



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0131808
(43) 공개일자 2014년11월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) G06T 17/10 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-0050900
(22) 출원일자 2013년05월06일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
김윤태
경기 화성시 영통로27번길 35, 303동 701호 (반월
동, 신영통현대3차아파트)
(74) 대리인
특허법인세림

전체 청구항 수 : 총 26 항

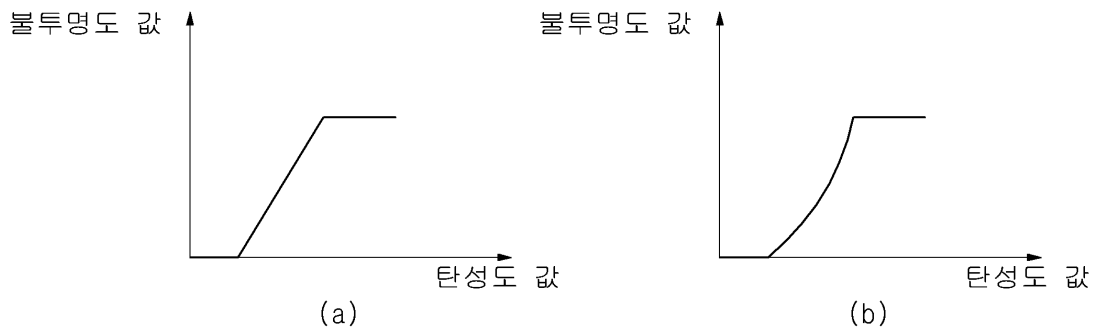
(54) 발명의 명칭 초음파 영상 장치 및 그 제어 방법

(57) 요약

초음파 영상 장치는 초음파 신호를 대상체로 송신하고, 상기 대상체로부터 반사된 에코 신호를 수신하는 초음파 프로브, 대상체에 외부 자극이 가해지기 전 또는 상기 외부 자극이 가해지는 동안, 프로브가 복수회의 초음파 신호를 송신함에 따라 수신하는 복수의 에코 신호에 대응하여 복수의 볼륨 데이터를 생성하는 볼륨 데이터 생성부,

(뒷면에 계속)

대표도 - 도9



복수의 볼륨 데이터의 범위로부터 탄성 데이터를 생성하는 탄성 데이터 생성부; 탄성 데이터에 기초하여 볼륨 렌더링의 파라미터를 조정하는 제어부, 및 조정된 파라미터에 기초하여 볼륨 렌더링을 수행하고, 렌더링된 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함할 수 있다.

이와 같은 초음파 영상 장치 및 그 제어 방법에 의하면, 피검 부위에서 병변 영역과 병변 영역이 아닌 조직이 분리된 다차원의 초음파 영상을 출력할 수 있어, 피검 부위의 표면에 대한 정보뿐만 아니라 내부에 대한 정보까지 획득 할 수 있다.

특허청구의 범위

청구항 1

초음파 신호를 대상체로 송신하고, 상기 대상체로부터 반사된 에코 신호를 수신하는 초음파 프로브;

상기 대상체에 외부 자극이 가해지기 전 또는 상기 외부 자극이 가해지는 동안, 상기 프로브가 복수회의 초음파 신호를 송신함에 따라 수신하는 복수의 에코 신호에 대응하여 복수의 볼륨 데이터를 생성하는 볼륨 데이터 생성부;

상기 복수의 볼륨 데이터의 변위로부터 탄성 데이터를 생성하는 탄성 데이터 생성부;

상기 탄성 데이터를 이용하여 볼륨 렌더링의 파라미터를 조정하는 제어부; 및

상기 조정된 파라미터를 이용하여 볼륨 렌더링을 수행하고, 렌더링된 영상을 생성하는 영상 처리부;

를 포함하는 초음파 영상 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 볼륨 데이터 생성부는,

상기 대상체에 외부 자극이 가해지기 전에 상기 프로브가 초음파 신호를 송신함에 따라 수신하는 제 1 에코 신호에 대응하여 제 1 볼륨 데이터를 생성하고, 상기 외부 자극이 가해지는 동안에 상기 프로브가 초음파 신호를 송신함에 따라 수신하는 제 2 에코 신호에 대응하여 제 2 볼륨 데이터를 생성

하는 초음파 영상 장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 제어부에 의해 조정되는 파라미터에는,

복셀의 불투명도 값과 복셀 값 중 적어도 하나가 포함되는 초음파 영상 장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 불투명도 값은,

탄성도 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값에 비례하여 증가되도록 조정되는 초음파 영상 장치.

청구항 5

제 3 항에 있어서,

상기 불투명도 값은,

탄성도 값 및 복셀 값과 2차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값 및 복셀 값에 비례하여 증가되도록 조정되거나, 탄성도 값 및 그레디언트 값과 2 차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값 및 그레디언트 값에 비례하여 증가되도록 조정되는 초음파 영상 장치.

청구항 6

제 3 항에 있어서,

상기 불투명도 값은,

탄성도 값 및 복셀 값과 2차원 함수 관계를 형성하되, 복셀 값에만 비례하여 증가하여, 탄성도 값이 0일 때에는

복셀 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하도록 조정되는 초음파 영상 장치.

청구항 7

제 3 항에 있어서,

상기 불투명도 값은,

탄성도 값 및 복셀 값과 2차원 함수 관계를 형성하되, 탄성도 값에만 비례하여 증가하여, 복셀 값이 0일 때에는 탄성도 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하도록 조정되는 초음파 영상 장치.

청구항 8

제 3 항에 있어서,

상기 복셀 값은,

탄성도 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값에 비례하여 증가되도록 조정되는 초음파 영상 장치.

청구항 9

제 3 항에 있어서,

상기 복셀 값은,

하기의 수학적 식 1에 의해 변환되는 초음파 영상 장치.

[수학적 식 1]

$$Voxel_{out} = Voxel_{in} \times f(e)$$

여기서 e는 탄성도 값이며, f는 0이상 1이하의 값을 갖고 탄성도 값 e에 의존하는 1차원 증가 함수이며, $Voxel_{in}$ 은 조정되기 전의 복셀 값, $Voxel_{out}$ 은 조정된 후의 복셀 값.

청구항 10

제 3 항에 있어서,

상기 제어부에 의해 조정되는 파라미터에는,

복셀의 칼라 값이 더 포함되는 초음파 영상 장치.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 칼라 값은,

복셀의 불투명도 값 및 복셀 값에 의해 조정되는 초음파 영상 장치.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 볼륨 데이터 생성부로부터 생성된 복수의 볼륨 데이터 및 상기 탄성 정보 생성부로부터 생성된 탄성 데이터의 기하학적인 위치를 맞춰주기 위한 볼륨 조정부;

를 더 포함하는 초음파 영상 장치.

청구항 13

제 1 항에 있어서,

상기 영상 처리부로부터 생성된 렌더링된 영상을 표시하기 위한 디스플레이부;

를 더 포함하는 초음파 영상 장치.

청구항 14

대상체에 외부 자극이 가해지기 전과 상기 외부 자극이 가해지는 동안, 프로브가 복수의 초음파 신호를 송신함에 따라 복수의 에코 신호를 수신받는 단계;

상기 복수의 에코 신호에 대응하여 복수의 볼륨 데이터를 생성하는 단계;

상기 복수의 볼륨 데이터의 변위로부터 탄성 데이터를 생성하는 단계;

상기 탄성 데이터를 이용하여 볼륨 렌더링의 파라미터를 조정하는 단계; 및

상기 조정된 파라미터를 이용하여 볼륨 렌더링을 수행하고, 렌더링된 영상을 생성하는 단계;

를 포함하는 초음파 영상 장치 제어 방법.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

대상체에 외부 자극이 가해지기 전과 상기 외부 자극이 가해지는 동안, 프로브가 복수의 초음파 신호를 송신함에 따라 복수의 에코 신호를 수신받는 단계는,

대상체에 외부 자극이 가해지기 전에 프로브가 초음파 신호를 송신함에 따라 제 1 에코 신호를 수신받고, 상기 외부 자극이 가해지는 동안에 상기 프로브가 초음파 신호를 송신함에 따라 제 2 에코 신호를 수신받는 단계인 초음파 영상 장치 제어 방법.

청구항 16

제 14 항에 있어서,

상기 탄성 데이터를 이용하여 볼륨 렌더링의 파라미터를 조정하는 단계는,

복셀의 불투명도 값과 복셀 값 중 적어도 하나를 조정하는 단계인 초음파 영상 장치 제어 방법.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 불투명도 값은,

탄성도 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값에 비례하여 증가되도록 조정되는 초음파 영상 장치 제어 방법.

청구항 18

제 16 항에 있어서,

상기 불투명도 값은,

탄성도 값 및 복셀 값과 2차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값 및 복셀 값에 비례하여 증가되도록 조정되거나, 탄성도 값 및 그레디언트 값과 2 차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값 및 그레디언트 값에 비례하여 증가되도록 조정되는 초음파 영상 장치 제어 방법.

청구항 19

제 16 항에 있어서,

상기 불투명도 값은,

탄성도 값 및 복셀 값과 2차원 함수 관계를 형성하되, 복셀 값에만 비례하여 증가하여, 탄성도 값이 0일 때에는 복셀 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하도록 조정되는 초음파 영상 장치 제어 방법.

청구항 20

제 16 항에 있어서,

상기 불투명도 값은,

탄성도 값 및 복셀 값과 2차원 함수 관계를 형성하되, 탄성도 값에만 비례하여 증가하여, 복셀 값이 0일 때에는 탄성도 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하도록 조정되는 초음파 영상 장치 제어 방법.

청구항 21

제 16항에 있어서,

상기 복셀 값은,

탄성도 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값에 비례하여 증가되도록 조정되는 초음파 영상 장치 제어 방법.

청구항 22

제 16 항에 있어서,

상기 복셀 값은,

하기의 수학식 1에 의해 조정되는 초음파 영상 장치 제어 방법.

[수학식 1]

$$Voxel_{out} = Voxel_{in} \times f(e)$$

여기서 e는 탄성도 값이며, f는 0이상 1이하의 값을 갖고 탄성도 값 e에 의존하는 1차원 증가 함수이며, $Voxel_{in}$ 은 조정되기 전의 복셀 값, $Voxel_{out}$ 은 조정된 후의 복셀 값.

청구항 23

제 16 항에 있어서,

상기 탄성 데이터를 이용하여 볼륨 렌더링의 파라미터를 조정하는 단계는,

복셀의 칼라 값을 조정하는 단계를 더 포함하는 초음파 영상 장치 제어 방법.

청구항 24

제 23 항에 있어서,

상기 칼라 값은,

복셀의 불투명도 값 및 복셀 값에 의해 조정되는 초음파 영상 장치 제어 방법.

청구항 25

제 14 항에 있어서,

상기 생성된 복수의 볼륨 데이터 및 상기 생성된 탄성 데이터의 기하학적인 위치를 맞춰주는 단계;

를 더 포함하는 초음파 영상 장치 제어 방법.

청구항 26

제 14 항에 있어서,

상기 생성된 렌더링된 영상을 표시하는 단계;

를 더 포함하는 초음파 영상 장치 제어 방법.

명세서

기술분야

[0001] 대상체에 대한 탄성 데이터를 이용하여 다차원의 초음파 영상과 영상을 출력하는 초음파 영상 장치 및 그 제어 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 초음파 영상 장치(Ultrasound imaging apparatus)는 대상체 표면에서 대상체로 초음파를 조사하고 대상체로부터 반사된 초음파, 즉 에코 초음파를 검출하여, 연부 조직의 단층이나 혈류와 같은 대상체 내부의 피검 부위에 대한 영상을 생성함으로써 필요한 피검 부위에 대한 정보를 제공한다.

