



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년11월27일
 (11) 등록번호 10-1922522
 (24) 등록일자 2018년11월21일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01)
 (52) CPC특허분류
A61B 8/4494 (2013.01)
A61B 8/4477 (2013.01)
 (21) 출원번호 10-2017-0018294
 (22) 출원일자 2017년02월09일
 심사청구일자 2017년02월10일
 (65) 공개번호 10-2017-0094521
 (43) 공개일자 2017년08월18일
 (30) 우선권주장
 15/040,457 2016년02월10일 미국(US)
 (56) 선행기술조사문헌
 KR1020150037689 A*
 JP2013512026 A*
 KR1020120035901 A
 *는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.
 미국 펜실베니아 앨버튼 리버티 블러바드 40 (우 : 19355)
 (72) 발명자
둔칸, 데이비드
 미국 98059 워싱턴 렌턴 사우스이스트 180 애비뉴 13319
팬, 리시앙
 미국 98075 워싱턴 사마미시 사우스이스트 273 플 레이스 1204
 (뒷면에 계속)
 (74) 대리인
특허법인 남앤남

전체 청구항 수 : 총 18 항

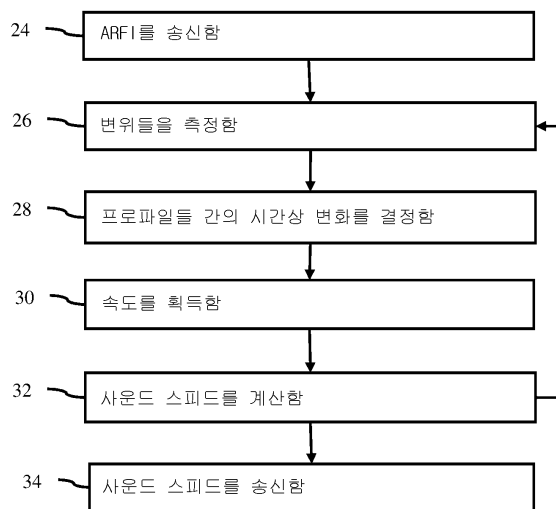
심사관 : 한재균

(54) 발명의 명칭 **전단파들을 사용하는 사운드 스피드 이미징**

(57) 요약

환자에서의 사운드 스피드를 추정하기 위해 전단파 전파가 사용된다. 초음파 스캐너는 다수의 위치들 각각에서 전단파의 발생 시간을 검출한다. 발생 시간의 차이는, 조직 강성도 또는 전단 속도가 주어지면, 환자의 특정 조직에 대한 사운드 스피드를 추정하기 위해 사용된다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

김, 승수

미국 98074 워싱턴 사마미시 노스이스트 유닛 18비
228 애비뉴 900

라비드, 야신

미국 98028 워싱턴 메이플 벨리 사우스이스트 243
애비뉴 25908

로젠츠베이그, 스테판

미국 98122 워싱턴 시애틀 아파트먼트 206 나글 플
레이스 1641

명세서

청구범위

청구항 1

사운드 스피드 이미징(sound speed imaging)을 위한 방법으로서, 상기 방법은,

초음파 스캐너(scanner)를 이용하여, 제 1 라인(line)을 따라 환자의 조직에 음향 방사력 임펄스(acoustic radiation force impulse)를 송신하는 단계;

상기 음향 방사력 임펄스로부터 생기는 전단파에 대한 응답으로 생성되는, 상기 조직의 시간에 따른 변위들을 상기 초음파 스캐너를 이용하여 검출하는 단계 -상기 변위들은 상기 제 1 라인으로부터 이격된 적어도 두 개의 위치들 각각에서 검출됨-;

상기 위치들 중 제 2 위치에서의 시간에 따른 변위들에 대한, 상기 위치들 중 제 1 위치에서의 시간에 따른 변위들의 시간상 차이(change in time)를 결정하는 단계;

상기 조직에서의 전단파 속도를 추정하는 단계;

상기 시간상 차이 및 상기 전단파 속도로부터 상기 환자에서의 사운드 스피드를 계산하는 단계; 및

상기 사운드 스피드의 이미지(image)를 생성하는 단계

를 포함하는,

사운드 스피드 이미징을 위한 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 송신하는 단계는 상기 제 1 라인을 따라 일정 깊이(a depth)에 초점이 맞춰진 음향 방사력 임펄스를 송신하는 단계를 포함하며, 상기 검출하는 단계는 상이한 깊이에 있는 위치들 중 적어도 하나의 위치 및 상기 제 1 라인과는 상이한 제 2 라인을 따라 있는 위치들을 이용하여 검출하는 단계를 포함하는,

사운드 스피드 이미징을 위한 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 송신하는 단계는 변환기(transducer)에 대한 법선으로부터 떨어져 일정 각도(an angle)에 있는 상기 제 1 라인을 이용하여 송신하는 단계를 포함하며, 상기 검출하는 단계는 상기 변환기에 관련하여 상기 제 1 라인과는 상이한 각도에 있는 제 2 라인을 따른 위치들을 이용하여 검출하는 단계를 포함하는,

사운드 스피드 이미징을 위한 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 시간에 따른 변위들을 검출하는 단계는 상기 위치들 각각에 대한 변위 프로파일(profile)을 검출하는 단계를 포함하는,

사운드 스피드 이미징을 위한 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 변위들을 검출하는 단계는 레퍼런스(reference)로부터 조직의 시프트(shift)의 양을 결정하는 단계를 포함

하는,

사운드 스피드 이미징을 위한 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 결정하는 단계는 상기 위치들 각각에 대한 시간에 따른 변위들에서 피크(peak) 변위들을 식별하는 단계, 및 상기 피크 변위들 간의 시간차를 결정하는 단계를 포함하는,

사운드 스피드 이미징을 위한 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 결정하는 단계는 상기 위치들 중 제 1 위치의 시간에 따른 변위들을 상기 위치들 중 제 2 위치의 시간에 따른 변위들과 상관시키는 단계를 포함하는,

사운드 스피드 이미징을 위한 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 사운드 스피드를 계산하는 단계는 상기 환자에서의 상기 위치들 간의 사운드 스피드를 계산하는 단계를 포함하며, 그리고

상기 방법은, 상기 진단파에 응답적인 위치들의 다른 세트(set)들에 대해, 상기 검출하는 단계, 상기 결정하는 단계, 및 상기 계산하는 단계를 반복하는 단계를 더 포함하며,

상기 이미지를 생성하는 단계는 상기 위치들의 세트들에 대해 상기 환자에 대한 사운드 스피드들의 공간 분포의 이미지를 생성하는 단계를 포함하는,

사운드 스피드 이미징을 위한 방법.

청구항 9

삭제

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 사운드 스피드를 계산하는 단계는, 상기 진단파의 파면(wavefront)과 상기 위치들을 통과하는 선(line) 사이의 각도, 디폴트(default) 스피드, 및 상기 디폴트 스피드를 이용하여 가정된 상기 위치들 간의 거리에 추가로 기초하여 계산하는 단계를 포함하는,

사운드 스피드 이미징을 위한 방법.

청구항 11

제 1 항에 있어서,

상기 사운드 스피드를 계산하는 단계는, 초음파 시스템(system)에서 사용하는 스피드 대 상기 사운드 스피드의 제 1 비율, 그리고 상기 위치들 간의 초음파 시스템-기반 거리 대 진단파-기반 거리의 제 2 비율에 추가로 기초하여 계산하는 단계를 포함하는,

사운드 스피드 이미징을 위한 방법.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 전단파는 상기 위치들을 통과하는 라인에 대해 20도 초과 그리고 70도 미만의 각도로 이동하며, 상기 계산하는 단계는 상기 각도의 함수로써 계산하는 단계를 포함하는,

사운드 스피드 이미징을 위한 방법.

청구항 13

제 1 항에 있어서,

상기 이미지를 생성하는 단계는 상기 사운드 스피드의 값을 나타내는 이미지를 생성하는 단계를 포함하는,

사운드 스피드 이미징을 위한 방법.

청구항 14

제 1 항에 있어서,

상기 환자를 이미징(imaging)하기 위해 상기 초음파 스캐너의 빔포머(beamformer)에서 상기 사운드 스피드를 사용하는 단계를 더 포함하는,

사운드 스피드 이미징을 위한 방법.

청구항 15

제 1 항에 있어서,

상기 송신하는 단계는 다수의 임펄스들의 패턴(pattern)의 그러한 하나의 임펄스로서 상기 음향 방사력 임펄스를 송신하는 단계를 포함하며, 상기 검출하는 단계는 상기 패턴에 대한 응답으로 수행되며, 상기 결정하는 단계는 각각의 위치에 대한 변위들에서의 다수의 피크들로부터 상기 시간상 차이를 결정하는 단계를 포함하는,

사운드 스피드 이미징을 위한 방법.

청구항 16

사운드 스피드를 이미징하기 위한 시스템으로서, 상기 시스템은,

여기 펄스(excitation pulse)를 생성하도록 구성된 송신 빔포머;

상기 여기 펄스에 의해 생성된 전단파에 대한 조직의 응답들을 검출하도록 구성된 수신 빔포머 -상기 응답들은 복수의 시간들 각각에 복수의 위치들 각각에서 검출됨-;

상기 전단파에 대한 상기 조직의 상기 응답들로부터, 상기 조직에서의 전단파 속도 및 상기 전단파가 상기 위치들을 통과하는 시간차의 함수로써, 상기 조직에서의 상기 사운드 스피드를 추정하도록 구성된 이미지 프로세서(processor); 및

상기 사운드 스피드를 디스플레이하도록(display) 동작가능한 디스플레이(display)

를 포함하는,

사운드 스피드를 이미징하기 위한 시스템.

청구항 17

삭제

청구항 18

제 16 항에 있어서,

상기 이미지 프로세서는 상기 위치들에서의 상기 사운드 스피드를 추정하도록 구성되며, 상기 디스플레이는 상기 복수의 위치들에서의 사운드 스피드들을 이미지로서 디스플레이하도록 구성되는,

사운드 스피드를 이미징하기 위한 시스템.

청구항 19

제 16 항에 있어서,

상기 송신 빔포머, 상기 수신 빔포머, 또는 상기 송신 빔포머 및 상기 수신 빔포머 둘 모두는 추정된 사운드 스피드에 기반하는 지연 프로파일(profile)들을 이용하여 스캐닝하도록(scan) 구성되는, 사운드 스피드를 이미징하기 위한 시스템.

