



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0049566
(43) 공개일자 2019년05월09일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/485 (2013.01)
A61B 8/4477 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0130975
(22) 출원일자 2018년10월30일
심사청구일자 2018년10월31일
(30) 우선권주장
15/798,932 2017년10월31일 미국(US)

(71) 출원인
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.
미국 펜실베이니아 앨버튼 리버티 블러바드 40 (우 : 19355)
(72) 발명자
로첸츠바이크, 스티븐 제이.
미국 98122 워싱턴 시애틀 나글 플레이스 1641 아
파트먼트 206
(74) 대리인
특허법인 남앤남

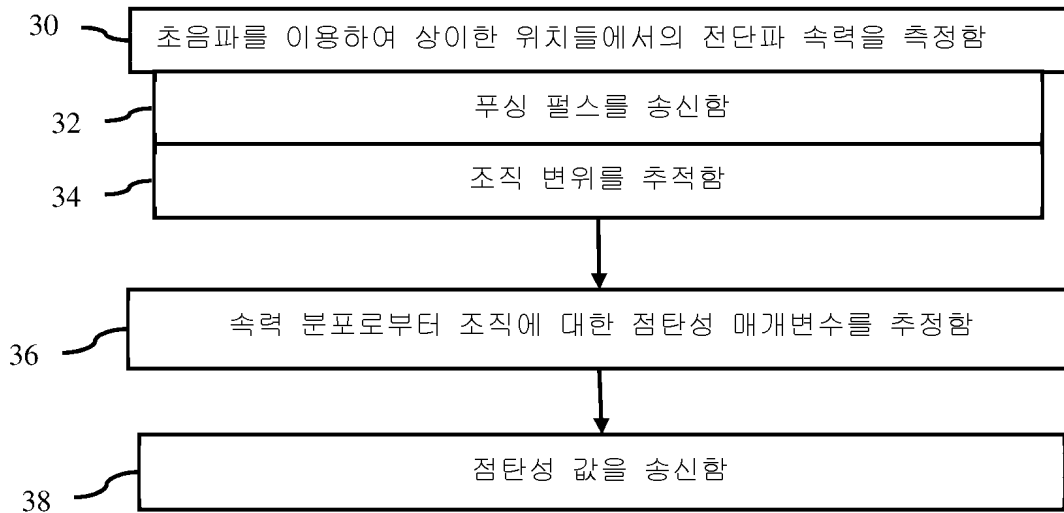
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 초음파 의료 이미징에서 전단 속도로부터의 조직 점탄성 추정

(57) 요약

초음파를 이용한 점탄성 추정을 위해, 관심 구역 내의 상이한 위치들에 대한 전단파 속력이 측정된다(30). 각각의 위치에 대해, 주파수 대역 분할 없이, 전단파 속력이 추정된다. 관심 구역에서의 전단파 속력들의 분포가, 점탄성 특성의 특정 값에 대응하는 모델 분포에 매칭된다(36).

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

초음파 이미징 시스템(imaging system)에 의한 점탄성 추정을 위한 방법으로서, 상기 방법은:

변환기(14)로부터 푸싱 펄스(pushing pulse)를 송신하는 단계(32) -상기 푸싱 펄스는 환자의 조직에서 전단파를 생성함(38)-;

상기 초음파 이미징 시스템이, 관심 구역 내의 복수의 위치들에서의 조직 변위들을 추적하는 단계(34) -상기 조직 변위들은 상기 전단파에 대한 응답으로 이루어짐-;

상기 환자의 조직 내의 상기 전단파의 원점으로부터 측면 거리들의 함수로써 복수의 전단파 속력(speed)들을 결정하는 단계(30) -상기 결정하는 단계(30)는 상기 조직 변위들로부터 나옴-;

상기 전단파 속력들의 분포의 함수로써 점탄성 매개변수를 추정하는 단계(36); 및

상기 점탄성 매개변수의 추정치의 이미지 보기(image showing)를 생성하는 단계(38)

를 포함하는,

방법.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 추적하는 단계(34)는 시간에 걸쳐 스캔 라인(scan line)을 따라 축방향으로 상기 조직 변위들을 결정하는 단계(30) -상기 위치들 각각에 대한, 시간에 걸친 조직 변위 프로파일(profile)들이 야기됨- 를 포함하고, 전단파 속력을 결정하는 단계(30)는 상기 변위 프로파일들에서의 위상 시프트(shift)의 함수로써 결정하는 단계(30)를 포함하는,

방법.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 점탄성 매개변수를 추정하는 단계(36)는, 상기 관심 구역에서의 상기 조직의 점성을 추정하는 단계(36)를 포함하는,

방법.

청구항 4

제1 항에 있어서,

상기 점탄성 매개변수를 추정하는 단계(36)는 레퍼런스(reference)들과 상기 분포를 상관시키는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 5

제4 항에 있어서,

상기 레퍼런스들은 점탄성 모델(model)에서의 상기 점탄성 매개변수의 상이한 값들을 사용하여 형성된 속도(velocity)들의 필드(field)들을 포함하는,

방법.

청구항 6

제1 항에 있어서,
 상기 추정하는 단계(36)는 상기 분포의 분산(variance)으로부터 추정하는 단계(36)를 포함하는,
 방법.

청구항 7

제1 항에 있어서,
 상기 추적하는 단계(34)는, 주파수 분리 없이, 수신 신호들로부터 추적하는 단계(34)를 포함하는,
 방법.

청구항 8

초음파 이미징 시스템에 의한 점탄성 추정을 위한 방법으로서, 상기 방법은:
 상기 초음파 이미징 시스템이, 환자의 조직 내의 상이한 위치들에서의 전단파 속도들을 측정하는 단계(30);
 레퍼런스와 상기 상이한 위치들의 전단파 속도들을 매칭(matching)시키는 단계(36) -상기 레퍼런스는 점탄성 특성의 값으로 라벨링됨(labeled)-; 및
 상기 환자의 상기 조직에 할당된 상기 점탄성 특성의 값을 송신하는 단계(32)
 를 포함하는,
 방법.

청구항 9

제8 항에 있어서,
 상기 측정하는 단계(30)는, 제1 위치로부터 상기 상이한 위치들까지 상기 전단파의 이동 거리 및 타이밍(timing)에 기반하여, 상기 속도들을 측정하는 단계(30)를 포함하는,
 방법.

청구항 10

제8 항에 있어서,
 상기 매칭시키는 단계(36)는 상기 레퍼런스 및 복수의 다른 레퍼런스들과 상기 전단파 속도들의 공간 분포를 상관시키는 단계를 포함하며, 상기 다른 레퍼런스들은 상기 점탄성 특성의 다른 값들로 라벨링되며, 상기 레퍼런스는 최대 상관을 갖는,
 방법.

청구항 11

제8 항에 있어서,
 상기 매칭시키는 단계(36)는 점탄성 모델과 매칭시키는 단계(36)를 포함하는,
 방법.

청구항 12

초음파를 이용한 점탄성 추정을 위한 시스템으로서, 상기 시스템은:
 변환기(14)로부터의 음향 방사력(radiation force) 펄스를 조직 내로 송신하도록, 그리고 상기 조직이 상기 음향 방사력 펄스에 응답함에 따라, 상기 조직을 스캔(scan)하도록 구성된 초음파 스캐너(scanner)(10);
 상기 스캔으로부터 복수의 위치들에 대한 조직 응답에 대한 속도들을 측정하도록, 그리고 상기 속도들의 공간

분산에 기반하여, 상기 조직의 점탄성 특성의 값을 결정하도록 구성된 이미지 프로세서(processor)(18); 및
 상기 조직의 상기 점탄성 특성의 값을 나타내는 이미지를 디스플레이(display)하도록 구성된 디스플레이
 (display)(20)
 를 포함하는,
 시스템.

청구항 13

제12 항에 있어서,
 상기 점탄성 특성의 상이한 값들에 대한 진단과 속력의 복수의 공간 분포들을 저장하도록 구성된 메모리
 (memory)(22)를 더 포함하며, 상기 공간 분포들은 상기 점탄성 특성의 값에 대한 공간 분포를 포함하며, 그리고
 상기 이미지 프로세서(18)는, 상기 공간 분포들과 상기 속도들의 공간 분산의 상관에 기반하여 상기 값을 결정
 하도록 구성되는,
 시스템.

청구항 14

제12 항에 있어서,
 상기 이미지 프로세서(18)는 진단과 속력으로서 상기 속도들을 측정하도록 구성되며, 상기 조직 응답은 상기 음
 향 방사력 펄스에 의해 생성된 진단파에 대한 것인,
 시스템.

