



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년05월28일
(11) 등록번호 10-1983126
(24) 등록일자 2019년05월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/5207 (2013.01)
A61B 8/5215 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0101712
(22) 출원일자 2016년08월10일
심사청구일자 2016년08월11일
(65) 공개번호 10-2017-0019327
(43) 공개일자 2017년02월21일
(30) 우선권주장
14/823,957 2015년08월11일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
US20120065507 A1*
US20100069751 A1*
US20130245442 A1*
US20150148673 A1*
*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 남앤남

전체 청구항 수 : 총 12 항

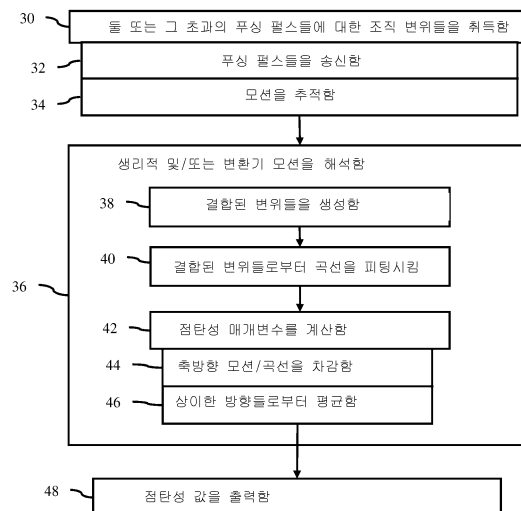
심사관 : 한재균

(54) 발명의 명칭 음향 방사력 이미징에서의 적응식 모션 추정

(57) 요약

음향 방사력 초음파 이미징을 위해, 정해진 위치에 대한 다수의 변위 프로파일들이 취득(30)된다. 상이한 음향 방사력 임펄스들로부터의 변위들을 사용하여, 생리적 및/또는 변환기 축방향 및/또는 축방향 모션이 해석(36)된다. 축방향 모션의 경우, 상이한 프로파일들의 변위들 간의 차이(38)가 바로 그 원치 않는 모션에 의해 유발되는, 이 위치에서의 변위 동안의 모션에 관한 정보를 제공한다. 변위 프로파일들로부터 제거하기 위한 원치 않는 모션의 더욱 정확한 추정치가 제공된다. 축방향 모션의 경우, 정해진 위치에 대해 상이한 방향으로 이동하는 파들을 사용하여, 변위 프로파일들이 획득된다. 상이한 프로파일들로부터 추정(42)된 속도들의 평균(46)이 원치 않는 축방향 모션을 제거한다.

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

음향 방사력 초음파 이미징(imaging)을 위한 방법으로서, 상기 방법은 초음파 이미징 시스템에 의해 수행되고, 변환기(transducer)로부터 다수의 푸싱 펄스(pushing pulse)들을 순차적으로 송신(32)하는 단계 - 상기 푸싱 펄스들은 환자의 조직에서 파(wave)를 생성(48)함 -;

상기 푸싱 펄스들에 대한 응답으로, 조직 변위들을 추적(34)하는 단계;

상기 다수의 푸싱 펄스들에 응답적인 상기 변위들을 사용하여, 생리적 모션(motion), 변환기 모션, 또는 생리적 및 변환기 모션을 해석(36)하는 단계;

상기 변위들 및 추정된 모션의 함수로써, 점탄성 매개변수를 계산(42)하는 단계; 및

상기 점탄성 매개변수의 함수로써, 이미지(image)를 생성(48)하는 단계

를 포함하는,

방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 송신(32)하는 단계는, 관심대상 구역의 제 1 측 상에 상기 푸싱 펄스들 중 적어도 제 1 푸싱 펄스를 송신(32)하는 단계, 및 상기 제 1 측의 맞은 편에 있는, 상기 관심대상 구역의 제 2 측 상에 상기 푸싱 펄스들 중 적어도 제 2 푸싱 펄스를 송신(32)하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 해석(36)하는 단계는 축방향 모션을 추정하는 단계를 포함하고,

상기 계산(42)하는 단계는 시간에 따른 추적된 변위들로부터 시간에 따른 상기 축방향 모션을 차감(44)하는 단계 및 상기 차감(44)하는 단계의 결과들로부터 상기 점탄성 매개변수를 계산(42)하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 축방향 모션을 추정하는 단계는, 상기 푸싱 펄스들에 응답적인 시간들 동안의 상기 푸싱 펄스들 간의 조직 변위들의 차이들에, 그리고 상기 푸싱 펄스들에 비-응답적인 시간들 동안의 조직 변위들에, 다항식을 피팅(fitting)(40)시키는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 해석(36)하는 단계는 축방향 모션을 해석(36)하는 단계를 포함하고,

상기 계산(42)하는 단계는 상기 계산(42)하는 단계에서 상기 축방향 모션의 영향력을 감소시키는 단계를 포함하

는,
방법.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 해석(36)하는 단계 및 계산(42)하는 단계는, 상이한 푸싱 펄스들의 상기 조직 변위들로부터 상기 점탄성 매개변수에 대한 상이한 값들을 계산(42)하는 단계 및 상기 상이한 값들을 평균(46)하는 단계를 포함하고,

상기 평균(46)하는 단계의 결과는 계산된 점탄성 매개변수인,

방법.

청구항 7

음향 방사력 초음파 이미징을 위한 방법으로서, 상기 방법은 초음파 이미징 시스템에 의해 수행되고,

일 위치에서의 제 1 조직 변위들 — 상기 제 1 조직 변위들은 상기 위치의 제 1 축 상에서 측방향으로 이격된 제 1 음향 방사력 임펄스(impulse)로부터 생성된 제 1 파에 응답적임 — 을 취득(30)하는 단계;

상기 제 1 조직 변위들로부터 상기 위치에서의 상기 제 1 파의 제 1 속도를 추정(42)하는 단계;

상기 위치에서의 제 2 조직 변위들 — 상기 제 2 조직 변위들은 상기 위치의 제 2 축을 따라 측방향으로 이격된 제 2 음향 방사력 임펄스로부터 생성된 제 2 파에 응답적이고, 상기 제 2 축은 상기 제 1 축과는 상이함 — 을 취득(30)하는 단계;

상기 제 2 조직 변위들로부터 상기 위치에서의 상기 제 2 파의 제 2 속도를 추정(42)하는 단계;

