(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0051241
(43) 공개일자 2013년05월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) *A61N 7/00* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2011-0116472
(22) 출원일자 2011년11월09일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
공동건
경기도 용인시 기흥구 삼성2로 97, 기숙사 A-216 (농서동, 삼성종합기술원)
최기완
경기도 안양시 동안구 관악대로106번길 72, 115동 1102호 (비산동, 비산롯데캐슬)
(74) 대리인
리앤목특허법인

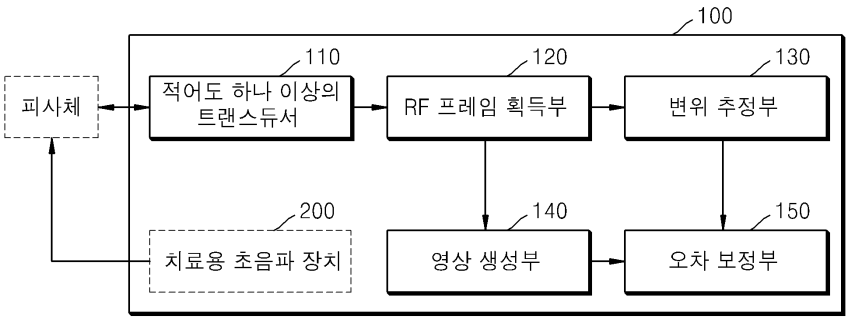
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **진단영상을 생성하는 방법, 이를 수행하는 장치 및 의료영상시스템**

(57) 요 약

진단영상을 생성하는 방법은 피사체에 대하여 송신신호를 송신하고, 피사체로부터 반사된 에코신호로부터 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임을 획득하고, 제1 RF 프레임에 나타난 피사체의 제1 지점이 제2 RF 프레임에서 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위를 추정하고, 제2 RF 프레임에 대응하는 초음파 영상을 생성하고, 제2 방향 변위를 이용하여, 초음파 영상의 오차를 보정한다.

대 표 도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

피사체의 제1 방향 및 제2 방향에 대한 진단영상을 생성하는 방법에 있어서,

상기 피사체에 대하여 상기 제1 방향으로 송신신호를 송신하는 단계;

상기 피사체로부터 반사된 에코신호로부터 제1 RF(Radio frequency) 프레임(frame) 및 제2 RF 프레임을 포함하는 적어도 두 개 이상의 RF 프레임들을 획득하는 단계;

상기 제1 RF 프레임에 나타난 피사체의 제1 지점이 상기 제2 RF 프레임에서 상기 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위(displacement)를 추정하는 단계;

상기 제2 RF 프레임에 대응하는 초음파 영상을 생성하는 단계; 및

상기 추정된 제2 방향 변위를 이용하여, 상기 생성된 초음파 영상의 오차를 보정하는 단계;를 포함하는 진단영상 생성방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 피사체는 열이 가해지는 치료부위를 포함하는 진단영상 생성방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 초음파 영상을 생성하는 단계는 상기 제2 RF 프레임에 대응하는 온도영상을 생성하고,

상기 오차를 보정하는 단계는 상기 온도영상에서 상기 제1 지점에 대한 온도 및 상기 온도영상에서 상기 제1 지점과 상기 제2 방향으로 인접한 지점에 대한 온도를 이용하여, 상기 온도영상의 오차를 보정하는 진단영상 생성방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 초음파 영상을 생성하는 단계는 상기 제2 RF 프레임에 대응하는 B(Brightness)-모드 영상을 생성하고,

상기 오차를 보정하는 단계는 상기 B-모드 영상에서 상기 제1 지점에 대한 밝기 및 상기 B-모드 영상에서 상기 제1 지점과 상기 제2 방향으로 인접한 지점에 대한 밝기를 이용하여, 상기 B-모드 영상의 오차를 보정하는 진단영상 생성방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 추정하는 단계는 상기 제1 RF 프레임에서 상기 제1 지점이 포함되는 제2 방향 라인과 상기 제2 RF 프레임에서 상기 제1 지점이 포함되는 제2 방향 라인을 비교하고, 비교 결과에 따라 상기 제2 방향 변위를 추정하는 진단영상 생성방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 추정하는 단계는 상기 제1 RF 프레임 및 상기 제2 RF 프레임의 상호 상관(cross-correlation)을 산출하고, 산출된 상호 상관을 이용하여 상기 제2 방향 변위를 추정하는 진단영상 생성방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 추정하는 단계는 상기 제2 방향에 대한 음의 주파수 성분을 제거한 제2 방향 분석 신호를 이용하여 산출된 상호 상관을 이용하여 상기 제2 방향 변위를 추정하는 진단영상 생성방법.

청구항 8

제 6 항에 있어서,

상기 추정하는 단계는 상기 제1 RF 프레임에서 상기 제1 지점을 포함하는 소정의 영역을 결정하고, 결정된 영역 내에서 상기 제1 RF 프레임 및 상기 제2 RF 프레임의 상호 상관이 가장 큰 지점을 검출하고, 상기 검출된 상호 상관이 가장 큰 지점의 제2 방향 위치를 이용하여, 상기 제2 방향 변위를 추정하는 진단영상 생성방법.

청구항 9

제 6 항에 있어서,

상기 추정하는 단계는 상기 제1 RF 프레임에서 상기 제1 지점을 포함하는 소정의 영역을 결정하고, 결정된 영역 내에서 상기 제1 RF 프레임 및 상기 제2 RF 프레임의 상호 상관이 가장 큰 지점을 검출하고, 상기 검출된 상호 상관이 가장 큰 지점을 포함하는 제2 방향 라인에 대한 상호 상관의 위상이 제로-크로싱되는 지점을 검출하고, 상기 검출된 제로-크로싱된 지점이 상기 제2 방향으로 딜레이된 정도를 산출하여, 상기 제2 방향 변위를 추정하는 진단영상 생성방법.

청구항 10

제 1 항 내지 제 9 항 중 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 컴퓨터 프로그램을 저장한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

청구항 11

피사체의 제1 방향 및 제2 방향에 대한 진단영상을 생성하는 장치에 있어서,

상기 피사체에 대하여 상기 제1 방향으로 송신신호를 송신하고 상기 피사체로부터 반사되는 에코신호를 수신하는 적어도 하나 이상의 트랜스듀서(transducer);

상기 에코신호로부터 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임을 포함하는 적어도 두 개 이상의 RF 프레임들을 획득하는 RF 프레임 획득부;

상기 제1 RF 프레임에 나타난 피사체의 제1 지점이 상기 제2 RF 프레임에서 상기 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위를 추정하는 변위 추정부;

상기 제2 RF 프레임에 대응하는 초음파 영상을 생성하는 영상 생성부; 및

상기 추정된 제2 방향 변위를 이용하여, 상기 생성된 초음파 영상의 오차를 보정하는 오차 보정부;를 포함하는 진단영상 생성장치.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 피사체의 치료부위에 열을 가하는 치료용 초음파 장치를 더 포함하는 진단영상 생성장치.

청구항 13

제 11 항에 있어서,

상기 영상 생성부는 상기 제2 RF 프레임에 대응하는 온도영상을 생성하고,

상기 오차 보정부는 상기 온도영상에서 상기 제1 지점에 대한 온도 및 상기 온도영상에서 상기 제1 지점과 상기 제2 방향으로 인접한 지점에 대한 온도를 이용하여, 상기 온도영상의 오차를 보정하는 진단영상 생성장치.

청구항 14

제 11 항에 있어서,

상기 변위 추정부는 상기 제1 RF 프레임 및 상기 제2 RF 프레임의 상호 상관(cross-correlation)을 산출하고, 산출된 상호 상관을 이용하여 상기 제2 방향 변위를 추정하는 진단영상 생성장치.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 변위 추정부는 상기 제1 RF 프레임에서 상기 제1 지점을 포함하는 소정의 영역을 결정하고, 결정된 영역 내에서 상기 제1 RF 프레임 및 상기 제2 RF 프레임의 상호 상관이 가장 큰 지점을 검출하고, 상기 검출된 상호 상관이 가장 큰 지점의 제2 방향 위치를 이용하여, 상기 제2 방향 변위를 추정하는 진단영상 생성장치.

청구항 16

제 14 항에 있어서,

상기 변위 추정부는 상기 제1 RF 프레임에서 상기 제1 지점을 포함하는 소정의 영역을 결정하고, 결정된 영역 내에서 상기 제1 RF 프레임 및 상기 제2 RF 프레임의 상호 상관이 가장 큰 지점을 검출하고, 상기 검출된 상호 상관이 가장 큰 지점을 포함하는 제2 방향 라인에 대한 상호 상관의 위상이 제로-크로싱되는 지점을 검출하고, 상기 검출된 제로-크로싱된 지점이 상기 제2 방향으로 딜레이된 정도를 산출하여, 상기 제2 방향 변위를 추정하는 진단영상 생성장치.

청구항 17

피사체에 대하여 제1 방향으로 송신신호를 송신하고, 상기 피사체로부터 반사된 에코신호로부터 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임을 획득하고, 상기 제1 RF 프레임에 나타난 피사체의 제1 지점이 상기 제2 RF 프레임에서 상기 제1 방향에 수직하는 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위를 추정하고, 상기 추정된 제2 방향 변위를 이용하여 오차가 보정된 초음파 영상을 생성하는 진단영상 생성장치; 및

상기 생성된 오차가 보정된 초음파 영상을 표시하는 표시부;를 포함하는 의료영상시스템.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 피사체의 치료부위에 열을 가하는 치료용 초음파 장치를 더 포함하는 의료영상시스템.

