

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2015년 8월 6일 (06.08.2015)



(10) 국제공개번호
WO 2015/115683 A1

- (51) 국제특허분류: *A61N 7/02* (2006.01) *A61B 8/00* (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2014/000841
- (22) 국제출원일: 2014년 1월 29일 (29.01.2014)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보: 10-2014-0010666 2014년 1월 28일 (28.01.2014) KR
- (71) 출원인: 알피니언메디칼시스템 주식회사 (ALPINION MEDICAL SYSTEMS CO., LTD.) [KR/KR]; 152-848 서울시 구로구 디지털로 26길 72 (구로동, 1층, 6층, 7층), Seoul (KR).
- (72) 발명자: 김대승 (KIM, Dae-Seung); 157-882 서울시 강서구 강서로 17길 54 (화곡동), Seoul (KR). 김명덕 (KIM, Myung-Deok); 152-880 서울시 구로구 디지털로 32가길 86, 804호 (구로동), Seoul (KR). 강국진 (KANG, Kook-Jin); 448-536 경기도 용인시 수지구 신봉1로 48번길 29, 102동 602호 (신봉동, 한일아파트), Gyeonggi-do (KR). 손건호 (SON, Keon-Ho); 463-970 경기도 성남시 분당구 산운로 98, 804호 1503호 (운중동, 산운마을 8단지아파트), Gyeonggi-do (KR).

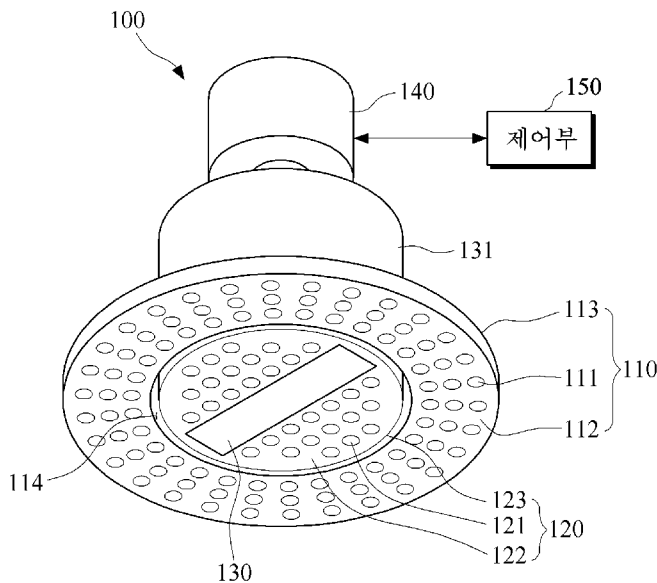
- (74) 대리인: 특허법인 신지 (SINJI PATENT FIRM); 135-911 서울시 강남구 테헤란로 7길 8, 7층, Seoul (KR).
- (81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, 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: HIGH-INTENSITY FOCUSED ULTRASONIC WAVE TREATMENT DEVICE AND METHOD FOR CONTROLLING SAME

(54) 발명의 명칭: 고강도 집속 초음파 치료기 및 그 제어방법



150 ... Controller

(57) Abstract: The present invention relates to a high-intensity focused ultrasonic wave treatment device and a method for controlling the same. The high-intensity focused ultrasonic wave treatment device comprises: first and second high intensity focused ultrasonic wave transducers; an imaging transducer; a rotation driving part; and a controller. The first high-intensity focused ultrasonic wave transducer radiates a high-intensity focused ultrasonic wave and has an insertion hole formed at the center thereof. The second high-intensity focused ultrasonic wave transducer is inserted and rotated in the insertion hole of the first high-intensity focused ultrasonic wave transducer, and radiates a high-intensity focused ultrasonic wave. The imaging transducer, which acquires an image, is mounted to the second high-intensity focused ultrasonic wave transducer to rotate together with the second high-intensity focused ultrasonic wave transducer. The rotation driving part rotates the second high-intensity focused ultrasonic wave transducer. The controller controls the first and second high-intensity focused ultrasonic wave transducer, the imaging transducer, and the rotation driving part.

(57) 요약서:

[다음 쪽 계속]



고강도 집속 초음파 치료기 및 그 제어방법에 관한 것이다. 고강도 집속 초음파 치료기는 제 1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와, 이미징 트랜스듀서와, 회전 구동부, 및 제어부를 포함한다. 제 1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서는 고강도 집속 초음파를 방사하며 중앙에 삽입 홀이 형성된다. 제 2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서는 제 1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 삽입 홀에 삽입되어 회전 동작하며, 고강도 집속 초음파를 방사한다. 이미징 트랜스듀서는 영상을 획득하는 것으로, 제 2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 장착되어 제 2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와 함께 회전 동작한다. 회전 구동부는 제 2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 회전 동작시킨다. 제어부는 제 1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와, 이미징 트랜스듀서, 및 회전 구동부를 제어한다.

명세서

발명의 명칭: 고강도 집속 초음파 치료기 및 그 제어방법 기술분야

- [1] 본 발명은 고강도의 초음파에너지를 한 곳에 모을 때 초점에서 발생하는 고열을 이용해서 치료하는데 사용되는 고강도 집속 초음파 치료기에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 고강도 집속 초음파 치료(High-Intensity Focused Ultrasound; HIFU)는 고강도의 초음파에너지를 한 곳에 모을 때 초점에서 발생하는 섭씨 65~100도의 고열을 이용해서 신체 속의 병변 조직을 태워 없애는 기술이다. 즉, 진단할 때 사용하는 초음파의 세기보다 약 십만 배 정도로 강한 초음파를 한곳에 집속시키면 초점 부위에서 열이 발생하는데, 이 열을 이용해서 신체 속의 병변 조직을 태워 없앨 수 있다.
- [3] 초음파 자체는 인체에 무해하고 초음파가 집중되는 초점에서만 열이 발생하므로, 비침습성(non-invasive)으로 신체 속의 병변을 치료할 수 있다. 고강도 집속 초음파 치료는 췌장암, 자궁근종, 간암 등에 가능하며, 전립선암, 자궁내막암, 신장암, 유방암, 연조직 종양, 뼈종양 등에 대해서도 활발한 연구가 이루어지고 있다.
- [4] 종래의 일 예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 포함한다. 고강도 집속 초음파 트랜스듀서는 고강도 초음파를 고강도 초음파 방사면을 통해 집속시키도록 구성될 수 있다. 그리고, 고강도 집속 초음파 치료기는 영상을 획득하는 이미징 트랜스듀서(imaging transducer)를 구비하여 치료 부위를 진단하고 치료 과정을 모니터링할 수 있다. 이미징 트랜스듀서는 초음파 소자들이 단일의 축 상에 배열된 1차원 배열(one-dimensional array)형 초음파 트랜스듀서로 이루어져 2차원 단면 영상을 획득할 수 있다.
- [5] 치료 과정을 모니터링하기 위해서는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 의해 조향된 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시킬 필요가 있다. 이를 위해, 고강도 집속 초음파 트랜스듀서는 고강도 초음파 방사면의 중앙에 삽입 홀이 형성된다. 이미징 트랜스듀서는 초음파 송수신 부위가 고강도 초음파 방사면의 삽입 홀에 삽입되어 회전 동작할 수 있다. 이미징 트랜스듀서는 회전 동작하는 과정에서 영상 면이 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 정렬될 수 있다.
- [6] 한편, 이미징 트랜스듀서에 의해 획득되는 영상의 측방향 해상도(lateral resolution)를 높여 영상의 품질을 향상시키기 위해서는 이미징 트랜스듀서의 초음파 송수신 부위를 크게 할 수 있다. 그런데, 이미징 트랜스듀서의 초음파

송수신 부위를 크게 하면, 이미징 트랜스듀서가 삽입되는 고강도 초음파 방사면의 삽입 홀이 커지게 된다. 이로 인해, 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 초음파 방사 부위가 작아지게 된다. 따라서, 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에서 초점 게인(focal gain) 및 고강도 집속 초음파의 분해능(resolution)이 저하되고 사이드 로브(side lobe)가 커짐으로 인해, 고강도 집속 초음파의 음장(acoustic field)의 질이 떨어질 수 있다.

