(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0129493
(43) 공개일자 2019년11월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) *A61N 7/00* (2006.01)
A61N 7/02 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/5269 (2013.01)
A61N 7/02 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0054225
(22) 출원일자 2018년05월11일
심사청구일자 2018년05월11일

(71) 출원인
서강대학교산학협력단
서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)
(72) 발명자
송태경
서울특별시 종로구 평창문화로 156, 101동 703호 (평창동, 평창동 롯데캐슬 로잔)
김필수
서울특별시 마포구 동교로8안길 35, 202호 (합정동, 미도맨숀)
이건규
서울특별시 성북구 종암로 167, 102-2101호(하월곡동, 동일하이빌뉴시티)
(74) 대리인
특허법인충현

전체 청구항 수 : 총 20 항

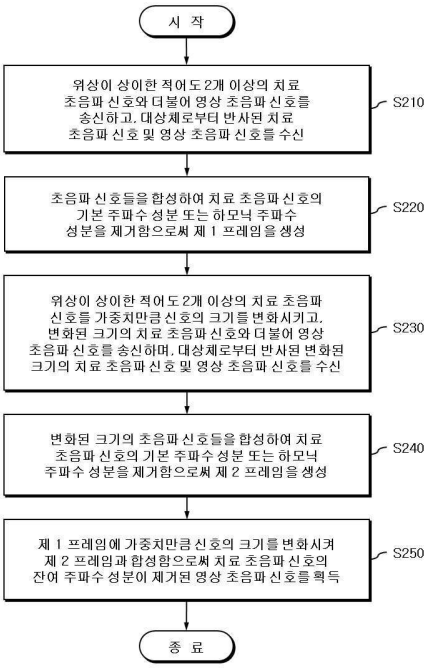
(54) 발명의 명칭 **실시간 초음파 모니터링을 위한 초음파 잡음 제거 장치 및 방법**

(57) 요 약

본 발명은 실시간 초음파 모니터링을 위한 초음파 잡음 제거 기술에 관한 것으로, 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호와 더불어 영상 초음파 신호를 송신하고 대상체로부터 반사된 치료 초음파 신호 및 영상 초음파 신호를 수신하여 입력받고, 입력된 초음파 신호들을 합성하여 치료 초음파 신호의 기본 주파수 성분 또는

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도2



하모닉(harmonic) 주파수 성분을 제거함으로써 제 1 프레임을 생성하고, 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호를 미리 설정된 가중치만큼 신호의 크기를 변화시키고 변화된 크기의 치료 초음파 신호와 더불어 영상 초음파 신호를 송신하며 대상체로부터 반사된 변화된 크기의 치료 초음파 신호 및 영상 초음파 신호를 수신하여 입력받고, 상기 입력된 변화된 크기의 초음파 신호들을 합성하여 치료 초음파 신호의 기본 주파수 성분 또는 하모닉 주파수 성분을 제거함으로써 제 2 프레임을 생성하며, 제 1 프레임에 가중치만큼 신호의 크기를 변화시켜 제 2 프레임과 합성함으로써 치료 초음파 신호의 잔여 주파수 성분이 제거된 영상 초음파 신호를 획득한다.

(52) CPC특허분류
A61N 2007/0052 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 2015M3D5A1065997
부처명 미래창조과학부
연구관리전문기관 한국연구재단
연구사업명 신시장창조차세대의료기기개발사업
연구과제명 고정밀·실시간 초음파 치료 모니터링 기법 개발
기 여 율 1/1
주관기관 서강대학교 산학협력단
연구기간 2015.11.01 ~ 2018.10.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

(a) 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호와 더불어 영상 초음파 신호를 송신하고, 대상체로부터 반사된 치료 초음파 신호 및 영상 초음파 신호를 수신하여 입력받는 단계;

(b) 상기 입력된 초음파 신호들을 합성하여 치료 초음파 신호의 기본 주파수 성분 또는 하모닉(harmonic) 주파수 성분을 제거함으로써 제 1 프레임을 생성하는 단계;

(c) 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호를 미리 설정된 가중치만큼 신호의 크기를 변화시키고, 변화된 크기의 치료 초음파 신호와 더불어 영상 초음파 신호를 송신하며, 상기 대상체로부터 반사된 변화된 크기의 치료 초음파 신호 및 영상 초음파 신호를 수신하여 입력받는 단계;

(d) 상기 입력된 변화된 크기의 초음파 신호들을 합성하여 치료 초음파 신호의 기본 주파수 성분 또는 하모닉 주파수 성분을 제거함으로써 제 2 프레임을 생성하는 단계; 및

(e) 상기 제 1 프레임에 상기 가중치만큼 신호의 크기를 변화시켜 상기 제 2 프레임과 합성함으로써 치료 초음파 신호의 잔여 주파수 성분이 제거된 영상 초음파 신호를 획득하는 단계를 포함하는 초음파 잡음 제거 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 (b) 단계는,

상기 입력된 초음파 신호들을 합산하여 위상이 반대이고 크기가 동일한 성분들을 상쇄시킴으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 제 2 고조파 성분을 제거하는 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 (d) 단계는,

상기 입력된 변화된 크기의 초음파 신호들을 합산하여 위상이 반대이고 크기가 동일한 성분들을 상쇄시킴으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 제 2 고조파 성분을 제거하는 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 (a) 단계에서 대상체에 송신한 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 90도의 위상 차이가 나는 치료 초음파 신호이고,

상기 (c) 단계에서 대상체에 송신한 변화된 크기의 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 90도의 위상 차이가 나는 치료 초음파 신호인 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 방법.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 (a) 단계에서 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호 및 상기 (c) 단계에서 변화된 크기의 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 대응하는 동일한 위상 값을 갖는 각각의 치료 초음파 신호들로 구성되는 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 (e) 단계는,

상기 제 1 프레임에 상기 가중치만큼 신호의 크기를 변화시켜 상기 제 2 프레임으로부터 감산 또는 합산함으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 기본 주파수 성분 또는 제 3 고조파 성분 중 적어도 하나를 제거하는 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 (c) 단계 및 상기 (e) 단계의 상기 가중치는,

치료 초음파에 의해 발생하는 하모닉 성분의 크기에 의해 설정되는 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 (c) 단계 및 상기 (e) 단계의 상기 가중치는,

상기 잔여 주파수 성분 중 기본 주파수 성분을 제거하는 경우에 비해, 상기 잔여 주파수 성분 중 제 3 고조파 성분을 제거하는 경우가 상기 가중치의 3 지수승의 값을 갖도록 설정되는 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 (c) 단계 및 상기 (e) 단계의 상기 가중치는,

상기 치료 초음파를 이용한 치료 속도에 비례하고,

상기 영상 초음파 신호의 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio, SNR)에 반비례하며,

상기 치료 속도 또는 상기 신호 대 잡음비를 고려한 값으로 설정되는 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 방법.

청구항 10

제 1 항 내지 제 9 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

청구항 11

위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호 및 미리 설정된 가중치만큼 신호의 크기가 변화된 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호를 송신하는 치료 초음파 신호 송신부;

영상 초음파 신호를 송신하는 영상 초음파 신호 송신부;

대상체로부터 반사된 치료 초음파 신호, 변화된 크기의 치료 초음파 신호 및 영상 초음파 신호를 수신하는 초음파 신호 수신부; 및

수신된 초음파 신호들을 입력받아 합성하여 간섭 신호가 제거된 영상 초음파 신호를 획득하는 처리부를 포함하고,

상기 처리부는,

상기 입력된 초음파 신호들을 합성하여 치료 초음파 신호의 기본 주파수 성분 또는 하모닉(harmonic) 주파수 성분을 제거함으로써 제 1 프레임을 생성하고,

상기 입력된 변화된 크기의 초음파 신호들을 합성하여 치료 초음파 신호의 기본 주파수 성분 또는 하모닉 주파수 성분을 제거함으로써 제 2 프레임을 생성하며,

상기 제 1 프레임에 상기 가중치만큼 신호의 크기를 변화시켜 상기 제 2 프레임과 합성함으로써 치료 초음파 신호의 잔여 주파수 성분을 제거하는 초음파 잡음 제거 장치.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 처리부는,

상기 입력된 초음파 신호들을 합산하여 위상이 반대이고 크기가 동일한 성분들을 상쇄시킴으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 제 2 고조파 성분이 제거된 제 1 프레임을 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 장치.

청구항 13

제 11 항에 있어서,

상기 처리부는,

상기 입력된 변화된 크기의 초음파 신호들을 합산하여 위상이 반대이고 크기가 동일한 성분들을 상쇄시킴으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 제 2 고조파 성분이 제거된 제 2 프레임을 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 장치.

청구항 14

제 11 항에 있어서,

상기 치료 초음파 신호 송신부를 통해 대상체에 송신한 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 90도의 위상 차이가 나는 치료 초음파 신호이고,

상기 치료 초음파 신호 송신부를 통해 대상체에 송신한 변화된 크기의 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 90도의 위상 차이가 나는 치료 초음파 신호인 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 장치.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호 및 상기 변화된 크기의 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 대응하는 동일한 위상 값을 갖는 각각의 치료 초음파 신호들로 구성되는 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 장치.

청구항 16

제 11 항에 있어서,

상기 처리부는,

상기 제 1 프레임에 상기 가중치만큼 신호의 크기를 변화시켜 상기 제 2 프레임으로부터 감산 또는 합산함으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 기본 주파수 성분 또는 제 3 고조파 성분 중 적어도 하나를 제거하는 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 장치.