청구항 15

제12 항에 있어서,
 상기 이미지 프로세서(18)는, 상기 음향 방사력 펄스의 초점으로부터 상기 위치들까지의 거리들 및 상기 조직
 응답의 타이밍에 기반하여, 상기 속도들을 측정하도록 구성되는,
 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 실시예들은 초음파 이미징(imaging)을 사용한 조직 특징화에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 환자의 조직은, 응력에 대한 조직 응답을 측정함으로써 특징화될 수 있다. 응력, 이를테면 음향 방사력
 임펄스(ARFI; acoustic force radiation impulse)로부터 생성된 파에 의해 조직 변위가 유발된다. 이 파에 대
 한 조직 응답이 시간에 걸쳐 추적되어서, 탄성의 표시가 제공된다. 간을 포함하는 다양한 조직들은, 탄성 매체
 보다 점탄성 매체로서 더욱 적절하게 모델링된다(modeled). 점탄성 매체에서의 진단파 전파의 일차 특징은, 이
 매체가 주파수-종속적 진단파 속력(speed) 및 진단파 감쇠에 대응하는 복합파 수(complex wave number)를 갖는
 다는 것이다.

[0003] ARFI-기반 진단파 이미징을 사용하여 조직의 점탄성 특성들을 추정하기 위한 현재 기술 상태는, 푸리에
 도메인(Fourier domain)에서 위상 속도(velocity)들을 추정함으로써 수행된다. 위상 속도들을 추정하기 위해,
 조직 변위 신호는 작은 주파수 대역들로 분할되고, 그런 다음, 주파수 대역들 각각에서 독립적으로 진단파 속력
 이 추정된다. 이들 대역들 각각에서의 신호의 양은 낮으며, 그러므로 추정치들은 잡음의 경향이 있고, 생체내
 에서 실현가능한 것으로 증명되지 않았다.

발명의 내용

- [0004] [0004] 도입부로서, 아래에서 설명된 바람직한 실시예들은 초음파를 이용한 점탄성 추정을 위한 방법들, 명령들, 및 시스템(system)들을 포함한다. 관심 구역 내의 상이한 위치들에 대한 진단과 속력이 측정된다. 각각의 위치에 대해, 주파수 대역 분할 없이, 진단과 속력이 추정된다. 관심 구역에서의 진단과 속력들의 분포가, 점탄성 특성의 특정 값에 대응하는 모델 분포(modeled distribution)에 매칭된다(matched).
- [0005] [0005] 제1 양상에서, 초음파 이미징 시스템에 의한 점탄성 추정을 위한 방법이 제공된다. 변환기로부터 푸싱 펄스(pushing pulse)가 송신된다. 푸싱 펄스는 환자의 조직에서 진단파를 생성한다. 초음파 이미징 시스템은, 관심 구역 내의 복수의 위치들에서의 조직 변위들을 추적한다. 조직 변위들은 진단파에 대한 응답으로 이루어진다. 환자의 조직 내에서의 진단파의 진단과 속력들은, 조직 변위들로부터, 환자의 조직 내의 진단파의 원점으로부터 측면 거리들의 함수로써 결정된다. 진단과 속력들의 분포의 함수로써 점탄성 매개변수가 추정된다. 점탄성 매개변수의 추정치의 이미지 보기(image showing)가 생성된다.
- [0006] [0006] 제2 양상에서, 초음파 이미징 시스템에 의한 점탄성 추정을 위한 방법이 제공된다. 초음파 이미징 시스템은 환자의 조직 내의 상이한 위치들에서의 진단과 속도들을 측정한다. 상이한 위치들의 진단과 속도들은 레퍼런스(reference)와 매칭된다. 레퍼런스는 점탄성 특성의 값으로 라벨링된다(labeled). 환자의 조직에 할당된 점탄성 특성의 값이 송신된다.
- [0007] [0007] 제3 양상에서, 초음파를 이용한 점탄성 추정을 위한 시스템이 제공된다. 초음파 스캐너(scanner)는, 변환기로부터의 음향 방사력 펄스를 조직 내로 송신하도록, 그리고 조직이 음향 방사력 펄스에 응답함에 따라, 이 조직을 스캔(scan)하도록 구성된다. 이미지 프로세서(processor)는, 스캔으로부터 복수의 위치들에 대한 조직 응답에 대한 속도들을 측정하도록, 그리고 속도들의 공간 분산(variance)에 기반하여, 조직의 점탄성 특성의 값을 결정하도록 구성된다. 디스플레이(display)는, 조직의 점탄성 특성의 값을 나타내는 이미지를 디스플레이(display)하도록 구성된다.
- [0008] [0008] 본 발명은 다음의 청구항들에 의해 정의되며, 이 섹션(section)의 아무것도 그러한 청구항들에 대한 제한으로서 취해지지 않아야 한다. 본 발명의 추가적인 양상들 및 장점들은 바람직한 실시예들과 함께 아래에서 논의되며, 그리고 독립적으로 또는 결합하여 추후에 청구될 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0009] [0009] 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.
- [0010] 도 1은 초음파 이미징 시스템에 의한 점탄성 추정을 위한 방법의 일 실시예의 흐름도 다이어그램(diagram)이고;
- [0011] 도 2는 2개의 예시적인 변위 프로파일(profile)들을 도시하고;
- [0012] 도 3은 탄성 매질에서의 진단과 속력의 예시적인 공간 분포를 도시하고;
- [0013] 도 4는 점탄성 매질에서의 진단과 속력의 예시적인 공간 분포를 도시하며; 그리고
- [0014] 도 5는 초음파를 이용한 점탄성 추정을 위한 시스템의 일 실시예의 블록(block) 다이어그램이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0010] [0015] 조직 점탄성 특성들은, 이동-거리-기반 진단과 속력들을 활용하여 정량화될 수 있다. 위상 속도들을 추정하는 것이 아니라, 이 정량화는 그룹(group) 속도(즉, 푸리에 분석 또는 주파수에 의한 분리가 없는 진단과 속력)에 의존한다. 통상적인 진단과 속력 이미징은 그룹 속도 측정치(measure)들을 제공하며, 여기서, 다양한 주파수들에서의 정보가 함께 혼합되어서, 더 높은 신호 수준이 제공된다. 주파수의 함수로써 진단과 속력을 해석하는 것이 아니라, 그룹 속도가 사용된다.
- [0011] [0016] 조직의 점탄성 특성들에 관한 정보를 제공하기 위해, 진단과 추적 구역은, 진단과 소스(source)로부터의 시작 거리 및 총 전파 거리에 의해 정의된 다수의 하위 구역들로 분할된다. 그런 다음, 이들 하위 구역들 각각에 대한 진단과 속력이 추정된다. 조직의 하나 또는 그 초과에 대한 점탄성 특성들을 결정하기 위해, 결과적인 속력들의 세트(set)가 점탄성 모델(model)들과 다시 상관된다.
- [0012] [0017] 주파수의 함수로써 속력을 결정하는 것과 비교할 때 신호-대-잡음비의 증가에 기인하여, 점탄성 특성의

추정의 민감도 및/또는 특이도(specificity)가 개선된다. 이는, 환자들에 대해 사용되는 초음파 스캐너들에서, 섬유증 검출의 비-침습적 평가, 지방증 정량화, 양성 유방암과 악성 유방암의 구별, 및/또는 조직 압박에 의해 유발되는 증가된 전단파 속력 추정치들에 대한 보상 시, 의사들을 보조하는 구현을 허용할 수 있다.

