



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년07월25일
(11) 등록번호 10-1881876
(24) 등록일자 2018년07월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/08 (2013.01)
A61B 8/0833 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0046232
(22) 출원일자 2016년04월15일
심사청구일자 2016년05월24일
(65) 공개번호 10-2016-0124019
(43) 공개일자 2016년10월26일
(30) 우선권주장
14/688,965 2015년04월16일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
KR1020120035901 A
KR1020120102510 A*
KR1020130057435 A
KR1020140112453 A
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.
미국 펜실베이니아 앨버튼 리버티 블러바드 40 (우 : 19355)
(72) 발명자
팬, 리에시앙
미국 98075 워싱턴 사마미쉬 273 플레이스 사우스 이스트 1204
랩에드, 야신
미국 98028 워싱턴 메이플 벨리 243 애비뉴 사우스 이스트 25908
(74) 대리인
특허법인 남앤드남

전체 청구항 수 : 총 11 항

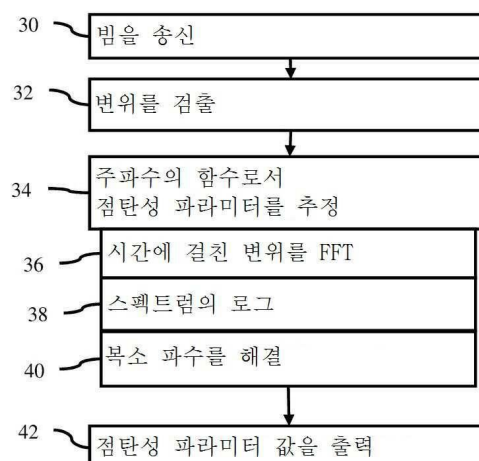
심사관 : 양성연

(54) 발명의 명칭 정량적 점탄성 초음파 이미징

(57) 요약

초음파 이미징 시스템에 의한 정량화에 점성이 포함된다. 시간의 함수로서 변위의 스펙트럼의 로그는, 진단과 또는 다른 파를 경험하는 다양한 위치들 각각에 대해 결정된다(36, 38). 위치의 함수로서 그 로그를 이용한 해결(40)은 복소 파수를 제공한다. 다양한 점탄성 파라미터들, 이를테면, 손실 모듈러스 및 저장 모듈러스가 복소 파수로부터 결정된다(34).

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 8/485 (2013.01)

A61B 8/5207 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

점탄성 초음파 이미징(viscoelastic ultrasound imaging)에서의 정량화(quantification)를 위한 방법으로서,

초음파 시스템(ultrasound system)을 이용하여, 임펄스 여기(impulse excitation)에 대한 응답으로 환자 내의 조직의 제 1 위치에서 시간에 걸친 변위를 측정(30, 32)하는 단계;

상기 초음파 시스템을 이용하여, 상기 임펄스 여기에 대한 응답으로 환자 내의 상기 조직의 제 2 위치에서 시간에 걸친 변위를 측정(30, 32)하는 단계;

프로세서(processor)(18)에 의해, 상기 제 1 위치 및 상기 제 2 위치 각각에 대한 시간에 걸친 변위를 시간에서 푸리에 변환(Fourier transforming)(36)하는 단계;

상기 프로세서(18)에 의해, 상기 변환(36)의 결과들의 로그(logarithm)를 계산(38)하는 단계;

상기 프로세서(18)에 의해, 상기 결과들의 로그로부터 복소 파수(complex wavenumber)를 해결(40)하는 단계;

상기 복소 파수를 이용하여 주파수-종속적 점탄성 파라미터(frequency-dependent viscoelastic parameter)에 대한 값을 결정(34)하는 단계; 및

디스플레이(display)에 상기 조직에 대한 값을 출력(42)하는 단계

를 포함하는,

점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위한 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

음향 여기(acoustic excitation)를 환자에 송신(30)하는 단계

를 더 포함하고,

상기 임펄스 여기는 상기 음향 여기를 포함하며,

상기 변위들을 측정(30, 32)하는 단계는 초음파를 이용하여 상기 제 1 위치 및 상기 제 2 위치를 반복적으로 스캐닝(scanning)하는 단계를 포함하는,

점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위한 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 위치 및 상기 제 2 위치에서 상기 변위들을 측정(30, 32)하는 단계는, 초음파를 상기 조직에 송신(30)하고 상기 송신(30)으로부터의 반사(reflection)들을 수신하는 단계 - 상기 초음파의 송신(30) 및 상기 수신은 다수회 수행됨 -, 및 다수회의 수신으로부터의 반사들로부터 상기 변위를 검출(32)하는 단계를 포함하는,

점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위한 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 측정(30, 32)하는 단계는, 상기 임펄스 여기로부터 초래된 전단파에 의해 야기되는 상기 제 1 위치 및 상기 제 2 위치에서의 변위들을 측정(30, 32)하는 단계를 포함하는,

점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위한 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 위치 및 상기 제 2 위치에서 시간에 걸친 변위들을 측정(30, 32)하는 단계는, 상기 임펄스 여기 이후의 변위들을 측정(30, 32)하는 단계를 포함하는,

점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위한 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 값을 결정(34)하는 단계는, 저장 모듈러스(storage modulus), 손실 모듈러스(loss modulus), 전단 모듈러스(shear modulus), 점성(viscosity), 또는 이들의 결합들을 결정(34)하는 단계를 포함하는,

점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위한 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 주파수-종속적 점탄성 파라미터에 대한 값을 결정(34)하는 단계는, 상이한 주파수들의 범위의 함수로서 결정(34)하는 단계를 포함하는,

점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위한 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 결정(34)하는 단계는 시간에 걸친 상기 변위들의 진폭 및 페이즈(phase) 양쪽 모두를 이용하여 결정(34)하는 단계를 포함하는,

점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위한 방법.

청구항 9

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체(computer readable storage medium)로서,

상기 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체에는, 점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위해 프로그래밍된 프로세서(programmed processor)(18)에 의해 실행가능한 명령들을 나타내는 데이터(data)가 저장되고,

상기 저장 매체는,

시간의 함수로서 환자의 조직 변위들을 결정(32)하기 위한 명령들,

상기 조직 변위들로부터의 주파수의 함수로서 손실 모듈러스, 저장 모듈러스, 또는 양쪽 모두를 추정(34)하기 위한 명령들, 및

상기 손실 모듈러스, 저장 모듈러스, 또는 양쪽 모두를 출력(42)하기 위한 명령들을 포함하며,

상기 결정(32)하기 위한 명령들은, 복수의 위치들 각각에 대한 시간의 함수로서 상기 조직 변위들을 결정(32)하기 위한 명령들을 포함하고, 그리고

상기 추정(34)하기 위한 명령들은, 상기 위치들에 대한 시간의 함수로서 상기 조직 변위들의 로그-스펙트럼들(log-spectra)로부터 추정(34)하기 위한 명령들을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 10

삭제

청구항 11

제 9 항에 있어서,

상기 결정(32)하기 위한 명령들은, 복수의 위치들 각각에 대한 시간의 함수로서 상기 조직 변위들을 결정(32)하기 위한 명령들을 포함하고, 그리고

상기 추정(34)하기 위한 명령들은, 상기 위치들에 대한 상기 조직 변위들의 페이즈 및 진폭의 함수로서 추정(34)하기 위한 명령들을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 12

점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위한 시스템으로서,

음향 임펄스 여기를 환자에 송신하도록 구성되고 그리고 초음파를 이용하여 상기 환자의 구역을 스캐닝(scan)하도록 구성된 트랜스듀서(transducer)(14);

상기 음향 임펄스 여기 이후의 상이한 시간들에서 상기 구역을 나타내는 데이터를 생성하도록 구성된 수신 빔형성기(receive beamformer)(16) — 상기 데이터는 초음파를 이용한 스캔(scan)으로부터 생성됨 —;

상기 음향 임펄스 여기에 의해 유도된 조직 변위를 추정하고 그리고 상기 구역의 상이한 위치들로부터의 조직 변위들의 진폭 및 페이즈로부터 점탄성 속성을 계산하도록 구성된 프로세서(18); 및

상기 점탄성 속성을 나타내는 이미지(image)를 디스플레이(display)하도록 구성된 디스플레이(20)

를 포함하고,

상기 프로세서(18)는, 상기 위치들에 대한 시간에 걸친 상기 조직 변위들의 로그-스펙트럼들로서 계산하도록 구성되는,

점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위한 시스템.

