



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0007678
(43) 공개일자 2018년01월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/08 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/4483 (2013.01)
A61B 8/5207 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0086601
(22) 출원일자 2017년07월07일
심사청구일자 2017년07월10일
(30) 우선권주장
15/209,180 2016년07월13일 미국(US)

(71) 출원인
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.
미국 펜실베이니아 앨버튼 리버티 블러바드 40 (우 : 19355)
(72) 발명자
라비드, 야신
미국 98028 워싱턴 메이플 밸리 사우스이스트 243 애비뉴 25908
팬, 리시앙
미국 98075 워싱턴 사마미시 사우스이스트 273 플레이스 1204
(74) 대리인
특허법인 남앤드남

전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 의료 진단 초음파에서의 조직 특성화

(57) 요약

초음파 이미징에서 감쇠를 추정하기 위해, 음향 방사력 임펄스(ARFI;acoustic radiation force impulse) 빔을 따라 상이한 위치들에서의 변위들이 측정되어 사용된다. 초점조절 효과들을 상쇄시키기 위해, 축 상의 변위들, 그리고 레퍼런스로서 동일한 ARFI 초점을 사용하는 팬텀(phantom)으로부터의 변위들이 사용된다. 일 위치에 대한 감쇠를 추정하기 위해 단일 ARFI 빔이 사용될 수 있다.

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

의료 진단 초음파 스캐너(scanner)를 이용하여 조직을 특성화하기 위한 방법으로서, 상기 방법은, 변환기로부터, 상기 초음파 스캐너에 의한 음향 방사력 임펄스(impulse)를 송신 빔(beam)으로서 환자의 스캔 라인(scan line)을 따라 송신하는 단계;

상기 초음파 스캐너에 의해, 상기 스캔 라인을 따라 시간의 함수로써 변위들을 측정하는 단계 -상기 변위들 중 적어도 일부는 상기 음향 방사력 임펄스에 응답적임-;

이미지 프로세서(image processor)에 의해, 상기 스캔 라인을 따른 복수의 위치들 각각에 대해, 시간의 함수로써 상기 변위들의 특성을 결정하는 단계;

상기 이미지 프로세서에 의해, 상기 특성 대 상기 위치들 각각에 대한 팬텀(phantom)의 특성의 비율의 로그(log)를 계산하는 단계;

상기 이미지 프로세서에 의해, 상기 위치들의 함수로써 상기 비율의 로그에 일 라인(line)을 근사(fit)시키는 단계;

상기 이미지 프로세서에 의해, 상기 라인을 사용하여, 감쇠 계수, 흡수 계수, 산란 계수, 탄성률, 또는 이들의 조합들을 계산하는 단계; 및

상기 감쇠 계수, 흡수 계수, 산란 계수, 탄성률, 또는 이들의 조합들의 이미지를 디스플레이(display) 상에 생성하는 단계

를 포함하는,

의료 진단 초음파 스캐너를 이용하여 조직을 특성화하기 위한 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 측정하는 단계는, 상기 스캔 라인과 동일 직선 상의 수신 빔들을 이용하여 측정하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 스캐너를 이용하여 조직을 특성화하기 위한 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 측정하는 단계는, 빔 프로파일(profile) 내에서 송신 빔의 피크(peak) 세기 아래로 3 dB 내의 세기들을 갖는 위치들에 포지셔닝되는(positioned) 수신 라인들을 따른 동시 수신 빔들을 이용하여 측정하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 스캐너를 이용하여 조직을 특성화하기 위한 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 측정하는 단계는, 상기 음향 방사력 임펄스의 송신 전에, 그리고 상기 음향 방사력 임펄스의 송신 후에 복수 회에, 측정하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 스캐너를 이용하여 조직을 특성화하기 위한 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 측정하는 단계는, 상기 음향 방사력 임펄스의 초점 위치를 포함하는 위치들에서, 상기 음향 방사력 임펄스의 중단 후에 조직이 이완될 때 상기 변위들을 측정하는 단계를 포함하는,
의료 진단 초음파 스캐너를 이용하여 조직을 특성화하기 위한 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 측정하는 단계는, 시간의 함수로써 상기 변위들의 시간-도메인(time-domain) 프로파일을 생성하는 단계를 포함하는,
의료 진단 초음파 스캐너를 이용하여 조직을 특성화하기 위한 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 결정하는 단계는 상기 위치들 각각에 대해 상기 변위들 중 최대 변위를 결정하는 단계를 포함하는,
의료 진단 초음파 스캐너를 이용하여 조직을 특성화하기 위한 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 비율의 로그를 계산하는 단계는, 상기 위치들 각각에 대해, 상기 최대 변위 대 팬텀 최대 변위의 비율의 로그를 계산하는 단계를 포함하는,
의료 진단 초음파 스캐너를 이용하여 조직을 특성화하기 위한 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 감쇠 계수, 흡수 계수, 산란 계수, 탄성률, 또는 이들의 조합들을 계산하는 단계는, 상기 라인의 기울기로부터 상기 감쇠 계수를 계산하는 단계를 포함하는,
의료 진단 초음파 스캐너를 이용하여 조직을 특성화하기 위한 방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 감쇠 계수, 흡수 계수, 산란 계수, 탄성률, 또는 이들의 조합들을 계산하는 단계는, 상기 라인의 절편으로부터 상기 탄성률, 상기 흡수 계수, 또는 상기 탄성률과 상기 흡수 계수 둘 모두를 계산하는 단계를 포함하는,
의료 진단 초음파 스캐너를 이용하여 조직을 특성화하기 위한 방법.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 감쇠 계수, 흡수 계수, 산란 계수, 탄성률, 또는 이들의 조합들을 계산하는 단계는, 상기 감쇠 계수 및 상기 흡수 계수로부터 상기 산란 계수를 계산하는 단계를 포함하는,
의료 진단 초음파 스캐너를 이용하여 조직을 특성화하기 위한 방법.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 생성하는 단계는, 상기 감쇠 계수, 흡수 계수, 산란 계수, 탄성률, 또는 이들의 조합들에 대한 픽셀

(pixel) 변조, 그래프(graph), 또는 알파뉴메릭 텍스트(alphanumeric text)를 갖는 이미지를 생성하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 스캐너를 이용하여 조직을 특성화하기 위한 방법.

청구항 13

초음파 이미징(imaging)을 위한 시스템(system)으로서, 상기 시스템은,

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

상기 푸싱 펄스에 따른 축 상(on-axis)의 구역들에 대한 샘플(sample)들을 출력하도록 구성된 수신 빔포머;

상기 샘플들로부터 상기 구역들에 대한 변위들을 결정하며, 상기 변위들로부터 상기 환자의 조직에 대한 감쇠를 계산하도록 구성된 이미지 프로세서; 및

상기 감쇠를 디스플레이(display)하도록 구성된 디스플레이

를 포함하는,

초음파 이미징을 위한 시스템.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 음향 푸싱 펄스는 상기 초점 구역에 초점이 맞춰진 송신 빔으로서 음향 방사력 임펄스를 포함하며, 상기 샘플들은 상기 초점 구역에서 상기 음향 방사력 임펄스에 의해 유발되는 조직 변위를 추적하는 것으로부터의 빔포밍된(beamformed) 샘플들인,

초음파 이미징을 위한 시스템.

청구항 15

제 13 항에 있어서,

상기 이미지 프로세서는, 상기 초점 구역에서 시간의 함수로써 변위들을 상기 샘플들로부터 생성하고, 상기 구역들 각각에 대해 피크 변위를 식별하고, 피크 변위들 대 측정된 감쇠를 갖는 팬텀에서의 피크 변위들의 비율의 로그에 일 라인을 근사시키며, 상기 라인의 기울기로부터 상기 감쇠를 계산하도록 구성되는,

초음파 이미징을 위한 시스템.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 이미지 프로세서는 상기 라인의 절편으로부터 탄성률, 흡수, 산란, 또는 이들의 조합들을 계산하도록 구성되는,

초음파 이미징을 위한 시스템.

청구항 17

의료 진단 초음파 스캐너를 이용하는 초음파 이미징을 위한 방법으로서, 상기 방법은,

상기 초음파 스캐너의 빔포머에 의해, 환자의 조직에서 음향 방사력 임펄스의 여기(excitation)의 축을 따라 변위들을 추적하는 단계 -상기 변위들은 상기 음향 방사력 임펄스에 의해 유발됨-;

상기 초음파 스캐너의 이미지 프로세서에 의해, 상기 축을 따른 상기 변위들로부터 감쇠를 추정하는 단계; 및

상기 감쇠를 송신하는 단계

를 포함하는,

의료 진단 초음파 스캐너를 이용하는 초음파 이미징을 위한 방법.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 추정하는 단계는, 상기 축을 따른 상기 변위들, 및 알려진 감쇠를 갖는 팬텀으로부터의 변위들로부터 상기 감쇠를 추정하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 스캐너를 이용하는 초음파 이미징을 위한 방법.

청구항 19

제 18 항에 있어서,

상기 추정하는 단계는, 상기 축을 따른 상기 변위들 대 알려진 감쇠를 갖는 팬텀으로부터의 변위들의 비율의 로그에 근사되는 라인의 기울기로부터 감쇠를 추정하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 스캐너를 이용하는 초음파 이미징을 위한 방법.

청구항 20

제 19 항에 있어서,

상기 라인의 절편으로부터 흡수 계수, 산란 계수, 또는 상기 흡수 계수와 상기 산란 계수 둘 모두를 추정하는 단계

를 더 포함하는,

의료 진단 초음파 스캐너를 이용하는 초음파 이미징을 위한 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 실시예들은 의료 진단 초음파에 관한 것이다. 특히, 조직을 특성화하기 위해 초음파가 사용된다.

배경 기술

[0002] 조직의 초음파 감쇠를 특성화함으로써, 중요한 병적 정보가 획득될 수 있다. 감쇠 수준은 지방간 질병에 대한 생체표지자일 수 있다. 초음파의 감쇠에 부분적으로 기반하여, 암들, 이를테면, 유방암이 진단될 수 있다.

[0003] 라디오(radio) 주파수 후방산란 신호들의 스펙트럼(spectral) 분석을 사용하여 감쇠가 측정될 수 있다. 음향 후방산란의 깊이의 함수로써 전력 스펙트럼들(spectra)의 진폭의 변화가 감쇠를 표시한다. 이들 후방산란 접근법들은, 심지어 스펙트럼 평균화에도, 가변성을 겪을 수 있다.