- [7] 이러한 문제를 해소하고자, 고강도 초음파 방사면의 삽입 홀을 작게 해서 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 초음파 방사 부위를 크게 하면, 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에서 초점 게인 및 고강도 집속 초음파의 분해능이 향상되며 사이드 로브가 감소하게 되므로, 고강도 집속 초음파의 음장의 질이 향상될 수 있다. 하지만, 고강도 초음파 방사면의 삽입 홀을 작게 할수록 이미징 트랜스듀서의 초음파 송수신 부위는 작아지기 때문에, 이미징 트랜스듀서에 의해 획득되는 영상의 측방향 해상도를 저하시켜 영상의 품질을 떨어뜨릴 수 있다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [8] 본 발명의 과제는 이미징 트랜스듀서에 의해 획득되는 영상의 품질과 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 의한 고강도 집속 초음파의 음장의 질을 모두 확보할 수 있는 고강도 집속 초음파 치료기 및 그 제어방법을 제공함에 있다.

과제 해결 수단

- [9] 상기의 과제를 달성하기 위한 본 발명에 따른 고강도 집속 초음파 치료기는 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와, 이미징 트랜스듀서와, 회전 구동부, 및 제어부를 포함한다. 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서는 고강도 집속 초음파를 방사하며 중앙에 삽입 홀이 형성된다. 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서는 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 삽입 홀에 삽입되어 회전 동작하며 고강도 집속 초음파를 방사한다. 이미징 트랜스듀서는 영상을 획득하는 것으로, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 장착되어 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와 함께 회전 동작한다. 회전 구동부는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 회전 동작시킨다. 제어부는 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와 이미징 트랜스듀서 및 회전 구동부를 제어한다.
- [10] 본 발명에 따른 고강도 집속 초음파 치료기는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와, 이미징 트랜스듀서와, 회전 구동부, 및 제어부를 포함한다. 고강도 집속 초음파 트랜스듀서는 고강도 집속 초음파를 방사한다. 이미징 트랜스듀서는 영상을 획득하는 것으로, 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 중앙에서 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 초음파 방사 부위와 일부 겹쳐진 상태로 회전 동작한다. 회전 구동부는 이미징 트랜스듀서를 회전 동작시킨다. 제어부는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와 이미징 트랜스듀서 및 회전

구동부를 제어한다.

- [11] 본 발명에 따른 고강도 집속 초음파 치료기의 제어방법은, 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 삽입 홀에 삽입된 상태에서 이미징 트랜스듀서를 장착한 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 대해 회전 동작시킴에 따라 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시키는 단계, 및 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 구동시켜 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시키는 단계를 포함한다.

- [12] 본 발명에 따른 고강도 집속 초음파 치료기의 제어방법은, 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 중앙에서 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 초음파 방사 부위와 일부 겹쳐지게 배치된 이미징 트랜스듀서를 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 대해 회전 동작시킴에 따라 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시키는 단계, 및 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 구동시켜 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시키는 단계를 포함한다.

발명의 효과

- [13] 본 발명에 따르면, 고강도 집속 초음파 방사영역이 증가할 수 있으므로, 고강도 집속 초음파의 음장의 질을 향상시킬 수 있다. 또한, 고강도 집속 초음파 방사영역을 충분히 확보하면서 이미징 트랜스듀서의 초음파 송수신 부위를 크게 할 수 있으므로, 이미징 트랜스듀서에 의해 획득되는 영상의 측방향 해상도를 높여 영상의 품질을 향상시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [14] 도 1은 본 발명의 제1 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기에 대한 사시도이다.
- [15] 도 2 및 도 3은 도 1에 있어서, 고강도 집속 초음파 치료기의 작용 예를 설명하기 위한 도면이다.
- [16] 도 4 및 도 5는 고강도 집속 초음파의 초점 위치를 설정하는 예를 설명하기 위한 도면이다.
- [17] 도 6은 본 발명의 제2 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기에 대한 사시도이다.
- [18] 도 7은 도 6에 대한 분해 사시도이다.
- [19] 도 8 및 도 9는 도 6에 있어서, 고강도 집속 초음파 치료기의 작용 예를 설명하기 위한 도면이다.

발명의 실시를 위한 형태

- [20] 본 발명에 대해 첨부된 도면을 참조하여 상세히 설명하면 다음과 같다. 여기서, 동일한 구성에 대해서는 동일부호를 사용하며, 반복되는 설명, 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있는 공지 기능 및 구성에 대한 상세한 설명은 생략한다. 본 발명의 실시형태는 당업계에서 평균적인 지식을 가진 자에게 본 발명을 보다

완전하게 설명하기 위해서 제공되는 것이다. 따라서, 도면에서의 요소들의 형상 및 크기 등은 보다 명확한 설명을 위해 과장될 수 있다.

- [21] 도 1은 본 발명의 제1 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기에 대한 사시도이다. 도 2 및 도 3은 도 1에 있어서, 고강도 집속 초음파 치료기의 작용 예를 설명하기 위한 도면이다.
- [22] 도 1 내지 도 3을 참조하면, 고강도 집속 초음파 치료기(100)는 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)와, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)와, 이미징 트랜스듀서(130)와, 회전 구동부(140), 및 제어부(150)를 포함한다.
- [23] 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)는 환자 치료를 위한 고강도 집속 초음파를 방사하도록 구성된다. 그리고, 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)의 중앙에는 삽입 홀(114)이 형성된다.
- [24] 일 예로, 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)는 복수의 제1 고강도 초음파 진동자(111)들 및 제1 고강도 초음파 방사면(112)을 포함할 수 있다. 제1 고강도 초음파 진동자(111)들은 고강도 초음파를 발생시킨다. 제1 고강도 초음파 진동자(111)들은 제1 고강도 초음파 방사면(112)에 배열되어 장착될 수 있다. 제1 고강도 초음파 진동자(111)들은 압전 소자를 각각 포함할 수 있다. 압전 소자들은 제어부(150)에 의해 전압을 인가 받으면 공진하여 초음파를 발생시키게 된다. 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)는 위상 배열(phased array) 트랜스듀서로 이루어져 제1 고강도 초음파 진동자(111)들의 개수에 상응하는 개수의 채널들을 가질 수 있다.
- [25] 제1 고강도 초음파 방사면(112)은 제1 고강도 초음파 진동자들(111)로부터 발생된 고강도 초음파를 집속시킨다. 제1 고강도 초음파 방사면(112)은 제1 지지 프레임(113)의 하측 부위에 형성될 수 있다. 제1 지지 프레임(113)은 원형 플레이트 형상으로 이루어질 수 있다. 삽입 홀(114)은 제1 지지 프레임(113)의 중앙에 원형으로 형성될 수 있다. 제1 지지 프레임(113)은 하측이 개구된 형태의 하우징(미도시)에 수용되어 고정될 수 있다. 다른 예로, 제1 지지 프레임(113)은 상방으로 오목한 반구 형상으로 이루어질 수도 있다.
- [26] 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)는 고강도 집속 초음파를 방사한다. 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)는 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)의 삽입 홀(114)에 삽입되어 회전 동작한다. 따라서, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)는 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)의 내측에서 회전 동작할 수 있다. 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)는 이미징 트랜스듀서(130)를 장착한다.
- [27] 일 예로, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)는 복수의 제2 고강도 초음파 진동자(121)들 및 제2 고강도 초음파 방사면(122)을 포함할 수 있다. 제2 고강도 초음파 진동자(121)들은 고강도 초음파를 발생시킨다. 제2 고강도 초음파 진동자(121)들은 제1 고강도 초음파 진동자(111)들과 동일하게 구성될 수 있다. 제2 고강도 초음파 진동자(121)들은 이미징 트랜스듀서(130)의 주변에 배열되어

