(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl.[7]
A61N 7/00

(11) 공개번호 10-2004-0074618
(43) 공개일자 2004년08월25일

(21) 출원번호 10-2004-0010616
(22) 출원일자 2004년02월18일

(30) 우선권주장 10/370,381 2003년02월19일 미국(US)

(71) 출원인 바이오센스 웹스터 인코포레이티드
미국 캘리포니아 91765 다이아몬드 바 다이아몬드 캐년 로드 3333

(72) 발명자 고바리아사프
이스라엘하이파34400비트조1

(74) 대리인 이병호
정상구
신현문
이범래

심사청구 : 없음

(54) 요법 치료를 위한 외부-인가식 고강도 집속 초음파

요약

본 발명에 따라, 초음파를 사용하여 요법 절차를 수행하기 위한 장치가 제공되며, 이는 관련 체내 부위에 배치되도록 적용되는 비콘과, 하나 이상의 초음파 트랜스듀서의 세트를 포함하고, 각 트랜스듀서는 비콘으로부터 도입하는 각 비콘 신호를 검출하고, 비콘 신호 중 하나 이상의 특성에 관하여 시간 반전된 시간 반전 초음파 신호를 출력하도록 적용된다.

대표도

도 1

색인어

비콘, 트랜스듀서, 초음파, 시간 반전 초음파 신호, HIFU

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명의 양호한 실시예에 따른, 환자에게 적용된 HIFU 요법 시스템을 도시하는 단순화된 예시도.

도 2는 본 발명의 다른 양호한 실시예에 따른, 환자에게 적용된 HIFU 요법 시스템을 도시하는 단순화된 예시도.

도 3a 및 도 3b는 본 발명의 양호한 실시예에 따른, 트랜스듀서에 의해 제어 유니트에 전달되는(도 3a) 및 제어 유니트에 의해 트랜스듀서에 전달되는(도 3b)(전기 신호의 일 예를 각각 도시하는 타이밍도.

도 4a는 본 발명의 양호한 실시예에 따른, 관련 복수의 부위의 하나 이상의 비콘의 배치의 단순화된 예를 예시하는 2 차원 개요도.

도 4b 및 도 4c는 본 발명의 양호한 실시예에 따른, 도 4a의 예에 대한 트랜스듀서에 의해 제어 유니트에 전달되는(도 4b) 및 제어 유니트에 의해 시간 반전 음향학을 사용하여 결정되는(도 4c)전기 신호를 각각 도시하는 타이밍도.

도 5는 본 발명의 양호한 실시예에 따른, 환자에 적용된 HIFU 요법 시스템을 도시하는 단순화된 예시도.

도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명

18 : HIFU 요법 시스템 20 : 비콘

22 : 신체 표면 30 : 트랜스듀서

32 : 안내관 34 : 배선

50 : 제어 유니트 60 : 파워 송신기

62 : 파워 회로

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 출원의 주제는 본 명세서에서 참조하고 있는, 본 특허 출원의 양수인에게 양도된 본 특허 출원과 동일자로 출원된, 발명의 명칭이 '폐정맥 격리를 위한 외부-인가식 고강도 집속 초음파(HIFU)(Externally-Applied High Intensity Focused Ultrasound(HIFU) For Pulmonary Vein Isolation)'인 US 특허 출원 제 10/370,134 호에 관련되어 있다.

본 발명은 일반적으로, 의료 기술 응용분야에서의 초음파 사용에 관한 것으로, 특히, 고강도 집속 초음파(HIFU)로 요법 절차를 수행하기 위한 장치 및 방법에 관한 것이다.

질병의 영상화 및 진단을 위해 초음파를 사용하는 것은 의료 분야에 널리 알려져 있다. 의료적 초음파 응용분야에서, 신호는 전기적 신호를 초음파 펄스로 변환하는 초음파 트랜스듀서에 의해 환자에게 전달된다.

진단 응용분야에서, 반사된 초음파 에너지가 분석 및 처리되어 환자의 신체 내의 해부학적 구조에 대한 이미지 및/또는 흐름 정보를 생성한다. 이런 초음파 사용의 일반적인 예는 심장의 영상화, 태어나지 않은 태아의 성장 및 상태의 평가 및 전립선의 크기 및 상태 측정이다. 영상화를 위해 필요한 파워 레벨로 인가될 때, 초음파는 x-선, 마이크로파 및 다른 전자기장 같은 방사된 에너지의 다른 형태와 연계한 유해한 부차 효과를 가지는 것으로 발견되었다. 초음파 영상화 시스템은 다른 영상화 양식 보다 뚜렷한 장점을 갖는다.

요법 응용분야에서, 흡수된 초음파 에너지는 표적 영역의 상태를 변화시키기 위해 사용된다. 특히, 높은 파워 밀도로 인가된 초음파 에너지는 조직상에 현저한 생리학적 영향을 가진다. 이들 영향은 초음파 에너지의 부과에 대한 조직의 열적 또는 기계적 응답을 초래할 수 있다. 열적 영향은 조직의 고열증(hyperthermia) 및 융제(ablation)를 포함한다. 표적 영역에서의 초음파 에너지의 흡수는 급격한 온도 상승을 유도하고, 이는 표적 영역 세포의 응고 또는 융제를 유발한다. 결과적으로, 고강도 집중 초음파(HIFU)는 지혈 및 종양 융제를 위해 인간 조직의 급속한 가열을 위해 사용될 수 있다. 초음파의 기계적 영향은 고형 대상물의 파괴, 조직의 용해 및 공동화(cavitation)를 포함한다. 전형적인 응용분야는 쇄석기(lithotriptor)이며, 이는 신장 결석을 기계적으로 분쇄하기 위해, 환자에게 초음파 에너지의 짧은 돌발파(bursts)를 집중시키도록 환자의 신체 외부의 넓은 방사면을 사용한다.

HIFU는 국지화된 방식으로 나타나는 병리상태를 치료하기 위한 요법적 방법으로서 제안되어 왔다. 이런 병리상태는 예로서, 뇌, 유방, 간 및 전립선의 또는 그 내부의 종양 및 다른 질병을 포함한다. 비록, 이들 질환을 위해 다른 수술 절차 가 개발되어왔지만, 이런 수술은 종종 길고, 복잡하며, 고가이다. 부가적으로, 문제가 완전히 제거되는 것을 보증하기 위해 종종 수술이 반복되어야 한다. HIFU 요법은 한편으로는 비교적 단순하며, 최소-침해적 대안이며, 환자는 근본적으로 보다 적은 외상(trauma)을 받게 되며, 따라서, 보다 신속한 회복을 촉진한다.

초음파의 요법적 응용분야에서, 인가된 초음파 에너지는 환자내부의 다른 조직에 부정적인 영향을 미치지 않고 표적 영역에만 의도된 상태의 변화를 유발하는 것이 중요하다. 중간 및 주변 조직의 열적 및 기계적 영향을 최소화하면서, 표적 영역에 유효 요법 투여량(dose)이 전달되어야만 한다. 따라서, HIFU의 적절한 집속 및 제어는 초음파의 성공적인 요법적 응용분야를 위한 주요 기준 중 하나이다.

본 명세서에서 참조하고 있는, 비치(Beach) 등에게 허여된 US 특허 제 6,042,556 호는 치료 부위를 향한 경로를 따른 다른 조직에 의해 유도되는 위상 변화를 보상하기 위해 외부 HIFU 트랜스듀서의 각 트랜스듀서 소자의 위상을 제어하기 위한 방법들 기술한다.

본 명세서에서 참조하고 있는, 로우(Law) 등에게 허여된 US 특허 제 5,762,066 호는 다른 초점 형상을 가지는 두 개의 활성 초음파 방사면을 가지는 인트라캐비티 프로브(intracavity probe)로 구성되는 HIFU 시스템을 기술한다.

본 명세서에서 참조하고 있는, 마틴(Martin) 등에게 허여된 US 특허 제 6,007,499 호는 수술 동안 출혈을 감소시키고, 지혈하기 위한 방법을 기술한다. HIFU는 예로서, 제거 대상 종양 주변의 소작된(cauterized) 조직 외피를 형성하도록 수술적 절개 이전에 소작된 조직 영역을 형성하기 위해 사용되는 것으로 기술되 어 있다.

본 명세서에서 참조하고 있는, 핑크(Fink)에게 허여된 US 특허 제 5,092,336 호는 조직내에 음향파를 집속 및 국지화하기 위한 장치를 기술한다. 이 발명은 역시 본 명세서에서 참조하고 있는, 명칭이 '시간-반전 음향학(Rime-Reversed Acoustics)(Scientific American, 1999년 11월 91-97쪽)'인 핑크의 논문에 기술되어 있는 시간 반전 음향학이라 공지된 기술에 기반한다. 실질적으로, 표적은 예로서, 장기 조직의 종양상에 매체의 반사성 표적상에 비집속 음향 빔을 전달하는 트랜스듀서들의 어레이로 개시되어 있다. 트랜스듀서 어레이에 의해 검출된 반사 신호는 저장되고, 반향 신호의 형상 및 시간적 분포가 시간 반전되며, 반전된 신호가 어레이의 각 트랜스듀서에 인가된다. 대부분의 경우에, 표적은 2차 소스를 구성하며, 이는 그에 인가된 파 빔을 반사 또는 산란시킨다. 표적은 예로서, 트랜스듀서 어레이로부터 수신된 빔을 반사하는 신장 결석 또는 대비제가 주입된 작은 종양으로 구성된다.

본 명세서에서 참조하고 있는, 핑크 등에게 허여된 US 특허 제 6,161,434 호는 미약한 음향 소스를 검색하기 위해 시간 반전 음향학을 사용하는 방법을 기술한다. 역시 본 명세서에서 참조하고 있는 핑크에게 허여된 US 특허 제 5,428,999 호는 반사 표적을 검출 및 위치결정하고, 초음파 에코그래픽(echographic) 영상화, 및 표적상의 음향 에너지의 집중을 위한 방법을 기술한다.

본 명세서에서 참조하고 있는 케인(Cain) 등에게 허여된 US 특허 제 5,590,657 호는 환자의 외부에 위치된 초음파 트랜스듀서의 위상 어레이를 포함하 는 초음파 시스템을 기술한다.

본 명세서에서 참조하고 있는 와킨스(Watkins) 등에게 허여된 US 특허 제 5769,790 호는 초음파 요법 및 영상화의 조합을 위한 시스템을 기술한다.

본 명세서에서 참조하고 있는 에드워드(Edwards) 등에게 허여된 US 특허 제 5,36,490 호는 카테터를 사용하여 목표 조직에 파괴적 에너지를 인가하기 위한 방법을 기술한다.

본 명세서에서 참조하고 있는 케인(Cain)에게 허여된 US 특허 제 6,128,958 호는 초음파 위상 어레이를 구동하기 위한 구조를 기술한다.

본 명세서에서 참조하고 있는 로마노(Romano)에게 허여된 US 특허 제 5,207,214 호 및 제 5,613,940 호는 외래적 조직 손상을 유발하지 않고, 강한 음향 에너지를 집속시키는 것을 목적으로 하는 상반적(reciprocal) 트랜스듀서의 어레이를 기술한다.

본 명세서에서 참조하고 있는 이와마(Iwama)에게 허여된 US 특허 제 5,241,962 호는 결석을 분쇄하기 위해 초음파 펄스 및 반향 신호를 사용하는 것을 기술한다.

본 명세서에서 참조하고 있는 벤-하임(Ben-Haim)의 발명의 명칭이 '체내 에너지 집속(Intrabody energy focusing)'인 PCT 특허 공보 WO 97/29699는 체내에 삽입된 방사선-감지 프로브를 사용하여 체내의 표적 영역의 조사를 최적화하기 위한 방법을 기술하고 있다.