청구항 20

비-일시적 컴퓨터(computer) 판독가능 저장 매체로서,

사운드 스피드를 추정하도록, 프로그래밍된 프로세서(programmed processor)에 의해 실행가능한 명령들을 표현하는 데이터(data)를 저장하고 있고, 상기 저장 매체는,

매체에서 전파되는 진단파를 초음파 스캐너를 이용하여 관찰하고;

(a) 진단 속도 또는 강성도, 및 (b) 상기 진단파가 상기 매체의 상이한 포지션(position)들에 전파되는 시간차의 함수로써, 상기 매체에서의 사운드 스피드를 계산하고; 그리고

상기 사운드 스피드를 송신하기 위한

명령들을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] [0001] 본 실시예들은 초음파를 이용하는 사운드 스피드(speed of sound) 결정에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] [0002] 초음파 이미징(imaging)에서, 사운드 스피드는 가정되는데, 이를테면, 1450 m/s인 것으로 가정된다. 초음파 빔(beam)들의 초점을 맞추기 위한 지연 또는 위상 프로파일(profile)들은 가정된 사운드 스피드에 의존한다. 가정은 정확하지 않을 수 있다. 조직에서의 사운드 스피드는 이 조직의 특성들에 기반하여 변한다.

[0003] [0003] 사운드 스피드를 측정하기 위해 초음파 단층촬영이 사용될 수 있다. 초음파 단층촬영은 환자를 송신기와 수신기 사이에 배치하는 것에 의존한다. 환자에서의 사운드 스피드를 계산하기 위해, 송신기로부터의 음향 에너지(energy)가 수신기까지 환자를 완전히 통과하는 이동 시간이 사용된다. 대부분의 초음파 스캐너(scanner)들은 송신 및 수신 동작을 위해 동일한 변환기가 사용되는 펄스-에코(pulse-echo)를 사용하며, 따라서 사운드 스피드는 펄스-에코 시스템(system)들과 동일한 방식으로 추정되는 것이 아닐 수 있다. 음향 반사의 위치가 변환기에 관련하여 정확하게 알려지지 않았기 때문에, 펄스-에코 왕복 시간은 사운드 스피드를 직접적으로 표시하지 않는다.

발명의 내용

[0004] [0004] 도입부로서, 아래에 설명되는 바람직한 실시예들은 사운드 스피드 이미징(sound speed imaging)을 위한 방법들, 컴퓨터 판독가능 매체(computer readable media), 및 시스템들을 포함한다. 환자에서의 사운드 스피드를 추정하기 위해 진단파 전파가 사용된다. 펄스-에코 초음파 스캐너는 다수의 위치들 각각에서 진단파의 발생 시간을 검출한다. 발생 시간의 차이는, 조직 강성도 또는 진단 속도가 주어지면, 사운드 스피드를 추정하기 위해 사용된다.

[0005] [0005] 제 1 양상에서, 사운드 스피드 이미징을 위한 방법이 제공된다. 초음파 스캐너는, 제 1 라인(line)을 따라 환자의 조직에 음향 방사력 임펄스(acoustic radiation force impulse)를 송신한다. 초음파 스캐너는 음향 방사력 임펄스로부터 생기는 진단파에 대한 응답으로 생성되는, 조직의 시간에 따른 변위들을 검출한다. 변위들은 제 1 라인으로부터 이격된 적어도 두 개의 위치들 각각에서 검출된다. 위치들 중 제 2 위치에 대한 시간에 따른 변위들에 관련한, 위치들 중 제 1 위치에 대한 시간에 따른 변위들의 시간상 변화(change in time)가 검출된다. 시간상 변화로부터, 환자에서의 사운드 스피드가 계산된다. 사운드 스피드의 이미지(image)가 생성된다.

[0006] 제 2 양상에서, 사운드 스피드를 이미징(imaging)하기 위한 시스템이 제공된다. 송신 빔포머 (beamformer)는 여기 펄스(excitation pulse)를 생성하도록 구성된다. 수신 빔포머는 여기 펄스에 의해 생성된 전단파에 대한 조직의 응답들을 검출하도록 구성된다. 응답들은 복수의 시간들 각각에 복수의 위치들 각각에서 검출된다. 이미지 프로세서(processor)는 전단파에 대한 조직의 응답들로부터 조직에서의 사운드 스피드를 추정하도록 구성된다. 디스플레이(display)는 사운드 스피드를 디스플레이하도록(display) 동작가능하다.

[0007] 제 3 양상에서, 비-일시적 컴퓨터(computer) 관독가능 저장 매체는 사운드 스피드를 추정하기 위해, 프로그래밍된 프로세서(programmed processor)에 의해 실행가능한 명령들을 표현하는 데이터(data)를 저장하고 있다. 저장 매체는, 매체에서 전파되는 전단파를 초음파 스캐너를 이용하여 관찰하고, (a) 전단 속도 또는 강성도 및 (b) 전단파가 매체의 상이한 포지션(position)들에 전파되는 시간차의 함수로써, 매체에서의 사운드 스피드를 계산하고, 그리고 사운드 스피드를 송신하기 위한 명령들을 포함한다.

[0008] 본 발명은 하기의 청구항들에 의해 정의되며, 본 단락의 아무것도 그러한 청구항들에 대한 제한으로서 취해지지 않아야 한다. 본 발명의 추가적인 양상들 및 장점들은 바람직한 실시예들과 함께 아래에서 논의되며, 독립적으로 또는 결합하여, 이후에 청구될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0009] 컴포넌트(component)들 및 도면들이 반드시 실척에 맞는 것은 아니며, 대신에 본 발명의 원리들을 예시할 때 강조가 이루어진다. 게다가, 도면들에서, 동일한 참조 부호들은 상이한 도면들 전체에 걸쳐 대응하는 부분들을 표시한다.

[0010] 도 1은 사운드 스피드 이미징을 위한 방법의 일 실시예의 흐름도 다이어그램(diagram)이다.

[0011] 도 2는 변위 검출 위치들로의 전단파 전파의 예시적 어레이먼트(arrangement)를 예시한다.

[0012] 도 3은 전단파의 발생들 간의 시간상 변화를 결정하기 위해 사용되는 두 개의 변위 프로파일들을 도시한다.

[0013] 도 4a 및 도 4b는 각각, 가정된 사운드 스피드 및 정확한 사운드 스피드를 이용하는 예시적 B-모드(mode) 이미징을 도시한다.

[0014] 도 5는 가정된 사운드 스피드 및 정확한 사운드 스피드를 이용하는 빔포머에 의해 출력되는 예시적 라디오(radio) 주파수 신호들을 예시한다.

[0015] 도 6은 조직에서의 사운드 스피드를 추정하기 위한 시스템의 일 실시예이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0010] [0016] 전단파를 사용하여, 사운드 스피드가 추정되고 이미징된다(imaged). 음향 방사력 임펄스를 사용하여, 전단파가 생성된다. 전단파로부터의 조직 변위들은, 초음파 스캐너를 이용하여 다수의 위치들에 대해 획득되며, 사운드 스피드를 추정하기 위해 분석된다. 일 실시예에서, 매체에서 전파되는 전단파를 관찰함으로써, 사운드 스피드가 추정된다. 사운드 스피드를 추정하기 위해, 알려진 또는 미리 추정된 강성도 또는 전단 속도가 전단파 전파 정보와 함께 사용된다.

[0011] [0017] 상이한 위치들에서의 전단파 변위의 타이밍(timing)이 결정되기 때문에, 사운드 스피드를 추정하기 위해 펄스-에코 초음파가 사용될 수 있다. 사운드 스피드는 진단적으로 유용할 수 있는데, 이를테면, 다른 측정치(measure)들보다 더욱 강력하게 질병 상태와 상관된다(예컨대, 전단 속도 또는 조직 강성도보다 더욱 강력하게 상관된다).

[0012] [0018] 도 1은 사운드 스피드 이미징을 위한 방법의 일 실시예를 도시한다. 초음파 스캐너는 매체에서의 전단파 전파를 관찰한다. 그 매체에서의 사운드 스피드는 전단 속도 또는 조직 강성도, 및 전단파가 매체의 상이한 포지션(position)들에 전파되는 시간차의 함수로써 계산된다. 초음파 스캐너에 의해 샘플링되는(sampled) 위치들은 가정된 또는 앞서 셋팅된(set) 사운드 스피드를 사용하며, 따라서 가정된 거리만큼 떨어져 있다. 전단파를 추적함으로써, 위치들에서의 전단파의 발생 시간의 차이에 기반하여 두 개의 위치들 간의 실제 거리가 발견된다. 이 실제 거리 대 가정된 거리의 비율은 실제 스피드 대 가정된 스피드의 비율과 동일하며, 따라서 실제 스피드가 계산될 수 있다.

[0013] [0019] 방법은 도 6의 시스템 또는 상이한 시스템에 의해 구현된다. 예컨대, 임의의 현재 알려진 또는 추후에

개발되는 초음파 스캐너가 동작들, 즉, 동작들 전부를 수행한다. 초음파 스캐너의 프로세서, 제어기, 또는 이미지 프로세서는 동작들(28-32)을 수행한다. 대안적으로, 초음파 스캐너와 별개이거나 또는 초음파 스캐너로부터 원격의 컴퓨터 또는 워크스테이션(workstation)의 프로세서가 동작들(28-32) 중 임의의 하나 또는 그 초과를 수행한다. 동작들(24 및 26)을 사용하여 데이터를 획득하기 위해 빔포머들, 메모리(memory), 검출기들, 및/또는 다른 디바이스(device)들이 사용될 수 있다. 초음파 스캐너, 이미지 프로세서, 디스플레이, 또는 다른 디바이스가 동작(34)을 수행할 수 있다. 이미지 프로세서는 도 1의 방법을 수행하도록 디바이스들을 제어할 수 있다.

[0014] [0020] 추가적이거나, 상이하거나, 또는 더 적은 개수의 동작들이 제공될 수 있다. 예컨대, 방법은, 동작(34)에서 스피드를 송신하지 않고 수행된다. 다른 예로서, 동작(24)의 ARFI 송신 없이, 진단과가 생성된다. 또 다른 예에서, 동작(30)에서 속도를 계산하는 것 대신에, 디폴트(default) 또는 가정된 진단 속도 또는 다른 조직 특성(예컨대, 강성도)이 사용된다. 다른 예들에서, 시간에 따른, 그리고/또는 공간에 걸친 변위들 또는 계산된 스피드들에 필터링(filtering) 또는 다른 데이터 프로세싱(processing)이 적용된다.

[0015] [0021] 동작들은 설명되거나 또는 도시된 순서로(예컨대, 위에서 아래로) 수행되지만, 다른 순서들로 수행될 수 있다. 예컨대, 동작(24)은 단일 여기 펄스의 송신을 나타낸다. 더 커다란 관심대상 구역에 걸쳐 측정하기 위해, 동작(24) 및 응답적인 동작들(26, 28, 및 32)은 반복될 수 있다. 동일한 진단과에 대한 응답으로 더 커다란 관심대상 구역에 걸쳐 또는 더 많은 샘플(sample)들을 이용하여 측정하기 위해, 동작들(26, 28, 및 32)은 반복될 수 있다. 다른 예로서, 이를테면, 관심대상 조직에서의 사운드 스피드를 결정하기 위해 ARFI를 사용하기 이전에, 그 관심대상 조직에서의 진단 속도를 결정하기 위해 ARFI 이미징을 사용하여, 동작(30)이 동작(24) 이전에 수행된다.

