



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년08월23일
(11) 등록번호 10-1298935
(24) 등록일자 2013년08월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/00 (2006.01) G06T 1/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2012-0038496

(22) 출원일자 2012년04월13일

심사청구일자 2012년04월13일

(56) 선행기술조사문헌

US20090187099 A1

KR1020090088909 A

(73) 특허권자

서강대학교산학협력단

서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)

(72) 발명자

유양모

경기도 고양시 일산서구 일산3동 후곡3단지 307동 101호

강지운

서울특별시 마포구 신정동 서강 LG 아파트 105-1501

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인충현

전체 청구항 수 : 총 11 항

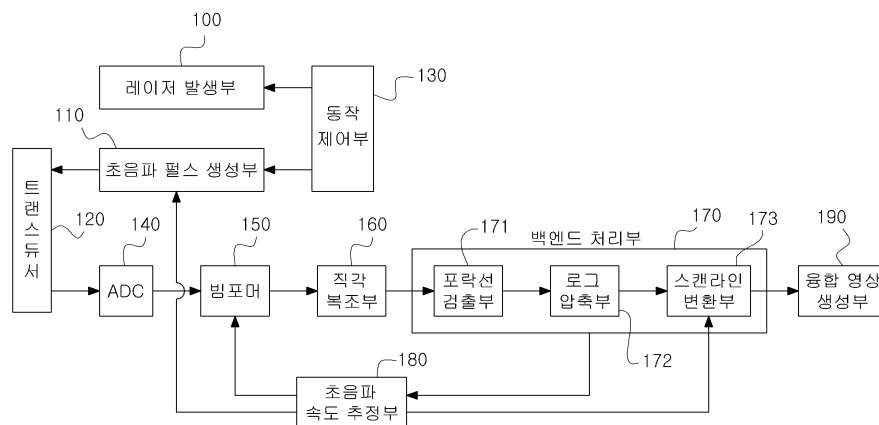
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법 및 장치

(57) 요약

본 발명은 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법에 관한 것으로서, 레이저 펄스를 관심 대상에 발사하고, 발사된 레이저 펄스가 관심 대상에 흡수되어 초음파 신호가 발생되면, 초음파 신호를 수신하여 광음향 영상을 생성하고, 생성된 광음향 영상으로부터 최적의 초음파 속도를 추정하고, 초음파 펄스를 관심 대상에 조사하고, 추정된 최적의 초음파 속도를 이용하여 관심대상으로부터 수신된 초음파 신호에 대하여 빔 집속 및 직각 복조를 수행하고, 직각 복조 수행 결과를 이용하여 초음파 영상을 생성하는 것을 특징으로 하며, 최적 초음파 속도 추정 과정이 한 번만 필요하기 때문에 더 효율적으로 향상된 영상을 취득할 수 있으며, 최적 초음파 속도를 추정하는 시퀀스를 단축함에 따라 더 빠른 프레임 레이트의 영상을 얻을 수 있다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

장진호

서울특별시 양천구 신정2동 336번지 청구아파트
101동 302호

송대경

서울특별시 종로구 평창동 롯데캐슬 로잔 106-402

특허청구의 범위

청구항 1

레이저 펄스를 관심 대상에 발사하는 단계;

상기 발사된 레이저 펄스가 상기 관심 대상에 흡수되어 초음파 신호가 발생되면, 상기 초음파 신호를 수신하여 광음향 영상을 생성하는 단계;

상기 생성된 광음향 영상으로부터 최적의 초음파 속도를 추정하는 단계;

초음파 펄스를 상기 관심 대상에 조사하는 단계;

상기 추정된 최적의 초음파 속도를 이용하여 상기 관심대상으로부터 수신된 초음파 신호에 대하여 빔 집속 및 직각 복조를 수행하는 단계; 및

상기 직각 복조 수행 결과를 이용하여 초음파 영상을 생성하는 단계를 포함하는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 생성된 광음향 영상과 초음파 영상을 이용하여 융합 영상을 생성하는 단계를 더 포함하는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법.

청구항 3

제2 항에 있어서,

상기 융합 영상은 상기 광음향 영상의 픽셀과 상기 초음파 영상의 픽셀의 휘도값을 평균하여 생성되는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법.

청구항 4

제1 항에 있어서,

상기 최적의 초음파 속도를 추정하는 단계는,

복수의 초음파 속도에 대하여 상기 광음향 영상을 생성하고, 상기 광음향 영상으로부터 측방향 공간 스펙트럼을 생성하고, 소정의 측방향 주파수에서의 신호 성분의 크기가 가장 큰 경우의 초음파 속도를 상기 최적의 초음파 속도로 추정하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법.

청구항 5

제1 항에 있어서,

상기 최적의 초음파 속도를 추정하는 단계는,

복수의 초음파 속도별 채널 데이터 위상 간의 차이 중에서 가장 작은 위상 차이에 대응하는 초음파 속도를 상기 최적의 초음파 속도로 추정하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법.

청구항 6

제5 항에 있어서,

상기 채널 데이터 위상 간의 차이는 상기 채널 데이터 위상의 분산으로 산출되는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법.

청구항 7

초음파 펄스를 관심 대상에 조사하는 단계;

상기 조사된 초음파 펄스가 상기 관심 대상으로부터 반사되면, 상기 반사된 초음파 신호를 수신하여 초음파 영상을 생성하는 단계;

상기 생성된 초음파 영상으로부터 최적의 초음파 속도를 추정하는 단계;

레이저 펄스를 상기 관심 대상에 발사하는 단계;

상기 발사된 레이저 펄스가 상기 관심 대상에 흡수되어 초음파 신호가 발생되면, 상기 추정된 최적의 초음파 속도를 이용하여 상기 관심대상으로부터 수신된 초음파 신호에 대하여 빔 집속 및 직각 복조를 수행하는 단계; 및

상기 직각 복조 수행 결과를 이용하여 광음향 영상을 생성하는 단계를 포함하는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법.

청구항 8

제7 항에 있어서,

상기 생성된 광음향 영상과 초음파 영상을 이용하여 융합 영상을 생성하는 단계를 더 포함하는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법.

