



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0120613
(43) 공개일자 2018년11월06일

- | | |
|---|---|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
A61B 8/5238 (2013.01)
A61B 8/5207 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2018-0049175</p> <p>(22) 출원일자 2018년04월27일
심사청구일자 2018년04월30일</p> <p>(30) 우선권주장
15/498,877 2017년04월27일 미국(US)</p> | <p>(71) 출원인
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.
미국 펜실베이니아 앨버튼 리버티 블러바드 40 (우 : 19355)</p> <p>(72) 발명자
팬, 리시앙
미국 98075 워싱턴 사마미시 사우스이스트 273 플레이스 1204</p> <p>로젠츠바이크, 슈테판 제이.
미국 98122 워싱턴 시애틀 아파트먼트 206 베이글 플레이스 1641</p> <p>(74) 대리인
특허법인 남앤드남</p> |
|---|---|

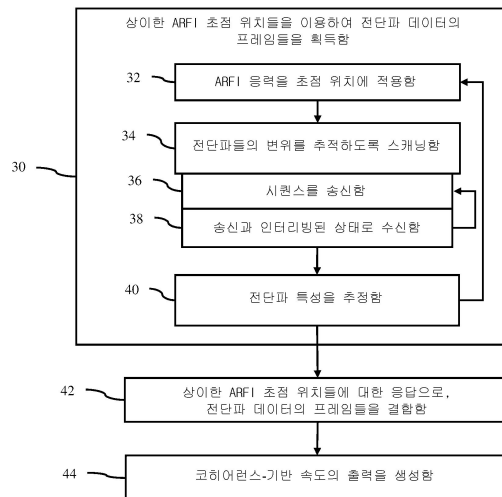
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 **전단파 이미징을 위한 가변 초점**

(57) 요약

초음파 스캐너(10)를 이용하는 전단파 이미징에서, 개개의 다수의 ARFI 송신들에 대한 응답으로, 동일한 관심 구역을 표현하는 전단파 데이터의 다수의 프레임들이 획득(30)된다. ARFI 송신들을 위한 초점 위치들(15)의 고정된 또는 동일한 결합 대신에, ARFI 송신들의 초점 위치들(15)은 전단파 정보의 상이한 프레임들 사이에서 변화(예컨대, 랜덤하게 선택)된다. 프레임들을 결합(42)함으로써, 더 적은 손실 데이터 및/또는 그림자 효과들로, 전단파 이미지가 생성(44)될 수 있다.

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

초음파 스캐너(scanner)를 이용하는 진단과 이미징(imaging)을 위한 방법으로서, 상기 방법은:

상기 초음파 스캐너의 변환기로부터 환자의 조직의 관심 구역의 제1 초점 위치로 제1 방사력 펄스(radiation force pulse)를 송신하는 단계(32) - 상기 제1 방사력 펄스에 기인하여 제1 진단과가 생성됨 -;

상기 제1 진단과가 상기 관심 구역에서 전파됨에 따라, 상기 초음파 스캐너가 초음파로 상기 관심 구역을 스캐닝(scanning)하는 단계(34) - 상기 스캐닝하는 단계(34)는 상기 관심 구역의 제1 위치들에 대한 제1 데이터(data)를 제공함 -;

상기 제1 데이터로부터 상기 제1 위치들 각각에 대한 제1 진단과 특성을 추정하는 단계(40);

상기 초음파 스캐너의 변환기로부터 상기 환자의 조직의 상기 관심 구역의 제2 초점 위치로 제2 방사력 펄스를 송신하는 단계(32) - 상기 제2 초점 위치는 상기 제1 초점 위치와 상이하며, 상기 제2 방사력 펄스에 기인하여 제2 진단과가 생성됨 -;

상기 제2 진단과가 상기 관심 구역에서 전파됨에 따라, 상기 초음파 스캐너가 초음파로 상기 관심 구역을 스캐닝하는 단계(34) - 상기 스캐닝하는 단계(34)는 상기 관심 구역의 상기 제1 위치들에 대한 제2 데이터를 제공함 -;

상기 제2 데이터로부터 상기 제1 위치들 각각에 대한 제2 진단과 특성을 추정하는 단계(40);

상기 제1 위치들 각각에 대해, 상기 제1 진단과 특성과 상기 제2 진단과 특성을 결합하는 단계(42); 및

상기 결합하는 단계(42)의 결과들로부터 상기 환자의 조직의 특성의 이미지(image)를 생성하는 단계(44)를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용하는 진단과 이미징을 위한 방법.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 제1 방사력 펄스 및 상기 제2 방사력 펄스를 송신하는 단계(32)는, 상기 관심 구역에서 상기 제1 초점 위치 및 상기 제2 초점 위치가 랜덤하게(randomly) 선택된 상태로 송신하는 단계(32)를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용하는 진단과 이미징을 위한 방법.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 제1 방사력 펄스 및 상기 제2 방사력 펄스를 송신하는 단계(32)는, 상기 제1 초점 위치와 상기 제2 초점 위치가 적어도 2 mm만큼 측면으로 오프셋된(offset) 상태로 송신하는 단계(32)를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용하는 진단과 이미징을 위한 방법.

청구항 4

제1 항에 있어서,

상기 제1 방사력 펄스 및 상기 제2 방사력 펄스를 송신하는 단계(32)는, 상기 관심 구역에 대한 진단과 특성의 각각의 프레임(frame)에 대해 미리 정의된 시퀀스(sequence)로 상기 제1 초점 위치와 상기 제2 초점 위치가 오프셋된 상태로 송신하는 단계(32)를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용하는 진단과 이미징을 위한 방법.

청구항 5

제1 항에 있어서,

상기 결합하는 단계(42)는, 상기 제1 전단파 특성 및 상기 제2 전단파 특성의 품질의 측정치(measure)의 함수인 가중치들을 이용하는 가중 결합(weighted combination)을 포함하는,

초음파 스캐너를 이용하는 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 6

제1 항에 있어서,

상기 결합하는 단계(42)는, 시간적으로 지속시키는 단계를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용하는 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 7

제1 항에 있어서,

상기 제1 전단파 특성 및 상기 제2 전단파 특성은 상기 이미지의 특성이며, 상기 방법은, 상기 송신하는 단계(32), 상기 스캐닝하는 단계(34), 및 상기 추정하는 단계(40)를 반복하는 단계를 더 포함하며, 각각의 반복은 상기 특성에 대한 데이터의 프레임을 제공하며, 상기 결합하는 단계(42)는 상기 데이터의 프레임들을 시간적으로 필터링(filtering)하는 단계를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용하는 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 8

제1 항에 있어서,

상기 관심 구역을 2개 또는 그 초과 하위-구역들로 분리하는 단계를 더 포함하며, 상기 제1 초점 위치 및 상기 제2 초점 위치는 상기 하위-구역들 중 제1 하위-구역에 있으며, 상기 방법은, 다수의 상이한 초점 위치들에 송신하는 단계(32), 스캐닝하는 단계(34), 및 다른 하위-구역들 각각에 대해 추정하는 단계(40)를 반복하는 단계를 더 포함하며, 상기 결합하는 단계(42)는 각각의 하위-구역에 대해 결합하는 단계(42)를 포함하며, 상기 이미지를 생성하는 단계(44)는 각각의 하위-구역에 대한 결합들로부터 상기 관심 구역의 이미지를 생성하는 단계(44)를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용하는 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 9

제8 항에 있어서,

상기 제1 하위-구역의 상기 제1 초점 위치 및 상기 제2 초점 위치를 포함하는, 각각의 하위-구역에 대한 초점 위치들은, 각각의 반복에 대해, 개개의 하위-구역의 중심으로부터 동일한 상대적 오프셋(offset)으로 있으며, 상기 상대적 오프셋은 각각의 반복에 대해 랜덤하게 선택되며, 각각의 반복에 대해 송신하는 단계(32)는, 각각의 반복 전에 상기 하위-구역들에 걸쳐 수행되는,

초음파 스캐너를 이용하는 전단파 이미징을 위한 방법.

청구항 10

초음파 스캐너를 이용하는 전단파 이미징을 위한 방법으로서, 상기 방법은:

전단파들을 생성(44)하기 위한 음향 방사력 임펄스(impulse)들의 랜덤하게 배치된 초점 위치들에 응답하는 전단파 데이터의 다수의 프레임들을 획득하는 단계(34) - 상기 다수의 프레임들 각각은, 상이한 시간에 동일한 관심 구역을 표현함 -;

상기 다수의 프레임들을 시간적으로 필터링하는 단계(42); 및

시간적으로 필터링된(filtered) 다수의 프레임들로부터 전단파 이미지를 생성하는 단계(44)

를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용하는 진단과 이미징을 위한 방법.

청구항 11

제10 항에 있어서,

상기 획득하는 단계(34)는, 상기 관심 구역에서 랜덤하게 배치된 초점 위치들에 초점이 맞춰진 음향 방사력 임펄스들을 송신하는 단계(32), 상기 진단과들로부터 초래된 조직의 변위들을 추적하는 단계(36, 38), 및 상기 변위들로부터 진단과 속도(velocity)를 추정하는 단계(40)를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용하는 진단과 이미징을 위한 방법.

청구항 12

제10 항에 있어서,

상기 시간적으로 필터링하는 단계(42)는, 상기 진단과 데이터의 상기 프레임들의 품질들의 함수인 가중 결합의 가중치들을 이용하는, 상기 관심 구역의 위치들을 표현하는 상기 프레임들의 가중 결합을 포함하는,

초음파 스캐너를 이용하는 진단과 이미징을 위한 방법.

청구항 13

제10 항에 있어서,

상기 진단과 이미지를 생성하는 단계(44)는, 상기 관심 구역의 진단 속도 이미지를 생성하는 단계(44)를 포함하는,

초음파 스캐너를 이용하는 진단과 이미징을 위한 방법.

