

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2017년 10월 19일 (19.10.2017)



(10) 국제공개번호
WO 2017/179782 A1

- (51) 국제특허분류:
A61B 8/08 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2016/012636
- (22) 국제출원일: 2016년 11월 4일 (04.11.2016)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2016-0044936 2016년 4월 12일 (12.04.2016) KR
- (71) 출원인: 삼성메디슨 주식회사 (SAMSUNG MEDISON CO., LTD.) [KR/KR]; 25108 강원도 홍천군 남면 한서로 3366, Gangwon-do (KR).
- (72) 발명자: 공동권 (KONG, Dong-geon); 18431 경기도 화성시 동탄숲속로 95 818 동 1403 호, Gyeonggi-do (KR). 최성현 (CHOI, Seong-hyeon); 07023 서울시 동작구 남부순환로 259 가길 29 503 호, Seoul (KR). 이형기 (LEE, Hyung-ki); 13527 경기도 성남시 분당구 동판교로 122 213 동 2002 호, Gyeonggi-do (KR).
- (74) 대리인: 리앤목 특허법인 (Y.P.LEE, MOCK & PARTNERS); 06292 서울시 강남구 언주로 30 길 13 대림아크로텔 12층, Seoul (KR).

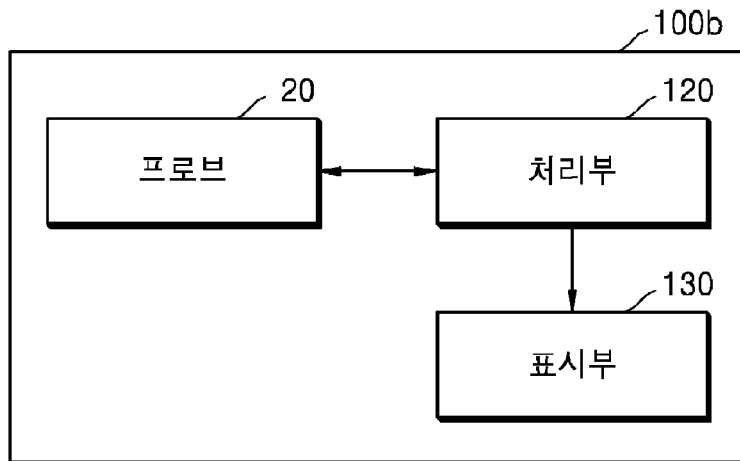
- (81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

(54) Title: ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE AND CONTROL METHOD THEREFOR

(54) 발명의 명칭: 초음파 진단 장치 및 그 제어 방법



20 ... Probe
120 ... Processing unit
130 ... Display unit

(57) Abstract: Provided is an ultrasonic diagnostic device comprising: a probe for irradiating an object with a first focused beam of a first frequency so as to induce a displacement in a tissue of the object; and a processing unit for acquiring a first ultrasonic image of the object in which the displacement is induced, determining whether the induced displacement is suitable on the basis of the acquired first ultrasonic image, controlling the probe such that the object is irradiated with a second focused beam of a second frequency different from the first frequency so as to induce a displacement in the tissue of the object when the induced displacement is not suitable, and acquiring a second ultrasonic image of the object in which the displacement is induced by the second focused beam.

(57) 요약서: 제 1 주파수의 제 1 집속빔을 대상체에 조사하여 상기 대상체의 조직 내의 변위(displacement)를 유도하는 프로브; 및 상기 변위가 유도된 대상체의 제 1 초음파 영상을 획득하고, 상기 획득된 제 1 초음파 영상에 기초하여, 상기 유도된

변위가 적합한지 여부를 판단하고, 상기 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 상기 제 1 주파수와 다른 제 2 주파수의 제 2 집속빔을 상기 대상체에 조사하여, 상기 대상체의 조직 내의 변위를 유도하도록 상기 프로브를 제어하고, 상기 제 2 집속빔에 의해 변위가 유도된 대상체의 제 2 초음파 영상을 획득하는 처리부를 포함하는 초음파 진단 장치가 제공된다.

WO 2017/179782 A1

명세서

발명의 명칭: 초음파 진단 장치 및 그 제어 방법

기술분야

- [1] 개시된 실시예들은, 초음파 진단 장치, 초음파 진단 장치 제어 방법, 및 상기 초음파 진단 장치 제어 방법을 수행하는 프로그램 코드들을 저장하는 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 근래 의료분야에서는 각종 질병의 조기 진단 또는 수술을 목적으로 인체의 생체 조직에 대한 정보를 영상화하여 획득하기 위한 각종 의료 영상 장치가 널리 이용되고 있다. 이러한 의료 영상 장치의 대표적인 예로는 초음파 진단 장치, CT 장치, MRI 장치를 포함할 수 있다.
- [3] 초음파 진단 장치는 프로브(probe)의 트랜스듀서(transducer)로부터 생성되는 초음파 신호를 대상체로 조사하고, 대상체로부터 반사된 에코 신호의 정보를 수신하여 대상체 내부의 부위에 대한 영상을 얻는다. 특히, 초음파 진단 장치는 대상체 내부의 관찰, 이물질 검출, 및 상해 측정 등 의학적 목적으로 사용된다. 이러한 초음파 진단 장치는 X선을 이용하는 진단 장치에 비하여 안정성이 높고, 실시간으로 영상의 디스플레이가 가능하며, 방사능 피폭이 없어 안전하다는 장점이 있어서 다른 화상 진단 장치와 함께 널리 이용된다.
- [4] 한편, 초음파 진단 장치는 대상체로부터 반사되는 초음파 신호의 반사 계수를 2차원 영상으로 보이는 B모드(brightness mode), 도플러 효과(doppler effect)를 이용하여 움직이는 대상체(특히, 혈류)의 영상을 보이는 도플러 모드(doppler mode), 대상체에 압력(compression)을 가할 때와 가하지 않을 대의 반응 차이를 영상으로 보이는 탄성 모드(elastic mode) 등을 제공할 수 있다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [5] 개시된 실시예들은, 탄성 모드의 영상을 획득하기 위해, 대상체에 적절한 압력을 가하는 장치 및 방법을 제공하기 위한 것이다.
- [6] 또한, 개시된 실시예들은, 추가적인 비용 없이 대상체에 가한 압력에 대한 피드백을 받고, 대상체에 적절한 압력을 가하기 위한 것이다.

과제 해결 수단

- [7] 개시된 일 실시예의 일 측면에 따르면,
- [8] 제1 주파수의 제1 집속빔을 대상체에 조사하여 상기 대상체의 조직 내의 변위(displacement)를 유도하는 프로브; 및
- [9] 상기 변위가 유도된 대상체의 제1 초음파 영상을 획득하고, 상기 획득된 제1 초음파 영상에 기초하여, 상기 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하고, 상기 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 상기 제1 주파수와 다른 제2 주파수의 제2

- 집속빔을 상기 대상체에 조사하여, 상기 대상체의 조직 내의 변위를 유도하도록 상기 프로브를 제어하고, 상기 제2 집속빔에 의해 변위가 유도된 대상체의 제2 초음파 영상을 획득하는 처리부를 포함하는 초음파 진단 장치가 제공된다.
- [10] 상기 처리부는, 상기 제1 집속빔에 의해 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 상기 제2 집속빔의 전압 및 사이클 개수 및 적어도 하나를 조절할 수 있다.
- [11] 상기 프로브는, 상기 제1 집속빔의 조사 후에, 상기 제1 주파수와 다른 제3 주파수의 제3 집속빔을 대상체에 조사하여 조직 내의 변위를 유도하고, 상기 처리부는, 상기 제1 초음파 영상과 상기 제3 초음파 영상에 기초하여, 상기 제2 주파수를 결정하고, 상기 결정된 제2 주파수의 상기 제2 집속빔을 상기 대상체에 조사하도록 상기 프로브를 제어할 수 있다.
- [12] 상기 처리부는, 상기 제2 초음파 영상에서 상기 변위에 의해 유도되는 횡파의 진행을 방해하는 장애물이 검출된 경우, 상기 제2 집속빔의 포커싱 수평 위치를 변경하도록 상기 프로브를 제어할 수 있다.
- [13] 상기 집속빔의 포커싱 위치에 대한 정보, 및 상기 포커싱 위치의 변화에 대한 정보를 표시하는 표시부를 더 포함할 수 있다.
- [14] 상기 처리부는, 유도된 변위의 크기, 탄성 영상의 품질 인덱스(quality index), 및 상기 대상체의 변형률(strain) 중 적어도 하나 또는 이들의 조합에 기초하여 상기 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단할 수 있다.
- [15] 상기 초음파 진단 장치는, 상기 대상체에 기계적인 힘을 가하여 변위를 유도하는 액추에이터를 더 포함할 수 있다.
- [16] 상기 초음파 진단 장치는, 변위를 유도하는 세기, 유도된 변위의 크기, 및 변화율 중 적어도 하나 또는 이들의 조합에 대한 정보를 표시하는 표시부를 더 포함할 수 있다.
- [17] 개시된 일 실시예의 다른 측면에 따르면,
- [18] 제1 주파수의 제1 집속빔을 대상체에 조사하여 상기 대상체의 조직 내의 변위(displacement)를 유도하는 단계;
- [19] 상기 변위가 유도된 대상체의 제1 초음파 영상을 획득하는 단계;
- [20] 상기 획득된 제1 초음파 영상에 기초하여, 상기 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하는 단계;
- [21] 상기 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 상기 제1 주파수와 다른 제2 주파수의 제2 집속빔을 상기 대상체에 조사하여, 상기 대상체의 조직 내의 변위를 유도하는 단계; 및
- [22] 상기 제2 집속빔에 의해 변위가 유도된 대상체의 제2 초음파 영상을 획득하는 단계를 포함하는 초음파 진단 장치 제어 방법이 제공된다.
- [23] 개시된 실시예의 다른 측면에 따르면,
- [24] 제1 집속빔을 대상체에 조사하여 상기 대상체의 조직 내의 변위(displacement)를 유도하는 프로브; 및
- [25] 상기 변위가 유도된 대상체의 제1 초음파 영상을 획득하고, 상기 획득된 제1

초음파 영상에 기초하여, 상기 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하고, 상기 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 상기 제1 집속빔과 다른 포커싱 위치를 갖는 제2 집속빔을 상기 대상체에 조사하여, 상기 대상체의 조직 내의 변위를 유도하도록 상기 프로브를 제어하고, 상기 제2 집속빔에 의해 변위가 유도된 대상체의 제2 초음파 영상을 획득하는 처리부를 포함하는 초음파 진단 장치가 제공된다.

- [26] 개시된 실시예의 다른 측면에 따르면,
- [27] 제1 집속빔을 대상체에 조사하여 상기 대상체의 조직 내의 변위(displacement)를 유도하는 단계;
- [28] 상기 변위가 유도된 대상체의 제1 초음파 영상을 획득하는 단계;
- [29] 상기 획득된 제1 초음파 영상에 기초하여, 상기 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하는 단계;
- [30] 상기 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 상기 제1 주파수와 다른 포커싱 위치를 갖는 제2 집속빔을 상기 대상체에 조사하여, 상기 대상체의 조직 내의 변위를 유도하는 단계; 및
- [31] 상기 제2 집속빔에 의해 변위가 유도된 대상체의 제2 초음파 영상을 획득하는 단계를 포함하는 초음파 진단 장치 제어 방법이 제공된다.
- [32] 개시된 실시예의 다른 측면에 따르면, 상기 실시예들에 따른 초음파 진단 장치 제어 방법을 수행하는 컴퓨터 프로그램 코드들을 저장하는 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체가 제공된다.