[0003] 초음파 영상 장치는 X선 장치, CT스캐너(Computerized Tomography Scanner), MRI(Magnetic Resonance Image), 핵의학 진단 장치 등의 다른 영상진단 장치와 비교할 때, 소형이고 저렴하며, 무침습 및 비파괴 특성을 가지고 있어 산부인과 진단을 비롯하여, 심장, 복부, 비뇨기과 진단을 위해 널리 이용되고 있다.

[0004] 특히, 3차원 초음파 영상 장치는 프로브(probe) 등을 사용하여 대상체에 대한 3차원 데이터를 획득하고, 획득된 3차원 데이터를 볼륨 렌더링 함으로써 대상체에 대한 3차원 초음파 영상을 생성하여 디스플레이 장치에 표시한다. 이 때, 피검 부위가 태아일 때는 태아의 눈, 코, 입과 같은 표면에 대한 정보의 표시가 요구되지만, 피검 부위가 갑상선, 신장, 간과 같은 장기일 때는 장기의 표면에 대한 정보 보다는 장기 내부에 대한 정보, 즉 병변 영역에 대한 정보의 표시가 더욱 요구되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 대상체에 대한 탄성 데이터를 이용하여, 피검 부위에서 병변 영역과 병변 영역이 아닌 조직이 분리된 다차원의 초음파 영상을 출력하기 위한 초음파 영상 장치 및 초음파 영상 장치를 제어하는 방법을 제공한다.

과제의 해결 수단

[0006] 상기와 같은 과제를 해결하기 위하여, 초음파 영상 장치 및 초음파 영상 장치의 제어 방법이 제공된다.

[0007] 초음파 영상 장치는 초음파 신호를 대상체로 송신하고, 상기 대상체로부터 반사된 에코 신호를 수신하는 초음파 프로브; 상기 대상체에 외부 자극이 가해지기 전 또는 상기 외부 자극이 가해지는 동안, 상기 프로브가 복수회의 초음파 신호를 송신함에 따라 수신하는 복수의 에코 신호에 대응하여 복수의 볼륨 데이터를 생성하는 볼륨 데이터 생성부; 상기 복수의 볼륨 데이터의 변위로부터 탄성 데이터를 생성하는 탄성 데이터 생성부; 상기 탄성 데이터를 이용하여 볼륨 렌더링의 파라미터를 조정하는 제어부; 및 상기 조정된 파라미터를 이용하여 볼륨 렌더링을 수행하고, 렌더링된 영상을 생성하는 영상 처리부; 를 포함한다.

[0008] 초음파 영상 장치의 제어부에 의해 조정되는 파라미터에는, 복셀의 불투명도 값과 복셀 값 중 적어도 하나가 포함된다.

[0009] 초음파 영상 장치의 제어부는, 상기 불투명도 값이 탄성도 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값에 비례하여 증가되도록 조정할 수 있다.

[0010] 초음파 영상 장치의 제어부는, 상기 불투명도 값이 탄성도 값 및 복셀 값과 2차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값 및 복셀 값에 비례하여 증가되도록 조정되거나, 탄성도 값 및 그레디언트 값과 2 차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값 및 그레디언트 값에 비례하여 증가되도록 조정할 수도 있다.

[0011] 또한, 초음파 영상 장치의 제어부는, 상기 불투명도 값이 탄성도 값 및 복셀 값과 2차원 함수 관계를 형성하되, 복셀 값에만 비례하여 증가하여, 탄성도 값이 0일 때에는 복셀 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하도록 조정할 수 있다.

[0012] 초음파 영상 장치의 제어부는, 상기 불투명도 값이 탄성도 값 및 복셀 값과 2차원 함수 관계를 형성하되, 탄성도 값에만 비례하여 증가하여, 복셀 값이 0일 때에는 탄성도 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하도록 조정할 수도 있다.

[0013] 초음파 영상 장치의 제어부는, 상기 복셀 값이 탄성도 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값에 비

레하여 증가되도록 조정할 수 있다.

[0014] 초음파 영상 장치의 제어부는, 상기 복셀 값이 하기의 수학식 1에 의해 변환되도록 조정할 수도 있다

[0015] [수학식 1]

$$Voxel_{out} = Voxel_{in} \times f(e)$$

[0016]

[0017] 여기서 e는 탄성도 값이며, f는 0이상 1이하의 값을 갖고 탄성도 값 e에 의존하는 1차원 증가 함수이며, $Voxel_{in}$ 은 조정되기 전의 복셀 값, $Voxel_{out}$ 은 조정된 후의 복셀 값.

[0018] 초음파 영상 장치의 제어부에 의해 조정되는 파라미터에는, 복셀의 칼라 값이 더 포함된다.

[0019] 초음파 영상 장치의 제어부는, 상기 칼라 값을 복셀의 불투명도 값 및 복셀 값에 의해 조정할 수 있다.

[0020] 초음파 영상 장치는 상기 볼륨 데이터 생성부로부터 생성된 복수의 볼륨 데이터 및 상기 탄성 정보 생성부로부터 생성된 탄성 데이터의 기하학적인 위치를 맞춰주기 위한 볼륨 조정부; 를 더 포함할 수 있다.

[0021] 초음파 영상 장치 제어 방법은, 대상체에 외부 자극이 가해지기 전과 상기 외부 자극이 가해지는 동안, 프로브가 복수회의 초음파 신호를 송신함에 따라 복수의 에코 신호를 수신받는 단계; 상기 복수의 에코 신호에 대응하여 복수의 볼륨 데이터를 생성하는 단계; 상기 복수의 볼륨 데이터의 변위로부터 탄성 데이터를 생성하는 단계; 상기 탄성 데이터를 이용하여 볼륨 렌더링의 파라미터를 조정하는 단계; 및 상기 조정된 파라미터를 이용하여 볼륨 렌더링을 수행하여 렌더링된 영상을 생성하는 단계; 를 포함한다.

발명의 효과

[0022] 상기한 초음파 영상 장치 및 그 제어 방법에 의하면, 피검 부위에서 병변 영역과 병변 영역이 아닌 조직이 분리된 다차원 초음파 영상을 출력할 수 있어, 피검 부위의 표면에 대한 정보뿐만 아니라 내부에 대한 정보까지 획득할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0023] 도 1은 초음파 영상 장치의 일 실시예에 따른 외관 사시도이다.

도 2는 초음파 영상 장치의 일 실시예에 따른 블록도이다.

도 3은 복수의 2차원 단면 영상들을 예시한 도면이다.

도 4는 볼륨 데이터를 예시한 도면이다.

도 5는 탄성 데이터를 생성하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 초음파 영상 장치 내 제어부의 일 실시예에 따른 블록도이다.

도 7은 복수의 볼륨 데이터 간의 기하학적인 위치를 조정하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 8은 볼륨 데이터의 3차원 스캔 변환을 설명하기 위한 도면이다.

도 9는 탄성도 값을 이용한 불투명도 1차 전이함수(opacity 1D transfer function)의 예들을 도시한 도면이다.

도 10은 탄성도 값을 이용한 불투명도 2차 전이함수(opacity 2D transfer function)의 예들을 도시한 도면이다.

도 11은 탄성도 값을 이용한 불투명도 2차 전이함수(opacity 2D transfer function)의 또 다른 예들을 도시한 도면이다.

도 12는 복셀 값 조정함수(f)의 예들을 도시한 도면이다.

도 13은 광선 투사법을 설명하기 위한 도면이다.

도 14는 초음파 영상 장치에 의하여 3차원 초음파 영상의 획득을 보여주는 도면이다.

도 15는 초음파 영상 장치의 제어 방법의 일 실시예를 도시한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0024] 이하 첨부된 도면을 참조하여 초음파 영상 장치 및 초음파 영상 장치의 제어 방법을 후술된 실시예들에 따라 상세하게 설명하도록 한다.
- [0025] 도 1은 초음파 영상 장치의 일 실시예에 따른 외관 사시도이다.
- [0026] 도 1에 도시한 바와 같이 초음파 영상 장치는 프로브(100), 본체(300), 입력부(400), 디스플레이부(500)을 포함할 수 있다.
- [0027] 프로브(100)는 대상체와 직접적으로 접촉되는 부분으로, 대상체의 피검 부위에 대한 초음파 영상을 얻기 위해 초음파 신호를 송수신할 수 있다. 여기서 대상체는 인간이나 동물의 생체가 될 수 있으며, 피검 부위는 간, 혈관, 뼈, 근육, 등과 같은 생체 내 조직일 수 있다.
- [0028] 이러한 프로브(100)에는 케이블(45)의 일단이 연결되며, 케이블의 타단에는 수 커넥터(male connector; 25)가 연결될 수 있다. 케이블의 타단에 연결된 수 커넥터는 본체(300)의 암 커넥터(female connector; 35)와 물리적으로 결합할 수 있다.
- [0029] 본체(300)는 초음파 영상 장치의 주요 구성요소 예를 들어, 송신 신호 생성부(도 2의 210)를 수납할 수 있다. 검사자가 초음파 진단 명령을 입력하는 경우, 송신 신호 생성부(210)는 송신 신호를 생성하여 프로브(100)로 전송할 수 있다.
- [0030] 본체(300)에는 하나 이상의 암 커넥터(female connector; 35)가 구비될 수 있으며, 케이블(45)과 연결된 수 커넥터(male connector; 25)와 물리적으로 결합되어 본체(300)와 프로브(100)가 상호간에 발생한 신호를 서로 송수신할 수 있도록 한다. 예를 들어, 송신 신호 생성부(210)에 의해 생성된 송신 신호는 본체(300)의 암 커넥터와 연결된 수 커넥터 및 케이블을 거쳐 프로브(100)로 전송될 수 있다.
- [0031] 또한, 본체(300)의 하부에는, 도 1에 도시하지는 않았으나, 초음파 영상 장치를 특정 장소에 고정시키거나, 특정 방향으로 이동시킬 수 있는 복수의 캐스터(caster)가 구비될 수도 있다.
- [0032] 입력부(400)는 초음파 영상 장치의 동작과 관련된 명령을 입력 받을 수 있는 부분이다. 예를 들어, 초음파 진단을 시작하라는 명령이나, 탄성도 값을 이용하여 조정하고자 하는 볼륨 렌더링의 파라미터가 불투명도 값인지 복셀 값인지, 또는 검사자가 얻고자 하는 정보가 피검 부위의 표면에 대한 정보인지 내부에 대한 정보인지 등을 입력받을 수 있다. 입력부(400)에서 입력 받은 명령은 유선 통신이나 무선 통신을 통해 본체(300)로 전송될 수 있다.
- [0033] 입력부(400)의 구성에 있어, 스위치, 키보드, 트랙볼, 터치 스크린중 적어도 하나를 포함할 수 있으나 이에 한정되지는 않는다.
- [0034] 입력부(400)는 도 1에서와 같이 본체(300)의 상부에 위치할 수도 있으나, 풋 스위치(foot switch; 미도시) 및 풋 페달(foot pedal; 미도시) 등이 구비되어 본체(300)의 하부에 마련될 수도 있다.
- [0035] 입력부(400)의 주변에는 프로브(100)를 거치하기 위한 프로브 홀더(55)가 하나 이상 구비될 수 있다. 따라서, 검사자는 초음파 영상 장치를 사용하지 않을 때, 프로브 홀더(55)에 프로브(100)를 거치하여 보관할 수 있다.
- [0036] 디스플레이부(500)는 초음파 진단 과정에서 얻어진 초음파 영상을 화면에 표시할 수 있으며, 도 1에서와 같이 본체(300)와 결합되어 장착될 수 있으나, 본체(300)와 분리 가능하도록 구현될 수도 있다.
- [0037] 디스플레이부(500)는 브라운관(Cathod Ray Tube: CRT)이나, 액정 표시 장치(Liquid Crystal Display: LCD), 유기 발광다이오드 표시장치(Light Emitting Diode: LED) 등으로 적용할 수 있으나 이에 한정되지는 않는다.
- [0038] 디스플레이부(500)는, 도 1에 도시하지는 않았으나, 초음파 영상 장치의 동작과 관련된 어플리케이션(예를 들면, 초음파 진단에 필요한 메뉴나 안내 사항)을 디스플레이하는 별도의 서브 디스플레이부를 포함할 수 있다.
- [0039] 다음으로 초음파 영상 장치의 구성에 대하여 더욱 구체적으로 설명하기로 하며, 이를 위해 도 2 내지 14를 참조한다.
- [0040] 도 2는 초음파 영상 장치의 일 실시예에 따른 블록도이다.
- [0041] 프로브(100)는 복수의 변환소자(transducer elements)를 포함하여 전기 신호와 초음파 신호를 상호 변환시키며,

초음파 신호를 대상체로 송신하고, 대상체로부터 반사된 에코(echo) 신호를 수신할 수 있다.

