(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2024 년 5 월 23 일 (23.05.2024)

WIPO | PCT

(10) 국제공개번호
WO 2024/106634 A1

(51) 국제특허분류:
A61B 8/08 (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)

(21) 국제출원번호: PCT/KR2023/004901

(22) 국제출원일: 2023 년 4 월 12 일 (12.04.2023)

(25) 출원언어: 한국어

(26) 공개언어: 한국어

(30) 우선권정보:
10-2022-0151227 2022 년 11 월 14 일 (14.11.2022) KR

(71) 출원인: 부경대학교 산학협력단 (**PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY INDUSTRY-UNIVERSITY COOPERATION FOUNDATION**) [KR/KR]; 48513 부산광역시 남구 용소로 45, Busan (KR).

(72) 발명자: 오정환 (**OH, Jung Hwan**); 48516 부산광역시 남구 분포로 111, 106동 1006호 (용호동, 엘지메트로시티), Busan (KR).

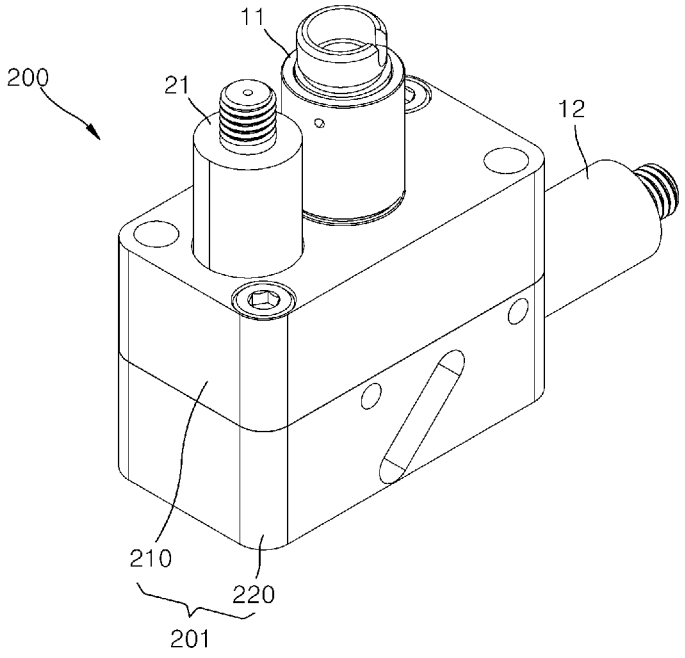
(74) 대리인: 네이트특허법인 (**NEIT INTERNATIONAL PATENT LAW FIRM**); 06251 서울특별시 강남구 역삼로 122, 401호(역삼동,하나빌딩), Seoul (KR).

(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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, 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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

WO 2024/106634 A1

(54) **Title:** DEVICE FOR ACQUIRING PHOTOACOUSTIC IMAGE AND ULTRASONIC IMAGE AND METHOD THEREFOR

(54) **발명의 명칭:** 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치 및 그 방법



(57) **Abstract:** A device for acquiring a photoacoustic image and an ultrasonic image, according to one embodiment of the present invention, may comprise: an upper support block that integrally supports a laser probe that outputs a laser output to an object for inspection, a first ultrasonic probe that receives ultrasonic input from the inspection object by means of the laser output, and a second ultrasonic probe that outputs an ultrasonic output to the inspection object and receives the ultrasonic input from the inspection object by means of the ultrasonic output, moves the laser probe, the first ultrasonic probe, and the second ultrasonic probe together to simultaneously acquire a photoacoustic image signal and an ultrasonic signal, and supports the laser probe and the second ultrasonic probe on the upper surface thereof; and a lower support block coupled to the lower surface of the upper support block and supporting the first ultrasonic probe on a side.

[다음 쪽 계속]

(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, 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, ME, 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 제21조(3))

(57) 요약서: 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치는, 검사 대상체에 레이저 출력을 출력하는 레이저 프로브, 레이저 출력에 의하여 검사 대상체로부터 나오는 초음파 입력을 입력받는 제1 초음파 프로브, 및 검사 대상체에 초음파 출력을 출력하고 초음파 출력에 의하여 검사 대상체로부터 나오는 초음파 입력을 입력받는 제2 초음파 프로브를 일체로 지지하고, 레이저 프로브, 제1 초음파 프로브, 및 제2 초음파 프로브를 함께 이동시켜 광음향 영상신호와 초음파 신호를 동시에 획득하는 것으로서, 상면에 레이저 프로브와 제2 초음파 프로브를 지지하는 상부 지지블록; 및 상부 지지블록의 하면에 결합되고, 측면에 제1 초음파 프로브를 지지하는 하부 지지블록을 구비할 수 있다.

명세서

발명의 명칭: 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치 및 그 방법

기술분야

[1] 본 발명은 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치 및 그 방법에 관한 것으로, 보다 상세하게는 광음향 프로브(probe)와 초음파 프로브를 일체로 고속으로 움직이면서 검사 대상체(피검체)의 내부 및/또는 외부에 대한 광음향 영상신호와 초음파 영상신호를 동시에 입력받을 수 있는 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치 및 그 방법에 관한 것이다.

[2]

배경기술

[3] 어떤 대상체에 매우 큰 에너지를 갖는 광을 조사(irradiation)하면 광 에너지를 흡수한 대상체는 열적으로 탄성 팽창(thermally elastic expansion)을 하게 되는데, 이러한 탄성 팽창으로 인해 압력파(pressure wave)가 발생되며 발생된 압력파는 초음파(ultrasonic wave)의 형태를 띤다. 이러한 현상을 소위 '광음향 효과(photo-acoustic effect)'라 하며, 이러한 팽창으로 인해 발생되는 초음파 신호를 광음향 신호라 한다.

[4] 광음향 효과를 이용하여 대상체, 특히 대상체 내부의 상태 정보를 획득하여 이를 영상 정보로 생성하는 기법이 최근 각광을 받고 있는데, 특히 의학 분야에서 이에 대한 많은 연구가 이루어지고 있다. 의학 분야에서는 질병의 치료 과정에서 생체 내부의 상태 정보를 가시적으로 확인해야 하는 경우가 있는데, 현재 생체 내부의 영상정보의 생성 방식으로 많이 활용되고 있는 툴(tool)로는, 이미 잘 알려진 바와 같이, X-ray, CT, MRI 등이 있다. 하지만 이들 방식은 장비가 고가이거나 생성된 영상의 해상도가 매우 낮거나 시계(FOV, Field of View)가 협소하거나 영상 구현에 소요되는 시간이 길거나 지속적 사용으로 인해 오히려 인체에 해가 될 수 있는 등 여러 문제점을 수반하고 있음이 보고되고 있다.

[5] 따라서 광음향 효과를 이용하여 생체의 내부 상태에 대한 영상정보(광음향 영상)를 생성하는 방안이 이들 방식의 대안으로 주목을 받고 있다. 특히, 광음향 영상은 인체 내부의 혈관 관련 정보를 보여줄 수 있어서 의학 분야에서 중요한 기술이 될 수 있다.

[6] 한편, 초음파 시스템은 검사 대상체에 초음파 신호를 출력하고 검사 대상체로부터 출력되는 초음파 신호를 입력받아 초음파 영상을 생성할 수 있다. 특히, 초음파 시스템은 대상체에 대해 무침습 및 비파괴 특성을 가지고 있으므로 다양한 분야에서 널리 이용되고 있다. 근래에는 초음파 시스템이 대상체의 내부 형상의 2차원 또는 3차원 영상을 생성하는데 이용되고 있다. 특히, 초음파 영상은 인체의 구조와 관련된 정보를 보여줄 수 있다.

[7] 하지만, 광음향 영상은 주로 혈관과 관련된 정보를 보여주고, 초음파 영상은 주로 구조와 관련된 정보를 보여줄 수 있다. 따라서, 인체 내부의 구조 관련 정보와 혈관 관련 정보를 동시에 보여줄 수 있는 기술이 필요하다.

[8]

발명의 상세한 설명

기술적 과제

[9] 본 발명의 목적은, 광음향 프로브 및 초음파 프로브를 일체로 고속으로 움직이면서, 검사 대상체의 외부 및/또는 내부에 대한 광음향 영상신호와 초음파 영상신호를 동시에 입력받을 수 있는 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치 및 그 방법을 제공하는 것이다.

[10]

과제 해결 수단

[11] 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치는, 검사 대상체에 레이저 출력을 출력하는 레이저 프로브(11)와 상기 레이저 출력에 의하여 상기 검사 대상체로부터 나오는 제1 초음파 입력을 입력받는 제1 초음파 프로브(12), 및 상기 검사 대상체에 초음파 출력을 출력하고 상기 초음파 출력에 의하여 상기 검사 대상체로부터 나오는 제2 초음파 입력을 입력받는 제2 초음파 프로브(21)를 일체로 지지하고, 레이저 프로브(11), 제1 초음파 프로브(12), 및 제2 초음파 프로브(21)를 함께 이동시켜 광음향 영상신호와 초음파 신호를 동시에 획득하는 것으로서, 상면에 상기 레이저 프로브(11)와 상기 제2 초음파 프로브(21)를 지지하는 상부 지지블록(210); 및 상기 상부 지지블록(210)의 하면에 결합되고, 측면에 상기 제1 초음파 프로브(12)를 지지하는 하부 지지블록(220)을 구비할 수 있다.

[12] 상기 상부 지지블록(210)에는, 상면과 하면을 관통하여 상기 레이저 프로브(11)를 지지하는 제1 관통홀(211)과, 상면과 하면을 관통하여 상기 제2 초음파 프로브(21)를 지지하는 제2 관통홀(212)이 마련되고, 상기 하부 지지블록(220)에는, 측면에 상기 제1 관통홀(211)과 연통되는 제3 관통홀(221)이 마련될 수 있다.

[13] 상기 하부 지지블록(220)에는, 상기 제1 관통홀(211)과 연통하여 상면과 하면을 관통하고 그 내부에 초음파 매질이 수납되는 제1 매질 챔버(231)와, 상기 제2 관통홀(221)과 연통하여 상면과 하면을 관통하고 그 내부에 초음파 매질이 수납되는 제2 매질 챔버(240)가 마련될 수 있다.

[14] 상기 하부 지지블록(220)의 측면에 상기 제1 관통홀과 연통되는 제3 관통홀(221)이 마련되고, 상기 제3 관통홀(221)이 상기 제1 매질 챔버(231)를 통하여 상기 제1 관통홀(211)과 연통될 수 있다.

[15] 상기 하부 지지블록(220)의 상기 상부 지지블록(210)과 접하는 면의 반대면인 하면에, 상기 제1 매질 챔버(231)와 연통되어 관통되는 제4 관통홀(222)과, 상기

제2 매질 챔버(240)와 연통되어 관통되는 제5 관통홀(223)이 각각 마련될 수 있다.

[16] 판 형상의 하프 미러(232)가 통과되어 상기 제1 매질 챔버(231) 내부에 장착될 수 있도록, 상기 하부 지지블록(220)의 일 측면으로부터 상기 제1 매질 챔버(231)와 연통되는 슬릿(224)이 마련될 수 있다.

[17] 상기 상부 지지블록(210) 및 상기 하부 지지블록(220)의 결합체가 레이저 프로브(11) 및 제2 초음파 프로브(21)가 나란히 지지되는 방향으로 가장 긴 길이를 갖는 실질적으로 직육면체 형상이 될 수 있다.

[18] 상기 레이저 프로브(11)와 상기 제2 초음파 프로브(21)가 제1 방향으로 이격되어 평행하게 배치되고, 상기 제2 관통홀(212)이 상기 제1 방향으로 긴 장방형 형상이 될 수 있다.

[19] 상기 제2 초음파 프로브(21)가 상기 제2 관통홀(212) 내부에서 상기 제1 방향으로 수평이동 가능할 수 있다.

[20] 상기 제1 관통홀(212)의 내부에 상기 제1 방향으로 연장되는 리니어 가이드, 및 상기 제2 초음파 프로브(21)를 상기 리니어 가이드를 따라서 직선 이동시키는 구동모터를 구비할 수 있다.

[21] 상기 제2 초음파 프로브(21)가 상기 제2 관통홀(212) 내부에서 상기 제2 초음파 프로브(21) 측면의 일축을 중심으로 회동 가능할 수 있다.

[22] 양끝단이 상기 상부 지지블록(220)에 지지되고 상기 제2 초음파 프로브(21)에 고정되는 지지축과 상기 제2 초음파 프로브(21)를 상기 지지축에 중심으로 회동시키는 구동모터를 구비할 수 있다.

[23] 상기 상부 지지블록(210) 및 상기 하부 지지블록(220)의 결합체에 장착되는 레이저 프로브(11)와 제1 초음파 프로브(12) 및 제2 초음파 프로브(21)의 제1방향 직선이동과 상기 제1방향에 실질적으로 수직인 제2 방향 직선이동에 의하여 검사 대상체를 2차원 스캐닝하여 상기 검사 대상체에 대한 3차원 영상정보를 생성하는 것으로, 상기 검사 대상체에 상기 레이저 출력이 포커싱 되는 제1 위치와 상기 초음파 출력이 관심이 집중되는 제2 위치가 설정된 이격 거리만큼 떨어질 수 있다.

[24] 동일한 시점 또는 동일한 데이터 입력 주기 내에서 상기 레이저 출력 및 상기 초음파 출력이 각각 상기 검사 대상체의 다른 위치에 포인트 포커싱될 수 있다.

[25] 상기 이격 거리는, 설정된 레이저 및 초음파 출력 조건 또는 입력 조건에 대하여, 이격 거리를 달리하면서 입력된 다수의 상기 광음향 영상정보와 상기 초음파 영상정보로부터 광음향 영상과 초음파 영상의 최상의 화질 또는 화질 저하가 없는 최단 거리를 추출하여 미리 설정될 수 있다.

[26] 상기 이격 거리는, 입력되는 상기 광음향 영상정보와 상기 초음파 영상정보로부터 광음향 영상과 초음파 영상의 화질을 판단하여 최단 거리로 실시간 설정될 수 있다.

[27] 상기 레이저 출력 및 상기 초음파 출력이 동시에 출력될 수 있다.

[28] 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 영상 및 초음파 영상 획득 방법은 위에서 설명된 방법에 의하여 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치(200)를 이용하여 광음향 및 초음파 합성 영상을 획득할 수 있다.

[29]

발명의 효과

[30] 본 발명에 따르면, 광음향 프로브 및 초음파 프로브를 일체로 고속으로 움직이면서, 검사 대상체의 외부 및/또는 내부에 대한 광음향 영상신호와 초음파 영상신호를 동시에 입력받을 수 있다.