본 명세서에서 참조하고 있는, 옴스바이(Ormsby) 등에게 허여된 US 특허 제 6,190,382 호 및 뮬리어(Mulier) 등에게 허여된 US 특허 제 5,807,395 호는 라디오 주파수를 사용하여 신체 조직을 융제하기 위한 시스템을 기술한다. 본 명세서에서 참조하고 있는 하세트(Hassett) 등에게 허여된 US 특허 제 6,251,109 호 및 제 6,090,084 호, 디에더리히(Diederich) 등에게 허여된 제 6,117,101 호, 스왈츠(Swartz) 등에게 허여된 제 5,938,660 호 및 제 6,35,025 호, 레시(Lesh) 등에게 허여된 제 6,245,064 호 및 제 6,024,740 호, 레시에게 허여된 제 6,012,457 호, 제 6,164,283 호, 제 6,305,378 호 및 제 5,971,983 호, 크로울리(Crowley) 등에게 허여된 제 6,004,269 호 및 하이사귀레(Haissaguerre) 등에게 허여된 제 6,064,902 호는 폐정맥의 구멍상에 또는 폐정맥내에 위치된 조직을 융제함으로써 심방 부정맥(atrial arrhythmia)을 치료하기 위한 조직 융제용 장치를 기술하고 있다.

본 명세서에서 참조하고 있는, SA 스트리크버거(SA Strickberger) 등의 명칭이 '고강도 집속 초음파의 사용에 의한 캐닌 심방 접합부의 심외 융제(Extracardiac ablation of the canine atrioventriculat hunction by use of high-intensity focused ultrasound)(Circulation, 100, 203-208, 1999)'인 논문은 박동하는 심장내의 심방 접합부를 융제하기 위한 HIFU의 실험적 사용을 기술하고 있다.

본 명세서에서 참조하고 있는 JU 클류스트라(JU Kluiwstra) 등의 명칭이 '심근의 열융제를 위한 고강도 집속 초음파 위상 어레이(High intensity focused ultrasound phased arrays for thermal ablation of myocardium)(University of Michigan Medical Center, Department of Internal Medicine(날자 비표시))'인 논문은 실시간 초음파 영상 안내하에 심장내의 다양한 부위에 손상을 주기 위한 조합형 초음파 영상 및 요법 시스템의 실험적 사용을 기술한다.

본 명세서에서 참조하고 있는 하기의 참조문헌들도 유용하다.

Hill CR 등, 'Review article : Hi호 intensity focused ultrasound-potential for cancer treatmeant' Br J Radiol, 68(816), 1296-1303(1995)

Lin WL 등, 'A theoretical study of cylindrical ultrasound transducers for intracavitary hyperthemia' Int J Radiat Oncol Biol Phys, 46(5), 1329-36(2000)

Chapelon JY 등, 'New piezoelectric transducers for therapeutic ultrasound' Ultrasound Med Biol, 26(1), 153-159(2000)

Chauhan S 등, 'A multiple focused probe approach for high intensity focused ultrasound based surgery' Ultrasonics, 39(1), 33-44(2001)

LeeLA 등, 'High intensity focused ultrasound effect on cardiac tissues : Potential for clinical application' Echocardiography, 17(6 Pt 1), 563-566(2000)

Sommer FG 등, 'Tissue ablation using an acoustic waveguide for high intensity focused ultrasound' Med Phys, 24(4), 537-538(1997)

Kluiwstra JU A 등, 'Ultrasound phased arrays for noninvasive myocardial ablation : Initial studies' IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, VOL. 2, 1604-1608(1995)

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본 발명의 일부 양태의 목적은 고강도 집속 초음파(HIFU)를 사용하여 요법 절차를 수행하기 위한 개선된 방법 및 장치를 제공하는 것이다.

본 발명의 일부 양태의 다른 목적은 HIFU를 사용하는 절차의 정밀도를 증가시키는 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

본 발명의 일부 양태의 또 다른 목적은 HIFU를 사용하는 절차의 효과를 증가시키는 방법 및 장치를 제공하는 것이다.

또한, 본 발명의 일부 양태의 목적은 HIFU를 사용하는 절차의 위험을 감소시키는 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

본 발명의 일부 양태의 다른 목적은 HIFU에 의해 처리될 수 있는 의료 상태들의 범위 및 다양성을 확장시키는 방법 및 장치를 제공하는 것이다.

본 발명의 양호한 실시예에서, HIFU를 사용하여 요법 절차를 수행하기 위한 장치는 절차의 표적 부위의 또는 그에 근접한 환자의 체내에 배치된 비콘(beacon)을 포함한다. 환자의 신체 외측에, 일반적으로 피부상에 위치된 트랜스듀서의 어레이는 비콘으로부터의 초음파 에너지를 포함하는 각 비콘 신호를 검출하고, 검출된 에너지에 응답하여 제어 유니트에 전기 신호를 전달한다. 제어 유니트는 신호의 시간적 분포 및 형상을 저장한다. 시간 반전 음향학의 기술을 사용하여 제어 유니트는 신호의 시간 및 형상의 분포를 반전시키고, 그 각 반전된 신호를 출력하기 위해 어레이내의 각 트랜스듀서를 생성된 파가 비콘의 위치상에 또는 그 근방에 정확하 게 집속되도록 구동한다. 시간 반전 파형은 통상적으로 증폭되며, 따라서, 비콘의 근방의 표적 부위에 짧은 주기내에 현저한 양의 에너지가 수신될 수 있게 한다.

본 발명의 일부 양호한 실시예에서, 비콘은 초음파 에너지, 바람직하게는 전방향성 초음파 에너지를 능동적으로 방출한다. 대안적으로, 비콘은 수동 초음파 반사체를 포함한다. 이 경우에, 비콘은 일반적으로 집속되지 않은 초음파 신호에 의해 조사되며, 신체 외부의 다른 소스에 의해, 또는 어레이의 트랜스듀서중 일부 또는 모두에 의해 생성되며, 이어서, 트랜스듀서의 어레이는 조사된 신호의 반향을 검출한다. 비콘은 트랜스듀서 또는 제어 유니트에 의해 식별될 수 있는 예리하고 구별가능한 신호를 생성하는 공지된 기하학적 형상으로 이루어지는 것이 적합하다. 대안적으로, 또는 부가적으로, 비콘은 주변 조직의 자연적 반사도 보다 실질적으로 높은 반사도를 특징으로 한다. 또한, 대안적으로, 비콘은 사전규정된 공진 주파수 및 높은 Q를 가지는 결정을 포함하고, 그에 의해, 비콘은 공진 주파수에서 초음파 신호를 생성할 때 트랜스듀서에 의해 검출된다. 또 다른 대안으로서, 비콘은 인가된 초음파 신호의 공지된 조화파를 반사하는 초음파 대비제를 포함하는 버블을 포함한다. 이 경우에, 트랜스듀서 또는 제어 유니트는 인가된 주파수의 공지된 조화파를 검출함으로써 비콘을 식별한다.

따라서, 본 특허 출원 및 청구항에 사용된 '비콘'은 초음파 에너지를 각각 방출 또는 반사하는 능동 및 수동 소자 양자 모두를 나타내는 것으로 이해된다.

본 발명의 일부 양호한 실시예에서, 비콘은 일반적으로, 체내로의 삽입을 위한 카테터의 말단 단부에 비콘을 고정함으로써, 환자내에 일시적으로 배치된다. 소 망 위치에 비콘을 배치하는 것을 돕기 위해, 본 명세서에서 참조하고 있는, 본 특허 출원의 양수인에게 양도된, 2001년 12월 21일자로 출원된 발명의 명칭이 '무선 위치 센서'인 동시 계류 미국 특허 출원 10/029,473 호 및/또는 2001년 12월 21일자로 출원된 발명의 명칭이 '이식 및 삽입형 태그'인 동시 계류 미국 특허 출원 10/029,595호에 기술된 장치 및 방법을 사용하는 것이 적합하지만, 반드시 그리 하여야 하는 것은 아니다. 대안적으로, 또는 부가적으로, 체내의 소망 부위에 비콘의 배치를 용이하게 하기 위해, 본 기술 분야에 공지된 방법 및 장치가 사용될 수 있다.

일부 양호한 실시예에서, 비콘은 일반적으로 생검 동안 관심 조직내에 또는 그에 인접하게 환자내에 삽입된다. 생검이 음성인 경우에, 비콘은 제거 또는 잔류 허용된다. 생검이 양성인 경우에(예로서, 악성 종양의 표시), 비콘은 여기에 기술된 기술을 사용하여 HIFU파를 집속하는 것을 돕도록 사용된다. 대안적으로, 비콘은 그후 체내에 삽입되게 되는 임플란트에 고착된다.

비콘이 능동형 비콘을 포함하는 일부 실시예에서, 제어 유니트는 리드에 의해, 일반적으로 카테터를 통해 능동 비콘에 결합된다. 전기 신호는 능동형 비콘으로 송출되고, 능동형 비콘은 에너지를 초음파 에너지로 변환하며, 이는 환자의 신체의 외부의 트랜스듀서에 의해 수신된다. 대안적으로, 능동형 비콘은 일반적으로 환자의 신체 외측에 위치된 원격 위치로부터 방사된 에너지를 무선 수신하는 회로를 포함하며, 능동형 비콘은 에너지를 출력된 초음파 에너지로 변환한다. 원격 위치로부터 수신된 에너지는 초음파 에너지 및/또는 전자기 에너지를 포함한다.

본 발명의 일부 양호한 실시예에서, 비콘은 요법이 수행되는 구조에 근접하게, 바람직하게는 실질적으로 구조 주변의 위치에서 환자의 체내의 복수 위치에 순차적으로 배치된다. 일반적으로, 복수의 위치는 적어도 4개의 비공면 위치를 포함한다. 대안적으로, 하나 이상의 비콘이 환자의 체내의 각 복수의 위치에서 환자에게 이식된다.

이들 대안 양자 모두에 따라서, 비콘은 상술한 바와 같이 능동 소자 또는 초음파 신호로 조사되는 수동 반사체 중 어느 한 쪽일 수 있다. 각 비콘은 가열 또는 파괴될 표적 부위에 관한 그 위치를 결정할 수 있게 하도록 위치 센서를 포함하는 것이 적합하지만, 필수적으로 그럴 필요는 없다. 대안적으로, 다른 기술(예로서, 형광분석)이 사용되어 구조에 관한 비콘의 위치의 결정을 용이하게 할 수 있다.

비콘이 능동 소자를 포함할 때, 비콘은 리드를 거쳐 또는 무선으로, 전기 신호를 수신할 수 있으며, 비콘은 위치들 각각에 있는 동안 에너지를 초음파 에너지로 변환한다.

비콘이 능동 소자를 포함하든 수동 소자를 포함하든, 비콘으로부터의 파형은 트랜스듀서 각각에 의해 검출되고, 전기 신호로 변환되며, 신호의 시간적 상대 위치 및 형상이 제어 유니트에 저장된다. 비콘 위치 각각을 위한 트랜스듀서로부터의 전기 신호 수신시, 제어 유니트는 비콘 위치 각각으로부터 트랜스듀서 각각에 의해 수신된 각 신호의 형상 및 시간적 분포를 반전시키기 위해 시간 반전 음향학의 기술을 사용한다. 트랜스듀서에 의해 생성된 시간 반전 파형을 비콘 위치 이외의 표적 구조상에 집속하기 위해, 제어 유니트는 각 트랜스듀서를 위한 적절한 전송 신 호를 산출한다.