[0016] [0022] 동작(24)에서, 초음파 스캐너는 ARFI 푸시(push)를 환자의 조직에 송신한다. 송신은 스캔(scan) 라인 상에 일정 깊이(a depth) 또는 깊이들의 범위에 초점이 맞춰진 송신 빔(beam)이다. 초점 깊이는 송신 스캔 라인 상에 있다.

[0017] [0023] 변환기의 엘리먼트(element)들에 대한 지연 프로파일에 기반하여, 송신 스캔 라인을 따라 ARFI 송신 빔이 송신된다. 스캔 라인은 변환기에 대해 임의의 각도로 있는데, 이를테면, 변환기에 수직이다. 동작(26)에서, A-라인들 또는 검출 스캔 라인들에 관련하여 각도(θ)로 전파되는 진단과를 생성하기 위해 ARFI 펄스가 사용된다. 일 실시예에서, ARFI 송신 빔에 대한 스캔 라인은 변환기의 시야 내의 임의의 각도로 있는데, 이를테면, 변환기에 대한 법선에 관련하여 +/-30도 내에 있다. 도 2는 법선으로부터 약 20도의 각도(θ)로 있는 ARFI 송신 스캔 라인(40)을 갖는 예를 도시한다. 변환기 상의 원점은 변환기의 센터(center)이지만, 센터로부터 오프셋될(offset) 수 있다.

[0018] [0024] 초음파 변환기의 엘리먼트들의 어레이(array)는 전기 파형들로부터 컨버팅된(converted) ARFI 빔을 송신한다. 음향 에너지가 환자의 조직에 송신된다. 음향 파형은, 조직을 변위시키기 위한 진단과를 생성하기 위한 응력으로서 송신된다. 여기는 초음파 여기 펄스이다. 음향 에너지는 하나 또는 그 초과파들의 생성을 유발하기에 충분한 에너지를 인가하도록 초점이 맞춰지며, 이후, 이 하나 또는 그 초과파들은 초점 위치로부터 조직을 통해 이동한다. 음향 파형 자체가 조직을 변위시킬 수 있다. 응력의 다른 소스(source)들, 이를테면, 기계적 외력 또는 내력이 사용될 수 있다.

[0019] [0025] 파를 생성하기 위해, 높은 진폭 또는 전력 여기들이 원해진다. 예컨대, 여기는 초점 위치들 중 임의의 초점 위치에서 그리고/또는 시야 내에서 1.9에 가깝지만 초과하지는 않는 기계적 인덱스(mechanical index)를 갖는다. 적게 잡아서 그리고 탐침 변동을 고려해서, 1.7 또는 다른 레벨(level)의 기계적 인덱스가 상한치로서 사용될 수 있다. 더 크거나(예컨대, 1.9를 초과하는 MI) 또는 더 적은 전력들이 사용될 수 있다.

[0020] [0026] 임의의 개수의 사이클(cycle)들을 갖는 파형들을 이용하여 여기 펄스가 송신된다. 일 실시예에서, 푸싱(push) 펄스 송신 이벤트(event)에 대한 파형들 중 하나, 대부분, 또는 전부가 100-2,000개 사이클들을 갖는다. 사이클들의 개수는 수십 개이거나, 수백 개이거나, 수천 개이거나, 또는 여기 펄스를 위해 어레이의 엘리먼트들에 인가되는 연속 송신 파형들의 경우, 더 많다. 1-5개 사이클들인 이미징 펄스들과 달리, ARFI 여기 또는 푸싱 펄스는, 검출하기에 충분한 진폭으로 조직을 변위시키기 위한 진단과를 유발하기에 충분한 응력을 생성하기 위해 더 많은 개수의 사이클들을 갖는다.

[0021] [0027] 진단과는 초점 구역에서 생성되며, 이 초점 구역으로부터 측방향으로 전파된다. 진단과는 송신 스캔 라인에 수직으로 이동한다. 도 2의 예에서, 진단과는, 이 진단과를 추적하기 위해 사용되는 A-라인 또는 스캔

라인들에 관련하여 0도 초과(예컨대, 20도 초과) 그리고 90도 미만(예컨대, 70도 미만)의 각도로 이동한다. 도 2의 특정 예에서, 이 각도는 약 20도이다. 동작(26)에서의 추적 위치들(A, B)은 어레이에 수직인 스캔 라인을 따른다. 파들은 다수의 방향들로 이동할 수 있다. 파들이 조직을 통해 이동함에 따라, 파들은 진폭이 감소한다.

[0022] [0028] 일 실시예에서, 단일 여기 펄스가 생성된다. 다른 실시예들에서, 여기 펄스들의 패턴(pattern)이 생성될 수 있다. 임의의 미리 결정된 패턴, 이를테면, 시간이 중첩되지만 상이한 주파수, 초점, 또는 다른 특성을 갖는 펄스들이 사용될 수 있다. 하나의 예시적 패턴은, 펄스들 간에 짧은 일시정지를 갖는 여기들의 시퀀스(sequence)이다. 짧은 일시정지는 반향 감소를 위한 시간 미만이며 그리고/또는 여기 펄스의 길이 미만일 수 있다. 패턴은, 동작(26)에서의 추적 이전에 상이한 여기들을 제공한다. 패턴 때문에, 일련의 진단파들이 생성된다. 이는 파들의 패턴, 및 상이한 위치들에서의 대응하는 변위들을 야기한다. 이 패턴은, 추가적인 피크(peak)들 또는 스피드를 추정하기 위한 다른 정보를 제공하기 위해 사용될 수 있다.

[0023] [0029] 동작(26)에서, 초음파 스캐너는 ARFI 송신에 대한 응답으로 생성되는, 조직의 변위들을 측정하거나 또는 검출한다. 여기에 의해 유발되는 진단파에 대한 조직의 응답은, 변위를 측정하기 위해 검출 및 사용된다.

[0024] [0030] 진단파는 ARFI 송신에 대한 응답으로 생성된다. 조직 응답은, ARFI 빔에 의해 유발되는 파 및 조직 특성들의 함수이다. 파는 다수의 위치들에서 추적된다. 도 2는 송신 스캔 라인(40)에 대한 병렬 라인들로서 파를 표현한다. 진단파의 경우, 파는 송신 스캔 라인(40)에 수직으로 이동하며, 따라서 병렬 라인들은 송신 스캔 라인(40)에 수직으로 이격된다. 추적 위치들(A, B)은 송신 스캔 라인에 병렬이 아닌 수신 스캔 라인을 따른다.

[0025] [0031] 생성된 파는 추적된다. 추적은, 주어진 시간에 파가 위치되는 곳을 특정하게 식별하는 것이 아니라 파의 효과들을 검출한다. 추적은 초음파 스캐닝(scanning)에 의해 수행된다. 변위를 검출하기 위해, 변위를 겪는 조직에 초음파 에너지가 송신되고, 음향 에너지의 반사들이 수신된다. 관심대상 구역에서 진단파들에 대한 조직 응답을 검출하기 위해, 이 구역에 송신들이 이루어지며, 이 구역에서 검출이 수행된다. 이들 다른 송신들은 파 또는 변위를 유발하기 위한 것이 아니라 파들 또는 변위를 검출하기 위한 것이다. 검출을 위한 송신들은 더 낮은 전력 및/또는 짧은 펄스들(예컨대, 1-5개 캐리어(carrier) 사이클들)을 가질 수 있다.

[0026] [0032] 추적하기 위해 하나 또는 그 초과 수의 수신 라인들을 따른 B-모드 또는 다른 스캐닝이 수행된다. 변위는 파의 효과들을 표시하는데, 이를테면, 파의 부채를 표시하는 무 변위(no displacement), 그리고 파에 의해 유발되는 조직 움직임을 표시하는 변위가 표시된다. 파가 주어진 위치를 통과함에 따라, 피크(peak) 양까지 증가하고 이후 조직이 휴식(rest)으로 되돌아갈 때 감소하는 양 또는 거리만큼 조직이 변위한다. 유사하게, 주어진 시간 동안에, 하나의 위치는 다른 위치들보다 더 많이 변위될 수 있는데, 그 이유는 그 위치에서 또는 그 위치에 의해 파의 피크가 위치결정되기 때문이다. 추적은 임의의 단계에서 파의 효과들(즉, 파 없음, 변위 증가, 최대, 또는 변위 감소)을 검출할 수 있다.

[0027] [0033] 변위를 결정하기 위해 조직은 다수 회 스캐닝되는데(scanned), 이를테면, 일 구역이 적어도 두 번 스캐닝(scanning)된다. 변위를 한 번에 결정하기 위해, 샘플 에코 리턴(sample echo return)이 레퍼런스(reference)와 비교된다. 레퍼런스 스캔(제 1 스캔) 및 추후 스캔(변위 측정치)으로부터의 차이 또는 오프셋(offset)으로서 변위가 제공된다. 조직의 응답 동안에, 이를테면, ARFI 여기 펄스의 인가 동안에 또는 그 이후에, 변위를 스캐닝할 수 있는 임의의 이미징 모달리티(modality)를 사용하여 조직이 스캐닝된다.

[0028] [0034] 초음파 스캐닝을 위해, ARFI 여기 펄스에 대한 초점 구역에 인접한, 그리고/또는 이 초점 구역으로부터 이격된 위치들(A, B)에서 파가 검출된다. 임의의 개수, 이를테면, 둘 또는 그 초과 측방향 위치들이 사용될 수 있다. 위치들은 하나 또는 그 초과 수의 수신 스캔 라인들을 따라 있다. 비-병렬 및/또는 비-수직 수신 라인들이 사용될 수 있다. 검출을 위한 송신들은, 복수의 스캔 라인들을 따라 수신 샘플(sample)들을 동시에 형성하기 위해(예컨대, 넷 또는 그 초과 수의 수신 라인들을 따라 동시에 수신 빔포밍(beamforming)하기 위해), 적어도 하나의 차원을 따라, 이를테면, 측방향으로, 더 넓은 빔 프로파일들을 가질 수 있다. 임의의 개수, 이를테면, 네 개, 여덟 개, 열 여섯 개, 서른 두 개, 육십 네 개 또는 그 초과 동시 수신 빔들이 형성될 수 있다. 일 실시예에서, 병렬 수신 빔포머는 전체 관심대상 구역을 샘플링하기(sample) 위한 빔들을 형성한다. 전체 관심대상 구역에 걸쳐 샘플링하기 위해 병렬 빔포메이션(beamformation)이 사용된다.

[0029] [0035] 샘플 위치들 중 일부 또는 전부가 상이한 깊이들에 있다. 도 2에 도시된 바와 같이, 진단파가 상이한 시간들에 상이한 위치들에서 발생하도록, 샘플 위치들(A, B)이 포지셔닝된다(positioned). 동일한 깊이에 있지만, 진단파의 원점이 주어지면 상이한 시간들에 진단파가 통과하는 것을 야기하는 상이한 수신 라인들 또는 다

른 위치 분포들에 있는 샘플 위치들이 사용될 수 있다.