[31] 또한, 광음향 프로브 및 초음파 프로브를 일체로 고속으로 움직이면서 검사 대상체의 내부 및/또는 외부에 대한 광음향 신호와 초음파 신호를 각각 생성함으로써, 한 번의 2차원 스캔으로 빠른 시간 내 고해상도의 광음향 영상과 초음파 영상을 합성한 합성영상을 생성하도록 할 수 있다.

[32] 또한, 인체 내부의 구조 관련 정보와 혈관 관련 정보를 하나의 영상에 동시에 보여줄 수 있도록 함으로써, 인체 내부의 질병 등의 진단에서 의사가 좀 더 정확하게 진단할 수 있도록 도와줄 수 있다.

[33]

도면의 간단한 설명

[34] 도 1 내지 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치를 개략적으로 도시한 도면이다.

[35] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성영상 입력장치를 개략적으로 도시한 블록도이다.

[36] 도 6은 도 5의 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성영상 입력장치에서 광음향 입력부를 개략적으로 도시한 블록도이다.

[37] 도 7은 도 5의 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성영상 입력장치에서 초음파 입력부를 개략적으로 도시한 블록도이다.

[38] 도 8은 본 발명의 다른 실시예에 따른 광학적 해상도 타입의 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성영상 입력장치를 개략적으로 도시한 개념도이다.

[39] 도 9는 도 5의 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성영상 입력장치에서 광음향 영상신호에 의하여 합성영상이 생성되는 방법을 개략적으로 도시한 타이밍도이다.

[40] 도 10은 도 5의 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성영상 입력장치에서 초음파 영상신호에 의하여 합성영상이 생성되는 방법을 개략적으로 도시한 타이밍도이다.

[41] 도 11은 도 1의 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성영상 입력장치에 의하여 입력 및 생성되는 실험용 쥐에 대한 영상들의 이미지의 예를 보여주는 도면이다.

[42]

발명의 실시를 위한 형태

[43] 이하, 본 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용을 본 발명의 바람직한 실시예들을 기준으로 첨부 도면을 참조하여 상세히 설명한다. 이때, 하나의 실시예의 도면에 개시된 것으로, 다른 실시예의 도면에 개시된 구성 요소와 동일한 구성 요소에 대해서는 동일한 참조 번호를 부여하고, 다른 실시예에서의 설명이 동일하게 적용될 수 있으며, 이에 대한 자세한 설명은 생략할 수 있다. 또한, 본 발명과 관련된 공지 기능 혹은 구성은 공지 기술을 참조하고, 여기서는 그에 대한 상세한 설명은 간략히 하거나 생략한다.

[44] 아울러 본 명세서에서 사용되는 용어들은 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어(general term)들이 사용되었으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 판례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 발명자가 임의로 선정한 용어도 있으며 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 명세서에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.

[45] 본 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성 요소를 '포함'한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성 요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성 요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 본 명세서에서 사용되는 '부'라는 용어는 FPGA 또는 ASIC과 같은 하드웨어 구성만이 아닌 소프트웨어 구성도 의미한다. 그렇지만 '부'는 소프트웨어 또는 하드웨어에 한정되는 의미는 아니다. '부'는 어드레싱할 수 있는 저장 매체에 있도록 구성될 수도 있고 하나 또는 그 이상의 프로세서들을 재생시키도록 구성될 수도 있다. 따라서 일례로서 '부'는 소프트웨어 구성요소들, 객체지향 소프트웨어 구성요소들, 클래스 구성요소들 및 태스크 구성요소들과 같은 구성요소들과, 프로세스들, 함수들, 속성들, 프로시저들, 서브루틴들, 프로그램 코드의 세그먼트들, 드라이버들, 펌웨어, 마이크로 코드, 회로, 데이터, 데이터베이스, 데이터 구조들, 테이블들, 어레이들 및 변수들을 포함한다. 구성요소들과 '부'들 안에서 제공되는 기능은 더 작은 수의 구성요소들 및 '부'들로 결합되거나 추가적인 구성요소들과 '부'들로 더 분리될 수 있다.

[46] 광음향 효과를 이용하여 대상체 예를 들어 생체 내부에 대한 광음향 영상을 생성하는 방법은 다음과 같다. 먼저, 3차원 영상을 획득하고자 하는 생체의 특정 부위에 광학 빔(beam, 예를 들어 레이저 빔)을 조사하고, 조사된 빔에 의해 그 특정 부위에서 발생하는 열적 탄성 팽창에 따라 발생하는 광음향 신호(초음파 신호)를 초음파 프로브(초음파 트랜스듀서)를 통해 획득하고, 그 획득한 광음향 신호를 소정의 신호 처리를 통해 생체 내부에 대한 3차원 광음향 영상정보를 생성하게 된다.

[47] 또한, 검사 대상체 예를 들어 생체 내부에 대한 초음파 영상을 생성하는 방법은 다음과 같다. 먼저, 3차원 영상을 획득하고자 하는 생체의 특정 부위에 초음파 빔을 조사하고, 조사된 초음파 빔에 의해 그 특정 부위에서 발생하는 초음파 신호를 초음파 프로브(초음파 트랜스듀서)를 통해 획득하고, 그 획득한 초음파 신호

를 소정의 신호 처리를 통해 생체 내부에 대한 3차원 초음파 영상정보를 생성하게 된다.

[48] 본 발명의 일 실시예에 따른 고속 스캔 광음향 영상 입력장치는 광음향 현미경(photo-acoustic microscopy, PAM)을 포함할 수 있다. 또한, 광음향 현미경(PAM)의 광음향 프로브는 슬라이더 크랭크 메카니즘을 이용하여 고속으로 이동시키면서 검사 대상체를 포함한 대상 영역을 스캐닝할 수 있다. 고속 스캔 광음향 영상 입력장치는 구동 모터의 일방향 회전 운동(rotational motion)을 구동 모터와 연결된 광음향 프로브(probe)의 직선 왕복 운동(reciprocating motion)으로 전환시킬 수 있다. 또한, 광음향 프로브의 직선 운동과 직선 운동에 수직인 수직 방향 운동에 의하여 검사 대상체를 2차원 스캐닝하여 검사 대상체(피검체)에 대한 3차원 영상을 생성할 수 있다.

[49] 본 발명의 광음향 현미경(PAM)은 광학적 빔(optical beam, 예를 들어 레이저 빔)을 포커싱(focusing)하여 마이크론 스케일(micron scale)의 공간 해상도(spatial resolution)를 갖는 광학적 해상도의 광음향 현미경(Optical-Resolution PAM, OR-PAM)를 사용할 수 있다. 광학적 해상도의 광음향 현미경(OR-PAM)은 보다 타이트(tight)한 광학적 초점(optical focus)을 이용할 수 있다.

[50] 한편, 어쿠스틱 해상도의 광음향 현미경(acoustic-resolution PAM, AR-PAM)은 보다 타이트(tight)한 어쿠스틱 초점(acoustic focus)을 이용할 수 있다. 광학적 해상도의 광음향 현미경(OR-PAM)은 어쿠스틱 빔보다 훨씬 더 타이트한 광학적 빔에 의존하기 때문에, 어쿠스틱 해상도의 광음향 현미경(AR-PAM)에 비하여 고해상도의 영상을 얻을 수 있는 장점이 있다. 아울러 풍부한 광학적 흡수 대비도(rich optical absorption contrast)를 갖기에 많은 분야 예를 들어 생물학(biology), 피부과학(dermatology), 신경학(neurology), 종양학(oncology), 안과학(ophthalmology) 및 병리학(pathology) 등 의학과 관련된 대부분의 분야에서 유력한 영상화 수단(imaging tool)이 될 수 있다.

[51] 광학적 해상도의 광음향 현미경(OR-PAM)은 신호대 잡음비(signal-to-noise ratio, SNR)의 최대화와 공간 해상도의 최적화(optimizing)를 얻기 위하여, 공초점(confocal) 및 광학적 여기 빔(optical excitation beam)과 어쿠스틱 감지 빔(acoustic detection beam)의 동축 구성(coaxial configuration)을 적용할 수 있다. 공간 영상화(volumetric imaging)는 전형적으로 광학적 및 어쿠스틱 빔의 점대점 래스터 스캐닝(point-by-point raster scanning)에 의해 이루어지며, 이를 위하여 스테핑 모터 스캐닝 스테이지(stepping motor scanning stage)가 적용될 수 있다.

[52] 마이크론 레벨 수준의 수평 해상도(lateral resolution)에 의해 요구되는 스캐닝 스텝 간격(scanning step size) 때문에 광학적 해상도의 광음향 현미경(OR-PAM)의 스캐닝 속도(이에 따른 영상화 속도)와 스캐닝 범위(scanning range)는 낮을 수 있다(1[mm] 스캐닝 범위에서 대략 1[Hz]의 B-scan rate). 이러한 낮은 영상화 속도 때문에 광학적 해상도의 광음향 현미경(OR-PAM)에 의한 변하는 약물 반응

(transient drug response)과 피부 맥관 구조(skin vasculature)와 같은 조직의 동적 정보(tissue's dynamic information)의 획득은 그간 용이하지 않았다.

[53] 한편, 광학적 해상도의 광음향 현미경(OR-PAM)의 스캐닝 범위에 해당하는 관측 시야(Field of view, FOV)를 향상시키고, 스캐닝 속도를 증가 또는 스캐닝 소요 시간(scanning time)을 단축시키며, 아울러 높은 신호대 잡음비(SNR)를 유지하기 위한 다양한 방법이 있을 수 있는데, 광학적 해상도의 광음향 현미경(OR-PAM)의 구현을 위해서는 이들 세가지 특성의 트레이드-오프(trade-off)가 요구되며 이러한 트레이드-오프는 이들 세 특성을 모두 만족시키는 광학적 해상도의 광음향 현미경(OR-PAM)의 구현을 어렵게 하는 요소로 작용할 수 있다. 왜냐하면 스캐닝 소요 시간은 레이저의 펄스 반복 속도(pulse repetition rate)와 스캐닝 메커니즘에 좌우됨과 아울러 조직 내에서의 광음향파(PA wave)의 음속(sound speed)에 의해 제한되기 때문이다.

[54] 도 1 내지 도 4에는 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치(200)가 도시되어 있다.

[55] 도면을 참조하면, 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치(200)는, 레이저 프로브(11), 제1 초음파 프로브(12), 및 제2 초음파 프로브(21)를 일체로 지지하고 함께 이동시켜 광음향 영상신호와 초음파 영상신호를 동시에 획득할 수 있다. 광음향 프로브는 레이저 프로브(11) 및 제1 초음파 프로브(12)를 포함하여 광음향 영상신호를 획득하며, 초음파 프로브는 제2 초음파 프로브(21)를 포함하여 광음향 영상신호를 획득할 수 있다.

[56] 이때, 레이저 프로브(11)는 검사 대상체에 레이저 출력을 출력할 수 있다. 제1 초음파 프로브(12)는 레이저 출력에 의하여 검사 대상체로부터 나오는 제1 초음파 입력을 입력받을 수 있다. 제2 초음파 프로브(21)는 검사 대상체에 초음파 출력을 출력하고 초음파 출력에 의하여 검사 대상체로부터 나오는 제2 초음파 입력을 입력받을 수 있다.

[57] 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치(200)는 상부 지지블록(210) 및 하부 지지블록(220)을 포함할 수 있다. 이때, 상부 지지블록(210) 및 하부 지지블록(220)이 상하로 결합되어 하우징(201)을 형성할 수 있다.

[58] 본 발명에 따르면, 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치(200)는 광음향 프로브 및 초음파 프로브를 일체로 고속으로 움직이면서, 검사 대상체의 외부 및/또는 내부에 대한 광음향 영상신호와 초음파 영상신호를 동시에 입력받을 수 있다.

[59] 또한, 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치(200)는 광음향 프로브 및 초음파 프로브를 일체로 고속으로 움직이면서 검사 대상체의 내부 및/또는 외부에 대한 광음향 신호와 초음파 신호를 각각 생성함으로써, 한 번의 2차원 스캔으로 빠른 시간 내 고해상도의 광음향 영상과 초음파 영상을 합성한 합성영상을 생성하도록 할 수 있다.

[60] 상부 지지블록(210)에는, 상면과 하면을 관통하여 레이저 프로브(11)를 지지하는 제1 관통홀(211)과, 상면과 하면을 관통하여 제2 초음파 프로브(21)를 지지하

는 제2 관통홀(212)이 형성될 수 있다. 또한, 하부 지지블록(220)에는, 측면에 제1 관통홀(211)과 연통되어 제2 초음파 프로브(21)를 지지하는 제3 관통홀(221)이 형성될 수 있다.

[61] 따라서, 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치(200)는 하우징(201)에 의하여 레이저 프로브(11), 제1 초음파 프로브(12), 및 제2 초음파 프로브(21)를 일체로 지지하여 함께 이동시키면서 광음향 영상신호와 초음파 영상신호를 동시에 획득할 수 있다.

[62] 하부 지지블록(220)에는, 제1 관통홀(211)과 연통하여 상면과 하면을 관통하고 그 내부에 초음파 매질이 수납되는 제1 매질 챔버(231)와, 제2 관통홀(221)과 연통하여 상면과 하면을 관통하고 그 내부에 초음파 매질이 수납되는 제2 매질 챔버(240)가 마련될 수 있다.

[63] 제1 매질 챔버(231)에는 광음향 신호의 전달을 위하여 초음파 겔이채워질 수 있다. 제2 매질 챔버(240)에는 초음파 신호의 전달을 위하여 물이 채워질 수 있다. 다른 실시예로서, 제1 매질 챔버(231) 및 제2 매질 챔버(240) 각각의 하단에는 제4 관통홀(222)과 제5 관통홀(223)이 형성되어 초음파 매질이 제4 관통홀(222)과 제5 관통홀(223)을 통하여 도 8에 도시된 바와 같은 물접시(W/P)에 담겨진 물과 연통될 수 있다.

[64] 하부 지지블록(220)의 측면에 제1 관통홀과 연통되는 제1 초음파 프로브(12)를 지지하는 제3 관통홀(221)이 마련되고, 제3 관통홀(221)이 제1 매질 챔버(231)를 통하여 제1 관통홀(211)과 연통될 수 있다. 따라서, 레이저 출력이 레이저 프로브(11)를 거쳐 제1 매질 챔버(231)를 통하여 상부에서 하부로 제5 관통홀(223)을 통하여 검사 대상체에 조사되고, 검사 대상체에서 생성된 초음파 입력이 제5 관통홀(223)을 통하여 제1 매질 챔버(231) 내부의 입력되고, 제1 매질 챔버(231) 내부에 배치되는 하프미러(232)를 통하여 경로가 90도 변경되어 제1 초음파 프로브(12)로 입력될 수 있다.