- 제2 고강도 초음파 방사면(122)에 장착될 수 있다.
- [28] 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)가 위상 배열 트랜스듀서로 이루어진 경우, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)도 위상 배열 트랜스듀서로 이루어져 제2 고강도 초음파 진동자(121)들의 개수에 상응하는 개수의 채널들을 가질 수 있다. 제어부(150)는 제1,2 고강도 초음파 진동자(111)(121)들로부터 발생하는 초음파의 위상을 제어하여 초음파의 전파방향과 초점 거리를 자유로이 조절할 수 있다. 따라서, 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)에 의한 고강도 집속 초음파의 초점 위치가 조절될 수 있다.
- [29] 제2 고강도 초음파 방사면(122)은 제2 고강도 초음파 진동자(121)들로부터 발생된 고강도 초음파를 집속시킨다. 제2 고강도 초음파 방사면(122)은 제2 지지 프레임(123)의 하측 부위에 형성될 수 있다. 제1 지지 프레임(113)이 원형 플레이트 형상으로 이루어진 경우, 제2 지지 프레임(123)은 원형 플레이트 형상으로 이루어질 수 있다. 제2 지지 프레임(123)은 삽입 홀(114)과 일정 간격을 두고 삽입 홀(114)에 삽입될 수 있는 크기로 이루어질 수 있다. 제2 지지 프레임(123)은 이미징 트랜스듀서(130)를 수용하는 케이싱(casing, 131)의 하단에 고정될 수 있다. 케이싱(131)은 회전 구동부(140)에 의해 회전할 수 있다. 다른 예로, 제1 지지 프레임(113)이 반구 형상으로 이루어진 경우, 제2 지지 프레임(123)도 반구 형상으로 이루어질 수 있다.
- [30] 도시하고 있지 않지만, 제1,2 고강도 초음파 방사면(112)(122)은 멤브레인에 의해 덮일 수 있다. 제1,2 고강도 초음파 방사면(112)(122)과 멤브레인 사이에는 초음파 전달매질이 채워질 수 있다. 초음파 전달매질은 탈기된 물 등으로 이루어질 수 있다. 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)로부터 방사된 고강도 집속 초음파는 초음파 전달매질을 거쳐 환자의 병변 부위로 전달될 수 있다.
- [31] 이미징 트랜스듀서(130)는 영상을 획득하기 위한 것이다. 이미징 트랜스듀서(130)는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)에 장착되어 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)와 함께 회전 동작할 수 있다. 이미징 트랜스듀서(130)는 각 회전 위치에서 영상을 획득할 수 있다. 이미징 트랜스듀서(130)는 제어부(150)에 의해 제어될 수 있다. 제어부(150)는 이미징 트랜스듀서(130)에 의해 획득된 영상을 치료기(100)의 디스플레이부를 통해 표시할 수 있다.
- [32] 일 예로, 이미징 트랜스듀서(130)는 초음파 소자들이 단일의 축 상에 배열된 1차원 배열형 초음파 트랜스듀서로 이루어져 2차원 단면 영상을 획득할 수 있다. 여기서, 초음파 소자들은 압전 소자(piezoelectric element)들로 이루어질 수 있다. 압전 소자들은 전기적 신호가 인가되면 공진하여 초음파 신호를 발생시키고, 초음파 신호를 수신하게 되면 진동하여 전기적 신호를 발생시킨다. 이미징 트랜스듀서(130)는 케이싱(131)에 수용되어 보호될 수 있다.
- [33] 회전 구동부(140)는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)를 회전

동작시킨다. 일 예로, 회전 구동부(140)는 회전 모터를 포함할 수 있다. 회전 모터는 몸체가 하우징에 고정될 수 있다. 회전 모터의 구동축이 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 회전 중심 상에 위치되어 케이싱(131)에 고정될 수 있다. 따라서, 회전 모터의 구동축이 회전 구동함에 따라 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)를 회전 동작시킬 수 있다.

[34] 제어부(150)는 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)와, 이미징 트랜스듀서(130), 및 회전 구동부(140)를 제어할 수 있다. 예컨대, 도 2 및 도 3에 도시된 바와 같이, 제어부(150)는 회전 구동부(130)를 제어해서 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)를 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)에 대해 회전시킴에 따라 고강도 집속 초음파의 초점 위치(F)에 이미징 트랜스듀서(130)의 영상 면을 정렬시킬 수 있다.

[35] 이 상태에서, 제어부(150)는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 각 채널 위치를 갱신할 수 있다. 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 각 채널 위치는 제2 고강도 초음파 진동자(121)들의 각 위치에 해당할 수 있다. 이때, 제어부(150)는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 회전 각도에 따라 변경되는 제2 고강도 초음파 진동자(121)들의 각 위치 좌표를 산출해서 갱신할 수 있다. 이후, 제어부(150)는 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)를 제어해서 초점 위치(F)에 고강도 초음파를 집속시킬 수 있다.

[36] 예컨대, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 회전 각도에 따라 변경되는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 각 채널의 중심 좌표는 하기 수학식 1 및 2에 의해 산출되어 갱신될 수 있다.

[37] 수학식 1

$$\theta = \text{atan2}(y, x) = \begin{cases} \arctan\left(\frac{y}{x}\right) & x > 0 \\ \arctan\left(\frac{y}{x}\right) + \pi & y \geq 0, x < 0 \\ \arctan\left(\frac{y}{x}\right) - \pi & y < 0, x < 0 \\ +\frac{\pi}{2} & y > 0, x = 0 \\ -\frac{\pi}{2} & y < 0, x = 0 \\ \text{undefined} & y = 0, x = 0 \end{cases}$$

[38] 여기서, 초점 좌표가 X축(lateral axis), Y축(elevational axis), Z축(depth axis) 기준으로 표시될 때, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 중심에 위치하는 원점에 대해 x는 X축 방향의 초점 위치를 나타내고 y는 Y축 방향의 초점 위치를 나타낸다. θ 는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 회전 각도를 나타낸다.

[39] 수학식 2

$$\begin{vmatrix} CX \\ CY \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{vmatrix} \begin{vmatrix} Cx \\ Cy \end{vmatrix}$$

- [40] 여기서, Cx, Cy는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서가 회전하기 전, 제2 고강도 초음파 트랜스듀서의 각 채널의 중심 좌표를 나타낸다. CX, CY는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서가 θ 로 회전한 이후, 제2 고강도 초음파 트랜스듀서의 각 채널의 중심 좌표를 나타낸다.
- [41] 전술한 고강도 집속 초음파 치료기(100)는 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)의 고강도 집속 초음파 방사영역뿐 아니라, 이미징 트랜스듀서(130) 주변의 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 고강도 집속 초음파 방사영역을 포함할 수 있다. 따라서, 종래에 비해, 고강도 집속 초음파 치료기(100)의 고강도 집속 초음파 방사영역이 증가할 수 있다. 따라서, 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)의 초점 게인 및 고강도 집속 초음파의 분해능이 향상되며 사이드 로브가 감소하게 되므로, 고강도 집속 초음파의 음장의 질을 향상시킬 수 있다.
- [42] 또한, 이미징 트랜스듀서(130)의 초음파 송수신 부위를 크게 하더라도, 고강도 집속 초음파 방사영역이 충분히 확보될 수 있다. 따라서, 이미징 트랜스듀서(130)의 초음파 소자들의 배열 개수를 증가시킬 수 있으므로, 이미징 트랜스듀서(130)에 의해 획득되는 영상의 측방향 해상도를 높여 영상의 품질을 향상시킬 수 있다.
- [43] 도 1 내지 도 3과 함께 도 4 및 도 5를 참조하여, 본 발명의 제1 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기(100)의 제어방법에 대해, 일 예로 설명하면 다음과 같다. 여기서, 도 4는 이미징 트랜스듀서에 의해 획득되어 디스플레이부에 표시되는 XZ 영상 면을 나타내고, 도 5는 이미징 트랜스듀서에 의해 획득되어 디스플레이부에 표시되는 XY 영상 면을 나타낸다.
- [44] 먼저, 시술자는 고강도 집속 초음파 치료기(100)를 환자의 병변 부위에 위치시킬 수 있다. 이때, 시술자는 이미징 트랜스듀서(130)에 의해 획득되는 영상을 디스플레이부를 통해 확인하면서 환자의 병변 부위를 프리-스캔(Pre-scan)할 수 있다. 그 다음, 시술자는 환자의 병변 부위가 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)의 고강도 초음파 조향 범위 내에 위치하도록 고강도 집속 초음파 치료기(100)를 정렬한다.
- [45] 그 다음, 시술자는 디스플레이부를 통해 영상을 확인하면서 환자의 병변 부위에 맞게 고강도 집속 초음파의 초점 위치(F)를 설정한다. 상술하면, 도 4에 도시된 바와 같이, 시술자는 치료기(100)의 조작부를 조작하여, XZ 영상 면에 표시된 고강도 초음파 조향 범위(B1) 내의 병변 부위에 대응되게 수평 선(HL)을 입력함으로써, Z축 방향에 따른 초점 깊이(depth)를 설정한다. 물론, 시술자는 YZ 영상 면에 수평 선(HL)을 입력해서 Z축 방향에 따른 초점 깊이를 설정할 수도 있다.

