(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0030463
(43) 공개일자 2020년03월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01) *A61B 8/08* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/54 (2013.01)
A61B 8/4444 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2019-0111650
(22) 출원일자 2019년09월09일
심사청구일자 2019년09월10일
(30) 우선권주장
16/128,801 2018년09월12일 미국(US)

(71) 출원인
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.
미국 펜실베니아 맬버른 리버티 블러바드 40 (우 : 19355)
(72) 발명자
레이비드, 야신
미국 98028 워싱턴 메이플 밸리 243 애비뉴 사우스이스트 25908
(74) 대리인
특허법인 남앤남

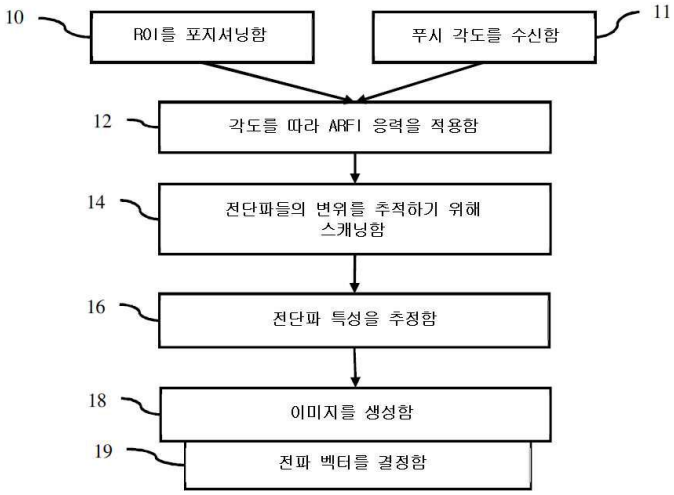
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 **초음파-기반 전단파 이미징을 위한 각도들**

(57) 요 약

초음파를 이용한 전단파 이미징을 위해, 조직의 배향에 직각이 되거나 또는 변환기 어레이의 면에 직각이 아니게 되는 것과 같이, 조직 정보에 기반하여, ARFI 빔의 방향이 선택(11)된다. 그 결과, ARFI 빔에 직각으로 측정(14)된, 추정(16)된 전단파 속도는 실제 전단파 속도에 더 가까울 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 전단파의 전파의 하나 이상의 벡터들이 결정(19)되어 사용자에게 디스플레이(18)되어서, 사용자가 조직의 이방성의 정도를 시각화하여 전단파 속도 추정(16)에 대한 영향을 판단할 수 있게 된다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61B 8/5207 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

초음파 스캐너(scanner)를 이용한 전단파 이미징(imaging)을 위한 방법으로서, 상기 방법은,

환자의 조직에 대한 관심 구역을 포지셔닝(positioning)하는 단계(10);

각도를 수신하는 단계(11);

상기 초음파 스캐너의 변환기로부터 상기 환자의 조직의 상기 관심 구역에서의 또는 상기 관심 구역 옆의 초점 위치로 방사력 펄스(radiation force pulse)를 송신하는 단계(12) －상기 방사력 펄스는 상기 각도로 상기 초점 위치와 교차하도록 송신되며(12), 상기 방사력 펄스에 기인하여 전단파가 생성됨－;

상기 전단파가 상기 관심 구역에서 전파됨에 따라, 상기 초음파 스캐너에 의해, 상기 관심 구역을 초음파로 스캐닝(scanning)하는 단계(14);

상기 스캐닝하는 단계(14)로부터 전단파 특성을 추정하는 단계(16); 및

상기 환자의 조직의 상기 전단파 특성의 이미지(image)를 생성하는 단계(18)

를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 관심 구역을 포지셔닝하는 단계(10)는 상기 관심 구역에 대한 사용자 입력에 의해 초음파 이미지 상에 상기 관심 구역을 포지셔닝하는 단계(10)를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 각도를 수신하는 단계(11)는 상기 각도에 대한 사용자 입력을 수신하는 단계(11)를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 4

제1 항에 있어서,

상기 각도를 수신하는 단계(11)는 상기 각도에 대한 사용자 입력 없이 그리고 이미지 프로세싱(processing)으로부터 상기 각도를 결정하는 단계를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 5

제4 항에 있어서,

상기 각도를 결정하는 단계는 도달 시간에 기반한 벡터장(vector field)으로부터 결정하는 단계를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 6

제4 항에 있어서,

상기 각도를 결정하는 단계는 평행하지 않은 수신 스캔 라인(scan line)들을 따르는 변위들에 기반한 벡터장으로부터 결정하는 단계를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 7

제1 항에 있어서,

상기 각도를 수신하는 단계(11)는 상기 관심 구역 내의 해부학적 구조의 배향을 결정하는 단계, 및 상기 배향에 직각(perpendicular)이 되도록 상기 각도를 세팅(setting)하는 단계를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 8

제1 항에 있어서,

상기 송신하는 단계(12)는, 상기 초점 위치에 포커싱되고(focused) 송신 스캔 라인을 따르는 음향 빔(beam)을 형성하는 단계를 포함하며, 상기 송신 스캔 라인은 상기 각도로 있는,

초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 9

제8 항에 있어서,

상기 관심 구역은 직사각형 또는 정사각형이며, 상기 송신 스캔 라인은 직사각형 또는 정사각형 관심 구역의 모든 면(side)들에 평행하지 않고 직각이 아닌,

초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 10

제1 항에 있어서,

상기 스캐닝하는 단계(14)는 반복적으로, 상기 관심 구역에 걸쳐 추적 펄스들을 송신하는 단계 및 상기 추적 펄스들에 응답적인 음향 응답들을 수신하는 단계(11)를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 11

초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법으로서, 상기 방법은,

상기 초음파 스캐너의 변환기로부터 환자의 조직으로 방사력 펄스를 송신하는 단계(12) －상기 방사력 펄스에 기인하여 전단파가 생성됨－;

상기 전단파가 상기 조직에서 전파됨에 따라, 상기 초음파 스캐너에 의해, 상기 조직을 초음파로 스캐닝하는 단계(14);

상기 스캐닝하는 단계(14)로부터 상기 전단파의 전파 방향을 결정하는 단계(19); 및

상기 환자의 조직에서의 상기 전단파의 전파 방향을 표현하는 이미지를 생성하는 단계(18)

를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 12

제11 항에 있어서,

상기 스캐닝하는 단계(14)는 상기 조직에서의 복수의 위치들 각각에 대해 상기 전단파에 의해 유발된, 시간의

경과에 따른 변위들을 결정하는 단계를 포함하며, 상기 방향을 결정하는 단계(19)는 상기 위치에서의 상기 전단파의 도달 시간의 구배(gradient)로부터 상기 방향을 결정하는 단계(19)를 포함하며, 상기 도달 시간은 상기 변위들에 기반하는,

초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 13

제11 항에 있어서,

상기 이미지를 생성하는 단계(18)는 관심 구역에서의 위치별로 상기 방향을 나타내는 화살표들로서 벡터장을 생성하는 단계(18)를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 14

초음파를 이용한 전단파 이미징을 위한 시스템(system)으로서, 상기 시스템은,

송신 라인을 따르는 푸싱(pushing) 펄스를 환자의 조직에 송신하도록 구성된 송신 빔형성기(beamformer) -상기 조직에서의 위치에 대한 상기 푸싱 펄스의 상기 송신 라인의 송신 각도는 선택가능함-;

상기 푸싱 펄스의 송신 후의 스캐닝(scanning)(14)으로부터 신호들을 수신하도록 구성된 수신 빔형성기;

상기 수신 신호들로부터, 상기 조직에서의 전단파의 전단파 속도(velocity) 및 전파 각도를 결정하도록 구성된 이미지 프로세서(processor); 및

상기 전파 각도를 표현하는 그래픽(graphic)을 이용하여 상기 전단파 속도의 전단 속도 이미지를 출력하도록 구성된 디스플레이(display)

를 포함하는,

초음파를 이용한 전단파 이미징을 위한 시스템.

청구항 15

제14 항에 있어서,

상기 그래픽은 화살표를 포함하는,

초음파를 이용한 전단파 이미징을 위한 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

배 경 기 술

[0001] [0001] 본 실시예들은 전단파 이미징(shear wave imaging)에 관한 것이다. 조직에서의 전단파 속력(speed)은 진단적으로 유용할 수 있으며, 따라서 환자의 조직에서의 전단 속력을 추정하기 위해 초음파가 사용된다. 관심 구역에 또는 관심 구역 근처에 송신 스캔 라인(scan line)을 따라 음향 방사력 임펄스(ARFI; acoustic radiation force impulse)를 송신함으로써, ARFI 초점에서 전단파가 생성된다. 전단파는, 송신 스캔 라인에 직각(perpendicular)으로 대부분 전파되는 것으로 가정된다. 초음파 스캐닝(scanning)은 관심 구역 내에서의 전단파의 전파를 모니터링한다(monitor). 조직에서의 전단파의 속도(velocity)를 결정하기 위해, 전단파의 원점으로부터 일 거리에서의 전단파의 도달 시간이 사용된다. 관심 구역 내의 상이한 위치들에 대한 속력이 추정되어서, 전단파 속도의 공간 분포가 제공될 수 있다.

[0002] [0002] 이방성 조직이 전단파의 생성, 전파 및 검출에 영향을 끼칠 수 있다. 근육, 콜라겐(collagen) 또는 다른 섬유들은 전단파가 ARFI의 송신 빔(beam)에 직각과는 상이한 각도로 대부분 전파되게 할 수 있다. 전단파가 ARFI 빔에 직각으로 전파된다는 가정은 전단파 속도의 과소추정(underestimation)을 초래한다. 초음파 이미징

시스템(system)들은 전단파 이방성을 특성화하기 위한 도구들을 제공하지 않으며, 따라서 사용자들은 상이한 시점들로부터 전단파 속도를 측정하기 위해 시야를 변경할 수 있다. 이 접근법은 부정확하고 시간 소모적이다.