청구항 14

진단과 이미징을 위한 시스템(system)으로서, 상기 시스템은:

환자의 조직에 대한 상이한 위치들로 상이한 제1 시간 및 제2 시간에 제1 푸싱(pushing) 펄스 및 제2 푸싱 펄스를 송신하도록 구성된 송신 빔형성기(beamformer)(12);

각각, 상기 상이한 제1 시간 및 제2 시간 후에 스캐닝(34)으로부터의 제1 신호들 및 제2 신호들을 수신하도록 구성된 수신 빔형성기(16);

각각, 상기 제1 신호들 및 제2 신호들로부터, 상기 조직에서의 진단의 제1 속도들 및 제2 속도들을 결정하도록 구성되며 상기 제2 속도들과 함께 상기 제1 속도들을 지속시키도록 구성된 이미지 프로세서(processor)(18) - 상기 제1 속도들은 위치들을 표현하고, 상기 제2 속도들은 또한 상기 위치들을 표현함 -; 및

지속되는 제1 속도들 및 제2 속도들로부터의 진단 속도 이미지를 출력하도록 구성된 디스플레이(display)(20)

를 포함하는,

진단과 이미징을 위한 시스템.

청구항 15

제14 항에 있어서,

상기 송신 빔형성기(12)는, 상기 제1 푸싱 펄스 및 상기 제2 푸싱 펄스를 관심 구역에서 랜덤하게 선정된 초점 포지션(position)들에 송신하도록 구성되며, 상기 이미지 프로세서(18)는 상기 제1 속도들 및 상기 제2 속도들의 품질의 함수로써 지속시키도록 구성되며, 상기 진단 속도 이미지는 상기 관심 구역에서의 진단 속도의 공간 분포인,

진단과 이미징을 위한 시스템.

발명의 설명

기술분야

[0001] [0001] 본 실시예들은 전단파 이미징(shear wave imaging)에 관한 것이다. 조직의 전단 속력(speed)은 진단적으로 유용할 수 있으며, 따라서 환자의 조직의 전단 속력을 추정하기 위해 초음파가 사용된다. 음향 방사력 임펄스(ARFI; acoustic radiation force impulse)를 송신함으로써, ARFI 초점에서 전단파가 생성된다. 초음파 스캐닝(scanning)은 전단파의 전파를 모니터링한다(monitor). 조직에서의 전단파의 속도(velocity)를 결정하기 위해, 전단파의 원점으로부터 일 거리에서의 전단파의 도착 시간이 사용된다. 상이한 위치들에 대한 속력이 추정되어서, 공간 분포가 제공될 수 있다.

배경기술

[0002] [0002] 이질성 및/또는 이방성 조직은 전단파의 생성, 전파, 및 검출에 영향을 끼칠 수 있다. 변형되지 않는 영역들에 ARFI가 적용되면, 전단파 이미징은 저해된다. 유두, 석회화, 또는 다른 구조들은 ARFI 송신의 적어도 일부를 차단할 수 있다. 따라서, 일부 위치들에 대한 전단파 속도가 획득되지 않을 수 있다. 전단파 정보의 그림자(shadowing) 또는 손실은, 부적절한 ARFI 적용 위치 또는 검출 위치들로부터 초래된다.

발명의 내용

[0003] [0003] 도입부로서, 아래에서 설명된 바람직한 실시예들은, 초음파 스캐너(scanner)를 이용하는 전단파 이미징을 위한 방법들, 명령들을 갖는 컴퓨터(computer) 판독가능 저장 매체, 및 시스템(system)들을 포함한다. 개개의 다수의 ARFI 송신들에 대한 응답으로, 동일한 관심 구역(region of interest)을 표현하는 전단파 데이터(data)의 다수의 프레임(frame)들이 획득된다. ARFI 송신들을 위한 초점 위치들의 고정된 또는 동일한 결합 대신에, ARFI 송신들의 초점 위치들은 전단파 정보의 상이한 프레임들 사이에서 변화(예컨대, 랜덤하게(randomly) 선택)된다. 프레임들을 결합함으로써, 더 적은 손실 데이터 및/또는 그림자 효과들로, 전단파 이미지(image)가 생성될 수 있다.

[0004] [0004] 제1 양상에서, 초음파 스캐너를 이용하는 전단파 이미징을 위한 방법이 제공된다. 초음파 스캐너의 변환기로부터 환자의 조직의 관심 구역의 제1 초점 위치로 제1 방사력 펄스(pulse)가 송신된다. 제1 방사력 펄스에 기인하여 제1 전단파가 생성된다. 제1 전단파가 관심 구역에서 전파됨에 따라, 초음파 스캐너는 초음파로 관심 구역을 스캐닝한다(scan). 스캐닝은 관심 구역의 제1 위치들에 대한 제1 데이터를 제공한다. 제1 데이터로부터 제1 위치들 각각에 대한 제1 전단파 특성이 추정된다. 초음파 스캐너의 변환기로부터 환자의 조직의 관심 구역의 제2 초점 위치로 제2 방사력 펄스가 송신된다. 제2 초점 위치는 제1 초점 위치와 상이하다. 제2 방사력 펄스에 기인하여 제2 전단파가 생성된다. 제2 전단파가 관심 구역에서 전파됨에 따라, 초음파 스캐너는 초음파로 관심 구역을 스캐닝한다. 스캐닝은 관심 구역의 제1 위치들에 대한 제2 데이터를 제공한다. 제2 데이터로부터 제1 위치들 각각에 대한 제2 전단파 특성이 추정된다. 제1 위치들 각각에 대해, 제1 전단파 특성과 제2 전단파 특성이 결합된다. 이 결합의 결과들로부터 환자의 조직의 특성의 이미지가 생성된다.

[0005] [0005] 제2 양상에서, 초음파 스캐너를 이용하는 전단파 이미징을 위한 방법이 제공된다. 전단파들을 생성하기 위한 음향 방사력 임펄스들의 랜덤하게 배치된 초점 위치들에 응답하는 전단파 데이터의 다수의 프레임들이 획득된다. 다수의 프레임들 각각은, 상이한 시간에 동일한 관심 구역을 표현한다. 다수의 프레임들은 시간적으로 필터링된다(filtered). 시간적으로 필터링된 다수의 프레임들로부터 전단파 이미지가 생성된다.

[0006] [0006] 제3 양상에서, 전단파 이미징을 위한 시스템이 제공된다. 송신 빔형성기(beamformer)는, 환자의 조직에 대한 상이한 위치들로 상이한 제1 시간 및 제2 시간에 제1 푸싱(push) 펄스 및 제2 푸싱 펄스를 송신하도록 구성된다. 수신 빔형성기는, 각각, 상이한 제1 시간 및 제2 시간 후에 스캐닝으로부터의 제1 신호들 및 제2 신호들을 수신하도록 구성된다. 이미지 프로세서(processor)는, 각각, 제1 신호들 및 제2 신호들로부터, 조직에서의 전단의 제1 속도들 및 제2 속도들을 결정하도록 구성되며, 제1 속도들은 위치들을 표현하고, 제2 속도들은 또한, 이 위치들을 표현한다. 이미지 프로세서는 또한, 제2 속도들과 함께 제1 속도들을 지속시키도록 구성된다. 디스플레이(display)는, 지속되는 제1 속도들 및 제2 속도들로부터의 전단 속도 이미지를 출력하도록 구성된다.

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

도면의 간단한 설명

- [0008] [0008] 컴포넌트(component)들 및 도면들이 반드시 축척에 맞는 것은 아니며, 대신에, 본 발명의 원리들을 예시할 때 강조가 이루어진다. 게다가, 도면들에서, 유사한 참조 부호들은 상이한 도면들 전체에 걸쳐 대응하는 부분들을 표기한다.
- [0009] 도 1은 초음파 스캐너를 이용하는 진단과 이미징을 위한 방법의 일 실시예의 흐름도 다이어그램(diagram)이고;
- [0010] 도 2는 관심 구역을 진단과 이미징하기 위한 ARFI 초점 위치들에 대한 예시적인 공간 어레이먼트(arrangement)를 예시하고;
- [0011] 도 3은 진단과 이미징을 위한 예시적인 시간적 필터링(filtering)을 도시하며; 그리고
- [0012] 도 4는 진단과 이미징을 위한 시스템의 일 실시예의 블록(block) 다이어그램이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0009] [0013] 진단과 이미징을 위한 최적의 감지가 제공된다. 방사력은 각각의 프레임에 대해 의사-랜덤하게(pseudo-randomly) 포지셔닝된다(positioned). 각각의 방사력 적용의 측면 위치는 제약된 범위의 의사-랜덤(pseudo-random) 방법으로 랜덤하게 선택된다. 시간 경과에서, 방사력은 관심 구역의 상이한 영역들에 적용된다. 상이한 적용들로부터 추정된 진단과 특성들의 프레임들은 함께, 시간적으로 필터링된다. 진단과 소스(source)의 품질이 추정되어 시간적 필터링에 통합된다. 진단과 소스의 품질의 측정치(measure)를 사용함으로써, 시간적 필터링은 높은 충실도를 얻기 위해 가중될 수 있다. 방사력 적용들의 변동(variation)과, 시간적 필터링에 의한 진단과 정보 재구성 중 하나 또는 둘 모두가 주어진 관심 구역에 대한 최적의 감지를 달성한다.
- [0010] [0014] 일 실시예에서, 진단과 정보의 각각의 프레임에 대해, 관심 구역은 몇 개의 하위-구역들로 분할된다. 각각의 하위-구역에서 진단과를 검출하기 위해, 방사력 적용 이벤트(event), 그리고 펄스 에코(echoes) 이벤트들의 그룹(group)이 사용된다. 진단과들이 하위-구역들 전부에서 검출되어서, 관심 구역에 대한 데이터의 프레임이 제공된다. 다수의 프레임들의 시간 경과에서의 각각의 프레임에 대해, 각각의 하위-구역에서의 ARFI 적용의 측면 포지션(position)은, 제한된 범위로부터 의사-랜덤하게 선정된다. 대안적으로, 적용의 측면 포지션은, 각각의 프레임에 따라 변화하는 미리-정의된 시퀀스(sequence)로부터 선정된다. 다수의 프레임들이 결합되어서, 관심 구역에 대한 공간-시간 결합이 제공된다.
- [0011] [0015] 도 1은 초음파 스캐너를 이용하는 진단과 이미징을 위한 방법의 일 실시예를 도시한다. 실시간 ARFI 이미징에서, 각각의 프레임의 정보는 상이하게 샘플링된다(sampled). ARFI 초점 위치들의 샘플링(sampling)은, 반복되지 않거나 또는 변화되는 샘플링, 이를테면, 랜덤 또는 의사-랜덤 샘플링을 제공하기 위해 지능적으로 수행된다. 결과적 프레임들은 시간적 도메인(domain)에서 합성된다(compounded).
- [0012] [0016] 방법은 도 4의 시스템 또는 상이한 시스템에 의해 구현된다. 송신 빔형성기 및 수신 빔형성기는, 동작들(32-38)에서 ARFI를 적용하고 조직 반응을 추적하는 것을 포함하여, 환자에 송신하고 이 환자로부터 수신하기 위해, 변환기를 사용한다. 동작(40)에서, 이미지 프로세서가 진단과 특성을 추정한다. 동작(42)에서, 이미지 프로세서 또는 필터(filter)는 프레임들을 결합한다. 동작(44)에서, 이미지 프로세서는 이미지를 생성한다. 동작(46)을 위해 디스플레이(display)가 사용될 수 있다. 상이한 디바이스(device)들, 이를테면 초음파 스캐너의 다른 부분들이 동작들 중 임의의 동작을 수행할 수 있다.
- [0013] [0017] 동작들은 설명되거나 또는 도시된 순서로(즉, 위에서 아래로) 수행되지만, 다른 순서들로 수행될 수 있다. 부가적인, 상이한, 또는 더 적은 개수의 동작들이 제공될 수 있다. 예컨대, 초음파 스캐너를 구성하고, 변환기를 포지셔닝(positioning)하고, 관심 구역을 식별하며, 그리고/또는 결과들을 기록하기 위한 동작들이 제공된다. 다른 예에서, 동작(32) 전에, 기준 스캐닝이 수행된다. 대안적인 실시예들에서, 진단과들의 생성 후의 동작들(36 및 38)의 초기 스캔(scan)이 기준 스캔으로서 사용된다.
- [0014] [0018] 진단과들에 의해 유발되는 조직 운동(motion)을 결정하기 위해, 이완 상태의, 또는 진단과를 겪지 않거나 또는 비교적 작은 진단과를 겪은 조직이 기준으로서 검출된다. 초음파 스캐너는 기준 조직 정보를 검출한다. 스캐닝은 동작(32)에서의 ARFI의 송신 전에 발생하지만, 다른 시간들에 수행될 수 있다. 임의의 유형의 검출, 이를테면 세기의 B-모드(mode) 검출이 사용될 수 있다. 다른 실시예들에서, 검출 없이, 빔형성된(beamformed) 데이터가 기준으로서 사용된다.

