



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년01월17일
(11) 등록번호 10-1939644
(24) 등록일자 2019년01월11일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) G06T 7/70 (2017.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/5207 (2013.01)
G06T 7/70 (2017.01)
(21) 출원번호 10-2017-0044914
(22) 출원일자 2017년04월06일
심사청구일자 2017년04월10일
(65) 공개번호 10-2017-0115964
(43) 공개일자 2017년10월18일
(30) 우선권주장
15/094,883 2016년04월08일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
KR1020150113925 A*
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.
미국 펜실베이니아 앨버튼 리버티 블러바드 40 (우
: 19355)
(72) 발명자
판, 리시양
미국 98075 워싱턴 사마미시 273 플레이스 사우스
이스트 1204
라비드, 야신
미국 98028 워싱턴 메이플 벨리 243 애비뉴 사우스
이스트 25908
(74) 대리인
특허법인 남앤남

전체 청구항 수 : 총 20 항

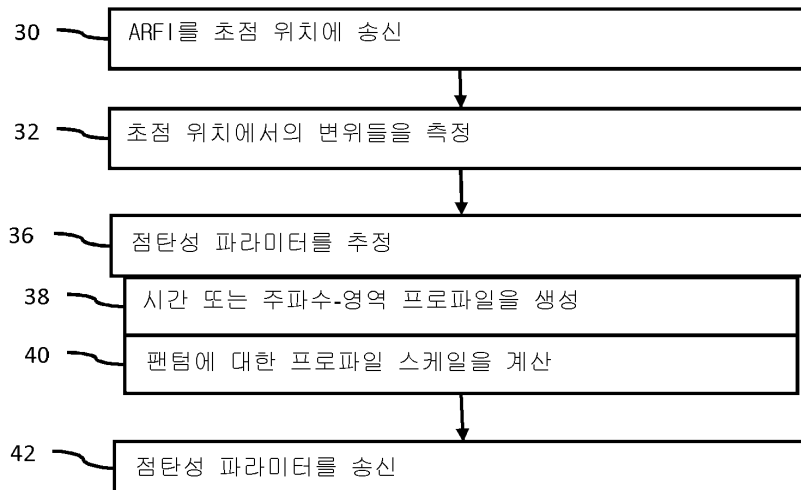
심사관 : 한재균

(54) 발명의 명칭 **의료 진단 초음파 점탄성 이미징에서의 디프랙션 소스 보상**

(57) 요약

초음파를 이용한 점탄성 이미징에서, 진단과 스피드 또는 다른 점탄성 파라미터는, ARFI 초점에서 또는 ARFI 송신에 대한 다른 고-강도 위치에서 추적에 의해 측정된다. 진단파를 추적하기보다는, ARFI에 대한 조직 응답이 측정된다. 시간에 따른 변위들의 프로파일 또는 그것의 스펙트럼이 위치에서 측정된다. 캘리브레이션 프로파일과의 충분한 상관을 초래하는 프로파일의 스케일을 발견함으로써, 진단과 스피드 또는 다른 점탄성 파라미터가 추정될 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

G06T 2207/10132 (2013.01)

G06T 2210/41 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

KR1020150065158 A

JP2015092937 A

KR1020150011275 A

KR1020140036650 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

명세서

청구범위

청구항 1

의료 진단 초음파 스캐너(medical diagnostic ultrasound scanner)를 이용한 점탄성 이미징(viscoelastic imaging)을 위한 방법으로서,

상기 초음파 스캐너에 의해, 스캔 라인(scan line)을 따르는 빔 프로파일(beam profile)을 갖는 송신 빔(transmit beam)으로서 음향 방사력 임펄스(acoustic radiation force impulse)를 트랜스듀서(transducer)로부터 송신하는 단계;

상기 초음파 스캐너의 수신 빔형성기(receive beamformer)에 의해, 상기 스캔 라인을 따르는 상기 빔 프로파일 내에서 시간에 따른 변위들을 측정하는 단계 - 상기 변위들 중 적어도 일부는 상기 음향 방사력 임펄스에 대한 응답임 -;

이미지 프로세서(image processor)에 의해, 제 1 위치에 대한 변위들로부터 제 1 프로파일을 생성하는 단계;

상기 이미지 프로세서에 의해, 기준 프로파일에 대한 상기 제 1 프로파일의 스케일 가중치(scale weighting)를 계산하는 단계;

상기 이미지 프로세서에 의해, 상기 스케일 가중치에 기반하여 점탄성 특징을 추정하는 단계; 및

상기 점탄성 특징의 이미지를 디스플레이(display) 상에 생성하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 측정하는 단계는 상기 스캔 라인과 동일 직선 상의 수신 빔(receive beam)들을 이용하여 측정하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 측정하는 단계는, 상기 빔 프로파일 내의 상기 송신 빔의 피크 강도(peak intensity)로부터 3 dB 미만 내의 강도들을 갖는 위치들에 포지셔닝된(positioned) 수신 라인(receive line)들을 따르는 동시 수신 빔들을 이용하여 측정하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 측정하는 단계는, 상기 음향 방사력 임펄스의 송신 전에 측정하고 그리고 상기 음향 방사력 임펄스의 송신 후에 복수회 측정하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 측정하는 단계는, 상기 음향 방사력 임펄스의 초점 위치에서의 상기 음향 방사력 임펄스의 중단 후에 조직

(tissue)이 이완됨에 따라 상기 변위들을 측정하는 단계를 포함하는,
 의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,
 상기 제 1 프로파일을 생성하는 단계는 시간에 따른 상기 변위들의 시간-영역 프로파일로서 상기 제 1 프로파일을 생성하는 단계를 포함하는,
 의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,
 상기 제 1 프로파일을 생성하는 단계는 시간에 따른 상기 변위들의 스펙트럼(spectrum)을 생성하는 단계를 포함하는,
 의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,
 상기 스케일 가중치를 계산하는 단계는 상기 기준 프로파일과의 상관을 최대화하기 위해 상기 제 1 프로파일의 축을 스케일링(scaling)하는 단계를 포함하는,
 의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,
 상기 스케일 가중치를 계산하는 단계는 상기 제 1 프로파일의 주파수 또는 시간을 상이한 양들만큼 스케일링하고, 각각의 스케일링 양의 결과들을 상기 기준 프로파일과 상관시키고, 그리고 가장 큰 상관을 갖는 스케일링을 선택하는 단계를 포함하는,
 의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

청구항 10

제 1 항에 있어서,
 상기 스케일 가중치를 계산하는 단계는 주파수-종속적 스케일 가중치를 계산하는 단계를 포함하는,
 의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

청구항 11

제 1 항에 있어서,
 상기 점탄성 특징을 추정하는 단계는 탄성을 추정하는 단계를 포함하는,
 의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

청구항 12

제 1 항에 있어서,
 상기 점탄성 특징을 추정하는 단계는, 진단과가 아닌 상기 음향 방사력 임펄스로부터의 조직 이완의 측정으로 진단과 속도를 추정하는 단계를 포함하는,
 의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

청구항 13

제 1 항에 있어서,

상기 추정하는 단계는, 상기 기준 프로파일과 연관된 캘리브레이션 팬텀(calibration phantom)의 알려진 특징 및 상기 스케일 가중치의 함수로써 추정하는 단계를 포함하는, 의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

청구항 14

제 1 항에 있어서,

상기 생성하는 단계는 상기 점탄성 특징에 대한 픽셀 변조(pixel modulation), 그래프(graph), 또는 알파뉴메릭 텍스트(alphanumeric text)를 이용하여 상기 이미지를 생성하는 단계를 포함하는, 의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

청구항 15

점탄성 이미징을 위한 시스템(system)으로서,

음향 푸싱 펄스(acoustic pushing pulse)를 환자의 초점 구역에 송신하도록 구성된 송신 빔형성기(transmit beamformer);

상기 환자의 상기 초점 구역에 대한 샘플(sample)들을 출력하도록 구성된 수신 빔형성기;

상기 초점 구역에 대한 상기 샘플들로부터 측정된 변위들로부터 프로파일을 생성하고, 기준 프로파일에 대해 상기 프로파일의 스케일 가중치를 계산하고, 상기 환자에서 전단파를 추적함이 없이 상기 샘플들로부터 상기 스케일 가중치에 기초하여 상기 초점 구역에서의 전단파 속력(shear wave speed)을 추정하도록 구성된 이미지 프로세서; 및

상기 전단파 속력을 디스플레이하도록 구성된 디스플레이를 포함하는,

점탄성 이미징을 위한 시스템.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 음향 푸싱 펄스는 상기 초점 구역에 포커싱된(focused) 송신 빔으로서 음향 방사력 임펄스를 포함하고, 그리고

상기 샘플들은 상기 초점 구역에서 상기 음향 방사력 임펄스에 의해 야기된 조직 변위를 추적하는 것으로부터 빔형성된 샘플(beamformed sample)들인,

점탄성 이미징을 위한 시스템.

청구항 17

제 15 항에 있어서,

상기 이미지 프로세서는, 상기 샘플들로부터 상기 초점 구역에서의 조직의 시간에 따른 변위들을 생성하고, 팬텀에 대한 캘리브레이션 측정에 피팅(fit)된 상기 변위들의 주파수 또는 시간에 대한 스케일 팩터(scale factor)를 계산하고, 그리고 상기 팬텀에 대한 알려진 속력 및 상기 스케일 팩터로부터 상기 전단파 속력을 추정하도록 구성되는,

점탄성 이미징을 위한 시스템.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 이미지 프로세서는 상기 스케일 팩터를 주파수-중속적 스케일 팩터로서 계산하고 그리고 상기 주파수-중속

적 스케일 팩터로부터 주파수-중속적 진단과 속력을 추정하도록 구성되는, 점탄성 이미징을 위한 시스템.