발명의 효과

- [33] 개시된 실시예들에 따르면, 탄성 모드의 영상을 획득할 때, 대상체에 적절한 압력을 가할 수 있는 효과가 있다.
- [34] 또한, 개시된 실시예들에 따르면, 추가적인 비용 없이 대상체에 가한 압력에 대한 피드백을 받고, 대상체에 적절한 압력을 가할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

- [35] 본 발명은, 다음의 자세한 설명과 그에 수반되는 도면들의 결합으로 쉽게 이해될 수 있으며, 참조 번호(reference numerals)들은 구조적 구성요소(structural elements)를 의미한다.
- [36] 도 1은 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100a)의 구성을 나타내는 블록도이다.
- [37] 도 2는 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100b)의 구조를 나타낸 블록도이다.
- [38] 도 3은 대상체(310)에 변위를 유도하는 과정을 설명한 도면이다.
- [39] 도 4는 일 실시예에 따라 대상체에 변위를 유도하는 과정을 설명한 도면이다.
- [40] 도 5는 일 실시예에 따라 표시부(130)에 표시되는 뷰(view)를 나타낸 도면이다.
- [41] 도 6은 일 실시예에 따라 표시부(130)에 표시되는 뷰를 나타낸 도면이다.
- [42] 도 7은 일 실시예에 따라 집속빔의 주파수를 조절하는 과정을 설명하기 위한

도면이다.

[43] 도 8은 일 실시예에 따른 대상체의 변위를 유도하는 모습을 나타낸 도면이다.

[44] 도 9는 일 실시예에 따라 액추에이터(810)에 의해 유도되는 변위를 조절하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

[45] 도 10은 일 실시예에 따라 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하는 판단 기준을 나타낸 도면이다.

[46] 도 11은 일 실시예에 따라 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하는 판단 기준을 나타낸 도면이다.

[47] 도 12는 일 실시예에 따라 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하는 판단 기준을 나타낸 도면이다.

[48] 도 13은 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치 제어 방법을 나타낸 흐름도이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

[49] 개시된 일 실시예의 일 측면에 따르면,

[50] 제1 주파수의 제1 집속빔을 대상체에 조사하여 상기 대상체의 조직 내의 변위(displacement)를 유도하는 프로브; 및

[51] 상기 변위가 유도된 대상체의 제1 초음파 영상을 획득하고, 상기 획득된 제1 초음파 영상에 기초하여, 상기 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하고, 상기 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 상기 제1 주파수와 다른 제2 주파수의 제2 집속빔을 상기 대상체에 조사하여, 상기 대상체의 조직 내의 변위를 유도하도록 상기 프로브를 제어하고, 상기 제2 집속빔에 의해 변위가 유도된 대상체의 제2 초음파 영상을 획득하는 처리부를 포함하는 초음파 진단 장치가 제공된다.

발명의 실시를 위한 형태

[52] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 판례, 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 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.

[53] 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.

[54] 명세서 전체에서 "영상"이란 이산적인 영상 요소들로 구성된 다차원(multi-dimensional) 데이터를 의미할 수 있다. 예를 들어, 영상은 초음파

장치, CT 장치, MRI 장치에 의해 획득된 대상체의 의료 영상(초음파 영상, CT 영상, MR 영상) 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

- [55] 대상체는 사람 또는 동물, 또는 사람 또는 동물의 일부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 대상체는 간, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기, 또는 혈관을 포함할 수 있다. 또한, 대상체는 팬텀(phantom)을 포함할 수도 있으며, 팬텀은 생물의 밀도와 실효 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미할 수 있다. 예를 들어, 팬텀은, 인체와 유사한 특성을 갖는 구형 팬텀일 수 있다.
- [56] 초음파 영상은 프로브(probe)의 트랜스듀서(transducer)로부터 생성되는 초음파 신호를 대상체로 조사하고, 대상체로부터 반사된 에코 신호의 정보를 수신하여 획득한 영상을 의미할 수 있다. 또한, 초음파 영상은 다양하게 구현될 수 있다. 예를 들어, 초음파 영상은 A 모드(amplitude mode) 영상, B 모드(brightness mode) 영상, C 모드(color mode) 영상, D 모드(Doppler mode) 영상 중 적어도 하나일 수 있다. 또한, 본 발명의 일 실시 예에 의하면, 초음파 영상은 2차원 영상 또는 3차원 영상일 수도 있다. 또한, 초음파 영상은 RF 데이터 및 IQ 데이터를 포함한다. RF 데이터는 아날로그 디지털 컨버터로부터 출력된 채널 RF 데이터, 채널 RF 데이터에 빔포밍 처리를 하여 획득된 빔폼드(beam-formed) RF 데이터를 포함할 수 있다. IQ 데이터는 빔폼드 RF 데이터에 대해 센터 주파수를 0Hz로 변환하는 믹싱(mixing) 처리를 하여 획득된다.
- [57] 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.
- [58] 아래에서는 첨부한 도면을 참고하여 본 발명의 실시 예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시 예에 한정되지 않는다.
- [59] 도 1은 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100a)의 구성을 나타내는 블록도이다.
- [60] 도 1을 참조하면, 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100a)는 프로브(20), 초음파 송수신부(215), 영상 처리부(250), 통신부(270), 디스플레이부(260), 메모리(280), 입력 디바이스(290), 및 제어부(295)를 포함할 수 있으며, 상술한 여러 구성들은 버스(285)를 통해 서로 연결될 수 있다.
- [61] 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100a)는 카트형뿐만 아니라 휴대형으로도 구현될 수 있다. 휴대형 초음파 장치의 예로는 팩스 뷰어(PACS viewer), 스마트폰(smart phone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [62] 프로브(20)는, 초음파 송수신부(215)로부터 인가된 구동 신호(driving signal)에 따라 대상체(10)로 초음파 신호를 송출하고, 대상체(10)로부터 반사된 에코 신호를 수신한다. 프로브(20)는 복수의 트랜스듀서를 포함하며, 복수의

트랜스듀서는 전달되는 전기적 신호에 따라 진동하며 음향 에너지인 초음파를 발생시킨다. 또한, 프로브(20)는 초음파 진단 장치(100a)의 본체와 유선 또는 무선으로 연결될 수 있으며, 초음파 진단 장치(100a)는 구현 형태에 따라 복수 개의 프로브(20)를 구비할 수 있다.

- [63] 송신부(210)는 프로브(20)에 구동 신호를 공급하며, 펄스 생성부(212), 송신 지연부(214), 및 펄서(216)를 포함한다. 펄스 생성부(212)는 소정의 펄스 반복 주파수(PRF, Pulse Repetition Frequency)에 따른 송신 초음파를 형성하기 위한 펄스(pulse)를 생성하며, 송신 지연부(214)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(216)는, 지연 시간이 적용된 각각의 펄스에 대응하는 타이밍(timing)으로, 프로브(20)에 구동 신호(또는, 구동 펄스(driving pulse))를 인가한다.
- [64] 수신부(220)는 프로브(20)로부터 수신되는 에코 신호를 처리하여 초음파 데이터를 생성하며, 증폭기(222), ADC(아날로그 디지털 컨버터, Analog Digital converter)(224), 수신 지연부(226), 및 합산부(228)를 포함할 수 있다. 증폭기(222)는 에코 신호를 각 채널(channel) 마다 증폭하며, ADC(224)는 증폭된 에코 신호를 아날로그-디지털 변환한다. 수신 지연부(226)는 수신 지향성(reception directionality)을 결정하기 위한 지연 시간을 디지털 변환된 에코 신호에 적용하고, 합산부(228)는 수신 지연부(226)에 의해 처리된 에코 신호를 합산함으로써 초음파 데이터를 생성한다. 한편, 수신부(220)는 그 구현 형태에 따라 증폭기(222)를 포함하지 않을 수도 있다. 즉, 프로브(20)의 감도가 향상되거나 ADC(224)의 처리 비트(bit) 수가 향상되는 경우, 증폭기(222)는 생략될 수도 있다. 또한 수신부(220)는 빔포머(beam-former) 등을 이용하여, 프로브(20)로부터 수신된 초음파 신호를 beamformed RF 또는 IQ 신호로 변환한다.
- [65] 영상 처리부(250)는 초음파 송수신부(215)에서 생성된 초음파 데이터에 대한 스캔 변환(scan conversion) 과정을 통해 초음파 영상을 생성하고 표시한다.
- [66] 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 초음파 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 플로우 영상으로도 불림), 조직의 움직임을 나타내는 티슈 도플러 영상, 및 대상체의 이동 속도를 파형으로 표시하는 스펙트럴 도플러 영상을 포함할 수 있다.
- [67] B 모드 처리부(241)는, 초음파 데이터로부터 B 모드 성분을 추출하여 처리한다. 영상 생성부(255)는, B 모드 처리부(241)에 의해 추출된 B 모드 성분에 기초하여 신호의 강도가 휘도(brightness)로 표현되는 초음파 영상을 생성할 수 있다.

- [68] 마찬가지로, 도플러 처리부(242)는, 초음파 데이터로부터 도플러 성분을 추출하고, 영상 생성부(255)는 추출된 도플러 성분에 기초하여 대상체의 움직임을 컬러 또는 파형으로 표현하는 도플러 영상(예를 들어, 컬러 플로우 영상 등)을 생성할 수 있다.
- [69] 영상 생성부(255)는, 볼륨 데이터에 대한 볼륨 렌더링 과정을 거쳐 3차원 초음파 영상을 생성할 수 있으며, 압력에 따른 대상체(10)의 변형 정도를 영상화한 탄성 영상 또한 생성할 수도 있다.
- [70] 나아가, 영상 생성부(255)는 초음파 영상 상에 여러 가지 부가 정보를 텍스트, 그래픽으로 표현할 수도 있다. 한편, 생성된 초음파 영상은 메모리(280)에 저장될 수 있다.
- [71] 디스플레이부(260)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), 전기영동 디스플레이(electrophoretic display) 중에서 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [72] 또한, 디스플레이부(260)와 사용자 입력부가 레이어 구조를 이루어 터치 스크린으로 구성되는 경우, 디스플레이부(260)는 출력 장치 이외에 사용자의 터치에 의한 정보의 입력이 가능한 입력 장치로도 사용될 수 있다.
- [73] 터치 스크린은 터치 입력 위치, 터치된 면적뿐만 아니라 터치 압력까지도 검출할 수 있도록 구성될 수 있다. 또한, 터치 스크린은 직접 터치(real-touch)뿐만 아니라 근접 터치(proximity touch)도 검출될 수 있도록 구성될 수 있다.
- [74] 통신부(270)는, 유선 또는 무선으로 네트워크(30)와 연결되어 외부 디바이스나 서버와 통신한다. 통신부(270)는 의료 영상 정보 시스템(PACS, Picture Archiving and Communication System)을 통해 연결된 병원 서버나 병원 내의 다른 의료 장치와 데이터를 주고 받을 수 있다. 또한, 통신부(170)는 의료용 디지털 영상 및 통신(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 데이터 통신할 수 있다.
- [75] 통신부(270)는 네트워크(30)를 통해 대상체의 초음파 영상, 초음파 데이터, 도플러 데이터 등 대상체의 진단과 관련된 데이터를 송수신할 수 있으며, CT, MRI, X-ray 등 다른 의료 장치에서 촬영한 의료 영상 또한 송수신할 수 있다. 나아가, 통신부(270)는 서버로부터 환자의 진단 이력이나 치료 일정 등에 관한 정보를 수신하여 대상체의 진단에 활용할 수도 있다. 나아가, 통신부(270)는 병원 내의 서버나 의료 장치뿐만 아니라, 의사나 환자의 휴대용 단말과 데이터 통신을 수행할 수도 있다.
- [76] 통신부(270)는 유선 또는 무선으로 네트워크(30)와 연결되어 서버(32), 의료 장치(34), 또는 휴대용 단말(36)과 데이터를 주고 받을 수 있다. 통신부(270)는 외부 디바이스와 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수 있으며, 예를 들어 근거리 통신 모듈(271), 유선 통신 모듈(272), 및 이동 통신

모듈(273)을 포함할 수 있다.

