(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0034987
(43) 공개일자 2013년04월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 7/00 (2006.01) *A61B 8/14* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2011-0099172
(22) 출원일자 2011년09월29일
심사청구일자 2011년09월29일

(71) 출원인
서강대학교산학협력단
서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)
(72) 발명자
송태경
서울특별시 종로구 평창동 롯데캐슬 로잔 106-402
유양모
경기도 고양시 일산서구 일산3동 후곡3단지 307동 101호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인충현

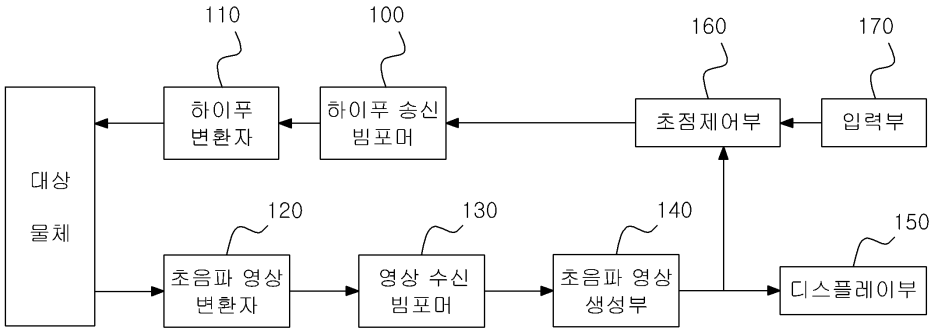
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 발명의 명칭 **하이푸 초점 영상을 얻기 위한 초음파 영상 시스템 및 이를 이용한 초음파 영상 생성 방법**

(57) 요 약

본 발명은 초음파 영상 시스템에 관한 것으로서, 초음파 영상 변환자 주파수 응답 대역과 하이푸 변환자의 주파수 응답 대역에 동시에 속하는 주파수를 갖는 하이푸 송신 신호를 송신 집속 지연하는 하이푸 송신 빔포머, 송신 집속 지연된 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신하는 하이푸 변환자, 대상 물체로부터 수신되는 초음파 신호를 수신하는 초음파 영상 변환자, 수신된 초음파 신호를 수신 집속 지연하여 합성빔을 생성하는 영상 수신 빔포머, 및 생성된 합성빔으로부터 초음파 영상을 생성하는 초음파 영상 생성부를 포함하는 것을 특징으로 하며, 하이푸 에너지가 집속되는 위치를 미리 파악함으로써, 원치 않는 부위를 하이푸 시술로 괴사시키는 것을 방지할 수 있다.

대 표 도 - 도1



(72) 발명자

장진호

서울특별시 양천구 신목로2길 11, 101동 302호 (신정동, 청구아파트)

송재희

서울특별시 서대문구 신촌로7안길 78, 204호 (창천동)

특허청구의 범위

청구항 1

초음파 영상 변환자 주파수 응답 대역과 하이푸 변환자의 주파수 응답 대역에 동시에 속하는 주파수를 갖는 하이푸 송신 신호를 송신 집속 지연하는 하이푸 송신 빔포머;

상기 송신 집속 지연된 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신하는 하이푸 변환자;

상기 대상 물체로부터 수신되는 초음파 신호를 수신하는 초음파 영상 변환자;

상기 수신된 초음파 신호를 수신 집속 지연하여 합성빔을 생성하는 영상 수신 빔포머; 및

상기 생성된 합성빔으로부터 초음파 영상을 생성하는 초음파 영상 생성부를 포함하는 초음파 영상 시스템.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 하이푸 송신 신호는 상기 초음파 영상 변환자의 중심 주파수를 갖는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 영상 수신 빔포머와 상기 초음파 영상 생성부가 사용하는 중심 주파수는 상기 하이푸 송신 신호의 주파수와 동일한 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템.

청구항 4

제1 항에 있어서,

상기 하이푸 송신 신호에 의해 하모닉 성분이 발생하는 경우, 상기 하이푸 송신 신호의 중심 주파수 또는 상기 하모닉 성분을 이용하여 상기 초음파 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템.

청구항 5

제1 항에 있어서,

상기 초음파 영상 시스템이 주사선을 생성하는 시점에 동기화하여 상기 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템.

청구항 6

제1 항에 있어서,

상기 초음파 영상 시스템이 프레임을 생성하는 시점에 동기화하여 상기 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템.