청구항 13

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 실시예들은 초음파 이미징(ultrasound imaging)에 관한 것이다. 특히, 초음파 점탄성 이미징(ultrasound viscoelastic imaging)이 개선된다.

배경 기술

[0002] 몇몇 상업적 초음파 시스템(ultrasound system)들은, 진단과 이미징을 이용하여 측정되는 경직도(stiffness)와 같은 조직 경직도의 정량적(quantitative) 값들 또는 이미지(image)들을 제공한다. 경직도는, 조직이 순수하게 탄력적임을 가정함으로써(즉, 점성은 무시해도 될 정도임을 가정함으로써) 추정된다. 경직도를 측정하기 위해 상이한 접근방식들이 이용된다. 이러한 상이한 접근방식들은, 조직이 순수하게 탄력적임을 가정하는 동안일지라도, 진단과 주파수 스펙트럼(shear wave frequency spectrum)의 상이한 대역들을 강조할 수 있다. 예컨대, 일부 접근방식들은 진단파에 의해 야기되는 피크 변위(peak displacement)를 찾는 반면, 다른 접근방식들은 변위들의 도함수(derivative)에서 피크를 찾는다. 도함수(derivative function)는 측정되는 주파수 대역을 변화시킨다. 결과적으로, 상이한 초음파 시스템들은 동일한 조직에 대해서일지라도 경직도 또는 진단파 파라미터(parameter)에 대해 상이한 값들을 제공한다. 또한, 인간 조직은 점탄성을 가지며, 그러므로 진단파 분산(shear wave dispersion)이 존재한다. 상이한 진단파 주파수들은 상이한 속도들로 이동한다. 분산은 주파수-종속적 저장 모듈러스(storage modulus)(μ_1) 및 손실 모듈러스(loss modulus)(μ_2)에 의해 지배된다.

발명의 내용

[0003] 서론으로, 아래에서 설명되는 바람직한 실시예들은 점탄성 초음파 이미징에서의 정량화(quantification)를 위한 방법들, 명령들, 및 시스템들을 포함한다. 점성은 초음파 이미징 시스템에 의한 정량

화에 포함된다. 시간의 함수로서의 변위의 스펙트럼의 로그(log)는, 전단파 또는 다른 파를 겪는 다양한 위치들 각각에 대해 결정된다. 위치의 함수로서 로그를 이용하여 해결하는 것은 복소 파수(complex wavenumber)를 제공한다. 손실 모듈러스 및 저장 모듈러스와 같은 다양한 점탄성 파라미터들이 복소 파수로부터 결정된다.

[0004] 제 1 양상에서, 점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위한 방법이 제공된다. 초음파 시스템은, 임펄스 여기(impulse excitation)에 대한 응답으로 환자 내의 조직의 제 1 위치 및 제 2 위치에서 시간에 걸친 변위를 측정한다. 프로세서(processor)는, 제 1 위치 및 제 2 위치 각각에 대한 시간에 걸친 변위의 시간에서 푸리에 변환(Fourier transform)을 적용한다. 프로세서는, 변환의 결과들의 로그(logarithm)를 계산하고, 그 결과들의 로그로부터 복소 파수를 해결한다. 주파수-종속적 점탄성 파라미터에 대한 값은 복소 파수를 이용하여 결정된다. 조직에 대한 값이 디스플레이(display)에 출력된다.

[0005] 제 2 양상에서, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체(computer readable storage medium)에는, 점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위해 프로그래밍된 프로세서(programmed processor)에 의해 실행가능한 명령들을 나타내는 데이터(data)가 저장된다. 저장 매체는, 시간의 함수로서 환자의 조직 변위들을 결정하기 위한 명령들, 조직 변위들로부터의 주파수의 함수로서 손실 모듈러스, 저장 모듈러스, 또는 양쪽 모두를 추정하기 위한 명령들, 및 손실 모듈러스, 저장 모듈러스, 또는 양쪽 모두를 출력하기 위한 명령들을 포함한다.

[0006] 제 3 양상에서, 점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위한 시스템이 제공된다. 트랜스듀서(transducer)는, 음향 임펄스 여기를 환자에 송신하도록 구성되고 그리고 초음파를 이용하여 환자의 구역을 스캐닝(scan)하도록 구성된다. 수신 빔형성기(receive beamformer)는, 음향 임펄스 여기 이후의 상이한 시간들에서의 구역을 나타내는 데이터를 생성하도록 구성된다. 데이터는 초음파를 이용한 스캔(scan)으로부터 생성된다. 프로세서는, 음향 임펄스 여기에 의해 유도된 조직 변위를 추정하고 그리고 구역의 상이한 위치들로부터의 조직 변위들의 구역 진폭 및 페이즈(phase)의 점탄성 속성을 계산하도록 구성된다. 디스플레이는, 점탄성 속성을 나타내는 이미지를 디스플레이(display)하도록 구성된다.

[0007] 본 발명은 다음의 청구항들에 의해 정의되며, 본 부분의 어떠한 것도 그러한 청구항들에 대한 제한으로서 고려되지 않아야 한다. 본 발명의 추가의 양상들 및 이점들은 바람직한 실시예들과 함께 아래에서 논의되며, 나중에 독립적으로 또는 결합되어 청구될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0008] 컴포넌트(component)들 및 도면들은 반드시 실척에 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 점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위한 방법의 일 실시예의 흐름도이고;

[0010] 도 2는 탄성 팬텀(elastic phantom)에서의 점탄성 파라미터들의 예시적 그래프(graph)들을 도시하고, 도 3은 점탄성 팬텀에서의 점탄성 파라미터들의 예시적 그래프들을 도시하고, 그리고 도 4는 환자의 간(liver)에서의 점탄성 파라미터들의 예시적 그래프들을 도시하고;

[0011] 도 5는 주파수의 함수로서 결정된 양들(quantities)을 이용한 점탄성 초음파 이미징에서의 정량화의 예이고; 그리고

[0012] 도 6은 점탄성 이미징에서의 정량화를 위한 시스템의 일 실시예의 블록도(block diagram)이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0009] 정량적 점탄성 이미징에서는, 전단파 방정식이 주파수 영역에서 해결된다. 점탄성 파 방정식은 아래에 의해 주어지며;

$$\frac{\delta^2 s(t, x, y, z)}{\delta t^2} - \frac{1}{\rho} \left(\mu_1 + \mu_2 \frac{\delta}{\delta t} \right) \nabla^2 s(t, x, y, z) = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\delta^2 s(t, x, y, z)}{\delta t^2} - \frac{\mu_1}{\rho} \nabla^2 s(t, x, y, z) = 0 \quad (2)$$

$$v_s = \sqrt{\frac{\mu_1}{\rho}} = \sqrt{\frac{E}{3\rho}} \quad (3)$$

[0012]

[0013]

여기서 $s(t, x, y, z)$ 는 입자 변위(m)이고, μ_1 은 전단 모듈러스(kPa)이고, μ_2 는 전단 점성(Pa-s)이고, E는 영률(Young's modulus)(kPa)이고, v_s 는 전단파 벨로시티(velocity)이고, 그리고 ρ 는 밀도(Kg/m^3)이다. 전단 모듈러스는 저장 모듈러스와의 알려진 관계를 가지며, 전단 점성은 손실 모듈러스와의 알려진 관계를 갖는다. 방정식(1)은, 응력(stress)의 성분(component)들이, 변형(strain)의 성분들의 선형 함수들 및 그들의 제 1 시간 도함수들임을 가정한다. 방정식(1)의 두 번째 항은 초음파를 이용한 경직도 측정에서 종종 무시되는 점성 항이다.