- [0042] 구체적으로, 외부 전원 또는 내부 전원(예를 들면, 배터리)으로부터 프로브(100)가 전류를 공급받으면, 복수의 변환소자가 진동함으로써 초음파 신호가 생성되어 외부의 대상체로 조사되고, 대상체로부터 반사되어 돌아오는 에코 신호를 다시 복수의 변환소자가 수신하여, 수신된 에코 신호에 따라 복수의 변환소자가 진동하면서 진동 주파수에 대응하는 주파수의 전류를 생성한다.
- [0043] 도 2를 참조하면, 본체(300)는 송신 신호 생성부(210), 빔포밍부(200), 볼륨 데이터 생성부(310), 탄성 데이터 생성부(320), 제어부(330), 저장부(340), 영상 처리부(350)를 포함할 수 있다.
- [0044] 송신 신호 생성부(210)는 제어부(330)의 제어 명령에 따라 송신 신호를 생성하고, 생성된 송신 신호를 프로브(100)로 전송할 수 있다. 여기서, 송신 신호는 프로브(100)의 복수의 변환소자를 진동시키기 위한 고압의 전기적 신호를 말한다.
- [0045] 빔 포밍부(200)는 아날로그 신호와 디지털 신호를 상호 변환할 수 있어, 송신 신호 생성부(210)로부터 생성된 송신 신호(디지털 신호)를 아날로그 신호로 변환 또는 프로브(100)로부터 전달 받는 에코 신호(아날로그 신호)를 디지털 신호로 변환하여 프로브(100)와 본체(300)가 소통할 수 있도록 해 준다.
- [0046] 또한, 빔 포밍부(210)는 초음파가 초점에 도달하는 시간 차이 또는 초점으로부터 도달하는 시간 차이를 극복하기 위해, 진동자의 위치 및 초점을 고려하여 디지털 신호에 시간 지연을 가하는 역할을 하기도 한다.
- [0047] 즉, 복수의 변환소자가 초음파 신호를 발사하는데 이 모든 초음파 신호가 초점(focus point)에 모이도록 하는 과정을 집속(focusing)이라 하면, 각 변환소자에서 발생된 초음파 신호가 초점에 도달하는 시간 차이를 극복하기 위해 적절한 순서를 정하여 발사하도록 하는 송신 집속(transmit focusing)과, 에코 신호가 각 변환소자에 도달하는 시간 차이를 극복하기 위해 적절한 시간 차이를 두어 동일한 시간에 정렬되도록 하는 수신 집속(receive focusing)의 역할을 할 수 있다.
- [0048] 이러한 빔 포밍부(200)는 도 2에 도시된 바와 같이 본체(150) 내에 포함될 수도 있으나, 프로브(100) 자체에 구비되어 그 역할을 수행하는 것도 가능하다.
- [0049] 볼륨 데이터 생성부(310)는 대상체에 외부의 스트레스(stress)가 가해지기 전 또는 외부의 스트레스가 가해지는 동안, 프로브(100)가 복수회의 초음파 신호를 송신함에 따라 수신하는 복수의 에코 신호에 대응하여 복수의 볼륨 데이터를 생성할 수 있다. 여기서 에코 신호는 후술할 신호 처리부(332)에서 여러 처리 과정을 거친 신호를 의미한다.
- [0050] 예를 들면, 대상체에 외부의 스트레스가 가해지기 전에 프로브(100)가 대상체로 초음파 신호를 송신함에 따라 수신하는 에코 신호를 제 1 에코 신호라 하고, 외부의 스트레스가 가해지는 동안에 프로브가 대상체로 초음파 신호를 송신함에 따라 수신하는 에코 신호를 제 2 에코 신호라 할 때, 볼륨 데이터 생성부(310)는 제 1 에코 신호에 대응하는 제 1 볼륨 데이터 및 제 2 에코 신호에 대응하는 제 2 볼륨 데이터를 생성할 수 있다.
- [0051] 여기서 외부에서 스트레스를 가하는 방법은, 초음파의 진행방향으로 스트레스를 가하는 방법으로써, 검사자의 손이나 프로브 등을 이용하여 정적인 압력을 가하는 방법, 강한 압력을 가지는 초음파 펄스를 인가하는 방법, 기계적인 진동을 가하는 방법 등이 이용될 수 있고, 초음파의 진행방향과 수직방향으로 스트레스를 가하는 방법으로써, 횡파를 이용하는 셰어웨이브(shearwave)방법 등이 이용될 수도 있으나 이에 한정되지는 않는다.
- [0052] 또한, 여기서 볼륨 데이터란, 대상체를 3차원적으로 가시화하기 위하여 프로브(100)가 수신하는 에코 신호에 대응하여 대상체에 대한 2차원의 단면 영상들을 얻어내고, 이러한 2차원 단면 영상들을 위치에 맞게 순서대로 쌓아서 이산적인 3차원 배열의 집합을 만들어내는 선행 과정을 거치는데, 이 때 만들어진 3 차원 배열의 집합을 의미한다.
- [0053] 도 3과 도 4를 참조하여, 그 예를 설명하기로 한다. 도 3은 복수의 2차원 단면 영상들을 예시한 도면이고, 도 4는 볼륨 데이터를 예시한 도면이다.
- [0054] 도 3에 도시된 바와 같이, 프로브(100)가 수신하는 에코 신호에 대응하여 대상체에 대한 복수의 2차원 단면 영상들 F1, F2, F3, ..., F10 을 획득한다. 획득된 2차원 영상들 F1, F2, F3, ..., F10 을 위치에 맞게 3차원으로 나열한 후, 단면 영상 사이의 값을 데이터 보간(data interpolation)하면, 도 4에 도시된 바와 같은 형태의 대상체에 대한 3차원 볼륨 데이터를 생성할 수 있다.
- [0055] 볼륨 데이터는 복셀(voxel)이라고 부르는 원소들로 구성된다. 복셀은 볼륨(volume)과 픽셀(pixel)의 합성어로,

픽셀이 2차원 평면에서의 한 점을 정의한다면, 복셀은 3차원 공간에서의 한 점을 정의한다. 따라서, 픽셀은 x 좌표와 y 좌표를 포함하는데 비하여, 복셀은 x , y , z 좌표를 포함한다.

- [0056] 그러므로, 볼륨 데이터를 복셀들의 집합 V 라하고, 복셀이 위치한 3차원 공간 좌표를 (x,y,z) 라 하면, 그 복셀은 V_{xyz} 로써 표현될 수 있다.
- [0057] 예를 들어, 도 4에서와 같이, $(0,0,0)$ 의 공간 좌표를 갖는 복셀은 V_{000} , $(1,0,0)$ 의 공간 좌표를 갖는 복셀은 V_{100} , $(0,1,0)$ 의 공간 좌표를 갖는 복셀은 V_{010} 으로 표현될 수 있다.
- [0058] 또한, 복셀 V_{xyz} 에 대응되는 복셀 값 va 는 $V(x,y,z) = va$ 로써 표현될 수 있다. 이 때, 복셀 값 va 는 스칼라 값 또는 벡터 값을 가질 수 있으며, 그 형태에 따라 볼륨 데이터를 구분할 수 있다.
- [0059] 예를 들어, 복셀 값이 0 또는 1의 이진 표현만으로 구성되는 경우 이진 볼륨 데이터라고 하며, 복셀 값이 밀도, 온도와 같이 측정 가능한 값으로 표현되는 경우 다중-량 볼륨 데이터라고 한다. 또한, 복셀 값이 속도와 RGB 색과 같이 벡터의 형태로 표현되는 경우 벡터 볼륨 데이터라고 한다.
- [0060] 복셀 값을 이용하여 불투명도(opacity) 값 및 칼라(color) 값과 같은 복셀의 광학 요소의 값들을 구할 수 있는데, 불투명도(opacity) 값은 복셀 값과 불투명도 값의 관계를 정의하는 불투명도 전이함수(opacity transfer function)에 의해, 칼라 값은 복셀 값과 칼라 값의 관계를 정의하는 칼라 전이함수(color transfer function)에 의해 각각 계산될 수 있다.
- [0061] 위에서 상술한 바에 따라 볼륨 데이터 생성부(310)로부터 생성된 복수의 볼륨 데이터 또는 복셀 값들은, 저장부(340)에 저장되어질 수 있다.
- [0062] 탄성 데이터 생성부(320)는 복수의 볼륨 데이터 간의 변위로부터 복셀의 탄성도 값을 계산하고, 대상체에 대한 3차원 탄성 데이터를 생성할 수 있다.
- [0063] 도 5는 탄성 데이터를 생성하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [0064] 도 5를 참조하면, 먼저 대상체에 외부의 스트레스가 가해지기 전과 외부의 스트레스가 가해지는 동안에 프로브(100)가 초음파 신호를 송신하고, 그에 대응하여 볼륨 데이터 생성부(310)가 제 1 볼륨 데이터와 제 2 볼륨 데이터를 각각 생성한다. 제 1 볼륨 데이터와 제 2 볼륨 데이터를 이용하여 복셀 단위로 3차원 상호 상관(cross-correlation)을 계산하여 비용함수(cost function) 값을 생성한다. 비용함수(cost function)의 최소 값을 찾는 최적화(optimization) 알고리즘(예를 들면, Least Square, Dynamic Programming)을 이용하여 3차원 탄성 데이터를 생성한다.
- [0065] 즉, 제 1 볼륨 데이터와 제 2 볼륨 데이터의 복셀들을 대응시켜 복셀 값의 변위를 각각 계산하고, 그 변위로부터 복셀의 탄성도 값을 각각 계산하는 것이다.
- [0066] 이 때, 탄성도란 외부의 스트레스가 제거되었을 때 원래 상태로 되돌아 가려는 정도를 의미하는 것으로, 외부의 스트레스로 인해 변형되는 정도를 의미하는 변형률과 반비례 관계를 형성한다. 따라서, 여기에서 변형률에 해당하는 복셀 값의 변위는 탄성도 값과 반비례 관계를 형성한다. 즉, 대상체의 피검 부위가 단단한 물질일수록 복셀 값의 변위는 작아지는 반면, 탄성도 값은 커진다.
- [0067] 예를 들어, 피검 부위 내부에 암 조직이나 종양과 같은 병변 영역이 있는 경우, 병변 영역에서는 외부에서 스트레스를 가하더라도 스트레스를 가하기 전과 비교하여 복셀 값의 차이가 거의 없다. 즉, 복셀 값의 변위가 작고, 따라서 탄성도 값은 크게 계산된다. 반면 병변 영역 외의 연한 조직에서는 외부에서 스트레스를 가하면 복셀 값의 변위가 크고, 따라서 탄성도 값은 작게 계산된다.
- [0068] 탄성 데이터 생성부(320)로부터 생성된 탄성 데이터는 볼륨 데이터 생성부(310)로부터 생성된 복수의 볼륨 데이터와 마찬가지로 3차원 배열의 집합을 형성하며, 이 때 탄성 데이터를 구성하는 복셀들의 복셀 값은 탄성도 값을 의미하는 것으로 한다.
- [0069] 위에서 상술한 바에 따라 생성된 탄성 데이터 또는 탄성도 값들은, 저장부(340)에 저장되어질 수 있다.
- [0070] 도 6은 초음파 영상 장치 내 제어부의 일 실시예에 따른 블록도이다.
- [0071] 제어부(330)는 명령 신호 출력부(331), 신호 처리부(332), 볼륨 조정부(333), 파라미터 조정부(334)를 포함할 수 있다.