청구항 7

초음파 영상 변환자 주파수 응답 대역과 하이푸 변환자의 주파수 응답 대역에 동시에 속하는 주파수를 갖는 하이푸 송신 신호를 송신 집속 지연하는 단계;

상기 송신 집속 지연된 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신하는 단계;

상기 대상 물체로부터 수신되는 초음파 신호를 수신하는 단계;

상기 수신된 초음파 신호를 수신 집속 지연하여 합성빔을 생성하는 단계; 및

상기 생성된 합성빔으로부터 초음파 영상을 생성하는 단계를 포함하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 8

제7 항에 있어서,

상기 하이푸 송신 신호는 상기 초음파 영상 변환자의 중심 주파수를 갖는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 9

제7 항에 있어서,

상기 영상 수신 빔포머와 상기 초음파 영상 생성부가 사용하는 중심 주파수는 상기 하이푸 송신 신호의 주파수와 동일한 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 10

제7 항에 있어서,

상기 하이푸 송신 신호에 의해 하모닉 성분이 발생하는 경우, 상기 하이푸 송신 신호의 중심 주파수 또는 상기 하모닉 성분을 이용하여 상기 초음파 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 11

제7 항에 있어서,

상기 초음파 영상 시스템이 주사선을 생성하는 시점에 동기화하여 상기 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 12

제7 항에 있어서,

상기 초음파 영상 시스템이 프레임을 생성하는 시점에 동기화하여 상기 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 13

제 7 항 내지 제 12 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 초음파 영상 시스템에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 하이푸 에너지가 집속되는 위치를 미리 파악함으로써, 원치 않는 부위를 하이푸 시술로 괴사시키는 것을 방지할 수 있는, 하이푸 초점 영상을 얻기 위한 초음파 영상 시스템 및 이를 이용한 초음파 영상 생성 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 초음파는 진동 주파수가 17,000 내지 20,000 Hz이상으로 매우 높아서 인간의 귀로는 들을 수 없는 불가청 진동음파로 1초에 2만회 이상을 진동하는 음이다. 즉, 초음파는 전자장이나 스펙트럼이 아닌 음향이다. 최근 이러한 초음파를 이용한 치료의 사용범위가 점점 넓어지고 있다.

[0003] 인체 조직은 그 부위의 온도가 섭씨 60~85 도일 때 괴사 된다는 것이 알려져 있다. 이런 현상을 이용하여 고강도 집속 초음파(High Intensity Focused Ultrasound, HIFU, 하이푸) 치료는 초음파 에너지를 한 지점(초점)에 집속하여 암 조직을 열(Thermal Coagulation) 및 기계적인 에너지(Cavitation)로 괴사시키는 기술이다. 초음파 치료의 발전과 함께, 특정의 초음파 치료, 특히 하이푸는 많은 종류의 질병, 특히 종양(Tumor)을 효과적으로 치료하기 위하여 데미징 도스(Damaging dose)에 적용된다.

[0004] 종래의 외과수술 및 화학적인 치료(Chemotherapy)와 비교하여서, 하이푸 치료는 환자의 외상을 덜 손상시키고 비침입성 치료(Non-invasive treatment)를 실현시킬 수 있다. 따라서, 하이푸의 임상 적용은 빠르게 발전되고 있다. 이러한 징후는 간암(Liver cancer), 뼈 육종(Bone sarcoma), 유방암(Breast cancer), 췌장암(Pancreas cancer), 신장암(Kidney cancer), 연조직의 종양(Soft tissue tumor) 및 골반 종양(Pelvic tumor)을 포함한다.

[0005] 초음파 종양 치료 장치는 일반적으로 구형 집속(Sphere focusing)을 채택한다. 모든 점으로부터 발산되는 초음파는 구형의 중심으로 향하고, 집속된 초음파로 된다. 초음파 치료 장치상의 발산기(Emitter)는 몸체의 외부로부터 몸체의 내부로 초음파를 발산하고, 이것은 방출 및 전송 동안에 집속되어서 고에너지 집속점을 형성한다. 따라서, 고강도 및 연속적인 초음파 에너지는 환자(Subject)의 타겟 영역(Target region)에 적용된다.

[0006] 집속점에서 발생되는 과도한 고온의 효과(65~100℃), 캐비테이션 효과(Cavitation effect), 기계적인 효과 및 음파-화학적인 효과는 병든 조직의 응고성 괴사(Coagulative necrosis)를 선택적으로 발생시키고, 또한 종양의 증식(Proliferation), 침입(Invasion) 및 전이(Metastasis)를 못하게 하기 위하여 사용된다.