- [0030] [0036] 추적 송신들 및 대응하는 수신 빔들이 순차적으로 수행된다. 시간에 따라 샘플링하기(sample) 위해, 추적 송신, 및 다수의 위치들로부터의 에코들의 수신은 반복된다. 시간에 따른 변위로 인한 변화를 결정하기 위해, 검출 또는 추적을 위한 송신 및 수신은 각각의 수신 라인에 대해 다수 회 수행된다. 임의의 송신 및 수신 시퀀스(sequence)가 사용될 수 있다.
- [0031] [0037] 변위를 결정하기 위해, 동작(24)의 ARFI 송신 이전에, 관심대상 구역의 수신 라인들 전부의 레퍼런스 스캔이 수행된다. 동작(24)의 ARFI 송신 이후에, 추적은 수신 이벤트마다 변위들을 측정하는 것을 허용한다. 동작(26)에서 변위를 결정하기 위해 샘플들 또는 측정된 조직 응답들이 사용된다.
- [0032] [0038] 초음파 스캔 데이터(data)로부터 변위가 계산된다. 조직은 두 개의 스캔들 간에 움직인다. 동작(24)의 ARFI 송신 이전에 그리고/또는 생성된 파가 위치를 통과한 이후에, 레퍼런스 스캔이 수행된다. 샘플 스캔 또는 레퍼런스 스캔의 데이터는 다른 스캔의 데이터에 관련하여 일치원, 이차원, 또는 삼차원으로 병진되거나 또는 시프팅된다(shifted). 각각의 가능한 상대적 포지션(position)에 대해, 유사성의 양이 위치 주위의 데이터에 대해 계산된다. 유사성의 양은, 상관, 이를테면, 교차상관을 이용하여 결정된다. 절대차들의 최소 합 또는 다른 함수가 사용될 수 있다. 최고의 또는 충분한 상관을 통한 공간 오프셋은, 주어진 위치에 대한 변위의 양을 표시한다. 다른 실시예들에서, 상이한 시간들로부터 수신되는 데이터의 위상 오프셋이 계산된다. 위상 오프셋은 변위의 양을 표시한다. 또 다른 실시예들에서, 상이한 시간들에서의 일 라인(예컨대, 축)을 표현하는 데이터가, 이 라인을 따른 복수의 깊이들 각각에 대한 시프트(shift)를 결정하기 위해 상관된다.
- [0033] [0039] 위치들 전부에 대한 변위들을 추정하기 위해 단일 ARFI 여기 펄스가 사용된다. 반복되는 추적으로부터의 샘플들을 사용하여 변위 검출을 반복함으로써, 위치들 전부에 대한 변위들이 다수 회 각각에 대해 결정된다 (예컨대, 0-7 ms에 걸쳐 매 0.1 ms마다 샘플링(sampling)). 더 넓은 구역을 모니터링하기(monitor) 위해, 여기 펄스들 및 추적이 다른 위치들에 대해 반복될 수 있다.
- [0034] [0040] 주어진 위치에 대한 최대 변위 시간이 알려져 있지 않기 때문에, 샘플링된(sampled) 변위들은 조직을 통과하는 파에 의해 유발되는 최대 변위와 연관될 수 있거나 또는 연관되지 않을 수 있다. 도 3은 시간의 함수로써 두 개의 위치들(A, B) 각각에 대한 변위들의 그래프(graph)를 도시한다. 주어진 위치에 대한 시간의 함수로써 변위의 샘플들은 그 위치에 대한 변위 프로파일이다. 프로파일은 일반적으로, 무 전단 변위로 시작하고, 전단파의 발생을 표현하는 변위의 피크까지 상승하며, 이후, 무 변위의 안정된 상태로 감소한다.
- [0035] [0041] 동일한 전단파가 상이한 시간들에 상이한 위치들에 대해 변위의 피크가 발생하게 한다. 위치들 간의 시간차는 위치들 간의 거리, 전단파의 속도, 및 각도의 함수이다.
- [0036] [0042] 도 3은 각각의 위치에 대해 하나의 피크를 도시한다. 여기 펄스들의 패턴이 사용되는 경우, 다수의 전단파들이 생성될 수 있다. 다수의 여기 펄스들이 동일한 초점 위치를 갖는지 또는 상이한 초점 위치를 갖는지 여부, 송신 스캔 라인 각도, 및/또는 상대적 타이밍 및 샘플링되는 시간에 따라, 하나보다 많은 피크가 시간의 함수로써 변위에서 발생할 수 있다. 파들의 패턴에 의해 유발되는 변위들은, 여기 펄스들의 패턴이 발생한 이후에(예컨대, 다수의 전단파들이 생성된 이후에) 검출된다.
- [0037] [0043] 동작(28)에서, 이미지 프로세서는 임의의 개수의 위치들 간에, 시간에 따른 변위들의 시간상 변화를 결정한다. 다른 위치에 관련하여 하나의 위치에 대한 시간상 변화는 이 위치들에서의 전단파의 발생들 간의 시간차이다. 도 3은 시간상 변화를 ΔT 로서 도시한다. 전단 속도 및 각도와 커플링되면(coupled), 이 시간차는, 두 개의 샘플 위치들(A, B) 간의 실제 거리를 결정하기 위해 사용된다.
- [0038] [0044] 일 실시예에서, 시간상 변화는 변위 프로파일들로부터 발견된다. 피크는 전단파로서 취급된다. 피크 시간은 이 위치에서의 전단파의 발생 시간을 표시한다. 피크 대신에, 프로파일의 다른 부분들이 사용될 수 있다. 피크는 시간에 따른 최대 변위로서 식별된다. 최대치를 발견하기 위해, 측정된 변위들은 비교된다. 대안적으로, 측정된 변위들에 일 곡선이 근사화되고, 이 근사화된 곡선의 최대치가 사용된다. 피크 변위는 변위 프로파일들 각각에 대해(즉, 위치들 각각에 대해) 식별된다.
- [0039] [0045] 피크 변위들로부터 시간차가 결정된다. 각각의 피크는 대응하는 시간을 갖는다. 도 3의 예에서, 위치(A)에 대한 피크는 시간 5.8 ms에서 발생하며, 위치(B)에 대한 피크는 시간 9.6 ms에서 발생한다. 피크들의 발생 시간들로부터 시간차가 계산된다. 도 3에서, ΔT 는 3.8 ms이다.
- [0040] [0046] 대안적 실시예에서, 상이한 위치들에 대한 변위 프로파일들이 상관된다. 다른 위치들의 프로파일에 관

련하여 하나의 위치의 프로파일의 상이한 시간적 시프트들이 시도된다. 각각의 시프트에 대해 상관의 양이 계산된다. 최대 상관을 갖는 시간적 시프트가 시간차를 제공한다. 다른 접근법들이 사용될 수 있다.

[0041] [0047] 두 개의 위치들에 대해, 두 개의 피크들 간에 시간차가 있다. 이를테면, 정의된 파면 형상(즉, 패턴)을 갖는 ARFI 펄스를 송신하는 것으로 인해 피크들의 패턴이 제공되는 경우, 시간차는 더 큰 샘플링(sampling)을 갖는다. 각각의 프로파일에서의 다수의 피크들의 개개의 피크들 간의 차이들이 결정된다. 이후, 평균 시간상 변화가 발견된다.

[0042] [0048] 둘보다 많은 위치들이 샘플링되는(sampled) 경우, 시간차는 상이한 위치 조합들 간에 발견될 수 있다. 이는 조직 구역에 대한 샘플링(sampling)을 증가시킨다.

[0043] [0049] 동작(30)에서, 전단파 속도 또는 조직 강성도가 획득된다. 그 값은 메모리(memory)로부터 획득되거나 또는 측정들로부터 계산된다. 시간상 변화 및 각도와 결합하여 속도 또는 강성도는, 위치들(A, B) 간의 실제 거리를 도출하기 위해 사용될 수 있다. 속도 또는 강성도는 선형적으로 알려져 있거나, 동작(26) 이후에 획득되거나(예컨대, 상이한 ARFI 송신에 대한 응답으로 획득되거나), 또는 사운드 스피드를 계산하기 위해 또한 사용되는 변위들로부터 획득된다.

[0044] [0050] 속도 또는 강성도는 가정될 수 있다. 디폴트 값(예컨대, 관심대상 조직에 대한 모집단 평균)이 사용된다. 대안적으로, 특정 환자에서의 변위의 측정치들이 사용된다.

[0045] [0051] 일 실시예에서, 이미지 프로세서는 전단파 원점으로부터 샘플 위치까지의 거리 및 이 위치에서의 전단파의 발생 시간으로 전단파 속도를 결정한다. ARFI 초점으로부터 측방향으로 이격된 위치에 대한 변위 프로파일이 사용된다. ARFI 초점으로부터 연장되는 송신 스캔 라인에 수직하는 라인을 따른 상이한 위치들이 사용될 수 있다.

[0046] [0052] 전단파 속도를 추정하기 위한 다양한 접근법들이 사용될 수 있다. 피크 또는 피크들로부터 속도가 계산된다. 여기들의 패턴 및 결과적인 파들이 사용되는 경우, 그러면 시간들 중 일부 또는 전부에 대해 하나보다 많은 피크가 위치결정될 수 있다. 전단파의 속도를 추정하기 위해, 피크들의 이러한 결과적인 패턴이 사용될 수 있다.

[0047] [0053] 일 실시예에서, 계산은 단순히, 피크에 대한 샘플 시간, 및 ARFI 초점 포지션으로부터 피크 위치의 거리이다. 이 계산은 다른 시간들 동안에 반복될 수 있으며, 이는 피크들의 상이한 위치들에서의 속도들을 제공한다. 대안적으로, 조직 구역 또는 관심대상 구역에 대한 속도를 추정하기 위해, 상이한 위치들로부터의 피크들의 시간들이 사용된다.

[0048] [0054] 대안적으로, 페이징(phasing)을 사용하여 속도가 계산된다. 상이한 위치들에 대한 시간의 함수로써 변위들의 프로파일들이 상관된다. 속도를 결정하기 위해 위상 오프셋 및 시간적 샘플링 차이가 사용될 수 있다.

[0049] [0055] 다른 실시예에서, 피크들을 식별하지 않고, 변위들의 이차원 맵(map)에 직접적으로 근사화가 이루어진다. 근사화는 변위들의 크기들만큼 가중될 수 있다. 변위 가중 근사화 이전에 거리의 함수로써 파 감쇠를 고려하기 위해 변위 크기들이 조절될 수 있다. 일단 근사화되면, 라인은, 속도를 계산하기 위해 사용되는 기울기 또는 각도를 제공한다. 전체 관심대상 구역에 걸쳐 병렬 빔포밍을 사용함으로써, 결과적인 근사화는 생리적 모션(motion)에 의해 유발되는 오차들의 영향을 덜 받을 수 있다.