상기 제 1 속도 및 상기 제 2 속도를 평균(46)하는 단계; 및

평균된 속도를 출력(48)하는 단계

를 포함하는,

방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 평균(46)하는 단계는 변환기 모션, 생리적 모션, 또는 변환기 및 생리적 모션으로 인한 측방향 모션을 제거하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 9

음향 방사력 초음파 이미징을 위한 방법으로서, 상기 방법은 초음파 이미징 시스템에 의해 수행되고,

일 위치에서의 시간에 따른 제 1 조직 변위들 — 상기 제 1 조직 변위들은 제 1 음향 방사력 임펄스로부터 생성된 제 1 파에 응답적임 — 을 취득(30)하는 단계;

상기 위치에서의 시간에 따른 제 2 조직 변위들 — 상기 제 2 조직 변위들은 제 2 음향 방사력 임펄스로부터 생성된 제 2 파에 응답적임 — 을 취득(30)하는 단계;

상기 제 1 조직 변위들 및 상기 제 2 조직 변위들로부터 시간에 따라 결합된 변위들을 생성(38)하는 단계;

상기 결합된 변위들에 곡선을 피팅(40)시키는 단계;

상기 제 1 조직 변위들로부터 상기 곡선을 차감(44)하는 단계;

상기 차감(44)하는 단계의 결과들로부터 점탄성 값을 추정(42)하는 단계; 및

상기 점탄성 값을 출력(48)하는 단계

를 포함하는,
방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 제 1 조직 변위들 및 상기 제 2 조직 변위들을 취득(30)하는 단계는 상이한 기간들에 상기 위치에 대한 제 1 및 제 2 변위 프로파일(profile)들을 각각 취득(30)하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 11

제 9 항에 있어서,

상기 결합된 변위들을 생성(38)하는 단계는 상기 제 2 조직 변위들로부터 상기 제 1 조직 변위들을 차분하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 12

제 9 항에 있어서,

상기 결합된 조직 변위들에 곡선을 피팅(40)시키는 단계는 상기 제 1 파 및 상기 제 2 파에 응답적인 시간들 동안의 결합된 조직 변위들에, 그리고 상기 제 1 파 및 제 2 파에 응답적이지 않은 시간들 동안의 제 1 조직 변위들 및 제 2 조직 변위들에, 다항식을 최소 제곱 피팅(least squares fitting)(40)시키는 단계를 포함하는,

방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 실시예들은 음향 방사력 이미징(acoustic radiation force imaging)에 관한 것이다. 특히, 본 실시예들은 음향 방사력 이미징에서의 모션(motion) 정정에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 음향 방사력 이미징은 조직의 점탄성 특성을 표시한다. 응력, 예컨대, 음향 방사력 임펄스(ARFI:acoustic radiation force impulse)로부터 생성된 파(wave)에 의해 조직 변위가 유발된다. 파에 대한 조직 응답은 시간에 따라 추적된다. 조직 변형 매개변수들, 예컨대, 전단파 전파 매개변수들은 추적된 응답의 위상 또는 변위로부터의 이차 추정치들이다.

[0003] 음향 방사력 이미징은 모션 인공물(motion artifact)들의 영향을 받기 쉽다. 환자가 이동할 수 있고, 변환기 탐침이 이동할 수 있으며, 그리고/또는 해부학적 구조가 이동할 수 있다. 이들 모션들은 변위들 및/또는 결과적 매개변수들에 기여한다. 그 결과는, 품질이 낮고 편향되었으며 반복성이 낮은 음향 방사력 이미징이다. 생리적 및 변환기 모션은 생체내 스캔(in-vivo scan)들 동안에 불가피하고, 조직의 기계적 매개변수들의 추정치들에서 커다란 오류들을 유발할 수 있다.

[0004] 추적이 사용되기 때문에, 변위를 결정하기 이전에, 에코 데이터(echo data)의 프레임(frame)들에 모션 정정이 적용될 수 있다. 모션 정정은 일부 원치 않는 왜곡들을 제거할 수 있지만, 면외(out-of-plane) 모션을 다루지 않는다. 원치 않는 모션을 추정하기 위해, 응력에 의해 유발되는 파를 겪지 않는 조직으로부터의 모션이 사용될 수 있고, 이후, 이 원치 않는 모션은 파에 의해 유발된 변위들로부터 제거된다. 원치 않는 모션이 파 전파 동안에 또는 측정 위치에서 상이한 경우, 이러한 제거는 정확하지 않을 수 있거나 또는 오류를 도입시킬 수 있다.

발명의 내용

[0005] [0005] 도입부로서, 하기에 설명되는 바람직한 실시예들은 음향 방사력 초음파 이미징을 위한 방법들, 명령들 및 시스템(system)들을 포함한다. 정해진 위치에 대한 다수의 변위 프로파일(profile)들이 취득된다. 상이한 음향 방사력 임펄스들로부터의 변위들을 사용하여, 생리적 및/또는 변환기 측방향 및/또는 측방향 모션이 해석된다(accounted for). 측방향 모션의 경우, 상이한 프로파일들의 변위들 간의 차이가 바로 그 원치 않는 모션에 의해 유발되는, 이 위치에서의 변위 동안의 모션에 관한 정보를 제공한다. 변위 프로파일로부터 제거하기 위한 원치 않는 모션의 더욱 정확한 추정치가 제공된다. 측방향 모션의 경우, 정해진 위치에 대해 상이한 방향으로 이동하는 파들을 사용하여, 변위 프로파일들이 획득된다. 상이한 프로파일들로부터 추정된 속도들의 평균이 원치 않는 측방향 모션을 제거한다.

[0006] [0006] 제 1 양상에서, 음향 방사력 초음파 이미징을 위한 방법이 제공된다. 변환기는 다수의 푸싱 펄스(pushing pulse)들을 시퀀스로(in sequence) 송신한다. 푸싱 펄스들은 환자의 조직에서 파들을 생성한다. 푸싱 펄스들에 대한 응답으로, 조직 변위들이 추적된다. 다수의 푸싱 펄스들에 응답적인 변위들을 사용하여, 생리적 모션, 변환기 모션, 또는 생리적 및 변환기 모션이 해석된다. 변위들 및 추정된 모션의 함수로써, 점탄성 매개변수가 추정된다. 점탄성 매개변수의 함수로써, 이미지(image)가 생성된다.

