



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2014년05월27일

(11) 등록번호 10-1398005

(24) 등록일자 2014년05월15일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 7/02 (2006.01) **A61B 18/00** (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)
- (21) 출원번호 **10-2012-0025397**
- (22) 출원일자 **2012년03월13일**
심사청구일자 **2012년03월16일**
- (65) 공개번호 **10-2013-0016038**
- (43) 공개일자 **2013년02월14일**
- (30) 우선권주장
1020110077578 2011년08월04일 대한민국(KR)
- (56) 선행기술조사문헌
US20090240148 A1
JP2008535545 A
JP4295088 B2

- (73) 특허권자
연세대학교 원주산학협력단
강원도 원주시 흥업면 연세대길 1
- (72) 발명자
서종범
강원 원주시 천매봉길 16-5, 201호 (단구동)
유홍일
강원 원주시 개운로 67, (개운동)
(뒷면에 계속)
- (74) 대리인
민혜정

전체 청구항 수 : 총 14 항

심사관 : 한상일

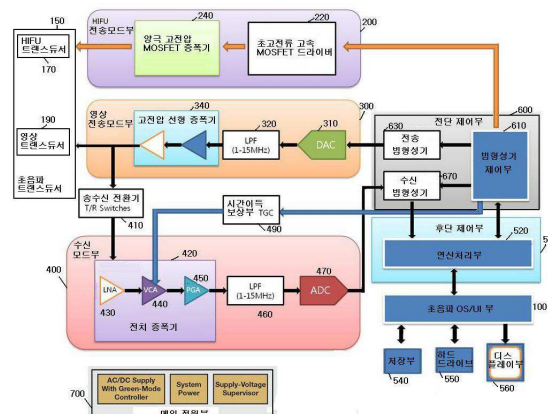
(54) 발명의 명칭 소형 치료 초음파 트랜스듀서를 이용한 고강도 집속 초음파 치료 시스템

(57) 요약

본 발명은 소형 초음파용 고출력 다채널 위상 어레이(phased array) 트랜스듀서를 이용한 HIFU 시스템에 관한 것으로, 보다 상세히는, 소형 초음파용 고출력 다채널 위상 어레이 트랜스듀서를 위한 빔포밍 방법 및 상기 빔포밍 방법이 구현되는 다채널 트랜스듀서 드라이빙 시스템을 구비하며, 소형 초음파용 고출력 다채널 위상 어레이 트랜스듀서를 사용하여, 기술자가 HIFU 시스템을 휴대한 상태로 수술할 수 있도록 이루어져, 암 세포가 어디에 위치하던, 어떤 형태로 존재하던, 효과적으로 접근이 가능하도록 이루어진 HIFU 시스템에 관한 것이다.

본 발명은, 영상 트랜스듀서와 HIFU 트랜스듀서를 일체화된 초음파 트랜스듀서를 구비하는 HIFU 시스템에 있어서, HIFU 트랜스듀서는 초음파 트랜스듀서의 보드의 외곽부분에 위치되며, 영상 트랜스듀서는 초음파 트랜스듀서의 보드에서 상기 HIFU 트랜스듀서가 위치된 부분을 제외한 내측부분에 위치되는 초음파 트랜스듀서; 상기 영상 트랜스듀서의 각 소자들에 적용될 시간지연을 빔 스티어링(beamsteering) 공식을 통해서 구하여 초음파 빔 신호를 생성하며, 상기 HIFU 트랜스듀서를 위해, 빔포커싱(beamfocusing) 공식을 이용하여 특정위치에 상기 HIFU 트랜스듀서의 초점을 형성하도록 HIFU 빔제어신호를 생성하는 빔형성기 제어부;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

대표도



(72) 발명자

김경희

강원 원주시 원문로 176, 101동 1908호 (단계동,
단계현대아파트)

박동희

경남 김해시 삼안로 166, (삼방동)

특허청구의 범위

청구항 1

영상 트랜스듀서와 HIFU 트랜스듀서가 일체화된 초음파 트랜스듀서를 구비하되,

HIFU 트랜스듀서는 초음파 트랜스듀서의 보드의 외곽부분에 위치되며,

영상 트랜스듀서는 상기 초음파 트랜스듀서의 보드에서 상기 HIFU 트랜스듀서가 위치한 부분을 제외한 내측부분에 위치되는 HIFU 시스템에 있어서,

전송 빔형성기에서 생성된 초음파 빔신호를 수신하여, 아날로그 신호로 변환하고 잡음을 제거하고 증폭하여, 영상 트랜스듀서로 전송하는 영상 전송 모드부를 더 포함하며,

영상 트랜스듀서는 영상 전송 모드부에서 생성된 펄스에 따른 시간동안 조직 내로 음파를 전달하고 다음 펄스가 생성되기 전까지 초음파 응답신호(에코신호)를 수신하여 수신 모드부로 전송하는 것을 특징으로 하는 HIFU 시스템.

청구항 2

영상 트랜스듀서와 HIFU 트랜스듀서가 합쳐져 선형적으로 배열되어, 2D 선형배열을 이루고 있는 초음파 트랜스듀서;

상기 영상 트랜스듀서의 각 소자들에 적용될 시간지연을 빔 스티어링(beamsteering) 공식을 통해서 구하여 초음파 빔신호를 생성하며,

상기 HIFU 트랜스듀서를 위해, 빔포커싱(beamfocusing) 공식을 이용하여 특정위치에 상기 HIFU 트랜스듀서의 초점을 형성하도록 HIFU 빔제어신호를 생성하는 빔형성기 제어부;

를 포함하는 HIFU 시스템에 있어서,

전송 빔형성기에서 생성된 초음파 빔신호를 수신하여, 아날로그 신호로 변환하고 잡음을 제거하고 증폭하여, 영상 트랜스듀서로 전송하는 영상 전송 모드부를 더 포함하며,

영상 트랜스듀서는 영상 전송 모드부에서 생성된 펄스에 따른 시간동안 조직 내로 음파를 전달하고 다음 펄스가 생성되기 전까지 초음파 응답신호(에코신호)를 수신하여 수신 모드부로 전송하는 것을 특징으로 하는 HIFU 시스템.

청구항 3

영상 트랜스듀서와 HIFU 트랜스듀서가 일체화된 초음파 트랜스듀서를 구비하는 HIFU 시스템에 있어서,

HIFU 트랜스듀서는 초음파 트랜스듀서의 보드의 외곽부분에 위치되며,

영상 트랜스듀서는 상기 초음파 트랜스듀서의 보드에서 상기 HIFU 트랜스듀서가 위치한 부분을 제외한 내측부분에 위치되는 초음파 트랜스듀서;

상기 HIFU 트랜스듀서로 전송하기 위한, 연속적인 펄스를 갖는 HIFU 구동신호를 생성하는 HIFU 전송 모드부;

상기 영상 트랜스듀서로 전송하기 위한, 단속적 펄스를 갖는 초음파 빔신호를 아날로그 신호로 변환하고 잡음을 제거하고 증폭하는 영상 전송 모드부;

채내에서 발생된 초음파 응답신호를 수신하여 증폭하고 잡음을 제거하고 디지털 신호로 변환하는 수신 모드부;

영상 트랜스듀서의 각 소자들에 적용될 시간지연을 빔 스티어링(beamsteering) 공식을 통해서 구하여 초음파 빔신호를 생성하며, HIFU 트랜스듀서를 위해 빔포커싱(beamfocusing) 공식을 이용하여 특정위치에 상기 HIFU 트랜스듀서의 초점을 형성하도록 HIFU 빔제어신호를 생성하여 HIFU 전송 모드부로 전송하는 빔형성기 제어부;

빔형성기 제어부의 전송빔 제어신호에 따라 초음파 빔신호를 생성하여, 영상 전송 모드부로 전송하는 전송 빔형성기;

빔 형성 제어부의 수신빔 제어신호에 따라 수신 모드부에서 수신된 초음파 응답신호로 부터 빔포밍에 의해 계산

된 영상신호를 생성하는 수신 빔형성기;
를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 HIFU 시스템.

청구항 4

삭제

청구항 5

제1항 또는 제2항에 있어서,
채내에서 발생된 초음파 응답신호를 수신하여 증폭하고 잡음을 제거하고 디지털 신호로 변환하는 수신 모드부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 HIFU 시스템.

청구항 6

제1항 또는 제2항에 있어서,
빔형성기 제어부로부터 수신된 HIFU 빔제어신호에 따른 듀티(duty)를 갖는 연속적인 펄스를 갖는 전기신호를 생성하여, HIFU 트랜스듀서로 전송하는 HIFU 전송 모드부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 HIFU 시스템.

청구항 7

삭제

청구항 8

제3항에 있어서,
수신 빔형성기에서 수신된 빔포밍에 의해 계산된 영상신호를 B 모드 영상으로 재구성하며, 디스플레이하기 위해 서 2D 어레이 형태로 변환시켜주는 주사 변환(scan conversion)을 행하는 연산처리부;
를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 HIFU 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서
연산처리부에서 수신된 B모드 영상으로 매핑(mapping)된 영상을 디스플레이부로 출력하며, 시술자가 HIFU 발생과 관련한 파라미터 입력 및 제어 키 입력에 대한 인터페이스를 제공하는 초음파 OS/UI 부;
를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 HIFU 시스템.

청구항 10

삭제

청구항 11

제6항에 있어서,
HIFU 전송 모드부는, 초고전류 고속 MOSFET 드라이버(Ultra-high current high-speed MOSFET driver), 양극 고전압 MOSFET 증폭기(Bipolar high voltage MOSFET amplifier)를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 HIFU 시스템.