청구항 19

제 17 항에 있어서,

상기 진단영상 생성장치는 상기 제2 RF 프레임에 대응하는 온도영상을 생성하고, 상기 온도영상에서 상기 제1 지점에 대한 온도 및 상기 온도영상에서 상기 제1 지점과 상기 제2 방향으로 인접한 지점에 대한 온도를 이용하여, 상기 오차가 보정된 초음파 영상을 생성하는 의료영상시스템.

청구항 20

제 17 항에 있어서,

상기 진단영상 생성장치는 상기 제1 RF 프레임에서 상기 제1 지점을 포함하는 소정의 영역을 결정하고, 결정된 영역 내에서 상기 제1 RF 프레임 및 상기 제2 RF 프레임의 상호 상관이 가장 큰 지점을 검출하고, 상기 검출된 상호 상관이 가장 큰 지점을 포함하는 제2 방향 라인에 대한 상호 상관의 위상이 제로-크로싱되는 지점을 검출하고, 상기 검출된 제로-크로싱된 지점이 상기 제2 방향으로 딜레이된 정도를 산출하여, 상기 제2 방향 변위를 추정하는 의료영상시스템.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 진단영상을 생성하는 방법, 이를 수행하는 장치 및 의료영상시스템이 개시된다.

배 경 기 술

[0002] 피사체에 초음파 신호를 송신하고, 피사체로부터 반사된 에코신호를 이용하여 피사체에 대한 초음파 영상을 생성할 수 있다. 이때, 피사체에 대한 초음파 영상은 피사체의 단면에 대한 온도를 나타내는 온도영상, 또는 피사체의 단면에 대한 밝기를 나타내는 B(Brightness)-모드 영상을 포함할 수 있다. 또한, 초음파 영상을 생성하기 위한 초음파 신호는 매질의 온도에 따라 진행속도가 달라지게 된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0003] 정확도가 향상된 진단영상을 생성하는 방법, 이를 수행하는 장치 및 의료영상시스템을 제공한다. 또한, 상기 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다. 해결하려는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0004] 상기 기술적 과제를 해결하기 위한 피사체의 제1 방향 및 제2 방향에 대한 진단영상을 생성하는 방법은 상기 피사체에 대하여 상기 제1 방향으로 송신신호를 송신하는 단계; 상기 피사체로부터 반사된 에코신호로부터 제1 RF(Radio frequency) 프레임(frame) 및 제2 RF 프레임을 포함하는 적어도 두 개 이상의 RF 프레임들을 획득하는 단계; 상기 제1 RF 프레임에 나타난 피사체의 제1 지점이 상기 제2 RF 프레임에서 상기 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위(displacement)를 추정하는 단계; 상기 제2 RF 프레임에 대응하는 초음파 영상을 생성하는 단계; 및 상기 추정된 제2 방향 변위를 이용하여, 상기 생성된 초음파 영상의 오차를 보정하는 단계;를 포함한다.

[0005] 상기 다른 기술적 과제를 해결하기 위한 상기된 진단영상 생성방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.

[0006] 상기 또 다른 기술적 과제를 해결하기 위한 피사체의 제1 방향 및 제2 방향에 대한 진단영상을 생성하는 장치는 상기 피사체에 대하여 상기 제1 방향으로 송신신호를 송신하고 상기 피사체로부터 반사되는 에코신호를 수신하는 적어도 하나 이상의 트랜스듀서(transducer); 상기 에코신호로부터 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임을 포함하는 적어도 두 개 이상의 RF 프레임들을 획득하는 RF 프레임 획득부; 상기 제1 RF 프레임에 나타난 피사체의 제1 지점이 상기 제2 RF 프레임에서 상기 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위를 추정하는 변위 추정부; 상기 제2 RF 프레임에 대응하는 초음파 영상을 생성하는 영상 생성부; 및 상기 추정된 제2 방향 변위를 이용하여, 상기 생성된 초음파 영상의 오차를 보정하는 오차 보정부;를 포함한다.

[0007] 상기 또 다른 기술적 과제를 해결하기 위한 의료영상시스템은 피사체에 대하여 제1 방향으로 송신신호를 송신하고, 상기 피사체로부터 반사된 에코신호로부터 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임을 획득하고, 상기 제1 RF 프레임에 나타난 피사체의 제1 지점이 상기 제2 RF 프레임에서 상기 제1 방향에 수직하는 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위를 추정하고, 상기 추정된 제2 방향 변위를 이용하여 오차가 보정된 초음파 영상을 생성하는 진단영상 생성장치; 및 상기 생성된 오차가 보정된 초음파 영상을 표시하는 표시부;를 포함한다.

발명의 효과

[0008] 상기된 바에 따르면, 피사체로부터 반사된 에코신호를 이용하여 생성된 초음파 영상을 정확하게 생성할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0009] 도 1 은 본 실시예에 따른 진단영상 생성장치의 일 예를 도시한 도면이다.

도 2는 본 실시예에 따른 초음파 신호의 진행경로 및 매질의 온도에 따른 초음파 신호의 진행속도를 도시한 도면이다.

도 3은 도 1의 변위 추정부에서 변위를 추정하는 방법의 일 예를 도시한 도면이다.

도 4a는 도 1의 변위 추정부에서 상호 상관을 산출하기 위하여 제2 방향 분석 신호를 추출하는 방법의 일 예를

도시한 도면이다.

도 4b는 도 1의 변위 추정부에서 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임의 상호 상관을 산출하는 방법의 일 예를 도시한 도면이다.

도 5는 도 1의 변위 추정부에서 변위를 추정하는 방법의 일 예를 도시한 도면이다.

도 6은 도 1의 오차 보정부에서 초음파 영상의 오차를 보정하는 방법을 도시한 도면이다.

도 7은 본 실시예에 따른 의료영상시스템의 일 예를 도시한 도면이다.

도 8은 본 실시예에 따른 진단영상을 생성하는 방법의 일 예를 나타낸 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0010] 이하에서 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명한다.

[0011] 도 1은 본 실시예에 따른 진단영상 생성장치(100)의 일 예를 도시한 도면이다. 도 1을 참조하면, 진단영상 생성장치(100)는 적어도 하나 이상의 트랜스듀서(transducer(110), RF(Radio Frequency) 프레임(frame) 획득부(120), 변위 추정부(130), 영상 생성부(140) 및 오차 보정부(150)로 구성된다.

[0012] 도 1에 도시된 진단영상 생성장치(100)에는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 1에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

[0013] 또한, 도 1에 도시된 RF 프레임 획득부(120), 변위 추정부(130), 영상 생성부(140) 및 오차 보정부(150)는 하나 또는 복수 개의 프로세서에 해당할 수 있다. 프로세서는 다수의 논리 게이트들의 어레이로 구현될 수도 있고, 범용적인 마이크로 프로세서와 이 마이크로 프로세서에서 실행될 수 있는 프로그램이 저장된 메모리의 조합으로 구현될 수도 있다. 또한, 다른 형태의 하드웨어로 구현될 수도 있음을 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

[0014] 진단영상 생성장치(100)는 피사체의 제1 방향 및 제2 방향에 대한 진단영상을 생성한다. 예를 들어 설명하면, 피사체는 열이 가해지는 소정의 치료부위를 포함할 수 있고, 본 실시예에 따른 소정의 치료부위는 종양을 포함할 수 있다.

[0015] 좀 더 상세히 설명하면, 진단영상 생성장치(100)는 피사체의 치료부위에 열을 가하는 치료용 초음파 장치(200)를 더 포함할 수 있으나, 사용 환경에 따라, 치료용 초음파 장치(200)는 진단영상 생성장치(100)의 외부에 마련될 수도 있다.

[0016] 예를 들어 설명하면, 치료용 초음파 장치(200)는 피사체의 치료부위에 치료용 초음파 신호를 조사함에 따라, 피사체의 치료부위에 열이 가해질 수 있다. 이에 따라, 본 실시예에 따른 진단영상 생성장치(100)는 치료용 초음파 신호를 이용하는 HIFU(High Intensity Focused Ultrasound) 시스템에서 진단용 초음파 신호를 송수신하는 진단용 초음파 장치일 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0017] 또한, 본 실시예에 따른 피사체는 인체의 간, 복부, 심장, 뇌 등 인체 내의 장기를 모두 포함할 수 있고, 진단영상은 초음파 신호를 이용하여 생성된 피사체에 대한 영상으로 B(Brightness)-모드 영상, 온도영상 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0018] 본 실시예에 따른 진단영상은 제1 방향에 대한 정보 및 제2 방향에 대한 정보를 포함할 수 있다. 예를 들어 설명하면, 진단영상은 피사체에 대하여 제1 방향 및 제2 방향으로 형성되는 단면에 대한 진단영상이 될 수 있다.

[0019] 이때, 제1 방향은 피사체에 대한 초음파의 진행방향이 될 수 있고, 예를 들어 설명하면, 제1 방향은 축(axial) 방향 또는 깊이(depth)방향 등을 포함할 수 있다. 또한, 제2 방향은 초음파의 진행방향과 수직하는 방향이 될 수 있고, 예를 들어 설명하면, 제2 방향은 측(lateral)방향을 포함할 수 있다.