청구항 9

레이저 펄스를 관심 대상에 발사하는 레이저 발생부;

초음파 펄스를 상기 관심 대상에 조사하는 초음파 펄스 생성부;

상기 레이저 발생부에 의해 생성된 초음파 신호와 상기 초음파 펄스 생성부에 의해 생성된 초음파 신호를 수신하는 트랜스듀서;

상기 트랜스듀서에 의해 수신된 초음파 신호를 빔 집속하는 빔포머;

상기 빔 집속된 초음파 신호를 직각 복조하는 직각 복조부;

상기 직각 복조 결과로부터 포락선을 검출하는 포락선 검출부;

상기 검출된 포락선 신호를 로그 압축하는 로그 압축부;

상기 로그 압축된 포락선 신호의 좌표 위치를 영상 디스플레이 장치의 좌표 위치로 변환하는 스캔라인 변환부; 및

상기 스캔라인 변환부로부터 생성된 초음파 영상 또는 광음향 영상으로부터 최적의 초음파 속도를 추정하는 초음파 속도 추정부를 포함하고,

상기 초음파 속도 추정부는 상기 초음파 영상으로부터 추정된 초음파 속도를 상기 광음향 영상의 빔 집속 및 직각 복조에 이용하거나, 상기 광음향 영상으로부터 추정된 초음파 속도를 상기 초음파 영상의 빔 집속 및 직각 복조에 이용하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 장치.

청구항 10

제9 항에 있어서,

상기 생성된 광음향 영상과 초음파 영상을 이용하여 융합 영상을 생성하는 융합 영상 생성부를 더 포함하는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 장치.

청구항 11

제1 항 내지 제8 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

명세서

기술분야

본 발명은 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 최적 초음파 속도 추정 과

[0001]

정을 한 번만 수행하여 더 효율적으로 향상된 영상을 취득할 수 있으며, 최적 초음파 속도를 추정하는 시퀀스를 단축함에 따라 더 빠른 프레임 레이트의 영상을 얻을 수 있는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 기존 초음파 및 광음향 영상 진단 시스템은 초음파 진행 속도를 고정하여 빔 집속 및 신호처리 과정을 수행한다. 하지만 인체 내 매질에 따라 초음파의 진행 속도가 달라지기 때문에 실제 진행 속도와 가정한 속도 사이에 오차가 발생하게 된다. 특히 지방의 경우 초음파 진행 속도는 약 1450 m/s로서, 가정한 초음파 진행 속도와 많은 오차를 가진다. 이러한 오차는 빔 집속시 집속의 효과를 줄여 높은 해상도의 영상을 제공할 수 없다.

[0003] 따라서, 매질을 진행하는 실제 초음파 속도는 높은 해상도의 초음파 영상과 광음향 영상을 생성할 때 필요하다. 그러나 종래에는 초음파 영상 생성 후에 초음파 속도를 추정하고, 다시 광음향 영상을 생성한 후에 초음파 속도를 추정함으로써, 불필요한 추정 과정을 거치고 프레임 레이트가 낮아지는 문제점이 있었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 따라서, 본 발명이 해결하고자 하는 첫 번째 과제는 최적의 초음파 속도를 추정하여 영상 복원에 사용함에 따라 광음향 영상과 초음파 영상 모두에 대해 더 향상된 공간 해상도, 대조도 및 낮은 노이즈 준위를 갖는 영상을 얻을 수 있는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법을 제공하는 것이다.

[0005] 본 발명이 해결하고자 하는 두 번째 과제는 최적 초음파 속도 추정 과정이 한 번만 필요하기 때문에 더 효율적으로 향상된 영상을 취득할 수 있으며, 최적 초음파 속도를 추정하는 시퀀스를 단축함에 따라 더 빠른 프레임 레이트의 영상을 얻을 수 있는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 장치를 제공하는 것이다.

[0006] 또한, 상기된 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체를 제공하는데 있다.

과제의 해결 수단

[0007] 본 발명은 상기 첫 번째 과제를 달성하기 위하여, 레이저 펄스를 관심 대상에 발사하는 단계; 상기 발사된 레이저 펄스가 상기 관심 대상에 흡수되어 초음파 신호가 발생되면, 상기 초음파 신호를 수신하여 광음향 영상을 생성하는 단계; 상기 생성된 광음향 영상으로부터 최적의 초음파 속도를 추정하는 단계; 초음파 펄스를 상기 관심 대상에 조사하는 단계; 상기 추정된 최적의 초음파 속도를 이용하여 상기 관심대상으로부터 수신된 초음파 신호에 대하여 빔 집속 및 직각 복조를 수행하는 단계; 및 상기 직각 복조 수행 결과를 이용하여 초음파 영상을 생성하는 단계를 포함하는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법을 제공한다.

[0008] 또한, 상기 생성된 광음향 영상과 초음파 영상을 이용하여 융합 영상을 생성하는 단계를 더 포함할 수 있다. 이때, 상기 융합 영상은 상기 광음향 영상의 픽셀과 상기 초음파 영상의 픽셀의 휘도값을 평균하여 생성할 수 있다.

[0009] 본 발명의 일 실시 예에 의하면, 상기 최적의 초음파 속도를 추정하는 단계는, 복수의 초음파 속도에 대하여 상기 광음향 영상을 생성하고, 상기 광음향 영상으로부터 측방향 공간 스펙트럼을 생성하고, 소정의 측방향 주파수에서의 신호 성분의 크기가 가장 큰 경우의 초음파 속도를 상기 최적의 초음파 속도로 추정하는 단계일 수 있다.

[0010] 본 발명의 다른 실시 예에 의하면, 상기 최적의 초음파 속도를 추정하는 단계는, 복수의 초음파 속도별 채널 데이터 위상 간의 차이 중에서 가장 작은 위상 차이에 대응하는 초음파 속도를 상기 최적의 초음파 속도로 추정하는 단계일 수 있다. 이때, 상기 채널 데이터 위상 간의 차이는 상기 채널 데이터 위상의 분산으로 산출되는 것이 바람직하다.