- [46] 그러면, 도 5에 도시된 바와 같이, XY 영상 면에는 설정된 초점 깊이에서의 고강도 초음파 조향 범위(B2)가 표시된다. 시술자는 치료기(100)의 조작부를 조작하여, XY 영상 면의 고강도 초음파 조향 범위(B2) 내에서 X축 및 Y축 방향에 따른 초점 위치(F)를 설정한다. 이때, 복수 개의 초점 위치(F)(F')를 설정할 수 있다. 이 경우, 제어부(150)는 초점 위치(F)(F')로 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)를 순차적으로 회전 동작시키기 위한 스케줄을 자동 설정할 수 있다.
- [47] 초점 위치들(F)(F')의 설정이 완료되면, 시술자는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)를 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)에 대해 회전 동작시키도록 조작부를 조작한다. 이때, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)는 제어부(150)에 의해 고강도 집속 초음파의 어느 한 초점 위치(F)에 이미징 트랜스듀서(130)의 영상 면이 정렬될 때까지 회전하도록 제어된다. 그리고, 제어부(150)는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 회전 각도에 따라 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 각 채널 위치를 갱신할 수 있다. 한편, 도 5에 도시된 XY 영상 면에는 이미징 트랜스듀서(130)의 회전에 따라 이동하는 확인 선(CL)이 표시된다. 확인 선이 초점 위치(F)를 통과하도록 위치되면, 시술자는 고강도 집속 초음파의 초점 위치(F)에 이미징 트랜스듀서(130)의 영상 면이 정렬된 상태임을 확인할 수 있다.
- [48] 이 상태에서, 시술자는 이미징 트랜스듀서(130)에 의한 영상을 디스플레이부를 통해 확인하면서, 조작부를 조작하여 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)를 구동시킨다. 이때, 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)의 구동에 의해 초점 위치(F)에 고강도 초음파를 집속시킨다.
- [49] 이후, 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)의 구동을 중지하게 되면, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)는 제어부(150)에 의해 다른 초점 위치(F')에 이미징 트랜스듀서(130)의 영상 면을 정렬시키도록 회전 동작한다. 그 다음, 시술자는 이미징 트랜스듀서(130)에 의한 영상을 디스플레이부를 통해 확인하면서, 조작부를 조작하여 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)를 구동시킴으로써 다른 초점 위치(F')에 고강도 초음파를 집속시킨다. 이러한 과정에 의해 환자의 병변 부위를 고강도 초음파에 의해 치료할 수 있게 된다.
- [50] 도 6은 본 발명의 제2 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기에 대한 사시도이다. 도 7은 도 6에 대한 분해 사시도이다. 도 8 및 도 9는 도 6에 있어서, 고강도 집속 초음파 치료기의 작용 예를 설명하기 위한 도면이다.
- [51] 도 6 내지 도 9를 참조하면, 고강도 집속 초음파 치료기(200)는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)와, 이미징 트랜스듀서(220)와, 회전 구동부(230), 및 제어부(240)를 포함한다.
- [52] 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)는 고강도 집속 초음파를 방사한다.

고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)는 고강도 초음파 진동자(211)들 및 고강도 초음파 방사면(212)을 포함할 수 있다. 고강도 초음파 진동자(211)들은 고강도 초음파를 발생시킨다. 고강도 초음파 진동자(211)들은 고강도 초음파 방사면(212)에 배열되어 장착될 수 있다. 여기서, 고강도 초음파 진동자(211)들 중 일부는 이미징 트랜스듀서(220)와 겹쳐지게 배치될 수 있다. 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)는 위상 배열 트랜스듀서로 이루어져 고강도 초음파 진동자(211)들의 개수에 상응하는 개수의 채널들을 가질 수 있다.

[53] 고강도 초음파 방사면(212)은 고강도 초음파 진동자(211)들로부터 발생된 고강도 초음파를 집속시킨다. 고강도 초음파 방사면(212)은 지지 프레임(213)의 하측 부위에 형성될 수 있다. 지지 프레임(213)은 원형 플레이트 형상으로 이루어질 수 있다. 지지 프레임(213)은 중앙에 이미징 트랜스듀서(220)의 회전축(221)을 통과시키는 축 홀이 형성될 수 있다. 다른 예로, 지지 프레임(213)은 상방으로 오목한 반구 형상으로 이루어질 수도 있다.

[54] 이미징 트랜스듀서(220)는 영상을 획득하기 위한 것이다. 이미징 트랜스듀서(220)는 1차원 배열형 초음파 트랜스듀서로 이루어져 2차원 단면 영상을 획득할 수 있다. 이미징 트랜스듀서(220)는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 중앙에서 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 초음파 방사 부위와 일부 겹쳐진 상태로 회전 동작한다. 이미징 트랜스듀서(220)는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 고강도 초음파 방사면(212)과 마주한 상태로 회전 동작할 수 있다.

[55] 회전 구동부(230)는 이미징 트랜스듀서(220)를 회전 동작시킨다. 회전 구동부(230)는 회전 모터를 포함할 수 있다. 회전 모터는 구동축이 이미징 트랜스듀서(220)의 회전축(221)에 고정되어 회전 구동함에 따라 이미징 트랜스듀서(220)를 회전 동작시킬 수 있다.

[56] 제어부(240)는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)와, 이미징 트랜스듀서(220), 및 회전 구동부(230)를 제어할 수 있다. 예컨대, 도 8 및 도 9에 도시된 바와 같이, 제어부(240)는 회전 구동부(230)를 제어해서 이미징 트랜스듀서(220)를 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)에 대해 회전시킴에 따라 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 이미징 트랜스듀서(220)의 영상 면을 정렬시킬 수 있다. 이 상태에서, 제어부(240)는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 채널들 중 이미징 트랜스듀서(220)와 겹치는 채널의 구동을 오프 시키고 나머지 채널의 구동을 온 시켜 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시킬 수 있다.

[57] 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 각 채널 위치는 고강도 초음파 진동자(211)들의 각 위치에 해당할 수 있다. 이때, 제어부(240)는 이미징 트랜스듀서(220)의 회전 각도에 따라 이미징 트랜스듀서(220)에 의해 겹쳐지는 고강도 초음파 진동자(211)들의 위치를 파악해서 구동을 오프 시킬 수 있다. 따라서, 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 구동시, 이미징

트랜스듀서(220)뿐 아니라 이미징 트랜스듀서(220)와 겹쳐지는 고강도 초음파 진동자(211)들의 손상을 방지할 수 있다.