[0020] 적어도 하나 이상의 트랜스듀서(110)는 피사체에 대하여 제1 방향으로 송신신호를 송신하고, 피사체로부터 반사되는 에코신호를 수신한다. 적어도 하나 이상의 트랜스듀서(110)는 1차원 트랜스듀서-어레이 또는 2차원 트랜스듀서-어레이가 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 또한, 본 실시예에 따른 적어도 하나 이상의 트랜스듀서(110)는 프로브(probe)에 포함될 수도 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0021] 적어도 하나 이상의 트랜스듀서(110)는 전기신호를 초음파 신호로 변환하고, 변환된 초음파 신호를 피사체에 송

신하고, 피사체로부터 반사된 초음파 신호를 수신하고, 수신된 초음파 신호를 전기신호로 변환한다. 이때, 에코 신호는 피사체로부터 반사된 초음파 신호 및 전기신호를 모두 포함할 수 있다.

[0022] RF 프레임 획득부(120)는 피사체로부터 반사된 에코신호로부터 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임을 포함하는 적어도 두 개 이상의 RF(Radio frequency) 프레임들을 획득한다.

[0023] 예를 들어 설명하면, RF 프레임 획득부(120)는 피사체로부터 반사된 에코신호를 수신 빔포밍하여 N개의 RF 프레임들을 획득할 수 있다. 이때, N은 1 이상의 자연수가 될 수 있고, 수신 프레임의 빠르기(frame/sec)와 수신시간에 의하여 결정될 수 있다. 1초당 30프레임의 빠르기로 10초간 수신되는 경우를 예로 들어 설명하면, N은 300이 될 수 있다.

[0024] 본 실시예에 따른 RF 프레임 획득부(120)에서 획득된 RF 프레임들 각각에는 피사체에 대하여 제1 방향 및 제2 방향으로 형성되는 단면에 대한 정보를 포함한다. 즉, RF 프레임 획득부(120)에서 획득된 RF 프레임들 각각은 동일한 피사체에 대하여 소정의 시간차를 가지고 획득된 단면 영상에 대한 정보를 포함할 수 있다.

[0025] 변위 추정부(130)는 제1 RF 프레임에 나타난 피사체의 제1 지점이 제2 RF 프레임에서 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위(displacement)를 추정한다.

[0026] 이때, 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임은 N개의 RF 프레임들 중 시간적으로 인접한 두 개의 프레임들이 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 즉, 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임은 RF 프레임 획득부(120)에서 획득되는 첫 번째 프레임 및 두 번째 프레임이 될 수 있으나, 이에 한정되지 않고, 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임은 RF 프레임 획득부(120)에서 획득되는 첫 번째 프레임 및 마지막 프레임이 될 수도 있다.

[0027] 또한, 제1 RF 프레임은 피사체에 열이 가해지기 이전에 획득된 RF 프레임이고, 제2 RF 프레임은 피사체에 열이 가해진 이후에 획득된 RF 프레임이 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0028] 본 실시예에 따른 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임은 동일한 피사체에 대한 RF 프레임이지만, 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임에서 피사체는 동일하게 나타나지 않을 수 있다.

[0029] 좀 더 상세히 설명하면, 초음파 신호가 통과하는 매질의 온도가 변화하면 초음파 신호의 진행속도가 변화하게 된다. 이처럼, 초음파 신호가 통과하는 매질의 온도가 일정하지 않은 경우, 초음파 신호의 속도 변화에 의한 굴절 현상, 즉, 열 렌즈 효과(thermal lens effect)가 발생함에 따라, 초음파 신호가 휘어지게 된다.

[0030] 예를 들어 설명하면, 피사체의 치료부위에 열이 가해지면, 피사체를 통과하는 초음파 신호의 진행속도는 감소하게 된다. 이때, 치료부위는 지방 성질을 가질 수 있다. 이에 따라, 적어도 하나 이상의 트랜스듀서(110)에서 송신되는 초음파 신호는 제1 방향으로 진행하는 중 치료부위에 인접한 방향으로 휘어지게 된다. 이에 관하여, 이하 도 2에서 상세히 설명한다.

[0031] 이처럼, 적어도 하나 이상의 트랜스듀서(110)에서 송신되는 초음파 신호가 휘어지게 됨에 따라, 피사체의 동일한 지점은 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임 각각에서 서로 다른 위치를 가질 수 있다.

[0032] 이에 따라, 변위 추정부(130)는 제1 RF 프레임에 나타난 피사체의 제1 지점이 제2 RF 프레임에서 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위를 추정한다.

[0033] 예를 들어 설명하면, 변위 추정부(130)는 제1 RF 프레임에서 피사체의 제1 지점이 포함되는 제2 방향 라인과 제2 RF 프레임에서 피사체의 제1 지점이 포함되는 제2 방향 라인을 비교하고, 비교 결과에 따라 피사체의 제1 지점이 제2 RF 프레임에서 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위를 추정한다. 이에 관하여, 이하 도 3에서 상세히 설명한다.

[0034] 다른 예를 들어 설명하면, 변위 추정부(130)는 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임 간의 상호 상관(cross-correlation)을 산출하고 산출된 상호 상관을 이용하여 피사체의 제1 지점이 제2 RF 프레임에서 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위를 추정할 수 있다. 또한, 본 실시예에 따른 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임의 상호 상관은 정규화된 상호 상관(Normalize Cross Correlation: NCC)이 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0035] 좀 더 상세히 설명하면, 변위 추정부(130)는 제1 RF 프레임의 자기 상관(auto correlation)을 산출하고, 제2 RF 프레임의 자기 상관을 산출하고, 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임의 상호 상관을 산출한다. 이후, 변위 추정부(130)는 산출된 제1 RF 프레임의 자기 상관, 산출된 제2 RF 프레임의 자기 상관, 산출된 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임의 상호 상관을 이용하여, 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임의 정규화된 상호 상관을 산출할 수 있다.

[0036] 추가적으로, 본 실시예에 따른 변위 추정부(130)는 정확도를 향상시키기 위하여 제2 방향에 대한 음(negative)의 주파수 성분을 제거한 제2 방향 분석 신호(analytic signal)를 이용하여 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임의 상호 상관을 산출할 수 있다. 이에 관하여, 이하 도 4a 내지 도 4b에서 상세히 설명한다.

[0037] 또한, 변위 추정부(130)는 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임 간의 상호 상관을 이용하여 피사체의 제1 지점이 제2 RF 프레임에서 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위를 스펙클 트랙킹(speckle tracking) 기법을 사용하여 추정할 수 있다.

[0038] 좀 더 상세히 설명하면, 변위 추정부(130)는 제1 RF 프레임에서 피사체의 제1 지점을 포함하는 소정의 영역을 결정하고, 결정된 영역 내에서 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임의 상호 상관이 가장 큰 지점을 검출하고, 검출된 상호 상관이 가장 큰 지점의 제2 방향 위치를 이용하여, 제2 방향 변위를 추정할 수 있다. 이에 관하여, 도 5에서 상세히 설명한다.

[0039] 또는, 변위 추정부(130)는 제1 RF 프레임에서 피사체의 제1 지점을 포함하는 소정의 영역을 결정하고, 결정된 영역 내에서 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임의 상호 상관이 가장 큰 지점을 검출하고, 검출된 상호 상관이 가장 큰 지점을 포함하는 제2 방향 라인에 대한 상호 상관의 위상이 제로-크로싱되는 지점을 검출하고, 검출된 제로-크로싱된 지점이 제2 방향으로 딜레이된 정도를 산출하여, 제2 방향 변위를 추정할 수 있다. 이에 관하여, 도 5에서 상세히 설명한다.

[0040] 또한, 변위 추정부(130)는 검출된 상호 상관이 가장 큰 지점을 포함하는 제2 방향 라인에 대한 상호 상관의 위상이 제로-크로싱되는 지점을 검출하기 이전에, 파라보릭 보간(parabolic interpolation)을 더 수행할 수도 있다.

[0041] 이에 따라, 변위 추정부(130)는 두 프레임들 간에서 피사체의 동일한 지점이 제2 방향으로 어긋난 정도를 제2 방향 변위로서 추정할 수 있다.

[0042] 영상 생성부(140)는 제2 RF 프레임에 대응하는 초음파 영상을 생성한다. 또한, 영상 생성부(140)는 RF 프레임 획득부(120)에서 획득된 복수의 프레임들 각각에 대응하는 초음파 영상을 생성할 수 있다. 이때, 본 실시예에 따른 초음파 영상은 B(Brightness)-모드 영상, 온도영상 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0043] 예를 들어 설명하면, 영상 생성부(140)는 RF 프레임 획득부(120)에서 획득된 RF 프레임들을 이용하여 피사체에 대한 초음파 영상을 생성하기 위한 DSP(Digital Signal Processor), DSC(Digital Scan Converter) 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0044] 또한, 본 실시예에 따른 영상 생성부(140)는 RF 프레임 획득부(120)에서 획득된 RF 프레임들 각각에 대응하는 온도영상을 생성하기 위하여, SOS(Sound Of Speed) 기법, CBE(Change in Backscattered Energy) 기법, B/A 기법 등을 이용할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0045] 오차 보정부(150)는 변위 추정부(130)에서 추정된 제2 방향 변위를 이용하여, 영상 생성부(140)에서 생성된 제2 RF 프레임에 대응하는 초음파 영상의 오차를 보정한다. 본 실시예에 따른 오차 보정부(150)에서 초음파 영상의 오차를 보정하는 것은 초음파 영상을 구성하는 값들을 보간(interpolation)하는 경우를 포함할 수 있다.