[0007] 하이푸 치료를 적용하는 동안에 집속점의 정확하고 안전하며 효과적인 국소화(Localization)는 성공적인 치료(Treatment)를 위하여 필수적이며, 타겟(Target)을 위치시키기 위한 작동의 편리성을 더욱더 향상시킬 필요가 있다. 따라서, 중요한 혈관 및 장기를 손상시키지 않고 하이푸 신호를 통하여 시술을 시행할 수 있으며, 하이푸 시술의 안정성 및 정확성을 향상시킬 수 있는 하이푸 치료 신호의 정확한 초점 확인이 반드시 필요하다.

[0008] 그런데, 하이푸 시술에 사용되는 고강도 초음파 에너지가 원하지 않는 곳에 집속될 경우, 병변 부위가 아닌 다른 조직을 괴사시키는 문제점이 있었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 따라서, 본 발명이 해결하고자 하는 첫 번째 과제는 인체에 영향을 미치지 않는 범위의 초음파 에너지를 이용하여 하이푸 에너지가 집속되는 위치를 미리 파악할 수 있는 초음파 영상 시스템을 제공하는 것이다.

[0010] 본 발명이 해결하고자 하는 두 번째 과제는 하이푸 에너지가 집속되는 위치를 미리 파악함으로써, 원치 않는 부위를 하이푸 시술로 괴사시키는 것을 방지할 수 있는 초음파 영상 생성 방법을 제공하는 것이다.

[0011] 또한, 상기된 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체를 제공하는데 있다.

과제의 해결 수단

[0012] 본 발명은 상기 첫 번째 과제를 달성하기 위하여, 초음파 영상 변환자 주파수 응답 대역과 하이푸 변환자의 주파수 응답 대역에 동시에 속하는 주파수를 갖는 하이푸 송신 신호를 송신 집속 지연하는 하이푸 송신 빔포머; 상기 송신 집속 지연된 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신하는 하이푸 변환자; 상기 대상 물체로부터 수신되

는 초음파 신호를 수신하는 초음파 영상 변환자; 상기 수신된 초음파 신호를 수신 집속 지연하여 합성빔을 생성하는 영상 수신 빔포머; 및 상기 생성된 합성빔으로부터 초음파 영상을 생성하는 초음파 영상 생성부를 포함하는 초음파 영상 시스템을 제공한다.

[0013] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 상기 하이푸 송신 신호는 상기 초음파 영상 변환자의 중심 주파수를 갖는 것이 바람직하다. 또한, 상기 영상 수신 빔포머와 상기 초음파 영상 생성부가 사용하는 중심 주파수는 상기 하이푸 송신 신호의 주파수와 동일한 것이 바람직하다.

[0014] 본 발명의 다른 실시예에 의하면, 상기 하이푸 송신 신호에 의해 하모닉 성분이 발생하는 경우, 상기 하이푸 송신 신호의 중심 주파수 또는 상기 하모닉 성분을 이용하여 상기 초음파 영상을 생성할 수 있다.

[0015] 본 발명의 또 다른 실시예에 의하면, 상기 초음파 영상 시스템이 주사선을 생성하는 시점에 동기화하여 상기 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신할 수 있다.

[0016] 또한, 상기 초음파 영상 시스템이 프레임을 생성하는 시점에 동기화하여 상기 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신할 수도 있다.

[0017] 본 발명은 상기 두 번째 과제를 달성하기 위하여, 초음파 영상 변환자 주파수 응답 대역과 하이푸 변환자의 주파수 응답 대역에 동시에 속하는 주파수를 갖는 하이푸 송신 신호를 송신 집속 지연하는 단계; 상기 송신 집속 지연된 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신하는 단계; 상기 대상 물체로부터 수신되는 초음파 신호를 수신하는 단계; 상기 수신된 초음파 신호를 수신 집속 지연하여 합성빔을 생성하는 단계; 및 상기 생성된 합성빔으로부터 초음파 영상을 생성하는 단계를 포함하는 초음파 영상 생성 방법을 제공한다.

[0018] 상기 다른 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명은 상기된 초음파 영상 생성 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체를 제공한다.