각 트랜스듀서에 대하여, 제어 유니트는 비콘 위치 이외의 구조상에 집속되는 전송 신호를 산출하기 위해 표적 구조의, 그리고, 비콘 위치의 알려진 위치를 사용한다.

제어 유니트는 반환 경로상의 동일하지만 시간 반전된 왜곡에 의해, 구조의 근방으로부터 트랜스듀서로 조직을 통한 전송 동안 발생하는 소정의 왜곡이 보상되는 상태로, 생성된 파형이 구조상에 정확하게 집속되도록 그 각 산출된 시간 반전 신호를 출력하도록 각 트랜스듀서를 구동하는 것이 적합하다. 일반적으로, 산출된 시간 반전 파형은 구조의 바로 근방에 짧은 시간 기간에 현저한 양의 에너지를 투입하기 위해 증폭된다.

본 발명의 이들 실시예에서, 비콘은 표적 구조내에 삽입될 필요가 없는 것이 적합하다. 이런 삽입은 구조체가 신장 결석일 때 처럼 수행이 곤란 또는 불가한 경우가 많다.

본 발명의 이들 양호한 실시예에 따라서, 표적 부위에 위치된 비콘의 사용은 HIFU 파가 표적 조직의 정확한 위치상에 집속될 가능성 및 부가적으로, 표적의 실질적인 동일 위치에 각 외부 트랜스듀서가 집속될 가능성을 증가시킴으로써, HIFU 요법 절차의 정확도를 상승시킨다. 이는 특정 반사 또는 흡수 특성을 가지는 조직상에 HIFU 파를 집속시키기를 시도하는 다른 방법과 대조적이다.

본 발명의 이들 실시예에 의해 제공된 향상된 정확도는 절차의 효과 및/도는 효율을 향상시키며, HIFU 파에 의해 유발되는 비표적 주변 조직에 대한 손상 가능성을 감소시킨다. 부가적으로, 카테터의 말단 단부상의 비콘을 사용하는 본 발명의 양호한 실시예에서, 신체 외부에 위치된 트랜스듀서로부터의 HIFU의 인가는 카테터내에 융제 하드웨어가 포함될 필요가 없기 때문에 보다 작은 카테터의 사용을 허용한다.

비콘의 배치는 심장의 부위 같은 이동 표적상에 정확하게 HIFU가 집속될 수 있게 하는 것이 적합하다. 트랜스듀서의 어레이는 이동하는 비콘으로부터의 초음파 에너지에 응답하여 빠른 속도로 HIFU를 재집속하도록 적응될 수 있다.

본 발명의 양호한 실시예가 환자의 조직에 초음파 에너지를 인가하는 것에 관하여 설명되어 있지만, 이는 예시이며 한정이 아니고, 본 발명의 범주는 신체내의 다른 구조(예로서, 신장 결석)에 초음파 에너지를 인가 및/또는 그를 융제하기 위해 여기에 기술된 기술을 사용하는 것을 포함한다는 것을 인지하여야 한다. 부가적으로, 본 발명의 양호한 실시예가 단일의 불연속 집속 표적에 초음파 에너지를 인가하는 것에 관하여 여기에 설명되어 있지만, 이는 비제한적 예시이며, 본 발명의 범주는 일련의 불연속 집속 표적, 또는 조직의 연속선이나 다른 형상에 초음파를 인가하는 것을 포함한다.

따라서, 본 발명의 양호한 실시예에 따라서, 초음파를 사용하여 요법 절차를 수행하기 위한 장치로서, 관련 체내 부위에 배치되도록 적용되는 비콘, 및 하나 이상의 초음파 트랜스듀서의 세트를 포함하고, 상기 트랜스듀서 각각은 상기 비콘으로부터 도입하는 각 비콘 신호를 검출하고, 상기 비콘 신호 중 하나 이상의 특성에 관하여 시간 반전된 시간 반전 초음파 신호를 출력하도록 적용되는 요법 절차 수행 장치가 제공된다.

일 실시예에서, 트랜스듀서 세트는 상기 관련 신체의 외면에 적용된다.

일 실시예에서, 트랜스듀서 각각은 그 트랜스듀서에 의해 검출된 상기 비콘 신호의 특성에 관하여 형상 및 시간적으로 반전된 그 시간 반전 신호를 구성하도록 적응된다.

일 실시예에서, 트랜스듀서 각각은 상기 시간 반전 신호를 출력하기 이전에 상기 시간 반전 신호를 증폭하도록 적응된다..

일 실시예에서, 비콘은 상기 부위에 이식되도록 적응된다.

일부 응용에 대하여, 비콘은 상기 부위의 종양 조직의 근방에 배치되도록 적응되고, 상기 트랜스듀서의 세트는 상기 종양 조직을 파괴하도록 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응된다. 다른 응용에 대하여, 비콘은 상기 부위의 비종양 조직의 근방에 배치되도록 적응되고, 상기 트랜스듀서의 세트는 상기 비종양 조직을 가열하도록 시간 반전 신호를 출력하도록 적응된다.

일부 응용에 대하여, 비콘은 상기 부위의 전기적 기능부전 조직의 근방에 배치되도록 적용되고, 상기 트랜스듀서의 세트는 상기 조직을 파괴하도록 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응된다. 다른 응용에 대하여, 비콘은 상기 부위의 결석의 근방에 배치되도록 적응되고, 상기 트랜스듀서의 세트는 상기 결석을 분쇄하도록 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응된다.

일 실시예에서, 하나 이상의 트랜스듀서는 단일 초음파 트랜스듀서를 포함하고, 상기 단일 초음파 트랜스듀서는 상기 단일 초음파 트랜스듀서에 의해 검출된 상기 비콘 신호의 형상에 관하여 시간적으로 반전된 상기 시간 반전 신호를

출력하 도록 적응된다. 대안적으로, 하나 이상의 트랜스듀서는 복수의 트랜스듀서를 포함하고, 상기 복수의 트랜스듀서 각각은 상기 복수의 트랜스듀서에서의 상기 비콘 신호의 검출의 순서에 관하여 시간적으로 반전된 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응된다.

일 실시예에서, 트랜스듀서 각각은 체내의 표적의 위치, 비콘의 위치 및 트랜스듀서의 위치에 응답하여 상기 각 시간 반전 신호의 출력의 타이밍 파라미터를 규제하도록 적응된다.

일 실시예에서, 장치는 체내로 삽입되어 상기 부위에 도달하도록 적응되는 말단 단부를 가지는 기구를 포함하고, 상기 비콘은 상기 기구의 상기 말단 단부의 근방에 고착되도록 적응된다. 일부 응용에서, 기구는 카테터를 포함한다.

일 실시예에서, 비콘은 수동 소자를 포함하고, 상기 장치는 조사 초음파 신호로 비콘을 조사하도록 적응되는 초음파 송신기를 포함하며, 상기 트랜스듀서 각각은 상기 조사 신호에 의한 조사에 응답하여 상기 비콘으로부터 도입하는 반향 신호를 검출하고, 그 트랜스듀서에 의해 검출된 상기 반향 신호의 특성에 관하여 시간적으로 반전된 시간 반전 신호를 출력하도록 적응된다. 일 실시예에서, 송신기는 상기 트랜스듀서 중 하나를 포함한다. 일 실시예에서, 수동 소자는 상기 부위에서의 자연적 초음파 반사도 레벨 보다 높은 초음파 반사도를 특징으로 하는 초음파 반사체를 포함한다.

일 실시예에서, 수동 소자는 상기 소자가 상기 송신기에 의해 조사될 때, 상기 반향 신호내의 구별가능한 기호를 생성하는 기하학적 형상으로 이루어지고, 상 기 하나 이상의 트랜스듀서는 상기 반향 신호내의 상기 기호를 검출하고 그에 응답하여 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응된다. 대안적으로, 또는 부가적으로, 수동 소자는 사전규정된 공진 주파수를 가지는 결정을 포함한다. 또한, 대안적으로 또는 부가적으로, 수동 소자는 상기 조사 신호의 알려진 조화파를 반사하는 초음파 대비제를 포함하고, 상기 트랜스듀서 중 하나 이상은 상기 알려진 조화파를 검출하고, 그에 응답하여 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응된다.

일 실시예에서, 상기 장치는 각 트랜스듀서에 의해 비콘으로부터 수신된 상기 비콘 신호를 저장하고, 그 각 시간 반전 신호를 출력하도록 각 트랜스듀서를 구동하도록 적응되는 제어 유니트를 포함한다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 각각은 수신한 상기 비콘 신호를 전기 신호로 변환하고, 상기 전기 신호를 상기 제어 유니트로 전송하도록 적응된다. 일부 응용에 대하여, 제어 유니트는 상기 각 트랜스듀서에 의해 수신된 상기 비콘 신호의 대응 진폭 보다 큰 진폭을 갖도록 그 각 시간 반전 신호를 구성하도록 각 트랜스듀서를 구동하도록 적응된다.

일 실시예에서, 비콘은 에너지를 수신하는 회로를 포함하고, 상기 비콘은 상기 비콘 신호를 생성하도록 상기 수신된 에너지를 변환하도록 적응된다. 일부 응용에서, 비콘은 하나 이상의 실질적인 전방향성 펄스를 포함하도록 상기 비콘 신호를 구성하도록 적응된다.

일 실시예에서, 장치는 외부 파워 회로 및 상기 외부 파워 회로를 상기 비콘에 접속하는 하나 이상의 배선 세트를 포함하고, 상기 외부 파워 회로는 상기 배선을 통해 상기 비콘에 상기 에너지를 전송하도록 적응된다.

일부 응용에 대하여, 회로는 상기 에너지를 무선으로 수신하도록 적응된다. 일 실시예에서, 신체 외측에 위치되어 상기 에너지를 상기 비콘에 무선 전송하도록 적응되는 파워 송신기를 포함한다. 일부 응용에서, 파워 송신기는 초음파 에너지를 상기 비콘에 무선 전송하도록 적응된다. 대안적으로, 파워 송신기는 전자기 에너지를 상기 비콘에 무선 전송하도록 적용된다.

일 실시예에서, 비콘은 상기 부위의 근방의 복수의 위치에 연속적으로 배치되도록 적응된다. 일 실시예에서, 비콘은 4개 이상의 비공면 위치를 포함하는 복수의 위치에 배치되도록 적응된다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 각각은 상기 비콘이 각각 각 위치에 있을 때, 각 비콘 신호를 검출하고, 이어서, 각 위치 각각에서의 상기 비콘으로부터의 각 비콘 신호에 응답하여, 그리고, 상기 부위의 근방의 표적의 위치에 응답하여 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응된다.

일 실시예에서, 비콘은 상기 비콘의 각 위치에 응답하여 각 위치 신호를 생성하도록 적응되는 위치 센서를 포함하고, 상기 트랜스듀서 각각은 상기 위치 신호에 응답하여 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응된다.

일 실시예에서, 하나 이상의 트랜스듀서는 상기 표적의 상기 위치에 응답하여, 상기 비콘이 각 위치에 있을 때, 상기 복수의 트랜스듀서들에서, 상기 비콘 신호를 검출하는 순서에 관하여 시간적으로 반전된 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 복수의 초음파 트랜스듀서를 포함한다.

일 실시예에서, 트랜스듀서 각각은 상기 트랜스듀서의 위치, 상기 비콘이 각 위치에 있을 때의 상기 비콘의 위치 및 상기 표적의 위치에 응답하여 상기 시간 반 전 신호의 출력의 타이밍 파라미터를 규제하도록 적응된다.

