



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0035834

(43) 공개일자 2015년04월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) G06F 19/00 (2011.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/145 (2013.01)
G06F 19/00 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0018521(분할)
(22) 출원일자 2015년02월06일
심사청구일자 없음
(62) 원출원 특허 10-2011-0101827
원출원일자 2011년10월06일
(30) 우선권주장
12/898,957 2010년10월06일 미국(US)

(71) 출원인
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.
미국 펜실베이니아 앨버튼 밸리 스트림 파크웨이 51
(우: 19355-1406)
(72) 발명자
판, 리에시앙
미국 98075 워싱턴 삼마미쉬 에스이 273 플레이스
1204
(74) 대리인
특허법인 남앤드남, 정현주, 이시용

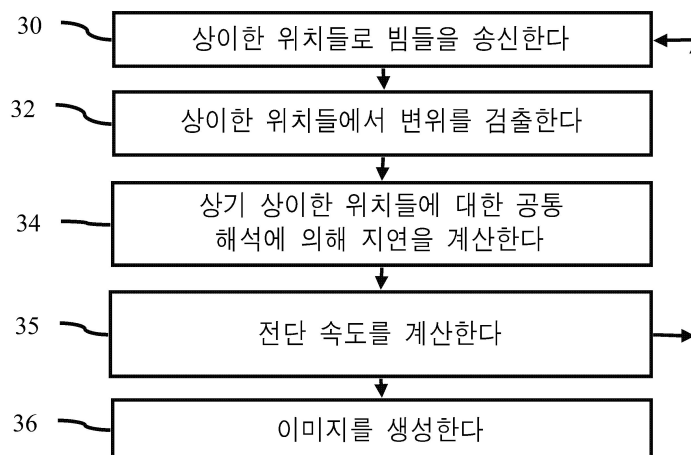
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 의료용 초음파 이미징에서의 전단파 정보의 해석

(57) 요약

의료용 초음파 이미징을 위한 전단파 속도 해결책이 제공된다. 상기 전단파의 기원으로부터의 거리 및 위치에 대한 시간 대 피크 변위를 기초로 각각의 위치에 대한 전단파 정보를 결정하기 보다는 오히려, 기원과 검출 위치들의 상이한 조합들로부터 도출되는 변위 프로파일들이 상관된다(34). 전단 정보는 송신 위치들과 검출 위치들의 다양한 공간 조합으로부터의 변위들을 이용하여 검출된다(32). 상관관계 조합은 다수의 횡방향 위치들에 대한 지연들을 동시에 해석하기 위한(34) 동일 함수에서 사용된다. 공간 다이버시티 및 계층화된 상관관계가 보다 정확한 전단파 추정(35)을 위해 제공될 수도 있다.

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

의료용 초음파 이미징(medical ultrasound imaging)에서 진단과 정보를 해석하기 위하여 프로그래밍된 프로세서(programmed processor)(18)에 의해 실행가능한 명령들을 나타내는 데이터(data)를 그 안에 저장하는 비-일시적인 컴퓨터(computer) 판독가능한 저장 매체(22)로서,

상기 저장 매체(22)는,

제1 스캔 라인(scan line)을 따르는 제1 음향 송신에 응답하여 제1 진단파에 의해 유도되는 시간의 함수로서 조직의 제1 변위를 결정(32)하고 - 상기 제1 변위는 적어도 제2 스캔 라인 및 제3 스캔 라인에 의해 상기 제1 스캔 라인으로부터 이격된 제4 스캔 라인 상에 있음 -;

상기 제3 스캔 라인을 따르는 제2 음향 송신에 응답하여 제2 진단파에 의해 유도되는 시간의 함수로서 조직의 제2 변위를 결정(32)하며 - 상기 제2 변위는 상기 제4 스캔 라인 상에 있음 -;

상기 제1 스캔 라인을 따르는 제3 음향 송신에 응답하여 제3 진단파에 의해 유도되는 시간의 함수로서 조직의 제3 변위를 결정(32)하고 - 상기 제2 변위는 상기 제2 스캔 라인 상에 있음 -;

복수의 횡방향 위치들 각각에 대하여, 상기 제1 및 제2 변위들의, 상기 제1 및 제3 변위들의, 그리고 상기 제2 및 제3 변위들의 상관관계들의 최대값에 대응하는 지연을 계산(34)하며; 그리고

각각의 지연의 함수로서 상기 복수의 횡방향 위치들 각각에 대해 조직 내의 진단 속도를 계산(35)하기 위한

명령들을 포함하는,

비-일시적인 컴퓨터 판독가능한 저장 매체(22).

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 시간의 함수로서 상기 제1, 제2, 및 제3 변위들을 결정(32)하는 단계는, 시간에 따른 조직 이동의 크기를 추적하는 단계를 포함하는,

비-일시적인 컴퓨터 판독가능한 저장 매체(22).

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 제1, 제2, 제3, 및 제4 스캔 라인들은 인접한 스캔 라인들인,

비-일시적인 컴퓨터 판독가능한 저장 매체(22).

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 상관관계들의 최대값에 대응하는 지연을 계산(34)하는 단계는, 복수의 가능한 지연들 및 상기 횡방향 위치들의 함수로서 계산(34)하는 단계를 포함하는,

비-일시적인 컴퓨터 판독가능한 저장 매체(22).

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 상관관계들의 최대값에 대응하는 지연을 계산(34)하는 단계는, 상기 제1 및 제2 변위들의, 상기 제1 및 제

3 변위들의, 그리고 상기 제2 및 제3 변위들의 상관관계들의 합을 계산(34)하는 단계를 포함하는,
비-일시적인 컴퓨터 판독가능한 저장 매체(22).

청구항 6

제 1 항에 있어서,
상기 전단 속도를 계산(35)하는 단계는, 상기 지연 및 횡방향 위치의 함수로서 상기 전단 속도를 계산(35)하는 단계를 포함하는,
비-일시적인 컴퓨터 판독가능한 저장 매체(22).

청구항 7

제 1 항에 있어서,
상기 지연을 계산하는 단계(34)는, 복수의 상기 스캔 라인들에 대하여 동시에 해석하는 단계를 포함하는,
비-일시적인 컴퓨터 판독가능한 저장 매체(22).

청구항 8

제 1 항에 있어서,
다른 스캔 라인들 및 다른 깊이(depth)들에 대한 동작들을 결정(32)하는 단계 및 계산(34)하는 단계를 반복하는 단계를 더 포함하는,
비-일시적인 컴퓨터 판독가능한 저장 매체(22).

청구항 9

제 1 항에 있어서,
인접한 스캔 라인들을 따르는 바로 순차적인 송신을 회피하는 순서로 상기 제1, 제2, 및 제 3 음향 송신들을 송신(30)하는 단계를 더 포함하는,
비-일시적인 컴퓨터 판독가능한 저장 매체(22).

청구항 10

의료용 초음파 이미징에서 전단파 정보를 해석하기 위한 방법으로서,
상이한 위치들에서의 송신들에 의해 유도되는 동일한 위치에서 조직 내의 제1 전단파들을 검출(32)하는 단계;
동일한 위치에서의 송신들에 의해 유도되는 상이한 위치들에서 조직 내의 제2 전단파들을 검출(32)하는 단계;
상기 검출된 제1 및 제2 전단파들 모두의 함수로서 전단 속도를 계산(35)하는 단계; 및
상기 전단 속도의 함수로서 상기 조직을 나타내는 이미지를 생성(36)하는 단계를 포함하는,
의료용 초음파 이미징에서 전단파 정보를 해석하기 위한 방법.

청구항 11

제 10 항에 있어서,
상기 제1 및 제2 전단파들을 검출(32)하는 단계는, 상기 송신들에 의해 유도되는 변위들을 결정하는 단계를 포함하는,
의료용 초음파 이미징에서 전단파 정보를 해석하기 위한 방법.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 전단 속도를 계산(35)하는 단계는, 상기 상이한 위치들로부터의 상기 변위들의 상관관계에 의하여 복수의 횡방향 위치들 각각에 대해 전단 속도를 계산(35)하는 단계를 포함하는,

의료용 초음파 이미징에서 전단파 정보를 해석하기 위한 방법.

청구항 13

제 10 항에 있어서,

스캔 라인들에 걸쳐서 상기 송신들을 공간적으로 인터리빙(interleaving)하는 단계를 더 포함하고,

상기 계산(34)하는 단계는, 복수의 횡방향 위치들 각각에 대하여 상기 전단파들의 공간 분포 및 상기 전단파들의 시간 듀레이션(duration)을 포함하는,

의료용 초음파 이미징에서 전단파 정보를 해석하기 위한 방법.

청구항 14

제 10 항에 있어서,

상기 전단 속도를 계산(35)하는 단계는, 적어도 한 쌍의 전단파 변위 시간 프로파일(temporal profile)들에 대한 상관관계 계수들을 계산하는 단계를 포함하고,

상기 적어도 한 쌍의 전단파 변위 시간 프로파일들은 상기 제1 전단파들 중 하나와 상기 제2 전단파들 중 하나, 상기 제1 전단파들 중 두 개, 또는 상기 제2 전단파들 중 두 개이며,

상기 계산하는 단계는 스캔 라인들 사이의 거리의 함수인,

의료용 초음파 이미징에서 전단파 정보를 해석하기 위한 방법.

청구항 15

제 10 항에 있어서,

다른 상이한 위치들에서의 송신들에 의해 유도되는 상이한 위치들에서의 조직 내의 제3 전단파들을 검출(32)하는 단계를 더 포함하고,

상기 계산(35)하는 단계는 상기 검출된 제1, 제2, 및 제3 전단파들의 함수인,

의료용 초음파 이미징에서 전단파 정보를 해석하기 위한 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명의 실시예들은 초음파 이미징(ultrasound imaging)에 관한 것이다. 특히, 초음파 이미징을 위한 전단파 정보(shear wave information)가 결정된다.