- [0015] [0019] 동작(30)에서, 초음파 스캐너는 진단과 데이터의 다수의 프레임들을 획득한다. 진단과 데이터의 각각의 프레임은 관심 구역의 동일한 위치들을 표현한다. 동일한 위치들 중 일부, 대부분, 또는 전부가 각각의 프레임에서 표현된다. 프레임들은 상이한 시간들에 위치들의 진단과 특성들을 표현한다.
- [0016] [0020] 동작(32)에서, ARFI를 송신하며, 동작(34)에서, 반복적 스캐닝(예컨대, 동작(36)에서, 추적 펄스들을 송신하고, 동작(38)에서, 응답하는 초음파 데이터를 수신)함으로써, 각각의 프레임이 획득된다. 반복적 스캐닝은 동작(32)의 송신으로부터 생성된 진단과에 의해 유발되는 조직의 변위들을 추적한다. 동작(40)에서, 초음파 데이터로부터 진단과 특성이 추정된다.
- [0017] [0021] ARFI의 초점 위치와 진단과를 추적하기 위한 중심은 데이터의 상이한 프레임들에 대해 상이한 위치들에 있다. 위치의 분산(variance)은, 프레임들 중 일부에 대해, 그림자 또는 이질성 조직 효과들을 방지할 수 있다. 이후, 프레임들을 결합함으로써, 더 적은 그림자 또는 손실 데이터를 갖는 이미지가 생길 수 있다. 상이한 초점 위치들은, 결합될 프레임들에 대해서는 반복되지 않지만, 다른 실시예들에서는 반복될 수 있는 패턴(pattern)으로 있다. 상이한 초점 위치들은, 관심 구역의 스캔 위치들로부터 랜덤하게 선택될 수 있다. 의사-랜덤 선택에서, 프레임에 대한 초점 위치 또는 위치들은 제한된 개수의 옵션(option)들, 이를테면, 관심 구역에서 측면으로 이격된 3-12 개의 옵션들 중 하나로부터 랜덤하게 선택된다.
- [0018] [0022] 동작(32)에서, 초음파 스캐너는 응력을 조직에 적용하기 위해 변환기를 사용한다. 일 지점 또는 초점 구역에 초점이 맞춰진 ARFI가 송신된다. 초점이 맞춰진 영역에 ARFI가 적용될 때, 조직은 움직임으로써 이 적용된 힘에 반응한다. ARFI는 조직을 통해 측면으로 전파되는 진단과를 생성한다. 진단과는 조직의 변위를 유발한다. 초점으로부터 이격된 각각의 주어진 공간 위치에서, 이 변위가 증가하고, 이후 제로(zero)로 회복되어서, 시간 변위 프로파일(profile)이 야기된다. 조직 특성들은 변위 프로파일에 영향을 끼친다.
- [0019] [0023] ARFI는 주기적인 펄스형(pulsed) 파형의 임의의 개수의 사이클(cycle)들(예컨대, 수십 또는 수백 개의 사이클들)에 의해 생성될 수 있다. 예컨대, ARFI는 100-1000 개의 사이클들을 갖는 푸싱 펄스로서 송신된다. 송신되는 음향 파가 관심 구역에 전파되어서, 에너지(energy)의 축적(deposition)이 유발되고, 진단과가 유도된다.
- [0020] [0024] 상이한 프레임들의 추정치들을 획득하기 위해, 2 개 또는 그 초과와 진단과들이 생성된다. 예컨대, 상이한 시간들에 초음파 스캐너의 변환기로부터 2 개의 ARFI들이 송신된다. 상이한 ARFI들은 동일한 특성들 중 일부를 갖는데, 이를테면, 동일한 개수의 사이클들, 송신 어퍼처(aperture), 진폭, 및 아포다이제이션(apodization) 프로파일을 갖게 생성되는 동일한 주파수 대역을 갖는 동일한 중심 주파수에 있다. 이들 특성들은 상이한 ARFI들에 대해 상이할 수 있다. 다른 특성들은 동일하거나 또는 상이할 수 있다.
- [0021] [0025] ARFI들은 상이한 초점들을 갖는 푸싱 펄스들로서 송신된다. 진단과들이 상이한 원점들로부터 생성되어서, 하나 또는 그 초과와 프레임들에 대해 더 적은 개수의 또는 상이한 위치들의 손실 데이터를 가질 가능성이 증가하도록, 진단과들을 생성하기 위한 초점들은 상이한 위치들에 있다. 일 실시예에서, 초점들은 전부 동일한 깊이, 그러나 상이한 측면 위치들에 있다. 변위들을 추적하기 위해, 관심 구역이 사용된다. 이 관심 구역은 사용자에 의해 세팅되며(set), 그리고/또는 추적에 사용되는 동시 수신 빔(beam)들의 공간 분포에 기반하여 세팅된다. ARFI 초점들은, 관심 구역에 대해 또는 관심 구역 내에서 상이한 포지션들에 있다. ARFI 초점들은 ROI의 안 및/또는 밖에 있다. 초점들의 임의의 공간 분포가 사용될 수 있다.
- [0022] [0026] 상이한 프레임들에 대한 상이한 초점 위치들은 랜덤하게 선택된다. 관심 구역의 주어진 거리의, 또는 이러한 주어진 거리 내의 측면 위치들의 서브-세트(sub-set) 또는 전부로부터, 측면 위치가 선택된다. 예컨대, 관심 구역은 5 mm에 걸쳐 있으며, 따라서 관심 구역이 설정된 후에, 각각의 프레임에 대한 초점 위치는 5 개의 옵션들 중 하나(예컨대, 관심 구역의 매의 1 mm마다)로부터 랜덤하게 선택된다. 랜덤 선택에 따라, 초점 위치들은 일부 프레임들에 대해 동일할 수 있거나, 또는 결합될 프레임들에서 동일한 초점 위치들의 사용을 방지하기 위한 체크(check)가 수행된다. 다른 실시예에서, 초점 위치들의 미리 정의된 시퀀스를 프로그래밍(programming)하기 위해 랜덤화(randomization)가 발생한다. 일반적으로, 이러한 샘플링(sampling)은 세미-랜덤(semi-random) 방식 또는 완전 랜덤(totally random) 방식으로 스케줄링된다(scheduled). 세미-랜덤 유형의 랜덤 선택의 경우, 관심 구역의 위치들의 서브세트(subset)만의 사용 또는 비-반복(non-repeating)과 같은 제한들이 랜덤 선택에 이용가능한 옵션들을 제어한다.
- [0023] [0027] 또 다른 실시예에서, 상이한 초점 위치들의 반복되지 않는 시퀀스가 미리 정의되어 사용된다. 이러한 시퀀스는, 결합될 프레임들에서 동일한 초점 위치의 사용을 제한하거나 또는 방지한다.