- [77] 근거리 통신 모듈(271)은 소정 거리 이내의 근거리 통신을 위한 모듈을 의미한다. 본 발명의 일 실시예에 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.
- [78] 유선 통신 모듈(272)은 전기적 신호 또는 광 신호를 이용한 통신을 위한 모듈을 의미하며, 일 실시예에 의한 유선 통신 기술에는 페어 케이블(pair cable), 동축 케이블, 광섬유 케이블, 이더넷(ethernet) 케이블 등이 포함될 수 있다.
- [79] 이동 통신 모듈(273)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 데이터를 포함할 수 있다.
- [80] 메모리(280)는 초음파 진단 장치(100b)에서 처리되는 여러 가지 정보를 저장한다. 예를 들어, 메모리(280)는 입/출력되는 초음파 데이터, 초음파 영상 등 대상체의 진단에 관련된 의료 데이터를 저장할 수 있고, 초음파 진단 장치(100a) 내에서 수행되는 알고리즘이나 프로그램을 저장할 수도 있다.
- [81] 메모리(280)는 플래시 메모리, 하드디스크, EEPROM 등 여러 가지 종류의 저장매체로 구현될 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(100a)는 웹 상에서 메모리(280)의 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지(web storage) 또는 클라우드 서버를 운영할 수도 있다.
- [82] 입력 디바이스(290)는, 사용자가 초음파 진단 장치(100a)를 제어하기 위한 데이터를 입력 받는 수단을 의미한다. 입력 디바이스(290)는 키 패드, 마우스, 터치 패드, 트랙볼, 조그 스위치 등 하드웨어 구성을 포함할 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 입력 디바이스(290)는 지문 인식 센서를 포함하여, 사용자의 지문을 인식할 수 있다. 이외에도 입력 디바이스(290)는 심전도 측정 모듈, 호흡 측정 모듈, 음성 인식 센서, 제스처 인식 센서, 홍채 인식 센서, 깊이 센서, 거리 센서 등의 다양한 구성을 더 포함할 수 있다. 특히, 터치 패드가 전술한 디스플레이부(260)와 상호 레이어 구조를 이루는 터치 스크린도 포함할 수 있다.
- [83] 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100a)는, 소정 모드의 초음파 영상 및 초음파 영상에 대한 컨트롤 패널을 터치 스크린상에 표시할 수 있다. 그리고 초음파 진단 장치(100a)는, 터치 스크린을 통해 초음파 영상에 대한 사용자의 터치 제스처를 감지할 수 있다.
- [84] 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100a)는, 일반적인 초음파 장치의 컨트롤 패널에 포함되어 있던 버튼들 중 사용자가 자주 사용하는 일부 버튼을 물리적으로 구비하고, 나머지 버튼들은 GUI(Graphical User Interface) 형태로

터치 스크린을 통해 제공할 수 있다.

- [85] 제어부(295)는 초음파 진단 장치(100a)의 동작을 전반적으로 제어한다. 제어부(295)는 프로브(20), 초음파 송수신부(215), 영상 처리부(250), 통신부(270), 메모리(280), 및 입력 디바이스(290) 간의 동작을 제어할 수 있다.
- [86] 프로브(20), 초음파 송수신부(215), 영상 처리부(250), 디스플레이부(240), 통신부(270), 메모리(280), 입력 디바이스(290) 및 제어부(295)는 하나 이상의 소프트웨어 모듈 및 하나 이상의 하드웨어 요소의 다양한 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들면, 영상 처리부(250)는 메모리(280)에 저장된 프로그램 코드에 의해 동작하는 복수의 소프트웨어 모듈, 및 프로그램 코드를 처리하는 프로세서를 포함할 수 있다. 또한, 초음파 송수신부(215), 영상 처리부(250), 및 통신부(270) 중 적어도 일부는 제어부(295)에 포함될 수 있으나, 이러한 구현 형태에 제한되지는 않는다.
- [87] 도 2는 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100b)의 구조를 나타낸 블록도이다.
- [88] 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100b)는 프로브(20), 처리부(120), 및 표시부(130)를 포함한다. 실시예에 따라서는 초음파 진단 장치(100a)가 프로브(20) 및 처리부(120)를 포함하고, 표시부(130)는 구비하지 않을 수도 있다.
- [89] 도 2의 처리부(120)는 도 1의 영상 처리부(250) 및 제어부(295) 중 적어도 하나 또는 이들의 조합에 대응될 수 있다. 표시부(130)는 도 1의 디스플레이부(260)에 대응될 수 있다. 실시예에 따라, 도 1에 도시된 초음파 진단 장치(100a)의 구성요소들 중 일부가 도 2에 도시된 초음파 진단 장치(100b)에 포함될 수 있다.
- [90] 프로브(20)는 대상체에 초음파를 조사하고, 에코 신호를 검출한다. 또한 프로브(20)는 대상체에 변위(displacement)를 유도한다. 일 실시예에 따르면, 프로브(20)는 대상체에 집속빔(focused beam)을 조사하여, 대상체에 변위를 유도할 수 있다. 프로브(20)는 어레이 형태로 배열된 압전 소자에서의 초음파 신호 출력 시퀀스를 제어하여, 초음파 집속빔을 생성하고 출력할 수 있다. 대상체에 집속빔을 조사하면, 집속빔에 의해 대상체에 변형이 발생하여, 조직의 변위가 유도된다. 초음파 진단 장치(100a)는 대상체에 변위가 유도되었을 때, 초음파 영상을 촬영하여, 탄성 모드의 초음파 영상을 획득할 수 있다.
- [91] 처리부(120)는 초음파 진단 장치(100b) 전반의 동작을 제어하고, 데이터 및 신호를 처리한다. 처리부(120)는 하나 또는 그 이상의 하드웨어 유닛으로 구성될 수 있다. 일 실시예에 따르면 처리부(120)는 영상 처리부와 제어부의 역할을 하는 별개의 하드웨어 유닛을 구비할 수 있다. 처리부(120)는 메모리(280)에 저장된 프로그램 코드를 실행하여 생성되는 하나 이상의 소프트웨어 모듈에 의해 동작할 수 있다.
- [92] 처리부(120)는 획득된 초음파 영상으로부터 조직의 움직임 변위를 계산한다. 변위는 예를 들면, 압력을 가하기 전과 후에 획득된 복수의 초음파 영상을 비교하여 산출된다. 변위는 대상체의 이동 전후의 초음파 영상을 auto-correlation, 또는 cross-correlation하여 산출될 수 있다. 다른 예로서 변위는 이동 전후의

초음파 영상의 차영상을 이용하거나, 획득된 초음파 영상을 시간에 대해 미분하여 산출할 수 있다. 또한 처리부(120)는 산출된 변위를 깊이 방향으로 미분하여 변형률을 산출한다. 일 실시예에 따르면, 처리부(120)는 변위 산출부, 변형률 산출부와 같은 모듈을 포함할 수 있다.

- [93] 처리부(120)는 변위가 유도된 대상체의 제1 초음파 영상을 획득하고, 획득된 초음파 영상에 기초하여, 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단한다. 프로브(20)가 제1 설정값을 이용하여 변위를 유도하고, 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 처리부(120)는 제1 설정값과 다른 제2 설정값을 이용하여 변위를 유도하도록 프로브(20)를 제어한다. 프로브(20)는 처리부(120)에서 결정된 제2 설정값을 이용하여, 변위를 유도하는 과정을 반복한다. 프로브(20)에서 제2 설정값을 이용하여 변위를 유도한 후, 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 처리부(120)는 제1 설정값 및 제2 설정값과 다른 제3 설정값을 설정할 수 있으며, 프로브(20)는 제3 설정값을 이용하여 대상체(310)에 변위를 유도할 수 있다.
- [94] 설정값을 변경하며 변위를 유도하는 과정은 실시예에 따라 수회 반복하여 실시될 수 있으며, 변위의 유도를 반복하는 최대 횟수는 실시예에 따라 제한될 수 있다. 예를 들면, 변위의 유도를 반복하는 동작은 초음파 진단 장치(100b)에 미리 최대 횟수가 설정되어 있거나, 사용자로부터 중단 명령이 입력될 때까지 수행되거나, 사용자에게 의해 최대 횟수가 설정될 수 있다.
- [95] 제1 설정값 및 제2 설정값은 프로브(20)에서 변위를 유도하는 동작을 제어하는 하나 이상의 파라미터들에 대한 값일 수 있다. 하나 이상의 파라미터들에 대한 서로 다른 값의 조합을 제1 설정값 및 제2 설정값으로 정의할 수 있다. 프로브(20)의 변위를 유도하는 동작이 제1 파라미터, 제2 파라미터, 및 제3 파라미터의 조합에 의해 제어되는 경우, 처리부(120)는 제1 설정값에서 정의된 제1 파라미터, 제2 파라미터, 및 제3 파라미터의 값 중 적어도 하나의 값을 변경하여, 제2 설정값을 정의할 수 있다.
- [96] 유도된 변위가 적절한지 여부는, 실시예에 따라 유도된 변위의 크기, 변형률, 및 품질 인덱스 중 적어도 하나 또는 이들의 조합에 기초하여 판단될 수 있다. 일 실시예에 따르면, 처리부(120)는 변위의 크기가 기준값보다 작은 경우, 변위가 적절하지 않은 것으로 판단하고, 변위의 크기가 기준값 이상인 경우, 변위가 적절한 것으로 판단한다. 다른 실시예에 따르면, 처리부(120)는 변형률 또는 품질 인덱스를 기준값과 비교하여 변위가 적절한지 여부를 판단할 수 있다.
- [97] 일 실시예에 따르면, 초음파 진단 장치(100b)는 탄성 모드로 동작하고, 상기 초음파 영상은 탄성 모드의 초음파 영상일 수 있다.
- [98] 표시부(130)는 초음파 진단 장치(100b)의 동작 상태, 초음파 영상, 사용자 인터페이스 화면 등을 표시한다. 표시부(130)는 실시예에 따라 하나 또는 그 이상의 표시 패널을 구비할 수 있다. 일 실시예에 따르면, 표시부(130)는 터치스크린의 형태로 구현될 수 있다.
- [99] 이하, 본 명세서에 개시된 실시예들을 포괄하는 초음파 진단 장치를 참조번호

100으로 지칭한다. 단, 100a, 100b와 같이 특정 도면에 관련된 실시예에 의한 초음파 진단 장치에 대한 참조번호를 사용하였다 하더라도, 다른 실시예를 배제하는 것은 아니며, 본 기술 분야의 통상의 기술자는 일 실시예에 따른 특징이 다른 실시예에 적용 가능하면 실시예간 전용도 가능함을 이해할 것이다.

[100] 도 3은 대상체(310)에 변위를 유도하는 과정을 설명한 도면이다.

[101] 탄성 영상을 획득하기 위해서는 대상체(310)에 압력을 가하여 대상체(310)의 변위를 유도한다. 예를 들면, 도 3의 S302에 도시된 바와 같이, 대상체(310)를 프로브(20)로 눌러서 압력을 가하고 변위($\delta 1$)를 유도할 수 있다(S304). 대상체(310)에 변위($\delta 1$)가 유도되면, 대상체(310)의 길이가 압력 방향으로 줄어들 수 있다. 예를 들면, 도 3의 S304에 도시된 바와 같이, 대상체(310)의 높이가 $L1$ 이었던 것이 $\delta 1$ 만큼 감소하여, $(L1 - \delta 1)$ 로 감소할 수 있다. 이와 같이 대상체(310)에 압력이 가해져 변위가 발생한 상태에서는 대상체(310) 내의 조직의 상태에 따라 변위가 다르게 나타남에 의해, 조직의 상태를 진단할 수 있다. 따라서 의료 전문가는 대상체(310)에 변위가 유도된 상태에서 촬영된 탄성 영상을 이용하여 조직의 상태를 관찰할 수 있다.

[102] 의료 전문가는 탄성 영상을 이용하여 조직의 탄성 특성을 측정할 수 있다. 탄성 특성은 변형률(strain)로 표현될 수 있다. 변형률은 변위가 발생하기 전의 대상체의 해당 조직의 전체 길이에 대한 변위의 비율로 정의될 수 있다. 예를 들면, 도 3의 S302로부터 S304의 상태로 변화된 경우, 변형률은 $(\delta 1 / L1)$ 으로 정의될 수 있다. 변형률은 대상체에 따라 다르게 나타날 수 있다. 예를 들면, S306의 경우, 해당 조직의 전체 길이($L2$)에 대한 변위($\delta 2$)의 비율이 S304의 경우에 비해 크게 관찰되어, 큰 변형률을 갖는다.