- [0072] 명령 신호 출력부(331)는 먼저 송신 신호 생성부(210)로 제어 명령 신호를 출력할 수 있다.
- [0073] 명령 신호 출력부(331)는, 검사자가 초음파 진단 명령을 입력부(400)에 입력하는 경우, 송신 신호를 생성하라는 명령 신호를 송신 신호 생성부(210)에 출력한다.
- [0074] 명령 신호 출력부(331)는 영상 처리부(350)로 제어 명령 신호를 출력할 수 있다.
- [0075] 명령 신호 출력부(331)는 초음파 진단 과정에서 생성된 영상을 디스플레이부(500)에 표시하라는 명령 신호를 영상 처리부(350)에 출력할 수 있다.
- [0076] 또한, 명령 신호 출력부(331)는 화면 표시 모드에 대한 명령 신호를 영상 처리부(350)에 함께 출력할 수도 있다. 여기서 영상을 화면에 표시하는 모드는, 에코 신호의 강도를 진폭의 크기로 표시하는 A-mode, 밝기 또는 휘도로 변환시켜 표시하는 B-mode, 움직이는 피검 부위와의 거리를 시간적 변화로 표시하는 M-mode, 펄스파나 연속파를 사용하는 D-mode, 도플러 효과를 이용하여 색 영상으로 나타내는 CFM-mode 등이 있으나 이에 한정되지는 않는다. 피검 부위의 위치, 크기, 형태 등에 따라 자동 선택된 표시 모드로 명령 신호를 출력하거나, 검사자가 입력부(400)를 통해 입력한 표시 모드로 명령 신호를 출력할 수 있다.
- [0077] 신호 처리부(332)는, 빔 포밍부(200)로부터 출력된 에코 신호는 그 크기가 작아서 실제 영상에 표현되기 어렵기 때문에, 에코 신호의 크기를 전체적으로 증폭시키는 전체 이득 조정(overall gain control)과정을 포함할 수 있다.
- [0078] 신호 처리부(332)는, 대상체의 매질 내에서 초음파의 감쇄 현상이 일어나므로, 이를 보완하여 거리에 비례하여 에코 신호를 증가시키는 TCG(Time gain compensation)와 같은 과정을 포함할 수 있다.
- [0079] 신호 처리부(332)는 필터링, 즉 에코 신호에 포함되어 있는 작은 크기의 잡음들을 제거해 신호를 선명하게 만들 수도 있다.
- [0080] 볼륨 조정부(333)는 볼륨 데이터 생성부(310)로부터 생성된 복수의 볼륨 데이터 간의 기하학적인 위치를 맞추고, 복수의 볼륨 데이터와 탄성 데이터 생성부(310)로부터 생성된 탄성 데이터 간의 기하학적인 위치를 맞추출 수 있다.
- [0081] 먼저, 볼륨 조정부(333)는, 탄성 데이터를 생성하기 위한 선행 과정으로, 볼륨 데이터 생성부(310)로부터 생성된 복수의 볼륨 데이터 간의 기하학적인 위치를 맞춘다.
- [0082] 도 7은 복수의 볼륨 데이터 간의 기하학적인 위치를 조정하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0083] 도 7을 참조하면, 대상체에 외부의 스트레스가 가해지기 전과 외부의 스트레스가 가해지는 동안에 프로브(100)가 초음파 신호를 송신함에 따라 생성된 볼륨 데이터를 각각 제 1 볼륨 데이터(V), 제 2 볼륨 데이터(W)라 할 때, V_{000} 와 W_{000} 를 대응시키고, V_{100} 와 W_{100} 를 대응시키고, V_{010} 와 W_{010} 를 대응시키고, V_{110} 와 W_{110} 를 대응시킨다. 이와 같은 방법으로, 제 1 볼륨 데이터(V)의 복셀들 V_{xyz} 와 제 2 볼륨 데이터(W)의 복셀들 W_{xyz} 을 각각 대응시켜 두 볼륨 데이터 간의 기하학적인 위치를 맞추출 수 있다.
- [0084] 다음으로, 기하학적인 위치가 맞추어진 복수의 볼륨 데이터의 변위를 이용하여 탄성 데이터를 생성한 후에는, 복수의 볼륨 데이터와 탄성 데이터의 간의 기하학적인 위치를 맞춘다.
- [0085] 예를 들어, 대상체에 외부의 스트레스가 가해지기 전과 외부의 스트레스가 가해지는 동안에 프로브(100)가 초음파 신호를 송신함에 따라 생성된 볼륨 데이터를 각각 제 1 볼륨 데이터(V), 제 2 볼륨 데이터(W)라 하고, 두 볼륨 데이터의 변위로부터 생성된 탄성 데이터를 E라 할 때, V_{000} 와 E_{000} 를 대응시키고, V_{100} 와 E_{100} 를 대응시키고, V_{010} 와 E_{010} 를 대응시키고, V_{110} 와 E_{110} 를 대응시킨다. 이와 같은 방법으로, 제 1 볼륨 데이터(V)의 복셀들 V_{xyz} 와 탄성 데이터(E)의 복셀들 E_{xyz} 을 각각 대응시켜 기하학적인 위치를 맞추출 수 있다.
- [0086] 여기서, 두 볼륨 데이터(제 1 볼륨 데이터 및 제 2 볼륨 데이터)는 위에서 설명한 선행 과정을 통해 이미 기하학적인 위치가 맞추어져 있으므로, 결국 두 볼륨 데이터와 탄성 데이터의 기하학적인 위치가 모두 맞춰지게 된다.
- [0087] 볼륨 조정부(333)는, 도 8에 예시된 바와 같이, 복수의 볼륨 데이터의 3차원 스캔 변환을 수행 할 수도 있다.
- [0088] 도 8은 볼륨 데이터의 3차원 스캔 변환을 설명하기 위한 도면이다.

- [0089] 디스플레이 화면은 직교좌표계를 쓰고 있으므로, 대상체에 대한 볼륨 데이터를 디스플레이 화면에 3차원 가시화 하기 위해서는 볼륨 데이터 또한 직교좌표계 형태가 되어야 한다. 즉, 볼륨 데이터 생성부(310)로부터 생성된 볼륨 데이터가 도 8의 왼쪽에 도시된 바와 같이 동심구좌표계 형태일 때, 볼륨 데이터를 디스플레이 화면에 가시화 하는 과정에서 좌표 변환 과정이 필요하다. 따라서, 볼륨 조정부(333)는, 도 8의 왼쪽에 도시된 바와 같은 동심구좌표계 형태의 볼륨 데이터에서, 각 복셀을 직교 좌표계에 대응되는 위치로 3차원 스캔 변환하여 도 8의 오른쪽에 도시된 바와 같은 직교좌표계 형태의 볼륨 데이터로 보정한다.
- [0090] 파라미터 조정부(334)는, 볼륨 렌더링을 수행하기에 앞서, 탄성 데이터 생성부(320)으로부터 생성된 탄성 데이터를 이용하여 볼륨 렌더링의 파라미터인, 복셀(voxel) 값, 불투명도(opacity) 값, 및 칼라(color) 값을 조정할 수 있다. 여기서 조정되는 복셀 값, 불투명도 값, 및 칼라 값은, 대상체에 외부의 스트레스가 가해지기 전에 생성된 볼륨 데이터에서, 볼륨 데이터를 구성하는 각 복셀의 복셀 값, 불투명도 값, 및 칼라 값으로 한다.
- [0091] 먼저, 파라미터 조정부(334)는 복셀의 불투명도 값과 복셀 값 중 적어도 하나를 조정할 수 있다.
- [0092] 불투명도 값은 탄성도 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성 값에 비례하여 증가하도록 조정될 수 있다. 이 때, 1차원 증가 함수를 불투명도 1차 전이함수라 하며, 그 예들로서 도 9을 참조하도록 한다.
- [0093] 도 9는 탄성도 값을 이용한 불투명도 1차 전이함수(opacity 1D transfer function)의 예들을 도시한 도면이다.
- [0094] 도 9에 도시된 함수들은 탄성도 값이 작은 복셀의 경우에는 불투명도 값을 0으로 설정하여 무시하고, 탄성도 값이 큰 복셀의 경우에는 볼륨 렌더링을 수행한 결과 영상에 많이 반영되도록 불투명도 값을 크게 한다. 따라서, 이 함수들을 이용하면, 피검 부위 내부에 암 조직이나 종양과 같은 병변 영역이 있는 경우, 병변 영역에서는 탄성도 값이 크기 때문에 불투명하게 표현되고, 병변 영역 외의 연한 조직에서는 탄성도 값이 작기 때문에 투명하게 표현되는 것이 가능하다.
- [0095] 불투명도 1차 전이함수는, 도 9(a)에서와 같이 선형(linear)의 형태를 가질 수도 있으나, 도 9(b)에서와 같이 비선형(nonlinear)의 형태를 가질 수도 있다.
- [0096] 불투명도 값은 탄성도 값 및 복셀 값과 2차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값 및 복셀 값에 비례하여 증가하도록 조정되거나, 탄성도 값 및 그래디언트 값과 2차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값 및 그래디언트 값에 비례하여 증가하도록 조정될 수 있다. 이 때, 2차원 증가 함수를 불투명도 2차 전이함수라 하며, 그 예들로서 도 10을 참조하도록 한다.
- [0097] 도 10은 탄성도 값을 이용한 불투명도 2차 전이함수(opacity 2D transfer function)의 예들을 도시한 도면이다.
- [0098] 도 10(a) 및 도 10(c)는 탄성도 값과 복셀 값을 입력 변수로 사용하여, 탄성도 값과 복셀 값이 작은 복셀의 경우에는 불투명도 값을 0으로 설정하여 투명하게 처리하고, 탄성도 값과 복셀 값이 큰 복셀의 경우에는 불투명도 값을 크게하여 결과 영상에서의 반영 비율을 높인다. 따라서, 이 함수들을 이용하면, 피검 부위 내부에 암 조직이나 종양과 같은 병변 영역이 있는 경우, 병변 영역에서는 탄성도 값 및 복셀 값이 크기 때문에 불투명하게 표현되고, 병변 영역 외의 연한 조직에서는 탄성도 값 및 복셀 값이 작기 때문에 투명하게 표현되는 것이 가능하다.
- [0099] 도 10(b) 및 도 10(d)는 복셀 값 대신에 그래디언트 값을 사용한 그래프이다. 즉, 탄성도 값과 그래디언트 값을 입력 변수로 사용하여, 탄성도 값과 그래디언트 값이 작은 복셀의 경우에는 불투명도 값을 0으로 설정하여 투명하게 처리하고, 탄성도 값과 그래디언트 값이 큰 복셀의 경우에는 불투명도 값을 크게하여 결과 영상에서의 반영 비율을 높인다.
- [0100] 따라서, 도 10(b) 및 도 10(d)와 같은 함수들을 이용하면, 병변 영역과 병변 영역이 아닌 조직의 경계에 있는 복셀의 경우에는 그래디언트 값이 크기 때문에, 도 10(a) 및 도 10(c)의 함수들을 이용할 때와 비교하여, 결과 영상에서 병변 영역과 병변 영역이 아닌 조직의 경계가 더욱 분명하게 표현될 수 있다.
- [0101] 불투명도 2차 전이함수는, 도 10(a) 및 도 10(b)에서와 같이, 선형(linear)의 형태를 가질 수도 있으나, 도 10(c) 및 도 10(d)에서와 같이 비선형(nonlinear)의 형태를 가질 수도 있다.
- [0102] 도 11은 탄성도 값을 이용한 불투명도 2차 전이함수(opacity 2D transfer function)의 또 다른 예들을 도시한 도면이다.
- [0103] 검사자가 피검 부위의 내부에 대한 정보 보다는 표면에 대한 정보를 얻고자 할 때, 불투명도 값은 복셀 값의 가중치를 크게 하여 조정될 수 있다. 즉, 불투명도 값이 탄성도 값 및 복셀 값과 2차원 함수 관계를 형성하되, 복

셀 값에만 비례하여 증가하여, 탄성도 값이 0일 때에는 복셀 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하도록 조정될 수도 있다.

