 프레임 F (FS(f))가 생성될 수 있다.
- [0189] 또한, 품질 정보는 탄성 영상의 평균 변형율의 크기 및 상관 계수(correlation coefficient) 중 적어도 하나 이상에 관한 정보를 포함할 수 있다.
- [0190] 도 9는 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치에서 구간에 포함된 적어도 하나 이상의 탄성 영상을 합성하여, 대표 탄성 영상을 생성하는 일 예를 도시한 도면이다.
- [0191] 일 실시 예에 따른 각 구간을 대표하는 대표 탄성 영상은 각 구간에 포함된 적어도 하나 이상의 탄성 영상을 합성하여 생성될 수 있다.
- [0192] 예를 들면, 대표 탄성 영상은 각 구간에 포함된 모든 탄성 영상 프레임을 합성하여 생성될 수 있다. 또한, 대표 탄성 영상은 각 구간에 포함된 복수개의 탄성 영상 프레임 중에서 소정의 조건을 만족하는 품질 정보를 가진 복수의 탄성 영상 프레임만을 합성하여 생성될 수 있다.
- [0193] 도 9 에서 도시한 바와 같이, 복수의 탄성 영상 프레임은 제1 구간 내지 제6 구간으로 분할될 수 있는데, 제1 구간을 대표하는 대표 탄성 영상 프레임 A 4 는 제1 구간에 포함된 탄성 영상 프레임 FS(a1), FS(a2) 및 FS(a3)을 합성하여 생성될 수 있다.