[0004] 미국 특허 번호 제 9,244,169호는 음향 방사력 임펄스(ARFI; acoustic radiation force impulse)들을 사용하여 감쇠를 측정하는 기술을 교시한다. 상이한 주파수들의 ARFI들이 송신되며, 이 ARFI들에 응답적인 변위들로부터 감쇠가 추정된다. 다수의 ARFI들의 사용은 운동으로 인한 부정확성들을 야기할 수 있다. 초점조절 효과들이 또한 부정확성의 원인이 될 수 있다.

발명의 내용

[0005] 도입부로서, 아래에 설명되는 바람직한 실시예들은 초음파 이미징(imaging)에서 조직을 특성화하기 위한 방법, 시스템(system), 컴퓨터(computer) 판독가능 매체, 및 명령들을 포함한다. 감쇠를 추정하기 위해, ARFI 빔(beam)을 따른 상이한 위치들에서의 변위들이 사용된다. 초점조절 효과들을 상쇄시키기 위해, 축 상의 변위(on-axis displacement)들, 그리고 레퍼런스(reference)와 동일한 ARFI 초점을 사용하는 팬텀(phantom)으로부터의 변위들이 사용된다. 일 위치에 대한 감쇠를 추정하기 위해 단일 ARFI 빔이 사용될 수 있다.

[0006] 제 1 양상에서, 의료 진단 초음파 스캐너(scanner)를 이용하여 조직을 특성화하기 위한 방법이 제공된다. 초음파 스캐너의 변환기는 환자의 스캔 라인(scan line)을 따라 음향 방사력 임펄스를 송신 빔으로서 송신한다. 초음파 스캐너는, 스캔 라인을 따라 시간의 함수로써 변위들을 측정한다. 변위들 중 적어도 일

부는 음향 방사력 임펄스에 응답적이다. 이미지 프로세서(image processor)는, 스캔 라인을 따른 복수의 위치들 각각에 대해 시간의 함수로써 변위들의 특성을 결정하고, 이 특성 대 위치들 각각에 대한 팬텀의 특성의 비율의 로그(log)를 계산하고, 위치들의 함수로써 이 비율의 로그에 일 라인을 근사(fit)시키며, 이 라인을 사용하여, 감쇠 계수, 흡수 계수, 산란 계수, 탄성률, 또는 이들의 조합들을 계산한다. 감쇠 계수, 흡수 계수, 산란 계수, 탄성률, 또는 이들의 조합들의 이미지가 디스플레이(display) 상에 생성된다.

[0007] [0007] 제 2 양상에서, 초음파 이미징을 위한 시스템이 제공된다. 송신 빔포머(beamformer)는 음향 푸싱 펄스(pushing pulse)를 환자의 초점 구역에 송신하도록 구성된다. 수신 빔포머는 이 푸싱 펄스에 따른 축 상의 구역들에 대한 샘플(sample)들을 출력하도록 구성된다. 이미지 프로세서는, 샘플들로부터 구역들에 대한 변위들을 결정하며, 이 변위들로부터 환자의 조직에 대한 감쇠를 계산하도록 구성된다. 디스플레이는 감쇠를 디스플레이(display)하도록 구성된다.

[0008] [0008] 제 3 양상에서, 의료 진단 초음파 스캐너를 이용하는 초음파 이미징을 위한 방법이 제공된다. 초음파 스캐너의 빔포머는, 환자의 조직에서 음향 방사력 임펄스의 여기(excitation)의 축을 따라 변위들을 추적한다. 변위들은 음향 방사력 임펄스에 의해 유발된다. 초음파 스캐너의 이미지 프로세서는 이 축을 따른 변위들로부터 감쇠를 추정한다. 감쇠가 송신된다.

[0009] [0009] 본 발명은 아래의 청구항들에 의해 정의되며, 본 섹션(section)의 아무것도 그러한 청구항들에 대한 제한으로서 취해지지 않아야 한다. 본 발명의 추가적인 양상들 및 장점들은 바람직한 실시예들과 함께 아래에서 논의된다.

도면의 간단한 설명

[0010] [0010] 컴포넌트(component)들 및 도면들이 반드시 축척에 맞는 것은 아니며, 대신에 본 발명의 원리들을 예시할 때 강조가 이루어진다. 게다가, 도면들에서, 동일한 참조 부호들은 상이한 도면들 전체에 걸쳐 대응하는 부분들을 표시한다.

[0011] 도 1은 의료 진단 초음파 스캐너를 이용하여 감쇠를 추정하기 위한 방법의 일 실시예의 흐름도이다.

[0012] 도 2 및 도 3은 상이한 감쇠를 갖는 팬텀들에서의 ARFI 송신 빔들의 빔 프로파일(profile)들을 나타내는 예시적 변위 이미지들이다.

[0013] 도 4 및 도 5는 팬텀들의 예시적 시간-도메인(time-domain) 변위 프로파일들을 도시한다.

[0014] 도 6은 ARFI 축을 따른 위치의 함수로써 예시적 피크(peak) 변위들을 도시한다.

[0015] 도 7은 상이한 팬텀들로부터의 피크 변위들의 비율의 로그에 근사되는 예시적 라인을 도시한다.

[0016] 도 8은 초음파 이미징을 위한 시스템의 일 실시예의 블록 다이어그램(block diagram)이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0017] [0017] ARFI 및 레퍼런스 팬텀을 사용하여 초음파 감쇠가 추정된다. 여기의 축을 따른 위치들에서 ARFI-유도 변위들이 측정된다. 관심대상 조직에서 그리고 팬텀을 모방하는 잘 특성화된 조직에서 ARFI 푸시(push) 펄스들의 여기의 축을 따라 추적되는 변위들은, 동일한 송신-수신 조건들을 사용하여 측정된다. 초음파 감쇠 계수(흡수 + 산란), 흡수 감쇠 계수, 산란 감쇠 계수, 및/또는 탄성률을 추정하기 위해, 둘 모두로부터의 축 상의 변위들이 사용된다. 감쇠를 추정하기 위한 통상적인 초음파 후방산란 방법들과는 달리, 제안되는 방법은 추정치들의 더 높은 분해능 및 더 작은 분산을 갖는다.

[0018] [0018] 단일 ARFI가 사용될 수 있다. 다른 실시예들에서, 주파수-종속적 초음파 감쇠를 추정하기 위해, 상이한 주파수들의 ARFI들이 송신된다.

[0019] [0019] 도 1은 의료 진단 초음파 스캐너를 이용하는 초음파 이미징을 위한 방법의 흐름도 다이어그램의 일 실시예를 도시한다. 방법은, ARFI에 대한 응답으로 그리고 이 ARFI에 따른 축 상의 위치들에서 측정되는 변위들을 사용하여, 조직을 특성화한다. 환자의 조직으로부터의 변위들 대 알려진 감쇠를 갖는 팬텀으로부터의 변위들의 비율의 로그를 사용함으로써, 초점조절 효과들이 감소될 수 있다. 깊이에 걸쳐 이 비율의 로그에 근사되는 라인의 기울기로부터, 환자의 조직에 대한 감쇠가 추정될 수 있다.

[0020] [0020] 방법은 도 8의 초음파 이미징 시스템(10), 이미지 프로세서(22), 또는 상이한 시스템 및/또는 프로세서

에 의해 수행된다. 예컨대, 초음파 이미징 시스템(10)은 송신 및 수신 빔포머들(12, 16)과 변환기(14)를 이용하여 변위를 측정하기 위한 샘플들을 포착하며, 이미지 프로세서(22)는 이 샘플들로부터 감쇠를 추정한다. 디스플레이(27)는 추정된 조직 특성(예컨대, 감쇠)을 디스플레이한다.