청구항 12

제1항 또는 제2항에 있어서,
영상 전송 모드부는 DA변환기, 저역통과필터(LPF), 고전압 선형 증폭기(high voltage linear amplifier)를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 HIFU 시스템.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 저역통과필터(LPF)는 1-15MHz의 저역통과필터인 것을 특징으로 하는 HIFU 시스템.

청구항 14

제5항에 있어서, 수신 모드부는,

수신모드 시에만 영상 트랜스듀서와 전기적으로 연결되어 초음파 응답신호(에코신호)를 수신하는 송수신 전환기(T/R switcher)를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 HIFU 시스템.

청구항 15

제14항에 있어서,

수신 모드부는 전치 증폭기, 저역통과필터, A/D 변환기를 더 포함하며,

송수신 전환기를 통해 수신된 초음파 응답신호를 증폭하는 전치 증폭기는,

수신 전환기(T/R switcher)로 부터 수신된 초음파 응답신호(에코신호)를 수신하여, 최소의 잡음 레벨로 증폭하는 저잡음 증폭기;

빔형성기 제어부로부터 수신된 시간이득 보상 제어신호에 의해 시간이득 보상신호를 생성하는 시간이득 보상부;

시간이득 보상부로부터 수신된 시간이득 보상신호에 따라 저잡음 증폭기로부터 수신된 초음파 응답신호를 시간에 따라 이득을 보상하는 전압 조정 감쇄기;

전압 조정 감쇄기의 출력신호로부터 이득을 조절하여 출력하는 프로그램어블 이득 증폭기;

를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 HIFU 시스템.

청구항 16

제15항에 있어서

저역통과필터는 1-15MHz의 저역통과필터인 것을 특징으로 하는 HIFU 시스템.

청구항 17

영상 트랜스듀서와 HIFU 트랜스듀서가 일체화된 초음파 트랜스듀서를 구비하는 HIFU 시스템의 구동에 있어서

연산처리부는 영상 트랜스듀서를 인식하고 이에 따라, 영상 시스템부의 중심주파수를 설정하는 영상 트랜스듀서 설정단계;

B-모드, 색 흐름(color flow), M-모드, 도플러(Doppler), 혹은 이들의 결합으로 이루어진 동작모드의 설정신호에 따라 프로그램을 읽어들이는 모드 설정단계;

스캔의 깊이를 조절하여, 디스플레이되는 영상의 관측시야(field of view)를 고정하는 스캔 깊이 조절단계;

초점이 설정되며, 전송되는 빔의 초점거리를 설정하여(Focus or transmit focal length selection), 전송되는 빔의 초점거리(focal length) 및 위치를 관심영역으로 옮기는 초점거리 설정단계;

시간이득 보상 설정 데이터를 초음파 OS/UI 부의 컨트롤 패널로부터 수신하고, 시간별로 도착하는 신호에 대한 이득을 다르게 적용하는 TGC 제어단계;

를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 HIFU 시스템의 구동방법.

명세서

기술분야

본 발명은 소형 초음파용 고출력 다채널 위상 어레이(phased array) 트랜스듀서를 이용한 HIFU(high intensity focused ultrasound) 시스템에 관한 것으로, 보다 상세히는, 소형 초음파용 고출력 다채널 위상 어레이 트랜스듀서를 위한 빔포밍 방법 및 상기 빔포밍 방법이 구현되는 다채널 트랜스듀서 드라이빙 시스템을 구비하며, 소

[0001]

형 초음파용 고출력 다채널 위상 어레이 트랜스듀서를 사용하여, 시술자가 HIFU 시스템을 휴대한 상태로 수술할 수 있도록 이루어져, 암 세포가 어디에 위치하던, 어떤 형태로 존재하던, 효과적으로 접근이 가능하도록 이루어진 HIFU 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 현재의 의료 초음파는 진단기기에서부터 수술용에 이르기까지 넓은 범위에 걸쳐 있다.
- [0003] 의료 초음파는 어떤 목적으로 활용하느냐에 따라 인체 조직에 전달되는 에너지의 양이 다르며, 이에 따라서 조직에서 발생하는 생물학적 효과가 다르게 나타난다.
- [0004] 일반적으로 낮은 에너지를 사용하면 생물학적 변화가 유도되지 않으므로, 주로 진단용 초음파에 적용된다. 반면에, 높은 에너지를 가하면 조직에 비가역적인 생물학적 변화를 유도하고, 그 변화로부터 회복시키거나 조직을 괴사시킬 수 있으며, 이러한 높은 에너지 수준은 치료용 초음파에 적용된다.
- [0005] HIFU 수술은 체외에서 초음파 에너지를 인체 내 암 조직의 작은 초점에 집속해 60℃ 이상의 온도를 발생시켜 암 조직을 제거하는 수술이다.
- [0006] HIFU 수술을 효과적으로 수행하기 위해서는 초음파를 통해 전달된 에너지의 양을 통해서 조직에서 일어날 온도 변화를 예측하고 그에 따라 시간이 경과함에 따라 어느 정도 범위의 조직이 괴사할 것인가 예측하는 기술이 필요하다. 또한 이러한 기술을 바탕으로 정확한 HIFU 수술을 위해서 인체 내 원하는 위치에 원하는 크기와 모양의 초점을 만들어주는 기술이 가장 핵심적이라고 할 수 있다.
- [0007] 기존의 HIFU의 경우 HIFU 트랜스듀서가 존재할 수 있는 위치가 매우 제한적이고 환자가 취할 수 있는 자세가 제한되어 있다. 따라서 현실적으로 HIFU 트랜스듀서와 환자의 몸 사이의 정확한 위치 선정이 힘들며, 환자 체내에 여러 위치에 존재할 수 있는 암의 위치에 대해 치료의 접근성이 떨어지는 단점이 있다.
- [0008] 또한 모터시스템을 이용하여 기계적으로 초점을 조절함으로써 조작에 상당히 많은 시간이 소요되며 전체 시술시간 역시 매우 길 수 밖에 없었다.
- [0009] 기존의 HIFU 방식에서 발생하는 또 다른 문제점은 시술자에게 해부학적 정보를 실시간으로 제공하지 않아 수술에 어려움이 있는 단점이 있다.
- [0010] HIFU를 설정한 위치에 정확하게 집속하지 못할 경우 장기 손상 및 치료 안정성에 중대한 영향을 끼치기 때문에 영상 가이드(guide)를 통한 목표 암조직과 초점과의 위치 관계를 모니터링 할 수 있어야 한다. 이러한 모니터링은 비침습적으로 이루어져야 하며 시술자에게 실시간으로 피드백을 제공할 수 있어야 한다.
- [0011] MR과 CT와 같은 모니터링을 위한 장비들은 영상을 획득하여 구현하는데 많은 시간이 필요하며, 매우 대형 장비이며, 매우 강한 자성을 띄는 등 장비 고유의 특성에 의해 HIFU 장비와의 결합이 어려운 점이 있었다.
- [0012] 반면, 초음파 영상기법을 이용하는 경우 초음파 영상 자체가 해상도가 낮아 MR 및 CT영상처럼 고해상도를 제공하지는 못하지만, 영상처리 속도가 빨라서 실시간으로 해부학적인 정보를 얻을 수가 있다. 또한 HIFU와 초음파 영상의 그 근본적인 원리가 같아 두 장비를 결합시키는데 상대적으로 쉬우며 공간적으로도 제약이 매우 적다.
- [0013] 본 발명은 기존의 HIFU 시스템의 단점 및 제약을 극복하고, 발전시키기 위하여 영상용 초음파 트랜스듀서와 HIFU 트랜스듀서를 일체화하여 시술 시 시술자에게 실시간으로 시각적인 정보를 제공하며, 소형의 트랜스듀서를 사용하여 핸드헬드(handheld) 타입으로 프로브를 제작하여 모터시스템에 의한 제어가 아닌 시술자가 직접 손으로 직관적인 시술을 수행할 수 있도록 이루어져 있다.
- [0014] 또한, 본 발명은 크기가 작고 휴대가 간편한 치료 초음파용 고출력 다채널 phased array 트랜스듀서를 활용한 HIFU 시스템을 제공한다.
- [0015] 기존의 HIFU 시스템은 트랜스듀서의 크기가 비교적 크기 때문에 특정위치에 고정되어 있거나 모터시스템 등에 고정되어 사용되었고, 시술자가 하나의 초점위치를 기계적으로 조정하여 반복적으로 치료하는 방식으로 시술 시간과 환자의 자세 등에 많은 제약을 받았다.
- [0016] 본 발명에서는 임의의 위치에 존재하는 임의의 형태의 암 세포에 효과적으로 접근하기 위하여 시술자가 손에 휴대한 상태로 수술할 수 있도록 소형의 고출력 다채널 위상 어레이 트랜스듀서를 사용하였다. 이러한 치료 초음파용 어레이 트랜스듀서를 활용하기 위해서 본 발명에서는 다채널 트랜스듀서를 위한 빔포밍 기술을 개발하였으