- [0024] [0028] 가능한 초점 위치들 사이의 임의의 거리, 이를테면, 0.5 mm, 1 mm, 적어도 2 mm, 또는 다른 거리가 사용될 수 있다. 가능한 초점 위치들의 임의의 개수, 이를테면, 결합될 프레임들의 개수에 기반하는 초점 위치들의 개수가 사용될 수 있다(예컨대, 결합될 프레임들이 12 개이고, 따라서 12, 24, 또는 36 개의 가능한 초점 위치들이 제공됨).
- [0025] [0029] ARFI들 또는 푸싱 펄스들은 상이한 시간들에 송신된다. 푸시(push) 펄스들은 연속적으로 송신된다. 임의의 양의 시간, 이를테면 10 ms이 송신들을 분리할 수 있다. 다음 차례의 전단파를 생성하기 전에, 하나의 푸싱 펄스로부터의 전단파가 감소하도록, 그리고/또는 다음 차례의 전단파를 생성하기 전에, 하나의 전단파의 추적이 완료되도록, 시간차가 선택된다. ARFI 송신들 사이의 임의의 간격은 추적, 변환기 냉각, 그리고/또는 적용된 음향 에너지에 대한 제한치에 이르는 것을 방지하는 것을 허용한다.
- [0026] [0030] 시퀀스 대로의 푸싱 펄스들의 상이한 초점들로의 송신에 대한 응답으로, 상이한 전단파들이 생성된다. 예컨대, 전단파들은, ARFI들에 대한 응답으로, 상이한 시간들에, 상이한 초점 위치들로부터 생성된다. 전단파들은, 부분적으로, ROI를 향하여 그리고/또는 ROI에서 이동한다.
- [0027] [0031] 동작(34)에서, 초음파 스캐너는 환자의 조직을 스캐닝한다. 전단파에 의해 유발되는, 상이한 위치들에서의 조직 운동의 양을 결정하기 위해, 스캐닝은 임의의 횡수로 반복된다. 동작들(36 및 38)은, 시퀀스가 송신되고 결과적 에코들이 수신되는, 스캐닝의 일 실시예를 제공한다. 전단파의 통과에 기인하는 변위들을 결정하기 위해, 검출된 조직은 시간에 걸쳐 조직의 기준 스캔과 비교된다.
- [0028] [0032] 응력에 반응하는 조직을 추적하기 위해, 도플러(Doppler) 또는 B-모드 스캐닝이 사용될 수 있다. 초음파의 송신들에 대한 응답으로, 초음파 데이터가 수신된다. 송신들 및 수신들은, 영역에 걸쳐 또는 체적에 걸쳐, 측면으로 이격된 상이한 위치들에 대해 수행된다. 시간에 걸쳐 추적하기 위한 각각의 공간 위치에 대해, 송신들 및 수신들의 시퀀스가 제공된다.
- [0029] [0033] 동작들(36 및 38)은, 푸싱 펄스들이 적용된 후에 그리고 조직이 응력에 반응하고 있는 동안에 발생한다. 예컨대, 응력의 적용 또는 변경 후에, 그리고 조직이 이완 상태에 이르기 전에, 송신 및 수신 발생한다. 초음파 이미징은, 응력이 적용되기 전에, 그 동안에, 그리고/또는 그 후에 수행된다.
- [0030] [0034] 추적을 위한 동작(36)에서, 초음파 스캐너는 송신 빔들 또는 추적 펄스들의 시퀀스를 송신한다. 응력에 반응하는 조직에 복수의 초음파 빔들이 송신된다. 복수의 빔들은 별개의 송신 이벤트들에서 송신된다. 송신 이벤트는, 송신에 응답하는 에코들의 수신 없이 송신들이 발생하는 근접한 간격이다. 송신의 단계(phase) 동안에, 어떤 수신도 없다. 송신 이벤트들의 시퀀스가 수행되는 곳에서, 동작(36)의 송신들과 인터리빙된(interleaved) 상태로, 동작(38)에서 수신 이벤트들의 대응하는 시퀀스가 또한 수행된다. 각각의 송신 이벤트에 대한 응답으로, 그리고 다음 차례의 송신 이벤트 전에, 수신 이벤트가 수행된다.
- [0031] [0035] 송신 이벤트를 위해, 하나 또는 그 초과 송신 빔들이 형성된다. 각각의 송신 빔은 주파수 응답을 갖는다. 예컨대, 송신 빔은 2 개의 사이클들의 2.0 MHz 펄스에 의해 형성된다. 임의의 대역폭이 제공될 수 있다. 송신 빔들을 형성하기 위한 펄스들은 임의의 개수의 사이클들을 갖는다. 임의의 엔벨로프(envelope), 펄스 유형(예컨대, 유니폴라(unipolar), 바이폴라(bipolar), 또는 사인형(sinusoidal)) 또는 파형이 사용될 수 있다.
- [0032] [0036] 동작(38)에서, 변환기는 각각의 송신 이벤트에 대한 응답으로 초음파 에코들을 수신한다. 변환기는 에코들을 수신 신호들로 변환하며, 이 수신 신호들은 하나 또는 그 초과 공간 위치들을 표현하는 초음파 데이터로 수신 빔형성된다(beamformed). 수신 빔들에 대한 스캔 라인(line)들에서의 조직의 반응이 검출된다.
- [0033] [0037] 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 ROI의 스캔 라인들 전부를 따라 수신함으로써, 전체 ROI가 각각의 수신 이벤트에 대해 스캐닝된다(scanned). 임의의 개수의 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 시퀀스로 스캐닝된다.
- [0034] [0038] 초음파 스캐너는 수신 신호들의 시퀀스를 수신한다. 수신은 시퀀스의 송신과 인터리빙된다. 각각의 송신 이벤트에 대해, 수신 이벤트가 발생한다. 수신 이벤트는, 관심 깊이 또는 깊이들로부터 에코들을 수신

하기 위한 근접한 간격이다. 변환기가 주어진 추적 송신을 위한 음향 에너지의 생성을 완료한 후에, 변환기는 응답하는 에코들의 수신에 사용된다. 이후, 변환기가, 동일한 공간 위치 또는 위치들에 대한 다른 송신 및 수신 이벤트 쌍을 반복하기 위해 사용되어서, 시간에 걸쳐 조직 반응을 추적하기 위한 인터리빙(interleaving)(예컨대, 송신, 수신, 송신, 수신, ...)이 제공된다. 동작(34)에서 초음파를 이용하는 관심 구역의 스캐닝은, 진단과가 관심 구역을 통해 전파되는 동안에 상이한 시간들에 관심 구역의 위치들에서의 조직 반응을 표현하는 초음파 데이터를 획득하기 위해 반복적이다. 각각의 반복은 동일한 구역 또는 위치들을, 그러한 위치들에 대한 조직 반응을 결정하기 위해 모니터링한다(monitor). 임의의 개수(M)의 반복들이 사용될 수 있는데, 이를테면 약 50-100 회 반복된다. 반복들은 조직이 응력으로부터 회복되는 동안에 가능한 한 자주, 그러나 수신을 간섭하지 않으면서 발생한다.

[0035] [0039] 동작(40)에서, 초음파 스캐너는 관심 구역의 각각의 위치에 대한 진단과 특성을 추정한다. 구역의 각각의 위치에 대한 시간의 함수로서 변위들을 검출하기 위해, 동작(38)에서의 추적에 의해 수신된 데이터가 사용된다. 진단과 특성을 추정하기 위해, 시간 및/또는 위치들에 걸친 최대 또는 다른 변위 정보가 사용된다.

[0036] [0040] 조직 운동은 1 차원, 2 차원, 또는 3 차원의 변위로서 검출된다. 생성된 진단과들에 반응하는 운동은, 동작(38)으로부터 출력되는 수신된 추적 또는 초음파 데이터로부터 검출된다. 시간에 걸쳐 초음파 펄스들의 송신과 초음파 에코들의 수신을 반복함으로써, 시간에 걸친 변위들이 결정된다. 조직 운동은 상이한 시간들에 검출된다. 상이한 시간들은 상이한 추적 스캔들(즉, 송신 및 수신 이벤트 쌍들)에 대응한다.

[0037] [0041] 조직 운동은, 기준 조직 정보에 대한 변위를 추정함으로써 검출된다. 예컨대, 스캔 라인들을 따른 조직의 변위가 결정된다. 변위는 조직 데이터, 이를테면 B-모드 초음파 데이터로부터 측정될 수 있지만, 흐름(예컨대, 속도) 또는 검출 전의 빔형성기 출력 정보(예컨대, 동상 및 직교(IQ; in-phase and quadrature) 데이터)가 사용될 수 있다.

[0038] [0042] 스캔 라인들을 따라 이미징되고(imaged) 있는 조직이 변형되기 때문에, B-모드 세기 또는 다른 초음파 데이터는 변화할 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 얻기 위해, 각각의 IQ 데이터 쌍은 이 각각의 IQ 데이터 쌍의 대응하는 기준과 상관된다. 복수의 공간 위치들을 표현하는 데이터는 기준 데이터와 상관된다. 다른 예로서, (예컨대, 스캔 라인들을 따른) 복수의 공간 위치들로부터의 데이터는 시간의 함수로서 상관된다. 각각의 깊이 또는 공간 위치에 대해, 복수의 깊이들 또는 공간 위치들에 걸친 상관(예컨대, 중심 깊이가 프로파일이가 계산되는 지점인 64 개의 깊이들의 커널(kernel))이 수행된다. 주어진 시간에 가장 높은 또는 충분한 상관을 갖는 공간 오프셋(offset)이 변위의 양을 표시한다. 각각의 위치에 대해, 시간의 함수로서 변위가 결정된다. 공간에서의 3 차원 또는 2 차원 변위가 사용될 수 있다. 스캔 라인들을 따른, 또는 스캔 라인들 또는 빔들과 상이한 방향을 따른 1 차원 변위가 사용될 수 있다.

[0039] [0043] 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.

[0040] [0044] 다른 실시예들에서, 위치의 함수로서 변위가 결정된다. 상이한 위치들은 동일한 또는 상이한 변위 진폭을 갖는다. 위치의 함수로서 변위의 이들 프로파일들은 상이한 시간들에 대해, 이를테면, 동작(34)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.

[0041] [0045] 진단과 데이터의 하나의 프레임에 대한 변위들은 그 프레임에 대해 생성된 진단과에 응답한다. 진단과의 원점 위치, 및 변위에 대한 스캐닝의 상대적 타이밍(timing)에 기인하여, 임의의 주어진 시간에서의 임의의 주어진 위치는, 어떤 진단과-유발 변위 또는 진단과에 의해 유발되는 변위도 겪지 않을 수 있다.