발명의 내용

[0003] [0003] 도입부로서, 아래에서 설명된 바람직한 실시예들은 초음파를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법들, 명령들을 갖는 컴퓨터(computer) 판독가능 저장 매체 및 시스템들을 포함한다. 조직의 배향에 직각이 되거나 또는 변환기 어레이(array)의 면(face)에 직각이 아니게 되는 것과 같이, 조직 정보에 기반하여, ARFI 빔의 방향이 선택된다. 그 결과, ARFI 빔에 직각으로 측정된, 추정된 전단파 속도는 실제 전단파 속도에 더 가까울 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 전단파의 전파의 하나 이상의 벡터(vector)들이 결정되어 사용자에게 디스플레이되어서(displayed), 사용자가 조직의 이방성의 정도를 시각화하여 전단파 속도 추정에 대한 영향을 판단할 수 있게 된다.

[0004] [0004] 제1 양상에서, 초음파 스캐너(scanner)를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법이 제공된다. 환자의 조직에 대한 관심 구역이 포지셔닝되고(positioned), 각도가 수신된다. 초음파 스캐너의 변환기로부터 환자의 조직의 관심 구역에서의 또는 이 관심 구역 옆의 초점 위치로 방사력 펄스(radiation force pulse)가 송신된다. 방사력 펄스는 이 각도로 초점 위치와 교차하도록 송신된다. 방사력 펄스에 기인하여 전단파가 생성된다. 전단파가 관심 구역에서 전파됨에 따라, 초음파 스캐너는 초음파로 관심 구역을 스캐닝한다(scan). 스캐닝으로부터 전단파 특성이 추정된다. 환자의 조직의 전단파 특성의 이미지(image)가 생성된다.

[0005] [0005] 제2 양상에서, 초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법이 제공된다. 초음파 스캐너의 변환기로부터 환자의 조직으로 방사력 펄스가 송신된다. 방사력 펄스에 기인하여 전단파가 생성된다. 전단파가 조직에서 전파됨에 따라, 초음파 스캐너는 초음파로 조직을 스캐닝한다. 스캐닝으로부터 전단파의 전파 방향이 결정된다. 환자의 조직에서의 전단파의 전파 방향을 표현하는 이미지가 생성된다.

[0006] [0006] 제3 양상에서, 초음파를 이용한 전단파 이미징을 위한 시스템이 제공된다. 송신 빔형성기(beamformer)는 송신 라인을 따르는 푸싱(pushing) 펄스를 환자의 조직에 송신하도록 구성된다. 조직에서의 위치에 대한 푸싱 펄스의 송신 라인의 송신 각도는 선택가능하다. 수신 빔형성기는 푸싱 펄스의 송신 후의 스캐닝으로부터 신호들을 수신하도록 구성된다. 이미지 프로세서(processor)는, 수신 신호들로부터, 조직에서의 전단파의 전단파 속도 및 전파 각도를 결정하도록 구성된다. 디스플레이(display)는 전파 각도를 표현하는 그래픽(graphic)을 이용하여 전단파 속도의 전단 속도 이미지를 출력하도록 구성된다.

[0007] [0007] 본 발명은 다음의 청구항들에 의해 정의되고, 본 섹션(section)의 아무것도 그러한 청구항들에 대한 제한으로서 취해지지 않아야 한다. 본 발명의 추가적인 양상들 및 장점들은 바람직한 실시예들과 함께 아래에서 논의되며, 독립적으로 또는 결합하여 나중에 청구될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0008] [0008] 구성요소들 및 도면들이 반드시 실척에 맞는 것은 아니며, 대신에, 본 발명의 원리들을 예시할 때 강조가 이루어진다. 게다가, 도면들에서, 유사한 참조 부호들은 상이한 도면들 전체에 걸쳐 대응하는 부분들을 표기한다.

[0009] [0009] 도 1은 초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법의 일 실시예의 흐름도 다이어그램(diagram)이고;

[0010] [0010] 도 2는 전단파 이미징을 위한 관심 구역 및 ARFI 송신 스캔 라인에 대한 예시적인 공간 어레인지먼트(arrangement)를 예시하고;

[0011] [0011] 도 3은 각도를 이룬(angled) ARFI 송신 스캔 라인을 갖는 관심 구역에 대한 예시적인 공간 어레인지먼트 및 전파 벡터들을 이용한 이미징을 예시하며; 그리고

[0012] [0012] 도 4는 전단파 이미징을 위한 시스템의 일 실시예의 블록(block) 다이어그램이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0009] [0013] 전단파 벡터 이미징이 제공된다. 조직 이방성은 전단파들이 우선적인(preferential) 방향들을 따라 대부분 전파되게 한다. 이방성을 다루는 것은 전단파 탄성 이미징(SWEI; shear wave elasticity imaging)을 개선시키고 부가적인 임상 이점들을 제공할 수 있다. 많은 초음파 시스템들에서, 이방성을 평가하는 것은 어려운

데, 그 이유는 SWEI에서의 푸시(push) 빔 및 추적(track) 빔의 각도들은 사용자에 의해 제어되지 않기 때문이다. 전단파 벡터 이미징은 푸시 빔에 대한 벡터 및/또는 전단파 전파에 대한 검출된 벡터를 사용한다.

[0010] [0014] 전단파 벡터 이미징은 이방성을 더욱 잘 다루기 위해 푸시 빔의 각도를 사용할 수 있다. 종래의 SWEI에서, 푸시 빔의 각도는 제어되는 것이 아니라, 대신에, 변환기에 직각이다. 푸시 빔의 각도는, 사용자 제어 또는 이미지 프로세싱(processing)을 사용하여 선택되며 관심 구역 제어에 독립적이다. 푸시 빔 각도의 사용자 또는 자동화된 제어에 의해, 전단파 특성들의 결과적인 추정치들은 더 정확할 수 있다.

[0011] [0015] 전단파 벡터 이미징은 전단파 전파 크기(magnitude) 및/또는 방향을 나타내는 벡터 또는 벡터들을 디스플레이(display)할 수 있다. 전파 방향을 따라 전단파 특성을 결정함으로써, 추정치는 더 정확할 수 있다. 벡터 방향의 표시는, 진단 시 그리고/또는 SWEI의 정확성 또는 가능한 오차(likely error)를 결정하는 데 사용자를 보조할 수 있다. 벡터는 전단파 속도 또는 변위 컬러 맵(color map)에 독립적으로 그리고/또는 이러한 전단파 속도 또는 변위 컬러 맵 상에 오버레이된(overlaid) 상태로 디스플레이된다. 일 실시예에서, 벡터장(vector field)으로서 전단파 속도를 획득하기 위해 도달 시간 맵의 구배(gradient)가 컴퓨팅된다(computed). 다른 실시예에서, 상이한 각도들에서의 추적 빔들로부터의 변위 맵들이 결합되어, 전단파 변위장의 크기 및 방향이 컴퓨팅된다.

[0012] [0016] 도 1은 초음파 스캐너를 이용한 전단파 이미징을 위한 방법의 일 실시예를 도시한다. ARFI 빔의 각도는 이를테면 조직 이방성에 기반하여 선택가능하다. 전단파의 전파 각도가 결정되어 디스플레이될 수 있다. ARFI 빔의 각도 및 검출된 전파 각도 중 하나 또는 둘 모두가 사용될 수 있다.

[0013] [0017] 방법은 도 4의 시스템 또는 상이한 시스템에 의해 구현된다. 제어기, 사용자 인터페이스(interface) 및/또는 이미지 프로세서는 동작(11)에서 푸시 각도를 수신하며, 그리고/또는 동작(10)에서 관심 구역을 포지셔닝(positioning)한다. 송신 빔형성기와 수신 빔형성기는, 동작들(12 및 14)에서, 선택가능한 각도로 ARFI를 적용하는 것 그리고 조직 반응을 추적하는 것을 포함하여, 환자에 송신하고 이 환자로부터 수신하기 위해, 변환기를 사용한다. 동작(16)에서, 이미지 프로세서가 전단파 특성을 추정한다. 동작(18)에서, 이미지 프로세서는 이미지를 생성한다. 동작(18)을 위해 디스플레이가 사용될 수 있다. 상이한 디바이스(device)들, 이를테면 초음파 스캐너의 다른 부분들이 동작들 중 임의의 동작을 수행할 수 있다.

[0014] [0018] 동작들은 설명되거나 또는 도시된 순서로(즉, 위에서 아래로) 수행되지만, 다른 순서들로 수행될 수 있다. 동작들(10 및 11)은 임의의 순서로 수행될 수 있거나 또는 동시에 수행될 수 있다. 동작(19)은 동작(18) 및/또는 동작(16) 이전에 수행될 수 있다.

[0015] [0019] 부가적인, 상이한, 또는 더 적은 수의 동작들이 제공될 수 있다. 예컨대, 동작(11) 또는 동작(19)은 수행되지 않는다. 초음파 스캐너를 구성하고, 변환기를 포지셔닝(positioning)하며, 그리고/또는 결과들을 기록하기 위한 동작들이 제공될 수 있다. 다른 예에서, 기준 스캐닝, 이를테면 조직 이방성을 검출하기 위한 B-모드(mode) 스캐닝이 동작(12) 이전에 수행된다. 전단파들에 의해 유발되는 조직 운동(motion)을 결정하기 위해, 이완 상태의 조직, 또는 전단파를 겪지 않거나 또는 전단파를 비교적 거의 겪지 않은 조직이 기준으로서 검출된다. 초음파 스캐너는 기준 조직 정보를 검출한다. 기준 스캐닝은 동작(12)에서의 ARFI의 송신 이전에 일어나지만, 다른 시간들에 수행될 수 있다. 임의의 유형의 검출, 이를테면 세기의 B-모드 검출이 사용될 수 있다. 다른 실시예들에서, 검출 없이, 빔형성된 데이터(beamformed data)가 기준으로서 사용된다.