[0011] 또한, 본 발명은 상기 첫 번째 과제를 달성하기 위하여, 초음파 펄스를 관심 대상에 조사하는 단계; 상기 조사된 초음파 펄스가 상기 관심 대상으로부터 반사되면, 상기 반사된 초음파 신호를 수신하여 초음파 영상을 생성하는 단계; 상기 생성된 초음파 영상으로부터 최적의 초음파 속도를 추정하는 단계; 레이저 펄스를 상기 관심 대상에 발사하는 단계; 상기 발사된 레이저 펄스가 상기 관심 대상에 흡수되어 초음파 신호가 발생되면, 상기

추정된 최적의 초음파 속도를 이용하여 상기 관심대상으로부터 수신된 초음파 신호에 대하여 빔 집속 및 직각 복조를 수행하는 단계; 및 상기 직각 복조 수행 결과를 이용하여 광음향 영상을 생성하는 단계를 포함하는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법을 제공한다. 이때, 상기 생성된 광음향 영상과 초음파 영상을 이용하여 융합 영상을 생성하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0012] 본 발명은 상기 두 번째 과제를 달성하기 위하여, 레이저 펄스를 관심 대상에 발사하는 레이저 발생부; 초음파 펄스를 상기 관심 대상에 조사하는 초음파 펄스 생성부; 상기 레이저 발생부에 의해 생성된 초음파 신호와 상기 초음파 펄스 생성부에 의해 생성된 초음파 신호를 수신하는 트랜스듀서; 상기 트랜스듀서에 의해 수신된 초음파 신호를 빔 집속하는 빔포머; 상기 빔 집속된 초음파 신호를 직각 복조하는 직각 복조부; 상기 직각 복조 결과로부터 포락선을 검출하는 포락선 검출부; 상기 검출된 포락선 신호를 로그 압축하는 로그 압축부; 상기 로그 압축된 포락선 신호의 좌표 위치를 영상 디스플레이 장치의 좌표 위치로 변환하는 스캔라인 변환부; 및 상기 스캔라인 변환부로부터 생성된 초음파 영상 또는 광음향 영상으로부터 최적의 초음파 속도를 추정하는 초음파 속도 추정부를 포함하고, 상기 초음파 속도 추정부는 상기 초음파 영상으로부터 추정된 초음파 속도를 상기 광음향 영상의 빔 집속 및 직각 복조에 이용하거나, 상기 광음향 영상으로부터 추정된 초음파 속도를 상기 초음파 영상의 빔 집속 및 직각 복조에 이용하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 장치를 제공한다.

[0013] 상기 다른 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명은 상기된 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체를 제공한다.

발명의 효과

[0014] 본 발명에 따르면, 최적의 초음파 속도를 추정하여 영상 복원에 사용함에 따라 광음향 영상과 초음파 영상 모두에 대해 더 향상된 공간 해상도, 대조도 및 낮은 노이즈 준위를 갖는 영상을 얻을 수 있다.

[0015] 또한, 본 발명에 따르면, 최적 초음파 속도 추정 과정이 한 번만 필요하기 때문에 더 효율적으로 향상된 영상을 취득할 수 있으며, 최적 초음파 속도를 추정하는 시퀀스를 단축함에 따라 더 빠른 프레임 레이트의 영상을 얻을 수 있다.

[0016] 나아가, 본 발명에 따르면, 초음파 영상에서의 최적 초음파 속도 추정과 광음향 영상에서의 최적 초음파 속도 추정이 서로에 대해서 상대적으로 유리한 생체 조직이 있으므로 초음파 영상과 광음향 영상을 이용하여 해상도가 향상된 영상을 얻을 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0017] 도 1은 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 장치의 구성도이다.

도 2는 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법의 흐름도이다.

도 3은 본 발명의 바람직한 다른 실시 예에 따른 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법의 흐름도이다.

도 4는 본 발명에 따른 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 장치에서 사용하는 시퀀스를 나타낸 것이다.

도 5는 각 초음파 속도에서의 초음파 및 광음향 융합 영상을 각 초음파 속도에 따라 복원한 것이다.

도 6은 각 초음파 속도에서의 공간 해상도 추이를 초음파 영상과 광음향 영상에 대하여 도시한 것이다.

도 7은 다양한 생체 조직의 광 흡수 계수를 도시한 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0018] 본 발명에 관한 구체적인 내용의 설명에 앞서 이해의 편의를 위해 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안의 개요 혹은 기술적 사상의 핵심을 우선 제시한다.

[0019] 본 발명은 비균일한 인체 내부의 초음파 속도 변화를 영상 복원에 적용하기 위하여 관찰하고자 하는 인체 부위의 평균 최적 초음파 속도를 광음향 또는 초음파 데이터를 이용하여 추정된 후 광음향과 초음파 영상 복원에 모두 사용하는 방법이다.

[0020] 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법은 레이저 펄스를 관심 대상에 발사하는 단계; 상기 발사된 레이저 펄스가 상기 관심 대상에 흡수되어 초음파 신호가 발생되면, 상기 초음파 신호를 수신하여 광음향 영상을 생성하는 단계; 상기 생성된 광음향 영상으로부터 최적의 초음파 속도를 추정하는 단계; 초

음과 펄스를 상기 관심 대상에 조사하는 단계; 상기 추정된 최적의 초음파 속도를 이용하여 상기 관심대상으로부터 수신된 초음파 신호에 대하여 빔 집속 및 직각 복조를 수행하는 단계; 및 상기 직각 복조 수행 결과를 이용하여 초음파 영상을 생성하는 단계를 포함한다.

[0021] 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 실시 예는 본 발명을 보다 구체적으로 설명하기 위한 것으로, 본 발명의 범위가 이에 의하여 제한되지 않는다는 것은 당업계의 통상의 지식을 가진 자에게 자명할 것이다.

[0022] 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안을 명확하게 하기 위한 발명의 구성을 본 발명의 바람직한 실시 예에 근거하여 첨부 도면을 참조하여 상세히 설명하되, 도면의 구성요소들에 참조번호를 부여함에 있어서 동일 구성요소에 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.

[0023] 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)" 또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소, 단계, 동작, 또는 소자 외에 하나 이상의 다른 구성요소, 단계, 동작, 또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.

[0024] 본 발명은 광음향 및 초음파 융합 의료 영상화를 수행함에 있어서, 단일 초음파 속도 추정 결과를 광음향 영상화 기법 및 초음파 영상화 기법에 모두 적용시키는 기법에 관한 것이다. 이는 동일한 매질을 초음파가 진행하므로 광음향과 초음파 영상화 기법에 대해 각기 동일한 최적 초음파 속도를 가지게 될 것임에 근거한다. 이를 통하여 최적의 영상화 초음파 속도를 추정하는 부담을 절반으로 감소시키는 효과를 얻을 수 있으며 광음향 및 초음파 속도에 대해 최적의 영상의 질을 취득할 수 있다.

[0025] 도 1은 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 장치의 구성도이다.