[0104] 도 11(a)는 복셀 값의 가중치를 크게 한 불투명도 2차 전이함수의 한 예로써, 탄성도 값의 크기를 0으로 설정하면, 불투명도 값은 복셀 값에만 의존하는 1차원 증가 함수 관계를 형성한다. 따라서, 탄성도 값의 크기를 0으로 설정함으로써 검사자는 피검 부위의 표면에 대한 정보를 얻을 수 있다.

[0105] 검사자가 피검 부위의 표면에 대한 정보 보다는 내부에 대한 정보를 얻고자 할 때, 불투명도 값은 탄성도 값의 가중치를 크게 하여 조정될 수 있다. 즉, 불투명도 값이 탄성도 값 및 복셀 값과 2차원 함수 관계를 형성하되, 탄성도 값에만 비례하여 증가하여, 복셀 값이 0일 때에는 탄성도 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하도록 조정될 수도 있다.

[0106] 도 11(b)는 탄성도 값의 가중치 크게 한 불투명도 2차 전이함수의 한 예로써, 복셀 값의 크기를 0으로 설정하면, 불투명도 값은 탄성도 값에만 의존하는 1차원 증가 함수 관계를 형성한다. 따라서, 복셀 값의 크기를 0으로 설정함으로써 검사자는 피검 부위의 내부에 대한 정보를 얻을 수 있다.

[0107] 검사자가 얻고자 하는 정보가 피검 부위의 표면에 대한 정보인지 내부에 대한 정보인지를 입력부(400)를 통해 입력 받을 수 있으며, 파라미터 조정부(334)는 입력 받은 명령에 따라 복셀 값 및 탄성도 값의 가중치를 설정하여 불투명도 값을 조정할 수 있다.

[0108] 복셀 값은 탄성도 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값에 비례하여 증가하도록 조정될 수 있다. 이 때 1차원 증가 함수는, 선형(linear)의 형태를 가질 수도 있고, 비선형(nonlinearity) 형태를 가질 수도 있다.

[0109] 또한, 복셀 값은 하기의 수학식 1에 의해 조정될 수도 있다.

[0110] [수학식 1]

$$Voxel_{out} = Voxel_{in} \times f(e)$$

[0111]

[0112] 여기서 e는 탄성도 값이며, f는 0이상 1이하의 값을 갖고 탄성도 값 e에 의존하는 1차원 증가 함수이며, $Voxel_{in}$ 은 조정되기 전의 복셀 값, $Voxel_{out}$ 은 조정된 후의 복셀 값으로 정의한다. 이 때, f를 복셀 값 조정함수라 일컬을 수 있다.

[0113] 도 12는 복셀 값 조정함수(f)의 예들을 도시한 도면이다.

[0114] 도 12를 참조하면, 복셀 값 조정함수 f는 0이상 1이하의 값을 갖는 탄성도 값 e에 비례하여 증가하는 1차원 증가 함수이되, f 또한 0이상 1 이하의 값을 갖는다. f는, 도 12(a)에서와 같이, 탄성도 값(e)이 증가함에 따라 기울기가 점점 감소하는 위로 볼록인 형태의 1차원 증가 함수를 형성할 수도 있고, 도 12(b)에서와 같이, 탄성도 값(e)이 증가함에 따라 기울기가 점점 증가하는 아래로 볼록인 형태의 1차원 증가 함수를 형성할 수도 있다.

[0115] 또한, f는 도 12에서와 같이 비선형(nonlinearity)의 형태를 갖을 수도 있지만, 선형(linear)의 형태를 갖는 것도 가능하다.

[0116] 탄성도 값을 이용하여 조정하고자 하는 파라미터가 불투명도 값인지 복셀 값인지는 검사자가 입력부(400)를 통해 입력할 수도 있고, 검사자의 입력과 상관 없이 미리 설정되어 있을 수도 있다. 복셀 값을 조정하는 것으로 검사자가 입력하거나 미리 설정되어 있었다면, 파라미터 조정부(334)는 상술한 바와 같이 복셀 값을 조정한 후, 조정된 후의 복셀 값을 이용하여 해당 복셀의 불투명도 값을 조정한다. 이 때, 복셀 값을 이용하여 불투명도 값을 조정하는 방법은 기존에 공지된 방법 중 하나를 적용할 수 있다.

[0117] 이와 같이 파라미터 조정부(334)는 복셀의 불투명도 값과 복셀 값 중 적어도 하나를 조정할 수 있는 것이다.

[0118] 다음으로, 파라미터 조정부(334)는 복셀의 불투명도 값과 복셀 값을 이용하여 해당 복셀의 칼라 값을 조정할 수 있다. 이 때, 이용되는 불투명도 값과 복셀 값은, 위에서 상술한 바에 따라 조정된 값이 있다면 조정된 후의 값을 적용하는 것으로 한다. 또한, 불투명도 값과 복셀 값을 이용하여 칼라 값을 조정하는 방법은 기존에 공지된 방법 중 하나를 적용할 수 있다.

[0119] 저장부(340)는 초음파 영상 장치의 조작을 위한 데이터나 알고리즘을 저장할 수 있다.

[0120] 데이터 저장의 한 예로, 저장부(340)는 블록 데이터 생성부(310)로부터 생성된 복수의 블록 데이터와 탄성 데이

터 생성부(320)로부터 생성된 탄성 데이터를 저장할 수 있다. 즉, 복셀의 공간 좌표, 그에 대응하는 복셀 값 및 탄성 값들을 저장할 수 있다.

[0121] 데이터 저장의 다른 예로, 저장부(340)는 파라미터 조정부(334)에 의해 조정되기 전의 복셀 값, 불투명도 값 및 칼라 값과, 조정된 후의 복셀 값, 불투명도 값 및 칼라 값들을 저장할 수 있다.

[0122] 데이터 저장의 또 다른 예로, 저장부(340)는 후술할 영상 처리부(350)로부터 생성된 결과 영상의 영상 데이터를 저장할 수도 있다.

[0123] 알고리즘 저장의 예들로, 저장부(340)는 복수의 2차원 단면 영상에 기초하여 볼륨 데이터를 생성하기 위한 알고리즘, 복수의 볼륨 데이터 간의 변위로부터 탄성 데이터를 생성하기 위한 알고리즘, 복수의 볼륨 데이터 및 탄성 데이터의 기하학적 위치를 맞추기 위한 알고리즘, 불투명도 값 또는 복셀 값을 조정하기 위한 알고리즘, 칼라 값을 조정하기 위한 알고리즘, 볼륨 데이터에 기초하여 볼륨 렌더링을 수행하기 위한 알고리즘 등을 저장할 수 있다.

[0124] 이러한 저장부(340)는 롬(Read Only Memory: ROM), 피롬(Programmable Read Only Memory: PROM), 이피롬(Erasable Programmable Read Only Memory: EPROM), 플래시 메모리와 같은 비휘발성 메모리 소자, 또는 램(Random Access Memory: RAM)과 같은 휘발성 메모리 소자, 또는 하드 디스크, 광 디스크와 같은 저장 장치로 구현될 수 있다. 다만, 이에 한정되는 것은 아니며, 당업계에 알려져 있는 임의의 다른 형태로 구현될 수도 있다.

[0125] 영상 처리부(350)는 렌더링부(351), 영상 보정부(352)를 포함할 수 있다.

[0126] 렌더링부(351)는 파라미터 조정부(333)에 의해 조정된 3차원 볼륨 데이터에 기초하여 볼륨 렌더링을 수행하고, 대상체에 대한 투영 영상(projection image)을 생성할 수 있다. 구체적으로, 대상체에 외부의 스트레스가 가해지기 전에 생성된 볼륨 데이터에서, 볼륨 데이터를 구성하는 복셀들의 복셀 값, 불투명도 값, 및 칼라 값에 기초하여, 파라미터 조정부(334)에 의해 조정되는 값이 있다면, 조정된 후의 값을 적용하여 볼륨 렌더링을 수행한다.

[0127] 렌더링부(351)가 볼륨 렌더링을 수행하는 방법에는 제한이 없으나, 그 방법의 한 예로써, 광선 투사법(ray-casting)을 고려할 수 있다.

[0128] 도 13은 광선 투사법을 설명하기 위한 도면이다.

[0129] 도 13를 참조하여 검사자가 한 방향을 응시한다고 가정하면, 검사자의 시점으로부터 응시방향으로 하나의 직선이 생성된다. 그 직선상에 있는 영상의 한 픽셀은 검사자가 응시하는 방향으로 가상의 광선을 발사한다. 이 광선이 3차원의 볼륨 데이터(V)와 교차되는 지점에서 샘플점들(sample points; ①, ②, ③, ④, ⑤, ⑥)을 정한다.

[0130] 샘플점들이 정해지면, 샘플점들의 색상과 불투명도 값들을 계산한다. 여기서, 각 샘플점의 색상과 불투명도 값은 샘플점에 인접한 복셀들의 색상과 불투명도 값들을 이용하여 보간하는 보간법(interpolation method)에 의해 계산될 수 있다. 예를 들어, 샘플점 ②의 색상과 불투명도 값은 샘플점 ②에 인접한 8개의 복셀들(V_{233} , V_{234} , V_{243} , V_{244} , V_{333} , V_{334} , V_{343} , 및 V_{344})의 색상과 불투명도 값들로부터 보간하여 계산될 수 있다.

[0131] 계산된 샘플점들의 색상과 불투명도 값들을 누적시켜 광선을 발사한 픽셀의 색상과 불투명도 값을 결정한다. 또한, 샘플점들의 색상과 불투명도 값들의 평균값 또는 가중 평균값을 해당 픽셀의 색상과 불투명도 값으로 결정할 수도 있다. 이 때, 결정된 색상과 불투명도 값이 광선을 발사한 픽셀의 픽셀 값이 되는 것이다.

[0132] 이와 같은 과정을 반복하여 영상의 모든 픽셀을 채우면 투영 영상이 생성된다.

[0133] 영상 보정부(352)는 렌더링부(351)로부터 생성된 투영 영상의 휘도 레벨, 콘트라스트, 색상, 또는 크기나 방향 등을 보정할 수 있다.

[0134] 영상 보정부(352)는 보정된 결과 영상을 본체(300)와 유무선 통신망을 통해 연결된 디스플레이부(500)로 전달할 수 있다. 이에 따라 검사자는 대상체에 대한 보정된 결과 영상을 확인할 수 있게 된다.