[0016] [0020] 동작(10)에서, 초음파 스캐너의 초음파 스캐너(예컨대, 사용자 인터페이스, 제어기 또는 이미지 프로세서)는 환자의 조직에 대한 관심 구역을 포지셔닝한다. 환자를 스캐닝(scanning)한 후에, B-모드 또는 다른 이미지가 생성된다. 사용자는, 2-차원 또는 3-차원 구역이 그 주위에 배치되는 지점을 선택하는 것과 같이, 사용자 입력 디바이스를 사용하여 이미지 상의 관심 구역을 입력한다. 대안적으로, 이미지 프로세서는, 전단파 특성에 대해 측정될 조직을 식별하기 위해 기계-학습 검출기를 적용하는 것과 같이, 관심 구역의 배치를 위한 위치를 검출한다.

[0017] [0021] 관심 구역은 지점의 선택, 영역의 배치, 또는 체적의 배치에 의해 포지셔닝된다. 관심 구역은, 이를테면 조직 구역을 트레이싱(tracing)하는 것으로부터, 임의의 형상을 갖는다. 일 실시예에서, 관심 구역은 직사각형 또는 정사각형이며, 따라서 사용자는 대각선 코너(corner) 위치들 또는 지점, 그리고 사이징(sizing)을 선택한다.

[0018] [0022] 동작(11)에서, 초음파 스캐너는 각도를 수신한다. 수신된 각도는 조직의 배향에 직각이다. 각도는 해부학적 구조의 배향 또는 전단파의 예상 전파 방향에 기반한다. 관심 구역에서의 조직의 이방성 방향에 기인하

여 각도가 세팅된다(set). 예컨대, 섬유들(예컨대, 근육 또는 콜라겐)의 방향이 배향을 제공한다. 섬유들이 관심 구역 내에서 상이한 배향들을 갖는 경우, 중앙(median), 평균(average) 또는 우세한 배향이 사용된다. 각도는 배향에 직각이다. 각도는, 푸시 또는 ARFI 빔을 배향시키기 위해 사용된다.

[0019] [0023] 대안적으로, 수신된 각도는 조직의 배향이다. 조직의 각도는, 예상 전파에 직각인 각도를 결정하기 위해 사용될 수 있다.

[0020] [0024] 초음파 스캐너는 디스플레이된 이미지 상의 입력 디바이스를 이용하여 사용자 입력으로서 각도를 수신한다. 사용자는, 시작점과 끝점을 입력하는 것과 같이, 벡터를 배치한다. 도 2는 B-모드 이미지에서 표현된 조직 위에 배치된 직사각형 구역으로서 관심 구역(22)을 도시한다. 관심 구역(22)의 면(side)들은 이미지와 평행하지만(예컨대, 수평 및 수직(vertical)이지만), 기울어지거나(tilted) 또는 다른 각도들로 있을 수 있다. 다른 형상들이 사용될 수 있다. 관심 구역 내에서, 조직은 근육 섬유들이다. 섬유들은 일반적으로, 좌측 하단으로부터 우측 상단으로 배향된다.

[0021] [0025] 각도는 관심 구역 제어에 독립적으로 결정된다. 각도는 조직, 이를테면 관심 구역 내의 조직에 기반한다. 각도는 관심 구역의 배향에 맞추지 않지만, 맞출 수 있다. 각도에 대한 사용자 입력을 위해, 관심 구역을 배치한 후에, 각도 표시에 대한 시퀀싱(sequencing)과 같은 별개의 입력으로서 각도가 제어된다. ARFI 빔의 초점 위치는 관심 구역에 대한 주어진 포지션(position)에 세팅될(set) 수 있지만, 각도는 관심 구역 포지션을 세팅(setting)하는 것에 독립적으로 제어되거나 또는 선택된다.

[0022] [0026] 도 2에서, 초점 깊이에 대한 수평 라인과 함께, 송신 스캔 라인(20)은 수직(vertical) 라인에 의해 표현된다. 관심 구역(22)을 배치하기 위한 제어는 면으로부터(구역(22)의 안으로 또는 밖으로) 주어진 거리에 송신 스캔 라인(20)을 자동으로 포지셔닝(position)한다. 초점 깊이는 관심 구역에 대한 주어진 깊이에 자동으로 세팅된다.

[0023] [0027] 도 3은 각도의 독립적인 제어를 표현한다. 초점 포지션이 관심 구역(22)에 대해 동일한 위치에 있을 수 있지만, ARFI에 대한 송신 스캔 라인(20)을 표현하는 각도는 수직이 아니도록 변경되거나 또는 세팅된다. 각도는 변환기에 의해 제한될 수 있다. 각도는 관심 구역(22)의 면들과 평행하지 않거나 또는 직각이 아니다. 다른 실시예들에서, 초점 깊이 및/또는 포지션은 또한, 선택될 수 있다. 송신 스캔 라인(20)에 대한 2 개의 라인들 및 초점 깊이는, 사용자가 포지셔닝하도록 디스플레이될 수 있고 그리고/또는 초음파 스캐너에 의해 결정된 각도에 기반하여 디스플레이될 수 있다. 대안적으로, 본원에서의 논의를 위해, 각도를 표현하는 라인 그래픽들은 디스플레이되지 않는다.

[0024] [0028] 대안적으로, 이미지 프로세서 또는 제어기는 이미지 프로세서에 의한 검출의 출력으로서 각도를 수신한다. 조직의 배향을 검출하기 위해, 지향성 필터링(filtering), 기계-학습 검출, 또는 다른 이미지 프로세싱이 사용된다. ARFI 빔에 대한 송신 스캔 라인(20)의 각도는, 조직 이방성의 검출된 각도에 직각이 되도록, 또는 수직보다 직각에 더 가깝도록(예컨대, ARFI 전력을 제공하기에 충분히 큰 애퍼처(aperture)를 가지면서, 변환기에 의해 허용되는 정도로 각도를 이루도록) 세팅된다. 각도는, 각도에 대한 사용자 입력 없이 이미지 프로세싱으로부터 결정된다. 대안적으로, 사용자가 이미지 프로세싱에 의해 정제되는 시작 각도를 입력하거나, 또는 그 반대로도 가능하다.

[0025] [0029] 일 실시예에서, 전단파의 전파 방향이 검출되며, 후속적인 전단파 이미징을 위한 각도를 세팅하기 위해 사용된다. 동작(19)에 대해 아래에서 논의된 접근법들 중 임의의 접근법은, 전단파의 도달 시간으로부터 또는 평행하지 않은 수신 스캔 라인들을 따르는 변위들로부터 조직 및 전파의 배향을 결정하는 것과 같은 전단파 전파 방향을 검출하기 위해 사용될 수 있다. ARFI 빔 또는 푸싱 펄스에 대한 송신 스캔 라인(20)의 각도는, 조직 이방성에 의해 유발되는 전파 방향 또는 배향에 직각으로 세팅된다.

[0026] [0030] 변환기는, 시야에서 관심 구역의 포지션 및 사이즈(size)가 주어지면, 스티어링(steering) 각도를 제한할 수 있다. 각도는, 변환기가 위에 또는 상단에 주어지면 수직으로부터 멀어지도록 선택되거나, 또는 변환기 또는 애퍼처의 중심에 직각으로 멀어지도록 선택된다. 조직의 배향에 직각인 것이 원해질 수 있지만, 변환기면 및/또는 송신의 중심과 평행한 것보다 직각에 더 가까운 것이 사용될 수 있다.

[0027] [0031] 동작(12)에서, 초음파 스캐너는 ARFI를 송신하고, 동작(14)에서 조직을 반복적으로 스캐닝(scan)한다(예컨대, 추적 펄스들을 송신하고, 응답적인 초음파 데이터(data)를 수신함). 반복적 스캐닝은 동작(12)의 송신으로부터 생성된 전단파에 의해 유발되는, 조직의 변위들을 추적한다. 동작(16)에서, 초음파 데이터로부터 전단파 특성이 추정된다.

[0028] [0032] 동작(12)에서, 초음파 스캐너는 응력을 조직에 적용하기 위해 변환기를 사용한다. 응력을 적용하기 위해 ARFI(즉, 푸싱 펄스)가 송신된다. ARFI는 주기적인 펄스형(pulsed) 파형의 임의의 수의 사이클(cycle)들(예컨대, 수십 또는 수백 개의 사이클들)에 의해 생성될 수 있다. 예컨대, ARFI는 100-1000개의 사이클들을 갖는 푸싱 펄스로서 송신된다. 송신 빔형성기는 송신 애퍼처의 엘리먼트(element)들에 대한 파형들을 생성하고, 변환기는 전기 파형들에 대한 응답으로 음향 에너지(energy)를 생성한다. 송신되는 음향파가 스캔 라인을 따라 전파되어서, 에너지의 축적(deposition)이 유발되고, 전단파가 유도된다. ARFI는 각도로 초점 위치와 교차하도록 스캔 라인을 따라 송신된다. 변환기로부터의 각도 및/또는 원점은, 조직의 배향에 직각인 각도 또는 변환기에 직각인 것으로부터 멀어지는 각도의 빔을 따라 ARFI 빔이 형성되도록, 송신 빔형성기에 의해 세팅된다. 예컨대, ARFI 빔은 도 3의 스캔 라인(20)을 따라 형성된다. 이 예에서, 푸싱 빔은 관심 구역(22)의 면들 중 임의의 면과는 직각이 아니거나 또는 평행하지 않지만, 이방성 조직의 배향에는 직각이다. ARFI 스캔 라인에 대한 각도는 변환기 제한들에 기인하여 조직의 배향에 직각인 것으로부터 멀어질 수 있지만, 변환기 어레이의 면의 중심에 직각인 것보다 조직의 배향에 직각인 것에 더 가깝다.