- [58] 본 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기(200)도 전술한 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기(100)와 마찬가지로, 고강도 집속 초음파 치료기(200)의 고강도 집속 초음파 방사영역이 증가할 수 있으므로, 고강도 집속 초음파의 음장의 질을 향상시킬 수 있다. 또한, 이미징 트랜스듀서(220)의 초음파 소자들의 배열 개수를 증가시킬 수 있으므로, 이미징 트랜스듀서(220)에 의해 획득되는 영상의 측방향 해상도를 높여 영상의 품질을 향상시킬 수 있다.
- [59] 도 6 내지 도 9를 참조하여, 본 발명의 제2 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기(200)의 제어방법에 대해 일 예로 설명하면 다음과 같다.
- [60] 먼저, 시술자는 고강도 집속 초음파 치료기(200)를 환자의 병변 부위에 위치시킬 수 있다. 이때, 시술자는 이미징 트랜스듀서(220)에 의해 획득되는 영상을 디스플레이부를 통해 확인하면서 환자의 병변 부위를 프리-스캔할 수 있다. 그 다음, 시술자는 환자의 병변 부위가 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 고강도 초음파 조향 범위 내에 위치하도록 고강도 집속 초음파 치료기(200)를 정렬한다.
- [61] 그 다음, 시술자는 디스플레이부를 통해 영상을 확인하면서 치료기(200)의 조작부를 조작하여, 환자의 병변 부위에 맞게 고강도 집속 초음파의 초점 위치(F)를 설정한다. 그 다음, 시술자는 이미징 트랜스듀서(220)를 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)에 대해 회전 동작시키도록 조작부를 조작한다. 이때, 이미징 트랜스듀서(220)는 고강도 집속 초음파의 초점 위치(F)에 이미징 트랜스듀서(220)의 영상 면이 정렬될 때까지 회전하도록 제어된다. 이 과정에서, 제어부(240)는 이미징 트랜스듀서(220)의 회전 각도에 따라 이미징 트랜스듀서(220)에 의해 겹쳐지는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 채널들의 위치를 파악할 수 있다.
- [62] 고강도 집속 초음파의 초점 위치(F)에 이미징 트랜스듀서(220)의 영상 면이 정렬되면, 시술자는 이미징 트랜스듀서(220)에 의한 영상을 디스플레이부를 통해 확인하면서, 조작부를 조작하여 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)를 구동시킨다. 이때, 제어부(240)는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 채널들 중 이미징 트랜스듀서(220)와 겹치는 채널의 구동을 오프 시키고 나머지 채널의 구동을 온 시킬 수 있다. 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 구동에 의해 초점 위치(F)에 고강도 초음파를 집속시킴으로써 환자의 병변 부위를 치료할 수 있게 된다.
- [63] 본 발명은 첨부된 도면에 도시된 일 실시예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 당해 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 수 있을 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 보호 범위는 첨부된 청구 범위에 의해서만 정해져야 할 것이다.

청구범위

- [청구항 1] 고강도 집속 초음파를 방사하며 중앙에 삽입 홀이 형성된 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서;
상기 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 삽입 홀에 삽입되어 회전 동작하며, 고강도 집속 초음파를 방사하는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서;
영상을 획득하는 것으로, 상기 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 장착되어 상기 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와 함께 회전 동작하는 이미징 트랜스듀서;
상기 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 회전 동작시키는 회전 구동부; 및
상기 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와, 이미징 트랜스듀서, 및 회전 구동부를 제어하기 위한 제어부;
를 포함하는 고강도 집속 초음파 치료기.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,
상기 제어부는,
상기 회전 구동부를 제어해서 상기 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 상기 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 대해 회전시킴에 따라 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 상기 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시키는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기.
- [청구항 3] 제2항에 있어서,
상기 제어부는,
고강도 집속 초음파의 초점 위치에 상기 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시킨 상태에서, 상기 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 각 채널 위치를 갱신한 후, 상기 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 제어해서 상기 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시키는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기.
- [청구항 4] 제1항에 있어서,
상기 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서는 위상 배열 트랜스듀서인 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기.
- [청구항 5] 제1항에 있어서,
상기 이미징 트랜스듀서는 초음파 소자들이 단일의 축 상에 배열된 1차원 배열형 초음파 트랜스듀서로 이루어진 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기.
- [청구항 6] 고강도 집속 초음파를 방사하는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서;
영상을 획득하는 것으로, 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의

중앙에서 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 초음파 방사 부위와 일부 겹쳐진 상태로 회전 동작하는 이미징 트랜스듀서; 상기 이미징 트랜스듀서를 회전 동작시키는 회전 구동부; 및 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와, 이미징 트랜스듀서, 및 회전 구동부를 제어하기 위한 제어부; 를 포함하는 고강도 집속 초음파 치료기.

[청구항 7]

제6항에 있어서
상기 제어부는,
상기 회전 구동부를 제어해서 상기 이미징 트랜스듀서를 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 대해 회전시킴에 따라 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 의한 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 상기 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시키는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기.

[청구항 8]

제7항에 있어서,
상기 제어부는,
고강도 집속 초음파의 초점 위치에 상기 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시킨 상태에서, 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 채널들 중 상기 이미징 트랜스듀서와 겹치는 채널의 구동을 오프 시키고 나머지 채널의 구동을 온 시켜 상기 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시키는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기.

[청구항 9]

제6항에 있어서,
상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서는 위상 배열 트랜스듀서인 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기.

[청구항 10]

제6항에 있어서,
상기 이미징 트랜스듀서는 초음파 소자들이 단일의 축 상에 배열된 1차원 배열형 초음파 트랜스듀서로 이루어진 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기.

[청구항 11]

제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 삽입 홀에 삽입된 상태에서 이미징 트랜스듀서를 장착한 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 상기 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 대해 회전 동작시킴에 따라 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 상기 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시키는 단계; 및
상기 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 구동시켜 상기 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시키는 단계; 를 포함하는 고강도 집속 초음파 치료기의 제어방법.

[청구항 12]

제11항에 있어서,
상기 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시키는 단계 이후에,

상기 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 각 채널 위치를 갱신하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기의 제어방법.

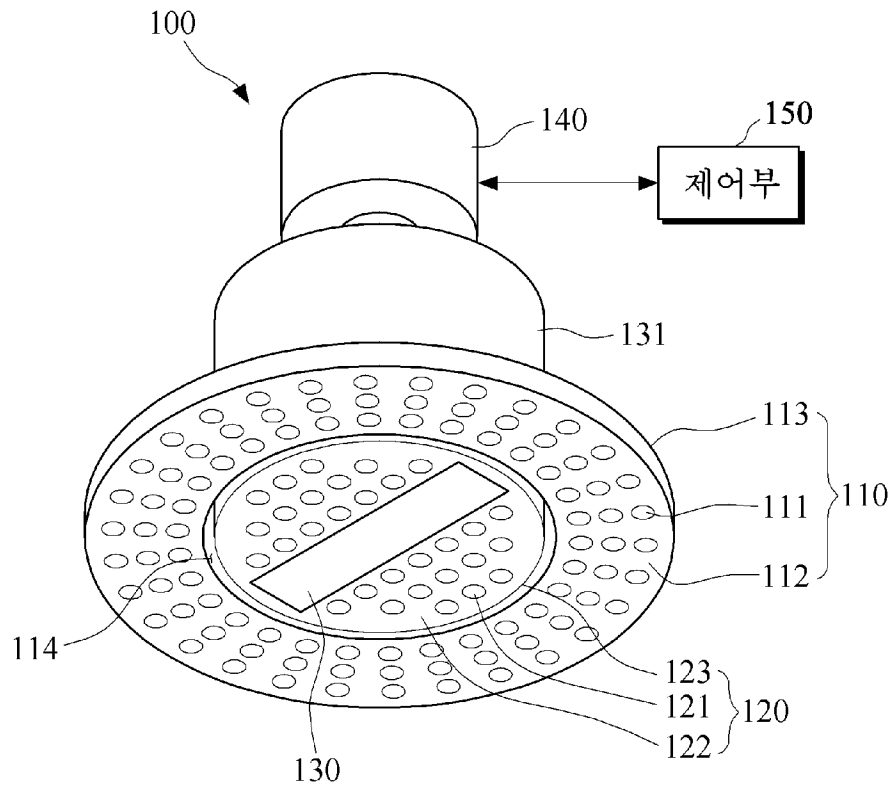
[청구항 13]

고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 중앙에서 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 초음파 방사 부위와 일부 겹쳐지게 배치된 이미징 트랜스듀서를 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 대해 회전 동작시킴에 따라 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 상기 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시키는 단계; 및
상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 구동시켜 상기 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시키는 단계;
를 포함하는 고강도 집속 초음파 치료기의 제어방법.