발명의 효과

[0019] 본 발명에 따르면, 인체에 영향을 미치지 않는 범위의 초음파 에너지를 이용하여 하이푸 에너지가 집속되는 위치를 미리 파악할 수 있다. 또한, 본 발명에 따르면, 하이푸 에너지가 집속되는 위치를 미리 파악함으로써, 원치 않는 부위를 하이푸 시술로 괴사시키는 것을 방지할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0020] 도 1은 본 발명의 바람직한 일 실시예에 따른 초음파 영상 시스템의 구성도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 시스템의 하이푸 변환자(110)와 초음파 영상 변환자(120)의 주파수 응답을 도시한 것이다.

도 3은 본 발명의 바람직한 일 실시예에 따른 초음파 영상 생성방법의 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0021] 본 발명에 관한 구체적인 내용의 설명에 앞서 이해의 편의를 위해 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안의 개요 혹은 기술적 사상의 핵심을 우선 제시한다.

[0022] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 시스템은 초음파 영상 변환자 주파수 응답 대역과 하이푸 변환자의 주파수 응답 대역에 동시에 속하는 주파수를 갖는 하이푸 송신 신호를 송신 집속 지연하는 하이푸 송신 빔포머; 상기 송신 집속 지연된 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신하는 하이푸 변환자; 상기 대상 물체로부터 수신되는 초음파 신호를 수신하는 초음파 영상 변환자; 상기 수신된 초음파 신호를 수신 집속 지연하여 합성빔을 생성하는 영상 수신 빔포머; 및 상기 생성된 합성빔으로부터 초음파 영상을 생성하는 초음파 영상 생성부를 포함한다.

[0023] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명을 용이하게 실시할 수 있는 바람직한 실시 예를 상세히 설명한다. 그러나 이들 실시예는 본 발명을 보다 구체적으로 설명하기 위한 것으로, 본 발명의 범위가 이에 의하여 제한되지 않는다는 것은 당업계의 통상의 지식을 가진 자에게 자명할 것이다.

[0024] 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안을 명확하게 하기 위한 발명의 구성을 본 발명의 바람직한 실시예에 근거하여 첨부 도면을 참조하여 상세히 설명하되, 도면의 구성요소들에 참조번호를 부여함에 있어서 동일 구

성요소에 대해서는 비록 다른 도면상에 있더라도 동일 참조번호를 부여하였으며 당해 도면에 대한 설명시 필요한 경우 다른 도면의 구성요소를 인용할 수 있음을 미리 밝혀둔다. 아울러 본 발명의 바람직한 실시 예에 대한 동작 원리를 상세하게 설명함에 있어 본 발명과 관련된 공지 기능 혹은 구성에 대한 구체적인 설명 그리고 그 이외의 제반 사항이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우, 그 상세한 설명을 생략한다.

[0025] 덧붙여, 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 '연결'되어 있다고 할때, 이는 '직접적으로 연결'되어 있는 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 '간접적으로 연결'되어 있는 경우도 포함한다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 "포함한다(comprises)" 및/또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소, 단계, 동작 및/또는 소자는 하나 이상의 다른 구성요소, 단계, 동작 및/또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.

[0026] 병변(Lesion) 형성을 위해서는 강한 에너지를 갖는 하이푸 송신 신호를 송신해야 하기 때문에 일반적으로 하이푸 변환자의 공진 주파수를 갖는 하이푸 송신 신호를 송신한다. 그러나, 정확한 초점의 위치를 확인하지 않고, 하이푸 송신 신호를 송신하는 경우, 원치 않는 조직을 괴사시킬 위험이 있다. 따라서, 본 발명에서는 강한 에너지를 갖는 하이푸 송신 신호를 송신하기 이전에 하이푸 송신 신호의 초점의 위치를 초음파 영상을 통해 확인할 수 있는 방법을 제안하고자 한다.

[0027] 도 1은 본 발명의 바람직한 일 실시예에 따른 초음파 영상 시스템의 구성도이다.

[0028] 도 1을 참조하면, 본 실시예에 따른 초음파 영상 시스템은 하이푸 송신 빔포머(100), 하이푸 변환자(110), 초음파 영상 변환자(120), 영상 수신 빔포머(130), 초음파 영상 생성부(140), 디스플레이부(150), 초점 제어부(160), 및 입력부(170)로 구성된다.