며 또한 이를 구현할 수 있는 다채널 트랜스듀서 드라이빙(driving) 시스템을 개발하였다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0017] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는, 소형 초음파용 고출력 다채널 위상 어레이 트랜스듀서를 위한 빔포밍 방법 및 상기 빔포밍 방법이 구현되는 다채널 트랜스듀서 드라이빙 시스템을 구비하며, 소형 초음파용 고출력 다채널 위상 어레이 트랜스듀서를 사용하여, 기술자가 HIFU 시스템을 휴대한 상태로 수술할 수 있도록 이루어져, 암 세포가 어디에 위치하던, 어떤 형태로 존재하던, 효과적으로 접근이 가능하도록 이루어진 HIFU 시스템을 제공하는 것이다.
- [0018] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 과제는, 크기가 작고 휴대가 간편한 치료 초음파용 고출력 다채널 위상 어레이 트랜스듀서를 활용한 HIFU 시스템을 제공하는 것이다.
- [0019] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 과제는, 영상용 초음파 트랜스듀서와 HIFU 트랜스듀서를 일체화하여, 기술 시, 기술자에게 실시간으로 시각적인 정보를 제공하며, 소형의 트랜스듀서를 사용한 핸드헬드 타입의 프로브를 구비하여 모터시스템에 의한 제어가 아닌 기술자가 직접 손으로 직관적인 시술을 수행할 수 있도록 이루어진 HIFU 시스템을 제공하는 것이다.
- [0020] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 과제는, 치료초음파 트랜스듀서를 구동시키기 위한 적합한 펄스 생성 및 고전압을 걸어줄 수 있는 고전력 시스템(high power transducer driving system)을 구비한 HIFU 시스템을 제공하는 것이다.
- [0021] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 과제는, 영상 트랜스듀서를 통해 송신빔 생성과 수신빔 집속, 그리고 수신된 신호의 영상화 알고리즘을 구비한 영상 시스템(imaging system)을 구비한 HIFU 시스템을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0022] 본 발명은, 영상 트랜스듀서와 HIFU 트랜스듀서가 일체화된 초음파 트랜스듀서를 구비하는 HIFU 시스템에 있어서, HIFU 트랜스듀서는 초음파 트랜스듀서의 보드의 외곽부분에 위치되며, 영상 트랜스듀서는 상기 초음파 트랜스듀서의 보드에서 상기 HIFU 트랜스듀서가 위치한 부분을 제외한 내측부분에 위치되는 것을 특징으로 한다.
- [0023] 또한, 본 발명은, 영상 트랜스듀서와 HIFU 트랜스듀서가 합쳐져 선형적으로 배열되어, 2D 선형배열을 이루고 있는 초음파 트랜스듀서; 상기 영상 트랜스듀서의 각 소자들에 적용될 시간지연을 빔 스티어링(beamsteering) 공식을 통해서 구하여 초음파 빔신호를 생성하며, 상기 HIFU 트랜스듀서를 위해, 빔포커싱(beamfocusing) 공식을 이용하여 특정위치에 상기 HIFU 트랜스듀서의 초점을 형성하도록 HIFU 빔제어신호를 생성하는 빔형성기 제어부;를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0024] 또한, 본 발명은, 영상 트랜스듀서와 HIFU 트랜스듀서가 일체화된 초음파 트랜스듀서를 구비하는 HIFU 시스템에 있어서, HIFU 트랜스듀서는 초음파 트랜스듀서의 보드의 외곽부분에 위치되며, 영상 트랜스듀서는 상기 초음파 트랜스듀서의 보드에서 상기 HIFU 트랜스듀서가 위치한 부분을 제외한 내측부분에 위치되는 초음파 트랜스듀서; 상기 HIFU 트랜스듀서로 전송하기 위한, 연속적인 펄스를 갖는 HIFU 구동신호를 생성하는 HIFU 전송 모드부; 상기 영상 트랜스듀서로 전송하기 위한, 단속적 펄스를 갖는 초음파 빔신호를 아날로그 신호로 변환하고 잡음을 제거하고 증폭하는 영상 전송 모드부; 체내에서 발생된 초음파 응답신호를 수신하여 증폭하고 잡음을 제거하고 디지털 신호로 변환하는 수신 모드부;를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0025] 빔형성기 제어부의 전송빔 제어신호에 따라 초음파 빔신호를 생성하여, 영상 전송 모드부로 전송하는 전송 빔형성기; 빔 형성 제어부의 수신빔 제어신호에 따라 수신 모드부에서 수신된 초음파 응답신호로부터 빔포밍에 의해 계산된 영상신호를 생성하는 수신 빔형성기;를 더 포함한다.
- [0026] 수신 빔형성기에서 수신된 빔포밍에 의해 계산된 영상신호를 B 모드(B mode) 영상으로 재구성하며, 디스플레이 하기 위해서 2D 어레이 형태로 변환시켜주는 주사 변환(scan conversion)을 행하는 연산처리부;를 더 포함한다.
- [0027] 연산처리부에서 수신된 B모드 영상으로 매핑(mapping)된 영상을 디스플레이부로 출력하며, 기술자가 HIFU 발생과 관련한 파라미터 입력 및 제어 키 입력에 대한 인터페이스를 제공하는 초음파 OS/UI 부;를 더 포함한다.
- [0028] 영상 트랜스듀서는 영상 전송 모드부에서 생성된 펄스에 따른 시간동안 조직 내로 음파를 전달하고 다음 펄스가

생성되기 전까지 초음파 응답신호(에코신호)를 수신하여 수신 모드부로 전송한다.

- [0029] HIFU 전송 모드부는, 초고전류 고속 MOSFET 드라이버(Ultra-high current high-speed MOSFET driver), 양극 고전압 MOSFET 증폭기(Bipolar high voltage MOSFET amplifier)를 포함한다.
- [0030] 영상 전송 모드부는 DA변환기, 저역통과필터(LPF), 고전압 선형 증폭기(high voltage linear amplifier)를 포함하며, 상기 저역통과필터(LPF)는 1-15MHz의 저역통과필터이다.
- [0031] 수신 모드부는 수신모드 시에만 영상 트랜스듀서와 전기적으로 연결되어 초음파 응답신호(에코신호)를 수신하는 송수신 전환기(T/R switcher)를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 HIFU 시스템.
- [0032] 수신 모드부는 전치 증폭기, 저역통과필터, A/D 변환기를 더 포함하며, 송수신 전환기를 통해 수신된 초음파 응답신호를 증폭하는 전치 증폭기는, 수신 전환기(T/R switcher)로 부터 수신된 초음파 응답신호(에코신호)를 수신하여, 최소의 잡음 레벨로 증폭하는 저잡음 증폭기; 빔형성기 제어부로부터 수신된 시간이득 보상 제어신호에 의해 시간이득 보상신호를 생성하는 시간이득 보상부; 시간이득 보상부로부터 수신된 시간이득 보상신호에 따라 저잡음 증폭기로부터 수신된 초음파 응답신호를 시간에 따라 이득을 보상하는 전압 조정 감쇄기; 전압 조정 감쇄기의 출력신호로부터 이득을 조절하여 출력하는 프로그램어블 이득 증폭기;를 포함하여 이루어지며, 상기 저역통과필터는 1-15MHz의 저역통과필터이다.
- [0033] 또한 본 발명은, 영상 트랜스듀서와 HIFU 트랜스듀서가 일체화된 초음파 트랜스듀서를 구비하는 HIFU 시스템의 구동방법에 있어서 연산처리부는 영상 트랜스듀서를 인식하고 이에 따라, 영상 시스템부의 중심주파수를 설정하는 영상 트랜스듀서 설정단계; B-모드, 색 흐름(color flow), M-모드, 도플러(Doppler), 혹은 이들의 결합으로 이루어진 동작모드의 설정신호에 따라 프로그램을 읽어들이는 모드 설정단계; 스캔의 깊이를 조절하여, 디스플레이되는 영상의 관측시야(field of view)를 고정하는 스캔 깊이 조절단계; 초점이 설정되며, 전송되는 빔의 초점거리를 설정하여(Focus or transmit focal length selection), 전송되는 빔의 초점거리(focal length) 및 위치를 관심영역으로 옮기는 초점거리 설정단계; 시간이득 보상 설정 데이터를 초음파 OS/UI 부의 컨트롤 패널로부터 수신하고, 시간별로 도착하는 신호에 대한 이득을 다르게 적용하는 TGC 제어단계;를 포함하여 이루어진다.