[0007] [0007] 제 2 양상에서, 음향 방사력 초음파 이미징을 위한 방법이 제공된다. 초음파 시스템은, 일 위치에서의, 그리고 이 위치의 제 1 측 상에서 측방향으로 이격된 제 1 음향 방사력 임펄스로부터 생성된 제 1 파에 응답적인 제 1 조직 변위들을 취득한다. 제 1 조직 변위들로부터, 이 위치에서의 제 1 파의 제 1 속도가 추정된다. 초음파 시스템은, 이 위치에서의, 그리고 이 위치의 제 2 측을 따라 측방향으로 이격된 제 2 음향 방사력 임펄스로부터 생성된 제 2 파에 응답적인 제 2 조직 변위들을 취득한다. 제 2 측을 제 1 측과는 상이하다. 제 2 조직 변위들로부터, 이 위치에서의 제 2 파의 제 2 속도가 추정된다. 제 1 속도 및 제 2 속도는 평균되고, 평균된 속도는 출력된다.

[0008] [0008] 제 3 양상에서, 음향 방사력 초음파 이미징을 위한 방법이 제공된다. 초음파 시스템은, 일 위치에서의, 그리고 제 1 음향 방사력 임펄스로부터 생성된 제 1 파에 응답적인, 시간에 따른 제 1 조직 변위들을 취득하고, 그리고 이 위치에서의, 그리고 제 2 음향 방사력 임펄스로부터 생성된 제 2 파에 응답적인, 시간에 따른 제 2 조직 변위들을 취득한다. 제 1 조직 변위들 및 제 2 조직 변위들로부터, 시간에 따라 결합된 변위들이 생성된다. 결합된 변위들에 곡선이 피팅된다(fit). 제 1 조직 변위들로부터 곡선이 차감되고, 그리고 이 차감의 결과들로부터 점탄성 값이 추정된다. 점탄성 값은 출력된다.

[0009] [0009] 본 발명은 하기의 청구항들에 의해 정의되고, 본 섹션(section)의 아무것도 그러한 청구항들에 대한 제한으로서 취해지지 않아야 한다. 본 발명의 추가의 양상들 및 장점들은 바람직한 실시예들과 함께 하기에서 논의되고, 추후에, 독립적으로 또는 결합하여 청구될 수 있다.

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 표기한다.

[0011] 도 1은 측방향 및/또는 측방향 모션 정정을 갖는 음향 방사력 초음파 이미징을 위한 방법의 일 실시예의 흐름 차트 다이어그램(chart diagram)이다;

[0012] 도 2는 시간의 함수로써 예시적 변위 프로파일들 및 생리적 모션을 나타내는 그래프(graph)이다;

[0013] 도 3은 측방향 모션 정정 이후, 도 2의 예시적 변위 프로파일들을 나타내는 그래프이다;

[0014] 도 4 및 도 5는, 관심대상 구역(ROI:region of interest)의 상이한 측들 상에서, 다양한 측방향으로 이격된 위치들에 걸쳐, 푸싱 펄스들에 의해 유발되는, 시간의 함수로써의 예시적 변위들이다;

[0015] 도 6 및 도 7은 생리적 및/또는 변환기 측방향 모션을 해석한 이후, 도 4 및 도 5의 예시적 변위들이다;

[0016] 도 8은 상이한 푸싱 펄스들 및 원치 않는 측방향 모션으로부터 도출되는 두 개의 예시적 변위 프로파일들을 도시한다;

[0017] 도 9는 원치 않는 측방향 모션의 제거 이후, 예시적 변위 프로파일들을 도시한다; 그리고

[0018] 도 10은 음향 방사력 초음파 이미징을 위한 시스템의 일 실시예의 블록도(block diagram)이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0011] [0019] 적응식 생리적 및 변환기 모션 추정기 음향 방사력 임펄스 또는 이미징(ARFI:acoustic radiation force impulse or imaging) 애플리케이션(application)들에서 제공된다. 생리적 및/또는 변환기 모션의 축방향 및 측방향 컴포넌트들이 적응식으로 추정 및 정정된다. ARFI-유도 조직 변위로부터 생리적 및 변환기 변위들을 격리시키기 위해, 다수의 ARFI 여기 펄스들이 사용된다. 일 실시예에서, 신호 패턴(pattern)이 다수 회 생성되고, 배경(생리적) 모션을 검출하기 위해 사용된다. 조직 변형을 신호 패턴으로서 생성하기 위해, ARFI 여기들이 사용된다. 생리적 모션은 전단파 속도 또는 다른 ARFI 이미징에서 필터링된다(filtered out).

[0012] [0020] 도 1은 음향 방사력 초음파 이미징을 위한 방법을 도시한다. 일반적으로, 다수의 푸싱 펄스들이 송신되고, 대응하는 다수의 변위 프로파일들이 일 위치에 대해 측정된다. 생리적 모션의 축방향 컴포넌트는 변위 프로파일들 간의 차이로부터 추정될 수 있고, 변위들로부터 제거될 수 있다. 생리적 모션의 측방향 컴포넌트는, 다수의 푸싱 펄스들에 의해 유도된 변위 프로파일들로부터 추정되는 값들(예컨대, 속도들)을 평균함으로써 제거될 수 있다.

[0013] [0021] 동작들은, 예컨대 도 10에 대해 설명되는 초음파 이미징 시스템을 이용하여 수행된다. 데이터를 취득하기 위해 변환기 및/또는 빔포머(beamformer)들이 사용되고, 프로세서(processor)는 데이터로부터 변위들을 추정한다. 프로세서는 원치 않는 모션을 해석하고, 결과적 정보로부터 점탄성 매개변수 값을 추정한다. 초음파 이미징 시스템은 점탄성 매개변수의 값을 출력한다. 동작들 중 임의의 동작을 수행하기 위해, 다른 디바이스(device)들, 예컨대, 컴퓨터(computer) 또는 검출기가 사용될 수 있다.

[0014] [0022] 추가적이거나, 상이하거나 또는 더 적은 수의 동작들이 도 1의 방법에서 제공될 수 있다. 예컨대, 동작(48)은 제공되지 않는다. 다른 예로서, 해석 동작들(36-46) 중 측방향 모션 정정(예컨대, 동작들(42 및 46))만이 수행된다. 또 다른 예에서, 해석 동작들(36-46) 중 측방향 모션 정정(예컨대, 동작들(38-44))만이 수행된다.

[0015] [0023] 동작들은 설명된 또는 도시된 순서로 수행된다. 다른 순서들이 제공될 수 있다.