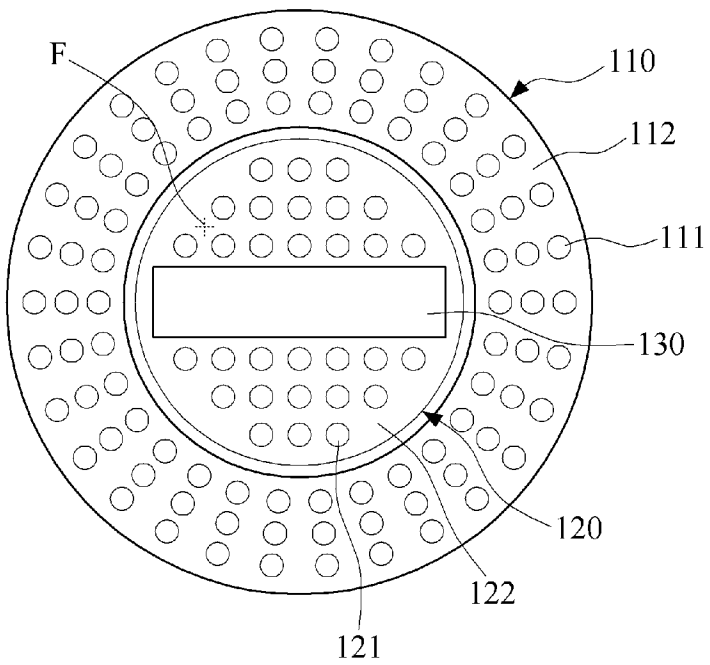
[청구항 14]

제13항에 있어서,
상기 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시키는 단계는,
상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 채널들 중 상기 이미징 트랜스듀서와 겹치는 채널의 구동을 오프 시키고 나머지 채널의 구동을 온 시키는 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기의 제어방법.

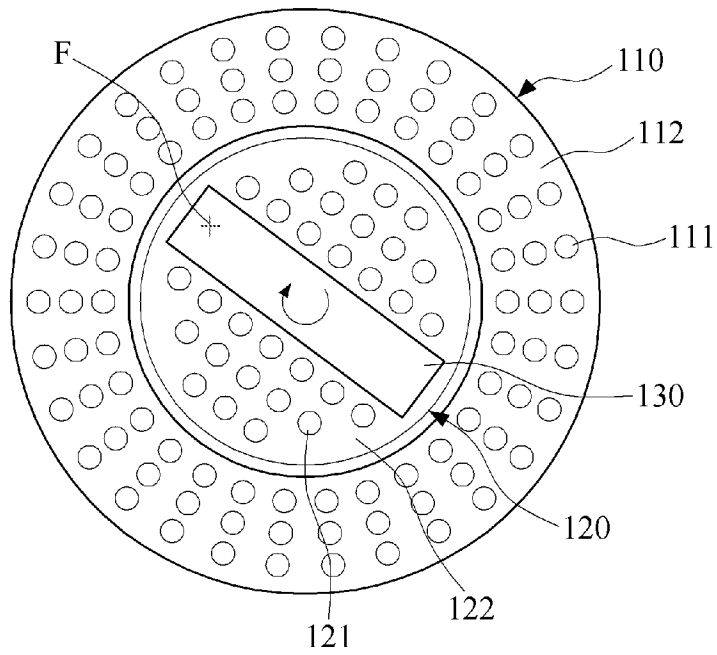
[Fig. 1]



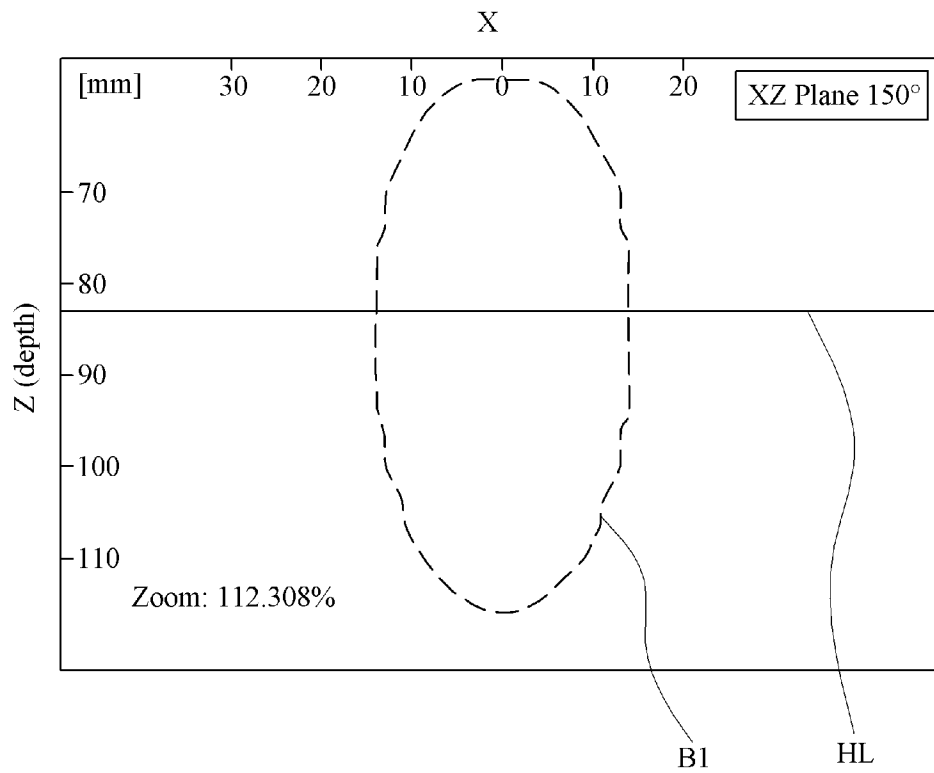
[Fig. 2]



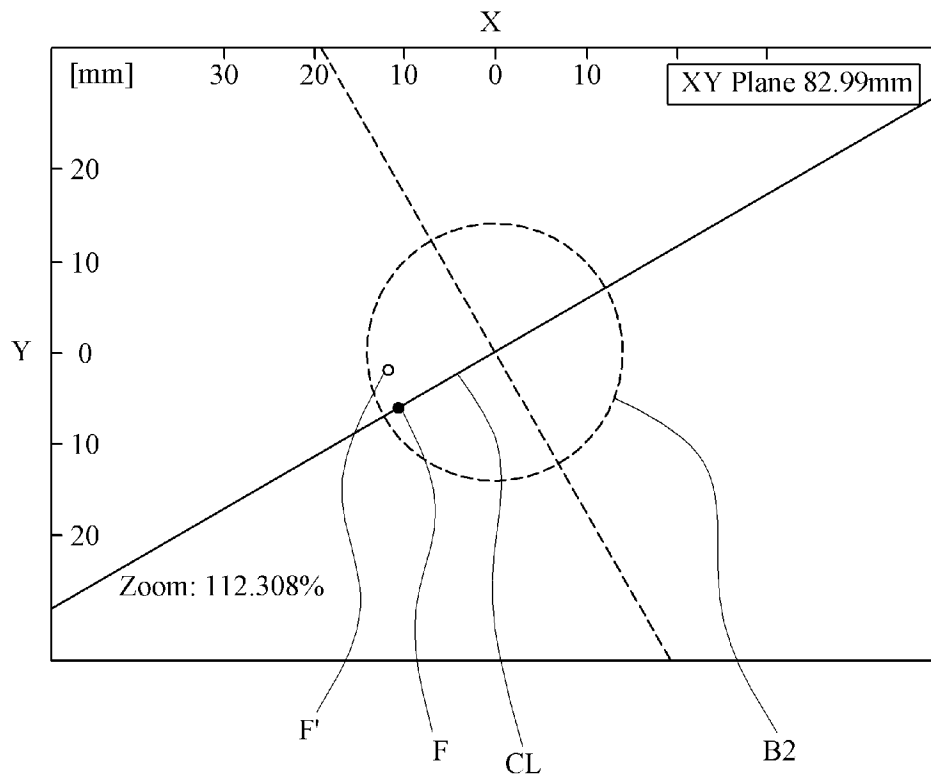
[Fig. 3]