배경 기술

[0002] 간질환 평가와 같은 다양한 진단 어플리케이션에서는 전단 속도 검출(shear velocity detection)이 사용된다. 상기 전단 속도는 조직 특성(tissue property)들을 표시할 수도 있고, 이는 종양들이나 기타 영역들의 검출을 가능하게 한다. 하지만, 다른 어플리케이션들에 있어서 편의를 제공하기에는 검출 정확도가 불충분할 수도 있다.

[0003] 전단파 검출을 위해, 초음파 푸싱 펄스(pushing pulse)가 스캔 라인을 따라 발사(fire)된다. 상기 푸싱 펄스는 전단파를 발생시켜, 조직의 변위(displacement)를 유도한다. 상기 변위가 검출된다. 전단파 속도를 검출하기 위하여, 동일한 스캔 라인을 따라 다수의 푸싱 펄스들이 사용될 수도 있다. 다수의 푸싱 펄스들이 동일한 스캔 라인을 따라 발사되지 않는 경우에도, 상기 푸싱 펄스들은 인접한 스캔 라인들을 따라 순차적으로 발사된다. 동일한 또는 인접한 위치들에서의 다수의 푸싱들에 의해 야기되는 조직 공명(tissue resonance) 및 전단파들의 추가들은 아티팩트(artifact)들을 초래하거나 일부 어플리케이션들에 대해서는 충분한 정확도의 결여를 초래할

수도 있다.

발명의 내용

- [0004] 서론으로, 아래에 기재된 바람직한 실시예들은 의료용 초음파 이미징에 있어서의 진단과 정보를 해석하기 위한 방법들, 명령들, 및 시스템들을 포함한다. 상기 진단과의 기원(origin)으로부터의 거리 및 위치에 대한 시간 대 피크 변위를 기초로 각각의 위치에 대한 진단과 정보를 결정하기보다는 오히려, 기원과 검출 위치들의 상이한 조합들로부터 도출되는 변위 프로파일들이 상관(correlate)된다. 송신 위치들과 검출 위치들의 다양한 공간 조합으로부터의 변위들을 이용하여 진단 정보가 검출된다. 상기 상관관계 조합은 다수의 횡방향 위치들에 대한 지연들을 동시에 해석하기 위한 동일한 함수에 사용된다. 보다 정확한 진단과 추정을 위하여 공간 다이버시티(spatial diversity) 및 계층화된 상관관계(layered correlation)가 제공될 수도 있다.
- [0005] 제1 형태에 있어서, 비-일시적인(non-transitory) 컴퓨터 판독가능한 저장 매체는 의료용 초음파 이미징의 진단과 정보를 해석하기 위하여 프로그래밍된 프로세서에 의해 실행가능한 명령들을 나타내는 데이터를 그 내부에 저장하고 있다. 상기 저장 매체는, 제1 스캔 라인을 따르는 제1 음향 송신에 응답하여 제1 진단파에 의해 유도되는 시간의 함수로서 조직의 제1 변위를 결정하기 위한 명령들을 포함하되, 상기 제1 변위는 적어도 제2 스캔 라인 및 제3 스캔 라인들에 의해 상기 제1 스캔 라인으로부터 이격된 제4스캔 라인 상에 있고; 상기 제3스캔 라인을 따르는 제2 음향 송신에 응답하여 제2 진단파에 의해 유도되는 시간의 함수로서 조직의 제2 변위를 결정하기 위한 명령들을 포함하고, 상기 제2 변위는 상기 제4 스캔 라인 상에 있고; 상기 제1 스캔 라인을 따르는 제3 음향 송신에 응답하여 제3 진단파에 의해 유도되는 시간의 함수로서 조직의 제3 변위를 결정하기 위한 명령들을 포함하며, 상기 제2 변위는 상기 제2 스캔 라인 상에 있고; 복수의 횡방향 위치들 각각에 대하여, 상기 제1 및 제2 변위들의, 상기 제1 및 제3 변위들의, 그리고 상기 제2 및 제3 변위들의 상관관계들의 최대값에 대응하는 지연을 계산하고; 그리고 상기 각각의 지연의 함수로서 상기 복수의 횡방향 위치들 각각에 대한 조직 내의 진단 속도를 계산하기 위한 명령들을 포함한다.
- [0006] 제2 형태에 있어서는, 의료용 초음파 이미징에 있어서의 진단과 정보를 해석하기 위한 방법이 제공된다. 상이한 위치들에서의 송신들에 의해 유도되는 동일 위치에서 조직 내의 제1 진단파들이 검출된다. 동일 위치에서의 송신들에 의해 유도되는 상이한 위치들에서 조직 내의 제2 진단파들이 검출된다. 상기 제1 및 제2의 검출된 진단파들 모두의 함수로서 진단 속도가 계산된다. 이미지는 상기 진단 속도의 함수로서 상기 조직을 나타낸다.
- [0007] 제3 형태에 있어서는, 의료용 초음파 이미징에 있어서의 진단과 정보를 해석하기 위한 시스템이 제공된다. 수신 빔포머(receive beamformer)는 수신된 음향 신호들의 함수로서 공간 위치들을 나타내는 데이터를 출력하도록 동작가능하다. 프로세서는 상기 출력 데이터의 함수로서 조직 변위들을 추정하고, 상기 공간 위치들 중 상이한 것들로부터 적어도 한 쌍의 조직 변위들에 대한 상관관계 계수들을 계산하고, 상기 상관관계 계수들을 기초로 이동 시간(traveling time)을 해석하고, 상기 이동 시간의 함수로서 이미지를 생성하도록 구성된다. 상기 이미지를 표시하도록 디스플레이가 동작가능하다.
- [0008] 본 발명은 하기 청구범위들에 의해 정의되며, 이 부분에 없는 것은 상기 청구범위들에 국한되는 것으로 다루어져야 한다. 본 발명의 다른 형태들과 장점들은 바람직한 실시예들과 연계하여 하기에 논의되며, 후후에 독립적으로 또는 조합하여 청구될 수도 있다.

도면의 간단한 설명

- [0009] 구성요소들과 도면들은 본 발명의 원리들을 설명할 때에 반드시 실제 크기일 필요는 없으며 강조되기도 한다. 더욱이, 도면들에 있어서, 동일한 도면 번호들은 상이한 도면들 전반에 걸쳐 대응하는 부분들을 나타낸다.
- 도 1은 의료용 초음파 이미징에 있어서 진단과 정보를 해석하기 위한 방법의 일 실시예의 흐름도이다.
- 도 2는 예시적인 송신 및 변위 검출 시퀀스의 그래프 설명도이다.
- 도 3a 내지 도 3c는 상이한 송신 시퀀스들을 도시하고, 도 3d는 도 3a 내지 도 3c의 상이한 송신 시퀀스들의 온도 효과들을 도시하는 예시적인 그래프이다.
- 도 4는 축방향, 횡방향, 및 시간 변위 샘플링의 일례를 도시하는 그래프이다.
- 도 5는 범위와 지연 관계들을 도시하는 예시적인 차트이다; 그리고
- 도 6은 의료용 초음파 이미징에 있어서 진단과 정보를 해석하기 위한 시스템의 일 실시예이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0010] 전단 정보는 송신 위치들과 검출 위치들의 다양한 공간 조합으로부터의 변위들을 이용하여 검출된다. 동일 공간 위치상의 여기(excitation)(푸싱 펄스)를 반복함으로써 유도되는 전단파 모호성을 방지하기 위하여, 인터리빙 시퀀스가 사용된다. 상기 인터리빙으로 인하여, 상기 시퀀스는 빔 오버랩(beam overlap)을 감소시킬 수 있고, 이는 온도 상승량도 감소시킨다. 상기 시퀀스는 동일한 스캔 라인을 따르는 다수의 송신들과 비교하여 더 우수한 전단파 신호 강도를 가질 수 있다. 이러한 강도는 보다 신뢰성 있고 강건한 검출을 가능하게 할 수 있다.
- [0011] 상기 전단파의 시간-대-피크를 검출하는 대신에, 시퀀싱 전략(sequencing strategy)과 연관되는 위치들로부터의 전단파 응답의 상관관계를 이용하여 이동 시간이 결정된다. 이러한 이동 시간 추정 문제는 상관관계 계수 공간의 최적화 문제로서 처리되고, 이는 시간-대-피크를 탐색하는 것 또는 헬름홀츠(Helmholtz) 식을 푸는 것과 비교하여 최적의 해결책을 낳게 한다.
- [0012] 일 실시예에 있어서, 주어진 조직 타입 및 이미징 시스템 디바이스에 대한 적어도 하나의 거리 값이 결정된다. 여기 펄스들의 공간 인터리빙이 사용되어 조직의 열 효과를 최소화한다. 전단파 검출 펄스들의 공간 분포의 위치들이 다양화된다. 인터리빙된 송신들과의 다양한 위치들을 이용하여 데이터가 획득되고, 이는 상기 전단파에 대한 이동 시간 또는 지연의 상관관계 결정을 가능하게 한다.
- [0013] 또 다른 실시예에 있어서, 상관관계 계수들은 적어도 한 쌍의 전단파 변위 시간 프로파일들에 대해 계산된다. 각각의 주어진 거리 간의 전단파의 이동 시간은 상기 상관관계 계수들로부터 추정된다. 상기 이동 시간이 역전되고(inverted), 그 결과가 상기 거리에 곱해져 전단 속도가 획득된다. 다른 실시예들도 가능하다.
- [0014] 도 1은 의료용 초음파 이미징에 있어서 전단파를 해석하기 위한 방법을 도시한다. 상기 방법은 도 6의 시스템 또는 상이한 시스템에 의해 구현된다. 추가적인, 상이한, 또는 더 적은 동작(act)들이 제공될 수도 있다. 예컨대, 동작(35)은 수행되지 않는다. 대신에, 다른 전단파 특성이 결정된다. 또 다른 예로서, 동작(36)이 수행되지 않는다. 동작(35)으로부터 동작(30)까지 화살표들로 표시된 반복 또는 되풀이가 다른 실시예들에는 제공되지 않을 수도 있다. 상기 동작들은 기술되거나 도시되는 순서로 수행되지만, 다른 순서들로 수행될 수도 있다.
- [0015] 동작(30)에 있어서, 전단파를 생성하기 위해 음향 펄스들이 송신된다. 여기들이 초음파 트랜스듀서로부터 송신된다. 상기 여기들은 음향 에너지이다. 상기 음향 에너지가 포커싱되어, 각각의 송신에 의하여 하나 이상의 빔들을 만들어 낸다. 상기 여기들은 페이즈 어레이(phased array) 및/또는 기계적 포커스(mechanical focus)를 이용하여 포커싱된다. 상기 여기들은 엘리베이션 차원(elevation dimension)과 같은 1차원으로 언포커싱될 수도 있다. 상기 여기들은 환자의 조직 내로 송신된다. 상기 여기들은 한 위치에서 포커싱되어, 가능한 종양을 포위 및 포함하는 조직 위치와 같은 결과적인 전단파의 검출을 가능하게 한다.
- [0016] 상기 송신들은 상이한 위치들에서 포커싱된다. 전단파들을 생성하기 위하여 환자의 영역을 스캔하기 위해서는, 하나 이상의 송신들이 동일 위치에서 포커싱된다. 다른 송신들은 다른 위치들에서 포커싱된다. 상기 전단파는 초점 영역(focal region)에서 발생되어, 상기 초점 영역로부터 횡방향으로 전파된다. 상기 전단파는 임의의 주어진 송신에 대하여 초점 영역로부터 이격된 그리고/또는 초점 영역에 인접한 위치들에서 검출된다. 상기 전단파는 상기 파가 조직을 통해 이동함에 따라 그 진폭이 감소된다. 관심 영역에서의 전단파들에 대한 조직 응답을 검출하기 위해서는, 다른 초점 영역들에 대해 송신들이 이루어지고, 상기 다른 초점 영역들 주변의 검출이 수행된다. 상이한 송신 초점 영역들로부터의 검출 영역들이 중첩된다. 예컨대, 도 2는 10개의 스캔 라인들(n 내지 $n+10$)을 도시한다. 더 많거나 또는 더 적은 스캔 라인들이 제공될 수도 있다. 40 및 42에서 푸싱 펄스들에 대해 화살표들로 표시된 바와 같이, 각각의 스캔 라인을 따라 전단파를 생성하기 위한 둘 이상의 송신들이 수행된다. 푸싱 펄스들을 위한 스캔 라인들은 검출을 위한 스캔 라인들과 동일하다. 대안적인 실시예들에 있어서는, 하나 이상의 푸싱 펄스 스캔 라인들이 수신 또는 검출 스캔 라인들과 상이하다.
- [0017] 전단파를 생성하기 위해서는, 높은 진폭 또는 전력 여기들이 바람직하다. 예컨대, 각각의 여기는 1.9에 근접하지만 이를 초과하지 않는 기계적 인덱스를 갖는다. 프로브 변동(probe variation)을 신중하게 고려하기 위하여, 1.7의 기계적 인덱스가 상한으로서 사용될 수도 있다. 보다 크거나(예컨대, 1.9를 초과하는 MI) 보다 적은 전력들이 사용될 수도 있다. 동일한 스캔 라인 또는 인접한 스캔 라인들을 따라 순차적으로 송신하는 것은 조직으로 하여금 시간에 따라 온도가 증가하게 할 수 있다. 생물학적 영향들은 조직 온도가 약 41~45℃ 정도인 이상 고열, 45℃ 이상의 단백질 퇴화(protein denaturation), 및 50℃ 이상의 조직 괴사를 포함할 수