청구항 17

제 11 항에 있어서,

상기 가중치는,

치료 초음파에 의해 발생하는 하모닉 성분의 크기에 의해 설정되는 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 장치.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 가중치는,

상기 잔여 주파수 성분 중 기본 주파수 성분을 제거하는 경우에 비해, 상기 잔여 주파수 성분 중 제 3 고조파 성분을 제거하는 경우가 상기 가중치의 3 지수승의 값을 갖도록 설정되는 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 장치.

청구항 19

제 11 항에 있어서,

상기 가중치는,

상기 치료 초음파를 이용한 치료 속도에 비례하고,

상기 영상 초음파 신호의 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio, SNR)에 반비례하며,

상기 치료 속도 또는 상기 신호 대 잡음비를 고려한 값으로 설정되는 것을 특징으로 하는 초음파 잡음 제거 장치.

청구항 20

제 11 항 내지 제 19 항 중 어느 한 항의 초음파 잡음 제거 장치를 포함하여 치료 초음파를 이용한 치료 상황을 실시간으로 모니터링(monitoring)하는 초음파 영상 장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 집속 초음파(focused ultrasound)를 이용한 치료 시에 치료의 수행과 더불어 치료 상황에 대한 초음파 영상 획득을 동시에 수행하기 위한 기술로, 특히 실시간 초음파 모니터링을 위해 치료 초음파로 인해 야기되는 초음파 잡음을 제거하는 장치, 방법 및 그 방법을 기록한 기록매체에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 종양(tumor)등을 치료하기 위하여 종래의 외과 수술(open surgery) 및 화학적 치료(chemotherapy)는 수술 중 사망의 가능성, 면역 시스템 저하, 전이 가능성, 수술 후 통증 및 긴 회복 시간, 선택적 치료의 어려움 등의 단점이 존재하였다. 이러한 단점을 극복하기 위한 기법으로 고강도 집속 초음파(high intensity focused ultrasound, HIFU)를 이용한 치료 기법의 중요성이 증대되고 있다.

[0003] HIFU 치료는 고강도로 집속된 초음파를 인체 내에 인가함으로써 초음파의 기계적 에너지를 열에너지로 변환시켜 초점 영역의 온도를 상승시킨다. 이를 이용하여 인체 내 암 조직 등을 열적 삭마(thermal ablation)를 통해 응고 괴사(coagulative necrosis)시키는 기법이다. 이러한 HIFU는 기존의 외과 수술과 달리 비침습적(non-invasive)으로 주변 정상조직의 손상 없이 수 mm의 해상도로 국소적으로 치료가 가능하며 매우 짧은 회복시간을 갖는 장점이 있다.

[0004] HIFU를 이용한 열적 삭마 이외에도 집속 초음파(focused ultrasund, FUS)의 기계적인 특성을 이용한 기계적 삭마(mechanical ablation) 기법인 histotripsy, sonoporation, BBB opening 등 집속 초음파를 이용한 다양한 치료 기법을 통해 인체 내 병변에 대한 비침습적인 치료를 수행할 수 있다.

[0005] 일반적으로 이러한 HIFU 및 집속 초음파 치료 시, 치료의 안정성 확보를 위하여 MRI 또는 초음파 영상을 이용하여 모니터링을 수행함으로써 원하는 부위에 정확한 치료가 수행되는지 확인하게 된다. 이러한 관점에서, 이하에서 제시되는 선행기술문헌과 같이 치료 초음파를 통한 치료 행위와 영상 획득을 병행할 수 있는 기술들이 지속적으로 제안되고 있는 상황이다.

[0006] 그러나, 초음파 영상 가이드 집속 초음파 기술에서는 치료 초음파와 영상 초음파 모두 유사한 주파수 대역을 이용하는데, 영상 초음파에 비해 치료 초음파의 강도가 상대적으로 크기 때문에, 획득된 초음파 영상에서 치료 초음파가 잡음(noise)으로 작용하여 모니터링을 위한 영상화가 저해되는 약점이 발견되었다.

선행기술문헌

특허문헌

[0007] (특허문헌 0001) 한국특허공개공보 제2013-0034987호, 2013년04월08일 공개, "하이푸 초점 영상을 얻기 위한 초음파 영상 시스템 및 이를 이용한 초음파 영상 생성 방법"

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명이 해결하고자 하는 기술적 과제는, 종래의 치료 초음파 및 영상 초음파가 동시에 활용되는 환경에서 사용하는 치료 초음파의 중심 주파수가 낮을 경우 하모닉 주파수의 반복 주기가 짧기 때문에 제거 기법을 통해 영상화에 사용할 수 있는 주파수 대역이 매우 좁아 초음파 영상의 해상도가 저하될 수 있는 문제를 해결하고, 단순한 위상 변조를 통해서는 치료 초음파의 홀수 혹은 짝수 번째 신호 중 어느 하나만을 선택적으로 제거할 수 있을 뿐이며 동시에 인접하는 두 개 이상의 주파수 성분을 모두 제거할 수 없어 영상화에 이용할 수 있는 주파수 범위가 제한되는 한계를 극복하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0009] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 위상 변조를 이용한 초음파 잡음 제거 방법은, (a) 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호와 더불어 영상 초음파 신호를 송신하고, 대상체로부터 반사된 치료 초음파 신호 및 영상 초음파 신호를 수신하여 입력받는 단계; (b) 상기 입력된 초음파 신호들을 합성하여 치료 초음파 신호의 기본 주파수 성분 또는 하모닉(harmonic) 주파수 성분을 제거함으로써 제 1 프레임을 생성하는 단계; (c) 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호를 미리 설정된 가중치만큼 신호의 크기를 변화시키고, 변화된 크기의 치료 초음파 신호와 더불어 영상 초음파 신호를 송신하며, 상기 대상체로부터 반사된 변화된 크기의 치료 초음파 신호 및 영상 초음파 신호를 수신하여 입력받는 단계; (d) 상기 입력된 변화된 크기의 초음파 신호들을 합성하여 치료 초음파 신호의 기본 주파수 성분 또는 하모닉 주파수 성분을 제거함으로써 제 2 프레임을 생성하는 단계; 및 (e) 상기 제 1 프레임에 상기 가중치만큼 신호의 크기를 변화시켜 상기 제 2 프레임과 합성함으로써 치료 초음파 신호의 잔여 주파수 성분이 제거된 영상 초음파 신호를 획득하는 단계를 포함한다.

[0010] 일 실시예에 따른 초음파 잡음 제거 방법에서, 상기 (b) 제 1 프레임을 생성하는 단계는, 상기 입력된 초음파 신호들을 합산하여 위상이 반대이고 크기가 동일한 성분들을 상쇄시킴으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 제 2 고조파 성분을 제거할 수 있다.

[0011] 일 실시예에 따른 초음파 잡음 제거 방법에서, 상기 (d) 제 2 프레임을 생성하는 단계는, 상기 입력된 변화된 크기의 초음파 신호들을 합산하여 위상이 반대이고 크기가 동일한 성분들을 상쇄시킴으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 제 2 고조파 성분을 제거할 수 있다.

[0012] 일 실시예에 따른 초음파 잡음 제거 방법에서, 상기 (a) 단계에서 대상체에 송신한 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 90도의 위상 차이가 나는 치료 초음파 신호이고, 상기 (c) 단계에서 대상체에 송신한 변화된 크기의 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 90도의 위상 차이가 나는 치료 초음파 신호인 것이 바람직하다. 또한, 상기 (a) 단계에서 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호 및 상기 (c) 단계에서 변화된 크기의 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 대응하는 동일한 위상 값을 갖는 각각의 치료 초음파 신호들로 구성되는 것이 바람직하다.

[0013] 일 실시예에 따른 초음파 잡음 제거 방법에서, 상기 (e) 치료 초음파 신호의 잔여 주파수 성분이 제거된 영상 초음파 신호를 획득하는 단계는, 상기 제 1 프레임에 상기 가중치만큼 신호의 크기를 변화시켜 상기 제 2 프레임으로부터 감산 또는 합산함으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 기본 주파수 성분 또는 제 3 고조파 성분 중 적어도 하나를 제거할 수 있다.

[0014] 일 실시예에 따른 초음파 잡음 제거 방법에서, 상기 (c) 단계 및 상기 (e) 단계의 상기 가중치는, 치료 초음파에 의해 발생하는 하모닉 성분의 크기에 의해 설정될 수 있다. 또한, 상기 (c) 단계 및 상기 (e) 단계의 상기 가중치는, 상기 잔여 주파수 성분 중 기본 주파수 성분을 제거하는 경우에 비해, 상기 잔여 주파수 성분 중 제 3 고조파 성분을 제거하는 경우가 상기 가중치의 3 지수승의 값을 갖도록 설정될 수 있다.

[0015] 일 실시예에 따른 초음파 잡음 제거 방법에서, 상기 (c) 단계 및 상기 (e) 단계의 상기 가중치는, 상기 치료 초음파를 이용한 치료 속도에 비례하고, 상기 영상 초음파 신호의 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio, SNR)에 반비례하며, 상기 치료 속도 또는 상기 신호 대 잡음비를 고려한 값으로 설정될 수 있다.

[0016] 한편, 이하에서는 상기 기재된 초음파 잡음 제거 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.

[0017] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 위상 변조를 이용한 초음파 잡음 제거 장치는, 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호 및 미리 설정된 가중치만큼 신호의 크기가 변화된 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호를 송신하는 치료 초음파 신호 송신부; 영상 초음파 신호를 송신하는 영상 초음파 신호 송신부; 대상체로부터 반사된 치료 초음파 신호, 변화된 크기의 치료 초음파 신호 및 영상 초음파 신호를 수신하는 초음파 신호 수신부; 및 수신된 초음파 신호들을 입력받아 합성하여 간섭 신호가 제거된 영상 초음파 신호를 획득하는 처리부를 포함하고, 상기 처리부는, 상기 입력된 초음파 신호들을 합성하여 치료 초음파 신호의 기본 주파수 성분 또는 하모닉(harmonic) 주파수 성분을 제거함으로써 제 1 프레임을 생성하고, 상기 입력된 변화된 크기의 초음파 신호들을 합성하여 치료 초음파 신호의 기본 주파수 성분 또는 하모닉 주파수 성분을 제거함으로써 제 2 프레임을 생성하며, 상기 제 1 프레임에 상기 가중치만큼 신호의 크기를 변화시켜 상기 제 2 프레임과 합성함으로써 치료 초음파 신호의 잔여 주파수 성분을 제거한다.