- [0013] [0018] 도 1은 초음파 이미징 시스템에 의한 점탄성 추정을 위한 방법을 도시한다. 점탄성 조직에서의 전단파의 감쇠에 기인하여, 전단파의 원점으로부터 상이한 거리들의 속도들은 상이한 값들을 갖는다. 일반적으로, 환자의 관심 구역에서의 전단파 속력들의 추정치들의 공간 분포가, 점탄성 특징의 알려진 값을 갖는 모델 분포에 매칭된다. 그 알려진 값은 환자에 대해 사용된 값이다.
- [0014] [0019] 초음파 이미징 시스템, 이를테면 도 5에 대해 설명된 시스템을 이용하여 동작들이 수행된다. 데이터(data)를 획득하기 위해 변환기 및/또는 빔형성기(beamformer)들이 사용되며, 그리고 이미지 프로세서는 이 데이터로부터 변위들을 추정하고, 이 변위들로부터 전단파 속력들을 추정한다. 이미지 프로세서는 점탄성 매개변수를 추정한다. 초음파 이미징 시스템은 점탄성 매개변수의 값을 출력한다. 동작들 중 임의의 동작을 수행하기 위해 다른 디바이스(device)들, 이를테면 컴퓨터(computer) 또는 검출기가 사용될 수 있다.
- [0015] [0020] 도 1의 방법에서, 추가적인, 상이한, 또는 더 적은 수의 동작들이 제공될 수 있다. 예컨대, 동작(38)은 제공되지 않는다. 다른 예로서, 전단파 속력을 측정하기 위해 동작들(32 및 34) 외의 다른 동작들이 사용된다.
- [0016] [0021] 동작들은 도시된 또는 설명된 순서로(예컨대, 위에서 아래로, 또는 수치 순으로) 수행된다. 이를테면 다른 관심 구역에 대해 동작들을 반복하거나, 또는 동작(36)에서 점탄성 매개변수가 추정되는 구역을 확장시키기 위해 동작(30)을 반복함으로써, 다른 순서들이 제공될 수 있다.
- [0017] [0022] 동작(30)에서, 초음파 시스템은 환자의 조직 내의 상이한 위치들에서의 전단파 속도들을 측정한다. 속도들은, 원점으로부터 관심 구역 내의 상이한 위치들까지 전파되는 전단파의 이동 거리 및 전단파의 타이밍(timing)에 기반하여 측정된다. 상이한 위치들에 대한 전단파 속도의 별개의 값들이 측정되는 채로, 전단파 속도 이미징이 수행된다.
- [0018] [0023] 전단파 속도들은 조직 변위들에 기반한다. 초음파 시스템은 시간에 걸친 조직 변위들(즉, 변위 프로파일들)을 획득하지만, 상이한 시간들 각각에 대한 위치의 함수로써 조직 변위가 사용될 수 있다. ARFI(예컨대, 푸싱 펄스 또는 음향 방사 임펄스 여기) 또는 다른 응력 소스가 조직에서 전단파를 생성한다. 전단파가 조직을 통해 전파됨에 따라, 조직은 변위된다. 초음파를 이용하여 조직을 스캔(scanning)함으로써, 시간에 걸친 변위들을 계산하기 위한 데이터가 획득된다. 상관 또는 다른 유사성 측정치(measure)를 사용하여, 상이한 시간들에 획득된 스캔(scan)들에 의해 표현된 변위들이 결정된다.
- [0019] [0024] 동작들(32 및 34)은 조직 변위들을 획득하는 일 예를 제공한다. 조직 변위들을 획득하기 위해, 추가적인, 상이한, 또는 더 적은 수의 동작들이 제공될 수 있다.
- [0020] [0025] 동작(32)에서, 빔형성기는 포커싱된(focused) 초음파 송신을 위한 전기 신호들을 생성하고, 변환기는 이 전기 신호들을, 이 변환기로부터 푸싱 펄스를 송신하기 위한 음향 신호들로 변환한다. ARFI가 사용된다. 음향 여기가 환자 내로 송신된다. 음향 여기는 변위를 유발하기 위한 임펄스 여기로서의 역할을 한다. 예컨대, 조직을 이미징(imaging)하기 위한 B-모드(mode) 송신들과 유사하거나 또는 그보다 더 낮은 전력 또는 피크(peak) 진폭 수준들을 갖는 400 사이클(cycle) 송신 파형이 음향 빔(beam)으로서 송신된다. 일 실시예에서, 이 송신은 시야에 적용되는 전단파 생성 시퀀스(sequence)이다. 임의의 ARFI 또는 전단파 이미징 시퀀스가 사용될 수 있다. 다른 응력 소스들, 이를테면 썸퍼(thumper)(기계적 충격 또는 진동 소스)가 사용될 수 있다.
- [0021] [0026] 송신은, 초점 위치에서 조직을 변위시키기 위해 충분한 응력을 조직 상에 유발하기 위한 전력, 진폭, 타이밍, 또는 다른 특징에 의해 구성된다. 예컨대, 빔의 송신 초점이 시야 또는 관심 구역(ROI; region of interest)에 관련하여 세팅되어서(set), 이 시야 또는 ROI 전체에 걸쳐, 생성되는 전단파 변위가 유발된다.
- [0022] [0027] 임펄스 여기는 공간 위치에서 전단파를 생성한다. 여기가 충분히 강력한 경우, 전단파가 생성된다. 전단파는 종파가 음향과 방출 방향을 따라 전파되는 것보다 더 느리게 조직을 통해 횡방향으로 전파되며, 따라서 파의 유형이 타이밍 및/또는 방향에 의해 구별될 수 있다. 전단파에 기인하는 조직의 변위는, 이 파가 생성되는 초점 위치에 더 가까운 위치들에서 더 크다. 파가 이동함에 따라, 파의 크기는 감쇠된다.
- [0023] [0028] 동작(34)에서, 조직 변위들이 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 라인(scan line)을 따라 1차원으로 변위들을 추적함), 2차원 또는 3

차원 추적될 수 있다.

- [0024] [0029] 추적은 시간에 걸쳐 이루어진다. 각각의 위치에 대한 조직 변위들은, 파가 이러한 각각의 위치에 의해 전파될 것으로 예상되는 기간에 걸쳐 임의의 수의 시간 샘플링(sampling)들에 대해 발견된다. 다수의 위치들에서 추적함으로써, 상이한 위치들에 대한 시간에 걸친 변위의 조직 변위 프로파일들이 제공된다.
- [0025] [0030] 추적을 위한 기간은, 푸싱 펄스의 송신 그리고/또는 전단파가 각각의 주어진 위치에 도달하기 전의 시간들을 포함할 수 있다. 유사하게, 추적을 위한 기간은, 조직이 완료되거나 또는 전체 전단파가 각각의 위치를 지나서 전파된 후의 시간들을 포함할 수 있다. 전단파가 위치들을 지나서 전파되는 동안, 조직은 스캔된다(scanned).
- [0026] [0031] 변환기 및 빔형성기는 조직의 변위를 결정하기 위해 상이한 시간들에 에코(echo) 데이터를 획득한다. 이 변위는, 초음파 스캐닝(scanning)을 이용하여 검출된다. 초음파 데이터가 획득된다. 초음파 데이터의 적어도 일부는, 전단파 또는 압력에 의해 유발된 변위에 응답적이다. 초음파를 이용하여 구역, 이를테면 관심 구역, 전체 시야, 또는 관심 하위-구역이 스캔된다. 구역은, 파를 검출하기 위해 모니터링된다(monitored). 에코 데이터는, 상이한 시간들에 상이한 압력량들을 겪을 때의 조직을 표현한다. 구역은 임의의 크기, 이를테면 측면으로 5x5 mm 그리고 축방향으로 10 mm이다. 예컨대, 조직 변위를 검출하기 위해 B-모드 스캔들이 수행된다. 0.25 mm 마다 샘플(sample) 위치들을 갖는 선형 그리드(grid) 상에서 측정하는 것과 같이, 임의의 샘플링 또는 빔형성기 분해능(resolution)이 사용될 수 있다. 변위를 검출하기 위해 도플러(Doppler), 색 흐름, 또는 다른 초음파 모드가 사용될 수 있다.
- [0027] [0032] 주어진 시간에 대해, 초음파가 조직 또는 관심 구역에 송신된다. 임의의 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 변위 이미징이 사용될 수 있다. 예컨대, 720 mW/cm^2 미만의 세기와 함께 1-5회의 사이클 지속기간들을 갖는 펄스들이 사용된다. 다른 세기들을 갖는 펄스들이 사용될 수 있다. 임의의 수의 스캔 라인들에 대한 스캐닝이 수행된다. 예컨대, 각각의 송신에 대한 응답으로, 이차원으로 분포되는 8개 또는 16개의 수신 빔들이 형성된다. 응력을 가하는 동안 또는 그 후에, B-모드 송신들이 단일 송신 스캔 라인을 따라 반복적으로 수행되고, 수신들은 인접한 수신 스캔 라인들을 따라 수행된다. 다른 실시예들에서, 각각의 송신에 대한 응답으로, 단지 단일 수신 빔 또는 다른 수들의 수신 빔들이 형성된다. 추가적인 송신 스캔 라인들 및 대응하는 수신 라인 또는 라인들이 사용될 수 있다. 15 ms에 걸쳐 또는 약 120회와 같이 임의의 수의 반복들이 사용될 수 있다.
- [0028] [0033] B-모드 세기는 시간에 걸친 조직의 변위에 기인하여 변할 수 있다. 모니터링되는 스캔 라인들에 대해, 응력이 원인인 조직 운동의 시간 프로파일을 표현하는 데이터의 시퀀스가 제공된다. 송신과 수신을 다수 회 수행함으로써, 상이한 시간들에 구역을 표현하는 데이터가 수신된다. 초음파를 이용하여 반복적으로 스캐닝함으로써, 상이한 시간들에서의 조직의 포지션(position)이 결정된다.
- [0029] [0034] 다수의 공간 위치들 각각에 대한 변위가 검출된다. 예컨대, 2개의 시간들 사이의 변위로서, 수신 데이터로부터 속도, 분산, 세기 패턴(pattern)(예컨대, 스펙클(speckle) 추적)의 시프트(shift), 또는 다른 정보가 검출된다. 위치들 각각에 대한 변위들의 진행 또는 시퀀스가 검출될 수 있다.
- [0030] [0035] 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 세트는 데이터의 레퍼런스 세트와 수 회 상관된다. 레퍼런스 세트 내의 주어진 위치에 센터링된(centered) 데이터의 서브-세트(sub-set)의 위치가 현재 세트에서 식별된다. 2개의 데이터 세트들 사이의 상이한 상대적인 번역(relative translation)들이 수행된다.
- [0031] [0036] 레퍼런스는, 데이터의 제1 세트 또는 다른 세트, 또는 다른 스캔으로부터의 데이터이다. 레퍼런스 세트는 응력 전으로부터 나오지만, 응력 후로부터 나올 수 있다. 전체 변위 검출을 위해 동일한 레퍼런스가 사용되거나, 또는 계속 진행중이거나 또는 이동하는 윈도우(window)에서 레퍼런스 데이터가 변화한다.
- [0032] [0037] 상이한 오프셋(offset) 포지션들 각각에서의 데이터의 유사성 또는 상관의 수준이 계산된다. 최대 상관을 이용한 번역은, 현재 데이터가 레퍼런스와 비교되는 것과 연관된 시간에 대한 변위 또는 오프셋을 표현한다.
- [0033] [0038] 임의의 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 상관, 이를테면 교차-상관, 패턴 매칭(matching), 또는 절대 차들의 최소 합이 사용될 수 있다. 조직 구조 및/또는 스펙클이 상관된다. 도플러 검출을 사용하여, 클러터