[0016] [0024] 동작(30)에서, 초음파 시스템은 시간에 따른 조직 변위들(즉, 변위 프로파일들)을 취득한다. ARFI(예컨대, 푸싱 펄스 또는 음향 방사선 임펄스 여기)에 의해 유발된 파가 환자 내의 일 위치를 통과할 때, 조직은 변위된다. 조직을 초음파로 스캐닝(scanning)함으로써, 시간에 따른 변위들을 계산하기 위한 데이터가 취득된다. 상관 또는 다른 유사성 척도(measure)를 사용하여, 상이한 시간에 취득된 스캔들에 의해 표현되는 변위들이 결정된다. 파가 위치에 도달하기 이전의, 그리고/또는 조직이 이완된 이후의 변위들도 또한 결정된다.

[0017] [0025] 다수의 푸싱 펄스들에 응답적인 변위 프로파일들이 획득된다. 상이한 푸싱 펄스들에 대한 응답으로, 파들이 위치를 통과해 전파되게 유발된다. 각각의 푸싱 펄스에 의해 생성된 파들에 의해 유발되는 변위들이 측정되고, 이는 다수의 변위 프로파일들을 야기한다.

[0018] [0026] 동작들(32 및 34)은 조직 변위들을 취득하는 것의 일 예를 제공한다. 추가적이거나, 상이하거나, 또는 더 적은 수의 동작들이, 상이한 푸싱 펄스들로부터 일 위치에서의 조직 변위들을 취득하기 위해 제공될 수 있다.

[0019] [0027] 동작(32)에서, 빔포머는 포커싱된(focused) 초음파 송신을 위해 전기 신호들을 생성하고, 변환기는 이 전기 신호들을, 변환기로부터 푸싱 펄스를 송신하기 위한 음향 신호들로 변환한다. 음향 방사력이 사용된다. 음향 여기가 환자에 송신된다. 음향 여기는 변위를 유발하기 위한 임펄스 여기로서 동작한다. 예컨대, 조직을 이미징하기 위한 B-모드(mode) 송신들과 유사한 또는 그보다 더 낮은 전력 또는 피크(peak) 진폭 레벨(level)들을 갖는 400 사이클(cycle) 송신 파형이 음향 빔(beam)으로서 송신된다. 일 실시예에서, 송신은 시야(field of view)에 적용되는 전단파 생성 시퀀스(sequence)이다. 임의의 ARFI 또는 전단파 이미징 시퀀스가 사용될 수 있다.

[0020] [0028] 송신은, 하나 이상의 위치들에서 조직을 변위시키기에 충분한 에너지를 이 조직 상에서 유발하기 위한 전력, 진폭, 타이밍(timing), 또는 다른 특징에 의해 구성된다. 예컨대, 시야 또는 ROI 전체에 걸쳐 변위

를 유발하기 위해, 빔의 송신 초점은 시야 또는 ROI에 대한 것이다.

- [0021] [0029] 임펄스 여기는 공간적 위치에서 종파 또는 전단파를 생성한다. 여기가 충분히 강력한 경우, 파가 생성된다. 전단파는, 종파가 음향파 방출 방향을 따라 전파되는 것보다 더욱 느리게 조직을 통과해 전파되고, 따라서 파의 유형은 타이밍 및/또는 방향에 의해 구분될 수 있다. 타이밍의 차이는, 종파로부터 전단파를 격리시키기 위해 사용되거나, 또는 그 반대의 경우도 마찬가지이다. 파는 다양한 방향들, 예컨대, 인가되는 응력의 방향에 수직인 방향으로 전파된다. 파의 변위는, 파가 생성되는 초점 위치에 더 가까운 위치들에서 더 크다. 파가 이동함에 따라, 파의 크기는 감소한다.
- [0022] [0030] 다수의 푸싱 펄스들이 시퀀스로 송신된다. 푸싱 펄스들 각각에 대한 응답으로, 다음 차례의 푸싱 펄스의 송신 이전에, 동작(34)의 추적에 수행된다. 임의의 수의 순차적 푸싱 펄스들이 송신될 수 있다. 그 결과, 동일한 위치에 대한 것이지만 상이한 기간들 동안의 다수의 변위 프로파일들이 취득된다. 각각의 변위 프로파일은 상이한 푸싱 펄스에 응답적이지만, 동일한 또는 유사한 시간 샘플링(temporal sampling)을 갖는다.
- [0023] [0031] 일 실시예에서, 푸싱 펄스들은 측방향으로 이격된 상이한 위치들에 포커싱된다. 예컨대, 초점 포지션(position)들은, 조직 변위가 추적되는 ROI 또는 위치의 맞은 편에 있다. ARFI는, 조직 추적을 위한 위치까지 동일한 거리이지만 이 위치의 맞은 편에 있는, 측방향으로 이격된 위치들에 송신된다. 이차원 스캐닝의 경우, 측방향으로 이격된 위치들은 방위각-측방향 스캔 평면(예컨대, 위치의 좌측 및 우측)에 있다. 삼차원 스캐닝의 경우, 측방향으로 이격된 위치들은 임의의 방위각-고도 방향으로 맞은 편에 있다. 둘보다 더 많은 수의 푸싱 펄스들이 사용되는 경우, 측방향으로 이격된 초점 위치들은 조직 변위 측정을 위한 위치 또는 위치들 주위에 균등하게 분포된다. 대안적 실시예들에서, 조직 변위 위치 또는 위치들에 대해 맞은편이 아닌, 그리고/또는 동일하지 않은 거리의 초점 위치들이 사용된다.
- [0024] [0032] 다른 실시예들에서, 푸싱 펄스들은 동일한 스캔 라인(line)을 따라 송신되고, 그리고/또는 동일한 초점 포지션을 갖는다. 다수의 ARFI 여기 펄스들이, 변위를 측정하기 위한 ROI 또는 위치의 동일한 측 상에서, 동일한 초점 포지션으로 또는 동일한 초점 포지션 없이, 생성될 수 있다.
- [0025] [0033] 동작(34)에서, 조직 변위들이 추적된다. 초음파 시스템, 예컨대, 시스템의 프로세서(processor)는, 푸싱 펄스들에 대한 응답으로 변위들을 추적한다. 전파되는 파에 의해 유발되는 변위가 추적된다. 추적은 측방향(즉, 스캔 라인을 따라 일차원으로 변위들을 추적함)이지만, 이차원 또는 삼차원 추적일 수 있다.
- [0026] [0034] 추적은 시간에 걸쳐 수행된다. 위치에 대한 조직 변위들은, 임의의 수의 시간 샘플링들에 대해, 파가 위치 옆에 전파될 것으로 예상되는 기간에 걸쳐 발견된다. 각각의 푸싱 펄스들에 대해 추적함으로써, 시간에 따른 변위의 조직 변위 프로파일들이 제공된다.
- [0027] [0035] 추적을 위한 기간은, 푸싱 펄스의 송신 이전의, 그리고/또는 파가 위치에 도달하기 이전의 시간들을 포함할 수 있다. 유사하게, 추적을 위한 기간은, 조직이 완료되거나 또는 전체 파가 위치를 지나서 전파된 이후의 시간들을 포함할 수 있다. 예컨대, K를 여기 펄스를 송신하기 이전의 또는 파의 도달 이전의 기준 트랙(reference track)들의 개수(즉, 변위를 검출하기 위해 조직이 스캐닝되는(scanned) 시간들)라고 하고, L을 여기 펄스 이후의 또는 파의 도달 이후의 트랙들의 개수라고 하고, 그리고 $M = K + L$ 을 트랙들의 총 개수라고 하자. M은, 최종 N개 트랙들이 생리적 모션으로부터의 측방향 변위만을 갖고 전단파로부터의 어떠한 변위도 갖지 않도록 할만큼 충분히 크다.
- [0028] [0036] 조직의 변위를 결정하기 위해, 변환기 및 빔포머는 상이한 시간에 에코 데이터를 취득한다. 변위는 초음파 스캐닝으로 검출된다. 초음파 데이터가 획득된다. 초음파 데이터의 적어도 일부는 파 또는 압력에 의해 유발되는 변위에 응답적이다. 구역, 예컨대, 관심대상 구역, 전체 시야, 또는 관심대상 하위-구역이 초음파로 스캐닝된다. 전단파 및 종파의 경우, 파를 검출하기 위해, 구역이 모니터링된다(monitored). 에코 데이터는, 상이한 양들의 압력을 상이한 시간에 겪을 때의 조직을 표현한다. 구역은 임의의 사이즈(size)인데, 예컨대, 측방향으로 5x5 mm이고, 측방향으로 10 mm이다. 예컨대, 조직 변위를 검출하기 위해, B-모드 스캔들이 수행된다. 도플러(Doppler), 색 흐름, 또는 다른 초음파 모드가, 변위를 검출하기 위해 사용될 수 있다.
- [0029] [0037] 정해진 시간 동안에, 초음파는 조직 또는 관심대상 구역에 송신된다. 임의의 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 변위 이미징이 사용될 수 있다. 예컨대, 1-5개 사이클 지속기간들을 갖는 펄스들이 720 mW/cm² 미만의 세기로 사용된다. 다른 세기들을 갖는 펄스들이 사용될 수 있다. 임의의 수의 스캔 라인들에 대