[0018] 일 실시예에 따른 초음파 잡음 제거 장치에서, 상기 처리부는, 상기 입력된 초음파 신호들을 합산하여 위상이 반대이고 크기가 동일한 성분들을 상쇄시킴으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 제 2 고조파 성분이 제거된 제 1 프레임을 생성할 수 있다.

[0019] 일 실시예에 따른 초음파 잡음 제거 장치에서, 상기 처리부는, 상기 입력된 변화된 크기의 초음파 신호들을 합산하여 위상이 반대이고 크기가 동일한 성분들을 상쇄시킴으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 제 2 고조파 성분이 제거된 제 2 프레임을 생성할 수 있다.

[0020] 일 실시예에 따른 초음파 잡음 제거 장치에서, 상기 치료 초음파 신호 송신부를 통해 대상체에 송신한 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 90도의 위상 차이가 나는 치료 초음파 신호이고, 상기 치료 초음파 신호 송신부를 통해 대상체에 송신한 변화된 크기의 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 90도의 위상 차이가 나는 치료 초음파 신호인 것이 바람직하다. 또한, 상기 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호 및 상기 변화된 크기의 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 대응하는 동일한 위상 값을 갖는 각각의 치료 초음파 신호들로 구성되는 것이 바람직하다.

[0021] 일 실시예에 따른 초음파 잡음 제거 장치에서, 상기 처리부는, 상기 제 1 프레임에 상기 가중치만큼 신호의 크기를 변화시켜 상기 제 2 프레임으로부터 감산 또는 합산함으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 기본 주파수 성분 또는 제 3 고조파 성분 중 적어도 하나를 제거할 수 있다.

[0022] 일 실시예에 따른 초음파 잡음 제거 장치에서, 상기 가중치는, 치료 초음파에 의해 발생하는 하모닉 성분의 크기에 의해 설정될 수 있다. 또한, 상기 가중치는, 상기 잔여 주파수 성분 중 기본 주파수 성분을 제거하는 경우에 비해, 상기 잔여 주파수 성분 중 제 3 고조파 성분을 제거하는 경우가 상기 가중치의 3 지수승의 값을 갖도록 설정될 수 있다.

[0023] 일 실시예에 따른 초음파 잡음 제거 장치에서, 상기 가중치는, 상기 치료 초음파를 이용한 치료 속도에 비례하고, 상기 영상 초음파 신호의 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio, SNR)에 반비례하며, 상기 치료 속도 또는 상기 신호 대 잡음비를 고려한 값으로 설정될 수 있다.

[0024] 나아가, 이하에서는 상기 기재된 초음파 잡음 제거 장치를 포함하여 치료 초음파를 이용한 치료 상황을 실시간으로 모니터링(monitoring)하는 초음파 영상 장치를 제공한다.

발명의 효과

[0025] 본 발명의 실시예들은, 서로 상이한 복수 개의 집속 초음파 신호를 송신함과 동시에 초음파 영상화를 수행하여 합성하되, HIFU 신호의 특정 하모닉 신호를 제거하는 조합을 둘 이상으로 구성하여 인접한 복수 개의 하모닉 신호를 모두 제거함으로써, 잡음 없이 넓은 주파수 영역을 활용한 초음파 영상을 획득하여 고해상도 치료 모니터링을 수행하는 것이 가능하다.

도면의 간단한 설명

[0026] 도 1은 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 치료 초음파(high intensity focused ultrasound, HIFU)의 간섭 신호를 제거하기 위한 위상 변조 과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 위상 변조를 이용한 초음파 잡음 제거 방법을 도시한 흐름도이다.

도 3은 초음파 영상 신호와 0° 위상의 HIFU 신호를 송신하였을 때 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다.

도 4는 초음파 영상 신호와 90° 위상의 HIFU 신호를 송신하였을 때 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다.

도 5는 0° 위상과 90° 위상으로 송신한 신호를 합성하여 제 2 고조파 신호가 제거된 신호의 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다.

도 6은 초음파 영상 신호와 0° 위상의 HIFU 신호를 절반의 파워(power)로 송신하였을 때 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다.

도 7은 초음파 영상 신호와 90° 위상의 HIFU 신호를 절반의 파워(power)로 송신하였을 때 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다.

도 8은 도 6에서 사용한 HIFU 파워의 가중치 w배로 0° 위상과 90° 위상으로 송신한 신호를 합성하여 제 2 고조파 신호가 제거된 신호의 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다.

도 9는 도 3의 신호에 w의 가중치를 부여하여 도 8의 HIFU 신호의 기본 주파수 성분의 크기와 같게 만든 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다.

도 10은 도 8과 도 9의 신호를 합성하여 HIFU 기본 주파수 성분이 제거된 초음파 영상 신호의 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다.

도 11은 도 3의 신호에 w^3의 가중치를 부여하여 도 8의 HIFU 신호의 제 3 고조파 성분의 크기와 같게 만든 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다.

도 12는 도 8과 도 11의 신호를 합성하여 HIFU 제 3 고조파 성분이 제거된 초음파 영상 신호의 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다.

도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 위상 변조를 이용한 초음파 잡음 제거 장치를 도시한 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0027] 본 발명의 실시예들을 설명하기에 앞서, 초음파 치료와 더불어 초음파 영상을 획득하고자 하는 경우에 발생하는 문제점과 이를 해결할 수 있는 일련의 방법론을 살펴본 후, 여러 접근 방법들 중 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 기술적 수단을 순차적으로 소개하도록 한다.

[0028] 앞서 기술한 바와 같이, 초음파 영상 가이드 집속 초음파 기술에서는 치료 초음파와 영상 초음파 모두 유사한 주파수 대역을 이용하는 경우, 치료 초음파의 강도가 상대적으로 크기 때문에 초음파 영상에서 치료 초음파가 잡음으로 작용하여 모니터링을 위한 영상화가 불가능하게 되는 문제를 소개하였다.

[0029] 이에 따라, 모니터링 영역에 대해 초음파 영상화를 수행하는 동안 집속 초음파를 송신하지 않는 인터리빙(interleaving) 기법을 통해 영상 영역에 대해 노이즈를 제거하는 기법이 활용 가능하나, 이 기법의 경우 실제로 치료 초음파를 송신하는 하는 동안 해당 영역에 대한 실시간 모니터링이 불가능하다는 단점이 존재하며 치료 초음파 송신이 자유롭게 이루어지지 못하는 제약이 존재한다.

[0030] 이를 극복하기 위하여, 치료 초음파 송신파형의 위상을 변경하여 영상 초음파와 동시에 송신한 뒤 수신된 초음파 신호에 포함된 치료 초음파 신호의 중심 주파수(f_c)의 특정 하모닉 신호(harmonic signal) $N \cdot f_c (N = 1, 2, 3, \ldots)$를 제거하는 기법을 고려할 수 있다. 이 기법은 2번 이상의 송수신을 통해 치료 초음파 신호의 짝수 번째 혹은 홀수 번째 하모닉 주파수 중 어느 한 가지를 제거하는 기법으로서, 제거된 영역의 주파수 대역을 사용하여 초음파 영상화를 하는 경우 해당 영역의 치료 초음파 간섭 신호를 효과적으로 제거할 수 있는 장점을 가진다.

[0031] 그러나, 사용하는 치료 초음파의 중심 주파수가 낮을 경우 하모닉 주파수의 반복 주기가 짧기 때문에 상기된 제거 기법을 통해 영상화에 사용할 수 있는 주파수 대역이 매우 좁아 초음파 영상의 해상도가 저하될 수 있는 단점이 발견되었다. 또한, 치료 초음파 및 초음파 영상의 중심 주파수는 사용하는 변환자(transducer)의 주파수

특성에 의해 결정되는 경우가 많기 때문에 치료 초음파의 두 번째 하모닉 주파수($2f_c$)에 영상화를 하고자 하는 경우 짝수 번째 하모닉 성분을 제거하여야 하는데, 이러한 경우 치료 초음파에 의한 잡음(noise) 중 가장 강한 신호인 중심 주파수(f_c)가 제거되지 않으므로 모니터링 영상 내 잡음이 제거되지 않게 되는 단점을 가진다.

[0032] 따라서, 이하에서 제안되는 본 발명의 실시예들은 집속 초음파(focused ultrasound, FUS)를 이용한 치료 시, 집속 초음파 치료 및 초음파 모니터링을 동시에 수행하기 위한 것으로, 2개 이상의 집속 초음파 신호를 위상 차이가 나도록 송신함과 동시에 초음파 영상화를 수행하여 합성함으로써 HIFU 신호의 특정 하모닉 신호를 제거하는 조합을 2개 이상으로 구성하여 특정 범위의 하모닉 신호를 제거하였다. 특히, 치료 초음파의 인접하고 있는 2개 이상의 하모닉 신호를 제거하여 넓은 주파수 영역을 이용한 초음파 영상을 통해 고해상도 치료 모니터링을 수행할 수 있도록 하였다.