있다. 45℃ 이하에서도 조직 강성(tissue stiffness)에 영향을 줄 수도 있다. 45℃ 이상의 온도에서는, 점성 및/또는 강성의 증가들이 발생할 수도 있다. 50℃ 이상의 온도에서는, 상기 조직이 고강성 및/또는 고취약을 가질 수도 있다. 이러한 송신들은 생물학적 영향들을 유발할 수도 있다. 대안적으로, 생물학적 영향들은 온도가 2℃ 넘게 상승하는 것을 방지함으로써 제한된다.

[0018] 도 3a 내지 도 3c는 상이한 위치들에서 전단파들을 생성하기 위한 상이한 송신 시퀀스들을 도시한다. 도 3a는 인접한 스캔 라인들을 따라 순차적으로 송신하는 것을 도시한다. 상기 스캔 라인들은 아래쪽을 향하는 화살표들로 도시된다. 송신 순서는 1 내지 5로 넘버링된다. 더 적은 또는 추가적인 스캔 라인들이 사용될 수 있다.

[0019] 도 3b 및 도 3c는 시간에 따라 온도 상승을 덜 유발하기 위한 송신들의 시퀀스들을 도시한다. 상기 순차적인 송신들은 스캔 라인들에 걸쳐서 상기 송신들을 공간적으로 인터리빙시켜 인접한 스캔 라인들을 따르는 순차적인 송신들을 바로 회피하는 순서로 행하여진다. 도 3b는 5개의 스캔 라인들을 따라 여기들을 발사하는 것을 도시하고, 이는 좌/우 시퀀스로 행하여진다. 도면의 필드는 절반으로, 즉 좌/우로 절반씩 나뉘어져 있다. 제1 송신은 좌측 절반의 왼쪽에 있는 스캔 라인을 따른다. 제2 송신은 우측 절반의 왼쪽에 있는 스캔 라인을 따른다. 이러한 패턴이 계속되어, 좌측 절반의 오른쪽에 있는 다음 송신부터 마지막 송신까지, 그리고 우측 절반의 오른쪽에 있는 마지막 송신까지 이어진다. 시퀀스 전반에 걸쳐, 상기 시퀀스에 있어서 시간적으로 인접한 송신들은 전단 검출을 위하여 도면의 필드의 절반에 의해 이격된다(예컨대, 관심 영역).

[0020] 도 3c는 또 다른 가능성의 시퀀스를 도시한다. 본 예에서는, 도면의 필드가 쿼터(quarter)들로 분리된다. 각 쿼터는 인터리빙된 사이클에서 순차적으로 스캐닝된다. 다른 분할들, 랜덤화들, 또는 시간적/공간적 패턴들을 갖는 다른 스캔 시퀀스들이 사용될 수도 있다.

[0021] 도 3d는 도 3a 내지 도 3c의 3가지 상이한 시퀀스들과 연관되는 온도 상승을 도시한다. 조직 온도 상승은 빔들의 음향 필드들이 심하게 중첩되는 근접 필드에 도시된다. 도 3a의 시퀀스 1(점선)은 시간에 따른 온도 상승이 더 크다. 도 3b 및 도 3c의 시퀀스 2 및 3(각각 일점 쇄선 및 실선)은 감소된 온도 상승을 갖는다.

[0022] 상기 온도는 추가적인 상관관계를 이용하여 전단파 속도를 해석함으로써 전단파 추정에 있어서 대안적으로 또는 추가적으로 제어될 수도 있다. 다수의 횡방향 위치들에서의 지연을 동시에 해석할 수 있게 하는 이러한 추가적인 상관관계를 제공하기 위해서는, 동일 위치에 대하여 2개, 3개 또는 4개의 푸싱 펄스들과 같은 제한된 개수를 갖는 페이즈 획득 시퀀스(phased acquisition sequence)가 사용된다. 40 및 42에서, 도 2는 전단파들을 생성하도록 푸싱 펄스 또는 송신들의 두 개의 페이즈들을 나타낸다. 펄스 반복 간격(PRI)이 짧은 동일 위치상에서 다수 회(예컨대, 5회, 10회, 그 이상) 푸싱하는 대신에, 둘 이상의 획득 페이즈들이 사용된다. 각각의 페이즈(40, 42)는 도 3a 내지 도 3c에 도시된 바와 같이 임의의 패턴으로 스캔 라인들에 걸쳐서 스캐닝한다. 단지 두 개의 페이즈를 이용하면, 동일한 공간 위치에 대한 여기 PRI가 매우 낮을 수도 있다(100ms 정도).

[0023] 다른 송신들이 발생한다. 이러한 다른 송신들은 전단파를 유도하기 보다는 오히려 전단파들을 검출하기 위한 것이다. 검출을 위한 송신들은 보다 낮은 전력 및/또는 짧은 펄스들을 가질 수도 있고, 전단파들을 생성하기 위하여 푸싱 펄스들과 동일하거나 상이한 스캔 라인들을 사용할 수도 있다. 검출을 위한 송신들은, 복수의 스캔 라인들을 따르는 수신 샘플들을 형성하기 위하여, 횡방향과 같은 적어도 1차원을 따르는 보다 넓은 빔 프로파일을 가질 수도 있다.

[0024] 동작(32)에서, 조직의 변위가 결정된다. 상기 전단파는 조직을 이동하게 한다. 도 2는 44에서 화살표로서 전단파를 모니터링하기 위한 변위를 도시한다. 상기 화살표들은 하나의 방향으로 도시되어 있지만, 상기 전단파는 다수의 방향으로 이동한다. 상기 전단파는 하나 또는 둘 이상의 방향들에서 모니터링될 수도 있다.

[0025] 상기 전단파에 의해 유도되는 조직의 변위가 시간에 따라 결정된다. 전단파가 생성되면, 인접한 조직은 전단 응력이 전파될 때까지 이동하지 않는다. 전단파가 주어진 위치를 통과함에 따라, 상기 조직은 소정량 또는 피크량까지 증가한 다음 상기 조직이 안정 상태로 되돌아감에 따라 감소하는 거리만큼 변위한다. 상기 피크량은, 초점에서의 전단파의 발생으로부터 상기 전단파의 피크가 또 다른 위치를 지나갈 때까지의 이동 시간 또는 지연과 연관된다. 이러한 시간에 따른 변위 프로파일은 시간에 따른 조직 이동의 크기를 추적하여 결정된다.