필터(clutter filter)는 움직이는 조직과 연관된 정보를 통과시킨다. 조직의 속도는 다수의 에코들로부터 도출된다. 속도는, 변환기 쪽으로의 변위 또는 변환기로부터 멀어지는 변위를 결정하기 위해 사용된다. 대안적으로, 상이한 위치들에서의 속도들 사이의 상대성(relative) 또는 차이는 변형 또는 변위를 표시할 수 있다.

[0034] [0039] 도 2는 2개의 인접한 위치들에 대한, 시간에 걸친 변위들의 2개의 예시적인 변위 프로파일들을 도시한다. 조직의 변위는, 진단과가 도달하기 전으로부터의 안정 상태에서부터 시작하고, 그런 다음, 변위는 최대치로 증가하며, 그리고 그 후에, 변위는 다시 안정 상태로 감소된다. 다른 변위 프로파일들이 가능하다. 변위를 위해 임의의 수의 샘플 포지션들이 측정되는데, 이를테면 10x5 mm 관심 구역에서 4분의 1 밀리미터(quarter millimeter)마다 측정될 수 있다. 변위 프로파일은 각각의 샘플 지점에서 결정되거나, 또는 2개 또는 그 초과 샘플 지점들로부터의 데이터가 결합되어 하위 구역에 대한 변위 프로파일 제공된다. 각각의 샘플 지점에 대한, 그리고 각각의 샘플 시간에 대한 변위가 측정된다.

[0035] [0040] 계산을 위해 시간 및/또는 공간에 걸친 변위들이 사용된다. 일 실시예에서, 상이한 깊이들에 대한 변위들이 결합되어서, 방위각 및/또는 높이(elevation)에서 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.

[0036] [0041] 추적 구역은 다수의 하위 구역들(예컨대, 1 mm x 1 mm)로 분할된다. 하위 구역 각각은, 진단과 소스(즉, 초점 포지션)로부터의 시작 거리 및 초점 포지션으로부터 하위 구역까지 총 전과 거리에 의해 정의된다. 각각의 하위 구역은 단지 하나 또는 그 초과 샘플 포지션들을 포함한다.

[0037] [0042] 추적을 위해 전체 수신 신호가 사용된다. 주파수에 의한 별개의 추적을 위해 수신 신호들을 분리하고 그리고/또는 주파수에 의해 분리된 변위 프로파일들로부터 진단과 속력을 추정하는 것이 아니라, 추적은 그룹 진단과 속력을 사용한다. 수신 신호들 및/또는 변위들이 주파수에 의해 분리되지 않아서, 진단과 속력의 더욱 강건한 추정이 제공된다.

[0038] [0043] 동작(30)으로 되돌아가면, 이미지 프로세서는, 조직에서 진단과의 진단과 속력들을 결정한다. 각각의 위치, 이를테면 각각의 하위-구역에 대해, 또는 진단과의 원점으로부터 측면 거리의 함수로써 별개의 진단과 속력이 추정된다. 하위-구역이 다수의 샘플 지점들을 포함하는 경우, 진단과의 도달 시간은 각각의 샘플 지점에서 개별적으로 결정된다. 도달 시간과 측면 포지션 사이의 선형 회귀가 수행되고, 이 선형 회귀의 기울기가 진단과 속력으로서 추정된다. 도달 시간은 변위들로부터 결정된다. 진단과 속력은 하위-구역 내의 다수의 샘플 지점들에 걸쳐 컴퓨팅된다(computed). 다른 결합 함수들이 사용되는데, 이를테면, 각각의 샘플 지점에 대한 진단과 속력을 계산하고, 그런 다음, 동일한 하위-구역의 진단과 속력들을 결합하는 것(예컨대, 평균, 중앙치(median), 최대치, 또는 최소치 선택)이 사용될 수 있다. 위치 또는 하위-구역의 함수로써 결과적 진단과 속력은, 조직에서의 진단과 속력의 분포를 제공한다. 이 분포는, 조직의 점탄성 특징에 기인하여 변한다.

[0039] [0044] 진단과 속력의 하나 초과 추정치를 위해, 주어진 샘플 지점에 대한 변위들이 사용될 수 있다. 예컨대, 동일한 ROI가 상이한 하위 구역들, 이를테면 1 mm x 1 mm 하위 구역들과 2 mm x 2 mm 하위 구역들로 분할된다. 상이한 시작 샘플 지점 및 종료 샘플 지점이 주어진 하위 구역을 정의한다. 하위 구역들 각각에서 개별적으로 진단 속도가 결정된다. 대안적으로, 하위 구역의 시작 위치와 종료 위치 사이의 속도가 계산되는데, 이를테면 하위 구역의 시작으로부터 종료까지의 거리에 관련하여 변위 프로파일들의 위상 시프트가 발견된다.

[0040] [0045] 진단과 속력은, 시간 및/또는 위치의 함수로써 변위들에 기반한다. 각각의 하위 구역 또는 위치에 대한 진단과 속력의 값은, 변위 프로파일 또는 프로파일들로부터 추정된다. 일 실시예에서, 이 값을 추정하기 위해, 변위 프로파일에서의 피크(peak) 또는 최대 진폭이 결정된다. 응력의 소스(예컨대, ARFI 초점 포지션 또는 진단과 원점)로부터 위치(즉, 하위 구역 센터(center), 종료 지점 또는 시작 지점)의 거리에 기반하여, 응력의 가함과 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 시간은 속도를 제공한다. 이는, 각각의 위치에서의 최대 속도를 발견하기 위해, 다른 시간들에 대해 반복된다.