[103] 이와 같이 대상체의 변위를 유도하여 탄성 영상을 얻기 위해서는, 적절한 압력을 가하여 대상체의 변위를 유도해야 한다. 간단하게는 초음파 진단 장치(100)의 사용자가 프로브(20)를 이용하여 대상체(310)에 압력을 가할 수 있다. 그런데 초음파 진단 장치(100)의 사용자가 프로브(20)를 이용하여 대상체(310)를 누름에 의해 압력을 가하는 경우, 사용자 간의 편차가 심하여, 탄성 영상의 획득에 실패하는 경우가 발생한다. 대상체(310)를 누르는 압력이 부족한 경우, 유도되는 변위의 크기가 작아 대상체의 탄성을 관찰하기 어렵고, 대상체(310)를 누르는 압력이 과도한 경우, 압력에 대한 탄성의 관계가 비선형 구간에 진입하여, 대상체의 탄성 특성을 제대로 파악하기 어려운 문제가 있다.

[104] 개시된 실시예들에 따르면, 초음파 진단 장치(100)가 변위를 유도한 후 획득된 초음파 영상에 기초하여, 변위를 유도할 때 이용되는 설정값을 조절함에 의해, 사용자 간의 편차를 제거하고, 숙련되지 않은 사용자도 고품질의 탄성 영상을 얻을 수 있다.

[105] 도 4는 일 실시예에 따라 대상체에 변위를 유도하는 과정을 설명한 도면이다.

[106] 일 실시예에 따르면, 프로브(20)는 초음파 집속빔(405)을 대상체(310)에 조사하여, 대상체(310)의 변위를 유도할 수 있다. 대상체(310)에 초음파

집속빔(405)을 조사하면, 집속빔(405)의 초점이 맞는 포커싱 위치(408)에서 대상체(310)의 변위(410)가 유도된다. 이러한 대상체의 변위(410)에 의해, 변위(410)가 발생한 지점으로부터 변위(410)의 수직 방향으로 진행하는 횡파(shear wave; 420a, 420b)가 발생한다. 대상체(310)의 횡파를 촬영하는 모드를 횡파 탄성 모드라 하며, 횡파 탄성 모드에서 촬영된 초음파 영상을 횡파 탄성 영상이라 지칭한다. 고품질의 횡파 탄성 영상을 획득하기 위해서는, 대상체(310)에서 적절한 크기의 변위(410) 및 횡파(420a, 420b)가 유도되어야 한다. 유도되는 변위(410) 및 횡파(420a, 420b)의 특성은 집속빔(405)의 포커싱 위치(408), 집속빔(405)의 진폭 또는 세기, 집속빔(405)의 주파수, 사이클 개수, 트랜스듀서 전압 등에 따라 달라진다. 일 실시예에 따르면, 처리부(120)는 획득된 횡파 탄성 영상을 이용하여 대상체(310)에 유도된 변위가 적절한지 여부를 판단한다. 처리부(120)는 제1 설정값에 의해 유도된 변위가 적절하지 않은 경우, 포커싱 위치, 주파수, 사이클 개수, 및 트랜스듀서 전압 중 적어도 하나를 변경하여 제2 설정값을 정의하고, 프로브(20)는 제2 설정값을 이용하여 대상체의 조직 내에 변위를 유도한다.

[107] 일 실시예에 따르면, 제1 설정값 및 제2 설정값은 주파수에 의해 정의된다. 즉, 제1 설정값은 제1 주파수이고, 제2 설정값은 제1 주파수와 다른 제2 주파수일 수 있다. 프로브(20)는 제1 주파수의 초음파 집속빔을 대상체에 조사하고, 변위가 유도된 대상체의 제1 초음파 영상을 획득한다. 처리부(120)는 상기 제1 초음파 영상에 기초하여, 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단한다. 처리부(120)는 상기 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 상기 제2 주파수의 초음파 집속빔을 조사하고, 변위가 유도된 대상체의 제2 초음파 영상을 획득하도록 프로브(20)를 제어한다.

[108] 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100b)는 서로 다른 설정값의 집속빔을 이용하여 변위를 유도하고 획득된 복수의 초음파 영상에 기초하여, 최종 설정값을 결정하고, 최종 설정값의 집속빔을 대상체에 조사하여 변위를 유도한 후, 초음파 영상을 획득할 수 있다. 일 실시예에 따르면, 프로브(20)가 제1 설정값의 제1 집속빔을 생성하여 대상체에 조사하고 대상체의 변위를 유도하고, 변위가 유도된 대상체의 제1 초음파 영상을 획득한다. 다음으로 프로브(20)가 제3 설정값의 제3 집속빔을 생성하여 대상체에 조사하고 대상체의 변위를 유도하고, 변위가 유도된 대상체의 제3 초음파 영상을 획득한다. 처리부(120)는 제1 초음파 영상 및 제3 초음파 영상에 기초하여 제2 설정값을 결정하고, 제2 설정값의 제2 집속빔을 생성하여 대상체에 조사하고 대상체의 변위를 유도하고, 변위가 유도된 대상체의 제2 초음파 영상을 획득한다.

[109] 일 실시예에 따르면, 제1 설정값 및 제2 설정값은 주파수 및 전압의 조합에 의해 정의된다. 프로브(20)는 제1 주파수 및 제1 전압의 초음파 집속빔을 대상체에 조사하고, 변위가 유도된 대상체의 제1 초음파 영상을 획득한다. 처리부(120)는 상기 제1 초음파 영상에 기초하여, 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단한다.

처리부(120)는 상기 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 상기 제2 주파수의 초음파 집속빔을 조사하고, 변위가 유도된 대상체의 제2 초음파 영상을 획득하도록 프로브(20)를 제어한다.

- [110] 집속빔(405)의 포커싱 위치(408)에 낭포(cyst), 혈관 등의 장애물이 존재하는 경우, 횡파가 유도되지 않음으로 인해 횡파 탄성 영상의 품질이 저하된다. 횡파는 액체에서는 잘 유도되지 않기 때문이다. 이러한 경우, 처리부(120)는 집속빔(405)의 포커싱 위치(408)를 변경하도록 제2 설정값을 설정하고, 프로브(20)는 제2 설정값을 이용하여 대상체의 조직 내의 변위를 유도할 수 있다. 일 실시예에 따르면, 처리부(120)는 횡파 탄성의 품질 인덱스를 이용하여 유도된 변위가 적절한지 여부를 판단할 수 있다. 품질 인덱스는 RI(Reliability Index), RMI(Reliability Measurement Index), 또는 비용 함수(cost function)로 지칭되는 것도 가능하다. 처리부(120)는 대상체에 횡파를 유도한 후 초음파 영상을 획득하고, 초음파 영상을 이용하여 횡파 속도를 계산한다. 또한 처리부(120)는 관찰된 횡파와 파동 방정식을 비교하여 잔차 값(residual value)을 계산한다. 처리부(120)는 횡파 속도가 작으면 제1 신뢰성 스코어를 낮게 판단하고, 잔차 값이 크면 제2 신뢰성 스코어를 낮게 판단한다. 처리부(120)는 제1 신뢰성 스코어와 제2 신뢰성 스코어를 이용하여 품질 인덱스를 산출한다.

- [111] 횡파 속도에 의해 결정되는 제1 신뢰성 스코어(score_u)는 수학식 1과 같이 정의될 수 있다.

- [112] [수식1]

$$score_u = \left(\frac{0.2}{u_{\max} - u_{\min}} \right) \times u - \left(\frac{0.2 \times u_{\min}}{u_{\max} - u_{\min}} \right)$$

- [113] 여기서 $u_{\max}$ 및 $u_{\min}$ 은 미리 설정된 값, u 는 관찰된 변위이다.

- [114] 횡파는 수학식 2의 파동 방정식(wave equation)을 만족하지만, 관측된 횡파에 포함된 오차가 클수록 수학식 3의 잔차 값(res)이 커진다.

- [115] [수식2]

$$\frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - c^2 \nabla^2 u = 0$$

- [116] [수식3]

$$res = \sum \left| \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - c^2 \nabla^2 u \right|^2$$

- [117] 여기서 t 는 시간, c 는 초음파 속도, ∇^2 는 라플라시안(Laplacian)이다.

- [118] 수학식 4에 의해 잔차 값을 표준화하고 표준화된 잔차 값(res_n)을 산출하여, SNR(signal to noise ratio)에 대응하는 값을 구할 수 있다.

[119] [수식4]

$$res_n = \frac{\sum \left| \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - c^2 \nabla^2 u \right|^2}{\sum \left| \nabla^2 u \right|^2}$$

[120] 표준화된 잔차 값을 이용하여 수식 5와 같이 제2 신뢰성 스코어(score_{res})를 산출할 수 있다.

[121] [수식5]

$$score_{res} = -\left(\frac{0.8}{res_{max} - res_{min}}\right) \times res_n + \left(\frac{0.8 \times res_{max}}{res_{max} - res_{min}}\right)$$

[122] 여기서 res_{max} 및 res_{min}은 미리 정의된 파라미터이다.

[123] 최종 신뢰성 스코어(RI)는 수식 6과 같이 정의될 수 있다. 실시예에 따라서는 제1 신뢰성 스코어(score_u)와 제2 신뢰성 스코어(score_{res})에 가중치를 적용하여 합산함에 의해 최종 신뢰성 스코어(RI)를 산출하는 것도 가능하다.

[124] [수식6]

$$RI = score_u + score_{res}$$

$$0 < score_u < 0.2$$

$$0 < score_{res} < 0.8$$

[125] 처리부(120)는 최종 신뢰성 스코어(RI)를 기준값과 비교하여 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단할 수 있다. 예를 들면, 처리부(120)는 최종 신뢰성 스코어(RI)가 기준값보다 작으면 유도된 변위가 적합하지 않다고 판단할 수 있다.

[126] 도 5는 일 실시예에 따라 표시부(130)에 표시되는 뷰(view)를 나타낸 도면이다.

[127] 일 실시예에 따르면, 표시부(130)는 획득된 초음파 영상(510)과 변위 유도 동작에 대한 정보를 표시할 수 있다. 일 실시예에 따르면, 표시부(130)는 집속빔의 포커싱 위치(520)를 초음파 영상(510) 상에 표시한다. 첫 번째 포커싱 위치(520)의 제1 집속빔에 의해 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 처리부(120)는 포커싱 위치를 변경하여 두 번째 포커싱 위치(522)로 집속빔의 포커싱 위치를 변경하고, 프로브(20)는 두 번째 포커싱 위치(522)에 제2 집속빔의 포커스를 위치시켜 대상체의 변위를 유도한다. 이러한 경우, 표시부(130)는 두 번째 포커싱 위치(522)에 대한 정보를 초음파 영상(510) 상에 표시한다. 일 실시예에 따르면 첫 번째 포커싱 위치(520)와 두 번째 포커싱 위치(522)에 대한 정보를 모두 표시하여, 포커싱 위치의 변화에 대한 정보를 사용자에게 제공할 수 있다.

[128] 일 실시예에 따르면, 처리부(120)는 집속빔(405)의 수직 포커싱 위치를 조절할

후, 원하는 수직 포커싱 위치에 도달하면, 수평 포커싱 위치를 조절할 수 있다. 동일한 집속빔(405)을 조사하더라도, 대상체에 따라 포커싱 위치가 다르게 나타난다. 이는 대상체에 따라 조직의 상태, 특성 등이 다르기 때문이다. 처리부(120)는 주파수를 조절하여 변위를 유도할 수직 목표 위치에 대응하도록 수직 포커싱 위치를 조절한다. 여기서 수직 포커싱 위치라함은, 프로브(20)로부터 대상체 방향으로의 깊이를 의미한다. 수직 포커싱 위치가 수직 목표 위치에 대응하도록 조절되면, 처리부(120)는 획득된 횡파 탄성 영상에 기초하여, 수평 포커싱 위치를 조절한다. 수평 포커싱 위치는 도 5에 도시된 바와 같이, 집속빔의 포커싱 위치의 높이를 유지하면서 포커싱 위치를 조절하는 것을 의미한다.