- [0015] [0021] 도 1의 동작들은 도시된 순서로(위에서 아래로) 또는 상이한 순서로 수행된다. 예컨대, 동작(30)을 수행하기 전후에, 동작(32)에서 변위에 대한 샘플들이 측정된다.
- [0016] [0022] 도 1에 도시된 것보다 추가적이거나, 상이하거나, 또는 더 적은 개수의 동작들이 사용될 수 있다. 예컨대, 동작(42)은 수행되지 않는다. 다른 예로서, B-모드(mode) 또는 다른 초음파 이미지들을 스캐닝(scanning)하여 생성하기 위한 동작들이 추가된다.
- [0017] [0023] 동작(29)에서, 초음파 스캐너는 ARFI에 따른 축 상의 변위들을 추적한다. 빔포머는 부분적으로 추적한다. 빔포머는, ARFI를 생성하며, 변위들을 계산하기 위한 조직 반응을 샘플링하기(sample) 위해 사용된다. 푸싱 펄스(즉, ARFI)에 의해 유발되는 변위들이 이 푸싱 펄스의 스캔 라인을 따라 추적된다. 추적은 환자의 조직에 대해 수행된다. 환자의 조직 반응은 환자의 검사 동안 추적된다.
- [0018] [0024] 동일한 송신 및 수신 초점조절 그리고 구성을 사용하여, 팬텀에서 추적이 또한 수행된다. 팬텀에서의 추적은 아무때나, 이를테면, 제조 전에 또는 제조 후에 또는 교정의 일부로서 수행된다. 팬텀에서의 변위들을 측정하기 위해, 동일한 또는 유사한 변환기를 갖는 동일한 또는 유사한 유형의 초음파 스캐너가 사용된다. 측정된 변위들로부터 도출되는 측정들 또는 정보(예컨대, 피크 변위 진폭)는, 환자에서의 감쇠를 추정하기 위해 초음파 스캐너에 로딩되고(loaded) 그리고/또는 저장된다. 팬텀에 대한 알려진 감쇠가 또한, 초음파 스캐너에 로딩되고 그리고/또는 저장된다. 팬텀의 감쇠를 임의의 원하는 정확성으로 결정하기 위해, 투과법들(through transmissions) 또는 다른 측정들이 사용될 수 있다. 팬텀에 대해 감쇠 이외의 다른 조직 특성들, 이를테면, 탄성률, 산란 계수, 및/또는 흡수 계수가 획득될 수 있다. 팬텀으로부터의 정보는 레퍼런스로서 사용되며, 따라서 팬텀 정보의 교정 또는 다른 포착은 제조자 또는 다른 사람에 의해 한 번 또는 주기적으로 수행될 수 있다.
- [0019] [0025] 동작(29)의 추적을 수행하기 위해 동작들(30 및 32)이 사용된다. 다른 추적이 사용될 수 있다.
- [0020] [0026] 동작(30)에서, 초음파 스캐너는 변환기를 사용하여 응력을 조직에 인가한다. 예컨대, 관심대상 구역(region of interest) 또는 일 지점에 초점이 맞춰진 ARFI가 송신된다. 초점이 맞춰진 영역에 ARFI가 인가될 때, 전단파 및/또는 종파가 유도되며, 이 초점이 맞춰진 영역으로부터 전파될 수 있다. 이들 생성된 파들은 측정되지 않는다. ARFI는 조직에 응력을 가한다. 조직은 움직임으로써 이 응력에 반응하며, 이는 측정되는 움직임이다. 오리지널(original) 위치 또는 이완 상태에 관련하여, 조직이 변위된다. 초점 구역 또는 송신 빔 내의 다른 위치들에서, 이 변위가 증가하고, 이후, 0으로 회복되어, 시간 변위 프로파일이 야기된다. 조직 특성들은, ARFI에 의해 유발되는 다양한 깊이들에서 시간에 따라 변위에 영향을 끼친다.
- [0021] [0027] 임펄스는 임의의 개수의 주기들(예컨대, 수십 또는 수백 개의 주기들)의 주기적인 펄스형(pulsed) 파형에 의해 생성될 수 있다. 예컨대, 응력을 조직에 인가하기 위한 임펄스로서 음향 방사력이 송신된다. 임펄스 웨이브프론트(wavefront)가 관심대상 구역에 전파되어, 조직의 움직임이 유발된다.
- [0022] [0028] 도 2 및 도 3은 동일한 초점조절 및 빔포밍(beamforming)을 갖지만, 상이한 감쇠 특성들을 갖는 팬텀들에서의 ARFI 송신 빔들에 대한 예시적 빔 프로파일들을 도시한다. 빔 프로파일들은, 조직의 변위를 측정함으로써 도시된다. 도 2는, 4MHz에서 감쇠 4.16 dB/cm의 팬텀에서, 2cm에 초점이 맞춰진 ARFI 푸시 펄스의 변위 맵(map)이다. 도 3은, 4MHz에서 감쇠 2 dB/cm의 팬텀에서, 2cm에 초점이 맞춰진 ARFI 푸시 펄스의 변위 맵이다. 도 2 및 도 3에 도시된 영역에서의 변위들을 측정하기 위해, ROI 내에서 다수의 푸시 펄스들 및 추적이 사용된다.
- [0023] [0029] 도 2 및 도 3 각각에서, ARFI 송신 빔은 스캔 라인을 따라 송신된다. 송신 빔은 이 스캔 라인에 관련한 프로파일을 갖는다. 빔 프로파일은 도 2 및 도 3의 예들에서 수직 열(column)처럼 보인다. 열의 중심은 더 큰 세기의 구역(46)을 포함한다. 이 구역(46)은 송신 빔의 초점 위치를 포함한다. 송신 빔은, 스캔 라인을 따라 더 큰 음향 세기의 위치들로 표시되는 빔 프로파일을 갖는다. 음향 세기는 초점 구역으로부터의 추가적인 측방향 및/또는 깊이방향(depth) 간격에 따라 감소한다. 구역(46) 또는 빔 프로파일은, 피크 세기로부터의 감소량, 이를테면, 3 dB, 6 dB, 10 dB, 20 dB 또는 다른 롤-오프(roll-off) 양에 기반하여 정의될 수 있다. 빔 프로파일 내에서, 더 큰 음향 세기가 제공된다.
- [0024] [0030] 조직이 응력을 겪고 있고 그리고/또는 응력으로부터 회복되는 동안, 동작(32)이 발생한다. 예컨대, 응

력의 변화 또는 인가 후에, 그리고 조직이 이완 상태에 도달하기 전에, 송신 및 수신 발생한다. 변위의 크기를 결정하기 위한 레퍼런스의 경우, ARFI 인가 전에, 그리고/또는 조직이 정상 상태로 이완된 후에, 송신 및 수신 발생한다.

- [0025] [0031] 동작(32)에서, 초음파 스캐너는 시간에 따라 변위들을 측정한다. 초음파 스캐너는 송신 빔포머를 사용하여 송신 빔들의 시퀀스(sequence)를 송신한다. 송신 이벤트(event)의 경우, 송신 빔이 형성된다. 송신 빔들을 형성하는 펄스들은 임의의 개수의 주기들을 갖는다. 예컨대, 1-3개의 주기들이 사용된다. 임의의 엔벨로프(envelope), 펄스의 유형(예컨대, 단극성, 양극성, 또는 시누소이드(sinusoidal)), 또는 파형이 사용될 수 있다.
- [0026] [0032] 응력에 반응하는 조직에 복수의 초음파 신호들이 송신된다. 복수의 신호들은 별개의 송신 이벤트들에서 송신된다. 송신 이벤트는, 송신에 응답적인 에코(echo)들의 수신 없이 송신들이 발생하는 인접한 인터벌(interval)이다. 송신 단계 동안, 어떠한 수신도 없다. 송신 이벤트들의 시퀀스가 수행되는 동작(32)에서는, 수신 이벤트들의 대응하는 시퀀스가 또한 수행된다. 초음파 스캐너의 수신 빔포머는, 각각의 송신 이벤트에 대한 응답으로, 샘플들을 생성한다. 수신 이벤트는, 각각의 송신 이벤트에 대한 응답으로 그리고 다음 차례의 송신 이벤트 전에 수행된다.
- [0027] [0033] 변환기는, 각각의 송신 이벤트에 대한 응답으로 초음파 에코들을 수신한다. 변환기는 에코들을 수신 신호들로 컨버팅하며(convert), 이 수신 신호들은 복수의 공간 위치들을 표현하는 초음파 데이터(data)로 수신 빔포밍된다(beamformed). 초음파 스캐너는, 수신 빔들이 송신 시퀀스의 송신 빔들 각각에 대한 응답으로 수신되는 수신 신호들의 시퀀스를 수신한다.
- [0028] [0034] 수신은 시퀀스의 송신과 인터리빙된다(interleaved). 각각의 송신 이벤트에 대해, 수신 이벤트가 발생한다. 수신 이벤트는 관심대상 깊이 또는 깊이들로부터 에코들을 수신하기 위한 연속적인 인터벌이다. 이 이벤트는, 송신 이벤트를 중단시킨 후에 발생한다. 변환기가 주어진 송신을 위한 음향 에너지(energy)의 생성을 완료한 후에, 이 변환기는 응답적인 에코들의 수신에 사용된다. 이후, 동일한 공간 위치 또는 위치들에 대해 다른 송신 및 수신 이벤트 쌍을 반복시키기 위해 변환기가 사용되어, 시간에 따른 조직 반응을 측정하기 위한 인터리빙(interleaving)(예컨대, 송신, 수신, 송신, 수신,...)이 제공된다.
- [0029] [0035] 조직의 변위들의 측정, 환자의 조직에서 ARFI에 의한 여기의 축을 따라 이루어진다. 예컨대, 측정들은 구역(46), 이를테면, ARFI 송신의 초점 위치 주위의 위치들의 범위에 대해 수행된다. 측방향으로 움직이는 진단과-유발 변위들을 구역(46)의 밖에서 추적하는 것이 아니라, 초점 위치 및/또는 최대 또는 더 큰 음향 세기의 구역(46)의 다른 위치들에서 ARFI에 의해 직접적으로 유발되는 변위가 측정된다. 측정들은 ARFI 축 또는 스캔 라인을 따른 위치들에 대해 발생한다. 변위들을 측정하기 위한 샘플들은, 조직이 변위할 때 시간에 따라 그리고 스캔 라인을 따른 빔 프로파일 내에서 포착된다.
- [0030] [0036] 조직의 반응은, 구역(46) 내에서 하나 또는 그 초과와 수신 스캔 라인들을 따라 상이한 깊이들에서 검출된다. 응력에 반응하는 조직의 운동을 측정하기 위해, 도플러(Doppler) 또는 B-모드 스캐닝(scanning)이 사용될 수 있다. 초음파 이미징은 ARFI 응력이 인가되기 전에, ARFI 응력이 인가되는 동안, 그리고/또는 ARFI 응력이 인가된 후에 수행된다. 초음파의 송신들에 대한 응답으로, 초음파 데이터가 수신된다. 송신들 및 수신들은 일 라인을 따라, 일 영역에 걸쳐, 또는 일 부피에 걸쳐 수행된다. 시간에 따라 추적하기 위한 각각의 공간 위치에 대해, 송신들 및 수신들의 시퀀스가 제공된다.
- [0031] [0037] 일 실시예에서, 변위를 측정하기 위한 수신 빔들은 ARFI 송신 빔과 동일한 스캔 라인을 따라 이루어진다. 추적을 위한 송신 및 수신 빔들은 서로 그리고 ARFI 송신 빔과 동일 직선 상에 있다. 다른 실시예들에서, 병렬 수신 빔포메이션(beamformation)이 사용된다. 각각의 송신 빔에 대한 응답으로, 둘 또는 그 초과(예컨대, 4개)의 수신 빔들이 형성된다. 수신 빔들은 구역(46) 내에 있지만, 송신 스캔 라인으로부터 이격되어, 일 위치 주위의 구역에 대한 샘플들이 제공될 수 있다. 유사하게, 사용되는 샘플들에 대한 깊이들은 구역(46) 내에서 다수의 깊이들에 있다. 샘플들은, ARFI 송신 빔에서의 피크 음향 세기의 위치(예컨대, 초점 깊이 위치)에서 적어도 3 dB인, ARFI 송신 빔에서의 음향 세기를 갖는 위치들에 포지셔닝된다(positioned). 예컨대, 이 위치들은 구역(46)에 있다. 3 dB 세기 밖의 위치들이 사용될 수 있다.
- [0032] [0038] 조직이 변위를 겪을 때, 빔포밍된(beamformed) 데이터 또는 샘플들이 포착된다. 이완 상태의 조직의 일부 샘플들이 포착될 수 있다. 예컨대, 샘플들은 ARFI의 인가 전에 그리고 ARFI의 인가 후에 포착된다. 인가 전에, 조직은 이완 상태로 있거나, 또는 조직에는 ARFI 유도 변위가 없을 수 있다. 일단 ARFI 송신이

발생하면, 조직이 이완 상태로 되돌아갈 때까지 후속 샘플들이 변위된 상태의 조직에 대한 것이 되도록, 조직은 움직여진다. 샘플링(sampling)은 임의의 시간 범위에 걸쳐 발생하는데, 이를테면, ARFI 송신 빔 전에 또는 ARFI 송신 빔 후에 시작하며, ARFI가 중단된 후에 임의의 시간량 동안 계속된다. 샘플들은 복수 회에 포착된다.