- [0041] [0046] 각각의 하위 구역에 대한 진단과 속력이 제공된다. 상이한 크기의 하위 구역들에 대해, 상이한 진단과 속력들이 제공된다. 예컨대, 하나의 크기의 하위 구역들이, 이 하위 구역들에 대한 진단과 속도들을 결정하기 위해 사용되고, 다른 크기의 하위 구역들이, 그러한 하위 구역들에 대한 다른 진단과 속도들을 결정하기 위해 동일한 데이터를 사용한다. 하위 구역들의 임의의 수의 크기들이 사용될 수 있다. 도 3 및 도 4는 각각의 하위 구역에 대한 다양한 방위각 시작 및 종료 위치들을 이용하여 결정된 동일한 데이터로부터 시뮬레이션된(simulated) 진단과 속도들의 2개의 예들을 도시한다. ARFI 초점 포지션으로부터의 이동 거리, 또는 하위 구역들의 가장자리들 사이의 이동 거리로부터 진단 속도의 상이한 결정을 위해, 상이한 하위 구역들이 제공된다. 대안적으로, 하위 구역들의 하나의 세트에 대한 진단과 속력들은 분포(즉, 동일한 샘플 크기(예컨대, 1 mm x 1 mm)를 갖는 각각의 위치에 대한 2D 또는 3D 구역에서의 속도들의 필드(field))를 제공한다.
- [0042] [0047] 도 1의 동작(36)에서, 이미지 프로세서는 점탄성 매개변수를 추정한다. 임의의 점탄성 매개변수, 이를테면 점성, 영률(Young's modulus), 또는 복소 탄성률(complex modulus)이 추정될 수 있다. 조직의 점탄성 거동의 임의의 매개변수화가 사용될 수 있다. 조직의 다른 특징들, 이를테면 탄성이 동일한 방식으로 추정될 수 있다. 다른 특징들은 점탄성 매개변수와 동시에 또는 독립적으로 추정된다.
- [0043] [0048] 추정치는, 관심 구역에 대한 것이다. 하위 구역들의 위치에 의한 진단과 속력들의 분포는, 이 구역 또는 ROI에 대한 점탄성 매개변수의 값을 추정하기 위해 사용된다. 분포에서의 속도들 또는 진단과 속력들의 분산은 조직의 점탄성 특징의 값을 표시한다. 조직이 순전히 탄성이면, 하위 구역들에서 추정된 속력들 전부가 동일하다. 도 3은 가장 탄성 있는 조직을 표시하는 진단과 속력들이 유사하다는 것을 도시한다. 조직의 점성이 증가함에 따라, 하위 구역들은 더욱 광범위하게 변하는 진단과 속력 추정치들을 가질 것이다. 도 4는 조직을 점탄성으로서 표시하는, 진단과 속력들의 분산을 도시한다. 점탄성 매체에서, 횡파(예컨대, 진단파) 감쇠에 기인하여, 추정되는 진단과 속력은, 추정을 위한 시작 방위각 위치 뿐만 아니라 하위 구역에 걸친 또는 진단과 원점으로부터의 전파 거리에 따라 좌우된다. 다수의 시작 및 종료 방위각 위치들을 이용하여 횡방향 진단과 속력을 추정함으로써, 매체의 점탄성 특성들에 관한 정보가 도출될 수 있다.
- [0044] [0049] 점탄성 매개변수의 값은, 분포를 사용하여 추정된다. 분포에서의 분산은 통계 값, 이를테면 표준 편차 또는 가변성의 다른 표시로서 측정될 수 있다. 이 계산은, 룩 업 테이블(look up table), 경험적으로 결정된 함수, 또는 기계-학습 분류기에 의해, 점탄성 매개변수의 값과 관련될 수 있다.
- [0045] [0050] 다른 실시예에서, 분포는 레퍼런스와 매칭된다. 관심 조직(예컨대, 간)에 대한 분포들을 생성하기 위해 점탄성 모델이 사용된다. 임의의 점탄성 모델, 이를테면 탄성 및 점성의 포이트(Voigt) 또는 맥스웰(Maxwell) 모델들이 사용될 수 있다. 다른 모델들은 0 주파수 강성도 매개변수와 무한 주파수 강성도 매개변수 사이의 점탄성 매개변수를 갖는 표준 선형 솔리드(solid) 모델을 포함한다. 모델은 점탄성 매개변수의 상이한 값들이 주어지면 진단과 속력들을 시뮬레이션(simulate)한다. 모델의 다른 매개변수들의 값들은 일정하거나, 또는 이를테면 관심 조직에 기반하여 또한 변한다. 시뮬레이션(simulation)은 점탄성 매개변수의 대응하는 또는 개개의 값들에 대한 진단과 속력들의 레퍼런스 분포들 또는 필드들을 제공한다. 대안적으로, 레퍼런스 분포들은 경험적으로, 이를테면, 점탄성 매개변수의 상이한 알려진 값들을 갖는 팬텀(phantom)들을 이용하여 수행된 측정들을 이용하여, 또는 점탄성 매개변수의 알려진 값들(절제된 또는 생체검사된 조직에 기반하는 데이터베이스(database))을 갖는 조직과, 측정된 진단과 속도들의 비교들을 이용하여 생성된다. 상이한 점탄성 값들에 대응하는 점탄성 팬텀들을 이미징(imaging)함으로써, 점탄성 특성의 상이한 값들에 대한 레퍼런스들이 생성된다. 점탄성 매개변수들의 다른 레퍼런스들 및 대응하는 값들이 보간에 의해 생성될 수 있다.
- [0046] [0051] 점탄성 매개변수의 상이한 값들로 라벨링된 레퍼런스들은, 환자에 대해 측정된 속도들의 공간 분포와 매칭(match)되기 위해 사용된다. 임의의 매칭(matching), 이를테면 상관이 사용될 수 있다. 환자에 대한 측정 분포와, 레퍼런스들 각각 또는 레퍼런스들 중 일부 사이의 상관의 수준이 사용될 수 있다. 임의의 탐색 패턴 또는 기준이 사용되는데, 이를테면, 이전 상관들의 세트 사이 또는 이전 상관 사이의 차이의 양 및/또는 방향에 기반하여 검사하기 위한 다음 차례의 레퍼런스가 선택될 수 있다. 임의의 상관 측정치, 이를테면 교차-상관 또는 절대차들의 최소 합이 사용될 수 있다.
- [0047] [0052] 속력들의 세트는, 조직의 점탄성 특성 또는 특성들을 결정하기 위해, 경험적으로든 또는 계산적으로 시뮬레이션되든 간에 점탄성 모델들과 다시 상관된다. 조직이 순전히 탄성이면, 하위 구역들에서 추정된 속력들 전부가 동일하다. 조직의 점성이 증가함에 따라, 하위 구역들은 더욱 광범위하게 변하는 진단과 속력 추정치들을 가질 것이다. 환자에 대한 속도들의 분포와 최대 매치(match)(예컨대, 최고 상관)를 갖는 레퍼런스가 선택된다. 점탄성 매개변수 및 매칭(matching) 레퍼런스로부터의 임의의 다른 매개변수들(예컨대, 탄성)의 값 또는

값들의 라벨(label)이 환자에 할당된다. 레퍼런스로부터의 라벨링된 값은 환자에 대한 점탄성 매개변수의 추정된 값이다.