- [129] 일 실시예에 따르면, 표시부(130)는 변위의 크기, 횡파 탄성의 품질 인덱스, 및 집속빔의 세기 중 적어도 하나 또는 이들의 조합을 표시할 수 있다. 예를 들면, 도 5에 도시된 바와 같이, 그래픽 사용자 인터페이스 뷰는, 횡파 탄성의 품질 인덱스의 전체 범위를 나타내는 530 박스 안에 초음파 영상으로부터 산출된 횡파 탄성의 품질 인덱스의 값을 나타내는 표지 532를 포함할 수 있다.
- [130] 처리부(120)는 프로브(20)의 트랜스듀서 어레이의 초음파 신호 출력 시퀀스를 조절하여 포커싱 위치를 조절할 수 있다.
- [131] 도 6은 일 실시예에 따라 표시부(130)에 표시되는 뷰를 나타낸 도면이다.
- [132] 일 실시예에 따르면, 대상체에 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 처리부(120)는 다시 변위를 유도할 때 이용될 집속빔의 포커싱 위치를 선택할 수 있는 그래픽 사용자 인터페이스를 제공할 수 있다. 대상체에 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 표시부(130)는 유도된 변위가 적합하지 않음을 나타내는 표지(634)를 표시할 수 있다.
- [133] 일 실시예에 따르면, 도 6에 도시된 바와 같이, 초음파 영상(510) 상에 제1 설정값에 따른 포커싱 위치(520)를 나타내는 표지가 표시되고, 제2 설정값의 포커싱 위치의 후보로서 제1 후보 위치(620a)와 제2 후보 위치(620b)를 나타내는 표지가 표시부(130)에 표시된다. 사용자는 제1 후보 위치(620a)와 제2 후보 위치(620b) 중 하나를 커서(610)로 선택하여 제2 설정값을 설정할 수 있다.
- [134] 도 7은 일 실시예에 따라 집속빔의 주파수를 조절하는 과정을 설명하기 위한 도면이다. 도 7은 고주파 집속빔과 저주파 집속빔에 대해, 집속빔 소스로부터 거리(DEPTH)와 집속빔의 세기(INTENSITY)의 관계를 나타낸다. 도 7의 그래프의 가로축은 집속빔 소스로부터의 거리(DEPTH)로 정의되고, 세로축은 집속빔의 세기(INTENSITY)로 정의된다.
- [135] 일 실시예에 따르면, 프로브(20)가 집속빔을 이용하여 대상체에 변위를 유도하는 경우, 주파수에 의해 집속빔의 세기가 조절될 수 있다. 변위를 야기하는데 관여하는 acoustic radiation force는 세기(intensity)에 비례한다. 수학식 7은 acoustic radiation force(F)를 나타낸다.

[136] [수식7]

$$F = \frac{2\alpha I}{c}$$

[137] 여기서 F는 acoustic radiation force, I는 집속빔의 세기, c는 초음파의 속도이고 α 는 감쇄계수이다.

[138] 위치 x에서 집속빔의 세기 I(x)는 수학식 8과 같이 정의된다.

[139] [수식8]

$$I(x) = I_0 \times e^{-\alpha f x}$$

[140] 여기서 I_0 는 프로브(20)에서 출력된 집속빔의 세기, e는 자연 상수, α 는 감쇄계수, f는 주파수, x는 깊이를 나타낸다.

[141] 깊이(depth)가 얇을 때는 프로브의 중심 주파수일 때 세기가 가장 높다. 깊이가 깊고, 감쇄(attenuation)가 크면 낮은 주파수일 때 세기가 크다. 감쇄가 높은 환자의 경우, 변위를 크게 유도하기 위해서 주파수를 일반적인 경우보다 낮추는 것이 유리하다. 따라서 처리부(120)는 변위가 기준값보다 작은 경우, 주파수를 감소시켜 소정의 위치에서 집속빔의 세기를 증가시키고, 변위를 증가시킬 수 있다.

[142] 일 실시예에 따르면, 처리부(120)는 프로브(20)의 트랜스듀서에 인가되는 전압을 조절하여, 집속빔의 세기를 조절할 수 있다. 또한, 처리부(120)는 집속빔의 사이클 개수를 조절하여, 집속빔의 세기를 조절할 수 있다.

[143] 도 8은 일 실시예에 따른 대상체의 변위를 유도하는 모습을 나타낸 도면이다.

[144] 일 실시예에 따르면, 초음파 진단 장치(100b)는 대상체에 기계적인 힘을 가하여 변위를 유도하는 액추에이터(810)를 포함한다. 액추에이터(810)는 전기적인 에너지를 기계적인 힘으로 변환하는 모터, 물 주머니(water balloon), 공기 주머니(air bag) 등의 형태로 구현될 수 있다. 액추에이터(810)는 프로브(20)에 인접하게 배치되어, 프로브(20)에 기계적인 힘을 전달할 수 있다. 프로브(20)는 액추에이터(810)에 의해 이동하여, 대상체(310)에 압력을 가하고, 프로브(20)로부터의 압력에 의해 대상체(310)에 변위(δ)가 유도된다.

[145] 도 9는 일 실시예에 따라 액추에이터(810)에 의해 유도되는 변위를 조절하는 과정을 설명하기 위한 도면이다. 도 9의 4개의 그래프들은 액추에이터(810)의 시간에 따른 변위를 나타낸 그래프이다. 도 9의 그래프의 가로축은 시간, 세로축은 변위이다.

[146] 본 실시예에 따르면, 제1 설정값 및 제2 설정값은 액추에이터(810)의 주파수 및 진폭에 의해 결정된다.

[147] 처리부(120)는 변위가 적절하지 않은 경우, 액추에이터의 주파수 및 진폭 중 적어도 하나 또는 이들의 조합을 조절하여 변위를 다시 유도할 수 있다. 예를 들면, 액추에이터가 S902의 그래프와 같은 주파수와 시간으로 동작하여 대상체에 변위를 유도하고, 변위가 작게 유도되어 적합하지 않다고 판단된 경우,

처리부(120)는 액추에이터(810)의 진폭을 증가시켜(S904) 대상체(310)에 가하는 압력을 증가시키거나, 액추에이터(810)의 주파수를 증가시켜(S906) 대상체(310)에 가하는 압력을 증가시킬 수 있다. 다른 예로서 처리부(120)는 액추에이터(810)의 주파수와 진폭을 모두 증가시켜(S908) 대상체(310)에 가하는 압력을 증가시킬 수 있다. 액추에이터(810)의 진폭과 주파수 중 어느 것을 우선적으로 증가시킬지는 실시예에 따라 달라질 수 있다.

- [148] 도 10은 일 실시예에 따라 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하는 판단 기준을 나타낸 도면이다. 도 10의 그래프의 가로축은 변형률, 세로축은 품질 인덱스이다.
- [149] 일 실시예에 따르면, 변형률을 이용하여 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단할 수 있다. 처리부(120)는 변형률이 기준값(S_{ref}) 이상인 경우, 유도된 변위가 적합하다고 판단하고, 기준값(S_{ref})보다 작은 경우, 유도된 변위가 부족하여 적합하지 않다고 판단할 수 있다.
- [150] 일 실시예에 따르면, 변형률에 의해 품질 인덱스 값이 결정되고, 처리부(120)는 품질 인덱스가 기준값 RI_{ref} 이상의 값을 가질 때, 변위가 적합하게 유도되었다고 판단하고, 품질 인덱스가 기준값 RI_{ref} 미만의 값을 가질 때, 유도된 변위가 적합하지 않다고 판단할 수 있다.
- [151] 일 실시예에 따르면, 변형률은 공간 상에서의 평균값을 이용할 수 있다. 예를 들면 변형률은 탄성 영상 내의 소정의 영역에 대한 평균값일 수 있다. 다른 실시예에 따르면, 변형률은 한 프레임 내에서 구한 변형률 평균의 한 주기 평균이거나, 주기 내에서 최대값일 수 있다.
- [152] 도 11은 일 실시예에 따라 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하는 판단 기준을 나타낸 도면이다. 도 11의 그래프의 가로축은 변형률, 세로축은 품질 인덱스이다.
- [153] 일 실시예에 따르면, 처리부(120)는 변형률이 제1 기준값(S_{ref1}) 이상이고, 제2 기준값(S_{ref2}) 이하인 경우, 유도된 변위가 적합하다고 판단하고, 변형률이 제1 기준값(S_{ref1})을 미만이거나, 제2 기준값(S_{ref2})을 초과한 경우, 유도된 변위가 적합하지 않다고 판단할 수 있다.
- [154] 일 실시예에 따르면, 변형률에 의해 품질 인덱스 값이 결정되고, 처리부(120)는 품질 인덱스가 기준값 RI_{ref} 이상의 값을 가질 때, 변위가 적합하게 유도되었다고 판단하고, 품질 인덱스가 기준값 RI_{ref} 미만의 값을 가질 때, 유도된 변위가 적합하지 않다고 판단할 수 있다.
- [155] 도 12는 일 실시예에 따라 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하는 판단 기준을 나타낸 도면이다. 도 12의 그래프의 가로축은 변형률, 세로축은 품질 인덱스이다.
- [156] 일 실시예에 따르면, 변형률에 대한 품질 인덱스 그래프는, 목표 기준값(S_{target})에서 피크를 갖는 가우시안 곡선(1210) 형태를 가질 수 있다. 처리부(120)는 초음파 영상으로부터 변형률을 산출하고, 산출된 변형률을 가우시안

곡선(1210)에 적용하여 품질 인덱스를 산출한다. 처리부(120)는 품질 인덱스가 기준값 RI_{ref} 이상의 값을 가질 때, 변위가 적합하게 유도되었다고 판단하고, 품질 인덱스가 기준값 RI_{ref} 미만의 값을 가질 때, 유도된 변위가 적합하지 않다고 판단할 수 있다.

- [157] 변형률 평균이 너무 작으면 변형률 영상의 SNR이 부족해지는 경향이 있고, 너무 크면 변형률이 왜곡되는 경향이 있다. 본 실시예에 따르면, 변형률을 적정 범위로 유지할 수 있는 효과가 있다.
- [158] 도 13은 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치 제어 방법을 나타낸 흐름도이다.
- [159] 초음파 진단 장치 제어 방법의 각 단계들은 영상 처리가 가능한 프로세서 및 저장매체를 구비하는 초음파 진단 장치에 의해 수행될 수 있다. 본 명세서에서는 개시된 실시예들에 따른 초음파 진단 장치(100a, 100b)가 초음파 진단 장치 제어 방법을 수행하는 실시예를 중심으로 설명한다. 따라서 초음파 진단 장치(100a, 100b)에 대해 설명된 실시예들은 초음파 진단 장치 제어 방법에 적용 가능하고, 반대로 초음파 진단 장치 제어 방법에 대해 설명된 실시예들은 초음파 진단 장치(100a, 100b)에 대한 실시예들에 적용 가능하다. 개시된 실시예들에 따른 초음파 진단 장치 제어 방법은 본 명세서에 개시된 초음파 진단 장치(100a, 100b)에 의해 수행되는 것으로 그 실시예가 한정되지 않고, 다양한 형태의 초음파 진단 장치에 의해 수행될 수 있다. 초음파 진단 장치(100a, 100b)에 대해 설명된 것으로서 중복되는 내용은 생략한다.
- [160] 초음파 진단 장치(100)는 제1 설정값을 이용하여 대상체에 변위를 유도한다(S1302). 실시예에 따라, 초음파 진단 장치(100)는 초음파 집속빔을 이용하여 대상체에 변위를 유도하거나, 액추에이터를 이용하여 대상체에 변위를 유도할 수 있다.
- [161] 다음으로 초음파 진단 장치(100)는 대상체에 변위가 유도된 상태에서 초음파 영상을 획득한다(S1304). 초음파 진단 장치(100)는 프로브(20)에 의해 획득된 에코 신호로부터 초음파 영상을 획득할 수 있다.
- [162] 초음파 진단 장치(100)는 획득된 초음파 영상으로부터, 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단한다(S1306). 초음파 진단 장치(100)는 변위의 크기, 변형률, 품질 인덱스 등의 값을 이용하여 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단한다.
- [163] 초음파 진단 장치(100)는 유도된 변위가 적합하지 않으면, 제1 설정값과 다른 제2 설정값을 이용하여 대상체에 변위를 유도한다(S1308). 초음파 진단 장치(100)는 제2 설정값을 이용하여 대상체에 변위가 유도되면, 초음파 영상을 획득하는 동작(S1304)이 반복된다. 실시예에 따라, 유도된 변위가 적합하다고 판단될까지 변위를 유도하기 위한 설정값을 변경하면서 초음파 영상을 획득하는 과정이 반복될 수 있다.
- [164] 본 실시예에 따르면, 변형률을 적정 범위로 유지할 수 있는 효과가 있다.
- [165] 한편, 본 발명의 초음파 진단 장치 및 그 제어 방법은 컴퓨터로 읽을 수 있는

기록매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로서 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광 데이터 저장장치 등이 있으며, 또한 인터넷을 통한 전송 등과 같은 캐리어 웨이브의 형태로 구현되는 것도 포함한다. 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산방식으로 프로세서가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다.