- [0033] [0039] 샘플들은 수신 빔포머에 의해 출력되는 라디오 주파수(RF:radio frequency) 또는 동상 및 직교(IQ;in-phase and quadrature) 데이터이다. 음향 에너지(예컨대, 송신 빔)의 송신에 대한 응답으로, 음향 에코들이 변위된 엘리먼트(element)들에 부딪힌다. 엘리먼트들은 음향 에코들을 전기 신호들로 컨버팅한다. 특정 샘플 위치들에서의 조직의 반응을 결정하기 위해, 수신 빔포머는 상이한 엘리먼트들로부터의 신호들을 코히런트하게(coherently) 합산한다. 수신 빔포머의 출력은 RF 또는 IQ 데이터이다.
- [0034] [0040] 변위들은 샘플들로부터 측정된다. 초음파 스캐너는 조직 운동을 결정한다. 조직 운동은 일차원, 이차원, 또는 삼차원의 변위로서 검출된다. ARFI 송신 빔에 응답적인 운동이 검출될 수 있다. 조직 운동은 상이한 시간들에 검출된다. 상이한 시간들은 상이한 추적 스캔들(즉, 송신 및 수신 이벤트 쌍들)에 대응한다.
- [0035] [0041] 레퍼런스 샘플 또는 샘플들이 조직에 대해 이완 데이터로 포착되며, 다른 시간들에서의 변위를 결정하기 위해 사용된다. 조직 운동은, 레퍼런스 조직 정보에 관련한 변위를 추정함으로써 검출된다. 예컨대, 하나 또는 그 초과 수의 수신 스캔 라인들을 따른 조직의 변위가 결정된다. 변위는 조직 데이터, 이를테면, B-모드 초음파 데이터로부터 측정될 수 있지만, 검출 전의 흐름(예컨대, 속도) 또는 IQ 정보가 사용될 수 있다.
- [0036] [0042] 스캔들 간(예컨대, 레퍼런스와 현재 간)의 변위를 결정하기 위해, 상관, 교차상관, 절대차들의 최소 합, 또는 다른 유사성 측정(measure)이 사용된다. 측정 위치 주위에 분산된 공간 위치들을 표현하는 데이터가 레퍼런스 데이터와 상관된다. 각각의 깊이 또는 공간 위치에 대해, 복수의 깊이들 또는 공간 위치들에 걸친 상관들이 수행된다. 주어진 시간에 최고의 또는 충분한 상관을 가지고 공간 오프셋(offset)이 그 위치에 대한 변위의 양을 표시한다. 각각의 위치에 대해, 시간의 함수로써 변위가 결정된다.
- [0037] [0043] 공간에서의 이차원 변위 또는 삼차원 변위가 사용될 수 있다. 스캔 라인들 또는 빔들과 상이한 방향을 따른 일차원 변위가 사용될 수 있다.
- [0038] [0044] 변위 측정들은 임의의 개수의 스캔 라인들에 대해 수행된다. 예컨대, 각각의 송신에 대한 응답으로, 네 개의 수신 빔들이 형성된다. 각각의 깊이에 대해, 상이한 수신 빔들로부터의 변위들이 결합될 수 있는데, 이를테면, 평균화될 수 있다. 다른 실시예들에서, 각각의 송신에 대한 응답으로, 단지 단일 수신 빔 또는 다른 개수들의 수신 빔들이 형성된다.
- [0039] [0045] 조직을 변위시키기 위한 음향력을 송신한 후에, 구역(46) 내에서 임의의 개수의 스캔 라인들을 따라 B-모드 송신들 및 수신들이 반복적으로 수행된다. 초음파 데이터의 일부, 이를테면, 반복들의 시작 또는 끝은 조직 변위에 응답적이지 않을 수 있으며, 따라서 레퍼런스와 유사하다. 각각의 반복은 동일한 구역 또는 위치들을, 그 위치들에 대한 조직 반응을 결정하기 위해 모니터링한다(monitor). 시간에 따라 초음파 펄스들의 송신 및 초음파 에코들의 수신을 반복함으로써, 시간에 따른 변위들이 결정된다. 임의의 개수(M개)의 반복들이 사용될 수 있는데, 이를테면, 약 50-100회 반복될 수 있다. 반복들은, 응력으로부터 조직이 회복되는 동안, 그러나 수신을 간섭하지 않고, 가능한 한 빈번히 발생한다. 조직 시간 변위 프로파일은, 도플러 방법이 하는 것과 유사한 방식으로, 반복적으로 동일한 타겟(target) 영역에 신호를 송신하고 이 동일한 타겟 영역으로부터 신호를 수신함으로써 획득된다.
- [0040] [0046] 도 4 및 도 5는, 각각, 도 2 및 도 3에서 사용된 팬텀들에서, ARFI 축을 따른 상이한 위치들에 대한 예시적인 측정의 변위 프로파일들을 도시한다. 시간에 따른 변위의 크기가 도시된다. 도 4 및 도 5의 예들에서, 다수의 측정방향으로 이격된 변위들이 각각의 깊이에 대해 측정되어 평균화된다. 도 4 및 도 5에 도시된 변위 프로파일들은 측정방향 평균치들로부터 생성된다. 주어진 깊이에 대한 변위들은, 상이한 위치들에 초점이 맞춰진 시퀀스로 송신되는 동일한 ARFI 또는 상이한 ARFI들에 응답적일 수 있다.
- [0041] [0047] 두 개의 팬텀들이 도 2-도 5에서 사용되지만, 하나의 팬텀은 환자로부터의 측정들로서 취급되고, 다른 팬텀은 팬텀-기반 레퍼런스 측정들로서 취급된다. 예컨대, 도 2 및 도 4가 환자 조직 측정(샘플)을 표현하기 위해 사용되는 반면에, 도 3 및 도 5는 팬텀 측정들(레퍼런스)을 표현하기 위해 사용된다. 변위는 도 2 및 도 4에 대한 팬텀으로부터 측정되지만, 실제 사용 시, 환자의 샘플링된(sampled) 조직으로부터 측정될 것이다.
- [0042] [0048] 시간 0은 ARFI 송신 빔의 시간이다. 시간들 0.1-4.0은, ARFI 송신 후에 ARFI 스캔 라인을 따라 상이한 빔포머 샘플 위치들에서 측정된 변위들이다. 구역(46)의 조직은 일반적으로, ARFI 송신 빔에 의해 생성되는 전

단과 또는 종파가 아니라, ARFI에 기인하여 변위된다. 이 변위는 ARFI 송신 빔 전에 약 0이며, 이후, 1 밀리세컨드(millisecond)의 몇 분의 1 내에 ARFI 초점 위치에서 약 2.0-2.3 um으로 증가하며, 이후, 이완 상태 쪽으로 다시 움직여서 이완 상태를 통과한다. 0.5 내지 1.0 밀리세컨드 후에, 변위는 이완 상태 쪽으로 진행된다. 상이한 깊이들에 대해 상이한 변위 프로파일들이 발생한다. 동일한 ARFI 초점, 진폭, 아포다이제이션(apodization), 어퍼처(aperture), 및 그 밖의 빔포머 설정들을 사용함에도 불구하고, 감쇠의 차이들에 기인하여, 도 4의 변위 프로파일들은 도 5의 변위 프로파일들과 상이하다.

[0043] [0049] 도 1의 동작(36)에서, 초음파 스캐너의 이미지 프로세서는 환자의 조직에 대한 감쇠를 추정한다. 샘플링된 구역에 대한 감쇠는 이 구역에서의 변위들로부터 추정된다. 감쇠를 추정하기 위해, ARFI 축을 따른 변위들이 사용된다. 도 4 및 도 5에서 반영된 바와 같이, 감쇠는 스캔 라인을 따른 위치의 함수로써 변위의 진폭의 변동을 유발한다.

[0044] [0050] 동작들(38 및 40)은 감쇠를 추정하기 위한 일 예시적 접근법을 나타낸다. 다른 접근법들에서, 로그, 비율, 및/또는 라인 근사 없이, 위치 또는 깊이에 걸친 진폭의 변화가 사용된다.

[0045] [0051] 감쇠를 추정하며, ARFI 초점조절 및/또는 진폭의 영향을 감소시키기 위해, 축을 따른 환자의 조직의 변위들 및 레퍼런스 팬텀으로부터의 축을 따른 변위들은 결합하여 사용된다. ARFI 푸시 펄스로부터 축 포지션(position) $z + z_0$ 에서의 조직 변위인 S는 다음에 의해 주어진다:

[0046]
$$S(z + z_0) = \frac{d(z+z_0)e^{-2\alpha z} \alpha_a}{E}$$

[0047] 여기서, c 는 z_0 까지의 전파 경로를 따른 감쇠를 고려하는 상수이고, $I(z + z_0)$ 은 축 포지션 $z + z_0$ 에서의 음향 세기이고, α_a 은 흡수 계수이고, E는 조직의 탄성이며, α 는 초음파 감쇠 계수(np/cm)이다. α 는 ARFI 스캔 라인을 따른 ROI(z_0 에서 $z_0 + \Delta z$ 까지)에서의 로컬(local) 감쇠 계수이며, 전파 경로를 따른 감쇠는 아니다. 감쇠 계수 α 는 흡수 및 산란 감쇠 둘 모두를 포함한다.

[0048] [0052] 초점조절의 효과들을 정규화하기 위해, 동일한 ARFI 설정들을 사용하는, 알려진 감쇠 계수의 레퍼런스 팬텀으로부터의 변위들이 사용된다. ARFI 펄스로부터, 조직 샘플(예컨대, 도 2 및 도 4)에서의 변위들 대 레퍼런스(예컨대, 도 3 및 도 5)에서의 변위들의 비율은 다음에 의해 주어진다:

[0049]
$$R(z) = e^{-2(\alpha - \alpha')z} \frac{\alpha_a E'}{\alpha_a E}$$

[0050] 여기서, α' , E', 및 α_a' 은 레퍼런스 팬텀의 감쇠 계수, 탄성률, 및 흡수 계수이다. 이들 레퍼런스 값들은 사전에 측정되거나 또는 알려진다. 이 비율은 ARFI 초점조절 또는 진폭의 효과들을 제거한다($CI(z)$ 가 상쇄된다).