[0029] [0033] 지점 또는 초점 구역에 포커싱된(focused) ARFI가 송신된다. ARFI 빔은 각도로 송신 스캔 라인(20)을 따라 형성되거나 또는 송신된다. 포커싱된 영역에 ARFI가 적용될 때, 조직은 움직임으로써 이 적용된 힘에 반응한다. ARFI는 조직을 통해 측면으로 대부분 전파되는 전단파를 생성한다. 조직의 이방성은 측면으로의 전파 이외의 전파를 유발할 수 있다. 전단파는 조직의 변위를 유발한다. 초점으로부터 이격된, 관심 구역(22)에서의 각각의 주어진 공간 위치에서, 이 변위가 증가하고, 그런 다음 제로(zero)로 회복되어서, 시간 변위 프로파일(profile)이 야기된다. 조직 특성들은 변위 프로파일에 영향을 끼친다.

[0030] [0034] 동작(14)에서, 초음파 스캐너는 관심 구역에서의, 환자의 조직을 스캐닝한다. 전단파에 의해 유발되는, 상이한 위치들에서의 조직 운동의 양(amount)을 결정하기 위해, 스캐닝은 임의의 횟수로 반복된다. 각각의 스캔에 대해 검출된 조직은 조직의 기준 스캔과 비교된다. 전단파의 통과에 기인하는 변위들을 결정하기 위해 시간의 경과에 따라 반복적으로 비교가 일어난다.

[0031] [0035] 응력에 반응하는 조직을 추적하기 위해, 도플러(Doppler) 또는 B-모드 스캐닝이 사용될 수 있다. 초음파의 송신들에 대한 응답으로, 초음파 데이터가 수신된다. 송신들 및 수신들은, (예컨대, 영역에 걸쳐 또는 체적에 걸쳐) 관심 구역에서 측면으로 이격된 상이한 위치들에 대해 수행된다. 시간의 경과에 따라 추적하기 위해, 각각의 공간 위치에 대해, 송신들과 수신들의 시퀀스(sequence)가 제공된다.

[0032] [0036] 동작(14)은, 푸싱 펄스가 적용된 후에 그리고 조직이 응력에 반응하고 있는 동안에 일어난다. 예컨대, 응력의 적용 또는 응력의 변화 후에, 그리고 조직이 이완 상태에 이르기 전에, 송신 및 수신이 일어난다. 초음파 이미징은, 응력이 적용되기 전에, 응력이 적용되는 동안에, 그리고/또는 응력이 적용된 후에 수행될 수 있다.

[0033] [0037] 추적을 위해, 초음파 스캐너는 송신 빔들 또는 추적 펄스들의 시퀀스를 송신한다. 응력에 반응하는 조직에 복수의 초음파 빔들이 송신된다. 추적 송신들에 사용된 스캔 라인 또는 라인들은 ARFI 송신 스캔 라인에 평행하거나 또는 각도로 있지만, 평행하지 않은 스캔 라인들이 추적에 사용될 수 있다.

[0034] [0038] 복수의 빔들은 별개의 송신 이벤트(event)들에서 송신된다. 송신 이벤트는, 송신에 응답적인 에코(echo)들의 수신 없이 송신들이 일어나는 근접한 간격이다. 송신의 단계(phase) 동안에, 어떤 수신도 없다. 송신 이벤트들의 시퀀스가 수행되는 곳에서, 송신들과 인터리빙된(interleaved) 상태로, 수신 이벤트들의 대응하는 시퀀스가 또한 수행된다. 각각의 송신 이벤트에 대한 응답으로, 그리고 다음 차례의 송신 이벤트 전에, 수신 이벤트가 수행된다.

[0035] [0039] 송신 이벤트를 위해, 하나 이상의 송신 빔들이 형성된다. 송신 빔들을 형성하기 위한 펄스들은 임의의 수의 사이클들을 갖는다. 임의의 엔벨로프(envelope), 펄스 유형(예컨대, 유니폴라(unipolar), 바이폴라(bipolar), 또는 사인형(sinusoidal)) 또는 파형이 사용될 수 있다.

[0036] [0040] 변환기는 각각의 송신 이벤트에 대한 응답으로 초음파 에코들을 수신한다. 변환기는 에코들을 수신 신호들로 변환하며, 이 수신 신호들은 하나 이상의 공간 위치들을 표현하는 초음파 데이터로 수신 빔형성된다(receive beamformed). 빔형성을 위한 수신 스캔 라인들은 ARFI 송신 스캔 라인(20)에 평행하지만, 평행하지 않을 수 있다. 수신 빔들에 대한 스캔 라인들에서의 조직의 반응이 검출된다.

[0037] [0041] 각각의 추적 송신에 대한 응답으로 다수의 수신 빔들의 수신을 사용하여, 복수의 측면으로 이격된 위치들에 대한 데이터가 동시에 수신될 수 있다. 각각의 송신 이벤트에 대한 응답으로 관심 구역(22)의 스캔 라인

들 전부를 따라 수신함으로써, 전체 관심 구역(22)이 각각의 수신 이벤트에 대해 스캐닝된다(scanned). 임의의 수의 스캔 라인들에 대한 모니터링(monitoring)이 수행된다. 예컨대, 각각의 송신에 대한 응답으로 4 개, 8 개, 16 개, 또는 32 개의 수신 빔들이 형성된다. 또 다른 실시예들에서, 전체 ROI를 커버(cover)하기 위해, 상이한 송신 이벤트들 및 대응하는 수신 스캔 라인들이 순서대로 스캐닝된다.

[0038] [0042] 초음파 스캐너는 수신 신호들의 시퀀스를 수신한다. 수신은 이 시퀀스의 송신과 인터리빙된다. 각각의 송신 이벤트에 대해, 수신 이벤트가 일어난다. 수신 이벤트는, 관심 깊이 또는 깊이들로부터 에코들을 수신하기 위한 근접한 간격이다. 변환기가 주어진 추적 송신을 위한 음향 에너지의 생성을 완료한 후에, 변환기는 응답적인 에코들의 수신에 사용된다. 그런 다음, 동일한 공간 위치 또는 위치들에 대한 다른 송신 및 수신 이벤트 쌍을 반복하기 위해 변환기가 사용되어서, 시간의 경과에 따라 조직 반응을 추적하기 위한 인터리빙(interleaving)(예컨대, 송신, 수신, 송신, 수신, ...)이 제공된다. 전단파가 관심 구역을 통해 전파되는 동안 상이한 시간들에 관심 구역의 위치들에서의 조직 반응을 표현하는 초음파 데이터를 획득하기 위해, 초음파를 이용한 관심 구역의 스캐닝은 반복적이다. 각각의 반복은 동일한 구역 또는 위치들을, 그러한 위치들에 대한 조직 반응을 결정하기 위해 모니터링(monitor)한다. 임의의 수의 반복들이 사용될 수 있는데, 이를테면 약 50-100 회 반복될 수 있다. 반복들은, 조직이 응력으로부터 회복되는 동안에 가능한 한 자주, 그러나 수신을 간섭하지 않고 일어난다.

[0039] [0043] 일 실시예에서, 다른 배향들의 수신 스캔 라인들이 추적에 사용된다. 각각의 위치에서, 2 개 이상의 수신 빔들이 형성되며, 여기서, 이 빔들은 샘플(sample) 위치에서 상이한 각도들로 있다. 추적을 위한 송신 스캔 라인들은 각도로 있거나, 또는 하나의, 둘 모두의, 또는 모든 수신 스캔 라인들과는 상이한 각도들로 있다.

[0040] [0044] 상이한 각도들 또는 배향들의 스캔 라인들을 따라 동일한 음향 에코들이 수신 빔형성된다. 대안적으로, 상이한 각도들로 수신 스캔 라인들을 제공하는 2 개의 상이한 스캔 패턴(pattern)들이 순차적으로 추적에 사용되어서, 상이한 음향 에코들이 상이한 각도들로 빔형성되게 된다. 스캔 라인 패턴은, 각각의 또는 일부 샘플 위치들과 상이한 각도들로 교차하는 2 개 이상의 스캔 라인들을 갖는다. 그 결과, 상이한 각도들로 위치들과 교차하는 수신 라인들을 따라 결정된 변위들은, 전단파에 의해 유발된 3-차원 변위의 상이한 성분들에 종속된다. 90 도와 같이, 주어진 위치에서의 수신 스캔 라인 각도들의 임의의 차이가 사용될 수 있다. 스캐닝의 깊이, 변환기 어레이의 지향성, 및/또는 변환기 어레이의 너비(width)에 기인하여 더 작은 각도들이 사용될 수 있다.

[0041] [0045] 동작(16)에서, 초음파 스캐너는 관심 구역(22)에서의 각각의 위치에 대한 전단파 특성을 추정한다. 구역에서의 각각의 위치에 대한 시간의 함수로써 변위들을 검출하기 위해, 동작(14)에서의 추적에 의해 수신된 데이터가 사용된다. 전단파 특성을 추정하기 위해, 시간, 도달 시간(예컨대, 최대치의 시간) 및/또는 위치들에 대한 최대 또는 다른 변위 정보가 사용된다.

[0042] [0046] 조직 운동은 1 차원, 2 차원 또는 3 차원으로의 변위로서 검출된다. 생성된 전단파들에 반응적인 운동이, 동작(14)으로부터 출력되는 수신된 추적 또는 초음파 데이터로부터 검출된다. 시간의 경과에 따라 초음파 펄스들의 송신과 초음파 에코들의 수신을 반복함으로써, 시간의 경과에 따른 변위들이 결정된다. 조직 운동은 상이한 시간들에 검출된다. 상이한 시간들은 상이한 추적 스캔들(즉, 송신 및 수신 이벤트 쌍들)에 대응한다.