[0042] [0046] 초음파 스캐너는 변위들로부터 각각의 위치에 대한 진단과 특성을 계산한다. 임의의 특성, 이를테면, 조직에서의 진단과의 속력 또는 속도가 추정될 수 있다. 조직의 진단과 속력은 조직을 통과하는 진단과들의 속도이다. 상이한 조직들은 상이한 진단과 속력을 갖는다. 상이한 탄성 및/또는 강성도를 갖는 동일한 조직은 상이한 진단과 속력을 갖는다. 조직의 다른 점탄성 특성들은 상이한 진단과 속력을 야기할 수 있다. 진단과 속력은, 최대 변위의 시간 및 푸싱 펄스 사이의 시간량에 기반하여, 그리고 ARFI 초점 위치와 변위들의 위

치 사이의 거리에 기반하여, 계산된다. 다른 접근법들, 이를테면, 변위 프로파일들의 상대적 위상조정 (phasing)을 결정하는 것이 사용될 수 있다.

- [0043] [0047] 조직의 다른 전단파 특성들은 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. 조직의 전단파 특성으로서, 임의의 점탄성 정보가 추정될 수 있다.
- [0044] [0048] 관심 구역의 전단파 특성을 표현하는 데이터의 각각의 프레임에 대해, 동작들(32-40)은 반복된다. 각각의 반복 및 대응하는 프레임은, 상이한 시간 또는 기간에 각각의 위치에 대한 전단파 특성에 대한 값들을 제공한다. 초점 위치인 것에 기인하여, 그리고/또는 손실 추정치들에 기인하여, 일부 위치들에 대한 값들은 손실될 수 있다. 다른 위치들의 경우, 상이한 시간들로부터의 추정치들을 표현하는 프레임들로부터 또는 각각의 프레임에 대해 값들이 제공된다. 각각의 반복에 대한 스캐닝은, 공통의 일부 위치들 및 공통이 아닌 다른 위치들(즉, 겹치지만 동일하지는 않은 위치들의 필드(field)들)를 가질 수 있다. 추정은, 공통의 또는 겹치는 구역의 위치들 중 적어도 일부에 대한 각각의 반복에서 제공된다.
- [0045] [0049] 각각의 프레임에 대한 추정치들은 전단파에 응답한다. 전단파 특성의 상이한 프레임들에 대해, 전단파들을 생성하기 위한 ARFI들의 초점 위치들은 상이하다. 시퀀스의 프레임들에 대한 ARFI 초점 위치의 랜덤하고, 반복되지 않으며, 그리고/또는 미리 정의된 변동은 동일한 위치들의 상이한 샘플링을 야기한다. ARFI 초점 위치에 따라 다른 것들보다 이질성 조직이 일부 위치들에 대한 추정에 영향을 끼칠 수 있다. 변동은, 더 적거나 또는 더 많은 손실 데이터를 갖는 일부 프레임들을 제공한다.
- [0046] [0050] 임의의 개수의 반복들이 사용된다. 예컨대, 전단파 특성들의 데이터의 5-20 개의 프레임들이 결합을 위해 함께 생성된다. 더 적거나 또는 더 많은 개수의 프레임들이 사용될 수 있다. 다른 예로서, 초당 2-4 개의 프레임들이 획득된다. 2-3 초에 걸친 프레임들이 결합될 것이다.
- [0047] [0051] 일 실시예에서, 관심 구역은 2 개 또는 그 초과 하위-구역들로 분리된다. 예컨대, 관심 구역은 20 mm의 폭이며, 따라서 5 개의 4 mm 하위-구역들(예컨대, 별도의 또는 겹치지 않는 하위-구역들) 또는 5 개의 5 mm 하위-구역들(즉, 겹치는 하위-구역들)로 분리된다. 임의의 폭이 사용될 수 있다. 각각의 하위-구역은 별개로 처리된다. 동작(30)은 각각의 하위-구역에 대해 수행된다. ARFI 송신, 조직을 추적하기 위한 스캐닝, 그리고 전단파 특성의 추정이 각각의 하위-구역에 대해 한 번 수행되고, 이후, 관심 구역에 걸쳐 반복된다. 동작(30)의 각각의 반복을 위한 ARFI들의 송신들은, 다른 프레임을 위한 각각의 반복 전에, 하위-구역들에 걸쳐 수행된다. 이는, 전단파 특성 데이터의 프레임이 하위-구역들로부터 함께 스티칭되게(stitched) 한다. 시간에 걸쳐 데이터의 프레임들을 제공하기 위해, 프로세스(process)는 반복된다.
- [0048] [0052] ARFI 초점 위치를 위한 복수의 가능한 위치들이 각각의 하위-구역에 할당된다. 각각의 프레임은, 하위-구역들이 있는 것과 동일한 개수의 ARFI 초점 위치들을 갖는다(즉, 프레임당 각각의 하위-구역에 대해 하나의 ARFI 초점 위치). 상이한 프레임들에 대해, 하위-구역들에 대한 ARFI 초점 위치들은 변화된다. 예컨대, 동일한 개수의 가능한 위치들 및 가능한 위치들의 동일한 공간 분포가 각각의 하위-구역에 대해 제공된다(예컨대, 하위-구역 1이 1-5 mm로부터의 5 개의 가능한 위치들을 가지며, 하위-구역 2가 5 mm-9 mm로부터의 5 개의 가능한 위치들을 갖는다). 가능한 위치들 중 하나가 주어진 하위-구역에 대해 선택된다(예컨대, 2 mm). 대응하는 가능한 위치가 다른 하위-구역들에 대해 선택된다(예컨대, 6 mm). 동일한 상대적 오프셋(예컨대, 왼쪽 에지(edge)로부터 2 mm)이 각각의 하위-구역에 대한 ARFI 초점 위치에 사용된다. 오프셋은 에지, 중심, 또는 다른 기준 지점으로부터의 오프셋이다. 오프셋은 랜덤하게 또는 세미-랜덤하게(semi-randomly) 선택된다. 후속하는 프레임들의 경우, 하위-구역들에 대한 오프셋을 선택함으로써 ARFI 초점 위치들의 선택이 반복되어서, 각각의 하위-구역에서의 상이한 ARFI 초점 위치들이 제공된다.
- [0049] [0053] 도 2는 하나의 예를 도시한다. 관심 구역(50)은 폭(C)의 유한 개수의 작은 구역들로 균등하게 파티셔닝된다(partitioned). 각각의 구역(C)은 가능한 ARFI 초점 위치들의 개수를 정의하는 하위-구역이다. 각각의 하위-구역(C)에 대한 ARFI 초점 위치는 랜덤하게 선택된다. 다른 접근법에서, 구역들(C)은 선택된 ARFI 위치에 중심이 있다. 개념에서, 2 개의 단부들이 함께 연결되어, 송신 조건 및 수신 조건의 폐쇄된 그리고 제한된 세트(set)를 표현한다. 지터(jitter)가 균일한 랜덤 분포 [0, C]로 생성된다. 이 지터는 원으로 기준 포지션을 회전시킨다. 기준 포지션을 세팅(setting)함으로써, 이러한 동일한 기준 포지션이 각각의 하위-섹션(sub-section)에서 사용된다. 도 2의 우측은 2 개의 상이한 프레임들에 대한 랜덤 선택에 기반하여 시프트된(shifted) 하위-구역들(D)을 도시한다. ARFI 초점 위치들은 2 개의 상이한 프레임들 사이에서 $\Delta(n)$ 만큼 상이하다. 소정의 개수의 프레임들(n) 후에, 기준이 C에서 균등하게 샘플링되어서(sample), 시간에 걸쳐 공간 도메

인에서 최고 밀도의 샘플링(sampling)이 생긴다. 고정된 업데이트 레이트(update rate)로 전체 이미지를 생성하기 위해, 전체 관심 구역이 주어진 시간 간격으로 샘플링된다. ARFI 빔 및 검출 구역의 파티션(partition)은 균등하게 분포된다. 하나의 업데이트로부터 다음 차례의 업데이트로, ARFI 빔들, 및 검출 구역의 중심은 랜덤 생성기에 기반하여 변경된다.

[0050] [0054] 도 1의 동작(42)을 참조하면, 필터 또는 이미지 프로세서는 상이한 프레임들로부터의 진단과 특성들을 결합한다. 각각의 프레임은 각각의 위치에 대한 진단과 특성에 대한 값을 제공한다. 일부 프레임들은, 일부 또는 모든 위치들에 대해 손실 데이터를 가질 수 있다. 각각의 위치에 대해, 상이한 프레임들로부터의 진단과 특성의 값들이 결합된다.

[0051] [0055] 결합은 세팅된 개수의 프레임들, 이를테면, 주어진 기간에 걸쳐 획득된 프레임들을 갖는다. 이동 윈도우(moving window)가 사용된다. 기간 내에 획득된 프레임들, 또는 주어진 개수의 가장 최근 획득 프레임들이 결합된다. 대안적인 실시예들에서, 다시 트리거링되지(triggered) 않는 한, 단일 이미지를 생성하기 위해, 세팅된 개수의 프레임들이 한 번 결합된다. 다른 실시예에서, 상이한 결합들이 시간에 걸쳐, 이를테면, 하나의 프레임으로부터, 획득되는 각각의 부가적인 프레임과 결합함으로써 조립되어(building up) 제공된다.

[0052] [0056] 임의의 결합이 사용될 수 있다. 예컨대, 값들은 합성된다. 평균이 계산될 수 있다. 그 위치에 대한 손실 값들을 갖는 프레임들은 그 위치에 대한 평균에 포함되지 않거나 또는 사용되지 않는다. 합성하는 것은, 진단과 특성들의 값들을 시간적으로 지속시킨다. 데이터의 프레임들은 시간적으로 지속된다. 상이한 ARFI 초점 위치들에 응답하는 다수의 프레임들의 임의의 시간적 필터링이 사용될 수 있다.