[0050] [0056] 파들의 패턴이 생성되는 경우, 근사화는 상이할 수 있다. 각각의 시간에 대해, 다수의 피크들이 제공된다. 상이한 파들이 분리되도록, 피크들은 서로 구별될 수 있다. 구별하기 위해 파 생성 패턴(예컨대, 초점 위치 및/또는 타이밍)이 사용된다. 각각의 파에 대한 속도들은 별개로 계산된다. 결과적인 속도들은 결합될 수 있다. 대안적으로, 템플릿(template) 패턴들이 피크들의 위치들의 패턴에 매칭되거나(matched) 또는 근사화된다. 최적합 패턴이 미리 결정된 속도와 연관된다. 다른 접근법들이 사용될 수 있는데, 이를테면, 속도를 표시하기 위해 주어진 시간에 피크들의 위치들의 분리가 사용된다.

[0051] [0057] 일 실시예에서, 전단파 속도 대신에 또는 이 전단파 속도에 부가하여, 조직 강성도가 사용된다. 임의의 강성도 계산이 사용될 수 있다. 예컨대, 탄력 있고 등방성의 매체를 가정함으로써, 전단파 스피드로부터 강성도가 계산된다. 강성도 또는 영률(Young's Modulus)(E)은 하기와 같이 계산된다:

[0052]
$$E = 3\rho V_s^2$$

[0053] 여기서, ρ 는 밀도이고, V_s 는 전단 속도이다.

[0054] [0058] 전단파 속도 또는 조직 강성도의 계산은 동작(26)에서 측정된 변위들을 사용할 수 있다. 전단파의 원점으로부터 샘플 위치까지의 거리는 정확하지 않을 수 있지만, 결과적인 전단파 속도 또는 강성도는 충분히 정확할 수 있다. 사운드 스피드 가정은 ARFI 초점과 샘플 위치(예컨대, 위치(B)) 간의 빔포머-기반 거리의 부정확성을 야기할 수 있다.

[0055] [0059] 대안적으로, 상이한 전단파에 대한 응답으로 측정되는 변위들이 사용된다. 변위들은, 사운드 스피드를 계산하기 위해 사용된 위치들 이외의 위치들에 대해 측정될 수 있다.

[0056] [0060] 동작(32)에서, 이미지 프로세서는 사운드 스피드를 계산한다. 특정 환자, 특정 조직, 및/또는 특정 조직 위치에서의 사운드 스피드가 계산된다. 샘플 위치들(A, B) 간의 사운드 스피드가 계산된다.

[0057] [0061] 사운드 스피드는 동작(28)으로부터의 시간상 변화 및 동작(30)의 전단 속도 또는 조직 강성도로부터 계산된다. 전단파 속도가 알려져 있고, 상이한 위치들에서의 전단파의 발생 시간의 차이가 측정되기 때문에, 위치들 간의 실제 거리가 결정될 수 있다. 실제 거리 대 예상 또는 빔포머-기반 거리의 비율은, 실제 사운드 스피드를 제공하기 위해 빔포머에 의해 사용되는 예상 사운드 스피드에 대한 가중치를 표시한다.

[0058] [0062] 도 2를 참조하면, 사운드 스피드는 위치들로의 전단파의 이동에 관련된 기하학적 구조의 함수이다. 사운드 스피드(c)는 시간상 변화(ΔT), 각도(θ), 전단파 속도(V_s) 또는 강성도, 빔포머에 의해 사용된 디폴트 사운드 스피드(c'), 및 디폴트 스피드가 주어진 샘플 위치들 간의 디폴트 거리(d') (즉, 빔포밍(*beamforming*) 또는 스캔 기하학적 구조에 따른 예상 거리)로부터 계산된다. 획득된 A-라인의 방향을 따른(즉, A 및 B를 통과하는 수신 스캔 라인을 따른) 전단파 이동 거리의 컴포넌트(*component*)인 실제 거리(d)는 하기와 같이 제공된다:

[0059]
$$d = \frac{V_s \Delta T}{\sin \theta} \quad (1)$$

[0060] [0063] 디폴트 거리(d')는 초음파 스캐너의 빔포머에 기반한다. 디폴트 스피드(c')는, 샘플 위치들을 할당하기 위해 빔포머에 의해 사용된다. 지점(A)과 지점(B) 간의 디폴트 거리(d')는 하기에 의해 제공된다:

[0061]
$$d' = \frac{c \, dt}{2} = \frac{\beta \, a \, t}{2} = \beta d \quad (2)$$

[0062] 여기서, dt 는 시간상 변화 또는 ΔT 이고, β 는 c' 대 c 의 비율이다.

[0063]
$$\beta = \frac{c'}{c} \quad (3)$$

[0064] 초음파 스캐너 또는 디폴트 스피드(c') 대 실제 스피드(c)의 비율은, 초음파 스캐너 또는 디폴트 거리(d') 대 실제 거리(d)의 비율과 동일하다. 진짜 또는 실제 스피드(c)는 하기에 의해 제공된다:

[0065]
$$c = \frac{c'}{\beta} = \frac{dc'}{d} \quad (4)$$

[0066] 동작들(28 및 30)의 결과들로부터 거리(d)가 결정되고, 두 개의 샘플 위치들을 통과하는 라인에 관련된 전단파 전파의 각도가 스캔 기하학적 구조로부터 알려져 있기 때문에, 실제 스피드가 결정된다.

[0067] [0064] 둘보다 많은 샘플 위치들이 사용되는 경우, 검출 동작(26), 결정 동작(28), 및 계산 동작(32)이 반복될 수 있다. 반복들에서는 동일한 전단파 및 동일한 전단파 속도가 사용된다. 대안적으로, 병렬 빔포밍 또는 단일 라인을 따른 빔포밍을 사용하여 위치들 전부에 대한 변위들이 측정되며, 따라서 동작(26)은 반복되지 않는다. 다른 대안들에서, 전단 속도는 위치들의 상이한 쌍들에 대해 상이하며, 따라서 동작(30)이 또한 반복된다.

[0068] [0065] 위치들의 상이한 세트(*set*)들에 대해 사운드 스피드의 계산을 반복함으로써, 평균 스피드가 더욱 정확하게 되도록, 증가된 샘플링이 사용될 수 있다. 다른 실시예에서, 반복은 상이한 위치들 또는 구역들 각각에서의 사운드 스피드에 대한 값들을 제공한다. 사운드 스피드의 측정치들의 일차원, 이차원, 또는 삼차원 맵이 제공된다. 사운드 스피드는 상이한 조직, 및/또는 상이한 특성들을 갖는 조직에 대해 상이하다.

- [0069] [0066] 동작(34)에서, 이미지 프로세서는 계산된 스피드 또는 스피드들을 송신한다. 송신은 초음파 시스템의 또는 초음파 시스템 밖의 다른 컴포넌트로 이루어질 수 있다. 예컨대, 스피드는, 메모리, 빔포머, 디스플레이, 및/또는 네트워크(network)에 송신된다.
- [0070] [0067] 사운드 스피드의 이미지가 생성되어 디스플레이에 제공될 수 있다. 이미지는 스피드를 텍스트(text), 이블테면, 알파뉴메릭(alphanumeric) 표현으로서 포함한다. 일 실시예에서, 단일 사운드 스피드가 결정된다. 사용자가 이미지 상에 포인터(pointer)를 포지셔닝시킨다(position). 응답으로, 초음파 스캐너는 그 지점에 대해 계산된 사운드 스피드를 출력한다. 그래프, 컬러-코딩(color-coding), 세기, 또는 스피드에 의한 다른 변조가 사용될 수 있다. 대안적으로, 이미지는 상이한 위치들에 대한 사운드 스피드들의 공간 분포를 포함한다. 위치의 함수로써 스피드의 일차원, 이차원, 또는 삼차원 표현이 디스플레이에 렌더링된다(rendered). 디스플레이 그리드(grid)는 변위들이 계산되는 그리드, 및/또는 스캔 그리드와 상이할 수 있다. 픽셀(pixel)들의 컬러, 밝기, 휘도, 색상, 또는 다른 특성이 사운드 스피드의 함수로써 변조된다. 구역 단위의 스피드의 변동이 시각화될 수 있다.
- [0071] [0068] 다른 예에서, 스피드는 빔포머에 송신된다. 스피드는 빔포머 제어기, 수신 빔포머, 및/또는 송신 빔포머에 송신된다. 대안적으로, 지연 또는 위상 프로파일을 결정하기 위해 스피드가 사용되며, 프로파일은 빔포머에 송신된다. 실제 사운드 스피드 또는 사운드 스피드들을 사용하여, 해상도를 증가시키도록 또는 더욱 정확한 스캐닝을 위해, 빔포머의 초점 맞추기 및 스캔 포맷(format)은 제어된다.
- [0072] [0069] 도 4a 및 도 4b는 다양한 지점 또는 라인 반사기들(밝은 스팟(spot)들)을 이용하여 팬텀(phantom)을 이미징(imaging)하기 위해 초음파 스캐너의 빔포밍에서, 가정된 사운드 스피드 및 실제 사운드 스피드를 사용하는 예들을 도시한다. B-모드 이미지들이 생성되지만, 다른 유형들의 이미징이 사용될 수 있다. 도 4a에서, 사운드 스피드는 1450 m/s인 것으로 가정된다. 도 4b에서, 1540 m/s의 실제 사운드 스피드가 사용된다. 지점 또는 라인 반사기들은 도 4b에서 더욱 뚜렷하거나 또는 덜 흐릿하다. 실제 사운드 스피드를 사용하는 것은 해부학적 구조 및/또는 조직 상태를 구별하는 소노그래퍼(sonographer)의 능력을 개선시킬 수 있으며, 이는 진단을 돕는다. 실제 사운드 스피드는 또한, 더욱 신뢰성 있는 거리 표시를 야기한다. 부정확한 사운드 스피드에 의한 거리의 단축(compression)으로 인해, 도 4a에서 변환기(0 cm)로부터 가장 먼 깊이까지의 깊이 범위가 도 4b에서보다 작다는 것을 주목하라.
- [0073] [0070] 도 5는 도 4a 및 도 4b 둘 모두의 x-축을 따라 약 2.5 cm로부터의, 빔포밍된(beamformed) 샘플들 또는 라디오 주파수 데이터의 플롯(plot)이다. 라디오 주파수 데이터는, 도 4a 및 도 4b의 이 수직 라인을 따른 세 개의 반사기들로부터의 에코 응답을 표현한다. 그 결과, 도 5는 두 개의 라디오 주파수 신호들 각각에 대한 증가된 신호 세기의 세 개의 인스턴스(instance)들을 도시한다. 가정된 사운드 스피드의 사용으로 인해, 도 4a에 대한 증가된 세기의 세 개의 인스턴스들은 변환기에 더 가까이, 그리고 인스턴스들 간에 더 적은 거리로 발생한다. 정확한 사운드 스피드를 사용하는 것은 거리를 변경시키며, 이는 지점들 간의 진짜 거리를 제공한다.
- [0074] [0071] 도 6은 사운드 스피드를 이미징하기 위한 시스템의 일 실시예를 도시한다. 진단과 변위에 응답하는 조직에 응답적인 스캔 데이터를 수집함으로써, 사운드 스피드가 결정된다.
- [0075] [0072] 시스템은 의료 진단 초음파 이미징 시스템이다. 대안적 실시예들에서, 시스템은 실시간 또는 획득 후 이미징을 위한 퍼스널 컴퓨터(personal computer), 워크스테이션, PACS 스테이션(station), 또는 동일한 위치에 있거나 또는 네트워크에 걸쳐 분산된 다른 어레이지먼트(arrangement)이다.
- [0076] [0073] 시스템은 도 1의 방법 또는 다른 방법들을 구현한다. 시스템은 송신 빔포머(12), 변환기(14), 수신 빔포머(16), 이미지 프로세서(18), 디스플레이(20), 및 메모리(22)를 포함한다. 추가적이거나, 상이하거나, 또는 더 적은 개수의 컴포넌트들이 제공될 수 있다. 예컨대, 정보가 획득되어야 할 관심대상 구역의 수동 표시 또는 보조 표시를 위해 사용자 입력이 제공된다.
- [0077] [0074] 송신 빔포머(12)는 초음파 송신기, 메모리, 펄서(pulser), 아날로그(analog) 회로, 디지털(digital) 회로, 또는 이들의 결합들이다. 송신 빔포머(12)는 상이한 또는 상대 진폭들, 지연들, 및/또는 페이징을 갖는 복수의 채널(channel)들에 대한 파형들을 생성하도록 구성된다. 파형들은, 임의의 타이밍 또는 펄스 반복 주파수로 생성되어 변환기(14)의 엘리먼트(element)들에 인가된다. 예컨대, 송신 빔포머(12)는 관심대상 구역에서 진단과를 생성하기 위한 여기 펄스를 생성하며, 초음파를 이용하여 결과적인 변위들을 추적하기 위해 대응하는 송신들을 생성한다. 송신 빔포머(12)는, 추적될 다수의 파들을 생성하기 위해 여기 펄스들의 시퀀스 또는 다른 결합을 생성하도록 구성될 수 있다.