[0026] 도 1을 참조하면, 본 실시 예에 따른 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 장치는 레이저 발생부(100), 초음파 펄스 생성부(110), 트랜스듀서(120), 동작 제어부(130), ADC(140), 빔포머(150), 직각 복조부(160), 백엔드 처리부(170), 초음파 속도 추정부(180) 및 융합 영상 생성부(190)로 구성된다.

[0027] 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 장치는 초음파 수신 가능한 시스템에 초음파와 레이저 송신이 모두 선택적으로 가능한 시스템으로, 초음파 송신에 의한 초음파 반사신호를 가지고 최적 음파 속도를 추정할 경우에는 SSC-US(Sound speed correction method based on ultrasound), 레이저 송신에 의해 발생된 광음향 신호를 가지고 최적 음파 속도를 추정할 경우 SSC-PA(Sound speed correction method based on photoacoustic)라고 하기로 한다.

[0028] 레이저 발생부(100)는 짧은 레이저 펄스를 관심 대상(예를 들면, 인체 또는 동물 조직)에 발사한다. 레이저 에너지는 관심 대상 내에 흡수되고, 이는 급격한 온도 증가 및 열 팽창을 야기한다. 이러한 열 팽창은 초음파를 발생시키며, 발생된 초음파 신호는 트랜스듀서(120)에 의해 수신된다.

[0029] 초음파 펄스 생성부(110)는 2 MHz에서 30 MHz 대역의 초음파 펄스를 인체 또는 동물에 조사한다. 서로 다른 매질 사이의 경계면에서 발생하는 반사파와 각 매질내의 입자들에 의해 산란되는 산란파를 이용하여 초음파 영상을 구성하게 된다.

[0030] 본 발명의 일 실시 예로서, 수신 동적 집속 기법에서의 초음파 펄스 생성부(110)는 초음파 펄스 송신 시에 트랜스듀서(120)에서 초음파 펄스를 송신하는 시간을 다르게 하여 하나의 집속점에 모두 같은 시간에 도달하게 함으로써, 위상이 같은 상태로 더해지도록 할 수 있다.

[0031] 트랜스듀서(120)는 레이저 발생부(100)에 의해 생성된 초음파와 초음파 펄스 생성부(110)에 의해 생성된 초음파 신호를 수신하여 ADC(140)로 전달한다.

[0032] 동작 제어부(130)는 레이저 발생부(100)와 초음파 펄스 생성부(110)의 동작을 제어한다. 레이저 발생부(100)의

레이저 펄스와 초음파 펄스 생성부(100)의 초음파 펄스가 순차적으로 인체 또는 동물에 조사되는 것이 바람직하다.

[0033] ADC(140)는 수신된 아날로그 초음파 신호를 디지털 초음파 신호로 변환한다.

[0034] 빔포머(150)는 디지털 초음파 신호를 이용하여 빔집속을 수행한다. 집속점으로부터 반사되어 들어온 초음파 신호는 트랜스듀서(120)에 서로 다른 시간에 도달하게 되는데 도달하는 시간 차이만큼 지연 값을 보상한 후에 합하면 집속점으로부터 온 초음파 신호들 간의 위상이 일치하여 가장 큰 진폭을 갖게 된다.

[0035] 빔 집속시 높은 해상도의 영상을 얻기 위해서는 트랜스듀서(120)에 주는 가변시간지연 값을 변환자 중심 주파수(f_0)의 16배로 표본화하여 계산할 수 있다. 그러나 ADC(140)의 성능과 빔 집속에 사용하는 메모리의 크기 등을 고려하여 낮은 표본화 주파수로 표본화한 다음 이를 보간하여 $16f_0$ 의 효과를 갖는 디지털 빔 집속을 할 수도 있다.

[0036] 직각 복조부(160)는 기본 주파수 f_0 성분을 갖는 코사인 신호와 사인 신호를 빔 집속된 초음파 신호 $r(n)$ 에 곱하여 동상 성분 및 직각 성분으로 분리한다.

[0037] 초음파 신호는 매질을 통과하면서 매질의 종류와 진행하는 초음파의 주파수, 그리고 초음파가 진행한 거리에 따라서 감쇠되는 현상이 일어난다. 즉, 초음파 신호는 깊은 곳에서 반사되어 돌아온 신호일수록 신호의 중심 주파수가 감소하기 때문에 직각 복조부(160)의 위상값 역시 동적으로 변해야 한다.

[0038] 분리된 동상 성분과 직각 성분은 고조파 성분을 제거하는 저역 통과 필터를 통과시켜 기저 대역 신호를 획득하는 것이 바람직하다. 이때, 반사된 초음파 신호는 중심 주파수뿐만 아니라 대역폭 역시 감소하기 때문에 저역 통과 필터의 차단 주파수가 동적으로 변할 필요가 있다.

[0039] 백엔드 처리부(170)는 포락선 검출부(171), 로그 압축부(172) 및 스캔라인 변환부(173)로 구성된다.

[0040] 포락선 검출부(171)는 동상 성분과 직각 성분으로부터 포락선을 검출한다.

[0041] 로그 압축부(172)는 검출된 포락선 신호의 비선형적 변환을 위해 로그 압축을 수행한다. 포락선 검출부(171)를 통과한 신호의 다이내믹 레인지는 60dB 이상인 반면 디스플레이 장치와 사람 눈의 다이내믹 레인지는 30dB 안팎이므로 로그 압축부(172)에서 포락선 검출부(171)를 통과한 신호를 압축하는 것이다.

[0042] 스캔라인 변환부(173)는 초음파 데이터의 좌표 위치를 일반적으로 사용되는 영상 디스플레이 장치나 영상 저장 장치의 영상 표현 좌표 위치로 변환한다. 이때, 스캔라인 변환부(173)는 사용되는 변환자에 따라 변환과정이 달라진다.

[0043] 선형 변환자의 경우 획득한 초음파 데이터와 영상의 픽셀 위치가 일치하지 않지만 초음파 데이터의 좌표가 일반적으로 영상을 구성하는 좌표계인 X-Y 좌표계와 일치하므로 간단한 방법으로 영상의 픽셀 값을 구할 수 있다. 하지만, 위상 배열 변환자의 경우 획득되는 초음파 데이터의 좌표가 X-Y 좌표가 아닌 R- θ 좌표로 이루어져 있기 때문에 영상의 좌표와 불일치하게 된다. 따라서, 영상을 구성하기 위해 좌표 변환과정을 포함한 주사선 변환이 이루어져야 한다.