[0053] [0057] 결합을 위해 운동 보상이 제공될 수 있다. 프레임들의 획득 사이에서 발생하는 변환기 및/또는 조직의 운동을 고려하기 위해, 프레임들은 서로에 대해 공간적으로 조정된다. 운동 보상은 강제이거나 또는 비-강제일 수 있다. 임의의 운동 보상, 이를테면, B-모드 또는 스펙클(speckle) 추적을 사용하여 관심 구역 밖의 조직의 운동을 결정하는 것이 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 진단과 이미징을 위한 운동 보상이 사용된다. 프레임들 사이의 공간 오프셋을 결정하기 위해, 기준 프레임들의 쌍들이 상관된다. 시간에 걸친 운동 곡선을 결정하기 위해, 공간 오프셋들에 다항식이 근사된다(fit). 대안적인 실시예들에서, 운동 보상은 사용되지 않는다.

[0054] [0058] 일 실시예에서, 가중 결합이 사용된다. 예컨대, 가중 평균, 가중 유한 임펄스 응답, 또는 가중 무한 임펄스 응답 결합이 사용된다. 가중치 또는 가중치들은, 하나의 프레임 또는 프레임들의 이전 합성 대 다른 프레임의 상대적 가중(relative weighting)을 제공한다. 가중치는 다양한 인자들 중 하나 또는 그 초과, 이를테면, 위치에 대해 결합되는 프레임들의 개수에 기반할 수 있다. 예컨대, 가중치는 진단과 데이터의 프레임들의 품질들 또는 위치에서의 진단과 특성에 대한 값들의 품질의 함수이다. 품질은 변위 프로파일에 걸친 또는 이 변위 프로파일의 신호-대-잡음비, 빔형성된 샘플(sample)들(예컨대, 동상 및 직교 또는 라디오(radio) 주파수 데이터)의 신호-대-잡음비로서, 그리고/또는 축방향 및/또는 방위각 이격된 변위 프로파일들 사이의 상관 계수에 의해 측정된다. 더욱 우수한 품질을 갖는 진단과 특성의 값들 또는 프레임들이 결합 시 더욱 크게 가중된다.

[0055] [0059] 도 3은 위치들(x, y)에 대한 진단과 속력(sws; shear wave speed)의, 프레임들(n)을 사용하는 일 예를 표현한다. 2 개의 프레임들(n 및 n-1)이 사용되지만, 더 많은 개수의 프레임들이 결합될 수 있다. 현재 프레임 및 이전 프레임, sws(n) 및 sws(n-1), 글로벌 운동(global motion)의 측정치, 그리고 위치별 sws 품질이 필터에 입력된다. 지연은 결합을 위한 이전 프레임의 사용을 표현한다. 품질은, 데이터에 반영될 때 방사력을 설명한다. 글로벌 운동은, 픽셀(pixel)들 또는 위치들을 정렬시키거나 또는 정합시키기 위해 사용된다. 글로벌 운동은 기준 프레임들 사이의 상관에 기반한다. 진단과 품질은, 지속성(persistence)을 행할 때 각각의 정렬된 공간 위치에 대해, 현재 프레임 sws(n) 및 이전 프레임 sws(n-1)을 필터링하기 위해 가중 메커니즘(mechanism)에서 사용된다.

[0056] [0060] 관심 구역이 하위-구역들로 분할되는 경우, 운동 보상 및 결합은 각각의 하위-구역에 대해 별개로 수행될 수 있다. 대안적으로, 하위-구역들은, 프레임들을 형성하기 위해 공간 합성과 함께 스티치되거나(stitched) 또는 결합된다. 운동 보상 및 시간적 결합은 전체 프레임들에 대해 수행된다.

[0057] [0061] 도 1의 동작(44)에서, 이미지 프로세서는, 결합의 결과들로부터 환자의 조직의 특성의 이미지를 생성한다. 특성은 진단과 특성이다. 예컨대, 이미지는 조직에서의 진단과 속도를 갖는다.

[0058] [0062] 시간적으로 필터링된(filtered) 결합은, 관심 구역의 각각의 위치에 대한 진단과 특성에 대한 값들

을 제공한다. 관심 구역은 사용자 선택되거나 또는 프로세서 결정된다. ARFI 프로세싱(processing)이 하위-구역별로 수행되는 경우, 이미지는 그러면, 구역을 표현하기 위한 하위-구역들의 결합들을 갖는다. 위치들은 1 차원, 2 차원, 또는 3 차원으로 분포된다. 이미지는 1 차원, 2 차원, 또는 3 차원에 걸친 전단파 특성을 갖는다. 예컨대, ARFI 초점 위치의 변동에 응답하는 프레임들의 결합으로부터, 전단파 속도 이미지가 생성된다.

[0059] [0063] 각각의 위치에 대해, 이미지의 픽셀은 특성의 값에 의해 변조된다. 밝기, 색, 또는 다른 변조가 사용될 수 있다. 전단파 이미지는 B-모드 또는 다른 초음파 이미지 상에 오버레이되거나(overlaid) 또는 단독으로 디스플레이된다(displayed).

[0060] [0064] 이미지는 점진적으로 업데이트될(updated) 수 있다. 예컨대, 단일 프레임으로부터 초기 전단파 이미지가 나온다. 다음 차례의 프레임이 획득됨에 따라, 2 개의 프레임들의 결합으로부터, 다음 차례의 전단파 이미지가 나온다. 각각의 추가적인 프레임이 획득됨에 따라, 결합에 프레임이 추가되며, 이미지가 업데이트된다. 일단 주어진 개수의 프레임들이 획득되면, 이동 윈도우가 사용될 수 있으며, 여기서 이미지를 위해 결합된 프레임들은 가장 최근 개수의 프레임들이다.

[0061] [0065] 추가적인 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.

[0062] [0066] 도 4는 전단파 이미징을 위한 시스템(10)의 일 실시예를 도시한다. 전단파 이미지들은, ARFI 초점의 변화된 배치에 응답하는 전단파 정보의 프레임들을 결합함으로써 형성된다. 시스템(10)은 도 1의 방법 또는 다른 방법들을 구현한다.

[0063] [0067] 시스템(10)은 의료 진단 초음파 이미징 시스템 또는 초음파 스캐너이다. 대안적인 실시예들에서, 시스템(10)은 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 어레이지먼트(arrangement)이며, 따라서 빔형성기들(12, 16) 및 변환기(14)를 포함하지 않을 수 있다.

[0064] [0068] 시스템(10)은 송신 빔형성기(12), 변환기(14), 수신 빔형성기(16), 이미지 프로세서(18), 디스플레이(display)(20), 및 메모리(memory)(22)를 포함한다. 추가적인, 상이한, 또는 더 적은 개수의 컴포넌트들이 제공될 수 있다. 예컨대, 디스플레이 맵(map)들의 수동 또는 지원형 선택, 결정될 조직 특성들의 선택, 관심 구역 선택, 송신 시퀀스들의 선택, 또는 다른 제어를 위해 사용자 입력이 제공된다.

[0065] [0069] 송신 빔형성기(12)는 초음파 송신기, 메모리, 펄서(pulser), 아날로그(analog) 회로, 디지털(digital) 회로, 또는 이들의 결합들이다. 송신 빔형성기(12)는, 상이한 또는 상대적 진폭들, 지연들, 및/또는 위상조정(phasing)을 갖는 복수의 채널(channel)들에 대한 파형들을 생성하도록 구성가능하다. 음향 빔들을 초점 위치들로 조종하기 위해, 파형들은 상대적으로 지연되거나 또는 위상조정된다. 생성된 전기 파들에 대한 응답으로 변환기(14)로부터 음향 파들의 송신 시, 하나 또는 그 초과파의 빔들이 형성된다. 송신 빔들은 상이한 에너지 또는 진폭 수준들로 형성된다. 각각의 채널에 대한 증폭기들 및/또는 어퍼처 사이즈(aperture size)는 송신되는 빔의 진폭을 제어한다.

[0066] [0070] 송신 빔형성기(12)는 펄스들을 송신하도록 구성된다. 송신 빔형성기(12)는 ARFI 송신들 및 추적 송신들을 생성한다. 상이한 ARFI 송신들은 상이한 시간들에 생성된다. 빔형성기 제어기, 빔형성기(12), 이미지 프로세서(18), 및/또는 메모리(memory)(22)로부터 로딩된(loaded) 시퀀스가 ARFI 빔들 또는 푸싱 펄스들의 시퀀스를 세팅한다. 2 개 또는 그 초과파의 푸싱 펄스들이 환자의 관심 조직에 대한 상이한 위치들(15)로 상이한 시간들에 송신된다. 초점 위치들(15)은 순차적으로 사용되며, 여기서 각각의 후속하는 초점 위치(15)는, 송신 전에 이전 전단파에 대한 추적의 완료 후에 발생한다. 위치들은 관심 구역(13)에 있지만, 하나 또는 그 초과파는 관심 구역(13)의 밖에 있을 수 있다.

[0067] [0071] 상이한 위치들은 랜덤하게 선택되거나, 세미-랜덤하게 선택되거나, 또는 결합될 프레임들에 걸쳐 ARFI 초점을 위한 3 개, 4 개, 5 개, 또는 그 초과파의 위치들(예컨대, 12 개) 사이에서 변화하는 미리 정의된 패턴으로 선택된다. 결합에서 사용될 각각의 프레임에 대해 상이한 초점 위치가 제공될 수 있다. 일부 위치들은 한 번을 초과하여 사용될 수 있다. 가능한 초점 위치들은 결합될 프레임들의 개수에 기반하여 균등하게 또는 균일하게 샘플링될 수 있다. 프레임당 적어도 하나의 초점 위치가 제공된다. 하위-구역들이 사용되는 경우, 프레임당 하나 초과파의 초점 위치가 제공될 수 있다.