청구항 19

의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법으로서, 상기 초음파 스캐너의 빔형성기에 의해, 환자의 조직에서 음향 방사력 임펄스의 여기(excitation)의 축을 따르는 변위들을 추적하는 단계 -상기 변위들은 상기 음향 방사력 임펄스에 의해 야기됨 -; 상기 초음파 스캐너의 이미지 프로세서에 의해, 상기 축을 따르는 변위들 및 알려진 점탄성 값을 갖는 팬텀으로부터의 변위들로부터 점탄성 파라미터(viscoelastic parameter)를 추정하는 단계; 및 상기 점탄성 파라미터를 송신하는 단계를 포함하는, 의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

청구항 20

제 19 항에 있어서, 상기 추정하는 단계는, 시간에 따른 변위들 또는 시간에 따른 변위들의 스펙트럼을, 시간 또는 주파수의 상이한 스케일들을 갖는 상기 팬텀에 대한 프로파일과 상관시키는 단계, 상기 상이한 스케일들 중 가장 큰 상관을 초래하는 스케일을 선택하는 단계, 및 상기 알려진 점탄성 값 및 스케일에 따라 상기 점탄성 파라미터를 추정하는 단계를 포함하는, 의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] [0001] 본 실시예들은 의료 진단 초음파(medical diagnostic ultrasound)에 관한 것이다. 특히, 점탄성 파라미터(viscoelastic parameter)를 추정하기 위해 초음파가 사용된다.

배경 기술

[0002] [0002] 종래의 진단과 스피드 이미징(shear wave speed imaging)은 진단파들을 생성하기 위해 음향 방사력 임펄스(ARFI; acoustic radiation force impulse) 또는 푸싱 펄스(pushing pulse)를 사용한다. ARFI의 초점으로부터 측방향으로 이격된 위치들에서의 초음파 추적은 ARFI의 초점에서 진단파의 원점(origin)으로부터 멀어지는 진단파의 전파를 모니터링(monitor)한다. 진단파 감쇠 및 확산으로 인한 신호-대-잡음비의 손실, 경계들 및 조직 불균질부(tissue heterogeneity)들에서의 진단파의 반사들, 및 이미징 구역(imaging region)의 사이즈(size)를 추적 및/또는 증가시키기 위한 다수의 여기 펄스(excitation pulse)들의 송신으로 인한 모션 아티팩트(motion artifact)들을 포함한 몇몇 팩터(factor)들이 진단과 스피드 측정들의 품질에 영향을 미친다. 게다가, 기계적 인덱스(MI; mechanical index) 및 열적(thermal) 미국 식품 의약 관리국(FDA; United States Food and Drug Administration) 제한들 내에 유지되기 위해서는 긴 냉각 시간들이 필요하다.

발명의 내용

[0003] [0003] 서론으로서, 아래에서 설명되는 바람직한 실시예들은 초음파를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법, 시스템(system), 컴퓨터 판독가능 매체(computer readable medium), 및 명령들을 포함한다. 진단과 스피드 또는 다른 점탄성 파라미터는, ARFI 초점에서 또는 ARFI 송신에 대한 다른 고-강도 위치에서 추적에 의해 측정된다. 진단파를 추적하기보다는, ARFI에 대한 조직 응답이 측정된다. 시간에 따른 변위들의 프로파일(profile) 또는 그것의 스펙트럼(spectrum)이 그 위치에서 측정된다. 캘리브레이션 프로파일(calibration profile)과의 충분한 상관을 초래하는 프로파일의 스케일(scale)을 발견함으로써, 진단과 스피드 또는 다른 점탄성 파라미터가 추정될 수 있다.

[0004] [0004] 제 1 양상에서, 의료 진단 초음파 스캐너(medical diagnostic ultrasound scanner)를 이용한 점탄성 이미징(viscoelastic imaging)을 위한 방법이 제공된다. 초음파 스캐너는, 트랜스듀서(transducer)로부터, 스

캔 라인(scan line)을 따르는 빔 프로파일(beam profile)을 갖는 송신 빔(transmit beam)으로서 음향 방사력 임펄스를 송신한다. 초음파 스캐너의 수신 빔형성기(receive beamformer)는, 스캔 라인을 따르는 빔 프로파일 내에서 시간의 함수로써 변위들을 측정한다. 변위들 중 적어도 일부는 음향 방사력 임펄스에 대한 응답이다. 이미지 프로세서(image processor)는 제 1 위치에 대한 변위들로부터 제 1 프로파일을 생성하고, 기준 프로파일에 대해 제 1 프로파일의 스케일 가중치(scale weighting)를 계산하고, 스케일 가중치에 기반하여 점탄성 특징을 추정한다. 디스플레이(display)는 점탄성 특징의 이미지를 생성한다.

[0005] 제 2 양상에서, 점탄성 이미징을 위한 시스템이 제공된다. 송신 빔형성기(transmit beamformer)는 음향 푸싱 펄스(acoustic pushing pulse)를 환자의 초점 구역에 송신하도록 구성된다. 수신 빔형성기는 환자의 초점 구역에 대한 샘플(sample)들을 출력하도록 구성된다. 이미지 프로세서는 환자에서 진단파를 추적함이 없이 샘플들로부터 초점 구역에서의 진단파 스피드를 추정하도록 구성된다. 디스플레이는 진단파 스피드를 디스플레이하도록 구성된다.

[0006] 제 3 양상에서, 의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법이 제공된다. 초음파 스캐너의 빔형성기는, 환자의 조직에서 음향 방사력 임펄스의 여기(excitation)의 축을 따르는 변위들을 추적한다. 변위들은 음향 방사력 임펄스에 의해 야기된다. 초음파 스캐너의 이미지 프로세서는, 축을 따르는 변위들 및 알려진 점탄성 값을 갖는 팬텀(phantom)으로부터의 변위들로부터 점탄성 파라미터를 추정한다. 점탄성 파라미터가 송신된다.

[0007] 본 발명은 다음의 청구항들에 의해 정의되며, 본 단락의 어떠한 것도 그러한 청구항들에 대한 제한으로서 고려되지 않아야 한다. 본 발명의 추가의 양상들 및 이점들은 바람직한 실시예들과 함께 아래에서 논의된다.

도면의 간단한 설명

[0008] 컴포넌트(component)들 및 도면들은 반드시 실체에 맞는 것은 아니며, 대신에 본 발명의 원리들을 예시할 때 강조가 이루어진다. 더욱이, 도면들에서, 동일한 참조 번호들은 상이한 도면들 전체에 걸쳐 대응하는 부분들을 지시한다.

[0009] 도 1은 의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법의 일 실시예의 흐름도이고;

[0010] 도 2는 ARFI 송신 빔의 빔 프로파일을 도시하는 예시적 이미지이고;

[0011] 도 3은 환자의 조직을 모방하는 팬텀 및 기준 팬텀(reference phantom)의 예시적 시간-영역 변위 프로파일들을 도시하고;

[0012] 도 4는 도 3의 프로파일들에 대한 예시적 스펙트럼들을 도시하고;

[0013] 도 5는, 기준 팬텀의 스펙트럼과 더 강하게 상관되도록 스케일링된(scaled) 모방 조직의 측정된 프로파일에 대한 스펙트럼을 갖는 도 4의 예시적 스펙트럼들을 도시하고; 그리고

[0014] 도 6은 점탄성 이미징을 위한 시스템의 일 실시예의 블록도(block diagram)이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0009] [0015] 진단파 스피드 및/또는 다른 점탄성 파라미터들을 추정하기 위해, 여기(excitation)의 축을 따르는 위치에서의 ARFI-유도 변위들이 측정된다. 관심 조직과 동일한 송신-수신 조건들을 사용하여 스캐닝된(scanned) 잘-특징지어진 팬텀으로부터의 변위 프로파일의 스펙트럼을 매칭(match)시키기 위해 시간적 변위 프로파일의 스펙트럼에 적용하기 위한 최적의 스케일링 팩터(scaling factor)가 발견된다. 최적의 스케일링 팩터는, 스펙트럼들보다는 시간적 변위 프로파일들을 매칭(matching)시킴으로써 발견될 수 있다.

[0010] [0016] 일 실시예에서, (1) 관심 조직에서 그리고 (2) 관심 조직과 동일한 송신-수신 조건들을 사용하여 스캐닝된 잘-특징지어진 조직 모방 팬텀에서 ARFI 푸시 펄스(push pulse)들의 여기(excitation)의 축을 따라 추적된 변위들을 사용함으로써 진단파 스피드 또는 다른 점탄성 파라미터가 추정된다. 변위 프로파일들의 타임-투-피크 분석(time-to-peak analysis)과 대조적으로, 전체 변위 프로파일의 주파수-영역 또는 시간-영역 분석이 사용된다. 진단파 스피드는, 깊이를 따라 변위 프로파일의 타임-투-피크를 발견하는 것과 대조적으로, 하나의 공간 위치에서 변위 프로파일을 분석함으로써 추정된다. 하나의 캘리브레이팅된(calibrated) 조직-모방 팬텀이 참조를 위해 사용되지만, 넓은 범위의 진단파 스피드들의 수치 시뮬레이션(numerical simulation)들이 참조를 위해

사용될 수 있다.