[0026] 상기 변위는 초음파 스캐닝으로 검출된다. 상기 변위를 검출하기 위해서는, 초음파 에너지가 변위를 겪는 조직으로 송신되고, 상기 에너지의 반사들이 수신된다. 도 2는 46에서 이러한 검출을 도시한다. 검출을 위한 송신 및 수신은 변위로 인한 변화를 결정하도록 다수 회 수행된다. 임의의 송신 및 수신 시퀀스가 사용될 수도 있다. 변위의 검출은 변위를 위한 상이한 영역들을 별도로 스캐닝하는 것과 같은 다른 스캐닝으로 인터리빙될 수도 있다.

- [0027] 전단파를 검출하기 위해 관심 영역이 모니터링된다. 관심 영역은, 예컨대 횡방향으로 6mm이고 축방향으로 10mm인 임의의 크기를 갖는다. 이러한 검출 영역은 초음파에 의해 모니터링된다. 예컨대, B-모드 스캔들은 전단파에 의해 유도되는 조직 변위를 검출하도록 수행된다. 도플러, 컬러 플로우, 또는 다른 초음파 모드가 사용되어 전단파를 모니터링할 수도 있다.
- [0028] 상기 모니터링은 임의의 개수의 스캔 라인들에 대하여 수행된다. 예컨대, 각각의 송신에 응답하여 4개의 수신 빔들이 형성된다. 상기 전단파를 생성하기 위하여 여기를 송신한 후에, B-모드 송신들은 4개의 인접한 스캔 라인들을 따르는 수신들 및 단 하나의 스캔 라인을 따라 반복해서 수행된다. 다른 실시예들에서, 단 하나의 수신 빔 또는 다른 개수의 수신 빔들만이 각각의 송신에 응답하여 형성된다. 10~120회 정도와 같은 임의의 회수의 반복들이 사용될 수도 있다. 상기 반복들의 개시 또는 종료 시와 같은 초음파 데이터 중 일부는 상기 전단파에 응답하지 않을 수도 있다.
- [0029] 상기 전단파가 스캔 라인들을 통해 전파됨에 따라, B-모드 강도가 변할 수도 있다. 모니터링된 스캔 라인들에 있어서, 상기 전단파로부터 도출되는 조직 이동의 시간 프로파일을 나타내는 데이터의 시퀀스가 제공된다. 예컨대, (예컨대, 스캔 라인들을 따르는) 복수의 공간 위치들로부터의 데이터는 시간의 함수로서 이미지 또는 데이터의 기준 프레임(reference frame)과 상관된다. 임의의 탄성 검출이 사용될 수도 있다. 각각의 깊이(depth) 또는 공간 위치에 있어서, 복수의 깊이들 또는 공간 위치들에 따른 상관관계(예컨대, 중앙 깊이를 갖는 64 깊이들의 커널은 프로파일이 계산되는 포인트가 됨)가 수행된다. 공간에 있어서의 2차원 또는 3차원 변위가 사용될 수도 있다. 스캔 라인들 또는 빔들과 상이한 방향을 따르는 1차원 변위가 사용될 수도 있다.
- [0030] 주어진 시간에 최고 또는 충분한 상관관계를 갖는 공간 오프셋은 변위량을 표시한다. 변위들은 상이한 회수로 주어진 위치에 대하여 결정된다. 주어진 위치에 대한 시간적 프로파일은 상기 전단파의 검출을 표시한다. 상기 프로파일은 변동의 비잡음 또는 단일 인스턴스(instance)에 대하여 조사된다. 시간적로우 패스 필터링(low pass filtering)이 있거나 없는 프로파일의 피크는 상기 전단파 프론트의 패싱을 나타낸다. 가장 큰 변위가 선택되지만, 평균 또는 기타 변위 통계가 사용될 수도 있다. 도 2는 48에서 상기 검출된 변위의 시간적 응답을 도시한다.
- [0031] 보다 큰 영역을 모니터링하기 위하여, 추가적인 수신 빔들은 동일 푸싱 펄스에 응답하여 형성된다. 대안적으로는, 또 다른 전단파가 생성되고, 상기 전단파 생성 지점과 상이한 거리에 송신 빔들과 수신 빔들이 제공된다. 본 명세서에 기재된 해결책을 이용하여, 다수의 횡방향 위치들과 연관된 변위들은 스캔 라인당 두 개 이상의 푸싱 펄스들만을 이용하여 획득된다. 각각의 수신 빔 위치에 대해서는, 초음파 데이터로 표현된 이동 정보의 시간 프로파일이 제공된다. 보다 높은 시간적 레졸루션(temporal resolution)을 제공하기 위하여 시간적 프로파일의 형성 시에는, 동일 전단파를 모니터링하기 위하여 상이한 스캔 라인들을 따르는 송신들이 회피되지만, 인터리빙된 또는 시프팅 스캐닝 위치들이 제공될 수도 있다.
- [0032] 이러한 논의는 하나의 깊이에 대한 것이다. 관심 영역의 전체 축방향 크기를 커버하는 하나의 게이트를 제공하도록 샘플링이 배치될 수도 있다. 또 다른 실시예에 있어서, 각각의 수신 빔에 대한 다수의 깊이들에서 샘플들이 획득된다. 횡방향 위치 뿐만 아니라 각각의 축방향 깊이에 대하여 별도의 시간 프로파일이 제공된다. 5 mm에 대해서는 대략 200, 또는 10 mm에 대해서는 400 등의 임의의 개수의 깊이들이 사용될 수도 있다.
- [0033] 관심 영역 내의 상이한 위치들을 나타내는 초음파 데이터가 획득된다. 상기 초음파 데이터는 스캐닝에 의하여 실시간으로 획득되거나 또는 메모리로부터 획득된다. 각각의 위치에 있어서, 상기 이동 정보는 상이한 회수로 응답을 나타낸다. 다른 스캐닝, 모니터링, 또는 기술들이 전단 크기를 추정하기 위하여 초음파 데이터를 획득하도록 사용될 수도 있다.
- [0034] 시간 및 횡방향 위치에 배치된 변위들을 이용함으로써, 단지 두 개의 푸싱 펄스들이 스캔 라인마다 발사될 뿐만으로도 전단 속도의 추정을 가능하게 한다. 예컨대, 조직 내의 전단파들은 상이한 위치들로부터의 송신들에 의해 유도된 동일 위치에서 검출되고; 조직 내의 전단파들은 동일 위치에서의 송신들에 의해 유도된 상이한 위치들에서 검출되고; 조직 내의 전단파들은 기타 상이한 위치들에서의 송신들에 의해 유도된 상이한 위치들에서 검출된다. 이러한 공간적 및 시간적 다이버시티는 모호성이 덜한 전단파를 해석하는 것을 가능하게 한다.
- [0035] 도 2는 이러한 위치 다이버시티를 이용하는 것을 도시한다. 이러한 펄싱 전략에 있어서, 전단파들을 생성하기 위하여 각각의 인덱스 위치(예컨대, 스캔 라인)에서 두 배로 여기력이 인가되고, 다른 위치들에서 전단파를 검출하기 위하여 상기 검출 펄스 시퀀스 또한 두 배로 인가된다. 하지만, 각각의 검출 펄스 시퀀스는 상이한 위치들에 대응하여, 해결책들을 검출하는 전단파의 가능한 3가지 세트들을 갖는 시스템을 만들어낸다. 하나의 세

트는 동일 위치에서 검출된 시퀀싱에 대응하지만 2개의 상이한 위치들에서 여기되고, 두 번째 세트는 상이한 위치들에서 검출된 시퀀싱에 대응하지만 동일 위치로부터 여기되며, 세 번째 세트는 상이한 위치들에서 검출 및 여기 모두에 대응한다. 이러한 아이디어는 46에서 인텍스 오프셋 파라미터 p 및 q 로서, 그리고 두 개의 튜브 형상들 간의 링크로서 도 2에 도시된다. 추가적인 위치들 및/또는 횡수들 그리고 연관된 조합들에 대하여 제공하는 것과 같은 보다 많거나 보다 덜한 시간적 및 공간적 다이버시티가 사용될 수도 있다.

[0036] 이종 영역(heterogeneous area)은 48에서 상기 검출된 변위 응답들에 있어서 타원형으로서 도 2에 예시된다. 상기 변위의 시간적 응답들은 상기 불균일 영역의 내부와 외부 위치들에서 상이하다. 매개물(medium)의 이종성은 상기 해결책의 각각의 단일 세트 중 어느 것도 완벽하지 못하게 한다.

[0037] 도 4는 변위의 시간적 응답들과 그 대응하는 여기들의 공간적 및 시간적 위치들의 일례를 도시한다. A, B 및 C는 대응하는 여기 위치들에서 발생된 전단파들이다(점선). A', B' 및 C'는 검출 위치들에서 검출된 전단파들이다. 상기 검출 위치들은 균등하게 이격된 스캔 라인들 상에 있지만, 다른 분포들을 가질 수도 있다. 이러한 예시는 시간의 함수로서 조직의 전단파들(A, B 및 C)에 대한 세 가지 푸싱 펄스들 및 연관되어 검출된 변위들(A', B' 및 C')에 관한 것이다. 도 4는 하나의 깊이에서의 처리를 나타낸다. 가로축은 전단파들에 대한 푸싱 펄스들 A 및 C가 제1 스캔 라인을 따라 송신되고, 전단파에 대한 푸싱 펄스 B가 제3 스캔 라인을 따라 송신되는 횡방향 간격을 도시한다. 또 다른 가로축은 상이한 회수로 발생하는 제1 스캔 라인을 따라 송신된 전단파들(A 및 C)에 대한 푸싱 펄스들을 보여주는 시간을 나타낸다. 예컨대, 전단파들(A 및 C)에 대한 푸싱 펄스들은 도 2의 동일 스캔 라인 $n+3$ 을 따라 푸싱 펄스들(40, 42)에 대응한다. 전단파(B)에 대한 푸싱 펄스는 동시에 송신되는 것으로 도시되어 있지만, 이는 상대적인 것이다. 실제 송신은 제3스캔 라인(예컨대, 도 2의 스캔 라인 $n+6$)을 따르는 시퀀스에서 발생한다. 푸싱 펄스들(A 및 B)에 응답하는 변위 검출의 타이밍은, 동일한 제4스캔 라인 상의 상기 검출된 변위들(A' 및 B')의 관계를 보다 잘 나타내도록 동시에 발생하는 것으로 도시된다.