일 실시예에서, 비콘은 상기 부위의 근방의 서로 다른 위치에 이식되도록 각각 적응되는 복수의 비콘을 포함한다. 일부 응용에서, 복수의 비콘은 4개 이상의 비공면 위치를 포함하는 상기 부위 근방의 서로 다른 위치에 배치되도록 적응

되는 4개의 비콘을 포함한다.

일 실시예에서, 트랜스듀서 각각은 상기 각 비콘으로부터 도입하는 비콘 신호를 검출하고, 이어서, 상기 부위 근방의 표적의 위치 및 상기 비콘 신호에 응답하여 시간 반전 신호를 출력하도록 적응된다. 일 실시예에서, 비콘 각각은 상기 각 비콘의 각 위치에 응답하여 각 위치 신호를 생성하도록 적응된 각 위치 센서를 포함하고, 상기 트랜스듀서 각각은 상기 위치 신호에 응답하여 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응된다.

일 실시예에서, 하나 이상의 트랜스듀서는 상기 표적의 위치에 응답하여, 상기 각 비콘으로부터 도입하는 비콘 신호를 상기 복수의 트랜스듀서들에서 검출하는 순서에 관하여 시간적으로 반전된 각 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 복수의 초음파 트랜스듀서를 포함한다.

일 실시예에서, 트랜스듀서 각각은 상기 트랜스듀서의 위치, 각 비콘의 위치 및 상기 표적의 위치에 응답하여 상기 시간 반전 신호의 출력의 타이밍 파라미터를 규제하도록 적응된다.

또한, 본 발명의 양호한 실시예에 따라, 초음파를 사용하여 요법 절차를 수행하는 방법으로서, 관련 체내 부위에 배치된 비콘으로부터 도입하는 각 비콘 신호 를 하나 이상의 검출 위치에서 검출하는 단계, 상기 비콘 신호 각각을 그 시간 기반 특성에 관하여 반전시켜 각 시간 반전 초음파 신호를 획득하는 단계, 및 상기 하나 이상의 위치 각각에서 상기 각 시간 반전 초음파 신호를 생성하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법이 제공된다.

도면을 참고로, 그 양호한 실시예에 대한 하기의 상세한 설명으로부터 본 발명을 보다 완전히 이해할 수 있을 것이다.

발명의 구성 및 작용

도 1은 본 발명의 양호한 실시예에 따라 환자에게 적용된 HIFU 요법 시스템을 도시하는 단순화된 예시도이다. HIFU 요법 시스템(18)은 제어 유니트(50)에 연결된 복수의 초음파 트랜스듀서(30)를 포함한다. 트랜스듀서(30)는 피부 같은 환자의 신체의 표면(22)에 어레이로 적용되는 것이 적합하다. 트랜스듀서는 본 기술에 공지된 디자인으로 이루어질 수 있으며, 일반적으로 압전 소자를 포함한다. 트랜스듀서(30)는 비콘(20)으로부터 초음파 에너지를 검출하고, 그에 응답하여, 전기 신호를 제어 유니트(50)에 전달한다.

비콘(20)은 목적하는 요법이 수행되는 부위내에 또는 그에 근접하게 환자의 신체내에 배치된다. 예시를 위해, 도 1은 뇌 내부의 종양을 포함하는 구조(40)에 또는 그 근방에 배치된 비콘(20)을 도시한다. 다른 응용에 대하여, 구조(40)는 비종양 조직, 전기적 기능부전 조직, 결석, 또는 초음파 적용에 의해 치료 또는 융제될 수 있는 다른 구조를 포함한다.

본 발명의 양호한 실시예에서, 비콘(20)은 체내 삽입을 위한 카테터 또는 프 로브 같은 안내관(32)의 말단 단부에 비콘을 고착함으로써 환자내부에 일시적으로 배치된다. 비콘의 위치를 결정하기 위해, 본 명세서에서 참조하고 있는 2001년 12월 21일자로 출원된 발명의 명칭이 '무선 위치 센서'인 미국 특허 출원 제 10/029,473호 및 2001년 12월 21일자로 출원된 발명의 명칭이 '이식 및 삽입형 태그'인 제 10/029,595호 중 어느 하나 또는 양자 모두에 기술되어 있는 장치 및 방법이 사용되는 것이 적합하다. 대안적으로, 또는 부가적으로, 형광분석 같은 본 기술에 공지된 다른 방법이 본 실시예와 함께 적절히 사용될 수 있다.

이제, 본 발명의 양호한 실시예에 따라 환자에게 적용된 HIFU 요법 시스템(19)을 도시하는 단순화된 개요도인 도 2를 참조한다. 시스템(19)은 시스템(18)과 많은 관점에서 유사하며, 상세히 후술된 바와 같은 차이점을 가진다. 양호한 실시예에서, 비콘(20)은 일반적으로 생검 동안 체내의 관련 조직내에 이식된다. 생검이 음성인 경우에, 비콘은 제거되거나 잔류 상태로 남아있는다.

일부 응용에 대하여, 제어 유니트(50)는 배선(34)을 통해 비콘(20)에 파워를 전송하도록 파워 회로(62)(도 1)를 구동하며, 이 배선은 일반적으로 안내관(32)을 통해 통과된 리드를 포함한다. 대안적으로, 제어 유니트(50)는 비콘(20)에 파워를 무선 전송하도록 환자의 신체 외측에 위치된 파워 송신기(60)를 구동하며, 이 경우, 비콘(20)은 방사된 에너지를 수신하는 회로를 포함한다. 필요에 따라서, 파워 송신기(60)로부터 방사된 에너지는 초음파 및/도는 전자기 에너지를 포함한다. 대안적으로, 하나 이상의 트랜스듀서(30)가 비콘(20)에 바람직하게는 초음파 에너지의 형태로 파워를 무선전송하도록 적용되며, 이 실시예에서, 파워 송신기(60)는 사 용되지 않는다. 또한, 대안적으로, 비콘(20)은 안내관(32)에 고착되고, 파워를 파워 송신기(60)로부터 무선으로 수신하며, 본 실시예에서, 파워 회로(62) 및 파워 배선(34)은 사용되지 않는다.

본 발명의 양호한 실시예에 따라서, 비콘(20)은 일반적으로 수신된 에너지(무선으로 또는 배선(34)을 거쳐 수신된)를 하나 이상의 전방향 펄스 같은 출력된 초음파 에너지로 변환한다.

대안적인 실시예에서, 비콘(20)은 트랜스듀서(30) 중 하나 이상 같은 송신기에 의해 생성된 초음파 신호로 조사되는 수동 반사체를 포함하고, 트랜스듀서(30)는 조사 신호의 반향을 검출한다. 본 실시예에 따라, 비콘(20)은 환자내에 이식(도 2에 도시된 바와 같이)되거나, 안내관(32)에 부착(도 1에 도시된 바와 같이)될 수 있다. 본 실시예에서, 비콘(20)은 제어 유니트(50) 또는 트랜스듀서(30)에 의해 식별될 수 있는 예리하고 구별가능한 기호를 형성하는 형상으로 이루어지는 것이 적합하다. 대안적으로 또는 부가적으로, 비콘(20)은 구조(40) 및/또는 주변 조직의 자연적 반사도 보다 현저히 높은 반사도를 특징으로 한다. 또한, 대안적으로, 비콘(20)은 사전규정된 공진 주파수 및 높은 Q를 가지는 결정을 포함하고, 그래서, 비콘(20)은 그들이 특정 주파수로 조사 초음파 신호를 생성할 때 트랜스듀서(30)에 의해서만 검출될 수 있다. 또한, 대안적으로 비콘(20)은 인가된 초음파 신호의 알려진 조화파를 반사하는 초음파 대비제를 포함하는 버블을 포함할 수 있다. 이 경우에, 트랜스듀서(30) 또는 제어 유니트(50)는 인가된 주파수의 공지된 조화파를 검출함으로써 비콘(20)을 식별한다.

비콘(20)으로부터의 파형은 일반적으로 (a) 비콘과 어레이내의 각 개별 트랜스듀서(30) 사이의 거리 및 (b) 각 개별 트랜스듀서(30)에 의해 수신되기 이전에 초음파 에너지가 통과하는 조직의 전달 특성에 의존하는 지연 이후에 각 트랜스듀서(300에 의해 검출된다. 이 지연에 부가하여, 각 개별 트랜스듀서(30)에 수신된 파형의 형상은 일반적으로 다른 트랜스듀서에서 수신되는 것과 다르며, 그 이유는 다양한 중간 조직의 흡수 특성의 변화 때문이다. 트랜스듀서(30)에 의해 수신된 파형은 전기 신호로 변환되며, 신호의 시간적 상대 위치 및 형상이 제어 유니트(50)에 저장된다.

도 3a 및 도 3b를 참조하면, 도 3a는 비콘(20)으로부터 트랜스듀서에 의해 수신된 초음파 신호에 응답하여 트랜스듀서(30)로부터 제어 유니트(50)에 전달된 전기 신호의 일 예를 도시한다. 예시를 위해, 트랜스듀서(R_1)는 트랜스듀서(R_4)가 덜 감쇠된 신호를 전달한 이후 약 40마이크로초에 매우 감쇠된 신호를 전달하는 것이 도시되어 있다. 트랜스듀서(R_2 및 R_3)는 서로 다른 지연 및 형상의 신호를 운반하는 것으로 도시되어 있다.

본 발명의 양호한 실시예에 따라서, 트랜스듀서(30)로부터의 전기 신호의 수신시, 제어 유니트(50)는 시간 반전 음향학의 기술(예로서, 본 명세서에서 모두 참조하고 있는 Fink의 상술한 특허 또는 문헌에 기술된 것들)을 사용하여 신호의 형상 및 시간적 분포를 반전시킨다.

도 3b는 도 3a에 도시된 예시 신호에 대응하는, 제어 유니트(50)에 의해 생 성된 반전된 전기 신호를 도시하는 예시적 타이밍도이다. 일부 응용에서, 제어 유니트(50)는 비콘(20)으로부터 조직을 통해 트랜스듀서(30)로의 전송 동안 발생하는 소정의 왜곡이 복귀 경로상의 시간 반전 왜곡과 실질적으로 동일함으로써 보상되는 상태로, 비콘(20)의 부위상에 생성된 파형이 정확하게 집속되도록 그 각 반전된 신호를 출력하게 각 트랜스듀서(30)를 구동한다. 일반적으로, 시간 반전 파형은 비콘의 중간 근방에 짧은 시간 주기내에 현저한 양의 에너지를 투입하기 위해 증폭된다.

특히, 생성된 파형의 정확한 형상이 비콘(20)의 부위에 투입된 열의 양에 현저히 영향을 미칠 것으로 예상되지 않는 일부 응용에 대하여, 제어 유니트(50)는 트랜스듀서에 의해 생성된 시간 반전 파형의 순서를 생성하기 위해 트랜스듀서(30)에서 수신된 초음파 신호의 순서를 반전시킬 수 있다. 따라서, 예로서, 트랜스듀서가 t=0, 20, 45 및 50 마이크로초의 각 시간에 성형된 펄스를 수신하는 경우에, 이때, 제어 유니트는 150, 130, 105 및 100 마이크로초에 방형 펄스를 출력하도록 각 트랜스듀서를 구동하도록 적용될 수 있다. 이들 펄스는 실질적으로 동시에 비콘의 부위에 수렴하며, 따라서, 짧은 시간 주기내에 그 부위에 에너지의 현저한 투입을 초래한다.

