



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0103048
(43) 공개일자 2019년09월04일

| | |
|---|--|
| (51) 국제특허분류(Int. Cl.) <i>A61B 8/00</i> (2006.01) | (71) 출원인 지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크. 미국 펜실베이니아 앨버튼 리버티 블러바드 40 (우 : 19355) |
| (52) CPC특허분류 <i>A61B 8/4477</i> (2013.01) | (72) 발명자 라비드, 야신 미국 98028 워싱턴 메이플 밸리 사우스이스트 243 애비뉴 25908 |
| (21) 출원번호 10-2019-0022624 | (74) 대리인 특허법인 남앤남 |
| (22) 출원일자 2019년02월26일 심사청구일자 2019년02월27일 | |
| (30) 우선권주장 15/907,209 2018년02월27일 미국(US) | |

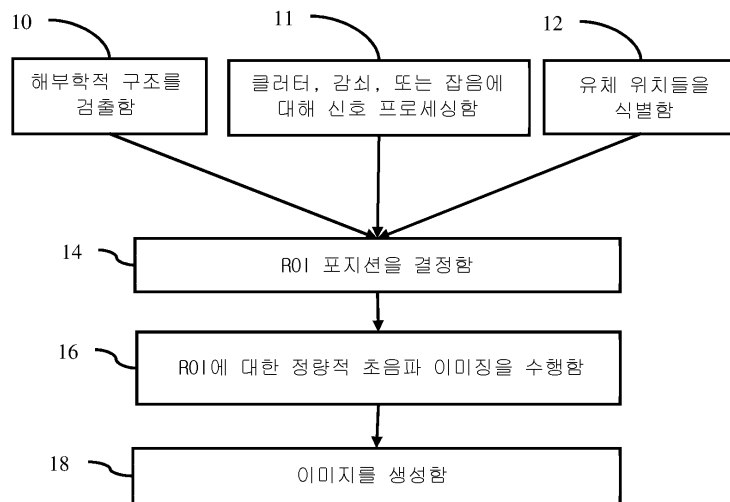
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 발명의 명칭 **정량적 초음파 이미징을 위한 관심 구역 배치**

(57) 요약

초음파 스캐너(30)를 이용한 정량적 초음파 이미징에서의 관심 구역(ROI) 배치를 위해, 정량화에 특정한 해부학적 구조 검출(10), 클러스터, 감쇠, 또는 잡음에 대한 신호 프로세싱(11), 및/또는 유체의 위치들의 식별(12)을 사용하여, ROI가 자동적으로 배치(14)된다. 정량화를 위해, 다수의 ROI들이 자동적으로 포지셔닝(14)될 수 있다. 자동 배치(14)는, 소노그래퍼들 사이의, 그리고 시간에 걸친 측정치들의 일관성을 개선시킬 수 있으며, 원치 않는 신호로부터 영향을 덜 받는 더 나은 이미지 품질을 제공할 수 있다. 그 결과, 진단 및/또는 치료가 개선될 수 있다.

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

초음파 스캐너(scanner)(30)를 이용한 정량적 초음파 이미징(imaging)에서의 관심 구역(ROI; region of interest) 배치를 위한 방법으로서, 상기 방법은,

초음파 이미지(image)로부터 해부학적 랜드마크(landmark)를 검출하는 단계(10);

(a) 동상(in-phase) 및 직교(quadrature) 또는 (b) 라디오(radio) 주파수 초음파 신호들을 신호 프로세싱(processing)하는 단계(11);

상기 초음파 스캐너(30)에 의해, 상기 초음파 이미지의 시야에서의 ROI의 포지션(position)을 결정하는 단계(14) -상기 ROI의 포지션은, 상기 신호 프로세싱하는 단계(11)로부터의 결과들 및 상기 해부학적 랜드마크에 기반하여 결정됨-;

상기 ROI의 포지션에서, 상기 초음파 스캐너(30)를 이용하여 전단파 이미징을 수행하는 단계(16); 및

상기 전단파 이미징에 대한 이미지를 생성하는 단계(18)

를 포함하는,

방법.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 검출하는 단계(10)는, 기계-학습망(machine-learned network)을 이용하여 검출하는 단계(10) 또는 이미지 프로세싱하는 단계(11)를 이용하여 검출하는 단계(10)를 포함하며, 상기 포지션을 결정하는 단계(14)는 기계-학습망을 이용하여 결정하는 단계(14)를 포함하는,

방법.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 검출하는 단계(10)는 간 캡슐(capsule)을 검출하는 단계(10)를 포함하며, 상기 결정하는 단계(14)는 상기 간 캡슐의 위치에 기반하여 상기 ROI의 포지션을 결정하는 단계(14)를 포함하는,

방법.

청구항 4

제1 항에 있어서,

상기 신호 프로세싱하는 단계(11)는 상기 초음파 신호들로부터 클러터(clutter)를 측정하는 단계를 포함하며, 상기 결정하는 단계(14)는 상기 클러터를 갖는 신호들에 대한 위치들로부터 떨어져 있는 포지션을 결정하는 단계(14)를 포함하는,

방법.

청구항 5

제1 항에 있어서,

상기 신호 프로세싱하는 단계(11)는 상기 초음파 신호들로부터 감쇠를 측정하는 단계를 포함하며, 상기 결정하는 단계(14)는 상기 감쇠에 기반하여 상기 ROI의 포지션의 깊이를 결정하는 단계(14)를 포함하는,

방법.

청구항 6

제1 항에 있어서,

상기 초음파 스캐너(30)에 의해, 상기 포지션에서의 상기 ROI의 사이즈(size) 및 형상을 결정하는 단계(14)

를 더 포함하는,

방법.

청구항 7

제1 항에 있어서,

상기 초음파 스캐너(30)에 의해, 유체의 위치들을 식별하는 단계(12)

를 더 포함하며,

상기 포지션을 결정하는 단계(14)는, 상기 유체의 위치들을 포함하지 않도록 상기 ROI의 포지션을 결정하는 단계(14)를 포함하는,

방법.

청구항 8

제1 항에 있어서,

상기 포지션을 결정하는 단계(14)는, 상기 초음파 스캐너(30)에 의해, 상기 ROI의 포지션 및 다른 ROI의 다른 포지션을 결정하는 단계(14)를 포함하며, 상기 이미지를 생성하는 단계(18)는, 상기 ROI와 상기 다른 ROI 사이의 상대 측정(relative measurement)이 주석으로 달린 이미지를 생성하는 단계(18)를 포함하는,

방법.

청구항 9

초음파 스캐너(30)를 이용한 정량적 초음파 이미징에서의 관심 구역(ROI; region of interest) 배치를 위한 방법으로, 상기 방법은,

상기 초음파 스캐너(30)에 의해, 초음파 이미지에서의 간 캡슐의 위치를 검출하는 단계(10);

상기 초음파 스캐너(30)에 의해, 상기 초음파 이미지의 시야에서의 ROI의 포지션을 결정하는 단계(14) -상기 ROI의 포지션은 상기 간 캡슐의 위치에 기반하여 결정됨-;

상기 ROI의 포지션에서, 상기 초음파 스캐너(30)를 이용하여 전단파 이미징을 수행하는 단계(16); 및

상기 전단파 이미징에 대한 이미지를 생성하는 단계(18)

를 포함하는,

방법.

청구항 10

제9 항에 있어서,

상기 포지션을 결정하는 단계(14)는, 상기 간 캡슐의 에지(edge)에 수직하는 라인(line)을 따라 상기 간 캡슐의 상기 위치로부터 깊이가 최소 거리 떨어진 상기 포지션을 결정하는 단계(14)를 포함하는,

방법.

청구항 11

제9 항에 있어서,

(a) 동상 및 직교 또는 (b) 라디오 주파수 초음파 신호들을 신호 프로세싱하는 단계(11)

를 더 포함하며,

상기 신호 프로세싱하는 단계(11)는 클러스터 또는 감쇠를 측정하며, 상기 포지션을 결정하는 단계(14)는, 상기 위치 및 상기 클러스터 또는 감쇠에 기반하여 상기 포지션을 결정하는 단계(14)를 포함하는,

방법.

청구항 12

정량적 초음파 이미징에서의 관심 구역(ROI; region of interest) 배치를 위한 시스템(system)으로서, 상기 시스템은,

B-모드(mode) 및 정량적 모드에서 초음파를 이용하여 스캔(scan)하도록 구성된, 변환기와 연결된 송신 빔형성기 (beamformer)(31) 및 수신 빔형성기(33);

상기 B-모드에서의 스캔(scan)으로부터의 데이터(data)에 기반하여 B-모드 시야에서 ROI를 위치결정(locate)하여, 상기 송신 빔형성기(31) 및 상기 수신 빔형성기(33)로 하여금, 상기 위치결정된 ROI에 대해 상기 정량적 모드에서 스캔을 수행하게 하도록, 그리고 상기 정량적 모드에서의 스캔으로부터 이미지를 생성하도록 구성된 이미지 프로세서(processor)(34); 및

상기 정량적 모드에서의 스캔으로부터의 상기 이미지를 디스플레이(display)하도록 구성된 디스플레이 (display)(35)

를 포함하는,

시스템.

청구항 13

제12 항에 있어서,

상기 정량적 모드는 음향 방사력(radiation force) 이미징을 포함하고, 상기 이미지 프로세서(34)는, 상기 B-모드에서의 스캔으로부터의 상기 데이터에서 표현된 해부학적 랜드마크에 기반하여 상기 ROI를 위치결정하도록 구성되는,

시스템.

청구항 14

제12 항에 있어서,

상기 이미지 프로세서(34)는, (a) 동상 및 직교 또는 (b) 라디오 주파수 초음파 신호들로부터 결정된 감쇠 또는 클러스터에 기반하여, 그리고 B-모드 검출 후에 상기 B-모드에서의 스캔으로부터의 상기 데이터에 기반하여, 상기 ROI를 위치결정하도록 구성되는,

시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 정량적 초음파 이미징(imaging)에 관한 것이다. 정량적 초음파 이미징에서는, 이미징되고 (imaged) 있는 조직의 특성을 정량화하기 위해, 검출된 정보가 추가로 프로세싱된다(processed). 단지 조직의 B-모드 이미지(mode image)를 제공하는 것이 아니라, 그 조직의 특성이 이미징된다. 예컨대, 초음파 이미징을 사용하여, 조직에서의 진단과 속력(speed)이 계산된다. 다른 예들은 변형(strain), 감쇠, 또는 후방산란 측정치(measure)들을 포함한다.