[0014]

[0014] 방정식(1)은 점탄성 파라미터들 중 임의의 점탄성 파라미터를 추정하기 위해 이용될 수 있다. 변위들의 스펙트럼을 이용함으로써, 안정적 솔루션(stable solution)을 획득하기 위해, 점성 항은 무시되지 않는다. 전파되는 전단파의 대역폭에 걸쳐, 전단 저장 모듈러스, 전단 손실 모듈러스, 전단 감쇠, 및/또는 페이즈 벨로시티(phase velocity)가 추정된다. 점탄성 파라미터들의 추정치들은 초음파의 진단 능력을 개선할 수 있다.

[0015]

[0015] 도 1은 점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위한 방법을 도시한다. 방법은 시간에 걸친 변위들의 스펙트럼을 이용한다. 상이한 위치들로부터의 스펙트럼들의 로그를 획득함으로써, 점탄성 파라미터들은, 잡음 있는 측정치들을 초래할 수 있는 제 2 도함수를 사용함이 없이 주파수의 함수로서 해결될 수 있다.

[0016]

[0016] 방법은 도 6의 시스템 또는 상이한 시스템에 의해 구현된다. 트랜스듀서 및 빔형성기를 가진 시스템과 같은 초음파 시스템은 송신 및 검출 동작들(30 및 32)을 수행한다. 초음파 시스템 또는 상이한 컴퓨터의 프로세서는 동작(34)에서의 추정, 및 디스플레이, 스피커(speaker), 또는 다른 디바이스(device)에 대한 동작(42)의 출력을 수행한다. 상이한 컴포넌트들이 동작들 중 임의의 하나 또는 그 초과의 동작들을 수행할 수 있다.

[0017]

[0017] 추가의, 상이한, 또는 더 적은 동작들이 제공될 수 있다. 예컨대, 동작들(36, 38, 및 40)은 추정을 위한 하나의 예를 나타내지만, 다른 동작들이 이용될 수 있다. 다른 예에서, 동작(30)은 수행되지 않고, 응력의 소스(source)는 썸퍼(thumper)를 이용하여 바디(body)에 의해 수동으로 제공되거나 또는 다른 메커니즘(mechanism)에 의해 제공된다. 동작(42)은 선택적이다. 동작들은 설명 또는 도시되는 순서로 수행되지만, 상이한 순서들로 수행될 수도 있다.

[0018]

[0018] 도 1의 동작(30)에서, 음향 여기(acoustic excitation)가 환자에 송신된다. 음향 여기는 임펄스 여기로서 작용한다. 예컨대, 조직을 이미징(imaging)하기 위한 B-모드(B-mode) 송신들과 유사한 또는 그보다 더 높은 파워(power) 또는 피크 진폭 레벨(level)들을 갖는 400 사이클(cycle) 송신 파형이 송신된다. 일 실시예에서, 송신은 시계(field of view)에 적용되는 방사력 시퀀스(radiation force sequence)이다. 임의의 음향 방사력 이미징(ARFI; acoustic radiation force imaging) 시퀀스가 이용될 수 있다.

[0019]

[0019] 송신은 하나 또는 그 초과의 위치들에서 조직을 변위시키기에 충분한 응력을 조직에 대해 야기하는 파워, 진폭, 타이밍(timing) 또는 다른 특징에 의해 구성된다. 예컨대, 송신 초점(focus)은 시계 전체에 걸쳐 변위를 야기하기 위해 시계의 바닥, 중심 근처에 포지셔닝된다(positioned). 송신은 상이한 하위-구역(sub-region)들에 대해 반복될 수 있다.

[0020]

[0020] 여기(excitation)는 초음파 트랜스듀서로부터 송신된다. 여기는 음향 에너지(energy)이다. 음향 에너지가 집중되어(focused), 3-차원 빔 프로파일(three-dimensional beam profile)을 초래한다. 여기는 페이즈드 어레이(phased array) 및/또는 기계적 초점(mechanical focus)을 이용하여 집중된다. 여기는 엘리베이션 디멘션(elevation dimension)과 같은 하나의 디멘션에서 집중되지 않을 수 있다. 여기는 환자의 조직에 송신된다.

[0021]

[0021] 동작(32)에서, 환자 내에서의 응답의 변위 프로파일이 결정된다. 예컨대, 시간의 함수로서의 변위의 변위 프로파일들은 전단파 기원(shear wave origin)(x_0)(즉, 초점에서의 전단파 기원)으로부터 이격된 다양한 위치들 각각에 대해 결정된다. 여기는 조직의 변위를 야기한다. 전단파는 초점 구역으로부터 생성 및 전파된다. 전단파가 조직을 통해 이동함에 따라, 조직은 변위된다. 길이방향 파들 또는 변위의 다른 원인들이 이용될 수 있다. 조직은 환자 내에서 이동하도록 강제된다.

[0022]

[0022] 힘 또는 응력에 의해 야기되는 변위가 측정된다. 변위는 상이한 위치들에서 시간에 걸쳐 측정된다. 변위 측정은 응력 또는 임펄스가 끝나기 전에, 이를테면, 상이한 주파수 또는 코딩(coding)을 이용하여 시작될

수 있다. 대안적으로, 변위 측정은 임펄스가 끝난 후에 시작된다. 응력의 구역 또는 포인트(point)로부터 이격된 조직에서의 변위를 야기하는 전단파가 이동하는데 시간이 걸리기 때문에, 이완된 또는 부분적으로 응력을 받은 상태에서부터 최대 변위로의 그리고 그 후 이완된 상태로의 변위가 측정될 수 있다. 임펄스가 중단됨에 따라, 생성된 전단파는 초점 구역으로부터 이동된다. 전단파가 각각의 위치를 지나감에 따라, 변위는 상승되고, 피크에 도달하고(peak), 그 후 하강된다. 대안적으로, 변위는 조직이 이완되어 있는 동안에만 측정된다.

[0023] [0023] 측정치는 변위의 양 또는 크기이다. 조직은 임의의 방향으로 이동된다. 측정은 가장 큰 이동 방향을 따를 수 있다. 모션 벡터(motion vector)의 크기가 결정된다. 대안적으로, 측정은, 조직이 다른 방향으로 다소(more or less) 변위되는지 여부와 관계없이, 주어진 방향, 이를테면, 스캔 라인(scan line)에 수직인 방향을 따른다.

[0024] [0024] 변위는 초음파 스캐닝(scanning)을 이용하여 검출된다. 관심 구역, 전체 시계, 또는 관심 하위-구역과 같은 구역이 초음파를 이용하여 스캔된다(scanned). 주어진 시간 동안, 초음파는 관심 구역 또는 조직에 송신된다. 임의의 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 변위 이미징이 이용될 수 있다. 예컨대, 1 내지 5 사이클 지속 기간들을 갖는 펄스(pulse)들이 720 mW/cm^2 미만의 세기로 이용된다. 다른 세기들을 가진 펄스들이 이용될 수 있다.

[0025] [0025] 송신으로부터의 에코(echo)들 또는 반사들이 수신된다. 에코들은 빔형성되고(beamformed), 빔형성된 데이터는 하나 또는 그 초과와 위치들을 나타낸다. 다중-빔 수신(multi-beam receive)(예컨대, 각각의 측정 송신에 대한 응답으로 4, 8, 16, 32, 또는 다른 개수의 라인들을 따른 수신)이 이용될 수 있다. 변위를 검출하기 위해, 초음파 에너지는 변위를 겪고 있는 조직에 송신되고 에너지의 반사들이 수신된다. 임의의 송신 및 수신 시퀀스가 이용될 수 있다.

[0026] [0026] 송신 및 수신을 다수회 수행함으로써, 상이한 시간들에서 1, 2 또는 3-차원 구역을 나타내는 데이터가 수신된다. 송신 및 수신은 변위로 인한 변화를 결정하기 위해 다수회 수행된다. 초음파를 이용하여 반복적으로 스캐닝(scanning)함으로써, 상이한 시간들에서의 조직의 포지션(position)이 결정된다.