- [166] 또한, 이상에서는 본 발명의 실시예에 대하여 도시하고 설명하였지만, 본 발명은 상술한 특징의 실시예에 한정되지 아니하며, 청구범위에서 청구하는 본 발명의 요지를 벗어남이 없이 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진자에 의해 다양한 변형실시가 가능한 것은 물론이고, 이러한 변형실시들은 본 발명의 기술적 사상이나 전망으로부터 개별적으로 이해되어서는 안될 것이다.

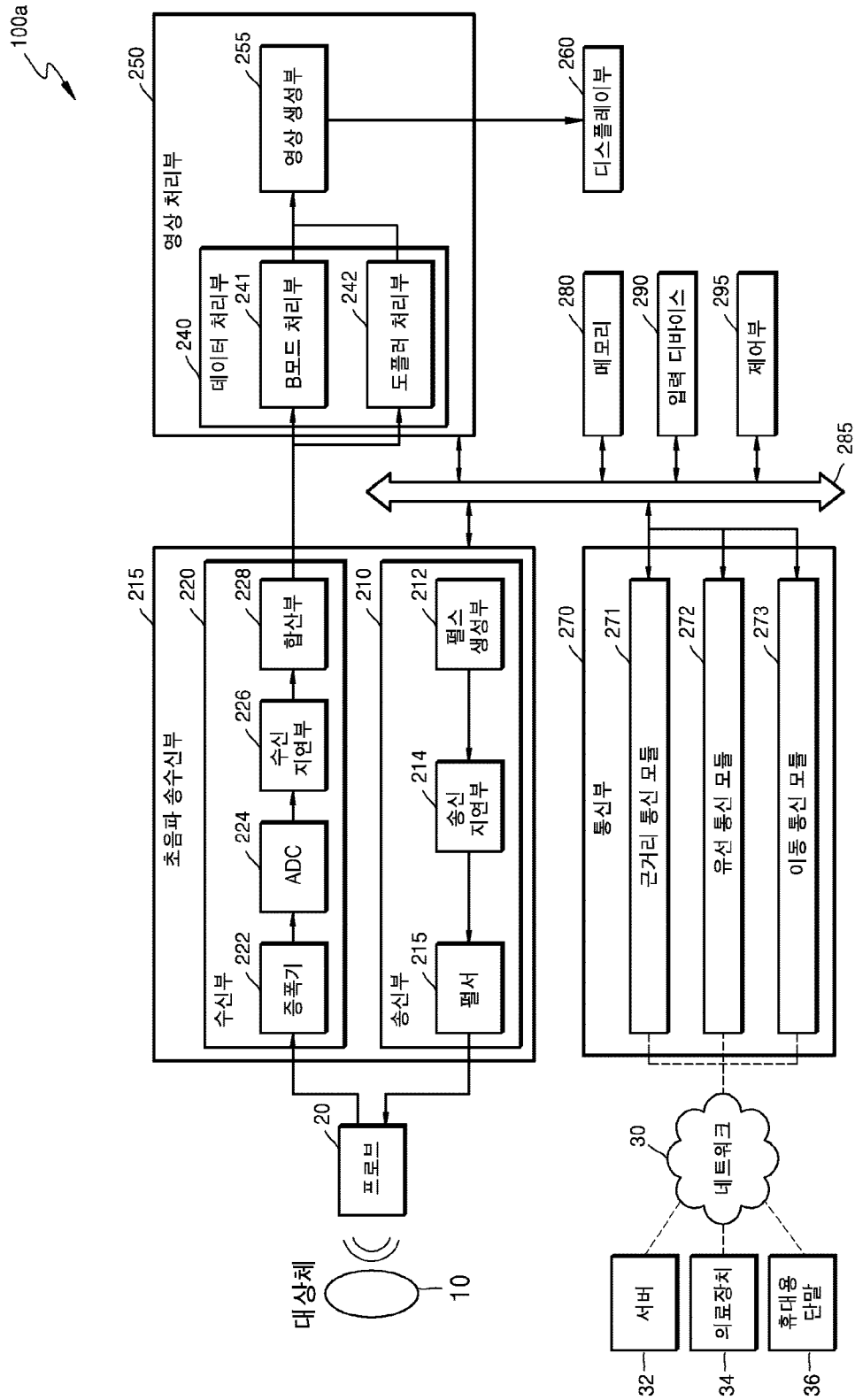
청구범위

- [청구항 1] 제1 주파수의 제1 집속빔을 대상체에 조사하여 상기 대상체의 조직 내의 변위(displacement)를 유도하는 프로브; 및
상기 변위가 유도된 대상체의 제1 초음파 영상을 획득하고, 상기 획득된 제1 초음파 영상에 기초하여, 상기 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하고, 상기 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 상기 제1 주파수와 다른 제2 주파수의 제2 집속빔을 상기 대상체에 조사하여, 상기 대상체의 조직 내의 변위를 유도하도록 상기 프로브를 제어하고, 상기 제2 집속빔에 의해 변위가 유도된 대상체의 제2 초음파 영상을 획득하는 처리부를 포함하는 초음파 진단 장치.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,
상기 처리부는, 상기 제1 집속빔에 의해 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 상기 제2 집속빔의 전압 및 사이클 개수 및 적어도 하나를 조절하는, 초음파 진단 장치.
- [청구항 3] 제1항에 있어서,
상기 프로브는, 상기 제1 집속빔의 조사 후에, 상기 제1 주파수와 다른 제3 주파수의 제3 집속빔을 대상체에 조사하여 조직 내의 변위를 유도하고, 상기 처리부는, 상기 제1 초음파 영상과 상기 제3 초음파 영상에 기초하여, 상기 제2 주파수를 결정하고, 상기 결정된 제2 주파수의 상기 제2 집속빔을 상기 대상체에 조사하도록 상기 프로브를 제어하는, 초음파 진단 장치.
- [청구항 4] 제1항에 있어서,
상기 처리부는, 상기 제2 초음파 영상에서 상기 변위에 의해 유도되는 횡파의 진행을 방해하는 장애물이 검출된 경우, 상기 제2 집속빔의 포커싱 수평 위치를 변경하도록 상기 프로브를 제어하는, 초음파 진단 장치.
- [청구항 5] 제1항에 있어서,
상기 집속빔의 포커싱 위치에 대한 정보, 및 상기 포커싱 위치의 변화에 대한 정보를 표시하는 표시부를 더 포함하는 초음파 진단 장치.
- [청구항 6] 제1항에 있어서,
상기 처리부는, 유도된 변위의 크기, 탄성 영상의 품질 인덱스(quality index), 및 상기 대상체의 변형률(strain) 중 적어도 하나 또는 이들의 조합에 기초하여 상기 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하는, 초음파 진단 장치.
- [청구항 7] 제1항에 있어서,
상기 대상체에 기계적인 힘을 가하여 변위를 유도하는 액추에이터를 더 포함하는, 초음파 진단 장치.

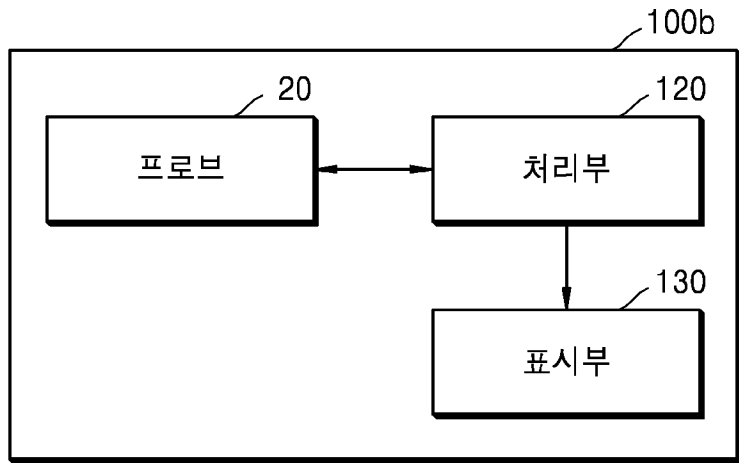
- [청구항 8] 제1항에 있어서,
변위를 유도하는 세기, 유도된 변위의 크기, 및 변화율 중 적어도 하나 또는 이들의 조합에 대한 정보를 표시하는 표시부를 더 포함하는 초음파 진단 장치.
- [청구항 9] 제1 주파수의 제1 집속빔을 대상체에 조사하여 상기 대상체의 조직 내의 변위(displacement)를 유도하는 단계;
상기 변위가 유도된 대상체의 제1 초음파 영상을 획득하는 단계;
상기 획득된 제1 초음파 영상에 기초하여, 상기 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하는 단계;
상기 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 상기 제1 주파수와 다른 제2 주파수의 제2 집속빔을 상기 대상체에 조사하여, 상기 대상체의 조직 내의 변위를 유도하는 단계; 및
상기 제2 집속빔에 의해 변위가 유도된 대상체의 제2 초음파 영상을 획득하는 단계를 포함하는 초음파 진단 장치 제어 방법.
- [청구항 10] 제9항에 있어서,
상기 제1 집속빔에 의해 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 상기 제2 집속빔의 전압 및 사이클 개수 중 적어도 하나를 조절하는 단계를 더 포함하는 초음파 진단 장치 제어 방법.
- [청구항 11] 제9항에 있어서,
상기 초음파 진단 장치 제어 방법은,
상기 제1 집속빔의 조사 후에, 상기 제1 주파수와 다른 제3 주파수의 제3 집속빔을 대상체에 조사하여 조직 내의 변위를 유도하는 단계;
상기 제1 초음파 영상과 상기 제3 초음파 영상에 기초하여, 상기 제2 주파수를 결정하는 단계를 더 포함하고,
상기 제2 집속빔은 상기 결정된 제2 주파수를 갖는, 초음파 진단 장치 제어 방법.
- [청구항 12] 제9항에 있어서,
상기 제2 초음파 영상에서 상기 변위에 의해 유도되는 횡파의 진행을 방해하는 장애물이 검출된 경우, 상기 제2 집속빔의 포커싱 수평 위치를 변경하는 단계를 더 포함하는 초음파 진단 장치 제어 방법.
- [청구항 13] 제9항에 있어서,
상기 집속빔의 포커스 위치에 대한 정보, 및 상기 포커스 위치의 변화에 대한 정보를 표시하는 단계를 더 포함하는 초음파 진단 장치 제어 방법.
- [청구항 14] 제9항에 있어서,
상기 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하는 단계는, 유도된 변위의 크기, 탄성 영상의 품질 인덱스(quality index), 및 상기 대상체의 변형률(strain) 중 적어도 하나 또는 이들의 조합에 기초하여 상기 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하는, 초음파 진단 장치 제어 방법.

