



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0136224
(43) 공개일자 2013년12월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 7/00 (2006.01) *H03H 21/00* (2006.01)

(21) 출원번호 10-2012-0059875
(22) 출원일자 2012년06월04일
심사청구일자 2012년06월04일

(71) 출원인
동국대학교 산학협력단
서울특별시 중구 필동로1길 30 (필동3가, 동국대
학교)
(72) 발명자
정종섭
서울특별시 도봉구 쌍문4동 현대1차아파트 108동
304호
(74) 대리인
김순웅

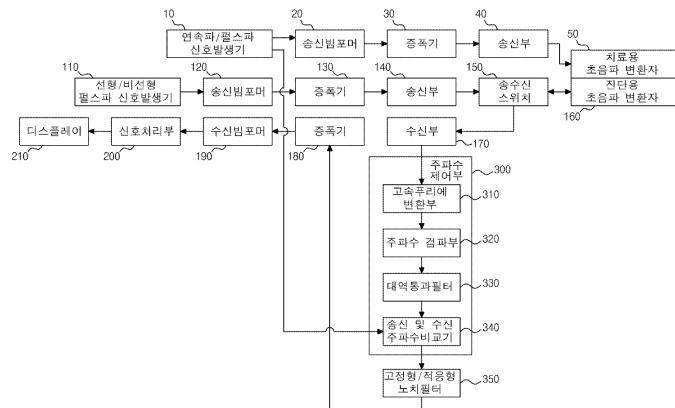
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 발명의 명칭 동시 초음파 치료 및 진단시 치료용 초음파 간섭신호 제거 장치 및 방법

(57) 요 약

본 발명은 노치 필터 및 이를 제거하는 주파수 제어부를 포함하는 동시에 초음파 치료 및 진단시 치료용 초음파 간섭신호 제거 장치 및 방법에 관한 것으로, 동시에 초음파 치료 및 진단 시스템에서 치료용 간섭신호를 실시간으로 제거하고, 치료용 신호로 필스파 뿐 아니라 연속파도 사용할 수 있어 초음파 영상의 질을 최대로 높일 수 있고, 치료효과 및 진단성능을 최대로 유지시키는 장점이 있다. 또한, 실시간으로 초음파 영상을 보면서 초음파 치료를 시도할 수 있는 모든 분야, 특히 양성 및 악성 종양 치료, 성형 및 미용 시술, 혈전 용해 및 지혈, 약물 전달 및 세포 조작 등에 적용할 수 있다.

대 표 도



특허청구의 범위

청구항 1

동시에 초음파 치료 및 진단을 수행하는 장치에 사용되는 치료용 초음파 간섭신호 제거 장치에 있어서,

치료용 간섭신호와 진단용 영상신호를 갖는 혼합신호에서 치료용 간섭신호를 제거하기 위한 노치 필터를 포함하는, 치료용 초음파 간섭신호 제거 장치.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 노치 필터의 중심주파수가 치료용 간섭신호의 1 고조파 및 2 고조파의 주파수를 갖도록 제어하는 주파수 제어부를 더 포함하는, 치료용 초음파 간섭신호 제거 장치.

청구항 3

제 2항에 있어서,

상기 주파수제어부는 치료용 초음파 간섭신호와 진단용 영상신호를 갖는 혼합신호에 대한 주파수 정보를 제공하는 고속 푸리에 변환부;

고속 푸리에 변환부에 의해 제공된 치료용 간섭신호의 주파수 및 크기정보를 판독하여, 대역 통과 필터의 차단 주파수 및 대역폭을 조절하는 주파수 검파부;

주파수 검파부에 의하여 조절된 차단주파수 및 대역폭을 이용하여 치료용 초음파 간섭신호 중 3 고조파 이상의 고조파를 제거하는 대역 통과 필터; 및

대역 통과 필터를 통과한 혼합 신호 중 치료용 간섭신호를 연속파/펄스파 신호 발생기에서 발생한 치료용 신호의 주파수와 비교하여 주파수의 변화량을 측정하여 노치 필터의 중심주파수를 치료용 간섭신호의 주파수로 변경하는 송신 및 수신 주파수 비교기;를 포함하는 것을 특징으로 하는, 치료용 초음파 간섭신호 제거 장치.

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 노치 필터는 적응형 노치 필터 또는 고정형 노치 필터인 것을 특징으로 하는, 치료용 초음파 간섭신호 제거 장치.

청구항 5

제 1항에 있어서,

상기 혼합 신호는 치료용 초음파 장치 및 진단용 초음파 장치로부터 치료용 초음파 및 진단용 초음파가 대상체에 조사된 후, 대상체로부터 반사된 혼합 초음파가 진단용 초음파 변환자를 통하여 전기적 신호로 변환된 것을 특징으로 하는, 치료용 초음파 간섭신호 제거 장치.

청구항 6

제 1항 또는 제 2항에 있어서,

상기 동시에 초음파 치료 및 진단을 수행하는 장치는,

치료용 연속파 또는 펄스파를 갖는 치료용 신호를 발생하는 연속파/펄스파 신호 발생기;

상기 치료용 신호를 접속시키는 송신 빔포머;

상기 접속된 치료용 신호를 증폭하는 증폭기;

상기 증폭된 치료용 신호를 치료용 초음파 변환자에 전달하는 송신부;

송신부에 의하여 전달된 상기 치료용 신호를 치료용 초음파로 변환하여 대상체에 조사하는 치료용 초음파 변환

자;

진단용 선형 또는 비선형의 필스파를 갖는 진단용 신호를 발생하는 선형/비선형 신호 발생기;

상기 진단용 신호를 접속시키는 송신 빔포머;

상기 접속된 진단용 신호를 증폭하는 증폭기;

상기 증폭된 진단용 신호를 송수신 스위치에 전달하는 송신부;

상기 진단용 신호를 송신모드에서 진단용 초음파 변환자에 전달하고 수신 모드에서 대상체로부터 반사된 혼합신호를 수신부에 전달하는 송수신스위치;

송수신 스위치에 의하여 전달된 진단용 신호를 진단용 초음파로 변환 및 대상체로부터 반사된 혼합 초음파를 전기적 신호로 변환하는 진단용 초음파 변환자;

대상체로부터 반사되어 진단용 초음파 변환자에 의하여 변환된 혼합신호를 송수신 스위치로부터 전달받아 제 1항의 치료용 간섭신호 제거장치 또는 제 2항의 치료용 간섭신호 제거 장치에 전달하는 수신부;

치료용 간섭신호가 제거된 진단용 영상신호를 증폭하는 증폭기;

증폭기에 의하여 증폭된 진단용 영상신호를 영상화 가능하도록 신호를 처리하는 신호처리부; 및

신호처리된 진단용 영상신호를 영상화하는 디스플레이;를 포함하는, 치료용 초음파 간섭신호 제거 장치.

청구항 7

제 6항에 있어서, 상기 진단용 초음파 변환자는 치료용 간섭신호의 1 고조파 및 2 고조파의 사이의 중심에 위치하는 주파수를 갖는 진단용 초음파를 대상체에 조사하는 것을 특징으로 하는, 치료용 초음파 간섭신호 제거장치.

청구항 8

제 6항에 있어서, 상기 진단용 초음파 변환자 및 치료용 초음파 변환자는 한대상체에 위치하는 결합형 초음파 변환자인 것을 특징으로 하는, 치료용 초음파 간섭신호 제거장치.

청구항 9

제 8항에 있어서, 상기 결합형 초음파 변환자는 원형 구조, 십자형 구조, 사각형 구조 중 어느 하나의 구조인 것을 특징으로 하는 치료용 초음파 간섭신호 제거장치.