- [0194] 일 실시 예에 따른 복수의 탄성 영상 프레임의 영상 합성 방법은 이동 평균(Moving average) 방법, 품질 정보에 따른 가중 평균 등의 방법이 사용될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0195] 또한, 사용자는 사용자 인터페이스를 이용하여, 대상체에 대한 초음파 촬영 중에 실시간으로 초음파 영상을 디스플레이부(1400)에 표시할 수 있는 실시간 모드 및 초음파 촬영이 완료된 이후 메모리에 저장된 초음파 영상을 디스플레이부(1400)에 표시할 수 있는 리뷰 모드의 진입을 선택할 수 있다.
- [0196] 도10 내지 도11 은 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치에서 실시간 초음파 영상과 함께 대표 탄성 영상을 함께 표시하는 다양한 예를 도시한 도면이다.
- [0197] 일 실시 예에 따른 디스플레이부(1400)는 초음파 진단 장치에서 입력 및/또는 출력될 수 있는 영상 데이터를 표시할 수 있다. 예를 들면, 디스플레이부(1400)는 영상 처리부(1200)에서 생성된 초음파 영상을 출력할 수 있다.
- [0198] 예를 들면, 초음파 영상은 초음파 B모드 영상, 초음파 M모드 영상, 초음파 도플러 영상, 초음파 변위 영상, 초음파 탄성 영상 중 적어도 하나 이상을 포함하지만 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0199] 일 실시 예에 따른 디스플레이부(1400)는 시계열적으로 생성된 복수의 탄성 영상 프레임을 출력할 수 있다. 예를 들면, 디스플레이부(1400)는 시계열적으로 생성된 연속적인 복수의 탄성 영상 프레임을 실시간으로 표시할 수 있다.
- [0200] 또한, 일 실시 예에 따른 복수의 탄성 프레임은 복수개의 구간으로 분할될 수 있고, 일 실시 예에 따른 디스플레이부(1400)는 각 구간을 대표하는 대표 탄성 영상 프레임만을 출력할 수 있다. 예를 들면, 디스플레이부(1400)는 각 구간을 대표하는 대표 탄성 영상 프레임을 실시간으로 표시할 수 있다.
- [0201] 또한, 일 실시 예에 따른 대표 탄성 영상은 일 실시 예에 따른 복수의 구간이 종료될 때마다 가장 최근에 종료된 구간을 대표하는 대표 탄성 영상으로 업데이트되어 표시될 수 있다. 이 경우, 이미 종료된 복수의 구간을 대표하는 복수의 대표 탄성 영상도 함께 표시될 수 있다.
- [0202] 일 실시 예에 따른 디스플레이부(1400)는 실시간 초음파 영상 및 대표 탄성 영상을 함께 표시할 수 있다.
- [0203] 예를 들면, 실시간 초음파 영상은 도 10 에서 도시한 바와 같은 실시간 탄성 영상 및 도 11 에서 도시한 바와 같은 실시간 B모드 영상 중 적어도 하나 이상을 포함할 수 있다.
- [0204] 도12 은 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치에서 품질 정보와 대표 탄성 영상을 함께 표시하는 일 예를 도시한 도면이다.
- [0205] 일 실시 예에 따른 디스플레이부(1400)는 복수의 탄성 영상 프레임에 대응되는 품질 정보를 함께 표시할 수 있다.
- [0206] 예를 들면, 도 12 에서 도시한 바와 같이 디스플레이부(1400)는 대표 탄성 영상 및 복수의 탄성 영상 프레임에 대응되는 변형율 차이 정보를 함께 표시할 수 있다.
- [0207] 또한, 디스플레이부(1400)는 도 12 에서 도시한 바와 같이 대표 탄성 영상 프레임을 출력하면서, 표시되는 대표 탄성 영상이 복수개의 탄성 영상 프레임 중에서  $F_s(61)$  에 해당되는 탄성 영상 프레임을 알려주는 표식(예를 들면, 세로 바)을 함께 표시할 수 있다.
- [0208] 도13 은 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치(1000)에서 변위 영상 데이터와 대표 탄성 영상을 함께 표시하는 일 예를 도시한 도면이다.
- [0209] 일 실시 예에 따른 디스플레이부(1400)는 도 13 에서 도시한 바와 같이 복수의 탄성 영상 프레임에 대응되는 변위 영상 데이터를 함께 표시할 수 있다.
- [0210] 예를 들면, 도 13 에서 도시한 바와 같이 디스플레이부(1400)는 대표 탄성 영상 및 복수의 탄성 영상 프레임에 대응되는 변위 영상 데이터를 함께 표시할 수 있다. 이 경우, 디스플레이부(1400)에 표시되는 변위 영상 데이터에 기초하여 대상체의 움직임 정보 (예를 들면, 압축 또는 이완) 가 함께 제공될 수 있다.
- [0211] 또한, 디스플레이부(1400)는 도 13 에서 도시한 바와 같이 대표 탄성 영상 프레임을 출력하면서, 표시되는 대표 탄성 영상이 복수개의 탄성 영상 프레임 중에서  $F_s(63)$  에 해당되는 탄성 영상 프레임을 알려주는 표식(예를 들면, 세로 바)을 함께 표시할 수 있다.
- [0212] 상술한 바와 같이 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 실시간으로 획득되는 복수개의 탄성 영상 프레