[0046] 영상 생성부(140)에서 제2 RF 프레임에 대응하는 온도영상이 생성된 경우를 예로 들어 설명하면, 오차 보정부(150)는 상기 온도영상에서 제1 지점에 대한 온도 및 상기 온도영상에서 제1 지점과 제2 방향으로 인접한 지점에 대한 온도를 이용하여, 온도영상의 오차를 보정할 수 있다.

[0047] 영상 생성부(140)에서 제2 RF 프레임에 대응하는 B-모드 영상이 생성된 경우를 예로 들어 설명하면, 오차 보정부(150)는 상기 B-모드 영상에서 제1 지점에 대한 밝기 및 상기 B-모드 영상 제1 지점과 제2 방향으로 인접한 지점에 대한 밝기를 이용하여, B-모드 영상의 오차를 보정할 수 있다.

[0048] 이하에서, 영상 생성부(140)에서 생성된 초음파 영상이 온도영상인 경우를 예로 들어 설명하나, 이에 한정되지 않는다. 설명의 편의를 위하여, 피사체의 제1 지점이 (n,m) 이고, 제2 RF 프레임에 대응하는 온도영상에서 피사체의 제1 지점의 온도는 $T(n,m)$ 이고, 변위 추정부(130)에서 추정된 제1 지점에 대한 제2 방향

변위가 $\delta x(n,m)$ 인 경우를 예로 들어 설명한다.

[0049] 오차 보정부(150)는 제1 지점에 대한 제2 방향 변위가 $\delta x(n,m)$ 가 0(zero)보다 크거나 같은 경우 수학식 1과 같은 연산을 수행하고, 제1 지점에 대한 제2 방향 변위가 $\delta x(n,m)$ 가 0(zero)보다 작은 경우 수학식 2와 같은 연산을 수행하여, 온도영상의 오차를 보정할 수 있다.

수학식 1

[0050]
$$\delta x(n,m) \geq 0,$$
$$T`(n,m) = T(n,m) \cdot \delta x(n,m) + T(n+1,m)(1 - \delta x(n,m))$$

수학식 2

[0051]
$$\delta x(n,m) < 0,$$
$$T`(n,m) = T(n-1,m) \cdot (1 + \delta x(n,m)) + T(n+1,m)(-\delta x(n,m))$$

[0052] 수학식 1 내지 2를 참조하면, $T`(n,m)$ 은 제1 지점의 오차가 보정된 온도, $T(n,m)$ 은 제1 지점의 온도, $\delta x(n,m)$ 은 제1 지점에 대한 제2 방향 변위, n 은 제1 지점의 제2 방향 위치, m 은 제1 지점의 제1 방향 위치가 될 수 있다.

[0053] 수학식 1 내지 2에서는 제1 지점과 인접한 지점은 $(n-1,m)$ 또는 $(n+1,m)$ 인 경우를 예로 들어 설명하였으나, 이에 한정되지 않고, 제1 지점으로부터 소정의 거리만큼 떨어진 지점을 모두 포함할 수 있다. 이때, 소정의 지점은 사용자에 의하여 결정될 수 있다. 오차 보정부(150)에서 오차를 보정하는 방법에 관하여, 이하 도 6에서 좀 더 상세히 설명한다.

[0054] 이러한 방법을 사용하여, 오차 보정부(150)는 초음파 영상의 오차를 보정할 수 있고, 또한, 오차 보정부(150)는 보정결과에 따라 오차가 보정된 초음파 영상을 생성할 수 있다.

[0055] 이에 따라, 본 실시예에 따른 진단영상 생성장치(100)는 피사체의 온도가 균일하지 않은 경우에도, 정확한 진단영상을 생성할 수 있다. 좀 더 상세히 설명하면, 피사체의 치료부위가 가열됨에 따라 B-모드 영상에서 피사체가 팽창되어 보이는 것을 방지할 수 있고, 또한, 피사체의 치료부위가 가열됨에 따라 온도영상에서 피사체의 온도가 부정확하게 보이는 것을 방지할 수 있다.

[0056] 또한, 도 1에서는 피사체의 제1 지점을 나타내는 초음파 영상의 하나의 라인에 대한 하나의 픽셀의 오차를 보정하는 방법에 관하여 설명하고 있으나, 본 실시예는 이에 한정되지 않고, 설정에 따라, 초음파 영상을 구성하는 모든 픽셀들 또는 초음파 영상의 일부 픽셀들에 대한 오차를 보정할 수도 있다. 이처럼, 초음파 영상을 구성하는 적어도 두 개 이상의 픽셀들에 대하여 오차를 보정하는 경우, 상기된 오차를 보정하는 방법을 반복적으로 수행하거나, 또는 상기된 오차를 보정하는 방법을 복수의 픽셀들에 대하여 동시에 수행하여 오차가 보정된 초음파 영상을 생성할 수 있다.

[0057] 이러한 경우, 사용자는 초음파 영상의 모든 픽셀들 또는 일부 픽셀들과 같이 오차를 보정하고자 하는 범위를 지정할 수 있다. 초음파 영상의 모든 픽셀들에 대하여 보정을 수행할 경우, 연산량이 증가하고 이에 따른 초음파 영상의 생성속도가 감소될 수 있기에, 본 실시예에 따른 진단영상 생성장치(100)는 사용자의 설정에 따라 연산량의 증가에 따른 초음파 영상의 생성속도를 적절하게 조절할 수 있다.

[0058] 도 2는 본 실시예에 따른 초음파 신호의 진행경로(21) 및 매질의 온도에 따른 초음파 신호의 진행속도(22)를 도시한 도면이다. 예를 들어 설명하면, 본 실시예에 따른 매질은 지방성질을 가지는 매질로서, 매질의 온도가 증가할수록 매질을 통과하는 초음파 신호의 속도가 감소하는 특성을 가질 수 있다.

[0059] 초음파 신호의 진행경로(21)를 참조하면, 도 1의 적어도 하나 이상의 트랜스듀서(110)는 피사체(213)에 대하여 제1 방향으로 초음파 송신신호를 조사한다.

[0060] 이때, 피사체(213)는 치료부위(214)를 포함하고, 치료용 초음파 장치(200)로부터 치료부위(214)에 열이 가해질 수 있다. 이에 따라, 피사체(213)는 약 t_1℃의 온도를 가지는 치료부위에 인접한 부위(215) 및 약 t_2℃의 온도를 가지는 치료부위에 인접하지 않은 부위(216)로 구별될 수 있다. 이때, t_1 및 t_2는 $t_1 > t_2$의 조건을 만족하게 된다.

[0061] 적어도 하나 이상의 트랜스듀서(110)에서 송신되는 초음파 송신신호는 제1 방향으로 진행될 것이기에, 점선으로 표시된 초음파 영상의 표시경로(212)는 피사체(213)의 온도와 무관하게 직선이 된다.

[0062] 하지만, 매질의 온도에 따른 초음파 신호의 진행속도(22)에 도시된 바와 같이, t_1℃의 온도를 가지는 매질에서의 초음파 신호의 진행속도가 t_2℃의 온도를 가지는 매질에서의 초음파 신호의 진행속도보다 더 빠르기에, 실선으로 표시된 초음파 신호의 진행경로(211)는 치료부위(214) 방향으로 휘어지게 된다.

[0063] 즉, 적어도 하나 이상의 트랜스듀서(110)에서 피사체(213)에 대하여 제1 방향으로 초음파 송신신호가 조사되는 경우, 초음파 신호의 진행경로(211)는 제1 방향에 수직하는 제2 방향으로 휘어지게 된다.

[0064] 이처럼, 초음파 신호의 진행경로(211)와 초음파 영상의 표시경로(212)가 서로 다르기에, 초음파 영상은 피사체(213)의 실질적인 특성과 달리 왜곡될 수 있다. 좀 더 상세히 설명하면, 초음파 영상은 초음파 신호의 진행방향에 수직하는 방향인 제2 방향으로 왜곡될 수 있다.

[0065] 그러하기에, 본 실시예에 따른 진단영상 생성장치(100)는 피사체의 한 지점이 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위를 추정하고, 제2 방향 변위를 이용하여, 제2 방향 오차가 보정된 초음파 영상을 생성한다.

[0066] 도 3은 도 1의 변위 추정부(130)에서 변위를 추정하는 방법의 일 예를 도시한 도면이다.

[0067] 도 3을 참조하면, 도 1의 RF 프레임 획득부(120)에서 획득된 N개의 RF 프레임들(31)이 도시되어 있다. 변위 추정부(130)는 N개의 RF 프레임들(31) 중 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임을 선택한다. 이때, 변위 추정부(130)는 N개의 RF 프레임들(31) 중 a 번째 프레임 및 (a+1) 번째 프레임을 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임으로 결정할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0068] 피사체의 온도가 균일하지 않기에, 피사체의 제1 지점은 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임 각각에서 서로 다른 위치로 나타난다. 이에 따라, 변위 추정부(130)는 제1 RF 프레임에서 피사체의 제1 지점이 포함되는 제2 방향 라인(311)과 제2 RF 프레임에서 피사체의 제1 지점이 포함되는 제2 방향 라인(312)을 비교하고, 비교 결과에 따라 제2 방향 변위를 추정할 수 있다.