[0033] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 구체적으로 설명하도록 한다. 다만, 하기의 설명 및 첨부된 도면에서 본 발명의 요지를 흐릴 수 있는 공지 기능 또는 구성에 대한 상세한 설명은 생략한다. 덧붙여, 명세서 전체에서, 어떤 구성 요소를 '포함'한다는 것은, 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라, 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.

[0034] 또한, 제 1, 제 2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성 요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소로부터 구별하는 목적으로 사용될 수 있다. 예를 들어, 본 발명의 권리 범위로부터 이탈되지 않은 채 제 1 구성 요소는 제 2 구성 요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제 2 구성 요소도 제 1 구성 요소로 명명될 수 있다.

[0035] 본 발명에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 설시된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0036] 특별히 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미이다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미인 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

[0037] 도 1은 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 치료 초음파, 예를 들어 고강도 집속 초음파(high intensity focused ultrasound, HIFU)의 간섭 신호를 제거하기 위한 위상 변조 과정을 설명하기 위한 도면이다.

[0038] 본 발명의 실시예들은 첫 번째 프레임(frame)을 만들기 위해 0° 위상(phase)과 90° 위상의 HIFU 신호와 영상 초음파 신호가 대상체(target)에서 반사되면, 반사된 HIFU 신호와 영상 초음파 신호를 포함하는 초음파 신호(101, 102)를 수신하여 0° 위상의 초음파 신호와 90° 위상의 초음파 신호를 합성하여 제 2 고조파가 제거된 영상(121)을 만든다. 이때, 위상 차이를 설정하는 이유는 복수 개의 초음파 신호들을 합성하는 과정에서 제 2 고조파를 제거하기 위함으로, 이러한 위상 변조를 위해 설정되는 위상 차이는 구현 환경과 주어진 조건에 따라 90°가 아닌 다른 값으로 설정될 수 있음은 당연하다. 이하에서는, 설명의 편의를 위해 목표 성분을 제거하기 위한 위상 차이에 관한 일례로 90°를 설정하여 설명하도록 한다.

[0039] 두 번째 프레임을 만들기 위해 첫 번째 프레임을 만들 때의 가중치 w만큼 변화된 파워(power)(예를 들어 절반의 신호 크기가 될 수 있다.)로 0° 위상과 90° 위상의 HIFU 신호와 첫 번째 프레임을 만들 때의 파워와 동일하게 영상 초음파 신호를 송신하여 대상체에서 반사되면, 초음파 신호(103, 104)를 수신하여 0° 위상의 초음파 신호와 90° 위상의 초음파 신호를 합성하여 제 2 고조파가 제거된 영상(122)을 만든다. 이 경우에도 마찬가지로, 위상 변조를 위해 설정되는 위상 차이는 구현 환경과 주어진 조건에 따라 90°가 아닌 다른 값으로 설정될 수 있다.

[0040] 이제, 첫 번째 프레임(121)에 w의 가중치를 주어 두 번째 프레임(122)과 합성하여 HIFU 신호의 기본 주파수 성분과 제 2 고조파 성분을 제거함으로써 잡음이 제거된 영상 초음파 신호(130)를 획득할 수 있다. 본 발명의 실시예들에서는 이러한 일련의 과정을 통해 초음파 치료 과정에서도 간섭 없이 영상 초음파 신호로부터 실시간으로 모니터링이 가능하게 된다.

[0041] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 위상 변조를 이용한 초음파 잡음 제거 방법을 도시한 흐름도이다.

[0042] S210 단계에서, 초음파 잡음 제거 장치는, 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호와 더불어 영상 초음파 신호를 송신하고, 대상체로부터 반사된 치료 초음파 신호 및 영상 초음파 신호를 수신하여 입력받는다. 이때, 대상체에 송신한 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 90도의 위상 차이가 나는 치료 초음파 신호인 것이 바람직하다.

[0043] S220 단계에서, 상기 초음파 잡음 제거 장치는, 상기 S210 단계를 통해 입력된 초음파 신호들을 합성하여 치료 초음파 신호의 기본 주파수 성분 또는 하모닉(harmonic) 주파수 성분을 제거함으로써 제 1 프레임을 생성한다. 이 과정에서는, 상기 입력된 초음파 신호들을 합산하여 위상이 반대이고 크기가 동일한 성분들을 상쇄시킴으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 제 2 고조파 성분을 제거하게 된다.

[0044] S230 단계에서, 상기 초음파 잡음 제거 장치는, 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호를 미리 설정된 가중치만큼 신호의 크기를 변화시키고, 변화된 크기의 치료 초음파 신호와 더불어 영상 초음파 신호를 송신하며, 상기 대상체로부터 반사된 변화된 크기의 치료 초음파 신호 및 영상 초음파 신호를 수신하여 입력받는다. 이때, 대상체에 송신한 변화된 크기의 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 90도의 위상 차이가 나는 치료 초음파 신호인 것이 바람직하다.

[0045] 또한, 상기 S210 단계에서 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호 및 상기 S230 단계에서 변화된 크기의 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 대응하는 동일한 위상 값을 갖는 각각의 치료 초음파 신호들로 구성되는 것이 바람직하다. 즉, S210 단계의 치료 초음파 신호가 각각 0도 및 90도의 위상을 갖는다면, S230 단계의 치료 초음파 신호 역시 이에 대응하여 각각 0도 및 90도의 위상을 갖는다.

[0046] S240 단계에서, 상기 초음파 잡음 제거 장치는, 상기 S230 단계를 통해 입력된 변화된 크기의 초음파 신호들을 합성하여 치료 초음파 신호의 기본 주파수 성분 또는 하모닉 주파수 성분을 제거함으로써 제 2 프레임을 생성한다. 이 과정에서는, 상기 입력된 변화된 크기의 초음파 신호들을 합산하여 위상이 반대이고 크기가 동일한 성분들을 상쇄시킴으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 제 2 고조파 성분을 제거하게 된다.

[0047] S250 단계에서, 상기 초음파 잡음 제거 장치는, 상기 제 1 프레임에 상기 가중치만큼 신호의 크기를 변화시켜 상기 제 2 프레임과 합성함으로써 치료 초음파 신호의 잔여 주파수 성분이 제거된 영상 초음파 신호를 획득한다. 이 과정에서는, 상기 제 1 프레임에 상기 가중치만큼 신호의 크기를 변화시켜 상기 제 2 프레임으로부터 감산 또는 합산함으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 기본 주파수 성분 또는 제 3 고조파 성분 중 적어도 하나를 제거하게 된다. 이때, 감산 또는 합산 여부는 상기 가중치의 부호에 따라 목표로 하는 성분을 제거하기 위해 설정될 수 있다. 또한, 제거하고자 하는 성분에 따라 가중치의 적용 방식이 다소 상이할 수 있는데, 보다 구체적인 내용은 이후 도 9및 도 11을 통해 설명하도록 한다.

[0048] 이하에서는 도 2에서 기술된 일련의 과정에서 사용되는 초음파 신호들을 수학식으로 분석하여 보다 구체적으로 설명하도록 한다.

[0049] 먼저, HIFU 송신 신호 h(t)와 영상 신호 u(t)를 동시에 송신하면 수학식 1과 같이 HIFU와 영상 신호의 기본 주파수, 제 2차 및 제 3차 고조파 성분이 포함된다. 물론 주어진 상황에 따라 3차 미만 또는 3차 초과의 고조파 성분이 포함될 수 있으나, 여기서는 설명을 위한 일례로서 3차로 한정하였다.

수학식 1

[0050] $$r(t) = [h_f(t) + h_{2f}(t) + h_{3f}(t)] + [u_f(t) + u_{2h}(t) + u_{3h}(t)]$$

[0051] 초음파 수신 신호는 HIFU 신호와 대상체(target)에서 반사된 초음파 영상 신호가 합쳐져서 생성된다. 초음파 영상 변환자의 대역폭을 고려하였을 때, HIFU 신호의 기본 주파수 성분과 함께 고조파 성분이, 영상 신호는 기본 주파수 성분만이 수신되기 때문에 기본적인 수신 신호 r(t)를 수학식 2와 같이 표현할 수 있다.

수학식 2

[0052] $$r(t) = \left[h_f(t) + h_{2h}(t) + h_{3h}(t)\right] + u_f(t)$$

[0053] 일반적으로 HIFU 치료 시, 초음파 영상 신호와 함께 수신되는 HIFU 신호는 초음파 영상 신호보다 진폭이 크기 때문에 모니터 영상의 화질을 저하시키는 간섭 신호로 작용한다. 그렇기 때문에 이를 제거하기 위해서는 홀수차 고조파 성분은 단순히 펄스 반전 기법을 이용하여 제거가 가능하지만, 제 2차 고조파 성분의 경우에는 그대로 남아있어 화질을 저하시킬 수 있다. 따라서 수학식 3과 같은 0° 위상의 HIFU 송신 신호와 90° 위상의 HIFU 송신 신호를 이용하여 펄스 변조 방법을 통해 제 2차 고조파 성분을 제거할 수 있다.

수학식 3

$$h_0(t) = \sin(2\pi f_0 t)$$

[0054] $$h_{90}(t) = \sin(2\pi f_0 t + \pi/2)$$

[0055] 위 수학식 3에서 f_0는 HIFU 신호의 중심 주파수이며, 위상을 90° 차이 나도록 송신한 두 신호는 다음 수학식 4와 같다.

수학식 4

[0056] $$0°\ phase\ receive\ signal:\ r_{1,0}(t) = \left[h_{f,0}(t) + h_{2h,0}(t) + h_{3h,0}(t) + h_{4h,0}(t)\right] + u_f(t)$$

$$90°\ phase\ receive\ signal:\ r_{1,90}(t) = \left[h_{f,90}(t) + h_{2h,90}(t) + h_{3h,90}(t) + h_{4h,90}(t)\right] + u_f(t)$$

[0057] 도 3은 초음파 영상 신호와 0° 위상의 HIFU 신호를 송신하였을 때 주파수 스펙트럼을 도시한 예이고, 도 4는 초음파 영상 신호와 90° 위상의 HIFU 신호를 송신하였을 때 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다.