배경 기술

[0002] 정량적 초음파 이미징을 위해, 사용자는 통상적으로, B-모드 이미지에 관심 구역(ROI; region of

[0001]

[0002]

interest)을 포지셔닝(position)한다. ROI는, 정량화가 수행되는 구역을 정의한다. B-모드 이미지의 전체 시야(FOV; field of view)에 걸친 정량화에 대한 프로세싱(processing) 문제들 또는 지연들을 회피하기 위해, 사용자-포지셔닝(positioned) ROI는 정량화를 위한 조직의 구역을 정의한다. 이 수동 ROI 포지셔닝(positioning)은 작업흐름을 저해하고, 스캔(scan) 시간들을 증가시킨다. 게다가, 오퍼레이터(operator) 종속성 및 최적이지 않은 ROI 포지셔닝은, 낮은 이미지 품질로, 그리고 재생불가능한 결과들로 이어질 수 있다. 특히, 위치가 애플리케이션(application) 및 정량화의 유형에 특정할 수 있는 경우, 많은 사용자들은 정확한 위치에 ROI를 포지셔닝하지 않는다. ROI를 사이징(sizing)할 때의 오차(error)들이 또한, 낮은 이미지 품질 및/또는 재생불가능한 결과들을 야기할 수 있다.

발명의 내용

[0003] 도입부로서, 아래에서 설명된 바람직한 실시예들은, 초음파 스캐너(scanner)를 이용한 정량적 초음파 이미징에서의 ROI 배치를 위한 방법들 및 시스템(system)들을 포함한다. 정량화에 특정한 해부학적 구조 검출, 클러터(clutter), 감쇠, 또는 잡음에 대한 신호 프로세싱, 및/또는 유체의 구역들의 식별을 사용하여, ROI가 자동적으로 배치된다. 정량화를 위해, 다수의 ROI들이 자동적으로 포지셔닝될 수 있다. 자동 배치는, 소노그래퍼(sonographer)들 사이의, 그리고 시간에 걸친 측정치들의 일관성을 개선시킬 수 있으며, 원치 않는 신호들로부터 영향을 덜 받는 더 나은 이미지 품질을 제공할 수 있다. 그 결과, 진단 및/또는 치료가 개선될 수 있다.

[0004] 제1 양상에서, 초음파 스캐너를 이용한 정량적 초음파 이미징에서의 ROI 배치를 위한 방법이 제공된다. 초음파 이미지로부터 해부학적 랜드마크(landmark)가 검출된다. 동상(in-phase) 및 직교 또는 라디오(radio) 주파수 초음파 신호들이 신호 프로세싱된다. 초음파 스캐너는, 초음파 이미지의 FOV에서의 ROI의 포지션(position)을 결정한다. ROI의 포지션은, 신호 프로세싱으로부터의 결과들 및 해부학적 랜드마크에 기반한다. ROI의 포지션에서, 초음파 스캐너에 의해, 진단과 이미징이 수행된다. 진단과 이미징에 대한 이미지가 생성된다.

[0005] 제2 양상에서, 초음파 스캐너를 이용한 정량적 초음파 이미징에서의 ROI 배치를 위한 방법이 제공된다. 초음파 스캐너는, 초음파 이미지에서의 간 캡슐(capsule)의 위치를 검출하고, 초음파 이미지의 FOV에서의 ROI의 포지션을 결정한다. ROI의 포지션은 간 캡슐의 위치에 기반하여 결정된다. ROI의 포지션에서, 초음파 스캐너를 이용한 진단과 이미징이 수행된다. 진단과 이미징에 대한 이미지가 생성된다.

[0006] 제3 양상에서, 정량적 초음파 이미징에서의 ROI 배치를 위한 시스템이 제공된다. 변환기와 연결된 송신 빔형성기(beamformer) 및 수신 빔형성기는, B-모드 및 정량적 모드에서 초음파를 이용하여 스캔(scan)하도록 구성된다. 이미지 프로세서(processor)는, B-모드에서의 스캔(scan)으로부터의 데이터(data)에 기반하여 B-모드 FOV에서 ROI를 위치결정(locate)하여, 송신 빔형성기 및 수신 빔형성기로 하여금, 위치결정된 ROI에 대해 정량적 모드에서 스캔을 수행하게 하도록, 그리고 정량적 모드에서의 스캔으로부터 이미지를 생성하도록 구성된다. 디스플레이(display)는, 정량적 모드에서의 스캔으로부터의 이미지를 디스플레이(display)하도록 구성된다.

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

도면의 간단한 설명

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

[0009] 도 1은 초음파 스캐너를 이용한 정량적 초음파 이미징에서의 ROI 배치를 위한 방법의 일 실시예의 흐름도 다이어그램(diagram)이고;

[0010] 도 2는 간의 진단과 이미징을 위해 포지셔닝된 ROI를 갖는 예시적인 B-모드 이미지이며; 그리고

[0011] 도 3은 초음파 스캐너를 이용한 정량적 초음파 이미징에서의 ROI 배치를 위한 시스템의 일 실시예의 블록(block) 다이어그램이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0009] [0012] 진단과 또는 다른 정량적 이미징에서의 자동 ROI 배치가 제공된다. 신호 프로세싱, 이미지 프로세싱, 및/또는 기계 학습망의 애플리케이션(application)은, 이를테면 진단과 속력 이미징 또는 다른 음향 방사력 임펄스(radiation force impulse)-기반 초음파 이미징을 위해, ROI를 자동적으로 포지셔닝하고, 사이즈(size)하며, 그리고/또는 형상화한다. 예컨대, 진단과 이미징에서, ROI에 기반하여 단일 진단과 속력 측정을 획득하기 위해 또는 2-차원 또는 3-차원 구역에 대한 실시간 진단과 속력 공간 이미징을 위해, ROI가 포지셔닝된다.
- [0010] [0013] 도 1은 초음파 스캐너를 이용한 정량적 초음파 이미징에서의 ROI 배치를 위한 방법의 일 실시예를 도시한다. 일반적으로, 정량적 초음파 이미징을 위한 ROI를 자동적으로 배치하기 위해, ROI 위치로부터 이격된 관심 오브젝트(object), 동상 및 직교(I/Q; in-phase and quadrature) 또는 라디오 주파수(RF; radio frequency) 데이터의 신호 프로세싱, 및/또는 회피될 위치들(예컨대, 유체 위치들)이 사용된다.
- [0011] [0014] 방법은 도 3에서 도시된 시스템 또는 상이한 시스템에 의해 수행된다. 예컨대, 의료 진단 초음파 이미징 시스템이 동작들(10, 11, 및 12)에서 검출하고, 신호 프로세싱(signal process)하며, 그리고/또는 식별하고, 이미지 프로세서가 동작(14)에서 결정하며, 그리고 이미징 시스템은 동작들(16 및 18)에서 정량적 모드 이미징을 수행하고 이미지를 생성한다. 다른 디바이스(device)들이 동작들 중 임의의 동작을 수행할 수 있는데, 이를테면, 이미지 프로세서가 비-스캔(non-scan) 동작들 전부를 수행한다.
- [0012] [0015] 동작들은 도시된 순서로 또는 다른 순서로 수행된다. 예컨대, 동작들(10, 11, 및 12)은 임의의 순서로 또는 동시에 수행된다.
- [0013] [0016] 부가적인, 상이한 또는 더 적은 수의 동작들이 사용될 수 있다. 예컨대, 동작들(10, 11, 및 12) 중 1개 또는 2개는 수행되지 않는다. 다른 예로서, 출력이 환자 레코드(record)에 또는 리포트(report)에 저장될 정량화인 경우, 동작(18)은 수행되지 않는다.
- [0014] [0017] 정량적 이미징을 위한 ROI를 위치결정하기 위해, 환자를 표현하거나 또는 환자에 응답하는 초음파 데이터가 획득된다. 초음파 이미징 시스템 또는 스캐너가 환자를 스캔한다. 대안적으로, 스캐너에 의한, 이를테면, 메모리(memory) 또는 픽처 아카이빙(picture archiving) 그리고 통신 시스템으로부터의 전송에 의한 이전 스캔으로부터 데이터가 획득된다.
- [0015] [0018] 이 스캔은 초기 스캔, 이를테면 제1 스캔이거나, 또는 일단 정량적 이미징이 사용되어야 하면, 나중의(later) 스캔이다. 예컨대, 소노그래퍼가 환자의 원하는 구역을 스캔하기 위해 변환기를 포지셔닝함에 따라, 스캐닝(scanning)은 반복된다. 스캐닝을 위한 FOV는 관심 장기(organ) 또는 장기들에 걸쳐 포지셔닝된다. 일단 관심 오브젝트가 FOV에 있으면, ROI를 위치결정하기 위해 사용될 초음파 데이터는, 스캐닝으로부터 이용가능하거나 또는 추가적인 스캐닝에 의해 획득된다.
- [0016] [0019] ROI를 위치결정하기 위한 초음파 데이터에 대한 스캔은 전체 FOV에 대한 것이다. 스캐닝의 측면 범위 또는 방위각 범위 그리고 깊이가 FOV를 정의한다. 상이한 세팅(setting)들에 기반하여, 상이한 사이즈(size)들의 FOV가 제공될 수 있다. 사용자 또는 시스템은 FOV를 결정한다.
- [0017] [0020] 초음파를 이용하여 FOV를 스캔하기 위해, 초음파 시스템에 의해 송신 빔(beam)과 수신 빔이 형성된다. 임의의 스캔 포맷(format), 이를테면 섹터(sector), 선형, 또는 Vector®, 그리고 대응하는 FOV가 사용될 수 있다. 라인(line), 면적, 또는 체적을 표현하는 데이터를 제공하는, 1차원, 2차원, 또는 3차원으로의 전기 및/또는 기계 스티어링(steering)에 의해, 스캔 라인들이 분포된다.
- [0018] [0021] 송신 및/또는 수신 빔 특성들은, 매개변수들의 값들에 응답하거나 또는 매개변수들의 값들로 세팅될(set) 수 있다. FOV의 깊이 및/또는 측면 범위가 세팅된다. 유사하게, 송신 빔 초점 깊이, 송신 주파수, 수신 주파수, 라인 밀도, 샘플링(sampling) 밀도(스캔 라인을 따른 샘플링 간격), 송신 파형(예컨대, 주기(cycle)들의 수 및/또는 엔벨로프(envelope) 형상), 프레임 레이트(frame rate), 애퍼처(aperture), 및/또는 다른 스캐닝 특성들이 세팅된다. 스캔 라인당 송신 초점 포지션들의 수(예컨대, 1개 또는 2개)가 세팅될 수 있다. 상이한, 부가적인, 또는 더 적은 수의 스캔(예컨대, 송신 및/또는 수신) 매개변수들이 사용될 수 있다.
- [0019] [0022] 수신 빔형성(beamformation)을 통해, 응답하는 데이터는 FOV에서의 샘플(sample)들을 표현한다. 스캐닝으로부터 수신된 데이터가 검출된다. B-모드 검출기가 수신된 데이터에 의해 표현된 음향 에코(echo)들의 세기를 결정한다. 예컨대, 검출 전의 수신 신호들은 동상 및 직교(I/Q; in-phase and quadrature) 데이터로서 포맷팅되지만(formatted), RF 데이터가 사용될 수 있다. 검출을 위한 세기로서, 동상 및 직교 항들의 제공들의 합