[65] 하부 지지블록(220)의 상부 지지블록(210)과 접하는 면의 반대면인 하면에, 제1 매질 챔버(231)와 연통되어 관통되는 제4 관통홀(222)과, 제2 매질 챔버(240)와 연통되어 관통되는 제5 관통홀(223)이 각각 마련될 수 있다. 제4 관통홀(222)과 제5 관통홀(223)은 각각 제1 매질 챔버(231)와 제2 매질 챔버(240)의 폭 대비 매우 작은 사이즈로 형성되어 제1 매질 챔버(231)와 제2 매질 챔버(240) 각각의 내부에 수납되는 초음파 매질이 외부로 유출되는 것을 최소화하도록 할 수 있다.

[66] 다른 실시예로서, 1 매질 챔버(231)와 제2 매질 챔버(240) 각각의 내부에 수납되는 초음파 매질이 외부로 유출되는 것을 방지하기 위하여 얇은 판으로 막힌 형태가 될 수도 있다.

[67] 또한, 판 형상의 하프 미러(232)가 통과되어 제1 매질 챔버(231) 내부에 장착될 수 있도록, 하부 지지블록(220)의 일 측면으로부터 제1 매질 챔버(231)와 연통되는 슬릿(224)이 마련될 수 있다. 따라서, 얇은 판 형상의 하프 미러(232)를 슬릿(224)을 통하여 제1 매질 챔버(231) 내부에 용이하게 장착할 수 있다.

[68] 한편, 상부 지지블록(210) 및 하부 지지블록(220)의 결합체가 레이저 프로브(11) 및 제2 초음파 프로브(21)가 나란히 지지되는 방향으로 가장 긴 길이를 갖는 실질적으로 직육면체 형상이 될 수 있다. 따라서, 레이저 프로브(11) 및 제2 초음파 프로브(21)를 나란히 지지할 수 있다.

[69] 이때, 레이저 프로브(11)와 제2 초음파 프로브(21)가 제1 방향으로 이격되어 평행하게 배치되고, 제2 관통홀(212)이 제1 방향으로 긴 장방형 형상이 될 수 있다. 이때, 제1 방향은 레이저 프로브(11) 및 제2 초음파 프로브(21)가 스캔되는 방향이 될 수 있다.

[70] 한편, 하우징(201)은 제2 초음파 프로브(21)가 제2 관통홀(212) 내부에서 제1 방향으로 수평이동 가능하도록 만들어질 수 있다. 이 경우, 제2 초음파 프로브(21)가 수평방향으로 이동되어 레이저 프로브(11)에 의하여 포커싱되는 제1 위치와 제2 초음파 프로브(21)에 의하여 포커싱되는 제2 위치 사이의 이격거리가 조정되도록 구성될 수 있다.

[71] 이를 위하여, 제1 관통홀(212)의 내부에 제1 방향으로 연장되는 리니어 가이드, 및 제2 초음파 프로브(21)를 리니어 가이드를 따라서 직선 이동시키는 구동모터가 구비될 수 있다.

[72] 다른 실시예로서, 제2 초음파 프로브(21)가 제2 관통홀(212) 내부에서 제2 초음파 프로브(21) 측면의 일축을 중심으로 회동 가능하도록 설치될 수 있다. 이 경우, 제2 초음파 프로브(21)가 회동되어 레이저 프로브(11)에 의하여 포커싱되는 제1 위치와 제2 초음파 프로브(21)에 의하여 포커싱되는 제2 위치 사이의 이격거리가 조정되도록 구성될 수 있다.

[73] 이를 위하여, 양끝단이 상부 지지블록(220)에 지지되고 제2 초음파 프로브(21)에 고정되는 지지축과 제2 초음파 프로브(21)를 지지축에 중심으로 회동시키는 구동모터가 구비될 수 있다.

[74] 한편, 도 4에 도시된 바와 같이, 레이저 프로브(11)는 광파이버가 연결되는 페룰과 같은 커플러를 포함하는 레이저 연결부(111), 콜리메이터(112), 포커스 렌즈(113), 교정 렌즈(114)를 포함할 수 있다. 하우징(201) 내부에는 제1 매질 챔버(231)이 형성되고, 그 내부에는 하프 미러(115)가 배치되고, 그 내부에는 초음파 매질(116)이 충전될 수 있다. 이때, 초음파 매질(116)이 채워진 제1 매질 챔버(231) 및 하프 미러(232)는 광음향 출력과 초음파 입력의 경로를 안내하는 빔 합성기(230)를 형성할 수 있다.

[75] 한편, 도 2에 도시된 바와 같이 레이저 프로브(11), 제1 초음파 프로브(12), 및 제2 초음파 프로브(21) 각각은 하우징(201)에 형성된 관통홀을 통하여 삽입되고, 볼트들에 의하여 하우징(201)에 고정될 수 있다.

[76] 도 5에는 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성영상 입력장치의 블록도가 개략적으로 도시되어 있다. 도 6에는 도 5의 합성영상 입력장치(1)에서 광음향 입력부(10)의 블록도가 되시되어 있다. 도 7에는 도 5의 합성영상 입력장치(1)에서 초음파 입력부(20)의 블록도가 되시되어 있다. 도 8에는 본

발명의 다른 실시예에 따른 광학적 해상도 타입의 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성영상 입력장치의 개념도가 개략적으로 도시되어 있다.

[77] 도 9에는 도 5의 합성영상 입력장치에서 광음향 영상신호에 의하여 합성영상이 생성되는 방법을 나타내는 타이밍도가 도시되어 있다. 도 10에는 도 5의 합성영상 입력장치에서 초음파 영상신호에 의하여 합성영상이 생성되는 방법을 나타내는 타이밍도가 도시되어 있다.

[78] 도면을 참조하면, 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성영상 입력장치(1)는 광음향 프로브(11, 12)와 초음파 프로브(21)를 일체로 제1방향 직선운동과 제1방향 직선운동에 실질적으로 수직인 제2 방향 직선운동에 의하여 검사 대상체를 2차원 스캐닝하여 검사 대상체에 대한 3차원의 광음향 및 초음파 합성영상을 생성할 수 있다.

[79] 본 발명에 따르면, 합성영상 입력장치(1)는 광음향 프로브 및 초음파 프로브를 일체로 고속으로 움직이면서 검사 대상체의 내부 및/또는 외부에 대한 광음향 영상과 초음파 영상을 각각 생성하여 합성함으로써, 한 번의 2차원 스캔으로 빠른 시간 내에 광음향 영상과 초음파 영상을 합성한 합성 영상을 생성할 수 있다.

[80] 따라서, 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치(200)는 인체 내부의 구조 관련 정보와 혈관 관련 정보를 하나의 영상에 동시에 보여줄 수 있도록 함으로써, 인체 내부의 질병 등의 진단에서 의사가 좀 더 정확하게 진단할 수 있도록 도와줄 수 있다.

[81] 합성영상 입력장치(1)는 광음향 프로브와 초음파 프로브를 각각 구비하고 검사 대상체의 서로 다른 포인트에서 광음향 영상과 초음파 영상을 각각 획득하므로, 광음향 입력 신호와 초음파 입력 신호의 간섭 없이 광음향 영상과 초음파 영상을 입력받을 수 있게 된다. 따라서, 합성영상 입력장치(1)는 1회의 2차원 스캔으로 신속하게 광음향 영상과 초음파 영상을 입력받을 수 있게 된다.

[82] 이때, 광음향 프로브는, 검사 대상체(100)에 레이저 출력을 출력하는 레이저 프로브(11)와, 레이저 프로브(11)의 레이저 출력에 의하여 검사 대상체(100)로부터 나오는 제1 초음파 입력을 입력받는 제1 초음파 프로브(12)를 포함할 수 있다. 또한, 초음파 프로브는 검사 대상체에 초음파 출력을 출력하고, 초음파 출력에 의하여 검사 대상체로부터 나오는 제2 초음파 입력을 입력받아 초음파 영상 신호를 생성하는 제2 초음파 프로브(21)를 포함할 수 있다.

[83] 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성 영상 입력장치(1)는 이송부; 광음향 입력부(10); 초음파 입력부(20); 아날로그 디지털 변환부(30); 및 메인 제어부(40)를 포함할 수 있다.

[84] 이송부는 광음향 프로브 및 초음파 프로브를 검사 대상체(100)에 대하여 제1 방향 및/또는 제2 방향으로 직선 상대운동시킬 수 있다. 이송부는 광음향 프로브와 초음파 프로브를 일체로 이동시키거나, 검사대상체가 고정된 스테이지를 이동시키도록 구현될 수 있다.

[85] 광음향 입력부(10)는 검사 대상체(100)에 레이저 펄스 출력을 출력하고, 레이저 펄스 출력에 의하여 검사 대상체(100)로부터 나오는 광음향 입력에 해당하는 제1 초음파 입력을 입력받아 광음향 영상 신호를 생성할 수 있다. 이때, 레이저 펄스 출력은 광음향 출력이 될 수 있으며, 제1 초음파 입력은 광음향 입력이 될 수 있다.

[86] 초음파 입력부(20)는 검사 대상체(100)에 초음파 출력을 출력하고, 초음파 출력에 의하여 검사 대상체(100)로부터 나오는 제2 초음파 입력을 입력받아 초음파 영상 신호를 생성할 수 있다. 아날로그 디지털 변환부(30)는 광음향 영상 신호 및 초음파 영상 신호를 각각 입력받아 각각 디지털 영상신호로 변환할 수 있다. 이때, 디지털 영상신호는 광음향 디지털 영상신호 및 초음파 디지털 영상신호를 포함할 수 있다.

[87] 메인 제어부(40)는 디지털 영상신호를 입력받아 검사 대상체(100)에 대한 광음향 영상정보 및 초음파 영상정보를 생성하고, 광음향 영상정보 및 초음파 영상정보를 합성하여 광음향 초음파 합성영상을 생성할 수 있다.

[88] 검사 대상체(100)에 레이저 펄스 출력이 포커싱되는 제1 위치와 초음파 출력이 포커싱되는 제2 위치가 설정된 이격 거리만큼 떨어질 수 있다. 이때, 레이저 펄스 출력 및 초음파 출력 각각은 포인트 포커싱 되어 한번의 영상 입력시의 해상도를 향상시킬 수 있다.

[89] 따라서, 합성영상 입력장치(1)에서는 레이저 펄스 출력이 포커싱되는 제1 위치와 초음파 출력이 포커싱되는 제2 위치가 이격되도록 함으로써, 1회의 2차원 스캐닝으로 짧은 시간 내에 광음향 및 초음파 합성영상을 얻으면서도 광음향 영상과 초음파 영상이 서로 간섭이 없는 합성영상을 얻을 수 있다.

[90] 이송부는 도 8의 모션제어기 및 이송 스테이지를 포함할 수 있다. 이때, 이송 스테이지는 도 1의 하우징(201) 내부에 광음향 프로브 및 초음파 프로브를 설치하고, 하우징(201)을 제1 방향 및/또는 제2 방향으로 직선운동시킬 수 있다.

[91] 또한, 이송부는 광음향 프로브 및 초음파 프로브의 직선 이동량을 측정할 수 있는 리니어 엔코더(70)를 포함하여, 광음향 프로브 및 초음파 프로브의 제1 방향 및 제2 방향의 직선 이동량을 각각 측정할 수 있다. 이를 위하여, 리니어 엔코더(70)는 광음향 프로브 및 초음파 프로브의 제1 방향 직선 운동 정보를 생성하는 제1 리니어 엔코더; 및 광음향 프로브 및 초음파 프로브의 제2 방향 직선 운동 정보를 생성하는 제2 리니어 엔코더를 포함할 수 있다.

[92] 광음향 입력부(10)는, 도 6에 도시된 바와 같이, 레이저 출력을 생성하는 레이저 발생기(13), 레이저 출력을 검사 대상체에 출력하는 레이저 프로브(11), 검사 대상체로부터 생성된 제1 초음파 입력을 입력받는 제1 초음파 프로브(12), 및 제1 초음파 입력을 입력받아 광음향 영상 신호를 생성하는 초음파 수신부(14)를 포함할 수 있다. 이때, 레이저 출력은 레이저 펄스 출력이 될 수 있다.

[93] 초음파 입력부(20)는, 도 7에 도시된 바와 같이, 초음파 출력을 검사 대상체(100)에 출력하고, 제2 초음파 입력을 입력받는 제2 초음파 프로브(21), 및 초음파

출력을 생성하기 위한 초음파 출력신호를 생성하고, 제2 초음파 입력을 입력받아 초음파 영상 신호를 생성하는 초음파 송수신부(22)를 포함할 수 있다.

[94] 이때, 초음파 송수신부(22)는 제1 입력채널과 제2 입력채널, 및 제1 출력채널을 포함할 수 있다. 광음향 영상신호는 제1 초음파 입력이 제1입력 채널로 입력되어 생성되고, 초음파 영상신호는 제2 초음파 입력이 제2입력 채널로 입력되어 생성될 수 있다. 이 경우, 초음파 송수신부(22)는 광음향 입력부(10)의 초음파 수신부(14)를 포함할 수 있다. 또한, 초음파 송수신부(22)에서 생성된 초음파 출력은 제1 출력채널을 통하여 출력될 수 있다. 이때, 초음파 입력은 초음파 펄스 입력이 될 수 있다. 초음파 출력은 초음파 펄스 출력이 될 수 있다.

[95] 초음파 송수신부(22)는 초음파 출력을 생성하기 위한 초음파 출력신호를 생성하고, 제1 초음파 입력 및 제2 초음파 입력을 각각 입력받아 각각 광음향 영상신호와 초음파 영상신호를 생성할 수 있다. 이때, 광음향 영상신호는 제1 초음파 입력으로부터 생성되고, 초음파 영상신호는 제2 초음파 입력으로부터 생성될 수 있다. 초음파 송수신부(22)는 초음파 펄스를 생성하여 초음파 프로브(21)를 통하여 출력하고, 검사 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 초음파 프로브(21)를 통하여 입력받는 펄서(pulser)/리시버(receiver)를 포함하며, 입력된 초음파 신호를 증폭하는 증폭기를 더 포함할 수 있다.