발명의 효과

- [0034] 본 발명의 HIFU 시스템에 따르면, 소형 초음파용 고출력 다채널 위상 어레이 트랜스듀서를 위한 빔포밍 방법 및 상기 빔포밍 방법이 구현되는 다채널 트랜스듀서 드라이빙 시스템을 구비하며, 소형 초음파용 고출력 다채널 위상 어레이 트랜스듀서를 사용하여, 시술자가 HIFU 시스템을 휴대한 상태로 수술할 수 있도록 이루어져, 암 세포가 어디에 위치하던, 어떤 형태로 존재하던, 효과적으로 접근이 가능하다.
- [0035] 본 발명은 크기가 작고 휴대가 간편한 치료 초음파용 고출력 다채널 위상 어레이 트랜스듀서를 활용한 HIFU 시스템으로서, 시술시 휴대가 용이하며, 사용이 간편하다.
- [0036] 본 발명의 HIFU 시스템은, 영상용 초음파 트랜스듀서와 HIFU 트랜스듀서를 일체화하여, 시술 시, 시술자에게 실시간으로 시각적인 정보를 제공하며, 소형의 트랜스듀서를 사용하여 핸드헬드 타입으로 프로브를 제작하여 모터 시스템에 의한 제어가 아닌 시술자가 직접 손으로 직관적인 수술을 수행할 수 있도록 이루어져, 기계적인 것이 아니기 때문에, 매 시술마다, 상황과 조건에 맞추어 수술이 가능하도록 이루어져 있어, 보다 적절한 수술이 가능할 수 있다.
- [0037] 본 발명은, 치료초음파 트랜스듀서를 구동시키기 위한 적합한 펄스 생성 및 고전압을 걸어줄 수 있는 고전력 시스템(high power transducer driving system)을 구비하며, 또한, 영상 트랜스듀서를 통해 송신빔 생성과 수신빔 집속, 그리고 수신된 신호의 영상화 알고리즘을 구비한 영상 시스템(imaging system)을 구비하여, 소형 초음파용 고출력 다채널 위상 어레이 트랜스듀서를 활용한 HIFU 시스템이 가능하도록 이루어져 있다.
- [0038] 본 발명에서는 중앙에 영상용 프로브가 위치하고 주변부에 HIFU 트랜스듀서가 선형적으로 배열되어 있는 2D 선형배열 트랜스듀서를 사용하여, 기존에 영상 트랜스듀서와 치료용 트랜스듀서를 별도로 사용하거나, 기계적으로 두 개의 트랜스듀서를 회전시켜가며 사용했던 단점을 보완한다.
- [0039] 또한, 본 발명에서는 단일 소자 트랜스듀서가 아닌 선형배열 트랜스듀서를 사용하여 초점을 전기적으로 제어할 수 있으며 다중초점 및 반초점을 활용하여 시술시간을 줄이고 주변 장기의 손상을 최소화할 수 있다.
- [0040] 또한, 본 발명의 트랜스듀서는 실시간 해부학적 영상을 제공함과 동시에 기존의 HIFU 트랜스듀서와 비교하여 크기와 무게면에서 상당히 줄어드는 효과를 가져와서 시술자가 직접 손에 들고 직관적으로 움직여 영상을 따라가

며 HIFU 수술을 수행할 수 있는 효과를 가져온다.

[0041] 본 발명은, HIFU 수술, 형과 생성 및 형과 영상 재구성, 음압을 이용한 생체조직 탄성도 및 경화도 측정, 치료 초음파 적용과 동시에 영상을 통한 해부학적 정보 획득 등 다양한 분야에 이용가능하다.

도면의 간단한 설명

- [0042] 도 1은 본 발명의 일실시에 의한 HIFU 시스템의 구성을 설명하기 위한 블록도이다.
- 도 2는 HIFU 트랜스듀서와 영상 트랜스듀서가 결합된 핸드헬드형 트랜스듀서에 대한 설명도이다.
- 도 3은 도 1의 초음파 트랜스듀서의 일예이다.
- 도 4는 도 1의 영상 트랜스듀서로 입력되는 빔신호이다.
- 도 5는 도 1의 HIFU 트랜스듀서로 입력되는 구동신호이다.
- 도 6은 도 1의 HIFU 전송 모드부 및 임피던스 매칭의 회로의 예이다.
- 도 7은 본 발명의 일실시에 의한 시간지연을 이용한 빔형성의 설명도 및 빔형성기 제어부 회로의 일예를 나타낸다.
- 도 8은 본 발명의 HIFU 시스템의 GUI의 일예이다.
- 도 9a 및 도 9b는 본 발명의 초음파 트랜스듀서의 외관을 설명하기 위한 설명도이다.
- 도 10은 빔포커싱 공식을 통해 특정위치에 초점을 형성할 수 있는 방법을 설명하는 설명도이다.
- 도 11는 초음파 트랜스듀서의 음장 시뮬레이션의 일예이다.
- 도 12은 도 11의 시뮬레이션을 통해 계산된 각 소자별 진폭값의 일예를 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0043] 이하 본 발명의 일 실시예에 의한 HIFU 시스템의 구성 및 동작을 첨부한 도면을 참조하여 상세히 설명한다.
- [0044] 도 1은 본 발명의 일실시에 의한 HIFU 시스템의 구성을 설명하기 위한 블록도로이다.
- [0045] 본 발명의 HIFU 시스템은 초음파(Ultrasound) OS/UI 부(100), 초음파 트랜스듀서(150), HIFU 전송 모드(transmitting mode) 부(200), 영상 전송 모드(Imaging transmitting mode) 부(300), 수신 모드(Receiving mode) 부(400), 진단 제어부(600), 후단 제어부(500), 저장부(540), 하드 드라이브(550), 디스플레이부(560), 메인 전원부(700)을 포함하여 이루어진다.
- [0046] 진단 제어부(600)는 HIFU 시스템의 진단부(예를들어 초음파 트랜스듀서(150), HIFU 전송 모드부(200), 영상 전송 모드부(300), 수신 모드부(400)에 근접하여 위치됨)에 위치되는 제어부로, 빔형성기 제어부(Beamformer Control Unit)(610), 전송 빔형성기(630), 수신 빔형성기(670)를 포함하여 이루어진다.
- [0047] 후단 제어부(500)는 HIFU 시스템의 후단부(예를들어, 초음파 OS/UI부(100), 디스플레이부(560)에 근접하여 위치됨)에 위치되는 제어부로, 연산처리부(520)를 포함하여 이루어진다.
- [0048] 초음파 OS/UI 부(100)는 영상용 초음파와 치료용 초음파를 사용자가 제어할 수 있도록 이루어진 수단으로 연산 처리부(520)에서 수신된 B모드 영상으로 매핑(mapping)된 영상을 디스플레이부(560)로 출력하며, 시술자가 HIFU 발생과 관련한 파라미터 입력 및 제어(control) 키 입력에 대한 인터페이스를 제공하고, 입력받은 제어명령을 다른 장치로 전달한다.
- [0049] HIFU 제어 키로는 HIFU를 시작시키는 시작키(start), HIFU를 정지시키는 정지키(stop), 정해진 주소(address)에 펄스 파라미터 데이터를 저장하는 데이터 저장기(data load + address), 미리 자주 사용하는 복수의 펄스 파라미터 데이터들을 패턴(pattern)으로 저장해 두었다가 해당 패턴(pattern) 버튼이 눌리면 데이터를 전송하는 패턴 저장기(pattern), 현재 로드(load)되어 있는 데이터(data)들을 모두 삭제하는 클리어 키(clear) 등을 구비할 수 있다.
- [0050] 여기서 데이터 저장기(data load + address)는 정해진 주소(address)에 펄스 파라미터 데이터를 저장하되, 이때, 복수의 펄스 파라미터 데이터를 생성하여 연속적으로 초점을 제어할 수 있고, 이를 통해 HIFU 수술을 계획

및 실행할 수 있다.

- [0051] 초음파 OS/UI 부(100)는, 획득된 영상신호, 즉, 수신 빔형성기(670)로 부터 수신된 영상신호를 연산처리부(520)에서 HIFU초점의 형태나 생성위치를 계산하여 B모드 영상으로 매핑(mapping)한 영상을 수신하여, 디스플레이부(560)로 출력하며
- [0052] 즉, 본 발명의 HIFU 시스템에서 기본적으로 사용하는 영상은 B모드 스캔으로서, 초음파 OS/UI 부(100)는 획득된 영상신호를 기반으로 디스플레이에 B모드 영상으로 표시해주는 역할을 하며, HIFU초점의 형태나 생성위치를 계산하여 B모드 영상과 매핑하여 디스플레이하여 시술자에게 환자의 해부학적 영상을 제공함과 동시에 수술의 가이드(guide)를 제공한다.
- [0053] 초음파 트랜스듀서(150)는 수신된 구동신호인 전기적 파형을 초음파로 변환시키는 수단으로, 즉, 초음파를 발생시키고, 조직으로부터 반사되는 초음파를 검출하며, 또한 HIFU를 발생하는 수단이다. 초음파 트랜스듀서(150)는 중앙에 영상 트랜스듀서(170)가 위치하고 주변부에 HIFU 트랜스듀서(190)가 선형적으로 배열되어 있는 2D 선형 배열 트랜스듀서를 사용한다. 초음파 트랜스듀서(150)는 위상 배열 형태로 이루어져 있다. 본 발명의 초음파 트랜스듀서(150)는 중심주파수 5MHz인 트랜스듀서를 사용할 수 있다.
- [0054] HIFU 트랜스듀서(190)는 HIFU 전송 모드부(200)에서 수신된 구동신호(전기 신호)를 초음파로 변환하여, 조직내로 고강도 집속된 초음파를 전달하여, 조직내에서 초음파 에너지 전달을 통한 국부조직 온도 상승을 가져오도록 하는 수단이다.
- [0055] 영상 트랜스듀서(170)는 영상 전송 모드부(300)에서 수신된 구동신호(짧은 구형파, 펄스의 전기신호)에 따라, 조직내로 초음파를 전달하고, 조직으로부터 반사되는 에코신호를 검출한다. 즉, 영상 트랜스듀서(170)는 영상 전송 모드부(300)에서 생성된 펄스에 따라 짧은 시간동안 조직 내로 음파를 전달하고 다음 펄스가 생성되기 전 까지 에코신호를 수신하여 수신 모드부(400)로 전송한다.
- [0056] HIFU 전송 모드부(200)는, 빔형성기 제어부(610)로부터 수신된 HIFU 빔제어신호에 따라, 특정 듀티(duty)를 갖는 연속적인 펄스를 갖는 구동신호를 생성하여, HIFU 트랜스듀서로 전송한다. HIFU 전송 모드부(200)는, 초고전류 고속 MOSFET 드라이버(Ultra-high current high-speed MOSFET driver)(220), 양극 고전압 MOSFET 증폭기(Bipolar high voltage MOSFET amplifier)(240)를 구비한다.
- [0057] 초고전류 고속 MOSFET 드라이버(220)는 빔형성기 제어부(610)로부터 수신된 HIFU 빔제어신호에 따라 초고전류 고속 MOSFET를 스위칭시켜, HIFU 빔제어신호에 따른 초고전류 고속 펄스신호를 생성한다.
- [0058] 양극 고전압 MOSFET 증폭기(240)는 초고전류 고속 MOSFET 드라이버(220)에서 출력된 HIFU 빔제어신호에 따른 초고전류 고속 펄스신호를 증폭하여, HIFU 빔제어신호에 따른 고전압 초고전류 고속 펄스신호를 생성한다. 상기 HIFU 빔제어신호에 따른 고전압 초고전류 고속 펄스신호는, HIFU 구동신호로서, HIFU 트랜스듀서(190)로 전송된다.
- [0059] 영상 전송 모드부(300)는, 전송 빔형성기(transmit beam former)(630)에서 생성된 초음파 빔신호를 수신하여, 아날로그 신호로 변환하고 잡음을 제거하고 증폭하여, 영상 트랜스듀서(170)로 전송한다. 상기 초음파 빔신호는 영상 트랜스듀서(170)의 구동신호로서, micro second 단위의 길이를 갖는 짧은 구형파(펄스)이다. 영상 전송 모드부(300)는 DA변환기(310), 저역통과필터(LPF)(320), 고전압 선형 증폭기(high voltage linear amplifier)(340)를 구비한다.
- [0060] DA변환기(310)는 전송 빔형성기(630)에서 생성된 초음파 빔신호를 아날로그 신호로 변환한다.
- [0061] 저역통과필터(320)는 1-15MHz의 저역통과필터로, 전송 빔형성기(630)에서 DA변환기를 거쳐 수신된 초음파 빔신호에서 잡음을 제거하고, 사용하고자 하는 주파수 대인 1 내지 15 MHz의 주파수 대의 초음파 빔신호만 남긴다.
- [0062] 고전압 선형 증폭기(340)는 저역통과필터(320)에서 출력된 초음파 빔신호를 증폭한다.
- [0063] 수신 모드부(400)는 체내에서 발생된 에코신호를 수신하여 증폭하고 잡음을 제거하고 디지털 신호로 변환한다. 즉, 영상 트랜스듀서(170)에서 조직으로부터 반사되는 에코신호를 검출한다. 수신 모드부(400)는 송수신 전환기(T/R switcher)(410), 전치 증폭기(preamplifier)(420), 저역통과필터(460), A/D 변환기(470)를 포함한다.
- [0064] 송수신 전환기(410)는 수신모드 시에만 영상 트랜스듀서(170)와 전기적으로 연결되어 초음파 에코신호, 즉 초음파 영상신호를 수신한다.