[0027] [0027] 에코들은 B-모드 또는 도플러(Doppler) 검출을 이용하여 검출된다. 변위는 각각의 공간적 위치에 대한 차이들로부터 검출된다. 예컨대, 변위로서 수신된 데이터로부터 벨로시티, 가변도(variance), 세기 패턴(pattern)의 시프트(shift)(예컨대, 스펙클 추적(speckle tracking)), 또는 다른 정보가 검출된다.

[0028] [0028] B-모드 데이터를 이용하는 일 실시예에서, 상이한 스캔(scan)들로부터의 데이터가 상관된다. 예컨대, 데이터의 현재 세트(set)가 데이터의 기준 세트와 상관된다. 2개의 데이터 세트들 사이의 상이한 상대적 병진들 및/또는 회전들이 수행된다. 기준 세트에서 주어진 위치에 센터링된(centered) 데이터의 하위-세트(sub-set)의 위치가 현재 세트에서 식별된다.

[0029] [0029] 기준은 데이터의 제 1 세트의 데이터 또는 다른 스캔으로부터의 데이터이다. 동일한 기준이 전체 변위 검출에 대해 이용되거나, 진행하는 또는 이동하는 윈도우(window)에서 기준 데이터가 변화된다.

[0030] [0030] 상관은 1, 2 또는 3-차원이다. 예컨대, 트랜스듀서로부터 멀어지는 그리고 트랜스듀서를 향하는 스캔 라인을 따르는 상관이 이용된다. 2차원 스캔의 경우, 병진은 회전하면서 또는 회전 없이 2개의 축들을 따른다. 3차원 스캐닝의 경우, 병진은 3개의 또는 더 적은 축들을 중심으로 회전하면서 또는 회전 없이 3개의 축들을 따른다. 상이한 오프셋(offset) 포지션들 각각에서의 데이터의 상관 또는 유사성의 레벨이 계산된다. 가장 큰 상관을 갖는 병진 및/또는 회전은 기준에 비교되는 현재 데이터와 연관되는 시간에 대한 오프셋 또는 모션 벡터를 나타낸다.

[0031] [0031] 상호 상관, 패턴 매칭(pattern matching) 또는 절대 차이들의 최소 합과 같은 임의의 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 상관이 이용될 수 있다. 조직 구조 및/또는 스펙클이 상관된다. 도플러 검출을 이용하여, 클러터 필터(clutter filter)는 이동하는 조직과 연관된 정보를 통과시킨다. 조직의 벨로시티는 다수의 에코들로부터 유도된다. 벨로시티는 트랜스듀서를 향하는 또는 트랜스듀서로부터 멀어지는 변위를 결정하는데 이용된다. 대안적으로, 상이한 위치들에서의 벨로시티들 사이의 상대성 또는 차이는 변형 또는 변위를 표시할 수 있다.

[0032] [0032] 기준 데이터로부터 시간에 걸친 모션 벡터의 거리의 크기는 시간의 함수로서의 변위를 제공한다. 분석 기간은 약 10 밀리초(millisecond)에 걸쳐있을 수 있지만, 더 길거나 더 짧을 수 있다.

[0033] [0033] 동작(34)에서, 하나 또는 그 초과와 점탄성 파라미터들이 추정된다. 예컨대, 손실 모듈러스, 저장 모

들러스, 또는 양쪽 모두가 추정된다. 손실 모듈러스 및 저장 모듈러스는 각각 점성 및 전단 모듈러스에 대응한다. 대안적인 실시예들에서, 저장 모듈러스와 전단 모듈러스 사이의 그리고/또는 손실 모듈러스와 점성 사이의 알려진 관계들은 다른 것들로부터 하나를 유도하기 위해 이용된다. 또 다른 실시예들에서, 저장 모듈러스 및 손실 모듈러스 대신에 전단 모듈러스 및/또는 점성이 추정된다.

[0034] [0034] 하나의 위치에 대해 점탄성 파라미터에 대한 값이 추정된다. 예컨대, 사용자가 초음파 이미지 상에서 위치를 선택한다. 응답하여, 점탄성 파라미터에 대한 값이 출력된다. 관심 구역의 위치들에 대해 추정하는 것 및 픽셀(pixel) 값들이 값들의 함수로서 변조되는 이미지를 디스플레이(displaying)하는 것과 같이, 상이한 위치들에 대한 값들이 추정될 수 있다.

[0035] [0035] 점탄성 파라미터는 시간의 함수로서의 조직 변위들로부터의 주파수의 함수로서 추정된다. 공간 도함수(spatial derivative)들을 이용하기보다는, 추정은 위치들 각각에 대한 시간의 함수로서 조직 변위들의 로그-스펙트럼들(log-spectra)로부터 비롯된다. 점탄성 파라미터에 대한 값은, 상이한 위치들에 걸친 로그-스펙트럼들로부터 결정된다. 추정은 위치들에 대한 조직 변위들의 페이즈 및 진폭 양쪽 모두를 이용한다. 변위 스펙트럼의 진폭 및 페이즈 정보를 분석함으로써, 복소 파수가 추정된다. 다양한 주파수-종속적 점탄성 파라미터들이 복소 파수로부터 획득될 수 있다. 추정은 단지 진폭만을 이용하기보다는 변위 데이터의 전체 이용가능한 스펙트럼을 이용한다.

[0036] [0036] 동작들(36, 38, 및 40)은 동작(34)의 추정을 수행하기 위한 하나의 예시적 실시예를 나타낸다. 다른 실시예들에서, 추가의, 상이한, 또는 더 적은 동작들이 제공된다. 예컨대, 동작(36)은 수행되지만, 동작들(38 및/또는 40)은 수행되지 않는다.

[0037] [0037] 동작(36)에서, 프로세서는 시간에서 푸리에 변환을 적용한다. 주파수 영역에 대한 임의의 변환, 이를테면, 고속 푸리에 변환(FFT; Fast Fourier transform)이 이용될 수 있다. 주어진 위치에 대한 시간의 함수로서 변위들이 변환된다. 변위 프로파일은 주파수의 함수로서 프로파일로 변환된다. 프로세서는 시간에 걸친 변위들의 스펙트럼을 계산한다.

[0038] [0038] 개별 공간적 위치들에 대해 개별 스펙트럼들이 계산된다. 각각의 공간적 위치에 대해, 시간의 함수로서의 변위들이 푸리에 변환된다(Fourier transformed). 다른 위치들로부터의 변위들과 독립적인 각각의 위치에 푸리에 변환이 적용된다. 변환은 위치들의 각각의 세트에 대한 스펙트럼들의 세트를 제공한다. 둘 또는 그 초과와 같은 임의의 수의 위치들이 이용될 수 있다. 대안적인 실시예들에서, 주어진 스펙트럼은 하나보다 많은 수의 위치에서의 변위들로부터 계산된다.

[0039] [0039] 주파수 영역의 변위들로부터 복소 파수 및 결과적인 점탄성 파라미터들이 계산될 수 있다. 주파수-종속적 점탄성 파라미터들을 추정함으로써, 주파수 영역에서의 점탄성 파 방정식이 아래에 의해 주어지며:

$$\frac{\delta^2 S(\omega, x)}{\delta x^2} + h^2 S(\omega, x) = 0 \quad (4)$$

[0040]

[0041] 여기서 $S(\omega, x)$ 는 측방향 포지션 x 에서의 변위 $s(t, x)$ 의 스펙트럼이고, ω 는 각 주파수(angular frequency)이고, h 는 복소 파수이다. 복소 파수는 아래에 의해 주어지며:

$$h = \left(\frac{\rho \omega^2}{\mu_1(\omega) + i\mu_2(\omega)} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (5)$$

[0042]

[0043] 여기서 ρ 는 조직의 밀도이고, i 는 허수 성분(imaginary component)이고, 그리고 $\mu_1(\omega)$ 및 $\mu_2(\omega)$ 는 각각 저장 모듈러스 및 손실 모듈러스이다. 밀도는 일정한 것으로 가정 또는 처리될 수 있다. 1000 kg/m^3 와 같은 임의의 밀도가 이용될 수 있다. 방정식(4)은 주파수 영역에서의 방정식(1)의 일반화이다(즉, 응력의 성분들은 변형의 성분들의 선형 함수들 및 그들의 1차 및/또는 더 높은 차수의 시간 도함수들임). 이러한 일반화는 주파수 종속적인 저장 및 손실 모듈러스들을 초래한다.