[0043] [0047] 조직 운동은, 기준 조직 정보에 대한 변위를 추정함으로써 검출된다. 예컨대, 스캔 라인들을 따르는 조직의 변위가 결정된다. 변위는 조직 데이터, 이를테면 B-모드 초음파 데이터로부터 측정될 수 있지만, 검출 이전의 빔형성기 출력 정보(예컨대, 동상 및 직교(IQ; in-phase and quadrature) 데이터) 또는 흐름(예컨대, 속도)이 사용될 수 있다.

[0044] [0048] 스캔 라인들을 따라 이미징되고(imaged) 있는 조직이 변형(deform)됨에 따라, B-모드 세기 또는 다른 초음파 데이터는 변할 수 있다. 스캔들 사이(예컨대, 기준 스캔과 현재 스캔 사이)의 변위를 결정하기 위해 상관, 교차-상관, 위상 시프트(shift) 추정, 절대차들의 최소 합 또는 다른 유사성 측정치(measure)가 사용된다. 예컨대, 변위를 획득하기 위해, 각각의 IQ 데이터 쌍은 이 각각의 IQ 데이터 쌍의 대응하는 기준과 상관된다. 복수의 공간 위치들을 표현하는 데이터가 기준 데이터와 상관된다. 다른 예로서, (예컨대, 스캔 라인들을 따르는) 복수의 공간 위치들로부터의 데이터가 시간의 함수로써 상관된다. 각각의 깊이 또는 공간 위치에 대해, 복수의 깊이들 또는 공간 위치들에 걸친 상관(예컨대, 중심 깊이가, 프로파일이 계산되는 지점인 64 개의 깊이들의 커널(kernel))이 수행된다. 주어진 시간에 가장 높은 또는 충분한 상관을 갖는 공간 오프셋(offset)이 변위의 양(amount)을 표시한다. 각각의 위치에 대해, 시간의 함수로써 변위가 결정된다. 공간에서의 3-차원 또는 2-차원 변위가 사용될 수 있다. 스캔 라인들을 따르는, 또는 스캔 라인들 또는 빔들과는 상이

한 방향을 따르는 1-차원 변위가 사용될 수 있다.

[0045] [0049] 스캐닝의 주어진 시간 또는 반복에 대해, 상이한 위치들에서의 변위들이 결정된다. 위치들은 1 차원, 2 차원 또는 3 차원으로 분포된다. 예컨대, ROI에서 상이한 깊이들의 변위들의 평균들로부터, 측면으로 이격된 상이한 위치들에서의 변위들이 결정된다. 다른 예에서, 측면으로 이격되고 범위 이격된(range spaced)(즉, 깊이) 상이한 위치들에 대한 변위들이 결정된다.

[0046] [0050] 다른 실시예들에서, 위치의 함수로써 변위가 결정된다. 상이한 위치들은 동일한 또는 상이한 변위 진폭을 갖는다. 위치의 함수로써 변위의 이들 프로파일들은 상이한 시간들에 대해, 이를테면, 동작(14)의 스캐닝에서의 송신/수신 이벤트들의 각각의 반복에 대해 결정된다. 다른 위치들 및/또는 다른 시간들에서의 변위를 결정하기 위해, 라인 근사(fitting) 또는 보간이 사용될 수 있다.

[0047] [0051] 전단 데이터에 대한 변위들은 생성된 전단파에 응답적이다. 전단파의 원점 위치, 및 변위에 대한 스캐닝의 상대적 타이밍(timing)에 기인하여, 임의의 주어진 시간에서의 임의의 주어진 위치는, 어떤 전단파-유발 변위 또는 전단파에 의해 유발되는 변위에도 종속적이지 않을 수 있다.

[0048] [0052] 초음파 스캐너는 변위들로부터 각각의 위치에 대한 전단파 특성을 계산한다. 임의의 특성, 이를테면, 조직에서의 전단파의 속력 또는 속도가 추정될 수 있다. 조직의 전단파 속력은 조직을 통과하는 전단파들의 속도이다. 상이한 조직들은 상이한 전단파 속력을 갖는다. 상이한 탄성 및/또는 강성도(stiffness)를 갖는 동일한 조직은 상이한 전단파 속력을 갖는다. 조직의 다른 점탄성 특성들은 상이한 전단파 속력을 야기할 수 있다. 전단파 속력은, 최대 변위의 시간 및 푸싱 펄스 사이의 시간량에 기반하여 그리고 ARFI 초점 위치와 변위들의 위치 사이의 거리에 기반하여 계산된다. 변위 프로파일들의 상대적 위상조정(phasing)을 결정하는 것과 같이, 다른 접근법들이 사용될 수 있다.

[0049] [0053] 조직의 다른 전단파 특성들이 위치, 변위들 및/또는 타이밍으로부터 추정될 수 있다. 감쇠에 대해 정규화된 피크(peak) 변위의 크기, 피크 변위에 이르는 시간, 영률(Young's modulus), 또는 다른 탄성 값들이 추정될 수 있다. 조직에서의 전단파 특성으로서, 임의의 점탄성 정보가 추정될 수 있다.

[0050] [0054] 도 1의 동작(18)에서, 이미지 프로세서는, 추정의 결과들로부터 환자의 조직의 특성의 이미지를 생성한다. 특성은 전단파 특성이다. 예컨대, 이미지는 조직에서의 전단파 속도를 갖는다.

[0051] [0055] 추정은, 관심 구역에서의 각각의 위치에 대한 전단파 특성에 대한 값들을 제공한다. 위치들은 1 차원, 2 차원, 또는 3 차원으로 분포된다. 이미지는 1 차원, 2 차원 또는 3 차원에 걸친 전단파 특성을 갖는다. 예컨대, 전단파 속도 이미지가 생성된다. 각각의 위치에 대해, 이미지의 픽셀은 특성의 값에 의해 변조된다. 밝기, 컬러 또는 다른 변조가 사용될 수 있다. 전단파 이미지는 B-모드 또는 다른 초음파 이미지 상에 오버레이된 상태로 또는 단독으로 디스플레이된다.

[0052] [0056] 부가적인 또는 대안적인 실시예들에서, 출력은 위치에 대한 또는 위치들에 걸친 전단파 속력의 그래프(graph) 또는 알파뉴메릭 텍스트(alphanumeric text)이다. 이미지는, 조직의 B-모드 또는 흐름-모드(flow-mode) 이미지 상의 주석으로서 오버레이되거나 또는 알파뉴메릭 텍스트(예컨대, "1.36 m/s")를 갖는다. 속도 또는 속도들의 그래프, 표, 또는 차트(chart)가 이미지로서 출력될 수 있다.

[0053] [0057] 조직 배향에 기반한 각도가 ARFI 송신 스캔 라인 및/또는 추적 스캐닝에 사용되기 때문에, 추정된 전단파 특성 및 결과적인 이미지가 더 정확할 수 있다. 조직 이방성에 기인하여, 전단파는 ARFI 송신 빔이 수직인 경우에도 변환기 어레이(즉, 이미지의 상단)에 대해 수평과는 상이하게 또는 조직의 배향을 따라 전파된다. 각도를 세팅(setting)함으로써, 결과적인 전단파 추정치들이 특성의 참된(true) 측정치일 가능성이 더욱 높다. 전단파 유발 변위의 성분에 종속적인 변위들을 측정하는 것이 아니라, 최대 변위의 방향을 따르는 변위들이 측정된다. 대안적인 실시예들에서, 송신 또는 수신 스캔 라인들을 변경하지 않고, 각도는 추정치들의 각도 정정에 사용된다.

[0054] [0058] 동작(11)의 각도 및 ARFI 송신 스캔 라인(20)의 대응하는 각도와 함께 또는 이들 없이 사용되는 다른 개선에서, 이미지는 환자의 조직에서의 전단파의 전파 방향을 표현하도록 생성된다. 전파 방향은 단독으로 이미징될(imaged) 수 있거나, 또는 전단파 이미지 상의(예컨대, 전단파 속도 및 B- 모드 이미지 상의) 오버레이(overlay)에 사용된다.

[0055] [0059] 전파 방향은 하나 이상의 그래픽들에 의해 표시된다. 예컨대, 하나 이상의 화살표들이 이미지 상에(예컨대, 관심 구역에) 부가되거나 또는 이미지에 인접하게 부가된다. 단일 벡터 또는 방향이 결정되어 하나 이상

의 부가된 화살표들에 사용된다. 다른 실시예들에서, 방향은 관심 구역에서의 2 개 이상의 위치들에 대해 결정되고, 대응하는 그래픽들은 상이한 위치들에서의 방향들을 표현하도록 오버레이된다.

[0056] [0060] 임의의 그래픽이 사용될 수 있다. 도 3은 화살표들(30)을 도시한다. 화살표들(30)로서 벡터장이 디스플레이된다. 디스플레이 스크린(screen) 상에 방향을 표시하기 위해, 구배 라인들, 화살표들이 없는 라인들, 객체의 움직임을 나타내는 비디오(video) 또는 다른 그래픽이 사용될 수 있다. 대안적으로, 전파 방향은, 전파 방향의 라인 또는 경계를 따르는 픽셀(pixel)들에 스트리킹(streaking) 또는 밴드(band)를 부가하는 것과 같이, 컬러 또는 세기 변조에 의해 표시된다.