[0058] 도 3과 비교하여 도 4를 참조하면, 90° 위상의 수신 신호 $r_{1,90}(t)$에서 기본 주파수 성분, 제 2차, 제 3차, 제 4차 고조파 성분은 각각 90° 만큼 위상이 변하며, 제 2차 고조파 성분 $h_{2h,90}(t)$은 180° 위상이 변하게 되어 부호가 반대가 된다. 결국 이들 두 신호를 더함으로써 수학식 5와 같이 제 2차 고조파 신호가 제거된 신호를 얻을 수 있다.

수학식 5

[0059]
$$\begin{aligned} 0°\ phase + 90°phase:\ r_1(t) &= r_{1,0}(t) + r_{1,90}(t) \\ &= \left[h_{f,0}(t) + h_{2h,0}(t) + h_{3h,0}(t) + h_{4h,0}(t)\right] + u_f(t) \\ &+ \left[h_{f,90}(t) + h_{2h,90}(t) + h_{3h,90}(t) + h_{4h,90}(t)\right] + u_f(t) \\ &= \left[\left(h_{f,0}(t) + h_{f,90}(t)\right) + \left(h_{2h,0}(t) + h_{2h,90}(t)\right)\right. \\ &+ \left.\left(h_{3h,0}(t) + h_{3h,90}(t)\right) + \left(h_{4h,0}(t) + h_{4h,90}(t)\right)\right] + 2u_f(t) \\ &= \left[(1+j)h_{f,0}(t) + (1-j)h_{3h,0}(t) + 2h_{4h,0}(t)\right] + 2u_f(t) \end{aligned}$$

[0060] 여기서, j는 허수(imaginary number)로서, 예시된 수학식 5에서는 위상이 90° 회전된 것을 의미한다.

[0061] 도 5는 0° 위상과 90° 위상으로 송신한 신호를 합성하여 제 2 고조파 신호가 제거된 신호의 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다.

[0062] 도 5와 수학식 5에서 볼 수 있듯이 제 2차 고조파 성분 신호는 제거했지만 아직 HIFU 신호의 기본 주파수 성분과 나머지 고조파 성분이 남아있기 때문에, 이를 제거하기 위해 수학식 6과 같이 두 번째 프레임(frame)을 얻을 때는 첫 번째 프레임을 얻을 때 송신한 HIFU 신호의 파워(power)를 치료 초음파에 의해 발생하는 하모닉 성분의 크기에 의해 설정된 가중치에 따라 변화시킬 수 있다. 이를 위해, 진폭 변조를 위한 가중치 w가 송신 신호와 치료 초음파 신호가 진행함에 따라 발생되는 목표(target) 하모닉(프레임을 합치는 과정에서 제거하고자 하는 하모닉을 의미한다.) 사이의 진폭의 비율로 설정될 수 있다. 이하에서는 일례로서 '0'보다 크고 '1'보다 작은 w의 가중치만큼 곱하여 송신한다.

수학식 6

$$0°\ phase\ receive\ signal:\ r_{2,0}(t) = \left[wh_{f,0}(t) + w^2h_{2h,0}(t) + w^3h_{3h,0}(t) + w^4h_{4h,0}(t)\right] + u_f(t)$$

[0063] $$90°\ phase\ receive\ signal:\ r_{2,90}(t) = \left[wh_{f,90}(t) + w^2h_{2h,90}(t) + w^3h_{3h,90}(t) + w^4h_{4h,90}(t)\right] + u_f(t)$$

[0064] 도 6은 초음파 영상 신호와 0° 위상의 HIFU 신호를 절반의 파워(power)로 송신하였을 때 주파수 스펙트럼을 도시한 예이고, 도 7은 초음파 영상 신호와 90° 위상의 HIFU 신호를 절반의 파워(power)로 송신하였을 때 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다.

[0065] 수신한 초음파 신호 0° 위상과 90° 위상을 더하여 수학식 7과 같이 제 2차 고조파 신호를 제거한다.

수학식 7

[0066]
$$\begin{aligned} 0°\ phase + 90°phase:\ r_2(t) &= r_{2,0}(t) + r_{2,90}(t) \\ &= \left[wh_{f,0}(t) + w^2h_{2h,0}(t) + w^3h_{3h,0}(t) + w^4h_{4h,0}(t)\right] + u_f(t) \\ &+ \left[wh_{f,90}(t) + w^2h_{2h,90}(t) + w^3h_{3h,90}(t) + w^4h_{4h,90}(t)\right] + u_f(t) \\ &= \left[wh_{f,0}(t) + w^2h_{2h,0}(t) + w^3h_{3h,0}(t) + w^4h_{4h,0}(t)\right] + u_f(t) \\ &+ \left[jwh_{f,0}(t) + w^2h_{2h,0}(t) - jw^3h_{3h,0}(t) + w^4h_{4h,0}(t)\right] + u_f(t) \\ &= \left[(1+j)wh_{f,0}(t) + (1-j)w^3h_{3h,0}(t) + 2w^4h_{4h,0}(t)\right] + 2u_f(t) \end{aligned}$$

[0067] 도 8은 도 6에서 사용한 HIFU 파워의 가중치 w배로 0° 위상과 90° 위상으로 송신한 신호를 합성하여 제 2 고조파 신호가 제거된 신호의 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다.

[0068] 제 2차 고조파를 제거한 $r_1(t)$와 $r_2(t)$ 초음파 신호에서 HIFU 신호의 기본 주파수 성분 및 나머지 고조파 신호를 제거하기 위해 $r_1(t)$에 w의 가중치를 주어 $r_2(t)$와 더하면 수학식 8과 같이 HIFU 간섭을 제거한 영상 초음파 신호를 얻을 수 있다.

수학식 8

[0069]
$$\begin{aligned} r_2(t) - w \times r_1(t) &= \left(\left[(1+j)wh_{f,0}(t) + (1-j)w^3h_{3h,0}(t) + 2w^4h_{4h,0}(t)\right] + 2u_f(t)\right) \\ &- \left(\left[(1+j)wh_{f,0}(t) + (1-j)wh_{3h,0}(t) + 2wh_{4h,0}(t)\right] + 2wu_f(t)\right) \\ &= \left[(1-j)(w^3-w)h_{3h,0}(t) + 2(w^4-w)h_{4h,0}(t)\right] + 2(1-w)u_f(t) \end{aligned}$$

[0070] 도 9는 도 3의 신호에 w의 가중치를 부여하여 도 8의 HIFU 신호의 기본 주파수 성분의 크기와 같게 만든 주파수 스펙트럼을 도시한 예이고, 도 10은 도 8과 도 9의 신호를 합성하여 HIFU 기본 주파수 성분이 제거된 초음파 영상 신호의 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다. 도 10을 참조하면, 결과적으로 기본 주파수 성분과 제 2 고조파 신호가 모두 제거된 초음파 영상 신호가 획득되었음을 확인할 수 있다.

[0071] 한편, 가중치 w를 크게 할수록 높은 파워(power)로 HIFU 신호를 송신하여 집속 부위에 빠르게 치료를 할 수 있는 장점을 갖지만, 첫 번째 프레임과 두 번째 프레임을 합성한 결과인 수학식 8, $2(1-w)u_f(t)$에서 영상 초음파

신호의 크기가 작아지기 때문에 영상 초음파 신호에 대한 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio, SNR)가 떨어지는 단점을 가진다. 반대로 가중치 w를 작게 할수록 HIFU 파워를 작게 하여 치료하기 때문에 치료 시간은 오래 걸리지만 영상 초음파 신호에 대한 신호 대 잡음비는 높아진다.

[0072] 즉, 본 발명의 실시예들에서 설정되는 가중치의 크기는, 치료 초음파를 이용한 치료 속도에 비례하고, 영상 초음파 신호의 신호 대 잡음비에 반비례한다. 따라서, 가중치는 치료 속도 또는 신호 대 잡음비를 고려한 값으로 설정되는 것이 바람직하다.

[0073] 만약 영상 주파수의 대역폭이 HIFU 신호의 제 3 고조파 대역과 겹쳐있어 기본 주파수 성분이 아닌 제 3 고조파 성분을 제거하기 위해서는 첫 번째 프레임에 w가 아닌 w^3을 가중치로 하여 수학식 9와 같은 연산을 진행한다.

수학식 9

[0074]
$$
\begin{aligned}
r_2(t) - w^3 \times r_1(t) &= \left(\left[(1+j)wh_{f,0}(t) + (1-j)w^3h_{3h,0}(t) + 2w^4h_{4h,0}(t)\right] + 2u_f(t)\right) \\
&\quad - \left(\left[(1+j)w^3h_{f,0}(t) + (1-j)w^3h_{3h,0}(t) + 2w^3h_{4h,0}(t)\right] + 2w^3u_f(t)\right) \\
&= \left[(1+j)(w-w^3)h_{f,0}(t) + 2(w^4-w^3)h_{4h,0}(t)\right] + 2(1-w^3)u_f(t)
\end{aligned}
$$

[0075] 즉, HIFU 신호의 잔여 주파수 성분 중 기본 주파수 성분을 제거하는 경우에 비해, HIFU 신호의 잔여 주파수 성분 중 제 3 고조파 성분을 제거하는 경우가 상기 가중치의 3 지수승의 값을 갖도록 설정되는 것이 바람직하다.