- [0065] 전치 증폭기(preamplifier)(420)는 송수신 전환기(410)를 통해 수신된 에코신호, 즉 초음파 응답신호를 증폭한다. 전치 증폭기(preamplifier)(420)는 저잡음 증폭기(LNA)(430), 전압 조정 감쇄기(Voltage controlled attenuator, VCA)(440), 프로그램어블 이득 증폭기(Programmable gain amplifier, PGA)(450), 시간이득 보상부(Time gain compensation, TGC)(480)를 포함한다.
- [0066] 저잡음 증폭기(LNA)(430)는 영상 트랜스듀서(170)로부터 수신 전환기(410)를 거쳐 초음파 에코신호, 즉 초음파 응답신호를 수신하여, 상기 수신 신호를 최소의 잡음 레벨로 증폭한다. 여기서 저잡음 증폭기(LNA)(430)의 LNA 고정 이득이 20dB일 때, 최소잡음 레벨은 $0.8nV/\sqrt{Hz}$ 일 수 있다.
- [0067] 시간이득 보상부(Time gain compensation, TGC)(480)는 빔형성기 제어부(610)로부터 수신된 시간이득 보상 제어신호에 의해 시간이득 보상신호를 생성한다. 시간이득 보상부(480)는 수신신호의 시간지연에 따라 그 증폭률을 보상해주어 멀리서 돌아오는 에코신호도 충분한 크기를 가질 수 있도록 하는 보상회로이다.
- [0068] 일반적으로 음파는 조직 내를 이동하면서 조직에 흡수 혹은 회절되어 신호가 손실되는데, 시간이득 보상부(TGC)(480)는 이를 보상해주기 위한 수단으로, 시간이득 보상에 대한 설정을 초음파 OS/UI 부(100)의 컨트롤 패널에서 행하여 시간별로 도착하는 신호에 대한 이득을 다르게 하여 신호레벨을 향상시킬 수가 있다.
- [0069] 전압 조정 감쇄기(VCA)(440)는 시간이득 보상부(480)로부터 수신된 시간이득 보상신호에 따라 저잡음 증폭기(430)로부터 수신된 초음파 응답신호를 시간에 따라 이득을 보상한다.
- [0070] 프로그램어블 이득 증폭기(PGA)(450)는 전압 조정 감쇄기(440)의 출력신호로부터 이득을 조절하여 출력된다.
- [0071] 프로그램어블 이득 증폭기(PGA)(450)는 1에서 10000배 정도의 이득을 유저가 원하는대로 조절할 수 있으며, 이는 MUX나 디코더(Decoder)등을 통해 디지털 입력(input)으로 부터 소프트웨어적으로 이득을 결정할 수 있다.
- [0072] 저역통과필터(460)는 1~15MHz의 저역통과필터로, 전치 증폭기(420)에서 증폭된 에코신호, 즉, 초음파 응답신호에서 잡음을 제거하고, 사용하고자 하는 주파수 대인 1 내지 15 MHz의 주파수 대의 초음파 에코신호, 즉 초음파 응답신호만 남긴다.
- [0073] A/D 변환기(470)는 저역통과필터(460)의 출력된 초음파 에코신호, 즉 초음파 응답신호를 디지털신호로 변환하여, 수신 빔형성기(670)로 전송한다.
- [0074] 일반적으로 음파가 체내의 조직을 통과할 때 감쇠에 의해서 많은 에너지의 손실이 존재하며, 또한 각 조직에서 돌아오는 에코신호 역시 감쇠되어 돌아오므로 수신된 에코신호는 매우 미약하다. 그러므로 트랜스듀서로부터 먼 곳에서 돌아오는 반사신호일수록 신호의 세기는 매우 미약하다. 따라서 수신 모드부(400)에서는 수신한 미약한 반사신호를 증폭하는 역할을 한다.
- [0075] 전단 제어부(600)는 빔형성기 제어부(610), 전송 빔형성기(630), 수신 빔형성기(670)를 포함하여 이루어진다.
- [0076] 빔형성기 제어부(610)는 HIFU 트랜스듀서(190)에서 HIFU 초점 형성을 하기 위해서 HIFU 빔제어신호를 생성하여 HIFU 전송 모드부(200)의 초고전류 고속 MOSFET 드라이버(220)로 전송하며, B모드 스캔을 위해서, 전송 빔형성기(630)로 전송빔 제어신호를 전송하며 수신 빔형성기(670)로 수신빔 제어신호를 전송한다.
- [0077] 전송 빔형성기(630)는 빔형성기 제어부(610)의 전송빔 제어신호에 따라 초음파 빔신호를 생성하여, 영상 전송 모드부(300)로 전송된다.
- [0078] 수신 빔형성기(670)는 빔 형성 제어부(610)의 수신빔 제어신호에 따라 수신 모드부(400)에서 수신된 초음파 응답신호로부터 빔포밍에 의해 계산된 영상신호를 생성하여, 연산처리부(520)로 전송한다.
- [0079] 빔형성기 제어부(610)는 영상 트랜스듀서(170)의 각 소자들에 적용될 시간지연은 빔 스티어링(beamsteering) 공식을 통해서 구하여 지며 특정 방향으로 평면파를 발생시킨다.
- [0080] HIFU 트랜스듀서(190)의 경우, 빔형성기 제어부(610)는 빔포커싱(beamfocusing) 공식을 통해 특정위치에 초점을 형성할 수 있게 된다.
- [0081] 빔 스티어링 공식과 빔포커싱 공식을 이용한 상기 두 방법에서 사용되는 펄스 타이밍은 계산을 통해서 구할 수 있으며, 빔형성기를 통해 각 소자들에게 전기적 신호로 전달된다.
- [0082] 도 10을 참조하여 부연 설명하면, 초점 P에서의 시간 t에 관측되는 음장은 호이겐스의 원리에 의해 각 변환소자들로부터 발생한 음장들의 간섭에 의해 구할 수 있으며, 따라서 송신빔 집속은 초점 P에서 시각 t에 각 변환소

자들로부터 전달되는 음파들의 위상을 일치시킴으로써 이루어진다. 이는 음향렌즈를 이용하거나 혹은 각 변환소자들의 입력 임펄스(x_i)의 시간을 전기적으로 지연시킴(d_i)으로써 이를 수 있다. 도 10에서 볼 때, 각 송신 변환소자 X에서 초점 P까지의 거리를 d 라고 할 때, 각 송신 변환소자X에서 출발한 신호가 초점 P에 도달하는 시간은 다음과 같이 표시한다.

$$d_i = \sqrt{(x_s - x_i)^2 + z_s^2}$$

$$t_i = \frac{d_i}{c}$$

$$d_c = \sqrt{(x_c - x)^2 + z^2}$$

$$t_c = \frac{d_c}{c}$$

[0083]

[0084] 위 수식에서 c 는 초음파의 전달 속도 (1540 m/s)이고, d_c , t_c 는 각각 중심 변환소자에서 초점까지의 거리와 신호 도달 시간이다.