- [0078] [0075] 송신 빔포머(12)는 이를테면 송신/수신 스위치(switch)를 통해 변환기(14)와 연결된다. 변환기(14)로부터의 음향파들의 송신시, 주어진 송신 이벤트 동안에 하나 또는 그 초과인 빔들이 형성된다. 빔들은 여기 펄스들 및/또는 추적 빔들이다. 조직 변위를 스캐닝하기 위해, 일차원, 이차원 또는 삼차원 구역을 스캐닝하도록(scan) 송신 빔들의 시퀀스가 생성된다. 섹터, 벡터(Vector)®, 선형, 또는 다른 스캔 포맷들이 사용될 수 있다. 송신 빔포머(12)에 의한 스캐닝은 여기 펄스(즉, ARFI 푸싱 펄스)의 송신 이후에 발생하지만, 여기 펄스를 송신하기 이전에, 추적에서 사용되는 레퍼런스 프레임(frame)들에 대한 스캐닝을 포함할 수 있다. 조직을 스캐닝하는 것 그리고 조직을 변위시키는 것 둘 모두를 위해 변환기(14)의 동일한 엘리먼트들이 사용되지만, 상이한 엘리먼트들, 변환기들, 및/또는 빔포머들이 사용될 수 있다.
- [0079] [0076] 변환기(14)는 압전기 또는 용량성 멤브레인(membrane) 엘리먼트들의 1차원, 1.25차원, 1.5차원, 1.75차원 또는 2차원 어레이(array)이다. 변환기(14)는 음향 에너지와 전기 에너지 간에 변환하기 위한 복수의 엘리먼트들을 포함한다. 예컨대, 변환기(14)는 약 64-256개 엘리먼트들을 갖는 일차원 PZT 어레이이다.
- [0080] [0077] 변환기(14)는 전기 파형들을 음향 파형들로 컨버팅(converting)하기 위한 송신 빔포머(12)와 연결되며, 음향 에코들을 전기 신호들로 컨버팅하기 위한 수신 빔포머(16)와 연결된다. 변환기(14)는 여기 펄스 및 추적 빔들을 송신한다. 파형들은 환자의 조직 구역 또는 관심대상 위치에 초점이 맞춰진다. 송신 빔들은 변환기에 관련하여, 변환기(14)의 시야 내의 다양한 각도들 중 임의의 각도로 기울어진다. 전기 파형들을 변환기 엘리먼트들에 인가하는 것에 대한 응답으로, 음향 파형들이 생성된다. 변위를 검출하기 위해 초음파를 이용하여 스캐닝하기 위해서, 변환기(14)는 음향 에너지를 송신하며 에코들을 수신한다. 변환기(14)의 엘리먼트들에 부딪히는 초음파 에너지(에코들)에 대한 응답으로, 수신 신호들이 생성된다.
- [0081] [0078] 수신 빔포머(16)는 증폭기들, 지연부들, 및/또는 위상 로테이터(rotator)들, 및 하나 또는 그 초과인 합산기들을 갖는 복수의 채널들을 포함한다. 각각의 채널은 하나 또는 그 초과인 변환기 엘리먼트들과 연결된다. 수신 빔포머(16)는, 조직 응답의 검출 또는 추적을 위한 각각의 송신에 대한 응답으로 하나 또는 그 초과인 수신 빔들을 형성하기 위해, 상대적 지연들, 위상들, 및/또는 아포다이제이션(apodization)을 적용한다. 수신에 대한 동적 초점 맞추기가 제공될 수 있다. 단 한 개의 깊이 또는 깊이 범위에 관심이 있을 경우, 동적 초점 맞추기는 제공될 수 있거나 또는 제공되지 않을 수 있다. 수신 빔포머(16)는 수신된 음향 신호들을 사용하여, 공간 위치들을 표현하는 데이터를 출력한다. 상대적 지연들 및/또는 페이징, 그리고 상이한 엘리먼트들로부터의 신호들의 합산이 빔포메이션(beamformation)을 제공한다. 대안적 실시예들에서, 수신 빔포머(16)는 푸리에(Fourier) 또는 다른 변환들을 사용하여 샘플들을 생성하기 위한 프로세서이다.
- [0082] [0079] 병렬 수신 빔포메이션을 위해, 수신 빔포머(16)는 채널들의 추가 세트들 및 대응하는 합산기들을 포함하도록 구성된 병렬 수신 빔포머이다. 각각의 채널은 합산기를 이용하여 빔을 형성하기 위해 상대적 지연들 및/또는 페이징을 적용한다. 수신 빔포머(16)는 임의의 개수(N)의 채널 세트들 및 합산기들을 가질 수 있다. 대응하는 개수의 빔들을 동시에 또는 동일한 추적 송신 빔에 대한 응답으로 형성하기 위해, N은 1 또는 그 초과인 정수이다. 수신 빔들은 관심대상 구역에서의 공간의 규칙적 샘플링으로서 형성될 수 있다. 위치들은, 수신 빔포머(16)에 의해 형성된 개개의 수신 빔들에 의해 동시에 샘플링된다(sampled).
- [0083] [0080] 수신 빔포머(16)는 필터(filter), 이를테면, 송신 주파수 대역에 관련하여 제 2 고조파 또는 다른 주파수 대역에서의 정보를 격리시키기 위한 필터를 포함할 수 있다. 그러한 정보는, 원하는 조직, 조영제, 및/또는 흐름 정보를 포함할 가능성이 더욱 있을 수 있다.
- [0084] [0081] 수신 빔포머(16)는 공간 위치들을 표현하는 빔 합산 데이터를 출력한다. 단일 위치, 일 라인을 따른 위치들, 일 영역에 대한 위치들, 또는 일 볼륨(volume)에 대한 위치들에 대한 데이터가 출력된다. 데이터는 상이한 목적들을 위한 것일 수 있다. 예컨대, 진단과 또는 종파 검출을 위해서가 아니라 B-모드 또는 조직 검출을 위해 상이한 스캔들이 수행된다. 대안적으로, 진단과 또는 종파에 의해 유발되는 변위를 결정하기 위해 B-모드 데이터가 또한 사용된다.
- [0085] [0082] 수신 빔포머(16)는 여기 펄스에 의해 생성된 파에 대한 조직의 응답들을 검출하도록 구성된다. 조직은 스캐닝된다(scanned). 수신 빔포머(16)에 의해 생성되는 수신 신호들은 샘플링 시간에 조직으로부터의 응답을 표현한다. 상이한 위치들이 동시에 샘플링된다. 조직이 파에 의해 유발되는 임의의 변위를 겪기 때문에, 조직 응답은 샘플링에 의해 캡처된다(captured). 음향 응답들은 복수의 시간들 각각에 복수의 위치들 각각에서 검출된다. 하나보다 많은 파에 대한 조직의 응답들이 검출될 수 있다. 수신 빔포머(12)는 복수의 시간들 각각에 복수의 위치들 각각에서, 진단파에 대한 조직의 응답을 검출한다.