[0038] 도 2 및 도 4의 예시에서는, 스캔 라인 $n+3$ 을 따르는 음향 송신에 응답하는 전단파(A)에 의해 유도된 변위(A')가 검출된다. 이러한 변위(A')는 도 2의 제2 푸싱 펄스로부터 화살표로 도시된 스캔 라인 $n+6$ 상에 있다. 상기 검출은 두 개의 간섭하는(intervening) 스캔 라인들에 의해 행하여진다. 다른 간섭하는 스캔 라인들은 전혀 제공되지 않는다. 대안적인 실시예들에서, 하나 또는 둘 이상의 간섭하는 스캔 라인들만이 사용된다. 스캔 라인 $n+5$ 을 따르는 음향 송신에 응답하는 전단파(B)에 의해 유도되는 변위(B')가 검출된다. 이러한 변위(B')는 전단파(B)를 생성하기 위하여 상기 푸싱 펄스에 사용되는 스캔 라인 $n+5$ 에 바로 인접한 스캔 라인 $n+6$ 상에 있다. 추가적인 간섭 스캔 라인들이 제공될 수도 있다. 전단파(A)에 대한 푸싱 펄스로서 동일 스캔 라인 $n+3$ 을 따르는 음향 송신에 응답하는 전단파(C)에 의해 유도된 변위(C')가 검출된다. 이러한 변위(C')는 바로 인접한 스캔 라인 $n+4$ 를 따라 검출되지만, 하나 이상의 간섭하는 스캔 라인들이 제공될 수도 있다. 도 2는 C 및 C'를 나타내기 위하여 스캔 라인 $n+3$ 상의 푸싱 펄스(40)로부터 스캔 라인 $n+4$ 상의 검출 펄스(46)로의 화살표를 도시한다.

[0039] 다른 공간적 및 시간적 관계들이 제공될 수도 있다. 도 2 및 도 4는 예시들이다. 스캔 라인 $n+3$ 및/또는 $n+5$ 를 따르는 또 다른 푸싱 펄스가 사용될 수도 있다. 추가적인 푸싱 펄스 송신들이 있거나 없는 동일한 또는 상이한 스캔 라인들을 따르는 추가적인 변위들의 검출이 사용될 수도 있다(예컨대, 동일한 푸싱 펄스 C에 응답하는 $n+4$ 상의 C' 이외에 $n+5$ 상의 C''를 검출하는 것). 도 2 및 도 4는 송신들의 우측에 대하여 이격된 스캔 라인들 상에서 발생하는 검출을 도시하지만, 임의의 간격(예컨대, 2차원에서는 좌측으로 또는 3차원에서는 전후로)이 사용될 수도 있다.

[0040] 도 4에서, AA' 및 BB'는 범위_1(range_1)에 있어서 이동 시간 파라미터를 검출하기 위한 한 쌍을 형성한다. AA' 및 CC'는 각각 범위_2(range_2)에 있어서 이동 시간 파라미터를 검출하기 위한 또 다른 쌍을 형성한다. BB' 및 CC'는 해결책을 제한하기 위한 또 다른 쌍을 형성한다. 상기 범위 파라미터들은 스캔 라인들 간의 거리의 거리를 나타낸다. 범위_1 및 범위_2에 따른 이동 시간은 공간적/시간적 쌍들로부터 지연 1 및 2로서 결정될 수도 있다. 상기 지연 정보는 상기 전단파의 이동 시간 또는 속도를 결정하는데 사용될 수도 있다.

[0041] 동작(34)에서, 상기 공간적 다이버시티는 지연들을 계산하는데 사용된다. 상기 변위들은 상기 지연을 계산하기 위해 상관된다. 가능한 상이한 지연들의 범위를 고려함으로써, 동일 계산 시에 상이한 위치들과 연관된 지연들을 해석하는데 상기 변위 프로파일들이 사용된다. 주어진 위치에 있어서는, 공간적으로 다양한 변위들의 최대 상관관계에 대응하는 지연이 계산된다. 하나의 상관관계를 수행하는 것보다는 오히려, 상기 최대값은 상이한 쌍들의 변위들과 연관된 것과 같은 다수의 상관관계들의 함수이다. 상기 전단 속도 또는 다른 전단 정보는 상관관계를 이용하여 상기 검출된 전단파들의 함수로서 계산된다. 상기 변위들이 스펙클 트래킹(speckle

tracking)에 있어서와 같이 상관관계를 이용하여 결정되는 경우에는, 상기 변위들로부터 전단 정보를 결정하는데 추가적인 또는 계층화된 상관관계가 사용된다.

하기 함수에 따라 종래의 파 전파 시간이 결정된다.

수학식 1

$$\tau_j = \max_{\arg(\tau)} c(\tau) = \sum_{t=0}^T d(m, n, t) d(u, v, t + \tau)$$

여기서, τ 는 지연이고, c 는 상관관계이고, t 는 시간이고, d 는 변위이고, m, n, u 및 v 는 2차원에서의 공간 좌표이다. 예컨대, 2개의 변위 함수들은 변위 곡선들 또는 프로파일들 A' 및 B' 이다. 이러한 최대 상관관계는 합리적으로 높은 신호-대-잡음비에 있어서 그리고 덜 변형된 신호 파형들에 대해서는 적절하게 행하여질 수도 있지만, 기타 상황들에서는 적절하지 못할 수도 있다.

이중 조직 영역로서 도 2에 도시된 바와 같이 전이 구역(transited zone)에서 유도되는 이슈들을 보상하기 위하여, 공간적 다이버시티가 사용된다. 상기 지연을 결정하는데 다수 쌍의 상관관계들이 사용된다. 상기 공간적 및 시간적 다이버시티는, 복수의 횡방향 위치들 각각에 대하여 상기 전단파들의 시간 듀레이션 및 상기 전단파들의 공간적 분포를 결정하는데 사용될 수도 있다. 최대 상관관계에 대한 검색 시에 크로스 상관관계의 그룹 거동이 사용된다. 각각의 횡방향 위치 y 에 대해서는, 상기 최대 상관관계와 연관된 지연을 결정하는데 가능한 지연들의 범위가 사용된다. 동일 깊이에서 완전 횡방향 스캔의 상관관계 함수는 2차원 행렬 $c(y, \tau)$ 로서 획득될 수도 있다. 복수의 횡방향 위치들 각각에 대한 지연이 동시에 해석된다. 전단 속도에 대한 지연은 동일 함수의 일부로서 동시에 복수의 스캔 라인들에 대하여 해석될 수도 있다. 상이한 위치들로부터의 변위들의 상관관계는 적어도 한 쌍의 전단파 변위의 시간적 프로파일들에 대하여 계산된다. 대응하는 위치들에 대한 지연들의 행렬을 출력하는데 하나의 함수가 사용된다.

상기 변위의 시간적 응답은 $d(i, j, t)$ 로 표시되며, 여기서 인덱스 i 및 j 는 각각 여기 위치 인덱스(예컨대, 스캔 라인) 및 추적 위치 인덱스(예컨대, 스캔 라인)를 나타낸다. 상관관계는 두 쌍의 변위 커버들 간의 펄스 지연 $d(i, j, t)$ 를 검출하는데 사용된다. 즉, $\{d(i, i+p, t), d(i, i+q, t)\}$, $\{d(i, i+p, t), d(i+p-q, i+p, t)\}$ 이다. 다른 쌍 $\{d(i, i+q, t), d(i+p-q, i+p, t)\}$ 은 이중 구역의 결정에 기여한다. 도 4의 예시에 있어서, 한 쌍은 $A'B'$ 이고, 또 다른 쌍은 $A'C'$ 이고, 상기 이중 구역의 결정에 기여하는 쌍은 $B'C'$ 이다.

추가적인 푸싱 펄스 송신들 및/또는 검출들이 수행되는 경우와 같은 다른 쌍들이 사용될 수도 있다. 다른 공간적으로, 시간적으로, 또는 공간적으로 그리고 시간적으로 다양한 쌍들의 변위들이 사용될 수도 있다. 상기 계산은 상이한 스캔 라인들에서 동일 스캔 라인을 따르는 푸싱 펄스들에 대한 변위를 검출하여 제공되는 것과 같은 스캔 라인들 간의 거리의 함수이다. 스캔 라인들 간의 범위는 상기 범위를 결정하는데 사용된다. 상기 범위는 상기 전단파의 속도를 결정하기 위한 지연과 함께 사용된다.

하나의 예시적인 함수는 3개의 상이한 쌍들의 변위들의 상관관계들의 합을 계산한다. 동일 스캔 라인 및/또는 상이한 검출 스캔 라인들을 따르는 상이한 송신들로부터 검출된 전단파들은 서로 상관된다. τ 가 동일 깊이의 연속적인 변화를 유지한다는 것으로 가정함으로써, 경계 라인 또는 곡선 Γ_τ 로 표시된 완전 횡방향 스캔을 따르는 그리고 동일 깊이에 대한 τ 값이 하기와 같이 정의된 비용 함수를 풀어 획득된다.