해 스캐닝이 수행된다. 예컨대, 이차원으로 분포된 여덟 개 또는 열여섯 개 수신 빔들이 각각의 송신에 대한 응답으로 형성된다. 응력을 인가하는 동안에 또는 그 이후에, B-모드 송신들이 단일 송신 스캔 라인을 따라 반복적으로 수행되고, 인접한 수신 스캔 라인들을 따라 수신들이 수행된다. 다른 실시예들에서, 단 한 개의 수신 빔 또는 다른 수들의 수신 빔들이 각각의 송신에 대한 응답으로 형성된다. 부가의 송신 스캔 라인들 및 대응하는 수신 라인 또는 라인들이 사용될 수 있다. 임의의 수의 반복들이 사용될 수 있는데, 예컨대, 약 120회가 사용될 수 있거나 또는 15 ms 동안 사용될 수 있다.

[0030] [0038] B-모드 세기는 시간에 따른 조직의 변위로 인해 변할 수 있다. 모니터링되는(monitored) 스캔 라인들의 경우, 응력으로부터 도출되는 조직 모션의 시간 프로파일을 표현하는 데이터의 시퀀스가 제공된다. 송신 및 수신을 다수 회 수행함으로써, 상이한 시간에 구역을 표현하는 데이터가 수신된다. 응력의 변화에 의해 유발되는 변위로 인한 변화를 결정하기 위해, 송신 및 수신은 다수 회 수행된다. 초음파로 반복적으로 스캐닝함으로써, 상이한 시간에서의 조직의 포지션이 결정된다.

[0031] [0039] 일 실시예에서, 다수의 공간적 위치들 각각에 대해 또는 단일 위치에 대해, 변위가 검출된다. 예컨대, 속도, 분산(variance), 세기 패턴의 시프트(shift)(예컨대, 스펙클(speckle) 추적), 또는 다른 정보가 수신된 데이터로부터 두 개의 시간들 간의 변위로서 검출된다. 계속 진행중인 변위들 또는 변위들의 시퀀스가 위치 또는 위치들에 대해 검출될 수 있다.

[0032] [0040] B-모드 데이터를 사용하는 일 실시예에서, 상이한 스캔들로부터의 데이터는 시간의 함수로써 축방향으로 상관된다. 각각의 깊이 또는 공간적 위치에 대해, 복수의 깊이들 또는 공간적 위치들(예컨대, 중앙 깊이를 갖는 64개 깊이들의 커널(kernel)이 프로파일이 계산되는 지점임)에 걸친 상관이 수행된다. 예컨대, 데이터의 현재 세트(set)는 데이터의 기준 세트와 다수 회 상관된다. 기준 세트에서 정해진 위치에 중심을 둔 데이터의 서브세트(sub-set)의 위치가 현재 세트에서 식별된다. 두 개의 데이터 세트들 간의 상이한 상대 트랜스레이션(translation)들이 수행된다.

[0033] [0041] 기준은 데이터의 제 1 세트 또는 다른 세트, 또는 다른 스캔으로부터의 데이터이다. 기준 세트는 응력 이전부터 있지만, 응력 이후부터 있을 수 있다. 동일한 기준이 전체 변위 검출을 위해 사용되거나, 또는 기준 데이터는 계속 진행중인 또는 이동중인 윈도우(window)에서 변한다.

[0034] [0042] 상이한 오프셋(offset) 포지션들 각각에서의 데이터의 상관 또는 유사성의 레벨이 계산된다. 최대 상관을 갖는 트랜스레이션은, 기준과 비교되고 있는 현재 데이터와 연관된 시간에 대한 모션 벡터(vector) 또는 오프셋을 표현한다.