- [0011] [0017] 초점 위치에서 또는 푸싱 펄스의 빔 프로파일 내에서 조직 응답을 측정함으로써, 더 높은 공간 분해능 및 신호-대-잡음비가 초래된다. 진단과 감쇠를 처리할 필요가 없고 그리고/또는 더 양호한 신호-대-잡음비로 인해 필요한 음향 출력이 또한 감소되어서, 냉각 시간들이 단축될 수 있다. 진단과가 추적되지 않기 때문에, 단축된 포착 시간들로 인해 모션 아티팩트들에 대한 민감성이 작아질 수 있다.
- [0012] [0018] 도 1은 의료 진단 초음파 스캐너를 이용한 점탄성 이미징을 위한 방법의 흐름도의 일 실시예를 도시한다. 진단과를 추적하기보다는, ARFI에 의해 직접적으로 야기된 환자의 조직의 변위가 추적된다. 이들 변위들의 스케일(scale) 또는 캘리브레이팅된 프로파일에 매칭되는 변위들의 주파수 변환의 스케일이 발견된다. 캘리브레이션에 대한 점탄성 값 및 스케일은 환자의 조직에 대한 점탄성 값을 추정하는 데 사용된다.
- [0013] [0019] 방법은 도 6의 초음파 이미징 시스템(10), 이미지 프로세서(22) 또는 상이한 시스템 및/또는 프로세서에 의해 수행된다. 예컨대, 초음파 이미징 시스템(10)은 송신 및 수신 빔형성기들(12, 16) 및 트랜스듀서(14)를 이용하여 변위를 측정하기 위해 샘플들을 포착하고, 이미지 프로세서(22)는 샘플들로부터 점탄성 파라미터를 추정한다. 디스플레이(27)는 추정된 점탄성 파라미터를 디스플레이한다.
- [0014] [0020] 도 1의 동작들은 도시된 순서로(위에서 아래로) 또는 상이한 순서로 수행된다. 예컨대, 변위에 대한 샘플들은 동작(30)을 수행하기 전에 그리고 동작(30)을 수행한 후에 동작(32)에서 측정된다.
- [0015] [0021] 도 1에 도시된 것보다 추가의 동작들, 상이한 동작들 또는 더 적은 수의 동작들이 사용될 수 있다. 예컨대, 동작(42)은 수행되지 않는다. 다른 예로서, B-모드(B-mode) 또는 다른 초음파 이미지를 스캐닝(scanning) 및 생성하기 위한 동작들이 추가된다.
- [0016] [0022] 동작(30)에서, 초음파 스캐너는 트랜스듀서를 사용하여 조직에 응력을 인가한다. 예컨대, 관심 구역 또는 포인트(point)에 포커싱된(focused) ARFI가 송신된다. 포커싱된 영역에 ARFI가 인가될 때, 진단과 및/또는 종파(longitudinal wave)가 유도되고 이 포커싱된 영역으로부터 멀리 전파될 수 있다. 이러한 생성된 파들은 측정되지 않는다. ARFI는 조직에 응력을 가한다. 조직은 응력에 반응하여 이동하며, 이는 측정되는 움직임이다. 원래의 위치 또는 이완된 상태에 관하여, 조직은 변위된다. 초점 구역 또는 송신 빔 내의 다른 위치들에서, 이러한 변위가 증가되고, 그 후에 제로(zero)로 회복되어, 시간적 변위 프로파일을 초래한다. 조직 특성들은 ARFI에 의해 야기되는 시간에 따른 변위에 영향을 미친다.
- [0017] [0023] 임펄스는 임의의 수의 사이클(cycle)들(예컨대, 수십 또는 수백 사이클들)의 주기적 펄싱 파형(cyclical pulsed waveform)에 의해 생성될 수 있다. 예컨대, 음향 방사력은 응력을 조직에 인가하기 위한 임펄스로서 송신된다. 임펄스 파면(impulse wavefront)이 관심 구역에 전파되어, 조직의 움직임을 야기한다.
- [0018] [0024] 도 2는 ARFI 송신 빔에 대한 예시적 빔 프로파일을 도시한다. ARFI 송신 빔은 스캔 라인을 따라 송신된다. 송신 빔은 이 스캔 라인에 대한 프로파일을 갖는다. 도 2의 이러한 예에서, 빔 프로파일은 수직 열로서 나타난다. 열의 중심은 더 큰 강도의 구역(46)을 포함한다. 이 구역(46)은 송신 빔의 초점 위치를 포함한다. 송신 빔은 더 큰 음향 강도의 위치들에 의해 마킹된(marked) 빔 프로파일을 갖는다. 음향 강도는, 초점 구역으로부터의 추가의 측방향 및/또는 깊이 간격에 따라 감소된다. 구역(46) 또는 빔 프로파일은 피크 강도(peak intensity)로부터의 감소량, 이를테면, 3 dB, 6 dB, 10 dB, 20 dB 또는 다른 양의 롤-오프(roll-off)에 기반하여 정의될 수 있다. 빔 프로파일 내에서 더 큰 음향 강도가 제공된다.
- [0019] [0025] 동작(32)은, 조직이 응력을 받고 그리고/또는 응력으로부터 회복되는 동안 발생된다. 예컨대, 송신 및 수신은 응력의 인가 또는 변경 후에 그리고 조직이 이완된 상태에 도달하기 전에 발생된다. 변위의 크기를 결정하기 위한 참조를 위해, ARFI 인가 전에 그리고/또는 조직이 정상 상태로 이완된 후에, 송신 및 수신은 발생된다.
- [0020] [0026] 동작(32)에서, 초음파 스캐너는 시간에 따른 변위들을 측정한다. 초음파 스캐너는 송신 빔형성기를 사용하여 송신 빔들의 시퀀스(sequence)를 송신한다. 응력에 대한 응답으로 복수의 초음파 신호들이 조직에 송신된다. 복수의 신호들은 개별 송신 이벤트(transmit event)들에서 송신된다. 송신 이벤트는 송신에 응답하는 에코(echo)들의 수신 없이 송신들이 발생하는 연속적인 인터벌(interval)이다. 송신 단계 동안, 어떠한 수신도 존재하지 않는다. 송신 이벤트들의 시퀀스가 수행되는 경우, 대응하는 수신 이벤트들의 시퀀스가 또한 동작(32)에서 수행된다. 초음파 스캐너의 수신 빔형성기는 각각의 송신 이벤트에 대한 응답으로 샘플들을 생성한다. 수신 이벤트는 각각의 송신 이벤트에 대한 응답으로 그리고 다음 송신 이벤트 전에 수행된다.

- [0021] [0027] 송신 이벤트의 경우, 송신 빔이 형성된다. 송신 빔들을 형성하기 위한 펄스들은 임의의 수의 사이클들을 갖는다. 예컨대, 1 내지 3개의 사이클들이 사용된다. 임의의 엔빌로프(envelope), 펄스 타입(type)(예컨대, 단극성(unipolar), 이극성(bipolar), 또는 사인곡선형(sinusoidal)), 또는 파형이 사용될 수 있다.
- [0022] [0028] 트랜스듀서는 각각의 송신 이벤트에 대한 응답으로 초음파 에코들을 수신한다. 트랜스듀서는 에코들을 수신 신호들로 컨버팅(convert)하고, 수신 신호들은 하나 또는 그 초과와 공간 위치들을 나타내는 초음파 데이터(ultrasound data)로 수신 빔형성된다(receive beamformed). 초음파 스캐너는 수신 신호들의 시퀀스를 수신하는데, 여기서 수신 빔(receive beam)들은 송신 시퀀스의 송신 빔들 각각에 대한 응답으로 수신된다.
- [0023] [0029] 수신은 시퀀스의 송신과 인터리빙된다(interleaved). 각각의 송신 이벤트에 대해, 수신 이벤트가 발생된다. 수신 이벤트는 관심 깊이 또는 깊이들로부터 에코들을 수신하기 위한 연속적 인터벌이다. 그 이벤트는 송신 이벤트가 중단된 후에 발생된다. 트랜스듀서가, 주어진 송신에 대한 음향 에너지(acoustic energy)의 생성을 완료한 후에, 트랜스듀서는 응답 에코들의 수신을 위해 사용된다. 그 후에, 트랜스듀서는, 동일한 공간 위치 또는 위치들에 대한 다른 송신 및 수신 이벤트 쌍을 반복하는 데 사용되어, 시간에 따른 조직 응답을 측정하기 위해 인터리빙(interleaving)(예컨대, 송신, 수신, 송신, 수신, ...)을 제공한다.
- [0024] [0030] 조직의 변위들의 측정은 환자의 조직에서 ARFI에 의한 여기(excitation)의 축을 따른다. 예컨대, 측정들은 ARFI 송신의 초점 위치와 같은 구역(46)에 대해 수행된다. 전단파-야기 변위들을 측방향으로 이동시키기 위해 구역(46) 외측을 추적하기보다는, 최대 음향 강도의 초점 위치 및/또는 구역(46)의 다른 위치에서 ARFI에 의해 직접적으로 야기된 변위가 측정된다. 변위들을 측정하기 위한 샘플들은 스캔 라인을 따라 빔 프로파일 내에서 그리고 조직이 변위됨에 따라 시간에 따라 포착된다.
- [0025] [0031] 조직의 응답은 하나 또는 그 초과와 스캔 라인들을 따라 하나 또는 그 초과와 깊이들에서 검출된다. 응력에 응답한 조직의 모션을 측정하기 위해 도플러(Doppler) 또는 B-모드 스캐닝이 사용될 수 있다. ARFI 응력이 인가되기 전에, 인가되는 동안 그리고/또는 인가된 후에, 초음파 이미징이 수행된다. 초음파의 송신들에 대한 응답으로 초음파 데이터가 수신된다. 송신들 및 수신들은 단일 공간 위치(예컨대, 인가된 응력의 초점)에 대해, 라인을 따라, 영역에 걸쳐, 또는 볼륨(volume)에 걸쳐 수행된다. 시간에 따라 추적하기 위해 각각의 공간 위치에 대해 송신들 및 수신들의 시퀀스가 제공된다. 각각의 추적 송신에 대한 응답으로 다수의 수신 빔들의 수신을 사용하여, 구역(46) 내의 복수의 측방향으로 이격된 위치들 및/또는 깊이들에 대한 데이터 또는 샘플들이 동시에 수신될 수 있다.
- [0026] [0032] 일 실시예에서, 변위를 측정하기 위한 수신 빔들은 ARFI 송신 빔과 동일한 스캔 라인을 따른다. 추적하기 위한 송신 및 수신 빔들은 서로 그리고 ARFI 송신 빔과 동일 직선 상에 있다(collinear). 다른 실시예들에서, 수신 빔들은 상이한 각도이지만, 변위들이 측정되는 위치에서 송신 스캔 라인과 교차한다. 또 다른 실시예들에서, 병렬 수신 빔형성(parallel receive beamformation)이 사용된다. 각각의 송신 빔에 대한 응답으로, 2개 또는 그 초과(예컨대, 4개의) 수신 빔들이 형성된다. 수신 빔들은 구역(46) 내에 있지만, 송신 스캔 라인으로부터 이격되어, 한 위치 주위의 구역에 대한 샘플들을 제공할 수 있다. 유사하게, 사용되는 샘플들에 대한 깊이들은 구역(46) 내에서 하나 또는 그 초과와 깊이들에 있다. 단지 하나의 위치에 대해서든 또는 측방향으로 그리고/또는 측방향으로 다수의 위치들에 대해서든, 샘플들은 ARFI 송신 빔에서 피크 음향 강도의 위치(예컨대, 초점 깊이 위치)의 적어도 3 dB인 ARFI 송신 빔의 음향 강도를 갖는 위치들에 포지셔닝된다(positioned). 예컨대, 위치들은 구역(46) 내에 있다. 3 dB 강도 외측의 위치들이 사용될 수 있다.
- [0027] [0033] 빔형성된(beamformed) 데이터 또는 샘플들은, 조직이 변위를 겪을 때 포착된다. 이완된 상태에서 조직의 일부 샘플들이 포착될 수 있다. 예컨대, 샘플들은 ARFI의 인가 전에 그리고 ARFI의 인가 후에 포착된다. 인가 전에, 조직은 이완된 상태에 있거나 또는 변위가 없을 수 있다. 일단 ARFI 송신이 발생하면, 조직이 이동되어, 후속 샘플들은, 조직이 이완된 상태로 돌아갈 때까지, 변위된 상태의 조직에 대한 것이 된다. 샘플링(sampling)은 임의의 범위의 시간들에 걸쳐 발생하는데, 이를테면, ARFI 송신 빔 전에 또는 후에 시작하여, ARFI가 중단된 후에 임의의 양의 시간 동안 계속된다. 샘플들은 복수의 시간들에서 포착된다.
- [0028] [0034] 샘플들은 수신 빔형성기에 의해 출력된 무선 주파수(RF; radio frequency) 또는 동위상 및 직교(IQ; in-phase and quadrature) 데이터이다. 음향 에너지(예컨대, 송신 빔)의 송신에 대한 응답으로, 음향 에코들은 트랜스듀서의 엘리먼트(element)들에 충돌한다. 엘리먼트들은 음향 에코들을 전기 신호들로 컨버팅한다. 수신 빔형성기는 특정 샘플 위치들에서의 조직의 응답을 결정하기 위해, 상이한 엘리먼트들로부터의 신호들을 코히어

런트하게(coherently) 합산한다. 수신 빔형성기의 출력은 RF 또는 IQ 데이터이다.