[0044] 초음파 속도 추정부(180)는 매질에서의 초음파 속도를 추정하여 초음파 펄스 생성부(110), 빔포머(150), 및 스캔라인 변환부(173)로 전달한다.

[0045] 초음파 펄스 생성부(110)는 추정된 초음파 속도를 이용하여 초음파 펄스의 송신 지연 시간을 제어하고, 빔포머(150)는 추정된 초음파 속도를 이용하여 수신 집속 지연 시간을 산출하며, 스캔라인 변환부(173)는 추정된 초음파 속도를 이용하여 로그 압축된 데이터를 스캔라인 데이터로 변환한다.

[0046] 초음파 속도 추정의 일 예는 다음과 같다. ROI(region of interest)를 설정한 후, 영상 시스템에서 영상화한 각각의 특정 초음파 속도에서의 영상 데이터에서 측방향 공간 스펙트럼 분석을 통해 특정 측방향 주파수에서의 신호 성분 크기를 분석한다. 이때, 초음파 속도 추정 정확도를 향상시키기 위하여 여러 측방향 주파수를 선택적으로 골라 측방향 주파수 신호의 크기를 취득하며, 기저대역(baseband) 신호 크기로 정규화하여 고주파 신호와의 비율을 비교 가능하도록 한다. 이후, 정규화된 측방향 주파수의 크기를 누적하여 집속도를 계산하며, 가장 높은 집속도 값을 갖는 초음파 속도가 최적 초음파 속도가 된다.

[0047] 초음파 속도 추정의 다른 예로서, 초음파 속도별로 각 채널 데이터 위상 간의 차이를 수신하고, 수신된 각 채널 데이터 위상 간의 차이 중에서 가장 작은 위상 차이에 대응하는 초음파 속도를 최적의 초음파 속도로 추정할 수

있다. 각 채널 데이터 위상 간의 차이는 각 채널 데이터 위상의 분산으로 산출되는 것이 바람직하다. 초음파 속도 추정부(180)에서 추정된 최적의 초음파 속도는 빔포머(150)와 직각 복조부(160)에 제공되는 것이 바람직하다.

[0048] 융합 영상 생성부(190)는 생성된 광음향 영상과 초음파 영상을 이용하여 융합 영상을 생성한다. 예를 들어, 영상의 픽셀에 대응하는 초음파 신호의 크기값(intensity)이 일정값 이하이면, 초음파 영상을 그레이 스케일로 나타내고, 영상의 픽셀에 대응하는 초음파 신호의 크기값이 일정값을 초과하면 광음향 영상을 컬러로 표현할 수 있다.

[0049] 한편, 신체 조직마다 초음파 속도 추정이 유리한 영상을 선택하여 초음파 속도를 추정한 후, 다른 영상 생성에 추정된 초음파 속도를 사용할 수 있다.

[0050] 광흡수 계수가 주변과 많이 다를 경우, 예를 들면 미세 석회화(microcalcification)와 같은 점 영상이나 암 조직 혈관 영상 또는 혈류 영상의 경우 광음향 영상으로부터 초음파 속도를 추정하는 것이 바람직하다.

[0051] 반면, 초음파 반사계수가 큰 조직 또는 음향 신호 임피던스의 차가 큰 조직, 예를 들면 간(liver) 또는 경동맥과 같은 면 영상의 경우 초음파 속도를 초음파 영상으로부터 추정하는 것이 바람직하다. 즉, 경동맥의 혈관에서 표면에서의 초음파 반사계수가 크므로 초음파 영상의 에지 검출을 이용한 초음파 속도 추정 방법을 이용하는 것이 광음향 영상으로부터 초음파 속도를 추정하는 방법보다 효과적이다.

[0052] 따라서, 광음향 영상은 미세 석회화 조직 영상의 신호 민감도가 초음파 영상보다 높고, 초음파 영상은 간(liver) 영상의 신호 민감도가 광음향 영상보다 높다.

[0053] 도 2는 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법의 흐름도이다.

[0054] 도 2를 참조하면, 본 실시 예에 따른 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법은 도 1에 도시된 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 장치에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하 생략된 내용이라 하더라도 도 1에 도시된 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 장치에 관하여 이상에서 기술된 내용은 본 실시 예에 따른 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법에도 적용된다.

[0055] 200 단계에서 초음파 영상 및 광음향 영상 장치는 짧은 레이저 펄스를 관심 대상(예를 들면, 인체 또는 동물 조직)에 발사한다. 레이저 에너지는 관심 대상 내에 흡수되고, 이는 급격한 온도 증가 및 열 팽창을 야기한다. 이러한 열 팽창은 초음파를 발생시키며, 발생된 초음파는 트랜스듀서(120)에 의해 수신된다.

[0056] 210 단계에서 초음파 영상 및 광음향 영상 장치는 트랜스듀서(120)에 의해 수신된 초음파 신호를 이용하여 빔포밍, 직각 복조, 포락선 검출, 로그 압축 및 주사선 변환을 통해 광음향 영상을 생성한다.

[0057] 220 단계에서 초음파 영상 및 광음향 영상 장치는 생성된 광음향 영상으로부터 최적의 초음파 속도를 추정한다.

[0058] 230 단계에서 초음파 영상 및 광음향 영상 장치는 초음파 펄스를 관심 대상에 조사한다.

[0059] 240 단계에서 초음파 영상 및 광음향 영상 장치는 관심 대상으로부터 반사된 초음파 신호를 추정된 초음파 속도를 이용하여 빔 집속을 수행하고, 빔 집속된 데이터를 직각 복조한다.

[0060] 250 단계에서 초음파 영상 및 광음향 영상 장치는 직각 복조 결과 생성된 동상 성분과 직각 성분을 이용하여 포락선 검출을 하고, 로그 압축, 주사선 변환을 통해 초음파 영상을 생성한다. 주사선 변환시 후단 처리(시간 이득 보상 또는 로그 압축)가 끝난 데이터를 사람이 보기 편한 스케일로 변환하여 표현하는 과정에서 초음파 속도를 고려할 필요가 있다.

[0061] 260 단계에서 초음파 영상 및 광음향 영상 장치는 생성된 광음향 영상과 초음파 영상을 이용하여 융합 영상을 생성한다.

[0062] 도 3은 본 발명의 바람직한 다른 실시 예에 따른 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법의 흐름도이다.