[0085] 각 변환소자 x_i 들로부터 초점 P까지의 시간 지연차는 중심 변환소자에 대한 상대적 시간차이로 구한다.

[0086] $\Delta t_i = t_c - t_i$ 과 같은 시간 지연을 갖는 각 변환소자들로부터의 음장들의 초점 P에서의 합은 다음과 같다

$$p_P(t) = \sum_{i=1}^N s_i(t) \cdot w_i$$

[0087]

[0088] 이 수식은 초음파 빔집속의 기본 식으로써, $p_P(t)$ 는 시각 t 에 관찰되는 초점 P에서의 음장이고 $S_i(t)$ 는 각 변환소자들에 의해 발생하는 음장들의 전달 함수이며 w_i 는 각 변환소자들의 임펄스의 크기를 조절하는 각 변환소자들에 대한 윈도우 함수이다

[0089] 후단 제어부(500)는 연산처리부(520)를 포함하여 이루어진다.

[0090] 연산처리부(520)는 초음파 OS/UI 부(100)에서 입력된 파라미터 및 제어 키에 따른 제어명령을 수신하여 HIFU 시스템의 전반적인 제어를 행하며, 이 제어는 크게 2가지, 즉, 영상 제어, HIFU 제어로 대별된다. 모든 제어명령은 초음파 OS/UI 부(100), 즉 PC의 GUI를 통해 입력되어, 16bit 길이로 2진화되어 USB 직렬(usb-serial) 모듈을 통해 연산처리부(520)의 FPGA(field programmable gate array, 현장 프로그래머블 게이트 어레이)로 전달이 된다.

[0091] 연산처리부(520)는 수신 빔형성기(670)에서 수신된 빔포밍에 의해 계산된 영상신호를 B 모드 영상으로 재구성하며, 디스플레이하기 위해서 2D 어레이 형태로 변환시켜주는 주사 변환(scan conversion)을 행한다.

[0092] 즉, 영상 트랜스듀서(170)를 통해 획득된 초음파 응답신호(에코신호)는 수신모드부(400)를 거치면서 디지털 신호로 변환된다. 수신 빔형성기(670)에서 빔포밍에 의해 계산된 영상신호는 연산처리부(520)로 전달되어 B 모드 영상으로 재구성된다. 선형배열 초음파 트랜스듀서(150)를 통해 수신 빔형성기(670)에서 획득한 데이터는 스캔 라인의 각도가 변수로 포함되어 있다. 따라서 연산처리부(520)는 데이터를 저장부(RAM)(540)에 저장하고 디스플레이하기 위해서 2D 어레이 형태로 변환시켜주는 주사 변환(scan conversion)이 포함된다.

[0093] 부연설명하면, 연산처리부(520)는 RF 벡터 라인 데이터(RF vector line data)를 우리가 눈으로 볼 수 있게 만드는 것으로, 이 과정은 초음파 영상을 얻기 위한 마지막 단계라고 할 수 있으며, 신호검출 단계, 전처리(preprocess) 단계, 주사변환(scan conversion) 단계, 후처리(postprocess) 단계, D/A변환 단계를 포함하여 이루어진다.

[0094] 신호검출 단계는 연산처리부(520)로 수신된 신호들을 그레이 스케일(gray-scale) 범위의 최대치인 30 dB수준으로 낮춘다. 즉, 스캔 라인(scan line)을 통해서 얻어지는 신호는 다이내믹 레인지(dynamic range)가 120 dB 수준으로 크기 때문에, 우리 눈과 뇌가 인지할 수 있는 g그레이 스케일(gray-scale) 범위의 최대치인 30 dB수준으로

로 낮춰주는 증폭기(amplifier)가 존재한다.

[0095] 전처리 단계는 다이내믹 레인지 압축(dynamic range compression)이 이뤄지면서 약해진 신호를 약간 강조해준다.

[0096] 주사변환 단계는 전처리 단계의 출력을 주사변환을 행한다. 그 이유는 섹터 스캔(sector scan, 부채꼴 주사)의 경우 스캔라인 벡터(scanline vector)가 대각으로 형성되어 이를 모니터와 같은 사각형 영상(rectangular image)로 옮기려면 별도의 작업이 필요하며, 이를 주사변환(scan conversion)이라고 한다. 이 과정에서 스캔라인(scan line)의 데이터와 픽셀(pixel)의 위치가 서로 맞지 않는 경우가 많기 때문에 이를 영상으로 그대로 사용할 수 없게 되며, 일반적으로는 2차원 보간(2D interpolation) 공식, 예들들어

$$Z(r, \theta) = \sum_n \sum_m S(r - n\Delta r, \theta - m\Delta\theta) Z(n\Delta r, m\Delta\theta)$$

[0097]

을 이용하여 이 문제를 해결한다.

[0098]

[0099] 후처리 단계는 2D 형태로 정리된 데이터에 비선형 후처리 커브(nonlinear postprocessing curve)를 적용하여 낮은 전압이나 높은 전압의 신호를 강조한다. 이렇게 얻어진 최종적인 B 모드 영상에 목적에 따라 컬러 매핑(color mapping)을 할 수도 있다.

[0100]

D/A변환 단계는 후처리 단계의 출력을 D/A변환을 통해 디스플레이로 전달한다.

[0101]

메인 전원부(700)는 HIFU 시스템에 전원을 제공하기위한 수단으로, 그린 모드 제어기(Greem-Mode Controller)를 구비한 AC/DC 전원부(AC/DC Supply), 시스템 전원부(System Power), 공급전압 감시부(Supply-Voltage Supervisor)를 포함한다.

[0102]

저장부(540)는 연산처리부(520)에 출력된 데이터를 초음파 OS/UI 부(100)를 통해 수신하여 저장한다.

[0103]

하드 드라이브(550)는 HIFU 시스템에서 사용되는 구동프로그램 등을 저장하고 있다.

[0104]

디스플레이부(560)는 연산처리부(520)의 출력을 초음파 OS/UI 부(100)를 통해 수신하여 디스플레이 한다.

[0105]

다음은 연산처리부(520)의 제어에 대해 설명한다.

[0106]

연산처리부(520)의 제어는 크게 영상 제어, HIFU 제어로 대별되며, 그 중, 영상 제어는 다음과 같이 구성되어 있다.

[0107]

본 발명에서 영상 트랜스듀서, 영상 전송모드부, 수신모드부, 수신빔형성기, 빔형성기 제어부를 영상 시스템부라 하며, HIFU 트랜스듀서, HIFU 전송모드부, 전송빔형성기, 빔형성기 제어부를 HIFU 시스템부라 한다.

[0108]

영상 트랜스듀서 설정단계로, 연산처리부(520)는 영상 트랜스듀서를 인식하고 이에 따라, 영상 시스템부의 중심 주파수를 설정한다.

[0109]

일반적으로, 목적에 따라 다른 중심주파수를 갖는 영상 트랜스듀서를 사용할 수 있는데, 이를 인식하고 시스템의 중심주파수를 설정해 준다.

[0110]

모드 설정단계로, B-모드, 색 흐름(color flow), M-모드, 도플러(Doppler), 혹은 이들의 결합으로 이루어진 동작모드의 설정에 따라 이에 필요한 프로그램을 읽어들인다.

[0111]

영상 시스템부는 여러가지의 동작모드를 제공하는데, 대표적으로 B 모드(B-mode), 색 흐름(color flow), M 모드(M-mode), 도플러(Doppler), 혹은 이들의 결합으로 이루어진 동작모드를 제공한다.

[0112]

스캔 깊이 조절단계로, 스캔의 깊이를 조절하여, 디스플레이되는 영상의 관측시야(field of view)를 고정한다.

[0113]

초점거리 설정단계로, 초점을 설정하며, 전송되는 빔의 초점거리를 설정하여(Focus or transmit focal length selection), 전송되는 빔의 초점거리(focal length) 및 위치를 관심영역으로 옮긴다.

[0114]

TGC 제어단계로, 시간이득 보상 설정 데이터를 초음파 OS/UI 부(100)의 컨트롤 패널로부터 수신하고, 이에 따라 시간별로 도착하는 신호에 대한 이득을 다르게 한다.

[0115]

일반적으로 음파는 조직 내를 이동하면서 조직에 흡수 혹은 회절되어 신호가 손실되는데, 이를 보상해주기 위한 수단이 시간이득 보상부(TGC)(480)이고, 이를 컨트롤 패널에서 조절하여 시간별로 도착하는 신호에 대한 이득을 다르게 하여 신호레벨을 향상시킬 수가 있다.