의 제공 근이 계산된다. B-모드 검출을 위해 음향 에코의 크기(magnitude)의 다른 측정치들이 사용될 수 있다.

- [0020] [0023] 다른 B-모드 프로세싱이 수행될 수 있다. 예컨대, 검출된 B-모드 데이터는 공간적으로 필터링된다(filtered). 다른 예로서, 전체 FOV의 스캔들의 대응하는 시퀀스(sequence)로부터 프레임들의 시퀀스가 획득된다. 데이터의 결과적 B-모드 프레임들의 상이한 쌍들 또는 다른 사이징된 그룹핑(sized grouping)들은 시간적으로 필터링된다.
- [0021] [0024] 다른 실시예들에서, 다른 유형들의 검출 및 대응하는 스캔들이 수행된다. 예컨대, 색 흐름(예컨대, 도플러(Doppler)) 추정치 사용된다. 속도(velocity), 전력, 및/또는 분산(variance)이 추정된다. 다른 예로서, 고조파 모드, 이를테면 기본 송신 주파수의 제2 고조파에서의 이미징이 사용된다. 모드들의 결합들이 사용될 수 있다.
- [0022] [0025] 프로세싱 후에, 검출된 데이터는 필요하다면 스캔 변환된다(scan converted). 2-차원 이미지가 생성될 수 있다. B-모드 이미지는, B-모드 FOV에서의 음향 에코들의 리턴(return)의 세기 또는 강도를 표현한다. 도 2는 환자의 간에 대한 예시적인 B-모드 이미지를 도시한다. 세기들 또는 B-모드 데이터는 디스플레이의 동적 범위 내의 그레이 스케일(gray scale)에 매핑된다(mapped). 그레이 스케일은, 픽셀(pixel)들을 제어하기 위해 디스플레이에 의해 사용되는 것과 동일한 또는 유사한 적색, 녹색, 청색(RGB; red, green, blue) 값들일 수 있다. 임의의 색 또는 그레이 스케일 매핑(mapping)이 사용될 수 있다.
- [0023] [0026] 다른 동작들에 대해 사용되는 데이터는, 프로세싱 경로에서의 임의의 지점으로부터 나온다. 일 실시예에서, 검출된 그리고 스캔 변환된 스칼라(scalar) 값들은 임의의 색 또는 디스플레이 매핑 전에 사용된다. 다른 실시예들에서, 검출 전의 빔형성된(beamformed) 샘플들(예컨대, I/Q 또는 RF 신호들), 스캔 변환 전의 검출된 데이터, 또는 디스플레이 매핑 후의 디스플레이 값들이 사용된다. 데이터는, 스캐닝을 위해 사용되는 극 좌표계로 있거나, 또는 정규 격자, 이를테면 데카르트(Cartesian) 좌표계로 보간된다.
- [0024] [0027] 일반적으로, 라이브(live) 또는 실시간 이미징 동안(동시에 스캐닝(scanning)하고 이미지들을 출력하는 동안, 또는 환자가 자신들 가까이(against) 배치된 변환기를 갖는 동안), 사용자의 어떤 특별한 상호작용도 예상되거나 또는 요구되지 않는다. 사용자는 애플리케이션(예컨대, 정량적 초음파 이미징, 이를테면 진단과 속력)을 선택하고, FOV를 포지셔닝하며, 정량적 이미징을 활성화할 수 있으며, 그런 다음, 나머지 구성은 자동적으로 일어난다.
- [0025] [0028] 정량적 이미징을 위한 ROI의 별개의 스캔들 전에, FOV의 초기 스캔 또는 스캔들이 수행된다. 스캐닝은, 정량화를 위한 ROI를 스캐닝(scanning)하면서, 환자의 FOV의 스캔들을 중단(cease)시키도록 구성된다. 대안적으로, B-모드 이미징과 정량적 이미징이 인터리빙된다(interleaved).
- [0026] [0029] 동작(10)에서, 초음파 스캐너는, 이미지 프로세서를 사용하여, 초음파 이미지 또는 다른 초음파 데이터(예컨대, B-모드 데이터)로부터 하나 이상의 해부학적 랜드마크들을 검출한다. 오브젝트는 초기 또는 후속 스캔의 데이터로부터 검출된다. 오브젝트를 검출하기 위해, 환자를 표현하는 데이터가 이미지 프로세싱된다. 검출은 라이브 이미징 동안 자동이다. 오브젝트에 대한 위치 또는 위치들의 사용자 입력을 요구하는 것이 아니라, 데이터에서 오브젝트를 검출하기 위해, 프로세서는 필터링(filtering), 에지(edge) 검출, 패턴 매칭(pattern matching), 모델(model) 매칭, 또는 다른 컴퓨터(computer) 보조 분류를 적용한다. 임의의 이미지 프로세싱이 사용될 수 있다. 프로세서는 위치 또는 위치들의 사용자 입력 없이 검출한다.
- [0027] [0030] 일 실시예에서, 이미지 프로세서(예컨대, 중앙 프로세싱 유닛(unit) 또는 그래픽스(graphics) 프로세싱 유닛)에 의해 기계-학습망(machine-learned network)이 적용된다. 하르(Haar), 구배(gradient), 지향성(directional), 스티어링가능(steerable), 딥(deep) 학습 특징들, 또는 다른 특징들이 초음파 데이터로부터 계산되고, 기계-학습망에 입력된다. 기계-학습망은, 다른 조직, 유체 또는 디바이스들로부터 오브젝트를 구분하는 알려진 사실(truth)을 갖는 트레이닝(training) 데이터로부터의 학습에 기반하여, 데이터에 의해 오브젝트가 표현되는지 여부 그리고 오브젝트가 어디에 표현되는지를 표시한다.
- [0028] [0031] 임의의 기계 학습, 이를테면, 확률 부스팅 트리(probabilistic boosting tree), 베이지안 망, 신경망, 딥 러닝(deep learning), 또는 서포트 벡터 머신(support vector machine)이 사용될 수 있다. 임의의 특징 또는 특징 세트(set)가 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 한계 공간(marginal space) 학습을 이용한 확률 부스팅 트리들은 하르 및 스티어링가능 특징들에 기반하여 분류기를 트레이닝(train)한다. 다른 실시예에서, 트레이닝하기 위해 랜덤 포레스트(random forest) 회귀가 사용된다. 또 다른 실시예에서, 특징들을 정의하고, 특징들을 오브젝트 검출에 관련시키는 방법을 학습하기 위해, 딥 러닝이 사용된다.