청구항 10

제 9항에 있어서, 상기 결합형 초음파 변환자의 치료용 초음파 변환자는 단일 소자, 1차원 배열 구조 또는 2차원 배열 구조를 가지며, 진단용 초음파 변환자는 1차원 또는 2차원 배열 구조를 갖는 것을 특징으로 하는, 치료용 초음파 간섭신호 제거장치.

청구항 11

동시에 초음파 치료 및 진단을 수행하는 장치에 사용되는 초음파 간섭신호 제거 방법에 있어서,

1)노치 필터를 이용하여 치료용 간섭신호와 진단용 영상신호를 갖는 혼합신호에서 치료용 간섭신호를 제거하는 단계를 포함하는, 치료용 초음파 간섭신호 제거 방법.

청구항 12

제 11항에 있어서,

2)상기 노치 필터는 주파수 제어부의 제어에 따라 중심주파수를 치료용 간섭신호의 1 고조파 및 2 고조파의 주파수를 갖도록 제어되는 단계를 포함하되,

2-1)혼합신호의 주파수 및 크기 정보를 고속 푸리에 변환부를 이용하여 주파수 검파부에 제공하는 단계와;

2-2)주파수 검파부를 이용하여 상기 2-1)단계에서 제공된 정보를 판독하고, 판독된 치료용 초음파 간섭신호의

크기 및 주파수 정보를 이용하여 대역 통과 필터의 차단주파수 및 대역폭을 조절하는 단계;

2-3)상기 2-2)단계의 차단주파수 및 대역폭을 갖는 대역 통과 필터를 이용하여 상기 혼합신호의 치료용 간섭신호의 3 고조파 이상의 주파수를 갖는 신호를 제거하는 단계; 및

2-4)상기 송신 및 수신 주파수 비교기를 이용하여 상기 2-3)단계에서 3 고조파 이상의 주파수를 갖는 치료용 간섭신호가 제거된 혼합신호 중 치료용 간섭신호의 1 고조파 및 2 고조파의 주파수를 펄스파/연속파 신호발생기를 통하여 발생한 치료용 신호의 주파수와 비교하고, 주파수의 변화량을 측정하여, 고정형 또는 적응형 노치 필터의 중심주파수를 치료용 간섭신호의 1 고조파 및 2 고조파 주파수로 변경하는 단계;를 포함하는, 치료용 초음파 간섭신호 제거 방법.

청구항 13

제 12항에 있어서,

상기 노치 필터는 적응형 노치 필터 또는 고정형 노치 필터인 것을 특징으로 하는, 치료용 초음파 간섭신호 제거 방법.

명세서

기술 분야

[0001]

본 발명은 동시에 초음파 치료 및 진단을 수행하는 장치 및 방법에서 사용되는, 치료용 초음파 간섭신호 제거 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002]

최근에 비침습성 고강도 집속 초음파(HIFU: High Intensity Focused Ultrasound)를 이용한 양성 및 악성 종양 치료 방법의 중요성이 점점 증대되고 있다. 특히 간, 유방, 전립선, 자궁 등에서 발생한 양성 및 악성 종양을 대상으로 초음파를 이용한 다수의 임상치료가 수행되어 고강도 집속 초음파 치료의 타당성이 검증되었다.

[0003]

일반적으로 고강도 집속 초음파 치료는 자기공명 영상시스템(MRI: Magnetic Resonance Imaging), 컴퓨터 단층촬영시스템(CT: Computed Tomography), 혹은 초음파영상시스템(US: Ultrasound Imaging)과 연동되어 동작하게 된다. 즉, 이들 영상 장치들을 이용해서 치료 대상의 위치, 크기, 그리고 상태를 관찰하고 그에 알맞은 조사량(Dose)을 결정한 뒤 고강도 집속 초음파를 해당 대상체에 조사하는 방법이 가장 보편적으로 사용되고 있다.

[0004]

이들 영상 장비들은 수술 전 후뿐만 아니라, 수술 중에도 고해상도의 영상을 제공해서 실시간 치료 과정을 관찰 할 수 있게 해준다. 또한 치료중인 대상체의 반응에 따라 실시간으로 초음파 조사량을 조절할 수 있으며, 환자나 치료 대상체의 움직임을 관찰해서 주위의 정상 세포가 훼손되는 정도를 최대한으로 줄이는 역할을 수행하고 있다.

[0005]

현재 고강도 집속 초음파에 사용되는 대표적인 영상 장치로서 자기공명 영상시스템과 컴퓨터 단층촬영시스템이 있으나 이들 장비의 가격이 고가인 관계로 상대적으로 가격이 저렴하고, 공간을 적게 차지하며, 휴대성이 용이 한 초음파 영상기기들에 대한 관심이 점점 높아지고 있다.

[0006]

한편, 고강도 집속 초음파 치료 시스템에서 가장 중요한 기능 중의 하나는 수술 중에 실시간으로 고해상도의 영상을 제공할 수 있어야 한다. 그러나 초음파를 사용해 진단용 영상을 제공하는 시스템에서는 이와 같이 기능 구현에 큰 어려움이 있다.

[0007]

일반적으로 초음파 영상을 구현하기 위한 진단용 초음파 변환자는 치료용 초음파 변환자와 결합되어 있으며, 수술중에는 동시에 치료 및 진단을 위한 초음파들을 송수신하게 된다.

[0008]

이때 진단용 초음파 변환자는 반사되어 돌아오는 진단용 초음파 신호뿐만 아니라 동시에 반사되어 돌아오는 치료용 초음파 (주로 기본 주파수 신호와 제2 고조파(Harmonic))도 함께 진단용 초음파 변환자에 수신된다.

[0009]

여기서, 반사된 치료용 초음파 신호의 세기가 진단용에 비해 매우 크기 때문에 초음파 영상의 화질이 크게 저하 되며, 도 1에 나타낸 바와 같이 특별한 간섭신호 제거 기술을 적용하지 않은 상태에서는 인체 내부 영상을 보여 줄 수 없는 문제점이 있다.

[0010]

따라서 여러 기업체 및 연구기관들에서는 수술중에도 치료용 초음파의 간섭이 없는 초음파 영상을 제공하기 위

해 다양한 방법들을 개발하고 있으며, 이러한 대부분의 연구들은 초음파 변환자의 설계에 집중되어 왔다. 대표적인 방법들 중의 하나는 진단 및 치료용 초음파 변환자들을 독립적으로 결합하는 방법이 있다.

[0011] 도 2는 상기 초음파 영상의 화질을 높이기 위하여, 결합형 초음파 변환자를 사용하는 대신 진단용 초음파 변환자 및 치료용 초음파 변환자를 독립적으로 사용한 것을 나타낸 도면으로, 두 변환자의 각도 차이에 의해 반사되어 돌아오는 치료용 초음파 신호의 크기가 상대적으로 작아지는 장점이 있으나, 진단용 초음파 영상과 치료용 초음파가 같은 평면상에서 송수신 되지 못하므로 같은 지점에 정확하게 초음파가 접속되기 어려워 치료 대상이 잘 보이지 않는 문제점이 있고, 인체 내에 삽입해야 하는 엔도캐비티(Endocavity) 변환자의 구조에는 알맞지 않은 문제점이 있다.

[0012] 따라서, 동시에 초음파 진단 및 치료를 수행하기 위하여, 초음파 변환자는 같은 접속점을 갖는 결합형 변환자의 형태를 가져야하고, 도 3과 같은 결합형 초음파 변환자가 많이 사용된다. 다만, 상기 결합형 변환자를 사용하는 경우, 상술한 바와 같이 치료용 초음파의 반사파가 진단용 초음파 변환자에 진단용 초음파와 함께 수신되어 치료용 초음파의 간섭으로 화질이 저하되는 문제점이 있다.

[0013] 이러한 문제점을 해결하기 위하여, 반사되어 돌아오는 치료용 초음파 신호를 줄이기 위해 변환자 설계시 치료용 초음파 주파수와 진단용 주파수의 차이를 크게 하는 방법이 있으나, 높은 치료용 주파수가 필요한 상황에서 주파수 선택에 많은 제한이 있다.