[96] 아날로그 디지털 변환부(30)는 초음파 송수신부(20)로부터 광음향 영상신호 및 초음파 영상신호를 각각 입력받아 각각 디지털 영상신호로 변환할 수 있다. 이때, 디지털 영상신호는 아날로그 광음향 영상신호가 디지털로 변환된 디지털 광음향 영상과 아날로그 초음파 영상신호가 디지털로 변환된 디지털 초음파 영상신호를 포함할 수 있다.

[97] 메인 제어부(40)는 아날로그 디지털 변환부(30)로부터 디지털 광음향 영상신호와 디지털 초음파 영상신호를 각각 입력받아 검사 대상체의 광음향 영상정보 및 초음파 영상정보를 생성하고, 광음향 영상정보 및 초음파 영상정보를 합성하여 광음향 초음파 합성영상을 생성할 수 있다. 이때, 디지털화된 광음향 영상정보 및 초음파 영상정보 각각은 검사 대상체의 각각의 위치 정보와 그 위치 정보에 대응되는 디지털 영상정보를 포함할 수 있다.

[98] 따라서, 검사 대상체에서 각각의 위치 정보에 대응되는 광음향 영상정보와 초음파 영상정보를 생성하고 이를 합성하여 각각의 위치 정보에 대응되는 광음향 초음파 합성영상을 생성할 수 있게 된다. 메인 제어부(40)는 하나의 디스플레이(예를 들어, 모니터)에 검사 대상체의 광음향 영상과 초음파 영상을 동시에 디스플레이할 수 있다.

[99] 이 경우, 사용자는 모니터를 통하여 검사 대상체에 대한 광음향 영상과 초음파 영상을 한꺼번에 확인할 수 있게 된다. 그에 따라, 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성 영상 입력장치(1)는 광음향 및 초음파 합성영상을 통하여 인체 내부의 구조 관련 정보와 혈관 관련 정보를 동시에 보여줄 수 있게 된다. 즉, 사용자는 하나의

화면에서 광음향 영상을 통하여 혈관과 관련된 정보를 확인하면서, 동시에 초음파 영상을 통하여 구조와 관련된 정보를 확인할 수 있게 된다.

[100] 초음파 송수신부(22)는 초음파 펄스 신호를 생성하여 초음파 프로브(21)를 통하여 출력하는 펄서(pulser)와 검사 대상체로부터 생성된 초음파 신호를 초음파 프로브(21)를 통하여 입력받는 리시버(receiver)를 포함할 수 있다. 즉, 초음파 송수신부(22)가 초음파 펄스를 출력할 수 있는 초음파 펄서(pulser)를 포함함으로써, 통상의 광음향 입력장치에서와는 달리 별도의 초음파 펄스를 초음파 프로브(21)를 통하여 검사 대상체로 출력할 수 있다.

[101] 또한, 검사 대상체로부터 입력받는 초음파 입력은 레이저 펄스 출력에 의하여 검사 대상체에서 생성되는 제1 초음파 입력 또는 초음파 펄스 출력에 의하여 검사 대상체에서 생성되는 제2 초음파 입력이 될 수 있다.

[102] 즉, 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성 영상 입력장치(1)에서는 광음향 프로브(11, 21)에 포함되는 초음파 프로브(21)는, 검사 대상체로부터 출력되는 초음파 신호를 입력받아 초음파 수신부로 전송하는 통상의 광음향 프로브와는 달리, 초음파 송수신부(22)에서 생성된 초음파 출력신호에 따른 초음파 출력을 검사 대상체로 출력할 수 있다.

[103] 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브(21)는, 레이저 펄스 출력에 따라 검사 대상체에서 생성되는 초음파 신호를 초음파 송수신부(22)를 통하여 입력받아 광음향 영상을 생성하도록 할 뿐만 아니라, 초음파 송수신부(22)에서 생성된 초음파 출력신호에 따른 초음파 출력을 검사 대상체로 출력하고 그에 따라 검사 대상체에서 생성된 초음파 신호를 초음파 송수신부(22)를 통하여 입력받아 초음파 영상을 생성하도록 할 수 있다.

[104] 이때, 본 발명의 일 실시예에 따른 합성 영상 입력장치(1)에서는 광음향 영상신호를 입력받는 제1 위치와 초음파 영상신호를 입력받는 제2 위치를 다르게 할 수 있다. 즉, 동일한 시점 또는 동일한 데이터 입력 주기 내에서 레이저 펄스 출력 및 초음파 출력이 각각 검사 대상체의 다른 위치에 포인트 포커싱되도록 할 수 있다.

[105] 이 경우, 레이저 펄스 출력이 출력되는 타이밍과 초음파 펄스 출력이 출력되는 타이밍을 구분할 필요없이 제1 위치와 제2 위치를 다르게 함으로써 제1 초음파 입력과 제2 초음파 입력의 신호 간섭을 방지할 수 있다.

[106] 즉, 합성 영상 입력장치(1)에서는 초음파 프로브(21)가 레이저 펄스 출력에 따라 검사 대상체에서 생성되는 초음파 신호(제1 초음파 입력)를 입력받는 타이밍과 초음파 펄스 출력에 따라 검사 대상체에서 생성되는 초음파 신호(제2 초음파 입력)를 입력받는 타이밍을 구분하여 입력받을 필요가 없다.

[107] 따라서, 광음향 영상과 초음파 영상을 동시에 입력받을 수 있으며, 합성영상 입력 시간을 단축할 수 있다. 특히, 합성 영상 입력장치(1)에서와 같이 광음향 프로브 및 초음파 프로브를 빠른 속도로 움직이면서 스캐닝 하는 경우에도 해상도의 저하없는 영상을 입력받을 수 있게 된다.

[108] 도 1에는 합성영상 입력장치(1)에서 광음향 프로브와 초음파 프로브가 일체로 설치된 영상 획득 블록(200)이 도시되어 있다.

[109] 도면을 참조하면, 영상 획득 블록(200)은 상부 지지블록(210)과 하부 지지블록(220)을 포함하여 이루어진 하우징(201)에 광음향 프로브와 초음파 프로브가 설치되어, 합성영상 입력을 위한 스캐닝 작동 시에 광음향 프로브와 초음파 프로브가 함께 이동될 수 있다. 이때, 광음향 프로브는 레이저 프로브(11) 및 제1 초음파 프로브(12)를 포함하고, 초음파 프로브는 제2 초음파 프로브(21)를 포함할 수 있다. 이 경우, 스캔 시에 레이저 출력부(11), 제1 초음파 프로브(12), 및 제2 초음파 프로브(21)가 하나의 하우징(210)에 설치되어 함께 이송될 수 있다.

[110] 광음향 프로브를 형성하는 레이저 프로브(11)와 제1 초음파 프로브(12)는 45도 보다 더 큰 각도 예를 들어 90도로 엇갈리게 배치될 수 있다. 영상 획득 블록(200)의 하면에 검사 대상체(100)가 배치되는 경우에, 레이저 프로브(11)가 상하 방향으로 배치되어, 레이저 출력이 위에서 아래로 통과되어 검사 대상체(100)에 도달하고, 검사 대상체(100)에서 생성된 초음파 입력이 하부 지지블록(220)의 내부로 입력되고, 그 내부에 배치되는 하프 미러를 통하여 경로가 변경되어 제1 초음파 프로브(12)로 입력될 수 있다.

[111] 제2 초음파 프로브(21)는 레이저 출력부(11) 및 상기 제1 초음파 프로브(12) 중 어느 하나와 45도 보다 더 작은 각도로 엇갈리게 또는 실질적으로 평행하게 배치될 수 있다. 도면에 도시된 실시예에서는 제2 초음파 프로브(21)는 레이저 출력부(11)와 평행하게 배치될 수 있다.

[112] 이 경우, 레이저 출력부(11)의 포커싱 위치인 제1 위치와 제2 초음파 프로브(21)의 포커싱 위치인 제2 위치의 수평으로 이격된 거리만큼 이격 거리가 설정되고, 레이저 출력부(11)의 레이저 출력과 제2 초음파 프로브(21)의 초음파 출력이 동시에 가해지는 경우에도 이격 거리에 의하여 2개 신호의 간섭없이 동시에 광음향 영상과 초음파 영상을 얻을 수 있게 된다.

[113] 다른 실시예로서, 하우징(201)의 상면에 제1 초음파 프로브(12)와 제2 초음파 프로브(21)가 상면으로부터 하면 방향으로 실질적으로 평행하게 배치될 수도 있다. 이 경우, 하우징(201)의 제1 초음파 프로브(12) 부근의 측면에 직각으로 배치될 수 있다.

[114] 도 5에서, 레이저 프로브(11) 및 제2 초음파 프로브(21)는, 레이저 출력이 포커싱되는 제1 위치와 초음파 출력이 포커싱되는 제2 위치는 스캐닝되는 제1 방향 및/또는 제1 방향과 수직인 제2 방향으로 이격되도록, 배치될 수 있다. 이 경우, 영상 획득 블록(200)이 도 8의 이송 스테이지(M/S)에 고정되어 정해진 영역에 대해서 2차원 스캐닝할 수 있다.

[115] 영상 획득 블록(200)이 제1 방향으로 이송되면서 n번째의 라인에 대한 스캐닝이 완료되면, 영상 획득 블록(200)이 제2 방향으로 설정된 스텝 간격으로 이송되고 제1 방향의 반대방향으로 이송되면서 n+1번째 라인에 대한 스캐닝이 완료되

고, 제2 방향으로 설정된 거리 및 횟수 만큼 이송되면 2차원 스캐닝이 완료될 수 있다.

[116] 일 실시예로서, 영상 획득 블록(200)이 이송 스테이지(M/S)에 레이저 프로브(11)가 제2 초음파 프로브(21)로 제1 방향으로 이격되게 설치될 수 있다. 이 경우, 제1 위치와 제2 위치가 제1 방향으로 이격될 수 있다. 이 경우, 제1 위치와 제2 위치가 동일한 n번째 스캔 라인에서 이격 거리만큼 이격될 수 있다.

[117] 다른 실시예로서, 영상 획득 블록(200)이 이송 스테이지(M/S)에 레이저 프로브(11)가 제2 초음파 프로브(21)로 제2 방향으로 이격되게 설치될 수 있다. 이 경우, 제1 위치와 제2 위치가 제2 방향으로 이격될 수 있다. 이 경우, 제1 위치와 제2 위치가 서로 다른 스캔 라인에서 설정된 스캔 라인 수에 의하여 형성되는 이격 거리만큼 이격될 수 있다.

[118] 일 실시예로서, 이격 거리는 설정된 레이저 및 초음파 출력 조건 또는 입력 조건에 대하여, 이격 거리를 달리하면서 입력된 다수의 광음향 영상정보와 초음파 영상정보로부터 광음향 영상과 초음파 영상의 최상의 화질(예를 들어 선명도) 또는 화질 저하가 없는 최단 거리를 추출하여 미리 설정될 수 있다.

[119] 다른 실시예로서, 이격 거리는 입력되는 광음향 영상정보와 초음파 영상정보로부터 광음향 영상과 초음파 영상의 화질(예를 들어 선명도)을 판단하여 최단 거리로 실시간 설정될 수 있다.

[120] 이격 거리의 변경은 제2 초음파 프로브(21)의 위치가 수평이동하거나 회전되도록 제어될 수 있다. 일 실시예로서, 제2 초음파 프로브(21)의 위치가 수평이동되어 이격 거리가 변경되도록 제어될 수 있다. 이 경우, 이격 거리의 정확한 제어가 용이할 수 있다. 다른 실시예로서, 제2 초음파 프로브(21)가 기준축을 중심으로 회전되어 이격 거리가 변경되도록 제어될 수 있다. 이 경우, 이격 거리의 작은량의 각도 조절로 제어가 가능할 수 있다.

[121] 다른 실시예로서, 1회의 하우징의 2차원 스캐닝에 의하여 검사 대상체에 대한 3차원 영상정보를 생성하며, 각각의 스캐닝 라인 내에서 제1 초음파 입력과 제2 초음파 입력이 시간차를 두고서 교대로 이루어질 수 있다.

[122] 이때, 합성 영상은 광음향 영상정보 또는 상기 초음파 영상정보가 이격 거리 만큼 쉬프트 되어 합성함으로써 생성될 수 있다.

[123] 도 5에 도시된 바와 같이 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성 영상 입력장치(1)는 광음향 입력부(10), 초음파 입력부(20), 아날로그 디지털 변환부(30), 및 메인 제어부(40), 트리거 제어부(50), 펄스 신호 발생기(60), 리니어 엔코더(70)를 포함할 수 있다.

[124] 펄스 신호 발생기(60)는 설정된 간격(예를 들어, 일정한 시간 간격)의 기준 펄스 신호를 생성하여 출력할 수 있다. 리니어 엔코더(70)는 제1 방향의 직선 운동 정보를 생성하는 제1 리니어 엔코더와 제1 방향과 실질적으로 수직인 제2 방향 직선 운동 정보를 생성하는 제2 리니어 엔코더를 포함할 수 있다. 리니어 엔코더

(70)는 광음향 프로브(11, 12)의 제1 방향 직선 운동 정보에 해당하는 리니어 엔코더 펄스 신호를 생성할 수 있다.

[125] 레이저 발생기(10)는 기준 펄스 신호와 제1 방향 직선 운동 정보에 해당하는 리니어 엔코더 펄스 신호에 따라 검사 대상체에 설정된 간격(예를들어, 일정한 위치 및/또는 시간)으로 레이저 펄스를 출력할 수 있다. 도 9에 도시된 바와 같이, 레이저 펄스는 리니어 엔코더 펄스 신호가 입력 후의 기준 펄스 신호에 동기되도록 생성될 수 있다.

[126] 이 경우, 레이저 발생기(10)에서 리니어 엔코더 펄스 신호와 펄스 신호 발생기(60)에서 생성된 기준 펄스 신호에 따라 레이저 펄스를 출력하므로, 별도의 스캐닝 트리거 없이 정확한 위치 정보에 대응되는 광음향 영상 정보를 생성할 수 있게 된다.

[127] 한편, 트리거 제어부(50)는 기준 펄스 신호와 제1 방향 직선 운동 정보에 해당하는 리니어 엔코더 펄스 신호에 따라 설정된 간격(예를 들어, 일정한 위치 및/또는 시간)으로 출력 트리거 신호를 생성할 수 있다. 도 9 및 도 10에 도시된 바와 같이, 해당 스캐닝 라인(n번째 스캐닝 라인)에서는 첫 번째 출력 트리거 신호가 초음파 개시신호로 사용되고, 초음파 개시신호 입력 후 미리 설정된 개수의 초음파 입력이 이루어질 수 있게 된다. 이 경우, 도 9에 도시된 바와 같이 출력 트리거 신호는 리니어 엔코더 펄스 신호와 기준 펄스 신호에 동기되어 생성되므로, 초음파 입력에 의한 초음파 영상정보에는 정확한 위치 정보에서의 초음파 영상정보가 포함될 수 있게 된다.