- [0029] [0032] 위치결정될 오브젝트는 임의의 오브젝트, 이를테면 해부학적 구조 또는 디바이스이다. 예컨대, 판막이 위치결정된다. 간 또는 다른 해부학적 위치들 또는 병변들의 부분들이 위치결정될 수 있다. 다른 실시예들에서, 해부학적 구조 대신에, 디바이스들, 이를테면 외과용 기구들 또는 임플란트(implant)들(예컨대, 카테터(catheter), 툴 샤프트(tool shaft), 바늘, 또는 외과용 디바이스, 이를테면 인공 고리 또는 판막)이 검출된다. 해부학적 구조와 부가된 디바이스들 둘 모두가 검출될 수 있다. 상이한 또는 동일한 검출기가 상이한 해부학적 구조 및/또는 디바이스들을 검출한다. 오브젝트는 임의의 해부학적 구역, 카테터(예컨대, 라소(lasso)), 또는 기계-학습 또는 다른 검출기들이 검출하는 툴이다.
- [0030] [0033] 진단과 이미징 예에서, 오브젝트는 간 캡슐이다. 초음파 이미지에서의 간 캡슐의 위치가 검출된다. 도 2는 B-모드 이미지에서의 간 캡슐(20)의 위치(예컨대, 간 캡슐(20)을 가리키는 화살표)를 도시한다. 다른 해부학적 특징들, 이를테면 간 캡슐(20)의 에지가 검출될 수 있다.
- [0031] [0034] 검출된 해부학적 구조 또는 디바이스는 임의의 공간 범위를 갖는다. 예컨대, 해부학적 구조는 하나 이상의 차원들로 다수의 픽셀들만큼 연장된다. 해부학적 구조는 임의의 형상, 이를테면 부드럽게 변하는 만곡된 형상을 갖는다. 삐죽삐죽한(jagged) 또는 편평한 부분들이 발생할 수 있다. 디바이스는 부드러운 표면을 가질 수 있다. 검출은 관심 오브젝트(즉, 랜드마크)의 위치를 제공한다. 오브젝트의 특징들, 표면들, 및/또는 내부 부분들이 발견될 수 있다. 오브젝트를 위치결정하기 위해, 데이터에 의해 표현되지만 오브젝트에 속하지 않은 특징들이 사용될 수 있다.
- [0032] [0035] 동작(11)에서, 초음파 스캐너는, 수신 빔형성기, 빔형성기 제어기, 또는 이미지 프로세서를 사용하여, 초음파 신호들을 신호 프로세싱한다. B-모드 검출, 도플러 추정, 또는 다른 검출 전에 수신 빔형성기에 의해 생성된 I/Q 또는 RF 데이터가 프로세싱된다.
- [0033] [0036] 신호 프로세싱은, 위치들 사이의 상대 위상조정(relative phasing) 또는 다른 신호 콘텐츠(content)에서 반영되는 특성들의 검출을 가능하게 한다. 예컨대, 상이한 위치들에 대한 클러터, 감쇠, 후방산란, 및/또는 잡음의 양(amount)이 발견된다. 일 실시예에서, 초음파 신호들로부터 클러터 수준이 측정된다. 상이한 스캔 라인들로부터의 I/Q 또는 RF 데이터가 상관된다. 상관의 수준(즉, 상관 계수)은 클러터의 양을 표시한다. 인접한 스캔 라인들에 대해 제대로 상관되지 않은 데이터는 클러터를 겪을 수 있다. 클러터는 정량화를 간섭할 수 있다. 임의의 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 클러터 측정이 사용될 수 있다.
- [0034] [0037] 다른 실시예에서, 감쇠가 측정된다. 깊이 이득 및/또는 시스템 효과들을 고려한 후의 깊이의 함수로서의 붕괴(decay)의 레이트가 상이한 위치들에 대해 측정된다. 변환기로부터 떨어져 있는 또는 깊이에 걸친 신호들의 크기의 감소는, 상이한 조직들 및/또는 스캔 세팅들에 대해 상이할 수 있다. 깊이에 걸친 신호의 붕괴(즉, 감쇠)의 레이트는 더 작은 신호 또는 신호-대-잡음비와 대응한다. 감쇠가 더 큰 경우, 정량화는 덜 정확할 수 있다. 임의의 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 감쇠 측정이 사용될 수 있다.
- [0035] [0038] 동작(12)에서, 초음파 스캐너는 유체의 하나 이상의 위치들을 식별한다. 도플러 스캐닝이 수행된다. 필터링에 기인하여, 속도, 에너지(energy), 및/또는 분산의 도플러 추정치들은 초음파에 대한 유체 응답을 표시한다. 대안적으로, B-모드에서 어두운 또는 약한 리턴으로서 보일 수 있는 유체 또는 유체를 둘러싸는 조직 구조를 식별하기 위해 동작(10)의 이미지 프로세싱이 수행된다.
- [0036] [0039] 유체의 구역들을 식별하기 위해, 도플러 추정치들에 클러스터링(clustering), 이미지 프로세싱(예컨대, 에지 검출 또는 경계화(thresholding)), 기계-학습 분류기, 또는 다른 기법이 적용된다. 유체 응답의 작은 이상치(outlier)들을 제거하기 위해 로우 패스(low pass) 필터링이 적용될 수 있다. 유체의 더 큰 위치들을 남기면서 위치들의 단일 그룹(group) 또는 작은 그룹들을 제거하기 위해 길이, 면적, 또는 체적에 대한 임계치가 적용될 수 있다.
- [0037] [0040] 유체 구역들은 혈액, 낭종들, 또는 다른 유체들에 대응한다. 도 2는 간에 있는 관(vessel)에 대응하는 일부 유체 구역들(26)을 도시한다. 낭종들은, 유체(fluidic)로서 초음파에 응답하기에 충분한 유체 함량(content)을 포함한다. 조직과 비교할 때, 유체의 초음파에 대한 응답에서의 차이에 기인하여, 유체 구역들에서 정량화는 정확하게 또는 제대로 동작하지 않을 수 있다. 예컨대, 낭종에서의 진단파들을 측정하는 것은, 부 정확할 수 있다.
- [0038] [0041] 유사하게, 뼈, 의료 디바이스들, 또는 연조직에 비해 다른 단단한(solid) 오브젝트들이 식별될 수 있다. B-모드 데이터의 경계화 또는 다른 이미지 프로세싱은 뼈의 위치들을 표시할 수 있다. 필터링 또는 다른 그룹핑 후에, 뼈의 위치들이 식별된다. 뼈는 상이한 음향 응답을 가질 수 있으며, 따라서 정량화를 간섭할 수

있다.

- [0039] [0042] 동작(14)에서, 초음파 스캐너는, 이를테면 이미지 프로세서 또는 제어기를 사용하여, 초음파 이미지의 FOV에서의 ROI의 포지션을 결정한다. 일 실시예에서, 기계-학습망이 적용된다. 위에서 논의된 기계 학습 중 임의의 기계 학습이 사용될 수 있다. 기계-학습망은 입력 특징들, 이를테면 랜드마크 위치, 위치별 클러스터 수준들, 및/또는 유체 위치들을 ROI의 배치에 연관시킨다. 전문가 배치 ROI들이 트레이닝(training)을 위한 실측 자료(ground truth)로서 사용된다. 기계는, 지정된 입력들(예컨대, 동작들(10, 11, 및/또는 12)로부터의 정보)을 사용하여, 실측 자료에 기반하여 ROI를 배치하기 위해 학습한다. 다른 실시예들에서, B-모드 이미지가 또한 입력되거나, 또는 랜드마크 및/또는 유체 위치들 대신에 입력된다. 기계 트레이닝은, 입력 이미지와, 클러스터, 감쇠, 또는 다른 신호 프로세싱 출력의 위치들이 주어지면, ROI를 배치하기 위해 학습한다. 기계-학습망의 애플리케이션은 ROI에 대한 포지션을 출력한다. 대안적으로, 다수의 가능한 포지션들이 출력되며, 그리고 클러스터 또는 유체를 회피하는 것에 기반하는 것과 같은, ROI 포지션을 선택하기 위한 규칙들이 사용된다.
- [0040] [0043] 대안적인 실시예에서, 결정은 규칙들을 사용한다. 예컨대, ROI는, 클러스터 및 유체를 또한 회피하면서, 랜드마크에 대해 포지셔닝되지만, 이 랜드마크로부터 이격된 상태로 포지셔닝된다. 규칙들은, 클러스터 및 유체를 회피하는 것을 고려하기 위해 배향 및 거리에 대한 허용 오차(tolerance)들을 갖는, 랜드마크로부터의 특정 배향 및 거리를 표시할 수 있다. 퍼지(Fuzzy) 논리가 사용될 수 있다.
- [0041] [0044] 동작들(10, 11, 및/또는 12) 중 하나 이상에서 수집된 정보로부터 포지션이 결정된다. ROI를 포지셔닝하기 위해 랜드마크 또는 랜드마크들, 감쇠, 클러스터, 및/또는 유체 위치들이 사용된다. ROI는 정량화를 위한 스캔 구역을 정의한다. ROI 밖에 있지만, FOV에 있는 위치들은, 사용되지 않거나 또는 ROI에서보다 더 작은 밀도로 사용된다.
- [0042] [0045] 도 2의 예에서, 간에서의 전단파 속력이 측정된다. ROI(24)가 간 캡슐(20)에 대해 포지셔닝된다. 간 캡슐(20)의 에지가 랜드마크이다. 에지에 수직하는 라인(22)이 정의된다. 다양한 라인들이 가능하다. 간 캡슐(20)의 중심을 통하는 또는 FOV에 중심이 맞춰진 라인이 사용된다. ROI(24)는, 간 캡슐(20)의 에지로부터 떨어져 있는 최소 거리에, 라인(22)을 따라 있어야 한다. 예컨대, ROI(24)는, 간 캡슐(20)의 에지로부터 적어도 2 cm 떨어져 있어야 한다. ROI(24)가 위치결정되어야 하는 오브젝트 또는 랜드마크를 검출하는 것이 아니라, 랜드마크로부터 이격된 위치에 ROI(24)를 배치하기 위해 랜드마크가 사용된다. 대안적인 실시예들에서, ROI(24)는 오브젝트에 걸쳐 또는 오브젝트를 포함하도록 포지셔닝된다.
- [0043] [0046] ROI(24)는 신호 프로세싱 및/또는 유체 식별로부터의 결과들에 기반하여 포지셔닝될 수 있다. ROI(24)를 배치하기 위해, 비교적 더 높은 클러스터의 위치들, 비교적 더 높은 감쇠의 위치들, 및/또는 유체 위치들이 사용된다. ROI(24)는, 그러한 위치들을 회피하도록 포지셔닝될 수 있다. 예컨대, ROI(24)는, FOV에 분포된 다양한 가능한 위치들 및 할당된 디폴트(default) 우선순위들을 갖는다. 우선순위 목록을 사용하여, 클러스터 및 유체를 회피하는 ROI 위치가 발견될 때까지, 각각의 가능한 ROI 위치가 시험된다. 대안적으로, ROI(24)는, 그러한 위치들 중 하나 이상을 포함하도록 포지셔닝된다.
- [0044] [0047] 간의 전단파 이미징을 위해, ROI(24)는, 간 캡슐(20)에 기반하여 그리고 유체(26) 및 비교적 더 높은 클러스터를 회피하도록 포지셔닝될 수 있다. ROI(24)를 간 캡슐(20)의 에지에 관련시키는 규칙들이 주어지면, ROI(24)는 다양한 가능한 위치들을 갖는다. 허용 오차들이 주어진 상이한 라인들 및/또는 깊이들이 가능한 위치들을 제공한다. 유체 및 비교적 높은 클러스터를 회피하기 위해 각각의 위치가 검사된다. 더 낮은 클러스터를 갖고 어떤 유체도 갖지 않은 위치에, ROI(24)가 포지셔닝된다. 가능한 위치들에 대한 우선순위 등급이 사용될 수 있다. 대안적으로, 비용 함수(cost function)가 사용되는데, 이를테면, FOV의 중심으로부터 더 멀리 있는 가능한 용인되는 위치들을 더 값비싼 것(costlier)으로서 가중하는 것이 사용된다.
- [0045] [0048] 다른 실시예에서, 근섬유 조직이 랜드마크로서 검출된다. ROI(24)를 포지셔닝하기 위해 근섬유의 방향이 사용된다. ROI(24)는, 정량적 이미징을 위한 스캐닝이 근섬유들을 가로질러 이루어지는 것이 아니라 근섬유들을 따라 이루어지도록 포지셔닝된다.
- [0046] [0049] 회피를 표시하기 위해서가 아니라, ROI(24)를 명확하게(positively) 배치하기 위해, 일부 정보가 사용될 수 있다. 위의 예들에서, 명확하게 배치하기 위해, 간 캡슐(20)이 사용된다. 감쇠는 배치의 깊이를 표시할 수 있다. 예컨대, 감쇠는 관심 조직에서 비교적 균일할 수 있다. 감쇠의 수준이 깊이를 표시한다. 조직에서 더 큰 감쇠가 존재하는 경우, 그러면, 더 많은 신호가 ROI(24)에 도달하도록 깊이는 더 얕다. 조직에서 더 적은 감쇠가 존재하는 경우, 랜드마크로부터의 간격을 충족시키기 위해 깊이는 더 클 수 있다.