- [0029] [0035] 변위들은 샘플들로부터 측정된다. 초음파 스캐너는 조직 모션(tissue motion)을 결정한다. 조직 모션은 1차원, 2차원, 또는 3차원의 변위로서 검출된다. ARFI 송신 빔에 응답하는 모션이 검출될 수 있다. 조직 모션은 상이한 시간들에서 검출된다. 상이한 시간들은 상이한 추적 스캔(tracking scan)들(즉, 송신 및 수신 이벤트 쌍들)에 대응한다.
- [0030] [0036] 기준 샘플 또는 샘플들은 이완된 데이터의 조직을 이용하여 포착되고, 다른 시간들에서의 변위를 결정하는 데 사용된다. 조직 모션은 기준 조직 정보에 대한 변위를 추정함으로써 검출된다. 예컨대, 하나 또는 그 초과수의 수신 스캔 라인들을 따르는 조직의 변위가 결정된다. 변위는 조직 데이터, 이를테면, B-모드 초음파 데이터로부터 측정될 수 있지만, 검출 이전의 흐름(예컨대, 속도) 또는 IQ 정보가 사용될 수 있다.
- [0031] [0037] 스캔들 사이의(예컨대, 기준과 현재 사이의) 변위를 결정하기 위해, 상관, 상호-상관, 절대 차들의 최소 합 또는 다른 유사성 측정이 사용된다. 측정 위치를 중심으로 분포된 공간적 위치들을 나타내는 데이터는 기준 데이터와 상관된다. 각각의 깊이 또는 공간적 위치에 대해, 복수의 깊이들 또는 공간 위치들에 걸쳐 상관이 수행된다. 주어진 시간에서 가장 높은 또는 충분한 상관을 가진 공간적 오프셋(spatial offset)은 변위의 양을 표시한다. 각각의 위치에 대해, 시간의 함수로써의 변위가 결정된다.
- [0032] [0038] 2-차원 또는 3-차원 공간 변위가 사용될 수 있다. 스캔 라인들 또는 빔(beam)들과 상이한 방향을 따르는 1차원 변위가 사용될 수 있다.
- [0033] [0039] 측정들은 임의의 수의 스캔 라인들에 대해 수행된다. 예컨대, 각각의 송신에 대한 응답으로 4개의 수신 빔들이 형성된다. 각각의 깊이에 대해, 상이한 수신 빔들로부터의 변위들이 조합될 수 있는데, 이를테면, 평균될 수 있다. 다른 실시예들에서, 각각의 송신에 대한 응답으로, 단지 단일의 수신 빔 또는 다른 수들의 수신 빔들이 형성된다.
- [0034] [0040] 진단파를 생성하기 위해 음향력(acoustic force)을 송신한 후에, 구역(46) 내의 임의의 수의 스캔 라인들을 따라 B-모드 송신들 및 수신들이 반복적으로 수행된다. 이를테면, 반복들의 시작 또는 종료에서 초음파 데이터 중 일부는 조직 변위에 응답하지 않아서, 기준과 유사할 수 있다. 각각의 반복은 동일한 구역 또는 위치들에 대한 조직 응답을 결정하기 위해 그러한 위치들을 모니터링(monitor)한다. 시간에 따라 초음파 펄스들의 송신 및 초음파 에코들의 수신을 반복함으로써, 시간에 따른 변위들이 결정된다. 측정은 반복된다. 반복은 상이한 송신 및 수신 이벤트들에 대한 것이다. 대략 50 내지 100회 반복하는 것과 같이, 임의의 수(M)의 반복들이 사용될 수 있다. 반복들은, 조직이 응력으로부터 회복되는 동안 가능한 한 자주, 그러나 수신을 간섭하지 않으면서 발생한다. 조직 시간적 변위 프로파일은, 도플러 방법이 하는 것과 유사한 방식으로 반복적으로 신호들을 동일한 타겟 영역(target area)에 송신하고 그리고 신호들을 동일한 타겟 영역으로부터 수신함으로써 획득된다.
- [0035] [0041] 도 3은 예시적 변위 프로파일(52)을 도시한다. 절대적 변위를 사용하는 대신에, 도 3은 연속적 시간들의 쌍들 사이의 증분 변위를 도시한다. 조직은 증분 변위가 포지티브(positive)인 동안 계속해서 변위되고, 증분 변위가 네거티브(negative)가 될 때 이완되기 시작한다. 다른 실시예들에서는, 증분 변위의 적분인 실제(true) 또는 절대적 변위가 사용될 수 있다.
- [0036] [0042] 변위는 도 3에 대한 팬텀으로부터 측정되지만, 환자의 샘플링된 조직(sampled tissue)으로부터 측정될 것이다. 시간(0)은 ARFI 송신 빔의 시간이다. 시간들(- 2.0 내지 0.0 밀리초(millisecons))은 송신 전에 ARFI 송신 빔의 초점 구역에서 측정된 변위들이다. 시간들(0.1 내지 8.0 밀리초)은 송신 후에 ARFI 송신 빔의 초점 구역에서 측정된 변위들이다. 구역(46)의 조직은 일반적으로, ARFI 송신 빔에 의해 생성된 진단파 또는 종파보다는 ARFI로 인해 변위된다. 이 변위는 ARFI 송신 빔 전에는 약 0이고, 그 후에, 1 밀리초 미만(a fraction of a millisecond) 내에서 대략 0.3 μm 까지 증가되고, 그 후에, 시간들(0.4 내지 1.5 밀리초) 동안 다시 이완된 상태를 향해 이동하여 이완된 상태를 통과한다. 1.5 밀리초 후에, 변위는 이완된 상태로 진행된다.
- [0037] [0043] 도 3은 또한 팬텀에 대한 변위 프로파일(50)을 도시한다. 동일한 ARFI 송신 빔 및 측정(예컨대, 동일한 송신 및 수신 추적 이벤트들)을 사용하여, 알려진 탄성을 갖는 팬텀에 대한 변위 프로파일이 측정된다. 예컨대, 도 3의 변위 프로파일(50)은 1.25 m/s의 진단 속도를 갖는 5kPa 팬텀에 대한 것이다. 알려진 진단 속도를 갖는 살아 있는 또는 죽은 조직과 같은 다른 캘리브레이션 소스(calibration source)들이 사용될 수 있다.
- [0038] [0044] 캘리브레이션을 위해 사용되는 변위 프로파일 또는 변위 프로파일의 스펙트럼은 초음파 스캐너에 의해

측정될 수 있거나 또는 상이한 초음파 스캐너에 의해 측정될 수 있다. 이 캘리브레이션 프로파일은 초음파 스캐너에 저장된다.