[128] 초음파 송수신부(22)는 출력 트리거 신호에 대응되는 초음파 출력 신호를 생성하고, 초음파 프로브(21)는 초음파 출력 신호에 따라 초음파 펄스 출력을 작업 대상물(100)에 조사한다. 그에 따라, 작업 대상물(100)에서는 초음파 입력이 출력되고, 초음파 송수신부(22)에서 초음파 프로브(21)를 통하여 초음파 입력을 입력받아 아날로그 디지털 변환부(30)로 디지털 초음파 영상신호를 출력하게 된다. 메인 제어부(40)에서는 디지털 초음파 영상신호를 입력받아 각각의 위치 정보와 결합하여 초음파 영상을 생성하고, 각각의 위치 정보와 결합하여 생성된 광음향 영상과 합성하여 합성영상을 생성하게 된다.

[129] 이때, 초음파 송수신부(22)에서는 출력 트리거 신호에 따라 제1 방향 직선운동 정보에 대응되는 광음향 영상신호 및 초음파 영상신호를 각각 생성할 수 있게 되고, 정확한 위치에서 광음향 영상신호와 초음파 영상신호의 합성영상이 생성될 수 있게 된다. 초음파 송수신부(22)는 광음향 입력부(10)의 초음파 수신부(14)를 포함하여 하나의 장치로 사용될 수 있다.

[130] 초음파 프로브(21)는 트리거 제어부(50)에서 생성되는 출력 트리거 신호에 대응되는 초음파 출력을 출력하고, 출력 트리거 신호에 따라 제1 방향 직선 운동 정보에 대응되는 상기 초음파 입력을 입력받을 수 있게 된다.

[131] 메인 제어부(40)는 스캔 라인 단위로 제1 방향의 양의 방향 또는 음의 방향으로 출력 트리거 신호의 각각의 트리거 펄스에 대응되는 광음향 영상정보를 순차적

으로 합성하여 검사 대상체에 대한 광음향 영상정보를 생성하고, 동일한 스캔 라인 단위로 제1 방향의 양의 방향 또는 음의 방향으로 출력 트리거 신호의 각각의 트리거 펄스에 대응되는 상기 초음파 영상정보를 순차적으로 합성하여 검사 대상체에 대한 초음파 영상정보를 생성하고, 동일한 스캔 라인 내에서 출력 트리거 신호에 포함된 위치 정보(리니어 엔코더 펄스 신호)에 따라 광음향 영상정보와 초음파 영상정보를 합성하여 합성영상을 생성할 수 있게 된다.

[132] 한편, 리니어 엔코더 펄스 신호는 리니어 엔코더(70)에서 출력되는 펄스 신호 또는 펄스 신호의 정수배에 해당하는 신호가 될 수 있다.

[133] 일 실시예로서, 하나의 스캔 라인에 대하여 광음향 영상정보와 초음파 영상정보를 생성한 후에 광음향 프로브(11, 21)를 제2 방향으로 이동시키면서 각각의 스캔 라인에 대하여 광음향 영상정보와 초음파 영상정보를 생성하면서, 2차원 스캐닝을 수행할 수도 있다.

[134] 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성 영상 입력장치(1)는 레이저 펄스 출력 또는 초음파 출력이 출력되도록 선택하는 출력 선택부를 포함할 수 있다. 출력 선택부는 메인 제어부(40)에서 생성되는 출력 선택 신호에 따라 레이저 프로브(11)를 통하여 레이저 펄스 출력이 출력되거나 초음파 프로브(21)를 통하여 초음파 펄스 출력이 출력되도록 선택할 수 있다.

[135] 출력 선택부는 펄스 신호 발생기(60) 내부에 포함되고, 메인 제어부(40)로부터 입력되는 출력 선택 신호에 따라 기준 펄스 신호가 레이저 발생기(10)로 출력되거나 트리거 제어부(50)로 출력되도록 제어될 수 있다.

[136] 이때, 메인 제어부(40)는 레이저 출력 또는 초음파 출력의 출력 선택 신호를 생성하여 출력하고, 펄스 신호 발생기(60)는 출력 선택 신호에 따라 기준 펄스 신호를 초음파 출력을 위한 트리거 제어부(50) 또는 레이저 출력을 위한 레이저 발생기(10)로 출력할 수 있다.

[137] 한편, 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성 영상 입력장치(1)는 광음향 프로브(11, 12)의 제2 방향 직선 운동 정보에 해당하는 리니어 엔코더 펄스 신호를 생성하는 제2 리니어 엔코더를 더 포함할 수 있다.

[138] 또한, 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성 영상 입력장치(1)는 제1 방향 직선 운동 정보와 제2 방향 직선 운동 정보에 의하여 정해지는 광음향 프로브(11, 12)의 평면 좌표값과 그 평면 좌표값에서의 광음향 영상 정보, 및 광음향 프로브(11, 12)의 평면 좌표값과 그 평면 좌표값에서의 검사 대상체에 대한 초음파 영상정보를 저장하는 메모리를 더 포함할 수 있다.

[139] 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성 영상 입력장치(1)는 도 8에 개략적으로 도시된 광학적 해상도 타입의 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성 영상 입력장치(2)에 의하여 구현될 수 있다.

[140] 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성 영상 입력장치(2)는 레이저 발생기(L/G)에서 생성된 레이저 펄스가 하프 웨이브 플레이트(Half Wave Plate, HWP), 변동 빔 스플리터(Variable Beam Splitter/Attenuator, VBA), 파이버 커플러(Fiber Coupler,

FC)를 통과하고, 편광 파이버(Polarization-Maintaining Single-Mode Fiber, PM-SMF)를 통하여 전송되고, 레이저 프로브에 의하여 검사 대상체에 조사될 수 있다. 이때, 레이저 프로브는 편광 파이버의 끝단과 결합되는 페룰, 대역 통과 필터(Band Pass Filter, BPF), 제1 및 제2 대물 렌즈(Objective Lens, OL1 & OL2), 및 교정 렌즈(Corrective Lens, CL)를 포함할 수 있다.

[141] 한편, 초음파 송수신기(Pulser/Receiver, P/R)에서 생성된 초음파 펄스는 초음파 프로브(SFT)를 통하여 검사 대상체에 조사될 수 있으며, 검사 대상체에서 생성된 제1 초음파 입력 및 제2 초음파 입력은 제1 초음파 프로브(SFT) 및 제2 초음파 프로브(미도시)를 통하여 초음파 송수신기(Pulser/Receiver, P/R)로 입력될 수 있다. 초음파 송수신기(P/R)를 통하여 입력된 초음파 영상신호는 아날로그 디지털 변환부(30) 및 메인 제어부(40)에 대응되는 신호처리장치(S/P)에 입력되어 광음향 영상신호와 초음파 영상신호가 생성되고, 합성 영상이 생성될 수 있다. 합성 영상은 모니터(DIS)에 표시되어 사용자가 쉽게 식별할 수 있도록 할 수 있다.

[142] 레이저 펄스 출력과 초음파 펄스 출력은 광학-음향 빔 합성기(Optical-Acoustic Beam Combiner, OABC)를 통하여 검사 대상체에 조사되거나, 검사 대상체에서 생성된 제1 초음파 입력은 광학-음향 빔 합성기(Optical-Acoustic Beam Combiner, OABC)를 통하여 초음파 프로브(SFT)로 입력될 수 있다.

[143] 초음파 펄스 출력과 제1 초음파 입력 및 제2 초음파 입력은 물접시에 담겨진 물을 매질로 출력 또는 입력될 수 있으며, 물접시의 상하면에는 플라스틱 맴브레인(Plastic Membrane, PMB)이 배치될 수 있다.

[144] 한편, 광음향 프로브는 검사 대상체를 스캔할 때 이송 스테이지에 의하여 제1 방향 및/또는 제2 방향으로 이송될 수 있으며, 이송 스테이지의 작동은 모션 제어기(M/C)에 의하여 제어될 수 있다.

[145] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성 영상 입력방법은 위에서 설명된 방법에 의하여 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성 영상 입력장치(1)를 이용하여 광음향 및 초음파 합성 영상을 획득할 수 있다. 이때, 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성 영상 입력방법은 도 9의 타이밍도에 의하여 도시된 광음향 영상신호에 의하여 합성영상이 생성되는 방법과 도 10의 타이밍도에 의하여 도시된 초음파 영상신호에 의하여 합성영상이 생성되는 방법에 의하여 광음향 및 초음파 합성 영상을 획득하게 된다.

[146] 도 11에는 도 5의 광음향 영상 및 초음파 영상의 합성영상 입력장치(1)에 의하여 입력 및 생성되는 실험용 쥐에 대한 영상들의 이미지의 예들이 도시되어 있다.

[147] 도면을 참조하면, 윗줄에는 실험용 쥐에 대해 암세포를 주입하기 전(Pre-injection)의 이미지들이 도시되어 있으며, 아랫줄에는 실험용 쥐에 대해 암세포를 주입한 후(Post-injection)의 이미지들이 도시되어 있다. 각각의 경우, 검사 대상체에 대한 사진과 초음파 영상의 이미지(US image), 광음향 영상의 이미지(PA image), 합성영상의 이미지(Merged image)들이 순서대로 도시되어 있다.

[148] 각각의 경우, 초음파 영상의 이미지(US image)에서는 검사 대상체의 구조에 대한 모습이 잘 식별될 수 있으며, 광음향 영상의 이미지(PA image)에서는 검사 대상체의 혈관을 중심으로 하는 모습이 잘 식별될 수 있다. 합성영상의 이미지(Merged image)에서는 혈관의 분포들만 보이는 광음향 영상에 비하여 구조에 대한 모습이 함께 표시되어 검사 대상체의 어떤 부위의 혈관이 어떻게 분포되어 있는지가 잘 나타나 있음을 알 수 있다.

[149] 한편, 광음향 영상 및 초음파 영상 획득방법은 위에서 설명된 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치에서 구현되는 방법에 의하여 광음향 및 초음파 영상신호를 획득할 수 있다.

[150] 따라서, 광음향 프로브 및 초음파 프로브를 일체로 고속으로 움직이면서, 검사 대상체의 외부 및/또는 내부에 대한 광음향 영상신호와 초음파 영상신호를 동시에 입력받을 수 있다.

[151] 또한, 광음향 프로브 및 초음파 프로브를 일체로 고속으로 움직이면서 검사 대상체의 내부 및/또는 외부에 대한 광음향 신호와 초음파 신호를 각각 생성함으로써, 한 번의 2차원 스캔으로 빠른 시간 내에 고해상도의 광음향 영상과 초음파 영상을 합성한 합성영상을 생성하도록 할 수 있다.

[152] 또한, 인체 내부의 구조 관련 정보와 혈관 관련 정보를 하나의 영상에 동시에 보여줄 수 있도록 함으로써, 인체 내부의 질병 등의 진단에서 의사가 좀 더 정확하게 진단할 수 있도록 도와줄 수 있다.

[153] 이제까지 본 발명의 기술적 사상을 그 사상의 구체성을 담보하는 본 발명의 바람직한 실시예의 개시를 통해 개진하였다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 그 바람직한 실시예가 본 발명의 기술적 사상(본질적 특성)에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예는 한정적 관점이 아닌 설명적 관점에서 고려되어야 하며, 본 발명의 권리범위에는 청구범위에 개시된 사항뿐만 아니라 이와 균등한 범위 내에 있는 모든 차이도 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

청구범위

[청구항 1] 검사 대상체에 레이저 출력을 출력하는 레이저 프로브(11)와 상기 레이저 출력에 의하여 상기 검사 대상체로부터 나오는 제1 초음파 입력을 입력받는 제1 초음파 프로브(12), 및 상기 검사 대상체에 초음파 출력을 출력하고 상기 초음파 출력에 의하여 상기 검사 대상체로부터 나오는 제2 초음파 입력을 입력받는 제2 초음파 프로브(21)를 일체로 지지하고, 레이저 프로브(11), 제1 초음파 프로브(12), 및 제2 초음파 프로브(21)를 함께 이동시켜 광음향 영상신호와 초음파 신호를 동시에 획득하는 것으로서,
상면에 상기 레이저 프로브(11)와 상기 제2 초음파 프로브(21)를 지지하는 상부 지지블록(210); 및
상기 상부 지지블록(210)의 하면에 결합되고, 측면에 상기 제1 초음파 프로브(12)를 지지하는 하부 지지블록(220)을 구비하는 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

[청구항 2] 제1항에 있어서,
상기 상부 지지블록(210)에는, 상면과 하면을 관통하여 상기 레이저 프로브(11)를 지지하는 제1 관통홀(211)과, 상면과 하면을 관통하여 상기 제2 초음파 프로브(21)를 지지하는 제2 관통홀(212)이 마련되고,
상기 하부 지지블록(220)에는, 측면에 상기 제1 관통홀(211)과 연통되는 제3 관통홀(221)이 마련되는 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

[청구항 3] 제1항에 있어서,
상기 하부 지지블록(220)에는, 상기 제1 관통홀(211)과 연통하여 상면과 하면을 관통하고 그 내부에 초음파 매질이 수납되는 제1 매질 챔버(231)와, 상기 제2 관통홀(221)과 연통하여 상면과 하면을 관통하고 그 내부에 초음파 매질이 수납되는 제2 매질 챔버(240)가 마련되는 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

[청구항 4] 제3항에 있어서,
상기 하부 지지블록(220)의 측면에 상기 제1 관통홀과 연통되는 제3 관통홀(221)이 마련되고,
상기 제3 관통홀(221)이 상기 제1 매질 챔버(231)를 통하여 상기 제1 관통홀(211)과 연통되는 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

[청구항 5] 제3항에 있어서,
상기 하부 지지블록(220)의 상기 상부 지지블록(210)과 접하는 면의 반대면인 하면에,
상기 제1 매질 챔버(231)와 연통되어 관통되는 제4 관통홀(222)과, 상기 제2 매질 챔버(240)와 연통되어 관통되는 제5 관통홀(223)이 각각 마련되는 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

[청구항 6] 제3항에 있어서,

판 형상의 하프 미러(232)가 통과되어 상기 제1 매질 챔버(231) 내부에 장착될 수 있도록, 상기 하부 지지블록(220)의 일 측면으로부터 상기 제1 매질 챔버(231)와 연통되는 슬릿(224)이 마련되는 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