- [0047] [0050] 초음파 스캐너는 스캔 구역으로서 ROI를 식별한다. 스캔 구역은 스캔 라인 분포에 기반하여 형상화된다. 선형 스캔들의 경우, 스캔 라인들은 평행하다. 결과적 스캔 구역은 정사각형 또는 직사각형 박스(box)이다. 섹터 또는 벡터(Vector) 스캔들의 경우, 스캔 라인들은, 각각, 변환기 면(face) 상의 지점 또는 변환기 뒤에 포지셔닝된 가상 지점으로부터 발산(diverge)한다. 스캔 라인들의 섹터 및 벡터 스캔 포맷들은 팬(fan) 형상 구역에서 스캔한다. 벡터 스캔은, 원점이 포함되지 않은 팬 형상 구역, 이를테면, 사다리꼴(예컨대, 절단된 삼각형)을 닮은 팬 형상 구역일 수 있다. 다른 형상들의 스캔 구역들이 사용될 수 있다.
- [0048] [0051] ROI(24)는 디폴트 형상 및 배향을 갖는다. 일 실시예에서, 초음파 스캐너는 결정된 포지션에서의 ROI의 형상을 결정한다. 임의의 형상이 사용될 수 있다. 유체, 클러터, 및/또는 랜드마크를 회피하기 위해 형상이 결정될 수 있다. 예컨대, 포지션은 유체 위치들 다음에 ROI를 배치한다. ROI의 형상은, 유체 위치들을 회피하도록 변경될 수 있다. 직사각형이 아니라, 컷-오프(cut-off) 부분을 갖는 직사각형 또는 정사각형이 사용된다. 대안적으로 또는 부가적으로, 형상은 위치들을 포함하도록 결정될 수 있다.
- [0049] [0052] 배향이 또한, 소정의 위치들을 포함하거나 또는 회피하도록 결정될 수 있다. 배향은, 변환기, 음향 음영(acoustic shadowing)을 유발할 수 있는 검출된 랜드마크들, 및/또는 정량화되고 있는 조직의 지향성 응답으로부터의, 스티어링(steering)에 관한 제한치들에 기반할 수 있다.
- [0050] [0053] ROI(24)는 디폴트 사이즈를 갖는다. 구역은 임의의 사이즈인데, 이를테면, 측면으로 5 mm이고, 축방향으로 10 mm이다. 일 실시예에서, 초음파 스캐너는 포지션에서의 ROI(24)의 사이즈를 결정한다. ROI(24)는, 유체 위치들 또는 비교적 높은 클러터를 회피하도록 사이징된다. 대안적으로, ROI(24)는, 비교적 더 높은 후방산란(예컨대, 더 낮은 클러터 및 더 낮은 잡음)의 위치들을 포함하도록 사이징된다.
- [0051] [0054] 정량화 스캔은 ROI(24)의 사이즈에 의해 영향받을 수 있다. 진단과 이미징 및 다른 정량화 스캐닝의 경우, 정량화는 ROI(24)의 반복 스캐닝에 의존한다. ROI를 더 작게 사이징함으로써, 스캐닝의 속력이 증가하여서, 정량화가 모션 아티팩트(motion artifact)에 덜 민감하게 될 수 있다. ROI를 더 크게 사이징함으로써, 정량화를 위한 더욱 대표적인 샘플링이 제공될 수 있다. ROI는 정량화의 유형에 적절한 대로 사이징된다. 부정확성 또는 아티팩트들의 원인이 될 수 있는 위치들의 회피 및 우선순위에 기반하여, 상이한 사이즈들이 선택될 수 있다.
- [0052] [0055] 정량적 이미징을 위한 스캔 구역을 정의하는 ROI(24)는 B-모드 이미지의 전체 FOV보다 더 작다. 도 2는 B-모드 이미지의 FOV의 면적의 10% 미만인 직사각형 ROI(24)를 도시한다.
- [0053] [0056] 초음파 스캐너는 1개, 2개, 또는 더 많은 수의 ROI들(24)에 대한 포지션들, 사이즈들, 형상들, 및/또는 배향들을 자동적으로 결정할 수 있다. 진단 또는 치료를 보조하기 위해 각각의 ROI(24)로부터의 측정치들이 비교될 수 있다. 이를테면, 하나의 ROI(24)를 기준선(base-line)으로서 사용하고 2개의 ROI들(24) 사이의 측정치들의 차이에 기반하여 정량화하여, 정량화를 제공하기 위해, 각각으로부터의 스캔 데이터가 결합될 수 있다.
- [0054] [0057] 예컨대, 상대 진단과 속력은, 간 조직이 지방성인지 여부를 표시할 수 있다. 하나의 ROI(24)를 간에, 그리고 다른 ROI(24)를 신장에 포지셔닝함으로써, 2개의 ROI들(24) 사이의 진단과 속력의 비(ratio)는, 간이 지방성인지 여부를 표시한다. 비-지방성의 경우, 비는 1.0에 가깝다. 다른 예로서, 조직 스티프니스(stiffness) 또는 탄력성을 측정하기 위해 음향 방사력 임펄스(ARFI; acoustic radiation force impulse) 이미징이 사용된다. 다수의 ROI들(24) 사이의 상대 스티프니스 또는 탄성은 추가적인 연구를 위한 구역들을 표시할 수 있다. 다른 예로서, 상대 변형(예컨대, 변형률(strain ratio))은 진단 관심 위치들을 표시할 수 있다. 또 다른 예에서, ARFI 송신들에 대한 응답으로 조직의 상대 최대 변위의 비들이 유용할 수 있다. 다수의 ROI들(24)을 사용하여, 간-콩팥 에코발생비(Hepto-renal echogenicity ratio)가 계산될 수 있다.
- [0055] [0058] 동작(16)에서, 초음파 스캐너는 정량적 이미징을 수행한다. 결정된 ROI(24) 또는 ROI들(24)은, 정량적 이미징을 위한 스캐닝의 위치들을 정의한다. 예컨대, ROI(24)의 포지션에서 스캐닝함으로써, 초음파 스캐너에 의해, 진단과 이미징이 수행된다. 진단적으로 유용한 정보, 이를테면, 조직에서의 진단과 속력, 영률(Young's modulus), 또는 점탄성 특성을 정량화하기 위해, 진단과 이미징이 사용될 수 있다. 진단과 이미징은, 진단과를 생성하기 위해 ARFI가 사용되는 ARFI 이미징의 유형이지만, 다른 응력 소스(source)들 및/또는 다른 유형들의 ARFI(예컨대, 탄성) 이미징이 사용될 수 있다. 변형, 탄성, 후방산란, 또는 감쇠와 같은 다른 유형들의 정량적 이미징이 사용될 수 있다.
- [0056] [0059] 진단과 속력 이미징을 위해, 초음파 스캐너는 환자의 조직에서의 상이한 위치들에서의 진단과 속도들을

측정한다. 원점으로부터 ROI에서의 상이한 위치들로 전파되는 전단파의 이동 거리 및 타이밍(timing)에 기반하여, 속도들이 측정된다. 전단파 속도의 별개의 값들이 상이한 위치들에 대해 측정되거나 또는 ROI에 대한 하나의 속도를 제공하도록 결합하는 것으로, 전단파 속도 이미징이 수행된다.