- [0086] [0083] 이미지 프로세서(18) 또는 별개의 빔포머 제어기는 빔포머들(12, 16)을 구성한다. 동작을 위해 사용되는 레지스터(register)들 또는 테이블(table)에 값들을 로딩(loading)함으로써, ARFI 또는 다른 이미징을 위해 빔포머들(12, 16)에 의해 사용되는 획득 매개변수들의 값들이 셋팅된다(set). 값들은 사운드 스피드에 의존하는 지연 또는 위상 프로파일들을 포함한다. 주어진 스캔을 위해, 송신 빔포머(12) 및/또는 수신 빔포머(16)는 주어진 또는 디폴트 사운드 스피드를 사용한다. 이미징을 설정하기 위해 임의의 제어 구조 또는 포맷이 사용될 수 있다. 빔포머들(12, 16)은, 일 프레임 레이트(rate)에서 그리고/또는 일 해상도로 이미징하기 위해 데이터를 획득하게 된다. 하나 또는 그 초과와 획득 매개변수들의 상이한 값들은 상이한 프레임 레이트 및/또는 해상도를 야기할 수 있다.
- [0087] [0084] 이미지 프로세서(18)는 B-모드 검출기, 도플러(Doppler) 검출기, 펄스형(pulsed) 파 도플러 검출기, 상관 프로세서, 푸리에 변환 프로세서, 주문형 집적 회로, 일반 프로세서, 제어 프로세서, 필드 프로그래머블 게이트 어레이(field programmable gate array), 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 이들의 결합들, 또는 수신 빔포머(16)에 의해 출력되는 응답들로부터 변위들을 계산하고, 진단 속도를 계산하고, 시간차들을 계산하며, 그리고/또는 사운드 스피드를 계산하기 위한, 다른 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 디바이스(device)이다.
- [0088] [0085] 일 실시예에서, 이미지 프로세서(18)는 하나 또는 그 초과와 검출기들 및 별개의 프로세서를 포함한다. 별개의 프로세서는 제어 프로세서, 일반 프로세서, 디지털 신호 프로세서, 그래픽스 프로세싱 유닛(graphics processing unit), 주문형 집적 회로, 필드 프로그래머블 게이트 어레이, 네트워크, 서버(server), 프로세서들의 그룹(group), 데이터 경로, 이들의 결합들, 또는 변위를 결정하고 그리고/또는 변위들로부터 사운드 스피드를 계산하기 위한, 다른 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 디바이스이다. 프로세서(18)는 동작들을 수행하도록 소프트웨어(software) 및/또는 하드웨어(hardware)에 의해 구성된다.
- [0089] [0086] 사운드 스피드 이미징에 대한 일 실시예에서, 프로세서(18)는 시간에 따라 복수의 측방향 위치들 각각에 대해 조직 변위를 추정한다. 각각의 위치에 대해, 상이한 시간들에 발생하는 변위들이 추정된다. 예컨대, 다수의 샘플 시간들 각각에 대해, 다양한 위치들에 대한 변위들의 추정치들이 형성된다. 상이한 시간들 각각에 대해 각각의 위치에서의 변위들을 결정하기 위해, 수신 빔포머(16)에 의해 출력되는 데이터가 사용된다. 레퍼런스 데이터와, 조직을 표현하기 위해 한 번에 획득된 데이터를 상관시키거나 또는 이들 간의 유사성의 레벨(level)을 다른 방식으로 결정함으로써, 변위들이 획득될 수 있다.
- [0090] [0087] 이미지 프로세서(18)는, 사운드 스피드를 계산하기 위해 사용되는 변위들 또는 상이한 진단파에 대한 응답으로 측정되는 변위들로부터 진단파 속도 또는 조직의 다른 특성을 추정하도록 구성될 수 있다. 시간의 함수로써 변위들의 프로파일에서의 하나 또는 그 초과와 피크들이 발견된다. 여기 펄스 초점으로부터 샘플 위치까지의 거리, 및 샘플 위치에서의 진단파의 발생 시간에 기반하여, 이미지 프로세서(18)는 진단파 속도를 계산한다. 다른 예에서, 프로세서(18)는 조직 강성도, 점성, 및/또는 모듈러스(modulus)를 계산한다. 프로세서(18)는 다른 특색들, 이를테면, 스트레인(strain) 또는 탄성을 계산할 수 있다. 대안적 실시예들에서, 측정된 값 대신에, 진단파 속도의 가정된 값 또는 디폴트 값이 사용된다.
- [0091] [0088] 이미지 프로세서(18)는 진단파에 대한 조직의 응답들로부터 조직에서의 사운드 스피드를 추정하도록 구성된다. 사운드 스피드는 변위들로부터 추정된다. 각각의 위치에 대한 시간에 따른 변위들이 비교되어, 위치들에서의 진단파의 발생 시간의 차이가 발견된다. 진단파에 대한 송신 라인이 샘플 위치들을 통과하는 라인에 병렬이 아닐 경우, 진단파는 상이한 시간에 위치들 각각의 옆에 도달하거나 또는 그 옆을 통과한다. 샘플 위치들 간의 실제 거리를 계산하기 위해, 샘플 위치들을 통과하는 라인에 대한 ARFI용 송신 스캔 라인의 각도, 시간차, 및 진단파의 속도가 사용된다. 사운드 스피드를 계산하기 위해, 실제 거리와 함께, 빔포머-기반 사운드 스피드 및 위치들 간의 거리가 사용된다. 실제 거리 대 빔포머 거리의 비율은 실제 사운드 스피드 대 빔포머 사운드 스피드의 비율과 동일하며, 이는 이미지 프로세서(18)가 사운드 스피드를 계산하도록 허용한다.
- [0092] [0089] 사운드 스피드는 하나의 위치, 이를테면, 사용자 표시 위치에 대해 추정된다. 대안적으로, 사운드 스피드는 복수의 위치들 각각에 대해 추정된다. 이미지 프로세서(18)는 환자에서의 사운드 스피드의 공간 분포를 결정한다.
- [0093] [0090] 프로세서(18)는 사운드 스피드로부터 맵핑되는(mapped) 이미지 또는 디스플레이 값들을 생성하여 디스플레이(20)에 출력한다. 사운드 스피드의 텍스트 또는 수치 표시가 사용자에게 디스플레이된다(displayed). 일 실시예에서, 사운드 스피드는 위치의 함수로써 디스플레이된다. 상이한 위치들에서의 스피드를 사용하여 값들, 그래프들, 및/또는 조직 표현들이 디스플레이될 수 있다. 조직의 표현을 위해, 사운드 스피드는 조직 구역

을 표현하는 상이한 픽셀들에 대한 컬러, 색상, 밝기, 및/또는 다른 디스플레이 특성을 변조한다. 이미지 프로세서(18)는 픽셀 값(예컨대, RGB), 또는 픽셀 값으로 컨버팅되는(converted) 스칼라(scalar) 값을 결정한다. 이미지는 스칼라 또는 픽셀 값들로서 생성된다. 이미지는 비디오(video) 프로세서, 룩업(look-up) 테이블, 컬러 맵에 출력되거나 또는 디스플레이(20)에 직접적으로 출력될 수 있다.

[0094] [0091] 디스플레이(20)는 CRT, LCD, 모니터(monitor), 플라즈마(plasma), 프로젝터(projector), 프린터(printer), 또는 이미지 또는 이미지들의 시퀀스를 디스플레이하기(displaying) 위한 다른 디바이스이다. 임의의 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 디스플레이(20)가 사용될 수 있다. 디스플레이(20)는 하나의 이미지 또는 이미지들의 시퀀스를 디스플레이하도록 동작가능하다. 디스플레이(20)는 이차원 이미지들 또는 삼차원 표현들을 디스플레이한다. 디스플레이(20)는 진단과-유발 변위들로부터 도출되는 사운드 스피드를 표현하는 하나 또는 그 초과 이미지들을 디스플레이한다. 포함된 스피드와 함께, 테이블, 환자 보고서, 또는 조직 표현이 디스플레이된다. 다른 예로서, 이차원 이미지 또는 삼차원 B-모드 표현 상에 표시된 위치와 연관된 사운드 스피드가 디스플레이된다. 대안적으로 또는 부가적으로, 이미지는 그래프(graph)이다. 또 다른 실시예들에서, 사운드 스피드에 대한 컬러 변조와 중첩된 B-모드 이미지가 디스플레이된다.

[0095] [0092] 이미지 프로세서(18)는 사운드 스피드를 송신 빔포머(12), 수신 빔포머(16), 또는 둘 모두에 송신할 수 있다. 빔포머들(12/14)로의 송신은 빔포머 제어기에 이루어질 수 있다. 사운드 스피드 값 자체, 또는 사운드 스피드에 기반하는 지연/위상 프로파일들에 통합된 사운드 스피드가 송신된다. 빔포머들(12, 14)은 사운드 스피드에 기반하는 지연 및/또는 위상 프로파일들을 사용하여 스캐닝하도록 구성된다. 빔포머들(12, 14)을 구성하기 위해 환자의 조직에 대한 측정된 또는 실제 사운드 스피드를 사용하는 것은 더욱 정확한 공간 표현을 야기할 수 있다. 임의의 유형(예컨대, B-모드 이미징)의 후속 스캔에서 빔포머들(12, 14)을 동작시키기 위해, 추정된 사운드 스피드가 사용된다. 스피드는 주어진 이미징 세션(session)에 대해 한 번 추정된다. 다른 실시예들에서, 스피드는, 환자에 대한 이미징 세션 전체에 걸쳐 주기적으로 추정된다.

[0096] [0093] 프로세서(18), 수신 빔포머(16), 및 송신 빔포머(12)는 메모리(22) 또는 다른 메모리에 저장된 명령들에 따라 동작한다. 명령들은 도 1의 동작들의 수행을 위해 시스템을 구성한다. 명령들은, 제어기에 로딩됨으로써(loaded), 값들의 테이블의 로딩을 유발함으로써, 그리고/또는 실행됨으로써, 동작을 위해 이미지 프로세서(18), 수신 빔포머(16), 및/또는 송신 빔포머(12)를 구성한다. 송신 빔포머(12)는 여기 빔, 추적 빔들, 및/또는 다른 이미징 빔들의 생성을 유발하도록 명령들에 의해 구성된다. 수신 빔포머(16)는 추적 및/또는 이미징을 위해 데이터를 획득하도록 명령에 의해 구성된다. 이미지 프로세서(18)는, 변위들을 추정하며 이 변위들로부터 사운드 스피드를 추정하도록 구성된다.

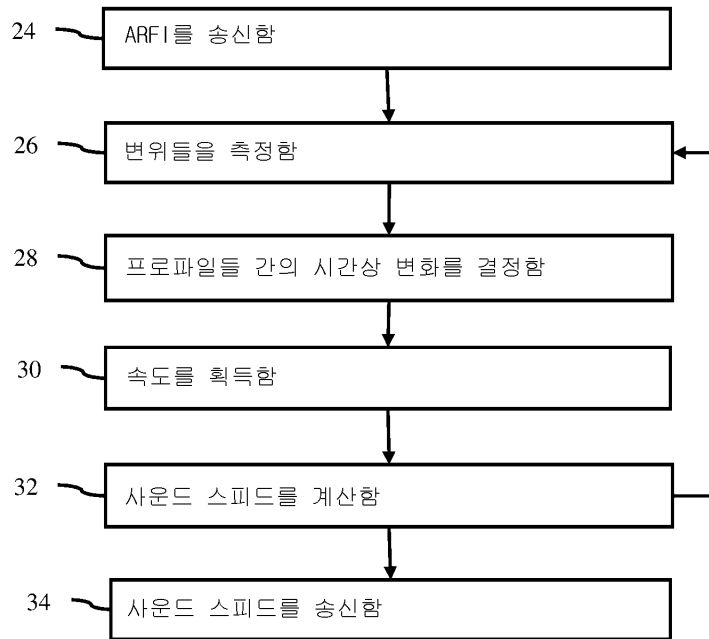
[0097] [0094] 메모리(22)는 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체(media)이다. 본원에 논의된 프로세스(process)들, 방법들 및/또는 기술들을 구현하기 위한 명령들은 컴퓨터-판독가능 저장 매체 또는 메모리들, 이를테면, 캐시(cache), 버퍼(buffer), RAM, 탈착가능 매체, 하드 드라이브(hard drive) 또는 다른 컴퓨터 판독가능 저장 매체 상에 제공된다. 컴퓨터 판독가능 저장 매체는 다양한 유형들의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다. 도면들에 예시되거나 또는 본원에 설명된 기능들, 동작들, 또는 작업들은, 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 또는 그 상에 저장된 명령들의 하나 또는 그 초과 세트들에 대한 응답으로 실행된다. 기능들, 동작들 또는 작업들은 특정 유형의 명령 세트, 저장 매체, 프로세서 또는 프로세싱 전략에 독립적이며, 단독으로 동작하든 또는 결합하여 동작하든, 소프트웨어, 하드웨어, 집적 회로들, 펌웨어(firmware), 마이크로 코드(micro code) 등에 의해 수행될 수 있다. 마찬가지로, 프로세싱 전략들은 멀티프로세싱(multiprocessing), 멀티태스킹(multitasking), 병렬 프로세싱 등을 포함할 수 있다.