[0051] [0053] 이 비율은 변위들 또는 변위 프로파일들의 특성을 사용한다. 일 실시예에서, 이미지 프로세서는, 시간에 따른 최대 변위로서, 시간의 함수로써 변위들의 특성을 결정한다. 스캔 라인을 따른 복수의 위치들 각각에 대해, 최대 변위가 발견된다. 다른 특성들이 사용될 수 있다. 예컨대, 변위 프로파일들은 주파수 도메인으로 변환(푸리에(Fourier) 변환)되며, 각각의 위치에 대한 변위 프로파일들의 주파수 응답의 특성이 결정된다.

[0052] [0054] 동일한 결정이 환자로부터의 샘플링 및 팬텀으로부터의 샘플링에 이루어진다. 팬텀에 대한 결정은 미리 결정될 수 있는데, 이를테면, 레퍼런스 변위들을 로딩(load)하거나 또는 갖지 않고, 최대 변위에 대한 값들이 스캐너에 로딩될 수 있다. 현재 검사되는 환자 뿐만 아니라 레퍼런스를 위한 위치들에 대한 특성의 값들이 획득된다. 각각의 변위 프로파일의 최대치들 또는 피크 진폭이 도 4 및 도 5에서 표시된다. 최대치들은 도 4에서는 점들로서 그리고 도 5에서는 원들로서 도시된다. 도 6은 1.0-2.4 cm의 깊이 범위에 걸쳐 깊이의 함수로써 환자 및 팬텀에 대한 최대치들의 플롯(plot) 또는 그래프(graph)를 도시한다. 본 예에서, ARFI 푸시 펄스는 2 cm에 초점이 맞춰진다. 초점 깊이를 포함하거나 또는 포함하지 않는 다른 깊이 범위들이 사용될 수 있다. 최대치들은 ARFI 송신을 위한 축 또는 스캔 라인을 따른다. 도 4의 변위 프로파일들은 환자 측정들을 표현하기 위해 사용되며, 도 5의 변위 프로파일들은 레퍼런스 측정들을 표현하기 위해 사용된다.

[0053] [0055] 도 1의 동작(38)에서, 이미지 프로세서는 환자로부터 팬텀까지의 특성의 비율의 로그를 계산한다. 예컨대

대, 각각의 위치 또는 깊이에 대해, 환자의 조직의 최대 변위 대 팬텀의 최대 변위의 비율이 계산된다. 이 비율은 알려진 감쇠를 갖는 팬텀과 환자 간의 상대적 정보를 제공한다. 비율 이외의 다른 상대적 측정(measure)들, 이를테면, 합, 곱, 평균, 차이, 또는 더욱 복잡한 관계식 값이 사용될 수 있다.

[0054] [0056] 위치들 또는 깊이들 각각에 대해, 최대 변위 대 팬텀 최대 변위의 비율의 로그가 계산된다. 로그는 관계식을 선형 도메인으로 컨버팅한다. 비율의 로그를 컴퓨팅(computing)하는 것은 다음과 같이 표현된다:

[0055]
$$\ln(R(z)) = -2(\alpha - \alpha')z + \ln\left(\frac{\alpha_a E}{\alpha_a' E'}\right)$$

[0056] 샘플로부터의 최대 변위들 대 레퍼런스의 최대 변위들의 로그 비율이 계산된다. 도 7은 도 6으로부터의 최대 변위들의 비율의 로그에 대한 플롯을 도시한다. 다른 컨버전(conversion)들이 사용될 수 있다.

[0057] 동작(40)에서, 이미지 프로세서는 이 비율 또는 다른 상대적 측정(measure)의 로그에 일 라인을 근사시킨다. 이 라인은, 위치들 또는 깊이의 함수로써 근사된다. 임의의 라인 근사, 이를테면, 최소제곱법(least squares fit)이 사용될 수 있다. 도 7은 이 비율의 로그에 대한 플롯에 근사되는 파선을 도시한다. 이 라인은, 레퍼런스 또는 팬텀 측정들과 환자 측정들 간의 관계식에 근사된다.

[0058] 대안적 실시예에서, 자연 로그를 수행하지 않고, 지수 근사가 사용될 수 있다. 예컨대, 지수 근사는 다음과 같이 표현된다:

[0059]
$$ae^{bz}$$

[0060] 여기서, $a = \frac{\alpha_a E'}{\alpha_a E}$ 및 $b = -2(\alpha - \alpha')$ 는 $R(z) = e^{-2(\alpha - \alpha')z \frac{\alpha_a E'}{\alpha_a E}}$ 에 근사된다. 다른 근사들이 사용될 수 있다.

[0061] [0059] 도 1의 동작(36)에서, 이미지 프로세서는, 근사 지수의 라인 또는 특성을 사용하여, 감쇠 계수, 흡수 계수, 산란 계수, 탄성률, 또는 이들의 조합들을 계산한다. 이 라인은 아래에서 사용된다. 근사 라인은 기울기 및 절편을 갖는다. 조직 특성을 추정하기 위해, 근사 라인의 기울기, 절편, 또는 다른 특성이 계산되어 사용된다.

[0062] [0060] 이 라인의 기울기로부터 감쇠가 계산된다. 기울기는 감쇠 계수를 표현하는데, 그 이유는 기울기가 변위 특성의 진폭에서의 상대적 감소를 반영하기 때문이다. 비율의 로그는 z 에 대하여 선형이며, 따라서 z 에 대하여 로그-비율에 근사되는 라인의 기울기는 다음과 같다:

[0063]
$$\text{기울기} = -2(\alpha - \alpha')$$

[0064] 이는, 다음과 같은 감쇠를 야기한다:

[0065]
$$\alpha = -\frac{\text{기울기}}{2} + \alpha'$$

[0066] 팬텀의 알려진 감쇠, 및 이 기울기는 환자의 조직에서의 감쇠를 제공한다. 도 7의 예에서, 환자의 조직(즉, 도 2 및 도 4의 변위들)을 표현하기 위해 사용되는 팬텀의 경우, 4MHz(ARFI 송신의 중심 주파수)에서 4.19 dB/cm로서 감쇠 계수가 추정된다. 실제 환자를 측정하는 것 대신에 팬텀이 사용되기 때문에, 축 상의 변위들을 사용하여 추정된 4.19 dB/cm의 감쇠가 그 팬텀에 대한 알려진 감쇠인 4.12 dB/cm와 비교될 수 있다. 실제 환자 측정(measure)들을 위해, 더 높은 또는 더 낮은 정확성이 제공될 수 있다.

[0067] [0061] 이미지 프로세서는 근사 라인의 절편으로부터 탄성률, 흡수 계수, 또는 둘 모두를 계산한다. 탄성 또는 탄성률 E 또는 흡수 계수 α_a 는, 하나 또는 다른 하나가 알려진다면, 이 라인의 절편으로부터, 다음에 의해 표현되는 바와 같이 추정될 수 있다:

[0068]
$$E = e^{-\text{절편}} \frac{E' \alpha_a}{\alpha_a'}$$

$$\alpha_a = e^{\text{절편}} \frac{E \alpha_a'}{E'}$$

- [0069] 탄성 또는 흡수 계수에는, 다른 하나를 계산하기 위하여, 스캐닝되고(scanned) 있는 조직에 기반하여 미리 결정된 값이 할당되거나 또는 가정될 수 있다. 대안적으로, 탄성은 전단파 또는 다른 초음파 이미징으로부터 측정된다. 측정되고 있는 위치 또는 구역에 대한 탄성을 이용하여, 절편, 팬텀 또는 레퍼런스의 알려진 흡수 계수, 및 팬텀 또는 레퍼런스의 알려진 탄성으로부터 음향 흡수가 계산된다. 또 다른 접근법에서, 탄성 및 음향 흡수의 가능한 추정치들을 측정된 절편 및 감쇠에 매칭시키기(match) 위해, 반복적 또는 최적화 솔루션(solution)이 사용된다.
- [0070] [0062] 이미지 프로세서는 기울기 및 절편을 사용하여 산란 계수를 계산한다. 산란 감쇠 계수는 $\alpha_s = \alpha - \alpha_a$ 에 의해 주어진다. 감쇠가 기울기의 함수이고, 음향 흡수가 절편의 함수이기 때문에, 산란은, 감쇠 및 음향 흡수를 사용하여 둘 모두로부터 계산된다.
- [0071] [0063] 특성들 중 임의의 특성이 단일 구역 또는 다수의 구역들에 대해 계산될 수 있다. 구역별로 감쇠를 계산하기 위해, 상이한 공간 윈도우(window)들이 사용될 수 있다. 위치별로 그리고/또는 주파수별로 감쇠를 결정하기 위해, 상이한 위치들에 초점이 맞춰지며 그리고/또는 상이한 주파수들을 사용하는 ARFI를 이용하는 프로세스(process)가 사용될 수 있다.
- [0072] [0064] 동작(42)에서, 이미지 프로세서, 디스플레이, 통신 인터페이스(interface), 또는 다른 디바이스(device)는 감쇠, 및/또는 비율들의 로그로부터 계산된 다른 조직 특성을 송신한다. 송신은 초음파 스캐너로부터, 그리고/또는 초음파 스캐너 내에서 이루어진다. 송신은 다른 디바이스, 이를테면, 메모리(memory), 디스플레이, 네트워크(network), 서버(server), 워크스테이션(workstation), 환자 레코드 데이터베이스(record database), 및/또는 픽처 아카이빙(picture archiving) 및 통신 서버로 이루어진다. 감쇠, 탄성률, 흡수 계수, 및/또는 산란 계수가 데이터로서 송신되거나, 또는 이미지에 임베딩된다(imbedded).
- [0073] [0065] 일 실시예에서, 송신은 디스플레이로 이루어진다. 감쇠 또는 다른 조직 특성의 함수인 값이 디스플레이된다(displayed). 값은 알파뉴메릭 텍스트(alphanumeric text)로서 디스플레이된다. 값은 특성 자체(예컨대, 감쇠에 대한 값)이고, 그리고/또는 특성으로부터 도출된다. 대안적 또는 추가적 실시예들에서, 값은 그래프의 일부로서 포함되는데, 이를테면, 주파수 또는 위치의 함수로써 감쇠가 디스플레이된다.
- [0074] [0066] 다른 실시예에서, 값은, 조직 특성을 공간적으로 표현하는 이미지의 일부이다. 예컨대, 감쇠는 둘 또는 그 초과 상이한 위치들에서 측정된다. 하나의 ARFI에 대한 응답으로 감쇠를 계산하기 위해, 깊이의 경우, 상이한 윈도우들 또는 깊이 범위들이 사용될 수 있다. 측방향으로 이격된 위치들의 경우, 동작들(29-40)이 반복된다. 하나의 ARFI 송신에 대한 응답으로, 이 ARFI 송신의 송신 빔 프로파일의 상이한 위치들에서의 조직 변위들이 측정되며, 위치 특정 조직 특성을 추정하기 위해 사용된다. 측방향으로 상이한 구역들(46)에 대해 동작들(29-40)이 반복된다. ARFI 송신은 상이한 조직 위치들에 대해 반복된다. 상이한 위치들에 대한 조직 특성의 값들은 이미지의 색, 밝기, 및/또는 음영을 변조한다. 이미지의 상이한 픽셀(pixel)들은 이 변조를 통과한 대응하는 조직 특성 값들을 나타낸다.
- [0075] [0067] 이미지는 다양한 조직 특성들에 대한 값들을 포함할 수 있다. 예컨대, 감쇠 계수, 흡수 계수, 산란 계수, 또는 탄성률 중 둘 또는 그 초과에 대해, 텍스트, 그래프들, 또는 픽셀 변조가 사용된다.
- [0076] [0068] 값은 단독으로 또는 다른 이미지와 함께 디스플레이된다. 예컨대, 조직 특성을 표현하는 값 또는 값들이 B-모드 이미지 또는 다른 이미지에 제공된다. 조직 특성이 다수의 위치들에 대해 측정되는 경우, B-모드 이미지의 관심대상 구역에서의 색 또는 다른 변조가 디스플레이된다. 조직 특성이 하나 또는 그 초과 위치들에 대해 측정되는 경우, 값 또는 값들을 나타내는 알파뉴메릭 텍스트가 B-모드 이미지 상에 오버레이(overlay) 또는 주석으로서 제공된다.
- [0077] [0069] 일 실시예에서, 전단파 이미징이 수행된다. 전단파 스피드(speed)는 사용자 또는 프로세서 선택 위치에서 표시된다. 전단파를 생성하기 위해 사용된 것과 동일한 ARFI 또는 상이한 ARFI를 사용하여, 감쇠 또는 다른 조직 특성이 그 동일한 위치에 대해 계산되어 제시된다. 또한, 전단파 스피드에 대한 변위들을 계산하기 위해 사용되는 스캔들은, 이를테면 병렬 수신 빔포밍을 사용하여, 축 상의 변위들을 계산하기 위해 사용될 수 있다. 추가적인 시퀀싱(sequencing) 또는 송신들 및 수신들 없이, 전단파 스피드와, 감쇠 또는 다른 조직 특성 둘 모두가 진단을 위해 사용자에게 제공된다. 값들은 동일한 이미지, 인접하게 디스플레이된 이미지들, 또는 순차적으로 디스플레이된 이미지들에서 제공된다.
- [0078] [0070] 도 8은 초음파 이미징을 위한 의료 시스템(10)의 일 실시예를 도시한다. 의료 시스템(10)은 감쇠 및/또는 다른 조직 특성들을 측정한다. 예컨대, 의료 시스템(10)은 도 1의 방법 또는 다른 방법을 구현한다. 의료

시스템(10)은, ARFI에 의해 유도되는 전단파 또는 종파가 아니라 ARFI에 따른, 그리고 이 ARFI에 기인하는 축상의 조직 변위의 측정(measure)들을 사용하는 초음파 스캐너이다. 동일한 ARFI 구성에 대한, 그러나 알려진 감쇠를 갖는 패턴에서의 측정들을 사용함으로써, 의사에 의한 진단 용도로 음향 감쇠를 결정하기 위해, 환자 측정 변위들이 사용된다.

- [0079] [0071] 의료 시스템(10)은 송신 빔포머(12), 변환기(14), 수신 빔포머(16), 이미지 프로세서(22), 메모리(28), 및 디스플레이(27)를 포함한다. 추가적이거나, 상이하거나, 또는 더 적은 개수의 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 프론트-엔드(front-end) 컴포넌트들, 이를테면, 송신 및 수신 빔포머들(12, 16) 없이 제공된다. 또 다른 예에서, 이미지 상의 관심대상 구역의 사용자 표시를 위해, 사용자 입력부(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 인터페이스가 제공된다.
- [0080] [0072] 일 실시예에서, 의료 시스템(10)은 의료 진단 초음파 시스템이다. 대안적 실시예에서, 시스템(10)은 컴퓨터 또는 워크스테이션이다.
- [0081] [0073] 변환기(14)는 복수의 엘리먼트들의 어레이(array)이다. 엘리먼트들은 압전 또는 용량성 막 엘리먼트들이다. 어레이는 일차원 어레이, 이차원 어레이, 1.5D 어레이, 1.25D 어레이, 1.75D 어레이, 환상 어레이, 다차원 어레이, 와블러(wobbler) 어레이, 이들의 조합들, 또는 임의의 다른 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 어레이로서 구성된다. 변환기 엘리먼트들은 음향 에너지와 전기 에너지 간에 변환한다. 변환기(14)는 송신/수신 스위치(switch)를 통해 송신 빔포머(12) 및 수신 빔포머(16)와 연결되지만, 다른 실시예들에서, 별개의 연결들이 사용될 수 있다.
- [0082] [0074] 송신 및 수신 빔포머들(12, 16)은 변환기(14)를 이용하는 스캐닝을 위한 빔포머이다. 송신 빔포머(12)는, 변환기(14)를 사용하여, 하나 또는 그 초과인 빔들을 환자에 송신한다. 벡터(vector)®, 섹터(sector), 선형 또는 다른 스캔 포맷(format)들이 사용될 수 있다.
- [0083] [0075] 송신 빔포머(12)는 프로세서, 지연부, 필터(filter), 파형 생성기, 메모리, 위상 회전기, 디지털-아날로그 컨버터(digital-to-analog converter), 증폭기, 이들의 조합들, 또는 임의의 다른 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 송신 빔포머 컴포넌트들이다. 일 실시예에서, 송신 빔포머(12)는 엔벨로프 샘플들을 디지털적으로(digitally) 생성한다. 필터링(filtering), 지연들, 위상 회전, 디지털-아날로그 컨버전, 및 증폭을 사용하여, 원하는 송신 파형이 생성된다. 다른 파형 생성기들, 이를테면, 스위칭 펄서(switching pulser)들 또는 파형 메모리들이 사용될 수 있다.
- [0084] [0076] 송신 빔포머(12)는 변환기(14) 상의 송신 어퍼처의 각각의 엘리먼트에 대해 송신 파형의 전기 신호들을 생성하기 위한 복수의 채널(channel)들로서 구성된다. 파형들은 하나의, 다수의, 또는 소수(fractional number) 개의 주기들을 갖는 원하는 중심 주파수 또는 주파수 대역의 단극성, 양극성, 계단형, 시누소이드, 또는 다른 파형들이다. 파형들은 음향 에너지를 초점조절하기 위한 상대적 지연 및/또는 페이징(phasing) 및 진폭을 갖는다. 송신 빔포머(12)는 어퍼처(예컨대, 활성 엘리먼트들의 개수), 복수의 채널들에 걸친 아포다이제이션 프로파일(예컨대, 질량의 중심 또는 유형), 복수의 채널들에 걸친 지연 프로파일, 복수의 채널들에 걸친 위상 프로파일, 중심 주파수, 주파수 대역, 파형 형상, 주기들의 개수, 및/또는 이들의 조합들을 변경하기 위한 제어기를 포함한다. 송신 빔 원점, 지향, 및 초점은 이들 빔포밍 매개변수들에 기반하여 생성된다.
- [0085] [0077] 송신 빔포머(12)는 ARFI를 위한 송신 빔, 및 결과적 변위들을 측정하기 위한 송신 빔들을 생성한다. ARFI를 위한 송신 빔은 변위들을 측정하기 위한 송신 빔들과는 상이한 에너지 또는 진폭 수준들로 형성된다. 각각의 채널 및/또는 어퍼처 사이즈(size)에 대한 증폭기들이 송신 빔의 진폭을 제어한다. 조직을 변위시키기 위한 송신 빔들은 조직 변위를 이미징(imaging)하거나 또는 측정하기 위한 것보다 더 큰 진폭들을 가질 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, ARFI를 생성하기 위해 사용되는 펄스 또는 파형에서의 주기들의 개수는, 추적에 관한 것보다 더 많다(예컨대, ARFI의 경우 100개 또는 그 초과인 주기들, 그리고 추적의 경우 1-6개의 주기들).
- [0086] [0078] ARFI 송신 빔은 음향 푸싱 펄스로서 송신된다. 송신 빔은 일 위치에 초점이 맞춰지며, 이는 이 위치 및 스캔 라인을 따른 주위의 위치들에서 증가된 음향 세기를 유발한다. 유사하게, ARFI 송신의 증가된 세기의 초점 위치 또는 위치들에서의 조직 변위를 측정하기 위한 송신 빔들은 동일한 스캔 라인을 따라 그리고/또는 동일한 위치들에 대해 생성된다.