[0029] 하이푸 송신 빔포머(100)는 대상 물체 내에서 하이푸 송신 신호를 집속하고자 하는 위치에 따라 하이푸 변환자(110)별로 가변 지연 시간을 하이푸 송신 신호에 적용한다. 특히, 하이푸 송신 빔포머(100)는 초음파 영상 변환자(120)의 중심 주파수를 갖는 하이푸 송신 신호를 송신 집속 지연하는 것이 바람직하다.

[0030] 하이푸 변환자(110)는 송신 집속 지연된 하이푸 송신 신호를 대상 물체, 즉 병변 부위로 송신한다. 대상 물체로 송신된 하이푸 송신 신호는 후방 산란(back scattering)된다. 본 발명의 일 실시예에 따른 하이푸 송신 신호는 주파수가 초음파 영상 변환자(120)의 주파수 대역과 하이푸 변환자의 주파수 대역 내에 동시에 있어야 한다.

[0031] 또한, 하이푸 송신 신호 펄스의 길이는 가능한 짧게(예를 들어 5 사이클 이내) 하여 축방향 해상도를 확보한다. 하이푸 송신 신호 펄스의 최대 크기(amplitude)는 하이푸 송신 신호 집속 위치의 조직에 유해하지 않도록 최대한 낮게 하는 것이 바람직하다. 즉, 인체에 영향을 미치지 않는 범위의 초음파 에너지(예를 들면, 200 W/cm^2 이하)를 이용하여 하이푸 에너지가 집속되는 위치를 미리 파악하는 것이 필수적이다.

[0032] 초음파 영상 변환자(120)는 대상 물체로부터 후방 산란된 초음파 신호를 수신한다.

[0033] 영상 수신 빔포머(130)는 초음파 영상 변환자(120)별로 가변 지연 시간을 수신된 초음파 신호에 적용하여 합성빔을 생성한다.

[0034] 초음파 영상 생성부(140)는 생성된 합성빔으로부터 초음파 영상을 생성한다.

[0035] 초음파 영상 시스템이 영상 및 신호처리 과정에서 사용하는 중심주파수는 하이푸 송신 신호의 주파수(f_0 : 기본주파수)와 동일하게 한다.

[0036] 또한, 하이푸 송신 신호에 의해 다양한 하모닉 성분(예, $2f_0$, $3f_0$, $4f_0$, …) 들이 발생할 경우, 기본주파수 성분뿐만 아니라 하모닉 성분을 이용하여 초점 영상을 획득할 수 있다.

[0037] 디스플레이부(150)는 생성된 초음파 영상을 디스플레이한다.

[0038] 디스플레이부(150)는 초음파 영상 생성부(140)로부터 신호를 수신하여 생성된 이미지를 화면에 표시한다. 디스플레이부(150)는 액정 디스플레이(LCD), 플라즈마 디스플레이 패널(PDP) 또는 유기 발광 소자 디바이스(OLED) 등이 될 수 있다.

[0039] 초점 제어부(160)는 초음파 영상 생성부(140)가 생성한 초음파 영상으로부터 하이푸 신호에 의해 치료되는 위치와 원래 치료하고자 한 목적 위치를 비교하여 하이푸 송신 빔포머(100)의 하이푸 신호 송신 집속 위치, 즉 초점

을 변경하도록 제어한다.

[0040] 입력부(170)는 하이푸 신호에 의해 치료되는 위치와 원래 치료하고자 한 목적 위치의 차이를 사용자가 디스플레이부(150)로부터 판단하여 초점을 변경하도록 하기 위해 사용자로부터 초점 변경 신호를 입력받는다.

[0041] 한편, 하이푸 송신 신호로부터 초음파 영상을 구성하기 위한 동기화 방법은 다음과 같다.

[0042] 첫번째로, 초음파 영상 시스템이 주사선을 생성하는 시점에 동기화하여 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신하는 방법이다.

[0043] 초음파 영상 시스템이 주사선을 생성할 때마다, 하이푸 송신 신호를 송신하고, 초음파 신호를 수신한 후, 이를 이용하여 한 프레임의 하이푸 초점 영상 구성하는 것이다. 하이푸 초점 영상이란, 하이푸 신호를 송신하고, 초음파 신호를 수신하여 집속한 영상을 의미한다.

[0044] 두번째로, 초음파 영상 시스템이 프레임을 생성하는 시점에 동기화하여 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신하는 방법이다.

[0045] 하이푸 송신 신호를 1회 대상 물체로 송신한 후, 초음파 영상에 필요한 수 만큼의 주사선 구성하여 한 프레임의 하이푸 초점 영상을 구성할 수 있다.