[0014] 또한, 현재 가장 많이 사용하는 방법은 치료용 초음파와 진단용 초음파를 서로 시간지연을 가지고 번갈아 가면서 송수신하는 방법이다. 보다 구체적으로 최소한의 영상 프레임을 위한 진단용 초음파 주파수의 반복 횟수를 확보하고 진단용 초음파가 송수신되지 않는 구간에 치료용 초음파를 송신하는 방법이다. 이 방법은 진단용 초음파 영상의 프레임률을 높이기 위해 진단용 초음파를 자주 송수신할 경우 치료용 초음파가 펄스파가 되므로 그 성능이 저하되는 단점이 있다. 실제로 일정한 충격계수(Duty factor) 이하의 초음파는 치료 효율이 크게 저하된다. 따라서 초음파 영상 프레임률을 확보하기 위하여, 해당 대상체가 있는 주위만 상기 기술을 사용하는 경우, 도 4에서 나타낸 것과 같이 치료용 초음파에 의한 간섭영역(Interference band)이 존재하는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0015] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위하여, 본 발명의 목적은 결합형 초음파 변환자를 이용한 동시에 초음파 치료 및 진단을 수행하는 장치에서 대상체로부터 반사된 치료용 초음파 간섭신호를 제거하여, 고화질의 이미지로 동시에 초음파 치료 및 진단을 할 수 있도록 구성된 치료용 초음파 간섭신호 제거장치 및 방법을 제공함에 있다.

과제의 해결 수단

[0016] 상기와 같은 목적을 달성하기 위하여, 본 발명은 동시에 초음파 치료 및 진단을 수행하는 장치에 사용되는 치료용 초음파 간섭신호 제거 장치에 있어서, 치료용 간섭신호와 진단용 영상신호를 갖는 혼합신호에서 치료용 간섭신호를 제거하기 위한 노치 필터를 포함하는, 치료용 초음파 간섭신호 제거 장치를 제공한다.

[0017] 또한, 본 발명은 동시에 초음파 치료 및 진단을 수행하는 장치에 사용되는 초음파 간섭신호 제거 방법에 있어서, 노치 필터를 이용하여 치료용 간섭신호와 진단용 영상신호를 갖는 혼합신호에서 치료용 간섭신호를 제거하는 단계를 포함하는, 치료용 초음파 간섭신호 제거 방법을 제공한다.

발명의 효과

[0018] 본 발명은 치료용 간섭신호를 실시간으로 제거하고, 치료용 신호로 펄스파 뿐 아니라 연속파도 사용할 수 있어 초음파 영상의 질을 최대로 높일 수 있고, 치료효과 및 진단성능을 최대로 유지시킬 수 있는 효과가 있다.

[0019] 또한, 본 발명은 실시간으로 초음파 영상을 보면서 초음파 치료를 시도할 수 있는 모든 분야, 특히 양성 및 악성 종양치료, 성형 및 미용 시술, 혈전 용해 및 치혈, 약물 전달 및 세포 조작 등에 적용할 수 있는 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

[0020] 도 1은 치료용 초음파 간섭신호 제거 장치 없이 고강도 접속 초음파를 조사하기 전과 조사 중의 진단용 초음파

영상을 나타낸 도이다.

도 2는 초음파 영상 기반 고강도 접속 초음파 치료를 위한 치료 및 진단용 초음파 변환자를 독립적으로 사용한 예시도이다.

도 3은 초음파 영상 기반 고강도 접속 초음파 치료를 위한 결합형 초음파 변환자를 나타낸 도이다.

도 4는 종래기술을 적용한 경우, 고강도 접속 초음파 송신 전과 송신 중의 초음파 영상을 나타낸 도이다.

도 5는 본 발명에 따른 치료 및 진단시 사용되는 치료용 간섭 신호를 제거하는 장치를 나타낸 도이다.

도 6은 본 발명에 따른 결합형 초음파 변환자를 나타낸 도이다.

도 7은 본 발명에 따른 초음파 변환자의 구조를 나타낸 도이다.

도 8은 본 발명에 따른 고정형 노치 필터를 설계한 것을 나타낸 도이다.

도 9는 본 발명에 따른 적응형 노치 필터 알고리즘에 대해 나타낸 도이다.

도 10은 본 발명에 따른 치료용 간섭 신호 제거 장치를 사용한 경우와 사용하지 않은 경우의 초음파 영상을 비교한 도이다.

도 11은 본 발명에 따른 치료용 간섭 신호 제거 방법에 대한 개략도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0021]

이하, 본 발명의 바람직한 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 상세히 설명하면 다음과 같다. 그러나 이들 도면은 예시적인 목적일 뿐, 본 발명이 이에 한정되는 것은 아니다.

[0022]

도 5는 본 발명에 따른 치료 및 진단시 사용되는 치료용 간섭 신호를 제거하는 장치를 나타낸 도면이고, 도 6은 본 발명에 따른 결합형 초음파 변환자를 나타낸 도면이고, 도 7은 본 발명에 따른 초음파 변환자의 구조를 나타낸 도면이고, 도 8은 본 발명에 따른 고정형 노치 필터를 설계한 것을 나타낸 도면이고, 도 9는 본 발명에 따른 적응형 노치 필터 알고리즘에 대해 나타낸 도면이고, 도 10은 본 발명에 따른 치료용 간섭 신호 제거 장치를 사용한 경우와 사용하지 않은 경우의 초음파 영상을 비교한 도면이다.

[0023]

도 5에 도시된 바와 같이, 결합형 초음파 변환자를 이용한 동시 초음파 치료 및 진단 장치는 치료용 초음파 장치와 진단용 초음파 장치로 구성된다.

[0024]

상기 동시 초음파 치료 및 진단장치는 연속파/펄스파 신호발생기(10), 송신 범포머(20), 증폭기(30), 송신기(40) 및 치료용 초음파 변환자(50)를 포함하고 있고, 진단용 초음파 시스템은 선형/비선형 펄스파 신호발생기(110), 송신 범포머(120), 증폭기(130), 송신부(140), 송수신 스위치(150), 진단용 초음파 변환자(160), 수신부(170), 주파수 제어부(300), 고정형/적응형 노치 필터(350), 증폭기(180), 수신 범포머(190), 신호처리부(200) 및 디스플레이(210)를 포함하고 있다.

[0025]

연속파/펄스파 신호발생기(10)는 연속파 또는 펄스파의 신호를 발생시키고, 발생된 연속파 또는 펄스파 신호(이하, 치료용 신호라 한다)의 주파수는 진단용 신호의 주파수보다 저주파로써, 예를 들어, 치료용 신호의 1 고조파와 2 고조파의 주파수 중간에 진단용 초음파 주파수의 중심주파수가 위치하는 것이 바람직하다.

[0026]

송신 범포머(20)는 상기 연속파/펄스파 신호발생기(10)를 통해 발생된 치료용 신호를 접속시킨다. 송신 범포머(20)는 치료용 초음파 변환자(50)가 배열형인 경우 사용되는데, 신호의 시간을 지연시키는 역할을 하며 치료용 초음파 변환자(50)가 배열형인 경우에도 초음파의 접속점을 변화시킬 수 있다.

[0027]

증폭기(30)는 송신 범포머(20)를 거친 치료용 신호를 증폭한다. 증폭기(30)는 대역 통과 필터를 포함하는 것이 바람직하다.

[0028]

송신부(40)는 무선 또는 유선으로 증폭기에 의하여 증폭된 치료용 신호를 초음파 변환자(50)에 전달한다.