[0063] 도 3을 참조하면, 본 실시 예에 따른 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 방법은 도 1에 도시된 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 장치에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하 생략된 내용이라 하더라도 도 1에 도시된 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 장치에 관하여 이상에서 기술된 내용은 본 실시 예에 따른 초

음과 영상 및 광음향 영상 생성 방법에도 적용된다.

- [0064] 300 단계에서 초음파 영상 및 광음향 영상 장치는 초음파 펄스를 관심 대상에 조사한다.
- [0065] 310 단계에서 초음파 영상 및 광음향 영상 장치는 트랜스듀서(120)에 의해 수신된 초음파 신호를 이용하여 빔포밍, 직각 복조, 포락선 검출, 로그 압축 및 주사선 변환을 통해 초음파 영상을 생성한다.
- [0066] 320 단계에서 초음파 영상 및 광음향 영상 장치는 생성된 초음파 영상으로부터 최적의 초음파 속도를 추정한다.
- [0067] 330 단계에서 초음파 영상 및 광음향 영상 장치는 짧은 레이저 펄스를 관심 대상(예를 들면, 인체 또는 동물 조직)에 발사한다. 레이저 에너지는 관심 대상 내에 흡수되고, 이는 급격한 온도 증가 및 열 팽창을 야기한다. 이러한 열 팽창은 초음파를 발생시키며, 발생된 초음파는 트랜스듀서(120)에 의해 수신된다.
- [0068] 340 단계에서 초음파 영상 및 광음향 영상 장치는 트랜스듀서(120)에 의해 수신된 초음파 신호를 추정된 초음파 속도를 이용하여 빔 집속 및 직각 복조를 수행한다.
- [0069] 350 단계에서 초음파 영상 및 광음향 영상 장치는 직각 복조 결과 생성된 동상 성분과 직각 성분을 이용하여 포락선 검출을 하고, 로그 압축과 주사선 변환을 통해 광음향 영상을 생성한다.
- [0070] 360 단계에서 초음파 영상 및 광음향 영상 장치는 생성된 광음향 영상과 초음파 영상을 이용하여 융합 영상을 생성한다.
- [0071] 도 4는 본 발명에 따른 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 장치에서 사용하는 시퀀스를 나타낸 것이다.
- [0072] 도 4를 참조하면, 초음파 또는 광음향 단일 기법에 대해서만 최적 음파 속도를 계산한 후, 두 영상 기법에 모두 적용하는 SSC-PA와 SSC-US를 나타내고 있다. 특히, 본 발명에 따른 초음파 영상 및 광음향 영상 생성 장치는 최적 초음파 속도 추정 과정이 한 번만 필요하기 때문에 더 효율적으로 향상된 영상을 취득할 수 있다.
- [0073] SSC-PA(sound speed correction method based on photoacoustic)의 시퀀스를 살펴보면, 우선 레이저 펄스를 관심 대상에 발사하고, 수신 빔포밍, 직각 복조 및 백엔드 프로세싱을 수행한다. 백엔드 프로세싱은 포락선 검출, 로그 압축 및 주사선 변환을 포함한다. 이후, 백엔드 프로세싱 결과 생성된 광음향 영상을 이용하여 최적의 초음파 속도를 추정한다.
- [0074] 이제 초음파 펄스를 관심 대상에 조사하게 되는데, 초음파 펄스를 관심 대상에 조사하게 되는 시기는 레이저 펄스를 조사한 후, 초음파 신호가 생성되어 트랜스듀서로 수신된 이후에 초음파 펄스를 조사하는 것이 바람직하다. 이것은 레이저 펄스에 의해 발생한 초음파 신호와 초음파 펄스에 의해 발생한 초음파 신호가 서로 간섭을 일으키지 않게 하기 위함이다.
- [0075] SSC-US(sound speed correction method based on ultrasound)의 시퀀스를 살펴보면, 우선, 초음파 펄스를 관심 대상에 발사하고, SSC-US 역시 SSC-PA와 마찬가지로 수신 빔포밍, 직각 복조 및 백엔드 프로세싱을 수행한다. 이후, 백엔드 프로세싱 결과 생성된 초음파 영상을 이용하여 최적의 초음파 속도를 추정한다.
- [0076] 이제 레이저 펄스를 관심 대상에 발사하게 되는데, 레이저 펄스를 관심 대상에 조사하게 되는 시기는 초음파 펄스를 조사한 후, 초음파 신호가 반사되어 트랜스듀서로 수신된 이후에 레이저 펄스를 발사하는 것이 바람직하다.
- [0077] SSC-US와 SSC-PA은 최적 초음파 속도 추정을 한 번만 수행하면 되므로 더 짧은 시간 내에 성능이 향상된 영상을 얻을 수 있다. 평균 최적 초음파를 구하는 방식은 저장된 radio-frequency (RF) 채널 데이터를 가지고 여러 초음파 속도에 대한 빔 집속을 수행한 이후에 이들의 집속 성능을 평가하여 이 중 최대 성능을 나타내는 초음파 속도를 최적 초음파 속도로 선택하는 방식이 있으며, 선택된 초음파 속도를 영상 복원에 사용한다. 초음파 속도 추정에 필요한 시간은 최적 초음파 속도를 찾기까지 수행되는 영상 복원 수에 비례하게 된다. 본 발명에서는 최적 초음파 속도 추정을 한번만 수행하므로, 영상 복원 수를 줄이면서 영상의 질을 향상시킬 수 있다.
- [0078] 다시 도 1 내지 도 4를 참조하면, 초음파 영상 또는 광음향 영상을 구성하기 위한 에너지의 전송은 레이저 발생부(100)와 초음파 펄스 생성부(110)에 의해 이루어지며, 정해진 시퀀스(sequence)에 따라 동작 제어부(130)가 송신을 제어하고 트랜스듀서(120)가 수신한다. 최적 음파 속도 추정은 각 신호처리 단계에서의 신호를 사용하여 최적의 성능 파라미터를 만족시키는 초음파 속도를 빔포머(150)에 적용시키는 방법으로 여러 알고리즘이 제안되

어 있으므로, 본 명세서에서는 상세한 설명을 생략한다.

[0079] 본 발명에 따른 초음파 및 광음향 융합 시스템에서는 최적 초음파 속도를 추정하기 위하여 초음파 영상과 광음향 영상으로부터 각각 최적 초음파 속도를 추정하는 것이 아니라 초음파 혹은 광음향 단일 데이터에서 최적 초음파 속도를 추정하여 초음파 영상과 광음향 영상에 모두 적용한다.