- [0039] [0045] 도 1을 다시 참조하면, 초음파 스캐너의 이미지 프로세서는 동작(36)에서 변위들로부터 점탄성 파라미터를 추정한다. ARFI 구역(46)에 의해 표현된 축을 따르는 하나 또는 그 초과 위치들에 대해 시간에 따라 측정된 변위들이 사용된다. 알려진 점탄성 값을 갖는 팬텀으로부터의 변위들이 또한 사용된다. 도 3의 변위 프로파일들(50 및 52)은 점탄성 파라미터를 추정하기 위해 사용되는 변위들의 일 예이다. 변위들은 ARFI 송신 빔의 초점 위치에 대한 것이지만, 구역(46) 내의 다른 위치들에 대한 것일 수도 있다. 구역(46) 내의 다수의 위치들에 대한 변위들이 제공되는 경우, 동일한 시간들에 대한 변위들은 평균될 수 있다.
- [0040] [0046] 동작들(38 및 40)은 동작(36)에서 점탄성 파라미터를 추정하는 것에 대한 일 예이다. 변위들로부터 추정하기 위해 추가의 동작들, 상이한 동작들, 또는 더 적은 수의 동작들이 제공될 수 있다.
- [0041] [0047] 동작(38)에서, 이미지 프로세서는 프로파일을 생성한다. 프로파일은 주어진 위치 또는 구역에 대한 변위들로부터 생성된다. 프로파일은 그래프(graph), 측정들의 컬렉션(collection), 및/또는 측정들에 피팅(fit)된 곡선(curve)이다. 프로파일은 하나의 축을 따르는 진폭 및 다른 축을 따르는 시간 또는 주파수의 측정이다.
- [0042] [0048] 일 실시예에서, 프로파일은 시간-영역 프로파일이다. 시간의 함수로써의 변위들이 사용된다. 예컨대, 도 3의 시간의 함수로써의 변위들 및/또는 곡선(52)이 사용된다. 시간의 함수로써의 변위 진폭이 생성된다.
- [0043] [0049] 다른 실시예에서, 프로파일은 스펙트럼이다. 시간의 함수로써의 변위들의 진폭 스펙트럼이 생성된다. 시간의 함수로써의 변위들은 주파수 영역으로 변환된다. 초음파 스캐너 또는 변환 프로세서는 푸리에(Fourier)(예컨대, 고속 푸리에 변환) 또는 다른 변환을 변위들에 적용한다. 변환은 위치에 대한 스펙트럼을 초래한다. 다수의 위치들에 대한 변위 프로파일들이 제공되는 경우, 각각의 시간에 대한 변위들이 평균되거나 또는 각각의 위치에 대한 변환들로부터의 스펙트럼들이 평균된다.
- [0044] [0050] 프로파일을 생성하기 위해 변환이 적용되는 경우, 변환은 또한 캘리브레이션 소스에 대해 사용된다. 도 4는 예를 도시한다. 도 3으로부터의 변위 프로파일들(50, 52)은 변환된다. 조직 변위들(이 경우에는 조직을 모방한 팬텀)에 대한 결과적인 스펙트럼(56)은 캘리브레이션 소스(이 경우, 다른 팬텀)로부터의 결과적인 스펙트럼(54)과 함께 도시된다. 도 4에서, 스펙트럼들(54, 56)은 정규화된다. 예컨대, 진폭들은 최대 진폭으로 나뉜다. 다른 실시예들에서, 정규화는 사용되지 않는다. 팬텀이 조직보다 더 강성(stiffer)이기 때문에(예컨대, 이 예에서, 5 kPa 대 10 kPa), 캘리브레이션 팬텀에 대한 스펙트럼(54)은 더 넓은 대역폭을 갖는다. 캘리브레이션에 대한 스펙트럼은 좁은 대역폭을 가질 수 있다.
- [0045] [0051] 도 1의 동작(40)에서, 이미지 프로세서는 기준 프로파일(50, 54)에 대해 조직으로부터 프로파일(52, 56)의 스케일 가중치를 계산한다. 스케일 가중치는 시간적 또는 주파수 축과 같은 축을 조정하는 스케일 팩터(scale factor)이다. 프로파일(52, 56)은 시간 또는 주파수에서 균일하게 신장되거나 또는 수축된다. x-축이 재스케일링되고(rescaled), 스케일 가중치는 변경 또는 스케일링의 크기를 표시한다.
- [0046] [0052] 도 3 및 도 4에서, 프로파일들(50 내지 56)의 크기 및 시간 또는 주파수 콘텐츠(content)는 상이하다. 동일한 ARFI 및 측정 송신 및 수신 동작들이 사용되기 때문에, 차이는 스캐닝되는 재료의 차이들로 인한 것이다. 스캐닝되는 재료의 차이들은 전단 속도 및/또는 탄성에 의해 정량화되거나 표현될 수 있다. 차이의 양을 결정함으로써, 전단 속도 및/또는 탄성이 추정될 수 있다.
- [0047] [0053] 팬텀 또는 다른 캘리브레이션 조직으로부터의 프로파일(50, 54)에 대한 조직으로부터의 프로파일(52, 56)의 최적의 스케일링 팩터를 동작(40)에서 발견함으로써, 전단과 스피드 및/또는 탄성이 동작(36)에서 추정된다. 캘리브레이션 프로파일에 매칭되는, 조직으로부터의 스펙트럼(56)의 주파수 스케일 팩터 또는 조직으로부터의 축-상 변위 프로파일(on-axis displacement profile)(52)에 대한 최적의 시간 스케일링 팩터가 발견된다.
- [0048] [0054] 최적의 스케일링 팩터를 발견하기 위해, 캘리브레이션 소스로부터의 프로파일(50, 54)로 스케일링되는 조직으로부터의 프로파일(52, 56)의 상관관계가 계산된다. 상관을 최대화하기 위해 x-축(시간 또는 주파수)이 스케일링된다. x-축이 상이한 양들만큼 스케일링되고, 스케일링 결과들이 상관되어, 스케일링의 각각의 양에 대한 상관 측정을 제공한다. 최적의 스케일 팩터를 발견하기 위해 스케일링 및 상관이 반복된다.
- [0049] [0055] 상관관계는 다른 유사성 측정들이 사용될 수 있다. 최대치를 식별하기 위해 임의의 탐색 패턴(search pattern)이 사용될 수 있다. 대안적 실시예들에서, 최대치보다는 충분한(예컨대, 임계치 초과) 상관이 발견된다.

- [0050] [0056] 도 5는 도 4의 스펙트럼들(54, 56)을 사용하여 스케일 팩터(c)를 발견하는 예를 도시한다. 기준의 정규화된 스펙트럼(54) 및 모방 조직 샘플(56)의 스케일링된 정규화된 스펙트럼이 매칭된다(matched). 예컨대, 매칭하기 위해 도 4의 스펙트럼(56)이 1.36만큼 스케일링되어, 도 5에 도시된 오버랩(overlap)하고 대응하는 더 큰 및/또는 가장 큰 상관을 초래한다.
- [0051] [0057] 가장 큰 또는 충분한 매칭 또는 상관을 초래하는 스케일링이 선택된다. 상이한 스케일링을 겪은 스펙트럼(56)의 유사성의 양을 결정한 후에, 가장 큰 상관을 갖는 스케일링이 식별된다. 이 스케일 팩터는, 샘플링된 조직의 점탄성 특징들을 추정하기 위해 저장 또는 사용된다.
- [0052] [0058] 프로파일들로서 스펙트럼들을 사용시, $A_{\text{sample}}(f)$ 는 (예컨대, 구역(46)의) 축-상에서 샘플링된 조직의 변위 스펙트럼이다. $A_{\text{ref}}(f)$ 는 기준 또는 캘리브레이션 소스의 변위 스펙트럼이다. 조직과 기준 또는 캘리브레이션에 대한 송신-수신 조건들이 동일하기 때문에, 이때 $A_{\text{ref}}(f)=A_{\text{sample}}(f)$ 이다. 스케일 팩터 또는 가중치(c)는 기준 또는 캘리브레이션 소스의 전단파 속도(v_{ref}) 대 샘플링된 조직의 전단파 속도(v_{sample})의 비율과 동일한데, 즉, $c= v_{\text{ref}}/v_{\text{sample}}$ 이다.
- [0053] [0059] 이미지 프로세서는, 스케일 가중치(c)에 기반하여 점탄성 특징을 추정한다. 기준 또는 캘리브레이션 소스의 전단파 속도가 알려지고 스케일 팩터(c)가 조직 샘플에 대해 측정되는 것을 고려하면, 조직 샘플에 대한 전단파 속도가 계산된다. 도 5의 예에서, 스케일 팩터는 1.36이고, 알려진 또는 캘리브레이팅된 전단파 스피드는 1.25 m/s이다. 결과적으로, 샘플링된 조직에 대한 전단파 스피드는 1.7 m/s이다.
- [0054] [0060] 도 3 내지 도 5의 예에서, 샘플링된 조직은 10 kPa 팬텀으로서 모방되고, 기준 또는 캘리브레이션 소스는 5 kPa 팬텀이다. 다른 예에서, 샘플링된 조직이 20 kPa 팬텀으로서 모방되는 경우, c는 2.08로서 측정되어, $v_{\text{sample}}=2.6$ m/s를 초래한다. 또 다른 예에서, 샘플링된 조직이 40 kPa 팬텀으로서 모방되는 경우, c는 2.72로서 측정되어, $v_{\text{sample}}=3.4$ m/s를 초래한다. 예상되는 바와 같이, 더 높은 kPa 팬텀들에서의 속도는 더 높다.
- [0055] [0061] 다른 점탄성 파라미터들 또는 특징들이 추정될 수 있다. 예컨대, 탄성을 결정하기 위해, 전단파 스피드 대 탄성의 알려진 관계가 사용된다. $G=E/3=Vs^2$ 이고, 여기서 G는 전단 계수(Shear modulus)이고, E는 영률(Young's modulus)이고, Vs는 전단파 스피드이다.
- [0056] [0062] 시간-영역의 변위들로서 프로파일들을 사용시, 동일한 계산들이 사용된다. 상관에 의해 스케일 팩터가 결정되고, 샘플링된 조직에 대한 전단파 속도를 계산하는 데 사용된다.
- [0057] [0063] 이를테면, ARFI에 의해 이동하도록 힘이 가해진 후에 조직의 이완 동안, 조직 변위를 측정함으로써, 점탄성 파라미터가 추정된다. 측정은 ARFI에 의해 생성된 전단파 또는 종파에 대한 것이기보다는 ARFI에 의해 직접적으로 야기된 변위에 대한 것이다. 결과적으로, 측정은 ARFI 송신의 초점에서 수행되거나 또는 ARFI 송신 빔의 더 높은 음향 강도 구역(46)의 다른 위치들에서 수행된다. 이는, 측방향으로 이격된 위치들에서 전단파를 추적하는 것으로부터 전단 속도를 측정하는 것과 비교하여, 더 높은 신호-대-잡음비 및/또는 더 적은 음향 에너지가 사용되는 것을 초래한다.
- [0058] [0064] 다른 실시예에서, 주파수-종속적 스케일 가중치가 계산된다. 균일한 스케일링에 대한 단일 스케일 팩터보다는, 주파수-종속적 스케일 팩터가 발견된다. 시간-종속적 스케일링 팩터가 사용될 수 있다. 조직의 점성(viscosity)은 상이한 주파수들에서의 스피드가 상이해지는 것을 야기할 수 있다. 스펙트럼 프로파일들(54, 56)의 정규화된 진폭들과 매칭되는 주어진 주파수에서의 시프트(shift)는 임의의 주파수 또는 주파수들에 대해 발견된다. 주파수의 함수로써의 스케일링의 변동 또는 주어진 주파수에 대한 시프트 그 자체가 스케일 팩터로서 사용된다. 스케일링 팩터는 주파수에 따라 선형으로 변화될 수 있으며, 이는 전단파 스피드가 주파수에 따라 선형으로 변화되고 그리고 주파수의 함수로써의 기울기 및/또는 인터셉트(intercept)의 추정을 허용한다는 것을 의미한다. 각각의 주파수에 대해 개별 스케일 팩터가 결정될 수 있다. 주파수의 함수로써의 전단파 스피드가 결정될 수 있다. 주파수에 걸친 스피드의 변동은 다른 점탄성 파라미터들을 계산하는 데 사용될 수 있다.
- [0059] [0065] 동작(42)에서, 이미지 프로세서, 디스플레이, 통신 인터페이스(communications interface), 또는 다른 디바이스(device)가 점탄성 파라미터를 송신한다. 송신은 초음파 스캐너로부터 그리고/또는 초음파 스캐너 내에서 이루어진다. 메모리(memory), 디스플레이, 네트워크(network), 서버(server), 워크스테이션(workstation), 환자 기록 데이터베이스(patient record database), 및/또는 픽처 아카이빙 및 통신 서버(picture archiving and communications server)와 같은 다른 디바이스로서의 송신이 이루어진다. 점탄성 파라

미터는 데이터로서 송신되거나 또는 이미지에 임베딩된다(imbedded).