[0029]

치료용 초음파 변환자(50)는 상기 전달된 치료용 신호를 초음파로 변환하여 치료용 초음파가 대상체에 조사할 수 있고, 상기 치료용 초음파는 고강도 접속 초음파가 바람직하다. 상기 결합형 초음파 변환자는 도 6에 나타낸

바와 같은 모형의 초음파 변환자를 가질 수 있고, 치료용 초음파 변환자(50)는 단일 소자, 1차원 배열 구조 또는 2차원 배열 구조를 갖을 수 있다. 또한, 치료용 초음파 변환자(50)는 도 7과 같이 정합층 및 후방층이 없는 압전소자 또는 정합층과 결합된 압전소자를 가질 수 있고, 진단용 초음파 변환자(160)와 서로 다른 적층 구조를 가질 수 있다.

- [0030] 선형/비선형 펄스파 신호발생기(110)는 선형 또는 비선형의 펄스파 신호(이하, 진단용 신호라 한다)를 발생하고, 상기 진단용 신호의 중심주파수는 치료용 신호의 주파수의 1 고조파와 2 고조파 중간의 주파수를 갖는 것이 바람직하다.
- [0031] 송신 빔포머(120)는 상기 선형/비선형 펄스파 신호발생기(110)를 통해 발생된 진단용 신호를 집속시킨다. 송신 빔포머(120)는 진단용 초음파 변환자(160)가 배열형인 경우 사용되는데, 신호의 시간을 지연시키는 역할을 하며 진단용 초음파 변환자(160)가 배열형인 경우에도 초음파의 집속점을 변화시킬 수 있다.
- [0032] 증폭기(130)는 송신 빔포머(120)를 통하여 집속된 진단용 신호의 크기를 증폭한다. 상기 증폭기는 대역 통과 필터를 포함할 수 있다.
- [0033] 송신기(140)는 증폭기(130)를 통하여 증폭된 진단용 신호를 무선 또는 유선으로 송수신 스위치(150)에 상기 신호를 전달한다.
- [0034] 송수신 스위치(150)는 상기 전달된 진단용 신호를 송신모드에서 진단용 초음파 변환자(160)에 전달하는 기능을 수행하고, 수신모드에서는 대상체로부터 반사된 진단용 영상신호를 수신하는 기능을 수행한다. 이때 진단용 영상신호는 치료용 간섭신호와 혼합하여 전달된다.
- [0035] 진단용 초음파 변환자(160)는 상기 진단용 신호를 초음파로 변환하여, 대상체에 조사하고, 관찰 대상체로부터 반사되어 돌아온 진단용 초음파를 진단용 영상 신호로 변환하는 기능을 한다. 이때, 대상체로부터 반사된 치료용 초음파 간섭신호도 함께 수신된다. 이하, 상기의 대상체로부터 반사된 치료용 초음파 간섭신호와 대상체로부터 반사된 초음파 영상을 위한 진단용 초음파가 혼합된 초음파를 혼합 초음파라고 하고, 상기 혼합 초음파가 전기적 신호로 변환된 신호를 혼합신호라고 한다.
- [0036] 상기 진단용 초음파 변환자(160)는 치료용 초음파 변환자(50)와 결합되어 한 대상체에 존재하는 결합형 초음파 변환자임이 바람직하고, 상기 결합형 초음파 변환자는 도 6에 나타낸 바와 같은 모형의 초음파 변환자일 수 있다. 도 6의 결합형 초음파 변환자는 소형화가 가능하다. 도 6에 나타낸 바와 같이, 결합형 초음파 변환자는 원형, 십자형, 사각형 구조 일 수 있고, 치료용 초음파 변환자(50)와 진단용 초음파 변환자(160)의 상호 위치 변경이 가능하다. 특히 진단용 초음파 변환자(160)는 1차원 또는 2차원 배열(array) 구조를 가지며, 치료용 초음파 변환자는 단일 소자 형, 1차원 또는 2차원 배열(array) 구조를 가질 수 있다. 본 발명의 치료용 초음파 간섭신호 제거장치를 동시에 초음파 치료 및 진단을 수행하는 장치에 사용하는 경우, 상기 결합형 초음파 변환자를 사용하는 경우에도 고화질의 초음파 진단 영상을 제공할 수 있다.
- [0037] 또한, 치료용 초음파 변환자(50)는 도 7과 같이 압전소자만, 또는 정합층과 결합된 압전소자를 가질 수 있고, 진단용 초음파 변환자(160)와 서로 다른 적층 구조를 가질 수 있다.
- [0038] 상기 혼합신호는 송수신 스위치(150)의 수신모드에서 수신부로 전달되고, 수신부(170)는 상기 혼합신호를 무선 또는 유선으로 노치 필터(350) 또는 주파수 제어부(300)에 전달할 수 있다.
- [0039] 노치 필터(350)는 주파수 제어부 또는 수신부(170)로부터 전달된 혼합신호 중 치료용 간섭신호의 1 고조파 및 2 고조파를 제거하는 기능을 한다. 상기 고조파를 제거하기 위하여 노치 필터 두 개를 직렬 연결할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니고 상기 주파수를 제거할 수 있는 모든 종류의 대역 제거 필터가 상기 노치 필터(350)의 균등률이라는 것은 당업자 입장에서 자명할 것이다.
- [0040] 상기 노치 필터(350)는 고정형 노치 필터 또는 적응형 노치 필터를 사용할 수 있다. 도 8에 나타난 바와 같이, 고정형 노치 필터는 중심주파수에서 이미 고정된 크기값(dB)을 제거하는 기능을 한다. 예를 들어 노치 필터(350)의 제거 이득(gain)이 특정 값으로 고정되어 있다. 또한, 상기 고정형 노치 필터는 높은 Q(quality factor)값을 갖는 것이 바람직하다.
- [0041] 상기 노치 필터(350)는 적응형 노치 필터일 수 있다. 적응형 노치 필터는 제거 이득이 고정되지 않고, 피드백을 통하여, 치료용 간섭신호 크기가 완전히 제거될 때까지 추적하여 제거하는 기능을 한다.
- [0042] 상기 적응형 노치 필터는 도 9에 나타낸 바와 같은 알고리즘 및 하기의 수학식 1을 갖는 적응형 노치 필터임이

바람직하다.

[0043] [수학식1]

$$y(k) = W(k)r(k)$$

$$e(k) = p(k) - y(k)$$

$$W(k+1) = W(k) + \beta e(k)r(k)$$

[0047] 도 9 및 수학식 1에서 입력신호 $p(k)$ 는 반사된 진단용 영상신호($s(k)$), 치료용 간섭신호($n(k)$)의 합이고, $e(k)$ 는 에러 신호, 기준 신호는 $r(k)$ 이고, 최종 출력신호는 $s(k)$ 이다.

[0048] 상기 노치 필터(350)의 사용시 진단용 초음파 또는 진단용 영상신호의 중심 주파수를 치료용 간섭신호의 주파수의 1 고조파 및 2 고조파 사이의 중심에 위치시킴으로써, 진단용 초음파 변환자(160)의 가용 대여폭을 최대로 증가시킬 수 있다. 즉, 치료용 초음파의 주파수가 4MHz일 경우 진단용 초음파 주파수는 6MHz가 되어 치료용 초음파의 1 고조파 주파수(4MHz) 및 2 고조파 주파수(8MHz)의 중심에 위치한다. 이 경우 6dB 대여폭은 $67\%((8MHz - 4MHz)/6MHz)$ 가 되어 광대역 진단용 초음파 변환자(160)를 설계할 수 있다.