[0076] 도 11은 도 3의 신호에 w^3의 가중치를 부여하여 도 8의 HIFU 신호의 제 3 고조파 성분의 크기와 같게 만든 주파수 스펙트럼을 도시한 예이고, 도 12는 도 8과 도 11의 신호를 합성하여 HIFU 제 3 고조파 성분이 제거된 초음파 영상 신호의 주파수 스펙트럼을 도시한 예이다. 도 12를 참조하면, 앞서 기본 주파수 성분이 제거된 도 10의 경우와는 달리, 제 2 고조파 신호와 제 3 고조파 신호가 모두 제거된 초음파 영상 신호가 획득되었음을 확인할 수 있다.

[0077] 도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 위상 변조를 이용한 초음파 잡음 제거 장치를 도시한 블록도로서, 앞서 기술한 도 2의 초음파 잡음 제거 방법을 하드웨어 구성의 관점에서 재구성한 도면이다. 따라서, 여기서는 설명의 중복을 피하기 위해 각 구성의 개괄적인 동작 및 기능만을 약술하도록 한다.

[0078] 치료 초음파 신호 송신부(10)는 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호 및 미리 설정된 가중치만큼 신호의 크기가 변화된 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호를 송신하는 구성이고, 영상 초음파 신호 송신부(20)는 영상 초음파 신호를 송신하는 구성이다. 초음파 신호 수신부(30)는 대상체로부터 반사된 치료 초음파 신호, 변화된 크기의 치료 초음파 신호 및 영상 초음파 신호를 수신하는 구성이다. 구현의 관점에서, 치료 초음파 신호 송신부(10), 영상 초음파 신호 송신부(20) 및 초음파 신호 수신부(30)를 하나의 조립체로 통합하여 초음파 송수신부(40)를 형성할 수 있다.

[0079] 처리부(50)는 초음파 신호 수신부(30)로부터 수신된 초음파 신호들을 입력받아 위상 변조를 통해 신호들을 합성하여 간섭 신호가 제거된 영상 초음파 신호를 획득하는 구성으로서, 상기 입력된 초음파 신호들을 합성하여 치료 초음파 신호의 기본 주파수 성분 또는 하모닉(harmonic) 주파수 성분을 제거함으로써 제 1 프레임을 생성하고, 상기 입력된 변화된 크기의 초음파 신호들을 합성하여 치료 초음파 신호의 기본 주파수 성분 또는 하모닉 주파수 성분을 제거함으로써 제 2 프레임을 생성하며, 상기 제 1 프레임에 상기 가중치만큼 신호의 크기를 변화시켜 상기 제 2 프레임과 합성함으로써 치료 초음파 신호의 잔여 주파수 성분을 제거한다.

[0080] 처리부(50)는, 상기 입력된 초음파 신호들을 합산하여 위상이 반대이고 크기가 동일한 성분들을 상쇄시킴으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 제 2 고조파 성분이 제거된 제 1 프레임을 생성할 수 있다. 또한, 상기 처리부(50)는, 상기 입력된 변화된 크기의 초음파 신호들을 합산하여 위상이 반대이고 크기가 동일한 성분들을 상쇄시킴으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 제 2 고조파 성분이 제거된 제 2 프레임을 생성할 수 있다.

[0081] 특히, 상기 치료 초음파 신호 송신부를 통해 대상체에 송신한 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 90도의 위상 차이가 나는 치료 초음파 신호이고, 상기 치료 초음파 신호 송신부를 통해 대상체에 송신한 변화된 크기의 2개 이상의 치료 초음파 신호는 서로 90도의 위상 차이가 나는 치료 초음파 신호인 것이 바람직하다. 또한, 상기 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파 신호 및 상기 변화된 크기의 위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치

료 초음파 신호는 서로 대응하는 동일한 위상 값을 갖는 각각의 치료 초음파 신호들로 구성되는 것이 바람직하다.

[0082] 또한, 상기 처리부(50)는, 상기 제 1 프레임에 상기 가중치만큼 신호의 크기를 변화시켜 상기 제 2 프레임으로부터 감산 또는 합산함으로써 치료 초음파 신호 내에 포함된 기본 주파수 성분 또는 제 3 고조파 성분 중 적어도 하나를 제거할 수 있다. 이러한 가중치는, 상기 치료 초음파를 이용한 치료 속도에 비례하고, 상기 영상 초음파 신호의 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio, SNR)에 반비례하며, 상기 치료 속도 또는 상기 신호 대 잡음비를 고려한 값으로 설정되는 것이 바람직하다.

[0083] 나아가, 본 발명의 다른 실시예에 따르면, 상기 기재된 초음파 송수신부(40) 및 처리부(50)를 포함하는 초음파 잡음 제거 장치를 포함하여 치료 초음파를 이용한 치료 상황을 별도의 디스플레이부를 통해 실시간으로 모니터링(monitoring)하는 초음파 영상 장치를 제공할 수 있다.

[0084] 상기된 본 발명의 실시예들에 따르면, 서로 상이한 복수 개의 집속 초음파 신호를 송신함과 동시에 초음파 영상화를 수행하여 합성하되, HIFU 신호의 특정 하모닉 신호를 제거하는 조합을 둘 이상으로 구성하여 인접한 복수 개의 하모닉 신호를 모두 제거함으로써, 잡음 없이 넓은 주파수 영역을 활용한 초음파 영상을 획득하여 고해상도 치료 모니터링을 수행하는 것이 가능하다.

[0085] 한편, 본 발명의 실시예들은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록 장치를 포함한다.

[0086] 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광 데이터 저장장치 등을 포함한다. 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산 방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다. 그리고 본 발명을 구현하기 위한 기능적인(functional) 프로그램, 코드 및 코드 세그먼트들은 본 발명이 속하는 기술 분야의 프로그래머들에 의하여 용이하게 추론될 수 있다.

[0087] 이상에서 본 발명에 대하여 그 다양한 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명에 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