[0069] 좀 더 상세히 설명하면, 변위 추정부(130)는 피사체의 제1 지점이 속하는 제2 방향 라인(311 및 312)을 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임 각각에 대하여 검출한다. 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임 각각에서 검출된 제2 방향 라인(311 및 312)은 제1 신호(321) 및 제2 신호(322)가 될 수 있다.

[0070] 도 3에서 도시하고 있는 바와 같이, 제1 신호(321)에서 피사체의 제1 지점(323) 및 제2 신호(322)에서의 피사체의 제1 지점(324)은 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임 각각에서 동일한 위치를 가지지 않는다.

[0071] 이에 따라, 변위 추정부(130)는 제1 신호(321) 및 제2 신호(322)를 비교하고, 비교 결과에 따라 제2 신호(322)에서 피사체의 제1 지점(324)이 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위(325)를 추정할 수 있다.

[0072] 도 4a는 도 1의 변위 추정부에서 상호 상관을 산출하기 위하여 제2 방향 분석 신호를 추출하는 방법의 일 예를 도시한 도면이다. 도 4a를 참조하면, RF 프레임(41)은 RF 프레임 획득부(120)에서 획득된 복수의 RF 프레임들

중 어느 하나가 될 수 있다. 예를 들어 설명하면, RF 프레임(41)은 제1 RF 프레임 또는 제2 RF 프레임이 될 수 있다.

[0073] 변위 추정부(130)는 피사체의 제1 지점에 대한 제2 방향 변위를 정확하게 추정하기 위하여, 제2 방향에 대한 음의 주파수 성분을 제거한 제2 방향 분석 신호를 추출할 수 있다.

[0074] 예를 들어 설명하면, 변위 추정부(130)는 시간 도메인의 RF 프레임(41)을 주파수 도메인의 RF 프레임(42)으로 변환한다. 이때, 변위 추정부(130)는 푸리에 변환(Fourier Transform: FT) 기법, 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform: FFT) 기법, 2차원 고속 푸리에 변환 기법 등을 이용하여 시간 도메인의 RF 프레임(41)을 주파수 도메인의 RF 프레임(42)으로 변환할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0075] 또한, 변위 추정부(130)는 주파수 도메인의 RF 프레임(42)에 대하여 제2 방향에 대한 음의 주파수 성분(421)을 제거한다. 도 4에서, RF 프레임(43)은 RF 프레임(42)으로부터 제2 방향에 대한 음의 주파수 성분(421)이 제거된 프레임이 될 수 있다.

[0076] 또한, 변위 추정부(130)는 제2 방향에 대한 음의 주파수 성분(421)이 제거된 주파수 도메인의 RF 프레임(43)을 시간 도메인의 RF 프레임(44)으로 변환한다. 이때, 변위 추정부(130)는 역 푸리에 변환(Inverse Fourier Transform: IFT) 기법, 역 고속 푸리에 변환(Inverse Fast Fourier Transform: IFFT) 기법, 2차원 역 고속 푸리에 변환 기법 등을 이용하여 주파수 도메인의 RF 프레임(43)을 시간 도메인의 RF 프레임(44)으로 변환할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0077] 이에 따라, 변위 추정부(130)는 RF 프레임(44)으로부터 제2 방향 분석 신호를 추출할 수 있다. 제1 방향이 z축, 제2 방향이 x축을 나타내는 경우를 예로 들어 설명하면, 제2 방향 분석 신호는 수학식 3과 같이 표현될 수 있다.

수학식 3

[0078] $$s(x,z) = A(x,z)e^{-j\phi(x,z)}$$

[0079] 수학식 3에서, $s(x,z)$ 는 RF 프레임(44)의 한 지점을 나타내고, $A(x,z)$ 는 $s(x,z)$ 지점의 진폭, $\phi(x,z)$ 는 $s(x,z)$ 지점의 위상을 나타낼 수 있다.

[0080] 이처럼, 변위 추정부(130)는 제2 방향에 대한 음의 주파수 성분(421)이 제거된 RF 프레임(44)으로부터 추출된 제2 방향 분석 신호를 이용하여 제2 방향 변위를 추정하기에, 추정의 정확도를 향상시킬 수 있다.

[0081] 도 4b는 도 1의 변위 추정부(130)에서 제1 RF 프레임(45) 및 제2 RF 프레임(46)의 상호 상관을 산출하는 방법의 일 예를 도시한 도면이다.

[0082] 변위 추정부(130)는 제1 RF 프레임(45)에는 피사체의 제1 지점을 포함하는 소정의 영역(region)(451)을 결정한다. 이때, 소정의 영역(451)은 2차원 커널(kernel)이 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0083] 도 4b에서는 설명의 편의를 위하여, 소정의 영역(451)이 I X J 크기로 결정되는 경우를 예로 들어 설명하나, 이에 한정되지 않는다. 이때, I 및 J 각각은 0 보다 큰 실수가 될 수 있다.

[0084] 제1 RF 프레임(45)에서 피사체의 제1 지점이 (n,m) 위치에 있고, 제2 RF 프레임(46)에서 피사체의 제1 지점이 $(n+x,m+z)$ 위치에 있다고 가정하면, 제1 RF 프레임(45) 및 제2 RF 프레임(46) 간의 상호 상관은 수학식 4와 같이 정의될 수 있다.

수학식 4

$$R_{nm}(x,z)=\sum_{i=-I/2}^{I/2}\sum_{j=-J/2}^{J/2}s_1(n+i,m+j)s_2^*(n+x+i,m+z+j)$$

[0085]

[0086] 수학식 4에서, $R_{nm}(x,z)$ 는 제1 RF 프레임(45) 및 제2 RF 프레임(46)의 상호 상관을 나타내고, I 및 J는 소정의 영역(451)의 크기를 나타내고, $s_1(\ )$ 및 $s_2(\ )$ 는 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임 각각에 대하여 수학식 3에 따라 추출된 제2 방향 분석 신호가 될 수 있다.

[0087] 이에 따라, 변위 추정부(130)는 수학식 4와 같은 연산을 수행하여 제1 RF 프레임(45) 및 제2 RF 프레임(46) 간의 상호 상관을 산출할 수 있고, 산출된 상호 상관은 그래프(47)와 같이 표현될 수 있다.

[0088] 도 5는 도 1의 변위 추정부(130)에서 변위를 추정하는 방법의 일 예를 도시한 도면이다. 도 5를 참조하면, 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임 간의 상호 상관을 나타내는 그래프(51)가 도시되어 있다.

[0089] 그래프(51)를 참조하여 설명하면, 변위 추정부(130)는 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임 간에 상호 상관이 가장 큰 지점(511)을 검출한다. 좀 더 상세히 설명하면, 변위 추정부(130)는 상기 수학식 4에 따라 산출된 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임의 상호 상관들 중 가장 큰 상호 상관을 가지는 지점(511)을 검출한다.

[0090] 이하에서는 설명의 편의를 위하여, 변위 추정부(130)에서 검출된 상호 상관이 가장 큰 지점(511)이 $(x_{\max},z_{\max})$ 인 경우를 예로 들어 설명하나, 이에 한정되지 않는다.

[0091] 예를 들어 설명하면, 변위 추정부(130)는 상호 상관이 가장 큰 지점(511)의 제2 방향 위치를 이용하여, 제2 방향 변위를 추정할 수 있다. 이러한 경우, 제2 방향 변위는 $x_{\max}$ 가 될 수 있다.

[0092] 이때, 산출되는 제2 방향 변위는 샘플 해상도(sample resolution)에 따른 변위가 될 수 있다. 즉, 제2 방향 변위 $x_{\max}$ 는 초음파 영상을 구성하는 픽셀 단위로 산출될 수 있기에, 오차 보정부(150)는 픽셀 단위의 오차를 보정할 수 있다.

[0093] 다른 예를 들어 설명하면, 변위 추정부(130)는 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임 간에 상호 상관이 가장 큰 지점(511)이 속하는 제2 방향의 라인에 대한 상호 상관의 위상이 제로-크로싱되는 지점(521)을 검출하고, 검출된 제로-크로싱된 지점(521)이 제2 방향으로 딜레이된 정도를 산출하여, 제2 방향 변위를 추정할 수 있다.

[0094] 이때, 상호 상관이 가장 큰 지점(511)이 속하는 제2 방향의 라인에 대한 상호 상관은 $R_{nm}(x,z_{\max})$ 와 같이 표현될 수 있고, 제로-크로싱되는 지점(521)이 제2 방향으로 딜레이된 정도는 x가 0(zero)인 지점(522)으로부터 딜레이된 정도(523)가 될 수 있다. 이러한 경우, 제2 방향 변위는 δx 가 될 수 있다.

[0095] 이때, 산출되는 제2 방향 변위 δx 는 서브샘플 해상도(subsample resolution)에 따른 변위가 될 수 있다.

예를 들어 설명하면, δx 는 수학식 5와 같은 조건을 만족시킬 수 있다.