[0044] [0040] 방정식(5)은 2차 미분 방정식이고, 그것의 솔루션(solution)은 아래에 의해 주어지며:

$$S(\omega, x) = S_0(\omega, x_0)e^{ih(\omega)x} = S_0(\omega, x_0)e^{-ik(\omega)x}e^{-\alpha(\omega)x} \quad (6)$$

[0045]

[0046] 여기서 $S_0(\omega, x_0)$ 은 측방향 포지션 x_0 (즉, 전단파의 기원)에서의 변위의 스펙트럼이고, $k(\omega)$ 는 파수이고, 그리고 $\alpha(\omega)$ 는 감쇠 계수이다. 파라미터들 $k(\omega)$ 및 $\alpha(\omega)$ 는 아래에 의해 주어지며:

$$k(\omega) = -\Re(h(\omega)) \quad (7)$$

[0047]

$$\alpha(\omega) = \Im(h(\omega)) \quad (8)$$

[0048]

[0049] 여기서 $\Re$ 는 복소 파수의 실수 부분이고, $\Im$ 는 허수 부분이다.

[0050] [0041] 동작(38)에서, 프로세서는 변환의 결과들의 로그를 계산한다. 로그는 각각의 스펙트럼에 대해 결정된다. 각각의 위치에 대해, 시간의 함수로서 변위들의 주파수 응답의 로그가 계산된다.

[0051] [0042] 임의의 로그가 이용될 수 있다. 일 실시예에서, 자연 로그(natural logarithm)가 이용된다. 복소 파수를 결정하기 위해, 방정식(6)의 자연 로그는 아래와 같이 표현된다:

$$\ln(S(\omega, x)) = \ln S_0(\omega, x_0) + ihx \quad (9)$$

[0052]

[0053] 방정식(9)은 위치 x 의 함수로서 각각의 주파수에 대한 라인을 정의한다.

[0054] [0043] 동작(40)에서, 프로세서는 복소 파수를 해결한다. 위치의 함수로서의 스펙트럼들의 로그는 기울기를 정의한다. 복소 파수 h 에 대해 방정식(9)을 해결하는 것은 아래의 방정식을 제공한다:

$$h = -i \frac{\delta \ln(S(\omega, x))}{\delta x}. \quad (10)$$

[0055]

[0056] [0044] 주어진 주파수에 대한 기울기를 찾기 위해 임의의 솔루션이 이용될 수 있다. 스펙트럼들의 로그의 제 1 위치와 제 2 위치 사이의 기울기는 복소 파수를 표시한다. 기울기는 허수 성분이다.

[0057] [0045] 일 실시예에서, 프로세서는 로그들에 선형 최소-제곱법(linear least-square fit)을 적용한다. 위치의 함수로서의 스펙트럼들의 로그의 선형 최소-제곱법은 기울기 또는 복소 파수를 표시한다. 다른 실시예들에서, 복소 파수를 계산하기 위해 공간 도함수가 이용된다. 다른 기울기 결정들이 이용될 수 있다.

[0058] [0046] 동작(34)을 다시 참조하면, 하나 또는 그 초과 주파수-종속적 점탄성 파라미터들에 대한 값이 복소 파수로부터 추정된다. 파라미터들이 주파수 종속적이기 때문에, 상이한 주파수들에서의 파라미터에 대한 값들이 결정되거나, 원하는 또는 대표 주파수에 대한 값이 결정된다.

[0059] [0047] 저장 모듈러스, 손실 모듈러스, 전단 모듈러스, 점성, 페이즈 벨로시티(즉, 주파수에서의 벨로시티), 감쇠, 또는 이들의 결합들과 같은 임의의 점탄성 파라미터가 복소 파수로부터 추정될 수 있다. 방정식(5)을 이용하여, 프로세서는 아래와 같이 주파수-종속적 저장 모듈러스 및 손실 모듈러스를 추정한다:

$$\mu_1(\omega) = \rho\omega^2\Re\left(\frac{1}{h^2}\right) \quad (11)$$

[0060]

$$\mu_2(\omega) = \rho\omega^2\Im\left(\frac{1}{h^2}\right) \quad (12)$$

[0061]

[0062] 방정식(7) 및 방정식(8)을 이용하여, 프로세서는 아래와 같이 주파수-종속적 페이즈 벨로시티 및 전단파 감쇠를 추정한다:

$$c(\omega) = \frac{\omega}{k(\omega)} = \frac{-\omega}{\Re(\omega)} \quad (13)$$

$$\alpha(\omega) = \Im(h) \quad (14)$$

파라미터들 중 임의의 파라미터에 대한 주파수의 함수로서 값들을 유도하기 위해 다른 계산들이 이용될 수 있다. 방정식(11) 내지 방정식(14)은, 주파수-종속적 점탄성 파라미터들이 단순히, 방정식(10)에서 계산된 복소 파수 h 로부터 구해짐을 보여준다.

도 2 내지 도 4는 점탄성 파라미터들의 추정치 예들을 도시한다. 도 2는 탄성 팬텀으로부터 계산된 파라미터들을 도시한다. 도 3은 점탄성 팬텀으로부터 계산된 파라미터들을 도시한다. 도 4는 환자의 간으로부터 계산된 파라미터들을 도시한다.

도 2 내지 도 4 각각은, 전단 모듈러스(예컨대, 저장 모듈러스)(방정식(11)), 전단 점성(예컨대, 손실 모듈러스)(방정식(12)), 페이즈 벨로시티(방정식(13)), 및 전단파 감쇠(방정식(14))의 예를 도시한다. 페이즈 벨로시티의 그래프들은 점탄성으로서 처리되는 페이즈 벨로시티를 도시한다. 파라미터들의 값들은 주파수의 함수로서 도시되고, 이들은 그 자체로 진단에서 도움이 될 수 있다.

그룹 값(group value)들이 결정될 수 있다. 그룹 값은 주파수들의 범위에 걸친 파라미터들에 대한 것이다. 예컨대, 주파수들의 범위에 걸쳐 평균이 계산된다. 다른 예로서, 주파수들의 범위에 걸쳐 도함수가 계산된다. 상이한 주파수들에 대한 값들로부터 적분, 차이, 가변도(variance), 또는 다른 통계량과 같은 다른 함수들이 계산될 수 있다. 특정 주파수들 및/또는 주파수들의 범위에서 점탄성 파라미터가 결정될 수 있다.

점탄성 파라미터는 시간에 걸친 변위들의 진폭 및 페이즈 양쪽 모두를 이용하여 결정된다. 전단 모듈러스 및 전단 점성이 주파수와 독립적이라는 가정은 이용되지 않는다. 모델 피팅(model fitting)은 이용되지 않는다. 점탄성 파라미터는 주파수의 함수로서 해결된다. 단일 임펄스 여기만이 필요하므로, 그 값들은 추가의 임펄스 여기들에 응답하는 정보 없이 추정된다. 주파수의 함수로서 점탄성 파라미터들을 추정하는데, 단일 ARFI 푸시 펄스(push pulse)가 충분하다. 대안적인 실시예들에서, 하나보다 많은 수의 임펄스 여기에 응답하는 정보가 하나 또는 그 초과와 점탄성 파라미터들의 값을 추정하는데 이용된다.

값의 계산은 값의 출력에 대한 변위들의 측정으로부터의 공간 도함수 없이(예컨대, 2차 공간 도함수 없이) 수행된다. 점탄성 파라미터들 모두는 2차 공간 도함수 없이 계산될 수 있어서, 전단파 이미징의 낮은 신호 대 잡음비 환경에서 더 안정적인 솔루션이 초래된다. 대안적인 실시예들에서, 공간 도함수가 이용된다.

동작(42)에서, 값 또는 값들이 디스플레이에 출력된다. 손실 모듈러스, 저장 모듈러스, 전단 모듈러스, 점성, 페이즈 벨로시티, 감쇠, 또는 이들의 결합들에 대한 값이 출력된다. 값 또는 값들은 주어진 주파수에 대한 것이다. 상이한 주파수들에서의 주어진 파라미터에 대한 다수의 값들이 출력될 수 있다. 상이한 주파수들로부터의 파라미터에 대한 값들의 결합과 같은 그룹 값이 출력될 수 있다.