[0135] 도 14는 위에서 상술한 초음파 영상 장치에 의하여, 3차원 초음파 영상의 획득을 보여주는 도면이다.

[0136] 볼륨 데이터 생성부(310)으로부터 생성된 복수의 볼륨 데이터 중, 대상체에 외부의 스트레스가 가해지기 전에 생성된 볼륨 데이터를 제 1 볼륨 데이터라 하면, 도 14의 상부에 도시된 바와 같이, 제 1 볼륨 데이터에서는 피검 부위의 내부에 대한 정보, 즉 병변 영역의 윤곽이 불분명하게 나타날 수 있다. 반면, 복수의 볼륨 데이터 간

의 변위로부터 생성된 탄성 데이터에서는 탄성도 값이 큰 병변 영역의 윤곽이 분명하게 나타난다.

- [0137] 따라서, 탄성 데이터를 이용하여 제 1 볼륨 데이터의 복셀 값, 불투명도 값, 및 색상 값들을 조정하고, 조정된 값들을 이용하여 볼륨 렌더링을 수행하면, 도 14의 하부에 도시된 바와 같이, 병변 영역과 병변 영역이 아닌 조직의 분리가 분명해진 결과 영상을 획득할 수 있다.
- [0138] 도 15는 초음파 영상 장치의 제어 방법의 일 실시예를 도시한 흐름도이다.
- [0139] 도 15를 참조하면, 먼저 볼륨 데이터 생성부(310)가 대상체에 대한 제 1 볼륨 데이터(V) 및 제 2 볼륨 데이터(W)를 생성한다(600).
- [0140] 여기서, 대상체에 외부의 스트레스가 가해지기 전에 프로브(100)가 대상체로 초음파 신호를 송신함에 따라 수신하는 에코 신호를 제 1 에코 신호라 하고, 외부의 스트레스가 가해지는 동안에 프로브가 대상체로 초음파 신호를 송신함에 따라 수신하는 에코 신호를 제 2 에코 신호라 할 때, 제 1 볼륨 데이터는 제 1 에코 신호에 대응한 3차원 배열의 집합이며, 제 2 볼륨 데이터는 제 2 에코 신호에 대응한 3차원 배열의 집합이다.
- [0141] 복수의 볼륨 데이터가 생성되면, 탄성 데이터 생성부(320)가 제 1 볼륨 데이터(V)와 제 2 볼륨 데이터(W) 간의 변위로부터 탄성 데이터(E)를 생성한다(610).
- [0142] 탄성 데이터를 생성하기에 앞서, 제 1 볼륨 데이터(V)의 복셀들 V_{xyz} 와 제 2 볼륨데이터(W)의 복셀들 W_{xyz} 을 각각 대응시켜 기하학적인 위치를 맞춘다.
- [0143] 제 1 볼륨 데이터와 제 2 볼륨 데이터의 대응된 복셀간의 복셀 값의 변위를 각각 계산하고, 그 변위로부터 복셀의 탄성도 값을 각각 계산한다.
- [0144] 여기서, 피검 부위 내부에 암 조직이나 종양과 같은 병변 영역이 있는 경우, 병변 영역에서는 외부에서 스트레스를 가하더라도 복셀 값의 변위가 작고, 따라서 탄성도 값은 크게 계산된다. 반면 병변 영역 외의 연한 조직에서는 외부에서 스트레스를 가하면 복셀 값의 변위가 크고, 따라서 탄성도 값은 작게 계산된다.
- [0145] 생성된 탄성 데이터(E)는 제 1 및 제 2 볼륨 데이터(V, W)와 마찬가지로 3차원 배열의 집합을 형성하며, 이 때 탄성 데이터를 구성하는 복셀들의 복셀 값은 탄성도 값이 된다.
- [0146] 다음으로 제 1 볼륨 데이터(V)와 탄성 데이터(E) 간의 볼륨을 조정한다(620). 즉, 제 1 볼륨 데이터(V)의 복셀들 V_{xyz} 와 탄성 데이터(E)의 복셀들 E_{xyz} 을 각각 대응시켜 기하학적인 위치를 맞춘다.
- [0147] 볼륨이 조정되면, 검사자의 입력이나 미리 설정 되어 있는 방법에 따라복셀 값의 조정 여부를 판단한다(630).
- [0148] 만약, 복셀 값을 조정하지 않는 것으로 검사자가 입력하거나 미리 설정되어 있었다면(①), 파라미터 조정부(334)는 탄성 데이터(E)의 탄성도 값을 이용하여 불투명도 값을 조정한다(640).
- [0149] 불투명도 값은 탄성도 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성 값에 비례하여 증가하도록 조정될 수 있다.
- [0150] 불투명도 값은 탄성도 값 및 복셀 값과 2차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값 및 복셀 값에 비례하여 증가하도록 조정되거나, 또는 탄성도 값 및 그라디언트 값과 2차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값 및 그라디언트 값에 비례하여 증가하도록 조정될 수도 있다.
- [0151] 검사자가 피검 부위의 내부에 대한 정보 보다는 표면에 대한 정보를 얻고자 할 때, 불투명도 값은 탄성도 값 및 복셀 값과 2차원 함수 관계를 형성하되, 복셀 값에만 비례하여 증가하여, 탄성도 값이 0일 때에는 복셀 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하도록 조정될 수도 있다.
- [0152] 검사자가 피검 부위의 표면에 대한 정보 보다는 내부에 대한 정보를 얻고자 할 때, 불투명도 값은 탄성도 값 및 복셀 값과 2차원 함수 관계를 형성하되, 탄성도 값에만 비례하여 증가하여, 복셀 값이 0일 때에는 탄성도 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하도록 조정될 수도 있다.
- [0153] 이 때, 얻고자 하는 정보가 피검 부위의 표면에 대한 정보인지 내부에 대한 정보인지는 검사자의 입력에 따를 수 있다.
- [0154] 파라미터 조정부(334)는 복셀의 불투명도 값과 복셀 값을 이용하여 해당 복셀의 칼라 값을 조정한다(641).
- [0155] 이 때, 이용되는 불투명도 값은 조정된 후의 값을 적용하는 것으로 하며, 불투명도 값과 복셀 값을 이용하여 칼라 값을 조정하는 방법은 기존의 공지된 방법에 따르므로, 이에 대한 구체적인 설명은 생략하기로 한다.

[0156] 또한, 복셀 값을 조정하는 것으로 검사자가 입력하거나 미리 설정되어 있었다면(②), 파라미터 조정부(334)는 탄성 데이터(E)의 탄성도 값을 이용하여 복셀 값을 조정한다(650).

[0157] 복셀 값은 탄성도 값과 1차원 증가 함수 관계를 형성하여, 탄성도 값에 비례하여 증가하도록 조정될 수 있다.

[0158] 복셀 값은 하기의 수학적 식 1에 의해 조정될 수도 있다.

[0159] [수학적 식 1]

$$Voxel_{out} = Voxel_{in} \times f(e)$$

[0160]

[0161] 여기서 e는 탄성도 값이며, f는 0이상 1이하의 값을 갖고 탄성도 값 e에 의존하는 1차원 증가 함수이며, $Voxel_{in}$ 은 조정되기 전의 복셀 값, $Voxel_{out}$ 은 조정된 후의 복셀 값으로 정의한다.

[0162] 파라미터 조정부(334)는 복셀 값을 이용하여 해당 복셀의 불투명도 값을 조정한 후, 불투명도 값과 복셀 값을 이용하여 해당 복셀의 칼라 값을 조정한다(651).

[0163] 이 때, 이용되는 복셀 값 및 불투명도 값은 조정된 후의 값을 적용하는 것으로 하며, 복셀 값을 이용하여 불투명도 값을 조정하는 방법이나, 불투명도 값과 복셀 값을 이용하여 칼라 값을 조정하는 방법은 기존에 공지된 방법에 따르므로, 이에 대한 구체적인 설명은 생략하기로 한다.

[0164] 위에서 설명한 바에 따라 조정되는 파라미터 값은, 제 1 볼륨 데이터(V)를 구성하는 각 복셀의 복셀 값, 불투명도 값, 및 칼라 값으로 한다.

[0165] 볼륨 렌더링의 파라미터가 조정되면, 조정된 제 1 볼륨 데이터(V)에 기초하여 볼륨 렌더링을 수행한다(660).

[0166] 즉, 제 1 볼륨 데이터(V)를 구성하는 복셀들의 복셀 값, 불투명도 값, 및 칼라 값에 기초하되, 파라미터 조정부(334)에 의해 조정된 후의 값을 적용하여 볼륨 렌더링을 수행한다.

[0167] 볼륨 렌더링을 수행하는 방법에는 제한이 없으며, 그 방법의 한 예로써, 영상의 각 픽셀에 대응하여 제 1 볼륨 데이터(V)에서 샘플점들을 정하고, 샘플점들의 색상과 투명도 값을 인접한 복셀들의 보간으로부터 계산한 후, 샘플점들의 색상과 투명도 값을 누적함으로써 해당 픽셀의 색상과 투명도 값을 계산하는 광선 투사법(ray-casting)이 이용될 수 있다.

[0168] 볼륨 렌더링의 수행으로부터 대상체에 대한 투영 영상을 생성할 수 있으며, 투영 영상의 휘도 레벨이나, 콘트라스트 또는 색상 등을 보정하는 과정이 더 포함될 수도 있다.

[0169] 생성된 투영 영상은 본체(300)와 유무선 통신망을 통해 연결된 디스플레이부(500)로 출력된다(670).

[0170] 이에 따라 검사자는 브라운관(Cathod Ray Tube: CRT)이나, 액정 표시 장치(Liquid Crystal Display: LCD), 유기 발광다이오드 표시장치(Light Emitting Diode: LED) 등으로 구현된 디스플레이 화면에서 대상체에 대한 결과 영상을 확인할 수 있게 된다.

[0171] 이상과 같이 예시된 도면을 참조로 하여, 초음파 영상 장치 및 초음파 영상 장치의 제어 방법의 실시예들을 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시 될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며, 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

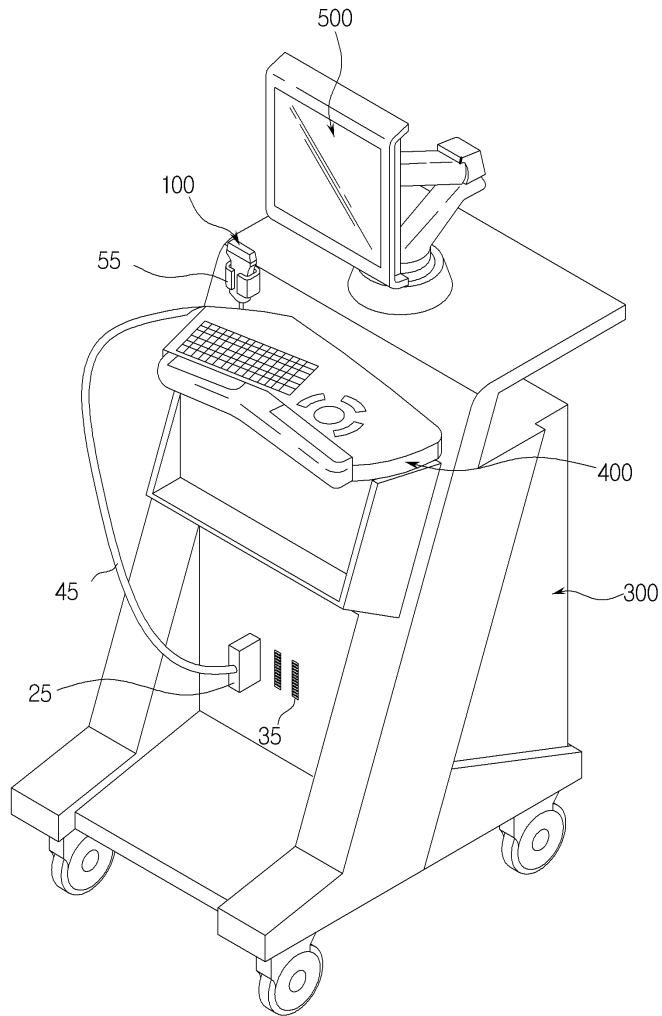
부호의 설명

[0172]	100 : 초음파 프로브	200 : 빔 포밍부
	210 : 송신 신호 생성부	300 : 본체
	310 : 볼륨 데이터 생성부	320 : 탄성 데이터 생성부
	330 : 제어부	331 : 명령 신호 출력부
	332 : 신호 처리부	333 : 볼륨 조정부
	334 : 파라미터 조정부	340 : 저장부