수학식 2

$$\Gamma_\tau = \max_{y=0}^{y_{\max}} \sum \{ \alpha c_1(y, \tau) + \beta c_2(y, \tau) - \gamma c_3(y, \tau) \| \dot{t}(y) \|$$

여기서,

수학식 3

$$c_1(y, \tau) = \sum_{t=0}^T d(i, i+p, t) d(i+p-q, i+p, t+\tau)$$

$$c_2(y, \tau) = \sum_{t=0}^T d(i, i+p, t) d(i, i+q, t+\tau)$$

$$c_3(y, \tau) = \sum_{t=0}^T d(i, i+p, t) d(i+p-q, i+q, t+\tau)$$

[0051]

[0052]

상기 곡선은 지연들 τ 및 횡방향 위치 y 의 행렬로 표현되고, 여기서 $\tau(y)$ 는 y 에 따른 τ 의 1차, 2차, 3차 또는 기타 도함수이다. α, β, γ 는 가중 파라미터(weighting parameter)들이다. 이러한 가중 파라미터들은 실수 1.0으로 설정될 수 있고, 다른 수들로 설정될 수도 있고, 또는 τ 의 함수일 수도 있다. 고려되는 0 내지 100의 유니티(unity) 범위에 따른 τ 의 가능한 32개의 값들과 같은 상기 지연에 대한 값들의 임의의 범위 및 개수가 사용될 수도 있다. 상기 최대 상관관계 계수의 곡선은 이용가능한 전단파 전파로부터의 모든 정보를 조합하여 각각의 값에 대하여 해석된다. 대안적인 실시예들에 있어서는, 추가적인 쌍의 항들 또는 상관관계들이 사용될 수도 있다. 상이한 다이버시티 조합들이 사용될 수도 있다.

[0053]

다양한 쌍의 항들이 다수인 기타 상관관계 함수 또는 수학식 (2)를 이용함으로써, 상이한 모듈러스(modulus)를 갖는 2개의 위치들에서의 여기로 인한 분산(variance)을 감소시킬 수도 있고; 상기 상관관계 항 c_3 (예컨대, B'C'의 상관관계)을 도입시켜 매질 이중성을 순응적으로 취급할 수도 있고; 이웃하는 제약들을 적용하여 에러를 감소시킬 수도 있다.

[0054]

도 4에 도시된 바와 같이, 상기 상관관계 함수를 계산하는데 사용되는 데이터의 쌍에 대한 상기 지연 τ 의 추정치는 상이하다. 쌍 데이터 $\{d(i, i+p, t), d(i, i+q, t)\}$ (A'B' 상관관계)는 범위_1에 있어서의 평균 시간 지연을 추정하고, 쌍 $\{d(i, i+p, t), d(i+p-q, i+p, t)\}$ (A'C' 상관관계)는 범위_2에 있어서의 평균 시간 지연을 추정한다. 이들 두 개의 추정들에 있어서 공유된 범위가 있다. 인접한 라인들의 각각의 그룹 간의 미세 추정치(τ)는 양 단부들에서 기지의 값들이 주어진 완전 횡방향 스캔에 있어서 Γ_τ 를 언래핑(unwrapping)함으로써 획득된다. 상기 완전 횡방향 스캔은 해당 전체 영역(예컨대, 스캔 라인들 중 10개)를 가로지를 수도 있지만, 상기 영역의 서브-세트를 가로지를 수도 있다. 상기 기지의 값들은 상기 단부들에 대해 구체적인 검출 펄스들 및 여기의 약간 상이한 시퀀싱에 의해 획득된다. 도면의 이미징 필드의 양 단부에서, 상기 검출 C'는 C의 동일 위치에 있고, 여기 B는 추적 펄스 B'의 동일 위치에 있으므로, 상기 추정된 이동 시간은 A ~ A'의 평균값이다. 상기 수학식들은 각 그룹의 빔들 간의 간격의 τ 값을 해석하는데 사용된다.

수학식 4

$$\tau = \begin{cases} \tau_0, & end \\ \frac{1}{2}\tau_{i-1} + \tau_i + \frac{1}{2}\tau_{i+1}, & middle \\ \tau_{N-1}, & end \end{cases}$$

[0055]

[0056]

양 단부들에서의 시퀀싱은 τ_0 및 τ_{N-1} 의 추정을 제공한다.

[0057]

도 5는 수학식 (4)의 중간을 나타낸다. 종점들 τ_0 및 τ_{N-1} 에서의 기지의 값들이 주어진 지연 τ 값들을 언래핑하기 위한 방법은 재귀적인 해결책 수학식들로서 기재될 수도 있다. 낮은 것에서 높은 순서로 주어진 τ_0 로부터, 상기 수학식들이 증명된다.

수학식 5

$$a(n)\tau_i + \frac{1}{2}\tau_{i+1} = b(n)$$

[0058]

수학식 6

$$\begin{cases} a(0)=1, & a(1)=1, & a(2)=1-\frac{1}{4}, & a(n)=1-\frac{1}{4a(n-1)} \\ b(n)=\hat{\tau}_n-\frac{b(n-1)}{2a(n-1)}, & b(0)=\tau_0 \end{cases}$$

[0059]

[0060]

모든 $a(n)$ 및 $b(n)$ 은 수학식 (4)가 두 개의 미지의 변수들로 감소되도록 계산될 수도 있다. 이러한 수학식들의 시스템과 τ_{N-1} 가 알려져 있다는 사실이 주어지면, 수학식 (5)에서는 각 그룹의 인접한 빔들에 대하여 τ 를 제공하는 높은 것에서 낮은 순서의 인덱스가 해석될 수 있다. 동일 방법이 평행 빔 획득을 위한 개별적인 τ 를 해결하는데 사용된다. 예컨대, 0~4로 인덱싱된 4개의 평행 빔들이 트랙킹 펄스들에 사용되는 경우, 각각의 인덱싱된 빔들이 수학식 (4) 내지 (6)을 통해 해석될 수 있다. 수학식 (4)에서의 가중화된 계수 1/2은 각각의 인덱싱된 빔 간의 상이한 거리를 고려하여 변경된다.

[0061]

동작(34)에서, 상기 전단 속도는 상기 지연 및 횡방향 위치의 함수로서 계산된다. 전단 속도는 조직의 상이한 공간적 위치들에 대하여 검출된다. 복수의 횡방향 위치들 각각에 대한 조직 내의 전단 속도는 각각의 지연의 함수로서 계산된다.

[0062]

상기 전단 속도는 이동 시간 또는 지연(τ) 및 스캔 라인들 간의 기지의 거리(예컨대, 범위)로부터 얻어진다. 상기 시간 및 위치에 대한 거리는 속도를 결정한다. 상기 거리는 이격되어 있는 스캔 라인(즉, 전단파를 생성하기 위한 송신 빔 위치 및 상기 전단파를 검출하기 위한 수신 빔 위치)으로부터 알려져 있다.

[0063]

임의의 모듈러스 또는 전단 값은 대안적인 값으로 또는 전단 속도 이외에도 추정될 수도 있다. 조직의 모듈러스 값들은 상기 위치들에서의 경성(hardness) 또는 강성을 나타낸다. 예컨대, 조직의 전단 모듈러스가 추정된다. 대안적인 실시예들에 있어서는, 영의 모듈러스(Young's modulus)가 추정된다. 기타 실시예들에 있어서는, 기타 전단 값들이 정량적 또는 정성적인 지의 여부가 추정된다.

[0064]

상기 전단 모듈러스는 $G = \rho v_s^2$ 로 주어지되, 여기서 ρ 는 밀도이고, v_s 는 추정된 전단 속도이다. 일 실시예에 있어서, 조직 모듈러스들 또는 전단 모듈러스와 같은 전단 정보는 스트레인 또는 변위 및 모듈러스들 또는 전단 정보의 함수로 결정된다. 예컨대, 각각의 샘플 위치에 대한 전단 모듈러스는 확산 수학식을 반복해서 풀어 결정된다. 0.5의 푸아송(Poisson)의 비를 가정하거나 또는 기지의 Poisson의 비를 이용하면, 상이한 위치들에서의 전단 모듈러스는 상기 전단 모듈러스 및 상이한 위치들에 대한 상이한 응력 하에 또는 상이한 횡수들로 스트레인 필드의 함수로서 반복해서 계산된다.

[0065]

상기 동작들은 다른 스캔 라인들 및/또는 여타의 깊이들에 대하여 반복된다. 예컨대, 동작들(30, 32, 34 및 35)은 하나 이상의 깊이들 각각에 대하여 다시 수행된다. 상기 동작들은 기타 횡방향으로 이격된 위치들에 대하여 다시 수행될 수도 있다. 예컨대, 도 4는 전반적인 시퀀스의 일 부분을 도시한다. 상이한 횡방향 위치들 y에 대한 각종 상관관계들은 수학식 (3)을 풀 때 제공된다. 대안적으로는, 4개의 스캔 라인들의 유일한 그룹들에서와 같이 여타의 횡방향 부분들이 별도로 취급된다. 대안적으로는, 관심 영역의 부분들 또는 기타 해결책들에 대하여 상기 푸싱 펄스 및 검출된 변위의 쌍들 또는 정보가 사용될 수도 있다. 예컨대, B 및 B'는 해결책을 위한 C 및 C' 쌍으로 사용될 수도 있다.

[0066]

동작(36)에서는, 이미지가 생성된다. 상기 이미지는 상기 전단 속도 또는 기타 전단 정보의 함수로서 조직을

나타낸다. 진단 정보를 위한 영역은 환자의 볼륨 또는 보다 큰 영역을 나타내는 이미지에 있어서 관심 영역 또는 서브-세트일 수도 있다. 예컨대, 상기 진단 속도는 그레이-스케일 변조된 B-모드 이미지 내의 영역에서 픽셀용 컬러를 변조시킨다. 상기 이미지는 상이한 위치들에 대한 진단 또는 모듈러스들(예컨대, 진단 모듈러스들)과 같은 변위 정보를 나타낼 수도 있다. 상기 디스플레이 그리드는 스캔 그리드 및/또는 변위들이 계산되는 그리드와 상이할 수도 있다. 상기 진단 정보의 함수로서 컬러, 밝기, 휘도, 색조, 또는 기타 특성이 변조된다.