[0035] [0043] 임의의 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 상관, 예컨대, 교차-상관, 패턴 매칭(matching), 또는 절대 차이들의 최소 합이 사용될 수 있다. 조직 구조 및/또는 스펙클이 상관된다. 도플러 검출을 사용하여, 클러터 필터(clutter filter)가 이동중인 조직과 연관된 정보를 통과시킨다. 조직의 속도는 다수의 에코들로부터 도출된다. 속도는, 변환기 쪽으로의 변위 또는 변환기로부터 멀어지는 변위를 결정하기 위해 사용된다. 대안적으로, 상이한 위치들에서의 상대 속도들 또는 속도들 간의 차이가 스트레인(strain) 또는 변위를 표시할 수 있다.

[0036] [0044] 도 2는 일 위치에 대한 시간에 따른 변위들의 두 개의 예시적 변위 프로파일들을 도시한다. 기준 데이터로부터의 시간에 따른 모션 벡터의 거리에서의 진폭이 도시된다. 분석 기간은 약 25 밀리초(milliseconds) 동안이지만, 더 길거나 또는 더 짧을 수 있다(예컨대, 4.8 kHz 샘플 레이트(sample rate)에서, 12 밀리초). 다른 변위 프로파일들이 가능하다. 임의의 수의 위치들이 변위에 대해 측정될 수 있는데, 예컨대, 10x5 mm 관심대상 구역에서 매 밀리미터(millimeter)마다 측정되거나 또는 단 한 개의 위치에 대해 측정된다. 각각의 위치에 대한, 그리고 각각의 샘플 시간 동안의 변위가 측정된다. 도 2에 도시된 바와 같이, 다수의 푸싱 펄스들 및 대응하는 추적, 각각의 위치에 대한 다수의 변위 프로파일들을 취득하기 위해 사용된다. 유사한 프로파일들이 임의의 다른 위치들에 대해 계산된다.

[0037] [0045] 시간에 따른, 그리고/또는 공간에 걸친 변위들이 계산에 사용된다. 일 실시예에서, 상이한 깊이들에 대한 변위들이 결합되어, 방위각 및/또는 고도에 있어서 변위들이 이격된 채로 남게 된다. 예컨대, 정해진 스캔 라인 또는 측방향 위치에 대한 변위들은 깊이에 대해 평균된다. 평균하는 것에 대한 대안으로서, 최대치 또는 다른 선택 판정기준(criterion)이, 정해진 측방향 위치에 대한 변위를 결정하기 위해 사용된다. 단 한 개의 깊이에 대한 변위들이 사용될 수 있다. 상이한 깊이들에 대한 변위들이 독립적으로 사용될 수 있다.

[0038] [0046] 다시 도 1을 참조하면, 초음파 시스템 또는 프로세서는 다수의 푸싱 펄스들에 응답적인 변위들

을 사용하여, 생리적 모션, 변환기 모션, 또는 생리적 및 변환기 모션을 해석한다. 이러한 원치 않는 모션은 축방향 및 축방향 컴포넌트들을 갖는다. 해석은, 이들 컴포넌트들 중 임의의 하나 또는 양쪽 모두에 대한 것이다. 상이한 푸싱 펄스들로부터의 변위들이, 푸싱 펄스들에 의해 생성된 파들 이외의 힘들에 의해 유발된 축방향 모션 및/또는 축방향 모션을 해석하기 위해 사용된다.

[0039] [0047] 동작들(38-46)은 원치 않는 모션을 해석하는 것으로서 도시된다. 동작들 중 하나 이상은 부가의 목적에 이용될 수 있다. 예컨대, 동작(42)은, 모션이 정정되는지의 여부에 관계없이 수행된다. 추가적이거나, 상이하거나, 또는 더 적은 수의 동작들이, 원치 않는 또는 비(non)-파 모션을 해석하기 위해 제공될 수 있다.

[0040] [0048] 축방향 모션을 해석하는 것은 축방향 모션을 해석하는 것에 독립적이다. 축방향 모션은 변위 프로파일들의 변위들로부터 제거될 수 있다(예컨대, 동작들(38, 40, 및 44)). 축방향 모션은, 상이한 변위 프로파일들로부터 계산된 점탄성 매개변수들을 평균(예컨대, 동작(46))함으로써 제거될 수 있다. 다른 실시예들에서, 해석은, 단지 축방향 모션에 대한 것일 수 있거나 또는 단지 축방향 모션에 대한 것일 수 있다. 도 1의 실시예에서, 원치 않는 축방향 및 축방향 모션 양쪽 모두가 제거된다.

[0041] [0049] 동작(38)에서, 상이한 푸싱 펄스들에 응답적인, 시간에 따른 변위들이 결합된다. 프로파일들은, 최적의 매치(match)를 획득하기 위해, 예컨대, 시간에 대해 하나의 프로파일을 다른 프로파일에 대해 시프팅(shifting)함으로써, 시간상 정렬된다. 다른 접근법들에서, 피크들은 동시에 식별 및 포지셔닝된다(positioned).

[0042] [0050] 일단 정렬되면, 각각의 시간에 대한 변위 크기들이 결합된다. 임의의 결합, 예컨대, 합산하는 것, 평균하는 것, 또는 비율이 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 하나의 프로파일에 대한 시간에 따른 변위들이 다른 프로파일에 대한 시간에 따른 변위들로부터 차분 또는 차감된다. 결합은, ARFI-유도 파들의 변위에 대한 기여를 제거하거나 또는 감소시킨다.

[0043] [0051] 생리적 및/또는 변환기 모션으로부터의 변위의 축방향 컴포넌트는 n차(nth order) 다항식으로 모델링될(modeled) 수 있다. 예컨대, 원치 않는 모션으로부터의 변위들은 삼차 다항식으로 모델링된다. 정해진 포지션에서 추적된 축방향 변위는 하기에 의해 제공된다:

$$\begin{aligned} y_l(t_i) &= x(t_i) + a_l t_i^3 + b_l t_i^2 + c_l t_i + d_l \quad i = K+1 : M-N \\ y_l(t_i) &= a_l t_i^3 + b_l t_i^2 + c_l t_i + d_l \quad i = 1 : K \quad i = M-N+1 : M \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} y_r(t_i) &= x(t_i) + a_r t_i^3 + b_r t_i^2 + c_r t_i + d_r \quad i = K+1 : M-N \\ y_r(t_i) &= a_r t_i^3 + b_r t_i^2 + c_r t_i + d_r \quad i = 1 : K \quad i = M-N+1 : M \end{aligned} \quad (2)$$

[0044] [0045] 여기서, $y_l(t)$ 및 $y_r(t)$ 는, 각각, 좌측(l) 및 우측(r) 여기들(즉, ROI의 맞은 편의 푸싱 펄스들) 이후, 시간(t)에 측정된 축방향 변위들이다. 아래첨자들 l 및 r은 각각 좌측 및 우측을 표기한다. ARFI 여기 펄스에 의해 유도된 축방향 변위는 $x(t)$ 이고, 이 $x(t)$ 는 일반적으로 좌우측 여기들 양쪽 모두에 대해 동일하다. 생리적 및 변환기 축방향 변위들은 다항식들에 의해 모델링되는데, 이 다항식들의 계수들은 a_l , b_l , c_l , d_l , 및 a_r , b_r , c_r , d_r 로 주어진다.