- [0057] [0060] 전단파 속도들은 조직 변위들에 기반한다. 초음파 시스템은 ROI에서의 각각의 위치에 대한, 시간에 걸친 조직 변위들(즉, 변위 프로파일(profile)들)을 획득하지만, 상이한 시간들 각각에 대한 위치의 함수로써 조직 변위가 사용될 수 있다. ARFI(예컨대, 푸싱 펄스(pushing pulse) 또는 음향 방사 임펄스 여기) 또는 다른 응력 소스가, ROI에 있거나 또는 ROI에 가까운 조직에 전단파를 생성한다. 전단파가 ROI에 있는 조직을 통해 전파됨에 따라, 조직은 변위된다. 초음파를 이용하여 조직을 스캔(scanning)함으로써, 시간에 걸친 변위들을 계산하기 위한 데이터가 획득된다. 상관 또는 다른 유사성 측정치를 사용하여, 상이한 시간들에 획득된 스캔들에 의해 표현되는 변위들이 결정된다. 변위 프로파일들 사이의 위상 시프트(shift) 및/또는 최대 변위는, 위치에서의 또는 위치들 사이에서의 전단파의 발생 횟수를 표시한다. 그 위치에서의 전단파 속도를 결정하기 위해 (solve), 전단파의 원점으로부터의 거리 및 타이밍이 사용된다. 임의의 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 전단파 이미징이 사용될 수 있다.
- [0058] [0061] ARFI의 경우, 빔형성기는 포커싱된(focused) 초음파 송신을 위한 전기 신호들을 생성하고, 변환기는 이 전기 신호들을, 이 변환기로부터 푸싱 펄스를 송신하기 위해 음향 신호들로 변환한다. 음향 여기가 환자에 송신된다. 음향 여기는 변위를 유발하기 위한 임펄스 여기로서의 역할을 한다. 예컨대, 조직을 이미징(imaging)하기 위한 B-모드 송신들과 유사하거나 또는 그보다 더 낮은 전력 또는 피크(peak) 진폭 수준들을 갖는 400 주기 송신 파형이 음향 빔으로서 송신된다. 임의의 ARFI 또는 전단파 이미징 시퀀스가 사용될 수 있다. 다른 응력 소스들, 이를테면 썸퍼(thumper)(기계적 충격 또는 진동 소스)가 사용될 수 있다. 임펄스 여기는 공간 위치에 전단파를 생성한다.
- [0059] [0062] 조직 변위들은 추적된다. 초음파 시스템, 이를테면 시스템의 이미지 프로세서는 푸싱 펄스에 대한 응답으로 변위들을 추적한다. 복수의 위치들 각각에 대해, 전파되는 전단파에 의해 유발되는 변위가 추적된다. 추적은 축방향이지만(즉, 스캔 라인을 따라 1-차원적으로 변위들을 추적함), 2-차원 또는 3-차원 추적일 수 있다. 각각의 위치에 대한 조직 변위들은, 파(wave)가 이러한 각각의 위치를 지나 전파될 것으로 예상되는 기간에 걸친 임의의 수의 시간 샘플링들 동안 발견된다. 다수의 위치들에서의 추적에 의해, 상이한 위치들에 대한 시간에 걸친 변위의 조직 변위 프로파일들이 제공된다.
- [0060] [0063] 추적하기 위해, 변환기 및 빔형성기는 조직의 변위를 결정하기 위해 상이한 시간들에 에코 데이터를 획득한다. 변위는, 초음파 스캐닝(scanning)을 이용하여 검출된다. 예컨대, 조직 변위를 검출하기 위해 B-모드 스캔들이 수행된다. 주어진 시간 동안, 관심 구역 또는 조직에 초음파가 송신된다. 예컨대, 1-5 주기 지속기간들을 갖는 펄스들이 720 mW/cm^2 미만의 세기로 사용된다. 다른 세기들을 갖는 펄스들이 사용될 수 있다. 임의의 수의 스캔 라인들에 대한 스캐닝이 수행된다. 예컨대, 각각의 송신에 대한 응답으로, 2-차원으로 분포되는 8개 또는 16개의 수신 빔들이 형성된다. 응력을 가하는 동안 또는 그 후에, 단일 송신 스캔 라인을 따라 반복적으로 B-모드 송신들이 수행되고, 인접한 수신 스캔 라인들을 따라 수신들이 수행된다.
- [0061] [0064] B-모드 세기는 시간에 걸친 조직의 변위에 기인하여 변할 수 있다. 모니터링되는(monitored) 스캔 라인들에 대해, 응력이 원인인 조직 모션의 시간 프로파일을 표현하는 데이터의 시퀀스가 제공된다. 송신과 수신을 다수 회 수행함으로써, 상이한 시간들에서의 구역을 표현하는 데이터가 수신된다. 초음파를 이용하여 반복적으로 스캐닝함으로써, 상이한 시간들에서의 조직의 포지션이 결정된다.
- [0062] [0065] 다수의 공간 위치들 각각에 대한 변위가 검출된다. 예컨대, 2개의 시간들 사이의 변위로서, 수신 데이터로부터 속도, 분산, 세기 패턴(pattern)(예컨대, 스펙클(speckle) 추적)에서의 시프트, 또는 다른 정보가 검출된다. 위치들 각각에 대한 계속 진행중인 변위들 또는 변위들의 시퀀스가 검출될 수 있다.
- [0063] [0066] B-모드 데이터를 사용한 일 실시예에서, 상이한 스캔들로부터의 데이터는 시간의 함수로써 축방향으로 상관된다. 각각의 깊이 또는 공간 샘플링 포지션에 대해, 복수의 깊이들 또는 공간 샘플링 포지션들에 걸친 상관(예컨대, 중심 깊이가 프로파일이 계산되는 지점인 64개의 깊이들의 커널(kernel))이 수행된다. 예컨대, 데이터의 현재 세트가 데이터의 레퍼런스(reference) 세트와 다수 회 상관된다. 레퍼런스 세트에서의 주어진 위치에 센터링된(centered) 데이터의 서브-세트(sub-set)의 위치가 현재 세트에서 식별된다. 2개의 데이터 세트들 사이의 상이한 상대 번역(relative translation)들이 수행된다.
- [0064] [0067] 상이한 오프셋(offset) 포지션들 각각에서의 데이터의 유사성 또는 상관의 수준이 계산된다. 최대 상관

을 이용한 번역은, 레퍼런스와 비교되고 있는 현재 데이터와 연관된 시간에 대한 변위 또는 오프셋을 표현한다.

- [0065] [0068] 계산을 위해 시간 및/또는 공간에 걸친 변위들이 사용된다. 일 실시예에서, 상이한 깊이들에 대한 변위들이 결합되어서, 방위각에서 이격된 변위들이 남겨진다. 예컨대, 주어진 스캔 라인 또는 측면 위치에 대한 변위들이 깊이에 걸쳐 평균된다. 평균에 대한 대안으로서, 주어진 측면 위치에 대한 변위를 결정하기 위해 최대치 또는 다른 선택 기준이 사용된다. 단 1개의 깊이에 대한 변위들이 사용될 수 있다. 상이한 깊이들에 대한 변위들이 독립적으로 사용될 수 있다.
- [0066] [0069] 각각의 위치에 대해, 이를테면 진단과의 원점으로부터의 측면 거리의 함수로써, 별개의 진단과 속력이 추정될 수 있다. 진단과 속력은, 시간 및/또는 위치의 함수로써 변위들에 기반한다. 각각의 위치에 대한 진단과 속력의 값이 변위 프로파일 또는 프로파일들로부터 추정된다. 일 실시예에서, 이 값을 추정하기 위해, 변위 프로파일에서의 피크 또는 최대 진폭이 결정된다. 응력의 소스(예컨대, ARFI 초점 포지션 또는 진단과 원점)로부터 위치(즉, 하위 구역 중심, 종료 지점 또는 시작 지점)의 거리에 기반하여, 응력의 적용과 피크 진폭 사이의 시간차가 속도를 표시한다. 대안적인 접근법에서, 상이한 위치들로부터의 변위 프로파일들은, 위치들 사이의 지연 또는 위상차를 발견하기 위해 상관된다. 이 위상 시프트는, 상관된 프로파일들과 연관된 위치들 사이의 속도를 계산하기 위해 사용될 수 있다. 다른 실시예들에서, 변위 프로파일로부터 분석적 데이터가 계산되고, 탄성을 결정하기 위해 위상 시프트가 사용된다. 상이한 하위 구역들의 변위들의 시간에 걸친 위상차, 또는 주어진 하위 구역에 대한 위상의 제로 크로싱(zero crossing)이 속도를 표시한다. 또 다른 실시예에서, 주어진 시간에 대한 위치의 함수로써 변위는, 최대 변위의 위치를 표시한다. 진단과 원점으로부터 그 위치까지의 거리 및 시간이 속도를 제공한다. 이는, 각각의 위치에서의 최대 속도를 발견하기 위해, 다른 시간들에 대해 반복된다.
- [0067] [0070] 초음파 스캐너는 정량적 이미징을 위한 스캐닝을 자동적으로 트리거(trigger)할 수 있다. 모션 아티팩트를 회피하기 위해, 호흡 및/또는 심장 주기에 대한 타이밍이 사용된다. 숨(breath) 또는 ECG 센서(sensor)가 주기 정보를 제공한다. 스캐너는 주기 정보를 사용하여, 조직이 더 적은 모션을 겪는 곳에서 스캐닝하기 위한 시간들을 선택한다. 대안적으로, 사용자는 환자가 자신들의 숨을 중단(hold)하게 하고, 정량적 스캐닝을 수동으로 트리거한다.
- [0068] [0071] ROI 포지션, 사이즈, 형상, 및/또는 배향에 기반하여, 정량적 스캔의 다른 특성들이 제어될 수 있다. 예컨대, 푸싱 펄스 또는 추적 송신들에 대해, 초점 포지션은 ROI의 중심 깊이에 있도록 제어된다. 푸시(push) 및/또는 추적 주파수를 선택하기 위해, ROI의 가장 깊은 깊이가 사용될 수 있다. ROI에 균일한 푸싱 펄스 또는 ARFI 응력(예컨대, 긴 또는 짧은 초점 길이)을 제공하기 위해 F#이 선택된다.
- [0069] [0072] 동작(18)에서, 초음파 스캐너는 진단과 이미징에 대한 이미지를 생성한다. 생성된 이미지는 디스플레이 디바이스 상에 디스플레이된다(displayed). 이미지 프로세서, 렌더러(renderer), 또는 다른 디바이스가 ROI 또는 ROI들에 대한 정량적 이미징으로부터 이미지를 생성한다.
- [0070] [0073] 이미지는 조직 특성들을 표현하는 하나 이상의 양(quantity)들을 포함한다. B-모드 이미지(도 2 참조)에 대해 주석으로서 오버레이된(overlaid) ROI에 대한 진단과 속력(V_s)과 같은 하나 이상의 양들의 영숫자(alphanumeric) 또는 그래픽(graphical) 표현이 제공될 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 상이한 위치들에 대한 양들이 디스플레이된다. 예컨대, ROI에서의 상이한 위치들에 대한 양들은, 양의 공간 표현이 이미지에 제공되도록 밝기 및/또는 색을 변조한다. 공간 표현은, B-모드 또는 다른 이미지에 포함되거나 또는 오버레이될 수 있다. 양 또는 양들은, 다른 유형들의 이미징 없이 제공될 수 있거나, 또는 다른 유형들의 초음파 이미징에 부가되거나 또는 다른 유형들의 초음파 이미징에 대해 오버레이될 수 있다.
- [0071] [0074] ROI(24)는, 정량적 이미징 전의, 그 동안의, 또는 그 후의 이미지 상에 보여질 수 있다. 예컨대, 사용자가 적절한 배치를 검증하도록, 그리고/또는 배치를 시각화하기 위해, ROI(24)는 B-모드 이미지 상에 그래픽(graphic)으로서 보여진다.
- [0072] [0075] 이미지는 상대 측정들의 표현들 또는 주석들을 포함할 수 있다. 예컨대, 간과 신장 사이의 탄성의 비에 의해, 간 지방이 표시된다. ROI들(24)은 이미지에 보여질 수 있거나 또는 보여지지 않을 수 있다.
- [0073] [0076] 진단 및/또는 치료 안내를 위해 초음파 이미징이 사용된다. 적절한 ROI 배치에 기인하는 향상된, 더욱 일관된, 그리고/또는 더욱 정확한 정량적 이미징은, 의사에 의한 더 나은 진단 및/또는 치료로 이어진다. 정량화의 출력이 더욱 정확할 가능성이 높으므로, 의사와 환자가 개선으로부터 이득을 얻는다.