- [0116] 진송레벨을 조절하여, 영상전송모드부의 동작 전압을 조정한다. 이와 관련된 몇 가지 요인(factor)들은 초음파 시스템의 음향 출력레벨(acoustic output level)을 결정하는 중요한 요인이 된다. 즉, 음향 출력(acoustic output)은 음향측정(acoustic measurement)을 통해 측정되는데, 이는 최종 W/cm^2 형태로 측정이 된다. 본 발명의 초음파 트랜스듀서는 $30W/cm^2$ 수준의 음향 출력(acoustic output)이 발생 가능하며, 이러한 음향 출력(acoustic output)은 트랜스듀서에 인가하는 펄스 신호에 따라 결정된다.
- [0117] 다음은 HIFU 제어에 대해서, 초음파 OS/UI 부(100)의 GUI를 통해 입력된 파라미터에 따라 HIFU 초점(HIFU focus)를 생성하고자 하는 위치를 시뮬레이션하며, 시뮬레이션에 의해 계산된 각 소자별 파라미터들은 데이터로 저장되고, 이 시뮬레이션을 기반으로 생성된 음파 파라미터들을 FPGA로 전송된다. 이를 통해 동작 시간 및 HIFU 트랜스듀서의 구동과 정지를 제어할 수 있다.
- [0118] 도 2는 HIFU 트랜스듀서와 영상 트랜스듀서가 결합된 핸드헬드형 트랜스듀서에 대한 설명도이며, 도 3은 도 1의 초음파 트랜스듀서의 일예이다.
- [0119] 본 발명에서는 2D 선형배열 트랜스듀서를 사용하는데, 이는 중앙에 영상 트랜스듀서가 위치하고 주변부에 HIFU 트랜스듀서가 선형적으로 배열되어, 기존에 영상 트랜스듀서와 치료용 트랜스듀서를 별도로 사용하거나, 기계적으로 두 개의 트랜스듀서를 회전시켜가며 사용했던 단점을 보완한다.
- [0120] 본 발명에서 초음파 트랜스듀서(150)는 도 9a 및 도 9b와 같은 외관을 갖으며, 중심주파수 5MHz으로, HIFU 트랜스듀서(190)의 소자는 130개이고, 영상 트랜스듀서(170)의 소자는 128개로 이루어질 수 있으며, 각 소자 크기는 6mm X 1mm 일 수 있다.
- [0121] 도 2에서는 중심에 영상용으로 사용될 영상 트랜스듀서(170)의 소자 128개가 배열되어 있고, 그 주변으로 HIFU 용으로 사용될 HIFU 트랜스듀서(190)의 소자 130개가 배열된 형태로 제작될 수 있다.
- [0122] 본 발명에서 초음파 트랜스듀서(150)들은 도 9a와 같이 플라스틱 재질의 케이스에 하우징되며, 도 9b와 같이, 케이스 내부에서 각각의 영상 트랜스듀서(170) 및 HIFU 트랜스듀서(190)의 소자와 케이블로 연결이 되어 플라스틱 케이스 후면으로 하나의 케이블로 묶여서 장비와 연결된다. 도 9b와 같이, 트랜스듀서 케이블을 중심으로 열전대(Thermocouple)에 연결된 케이블이 두 개 배치되어 있고, 열전대(Thermocouple)는 트랜스듀서에 과도한 전력(power)사용으로 인해 트랜스듀서가 과열되어 파괴되는 것을 방지하기 위하여 트랜스듀서 표면의 온도변화를 감지하기 위해서 삽입되었다.
- [0123] 본 발명에서는 단일 소자 트랜스듀서가 아닌 선형배열 트랜스듀서를 사용하여 초점을 전기적으로 제어할 수 있으며 다중초점 및 반초점을 활용하여 시술시간을 줄이고 주변 장기의 손상을 최소화 할 수 있도록 기여할 수 있는 장점도 있다.
- [0124] 본 발명의 트랜스듀서에서 생성된 스캔라인과 초점의 위치는 빔포밍을 통한 시간지연을 통해 이루어진다.
- [0125] 본 발명의 트랜스듀서는 실시간 해부학적 영상을 제공함과 동시에 기존의 HIFU 트랜스듀서와 비교하여 크기와 무게면에서 상당히 줄어드는 효과를 가져와서 시술자가 직접 손에 들고 직관적으로 움직여 영상을 따라가며 HIFU 수술을 수행할 수 있는 효과를 가져온다.
- [0126] 도 4는 도 1의 영상 트랜스듀서로 입력되는 빔신호이고, 도 5는 도 1의 HIFU 트랜스듀서로 입력되는 구동신호이다.
- [0127] 본 발명에서 기본적으로 영상 트랜스듀서와 HIFU 트랜스듀서로 전달되는 전기신호는 구형파 형태로 같다. 사용되는 펄스의 길이는 사용목적에 따라 다르다.
- [0128] 도 4에서와 같이, 마이크로 초(micro second)의 길이를 갖는 짧은 구형파의 경우 영상 트랜스듀서에서 사용하고, 짧은 시간동안 조직 내로 음파를 전달하고 다음 펄스가 생성되기 전까지 에코신호를 수신하는 역할을 한다.
- [0129] 반면, HIFU 트랜스듀서의 경우 조직내로 음파 에너지 전달을 통한 국부조직 온도 상승을 목적으로 하기 때문에, 도 5에서와 같이, 특정 듀티(duty)를 갖는 연속적인 펄스가 사용이 된다.
- [0130] 따라서 각 트랜스듀서의 용도에 따라 중심주파수 및 전력이 다르기 때문에 증폭단이 각기 다른 특성을 가진 소자로 설계되어 있다. 사용되는 소자들은 각 트랜스듀서의 중심주파수 및 사용할 파라미터에 따른 소비전력 등을 기준으로 선택된다.

- [0131] 또한 전달하고자 하는 대부분의 에너지는 중심주파수를 중심으로 일정 대역폭(bandwidth) 부근에 집중된다. 따라서 대역 통과 필터(band pass filter)를 사용하여 중심주파수 대비 60% 주파수 영역을 필터링 해주는 필터가 존재한다. 또한 각 증폭단 뒤에는 전기적 에너지의 효과적인 전달을 위해서 임피던스 매칭이 추가되며, 도 6에 서와 같이, HIFU 전송 모드부(200)에서도 임피던스 매칭이 추가된다.
- [0132] 도 7은 본 발명의 일실시예에 의한 시간지연을 이용한 빔형성의 설명도 및 빔형성기 제어부 회로의 일예를 나타 낸다.
- [0133] 본 발명의 초음파 트랜스듀서(150)는 위상 배열 형태로 이루어져 있어, 이를 이용하여 초음파 트랜스듀서(150) 의 기계적인 움직임 없이 B모드 스캔 및 HIFU 초점 형성을 하기 위해서는 빔형성기(beamformer)를 통한 빔포밍 이 필요하다. 영상 트랜스듀서(170)의 각 소자들에 적용될 시간지연은 빔 스티어링 공식을 통해서 구할 수 있으 며 특정 방향으로 평면파를 발생시킨다. 그 결과로 도 7와 같이 각 소자별로 시간지연을 적용하였을 때 마치 트 랜스듀서의 방향을 조절한 것 같은 효과를 가지고 온다. 이는 송신과 수신에 모두 적용되어 B모드 스캔라인을 형성하는 기술이 된다. HIFU 트랜스듀서(190)의 경우 빔포커싱(beamfocusing) 공식을 통해 특정위치에 초점을 형성할 수 있게 된다. 이 두 방법에서 사용되는 펄스 타이밍은 계산을 통해서 구할 수 있으며 빔형성기를 통해 각 소자들에게 전기적 신호로 전달된다.
- [0134] 도 11는 초음파 트랜스듀서의 음장 시뮬레이션의 일예이며, 도 12은 도 11의 시뮬레이션을 통해 계산된 각 소자 별 진폭값을 나타낸다.
- [0135] 본 발명의 트랜스듀서를 이용하여 필드 시뮬레이션(field simulation)을 해보면 각 40, 52, 64 mm 깊이에서 도 11과 같은 음장 결과를 얻을 수 있다. HIFU 시스템 구동을 위해서는 시뮬레이션을 통해 각 소자별로 파라미터를 계산하여서 전송하여야 한다.
- [0136] 도 12과 같이 시뮬레이션을 통해 각 소자별로 전송될 진폭(amplitude) 값이 계산되고, 이는 FPGA로 전송되어 각 트랜스듀서 소자들을 구동하게 된다.
- [0137] 도 3과 같이 실제 트랜스듀서가 제작되었으며, 총 활성영역(total active area)는 82.9mm X 20mm이고, 생성음압 은 30 W/cm^2 수준이다.
- [0138] 본 발명은 이상에서 설명되고 도면에 예시된 것에 의해 한정되는 것이 아니며, 당업자라면 다음에 기재되는 청구범위 내에서 더 많은 변형 및 변용예가 가능한 것임은 물론이다.