본 발명의 양호한 실시예에서, 비콘(20)은 바람직하게는 실질적으로 구조를 둘러싸는, 그리고, 구조에 인접한 위치에서, 그리고, 바람직하게는 구조 그 자체내부가 아닌 위치에서, 구조(40)(의도된 요법이 수행되는 경우)에 근접하게 환자의 체내의 복수 위치에 연속적으로 배치된다. 일반적으로, 복수의 위치는 적어도 4개 의 비공면 위치를 포함한다.

구조(40) 부근의 복수의 부위로 비콘(20)을 이동시키는 것 대신 또는 그에 부가하여, 복수의 비콘(20)은 환자의 체내의 복수의 위치 각각에서 환자내에 이식될 수 있다. 이들 대안 양자 모두에 따라서, 비콘(20)은 상술한 바와 같이 초음파 신호에 의해 조사되는 수동 반사체 또는 능동 소자 중 어느 한쪽일 수 있다. 각 비콘은 트랜스듀서(30) 또는 제어 유니트(50)에 의해 식별될 수 있는 예리하고 구별가능한 기호를 생성하는 서로 다른 공지된 기하학적 형상을 가질 수 있다. 대안적으로, 각 비콘은 서로 다른 각각 미리규정된 공진 주파수 및 높은 Q를 가지는 결정을 포함하고, 그래서, 각 비콘이 그들이 각 비콘을 위해 규정된 공진 주파수로 초음파 신호를 생성할 때, 트랜스듀서(30)에 의해 검출된다. 또한, 대안적으로, 각 비콘은 인가된 초음파 신호의 서로 다른 공지된 조화파를 반사하는 초음파 대비제를 포함하는 버블을 포함한다. 이 경우에, 트랜스듀서(30) 또는 제어 유니트(50)는 각 비콘을 위해 서로 다른 인가된 주파수의 알려진 조화파를 검출함으로써, 비콘(20)을 식별한다. 또 다른 대안으로서, 모든 비콘은 실질적으로 동일한 구조를 가지고, 제어 유니트(50)가 서로 다른 비콘들 사이를 구별하기 위해 알고리즘 또는 선택적 위치 데이터를 사용한다. 대안적으로 또는 부가적으로, 비콘은 자연적인 구조(40)의 반사도 보다 현저히 높은 반사도를 특징으로 한다.

비콘(20)이 능동 소자를 포함할 때, 비콘(20)이 각 위치에 있는 동안, 제어 유니트(50)는 파워 회로(62), 파워 송신기(60) 또는 하나 이상의 트랜스듀서(30)를 상술한 바와 같이 비콘(20)에 파워를 전송하도록 구동한다. 비콘(20)은 수신된 에 너지를 출력된 초음파 에너지, 일반적으로는 하나 이상의 전방향 펄스로서 변환한다.

비콘(20)이 능동 또는 수동 소자 중 어느 한쪽을 포함하는 경우에, 비콘(20)으로부터의 파형은 일반적으로, 상술한 인자에 의존한 지연 이후 각 트랜스듀서(30)에 의해 검출된다. 이 지연에 부가하여, 각 개별 트랜스듀서(30)에서 수신된 파형의 형상은 일반적으로 다른 트랜스듀서에서 수신된 것과 다르며, 그 이유는 다양한 중간 조직의 흡수 특성의 변화 때문이다. 트랜스듀서(30)에 의해 수신된 파형은 전기 신호로 변환되고, 신호의 시간적 상대 위치 및 형상이 제어 유니트(50)에 저장된다.

이제, 도 4a, 4b 및 4c를 참조한다. 도 4a는 본 발명의 양호한 실시예에 따른 복수의 관련 위치의 하나 이상의 비콘의 배치의 단순화된 예를 예시하는 2차원 개요도이다. 트랜스듀서(R_1)는 트랜스듀서(30) 중 하나이고, L_1, L_2 및 L_3은 비콘(20) 또는 복수의 비콘(20)이 구조(40) 주변에 배치되어 있는 3 위치이다. 도 4b는 도 4a의 예에서, 위치(L_1, L_2 및 L_3)에 있는 동안 비콘 또는 비콘들(20)로부터 트랜스듀서(R_1)에 의해 수신된 초음파 신호에 응답하여 트랜스듀서(R_1)로부터 제어 유니트(50)에 전달되는 신호를 예시하는 타이밍도이다. 예시의 목적으로, 트랜스듀서(R_1)는 트랜스듀서(R_1) 및 각 위치 사이의 서로 다른 거리에 응답하여 비콘 위치 각각을 위해 유사하게 성형된 신호를 주로 시간적으로 서로 다르게 전달하는 것으 로 도시되어 있다. 예로서, 신호(L_2)의 파형의 피크는 파형(L_1, L_3)의 피크 보다 늦게 발생하는 것으로 도시되어 있다.

각 비콘 위치를 위한 트랜스듀서(30)로부터의 전기 신호 수신시, 제어 유니트(50)는 비콘 위치 각각으로부터 각 트랜스듀서에 의해 수신된 신호 각각의 형상 및 시간적 분포를 반전시키기 위해 시간 반전 음향학의 기술(예로서, Fink의 특허 또는 논문에 기술된 것들 같은)을 사용한다. 도 4c는 본 발명의 양호한 실시예에 따른 제어 유니트(50)에 의해 생성된 산출된 전기 신호(L_C)와, 도 4b에 도시된 예시적 신호에 대응하여, 제어 유니트(50)에 의해 결정된 반전된 전기 신호(L_1, L_2 및 L_3)를 도시하는 예시적 타이밍도이다.

트랜스듀서(30)에 의해 생성된 시간 반전 파형을 비콘 위치가 아닌 구조(40)상에 집속하기 위해, 제어 유니트(50)는 일반적으로 하기와 같이 각 트랜스듀서를 위한 적절한 전송 신호를 산출한다. 각 트랜스듀서(30)에 대하여, 제어 유니트(50)는 비콘 위치 이외의 구조(40)상에 집속된 전송 신호를 산출하기 위해, 구조(40)의, 그리고, 비콘 위치의 공지된 위치를 사용한다. 구조(40)가 비콘 위치에 의해 규정된 형상내에 있는 경우, 수행되는 계산은 비콘 위치 각각으로부터의 신호의 보간법을 포함하는 것이 적합하며, 그 이외의 경우에, 계산은 보외법을 포함하는 것이 적합하다. 구조(40) 근방의 조식은 일반적으로, 실질적으로 균질하기 때문에, 계산은 일반적으로 변형된 형상이 아니라, 비콘 위치의 각각으로부터의 신호에 대해 주로 시간적으로 변위된 신호를 생성한다. 따라서, 본 실시예의 의도가 단지 직 접 시간 반전 신호를 인가하고, 그에 의해, 부위(L_1, L_2 및 L_3)에 에너지를 인가하는 것만일 경우에, 이때, 도 4a의 트랜스듀서(30)는 다른 트랜스듀서(30)(도 1)와 조화하여 연속적으로 도 4c에 도시된 보다 낮은 3 신호를 인가한다. 그러나, 구조(40)상에 에너지를 집속하기 위해, 도 4c의 예시적으로 산출된 파형(L_C)이 L_1과 L_2 사이에서 피크를 가지고, L_1에 다소 보다 근접하며, 이는 도 4a에 도시된 바와 같이, 트랜스듀서(R_1)로부터의 각 거리 L_1 및 L_2를 반영한다. 대안적으로, 제어 유니트는 상술한 계산을 신호들을 시간 반전하기 이전에 수행하며, 이어서, 계산된 전송 신호를 시간 반전한다.

제어 유니트(50)는 구조(40) 근방으로부터 트랜스듀서(30)로의 조직을 통한 전달 동안 발생하는 소정의 왜곡이 복귀 경로상의 실질적으로 동일하지만 시간 반전된 왜곡에 의해 보상되는 상태로, 생성된 파형이 구조(40)상에 정확하게 집속되도록 그 각 산출된 반전된 신호를 출력하도록 각 트랜스듀서(50)를 구동하는 것이 적합하다. 일반적으로, 산출된 시간 반전 파형은 구조(40) 바로 근방에 짧은 시간 주기내에 현저한 양의 에너지를 투입하기 위해 증폭된다.

비록 구조(40)가 여기서 단일 위치를 점유하는 것으로 기술되었지만, 구조(40)는 일반적으로 3차원 하위 체적들의 집합으로서 제어 유니트(50)에 표현되는 3차원 체적이다. 따라서, 양호한 실시예에서, 제어 유니트(50)는 상술된 계산을 하위 체적 각각에 대하여 개별적으로 수행하고, 각 하위 체적 개별로 그 파형을 집속시키도록 트랜스듀서를 구동한다.

본 발명의 본 실시예에서, 비콘(20)은 구조(40)내에 삽입될 필요가 없어 유리하다. 이런 삽입은 종종 구조가 신장 결정일 때 처럼 수행이 곤란하거나 불가능하다.

양호한 실시예에서, 구조(40)의 위치는 CT 스캔 같은 표준 방법을 사용하여 제어 유니트(50)에 명백히 알려지거나 직접적으로 결정될 필요는 없다. 오히려, 비콘 또는 비콘들(20)이 의료 절차 동안 의사에 의해 배치되는 위치는 일반적으로 구조(40)를 둘러싸는 3차원 체적의 경계를 묘사하기 위해 사용된다. 구조(40)의 3차원 형상은 이 절차를 사용하여 실질적으로 결정되고, 이어서, 여기에 기술된 기술이 적용되어 다양한 트랜스듀서(30)로부터의 시간 반전 초음파 신호를 구조(40)상에 집속하도록 적용된다.

도 5는 본 발명의 양호한 실시예에 따른 HIFU 요법 시스템(21)의 개략적인 예시도이다. 설명된 바와 같은 차이를 제외하면, 시스템(21)은 상술한 것들과 유사한 기술 및 장치를 사용하여 동작하는 것이 적합하다.

본 실시예에 따라서, 각 초음파 트랜스듀서(30)는 각 트랜스듀서의 위치를 나타내는 위치 신호를 생성하는 위치 센서

(42)를 포함하는 것이 적합하다. 본 발명의 일 실시예에 따른 위치 센서(42)는 위치, 즉, 배치 센서(42)의 위치 및 배향을 결정하기 위해 배치 시스템의 일부로서 자기장 생성기/방사기에 의해 생성된 전자기장에 응답하는 전자기장 응답 위치 센서이다. 위치는 X, Y, Z 방향 및 피치, 요 및 롤 배향 같은 6개의 방향 및 배향을 포함한다. 위치 센서(42) 및 자기장 생성기(방사기)를 포함하는 위치 시스템은 본 명세서에서 그 내용을 참조하고 있는 1997년 5월 14일자로 출원된 발명의 명칭이 ' 의료 진단, 치료 및 영상화 시스템'인 미국 특허 출원 번호 제 08/793,371 호에 보다 상세히 기술되어 있다.

비콘(20)을 포함하는 비콘 패키지(44)는 비콘의 위치를 나타내는 신호를 실질적으로 연속적으로 전송하는 위치 센서(42)를 또한 포함하는 것이 적합하다. 대안적으로, 또는 부가적으로, 비콘(20)의 위치는 다른 방법(예로서, 형광분석)을 사용하여 결정되고, 초음파 트랜스듀서의 위치는 다른 방법(예로서, 고정 프레임에 대한 강성 부착에 의해)을 사용하여 결정된다. 일반적으로, 구조(40)의 위치는 본 기술에 공지된 영상화 기술을 사용하여 결정된다.