- [0074] [0077] 도 3은 정량적 초음파 이미징에서의 ROI 배치를 위한 시스템(30)의 일 실시예를 도시한다. 사용자는, 간에서의 진단과 속력 이미징을 위한 애플리케이션을 선택하는 것과 같이, 정량적 이미징을 위해 시스템(30)을 구성한다. 사용자는 원하는 대로 하나 이상의 프리셋(preset)들의 값들을 변경할 수 있다. 일단 스캐닝이 시작되고, 원하는 대로 FOV가 포지셔닝되면, 시스템(30)은 자동적으로 랜드마크들을 검출하고, 클러터 또는 감쇠에 대해 신호 프로세싱하며, 그리고/또는 유체 위치들을 식별한다. 정량화를 위한 ROI가 포지셔닝되고, 시스템(30)은 ROI에 있는 조직의 정량화들을 보여주는 이미지 또는 이미지들을 생성한다.
- [0075] [0078] 시스템(30)은 초음파 이미저(imager) 또는 스캐너이다. 일 실시예에서, 초음파 스캐너는 의료 진단 초음파 이미징 시스템이다. 대안적인 실시예들에서, 초음파 이미저는 개인용 컴퓨터(computer), 워크스테이션(workstation), PACS 스테이션(station), 또는 실시간 또는 획득 후 이미징을 위해 동일한 위치에 있거나 또는 네트워크(network)에 걸쳐 분포된 다른 어레이먼트(arrangement)이다.
- [0076] [0079] 시스템(30)은 도 1의 방법 또는 다른 방법들을 구현한다. 시스템(30)은 송신 빔형성기(31), 변환기(32), 수신 빔형성기(33), 이미지 프로세서(34), 디스플레이(35), 빔형성기 제어기(36), 및 메모리(37)를 포함한다. 부가적인, 상이한 또는 더 적은 수의 구성요소들이 제공될 수 있다. 예컨대, 공간 필터(filter), 스캔 변환기, 동적 범위를 세팅(setting)하기 위한 매핑(mapping) 프로세서, 및/또는 이득의 적용을 위한 증폭기가 제공된다. 다른 예로서, 사용자 입력이 제공된다.
- [0077] [0080] 송신 빔형성기(31)는 초음파 송신기, 메모리, 펄서(pulser), 아날로그(analog) 회로, 디지털(digital) 회로, 또는 이들의 결합들이다. 송신 빔형성기(31)는, 하나 이상의 깊이들에 결과적 빔을 포커싱(focus)하기 위해 상이한 또는 상대적인 진폭들, 지연들, 및/또는 위상조정을 갖는 복수의 채널(channel)들에 대한 파형들을 생성하도록 구성된다. 파형들이 생성되고, 임의의 타이밍 또는 펄스 반복 주파수로 변환기 어레이(array)에 적용된다. 예컨대, 송신 빔형성기(31)는, 상이한 측면 및/또는 범위의 구역들에 대한 펄스들의 시퀀스를 생성한다. 펄스들은 중심 주파수를 갖는다.
- [0078] [0081] 송신 빔형성기(31)는 이를테면 송신/수신 스위치(switch)를 통해 변환기(32)와 연결된다. 생성된 파들에 대한 응답으로 변환기(32)로부터 음향 파들의 송신 시, 주어진 송신 이벤트(event) 동안 하나 이상의 빔들이 형성된다. 빔들은 B-모드, 정량적 모드(예컨대, ARFI 또는 진단과 이미징), 또는 다른 이미징 모드를 위한 것이다. 벡터, Vector®, 선형, 또는 다른 스캔 포맷들이 사용될 수 있다. 정량화를 위해 또는 이미지들의 시퀀스를 생성하기 위해, 동일한 구역이 다수 회 스캔된다(scanned). 형성된 빔들은 애퍼처, 변환기(32) 상의 원점, 그리고 변환기(32)에 대한 각도를 갖는다. FOV에서의 빔들은, 원하는 라인 밀도 및 포맷을 갖는다.
- [0079] [0082] 변환기(32)는 압전기 또는 용량성 멤브레인 엘리먼트(membrane element)들의 1차원, 1.25차원, 1.5차원, 1.75차원 또는 2차원 어레이이다. 변환기(32)는 음향 에너지와 전기 에너지 사이를 변환하기 위한 복수의 엘리먼트들을 포함한다. 예컨대, 변환기(32)는 약 64-256개의 엘리먼트들을 갖는 1-차원 PZT 어레이이다. 다른 예로서, 변환기(32)는 경식도 심초음파(TEE; transesophageal echocardiography) 어레이, 체적 심장내 심초음파(ICE; volume intracardiac echocardiography) 어레이, 또는 경흉부 에코(TTE; trans-thoracic echo) 어레이이다.
- [0080] [0083] 변환기(32)는 전기 파형들을 음향 파형들로 변환하기 위한 송신 빔형성기(31), 그리고 음향 에코들을 전기 신호들로 변환하기 위한 수신 빔형성기(33)와 해제가능하게(releasably) 연결가능하다. 변환기(32)는, 이미징 시스템에 플러그될(plugged) 수 있는 플러그(plug)를 포함하거나, 또는 이미징 시스템과 무선으로 통신한다. 변환기(32)는 송신 빔들을 송신하는데, 여기서, 파형들은 주파수를 가지며, 환자에서의 관심 위치 또는 조직 구역에 포커싱된다(focused). 변환기 엘리먼트들에 전기 파형들을 적용하는 것에 대한 응답으로, 음향 파형들이 생성된다. 변환기(32)는 음향 에너지를 송신하고, 에코들을 수신한다. 변환기(32)의 엘리먼트들에 충돌하는 초음파 에너지(에코들)에 대한 응답으로, 수신 신호들이 생성된다.
- [0081] [0084] 수신 빔형성기(33)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(33)는, 검출을 위한 각각의 송신에 대한 응답으로 하나 이상의 수신 빔들을 형성하기 위해 상대적인 지연들, 위상들, 및/또는 아포다이제이션(apodization)을 적용한다. 수신 시 동적 포커싱(focusing)이 제공될 수 있다. 수신 빔형성기(33)는, 수신 음향 신호들을 사용하여, 공간 위치들을 표현하는 데이터를 출력한다. 상이한 엘리먼트들로부터의 신호들의 상대적인 지연들 및/또는 위상조정 그리고 합산이 빔형성(beamformation)을 제공한다. 수신 빔형성기(33)에 의한 샘플링 밀도는 깊이들의 범위에 대한 것이다. 샘플링이 일어나는 깊이들의 범위를 선택하기 위해 타이밍이 사용된다. 수신 빔들은, 애퍼처를 사용하여 배향 또는 배향들에서의 원하는 스캔 라인

밀도를 갖는다.

- [0082] [0085] 수신 빔형성기(33)는 필터, 이를테면, 송신 주파수 대역과 관련하여 제2 고조파 대역 또는 다른 주파수 대역에서의 정보를 격리하기 위한 필터를 포함할 수 있다. 그러한 정보는 원하는 조직, 조영제, 및/또는 흐름 정보를 포함할 가능성이 더 높을 수 있다. 다른 실시예에서, 수신 빔형성기(33)는 메모리 또는 버퍼(buffer), 그리고 필터 또는 가산기(adder)를 포함한다. 원하는 주파수 대역, 이를테면 제2 고조파 대역, 입방 기본 대역, 또는 다른 대역에서의 정보를 격리시키기 위해, 2개 이상의 수신 빔들이 결합된다. 대안적으로, 기본 주파수 대역이 사용될 수 있다.
- [0083] [0086] ARFI 또는 진단과 이미징을 위해, 병렬(parallel) 수신 빔형성이 사용된다. 변위들을 추적하기 위해, ROI를 커버(covering)하는 송신 빔이 송신된다. 각각의 송신 빔에 대한 응답으로, ROI에 균등하게 또는 불균등하게 분포되는 2개 이상(예컨대, 8개, 16개, 32개, 또는 64개)의 수신 빔들이 형성된다.
- [0084] [0087] 수신 빔형성기(33)는 공간 위치들을 표현하는 빔 합산 데이터를 출력한다. 빔 합산 데이터는 I/Q 또는 RF 포맷으로 있다. 초음파 신호들이 출력된다.
- [0085] [0088] 빔형성기 제어기(36) 및/또는 다른 프로세서가 빔형성기들(31, 33)을 구성한다. 빔형성기 제어기(36)는 프로세서, 주문형 집적 회로, 필드 프로그램가능 게이트 어레이(field programmable gate array), 디지털 회로, 아날로그 회로, 메모리, 버퍼, 이들의 결합들, 또는 송신 빔형성기(31) 및 수신 빔형성기(33)를 구성하기 위한 다른 디바이스이다. 빔형성기 제어기(36)는 메모리(37)를 사용하여, 상이한 빔형성기 매개변수들에 대한 값들을 획득 및/또는 버퍼링(buffer)할 수 있다. 정량적 스캐닝 전의, 그리고/또는 정량적 스캐닝과 인터리빙되는 B-모드 스캐닝을 포함하여, 정량적 이미징을 위한 이미징 시퀀스를 설정하기 위해, 임의의 제어 구조 또는 포맷이 사용될 수 있다. 빔형성기들(31, 33)은, 정량적 이미징을 위해 데이터를 획득하게 된다.
- [0086] [0089] 이미지 프로세서(34)는 빔형성된(beamformed) 샘플들로부터, 이를테면 세기를 검출한다. 임의의 검출, 이를테면 B-모드 및/또는 색 흐름 검출이 사용될 수 있다. 일 실시예에서, B-모드 검출기는 일반 프로세서, 주문형 집적 회로, 또는 필드 프로그램가능 게이트 어레이이다. B-모드 데이터의 동적 범위가 디스플레이의 동적 범위에 대응하도록, B-모드 검출기에 의해 로그(log) 압축이 제공될 수 있다. 이미지 프로세서(34)는 스캔 변환기를 포함할 수 있거나 또는 포함하지 않을 수 있다.
- [0087] [0090] 이미지 프로세서(34)는 제어기, 일반 프로세서, 주문형 집적 회로, 필드 프로그램가능 게이트 어레이, 그래픽스 프로세싱 유닛, 또는 ROI를 위치결정하고 ROI에 기반하여 정량적 초음파 이미징을 수행하기 위한 다른 프로세서를 포함한다. 이미지 프로세서(34)는, 정량적 스캐닝에서 ROI를 스캔하기 위해, 빔형성기 제어기(36)를 포함하거나 또는 빔형성기 제어기(36)와 상호작용한다. 이미지 프로세서(34)는 하드웨어(hardware), 소프트웨어(software), 및/또는 펌웨어(firmware)에 의해 구성된다.
- [0088] [0091] 이미지 프로세서(34)는, B-모드에서의 스캔으로부터 검출된 데이터에 기반하여, B-모드 FOV에서 ROI를 위치결정하도록 구성될 수 있다. ROI는, B-모드에서의 스캔으로부터의 데이터에서 표현된 하나 이상의 해부학적 랜드마크들에 기반하여 위치결정된다. 다른 스캐닝 모드들이 사용될 수 있다. 검출은 기계-학습망의 애플리케이션에 의해, 그리고/또는 이미지 프로세싱에 의해 이루어진다. 랜드마크는, 랜드마크로부터 떨어진, 랜드마크에 대한, 그리고/또는 랜드마크에 걸친 ROI의 배치를 안내하기 위해 사용될 수 있다.
- [0089] [0092] 이미지 프로세서(34)는 낭종들 또는 유체의 위치들을 식별하도록 구성될 수 있다. 빔형성된 데이터로부터 생성되는 도플러 추정치들은 낭종들 또는 유체의 위치들을 표시한다. 대안적으로, 유체 구역들을 식별하기 위해, 유체 구역들 옆의 조직 예지들이 B-모드 데이터에서 위치결정된다.
- [0090] [0093] 이미지 프로세서(34)는, 감쇠 또는 클러터에 기반하여, B-모드 FOV에서 ROI를 위치결정하도록 구성된다. 클러터 및/또는 감쇠를 측정하기 위해, 빔형성기에 의해 출력되는 I/Q 또는 RF 초음파 신호들이 신호 프로세싱된다.
- [0091] [0094] 이미지 프로세서(34)는, 랜드마크 위치들, 감쇠, 클러터, 및/또는 유체 구역 중 하나 이상을 사용하여, ROI 또는 ROI들의 위치를 결정한다. 임의의 규칙 세트(예컨대, 알고리즘(algorithm) 또는 기계-학습망)가 사용될 수 있다. ROI 또는 ROI들의 포지션, 사이즈, 형상, 및 배향이 결정된다.
- [0092] [0095] 이미지 프로세서(34)는, 송신 빔형성기(31) 및 수신 빔형성기(33)로 하여금, 위치결정된 ROI에 대해 정량적 모드에서 스캔을 수행하게 하도록 구성된다. ROI 또는 ROI들의 포지션, 사이즈, 형상, 및 배향에 기반하여, 정량적 이미징 모드 동안 ROI 또는 ROI들이 스캔된다(scanned). 정량적 모드에서의 스캔으로부터 이미지,