[0088] 10: 치료 초음파 신호 송신부

20: 영상 초음파 신호 송신부

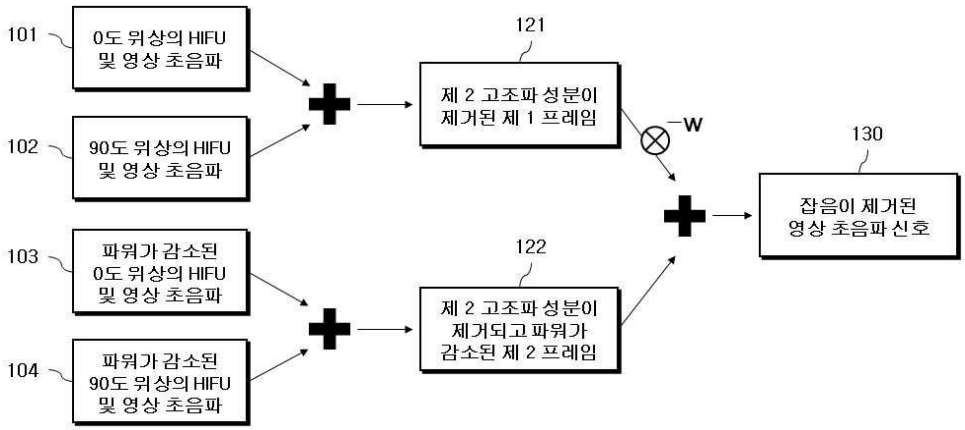
30: 초음파 신호 수신부

40: 초음파 송수신부

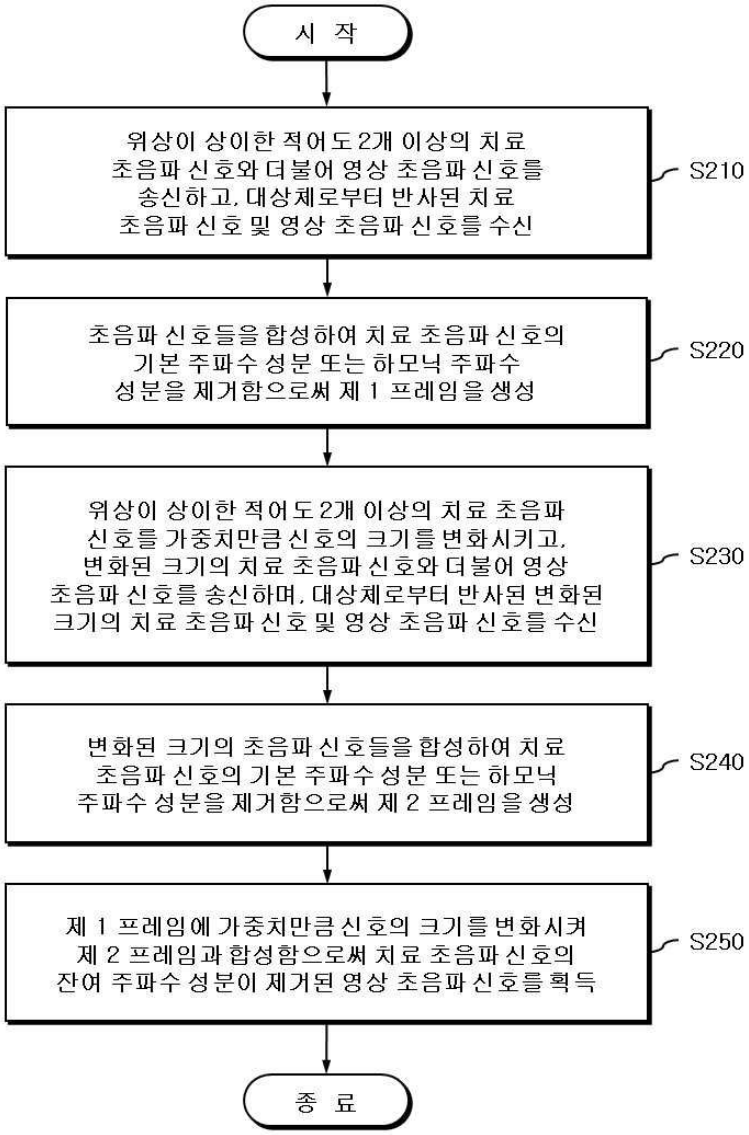
50: 처리부

도면

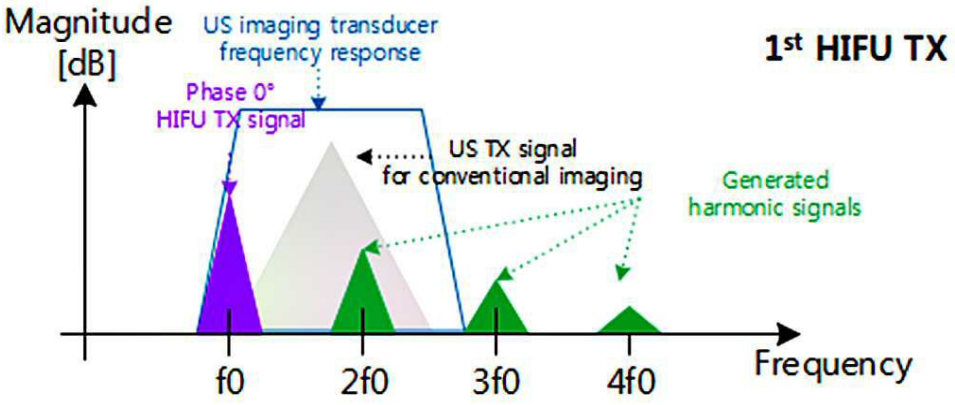
도면1


101
0도 위상의 HIFU
및 영상 초음파
102
90도 위상의 HIFU
및 영상 초음파
103
파워가 감소된
0도 위상의 HIFU
및 영상 초음파
104
파워가 감소된
90도 위상의 HIFU
및 영상 초음파
121
제 2 고조파 성분이
제거된 제 1 프레임
122
제 2 고조파 성분이
제거되고 파워가
감소된 제 2 프레임
W
130
잡음이 제거된
영상 초음파 신호

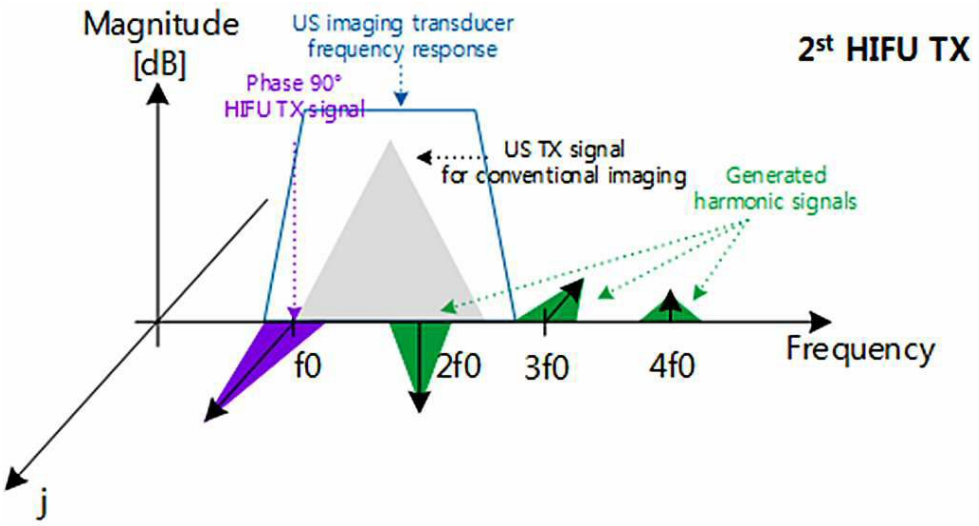
도면2


시 작
위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료
초음파 신호와 더불어 영상 초음파 신호를
송신하고, 대상체로부터 반사된 치료
초음파 신호 및 영상 초음파 신호를 수신
S210
초음파 신호들을 합성하여 치료 초음파 신호의
기본 주파수 성분 또는 하모닉 주파수
성분을 제거함으로써 제 1 프레임을 생성
S220
위상이 상이한 적어도 2개 이상의 치료 초음파
신호를 가중치만큼 신호의 크기를 변화시키고,
변화된 크기의 치료 초음파 신호와 더불어 영상
초음파 신호를 송신하며, 대상체로부터 반사된 변화된
크기의 치료 초음파 신호 및 영상 초음파 신호를 수신
S230
변화된 크기의 초음파 신호들을 합성하여 치료
초음파 신호의 기본 주파수 성분 또는 하모닉
주파수 성분을 제거함으로써 제 2 프레임을 생성
S240
제 1 프레임에 가중치만큼 신호의 크기를 변화시켜
제 2 프레임과 합성함으로써 치료 초음파 신호의
잔여 주파수 성분이 제거된 영상 초음파 신호를 획득
S250
종 료

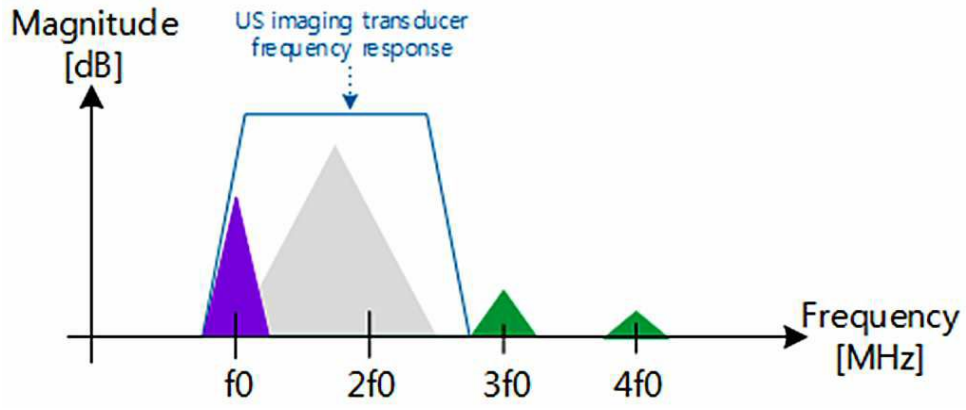
도면3


Magnitude
[dB]
US imaging transducer
frequency response
1st HIFU TX
Phase 0°
HIFU TX signal
US TX signal
for conventional imaging
Generated
harmonic signals
f0
2f0
3f0
4f0
Frequency

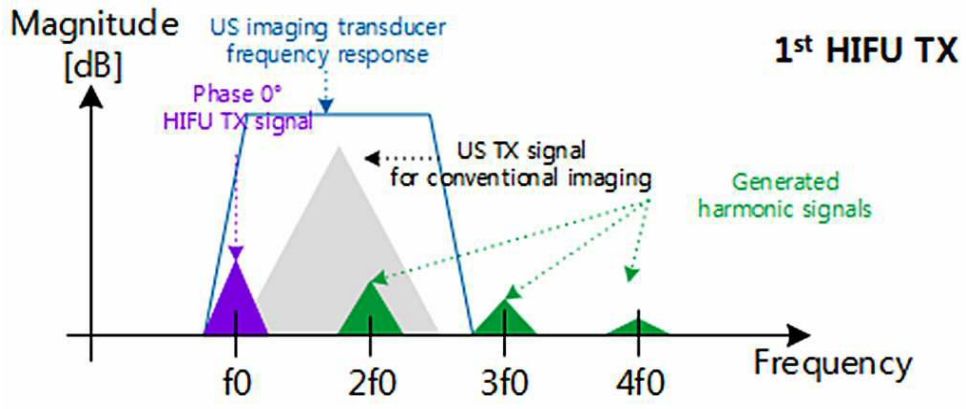
도면4


Magnitude
[dB]
US imaging transducer
frequency response
2st HIFU TX
Phase 90°
HIFU TX signal
US TX signal
for conventional imaging
Generated
harmonic signals
f0
2f0
3f0
4f0
Frequency
j

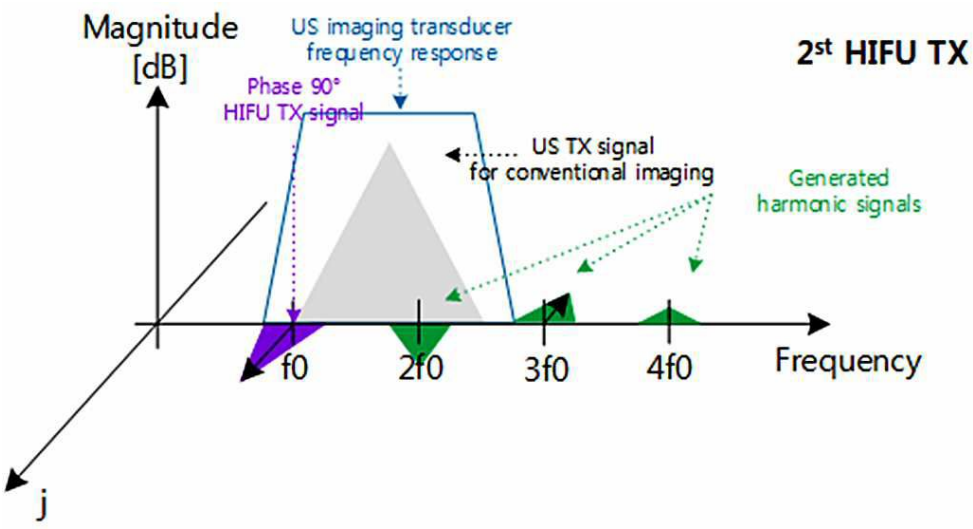
도면5


Magnitude
[dB]
US imaging transducer
frequency response
f0
2f0
3f0
4f0
Frequency
[MHz]