- [0068] [0072] 조직 변위들을 추적하기 위해, ROI를 커버하는 송신 빔들의 시퀀스가 생성된다. 2 차원 또는 3 차원 구역을 스캐닝하기 위해 송신 빔들의 시퀀스들이 생성된다. 섹터(sector), 벡터(vector), 선형, 또는 다른 스캔 포맷(format)들이 사용될 수 있다. 진단과가 관심 구역을 통해 전파됨에 따라, 이 관심 구역의 상이한 위치들에서의 조직을 추적하기 위해, 2 개 또는 그 초과와 동시 송신 빔들이 생성될 수 있다. 송신 빔형성기(12)는 더욱 신속한 스캐닝을 위해 평면 파 또는 발산 파를 생성할 수 있다.
- [0069] [0073] ARFI 송신 빔들은 조직 운동을 이미징하거나 또는 검출하기 위해서보다 더 큰 진폭들을 가질 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 사용되는 ARFI 펄스 또는 파형의 사이클들의 개수는 통상적으로, 추적에 사용되는 펄스를 초과한다(예컨대, ARFI의 경우 100 개 또는 그 초과의 사이클들, 그리고 추적의 경우 1-6 개의 사이클들). 어쩌쳐 차이들이 사용될 수 있다.
- [0070] [0074] 변환기(14)는 압전기 또는 용량성 멤브레인(membrane) 소자들의 1 차원, 1.25 차원, 1.5 차원, 1.75 차원, 또는 2 차원 어레이(array)이다. 변환기(14)는 음향 에너지와 전기 에너지 사이를 변환하기 위한 복수의 소자들을 포함한다. 변환기의 소자들에 충돌하는 초음파 에너지(에코들)에 대한 응답으로 수신 신호들이 생성된다. 소자들은 송신 및 수신 빔형성기들(12, 16)의 채널들과 연결된다.
- [0071] [0075] 송신 빔형성기(12) 및 수신 빔형성기(16)는 송신/수신 스위치(switch) 또는 멀티플렉서(multiplexer)를 통해 변환기(14)의 동일한 소자들과 연결된다. 소자들은 송신 이벤트 및 수신 이벤트 둘 모두에 대해 공유된다. 이를테면 송신 어쩌쳐 및 수신 어쩌쳐가 상이한 경우(단지 겹치거나 또는 완전히 상이한 소자들을 사용함), 하나 또는 그 초과와 소자들이 공유되지 않을 수 있다.
- [0072] [0076] 수신 빔형성기(16)는 증폭기들, 지연들, 및/또는 위상 회전기들을 갖는 복수의 채널들, 그리고 하나 또는 그 초과와 합산기들을 포함한다. 각각의 채널은 하나 또는 그 초과와 변환기 소자들과 연결된다. 수신 빔형성기(16)는 송신에 대한 응답으로 하나 또는 그 초과와 수신 빔들을 형성하기 위해 상대적 지연들, 위상들, 및/또는 아포다이제이션을 적용한다. 대안적인 실시예들에서, 수신 빔형성기(16)는 푸리에(Fourier) 또는 다른 변환들을 사용하여 샘플(sample)들을 생성하기 위한 프로세서이다. 수신 빔형성기(16)는, 각각의 송신 이벤트에 대한 응답으로 병렬 수신 빔형성(beamforming), 이를테면 2 개 또는 그 초과와 수신 빔들을 형성하기 위한 채널들을 포함할 수 있다. 수신 빔형성기(16)는 각각의 빔에 대해 빔 합산 데이터, 이를테면 IQ 또는 라디오(radio) 주파수 값들을 출력한다.
- [0073] [0077] 수신 빔형성기(16)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 송신 펄스 전에, 수신 빔형성기(16)는 음향 에코들로부터의 신호들을 수신한다. 잔향 감소를 허용하기 위해, 수신 및 송신 동작들이 발생하지 않는 데드(dead) 시간이 인터리빙될 수 있다.
- [0074] [0078] 수신 빔형성기(16)는 주어진 시간에 공간 위치들을 표현하는 빔 합산 데이터를 출력한다. 상이한 측면 위치들(예컨대, 상이한 수신 스캔 라인들을 따른 방위각 이격된 샘플링 위치들), 깊이에서의 일 라인을 따른 위치들, 일 영역에 대한 위치들, 또는 일 체적에 대한 위치들에 대한 데이터가 출력된다. 동적 초점 맞추기가 제공될 수 있다. 데이터는 상이한 목적들을 위한 것일 수 있다. 예컨대, 진단과 속도 추정을 위해서와 상이한 스캔들이 B-모드 또는 조직 데이터에 대해 수행된다. B-모드 또는 다른 이미징을 위해 수신되는 데이터가 진단과 속도의 추정에 사용될 수 있다. 진단과들의 코히어런트한(coherent) 간섭을 사용하여 진단과들의 속도를 결정하기 위해, 푸싱 펄스들의 초점들로부터 이격된 위치들에서의 진단과가 모니터링된다(monitored).
- [0075] [0079] 수신 빔형성기(16)는 진단과의 통과 전의, 그 후의, 그리고/또는 그 동안의 조직을 표현하는 추적 데이터를 출력한다. 추적 데이터는 각각의 순차적인 진단과를 추적하기 위해 제공된다. 추적 데이터는, 상이한 ARFI 송신들에 대응하는 상이한 기간들에 대해 출력된다.
- [0076] [0080] 이미지 프로세서(18)는 B-모드 검출기, 도플러 검출기, 펄스형(pulsed) 파 도플러 검출기, 상관 프로세서, 푸리에 변환 프로세서, 주문형 집적 회로, 일반 프로세서, 제어 프로세서, 이미지 프로세서, 필드 프로그래머블 게이트 어레이(field programmable gate array), 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 네트워크, 서버(server), 프로세서들의 그룹, 데이터 경로, 필터, 이들의 결합들, 또는 빔형성된 초음파 샘플들로부터 디스플레이를 위한 정보를 검출하여 프로세싱하기 위한 다른 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 디바이스(device)이다. 일 실시예에서, 이미지 프로세서(18)는 하나 또는 그 초과와 검출기들, 및 별개의 프로세서를 포함한다. 이미지 프로세서(18)는 하나 또는 그 초과와 디바이스들일 수 있다. 멀티-프로세싱, 병렬

프로세싱, 또는 순차적인 디바이스들에 의한 프로세싱이 사용될 수 있다.

- [0077] [0081] 이미지 프로세서(18)는 도 1에서 도시된 동작들(40-44) 중 하나 또는 그 초과와 동작들의 임의의 결합을 수행한다. 이미지 프로세서(18)는 송신 및/또는 수신 빔형성기들(12, 16)을 제어할 수 있다. 빔형성된 샘플(sample)들 또는 초음파 데이터가 수신 빔형성기(16)로부터 수신된다. 이미지 프로세서(18)는 소프트웨어(software), 하드웨어(hardware), 및/또는 펌웨어(firmware)에 의해 구성된다.
- [0078] [0082] 이미지 프로세서(18)는 음향 방사력에 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 움직임(movement)이 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 오프셋이 조직의 변위를 표시한다. 프로세서(18)는 각각의 시간 및 위치에 대한 변위를 검출한다. 검출되는 변위들 중 일부는 통과하는 진단과 또는 진단과들에 응답하는 크기들을 가질 수 있다.
- [0079] [0083] 이미지 프로세서(18)는, 조직에서의 진단의 속도 또는 다른 진단과 특성을 결정하도록 구성된다. 이 결정은, ARFI에 의해 생성되는 진단과들에 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 시간에 걸친 변위들의 상대적 위상조정 또는 다른 접근법들이 사용될 수 있다.
- [0080] [0084] 전체 관심 구역을 한 번 커버(cover)하기 위해 사용되는 각각의 ARFI 또는 ARFI들에 대해, 이미지 프로세서(18)는 속도들 또는 다른 특성을 결정한다. 특성의 데이터의 프레임들이 생성된다. 프레임들은, 상이한 ARFI 초점 위치들에 대한 응답으로 상이한 시간들에 조직과의 진단과 상호작용을 표현한다. 예컨대, 동일한 위치들을 표현하고, 상이한 ARFI 초점 위치들에 응답하는 속도의 프레임들이 생성된다.
- [0081] [0085] 이미지 프로세서(18)는, 상이한 프레임들로부터의 속도들을 지속시키도록 구성된다. 임의의 개수의 프레임들이 결합된다. 결합할 프레임들을 표시하는 이동 윈도우가 사용될 수 있다. 프레임들이 상이한 시간들에 진단에 대한 조직 반응을 표현하기 때문에, 시간적 필터링이 사용된다. 각각의 위치에 대해, 속도들 또는 다른 특성이 평균되거나, 가중 평균되거나, 또는 어떤 방식으로 결합된다.
- [0082] [0086] 이미지 프로세서(18)는 지속성에 대한, 주어진 프레임의 기여(contribution)를 변화시킬 수 있다. 변동은 프레임별로(예컨대, 다른 프레임들에 대해서보다 다소 크게 가중된 전체 프레임의 값들), 또는 위치별로(예컨대, 상이한 위치에서의 그 동일한 프레임에 대한 값보다 더욱 크게 가중된 하나의 위치에서의 하나의 프레임에 대한 값) 이루어진다. 기여, 이를테면, 시간(예컨대, 오래된 프레임들은 덜 가중됨)을 변화시키기 위해 임의의 측정치가 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 특성의 품질이 사용된다. 지속성에 대한 기여는, 결합되고 있는 데이터의 상대적 품질에 기반하여 가중된다.
- [0083] [0087] 이미지 프로세서(18)는 디스플레이 데이터, 이를테면 주석, 그래픽 오버레이(graphic overlay), 및/또는 이미지를 생성한다. 디스플레이 데이터는 임의의 포맷, 이를테면 매핑(mapping) 전의 값들, 그레이 스케일(gray scale) 또는 색-매핑된(color-mapped) 값들, 적색-녹색-청색(RGB; red-green-blue) 값들, 스캔 포맷 데이터, 디스플레이 또는 데카르트(Cartesian) 좌표 포맷 데이터, 또는 다른 데이터로 있다. 프로세서(18)는 디스플레이 디바이스(20)를 구성하는, 디스플레이 디바이스(20)에 적절한 속도 정보를 출력한다. 다른 디바이스들로의 출력들, 이를테면 저장을 위한 메모리(22)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.
- [0084] [0088] 디스플레이 디바이스(20)는 진단 속도, 그래픽스(graphics), 사용자 인터페이스(interface), 검중 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(20)는 조직 반응 정보, 이를테면 속도 또는 다른 진단과 특성의 1 차원, 2 차원, 또는 3 차원 분포를 출력한다. 상이한 공간 위치들에 대한 속도들 또는 진단과 특성들이 이미지를 형성한다. 이미징을 위해, 상이한 ARFI 초점 위치들을 갖는 상이한 프레임들로부터의 특성들의 결합 또는 지속성의 출력이 사용된다. 가변적으로(variably) 배치된 초점 위치들로부터의 결합은, 진단과 이미징에서 손실 데이터 및/또는 그림자를 감소시킨다. 다른 이미지들도 또한 출력될

수 있는데, 이를테면, 그레이 스케일(gray scale) B-모드 이미지 상에 관심 구역에 대한 색-코딩된(color-coded) 변조로서 속도가 겹쳐질 수 있다.