초음파 트랜스듀서(30), 비콘(20) 및 구조(40)의 실질적으로 고정된 위치를 결정하는 것에 응답하여, 제어 유니트(50)는 각 트랜스듀서로부터의 시간 반전 신호의 전송을 개시하기 위해 적용되는 시간 편차를 계산하는 것이 적합하다. 따라서, 본 실시예에서, 복수의 비콘(20)이 일반적으로 사용되지 않으며, 부가적으로, 비콘(20)은 일반적으로 구조(40)의 근방의 다수의 위치로 이동되지 않는다. 대신, 시간 편차가 구조 및 트랜스듀서에 관한 비콘의 고정 위치에 응답하여 결정되는 것이 적합하다. 예로서, 도 5에 예시된 바와 같이, 트랜스듀서(R_1), 비콘(20), 구조(40) 및 트랜스듀서(R_3)는 실질적으로 선을 따라 각 지점에 놓여진다. 본 예에서, 트랜스듀서(R_1 및 R_3)로부터의 시간 반전 신호가 실질적으로 동일한 시간에 구조(40)에 도달하도록, 트랜스듀서(R_3)에 의해 방출된 시간 반전 신호는 시간 t+dt에 개시되고, 트랜스듀서(R_1)로부터의 시간 반전 신호는 시간 t에 발생한다. dt는 트랜스듀서, 비콘(20) 및 구조(40)의 상대 위치와 조직내의 음향 속도에 기초하여 선택된다. 이 방식으로, 각 트랜스듀서에 의해 방출된 초음파 에너지는 전체적으로 또는 부분적으로 구조(40)상에 집속되거나, 필요시, 구조의 하위체적상에 연속적으로 집속된다(예로서, 각 하위체적상으로 시간 반전 신호의 집속을 스캐닝함으로써).

본 발명의 이들 실시예의 각 단계는 필요시 반복적으로 수행될 수 있다는 것을 이해하여야 한다. 예로서, 일부 응용에서, 제어 유니트(50)는 비콘(20) 및/또는 트랜스듀서(30)로부터 도입하는 초음파 에너지의 크기를 절차 동안 상태 및 다양한 인자에 응답하여 변화시킬 수 있다. 또한, 특히, 비콘이 수동 반사 비콘을 포함하는 실시예에서, 트랜스듀서 생성 HIFU의 집속 프로세스는 반복적일 수 있다(예로서, 본 명세서에서 참조하고 있는 Fink 또는 Fink 등의 상술한 특허 또는 Fink의 논문에 기술된 바와 같이).

본 기술 분야의 숙련자들은 본 발명이 특정하게 도시 및 상술된 바에 한정되지 않는다는 것을 인지할 것이다. 오히려, 본 발명의 범주는 상술한 설명을 읽고 본 기술분야의 숙련자들이 이룰 수 있는, 여기에 기술된 다양한 특징의 조합 및 하위조합과, 종래 기술에 없는 그 변형 및 변경 양자 모두를 포함한다.

발명의 효과

본 발명에 따라서, 고강도 집속 초음파(HIFU)를 사용하여 요법 절차를 수행하기 위한 개선된 방법 및 장치가 제공된다.

본 발명에 따라서, HIFU를 사용하는 절차의 정밀도를 증가시키는 장치 및 방법이 제공된다.

본 발명에 따라서, HIFU를 사용하는 절차의 효과를 증가시키는 방법 및 장치가 제공된다.

본 발명에 따라서 HIFU를 사용하는 절차의 위험을 감소시키는 장치 및 방법이 제공된다.

본 발명에 따라서, HIFU에 의해 처리될 수 있는 의료 상태들의 범위 및 다양성을 확장시키는 방법 및 장치가 제공된다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

초음파를 사용하여 요법 절차를 수행하기 위한 장치에 있어서,

관련 체내 부위에 배치되도록 적용되는 비콘, 및

하나 이상의 초음파 트랜스듀서의 세트를 포함하고,

상기 트랜스듀서 각각은 상기 비콘으로부터 도입하는 각 비콘 신호를 검출하고, 상기 비콘 신호 중 하나 이상의 특성에 관하여 시간 반전된 시간 반전 초음파 신호를 출력하도록 적용되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 2.
제 1 항에 있어서, 상기 트랜스듀서 세트는 상기 관련 신체의 외면에 적용되도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 3.
제 1 항에 있어서, 상기 트랜스듀서 각각은 그 트랜스듀서에 의해 검출된 상기 비콘 신호의 특성에 관하여 형상 및 시간적으로 반전된 그 시간 반전 신호를 구성하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 4.
제 1 항에 있어서, 상기 트랜스듀서 각각은 상기 시간 반전 신호를 출력하기 이전에 상기 시간 반전 신호를 증폭하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 5.
제 1 항에 있어서, 상기 비콘은 상기 부위에 이식되도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 6.
제 1 항에 있어서, 상기 비콘은 상기 부위의 종양 조직의 근방에 배치되도록 적응되고, 상기 트랜스듀서의 세트는 상기 종양 조직을 파괴하도록 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 7.
제 1 항에 있어서, 상기 비콘은 상기 부위의 비종양 조직의 근방에 배치되도록 적응되고, 상기 트랜스듀서의 세트는 상기 비종양 조직을 가열하도록 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 8.
제 1 항에 있어서, 상기 비콘은 상기 부위의 전기적 기능부전 조직의 근방에 배치되도록 적용되고, 상기 트랜스듀서의 세트는 상기 조직을 파괴하도록 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 9.
제 1 항에 있어서, 상기 비콘은 상기 부위의 결석의 근방에 배치되도록 적응되고, 상기 트랜스듀서의 세트는 상기 결석을 분쇄하도록 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 10.
제 1 항에 있어서, 상기 하나 이상의 트랜스듀서는 단일 초음파 트랜스듀서를 포함하고, 상기 단일 초음파 트랜스듀서는 상기 단일 초음파 트랜스듀서에 의해 검출된 상기 비콘 신호의 형상에 관하여 시간적으로 반전된 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 11.
제 1 항에 있어서, 상기 하나 이상의 트랜스듀서는 복수의 트랜스듀서를 포함하고, 상기 복수의 트랜스듀서 각각은 상기 복수의 트랜스듀서에서의 상기 비콘 신호의 검출의 순서에 관하여 시간적으로 반전된 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 12.
제 1 항에 있어서, 상기 트랜스듀서 각각은 체내의 표적의 위치, 비콘의 위치 및 트랜스듀서의 위치에 응답하여 상기 각 시간 반전 신호의 출력의 타이밍 파라미터를 규제하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 13.
제 1 항에 있어서, 상기 체내로 삽입되어 상기 부위에 도달하도록 적응되는 말단 단부를 가지는 기구를 포함하고, 상기 비콘은 상기 기구의 상기 말단 단부의 근방에 고착되도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 14.
제 13 항에 있어서, 상기 기구는 카테터를 포함하는 요법 절차 수행 장치.

청구항 15.
제 1 항에 있어서, 상기 비콘은 수동 소자를 포함하고,

상기 장치는 조사 초음파 신호로 비콘을 조사하도록 적응되는 초음파 송신기 를 포함하며,

상기 트랜스듀서 각각은 상기 조사 신호에 의한 조사에 응답하여 상기 비콘으로부터 도입하는 반향 신호를 검출하고, 그 트랜스듀서에 의해 검출된 상기 반향 신호의 특성에 관하여 시간적으로 반전된 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 16.
제 15 항에 있어서, 상기 송신기는 상기 트랜스듀서 중 하나를 포함하는 요법 절차 수행 장치.

청구항 17.
제 15 항에 있어서, 상기 수동 소자는 상기 부위에서의 자연적 초음파 반사도 레벨 보다 높은 초음파 반사도를 특징으로 하는 초음파 반사체를 포함하는 요법 절차 수행 장치.

청구항 18.
제 15 항에 있어서, 상기 수동 소자는 상기 소자가 상기 송신기에 의해 조사될 때, 상기 반향 신호내의 구별가능한 기호를 생성하는 기하학적 형상으로 이루어지고, 상기 하나 이상의 트랜스듀서는 상기 반향 신호내의 상기 기호를 검출하고 그에 응답하여 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 19.
제 15 항에 있어서, 상기 수동 소자는 사전규정된 공진 주파수를 가지는 결정을 포함하는 요법 절차 수행 장치.

청구항 20.
제 15 항에 있어서, 상기 수동 소자는 상기 조사 신호의 알려진 조화파를 반사하는 초음파 대비제를 포함하고, 상기 트랜스듀서 중 하나 이상은 상기 알려진 조화파를 검출하고, 그에 응답하여 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 21.
제 1 항에 있어서, 상기 각 트랜스듀서에 의해 비콘으로부터 수신된 상기 비콘 신호를 저장하고, 그 각 시간 반전 신호를 출력하도록 각 트랜스듀서를 구동하도록 적응되는 제어 유니트를 포함하는 요법 절차 수행 장치.

청구항 22.
제 21 항에 있어서, 상기 트랜스듀서 각각은 수신한 상기 비콘 신호를 전기 신호로 변환하고, 상기 전기 신호를 상기 제어 유니트로 전송하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 23.
제 21 항에 있어서, 상기 제어 유니트는 상기 각 트랜스듀서에 의해 수신된 상기 비콘 신호의 대응 진폭 보다 큰 진폭을 갖도록 그 각 시간 반전 신호를 구성하도록 각 트랜스듀서를 구동하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 24.
제 1 항에 있어서, 상기 비콘은 에너지를 수신하는 회로를 포함하고, 상기 비콘은 상기 비콘 신호를 생성하도록 상기 수신된 에너지를 변환하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 25.
제 24 항에 있어서, 상기 비콘은 하나 이상의 실질적인 전방향성 펄스를 포함하도록 상기 비콘신호를 구성하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 26.
제 24 항에 있어서, 외부 파워 회로 및

상기 외부 파워 회로를 상기 비콘에 접속하는 하나 이상의 배선 세트를 포함하고,

상기 외부 파워 회로는 상기 배선을 통해 상기 비콘에 상기 에너지를 전송하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 27.
제 24 항에 있어서, 상기 회로는 상기 에너지를 무선으로 수신하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 28.

제 27 항에 있어서, 상기 신체 외측에 위치되어 상기 에너지를 상기 비콘에 무선 전송하도록 적응되는 파워 송신기를 포함하는 요법 절차 수행 장치.

청구항 29.
제 28 항에 있어서, 상기 파워 송신기는 초음파 에너지를 상기 비콘에 무선 전송하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 30.
제 28 항에 있어서, 상기 파워 송신기는 전자기 에너지를 상기 비콘에 무선 전송하도록 적용되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 31.
제 1 항에 있어서, 상기 비콘은 상기 부위의 근방의 복수의 위치에 연속적으로 배치되도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 32.
제 31 항에 있어서, 상기 비콘은 4개 이상의 비공면 위치를 포함하는 복수의 위치에 배치되도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 33.
제 31 항에 있어서, 상기 트랜스듀서 각각은 상기 비콘이 각각 각 위치에 있을 때, 각 비콘 신호를 검출하고, 이어서, 각 위치 각각에서의 상기 비콘으로부터의 각 비콘 신호에 응답하여, 그리고, 상기 부위의 근방의 표적의 위치에 응답하여 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 34.
제 33 항에 있어서, 상기 비콘은 상기 비콘의 각 위치에 응답하여 각 위치 신호를 생성하도록 적응되는 위치 센서를 포함하고, 상기 트랜스듀서 각각은 상기 위치 신호에 응답하여 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 35.
제 33 항에 있어서, 상기 하나 이상의 트랜스듀서는 상기 표적의 상기 위치 에 응답하여, 상기 비콘이 각 위치에 있을 때, 상기 복수의 트랜스듀서들에서, 상기 비콘 신호를 검출하는 순서에 관하여 시간적으로 반전된 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 복수의 초음파 트랜스듀서를 포함하는 요법 절차 수행 장치.