- [0060] [0066] 일 실시예에서, 송신은 디스플레이에 대한 것이다. 점탄성 파라미터의 함수인 값이 디스플레이된다(displayed). 값은 알파뉴메릭 텍스트(alphanumeric text)로서 디스플레이된다. 값은 점탄성 파라미터 그 자체(예컨대, 진단과 스피드)이고 그리고/또는 점탄성 파라미터로부터 유도된다. 대안적인 또는 부가적인 실시예들에서, 위치 또는 주파수의 함수로서의 점탄성 파라미터를 디스플레이(displaying)하는 것과 같이, 값은 그래프의 부분으로서 포함된다.
- [0061] [0067] 다른 실시예에서, 값은 점탄성 파라미터를 공간적으로 표현하는 이미지의 부분이다. 예컨대, 진단과 스피드는 2개 또는 그 초과 상이한 위치들에서 측정된다. 동작들(32 내지 40)은 구역(46)의 하나보다 많은 수의 위치에 대해 반복된다. 한번의 ARFI 송신에 대한 응답으로, ARFI 송신의 송신 빔 프로파일의 상이한 위치들에서의 조직 변위들이 측정되고 위치 특정 진단과 스피드를 추정하는 데 사용된다. 대안적으로 또는 부가적으로, 동작들(30 내지 40)은 상이한 구역들(46)에 대해 반복된다. ARFI 송신은 상이한 조직 위치들에 대해 반복된다. 각각의 ARFI 송신 빔에 대해, 하나 또는 그 초과 위치들에 대한 변위들이 측정된다. 상이한 위치들에 대한 진단과 스피드의 값들은 이미지의 컬러(color), 밝기 및/또는 음영을 변조한다. 이미지의 상이한 픽셀(pixel)들은 이 변조를 통해 대응하는 점탄성 값들을 나타낸다.
- [0062] [0068] 값은 단독으로 또는 다른 이미지와 함께 디스플레이된다. 예컨대, B-모드 이미지 또는 다른 이미지에 관계는 나타내는 값 또는 값들이 제공된다. 점탄성 특징이 다수의 위치들에 대해 측정되는 경우, B-모드 이미지의 관심 구역의 컬러 또는 다른 변조가 디스플레이된다. 점탄성 특징이 하나 또는 그 초과 위치들에 대해 측정되는 경우, 값 또는 값들을 나타내는 알파뉴메릭 텍스트는 B-모드 이미지 상에 주석(annotation) 또는 오버레이(overlay)로서 제공된다.
- [0063] [0069] 도 6은 점탄성 이미징을 위한 의료 시스템(10)의 일 실시예를 도시한다. 의료 시스템(10)은 도 1의 방법 또는 다른 방법들을 구현한다. 의료 시스템(10)은 ARFI에 의해 유도된 진단과 또는 종파보다는 ARFI로 인한 조직 변위의 측정들을 사용하는 초음파 스캐너이다. 측정된 변위들을 시간 또는 주파수 영역에서 스케일링하고, 캘리브레이팅된 측정과 상관시킴으로써, 의사에 의한 진단 용도를 위해 점탄성 특징에 대한 값이 추정된다.
- [0064] [0070] 의료 시스템(10)은 송신 빔형성기(12), 트랜스듀서(14), 수신 빔형성기(16), 이미지 프로세서(22), 메모리(28), 및 디스플레이(27)를 포함한다. 추가의 컴포넌트들, 상이한 컴포넌트들, 또는 더 적은 수의 컴포넌트들이 제공될 수 있다. 예컨대, 의료 시스템(10)은 B-모드 또는 다른 검출기를 포함한다. 다른 예로서, 이미지 프로세서(22), 메모리(28) 및/또는 디스플레이(27)는 송신 및 수신 빔형성기들(12, 16)과 같은 프론트-엔드 컴포넌트(front-end component)들 없이 제공된다. 또 다른 예에서, 사용자 입력(예컨대, 마우스(mouse), 트랙볼(trackball), 키보드(keyboard), 버튼(button)들, 노브(knob)들, 슬라이더(slider)들, 및/또는 터치 패드(touch pad))를 포함하는 사용자 인터페이스는 이미지 상의 관심 구역의 사용자 표시를 위해 제공된다.
- [0065] [0071] 일 실시예에서, 의료 시스템(10)은 의료 진단 초음파 시스템이다. 대안적인 실시예에서, 시스템(10)은 컴퓨터 또는 워크스테이션이다.
- [0066] [0072] 트랜스듀서(14)는 복수의 엘리먼트들의 어레이(array)이다. 엘리먼트들은 압전 또는 용량성 멤브레인 엘리먼트(piezoelectric or capacitive membrane element)들이다. 어레이는 1차원 어레이, 2차원 어레이, 1.5D 어레이, 1.25D 어레이, 1.75D 어레이, 환형 어레이, 다차원 어레이, 와블러 어레이(wobbler array), 이들의 조합들, 또는 임의의 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 어레이로서 구성된다. 트랜스듀서 엘리먼트들은 음향 에너지와 전기 에너지 사이를 트랜스듀싱(transduce)한다. 트랜스듀서(14)는 송신/수신 스위치(switch)를 통해 송신 빔형성기(12) 및 수신 빔형성기(16)와 연결되지만, 다른 실시예들에서는 별개의 연결들이 사용될 수 있다.
- [0067] [0073] 송신 및 수신 빔형성기들(12, 16)은 트랜스듀서(14)를 이용하여 스캐닝하기 위한 빔형성기이다. 송신 빔형성기(12)는 트랜스듀서(14)를 사용하여 하나 또는 그 초과 빔들을 환자에게 송신한다. 벡터(vector), 섹터(sector), 선형 또는 다른 스캔 포맷(scan format)들이 사용될 수 있다.
- [0068] [0074] 송신 빔형성기(12)는 프로세서, 지연(delay), 필터(filter), 파형 생성기, 메모리, 위상 회전자(phase rotator), 디지털-투-아날로그 컨버터(digital-to-analog converter), 증폭기, 이들의 조합들 또는 임의의 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 송신 빔형성기 컴포넌트들이다. 일 실시예에서, 송신 빔형성기(12)는 디지털적으로(digitally) 엔벨로프 샘플(envelope sample)들을 생성한다. 필터링(filtering), 지연들, 위상 회

전, 디지털-투-아날로그 컨버전(digital-to-analog conversion) 및 증폭을 사용하여, 원하는 송신 파형이 생성된다. 스위칭 펄스(switching pulser)들 또는 파형 메모리들과 같은 다른 파형 생성기들이 사용될 수 있다.

[0069] [0075] 송신 빔형성기(12)는 트랜스듀서(14) 상의 송신 애퍼처(transmit aperture)의 각각의 엘리먼트에 대한 송신 파형의 전기 신호들을 생성하기 위한 복수의 채널(channel)들로서 구성된다. 파형들은, 하나의, 다수의, 또는 분수(fractional number)의 사이클들을 갖는 원하는 중심 주파수 또는 주파수 대역의 단극성, 이극성, 계단형(steppeped), 사인곡선형 또는 다른 파형들이다. 파형들은 음향 에너지를 포커싱(focusing)하기 위한 상대적 지연 및/또는 위상조정(phasing) 및 진폭을 갖는다. 송신 빔형성기(12)는, 애퍼처(예컨대, 액티브 엘리먼트(active element)들의 수), 복수의 채널들에 걸친 아포다이제이션 프로파일(apodization profile)(예컨대, 타입(type) 또는 질량 중심(center of mass)), 복수의 채널들에 걸친 지연 프로파일, 복수의 채널들에 걸친 위상 프로파일, 중심 주파수, 주파수 대역, 파형 형상, 사이클들의 수 및/또는 이들의 조합들을 변경하기 위한 제어기를 포함한다. 송신 빔 원점(origin), 배향, 및 초점은 이러한 빔형성 파라미터(beamforming parameter)들에 기반하여 생성된다.

[0070] [0076] 송신 빔형성기(12)는 ARFI를 위해 그리고 결과적인 변위들을 측정하기 위해 송신 빔을 생성한다. 송신 빔들은 상이한 에너지 또는 진폭 레벨(level)들로 형성된다. 각각의 채널 및/또는 애퍼처 사이즈에 대한 증폭기들은 송신되는 빔의 진폭을 제어한다. 조직을 변위시키기 위한 송신 빔들은 조직 변위를 측정하기 위한 또는 이미징하기 위한 것보다 더 큰 진폭들을 가질 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, ARFI를 생성하기 위해 사용되는 펄스 또는 파형의 사이클들의 수는 추적을 위한 것보다 더 크다(예컨대, ARFI를 위한 100 또는 그 초과 사이클들 및 추적을 위한 1 내지 6개의 사이클들).

[0071] [0077] ARFI 송신 빔은 음향 푸싱 펄스로서 송신된다. 송신 빔은 위치에 포커싱되어(focused), 스캔 라인을 따라 그 위치 및 주변 위치들에서 증가된 음향 강도를 야기한다. 유사하게, ARFI 송신의 증가된 강도의 위치들 또는 초점 위치에서 조직 변위를 측정하기 위한 송신 빔들은 동일한 스캔 라인을 따라 그리고/또는 동일한 위치들에 대해 생성된다.

[0072] [0078] 수신 빔형성기(16)는 전치증폭기, 필터, 위상 회전자, 지연, 합산기, 기저대역 필터, 프로세서, 버퍼(buffer)들, 메모리, 이들의 조합들 또는 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 수신 빔형성기 컴포넌트들이다. 수신 빔형성기(16)는 트랜스듀서(14)에 부딪치는 에코들 또는 음향 에너지를 나타내는 전기 신호들을 수신하기 위한 복수의 채널들로 구성된다. 트랜스듀서(14) 내의 수신 애퍼처의 엘리먼트들 각각으로부터의 채널은 증폭기 및/또는 지연에 연결된다. 아날로그-투-디지털 컨버터(analog-to-digital converter)는 증폭된 에코 신호를 디지털화(digitize)한다. 디지털 무선 주파수 수신 데이터는 기저대역 주파수로 복조된다. 그 후에, 임의의 수신 지연들, 이퀄라이저, 동적 수신 지연들, 및/또는 위상 회전자들이 증폭기 및/또는 지연에 의해 적용된다. 디지털 또는 아날로그 합산기는 하나의 또는 복수의 수신 빔들을 형성하기 위해 수신 애퍼처의 상이한 채널들로부터의 데이터를 결합한다. 합산기는 단일 합산기 또는 캐스케이드형 합산기(cascaded summer)이다. 일 실시예에서, 빔형성 합산기(beamform summer)는, 형성된 빔에 대한 위상 정보가 유지되도록, 동위상 및 직교 채널 데이터를 복합적 방식으로 합산하도록 구성된다. 대안적인 실시예들에서, 수신 빔형성기는 무선 주파수 데이터를 합산한다. 다른 수신 빔형성기들이 사용될 수 있다.