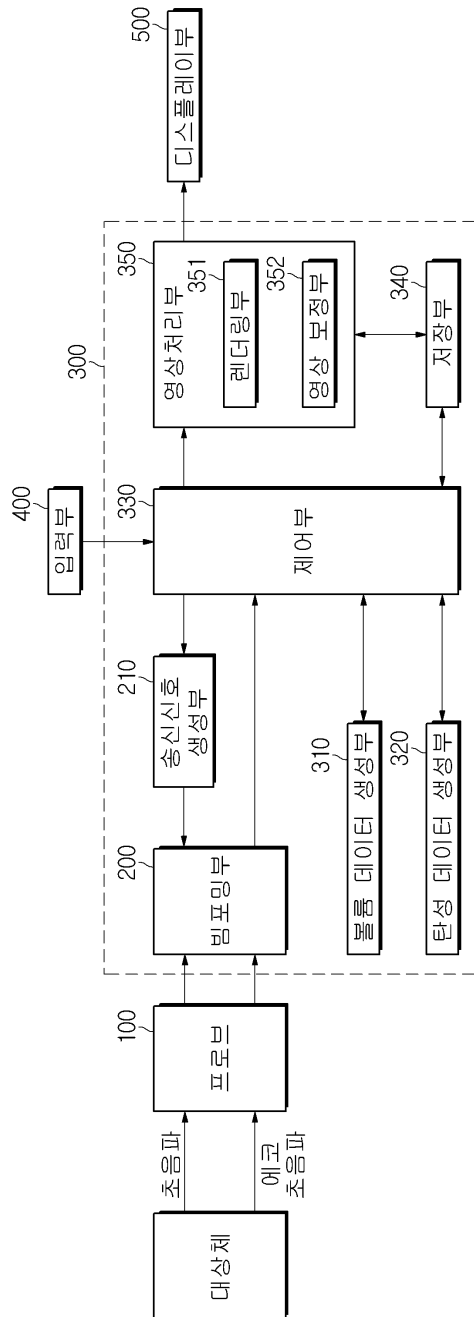
350 : 영상 처리부 351 : 렌더링부
 352 : 영상 보정부 400 : 입력부
 500 : 디스플레이부