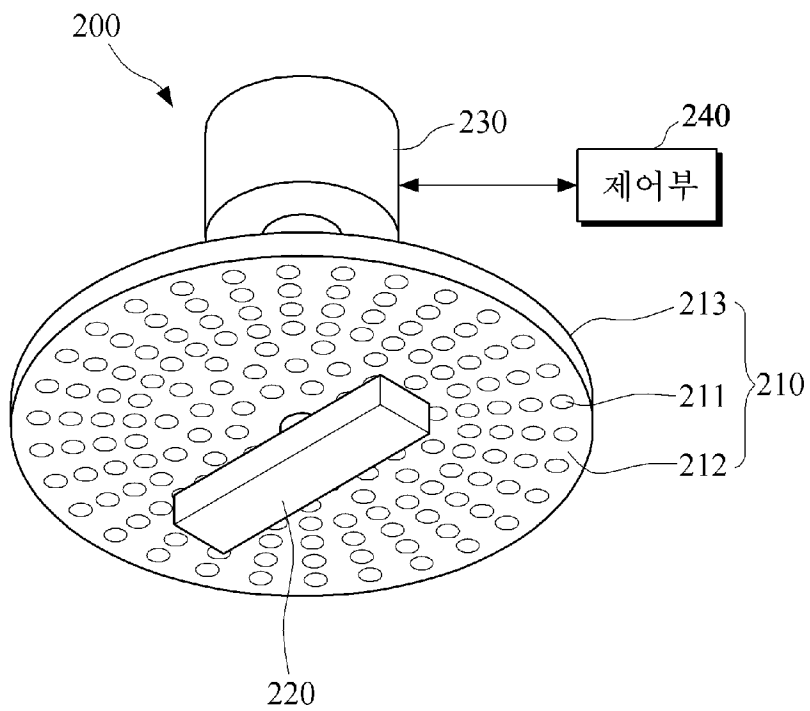
[Fig. 4]



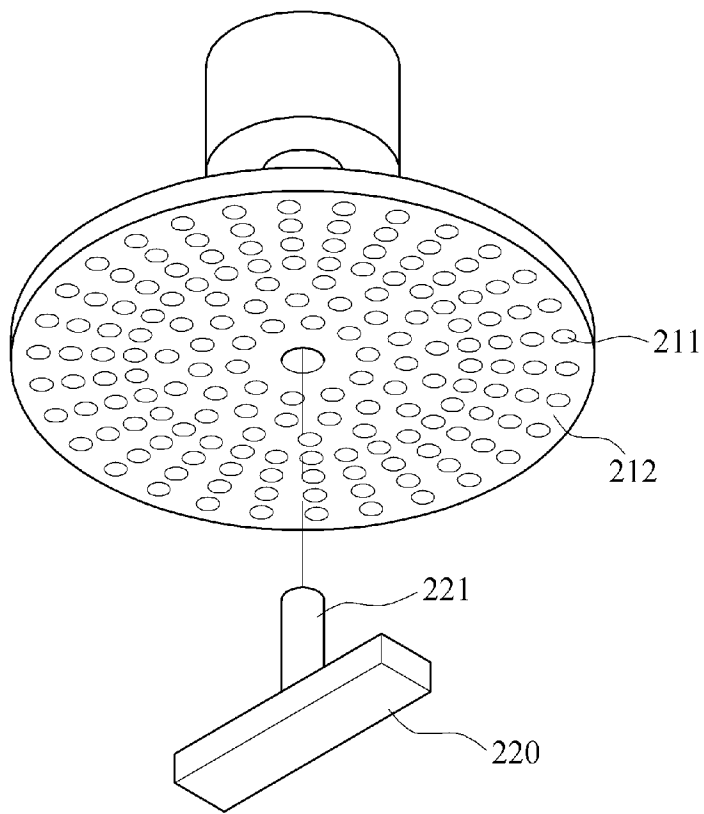
[Fig. 5]



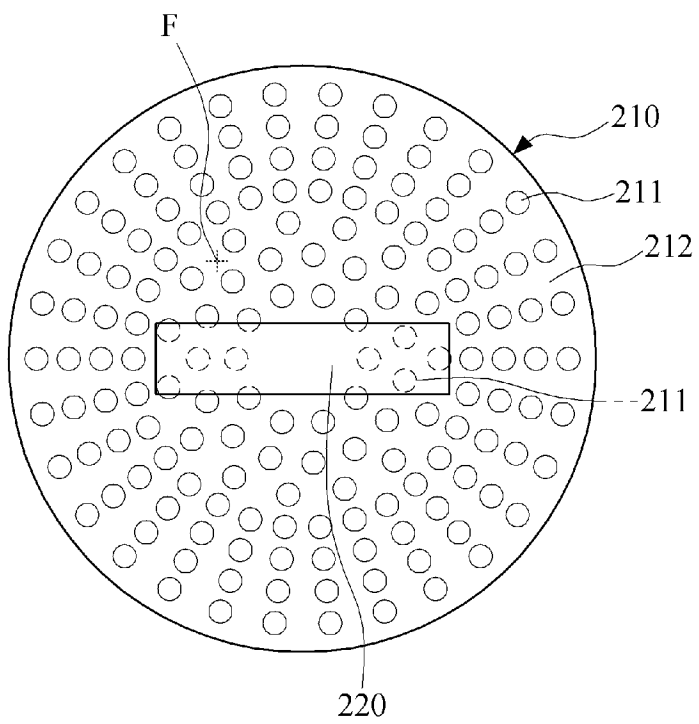
[Fig. 6]



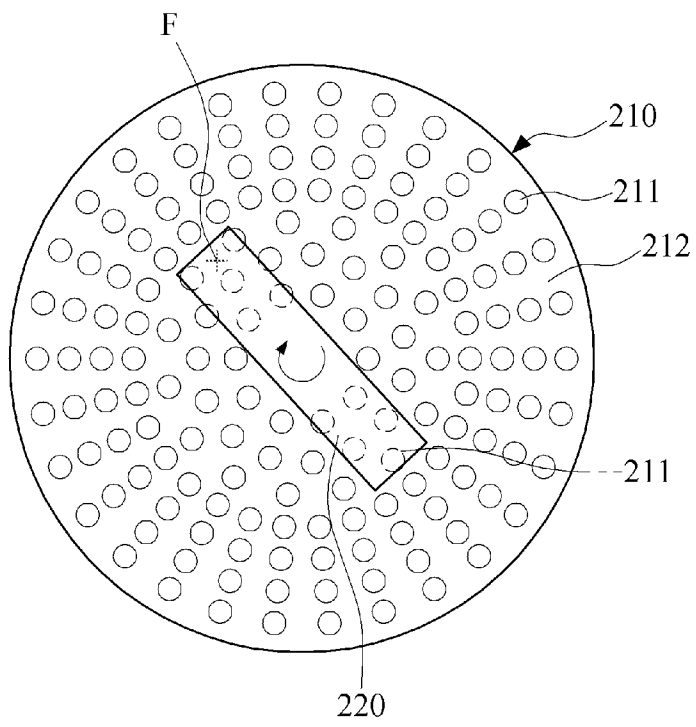
[Fig. 7]



[Fig. 8]



[Fig. 9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2014/000841**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER****A61N 7/02(2006.01)i, A61B 8/00(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)