[0067]

도 6은 의료용 초음파 이미징에 있어서 진단과 정보를 해석하기 위한 시스템(10)의 일 실시예를 도시한다. 상기 시스템(10)은 도 1, 도 2, 도 4의 방법 또는 기타 방법들을 구현한다. 상기 시스템(10)은 송신 빔포머(12), 트랜스듀서(14), 수신 빔포머(16), 이미지 프로세서(18), 디스플레이(20), 및 메모리(22)를 포함한다. 추가적인, 상이한 또는 보다 적은 구성요소들이 제공될 수도 있다. 예컨대, 진단 정보가 얻어져야 하는 관심 영역의 수동 또는 보조 지명(assisted designation)을 위하여 사용자 입력이 제공된다. 또 다른 예시로는, 조직을 처리하기 위하여 추가적인 HIFU 트랜스듀서(24)가 제공된다. 상기 시스템(10)은 의료 진단용 초음파 이미징 시스템이다. 대안적인 실시예들에 있어서, 상기 시스템(10)은 개인용 컴퓨터, 워크스테이션, PACS 스테이션, 또는 동일 위치에서의 기타 배열이고, 또는 실시간 또는 포스트 획득 이미징에 대한 네트워크 상에 분포된다.

[0068]

상기 송신 빔포머(12)는 초음파 트랜스미터, 메모리, 펄서(pulser), 아날로그 회로, 디지털 회로, 또는 그 조합들이다. 상기 송신 빔포머(12)는 상이한 또는 상대적 진폭들, 지연들, 및/또는 페이징을 갖는 복수의 채널들에 대한 파형들을 생성하도록 동작가능하다. 상기 생성된 파들에 응답하여 상기 트랜스듀서(14)로부터의 음향파들의 송신 시, 하나 이상의 빔들이 형성된다. 송신 빔들의 시퀀스는 2차원 또는 3차원 영역을 스캔하도록 생성된다. 섹터(Sector), Vector®, 리니어, 또는 기타 스캔 포맷들이 사용될 수도 있다. 동일 영역이 다수회 스캐닝된다. 플로우 또는 도플러 이미징에 대하여 그리고 스트레인 이미징에 대하여, 스캔들의 시퀀스가 사용된다. 도플러 이미징에 있어서, 상기 시퀀스는 인접한 스캔 라인을 스캐닝하기 전에 동일 스캔 라인을 따라 다수의 빔들을 포함할 수도 있다. 진단과 이미징에 대해서는, 도 3a 내지 도 3c에 도시된 바와 같이 임의의 시퀀스가 사용될 수도 있다. 진단파들을 생성하기 위한 하나, 둘 또는 그 이상의 송신 빔들이 또 다른 스캔 라인을 스캐닝하기에 앞서 각각의 스캔 라인을 따라 형성될 수도 있고 또는 인터리빙될 수도 있다. 예컨대, 상기 상관관계 계산으로부터 획득 시퀀스가 분리된다. 상기 상관관계에 대한 변위 정보를 제공하도록 메모리가 데이터를 저장한다. 대안적인 실시예들에 있어서, 상기 송신 빔포머(12)는 더욱 신속한 스캐닝을 위한 평면파 또는 발산파(diverging wave)를 생성한다.

[0069]

상기 트랜스듀서(14)는 1-, 1.25-, 1.5-, 1.75- 또는 2-차원 어레이의 압전성 또는 용량성 멤브레인 소자들이다. 상기 트랜스듀서(14)는 음향 및 전기 에너지들 간에 트랜스듀싱하기 위한 복수의 소자들을 포함한다. 예컨대, 상기 트랜스듀서(14)는 2차원 PZT 어레이(예컨대, 약 3,000 개의 소자들)이다. 수신 신호들은 상기 트랜스듀서(14)의 소자들 상에 충격을 주는 초음파 에너지(에코들)에 응답하여 생성된다. 상기 소자들은 상기 송신 및 수신 빔포머(12, 16)들의 채널들과 연결된다.

[0070]

상기 수신 빔포머(16)는 증폭기들, 지연들, 및/또는 위상 회전기들, 및 하나 이상의 합산기(summer)들을 갖는 복수의 채널들을 포함한다. 각각의 채널은 하나 이상의 트랜스듀서 소자들과 연결된다. 상기 수신 빔포머(16)는 검출을 위한 각각의 송신에 응답하여 하나 이상의 수신 빔들을 형성하기 위하여 상대적인 지연들, 위상들, 및/또는 아포디제이션(apodization)을 적용한다. 상기 수신 빔포머(16)는 상기 수신 음향 신호들을 이용하여 공간 위치들을 나타내는 데이터를 출력한다. 상대적인 지연들 및/또는 페이징 및 상이한 소자들로부터의 신호들의 합계가 빔포메이션을 제공한다. 대안적인 실시예들에 있어서, 상기 수신 빔포머(16)는 푸리에(Fourier) 또는 기타 변환들을 이용하여 샘플들을 생성하기 위한 프로세서이다.

[0071]

상기 수신 빔포머(16)는, 상기 송신 주파수 대역에 대한 제2 고조파 또는 기타 주파수 대역에서 정보를 격리시키기 위한 필터와 같은 필터를 포함할 수도 있다. 이러한 정보는 목적하는 조직, 조영제(contrast agent), 및/또는 플로우 정보를 보다 쉽게 포함할 수도 있다. 또 다른 실시예에 있어서, 상기 수신 빔포머(16)는 메모리 또는 버퍼 및 필터 또는 가산기를 포함한다. 제2 고조파, 입방체 기초 또는 기타 대역과 같은 소정의 주파수 대역에서 정보를 격리시키기 위하여 둘 이상의 수신 빔들이 조합된다.

[0072]

상기 수신 빔포머(16)는 공간적 위치들을 나타내는 빔 합산 데이터(beam summed data)를 출력한다. 단지 하나의 위치, 한 라인을 따르는 위치들, 한 영역에 대한 위치들, 또는 한 볼륨을 위한 위치들에 대한 데이터가 출력된다. 동적 포커싱(dynamic focusing)이 제공될 수도 있다. 상기 데이터는 상이한 목적들을 위한 것일 수도 있다. 예컨대, 진단과 검출을 위한 것보다는 B-모드 또는 조직 데이터에 대하여 상이한 스캔들이 수행된다. 대

안적으로는, 상기 B-모드 데이터 또한 전단파에 의해 유도된 변위를 결정하는데 사용된다.

[0073] 상기 프로세서(18)는 B-모드 검출기, 도플러 검출기, 펄스파 도플러 검출기, 상관관계 프로세서, 푸리에 변환 프로세서, ASIC, 범용 프로세서, 제어 프로세서, 이미지 프로세서, 펄드 프로그래밍 가능한 게이트 어레이, 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 그 조합들 또는 빔포밍된 초음파 샘플들로부터의 표시에 대한 정보를 검출 및 처리하기 위한 기타 현재 공지된 또는 추후 개발된 디바이스이다.

[0074] 일 실시예에 있어서, 상기 프로세서(18)는 하나 이상의 검출기들과 별도의 프로세서를 포함한다. 상기 별도의 프로세서는 제어 프로세서, 범용 프로세서, 디지털 신호 프로세서, ASIC, 펄드 프로그래밍가능한 게이트 어레이, 네트워크, 서버, 프로세서들의 그룹, 데이터 경로(data path), 그 조합들 또는 변위를 결정하고, 그리고 조직 특성들을 계산하기 위한 기타 현재 공지된 또는 추후 개발된 디바이스이다. 예컨대, 상기 별도의 프로세서는 도 1에 도시된 동작들의 하나 이상의 임의의 조합을 수행한다. 상기 프로세서(18)는 상기 동작들을 수행하도록 소프트웨어 및/또는 하드웨어에 의해 구성된다.

[0075] 일 실시예에 있어서, 상기 프로세서(18)는 상기 수신 빔포머(16)로부터의 출력 데이터의 함수로서 조직 변위들을 추정한다. 상기 변위들은 시간의 함수로서 변위의 크기의 곡선을 나타내는 데이터 또는 프로파일로서 추정된다. 상기 변위 프로파일은 상기 전단파의 패싱 시에 획득된 데이터와 기준 데이터 간의 유사성의 레벨을 상관하거나 또는 결정하여 획득될 수 있다. 상기 프로세서(18)는 다수의 위치들로부터의 변위 정보를 사용한다. 상기 공간 위치들 중 상이한 것들로부터 조직 변위들의 적어도 한 쌍에 대한 상관관계 계수들이 결정된다. 상이한 쌍들로부터의 상관관계 계수들이 사용되어 이동 시간을 해석하게 된다. 상이한 공간 위치들에 대한 이동 시간은 동일 입력들을 갖는 수학적식으로부터 출력되는 것과 같이 동시에 해석된다. 상이한 공간 위치들에 대한 이동 시간은 상기 공간 위치들 중 상이한 것들로부터의 데이터를 이용하는 함수로부터 결정된 출력 세트에 제공된다. 상기 출력 세트의 각각의 값은 이동 시간이 계산되는 거리를 정의하지 않는 공간 위치들을 포함하는 복수의 공간 위치들에 대한 조직 변위들의 함수이다. 상기 공간 위치들 중 상이한 것들에 대한 변위는 주어진 이동 시간에 기여한다. 예컨대, 상기 상관관계 계수들은 적어도 3 쌍의 조직 변위들, 즉 제1 쌍은 상이한 위치들에서의 송신들에 의해 유도된 동일 위치에서의 조직 내의 변위들이고, 제2 쌍은 동일 위치에서의 송신들에 의해 유도된 상이한 위치들에서의 조직 내의 변위들이고, 제3 쌍은 기타 상이한 위치들에서의 송신들에 의해 유도된 상이한 위치들에서의 조직 내의 변위들에 대하여 계산된다.

[0076] 상기 프로세서(18)는 상기 이동 시간으로부터 전단 속도를 계산한다. 기타 전단 정보가 결정될 수도 있다. 특정한 스캔 라인들과 연관된 지연들이 결정된다. 상기 전단 속도는 상기 지연들 및 대응하는 거리들 또는 범위들로부터 계산된다.