[0046] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 시스템의 하이푸 변환자(110)와 초음파 영상 변환자(120)의 주파수 응답을 도시한 것이다.

[0047] 도 2를 참조하면, 하이푸 변환자(110)의 주파수 응답과 초음파 영상 변환자(120)의 주파수 응답이 도시되어 있다.

[0048] 병변 형성을 위한 하이푸 송신 신호의 중심 주파수는 1.1 MHz이며, 일반적인 초음파 영상을 얻기 위한 초음파 송신 신호의 중심 주파수는 3.3 MHz이다.

[0049] 또한, 하이푸 송신 변환자(110)의 공진 주파수는 1.1 MHz로, 초음파 영상 변환자(120)의 공진 주파수는 3.3 MHz로 설계되어 있다.

[0050] 따라서, 본 발명의 실시예에 따른 하이푸 송신 신호는 주파수가 초음파 영상 변환자(120)의 주파수 대역과 하이푸 변환자의 주파수 대역 내에 동시에 있어야 하며, 특히 주파수가 1.1 MHz ~ 3.3 MHz 구간인 것이 바람직하다. 특히, 하이푸 송신 신호는 초음파 영상 변환자(120)의 중심 주파수인 3.3 MHz인 것이 바람직하다.

[0051] 초점의 위치를 확인하기 위한 하이푸 초점 영상을 얻기 위해서는 초음파 영상 변환자(120)의 중심 주파수(3.3 MHz)와 같은 중심 주파수를 갖는 하이푸 송신 신호를 송신해야 한다. 이때, 하이푸 변환자(110)의 주파수 응답이 3.3 MHz의 신호를 억제하는 특성이 있기 때문에 약한 하이푸 송신 신호가 송신된다.

[0052] 그 후, 초음파 영상 변환자(120)를 이용해 초음파 신호를 수신하고 신호처리 과정을 통해 초음파 영상을 얻을 수 있다.

[0053] 일반적으로 초음파 영상을 얻기 위해서는 초음파 영상 변환자의 중심주파수와 같은 중심 주파수를 갖는 초음파 신호를 초음파 영상 변환자를 이용하여 송수신 한다. 그러나 본 발명의 일 실시예에 따르면, 하이푸 송신 변환자(110)를 이용하여 초음파 영상 변환자(120)의 중심 주파수를 갖는 하이푸 송신 신호를 송신한 후, 초음파 영상 변환자(120)를 이용하여 초음파 신호를 수신함으로써, 하이푸 초점 영상을 얻는다는 데에 차이점이 있다.

[0054] 도 3은 본 발명의 바람직한 일 실시예에 따른 초음파 영상 생성방법의 흐름도이다.

[0055] 도 3을 참조하면, 본 실시예에 따른 초음파 영상 생성방법은 도 1에 도시된 초음파 영상 시스템에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하 생략된 내용이라 하더라도 도 1에 도시된 초음파 영상 시스템에 관하여 이상에서 기술된 내용은 본 실시예에 따른 초음파 영상 생성방법에도 적용된다.

[0056] 300 단계에서 초음파 영상 시스템은 초음파 영상 변환자 주파수 응답 대역과 하이푸 변환자의 주파수 응답 대역에 동시에 속하는 주파수를 갖는 하이푸 송신 신호를 송신 집속 지연한다.

[0057] 310 단계에서 초음파 영상 시스템은 상기 송신 집속 지연된 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신한다. 이때, 초음파 영상 변환자(120)의 중심 주파수(3.3 MHz)와 같은 중심 주파수를 갖는 하이푸 송신 신호를 송신하는 것이 바람직하다.

[0058] 320 단계에서 초음파 영상 시스템은 상기 대상 물체로부터 수신되는 초음파 신호를 수신한다.

[0059] 330 단계에서 초음파 영상 시스템은 상기 수신된 초음파 신호를 수신 집속 지연하여 합성빔을 생성한다.

[0060] 340 단계에서 초음파 영상 시스템은 상기 생성된 합성빔으로부터 초음파 영상을 생성한다. 상기 초음파 영상은 컬러 영상 또는 B-모드 영상을 포함한다.

[0061] 도 1을 참조하면, 초음파 영상 생성부(140)는 환자의 치료 부위의 초음파 이미지를 생성한다. 초음파 영상 생성부(140)는 치료 부위가 움직이는 연속적인 이미지를 생성하기 위해 동영상 코덱을 사용할 수 있다.