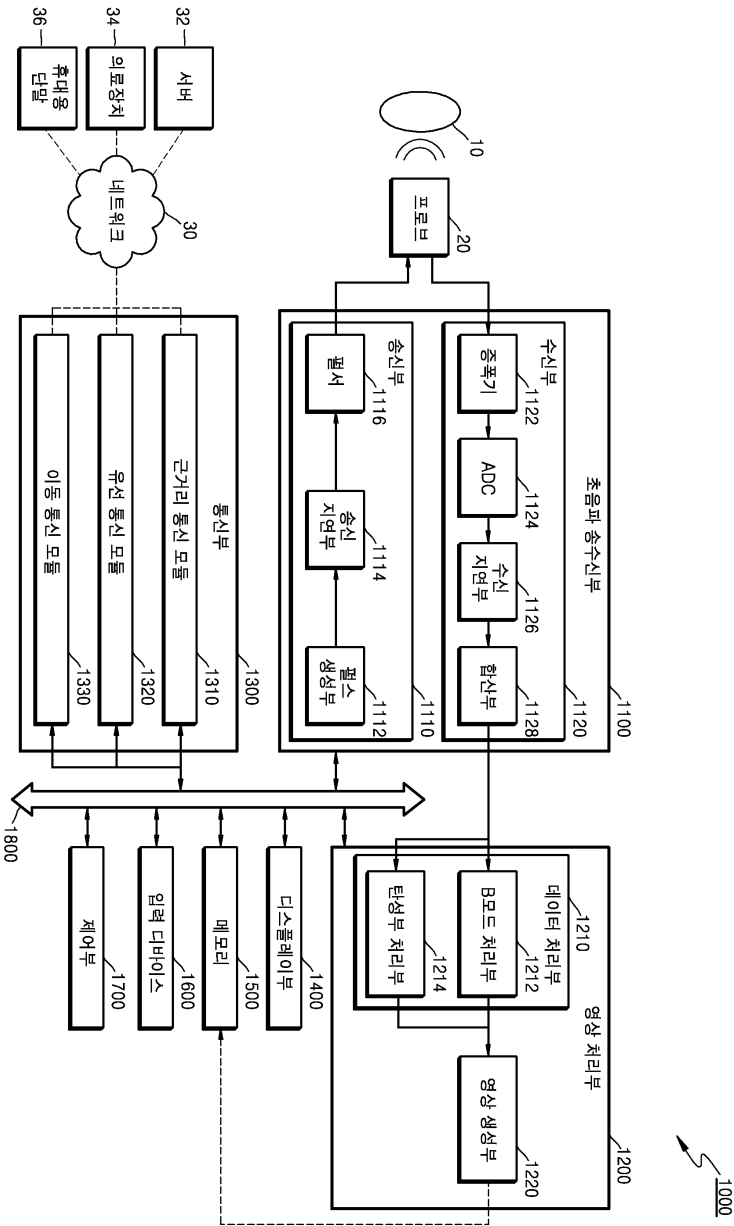
임 중에서 품질 정보가 좋은 대표 탄성 영상들만을 디스플레이부(1400)에 출력할 수 있다. 또한 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치(1000)는 대표 탄성 영상 및 대표 탄성 영상에 대응되는 품질 정보 및 움직임 정보 중 적어도 하나 이상을 함께 출력할 수 있다.

[0213] 일 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다.

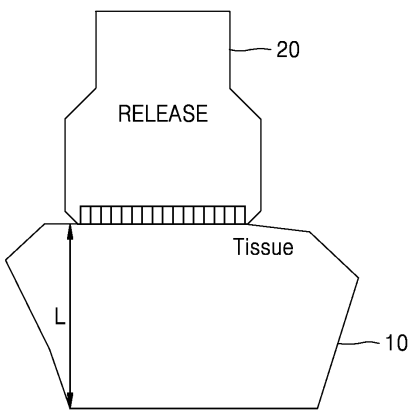
[0214] 이상에서 실시예에 대하여 상세하게 설명하였지만 권리범위는 이에 한정되는 것은 아니고 다음의 청구범위에서 정의하고 있는 기본 개념을 이용한 당업자의 여러 변형 및 개량 형태 또한 권리범위에 속한다.