- [청구항 15] 초음파 진단 장치 제어 방법을 수행하는 컴퓨터 프로그램 코드들을 저장하는 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 있어서, 상기 초음파 진단 장치 제어 방법은,
- 제1 주파수의 제1 집속빔을 대상체에 조사하여 상기 대상체의 조직 내의 변위(displacement)를 유도하는 단계;
- 상기 변위가 유도된 대상체의 제1 초음파 영상을 획득하는 단계;
- 상기 획득된 제1 초음파 영상에 기초하여, 상기 유도된 변위가 적합한지 여부를 판단하는 단계;
- 상기 유도된 변위가 적합하지 않은 경우, 상기 제1 주파수와 다른 제2 주파수의 제2 집속빔을 상기 대상체에 조사하여, 상기 대상체의 조직 내의 변위를 유도하는 단계; 및
- 상기 제2 집속빔에 의해 변위가 유도된 대상체의 제2 초음파 영상을 획득하는 단계를 포함하는, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

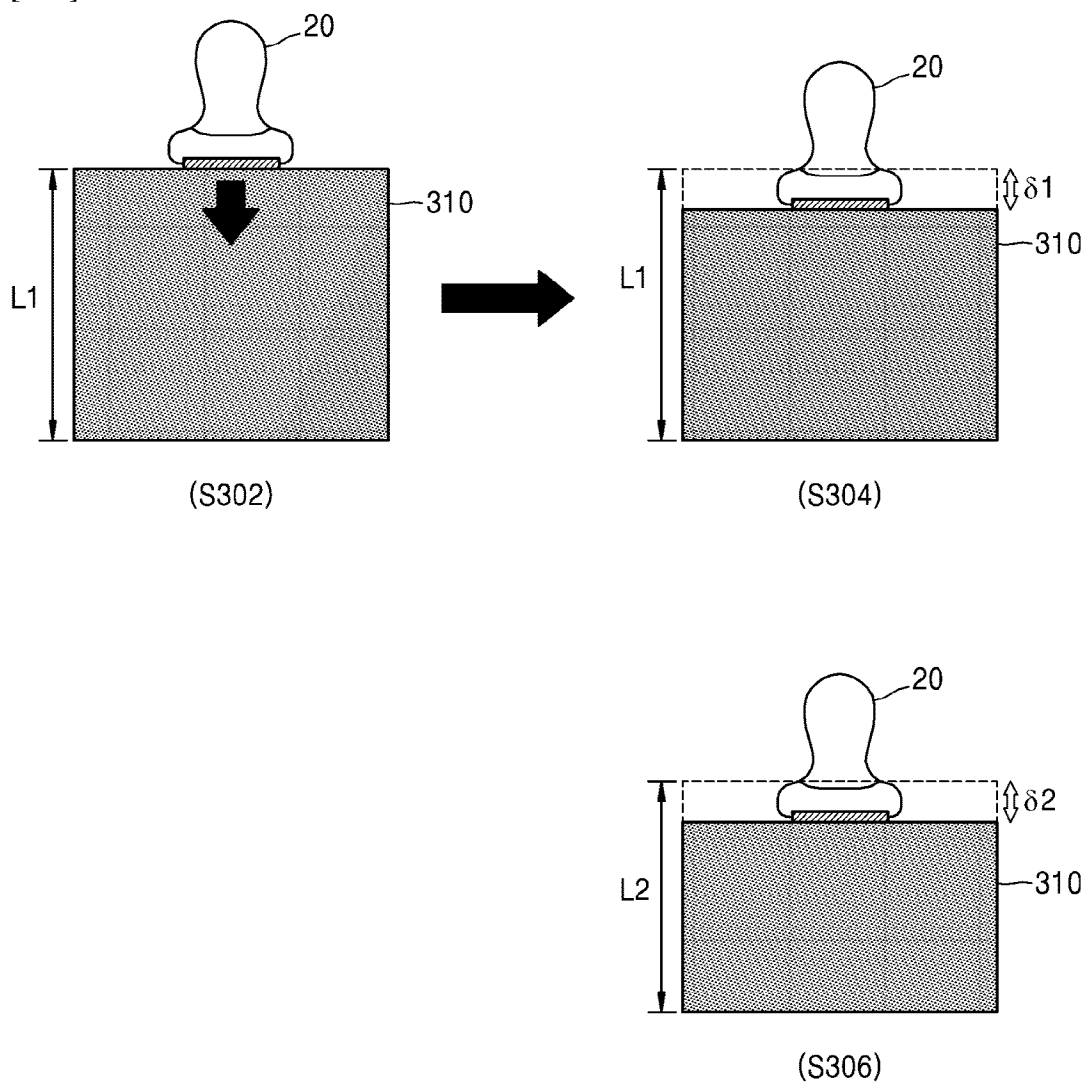
[도 1]



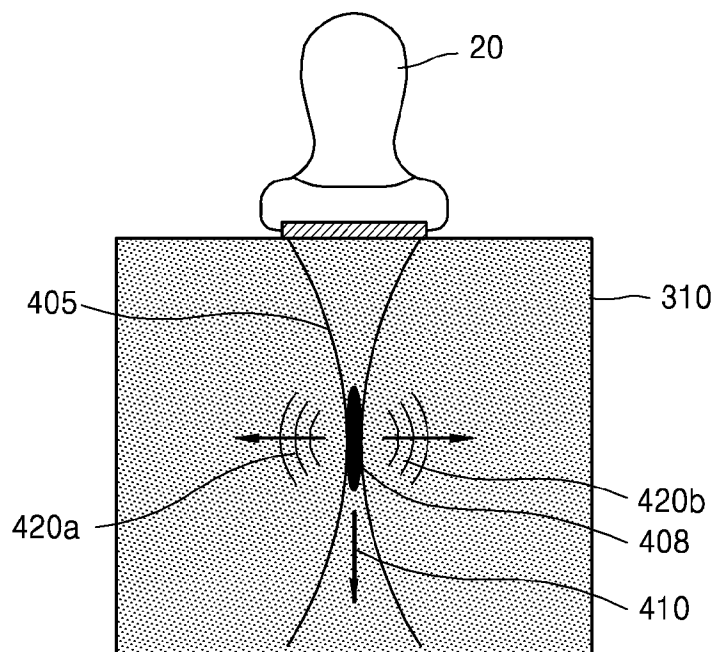
[도2]



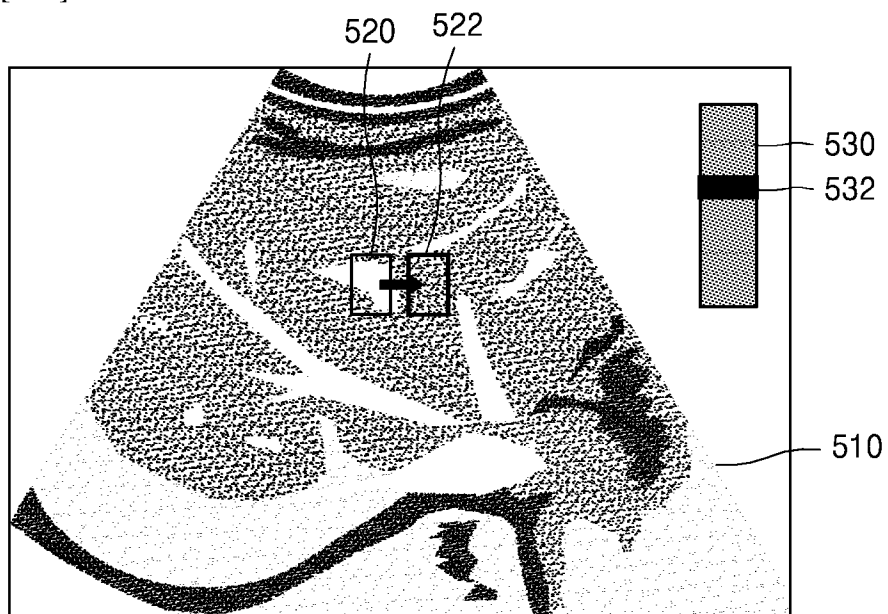
[도3]



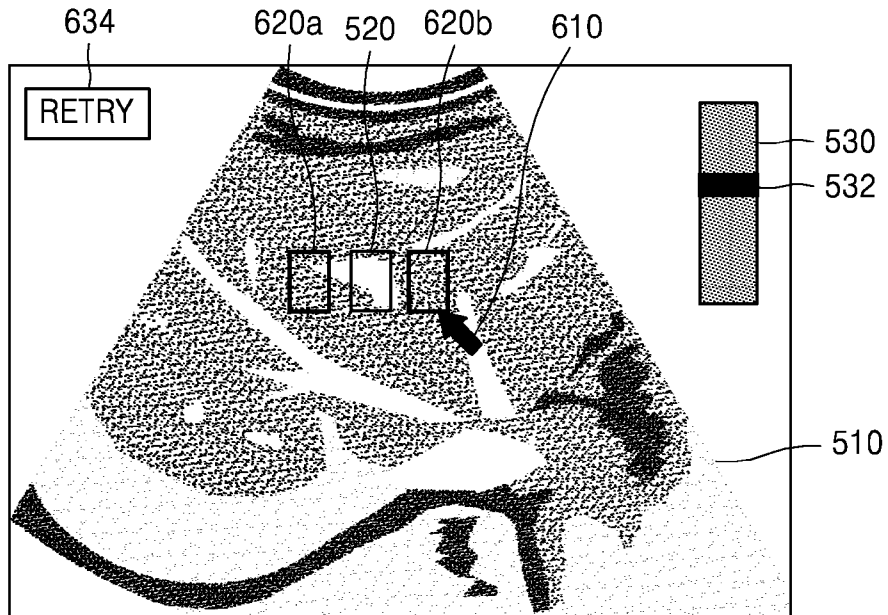
[도4]



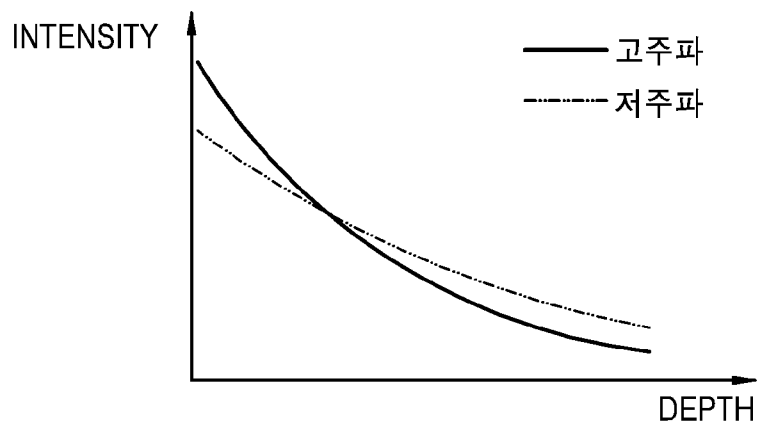
[도5]



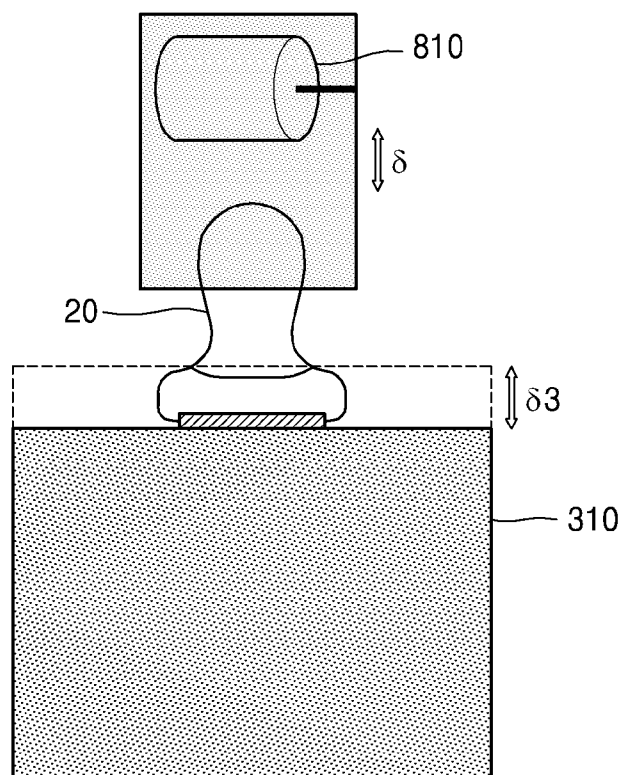
[도6]