도면

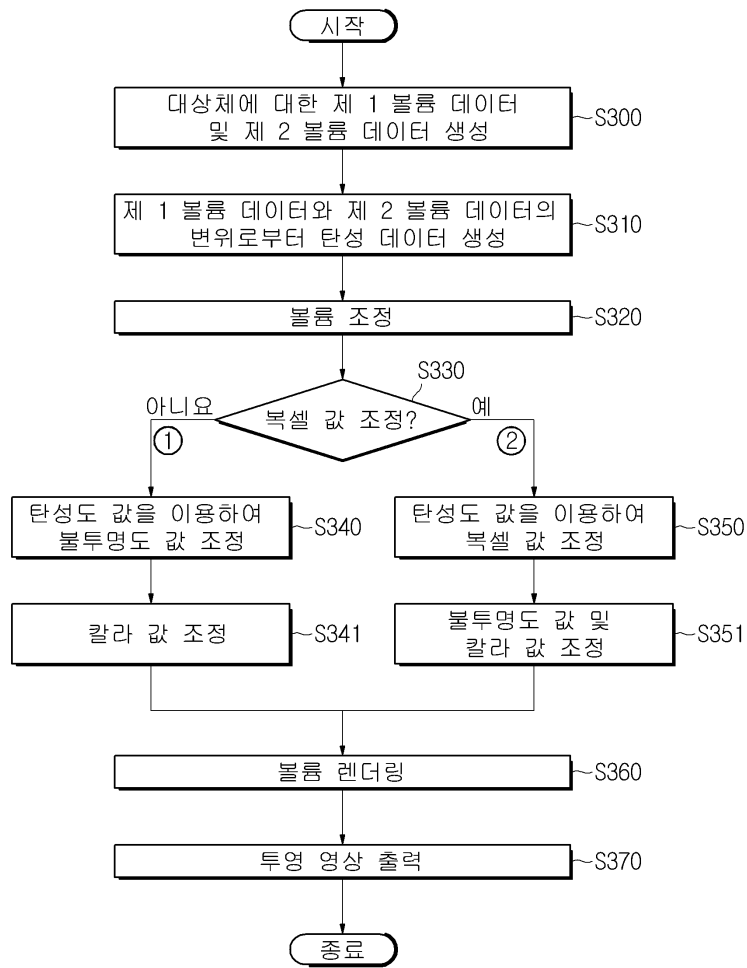
도면1



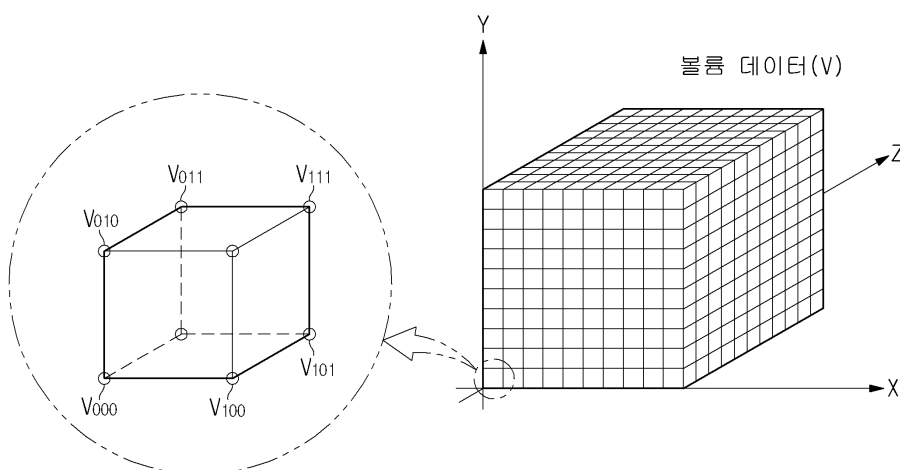
도면2



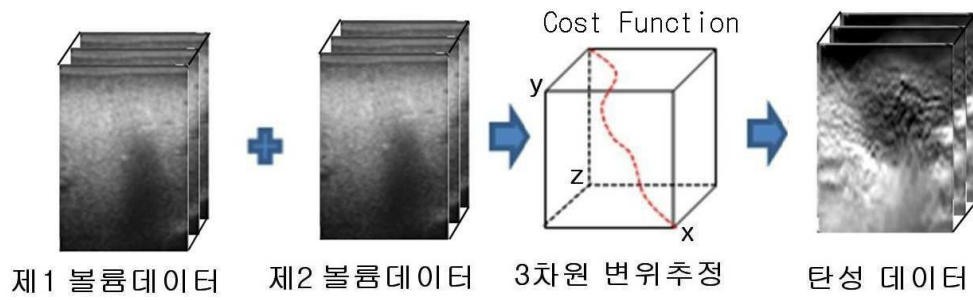
도면3



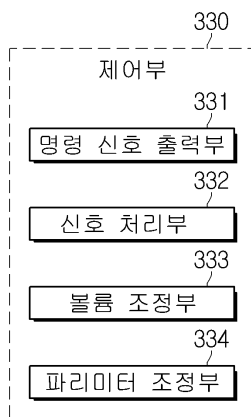
도면4



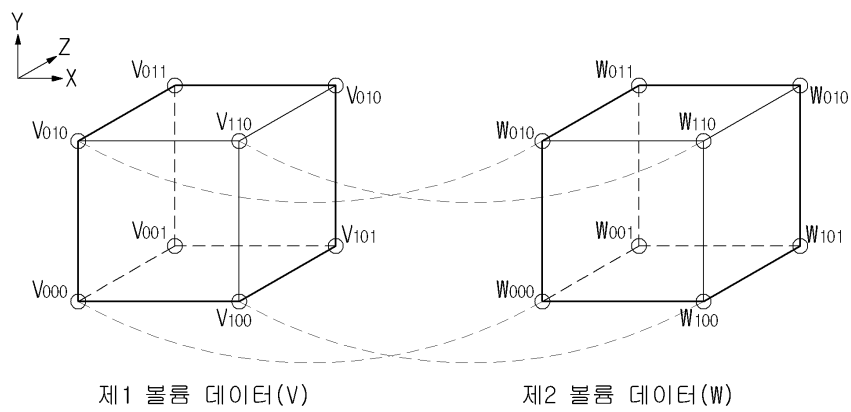
도면5



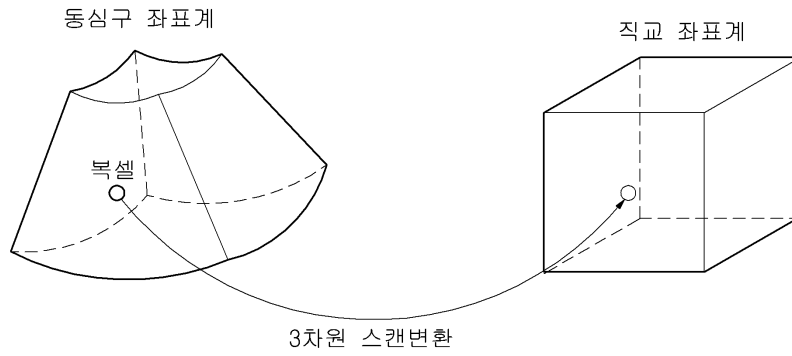
도면6



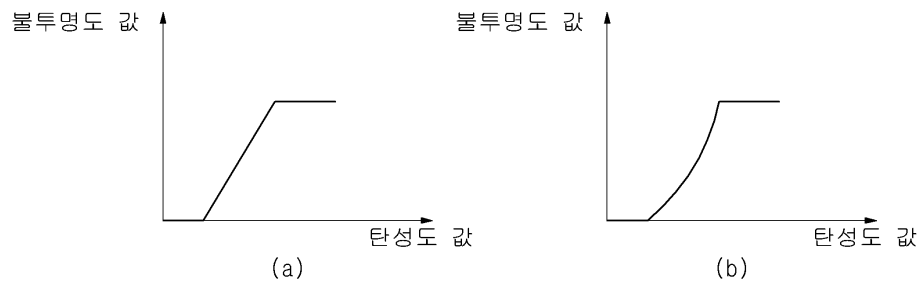
도면7



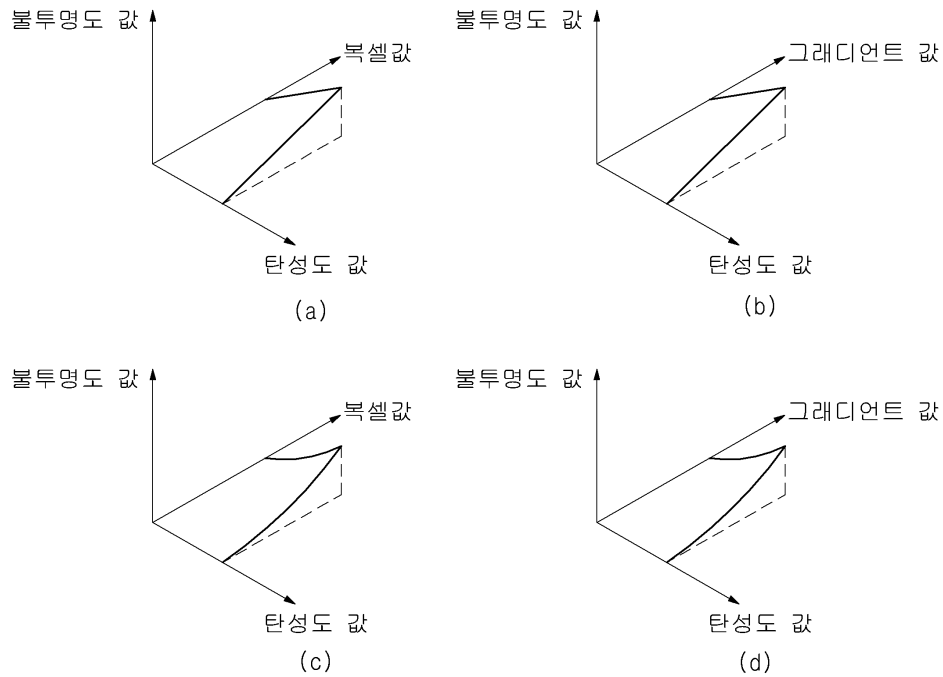
도면8



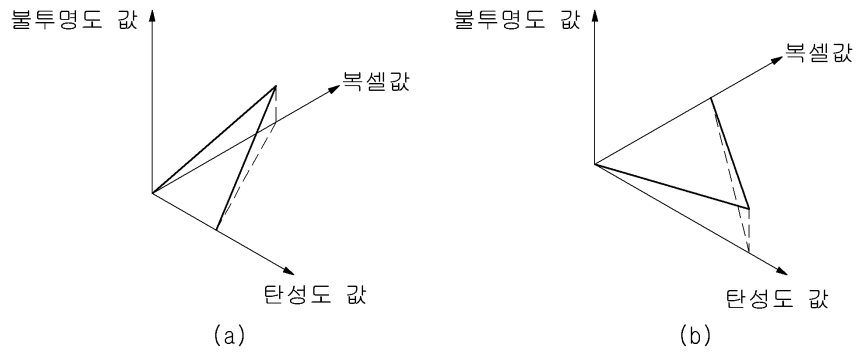
도면9



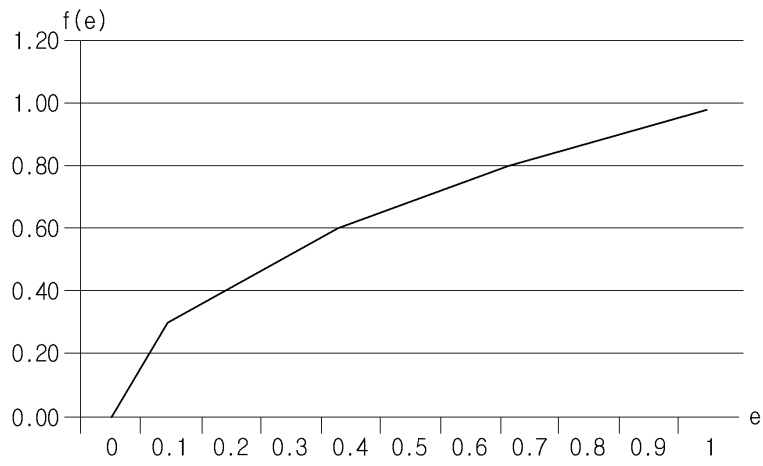
도면10



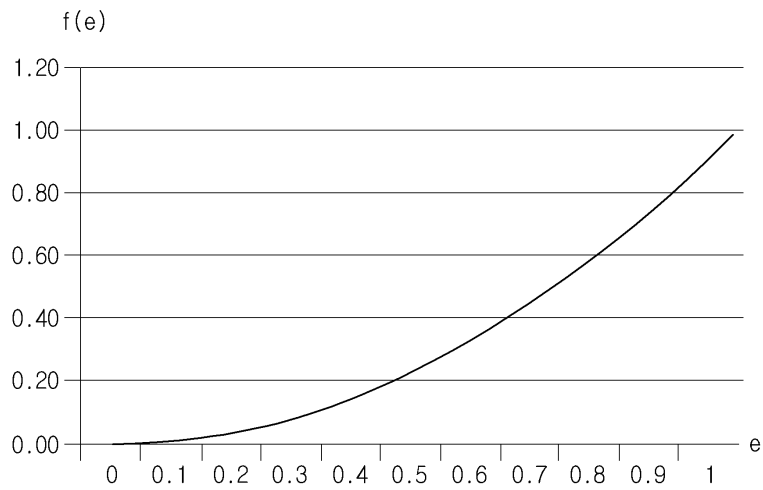
도면11



도면12

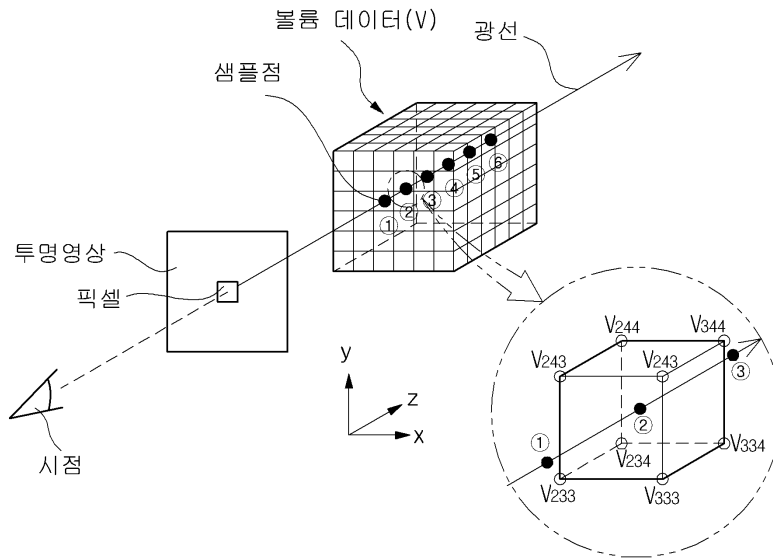


(a) 복셀 값 조정함수 1

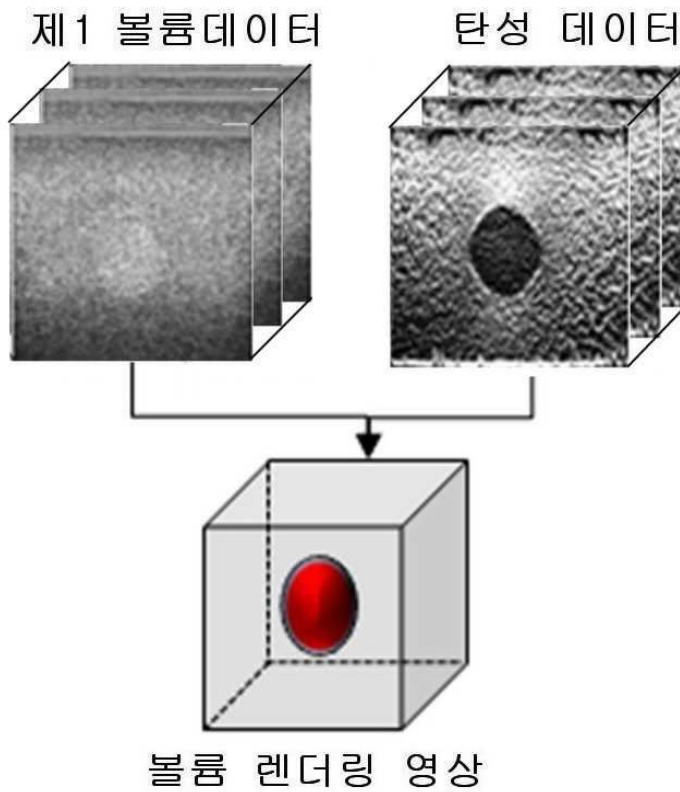


(b) 복셀 값 조정함수 2

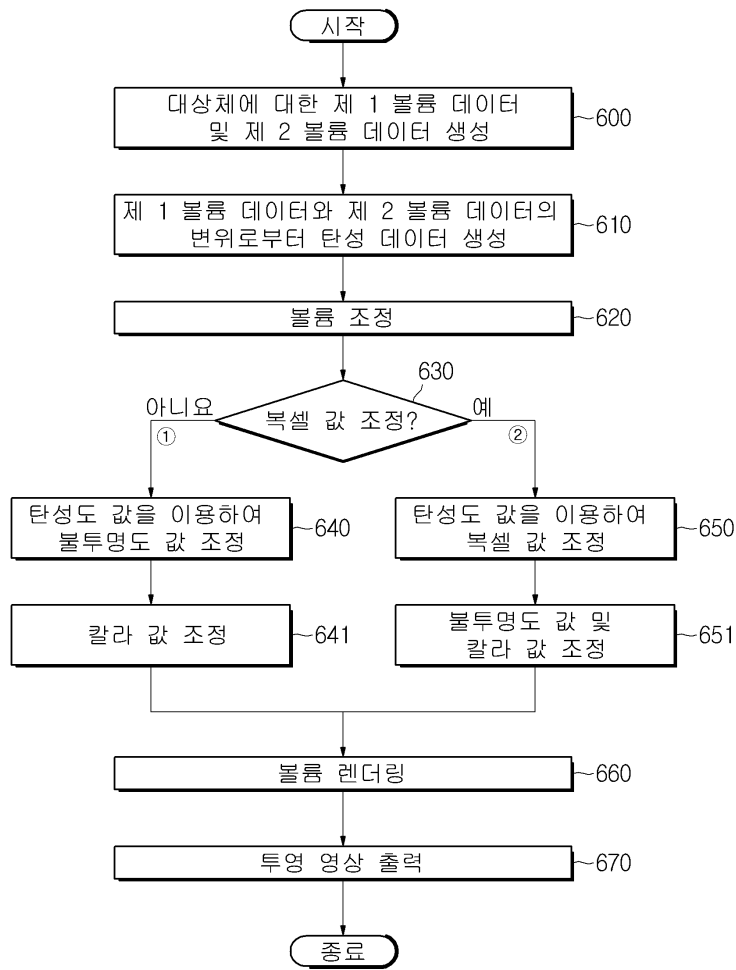
도면13



도면14



도면15



专利名称(译)	标题：超声波成像设备及其控制方法		
公开(公告)号	KR1020140131808A	公开(公告)日	2014-11-14
申请号	KR1020130050900	申请日	2013-05-06
[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	KIMYUN TAE 김윤탈		
发明人	김윤탈		
IPC分类号	A61B8/14 G06T17/10		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/483 A61B8/4405 A61B8/466 A61B8/5215 A61B8/56		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

而发射超声信号到目标对象，并在超声波探头中，外部刺激是之前或之后施加到施加用于接收信号从目标物体反射的回波的目标对象的外部刺激，探头发送的多个超声波信号的时间的超声成像设备一种体数据生成单元，其生成与要接收的多个回波信号对应的多个体数据;弹性数据生成单元，其根据多个体数据的位移生成弹性数据;控制单元，基于弹性数据调整体绘制的参数;以及图像处理单元，基于调整的参数执行体绘制，并生成渲染图像。因此，根据这样的超声波成像设备及其控制方法，它能够输出的组织的超声图像，而不是病变区域，并从测试位点的多维分离的病变区域，对内部的信息以及信息的测试部位的表面上可以获得。