- [0048] [0053] 동작(38)에서, 이미지 프로세서는 환자의 조직에 할당된 점탄성 특성의 값을 송신한다. 송신은 디스플레이, 메모리(memory), 또는 네트워크(network)로 이루어진다. 예컨대, 송신은 초음파 이미징 시스템으로부터의 출력 또는 초음파 이미징 시스템 내에서의 출력이다.
- [0049] [0054] 일 실시예에서, 이미지가 출력된다. ROI에 대한 값이 전단파 속도 이미지, B-모드 이미지, 또는 다른 초음파 이미지 상에 제공된다. 예컨대, 전단파 속도 이미지는 ROI 내의 위치의 함수로써 전단파 속도에 기반하여 변조된 색을 갖는다. 전단파 속도 이미지는, ROI 또는 전단파 속도 이미지보다 더 큰 시야를 커버(covering)하는 B-모드 이미지 상에 겹쳐진다. 점탄성 매개변수의 값은, B-모드 이미지 및/또는 전단파 속도에 인접한 또는 그 위의 텍스트(text) 주석으로서 제공된다. 대안적으로, 밝기, 텐트(tent), 색상(hue), 또는 색 지도가 점탄성 매개변수의 값에 기반한다. 다른 실시예들에서, 다른 유형들의 탄성 이미징이 제공되거나, 어떤 전단파 또는 탄성 이미지도 제공되지 않거나, 그리고/또는 상이한 유형들의 초음파 이미징이 제공된다.
- [0050] [0055] 다른 실시예에서, 점탄성 매개변수에 대한 값은 텍스트로, 숫자로 또는 그래프(graph)에 코딩된(coded) 채로 출력된다. 예컨대, 사용자는 B-모드 이미지 상에서 위치를 선택한다. 응답으로, 초음파 시스템은, 그 선택된 위치에 관한 ROI에 대한 관심 점탄성 매개변수에 대한 값을 계산한다. 계산된 값의 수치, 텍스트(textual), 및/또는 그래픽(graphical) 표현이 B-모드 이미지 상에 겹쳐지거나, 독립적으로 디스플레이되거나(displayed), 또는 사용자에게 다른 방식으로 통신(예컨대, 보고서에 추가)된다.
- [0051] [0056] 도 5는 초음파를 이용한 점탄성 추정을 위한 시스템(10)의 일 실시예를 도시한다. 시스템(10)은 도 1의 방법 또는 다른 방법들을 구현한다. 시스템(10)은 송신 빔형성기(12), 변환기(14), 수신 빔형성기(16), 이미지 프로세서(18), 디스플레이(20), 및 메모리(22)를 포함한다. 추가적인, 상이한, 또는 더 적은 수의 컴포넌트들이 제공될 수 있다. 예컨대, 측정이 일어나야 하는 위치를 선택하기 위해 또는 ROI의 배치를 지정하기 위해서와 같이, 시스템과의 사용자 상호작용을 위해 사용자 입력이 제공된다.
- [0052] [0057] 시스템(10)은 의료 진단 초음파 이미징 시스템 또는 초음파 스캐너이다. 시스템(10)은 변환기(14)로부터의 음향 방사력 임펄스를 조직 내로 송신하도록, 그리고 조직이 음향 방사력 임펄스에 의해 생성된 전단파에 응답함에 따라, 복수의 위치들에서 조직을 스캔하도록 구성된다. 전단파에 대한 응답은 초음파 스캐너에 의해 추적된다. 대안적인 실시예들에서, 시스템(10)은 프론트-엔드(front-end) 스캐너 및 백-엔드(back-end) 프로세서, 이를테면 개인용 컴퓨터(computer), 워크스테이션(workstation), PACS 스테이션(station), 또는 실시간 또는 획득후 이미징을 위한, 네트워크에 걸쳐 분산된 또는 동일한 위치에 있는 다른 어레이먼트(arrangement)를 포함한다. 스캐닝(scanning) 컴포넌트들(예컨대, 송신 빔형성기(12), 변환기(14), 및 수신 빔형성기(16))은 메모리(22), 이미지 프로세서(18), 및/또는 디스플레이(20)와는 상이한 디바이스(device)의 일부이다. 백-엔드는 메모리로부터, 또는 네트워크를 통한 전송으로부터 데이터를 획득할 수 있다. 프론트-엔드는 데이터를 메모리 또는 네트워크에 제공한다.
- [0053] [0058] 송신 빔형성기(12)는 초음파 송신기, 메모리, 펄서(pulser), 아날로그(analog) 회로, 디지털(digital) 회로, 또는 이들의 결합들이다. 송신 빔형성기(12)는, 상이한 또는 상대적인 진폭들, 지연들, 및/또는 위상조정(phasing)을 갖는 복수의 채널(channel)들에 대한 파형들을 생성하도록 동작가능하다. 생성된 전기 파형들에 대한 응답으로 변환기(14)로부터 음향 파들의 송신 시, 하나 또는 그 초과인 빔들이 형성된다. 구역을 스캔하기 위해 송신 빔들의 시퀀스가 생성된다. 섹터(sector), 벡터(Vector)®, 선형, 또는 다른 스캔 포맷(format)들이 사용될 수 있다. 대안적인 실시예들에서, 송신 빔형성기(12)는 더욱 신속한 스캐닝을 위해 평면 파 또는 발산 파를 생성한다. 동일한 구역이 다수 회 스캔된다. 전단파 이미징을 위해, 동일한 라인들을 따른 스캔들의 시퀀스가 사용된다.
- [0054] [0059] 동일한 송신 빔형성기(12)가 임펄스 여기들(ARFI 또는 푸싱 펄스) 및 추적을 위한 음향 빔들을 생성할 수 있다. ARFI를 위한 전기 파형들이 생성되고, 그런 다음, 추적을 위한 전기 파형들이 생성된다. 대안적인 실시예들에서, 추적을 위해서와는 상이한 송신 빔형성기가 ARFI를 생성하기 위해 제공된다. 송신 빔형성기(12)는 변환기(14)로 하여금 음향 에너지(energy)를 생성하게 한다. 채널들에 걸친 지연 프로파일들을 사용하여, 송신 빔형성기(12)는 푸싱 펄스를 원하는 초점 포지션 또는 포지션들로 스티어링(steer)하고, 변위들을 추적하기 위해 ROI를 스캔한다.
- [0055] [0060] 변환기(14)는 전기 파형들로부터 음향 에너지를 생성하기 위한 어레이(array)이다. 어레이의 경우, 상

대적인 지연들이 음향 에너지를 포커싱(focus)한다. 지연들이 주어지면, 주어진 송신 이벤트(event)는 실질적으로 동일한 시간에 상이한 엘리먼트(element)들에 의한 음향 에너지의 송신에 대응한다. 송신 이벤트는 조직을 변위시키기 위한 초음파 에너지의 펄스를 제공할 수 있다. 펄스는 임펄스 여기 또는 추적 펄스이다. 임펄스 여기는 많은 사이클들(예컨대, 500회의 사이클들)을 갖는 파형들을 포함하지만, 그것은 전단파 전파에 기인하여 더 긴 시간에 걸쳐 조직 변위를 유발하기 위해 비교적 짧은 시간에 일어난다. 추적 펄스는 이를테면 1-5회의 사이클들을 사용하는 B-모드 송신일 수 있다. 추적 펄스들은, 응력의 변화를 겪는 환자의 구역을 스캔하기 위해 사용된다.

[0056] [0061] 변환기(14)는 압전기 또는 용량성 멤브레인(membrane) 엘리먼트들의 1차원, 1.25차원, 1.5차원, 1.75차원 또는 2차원 어레이이다. 와블러(wobbler) 어레이가 사용될 수 있다. 변환기(14)는 음향 에너지와 전기 에너지 사이를 변환하기 위한 복수의 엘리먼트들을 포함한다. 변환기(14)의 엘리먼트들에 충돌하는 초음파 에너지(에코들)에 대한 응답으로 수신 신호들이 생성된다. 엘리먼트들은 송신 빔형성기(12) 및 수신 빔형성기(16)의 채널들과 연결된다.

[0057] [0062] 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 엘리먼트들과 연결된다. 수신 빔형성기(16)는, 각각의 이미징 또는 추적 송신에 대한 응답으로, 하나 또는 그 초과와 수신 빔들을 형성하기 위해, 상대적 지연들, 위상들, 및/또는 아포다이제이션(apodization)을 적용하도록 하드웨어(hardware) 또는 소프트웨어(software)에 의해 구성된다. 조직을 변위시키기 위해 사용되는 임펄스 여기로부터의 에코들에 대한 수신 동작은 일어나지 않을 수 있다. 수신 빔형성기(16)는, 수신 신호들을 사용하여, 공간 위치들을 표현하는 데이터를 출력한다. 상이한 엘리먼트들로부터의 신호들의 상대적인 지연들 및/또는 위상조정 그리고 합산이 빔형성을 제공한다. 대안적인 실시예들에서, 수신 빔형성기(16)는 푸리에(Fourier) 또는 다른 변환들을 사용하여 샘플들을 생성하기 위한 프로세서이다.

[0058] [0063] 송신 빔형성기(12)와 협력하여, 수신 빔형성기(16)는 상이한 시간들에 ROI를 표현하는 데이터를 생성한다. ARFI 후에, 수신 빔형성기(16)는 상이한 시간들에 하나의 라인 또는 복수의 라인들을 따른 위치들을 표현하는 빔들을 생성한다. 초음파를 이용하여 ROI를 스캐닝함으로써, 데이터(예컨대, 빔형성된(beamformed) 샘플들)가 생성된다. 스캐닝을 반복함으로써, 임펄스 여기 후의 상이한 시간들에 구역을 표현하는 초음파 데이터가 획득된다.

[0059] [0064] 수신 빔형성기(16)는 상이한 샘플 포지션들을 표현하는 빔 합산 데이터를 출력한다. 동적 포커싱(focusing)이 제공될 수 있다. 데이터는 상이한 목적들을 위한 것일 수 있다. 예컨대, 전단 초음파 이미징에 대해서가 아니라 B-모드 또는 조직 데이터에 대해 상이한 스캔들이 수행된다. 대안적으로, B-모드 데이터는 또한, 점탄성 매개변수 값을 결정하기 위해 사용된다. 다른 예로서, 일련의 공유된 스캔들을 이용하여, 전단 이미징을 위한 데이터가 획득되고, 동일한 데이터의 일부를 사용하여 또는 별개로 B-모드 또는 도플러 스캐닝이 수행된다. 초음파 또는 에코 데이터는 임의의 프로세싱(processing) 단계로부터 나오는데, 이를테면, 검출 전의 빔형성된 데이터 또는 검출 후의 데이터이다.