[0057] [0061] 동작(19)에서, 초음파 스캐너(예컨대, 이미지 프로세서)는 동작(14)의 스캐닝의 데이터 및/또는 동작(16)의 추정치들로부터 전단파의 전파 방향을 결정한다. 일 실시예에서, 방향은 위치에서의 전단파의 도달 시간의 구배로부터 결정된다. 구배는 벡터장을 제공하기 위해 상이한 방향들로 결정될 수 있다. 대안적으로, 하나의 위치에 대한 구배가 결정되거나, 또는 다수의 위치들의 구배들로부터 평균이 결정된다.

[0058] [0062] 도달 시간은 변위들에 기반한다. 예컨대, 시간의 경과에 따른 변위들의 프로파일의 최대 변위의 발생 시간이 도달 시간이다. 다른 실시예들에서, 변위가 임계치를 초과한 후의 제1 인스턴스(instance)가 전단파의 도달 시간을 표시한다. 도달 시간 맵(즉, 관심 구역(22)에서의 위치들에서의 도달 시간들의 공간 분포)은 변위들의 파두장(time-to-peak) 또는 도달 시간을 표현한다. 시간들의 2 차원 또는 3 차원을 따르는 구배가 계산된다. 시간 구배의 크기는 전단파의 속력 또는 속도를 표현한다. 구배의 방향은 전파 방향을 표현한다. 위치별로 또는 위치들의 그룹(group)별로 방향을 나타내는 것과 같이, 방향은 단독으로 나타난다. 화살표들의 길이는 디폴트(default)이다. 대안적으로, 화살표 또는 화살표들의 길이, 폭(breadth) 또는 컬러는 벡터 또는 벡터들의 크기를 표현한다.

[0059] [0063] 다른 실시예에서, 방향은 상이한 수신 스캔 라인 각도들에서의 변위들로부터 결정된다. 동일한 위치에 대해 상이한 수신 스캔 라인 각도들을 따르는, 동일한 또는 유사한 시간들 동안의 변위들의 크기들은 2 차원 또는 3 차원으로 변위의 성분들을 제공한다. 벡터 또는 벡터장은 2 개 이상(예컨대, 3-차원 스캐닝을 위해서는 3 개 이상)의 변위 맵들에 기반한다. 2 개 (이상)의 상이한 각도들의 추적 빔들을 사용하여 전단파의 축상(on-axis) 변위를 추적함으로써, 2 개 (이상)의 변위 맵들이 제공된다. 추적 빔들의 서로에 대한 각도들, 및 변위의 크기를 사용하여, 상이한 위치들에 대한 벡터들이 결정된다. 대안적으로, 하나의 위치에 대한 단일 벡터, 또는 다수의 위치들에 대한 평균에 기반한 단일 벡터가 결정된다. 상이한 방향들을 따르는 변위들은, 변위의 성분들(예컨대, 2 차원의 축 성분 및 측면 성분)을 제공하기 위해 사용된다. 벡터의 방향은 전단파의 전파 방향을 표시한다. 벡터의 크기는 변위의 크기를 표현한다.

[0060] [0064] 하나 이상의 위치들 각각에 대한 상이한 배향들을 따르는 변위들로부터 하나 이상의 벡터들이 결정된다. 벡터 또는 벡터들의 길이 및 방향은 전단파 전파에 기인하는 조직 변위의 크기 및 방향에 대응한다. 방향은 단독으로 사용될 수 있다. 전단파 변위 벡터장 또는 단일 변위 벡터가 결정되어 디스플레이된다.

[0061] [0065] 도 4는 초음파를 이용한 전단파 이미징을 위한 시스템의 일 실시예를 도시한다. 환자의 조직의 배향에 기반하여 푸싱 펄스 및/또는 추적의 각도를 세팅함으로써, 그리고/또는 검출된 전단파 전파 방향의 표시를 포함함으로써, 전단파 이미지들이 형성된다. 시스템은 도 1의 방법 또는 다른 방법들을 구현한다.

[0062] [0066] 시스템은 의료 진단 초음파 이미징 시스템 또는 초음파 스캐너이다. 대안적인 실시예들에서, 시스템은 개인용 컴퓨터(computer), 워크스테이션(workstation), PACS 스테이션(station), 또는 실시간 또는 획득 후 이미징을 위해 동일한 위치에 있거나 또는 네트워크(network)를 통해 분산된 다른 어레인지먼트(arrangement)이며, 따라서 빔형성기들(40, 14) 및 변환기(41)를 포함하지 않을 수 있다.

[0063] [0067] 시스템은 송신 빔형성기(40), 변환기(41), 수신 빔형성기(42), 이미지 프로세서(43), 디스플레이(45), 및 메모리(memory)(44)를 포함한다. 부가적인, 상이한, 또는 더 적은 수의 구성요소들이 제공될 수 있다. 예컨대, 수동 또는 지원형의 각도 선택, 디스플레이 맵들, 결정될 조직 특성들의 선택, 관심 구역 선택, 방향 그래픽의 선택, 및/또는 다른 제어를 위해 사용자 입력이 제공된다.

[0064] [0068] 송신 빔형성기(40)는 초음파 송신기, 메모리, 펄서(pulser), 아날로그(analog) 회로, 디지털(digital) 회로, 또는 이들의 결합들이다. 송신 빔형성기(40)는, 상이한 또는 상대적인 진폭들, 지연(delay)들, 및/또는 위상조정을 갖는 복수의 채널(channel)들에 대한 파형들을 생성하도록 구성가능하다. 음향 빔들을 변환기(41) 상의 선택된 원점으로부터 초점 위치들로 스티어링(steer)하기 위해, 파형들은 상대적으로 지연되고 그리고/또는 위상조정된다. 생성된 전기파들에 대한 응답으로 변환기(41)로부터 음향파들의 송신 시, 하나 이상의 송신

스캔 라인들을 따라 하나 이상의 빔들이 형성된다. 송신 빔들은 상이한 에너지 또는 진폭 수준들로 형성된다. 각각의 채널에 대한 증폭기들 및/또는 애퍼처 사이즈가, 송신되는 빔의 진폭을 제어한다.

[0065] [0069] 송신 빔형성기(40)는 펄스들을 송신하도록 구성된다. 송신 빔형성기(40)는 ARFI 송신들 및 추적 송신들을 생성한다. 빔형성기 제어기, 빔형성기(40), 이미지 프로세서(43), 및/또는 메모리(44)로부터 로딩된(loaded) 시퀀스가 ARFI 빔 및 추적 빔들의 시퀀스를 세팅한다. ARFI 및/또는 추적 빔들은 임의의 포맷(format)의 스캔 라인 또는 스캔 라인을 따라 있다. 스캔 라인들은 관심 구역 및/또는 조직의 배향에 대해 각도를 이룰 수 있다. 각도는, 사용자 입력 및/또는 이미지 프로세싱에 기반하여 세팅되는 것과 같이 선택가능하다. 빔형성기 제어기는 스캔 라인의 원점 및 방향을 세팅하며, 이 스캔 라인의 원점 및 방향은 샘플 위치 및/또는 변환기(41)에 대한 ARFI 스캔 라인의 각도를 제공한다.

[0066] [0070] 조직 변위들을 추적하기 위해, 관심 구역을 커버(covering)하는 송신 빔들의 시퀀스가 생성된다. 2-차원 또는 3-차원 구역을 스캐닝하기 위해 송신 빔들의 시퀀스들이 생성된다. 섹터(sector), 벡터, 선형, 또는 다른 스캔 포맷들이 사용될 수 있다. 추적을 위한 송신 스캔 라인들은 변환기 및/또는 샘플 위치들에 대해, ARFI 송신 스캔 라인과 동일한 각도로(즉, 평행하게) 있다. 추적을 위한 송신 스캔 라인들의 일부 또는 전부는 ARFI 송신 스캔 라인과는 상이한 각도로 있을 수 있다. 송신 빔형성기(40)는 더욱 신속한 스캐닝을 위해 평면파 또는 발산 파를 생성할 수 있다.

[0067] [0071] ARFI 송신 빔들은 조직 운동을 이미징(imaging)하거나 또는 검출하기 위해서보다 더 큰 진폭들을 가질 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 사용되는 ARFI 펄스 또는 파형의 사이클들의 수는 통상적으로, 추적에 사용되는 펄스보다 더 많다(예컨대, ARFI의 경우 100 개 이상의 사이클들, 그리고 추적의 경우 1-6 개의 사이클들). 애퍼처 차이들이 사용될 수 있다.

[0068] [0072] 변환기(41)는 압전기 또는 용량성 멤브레인(membrane) 엘리먼트들의 1-차원, 1.25-차원, 1.5-차원, 1.75-차원, 또는 2 차원 어레이이다. 변환기(41)는 음향 에너지와 전기 에너지 사이를 변환하기 위한 복수의 엘리먼트들을 포함한다. 변환기의 엘리먼트들에 충돌하는 초음파 에너지(에코들)에 대한 응답으로, 수신 신호들이 생성된다. 엘리먼트들은 송신 빔형성기(40) 및 수신 빔형성기(42)의 채널들과 연결된다.

[0069] [0073] 송신 빔형성기(40) 및 수신 빔형성기(42)는 송신/수신 스위치(switch) 또는 멀티플렉서(multiplexer)를 통해 변환기(41)의 동일한 엘리먼트들과 연결된다. 엘리먼트들은 송신 이벤트와 수신 이벤트 양자 모두에 대해 공유된다. 이를테면 송신 애퍼처와 수신 애퍼처가 상이한 경우(단지 겹치거나 또는 완전히 상이한 엘리먼트들을 사용함), 하나 이상의 엘리먼트들이 공유되지 않을 수 있다.