[0049] 주파수 제어부(300)는 수신부(170)로부터 전달된 혼합신호의 치료용 간섭신호의 주파수를 분석하여 노치 필터(350)의 중심주파수를 조절하는 기능을 한다. 실제 치료용 연속파/펄스파 신호발생기(10)로부터 발생되는 치료용 신호의 주파수와 반사되어 돌아오는 혼합신호 중 치료용 간섭신호 부분의 주파수가 다르기 때문에 이를 파악하여, 노치 필터(350)의 중심주파수를 조절하는 기능을 수행한다. 예를 들어, 상기 신호발생기에서 4MHz의 치료용 신호의 주파수를 발생시켰다고 하면, 오차 등의 원인으로 반사되어 돌아오는 치료용 간섭신호의 주파수의 1 고조파는 4.2MHz, 2 고조파는 8.4MHz가 될 수 있다. 치료용 초음파의 간섭신호를 제거하기 위한 노치 필터(350)에 중심주파수가 4MHz 및 8MHz로 세팅되었다면, 상기 전기적 신호를 효과적으로 제거할 수 없다. 따라서, 주파수 제어부(300)는 실제 수신된 치료용 간섭신호의 1 고조파 및 2 고조파로 노치 필터(350)의 중심주파수를 맞추어주는 역할을 수행한다.

[0050] 상기 주파수 제어부(300)는 고속 푸리에 변환부(310), 주파수 검파부(320), 대역통과필터(330), 송신 및 수신 주파수 비교기(340)로 구성된다.

[0051] 고속 푸리에 변환부(310)는 상기 수신부(170)로부터 전달받은 혼합신호를 푸리에 변환을 통하여 주파수영역에서 주파수 별로(제 1 고조파, 제 2 고조파, 제 N 고조파)정보를 제공한다.

[0052] 주파수 검파기(320)는 상기 고속 푸리에 변환부(310)에 의하여 제공받은 정보를 이용하여 수신된 혼합신호의 주파수 정보를 판독하여 실제로 치료용 초음파가 제대로 송신되고 있는지를 알 수 있게 할 수 있고, 수신된 치료용 초음파 신호 크기를 주파수 별로 파악하게 할 수 있다. 상기 파악된 주파수 및 크기를 통해 대역 통과 필터(330)의 차단주파수 및 대여폭을 조절할 수 있다.

[0053] 대역 통과 필터(330)는 주파수 검파기(320)를 거친 혼합신호의 치료용 간섭신호의 3 고조파 이상의 주파수를 제거하는 역할을 한다.

[0054] 상기 대역 통과 필터(330)가 치료용 간섭신호의 1 고조파, 2 고조파를 제거하는 경우, 치료용 간섭신호의 1 고조파, 2 고조파 주위의 중요한 진단 영상 정보를 갖는 진단용 영상신호도 함께 제거하기 때문에 진단 영상 정보를 최대한 보호하면서 치료용 간섭신호를 제거하는 목적에 적합하지 않다.

[0055] 송신 및 수신 주파수 비교기(340)는 치료용 간섭신호의 3 고조파 이상의 고조파가 제거된 혼합신호의 1 고조파 및 2 고조파 신호를 실제로 치료용 초음파 장치의 연속파/펄스파 신호발생기(10)가 발생시킨 치료용 신호의 주파수와 비교하여, 변화량을 측정해서, 주파수 제어부(300)는 고정형/적응형 노치 필터(350)에 고정형/적응형 노치 필터(350)의 변경된 기준 신호로 인가시킨다.

[0056] 보다 구체적으로, 주파수 제어부(300)는 노치 필터(350)의 중심주파수를 실제 수신된 치료용 간섭신호의 1 고조파, 2 고조파의 주파수로 변경하도록 제어한다. 예를 들어, 실제 치료용 초음파 시스템의 신호발생기가 송신한 치료용 전기적 신호의 주파수가 4MHz라면, 수신된 치료용 간섭신호의 주파수의 1 고조파는 5MHz, 2 고조파는 10MHz라고 하면, 주파수의 변화가 있으므로 송신 및 수신 주파수 비교기(340)를 통하여 노치 필터(350)의 기준 신호로 인가하여 중심주파수를 5MHz 및 10MHz로 변경시킨다.

[0057] 상기 송신 및 수신 주파수 비교기(340)를 통과한 혼합신호는 노치 필터(350)에 의하여 치료용 간섭신호가 제거

되고, 증폭기(180)를 통하여 진단용 영상신호가 증폭된다.

[0058] 수신 빔포머(190)는 상기 증폭된 진단용 영상신호를 접속시키는 역할을 한다.

[0059] 신호처리부(200)는 상기 진단용 영상신호를 영상화하기 위하여 신호를 처리하는 역할을 하고, 디스플레이부(210)는 신호처리된 영상신호를 바탕으로 대상체를 영상화한다.

[0060] 도 10의 (a), (b), (c)는 본 발명에 따른 치료용 초음파 간섭신호 제거장치를 사용한 경우와 사용하지 않은 경우를 나타낸 도이다.

[0061] 도 10(a)는 초음파 진단만 수행한 경우 영상은 고화질임을 나타낸다.

[0062] 도 10(b)는 실시간으로 초음파 진단을 수행하면서 종양 치료 등을 위해 동시에 초음파 치료용 장비를 동작시킨다면, 반사된 고강도 치료용 초음파 신호가 진단용 초음파 신호와 혼합되어 진단용 변환자에 동시에 수신되며 이로 인해 화질의 성능이 저하됨을 나타낸다.

[0063] 도 10(c)는 본 발명에 따른 치료용 초음파 간섭신호 제거장치를 사용하는 경우, 영상이 고화질로 전환됨을 나타낸다.

[0064] 이하, 도 11을 참조하여 치료용 초음파 간섭신호 제거 방법에 대하여 설명한다.

[0065] 본 발명의 치료용 초음파 간섭신호 제거 방법은 고정형 또는 적응형 노치 필터를 이용하여, 치료용 간섭신호의 1 고조파 및 2 고조파를 제거하는 단계를 포함한다. 상기 고정형 또는 적응형 노치 필터의 중심주파수는 주파수 제어부를 통해 치료용 간섭신호의 1 고조파 및 2 고조파의 주파수를 갖도록 조절될 수 있다.

[0066] 보다 구체적으로, 상기 고정형 또는 적응형 노치 필터의 중심주파수가 주파수 제어부를 통해 조절되는 과정은 혼합신호의 주파수 및 크기 정보를 고속 푸리에 변환부를 이용하여 주파수 검파부에 제공하며(110), 주파수 검파부를 이용하여 상기 단계(S110)에서 제공된 정보를 판독하고, 판독된 치료용 초음파 간섭신호의 크기 및 주파수 정보를 이용하여 대역 통과 필터의 차단주파수 및 대역폭을 조절하고(S120), 상기 (S120) 단계의 차단주파수 및 대역폭을 갖는 대역 통과 필터를 이용하여 상기 혼합신호의 치료용 간섭신호의 3 고조파 이상의 주파수를 갖는 신호를 제거한다(S130). 상기 송신 및 수신 주파수 비교기를 이용하여 상기 (S130) 단계에서 3 고조파 이상의 주파수를 갖는 치료용 간섭신호가 제거된 혼합신호 중 치료용 간섭신호의 1 고조파 및 2 고조파의 주파수를 펄스파/연속파 신호발생기를 통하여 발생한 신호의 주파수와 비교하고, 주파수의 변화량을 측정하여(S140), 고정형 또는 적응형 노치 필터의 중심주파수를 치료용 간섭신호의 1 고조파 및 2 고조파 주파수로 변경(S180)하는 과정을 포함한다.

[0067] 상기 혼합신호 중 치료용 간섭신호는 하기와 같은 과정을 거쳐 생성된다.