[0060] [0065] 메모리(22)는 비-일시적인 컴퓨터 관독가능 저장 매체이다. 예컨대, 메모리(22)는 캐시(cache), 버퍼(buffer), RAM, 착탈가능 매체, 하드 드라이브(hard drive) 또는 다른 비-일시적인 컴퓨터 관독가능 저장 매체이다. 컴퓨터 관독가능 저장 매체는 다양한 유형들의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다.

[0061] [0066] 메모리(22)는 이미지 프로세서(18), 제어기, 또는 데이터를 저장 및 제공하기 위한 메모리 프로세서에 의해 구성된다. 메모리(22)는 점탄성 매개변수에 대한 값을 추정하기 위해 사용되는 데이터 중 임의의 데이터를 저장한다. 예컨대, 초음파 데이터(빔형성된 데이터 및/또는 검출된 데이터), 변위들, 변위 프로파일, 속도들, 및/또는 모델 정보가 저장된다. 메모리(22)는 점탄성 특성의 상이한 값들에 대한 전단파 속력의 복수의 공간 분포들을 저장하도록 구성된다. 분포들은 레퍼런스들로서 사용될 록-업 테이블, 기계-학습 분류기의 행렬, 또는 별개의 필드들의 일부로서 형성될 수 있다. 각각의 분포는 점탄성 매개변수의 개개의 값으로 라벨링된다. 메모리(22)는 환자에 대한 속도들의 측정된 분포, 및/또는 다수의 레퍼런스 분포들과 측정된 분포의 상관 값을 저장한다.

[0062] [0067] 이미지 프로세서(18)는 환자의 조직의 점탄성 특징을 추정하기 위한, 메모리(22) 또는 다른 메모리에 저장된 명령들에 따라 동작한다. 본원에서 논의된 프로세스(process)들, 방법들 및/또는 기법들을 구현하기 위한 명령들은 컴퓨터-관독가능 저장 매체 또는 메모리들 상에 제공된다. 본원에서 설명되거나 또는 도면들에서 예시된 기능들, 동작들 또는 태스크(task)들은 컴퓨터 관독가능 저장 매체에 또는 이러한 컴퓨터 관독가능 저장

매체 상에 저장된 명령들의 하나 또는 그 초과 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(firmware), 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 관독을 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.

[0063] [0068] 이미지 프로세서(18)는, 빔형성된 초음파 샘플들로부터 디스플레이를 위한 정보를 검출 및 프로세싱(processing)하기 위한 B-모드 검출기, 도플러 검출기, 펄스(pulsed) 파 도플러 검출기, 상관 프로세서, 및/또는 푸리에 변환 프로세서를 포함한다.

[0064] [0069] 일 실시예에서, 이미지 프로세서(18)는 하나 또는 그 초과 검출기들, 및 별개의 프로세서를 포함한다. 별개의 프로세서는 점탄성 매개변수를 추정하기 위한 제어 프로세서, 일반 프로세서, 디지털 신호 프로세서, 주문형 집적 회로, 필드 프로그램가능 게이트 어레이(field programmable gate array), 네트워크, 서버(server), 프로세서들의 그룹, 그래픽스 프로세싱 유닛(graphics processing unit), 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 이들의 결합들, 또는 다른 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 디바이스이다. 예컨대, 별개의 프로세서는 도 1에서 도시된 동작들(30-38) 중 하나 또는 그 초과 동작들의 임의의 결합을 수행하도록 하드웨어, 펌웨어, 및/또는 소프트웨어에 의해 구성된다.

[0065] [0070] 이미지 프로세서(18)는, 스캔으로부터 복수의 위치들에 대한 조직 응답에 대한 속도들을 측정하도록 구성된다. 예컨대, 주어진 시간에 대한 조직의 변위량을 결정하기 위해, 빔형성된 데이터 또는 검출된 데이터는 레퍼런스 및 축방향으로 상관된다. 변위들로부터 속도들이 도출된다.

[0066] [0071] 위치들은 수신 빔형성기(16)의 샘플 포지션들 또는 ROI의 하위 구역들이다. 임의의 하위 구역은 하나 또는 그 초과 샘플 포지션들을 포함할 수 있다. 하나 초과 샘플 포지션이 포함되는 경우, 다수의 포지션들로부터의 변위들은, 하위-구역에 대한 진단과 속력을 추정(예컨대, 변위들에 의해 제공되는 도달 시간의 선형 회귀로부터 추정)하기 위해 사용된다. 대안적으로, 하위 구역의 상이한 샘플 포지션들에 대해 결정된 속도들이 평균된다. 다른 결합 함수들, 이를테면 중앙치, 최대치, 또는 최소치가 사용될 수 있다.

[0067] [0072] 이미지 프로세서(18)는, 상이한 하위 구역들에 대한 속도들을 측정하도록 구성된다. 예컨대, 하위 구역들의 상이한 시작 포지션 및 종료 포지션이 사용되어서, 상이한 중첩 하위 구역 어레이먼트들에 대한 속도들이 제공된다(도 3 및 도 4 참조). 대안적으로, 규칙적인 또는 불규칙적인 패턴으로 하위 구역들의 ROI의 단일 분할이 사용된다.

[0068] [0073] 속도들은 진단과 속력으로서 측정된다. 진단과는, 음향 방사력이 상이한 위치들에서 시변적인 변위를 유발한 것에 대한 응답으로 생성된다. 이미지 프로세서(18)는, 진단과의 원점으로부터 하위 구역의 센터(center) 또는 다른 위치까지의 거리, 그리고 진단과 생성 시간과 비교할 때 변위들에 기반하는, 하위 구역에서의 진단과의 검출 시간으로부터, 각각의 하위 구역에 대한 속도를 계산한다. 다른 실시예들에서, 하위 구역에 걸친(즉, 하위 구역의 시작으로부터 종료까지의) 속도가 사용될 수 있다. 관심 구역에 대한 속도들의 분포가 생성된다.

[0069] [0074] 이미지 프로세서(18)는 속도들의 공간 분산에 기반하여 조직의 점탄성 특성의 값을 결정하도록 구성된다. 경험, 팬텀, 또는 시뮬레이션(수학) 모델로부터 생성된 레퍼런스들 또는 모델들과 속도들의 공간 분산의 상관 및/또는 분산 자체의 측정치가 사용된다. 공간 분산은 점탄성 특성의 값에 매핑(map)된다. 예컨대, 모델들 또는 레퍼런스들은 점탄성 특성의 개개의 값들에 대응한다. 공간 분산의 2개의 최선의 매칭 모델들 또는 레퍼런스들의 값들로부터 보간된 값 또는 최선의 매칭으로부터의 값은 환자의 조직에 대한 점탄성 특성의 값을 제공한다.

[0070] [0075] 이미지 프로세서(18)는 하나 또는 그 초과 이미지들을 생성하도록 구성된다. 이미지는, 조직의 2D 또는 3D 표현의 이미지 상의 주석과 같이 점탄성 특성의 값을 표현하거나 또는 이러한 점탄성 특성의 값에 기반하는 알파뉴메릭(alphanumeric) 텍스트 및/또는 색 변조된 구역을 포함한다. 예컨대, 진단과 속도 이미지가 생성된다. 다른 엘라스토그래피(elastography) 이미지들, 이를테면 진단 탄성률, 변형, 또는 변형률 이미지가 생성될 수 있다. 이미지는 B-모드 이미지 내의 관심 구역 또는 오버레이(overlay)로서 제시된다. 점탄성 특성 주

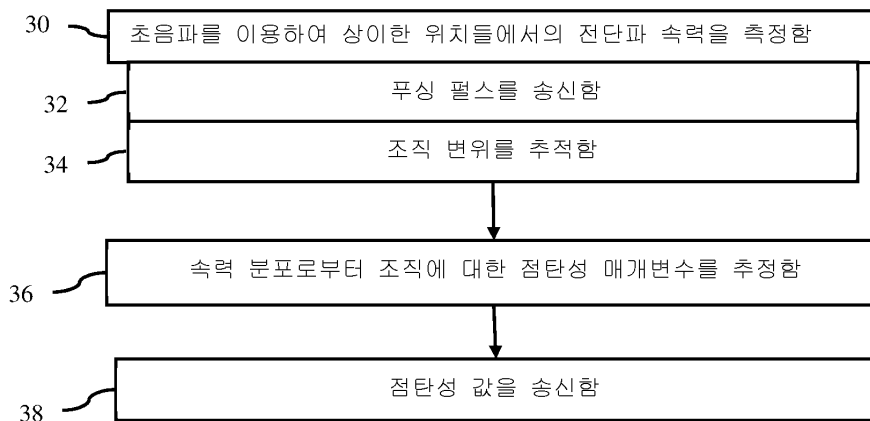
석이 조직의 공간 표현 상에, 그 위에, 또는 그에 인접하게 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 점탄성 특성의 값은 텍스트로서, 수치적으로, 그리고/또는 조직의 임의의 공간 표현과는 별개의 그래프로, 이틀테면 보고서로 디스플레이된다(displayed).