도면

도면1

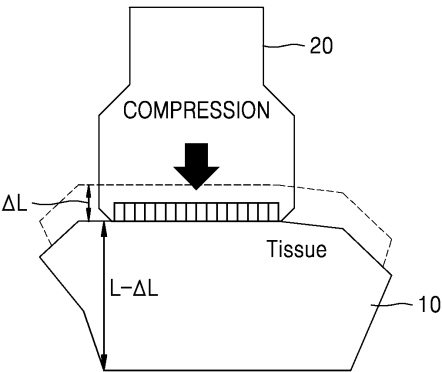


도면2a

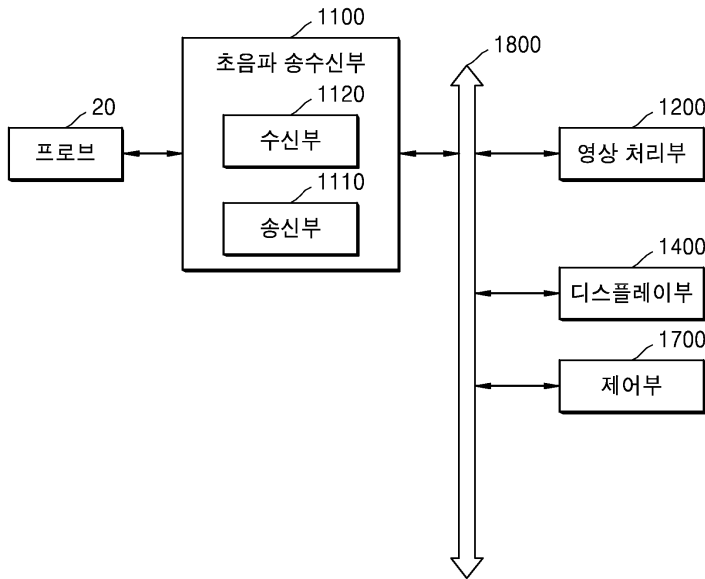




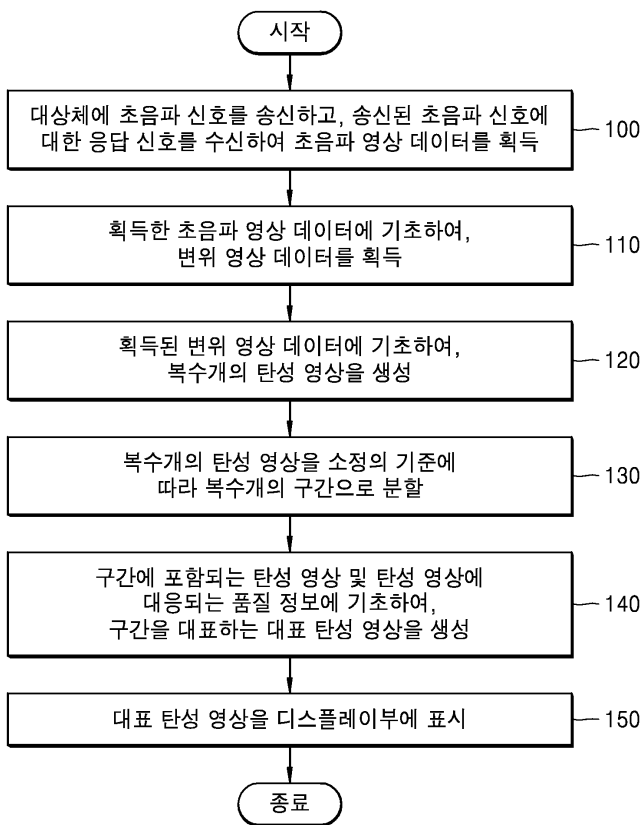
도면2b



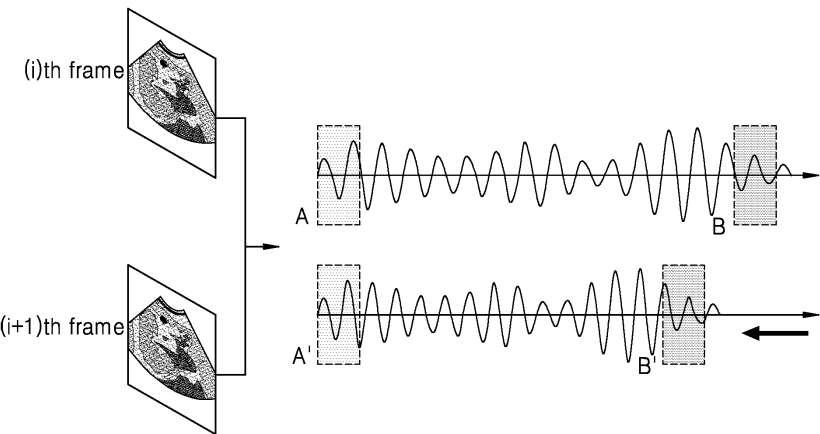
도면3



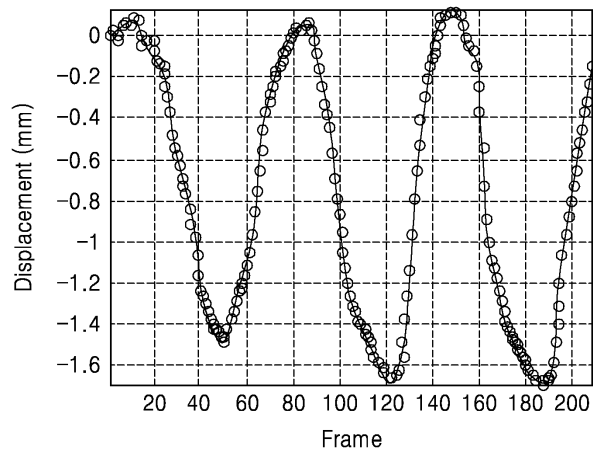
도면4



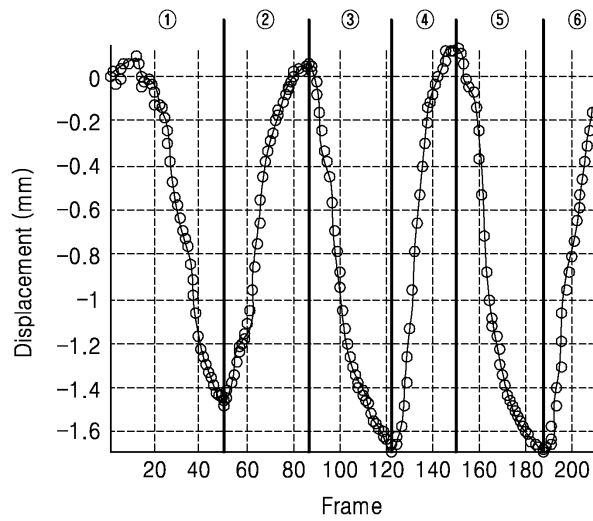
도면5a



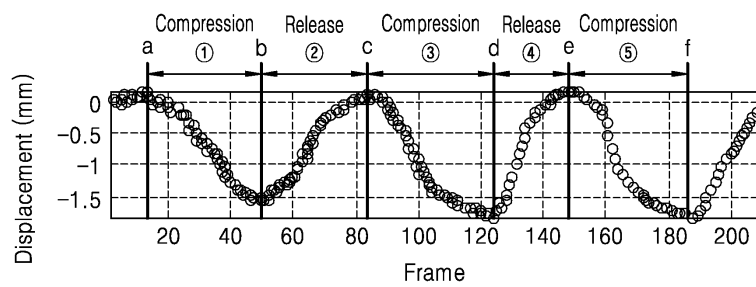
도면5b



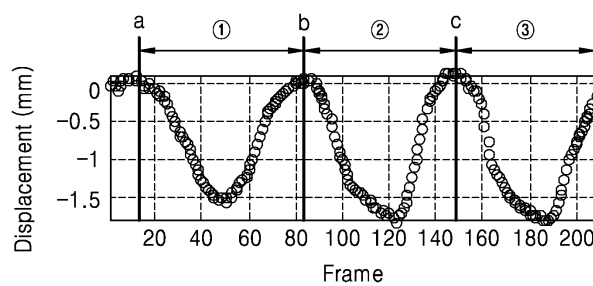
도면6



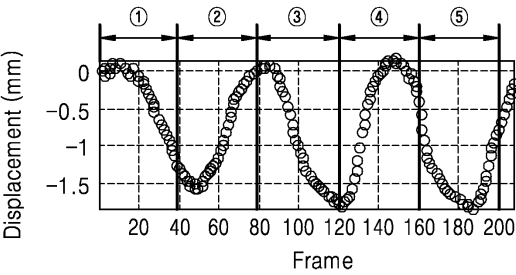
도면7a



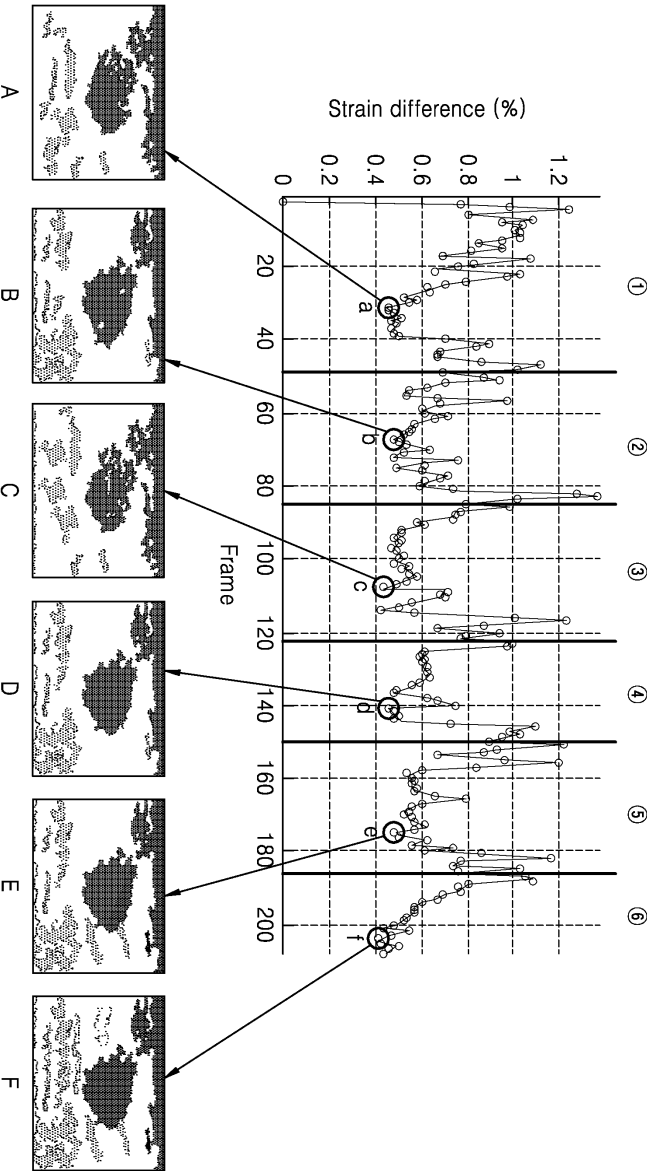