[0085] [0089] 일 실시예에서, 디스플레이 디바이스(20)는 환자의 일 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 이 공간 표현 없이, 알파뉴메릭 값을 가질 수 있다.

[0086] [0090] 프로세서(18)는 메모리(22) 또는 다른 메모리에 저장된 명령들에 따라 동작한다. 메모리(22)는 컴퓨터 판독가능 저장 매체이다. 본원에서 논의된 프로세스들, 방법들 및/또는 기법들을 구현하기 위한 명령들은 컴퓨터-판독가능 저장 매체 또는 메모리들, 이를테면, 캐시(cache), 버퍼(buffer), RAM, 착탈형 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 또는 그 초과와 세트들에 대한 응답으로 실행된다. 기능들, 동작들 또는 태스크들은 특정 유형의 명령 세트, 저장 매체, 프로세서 또는 프로세싱 전략에 독립적이며, 단독으로 동작하는 또는 결합하여 동작하는, 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.

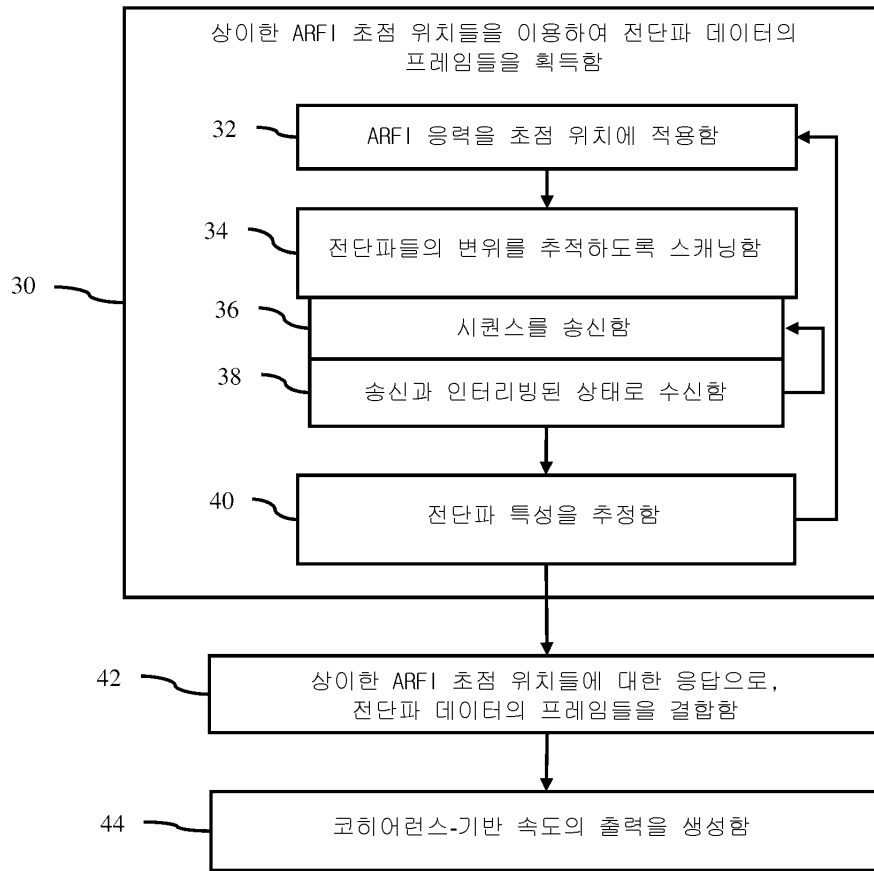
[0087] [0091] 일 실시예에서, 명령들은, 로컬(local) 또는 원격 시스템들에 의한 판독을 위해 착탈형 매체 디바이스 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은, 컴퓨터 네트워크를 통한 또는 전화 라인들을 거친 전송을 위해 원격 위치에 저장된다. 또 다른 실시예들에서, 명령들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.

[0088] [0092] 메모리(22)는, 대안적으로 또는 부가적으로, 가변 ARFI 초점 위치들 및 합성을 사용하는 진단과 특성의 추정에서 사용되는 데이터를 저장한다. 예컨대, ARFI 및 추적을 위한 송신 시퀀스들 및/또는 빔형성기 매개변수들이 저장된다. 다른 예로서, 관심 구역, 수신된 신호들, 검출된 변위들, 추정된 진단과 특성 값들, 필터 또는 지속성 세팅(setting)들, 가중치들, 품질 측정치들, 필터 출력들, 및/또는 디스플레이 값들이 저장된다.

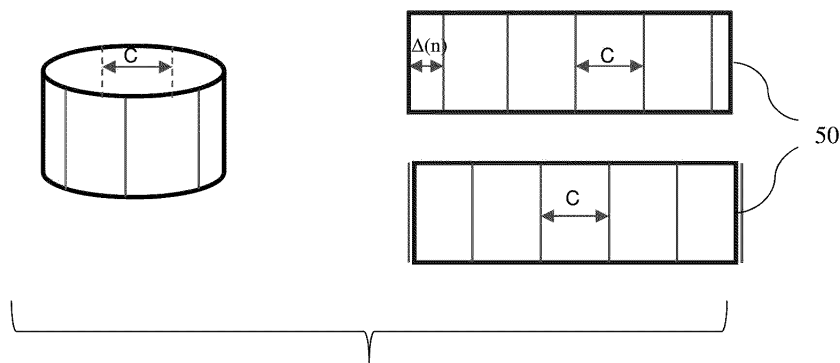
[0089] [0093] 본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 위에서 설명되었지만, 본 발명의 범위로부터 벗어나지 않으면서 많은 변경들 및 수정들이 이루어질 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 그러므로, 앞선 상세한 설명은 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로서 간주되며, 본 발명의 사상 및 범위를 정의하도록 의도되는 것은, 모든 등가물들을 포함하는 다음의 청구항들이라는 것이 이해되는 것이 의도된다.

도면

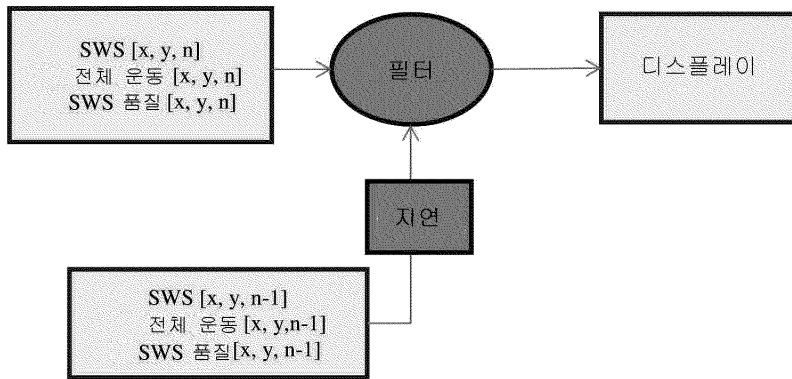
도면1



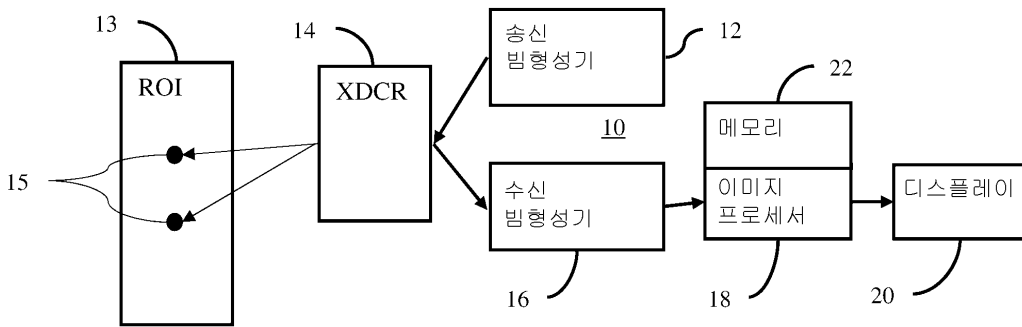
도면2



도면3



도면4



专利名称(译)	剪切波成像的可变焦点		
公开(公告)号	KR1020180120613A	公开(公告)日	2018-11-06
申请号	KR1020180049175	申请日	2018-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
当前申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
[标]发明人	FAN LIEXIANG 팬리시앙 ROSENZWEIG STEPHEN J		
发明人	팬,리시앙 로젠츠바이크,슈테판제이.		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5238 A61B8/5207 A61B8/485 A61B8/5253 A61B8/5269 A61B8/54 G01S7/52022 G01S7/52042		
优先权	15/498877 2017-04-27 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在使用超声扫描仪(10)的剪切波成像中,表示相同关注部分的多帧剪切波数据包括对采集的每个倍数的ARFI传输的响应(30)。它代替剪切波信息的不同帧之间的ARFI传输的焦点(15)与用于ARFI传输的焦点(15)的组合或固定。剪切波图像可以成为框架,作为损失数据的组合(42)框和/或对生产(44)更少的阴影效果。