A61N 7/02; A61N 7/00; A61B 18/00; A61B 8/00; G01N 29/24

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: high intensity focused ultrasound, HIFU, HIFU, transducer, imaging, rotation

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	KR 10-2012-0091737 A (TERANOVA CO., LTD.) 20 August 2012 See abstract; paragraphs [0025]-[0026]; claims 1-3, 7; and figure 1.	1-10
A	KR 10-2012-0100049 A (HIRONIC CO., LTD) 12 September 2012 See abstract; claims 1, 3-4; and figures 4-7.	1-10
A	KR 10-2013-0094814 A (GUIDED THERAPY SYSTEMS, L.L.C.) 26 August 2013 See abstract; claims 1, 9; and figures 2, 9, 13.	1-10
A	KR 10-2013-0055972 A (ALPINION MEDICAL SYSTEMS CO., LTD.) 29 May 2013 See abstract; paragraphs [0017], [0070]; claim 1; and figure 1.	1-10
A	KR 10-2013-0106361 A (MIRABILIS MEDICA, INC.) 27 September 2013 See abstract; claims 1-2; and figure 1.	1-10



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

27 OCTOBER 2014 (27.10.2014)

Date of mailing of the international search report

27 OCTOBER 2014 (27.10.2014)

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. 82-42-472-7140

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2014/000841

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: **11-14**
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 11-14 pertain to a method for treatment of the human body, and thus pertain to subject matter on which the International Searching Authority is not required to carry out an international search under the provisions of PCT Article 17 (2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv).
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2014/000841

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-2012-0091737 A	20/08/2012	NONE	
KR 10-2012-0100049 A	12/09/2012	NONE	
KR 10-2013-0094814 A	26/08/2013	EP 2600783 A2	12/06/2013
		EP 2600937 A2	12/06/2013
		KR 10-2013-0138727 A	19/12/2013
		WO 2012-018385 A2	09/02/2012
		WO 2012-018385 A3	19/07/2012
		WO 2012-018386 A2	09/02/2012
		WO 2012-018386 A3	12/07/2012
		WO 2012-018390 A2	09/02/2012
		WO 2012-018390 A3	02/08/2012
		WO 2012-018391 A2	09/02/2012
		WO 2012-018391 A3	05/07/2012
KR 10-2013-0055972 A	29/05/2013	KR 10-1355532 B1	24/01/2014
		WO 2013-077506 A1	30/05/2013
KR 10-2013-0106361 A	27/09/2013	EP 2605830 A2	26/06/2013
		JP 2013-534176 A	02/09/2013
		WO 2012-024545 A2	23/02/2012
		WO 2012-024545 A3	31/05/2012

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC)) A61N 7/02(2006.01)i, A61B 8/00(2006.01)i		
B. 조사된 분야 조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재) A61N 7/02; A61N 7/00; A61B 18/00; A61B 8/00; G01N 29/24 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: 고강도 집속 초음파, 하이프, 하이푸, 트랜스듀서, 이미징, 회전		
C. 관련 문헌		
카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
A	KR 10-2012-0091737 A (주식회사 테라노바) 2012.08.20 요약; 단락 [0025]-[0026]; 청구항 1-3, 7; 및 도면 1 참조.	1-10
A	KR 10-2012-0100049 A (주식회사 하이로닉) 2012.09.12 요약; 청구항 1, 3-4; 및 도면 4-7 참조.	1-10
A	KR 10-2013-0094814 A (가이드드 테라피 시스템즈, 엘.엘.씨.) 2013.08.26 요약; 청구항 1, 9; 및 도면 2, 9, 13 참조.	1-10
A	KR 10-2013-0055972 A (알피니언메디칼시스템 주식회사) 2013.05.29 요약; 단락 [0017], [0070]; 청구항 1; 및 도면 1 참조.	1-10
A	KR 10-2013-0106361 A (미라빌리스 메디카 인코포레이티드) 2013.09.27 요약; 청구항 1-2; 및 도면 1 참조.	1-10
☐ 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 “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 2014년 10월 27일 (27.10.2014)		국제조사보고서 발송일 2014년 10월 27일 (27.10.2014)
ISA/KR의 명칭 및 우편주소  대한민국 특허청 (302-701) 대전광역시 서구 청사로 189, 4동 (둔산동, 정부대전청사) 팩스 번호 +82-42-472-7140		심사관 한인호 전화번호 +82-42-481-3362 

제2기제란 일부 청구항을 조사할 수 없는 경우의 의견(첫 번째 용지의 2의 계속)

PCT 제17조(2)(a)의 규정에 따라 다음과 같은 이유로 일부 청구항에 대하여 본 국제조사보고서가 작성되지 아니하였습니다.

1. ☒ 청구항: 11-14
이 청구항은 본 기관이 조사할 필요가 없는 대상에 관련됩니다. 즉,
청구항 11-14항은 인체에 대한 치료방법에 관한 것이므로, PCT 조약 제17조(2)(a)(i) 및 PCT 규칙 39.1(iv)의
규정에 의하여 국제조사기관이 국제조사할 의무가 없는 대상에 해당합니다.
2. ☐ 청구항:
이 청구항은 유효한 국제조사를 수행할 수 없을 정도로 소정의 요건을 충족하지 아니하는 국제출원의 부분과 관련됩니
다. 구체적으로는,
3. ☐ 청구항:
이 청구항은 종속청구항이나 PCT규칙 6.4(a)의 두 번째 및 세 번째 문장의 규정에 따라 작성되어 있지 않습니다.

제3기제란 발명의 단일성이 결여된 경우의 의견(첫 번째 용지의 3의 계속)

본 국제조사기관은 본 국제출원에 다음과 같이 다수의 발명이 있다고 봅니다.

1. ☐ 출원인이 모든 추가수수료를 기간 내에 납부하였으므로, 본 국제조사보고서는 모든 조사 가능한 청구항을 대상으로 합
니다.
2. ☐ 추가수수료 납부를 요구하지 않고도 모든 조사 가능한 청구항을 조사할 수 있었으므로, 본 기관은 추가수수료 납부를
요구하지 아니하였습니다.
3. ☐ 출원인이 추가수수료의 일부만을 기간 내에 납부하였으므로, 본 국제조사보고서는 수수료가 납부된 청구항만을 대
상으로 합니다. 구체적인 청구항은 아래와 같습니다.
4. ☐ 출원인이 기간 내에 추가수수료를 납부하지 아니하였습니다. 따라서 본 국제조사보고서는 청구범위에 처음 기재된 발
명에 한정되어 있으며, 해당 청구항은 아래와 같습니다.

이의신청에
관한 기재

- ☐ 출원인의 이의신청 및 이의신청료 납부(해당하는 경우)와 함께 추가수수료가 납부되었습니다.
- ☐ 출원인의 이의신청과 함께 추가수수료가 납부되었으나 이의신청료가 보정요구서에 명시된
기간 내에 납부되지 아니하였습니다.
- ☐ 이의신청 없이 추가수수료가 납부되었습니다.

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2012-0091737 A	2012/08/20	없음	
KR 10-2012-0100049 A	2012/09/12	없음	
KR 10-2013-0094814 A	2013/08/26	EP 2600783 A2 EP 2600937 A2 KR 10-2013-0138727 A WO 2012-018385 A2 WO 2012-018385 A3 WO 2012-018386 A2 WO 2012-018386 A3 WO 2012-018390 A2 WO 2012-018390 A3 WO 2012-018391 A2 WO 2012-018391 A3	2013/06/12 2013/06/12 2013/12/19 2012/02/09 2012/07/19 2012/02/09 2012/07/12 2012/02/09 2012/08/02 2012/02/09 2012/07/05
KR 10-2013-0055972 A	2013/05/29	KR 10-1355532 B1 WO 2013-077506 A1	2014/01/24 2013/05/30
KR 10-2013-0106361 A	2013/09/27	EP 2605830 A2 JP 2013-534176 A WO 2012-024545 A2 WO 2012-024545 A3	2013/06/26 2013/09/02 2012/02/23 2012/05/31