[0080] 도 5는 각 초음파 속도에서의 초음파 및 광음향 융합 영상을 각 초음파 속도에 따라 복원한 것이다. 영상평가에 따르면 1530m/s ~ 1540m/s의 초음파 속도에서 광음향과 초음파 영상의 질이 가장 월등한 것을 알 수 있다.

[0081] 도 6은 각 초음파 속도에서의 공간 해상도 추이를 초음파 영상과 광음향 영상에 대하여 도시한 것이다.

[0082] 도 6을 참조하면 거의 동일한 추이를 보이며 특히 1530 m/s부터 1540m/s 사이에서 동일하게 최적의 성능을 보임을 알 수 있다. 그러므로 광음향 또는 초음파 영상 중 어느 한 기법에서 추정된 속도를 두 영상 기법에 모두 적용시켜 최적의 융합 영상을 얻을 수 있을 것이다.

[0083] 정량적으로 판단하기 위하여 도 6에서는 각 영상의 공간 해상도를 표현하였으며, 예상된 구간에서 두 기법이 모두 최적의 성능을 보임을 알 수 있다. 이는 광음향 영상에서의 음파나 초음파 영상에서의 음파가 모두 같은 매질을 통과하면서 같은 비균일성에 영향을 받기 때문이다. 이를 통하여 어떠한 최적 음파 속도 추정 알고리즘을 사용하던지 한 번의 추정을 통하여 초음파와 광음향 영상 기법의 영상의 질을 향상시킬 수 있음을 알 수 있다.

[0084] 도 6에 나타난 것처럼 최적의 공간 해상도를 보이는 구간은 광음향과 초음파 영상에서 동일하게 나타나기 때문에 본 발명은 더욱 효율적으로 초음파 및 광음향 융합 영상을 구현할 수 있다.

[0085] 도 7은 다양한 생체 조직의 광 흡수 계수를 도시한 것이다.

[0086] 광음향 효과에 의해 발생하는 초음파의 강도는 광 흡수율에 비례하여 발생한다. 도 7에 도시된 광학적 흡수율 계수를 보면 각 파장에 따라 산화헤모글로빈(HbO₂), 헤모글로빈, 멜라닌, 수분 등의 생체조직이 서로 다른 흡수율을 가짐을 알 수 있다. 생체 조직마다 광 흡수 계수가 차이가 있으므로, 광 흡수 계수가 작은 생체 조직의 경우 초음파 영상화 방법으로 보완하는 것이 바람직하다.

[0087] 본 발명의 실시 예들은 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.

[0088] 이상과 같이 본 발명에서는 구체적인 구성 요소 등과 같은 특정 사항들과 한정된 실시 예 및 도면에 의해 설명되었으나 이는 본 발명의 보다 전반적인 이해를 돕기 위해서 제공된 것일 뿐, 본 발명은 상기의 실시 예에 한정되는 것은 아니며, 본 발명이 속하는 분야에서 통상적인 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 따라서, 본 발명의 사상은 설명된 실시 예에 국한되어 정해져서는 아니되며, 후술하는 특허청구범위뿐만 아니라 이 특허청구범위와 균등하거나 등가적 변형이 있는 모든 것들은 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

산업상 이용가능성

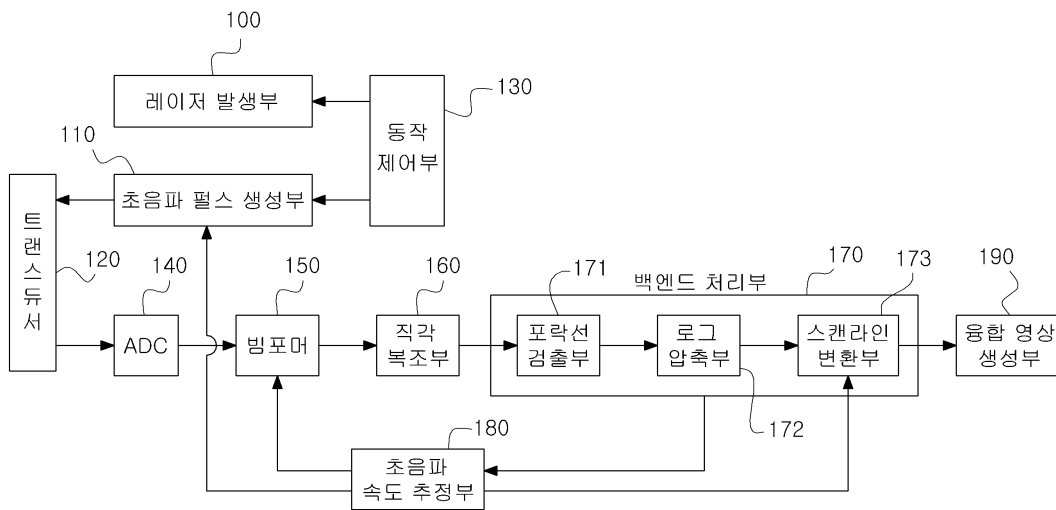
[0089] 본 발명은 초음파 및 광음향 융합 의료 영상 시스템에서 영상의 효율적 화질 개선 기법에 속하는 기술이다.

부호의 설명

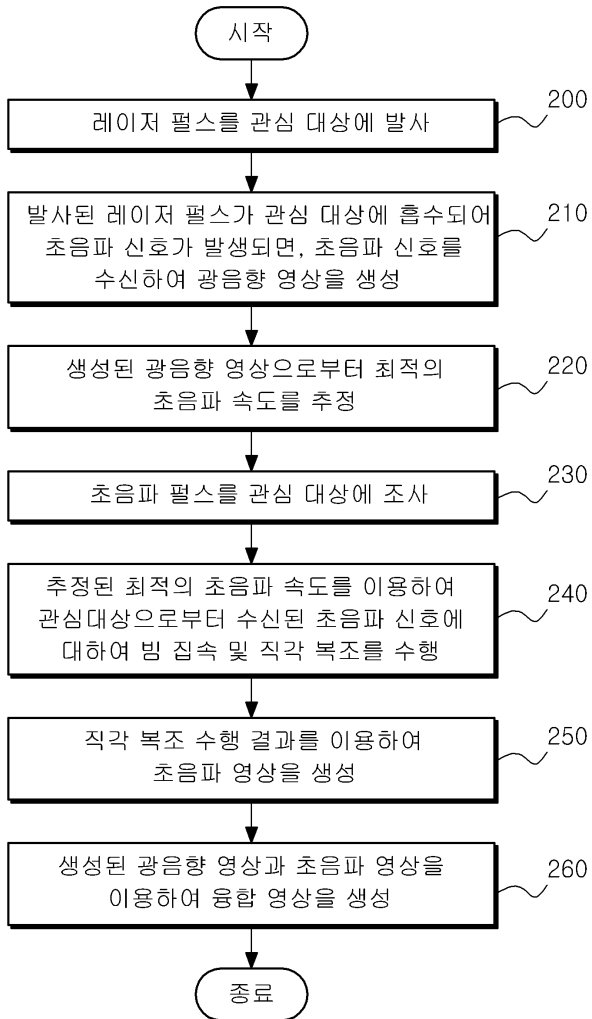
[0090]	100 : 레이저 발생부	110 : 초음파 펄스 생성부
	120 : 트랜스듀서	130 : 동작 제어부
	140 : ADC	150 : 빔포머
	160 : 직각 복조부	170 : 백엔드 처리부
	180 : 초음파 속도 추정부	190 : 융합 영상 생성부