[0062] 또한, 초음파 영상 생성부(140)는 치료 부위로부터 반사되어 오는 초음파 신호를 수신하여 치료 경과에 따른 깊이 차이를 이용하여 치료 부위의 공간적 및 시간적 변화를 제공하여 컬러 비디오 신호를 생성할 수 있다. 상기 치료 부위의 공간적 및 시간적 변화를 도출하기 위해 평균 도플러 주파수 또는 평균 위상값을 측정한다. 평균 위상값을 변수로 서로 다른 컬러가 미리 설정되어 저장되어 있을 수 있으며, 각 영상점에서의 평균 위상값는 그 크기 및 방향에 따른 색으로 변환되어 화면에 디스플레이된다. 즉, 초음파 도플러 시스템을 이용하는 것인데, 도플러 현상은 음파원과 수신자 사이에 상대적인 움직임이 있는 경우 수신된 음파의 주파수는 그 움직임의 속도에 비례하여 변화하는 물리적인 현상을 말한다. 피검체 내의 치료 경과에 따른 깊이 차이를 실시간 조사하여 이를 이용하여 컬러영상을 형성할 수 있다.

[0063] 한편, 초음파 영상 생성부(140)는 치료 경과에 따른 깊이 차이가 크지 않다고 판단되는 영상점에서 B-모드 영상을 형성할 수 있다. 여기서, B-모드(Brigtness mode)는 인체로 들어오는 에코(echo)의 크기를 밝기로 화면에 표시하는 모드로서 밝은 점은 인체 내부에 강한 반사체가 있는 것을 의미하고 어두운 점은 하이포-에코익(hypo-echoic)한 부분이 있음을 보여준다.

[0064] 또한, 초음파 영상 생성부(140)는 B-모드 영상 및 컬러영상을 결합한 통합 영상 신호를 생성할 수 있다. 초음파 영상 생성부(140)는 각 영상점의 B-모드 영상신호와 컬러영상신호를 비교하여 어떤 신호를 선택할 것인지를 결정할 수 있다. 예를 들어, 컬러영상신호의 파워가 B-모드 영상신호의 크기의 일정 비율 보다 클 경우 컬러영상신호를 선택하는 방식으로 수행할 수 있다.

[0065] 본 발명의 실시예들은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 본 발명의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0066] 이상과 같이 본 발명에서는 구체적인 구성 요소 등과 같은 특정 사항들과 한정된 실시예 및 도면에 의해 설명되었으나 이는 본 발명의 보다 전반적인 이해를 돕기 위해서 제공된 것일 뿐, 본 발명은 상기의 실시예에 한정되는 것은 아니며, 본 발명이 속하는 분야에서 통상적인 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다.

[0067] 따라서, 본 발명의 사상은 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 아니되며, 후술하는 특허청구범위뿐 아니라 이 특허청구범위와 균등하거나 등가적 변형이 있는 모든 것들은 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