청구항 36.
제 33 항에 있어서, 상기 트랜스듀서 각각은 상기 트랜스듀서의 위치, 상기 비콘이 각 위치에 있을 때의 상기 비콘의 위치 및 상기 표적의 위치에 응답하여 상기 시간 반전 신호의 출력의 타이밍 파라미터를 규제하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 37.
제 1 항에 있어서, 상기 비콘은 상기 부위의 근방의 서로 다른 위치에 이식되도록 각각 적응되는 복수의 비콘을 포함하는 요법 절차 수행 장치.

청구항 38.
제 37 항에 있어서, 상기 복수의 비콘은 4개 이상의 비공면 위치를 포함하는 상기 부위 근방의 서로 다른 위치에 배치되도록 적응되는 4개의 비콘을 포함하는 요법 절차 수행 장치.

청구항 39.
제 37 항에 있어서, 상기 트랜스듀서 각각은 상기 각 비콘으로부터 도입하는 비콘 신호를 검출하고, 이어서, 상기 부위 근방의 표적의 위치 및 상기 비콘 신호에 응답하여 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 40.
제 39 항에 있어서, 상기 비콘 각각은 상기 각 비콘의 각 위치에 응답하여 각 위치 신호를 생성하도록 적응된 각 위치 센서를 포함하고, 상기 트랜스듀서 각각은 상기 위치 신호에 응답하여 상기 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 41.

제 39 항에 있어서, 상기 하나 이상의 트랜스듀서는 상기 표적의 위치에 응답하여, 상기 각 비콘으로부터 도입하는 비콘 신호를 상기 복수의 트랜스듀서들에서 검출하는 순서에 관하여 시간적으로 반전된 각 시간 반전 신호를 출력하도록 적응되는 복수의 초음파 트랜스듀서를 포함하는 요법 절차 수행 장치.

청구항 42.
제 39 항에 있어서, 상기 트랜스듀서 각각은 상기 트랜스듀서의 위치, 각 비콘의 위치 및 상기 표적의 위치에 응답하여 상기 시간 반전 신호의 출력의 타이밍 파라미터를 규제하도록 적응되는 요법 절차 수행 장치.

청구항 43.
초음파를 사용하여 요법 절차를 수행하는 방법에 있어서,

관련 체내 부위에 배치된 비콘으로부터 도입하는 각 비콘 신호를 하나 이상의 검출 위치에서 검출하는 단계,

상기 비콘 신호 각각을 그 시간 기반 특성에 관하여 반전시켜 각 시간 반전 초음파 신호를 획득하는 단계, 및

상기 하나 이상의 위치 각각에서 상기 각 시간 반전 초음파 신호를 생성하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 44.
제 43 항에 있어서, 상기 하나 이상의 검출 위치에서 검출하는 단계는 상기 관련 신체의 외면상의 하나 이상의 위치를 검출하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 45.
제 43 항에 있어서, 상기 비콘 신호 각각을 반전하는 단계는 상기 비콘 신호 각각을 그 형상 기반 특성 및 그 시간 기반 특성에 관하여 반전시켜 각 시간 반전 신호를 획득하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 46.
제 43 항에 있어서, 상기 시간 반전 신호 생성 단계는 상기 시간 반전 신호를 증폭하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 47.
제 43 항에 있어서, 상기 비콘은 상기 부위에 이식된 비콘을 포함하고, 상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 상기 부위에 이식된 상기 비콘으로부터 도입하는 각 비콘 신호를 검출하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 48.
제 43 항에 있어서, 상기 비콘은 상기 부위의 종양 조직 근방에 배치된 비콘을 포함하고,

상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 상기 부위의 상기 종양 조직 근방에 배치된 비콘으로부터 도입하는 각 비콘 신호를 검출하는 단계를 포함하며,

상기 시간 반전 신호는 상기 종양 조직을 파괴하도록 상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계를 포함하는 상기 요법 치료 수행 방법.

청구항 49.
제 43 항에 있어서, 상기 비콘은 상기 부위의 비종양 조직 근방에 배치된 비콘을 포함하고,

상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 상기 부위의 상기 비종양 조직 근방에 배치된 상기 비콘으로부터 도입하는 각 비콘 신호를 검출하는 단계를 포함하며,

상기 시간 반전 신호는 상기 비종양 조직을 가열하도록 상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 50.
제 43 항에 있어서, 상기 비콘은 상기 부위의 전기적 가능부전 조직의 근방에 배치된 비콘을 포함하고,

상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 상기 부위의 상기 전기적 기능부전 조직의 근방에 배치된 상기 비콘으로부터 도입하는 각 비콘 신호를 검출하는 단계를 포함하며,

상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계는 상기 조직을 파괴시키도록 상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 51.
제 43 항에 있어서, 상기 비콘은 상기 부위의 결석의 근방에 배치된 비콘을 포함하고,

상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 상기 부위의 결석의 근방에 배치된 비콘으로부터 도입하는 상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계를 포함하며,

상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계는 상기 결석을 파괴시키도록 상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 52.
제 43 항에 있어서, 상기 하나 이상의 검출 위치의 상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 단일 검출 위치에서 단일 비콘 신호를 검출하는 단계를 포함하고,

상기 비콘 신호 각각을 반전시키는 단계는 그 시간 기반 특성에 관하여 상기 단일 비콘 신호를 반전시키는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 53.
제 43 항에 있어서, 상기 하나 이상의 검출 위치의 상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 복수의 각 검출 위치에서 복수의 각 비콘 신호를 검출하는 단계를 포함하고,

상기 비콘 신호 각각을 반전시키는 단계는 상기 복수의 각 검출 위치에서, 상기 복수의 각 비콘 신호를 검출하는 순서에 관하여 상기 비콘 신호 각각을 반전시키는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 54.
제 43 항에 있어서, 상기 하나 이상의 검출 위치 각각의 시간 반전 신호를 생성하는 단계는 각 검출 위치의 위치, 상기 비콘의 위치 및 체내의 표적의 위치에 응답하여 상기 하나 이상의 검출 위치 각각에서 상기 시간 반전 신호 생성의 타이밍 파라미터를 규제하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 55.
제 43 항에 있어서, 상기 비콘은 상기 체내로 삽입되어 상기 부위에 도달하는 기구의 말단 단부 근방에 고착되고,

상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 상기 기구에 고착되었을 때 비콘으로부터 도입하는 각 비콘 신호를 검출하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 56.
제 55 항에 있어서, 상기 비콘은 상기 체내에 삽입되어 상기 부위에 도달하는 카테터의 말단 단부 근방에 고착되고,

상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 상기 카테터에 고착될 때, 상기 비콘으로부터 도입하는 각 비콘 신호를 검출하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 57.
제 43 항에 있어서, 상기 비콘은 수동 비콘을 포함하고,

상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 조사 초음파 신호로 상기 수동 비콘을 조사하고, 상기 조사에 응답하여, 상기 수동 비콘으로부터 도입하는 각 초음파 반향 신호를 검출하는 단계를 포함하며,

상기 비콘 신호 각각을 반전시키는 단계는 그 시간 기반 특성에 관하여 상기 반향 신호 각각을 반전시켜, 각 반전된 반향 신호를 획득하는 단계를 포함하고,

상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계는 상기 각 반전된 반향 신호에 응답하여 상기 하나 이상의 검출 위치 각각의 상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 58.
제 57 항에 있어서, 상기 수동 비콘은 상기 부위의 자연적 초음파 반사도 레벨 보다 높은 초음파 반사도를 특징으로

하고,

상기 각 반향 신호를 검출하는 단계는 상기 보다 높은 초음파 반사도에 응답하여 상기 수동 비콘으로부터 도입하는 각 반향 신호를 검출하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 59.
제 57 항에 있어서, 상기 수동 비콘은 상기 비콘이 조사 신호로 조사될 때, 상기 반향 신호내의 구별가능한 기호를 생성하는 기하학적 형상으로 이루어지고,

상기 각 반향 신호를 검출하는 단계는 상기 각 반향 신호내의 상기 기호를 검출하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 60.
제 57 항에 있어서, 상기 수동 비콘은 사전규정된 공진 주파수를 가지는 결정을 포함하고,

상기 각 반향 신호를 검출하는 단계는 상기 공진 주파수의 조사 신호를 사용한 조사에 응답하여, 상기 수동 소자로부터 도입하는 각 반향 신호를 검출하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 61.
제 57 항에 있어서, 상기 수동 비콘은 상기 조사 신호의 알려진 조화파를 반사하는 초음파 대비제를 포함하고,

상기 각 반향 신호를 검출하는 단계는 상기 조사 신호를 사용한 조사에 응답하여, 상기 알려진 조화파를 검출하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 62.
제 43 항에 있어서, 상기 비콘에 의해 수신된 에너지를 상기 각 비콘 신호를 생성하도록 상기 비콘에 의해 변환하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 63.
제 62 항에 있어서, 상기 각 비콘 신호는 하나 이상의 실질적인 전방향성 펄스를 특징으로 하고,

상기 수신된 에너지를 변환하는 단계는 상기 실질적인 전방향성 펄스를 생성하도록 상기 수신된 에너지를 변환하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 64.
제 62 항에 있어서, 상기 비콘에 접속된 하나 이상의 배선 세트를 통해 상기 비콘에 상기 에너지를 전송하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 65.
제 62 항에 있어서, 상기 비콘에 상기 에너지를 무선 전송하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 66.
제 65 항에 있어서, 상기 에너지는 초음파 에너지를 포함하고,

상기 에너지를 무선 전송하는 단계는 상기 비콘에 상기 초음파 에너지를 무선 전송하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 67.
제 65 항에 있어서, 상기 에너지는 전자기 에너지를 포함하고,

상기 에너지를 무선 전송하는 단계는 상기 비콘에 상기 전자기에너지를 무선 전송하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 68.
제 43 항에 있어서, 상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 상기 부위의 근방의 상기 복수의 각 비콘 위치에 비콘이 연속적으로 배치될 때, 각 비콘 신호 각각을 검출하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 69.
제 68 항에 있어서, 상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 상기 비콘이 적어도 4개의 비공면 비콘 위치를 포함하는 복수의 비콘 위치에 연속적으로 배치될 때 상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 70.
제 68 항에 있어서, 상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 상기 비콘이 각각 각 비콘 위치에 있을 때, 각 비콘 신호 각각을 검출하는 단계를 포함하고,

상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계는 후속하여, 상기 부위의 근방의 표적의 위치에 응답하여, 상기 각 비콘 위치로부터의 각 비콘 신호에 응답하여 상기 시 간 반전 신호를 생성하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 71.
제 70 항에 있어서, 상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계는 상기 각 비콘 위치 각각의 비콘에 의해 생성된 각 비콘 위치 신호에 응답하여 시간 반전 신호를 생성하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 72.
제 70 항에 있어서, 상기 하나 이상의 검출 위치에서 상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 복수의 검출 위치 각각에서 복수의 비콘 신호를 검출하는 단계를 포함하고,

상기 비콘 신호 각각을 반전시키는 단계는 상기 복수의 비콘 신호 각각을 상기 복수의 검출 위치에서 검출하는 순서에 관하여, 그리고, 표적의 위치에 응답하여 비콘 신호 각각을 반전시키는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 73.
제 70 항에 있어서, 상기 하나 이상의 검출 위치 각각에서 상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계는 상기 각 검출 위치 각각의 위치, 상기 비콘이 각 비콘 위치에 있을 때의 상기 비콘의 위치 및 상기 표적의 위치에 응답하여 상기 시간 반전 신호 행성의 타이밍 파라미터를 규제하는 단계를 포함하는 상기 요법 치료 수행 방법.