[0068] 연속파/펄스파 신호발생기(10)로부터 이미 지정된 주파수의 치료용 신호를 발생시킨 후, 상기 치료용 신호를 송신빔포머(20)에 접속시키고, 증폭기를 통하여, 상기 치료용 신호를 증폭하고, 송신부(40)를 통하여 치료용 초음파 변환자에 상기 치료용 신호를 전달한다. 치료용 초음파 변환자(50)을 통하여 상기 치료용 신호를 치료용 초음파로 변환하여 대상체에 조사한다. 대상체로 조사되어, 반사된 치료용 초음파는 진단용 초음파 변환자를 통하여 전기적 신호로 변환되고, 이를 치료용 간섭신호라고 한다. 상기 치료용 간섭신호는 송수신 스위치(150)의 수신모드에서 수신부로 전달된 후 수신부에서 주파수 제어부(300) 또는 고정형 또는 적응형 노치 필터(350)로 인가된다.

[0069] 상기 혼합신호 중 진단용 영상신호는 하기와 같은 과정을 거쳐 생성된다.

[0070] 선형/비선형 펄스파 신호 발생기(110)로부터 치료용 신호의 1 고조파 및 2 고조파의 주파수의 중간에 위치하는 중심주파수를 갖는 진단용 신호를 발생시킨 후, 송신 빔포머(120)에 상기 진단용 신호를 접속시키고, 증폭기(130)를 통하여 상기 진단용 신호를 증폭한다. 상기 증폭된 진단용 신호를 송신부(140)을 통하여 송수신 스위치(150)에 전달하고, 진단용 초음파 변환자(160)를 통하여 상기 진단용 신호를 치료용 초음파로 변환시켜 대상체에 조사한다. 조사되어 반사된 진단용 초음파는 진단용 초음파 변환자(160)에 의하여 전기적 신호로 변환되는데, 이를 진단용 영상신호라 한다. 상기 진단용 영상신호는 송수신 스위치(150)의 수신모드에서 수신부(170)로 전달되고, 수신부를 통하여, 주파수 제어부 또는 고정형/적응형 노치 필터(350)로 인가된다.

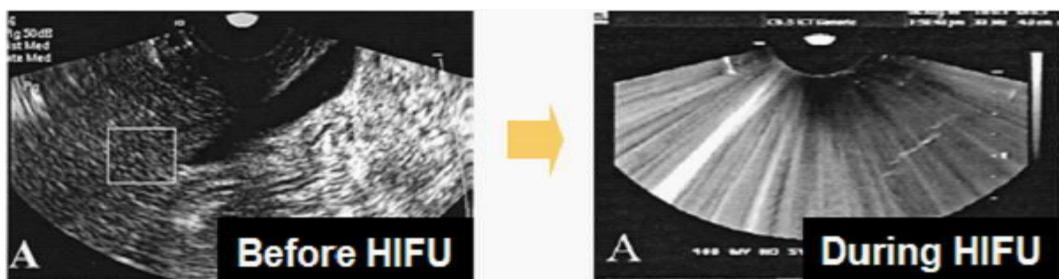
[0071] 이상, 전술한 본 발명의 바람직한 실시예는, 예시의 목적을 위해 개시된 것으로, 당업자라면, 이하 첨부된 특허 청구범위에 개시된 본 발명의 기술적 사상과 그 기술적 범위 내에서, 또 다른 다양한 실시예들을 개량, 변경, 대체 또는 부가 등이 가능할 것이다.

부호의 설명

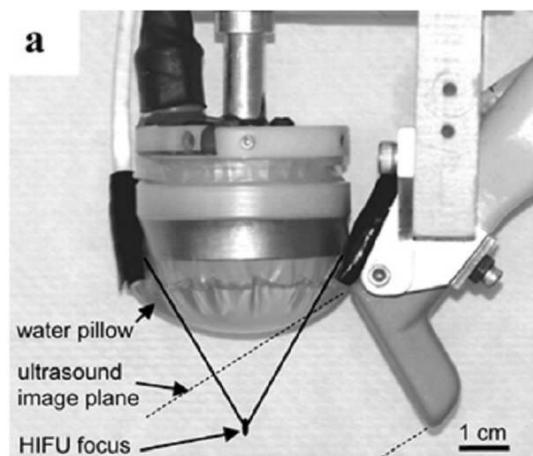
- [0072]
- 10: 연속파/펄스파 신호발생기
 - 20: 송신 빔포머(치료용 초음파 장치)
 - 30: 증폭기
 - 40: 송신부
 - 50: 치료용 초음파 변환자
 - 110: 선형/비선형 펄스파 신호발생기
 - 120: 송신 빔포머(진단용 초음파 장치)
 - 130: 증폭기
 - 140: 송신부
 - 150: 송수신 스위치
 - 160: 진단용 초음파 변환자
 - 170: 수신부
 - 180: 증폭기
 - 190: 수신 빔포머
 - 200: 신호 처리부
 - 210: 디스플레이
 - 300: 주파수 제어부
 - 310: 고속 푸리에 변환부
 - 320: 주파수 검파부
 - 330: 대역 통과 필터
 - 340: 송신 및 수신 주파수 비교기
 - 350: 고정형/적응형 노치 필터