출력은 초음파 이미지 상의 또는 초음파 이미지 근처의 텍스트(text)와 같은 텍스트일 수 있다. 텍스트는 알파벳숫자(alphanumeric)일 수 있다. 도 5는 예시적 초음파 이미지를 도시한다. 위치의 게이트(gate)에 위치된 사용자에게 대한 응답으로, 그 게이트 위치에 대한 주파수의 함수로서의 페이즈 벨로시티, 손실 모듈러스, 저장 모듈러스 및 감쇠의 그래픽(graphic)이 제공된다. 그래픽은 상이한 주파수들에서의 점탄성 파라미터 값들의 차트(chart) 또는 스프레드시트(spreadsheet)이다. 추가의, 상이한, 또는 더 적은 정보가 제공될 수 있다.

다른 실시예에서, 그래프 또는 그래프들이 출력된다. 예컨대, 도 4에 도시된 그래프들 중 하나 또는 그 초과가 출력된다. 그래프들은 트랜스듀서의 대역폭 내의 주파수들과 같은 임의의 범위의 주파수들을 커버할 수 있다.

다른 실시예들에서, 값 또는 값들로부터 이미지가 생성된다. 예컨대, 복수의 위치들 각각에 대해 값이 계산된다. 주어진 위치의 값에 대한 솔루션은 위치들에 센터링된 커널(kernel)에서의 스펙트럼들에 기초한다. 커널은 관심 위치 둘레에 공간적(예컨대, 1차원) 윈도우를 정의한다. 다른 위치들에 대해 커널을 조정함으로써, 상이한 위치들에 대한 파라미터에 대한 값들이 계산된다. 파라미터들 중 임의의 하나의 파라미터 또는 파라미터들의 결합이 이용될 수 있다. 임의의 주어진 주파수 또는 그룹 값이 이용될 수 있다. 값의 공간적 분포가 픽셀 값들에 맵핑된다(mapped). 픽셀들은 점탄성 파라미터 값들에 의해 적어도 부분적으로 변조

된다.

- [0075] [0057] 다른 출력들이 이용될 수 있다. 환자의 조직에 대한 값을 출력함으로써, 진단에 있어 유용한 정보가 출력될 수 있다. 초음파를 이용하여 변위들을 측정함으로써, 환자의 관심 조직에 관한 점탄성 정보가 측정 및 출력될 수 있다. 점탄성 이미징은, 탄성 조직 동작을 가정한 진단과 이미징보다, 조직 역학적 속성들에 관하여 더 많은 정보를 제공한다.
- [0076] [0058] 점탄성 파라미터에 대한 값은 단독으로 또는 다른 정보와 함께 출력된다. 예컨대, B-모드 이미지가 또한 출력된다. 점탄성 파라미터 값들과 함께, 조직 경직도의 진단 벨로시티 및/또는 다른 일렉트로그래피(electrography) 이미징이 출력될 수 있다.
- [0077] [0059] 도 6은 점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위한 시스템(10)의 일 실시예를 도시한다. 시스템(10)은 도 1의 방법 또는 다른 방법들을 구현한다. 시스템(10)은 송신 빔형성기(transmit beamformer)(12), 트랜스듀서(14), 수신 빔형성기(16), 이미지 프로세서(18), 디스플레이(20) 및 메모리(memory)(22)를 포함한다. 추가의, 상이한 또는 더 적은 컴포넌트들이 제공될 수 있다. 예컨대, 사용자 입력이 시스템과 사용자의 상호작용을 위해 제공된다. 다른 예로서, 범용 또는 제어 프로세서와 같은 별개의 프로세서가 변위들을 유도하고 점탄성 파라미터들을 계산하기 위해 제공된다.
- [0078] [0060] 시스템(10)은 의료 진단 초음파 이미징 시스템이다. 대안적인 실시예들에서, 이미지 프로세서(18), 디스플레이(20), 및/또는 메모리(22)는 개인 컴퓨터, 워크스테이션(workstation), PACS 스테이션(station), 또는 초음파 스캐너(ultrasound scanner)를 이용한 실시간 또는 사후(post) 포착 이미징을 위해 동일한 위치에 있는 또는 네트워크(network)에 걸쳐 분산된 다른 어레이먼트(arrangement)의 부분이다.
- [0079] [0061] 송신 빔형성기(12)는 초음파 송신기, 메모리, 펄서(pulser), 아날로그 회로(analog circuit), 디지털 회로(digital circuit), 또는 이들의 결합들이다. 송신 빔형성기(12)는 상이한 또는 상대적인 진폭들, 지연들, 및/또는 페이징(phasing)을 가진 복수의 채널(channel)들을 위한 파형들을 생성하도록 구성된다. 생성된 파형들에 대한 응답으로 트랜스듀서(14)로부터의 음향 파들의 송신시, 하나 또는 그 초과파의 빔(beam)들이 형성된다. 2 또는 3차원 구역을 스캐닝(scan)하기 위해 송신 빔들의 시퀀스가 생성된다. 섹터(Sector), 벡터®(Vector®), 선형, 또는 다른 스캔 포맷(format)들이 이용될 수 있다. 동일한 구역이 다수회 스캐닝된다. 플로우(flow) 또는 도플러 이미징을 위해 그리고 진단 이미징을 위해, 스캔들의 시퀀스가 이용된다. 도플러 이미징에서, 그 시퀀스는, 인접한 스캔 라인을 스캐닝하기 전에 동일한 스캔 라인을 따라 다수의 빔들을 포함할 수 있다. 진단 이미징을 위해, 스캔 또는 프레임 인터리빙(scan or frame interleaving)이 이용될 수 있다(즉, 다시 스캐닝하기 전에 전체 구역을 스캐닝함). 대안적인 실시예들에서, 송신 빔형성기(12)는 더 신속한 스캐닝을 위해 평면파(plane wave) 또는 발산파(diverging wave)를 생성한다.
- [0080] [0062] 동일한 송신 빔형성기(12)는 변위를 야기하기 위한 음향 에너지를 생성하기 위해 전기 파형들 또는 임펄스 여기들을 생성한다. 대안적인 실시예들에서, 상이한 송신 빔형성기가 임펄스 여기를 생성하기 위해 제공된다. 송신 빔형성기(12)는 트랜스듀서(14)로 하여금 높은 세기의 집중된 초음파 파형들을 생성하도록 야기한다.
- [0081] [0063] 트랜스듀서(14)는 전기 파형들로부터 음향 에너지를 생성하기 위한 어레이이다. 어레이에 대하여, 상대적으로 지연들이 음향 에너지를 집중시킨다. 주어진 송신 이벤트(transmit event)는 지연들이 주어진 실질적으로 동일한 시간에 상이한 엘리먼트(element)들에 의한 음향 에너지의 송신에 대응한다. 송신 이벤트는 조직을 변위시키기 위해 초음파 에너지의 펄스를 제공한다. 펄스는 임펄스 여기이다. 임펄스 여기는 많은 사이클들(예컨대, 500 사이클들)을 갖는 파형들을 포함하지만 더 긴 시간에 걸쳐 조직 변위를 야기하기 위해 비교적 짧은 시간에 발생한다.
- [0082] [0064] 트랜스듀서(14)는 압전 또는 용량성 멤브레인 엘리먼트(piezoelectric or capacitive membrane element)들의 1-, 1.25-, 1.5-, 1.75- 또는 2-차원 어레이이다. 트랜스듀서(14)는 음향 에너지와 전기 에너지 사이를 트랜스듀싱(transducing)하기 위한 복수의 엘리먼트들을 포함한다. 수신 신호들은 트랜스듀서(14)의 엘리먼트들에 영향을 미치는 초음파 에너지(에코들)에 대한 응답으로 생성된다. 엘리먼트들은 송신 및 수신 빔형성기들(12, 16)의 채널들과 연결된다. 대안적으로, 기계적 초점을 가진 단일 엘리먼트가 이용된다.
- [0083] [0065] 수신 빔형성기(16)는 증폭기들, 지연들, 및/또는 페이즈 회전자들, 및 하나 또는 그 초과파의 합산기(summer)들을 가진 복수의 채널들을 포함한다. 각각의 채널은 하나 또는 그 초과파의 트랜스듀서 엘리먼트들과 연결된다. 수신 빔형성기(16)는 각각의 이미징 송신에 대한 응답으로 하나 또는 그 초과파의 수신 빔들을 형성하