- [0087] [0079] 수신 빔포머(16)는 전치증폭기, 필터, 위상 회전기, 지연부, 합산기, 기저 대역 필터, 프로세서, 버퍼(buffer)들, 메모리, 이들의 조합들, 또는 다른 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 수신 빔포머 컴포넌트들이다. 수신 빔포머(16)는 변환기(14)에 부딪히는 에코들 또는 음향 에너지를 표현하는 전기 신호들을 수신하기 위한 복수의 채널들로 구성된다. 변환기(14) 내의 수신 어퍼처의 엘리먼트들 각각으로부터의 채널이 증폭기 및/또는 지연부에 연결된다. 아날로그-디지털 컨버터는 증폭된 에코 신호를 디지털화한다(digitize). 디지털 라디오 주파수 수신 데이터는 기저 대역 주파수로 복조된다. 이후, 임의의 수신 지연들, 이를테면, 동적 수신 지연들 및/또는 위상 회전들이 증폭기 및/또는 지연부에 의해 적용된다. 디지털 또는 아날로그 합산기가 수신 어퍼처의 상이한 채널들로부터의 데이터를 결합하여, 하나의 또는 복수의 수신 빔들이 형성된다. 합산기는 단일 합산기 또는 캐스케이드식(cascaded) 합산기이다. 일 실시예에서, 빔폼(beamform) 합산기가 동상 및 직교 채널 데이터를 복잡한 방식으로 합산하도록 구성되어서, 형성된 빔에 대한 위상 정보가 유지된다. 대안적 실시예들에서, 수신 빔포머는 라디오 주파수 데이터를 합산한다. 다른 수신 빔포머들이 사용될 수 있다.
- [0088] [0080] 수신 빔포머(16)는 송신 빔들에 대한 응답으로 수신 빔들을 형성하도록 구성된다. 예컨대, 수신 빔포머(16)는 측정을 위한 각각의 송신 빔에 대한 응답으로 하나, 둘 또는 그 초과수의 수신 빔들을 수신한다. 병렬 수신 빔포메이션을 위해 위상 회전기들, 지연부들, 및/또는 합산기들이 반복될 수 있다. 병렬 수신 빔포머들 중 하나 또는 그 초과수는 채널들의 일부분들을 공유할 수 있는데, 이를테면, 초기 증폭을 공유할 수 있다. 수신 빔들은 대응하는 송신 빔들과 동일 직선 상에 있거나, 병렬이며 오프셋되거나(offset), 또는 비병렬이다.
- [0089] [0081] 수신 빔포머(16)는 환자 내의 단일 위치 또는 다수의 위치들에 대한 샘플들을 출력하도록 구성된다. 수신 빔포머(16)는 ARFI 빔에 따른 축 상의, 또는 ARFI 송신 빔의 더 높은 세기의 구역(46) 내의 위치들을 표현하는 샘플들을 출력한다. 샘플들은 축 상에 있는데, 이를테면, ARFI 스캔 라인을 따라 다수의 깊이들에 있거나, 또는 ARFI 스캔 라인에 나란히 있는 높은 세기의 구역(46)의 위치들에 있다. 이 위치들이 ARFI 송신 빔 위치에 관련하여 있지만, ARFI 송신 빔의 에코들로부터 샘플들은 형성되지 않는다. 샘플들은 조직 변위를 측정하기 위해 송신되는 송신 빔들의 에코들로부터 나온다.
- [0090] [0082] 일단 스캔 라인(11)을 따른 위치들을 표현하기 위해 채널 데이터가 빔포밍되거나(beamformed) 또는 다른 방식으로 결합되면, 이 데이터는 채널 도메인으로부터 이미지 데이터 도메인으로 컨버팅된다. 송신 및 수신 동작들을 반복함으로써, 시간에 따라 위치를 표현하는 샘플들이 포착된다. 초점 구역에서 ARFI에 의해 유발되는 조직 변위를 측정하기 위해 빔포밍된(beamformed) 샘플들이 출력된다.
- [0091] [0083] 이미지 프로세서(22)는 디지털 신호 프로세서, 일반 프로세서, 주문형 집적 회로(ASIC; application specific integrated circuit), 필드 프로그래머블 게이트 어레이(FPGA; field programmable gate array), 제어 프로세서, 디지털 회로소자, 아날로그 회로소자, 그래픽스 프로세싱 유닛(graphics processing unit), 이들의 조합들, 또는 빔포밍된 샘플들로부터 축 상의 변위들을 측정하며, 이 변위들로부터 감쇠 및/또는 다른 조직 특성을 추정하기 위한 다른 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 디바이스이다. 이미지 프로세서(22)는 하드웨어(hardware), 펌웨어(firmware), 및/또는 이를테면 메모리(28) 또는 상이한 메모리에 제공되는 명령들에 따라 동작하는 소프트웨어(software)에 의해 구성된다. 일 실시예에서, 이미지 프로세서(22)는 특정하게 상관 또는 다른 변위 계산을 수행하기 위한 디지털 신호 프로세서, ASIC, 도플러 검출기, 또는 FPGA, 그리고 감쇠를 추정하기 위한 다른 디바이스(예컨대, 계산기 또는 프로세서)이다. 다른 실시예들에서, 이미지 프로세서(22)는 변위 계산 및 추정 둘 모두를 수행하는 프로그래머블 디바이스이다.
- [0092] [0084] 이미지 프로세서(22)는 ARFI 송신 빔의 스캔 라인을 따른 또는 초점 구역에서의 감쇠를 추정하도록 구성된다. 이 추정은, 유도되는 전단파가 아니라 ARFI에 의해 유발되는 조직의 변위에 기반한다. 환자의 전단파를 추적하지 않고, 이미지 프로세서(22)는 ARFI 스캔 라인을 따라 ARFI 초점 구역 또는 높은 세기의 구역에서의 변위들로부터 감쇠를 추정한다.
- [0093] [0085] 이미지 프로세서(22)는 빔포밍된 샘플들로부터 변위들을 생성한다. 상관 또는 다른 유사성 측정(measure)을 사용하여, 조직의 레퍼런스 스캔 및 조직 움직임 동안의 스캔들로부터, 상이한 깊이들에서의 조직 변위량이 결정된다. 상이한 깊이들에서의 변위들은 각각에 대해 복수 회에 결정되며, 이는 이 상이한 깊이들에 대한 변위 프로파일들을 제공한다.
- [0094] [0086] 변위 프로파일들을 사용하여, 이미지 프로세서(22)는 환자의 조직의 감쇠를 계산하도록 구성된다. 이미지 프로세서(22)는 각각의 위치 또는 깊이에 대해 피크 변위를 식별한다. 동일한 깊이지만 별개의 측방향 위치들에 대해 상이한 변위 프로파일들이 제공되는 경우, 그 깊이에 대해 시간에 따른 피크 변위를 식별하기 전에,

이 상이한 변위 프로파일들은 평균화될 수 있다. 피크 이외의 다른 프로파일 특성들, 이를테면, 이완 동안의 기울기가 사용될 수 있다.

- [0095] [0087] 이미지 프로세서(22)는 동일한 ARFI 빔포머 설정들을 사용하여 포착된, 팬텀에 대한 피크 변위들을 로딩 하도록(load) 구성된다. 환자 대 팬텀 프로파일 특성(예컨대, 피크 변위들)의 비율 또는 다른 상대적 측정(measure)이 계산되며, 깊이의 함수로써 선형으로 컨버팅된다(예컨대, 환자 조직 대 팬텀의 피크 변위들의 비율의 로그). 이미지 프로세서(22)는 상대적 측정(measure)의 로그에 일 라인을 근사시킨다.
- [0096] [0088] 이미지 프로세서(22)는 라인의 기울기로부터 감쇠를 계산하도록 구성된다. 팬텀 또는 레퍼런스에 대해 알려진 감쇠, 및 이 기울기는 환자의 조직에 대한 감쇠를 결정하기 위해 사용된다. 이미지 프로세서(22)는 탄성률, 흡수, 산란, 또는 이들의 조합들을 계산하도록 구성될 수 있다. 다른 조직 특성들을 계산하기 위해, 라인의 절편이 사용된다. 기울기 및/또는 다른 정보가 사용될 수 있는데, 이를테면, 진단과 속도 측정들로부터 탄성이 추정되고, 탄성 및 절편으로부터 음향 흡수가 계산되며, 흡수 및 감쇠로부터 산란이 계산될 수 있다.
- [0097] [0089] 이미지를 생성하기 위해, 샘플들 또는 다른 초음파 데이터가 사용될 수 있다. 수신 빔포밍된 샘플들로부터 특성들을 검출하기 위해, B-모드 검출기, 흐름 추정기(예컨대, 도플러 프로세서), 또는 다른 검출기가 제공될 수 있다. B-모드 검출기는 음향 후방산란의 세기 또는 전력을 검출한다. 흐름 추정기는 움직이는 오브젝트(object)들(예컨대, 조직 또는 유체)의 속도, 에너지, 또는 분산을 검출한다. 검출은 이미지를 생성하기 위해 사용될 수 있으며, 감쇠 또는 다른 조직 특성 측정을 위한 관심대상 구역이 이 이미지로부터 선택되거나, 또는 추정된 감쇠 또는 다른 조직 특성이 이 이미지 상에 디스플레이된다.
- [0098] [0090] 검출기, 추정기, 및/또는 이미지 프로세서(22)는 이미지를 생성하도록 구성된다. 이미지는 조직 특성을 포함한다. 예컨대, 위치별로 또는 주파수의 함수로써 감쇠의 그래프가 이미지로서 생성된다. 다른 예로서, 알파뉴메릭 텍스트, 이를테면, "감쇠 = 4.17 dB/cm"가 이미지로서 생성된다. 다른 실시예들에서, 조직 특성 값은 환자의 이미지 상에, 이를테면, B-모드 이미지 상에 주석으로서 제공된다. 또 다른 실시예들에서, 조직 특성이 추정되는 위치들에 대응하는 하나 또는 그 초과 픽셀들이 이를테면 색으로 변조되어, 점탄성 매개변수의 값 또는 값들이 나타난다.
- [0099] [0091] 메모리(28)는 비디오 랜덤 액세스(video random access) 메모리, 랜덤 액세스 메모리, 탈착가능 매체(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, 변위 프로파일 특성들, 상대적 측정(예컨대, 비율 및/또는 이 비율의 로그), 근사 라인, 및/또는 추정된 조직 특성을 저장하기 위해 이미지 프로세서(22)에 의해 사용된다. 메모리(28)는 또한, 레퍼런스 정보, 이를테면, 레퍼런스에 대한 깊이 및 알려진 조직 특성들의 함수로써 피크 변위들을 저장한다. 정보의 다수의 표들 또는 세트(set)들이 제공될 수 있는데, 이를테면, 복수의 가능한 ARFI 구성들(예컨대, 주파수, 진폭, 초점 위치들, 어퍼처들, ...) 각각에 대해 상이한 세트가 제공될 수 있다.
- [0100] [0092] 위에서 논의된 프로세스들, 방법들 및/또는 기술들을 구현하기 위한 명령들은 컴퓨터-판독가능 저장 매체 또는 메모리들, 이를테면, 캐시(cache), 버퍼, RAM, 탈착가능 매체, 하드 드라이브, 또는 이를테면 메모리(28)에 의해 표현되는 다른 컴퓨터 판독가능 저장 매체 상에 제공된다. 컴퓨터 판독가능 저장 매체는 다양한 유형들의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다. 도면들에 예시되거나 또는 본원에 설명된 기능들, 동작들 또는 작업들은, 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 또는 컴퓨터 판독가능 저장 매체 상에 저장된 명령들의 하나 또는 그 초과 세트들에 대한 응답으로 실행된다. 기능들, 동작들 또는 작업들은 특정 유형의 명령들 세트, 저장 매체, 프로세서 또는 프로세싱 전략에 독립적이며, 단독으로 동작하거나 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. 일 실시예에서, 명령들은 로컬 또는 원격 시스템들에 의한 판독을 위해 탈착가능 매체 디바이스 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은 컴퓨터 네트워크를 통한 또는 전화선들을 통한 전송을 위해 원격 위치에 저장된다. 또 다른 실시예들에서, 명령들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.
- [0101] [0093] 디스플레이(27)는 CRT, LCD, 플라즈마(plasma), 프로젝터(projector), 모니터(monitor), 프린터(printer), 터치 스크린(touch screen), 또는 다른 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 디스플레이 디바이스이다. 디스플레이(27)는 RGB, 다른 색 값들, 또는 다른 값들을 수신하며, 이미지를 출력한다. 이미지는 그레이 스케일(gray scale) 또는 색 이미지일 수 있다. 이미지는 조직 특성의 함수인 정보를 디스플레이하는데, 이를테면, 감쇠를 나타낸다. 조직 특성 또는 조직 특성으로부터 도출되는 값들의 알파뉴메릭, 그래피컬