[청구항 7] 제1항에 있어서,
상기 상부 지지블록(210) 및 상기 하부 지지블록(220)의 결합체가 레이저 프로브(11) 및 제2 초음파 프로브(21)가 나란히 지지되는 방향으로 가장 긴 길이를 갖는 실질적으로 직육면체 형상인 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

[청구항 8] 제1항에 있어서,
상기 레이저 프로브(11)와 상기 제2 초음파 프로브(21)가 제1 방향으로 이격되어 평행하게 배치되고, 상기 제2 관통홀(212)이 상기 제1 방향으로 긴 장방형 형상인 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

[청구항 9] 제8항에 있어서,
상기 제2 초음파 프로브(21)가 상기 제2 관통홀(212) 내부에서 상기 제1 방향으로 수평이동 가능한 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

[청구항 10] 제9항에 있어서,
상기 제1 관통홀(212)의 내부에 상기 제1 방향으로 연장되는 리니어 가이드, 및 상기 제2 초음파 프로브(21)를 상기 리니어 가이드를 따라서 직선 이동시키는 구동모터를 구비하는 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

[청구항 11] 제8항에 있어서,
상기 제2 초음파 프로브(21)가 상기 제2 관통홀(212) 내부에서 상기 제2 초음파 프로브(21) 측면의 일축을 중심으로 회동 가능한 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

[청구항 12] 제11항에 있어서,
양끝단이 상기 상부 지지블록(220)에 지지되고 상기 제2 초음파 프로브(21)에 고정되는 지지축과 상기 제2 초음파 프로브(21)를 상기 지지축에 중심으로 회동시키는 구동모터를 구비하는 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

[청구항 13] 제1항에 있어서,
상기 상부 지지블록(210) 및 상기 하부 지지블록(220)의 결합체에 장착되는 레이저 프로브(11)와 제1 초음파 프로브(12) 및 제2 초음파 프로브(21)의 제1방향 직선이동과 상기 제1방향에 실질적으로 수직인 제2 방향 직선이동에 의하여 검사 대상체를 2차원 스캐닝하여 상기 검사 대상체에 대한 3차원 영상정보를 생성하는 것으로,
상기 검사 대상체에 상기 레이저 출력이 포커싱되는 제1 위치와 상기 초음파 출력이 포커싱되는 제2 위치가 설정된 이격 거리만큼 떨어진 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

[청구항 14] 제13항에 있어서,
동일한 시점 또는 동일한 데이터 입력 주기 내에서 상기 레이저 출력 및 상기 초음파 출력이 각각 상기 검사 대상체의 다른 위치에 포인트 포커싱 되는 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

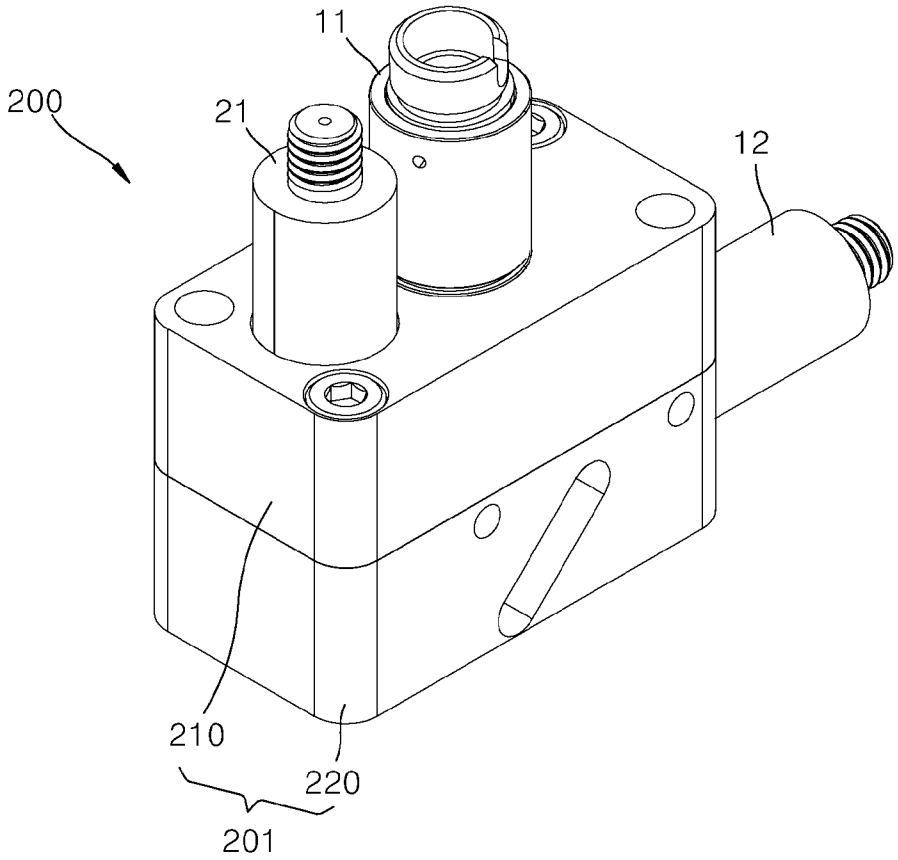
[청구항 15] 제13항에 있어서,
상기 이격 거리는, 설정된 레이저 및 초음파 출력 조건 또는 입력 조건에 대하여, 이격 거리를 달리하면서 입력된 다수의 상기 광음향 영상정보와 상기 초음파 영상정보로부터 광음향 영상과 초음파 영상의 최상의 화질 또는 화질 저하가 없는 최단 거리를 추출하여 미리 설정되는 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

[청구항 16] 제13항에 있어서,
상기 이격 거리는, 입력되는 상기 광음향 영상정보와 상기 초음파 영상정보로부터 광음향 영상과 초음파 영상의 화질을 판단하여 최단 거리로 실시간 설정되는 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

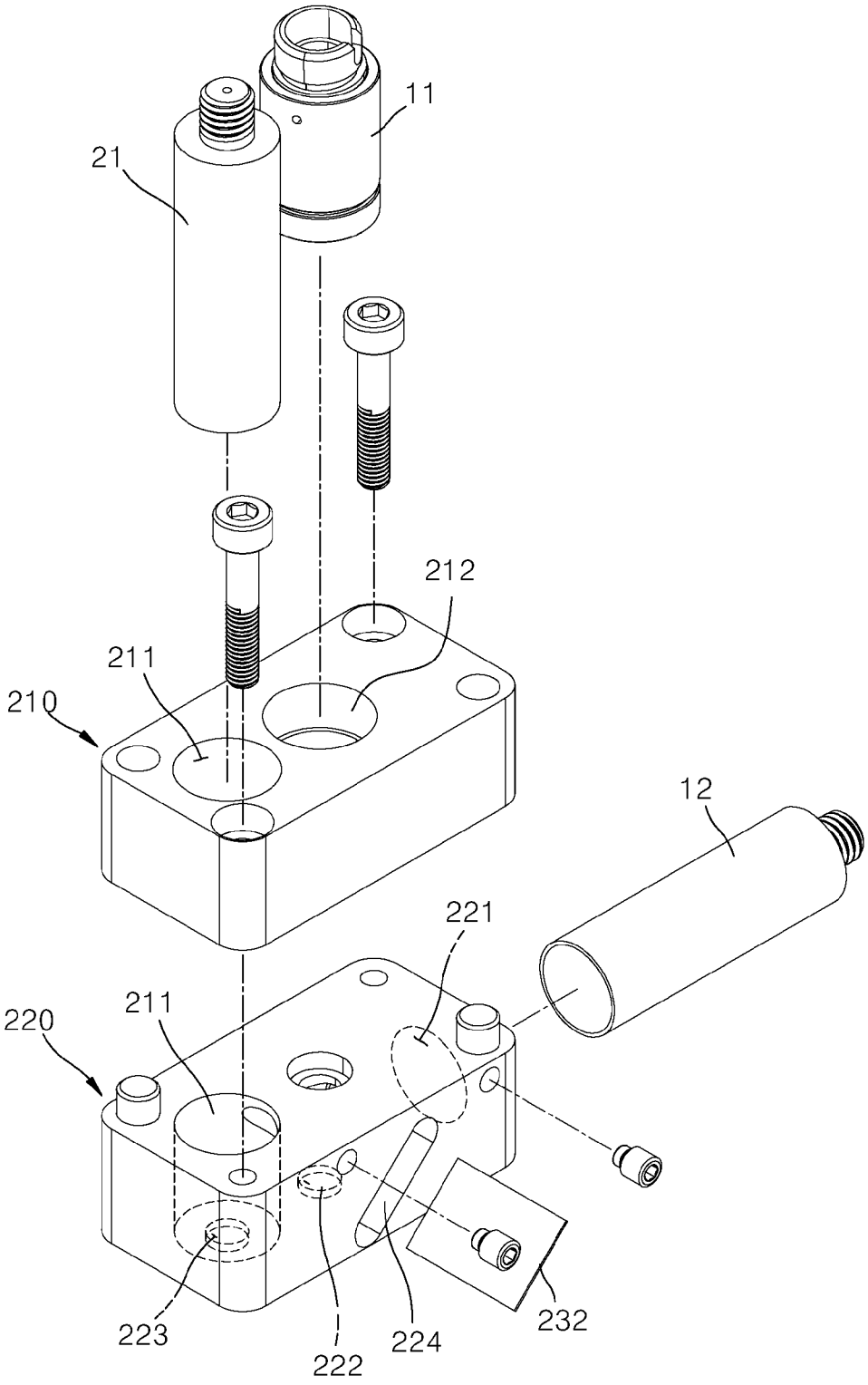
[청구항 17] 제13항에 있어서,
상기 레이저 출력 및 상기 초음파 출력이 동시에 출력되는 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치.

[청구항 18] 제1항 내지 제17항 중 어느 하나의 항의 광음향 영상 및 초음파 영상 획득장치에 의하여 광음향 및 초음파 영상신호를 획득하는 광음향 영상 및 초음파 영상 획득방법.

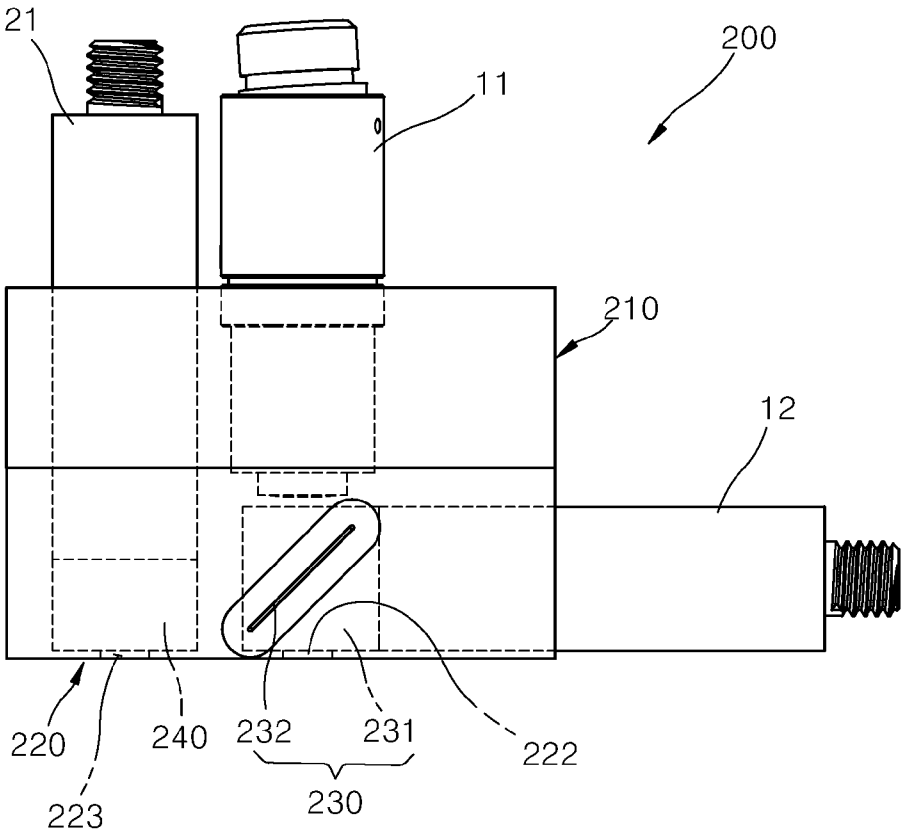
[도1]



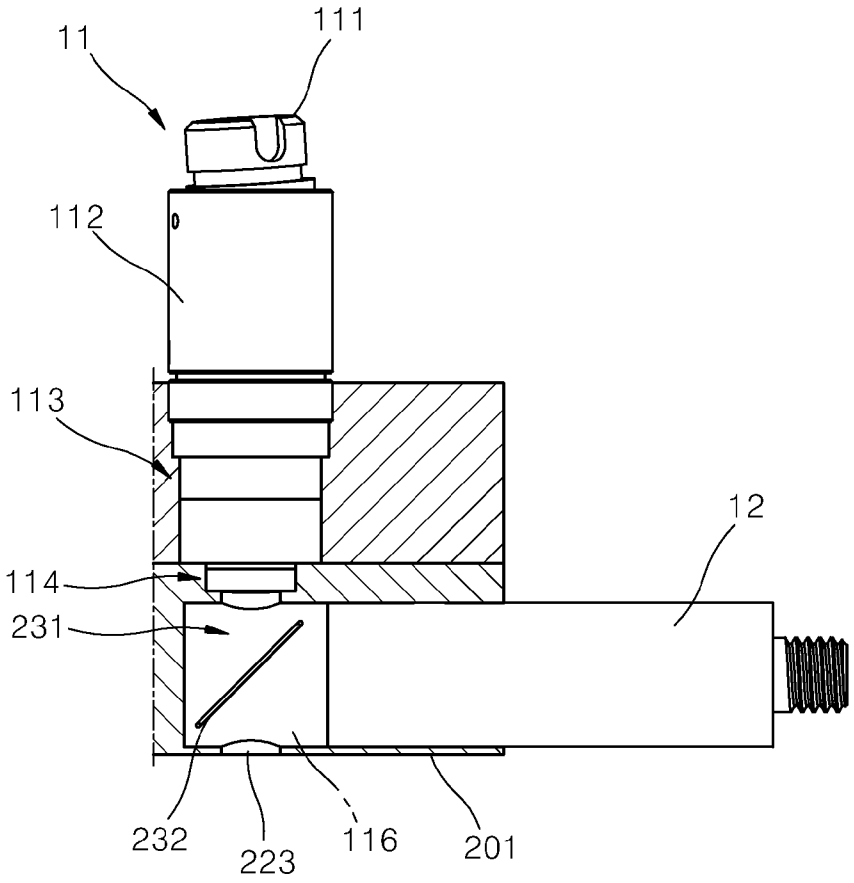
[도2]