[0070] [0074] 수신 빔형성기(42)는 증폭기들, 지연들, 및/또는 위상 회전기들을 갖는 복수의 채널들, 그리고 하나 이상의 합산기(summer)들을 포함한다. 각각의 채널은 하나 이상의 변환기 엘리먼트들과 연결된다. 수신 빔형성기(42)는 송신에 대한 응답으로 하나 이상의 수신 빔들을 형성하기 위해 상대적인 지연들, 위상들, 및/또는 아포다이제이션(apodization)을 적용한다. 대안적인 실시예들에서, 수신 빔형성기(42)는 푸리에(Fourier) 또는 다른 변환들을 사용하여 샘플들을 생성하기 위한 프로세서이다. 수신 빔형성기(42)는, 각각의 송신 이벤트에 대한 응답으로 2개 이상의 수신 빔들을 형성하는 것과 같이, 병렬 수신 빔형성(beamforming)을 위한 채널들을 포함할 수 있다. 수신 빔형성기(42)는 각각의 빔에 대한 빔 합산 데이터, 이를테면 IQ 또는 라디오(radio) 주파수 값들을 출력한다.

[0071] [0075] 수신 빔형성기(42)는 추적을 위한 송신 이벤트들의 시퀀스에서의 갭(gap)들 동안에 동작한다. 추적 송신 펄스들과 신호들의 수신을 인터리빙(interleaving)함으로써, 송신 빔들의 시퀀스에 대한 응답으로 수신 빔들의 시퀀스가 형성된다. 각각의 추적 송신 펄스 후에 그리고 다음 차례의 추적 송신 펄스 전에, 수신 빔형성기(42)는 음향 에코들로부터의 신호들을 수신한다. 잔향 감소를 가능하게 하기 위해, 수신 동작과 송신 동작이 일어나지 않는 데드(dead) 시간이 인터리빙될(interleaved) 수 있다.

[0072] [0076] 수신 스캔 라인들은 추적을 위한 송신 스캔 라인들과 동일한 각도로 있지만, 다른 각도들로 있을 수 있다. 예컨대, 수신 스캔 라인들은 조직의 배향에 직각이 되도록 세팅된다. 스캔 포맷의 하나 이상의 수신 스캔 라인들은 수신 라인들 중 다른 수신 라인과 상이한 각도들 또는 다른 각도들로 있을 수 있다. 일 실시예에서, 병렬 수신 빔형성은, 관심 구역에서의 샘플 위치에서 교차하지만 평행하지 않는(즉, 교차 위치에서 상이한 각도들로 있는) 수신 빔들을 형성하기 위해 사용된다. 교차하는 수신 스캔 라인들은 다른 위치들에 사용될 수 있다.

[0073] [0077] 수신 빔형성기(42)는 주어진 시간에 공간 위치들을 표현하는 빔 합산 데이터를 출력한다. 상이한 측면

위치들(예컨대, 상이한 수신 스캔 라인들을 따르는 방위각 이격된 샘플링(sampling) 위치들), 깊이에서 라인을 따르는 위치들, 영역에 대한 위치들, 또는 체적에 대한 위치들에 대한 데이터가 출력된다. 동적 포커싱(focusing)이 제공될 수 있다. 데이터는 상이한 목적들을 위한 것일 수 있다. 예컨대, 전단파 속도 추정을 위해서와는 상이한 스캔들이 B-모드 또는 조직 데이터에 대해 수행된다. B-모드 또는 다른 이미징을 위해 수신되는 데이터가 전단파 속도의 추정에 사용될 수 있다. 전단파들의 코히어런트한(coherent) 간섭을 사용하여 전단파들의 속도를 결정하기 위해, 푸싱 펄스들의 초점들로부터 이격된 위치들에서의 전단파가 모니터링된다(monitored).

[0074] [0078] 수신 빔형성기(42)는 전단파의 통과 전의, 전단파의 통과 후의, 그리고/또는 전단파의 통과 동안의 조직을 표현하는 추적 데이터를 출력한다. 추적 데이터는, 각각의 순차적인 전단파를 추적하기 위해 제공된다. 추적 데이터는, 상이한 ARFI 송신들에 대응하는 상이한 기간들에 대해 출력된다.

[0075] [0079] 이미지 프로세서(43)는 B-모드 검출기, 도플러 검출기, 펄스형 파 도플러 검출기, 상관 프로세서, 푸리에 변환 프로세서, 주문형 집적 회로, 일반 프로세서, 제어 프로세서, 이미지 프로세서, 필드 프로그램가능 게이트 어레이(field programmable gate array), 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 서버(server), 프로세서들의 그룹, 이들의 결합들, 또는 빔형성된(beamformed) 초음파 샘플들로부터 디스플레이를 위한 정보를 검출하여 프로세싱(processing)하기 위한 다른 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 디바이스(device)이다. 일 실시예에서, 이미지 프로세서(43)는 이미지 프로세싱을 위한 별개의 프로세서와 하나 이상의 검출기들을 포함한다. 이미지 프로세서(43)는 하나 이상의 디바이스들일 수 있다. 멀티-프로세싱(multi-processing), 병렬 프로세싱, 또는 순차적인 디바이스들에 의한 프로세싱이 사용될 수 있다.

[0076] [0080] 이미지 프로세서(43)는 도 1에서 도시된 동작들(16-19) 중 하나 이상의 동작들의 임의의 결합을 수행한다. 이미지 프로세서(43)는 송신 빔형성기(40) 및/또는 수신 빔형성기(42)를 제어할 수 있다. 빔형성된 샘플들 또는 초음파 데이터가 수신 빔형성기(42)로부터 수신된다. 이미지 프로세서(43)는 소프트웨어(software), 하드웨어(hardware), 및/또는 펌웨어(firmware)에 의해 구성된다.

[0077] [0081] 이미지 프로세서(43)는 ARFI 생성된 전단파에 반응하는 조직의 변위들을 검출하도록 구성된다. 검출은 빔형성된 샘플들, 또는 빔형성된 샘플들로부터 검출된 데이터(예컨대, B-모드 또는 도플러 검출)로부터 나온다. 상관, 유사성의 다른 측정치, 또는 다른 기법을 사용하여, 기준에 대한 조직의 움직임이 초음파 데이터로부터 결정된다. 1-차원, 2-차원 또는 3-차원 공간에서 데이터의 기준 세트(set)에 대해 데이터의 추적 세트를 공간적으로 오프세팅(offsetting)함으로써, 최대 유사성을 갖는 오프셋(offset)이 조직의 변위를 표시한다. 프로세서(43)는 각각의 시간 및 위치에 대한 변위를 검출한다. 검출되는 변위들 중 일부는, 통과하는 전단파 또는 전단파들에 응답적인 크기들을 가질 수 있다.

[0078] [0082] 이미지 프로세서(43)는, 조직에서의 전단의 속도 또는 다른 전단파 특성을 결정하도록 구성된다. 이 결정은, ARFI에 의해 생성되는 전단파들에 반응하는 조직을 추적하는 것으로부터의 신호들에 기반한다. 신호들은, 변위들을 검출하기 위해 사용된다. 속도를 결정하기 위해, 변위들이 사용된다. 최대 변위에 이르는 시간, 및 ARFI 초점 위치로부터의 거리가 속도를 제공한다. 속도를 결정하기 위해, 상이한 위치들의 시간의 경과에 따른 변위들의 상대적 위상조정 또는 다른 접근법들이 사용될 수 있다.

[0079] [0083] 이미지 프로세서(43)는 조직에서의 전단파의 전파 각도를 결정하도록 구성된다. 전단파는 일반적으로, ARFI 송신 빔에 직각이 아닌 라인을 따라 전파될 수 있다. 조직의 이방성은, 직각이 아닌 라인을 따라 전파가 최대가 되게 할 수 있다. 이미지 프로세서(43)는 전파 방향을 결정하기 위해 변위들 및/또는 전단파 발생 시간들을 사용한다.

[0080] [0084] 이미지 프로세서(43)는 디스플레이 데이터, 이를테면 주석, 그래픽 오버레이, 및/또는 이미지를 생성한다. 디스플레이 데이터는 매핑(mapping) 이전의 값들, 그레이 스케일(gray scale) 또는 컬러-매핑된(color-mapped) 값들, 적색-녹색-청색(RGB; red-green-blue) 값들, 스캔 포맷 데이터, 디스플레이 또는 데카르트(Cartesian) 좌표 포맷 데이터, 또는 다른 데이터와 같이 임의의 포맷으로 있다. 디스플레이 데이터는 전단파 이미지들, 이를테면 속도들에 대해 컬러 코딩(coding)을 사용하는 전단파 속도 이미지일 수 있다. 디스플레이 데이터는 전단파 전파의 방향 및/또는 크기를 표시하는 그래픽일 수 있다. 도 3에서 표현된 바와 같이, 벡터 이미징을 위한 그래픽과 전단파 속도 이미징을 위한 그래픽의 결합들이 사용될 수 있다.

[0081] [0085] 프로세서(43)는 디스플레이 디스플레이(20)를 구성하는, 디스플레이 디스플레이(20)에 적절한 속도 정보를 출력한다. 다른 디바이스들로의 출력들, 이를테면 저장을 위한 메모리(44)로의 출력, 다른 메모리(예컨대,

환자 의료 레코드 데이터베이스(record database))로의 출력, 및/또는 다른 디바이스(예컨대, 사용자 컴퓨터 또는 서버)로의 네트워크를 통한 전송이 사용될 수 있다.

[0082] [0086] 디스플레이 디바이스(20)는 전단 속도, 그래픽들, 사용자 인터페이스(interface), 검증 표시, 2-차원 이미지들, 또는 3-차원 표현들을 디스플레이하기(displaying) 위한 CRT, LCD, 프로젝터(projector), 플라즈마(plasma), 프린터(printer), 또는 다른 디스플레이이다. 디스플레이 디바이스(20)는 초음파 이미지들, 속도, 및/또는 다른 정보를 디스플레이한다. 예컨대, 디스플레이 스크린은 조직 반응 정보, 이를테면 속도 또는 다른 전단파 특성의 1-차원, 2-차원, 또는 3-차원 분포를 출력한다. 상이한 공간 위치들에 대한 속도들 또는 전단파 특성들이 이미지를 형성한다. 이미지로 표현된 속도들 또는 특성들은, 조직 배향에 기반하여 배향된 송신 및/또는 수신 각도의 사용에 기인하여, 조직의 전단파 응답을 더욱 정확하게 반영할 수 있다.