수학식 5

[0096] $$-1 \leq \delta x \leq 1$$

[0097] 즉, 제2 방향 변위 δx 는 초음파 영상을 구성하는 픽셀보다 더 적은 단위로 산출될 수 있기에, 오차 보정부(150)는 픽셀 단위보다 더 세밀한 오차를 보정할 수 있다.

[0098] 이에 따라, 변위 추정부(130)는 제1 RF 프레임에 나타난 피사체의 제1 지점이 제2 RF 프레임에서 상기 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위를 추정할 수 있다.

[0099] 도 6은 도 1의 오차 보정부(150)에서 초음파 영상의 오차를 보정하는 방법을 도시한 도면이다. 도 6에서는 설명의 편의를 위하여, 온도영상을 예로 들어 설명하나, 이에 한정되지 않고, B-모드 영상에도 적용이 가능한다.

[0100] 도 6을 참조하면, 영상 생성부(140)에서 생성된 제2 RF 프레임에 대응하는 온도영상(61)이 도시되어 있다. 피사체의 제1 지점이 (98,80)이고, 피사체의 제2 지점이 (99,80)인 경우를 예로 들어 설명한다. 또한, 이하에서는 설명의 편의를 위하여 피사체의 제1 지점 및 제2 지점만을 예로 들어 설명하나, 이에 한정되지 않고, 복수의 지점들을 더 포함할 수도 있다.

[0101] 오차 보정부(150)는 그래프(62)에서 도시하는 바와 같은 보간을 수행하여 피사체의 제1 지점 및 제2 지점에 대한 오차를 보정한다. 이때, 오차 보정부(150)는 변위 추정부(130)에서 추정된 제2 방향 변위 $\delta x(n,m)$ 를 고려하여, 수학식 1 또는 수학식 2와 같은 연산을 수행하여 오차를 보정할 수 있다.

[0102] 그래프(62)를 참조하면, 제1 온도 곡선(621) 및 제2 온도 곡선(622)이 도시되어 있다.

[0103] 이때, 제1 온도 곡선(621)은 온도영상(61)의 제2 방향 라인(611)을 구성하는 픽셀들의 온도를 나타내고, 제2 온도 곡선(622)은 제2 방향 라인(611)을 구성하는 픽셀들 각각에 대하여 오차가 보정된 온도를 나타낸다. 온도영상(61)을 참조하면, 제2 방향 라인(611)을 구성하는 픽셀들의 제1 방향 거리는 80㎜가 될 수 있다.

[0104] 제1 온도 곡선(621)을 참조하면 피사체의 제1 지점(623) 및 피사체의 제2 지점(624)이 각각 표시되어 있고, 제2 온도 곡선(622)을 참조하면 피사체의 제1 지점(625) 및 피사체의 제2 지점(626)이 각각 표시되어 있다.

[0105] 이와 같이, 오차 보정부(150)는 수학식 1 내지 2와 같은 연산을 온도영상(61)을 구성하는 모든 제2 방향 라인들에 대하여 적용하고, 이에 따라, 온도영상(61) 전체에 대한 오차를 보정할 수 있다.

[0106] 도 7은 본 실시예에 따른 의료영상시스템(700)의 일 예를 도시한 도면이다. 도 7을 참조하면, 의료영상시스템(700)은 진단영상 생성장치(100), 저장부(710), 표시부(720) 및 출력부(730)로 구성된다.

[0107] 도 7에 도시된 진단영상 생성장치(100)는 도 1에 도시된 진단영상 생성장치(100)의 일 실시예에 해당한다. 이에 따라, 도 1과 관련하여 기재된 내용은 도 1에 도시된 진단영상 생성장치(100)에도 적용이 가능하기에 중복되는 설명은 생략한다.

[0108] 도 7에 도시된 의료영상시스템(700)에는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 7에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

[0109] 진단영상 생성장치(100)는 피사체에 대하여 제1 방향으로 송신신호를 송신하고, 피사체로부터 반사된 에코신호로부터 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임을 획득하고, 제1 RF 프레임에 나타난 피사체의 제1 지점이 제2 RF 프레임에서 제1 방향에 수직하는 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위를 추정하고, 추정된 제2 방향 변위를 이용하여 오차가 보정된 초음파 영상을 생성한다.

[0110] 저장부(710)는 진단영상 생성장치(100)에서 생성된 진단영상을 저장하고, 표시부(720)는 진단영상 생성장치

(100)에서 생성된 진단영상을 표시한다. 다만, 본 실시예에 따른 의료영상시스템(700)은 표시부(720)를 구비하지 않고, 진단영상 생성장치(100)에서 생성된 진단영상을 외부의 표시장치(미도시)로 출력하기 위한 출력부(730)를 구비할 수도 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 알 수 있다

[0111] 출력부(730)는 진단영상 생성장치(100)에서 생성된 진단영상을 유, 무선 네트워크 또는 유선 직렬 통신 등을 통하여 외부장치로 출력한다. 예를 들어 설명하면, 외부장치는 USB(Universal Serial Bus) 메모리, 범용 컴퓨터 시스템, 원격지에 위치한 의료영상시스템, 팩시밀리, 휴대용 단말기, PDA(Personal Digital Assets) 등을 포함할 수 있다.

[0112] 또한, 출력부(730)는 유, 무선 네트워크 또는 유선 직렬 통신 등을 통하여 외부장치와 데이터를 송수신할 수 있고, 본 실시예에 따른 네트워크(network)는 인터넷(Internet), LAN(Local Area Network), Wireless LAN(Wireless Local Area Network), WAN(Wide Area Network), PAN(Personal Area Network) 등을 포함하나 이에 한정되지 않고 정보를 송수신할 수 있는 다른 종류의 네트워크가 될 수도 있음을 알 수 있다.

[0113] 이에 따라, 또한, 본 실시예에 따른 저장부(710) 및 출력부(730)는 영상 판독 및 검색 기능을 더 포함시켜 PACS(Picture Archiving Communication System)와 같은 형태로 일체화될 수도 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 알 수 있다.

[0114] 따라서, 본 실시예에 따른 의료영상시스템(700)은 진단영상 생성장치(100)에서 생성된 오차가 보정된 초음파 영상을 저장하거나, 표시하거나, 외부장치로 출력할 수 있다.

[0115] 도 8은 본 실시예에 따른 진단영상을 생성하는 방법의 일 예를 나타낸 흐름도이다. 도 8을 참조하면, 진단영상을 생성하는 방법은 도 1 및 도 7에 도시된 진단영상 생성장치(100) 또는 의료영상시스템(700)에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하에서 생략된 내용이라 하더라도 도 1 및 도 7에 도시된 진단영상 생성장치(100) 또는 의료영상시스템(700)에 관하여 이상에서 기술된 내용은 도 8의 진단영상을 생성하는 방법에도 적용됨을 알 수 있다.

[0116] 801 단계에서 적어도 하나 이상의 트랜스듀서(110)는 피사체에 대하여 제1 방향으로 송신신호를 송신한다. 이때, 피사체는 열이 가해지는 치료부위를 포함할 수 있다.

[0117] 802 단계에서 RF 프레임 획득부(120)는 피사체로부터 반사된 에코신호로부터 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임을 포함하는 적어도 두 개 이상의 RF 프레임들을 획득한다.

[0118] 803 단계에서 변위 추정부(130)는 제1 RF 프레임에 나타난 피사체의 제1 지점이 제2 RF 프레임에서 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위를 추정한다. 이때, 제2 방향은 송신신호의 진행방향인 제1 방향에 수직하는 방향이 될 수 있다.

[0119] 804 단계에서 영상 생성부(140)는 제2 RF 프레임에 대응하는 초음파 영상을 생성한다. 이때, 초음파 영상은 제1 방향 및 제2 방향에 대한 평면의 초음파 영상이 될 수 있다.

[0120] 805 단계에서 오차 보정부(150)는 상기 803 단계에서 추정된 제2 방향 변위를 이용하여, 상기 804 단계에서 생성된 초음파 영상의 오차를 보정한다. 이에 따라, 오차 보정부(150)는 오차가 보정된 초음파 영상을 생성할 수 있다.

[0121] 본 실시예에 따르면 피사체의 온도가 균일하지 않은 경우에도 정확한 초음파 영상을 생성할 수 있다.

[0122] 상기된 바에 따르면, 피사체의 온도가 균일하지 않은 경우, 피사체를 통과하는 초음파 신호의 속도가 일정하지 않음에 따라 초음파 영상이 부정확해지는 경우를 방지할 수 있다.

[0123] 또한, HIFU 시스템을 사용하여 조직을 괴사시키는 경우, 본 실시예에 따른 진단영상 생성장치(100)는 피사체의 온도가 균일하지 않은 경우에도 정확한 온도영상을 생성할 수 있기에, 정확한 온도 모니터링을 수행할 수 있다. 이에 따라, HIFU 시스템의 신뢰도를 향상시킬 수 있다.

[0124] 한편, 상술한 방법은 컴퓨터에서 실행될 수 있는 프로그램으로 작성 가능하고, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 이용하여 상기 프로그램을 동작시키는 범용 디지털 컴퓨터에서 구현될 수 있다. 또한, 상술한 방법에서 사용된 데이터의 구조는 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 여러 수단을 통하여 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 마그네틱 저장매체(예를 들면, 롬, 램, USB, 플로피 디스크, 하드 디스크 등), 광학적 판독 매체(예를 들면, 시디롬, 디브이디 등), PC 인터페이스(PC Interface)(예를 들면, PCI, PCI-express, Wifi 등)와 같은 저장매체를 포함한다.