[0046] [0052] 방정식 1은 두 개의 부분들을 갖는데, 변위들이 ARFI 생성 파에 대한 응답을 포함하는 시간들($i = K+1 : M-N$) 동안의 부분(즉, $x(t)$ 를 갖는 부분), 그리고 변위들이 ARFI 생성 파를 포함하지 않는 시간들($i = M-N+1 : M$) 동안의 부분(즉, $x(t)$ 가 없는 부분)을 갖는다. 방정식 2는 동일한 파티션(partition)을 갖는다. K 및 N의 시간상 분리 또는 값들은 미리결정될 수 있다.

[0047] [0053] 변위 프로파일들의 비율, 차이, 또는 다른 결합을 사용하는 것은, 변위들이 ARFI 생성 파에 대한 응답을 포함하는 시간들 동안에도 $x(t)$ 를 제거한다. 예컨대, 방정식 1로부터 방정식 2를 차감함으로써, 시간에 따른 차이 값 $y_{diff}(t)$ 가 하기와 같이 제공된다:

[0048]
$$y_{diff}(t_i) = (a_l - a_r)t_i^3 + (b_l - b_r)t_i^2 + (c_l - c_r)t_i + (d_l - d_r) \quad 1 : M \quad (3)$$

[0049] 이 방정식은 또한 삼차 다항식이다. 이 차이 값은 ARFI-유도 파의 전파 동안에 발생하는 모션을 표현하지만, ARFI-유도 파들로부터의 변위들을 포함하지 않는다. 그 결과, 차이는 파 전파 시간 및 다른 시간들 동안의 생

리적 및/또는 변환기 모션 정보를 제공한다.

[0050] [0054] 동작(40)에서, 곡선이 결합된 변위들(예컨대, 1:M 경우 $y_{diff}(t)$)에 피팅된다(fit). 모델(model)의 다항식의 계수들이 결정되는데, 예컨대, a_1 , b_1 , c_1 , d_1 , 및 a_r , b_r , c_r , d_r 이 결정된다.

[0051] [0055] 곡선은 부가적으로, 다른 변위들, 예컨대, ARFI-유도 파로부터의 모션을 겪지 않은 시간들 동안의 상이한 프로파일들로부터의 변위들(예컨대, 방정식 1 및 방정식 2(시간들(1:K 및 M-N:N)) 각각의 부분 2)에 피팅될 수 있다. 계수들 a_1 , b_1 , c_1 , d_1 , 및 a_r , b_r , c_r , d_r 은, 푸싱 펄스들에 응답적인 시간들 동안의 푸싱 펄스들 간의 조직 변위들의 차이들로부터, 그리고 푸싱 펄스들에 응답적이지 않은 시간들 동안의 프로파일들의 조직 변위들 및 차이들로부터 결정된다.

[0052] [0056] 임의의 곡선 피팅(fitting)이 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 다항식 계수들은, 최소 제곱법(least squares)을 사용하여 구함으로써 추정된다. 다항식 모델은, 상이한 ARFI-유도 파들에 응답적인 시간들 동안의 결합된 조직 변위들에, 그리고 ARFI-유도 파들에 응답적이지 않은 시간들 동안의 프로파일들로부터의 조직 변위들에 최소 제곱 피팅된다(least squares fit). 예컨대, 변환기 축방향 모션, 생리적 축방향 모션, 또는 변환기 및 생리적 축방향 모션으로 인한 변위를 표현하는 곡선에 대한 계수들을 발견하기 위해, 하기의 최소 제곱 피트(least square fit)가 사용된다:

$$\begin{bmatrix} t_1^3 & t_1^2 & t_1 & 1 & -t_1^3 & -t_1^2 & -t_1 & -1 \\ t_2^3 & t_2^2 & t_2 & 1 & -t_2^3 & -t_2^2 & -t_2 & -1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ t_M^3 & t_M^2 & t_M & 1 & -t_M^3 & -t_M^2 & -t_M & -1 \\ t_1^3 & t_1^2 & t_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ t_2^3 & t_2^2 & t_2 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ t_K^3 & t_K^2 & t_K & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ t_{M-N+1}^3 & t_{M-N+1}^2 & t_{M-N+1} & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ t_{M-N+2}^3 & t_{M-N+2}^2 & t_{M-N+2} & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ t_M^3 & t_M^2 & t_M & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & t_1^3 & t_1^2 & t_1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & t_2^3 & t_2^2 & t_2 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & 0 & t_K^3 & t_K^2 & t_K & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & t_{M-N+1}^3 & t_{M-N+1}^2 & t_{M-N+1} & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & t_{M-N+2}^3 & t_{M-N+2}^2 & t_{M-N+2} & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & 0 & t_M^3 & t_M^2 & t_M & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ b_1 \\ c_1 \\ d_1 \\ a_r \\ b_r \\ c_r \\ d_r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_{diff}(t_1) \\ y_{diff}(t_2) \\ \vdots \\ y_{diff}(t_M) \\ y_1(t_1) \\ y_1(t_2) \\ \vdots \\ y_1(t_K) \\ y_1(t_{M-N+1}) \\ y_1(t_{M-N+2}) \\ \vdots \\ y_1(t_M) \\ y_r(t_1) \\ y_r(t_2) \\ \vdots \\ y_r(t_K) \\ y_r(t_{M-N+1}) \\ y_r(t_{M-N+2}) \\ \vdots \\ y_r(t_M) \end{bmatrix} \quad (4)$$

[0053] 이 행렬에서, 상위의 행들은 결합 변위들에 기초하고, 그리고 하위의 행들은 별개의 프로파일들로부터의, 그러나 단지, 모션이 ARFI-유도 파들을 겪지 않거나 또는 이 ARFI-유도 파들에 의해 유발되지 않은 시간들 동안의 변위들에 기초한다. 결합된 변위들(예컨대, $y_{diff}(t)$)을 사용함으로써, 피팅을 위한 측정들의 개수가 M개 샘플들로 효과적으로 증가된다. 다항식 계수들의 추정치들은 더욱 정확할 수 있고, 이는 개별적인 변위 프로파일들의 시간-제한된 변위들만으로 추정하는 경우(즉, 위의 행렬들에서 주목된 y_1 및 y_r 값들만을 사용함)보다 생리적 및 변환기 모션에 의해 유발되는 축방향 변위의 더 나은 추정치를 야기한다.