[0083] [0087] 검출된 전파 방향을 디스플레이하기 위해 그래픽, 이를테면 하나 이상의 화살표들이 전단파 이미지에 인접하게 디스플레이되거나 또는 오버레이될(overlaid) 수 있다. 검출된 전파 각도에 대한 벡터 표현과 함께 또는 이러한 벡터 표현 없이, 그레이 스케일(gray scale) B-모드 이미지 상의 관심 구역에 대한 컬러-코딩된(color-coded) 변조로서 속도를 오버레이(overlaying)하는 것과 같이, 다른 이미지들도 또한 출력될 수 있다.

[0084] [0088] 일 실시예에서, 디스플레이 디바이스(20)는 환자의 구역의 이미지, 이를테면 2-차원 도플러 조직 또는 B-모드 이미지를 출력한다. 이미지는 속도에 대한 위치 표시자를 포함한다. 위치 표시자는, 속도 값이 계산되는 이미징된(imaged) 조직을 지정한다. 속도는 구역의 이미지 상에 또는 이러한 구역의 이미지에 인접하게 알파뉴메릭 값으로서 제공된다. 이미지는, 환자의 공간 표현과 함께 또는 이러한 환자의 공간 표현 없이, 알파뉴메릭 값을 가질 수 있다. 전파 각도에 대한 그래픽은, 진단을 위한 속도 값을 이해하는 것을 보조하기 위해 출력될 수 있다.

[0085] [0089] 프로세서(43)는 메모리(44) 또는 다른 메모리에 저장된 명령들에 따라 동작한다. 메모리(44)는 컴퓨터 판독가능 저장 매체이다. 본원에서 논의된 프로세스(process)들, 방법들 및/또는 기법들을 구현하기 위한 명령들은 컴퓨터-판독가능 저장 매체 또는 메모리들, 이를테면, 캐시(cache), 버퍼(buffer), RAM, 착탈가능 매체, 하드 드라이브(hard drive) 또는 다른 컴퓨터 판독가능 저장 매체 상에 제공된다. 컴퓨터 판독가능 저장 매체는 다양한 유형들의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다. 본원에서 설명되거나 또는 도면들에서 예시된 기능들, 동작들 또는 태스크(task)들은 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 또는 이러한 컴퓨터 판독가능 저장 매체 상에 저장된 명령들의 하나 이상의 세트들에 대한 응답으로 실행된다. 기능들, 동작들 또는 태스크들은 특정 유형의 명령 세트, 저장 매체, 프로세서 또는 프로세싱 전략에 독립적이며, 그리고 단독으로 또는 결합하여 동작하여, 소프트웨어, 하드웨어, 집적 회로들, 펌웨어, 마이크로 코드(micro code) 등에 의해 수행될 수 있다. 마찬가지로, 프로세싱 전략들은 멀티프로세싱(multiprocessing), 멀티태스킹(multitasking), 병렬 프로세싱 등을 포함할 수 있다.

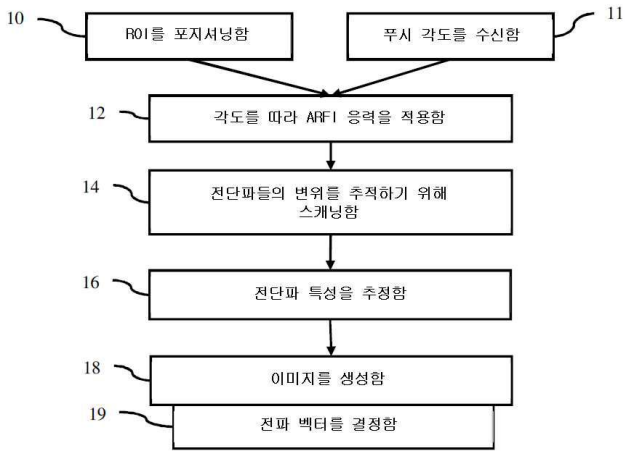
[0086] [0090] 일 실시예에서, 명령들은, 로컬 또는 원격 시스템들에 의한 판독을 위해 착탈가능 매체 디바이스 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은, 컴퓨터 네트워크를 통한 또는 전화 라인들을 통한 전송을 위해 원격 위치에 저장된다. 또 다른 실시예들에서, 명령들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.

[0087] [0091] 메모리(44)는 대안적으로 또는 부가적으로, 전단파 특성의 추정, 각도의 세팅(setting) 및/또는 전단파 전파 각도의 검출에 사용되는 데이터를 저장한다. 예컨대, 각도 또는 각도를 구현하기 위한 빔형성기 세팅(setting)들을 포함하는, ARFI 및 추적을 위한 송신 시퀀스들 및/또는 빔형성기 매개변수들이 저장된다. 다른 예로서, 관심 구역, 수신된 신호들, 검출된 변위들, 추정된 전단파 특성 값들, 검출된 벡터 또는 벡터들, 그래픽들, 및/또는 디스플레이 값들이 저장된다.

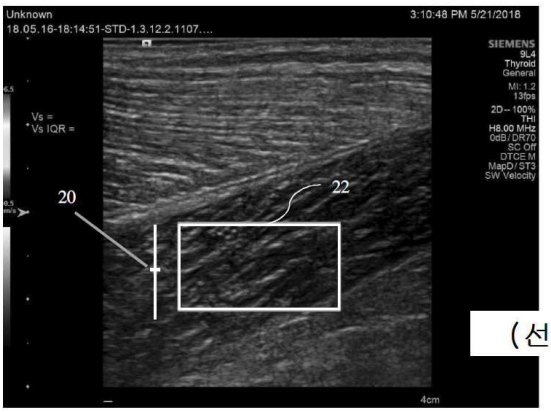
[0088] [0092] 본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 위에서 설명되었지만, 본 발명의 범위로부터 벗어나지 않고, 많은 변화들 및 수정들이 이루어질 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 그러므로, 앞선 상세한 설명은 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로서 간주되며, 본 발명의 사상 및 범위를 정의하도록 의도되는 것은, 모든 등가물들을 포함하는 다음의 청구항들이라는 것이 이해되는 것이 의도된다.

도면

도면1

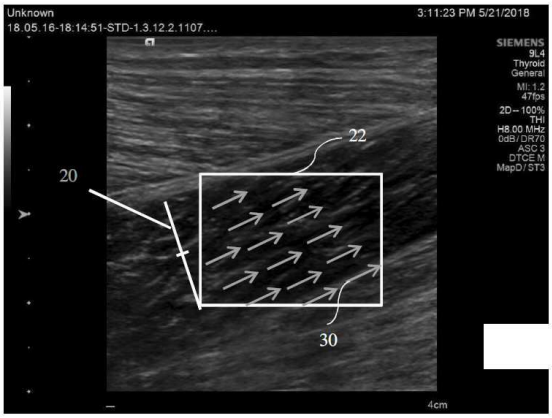


도면2

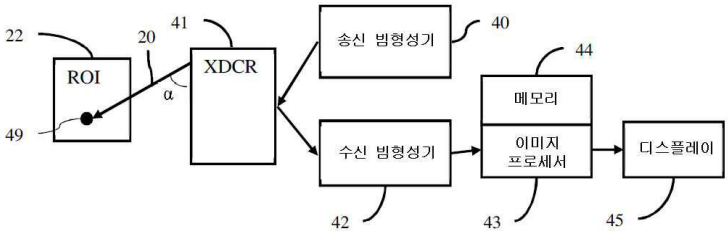


(선행 기술)

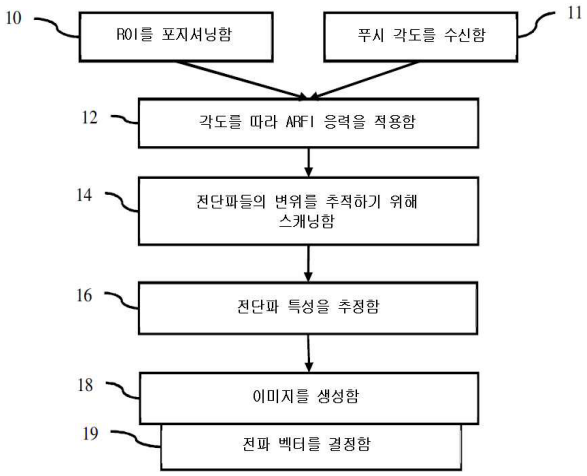
도면3



도면4


22
20
41
ROI
XDCR
α
49
송신 빔형성기
40
44
메모리
수신 빔형성기
이미지
프로세서
디스플레이
42
43
45

专利名称(译)	基于超声的剪切波成像的角度		
公开(公告)号	KR1020200030463A	公开(公告)日	2020-03-20
申请号	KR1020190111650	申请日	2019-09-09
[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		
发明人	레이비드, 야신		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/4444 A61B8/5207 A61B8/44 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/463 A61B8/469 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S15/8915 A61B8/085 A61B8/14 A61B8/5223		
优先权	16/128801 2018-09-12 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

对于用超声波进行的剪切波成像,基于组织信息选择ARFI束的方向(11),例如垂直于组织的方向或不垂直于换能器阵列的表面。 结果,在与ARFI光束成直角的情况下测得的(16)剪切波速(14)可能更接近实际的剪切波速。 替代地或附加地,确定(19)并向用户显示(18)剪切波传播的一个或多个向量,从而允许用户可视化组织的各向异性程度以确定对估计的影响(16)。)的剪切波速度。