[0125] 본 실시예와 관련된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상기된 기재의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 방법들은 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

[0126] 100 ... 진단영상 생성장치

110 ... 적어도 하나 이상의 트랜스듀서

120 ... RF 프레임 획득부

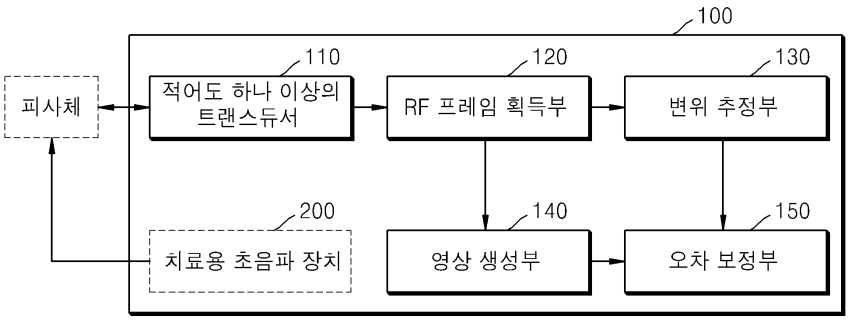
130 ... 변위 추정부

140 ... 영상 생성부

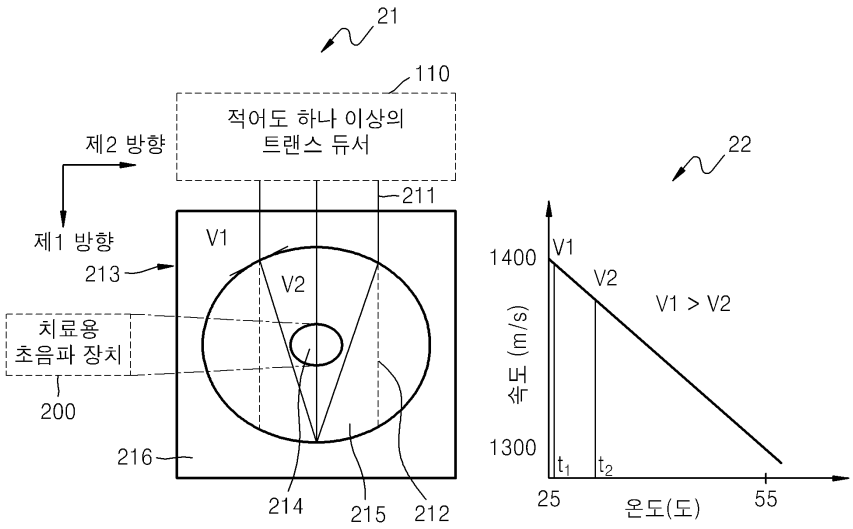
150 ... 오차 보정부

도면

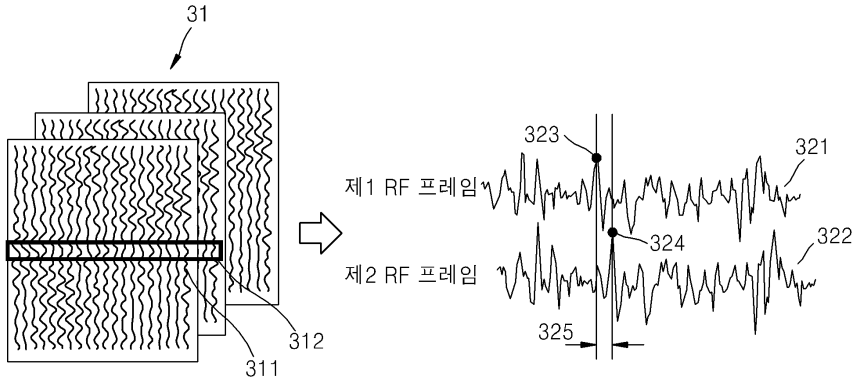
도면1



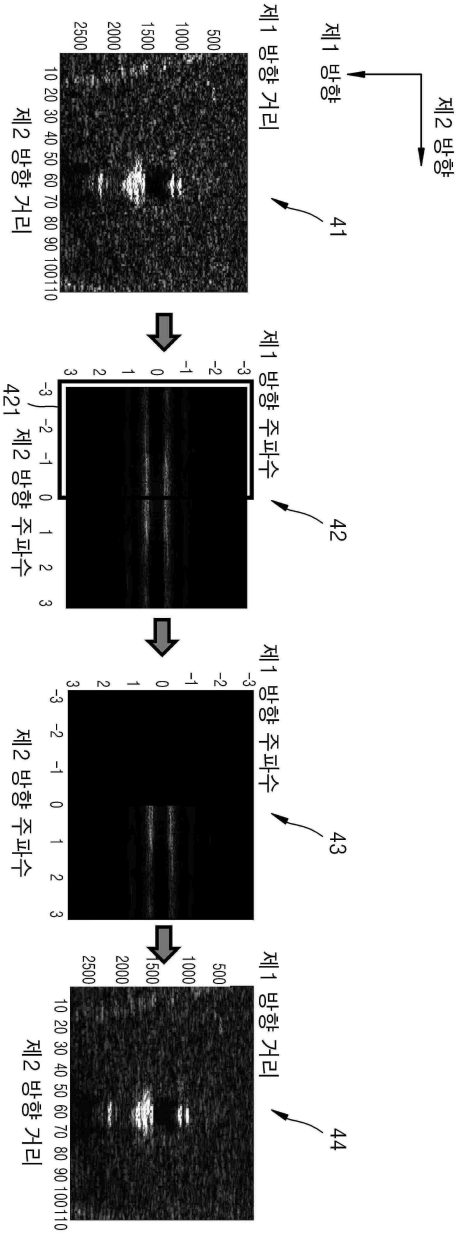
도면2



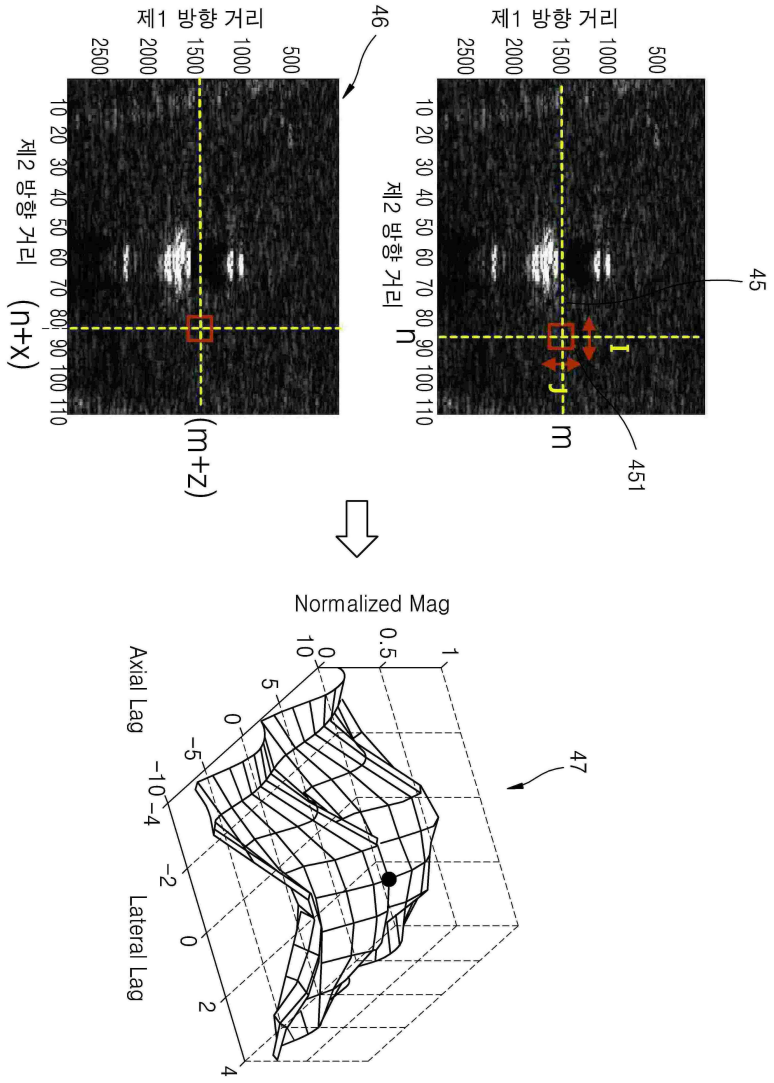
도면3


31
312
311
323
321
제1 RF 프레임
324
322
제2 RF 프레임
325

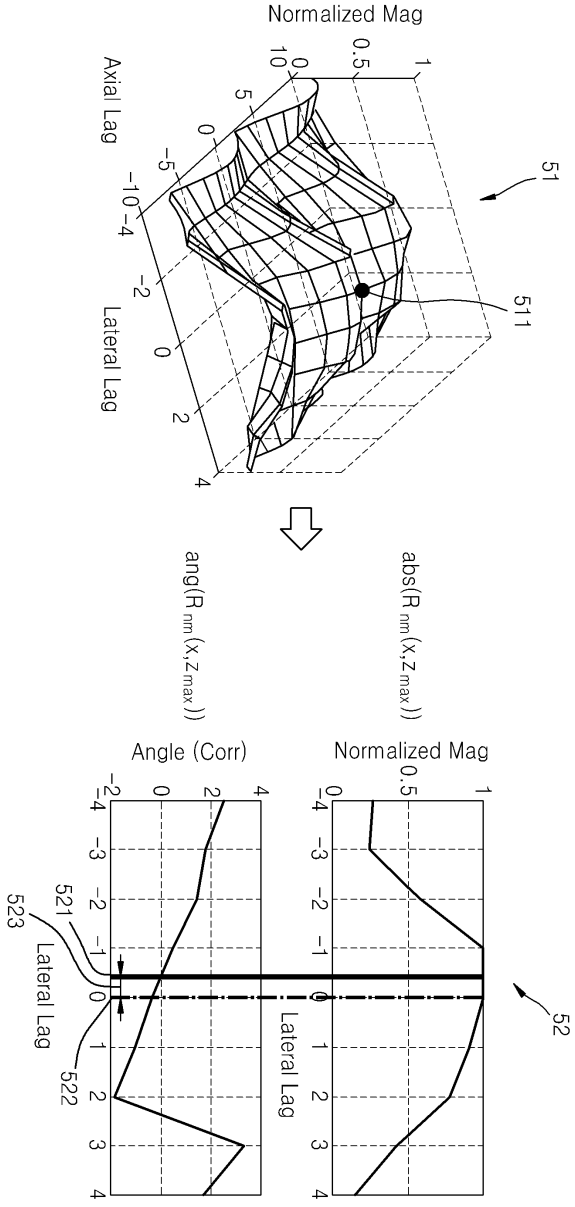
도면4a


제1 방향
제2 방향
제1 방향 거리
제2 방향 거리
41
제1 방향 주파수
제2 방향 주파수
421
42
43
44

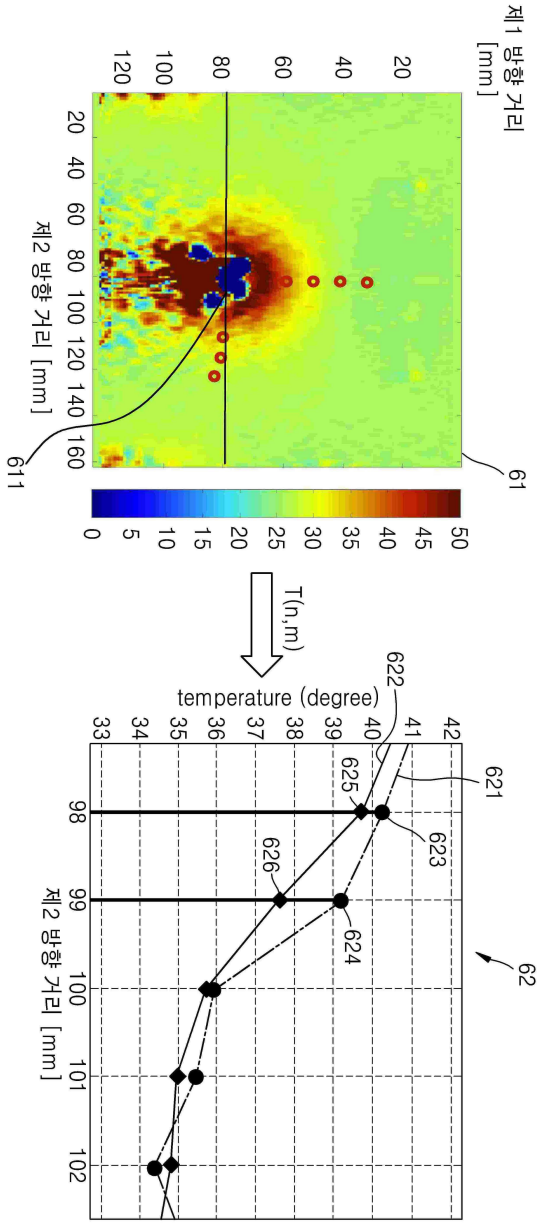
도면4b


제1 방향 거리
2500
2000
1500
1000
500
46
제2 방향 거리
10 20 30 40 50 60 70 80 90 100 110
(n+x)
(m+z)
제1 방향 거리
45
n
m
451
Normalized Mag
0.5
1
0
10
5
0
-5
-10
Axial Lag
-4
-2
0
2
4
Lateral Lag
47

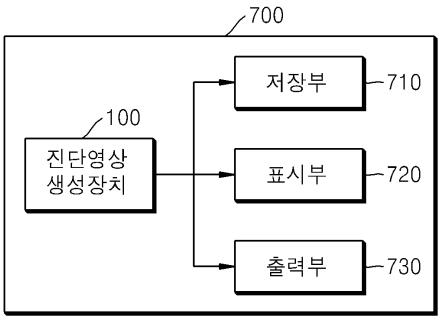
도면5


Normalized Mag
Axial Lag
Lateral Lag
51
511
ang(R nm (x,z max))
abs(R nm (x,z max))
Angle (Corr)
Normalized Mag
Lateral Lag
Lateral Lag