[0071] [0076] 디스플레이(20)는 값, 2차원 이미지들, 또는 3차원 표현들을 디스플레이(displaying)하기 위한 CRT, LCD, 프로젝터(projector), 플라즈마(plasma), 또는 다른 디스플레이이다. 2차원 이미지들은 영역, 이틀테면 평면으로 공간 분포를 표현한다. 3차원 표현들은, 볼륨(volume)으로 공간 분포를 표현하는 데이터로부터 렌더링된다(rendered). 디스플레이(20)는, 이미지로서 디스플레이될 신호들의 입력에 의해, 이미지 프로세서(18) 또는 다른 디바이스에 의해 구성된다. 디스플레이(20)는 ROI에 대해 계산된 값을 표현하는 이미지를 디스플레이한다. 이미지는, 조직의 점탄성 특성의 값을 나타낸다.

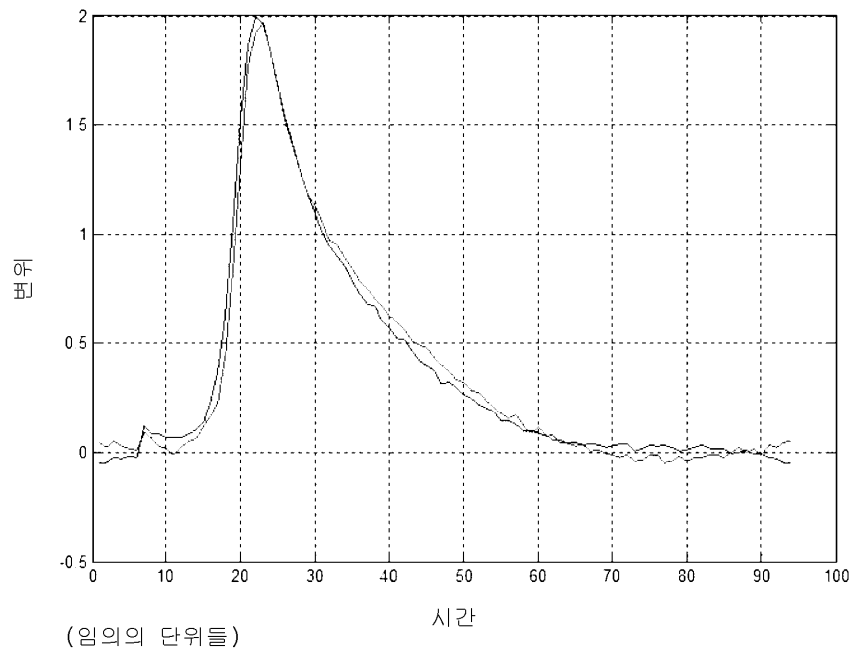
[0072] [0077] 본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 위에서 설명되었지만, 본 발명의 범위로부터 벗어나지 않으면서 많은 변화들 및 수정들이 이루어질 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 그러므로, 앞선 상세한 설명은 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로서 간주되며, 본 발명의 사상 및 범위를 정의하도록 의도되는 것은, 모든 등가물들을 포함하는 다음의 청구항들이라는 것이 이해되는 것이 의도된다.

도면

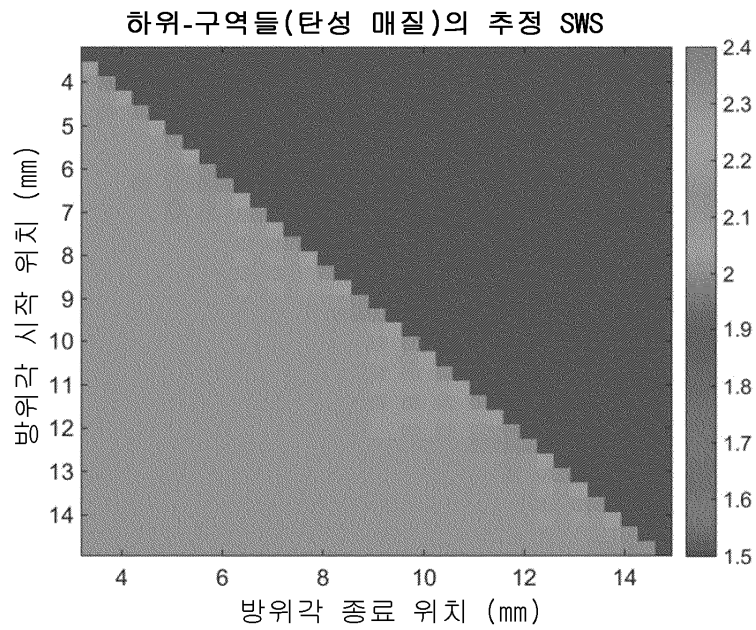
도면1



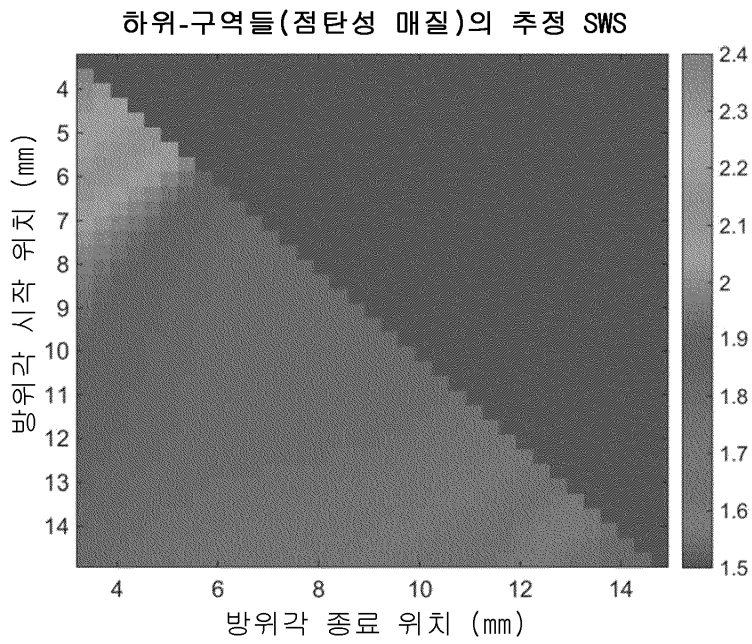
도면2



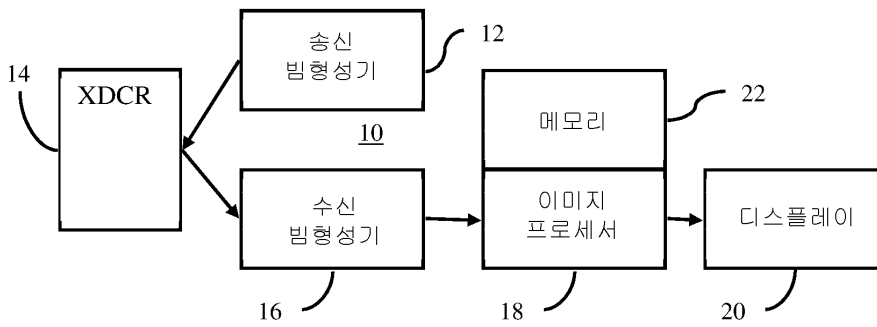
도면3



도면4



도면5



专利名称(译)	超声医学成像中剪切速率对组织粘弹性的估算		
公开(公告)号	KR1020190049566A	公开(公告)日	2019-05-09
申请号	KR1020180130975	申请日	2018-10-30
[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	로젠츠바이크, 스티븐 제이.		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/4477		
优先权	15/798932 2017-10-31 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

对于使用超声的粘弹性估计，要测量感兴趣区域中不同位置的剪切波速度 (30)。对于每个位置，无需频带划分即可估计剪切波速度。在感兴趣区域中，剪切波速度的分布与对应于粘弹性特性的特定值的模型分布匹配36。