청구항 74.
제 43 항에 있어서, 상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 상기 체내의 부위 의 근방의 서로 다른 각 비콘 위치에서 각각 이식된 복수의 각 비콘으로부터 도입하는 각 비콘 신호를 검출하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 75.
제 74 항에 있어서, 상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 4개 이상의 비콘 위치를 포함하는 복수의 각 비콘 위치에 이식된 복수의 각 비콘으로부터 도입하는 각 비콘 신호를 검출하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 76.
제 74 항에 있어서, 상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계는 상기 부위의 근방의 표적의 위치에 응답하여, 그리고, 상기 복수의 각 비콘으로부터의 각 비콘 신호를 검출하는 것에 응답 및 후속하여 상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

청구항 77.
제 76 항에 있어서, 상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계는 상기 각 비콘에 의해 생성된 위치 신호에 응답하여 상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

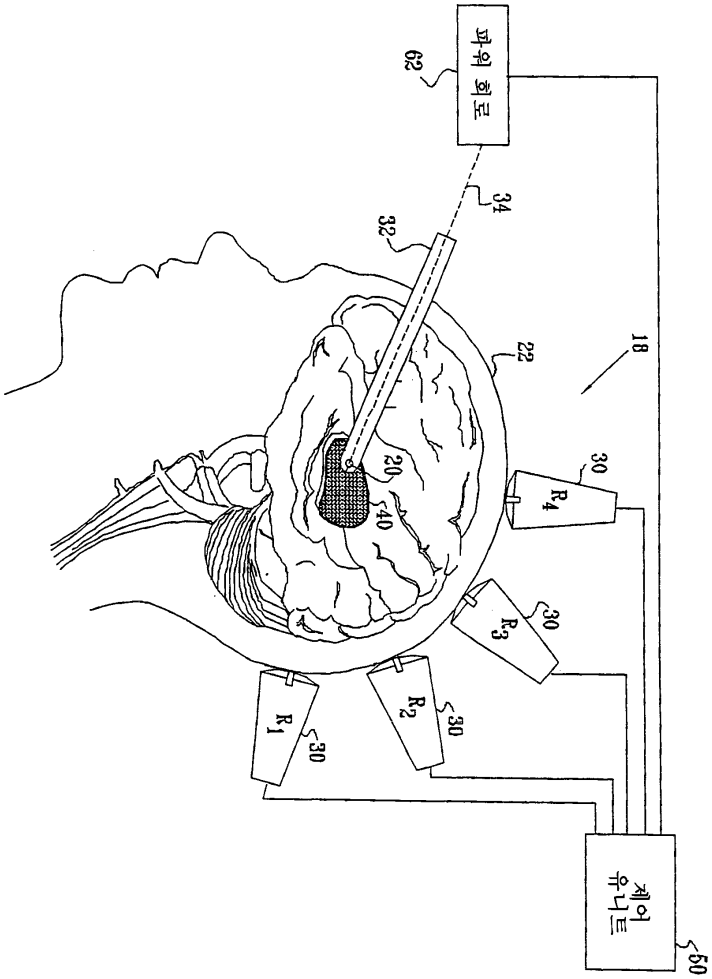
청구항 78.
제 76 항에 있어서, 상기 하나 이상의 검출 위치에서 상기 각 비콘 신호를 검출하는 단계는 복수의 검출 위치 각각에서 복수의 비콘 신호를 검출하는 단계를 포함하고,

상기 비콘 신호 각각을 반전시키는 단계는 상기 복수의 검출 위치 각각에서, 상기 각 비콘으로부터 도입하는 상기 복수의 비콘 신호를 검출하는 순서에 관하여, 그리고, 표적의 위치에 응답하여 각 비콘 신호를 반전시키는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

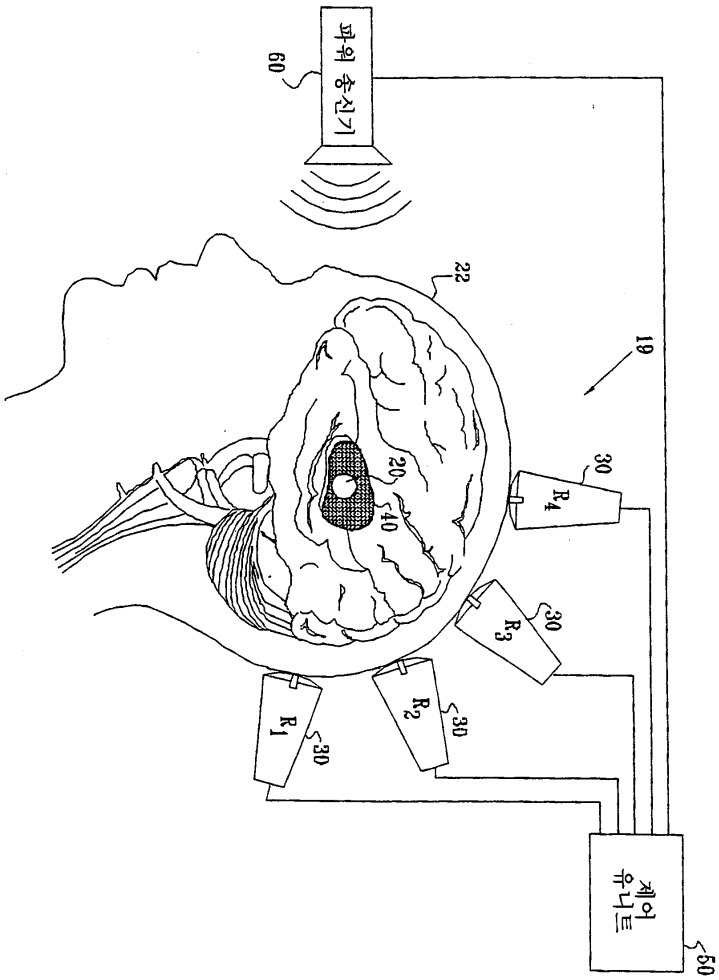
청구항 79.
제 76 항에 있어서, 상기 하나 이상의 검출 위치 각각에서 상기 시간 반전 신호를 생성하는 단계는 상기 검출 위치의 위치, 상기 각 비콘의 위치 및 상기 표적의 상기 위치에 응답하여, 상기 하나 이상의 검출 위치 각각에서 상기 시간 반전 신호의 생성의 타이밍 파라미터를 규제하는 단계를 포함하는 요법 치료 수행 방법.

도면

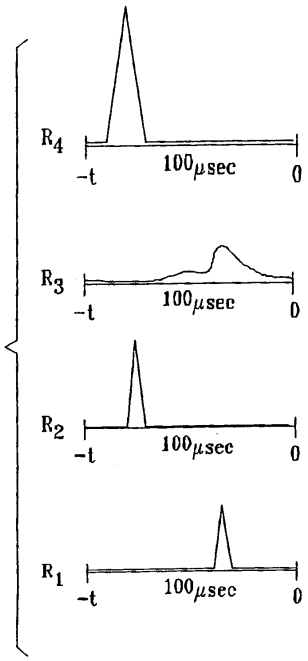
도면1



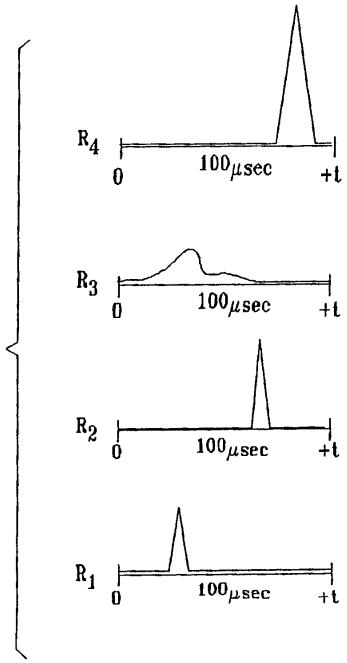
도면2



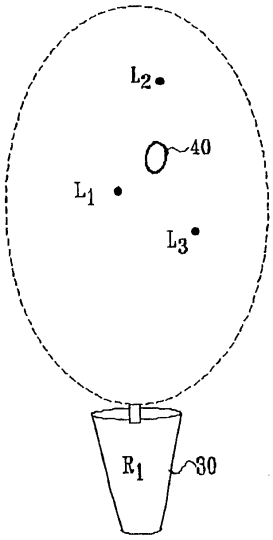
도면3a



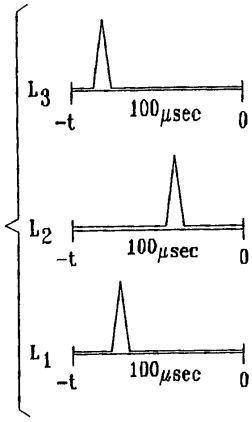
도면3b



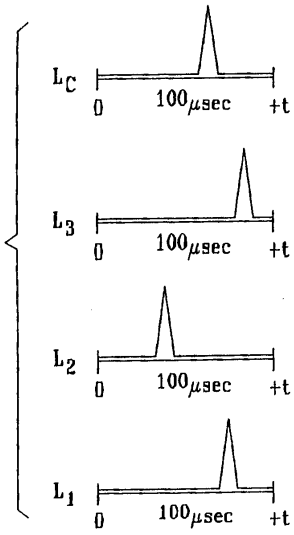
도면4a



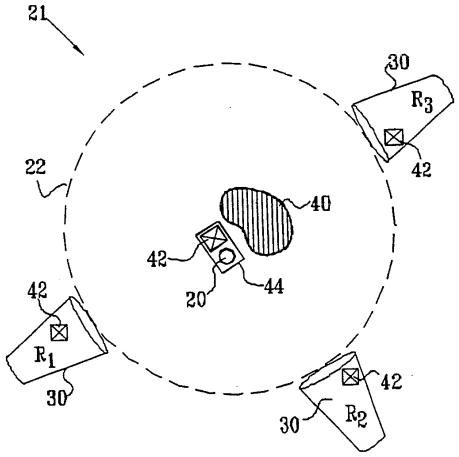
도면4b



도면4c


L_C
0
100μsec
+t
L_3
0
100μsec
+t
L_2
0
100μsec
+t
L_1
0
100μsec
+t

도면5


21
22
30
R_3
42
40
42
20
44
42
R_1
30
42
30
R_2

专利名称(译)	外部供电的高强度聚焦超声波用于治疗		
公开(公告)号	KR1020040074618A	公开(公告)日	2004-08-25
申请号	KR1020040010616	申请日	2004-02-18
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
申请(专利权)人(译)	生物感觉韦伯斯特的鼻子的激光炮		
当前申请(专利权)人(译)	生物感觉韦伯斯特的鼻子的激光炮		
[标]发明人	GOVARI ASSAF		
发明人	GOVARI,ASSAF		
IPC分类号	A61N7/00 A61B17/22 A61B19/00 A61B18/00 A61N7/02 A61B8/12		
CPC分类号	A61N7/02 A61B2019/5429 A61B2019/5425 A61N2007/0078 A61B2090/3925 A61B2090/3929 A47D9/02 A47D15/00		
代理人(译)	李，何炳 李昌勋		
优先权	10/370381 2003-02-19 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明，提供了用于使用超声执行治疗过程的设备。并且这包括应用的信标，以及至少一个超声换能器的集合，以便布置在相关的内部站点中。每个换能器检测从信标引入的每个信标信号。为了输出关于至少一个特性的信标信号中时间反转的时间反转超声波信号，应用该装置。信标，换能器，超声波，时间反转超声波信号，HIFU。