이를테면 전단파 속도 이미지가 생성된다.

[0093]

[0096] 디스플레이(20)는 CRT, LCD, 모니터(monitor), 플라즈마(plasma), 프로젝터(projector), 프린터(printer), 또는 이미지 또는 이미지들의 시퀀스를 디스플레이(displaying)하기 위한 다른 디바이스이다. 임의의 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 디스플레이(20)가 사용될 수 있다. 디스플레이(20)는 B-모드 이미지, 정량적 모드 이미지(예컨대, B-모드 이미지 상의 주석 또는 색 번조), 또는 다른 이미지들을 디스플레이한다. 디스플레이(20)는, ROI 또는 ROI에서의 조직 특성을 표현하는 하나 이상의 이미지들을 디스플레이한다.

[0094]

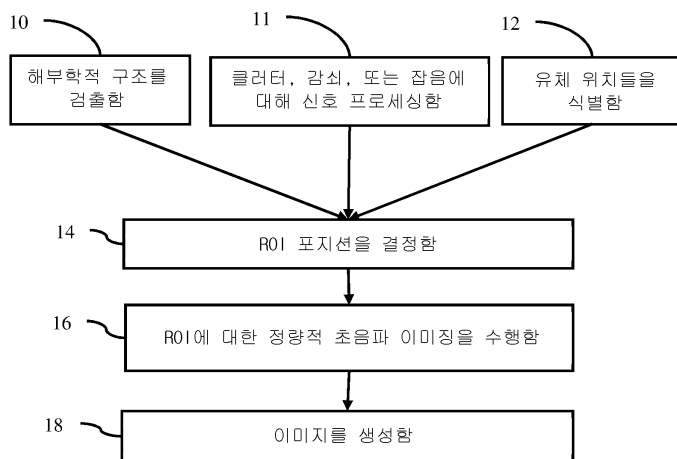
[0097] 빔형성기 제어기(36), 이미지 프로세서(34), 및/또는 초음파 시스템(10)은 메모리(37) 또는 다른 메모리에 저장된 명령들에 따라 동작한다. 명령들은 도 1의 동작들의 수행을 위해 시스템을 구성한다. 명령들은, 제어기에 로딩됨으로써(loaded), 값들(예컨대, 탄성 이미징 시퀀스)의 표의 로딩(loading)을 유발함으로써, 그리고/또는 실행됨으로써 동작을 구성한다. 메모리(37)는 비-일시적인 컴퓨터 판독가능 저장 매체이다. 본원에서 논의된 프로세스(process)들, 방법들 및/또는 기법들을 구현하기 위한 명령들은 컴퓨터-판독가능 저장 매체 또는 메모리들, 이를테면, 캐시(cache), 버퍼, 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. 일 실시예에서, 명령들은, 로컬(local) 또는 원격 시스템들에 의한 판독을 위해 착탈가능 매체 디바이스 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은, 컴퓨터 네트워크를 통한 또는 전화 라인들을 거친 전송을 위해 원격 위치에 저장된다. 또 다른 실시예들에서, 명령들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.

[0095]

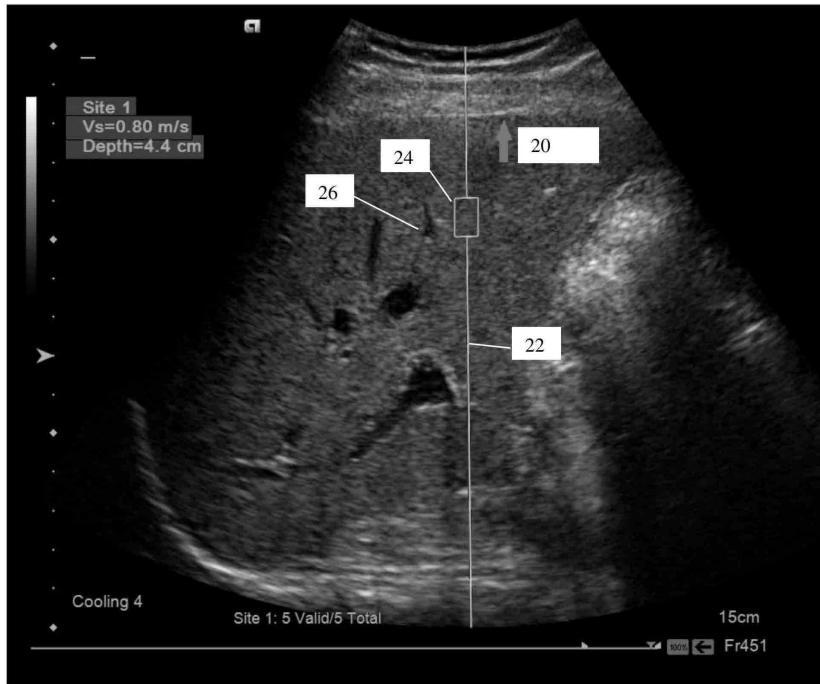
[0098] 본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 위에서 설명되었지만, 본 발명의 범위로부터 벗어나지 않으면서, 많은 변화들 및 수정들이 이루어질 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 그러므로, 앞선 상세한 설명은 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로서 간주되며, 본 발명의 사상 및 범위를 정의하도록 의도되는 것은, 모든 등가물들을 포함하는 다음의 청구항들이라는 것이 이해되는 것이 의도된다.

도면

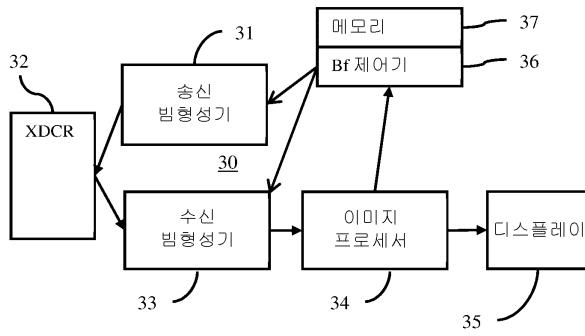
도면1



도면2



도면3



| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 定量超声成像的感兴趣区域 | | |
| 公开(公告)号 | KR1020190103048A | 公开(公告)日 | 2019-09-04 |
| 申请号 | KR1020190022624 | 申请日 | 2019-02-26 |
| [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 | 라비드, 야신 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/4477 A61B8/5207 A61B8/085 A61B8/469 A61B8/5223 A61B8/5269 A61B8/54 G06N3/08 G06N5/003 G06N7/005 G06N20/10 G06N20/20 A61B8/461 G06N20/00 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/20084 | | |
| 优先权 | 15/907209 2018-02-27 US | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

对于使用超声扫描仪 (30) 在定量超声成像中的感兴趣区域 (ROI) 放置, 使用特定于量化的解剖结构检测 (10), 针对杂波, 衰减或信号处理的信号处理 (11) 自动放置 (14) ROI。噪声和/或流体区域的标识 (12)。为了定量, 可以自动定位 (14) 多个ROI。自动放置 (14) 可以改善随着时间的推移以及在超声检查者之间的测量的一致性, 并且可以提供更好的图像质量, 而不受不希望的信号的影响较小。结果, 可以改善诊断和/或治疗。