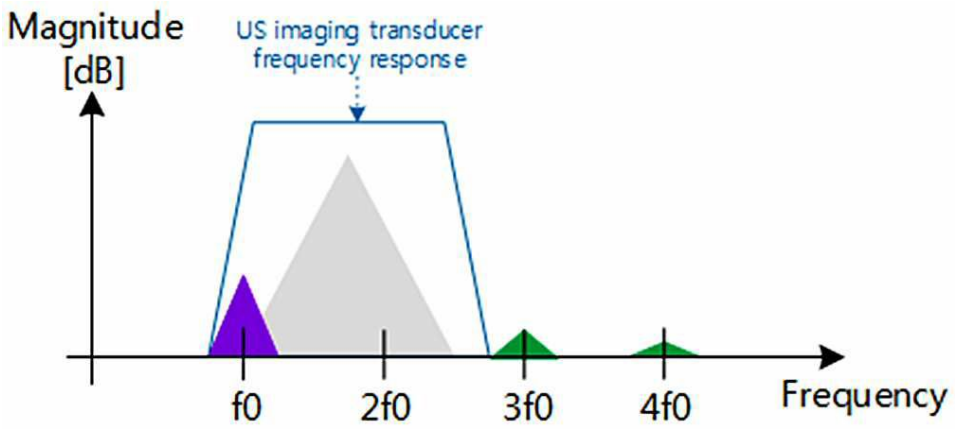
도면6


Magnitude
[dB]
US imaging transducer
frequency response
1st HIFU TX
Phase 0°
HIFU TX signal
US TX signal
for conventional imaging
Generated
harmonic signals
f0
2f0
3f0
4f0
Frequency

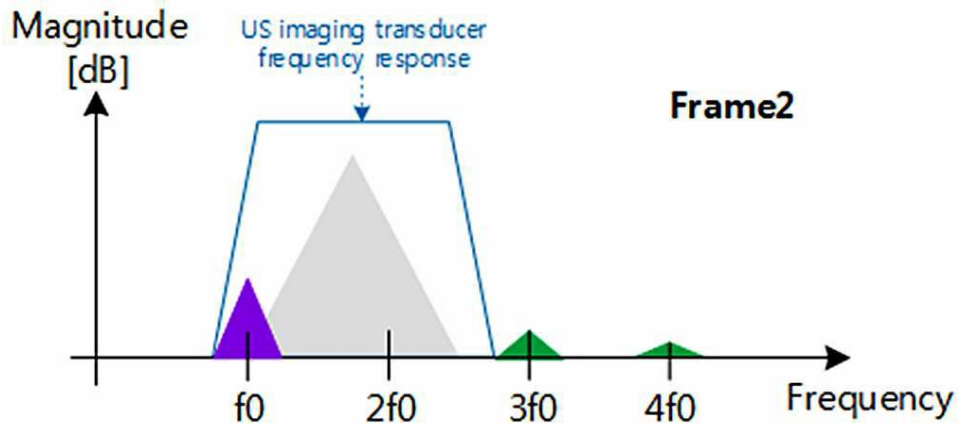
도면7


Magnitude
[dB]
US imaging transducer
frequency response
2st HIFU TX
Phase 90°
HIFU TX signal
US TX signal
for conventional imaging
Generated
harmonic signals
f0
2f0
3f0
4f0
Frequency
j

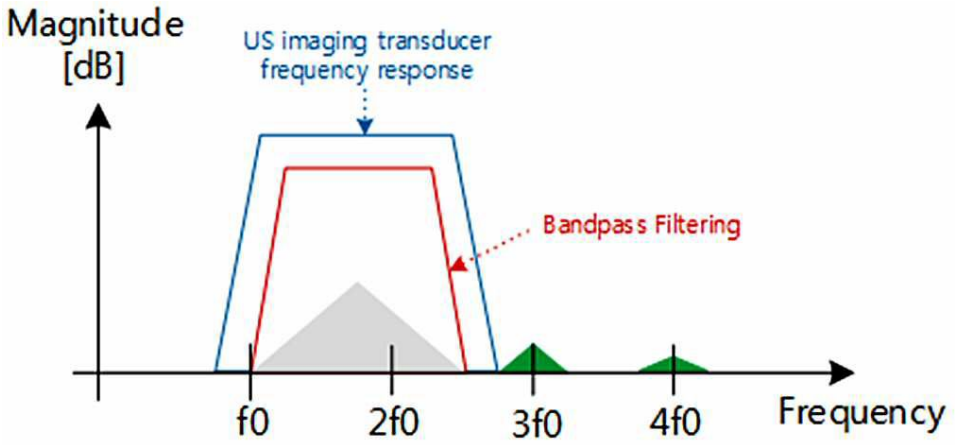
도면8


Magnitude
[dB]
US imaging transducer
frequency response
f0
2f0
3f0
4f0
Frequency

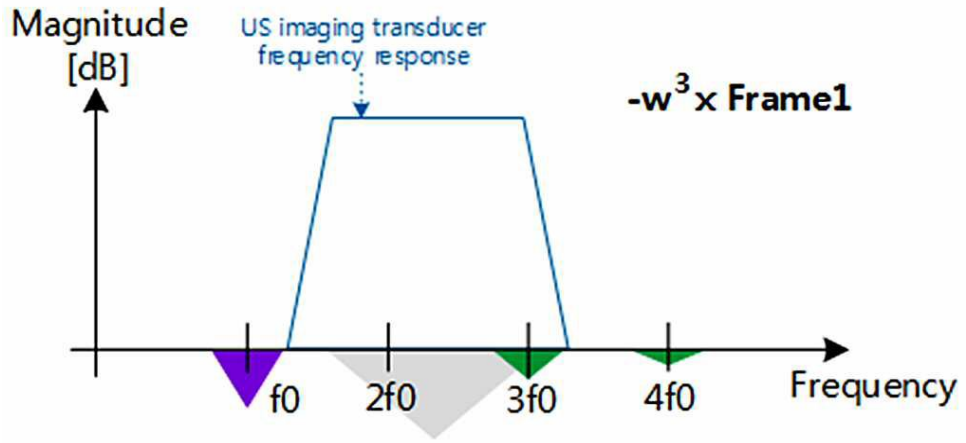
도면9



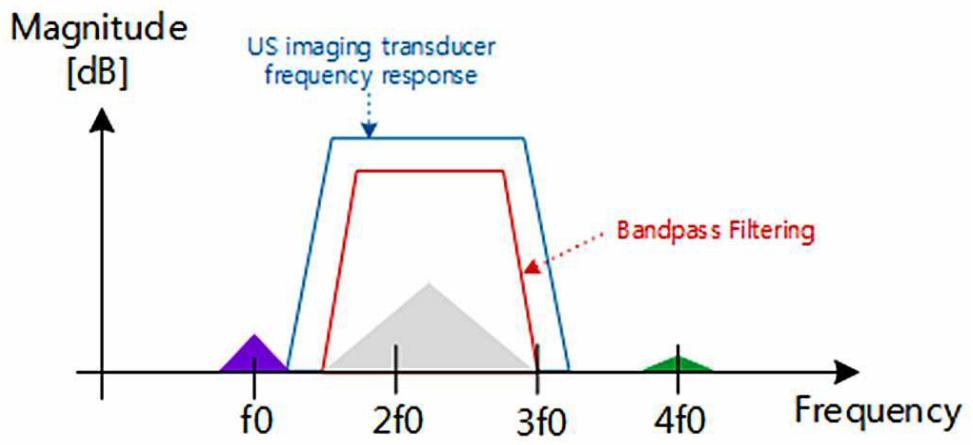
도면10



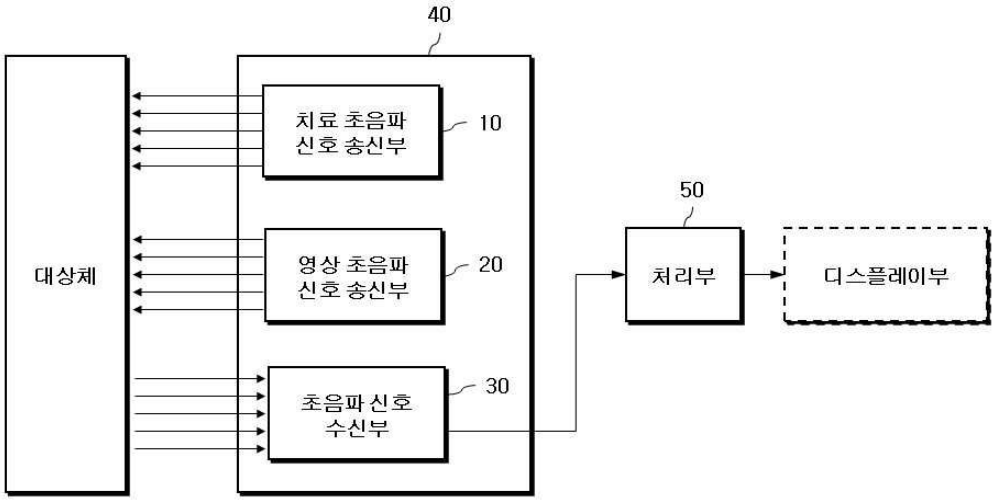
도면11



도면12


Magnitude
[dB]
US imaging transducer
frequency response
Bandpass Filtering
f0
2f0
3f0
4f0
Frequency

도면13


40
대상체
치료 초음파
신호 송신부
10
영상 초음파
신호 송신부
20
초음파 신호
수신부
30
50
처리부
디스플레이부