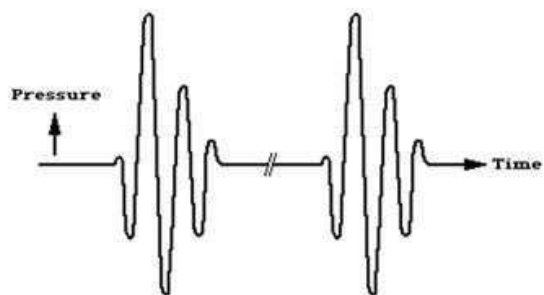
부호의 설명

- [0139] 100: 초음파OS/UI부 150: 초음파 트랜스듀서
200: HIFU 전송 모드부 300: 영상 전송 모드부
400: 수신 모드부 500: 후단 제어부
600: 전단 제어부

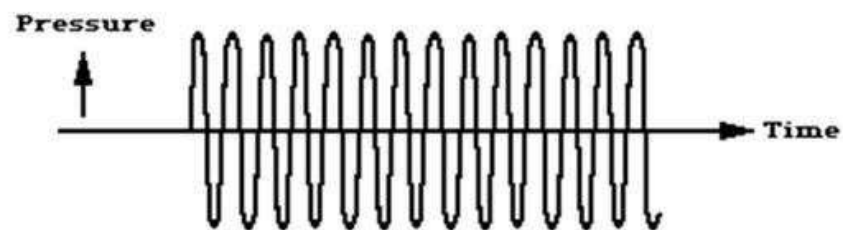
도면3



도면4



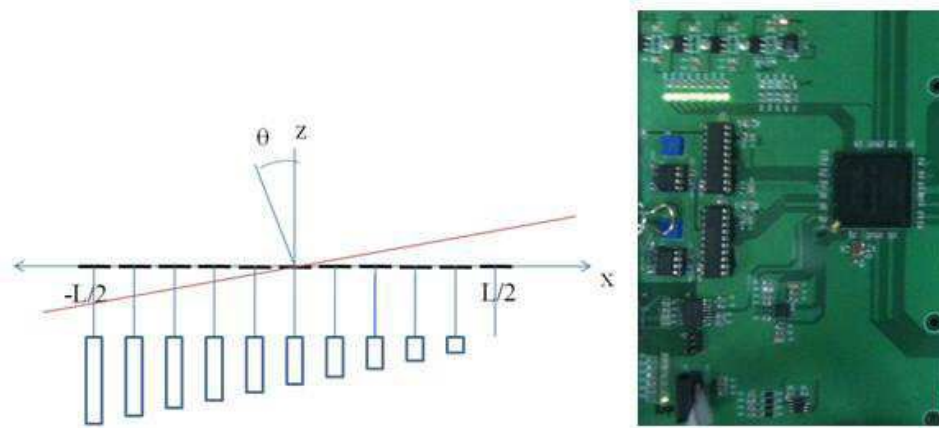
도면5



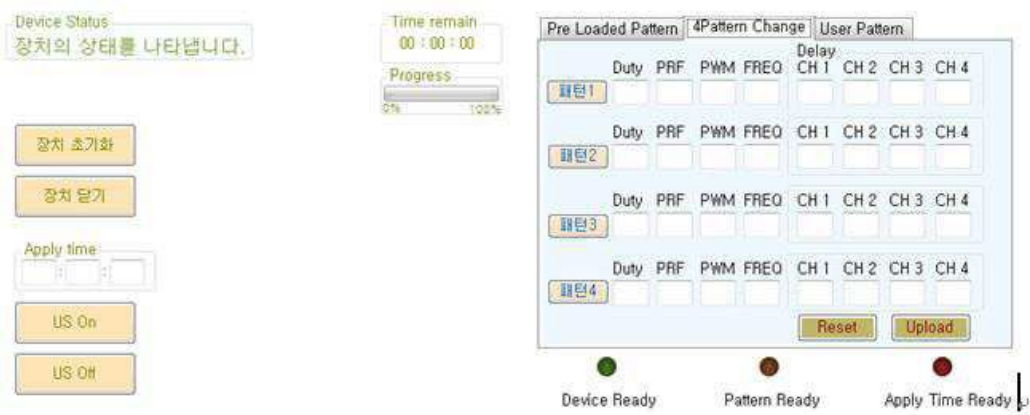
도면6



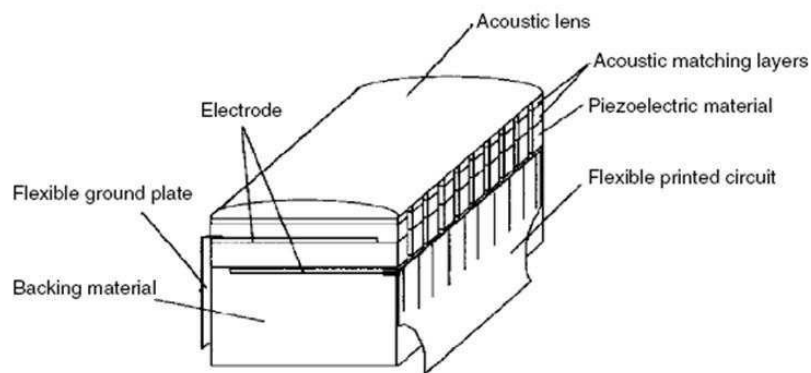
도면7



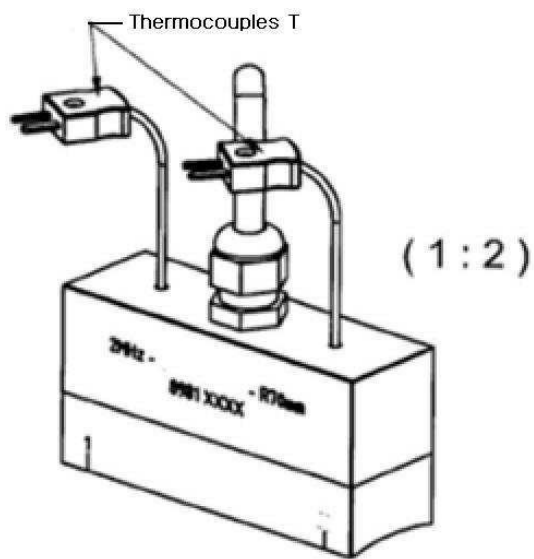
도면8



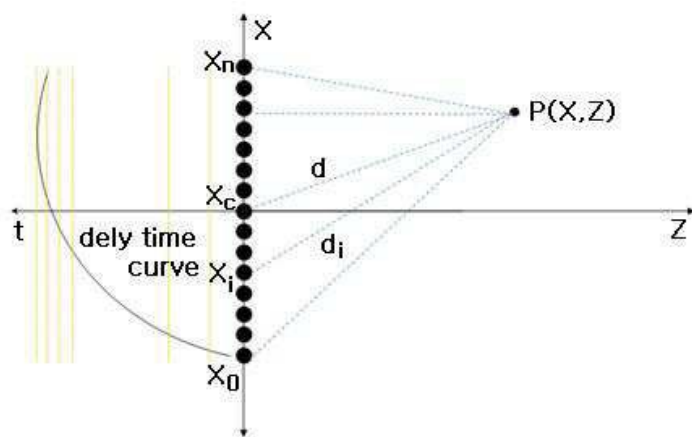
도면9a



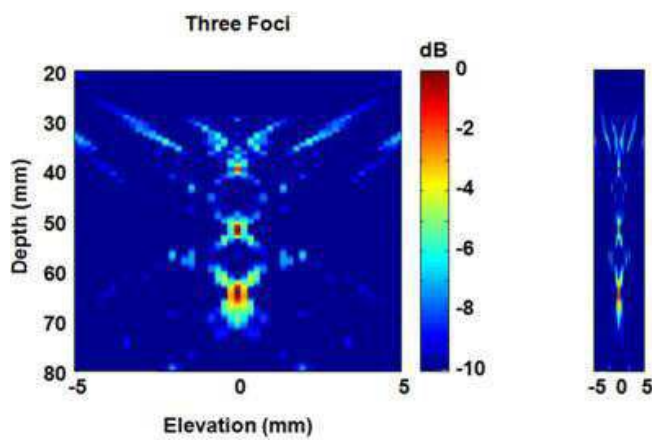
도면9b



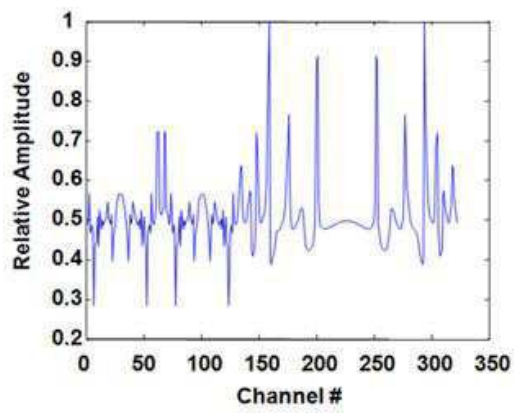
도면10



도면11



도면12



专利名称(译)	标题：使用超声换能器的高强度聚焦超声治疗系统		
公开(公告)号	KR101398005B1	公开(公告)日	2014-05-27
申请号	KR1020120025397	申请日	2012-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	延世大学校原州产学协力团		
申请(专利权)人(译)	产学合作基金会，延世大学原州		
当前申请(专利权)人(译)	产学合作基金会，延世大学原州		
[标]发明人	SEO JONG BUM 서종범 RYU HEUNG IL KIM KYOUNG HEE 김경희 PARK DONG HEE 박동희		
发明人	서종범 유흥일 김경희 박동희		
IPC分类号	A61N7/02 A61B18/00 A61B8/08		
代理人(译)	MIN, HEA JUNG		
优先权	1020110077578 2011-08-04 KR		
其他公开文献	KR1020130016038A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明是使用一个换能器，以及用于更具体地，一个小型超声波高功率多通道相控阵换能器和波束形成方法用于小型的超声波的高功率多通道相控阵（相控阵）涉及一种HIFU系统中的波束形成方法包括多通道换能器的驱动系统中实现，使用一个小的超声波的高功率多通道相控阵换能器，其形成操作者被制成在携带HIFU系统的状态操作，癌细胞位于其中HIFU系统本发明涉及一种能够有效访问的HIFU系统。根据具有超声换能器与集成换能器HIFU图像传感器的HIFU系统的本发明，换能器HIFU被定位在超声换能器板的所述超声换能器的外侧部分，换能器的图像板超声波换能器，位于除HIFU换能器所在部分之外的内部；施加到所述换能器的各元件中的视频传输的时间延迟被光束转向（波束控制）式求出以产生超声波束信号，为对HIFU换能器，波束使用上述HIFU公式的位置聚焦（beamfocusing）并且光束成形器控制器用于产生HIFU光束控制信号以形成换能器的焦点。