도면

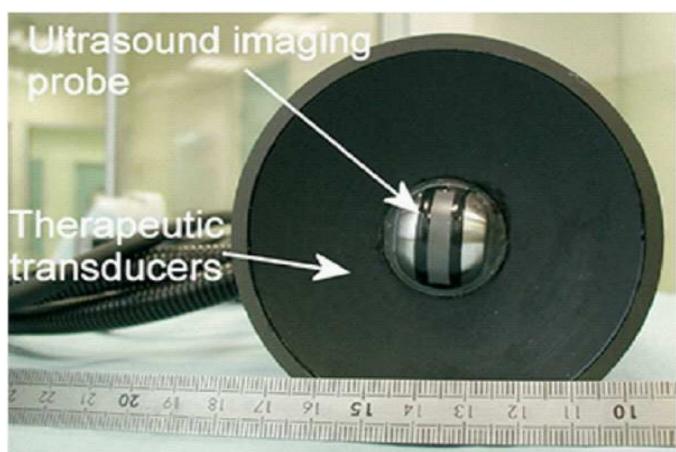
도면1



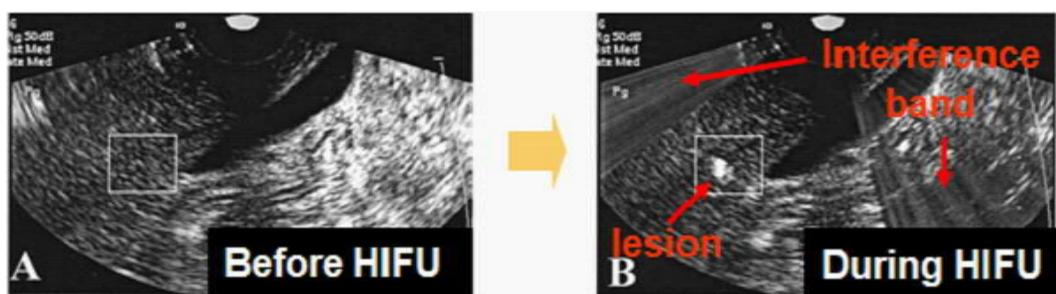
도면2



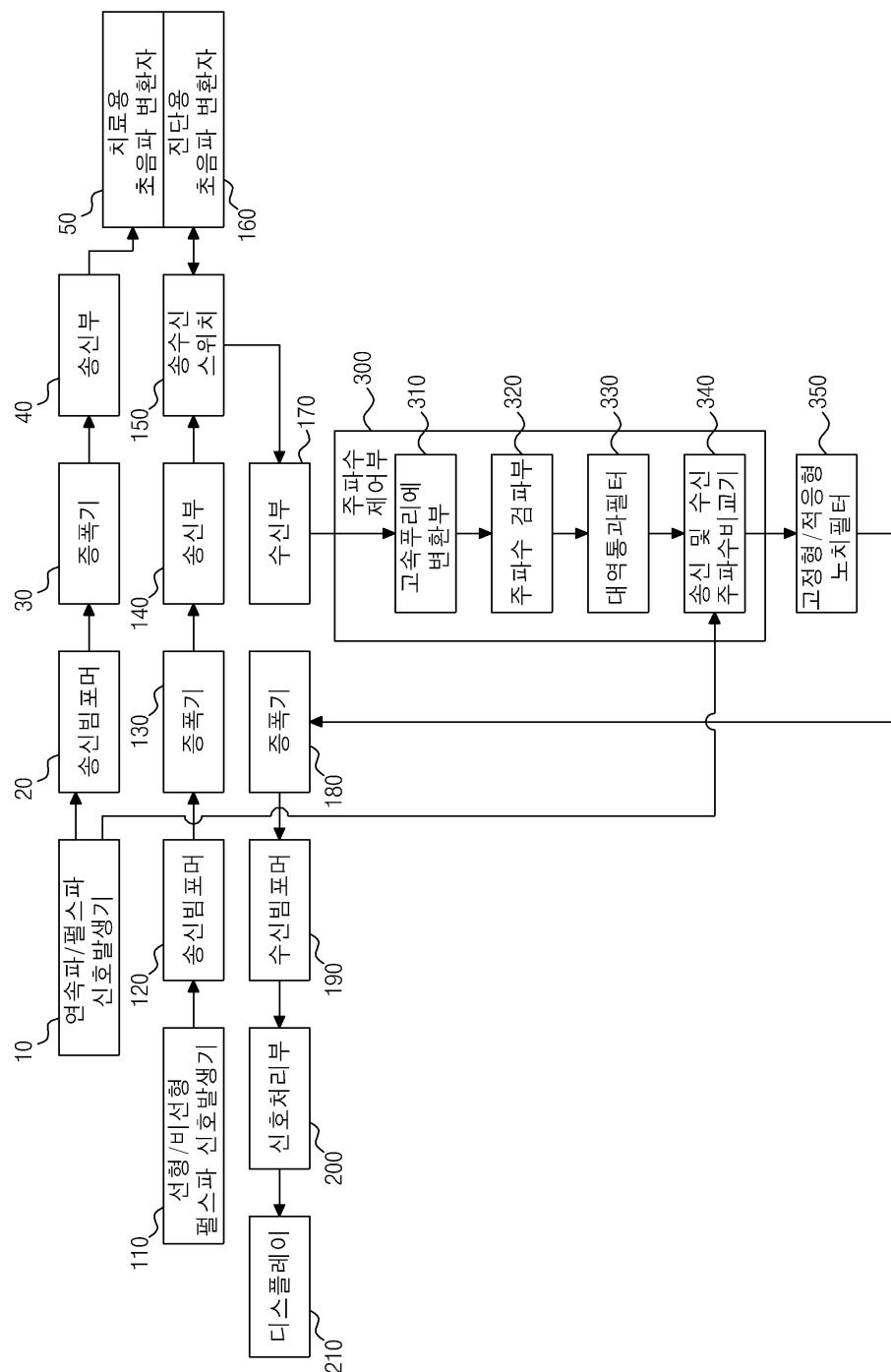
도면3



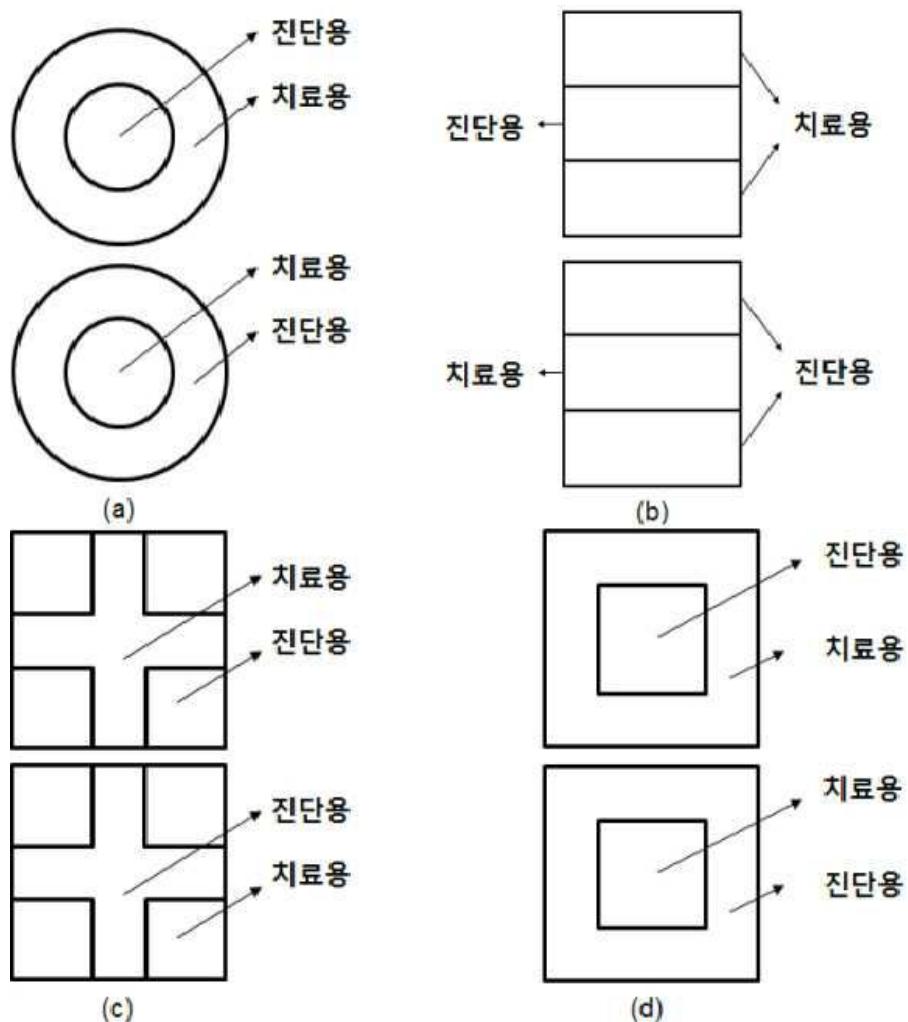
도면4



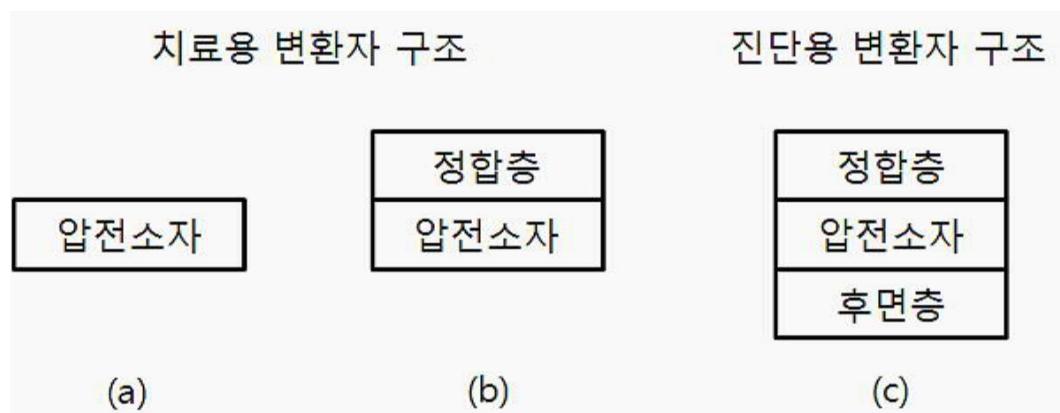
도면5



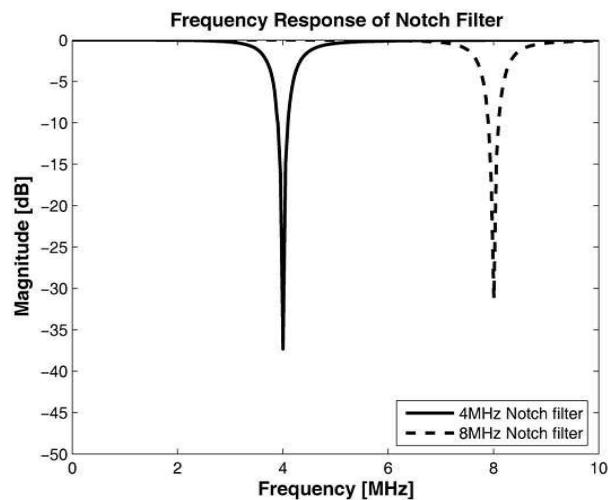
도면6



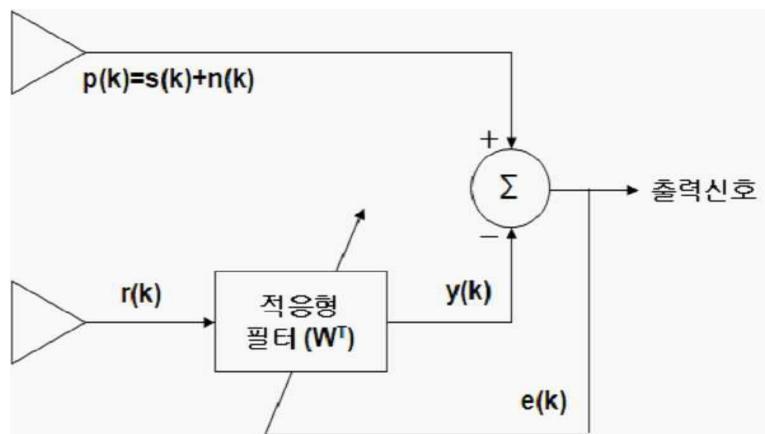
도면7



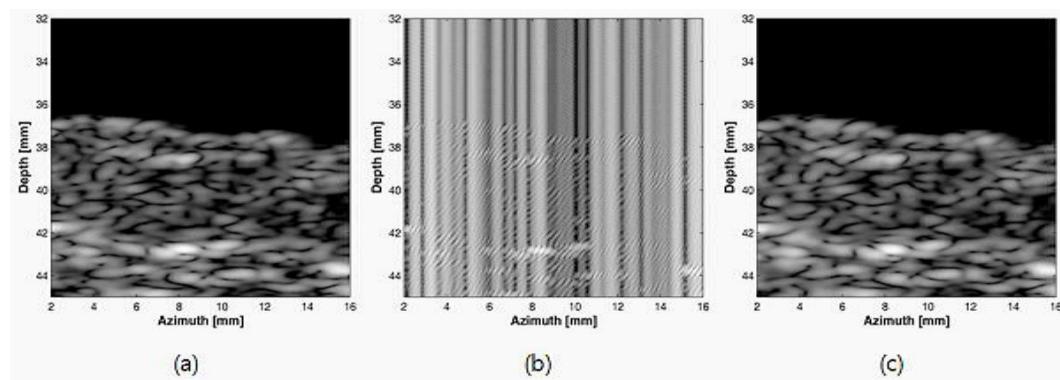
도면8



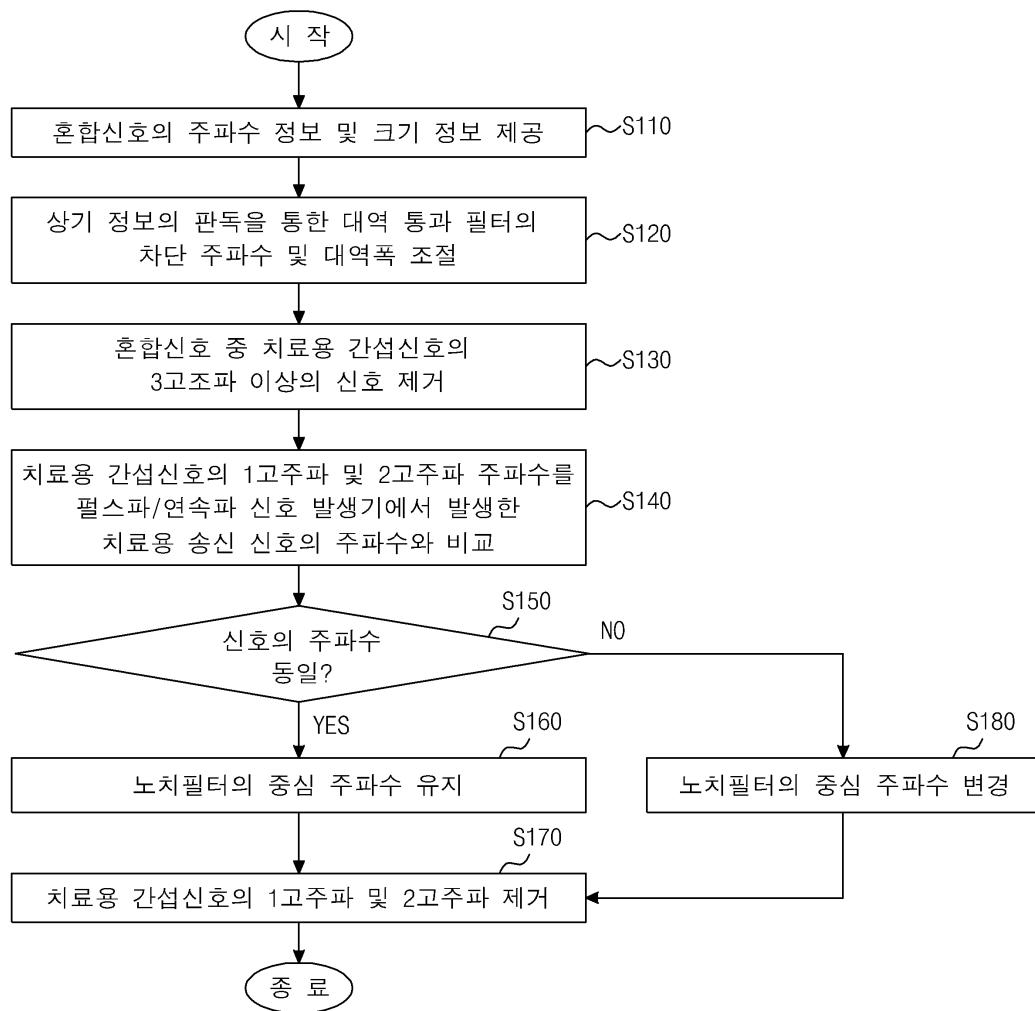
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	标题 : 用于在同轴使用和诊断中去除治疗的超声干扰信号的装置和方法		
公开(公告)号	KR1020130136224A	公开(公告)日	2013-12-12
申请号	KR1020120059875	申请日	2012-06-04
申请(专利权)人(译)	东国大学学术合作		
当前申请(专利权)人(译)	东国大学学术合作		
[标]发明人	JEONG JONG SEOB		
发明人	JEONG, JONG SEOB		
IPC分类号	A61N7/00 H03H21/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61N7/00 H03H21/00 A61N7/02 A61B8/54		
代理人(译)	KIM , SOON WOONG		
其他公开文献	KR101357853B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于在超声治疗和诊断中去除超声干扰信号以进行治疗的装置和方法，包括陷波滤波器和用于控制该陷波滤波器的频率控制器，同时，作为治疗信号，不仅可以使用脉冲波而且可以使用连续波，从而最大化超声图像的质量并保持最大的治疗效果和诊断性能。此外，它可以应用于可以在实时观察超声图像的同时进行超声治疗的所有领域，特别是用于良性和恶性肿瘤治疗，模制和美容治疗，血栓溶解和止血，药物递送和细胞操作。