(graphical), 주석, 또는 다른 표현이 디스플레이(27) 상의 이미지에 디스플레이된다. 이미지는, 빔포머(12, 16) 및 변환기(14)에 의해 스캐닝되는(scanned) 환자의 구역을 표현할 수 있거나 또는 부가적으로 표현하지 않을 수 있다.

[0102]

[0094] 본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 위에서 설명되었지만, 본 발명의 범위로부터 벗어나지 않고, 많은 변경들 및 수정들이 이루어질 수 있다는 것이 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



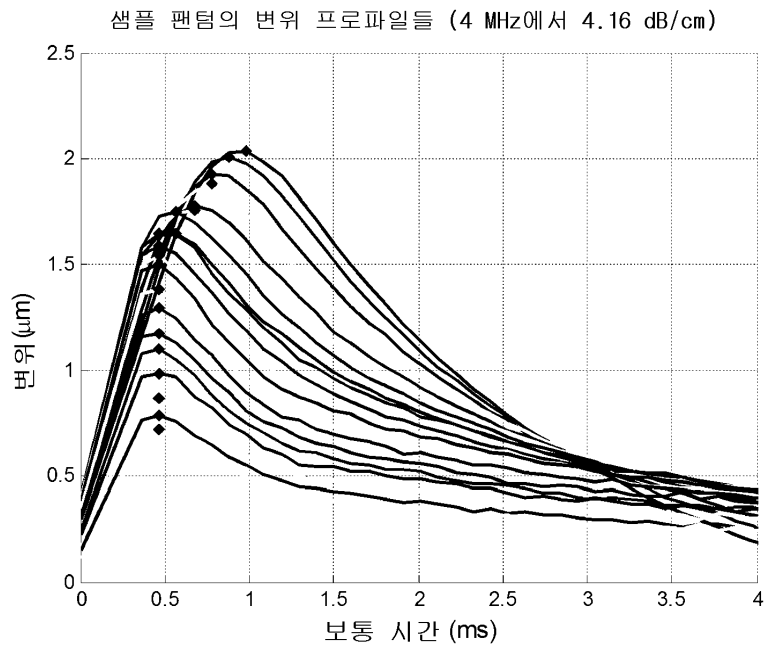
도면2



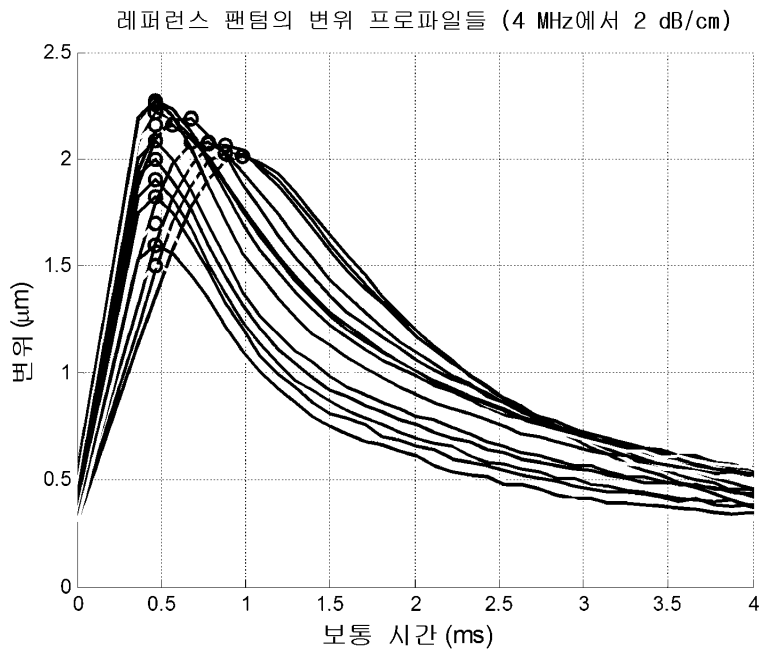
도면3



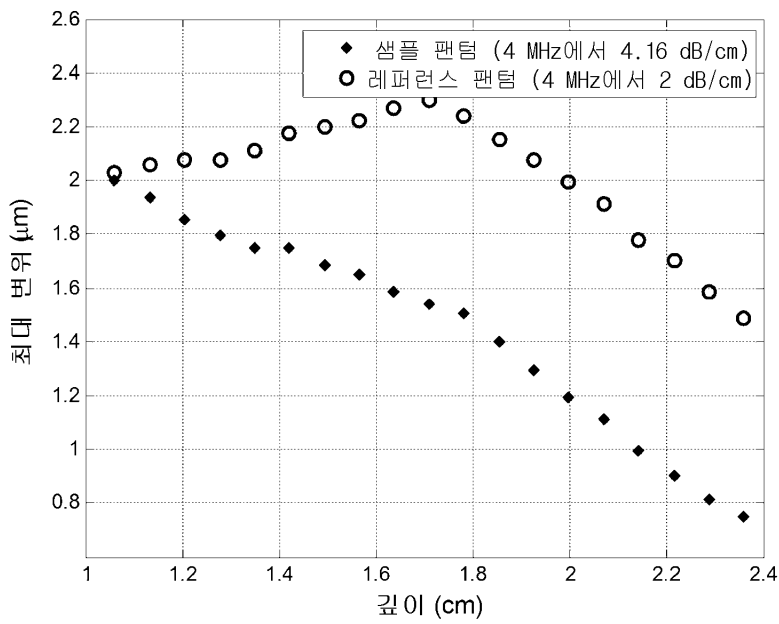
도면4



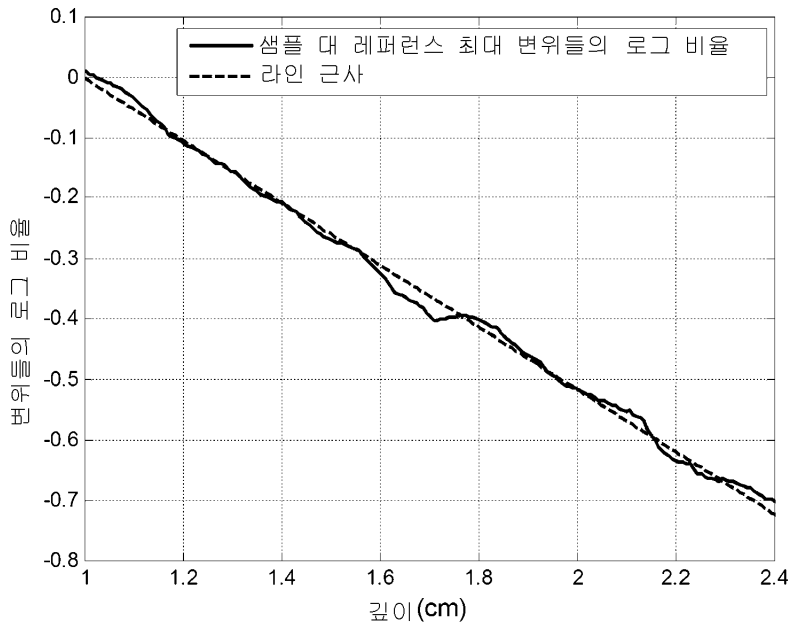
도면5



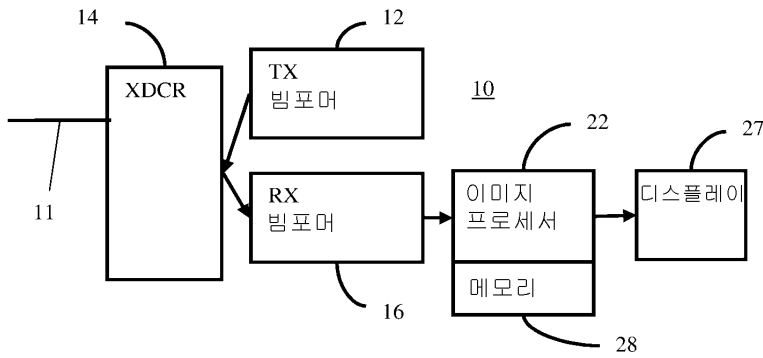
도면6



도면7



도면8



专利名称(译)	医学诊断超声中的组织表征		
公开(公告)号	KR1020180007678A	公开(公告)日	2018-01-23
申请号	KR1020170086601	申请日	2017-07-07
[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		
[标]发明人	LABYED YASSIN 라비드야신 FAN LIEXIANG 팬리시양		
发明人	라비드,야신 팬,리시양		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/5207 A61B8/08 A61B8/461 A61B8/485 A61B8/5223		
代理人(译)	专利法的人和别人		
优先权	15/209180 2016-07-13 US		
其他公开文献	KR101964213B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了估计超声成像中的衰减，测量并使用沿声辐射力脉冲 (ARFI) 束的不同位置的位移。为了抵消焦点调整效果，使用与参考相同的ARFI焦点对轴进行位移和从体模进行位移。单个ARFI波束可用于估计一个位置的衰减。专利文献10-2018-0007678