[0073] [0079] 수신 빔형성기(16)는 송신 빔들에 대한 응답으로 수신 빔들을 형성하도록 구성된다. 예컨대, 수신 빔형성기(16)는 측정을 위한 각각의 송신 빔에 대한 응답으로 하나의, 2개의 또는 그 초과 수신 빔들을 수신한다. 위상 회전자들, 지연들, 및/또는 합산기들은 병렬 수신 빔형성(parallel receive beamformation)을 위해 반복될 수 있다. 병렬 수신 빔형성기들 중 하나 또는 그 초과는 채널들의 부분들을 공유할 수 있는데, 이를테면, 초기 증폭을 공유할 수 있다. 수신 빔들은 대응하는 송신 빔들과 동일 직선 상에 있고, 평행하고 그리고 오프셋(offset)되거나 또는 비평행(nonparallel)하다.

[0074] [0080] 수신 빔형성기(16)는 환자의 단일 위치 또는 다수의 위치들에 대한 샘플들을 출력하도록 구성된다. 수신 빔형성기(16)는 ARFI 송신 빔의 더 높은 강도 구역(46) 내의 하나 또는 그 초과 위치들을 나타내는 샘플들을 출력한다. 샘플들은 축-상에 있는데, 이를테면, ARFI 스캔 라인에 의한 하나 또는 그 초과 깊이들에 또는 ARFI 스캔 라인과 함께 높은 강도의 구역(46)의 위치들에 있다. 위치들이 ARFI 송신 빔에 대한 것인 반면, ARFI 송신 빔의 에코들로부터의 샘플들은 형성되지 않는다. 샘플들은 조직 변위를 측정하기 위해 송신된 송신 빔들의 에코들로부터 비롯된다.

[0075] [0081] 스캔 라인(11)을 따라 하나 또는 그 초과 위치들을 나타내기 위해, 일단 채널 데이터가 빔형성되거나(beamformed) 또는 다른 방식으로 결합되면, 데이터는 채널 영역으로부터 이미지 데이터 영역으로 컨버팅된다

(converted). 송신 및 수신 동작들을 반복함으로써, 시간에 따른 위치를 나타내는 샘플들이 포착된다. 초점 구역에서 ARFI에 의해 야기된 조직 변위를 측정하기 위한 빔형성된 샘플들이 출력된다.

- [0076] [0082] 이미지 프로세서(22)는, 빔형성된 샘플들로부터 변위들을 측정하고 그리고 변위들로부터 진단과 스피드 또는 다른 점탄성 파라미터를 추정하기 위한 디지털 신호 프로세서, 일반적 프로세서, 주문형 집적 회로(ASIC; application specific integrated circuit), 필드 프로그램가능 게이트 어레이(FPGA; field programmable gate array), 제어 프로세서, 디지털 회로, 아날로그 회로, 그래픽스 프로세싱 유닛(graphics processing unit), 이들의 조합들, 또는 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 디바이스이다. 이미지 프로세서(22)는, 이를테면, 메모리(28) 또는 상이한 메모리에 제공된 명령에 따라 동작하는 하드웨어(hardware), 펌웨어(firmware), 및/또는 소프트웨어(software)에 의해 구성된다. 일 실시예에서, 이미지 프로세서(22)는 특히 푸리에 변환을 적용하기 위한 디지털 신호 프로세서, ASIC 또는 FPGA, 및 점탄성 파라미터를 계산하기 위한 다른 디바이스(예컨대, 계산기 또는 프로세서)이다. 다른 실시예들에서, 이미지 프로세서(22)는 변환 및 계산 둘 모두를 수행하는 프로그램가능 디바이스이다.
- [0077] [0083] 일 실시예에서, 이미지 프로세서(22)는 초점 구역을 나타내는 샘플들로부터 ARFI 송신 빔의 초점 구역에서의 진단과 스피드를 추정하도록 구성된다. 이 추정은, 유도된 진단과가 아니라 ARFI에 의해 야기된 조직의 변위에 기반한다. 환자에서 진단과를 추적함이 없이, 이미지 프로세서(22)는 ARFI 초점 또는 고강도 구역의 변위들로부터 진단과 스피드를 추정한다.
- [0078] [0084] 이미지 프로세서(22)는 빔형성된 샘플들로부터 변위들을 생성한다. 상관 또는 다른 유사성 측정을 사용하여, 조직의 기준 스캔으로부터 위치에서의 조직 변위의 양이 결정된다. 변위는 복수의 시간들 각각에 대해 결정되어, 변위 프로파일을 제공한다. 이미지 프로세서(22)는 변위 프로파일(시간의 함수로서의 변위)을 스펙트럼으로 컨버팅하기 위해 푸리에 변환을 적용할 수 있다.
- [0079] [0085] 변위 또는 스펙트럼 프로파일을 사용하여, 이미지 프로세서(22)는 변위들의 주파수 또는 시간에 대한 스케일 팩터를 계산한다. 샘플들로부터의 프로파일에 상이한 스케일 팩터들이 적용된다. 결과적인 곡선들은 팬텀과 같은 캘리브레이션 소스로부터의 곡선 또는 측정들에 피팅(fit)된다. 충분한 또는 가장 큰 상관을 야기하는 스케일 팩터가 선택된다. 다른 실시예들에서, 이미지 프로세서(22)는 주파수-중속적 스케일 팩터를 계산한다.
- [0080] [0086] 이미지 프로세서(22)는 팬텀 또는 다른 캘리브레이션 소스에 대해 알려진 스피드 및 스케일 팩터로부터 진단과 스피드를 추정하도록 구성된다. 샘플링된 조직과 캘리브레이션의 속도들의 비율은 스케일 팩터와 동일하므로, 측정된 스케일 팩터 및 캘리브레이션에 대한 알려진 스피드는 샘플링된 조직의 진단과 스피드를 계산하는 데 사용된다. 다른 실시예들에서, 주파수-중속적 스케일 팩터로부터 진단과 스피드가 추정된다. 상이한 주파수들에서의 진단과 스피드들이 추정될 수 있다.
- [0081] [0087] 샘플들 또는 다른 초음파 데이터가 이미지를 생성하는 데 사용될 수 있다. 수신 빔형성된 샘플들로부터 특징들을 검출하기 위해, B-모드 검출기, 흐름 추정기(예컨대, 도플러 프로세서), 또는 다른 검출기가 제공될 수 있다. B-모드 검출기는 음향 후방 산란(acoustic backscatter)의 파워(power) 또는 강도를 검출한다. 흐름 추정기는 움직이는 오브젝트(object)들(예컨대, 조직 또는 유체)의 속도, 에너지, 또는 분산을 검출한다. 검출은 점탄성 파라미터 측정을 위한 관심 구역이 선택되는 이미지를 생성하는 데 사용될 수 있다.
- [0082] [0088] 검출기, 추정기, 및/또는 이미지 프로세서(22)는 이미지를 생성하도록 구성된다. 이미지는 점탄성 파라미터를 포함한다. 예컨대, 주파수의 함수로써 또는 위치별 진단과 스피드의 그래프가 이미지로서 생성된다. 다른 예로서, "진단과 속도 = 3.4 m/s"와 같은 알파뉴메릭 텍스트가 이미지로서 생성된다. 다른 실시예들에서, 점탄성 값은 환자의 이미지 상에, 이를테면, B-모드 이미지 상에 주석으로서 제공된다. 또 다른 실시예들에서, 점탄성 파라미터가 추정되는 위치들에 대응하는 하나 또는 그 초과 픽셀들은, 이를테면, 컬러를 이용하여 변조되어, 점탄성 파라미터의 값 또는 값들을 나타낸다.
- [0083] [0089] 메모리(28)는 비디오 랜덤 액세스 메모리(video random access memory), 랜덤 액세스 메모리, 착탈식 매체들(예컨대, 디스켓(diskette) 또는 콤팩트 디스크(compact disc)), 하드 드라이브(hard drive), 데이터베이스, 또는 데이터를 저장하기 위한 다른 메모리 디바이스이다. 메모리(28)는 샘플들, 변위들, 스펙트럼, 상관 결과들, 스케일 팩터, 캘리브레이션 프로파일(예컨대, 시간의 함수로써의 변위들 또는 변위들의 스펙트럼), 알려진 점탄성 파라미터 및/또는 추정된 점탄성 파라미터를 저장하기 위해 이미지 프로세서(22)에 의해 사용된다.
- [0084] [0090] 위에서 논의된 프로세스(process)들, 방법들 및/또는 기법들을 구현하기 위한 명령들은, 메모리(28)에

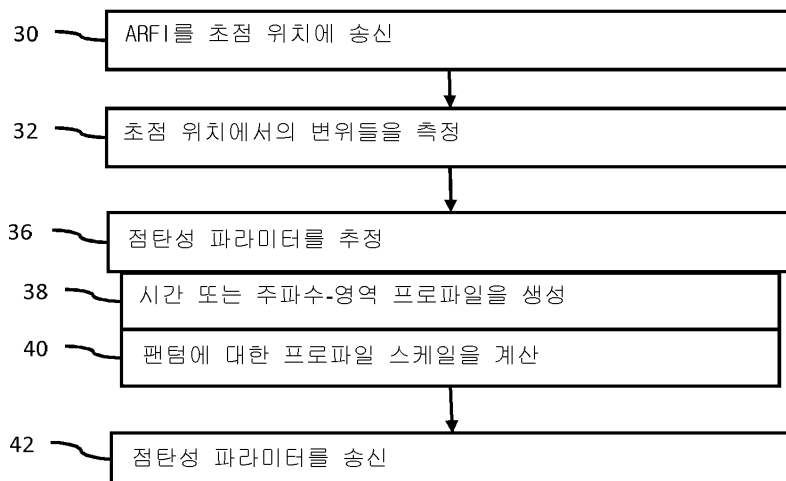
의해 표현되는 바와 같은 컴퓨터-관독가능 저장 매체들 또는 메모리들, 이를테면, 캐시(cache), 버퍼(buffer), RAM, 착탈식 매체들, 하드 드라이브 또는 다른 컴퓨터 관독가능 저장 매체들 상에 제공된다. 컴퓨터 관독가능 저장 매체들은 다양한 타입들의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체들을 포함한다. 도면들에서 예시된 또는 본원에서 설명된 기능들, 동작들, 또는 태스크(task)들은 컴퓨터 관독가능 저장 매체들에 또는 컴퓨터 관독가능 저장 매체들 상에 저장된 명령들의 하나 또는 그 초과 세트(set)들에 대한 응답으로 실행된다. 기능들, 동작들, 또는 태스크들은 특정 타입의 명령들 세트, 저장 매체들, 프로세서 또는 프로세싱 전략과 독립적이고, 그리고 단독으로 또는 조합되어 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. 일 실시예에서, 명령들은 로컬(local) 또는 원격 시스템들에 의한 관독을 위해 착탈식 매체 디바이스 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은 컴퓨터 네트워크를 통한 또는 전화 라인들을 통한 전달을 위해 원격 위치에 저장된다. 또 다른 실시예들에서, 명령들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.