기 위해 상대적 지연들, 페이즈들 및/또는 아포디제이션(apodization)을 적용하도록 하드웨어(hardware) 또는 소프트웨어(software)에 의해 구성된다. 수신 동작은 조직을 변위시키는데 이용된 임펄스 여기로부터의 에코들에 대하여 발생하지 않을 수 있다. 수신 빔형성기(16)는 수신 신호들을 이용하여 공간적 위치들을 나타내는 데이터를 출력한다. 상이한 엘리먼트들로부터의 신호들의 상대적 지연들 및/또는 페이징 및 합산은 빔형성(beamformation)을 제공한다. 대안적인 실시예들에서, 수신 빔형성기(16)는 푸리에(Fourier) 또는 다른 변환들을 이용하여 샘플(sample)들을 생성하기 위한 프로세서이다.

[0084] [0066] 수신 빔형성기(16)는 필터, 이를테면, 송신 주파수 대역과 상대적인 제 2 고조파(harmonic) 또는 다른 주파수 대역에 정보를 격리하기 위한 필터를 포함할 수 있다. 이러한 정보는 원하는 조직, 콘트라스트 에이전트(contrast agent), 및/또는 흐름 정보를 포함할 가능성이 더 많을 수 있다. 다른 실시예에서, 수신 빔형성기(16)는 메모리 또는 버퍼(buffer) 및 필터 또는 가산기를 포함한다. 원하는 주파수 대역, 이를테면, 제 2 고조파, 입방형 기본 또는 다른 대역에 정보를 격리시키기 위해 둘 또는 그 초과 수의 수신 빔들이 결합된다.

[0085] [0067] 송신 빔형성기(12)와 협력하여, 수신 빔형성기(16)는 상이한 시간들에서의 구역을 나타내는 데이터를 생성한다. 음향 임펄스 여기 후에, 수신 빔형성기(16)는 시간에 걸쳐 상이한 라인들 또는 위치들을 나타내는 빔들을 생성한다. 초음파를 이용하여 관심 구역을 스캐닝함으로써, 데이터(예컨대, 빔형성된 샘플(beamformed sample)들)가 생성된다.

[0086] [0068] 수신 빔형성기(16)는 공간적 위치들을 나타내는 데이터가 합산된 빔을 출력한다. 단일 위치, 라인을 따른 위치들, 영역에 대한 위치들, 또는 체적에 대한 위치들에 대한 데이터가 출력된다. 동적 초점조정(dynamic focusing)이 제공될 수 있다. 데이터는 상이한 목적들을 위한 것일 수 있다. 예컨대, 상이한 스캔들은 변위를 위해서라기보다는 B-모드 또는 조직 데이터를 위해 수행된다. 대안적으로, B-모드 데이터는 변위를 결정하는데 또한 이용된다. 다른 예로서, 점탄성 파라미터 계산 및 진단 이미징을 위한 데이터가, 일련의 공유된 스캔들에 의해 수행되며, B-모드 또는 도플러 스캐닝이 별개로 수행되거나 또는 동일한 데이터의 일부를 이용하여 수행된다.

[0087] [0069] 이미지 프로세서(18)는 B-모드 검출기, 도플러 검출기, 펄스파(pulsed wave) 도플러 검출기, 상관 프로세서, 푸리에 변환 프로세서, 주문형 집적 회로, 범용 프로세서, 제어 프로세서, 이미지 프로세서, 필드 프로그램가능 게이트 어레이(field programmable gate array), 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 이들의 결합들, 또는 빔형성된 초음파 샘플들로부터 디스플레이를 위한 정보를 검출 및 프로세싱(processing)하기 위한 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 디바이스이다. 일 실시예에서, 프로세서(18)는 하나 또는 그 초과 검출기들 및 별개의 프로세서를 포함한다. 별개의 프로세서는 제어 프로세서, 범용 프로세서, 디지털 신호 프로세서, 주문형 집적 회로, 필드 프로그램가능 게이트 어레이, 네트워크, 서버(server), 프로세서들의 그룹, 데이터 경로, 이들의 결합들, 또는 변위들을 결정하고 점탄성 속성들을 계산하기 위한 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 디바이스이다. 예컨대, 별개의 프로세서는 도 1에 도시된 동작들(34-42) 중 하나 또는 그 초과 동작들의 임의의 결합을 수행하도록 하드웨어 및/또는 소프트웨어에 의해 구성된다.

[0088] [0070] 프로세서(18)는 음향 임펄스 여기에 의해 유도되는 조직 변위를 추정하도록 구성된다. 상관, 추적, 모션 검출 또는 다른 변위 측정을 이용하여, 조직의 포지션의 시프트(shift)의 양이 추정된다. 추정은, 조직이 임펄스로 인해 이동하기 이전으로부터, 조직이 이완된 상태(예컨대, 임펄스 여기에 의해 야기되는 응력으로부터 회복됨)로 거의 또는 완전히 복귀된 후까지와 같은, 기간을 통해 다수회 수행된다. 프로세서(18)는 복수의 위치들 각각에 대해 시간의 함수로서 조직 변위를 추정한다.

[0089] [0071] 프로세서(18)는 점탄성 속성을 계산하도록 구성된다. 구역의 상이한 위치들로부터의 조직 변위들의 진폭 및 페이즈가 이용된다. 위치들에 대한 시간에 걸친 조직 변위들의 로그-스펙트럼들을 계산함으로써, 프로세서(18)는 복소 파수를 결정한다. 하나 또는 그 초과 점탄성 파라미터들에 대한 값 또는 값들은 복소 파수로부터 계산된다. 복소 파수가 주파수의 함수로서 진단파를 나타내어서, 주파수의 함수로서 점탄성 파라미터들의 결정이 허용된다.

[0090] [0072] 프로세서(18)는 점탄성 초음파 이미징에서의 정량화를 위해 메모리(22) 또는 다른 메모리에 저장된 명령들에 따라 동작한다. 메모리(22)는 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체들이다. 본원에서 논의되는 프로세스(process)들, 방법들 및/또는 기법들을 구현하기 위한 명령들은 컴퓨터-판독가능 저장 매체들 또는 메모리들, 이를테면, 캐시(cache), 버퍼, RAM, 착탈식 매체들, 하드 드라이브(hard drive) 또는 다른 컴퓨터 판독가능 저장 매체들 상에 제공된다. 컴퓨터 판독가능 저장 매체들은 다양한 유형들의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체들을 포함한다. 도면들에서 예시되고 본원에서 설명되는 기능들, 동작들, 또는 작업들은 컴퓨터 판독가능 저장 매체

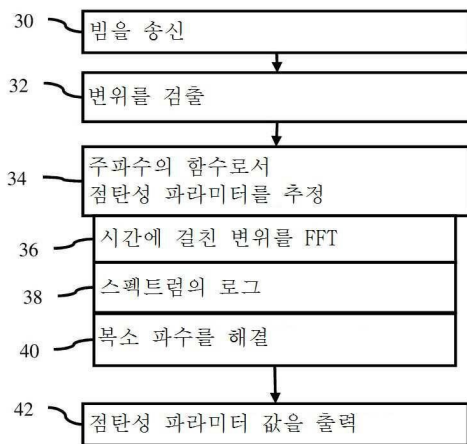
들 내에 또는 컴퓨터 판독가능 저장 매체들 상에 저장된 명령들의 하나 또는 그 초과 세트들에 대한 응답으로 실행된다. 기능들, 동작들 또는 작업들은 특정 유형의 명령들 세트, 저장 매체들, 프로세서 또는 프로세싱 (processing) 전략과 독립적이며, 단독으로 또는 결합되어 동작하는 소프트웨어, 하드웨어, 집적 회로들, 펌웨어(firmware), 마이크로 코드(micro code) 등에 의해 수행될 수 있다. 마찬가지로, 프로세싱 전략들은 멀티프로세싱(multiprocessing), 멀티태스킹(multitasking), 병렬 프로세싱 등을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 명령들은 국부 또는 원격 시스템들에 의한 판독을 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.