52
521
522
523

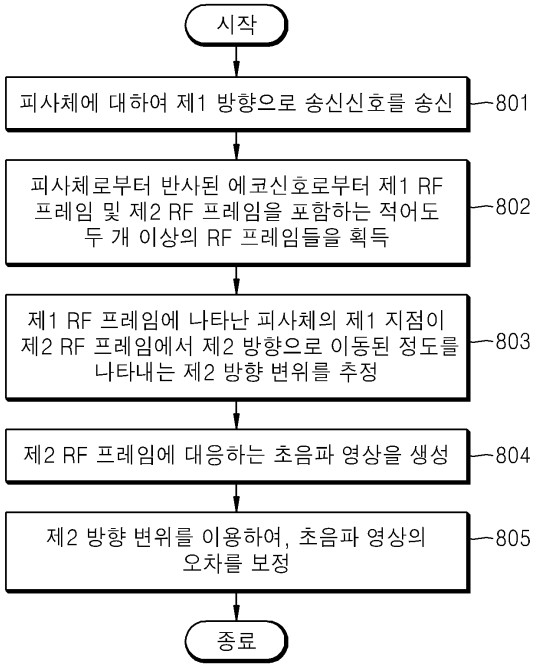
도면6


제1 방향 거리 [mm]
제2 방향 거리 [mm]
611
61
T(n,m)
temperature (degree)
622
621
625
623
626
624
62

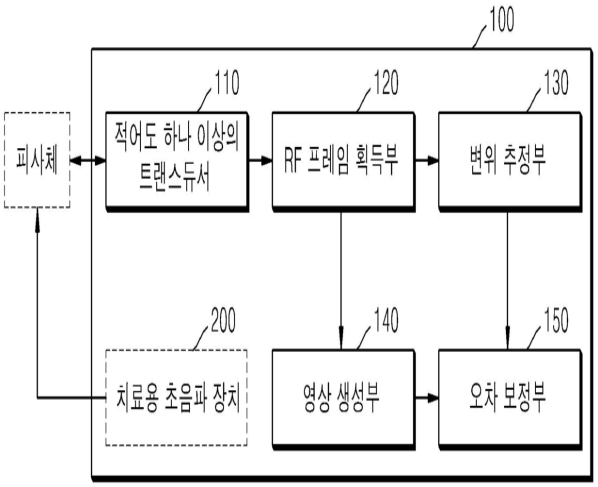
도면7


700
저장부
710
100
진단영상
생성장치
표시부
720
출력부
730

도면8


시작
피사체에 대하여 제1 방향으로 송신신호를 송신
801
피사체로부터 반사된 에코신호로부터 제1 RF 프레임 및 제2 RF 프레임을 포함하는 적어도 두 개 이상의 RF 프레임들을 획득
802
제1 RF 프레임에 나타난 피사체의 제1 지점이 제2 RF 프레임에서 제2 방향으로 이동된 정도를 나타내는 제2 방향 변위를 추정
803
제2 RF 프레임에 대응하는 초음파 영상을 생성
804
제2 방향 변위를 이용하여, 초음파 영상의 오차를 보정
805
종료

专利名称(译)	发明内容：用于生成诊断图像的方法，装置和用于实施本发明的方法		
公开(公告)号	KR1020130051241A	公开(公告)日	2013-05-20
申请号	KR1020110116472	申请日	2011-11-09
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	KONG DONG GEON 공동건 CHOI KI WAN 최기완		
发明人	공동건 최기완		
IPC分类号	A61B8/14 A61N7/00		
CPC分类号	A61B8/5276 G01S7/52036 A61N7/00 G01S15/8959 A61B8/08 G01S15/899 A61B2017/00084 G01S15/8977 A61B8/14 G01S7/52049 A61N7/02 A61B2017/00106 A61B2019/5276 A61B8/5223 A61B2090/378		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

创建诊断图像的方法创建对应于第二射频帧的超声图像，第二方向位移表示第一点从第二射频帧移动的程度，估计第一RF帧中显示的对象来自回声信号传输关于主体的传输信号并从主体反射。并且获得第一RF帧，第二射频帧。使用第二方向位移来修正超声图像的误差。