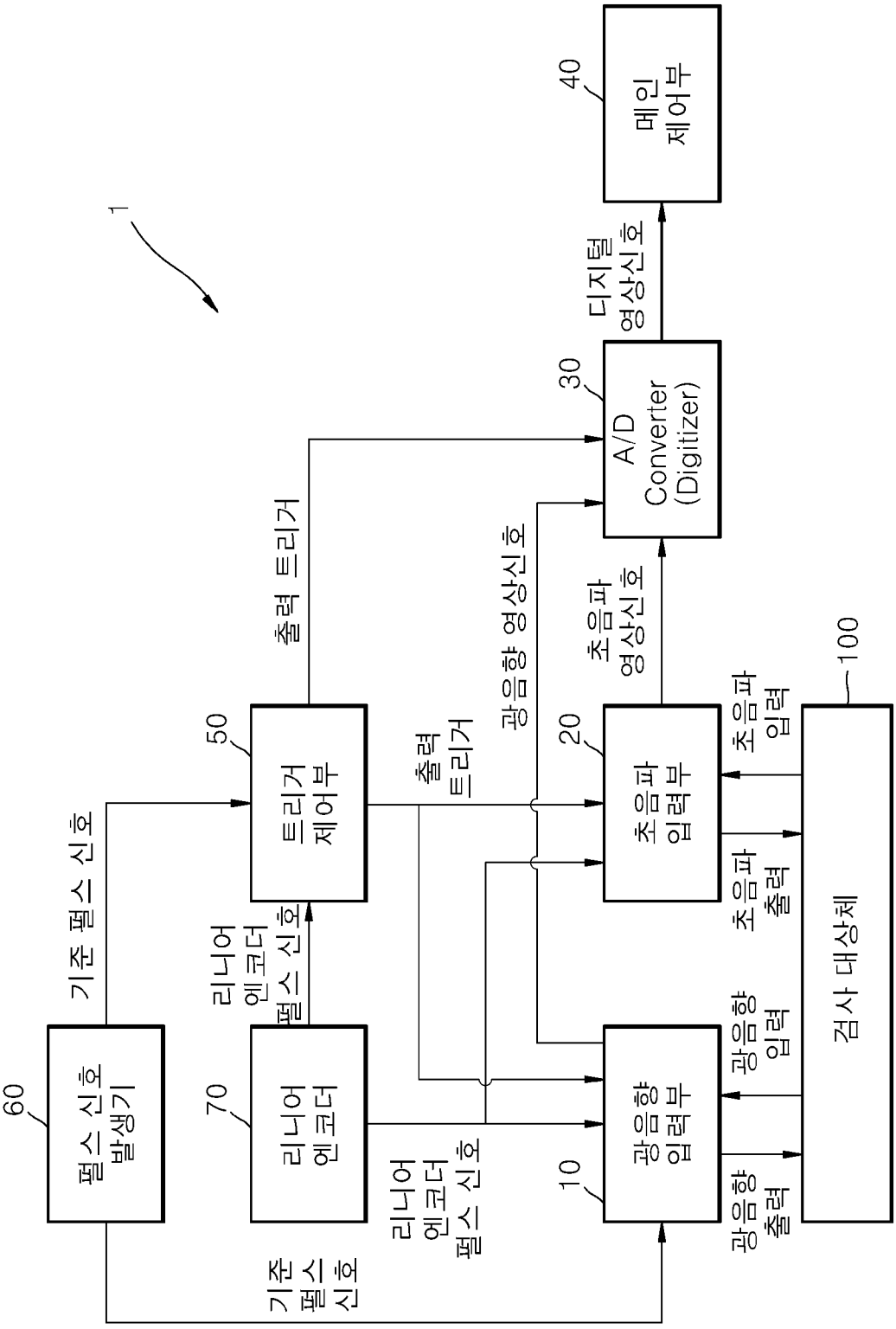
[도3]


21
11
200
210
12
220
240
232
231
222
223
230

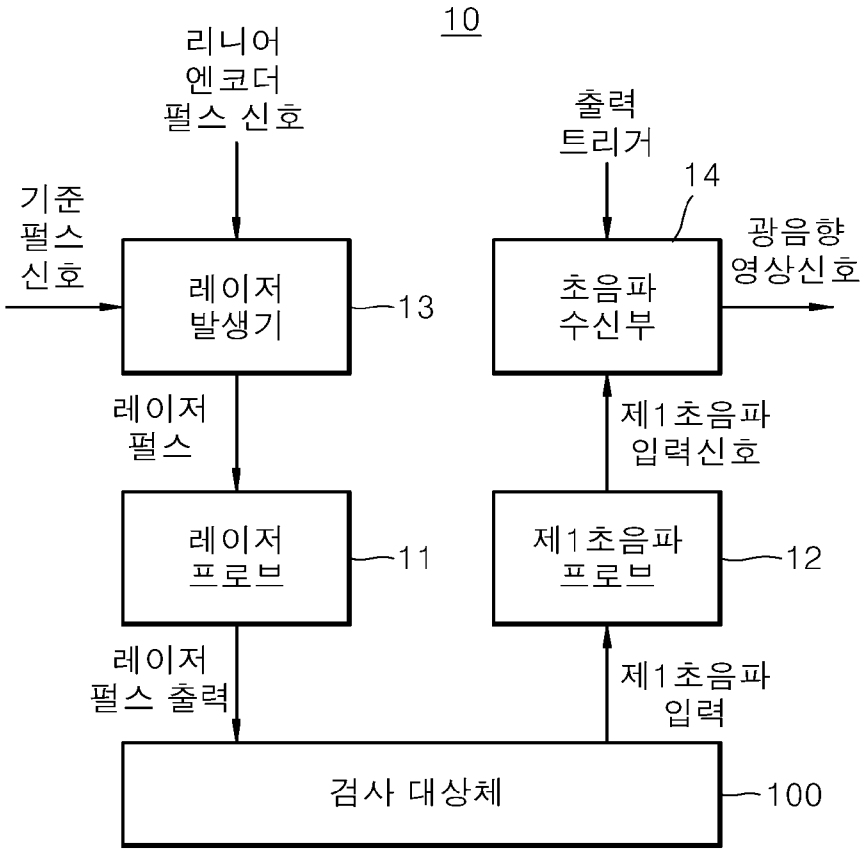
[도4]


11
111
112
113
12
114
231
232
223
116
201

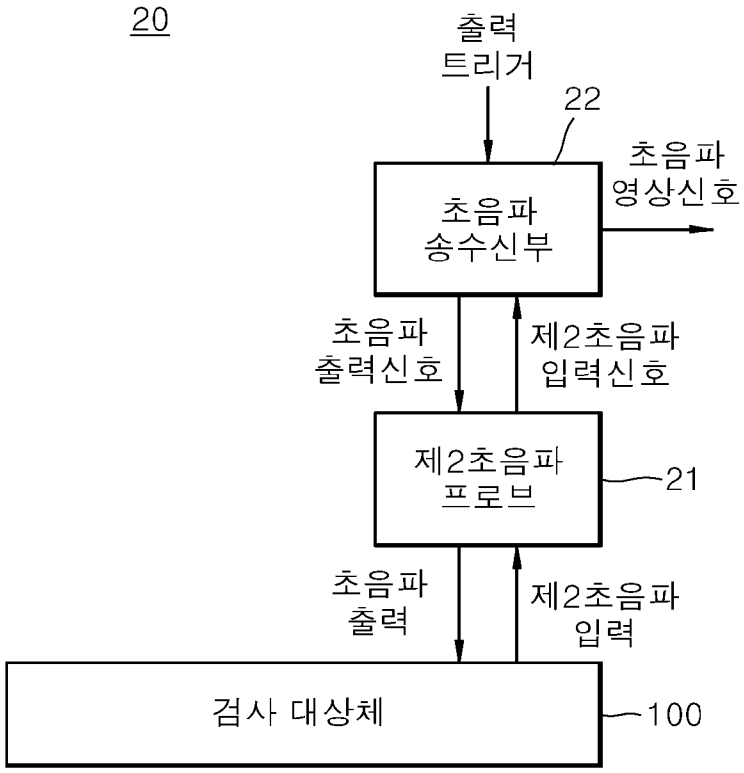
[도5]


1
40
메인 제어부
디지털 영상신호
30
A/D Converter (Digitizer)
출력 트리거
광음향 영상신호
초음파 영상신호
50
트리거 제어부
출력 트리거
20
초음파 입력부
초음파 입력
초음파 출력
100
검사 대상체
리니어 엔코더 펄스 신호
기준 펄스 신호
60
펄스 신호 발생기
70
리니어 엔코더
리니어 엔코더 펄스 신호
10
광음향 입력부
광음향 입력
광음향 출력
기준 펄스 신호

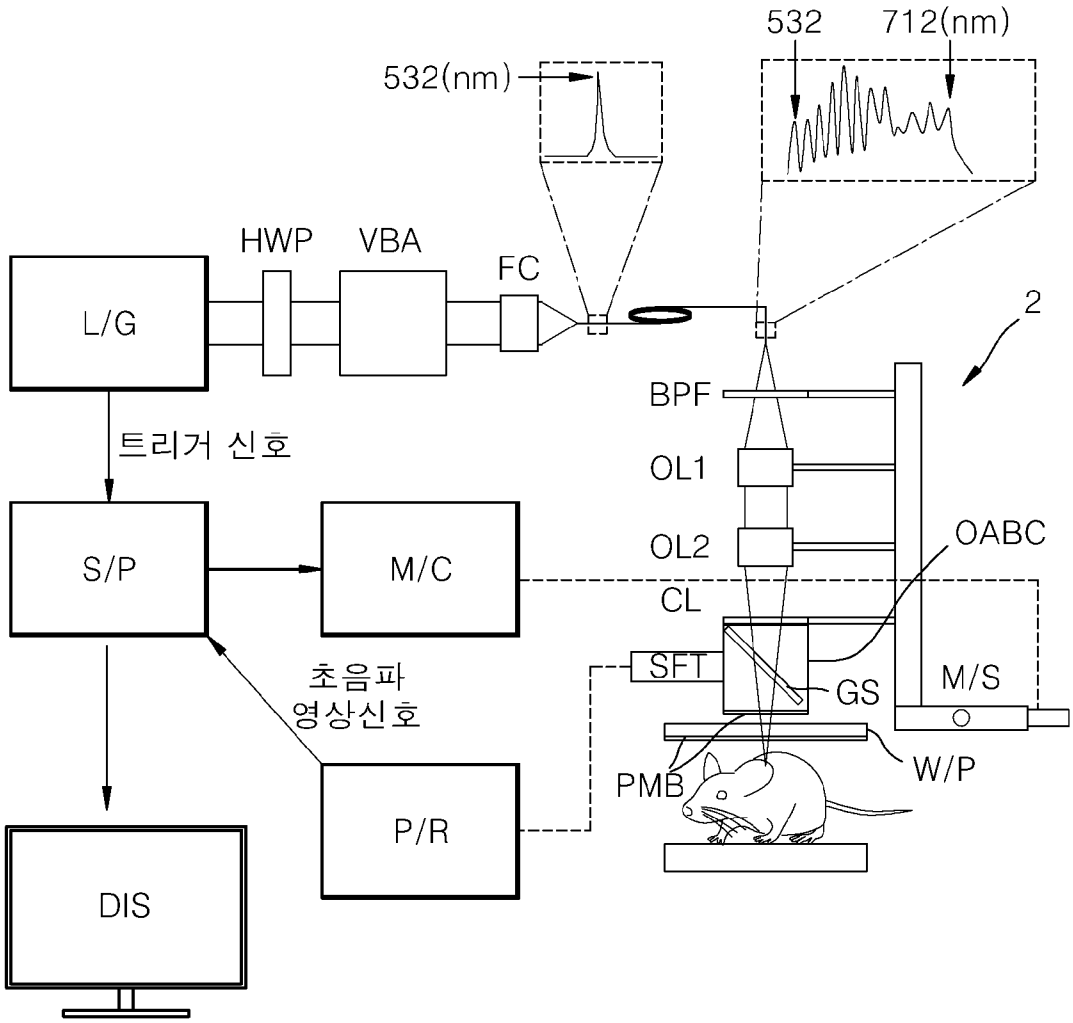
[도6]


10
리니어 엔코더 펄스 신호
출력 트리거
14
기준 펄스 신호
광음향 영상신호
레이저 발생기
13
초음파 수신부
레이저 펄스
제1초음파 입력신호
레이저 프로브
11
제1초음파 프로브
12
레이저 펄스 출력
제1초음파 입력
검사 대상체
100