도면7b



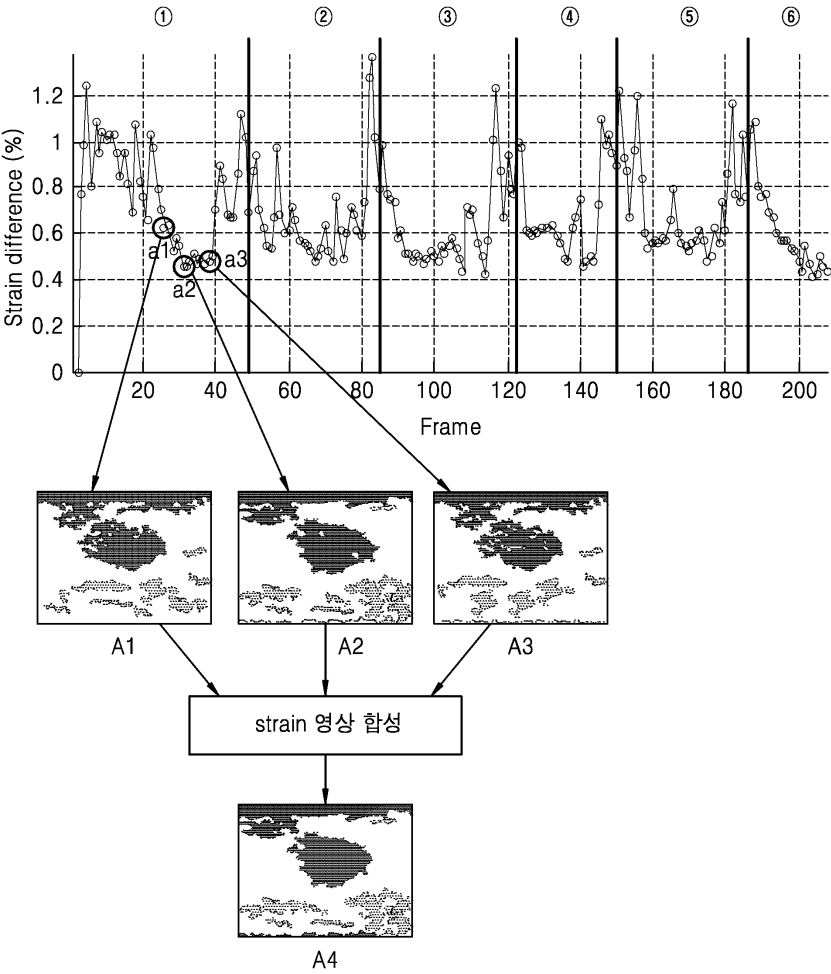
도면7c



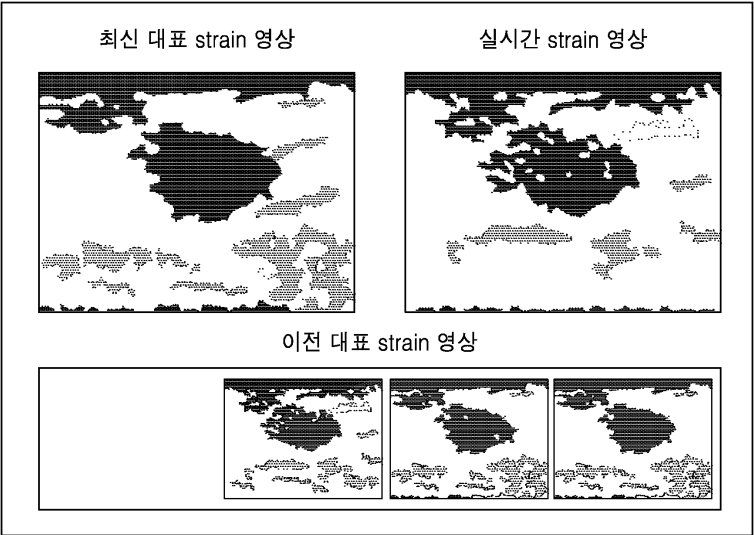
도면8



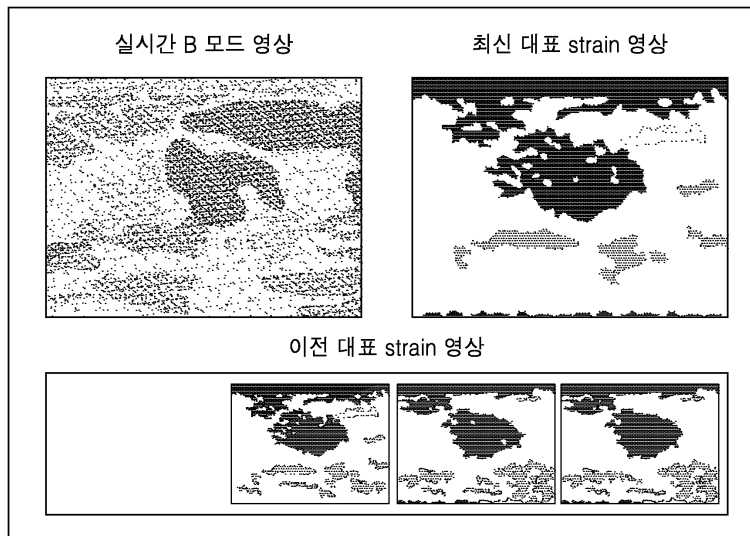
도면9



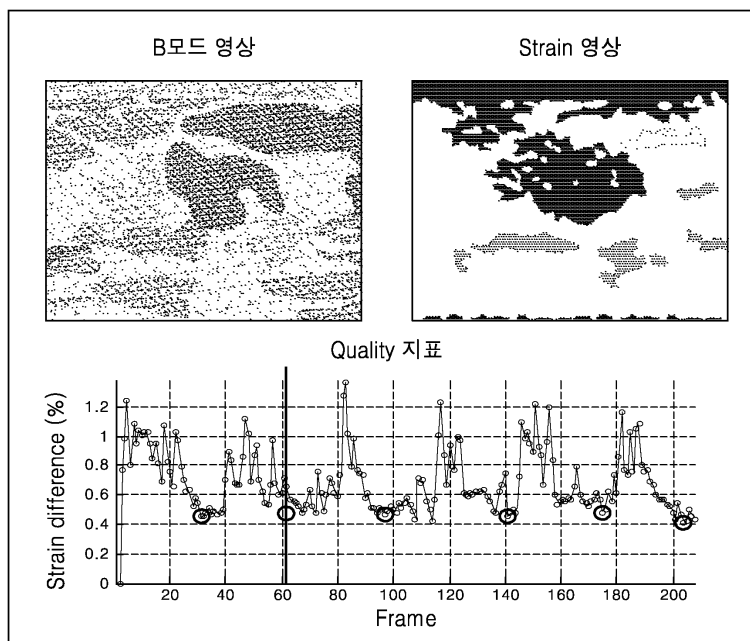
도면10



도면11

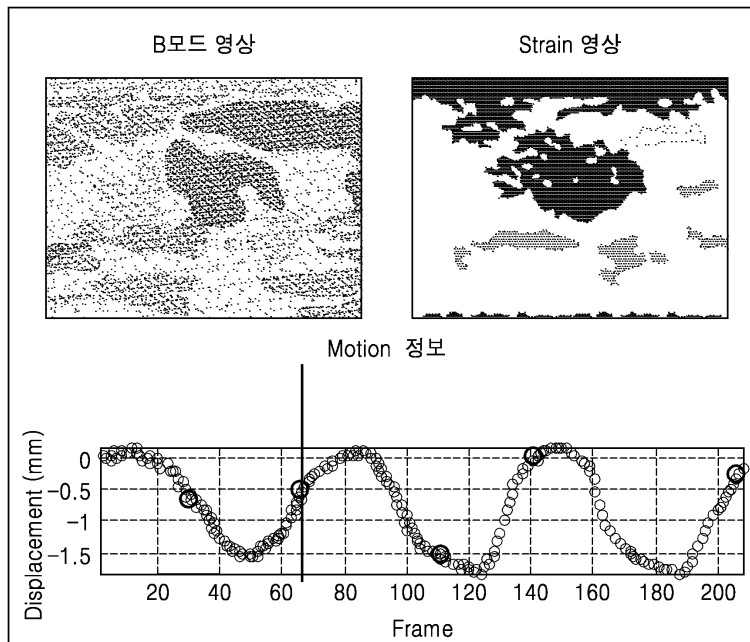


도면12





도면13



|                |                                                                     |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 发明名称：显示弹性图像的方法和超声诊断设备                                               |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">KR101649725B1</a>                                       | 公开(公告)日 | 2016-08-19 |
| 申请号            | KR1020150067595                                                     | 申请日     | 2015-05-14 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 三星电子株式会社                                                            |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 三星电子有限公司                                                            |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 三星电子有限公司                                                            |         |            |
| [标]发明人         | KONG DONG GEON<br>공동건<br>PARK JUN HO<br>박준호<br>LEE HYOUNG KI<br>이형기 |         |            |
| 发明人            | 공동건<br>박준호<br>이형기                                                   |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/08 A61B8/00                                                   |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/485 A61B8/5223 A61B8/463 A61B8/5246 A61B8/5207 A61B8/5215     |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                           |         |            |

# 摘要(译)

根据本发明的实施例，提供了一种发送超声信号的方法，该方法包括：将超声信号发送到目标对象并接收对发送的超声信号的响应信号；基于接收的响应信号获取超声图像数据；基于所获取的超声图像数据获取位移图像数据；基于所获得的位移图像数据生成多个弹性图像；根据预定标准将多个弹性图像分成多个部分；基于包括在片段中的至少一个弹性图像和对应于弹性图像的质量信息，生成表示片段的代表性弹性图像；并在显示单元上显示代表性弹性图像；并且质量信息是与弹性图像的应变率STRAIN相关的信息。