[0098] [0095] 일 실시예에서, 명령들은 로컬(local) 또는 원격 시스템들에 의한 판독을 위해 탈착가능 매체 디바이스 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은 컴퓨터 네트워크를 통한 또는 전화선들을 경유한 전송을 위해 원격 위치에 저장된다. 또 다른 실시예들에서, 명령들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU, 또는 시스템 내에 저장된다.

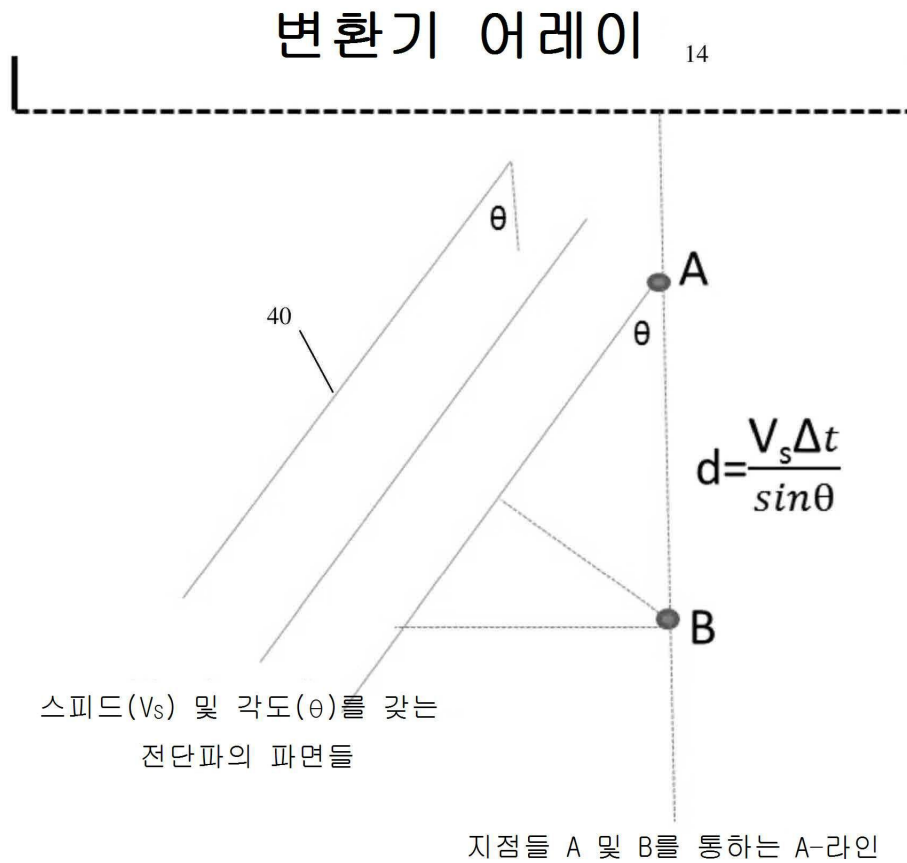
[0099] [0096] 본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 위에서 설명되었지만, 본 발명의 범위로부터 벗어나지 않고, 많은 변경들 및 수정들이 이루어질 수 있음이 이해되어야 한다. 그러므로, 전술한 상세한 설명이 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로 간주되어야 한다는 것이 의도되며, 그리고 본 발명의 사상 및 범위를 정의하도록 의도되는 것은, 모든 등가물들을 포함하는 다음의 청구항들이라는 것이 이해되어야 한다.

도면

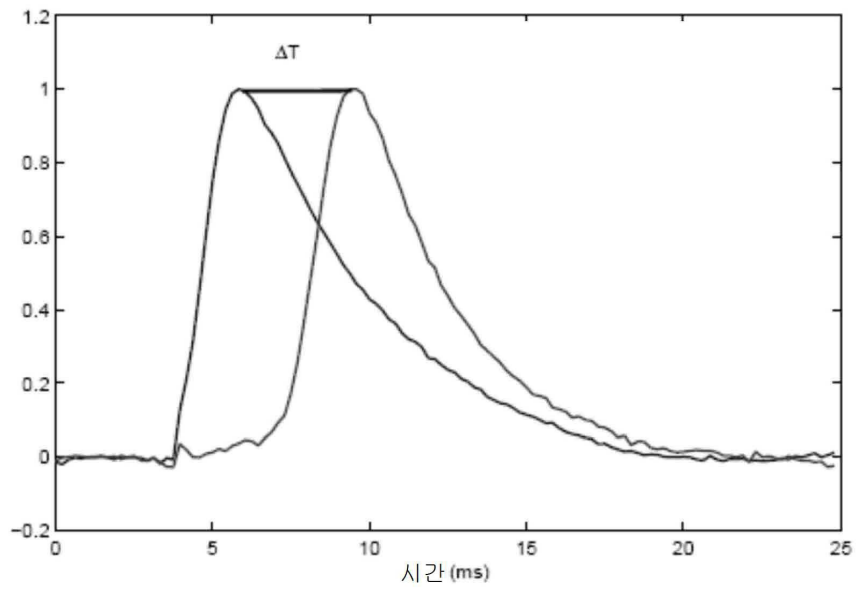
도면1



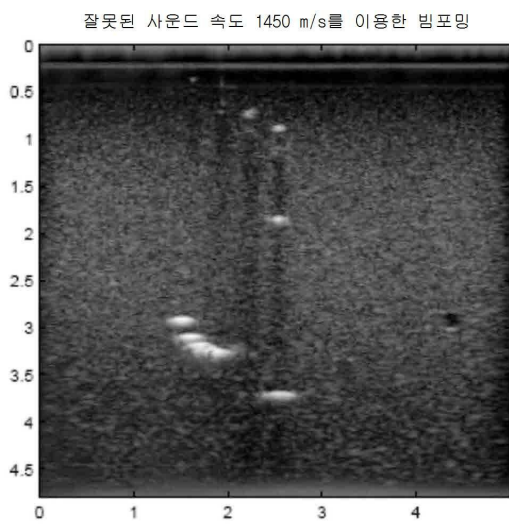
도면2



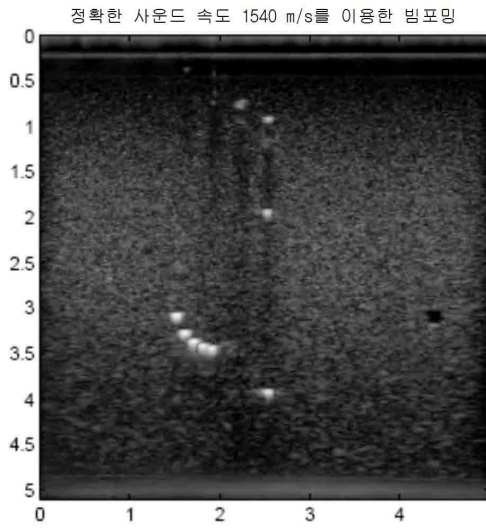
도면3



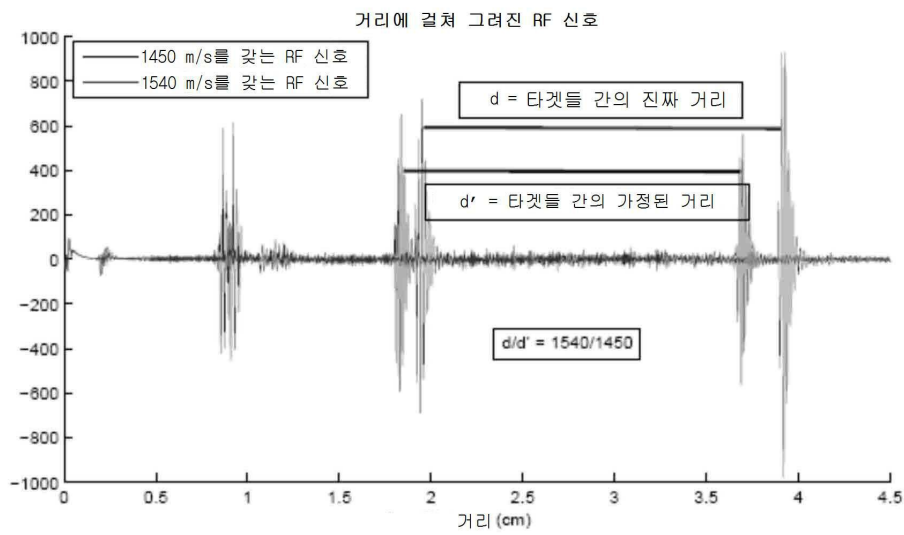
도면4a



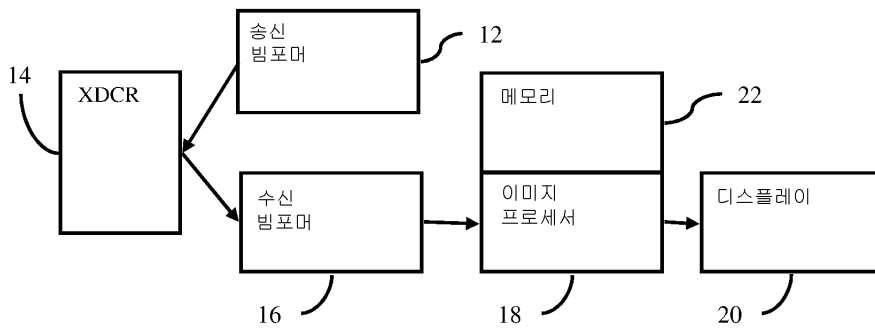
도면4b



도면5



도면6



专利名称(译)	使用剪切波的声速成像		
公开(公告)号	KR101922522B1	公开(公告)日	2018-11-27
申请号	KR1020170018294	申请日	2017-02-09
[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		
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	DUNCAN DAVID 둔칸데이비드 FAN LIEXIANG 팬리시양 KIM SEUNGSOO 김승수 LABYED YASSIN 라비드야신 ROSENZWEIG STEPHEN 로젠츠베이그스테판		
发明人	둔칸,데이비드 팬,리시양 김,승수 라비드,야신 로젠츠베이그,스테판		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B8/4477 A61B8/485 A61B8/08 A61B8/461 A61B8/5207 A61B8/5223 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/52049		
优先权	15/040457 2016-02-10 US		
其他公开文献	KR1020170094521A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

剪切波传播用于估计患者的声速。超声波扫描仪检测多个位置中的每个位置处的剪切波的产生时间。发生时间的差异用于估计给定组织刚度或剪切速率的患者的特定组织的声速。