[0085] [0091] 디스플레이(27)는 CRT, LCD, 플라즈마(plasma), 프로젝터(projector), 모니터(monitor), 프린터(printer), 터치 스크린(touch screen) 또는 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 디스플레이 디바이스이다. 디스플레이(27)는 RGB, 다른 컬러 값들, 또는 다른 값들을 수신하고, 이미지를 출력한다. 이미지는 그레이 스케일(gray scale) 또는 컬러 이미지일 수 있다. 이미지는 이를테면, 진단과 스피드를 보여주는 점탄성 파라미터의 함수인 정보를 디스플레이한다. 점탄성 파라미터의 알파뉴메릭(alphanumeric), 그래픽컬(graphical), 주석, 또는 다른 표현 또는 점탄성 파라미터로부터 유도된 값들이 디스플레이(27) 상에 이미지로 디스플레이된다. 이미지는 부가적으로, 빔형성기(12, 16) 및 트랜스듀서(14)에 의해 스캐닝된 환자의 구역을 표현할 수 있거나 또는 표현하지 않을 수 있다.

[0086] [0092] 본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 위에서 설명되었지만, 본 발명의 범주로부터 벗어남이 없이 많은 변경들 및 수정들이 이루어질 수 있음이 이해되어야 한다. 그러므로, 전술한 상세한 설명이 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로 간주되어야 한다는 것이 의도되며, 그리고 본 발명의 사상 및 범위를 정의하도록 의도되는 것은, 모든 등가물들을 포함하는 다음의 청구항들이라는 것이 이해되어야 한다.

도면

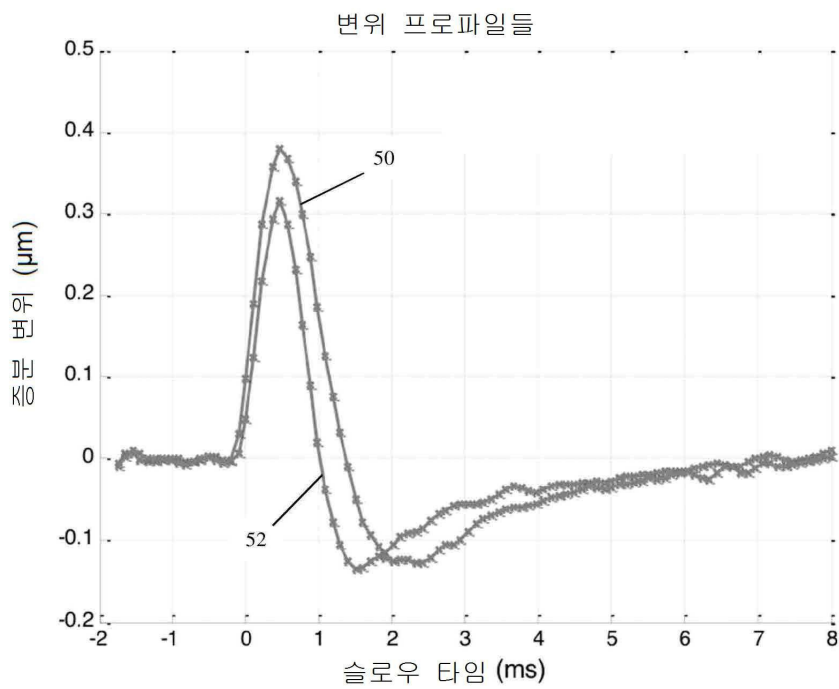
도면1



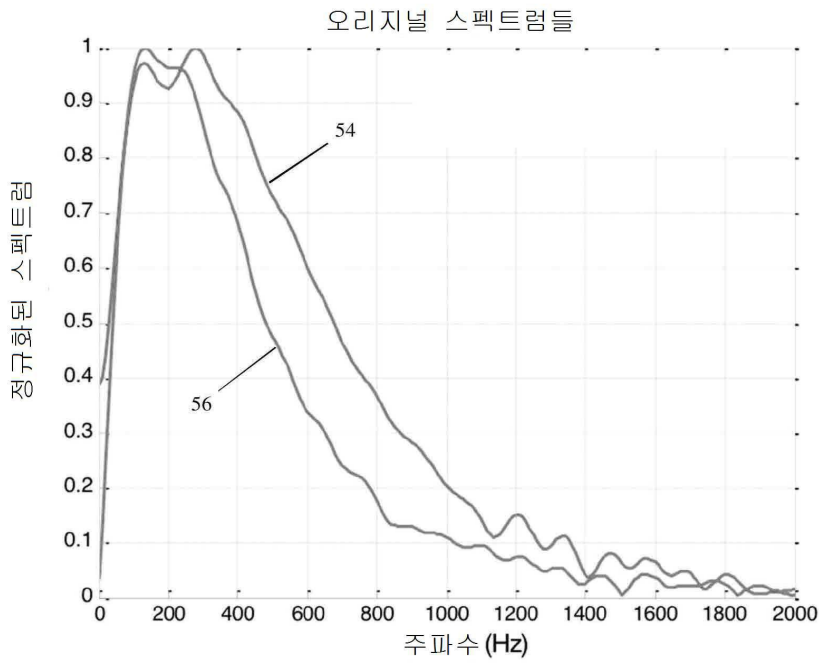
도면2



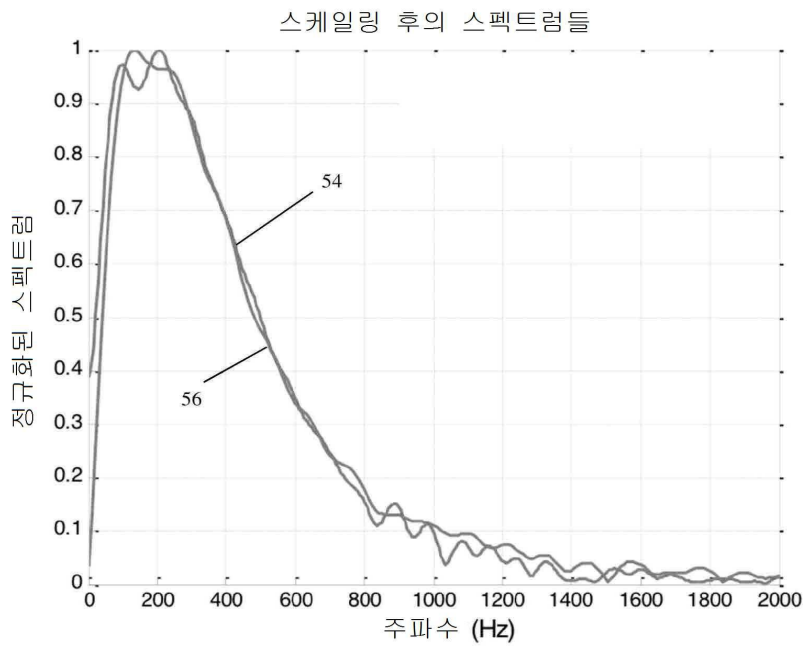
도면3



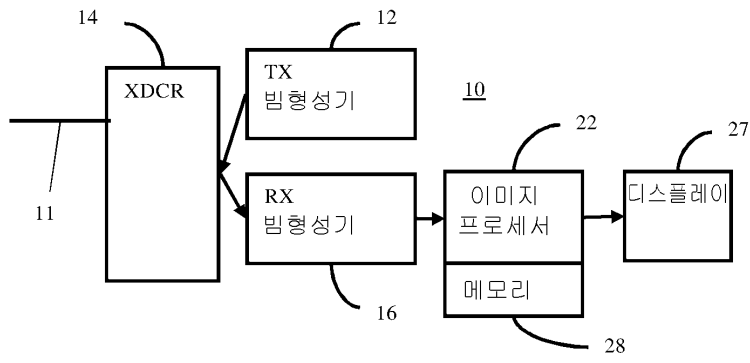
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	超声粘弹性成像中衍射源的医学诊断补偿		
公开(公告)号	KR101939644B1	公开(公告)日	2019-01-17
申请号	KR1020170044914	申请日	2017-04-06
[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		
发明人	판, 리시양 라비드, 야신		
IPC分类号	A61B8/08 G06T7/70		
CPC分类号	A61B8/5207 G06T7/70 G06T2207/10132 G06T2210/41 A61B8/44 A61B8/485 A61B8/587 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/5205 G01S7/52071 G01S15/8915 A61B8/08		
审查员(译)	Hanjaegyun		
优先权	15/094883 2016-04-08 US		
其他公开文献	KR1020170115964A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在具有超声的粘弹性成像中，通过在ARFI焦点或相对于ARFI传输的其他高强度位置进行跟踪来测量剪切波速度或其他粘弹性参数。而不是跟踪剪切波，而是测量组织对ARFI的反应。在该位置测量随时间的位移曲线或其频谱。通过找到导致与校准轮廓充分相关的轮廓的比例，可以估计剪切波速度或其他粘弹性参数。