부호의 설명

[0068] 100 : 하이푸 송신 빔포머 110 : 하이푸 변환자

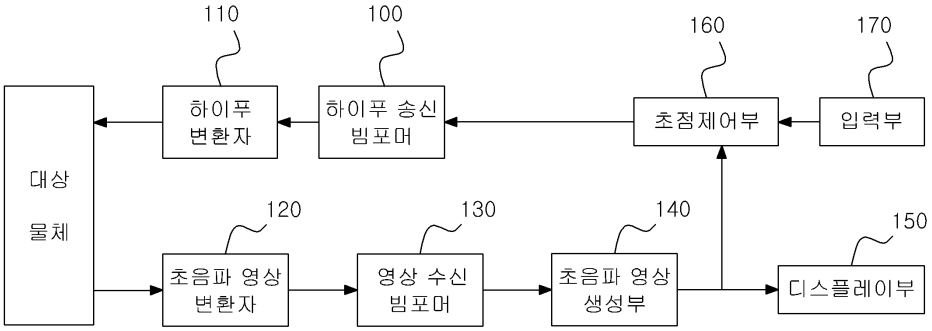
120 : 초음파 영상 변환자 130 : 영상 수신 빔포머

140 : 초음파 영상 생성부 150 : 디스플레이부

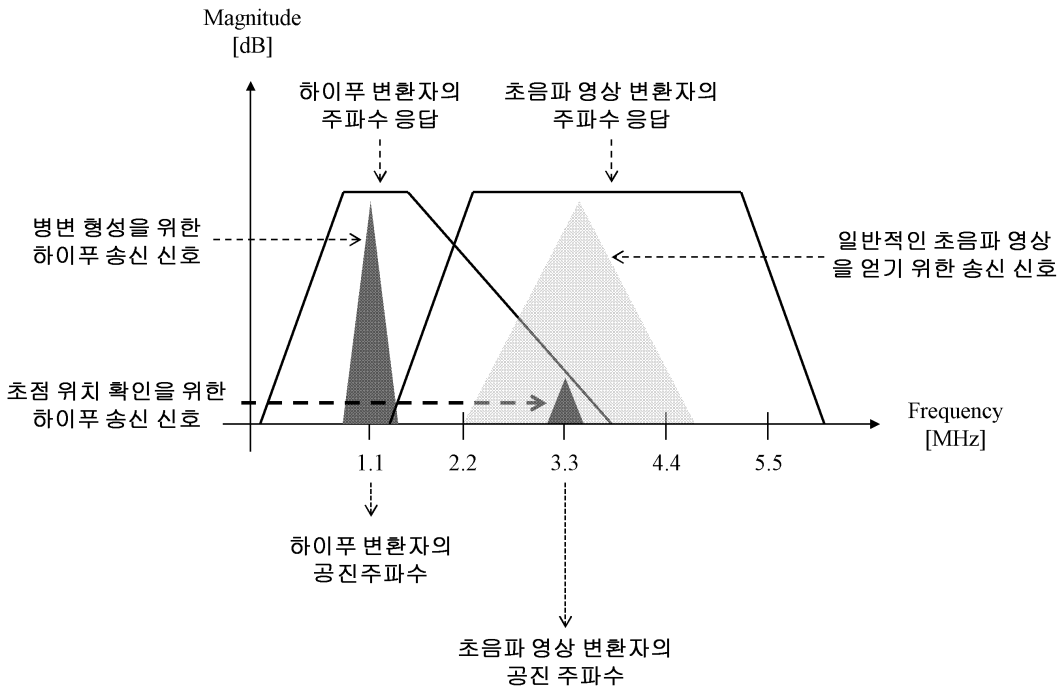
160 : 초점 제어부 170 : 입력부

도면

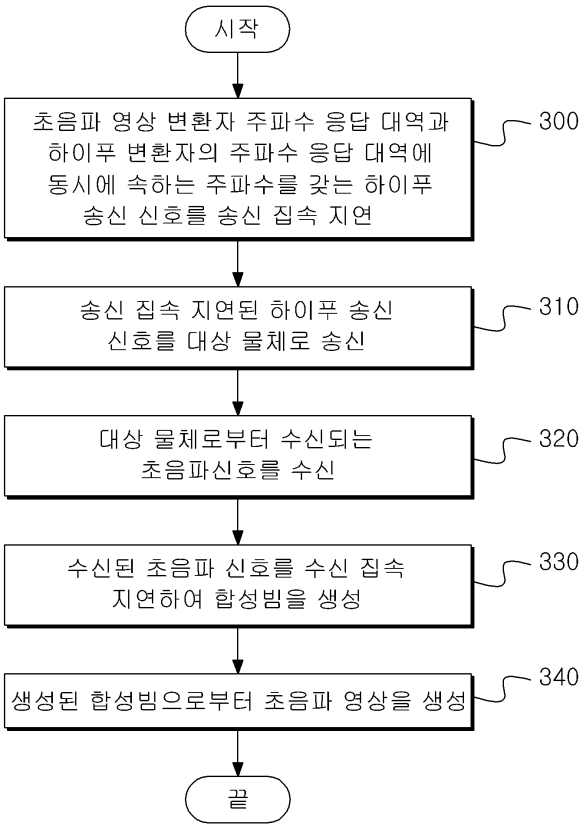
도면1



도면2



도면3


시작
초음파 영상 변환자 주파수 응답 대역과 하이푸 변환자의 주파수 응답 대역에 동시에 속하는 주파수를 갖는 하이푸 송신 신호를 송신 집속 지연
300
송신 집속 지연된 하이푸 송신 신호를 대상 물체로 송신
310
대상 물체로부터 수신되는 초음파신호를 수신
320
수신된 초음파 신호를 수신 집속 지연하여 합성빔을 생성
330
생성된 합성빔으로부터 초음파 영상을 생성
340
끝