도면

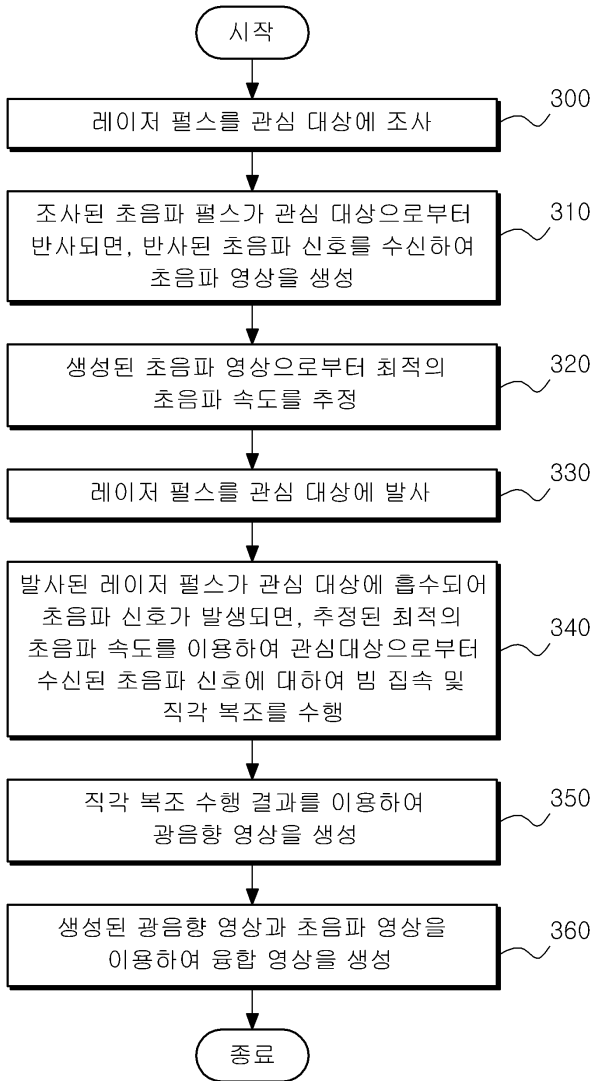
도면1



도면2



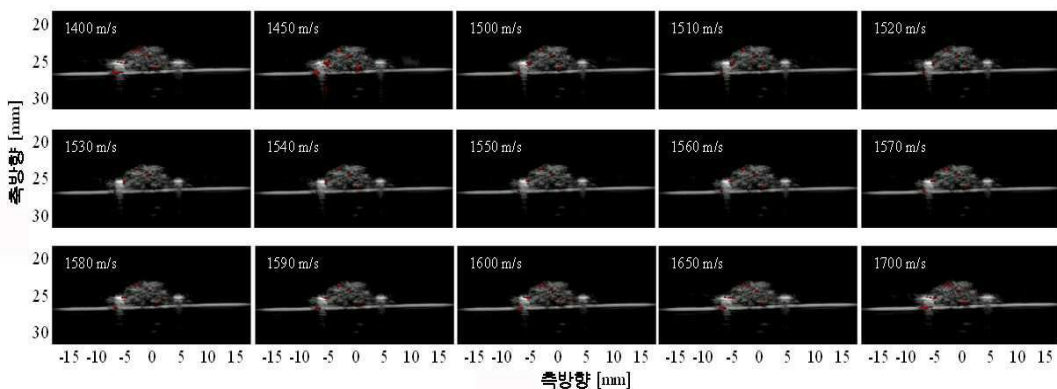
도면3



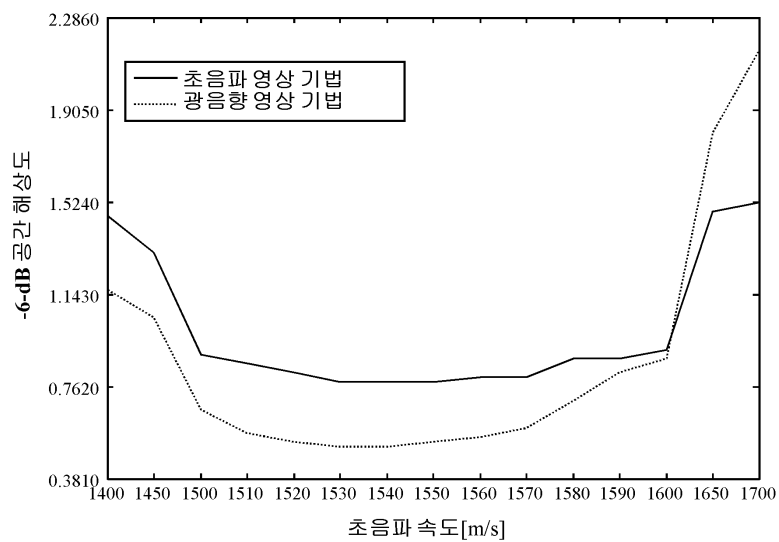
도면4

SSC-PA	Laser excitation	Receive beamforming & Back-end processing	Optimal sound speed estimation with PA	Ultrasound excitation	Receive beamforming & Back-end processing
SSC-US	Ultrasound excitation	Receive beamforming & Back-end processing	Optimal sound speed estimation with US	Laser excitation	Receive beamforming & Back-end processing

도면5



도면6



도면7