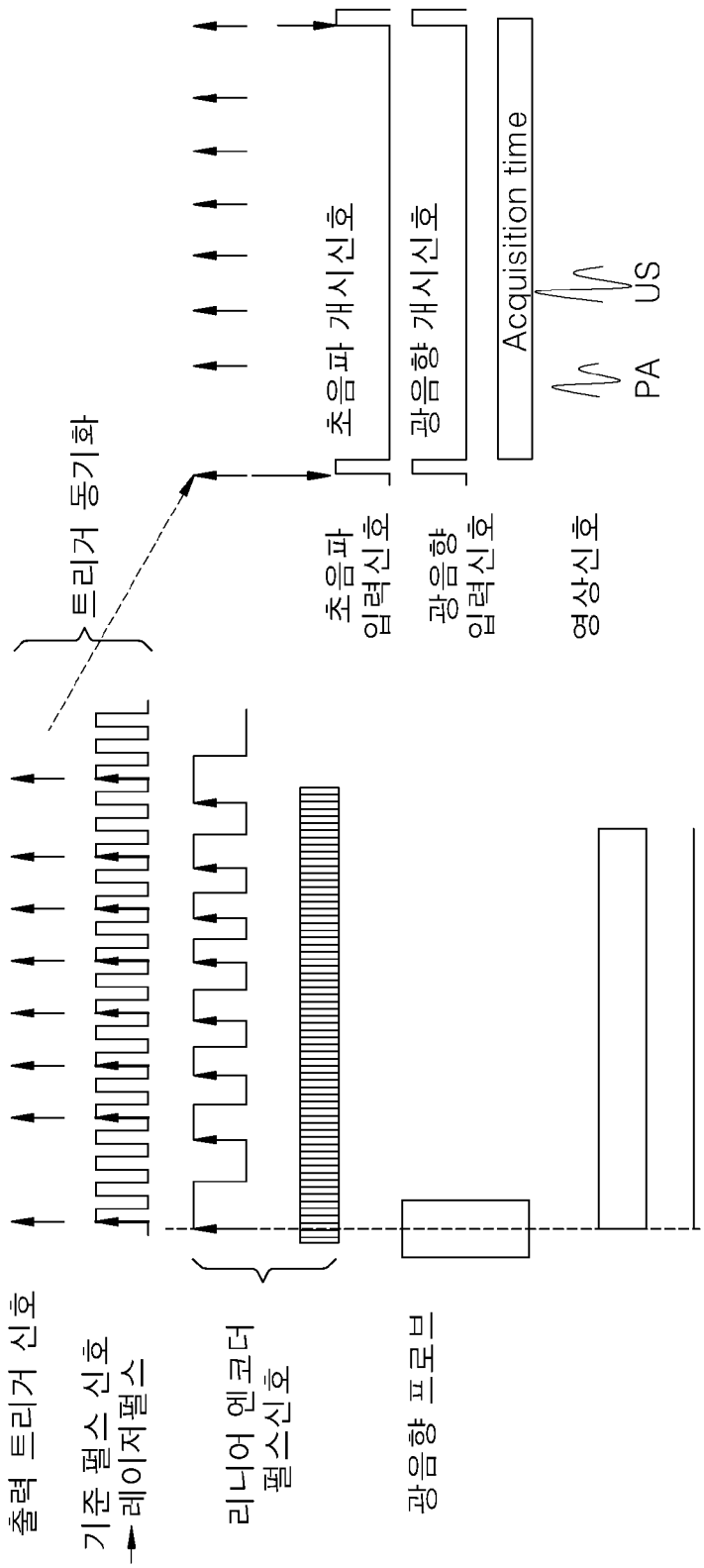
[도7]


20
출력 트리거
22
초음파 영상신호
초음파 송수신부
초음파 출력신호
제2초음파 입력신호
제2초음파 프로브
21
초음파 출력
제2초음파 입력
검사 대상체
100

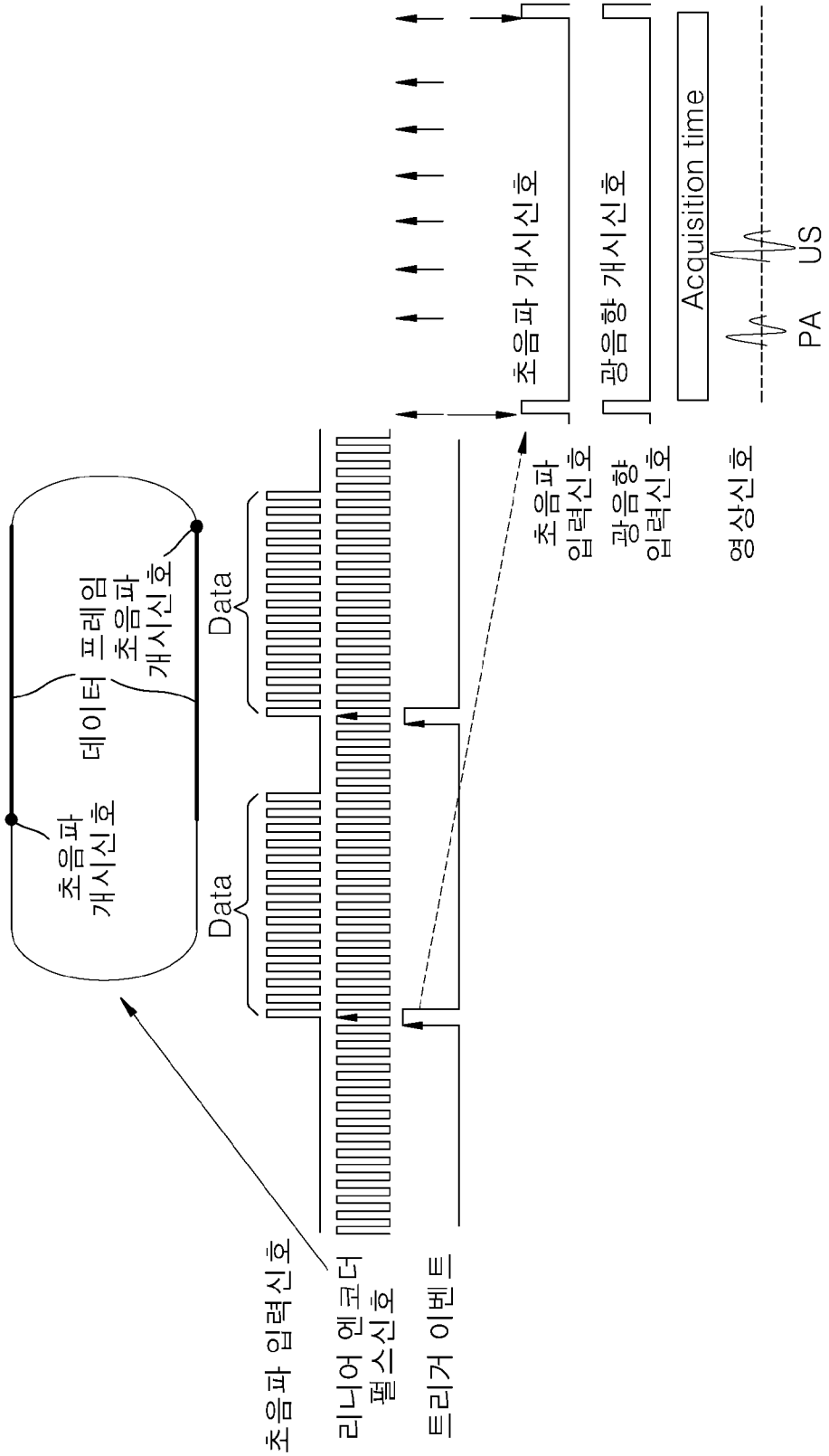
[도8]


532
712(nm)
532(nm)
HWP
VBA
FC
L/G
2
BPF
OL1
OL2
OABC
CL
SFT
GS
M/S
W/P
PMB
트리거 신호
S/P
M/C
초음파
영상신호
P/R
DIS

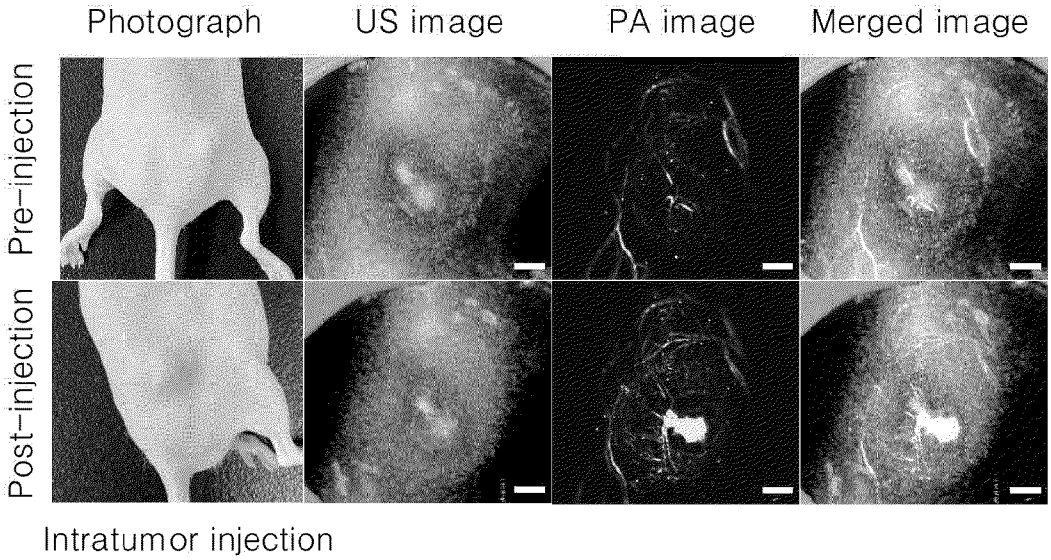
[도9]


출력 트리거 신호
기준 펄스 신호
레이저펄스
리니어 엔코더
펄스신호
광음향 프로브
트리거 동기화
초음파 개시신호
광음향 개시신호
Acquisition time
초음파
입력신호
광음향
입력신호
영상신호
PA
US

[도10]


초음파 입력신호
리니어 엔코더 펄스신호
트리거 이벤트
초음파 개시신호
데이터 프레임
초음파 개시신호
Data
Data
초음파 입력신호
광음향 입력신호
영상신호
초음파 개시신호
광음향 개시신호
Acquisition time
PA US

[도11]


Photograph
US image
PA image
Merged image
Pre-injection
Post-injection
Intratumor injection

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/KR2023/004901

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 8/08(2006.01)i; **A61B 8/00**(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(2006.01); A61B 5/00(2006.01); A61B 5/02(2006.01); A61B 8/00(2006.01); G01N 21/17(2006.01); G01N 29/24(2006.01)

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: 프로브(probe), 광음향(photo-acoustic), 초음파(ultrasonic), 하우징(housing), 스캔(scan)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	KR 10-2017-0093378 A (INDUSTRIAL COOPERATION FOUNDATION JEONBUK NATIONAL UNIVERSITY) 16 August 2017 (2017-08-16) See paragraphs [0035]-[0044]; claim 1; and figures 6-7.	1-18
Y	KR 10-2020-0129404 A (KYUNGPOOK NATIONAL UNIVERSITY INDUSTRY-ACADEMIC COOPERATION FOUNDATION) 18 November 2020 (2020-11-18) See paragraphs [0034]-[0050] and [0074]-[0087]; and figures 1-2.	1-18
Y	KR 10-2020-0063573 A (INDUSTRIAL COOPERATION FOUNDATION JEONBUK NATIONAL UNIVERSITY) 05 June 2020 (2020-06-05) See paragraphs [0041]-[0044] and [0054]-[0055]; and figures 1 and 4.	9-17
A	KR 10-2017-0086276 A (POSTECH RESEARCH AND BUSINESS DEVELOPMENT FOUNDATION) 26 July 2017 (2017-07-26) See paragraphs [0082]-[0114]; claim 1; and figures 1-7.	1-18

☑ 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
"D" document cited by the applicant in the international application
"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	Date of mailing of the international search report
08 August 2023	**08 August 2023**

Name and mailing address of the ISA/KR	Authorized officer
Korean Intellectual Property Office **Government Complex-Daejeon Building 4, 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon 35208**	
Facsimile No. **+82-42-481-8578**	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/KR2023/004901

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2020-0268312 A1 (TECHNION RESEARCH & DEVELOPMENT FOUNDATION LIMITED) 27 August 2020 (2020-08-27) See paragraphs [0008]-[0076].	1-18

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/KR2023/004901

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
KR 10-2017-0093378 A	16 August 2017	WO 2017-135658 A1	10 August 2017
KR 10-2020-0129404 A	18 November 2020	KR 10-2197115 B1	30 December 2020
KR 10-2020-0063573 A	05 June 2020	KR 10-2180436 B1	18 November 2020
		WO 2020-111731 A1	04 June 2020
KR 10-2017-0086276 A	26 July 2017	KR 10-1949404 B1	19 February 2019
		WO 2017-126805 A1	27 July 2017
US 2020-0268312 A1	27 August 2020	EP 2804524 A1	26 November 2014
		EP 2804524 A4	27 January 2016
		EP 2804524 B1	24 April 2019
		US 10646160 B2	12 May 2020
		US 2015-0011896 A1	08 January 2015
		WO 2013-108209 A1	25 July 2013

국 제 조 사 보 고 서

국제출원번호
PCT/KR2023/004901

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 8/08(2006.01)i; **A61B 8/00**(2006.01)i; **A61B 5/00**(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 8/08(2006.01); A61B 5/00(2006.01); A61B 5/02(2006.01); A61B 8/00(2006.01); G01N 21/17(2006.01); G01N 29/24(2006.01)

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: 프로브(probe), 광음향(photo-acoustic), 초음파(ultrasonic), 하우징(housing), 스캔(scan)

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
Y	KR 10-2017-0093378 A (전북대학교산학협력단) 2017.08.16 단락 [0035]-[0044]; 청구항 1; 및 도면 6-7	1-18
Y	KR 10-2020-0129404 A (경북대학교 산학협력단) 2020.11.18 단락 [0034]-[0050], [0074]-[0087]; 및 도면 1-2	1-18
Y	KR 10-2020-0063573 A (전북대학교산학협력단) 2020.06.05 단락 [0041]-[0044], [0054]-[0055]; 및 도면 1, 4	9-17
A	KR 10-2017-0086276 A (포항공과대학교 산학협력단) 2017.07.26 단락 [0082]-[0114]; 청구항 1; 및 도면 1-7	1-18
A	US 2020-0268312 A1 (TECHNION RESEARCH & DEVELOPMENT FOUNDATION LIMITED) 2020.08.27 단락 [0008]-[0076]	1-18

☐ 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
"D" 본 국제출원에서 출원인이 인용한 문헌
"E" 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌
"L" 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌
"O" 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌
"P" 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌
"T" 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌
"X" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.
"Y" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.
"&" 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

국제조사의 실제 완료일	국제조사보고서 발송일
2023년08월08일(08.08.2023)	**2023년08월08일(08.08.2023)**

ISA/KR의 명칭 및 우편주소

대한민국 특허청
(35208) 대전광역시 서구 청사로 189, 4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 **+82-42-481-8578**

심사관

박혜련

전화번호 **+82-42-481-3463**

국 제 조 사 보 고 서
대응특허에 관한 정보

국제출원번호
PCT/KR2023/004901

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2017-0093378 A	2017/08/16	WO 2017-135658 A1	2017/08/10
KR 10-2020-0129404 A	2020/11/18	KR 10-2197115 B1	2020/12/30
KR 10-2020-0063573 A	2020/06/05	KR 10-2180436 B1	2020/11/18
		WO 2020-111731 A1	2020/06/04
KR 10-2017-0086276 A	2017/07/26	KR 10-1949404 B1	2019/02/19
		WO 2017-126805 A1	2017/07/27
US 2020-0268312 A1	2020/08/27	EP 2804524 A1	2014/11/26
		EP 2804524 A4	2016/01/27
		EP 2804524 B1	2019/04/24
		US 10646160 B2	2020/05/12
		US 2015-0011896 A1	2015/01/08
		WO 2013-108209 A1	2013/07/25