[0077] 상기 프로세서(18)는 상기 조직 특성들로부터 상기 디스플레이(20)로 맵핑된 이미지 또는 디스플레이 값들을 생성 및 출력한다. 예컨대, 상기 전단 속도, 전단 모듈러스, 또는 기타 값은 각각의 위치에 대하여 결정된다. 상기 값들의 크기는 컬러, 색조, 밝기, 및/또는 기타 표시 특성을 변조시킨다. 상기 프로세서(18)는 픽셀 값(예컨대, RGB) 또는 픽셀 값에 대해 역전된 스칼라 값을 결정한다. 상기 이미지는 스칼라 또는 픽셀 값들로서 생성된다. 상기 이미지는 비디오 프로세서, 룩-업 테이블, 컬러 맵, 또는 상기 디스플레이(20)에 직접 출력될 수도 있다.

[0078] 상기 프로세서(18)는 상기 메모리(22) 또는 또 다른 메모리에 저장된 명령들에 따라 동작한다. 상기 프로세서(18)는 의료용 초음파 이미징에 있어서 전단파 정보를 해석하도록 프로그래밍된다. 상기 메모리(22)는 비-일시적인 컴퓨터 판독가능한 저장 매체이다. 본 명세서에 논의된 프로세스들, 방법들 및/또는 기술들을 구현하기 위한 명령들은, 캐시, 버퍼, RAM, 이동식 매체, 하드 드라이브 또는 기타 컴퓨터 판독가능한 저장 매체와 같은 상기 컴퓨터 판독가능한 저장 매체 또는 메모리들 상에 제공된다. 컴퓨터 판독가능한 저장 매체는 각종 타입의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다. 본 명세서에 기재된 또는 도면들에 예시된 함수들, 동작들 또는 작업들은 컴퓨터 판독가능한 저장 매체에 또는 그 위에 저장된 명령들의 하나 이상의 세트들에 응답하여 실행된다. 상기 함수들, 동작들 또는 작업들은 특정 타입의 명령들 세트, 저장 매체, 프로세서 또는 처리 전략에 독립적이고, 단독으로 또는 조합하여 동작하는 소프트웨어, 하드웨어, 집적회로들, 펌웨어, 마이크로 코드 등에 의해 수행될 수도 있다. 마찬가지로, 처리 전략들은 멀티프로세싱, 멀티태스킹, 병렬 처리 등을 포함할 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 상기 명령들은 로컬 또는 원격 시스템들에 의해 판독하기 위한 제거가능한 미디어 디바이스 상에 저장된다. 다른 실시예들에 있어서, 상기 명령들은 컴퓨터 네트워크를 통해 또는 전화선들에 걸쳐 전송하기 위한 원격 위치에 저장된다. 다른 실시예들에 있어서도, 상기 명령들은 소정의 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.

[0079]

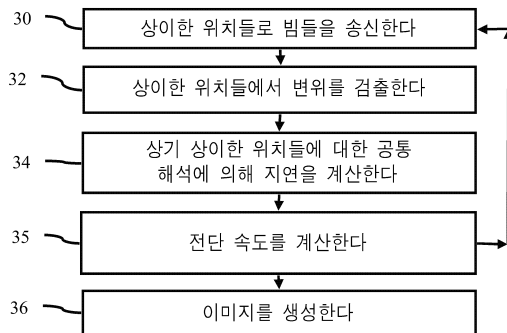
상기 디스플레이(20)는 CRT, LCD, 프로젝터, 플라즈마, 또는 2차원 이미지들 또는 3차원 표현법들을 표시하기 위한 기타 디스플레이이다. 상기 디스플레이(20)는 상기 전단 속도와 같은 전단 정보를 나타내는 하나 이상의 이미지들을 표시한다.

[0080]

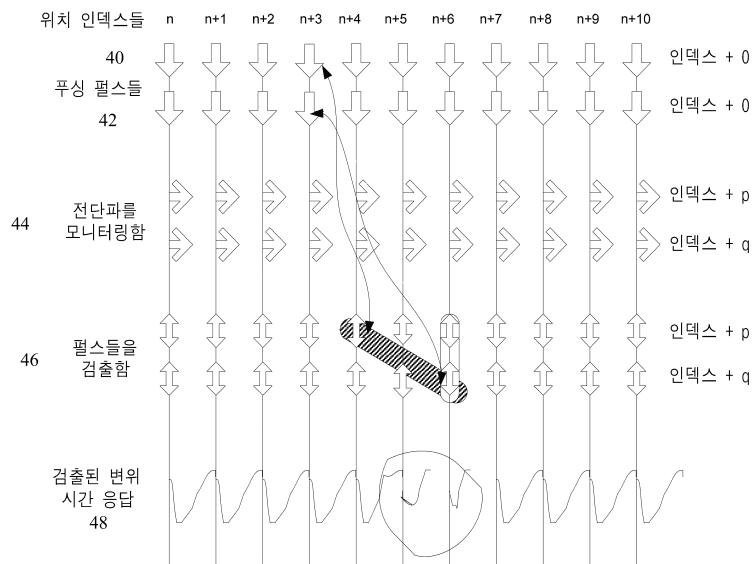
지금까지 본 발명을 각종 실시예들을 참조하여 상술하였지만, 본 발명의 범위에서 벗어나지 않으면서 수많은 변경들과 변형들이 가능하다는 점은 자명하다. 그러므로, 상기 상세한 설명은 제한적이라기 보다는 예시적인 것으로 간주되어야 하고, 하기 청구범위는 본 발명의 기술적 사상과 범위를 한정하도록 의도되어 있는 모든 등가물들을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

도면

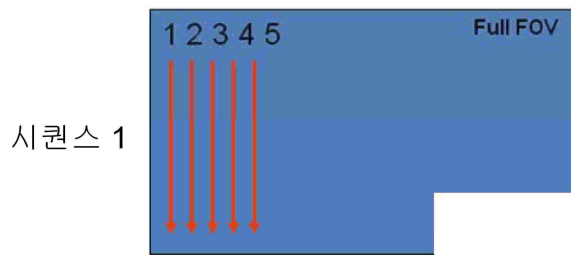
도면1



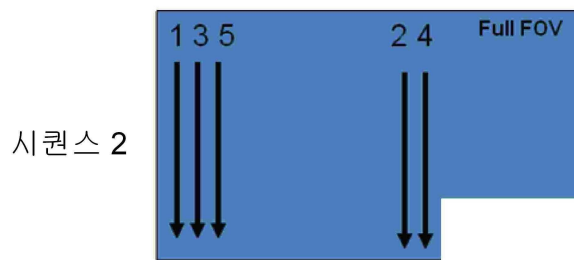
도면2



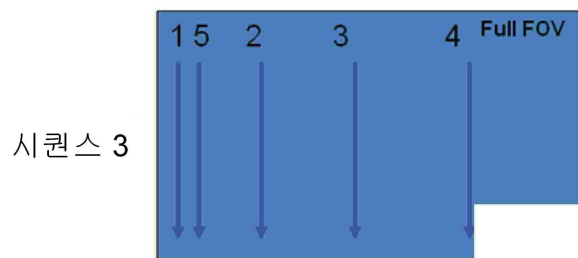
도면3a



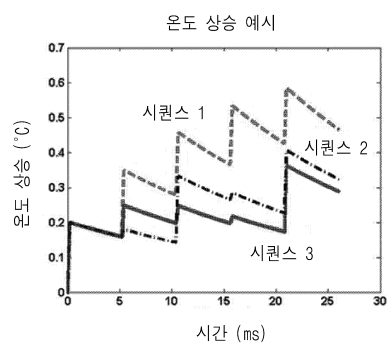
도면3b



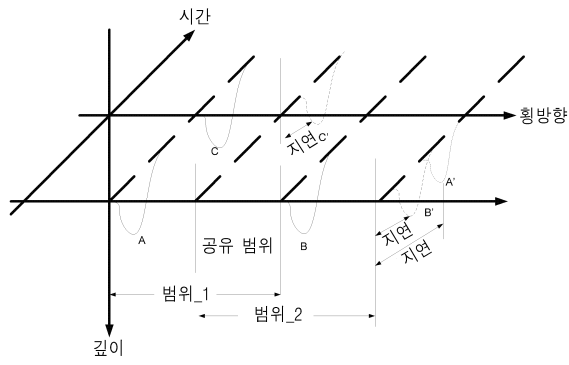
도면3c



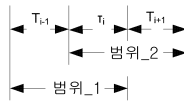
도면3d



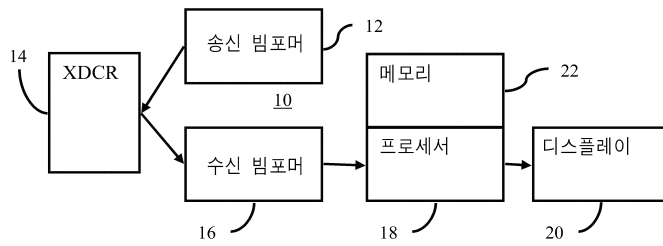
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	医学超声成像中的剪切波信息分析		
公开(公告)号	KR1020150035834A	公开(公告)日	2015-04-07
申请号	KR1020150018521	申请日	2015-02-06
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
当前申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
[标]发明人	FAN LIEXIANG 판리에시앙		
发明人	판,리에시앙		
IPC分类号	A61B8/14 G06F19/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/488 A61B8/485 G01S15/8906 G01S7/52042 A61B8/145 G06F19/00 A61B8/54		
代理人(译)	专利法的人和别人 Yisiyong		
优先权	12/898957 2010-10-06 US		
其他公开文献	KR101868381B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供剪切波速度解决方案用于医学超声成像。不是基于距剪切波原点的距离和该位置的峰值位移的距离来确定每个位置的剪切波信息，而是将原点和检测位置的不同组合产生的位移分布相关联（34）。使用来自传输位置和检测位置的不同空间组合的位移来检测剪切信息（32）。相关组合用于相同的功能，以同时求解多个横向位置的延迟（34）。空间收集和分层相关可以提供更准确的剪切波估计（35）。