[0091] [0073] 디스플레이(20)는 2-차원 이미지들 또는 3-차원 표현들을 디스플레이하기 위한 CRT, LCD, 프로젝터(projector), 플라즈마(plasma) 또는 다른 디스플레이이다. 디스플레이(20)는 이미지로서 디스플레이될 (displayed) 신호들의 입력에 의해서 프로세서(18) 또는 다른 디바이스에 의해 구성된다. 디스플레이(20)는 하나 또는 그 초과 위치들에 대한 점탄성 속성을 나타내는 이미지를 디스플레이(display)한다. 이미지는 테스트(test), 그래프, 또는 관심 구역 또는 전체 이미지의 픽셀들의 변조와 같은 임의의 방식으로 점탄성 속성을 나타낸다.

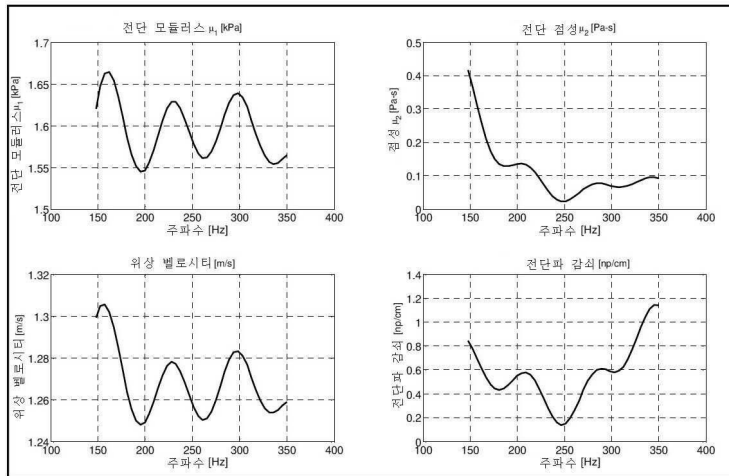
[0092] [0074] 본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 위에서 설명되지만, 본 발명의 범위로부터 벗어남이 없이 많은 변경들 및 수정들이 이루어질 수 있음이 이해되어야 한다. 그러므로, 진술한 상세한 설명은 제한보다는 예시적인 것으로서 간주되도록 의도되며, 본 발명의 사상 및 범위를 정의하도록 의도되는 것은, 모든 등가물들을 포함 한 다음의 청구항들이 이해되도록 의도된다.

도면

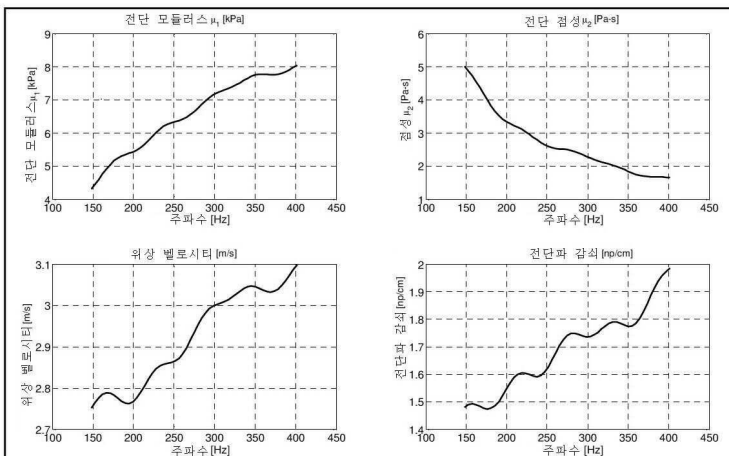
도면1



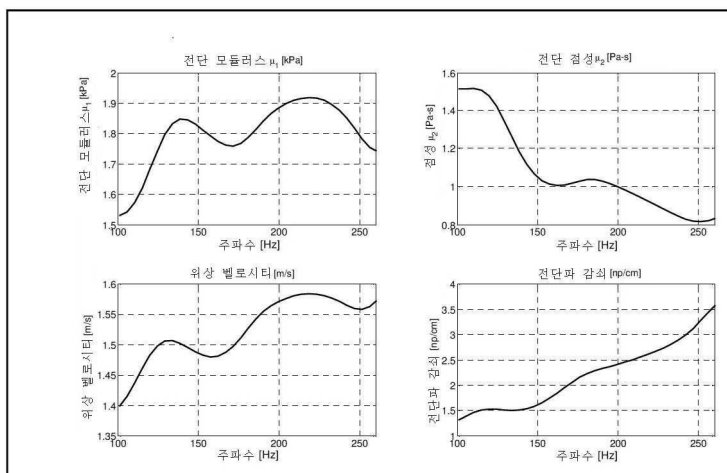
도면2



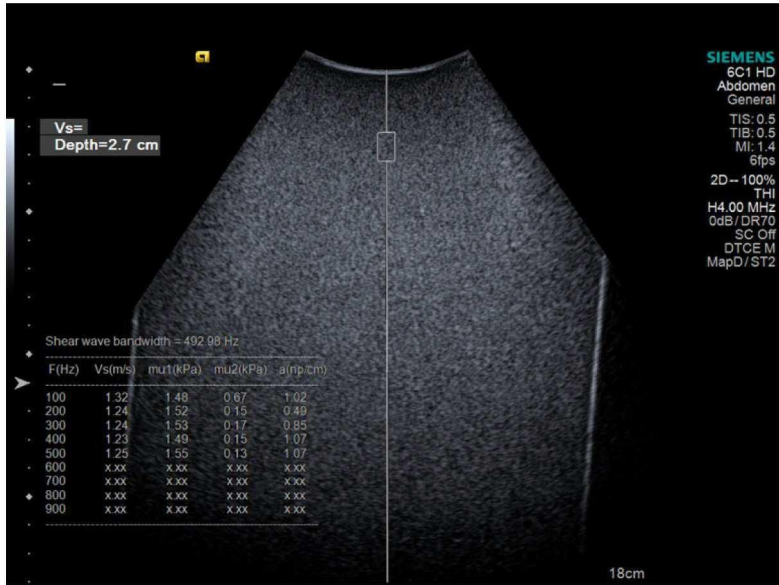
도면3



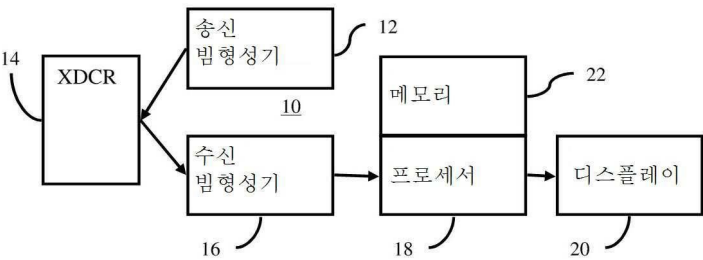
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	定量粘弹性超声成像		
公开(公告)号	KR101881876B1	公开(公告)日	2018-07-25
申请号	KR1020160046232	申请日	2016-04-15
[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 팬리에시앙 LABYED YASSIN 랩에드야신		
发明人	팬,리에시앙 랩에드,야신		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0833 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/52 A61B8/4483 A61B8/5223 G16H50/30 A61B8/085 A61B8/463 G01S7/52042		
代理人(译)	专利法的人和别人		
优先权	14/688965 2015-04-16 US		
其他公开文献	KR1020160124019A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过超声成像系统将粘度包括在量化中。对于经历剪切波或其他波浪的各个位置中的每一个，确定作为时间的函数的位移谱的对数（36,38）。作为位置函数的对数解40提供复频率。从复合波（34）确定各种粘弹性参数，例如损耗模量和储能模量。