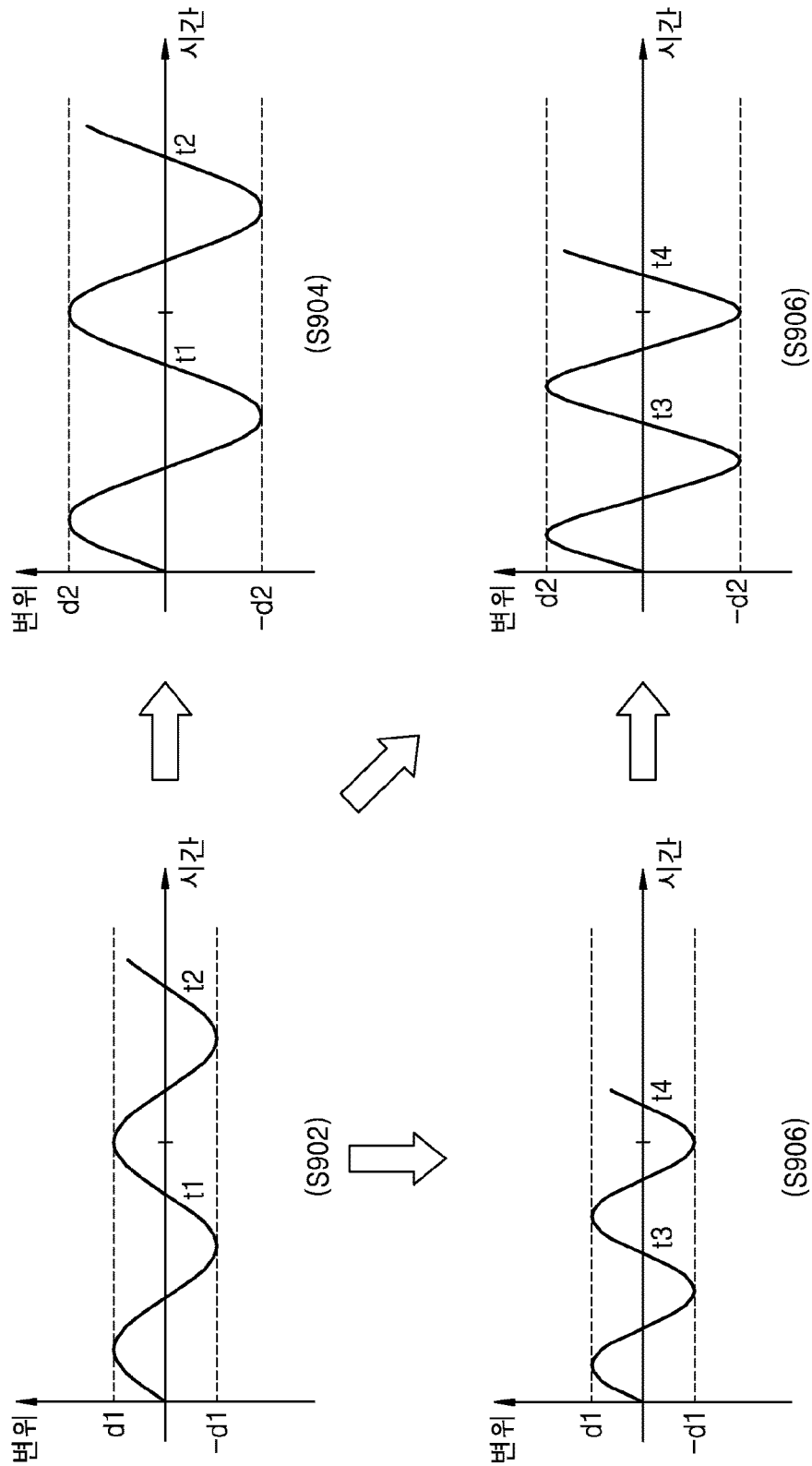
[도7]



[도8]

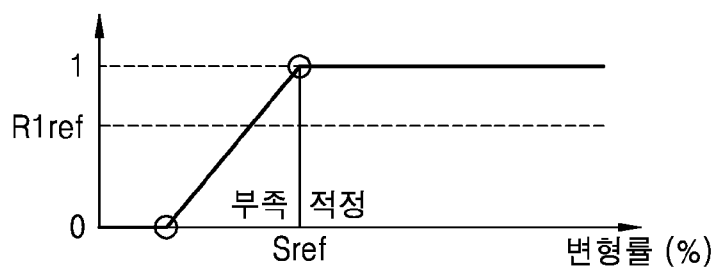


[도9]



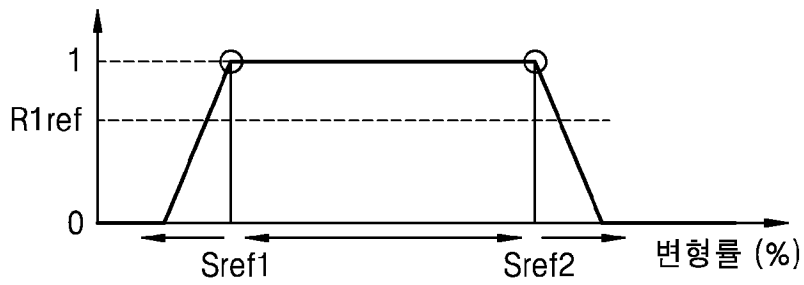
[도10]

품질 인덱스



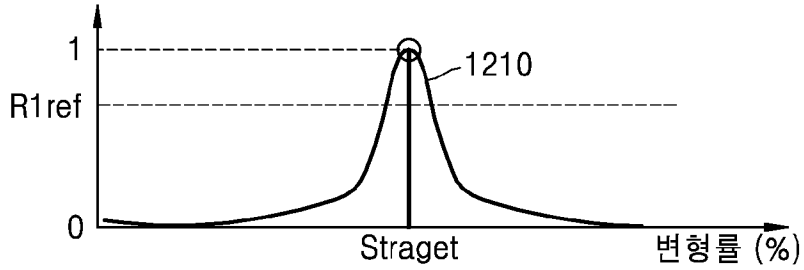
[도11]

품질 인덱스

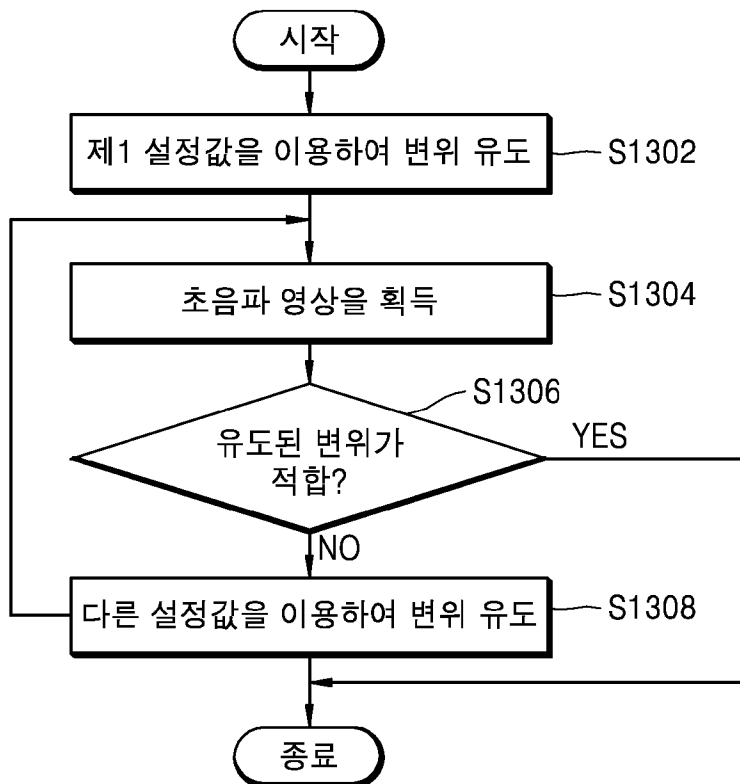


[도12]

품질 인덱스



[도13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2016/012636**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER***A61B 8/08(2006.01)i, A61B 5/00(2006.01)i*

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 8/08; A61B 8/13; A61B 8/00; A61B 5/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: focused beam, displacement, ultrasound, image, frequency, adequate

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	KR 10-2015-0061989 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 05 June 2015 See abstract, paragraphs [39]-[42], claims 1-10 and figure 1.	1-15
A	KR 10-2012-0071385 A (SUPER SONIC IMAGIN et al.) 02 July 2012 See abstract and claims 1-18.	1-15
A	KR 10-2010-0000881 A (MEDISON CO., LTD.) 06 January 2010 See abstract and claims 1-5.	1-15
A	US 2010-0240994 A1 (ZHENG) 23 September 2010 See abstract, paragraphs [21]-[26], claims 1-8 and figure 1.	1-15
A	JP 2011-120614 A (HITACHI MEDICAL CORP.) 23 June 2011 See abstract and claims 1-7.	1-15



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

17 FEBRUARY 2017 (17.02.2017)

Date of mailing of the international search report

20 FEBRUARY 2017 (20.02.2017)

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-ro, Daejeon 302-701,
Republic of Korea

Facsimile No. +82-42-481-8578

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2016/012636

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-2015-0061989 A	05/06/2015	EP 2878270 A2	03/06/2015
		EP 2878270 A3	15/07/2015
		KR 10-1654674 B1	06/09/2016
		US 2015-0148674 A1	28/05/2015
KR 10-2012-0071385 A	02/07/2012	CA 2769253 A1	03/02/2011
		CN 102724917 A	10/10/2012
		CN 102724917 B	01/06/2016
		EP 2459071 A1	06/06/2012
		EP 2535004 A1	19/12/2012
		IL 217726 A	29/03/2012
		IL 217726 B	29/10/2015
		JP 2013-500752 A	10/01/2013
		JP 5752121 B2	22/07/2015
		US 2011-0028838 A1	03/02/2011
		WO 2011-012340 A1	03/02/2011
KR 10-2010-0000881 A	06/01/2010	EP 2138102 A1	30/12/2009
		EP 2138102 B1	28/09/2011
		JP 2010-005408 A	14/01/2010
		JP 5215249 B2	19/06/2013
		KR 10-1014564 B1	16/02/2011
		US 2009-0326378 A1	31/12/2009
		US 8469888 B2	25/06/2013
US 2010-0240994 A1	23/09/2010	CN 101843501 A	29/09/2010
		CN 101843501 B	14/12/2011
		US 8147410 B2	03/04/2012
JP 2011-120614 A	23/06/2011	JP 5455592 B2	26/03/2014

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 8/08(2006.01)i, A61B 5/00(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 8/08; A61B 8/13; A61B 8/00; A61B 5/00

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 집속빔, 변위, 초음파, 영상, 주파수, 적합

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
A	KR 10-2015-0061989 A (삼성전자주식회사) 2015.06.05 요약, 문단번호 [39]-[42], 청구항 1-10 및 도면 1 참조.	1-15
A	KR 10-2012-0071385 A (수퍼 소닉 이매진 등) 2012.07.02 요약 및 청구항 1-18 참조.	1-15
A	KR 10-2010-0000881 A (주식회사 메디슨) 2010.01.06 요약 및 청구항 1-5 참조.	1-15
A	US 2010-0240994 A1 (ZHENG) 2010.09.23 요약, 문단번호 [21]-[26], 청구항 1-8 및 도면 1 참조.	1-15
A	JP 2011-120614 A (HITACHI MEDICAL CORP.) 2011.06.23 요약 및 청구항 1-7 참조.	1-15

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

“A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

“T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

“E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

“X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

“L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

“Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

“O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

국제조사의 실제 완료일

2017년 02월 17일 (17.02.2017)

국제조사보고서 발송일

2017년 02월 20일 (20.02.2017)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소



대한민국 특허청

(35208) 대전광역시 서구 청사로 189,

4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 +82-42-481-8578

심사관

김연정

전화번호 +82-42-481-3325



국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2015-0061989 A	2015/06/05	EP 2878270 A2 EP 2878270 A3 KR 10-1654674 B1 US 2015-0148674 A1	2015/06/03 2015/07/15 2016/09/06 2015/05/28
KR 10-2012-0071385 A	2012/07/02	CA 2769253 A1 CN 102724917 A CN 102724917 B EP 2459071 A1 EP 2535004 A1 IL 217726 A IL 217726 B JP 2013-500752 A JP 5752121 B2 US 2011-0028838 A1 WO 2011-012340 A1	2011/02/03 2012/10/10 2016/06/01 2012/06/06 2012/12/19 2012/03/29 2015/10/29 2013/01/10 2015/07/22 2011/02/03 2011/02/03
KR 10-2010-0000881 A	2010/01/06	EP 2138102 A1 EP 2138102 B1 JP 2010-005408 A JP 5215249 B2 KR 10-1014564 B1 US 2009-0326378 A1 US 8469888 B2	2009/12/30 2011/09/28 2010/01/14 2013/06/19 2011/02/16 2009/12/31 2013/06/25
US 2010-0240994 A1	2010/09/23	CN 101843501 A CN 101843501 B US 8147410 B2	2010/09/29 2011/12/14 2012/04/03
JP 2011-120614 A	2011/06/23	JP 5455592 B2	2014/03/26