[0055] [0057] 추정된 계수들에 의해 정의된 곡선은, ARFI-유도 모션 없이 생리적 및/또는 변환기 모션으로 인한 변위들을 표현한다. 그 결과, 시간에 따른 원치 않는 축방향 모션이 제공된다.

[0056] [0058] 축방향 모션의 경우, 해석하는 것은, 점탄성 매개변수의 계산의 일부이다. 동작(42)의 계산은 추정된 축방향 모션에 대한 정정, 및 축방향 모션의 효과들의 제거를 포함한다.

[0057] [0059] 동작(42)에서, 프로세서는 점탄성 매개변수의 값 또는 값들을 계산한다. 임의의 점탄성 매개변수, 예컨대, 스트레인, 스트레인 레이트, 영률, 탄성, 또는 다른 특성이 계산될 수 있다. 일 실시예에서, 전단 속도가 점탄성 매개변수로서 계산된다.

[0058] [0060] 값은, ROI에서 하나 이상의 위치들 각각에 대해 계산된다. 예컨대, 값은 단일 사용자-선택 지

점에 대해 계산된다. 다른 예로서, ROI에서 다양한 측방향으로 이격된 위치들에 대한 값들이 계산된다.

- [0059] [0061] 값은 변위 프로파일 또는 프로파일들로부터 추정된다. 각각의 위치에 대해 둘 이상의 변위 프로파일들이 이용가능하지만, 점탄성 매개변수 값을 추정하기 위해, 단 한 개의 변위 프로파일만이 사용될 수 있다. 다른 변위 프로파일들은 모션 정정에 사용된다. 대안적으로, 별개의 변위 프로파일들로부터의 별개의 추정치들이 추정되고, 그리고 위치에 대한 값을 결정하기 위해 사용된다.
- [0060] [0062] 일 실시예에서, 값을 추정하기 위해, 프로파일에서의 피크 또는 최대 진폭이 결정된다. 응력의 소스(source)로부터의 위치(예컨대, ARFI 초점 포지션)의 거리에 기초하여, 응력의 인가와 피크 진폭 간의 시간차가 속도를 표시한다. 대안적 접근법에서, 상이한 위치들 간의 지연을 발견하기 위해, 그 위치들로부터의 변위 프로파일들이 상관된다. 이 위상 시프트는, 상관된 프로파일들과 연관된 위치들 간의 속도를 계산하기 위해 사용될 수 있다. 다른 실시예들에서, 분석적 데이터가 변위 프로파일로부터 계산되고, 그리고 탄성을 결정하기 위해, 위상 시프트가 사용된다. 상이한 복셀(voxel)들의 변위들의 시간에 따른 위상차 또는 정해진 복셀에 대한 위상의 부호 변환점(zero crossing)이 속도를 표시한다. 속도는, 다른 점탄성 매개변수들을 결정하기 위해 사용될 수 있는데, 예컨대, 영률을 결정하기 위해, 진단 속도 및 응력의 알려진 또는 측정된 양이 사용될 수 있다.
- [0061] [0063] 점탄성 매개변수 값의 계산은 모션 정정의 함수이다. 동작들(44 및 46)은 각각 측방향 및 측방향 모션 정정을 제공한다.
- [0062] [0064] 동작(44)에서, 변위 프로파일 또는 프로파일들을 변경함으로써, 측방향 모션이 정정되고, 이후, 이는, 점탄성 매개변수 값을 계산하기 위해 사용된다. 원치 않는 측방향 모션은 변위 프로파일 또는 프로파일들로부터 제거된다. 정해진 프로파일에 대해 모델링된 생리적 및/또는 변환기 모션을 표현하는 곡선이 측정된 변위 프로파일로부터 차감된다. 모델링(modeling)이 각각의 변위 프로파일에 대한 계수들을 추정하는 경우, 대응하는 곡선이 개개의 변위 프로파일로부터 차감된다.
- [0063] [0065] 도 2는 개개의 두 개의 변위 프로파일들에 대한 두 개의 추정된 생리적 모션들을 도시한다. 각각의 시간에 대해, 곡선은 생리적 모션으로 인한 측방향 모션의 양을 제공한다. 측정된 변위 프로파일은 생리적 측방향 모션 및 ARFI-유도 파 모션을 포함한다. 생리적 측방향 모션을 차감함으로써, 결과적 변위 프로파일은 원치 않는 모션 없이 ARFI-유도 파 모션을 갖는다. 방정식 1 및 방정식 2를 사용하여, ARFI 여기 펄스에 의해 유발되는 측방향 변위 $x(t)$ 는, 측정된 변위 $y(t)$ 로부터 다항식을 차감함으로써 추정된다. 각각의 시간에 대해, 생리적 및/또는 변환기 모션으로부터의 측방향 변위는 측정된 변위로부터 차감된다. 도 3은 모션 정정 이후(즉, 원치 않는 측방향 모션을 제거하기 위한 필터링(filtering)(각각의 시간에 대한 차감) 이후)의 ARFI-유도 파 모션에 대한 결과적 변위 프로파일들을 도시한다.
- [0064] [0066] 원치 않는 측방향 모션을 제거한 이후, 점탄성 매개변수의 값이 계산된다. 진단 속도의 경우, 값을 결정하기 위해, 피크 또는 페이징(phasing)이 사용된다. 값은, 생리적 및/또는 변환기 모션으로 인한 측방향 변위를 제거하기 위해 정정된 변위 프로파일로부터 또는 차감의 결과들로부터 추정된다.
- [0065] [0067] 위치에 대한 상이한 프로파일들 각각으로부터 값이 계산되는 경우, 결과적 값들은 평균될 수 있다. 대안적으로, 선택(예컨대, 최대치, 최소치, 또는 중앙치(median))이 사용된다. 또 다른 실시예들에서, 측방향 모션 정정은 프로파일들 중 하나의 프로파일에 대해 수행되고, 단일 값이 결과적 변위 프로파일로부터 계산된다.
- [0066] [0068] 도 1의 동작(46)에서, 값의 계산에서, 원치 않는 측방향 모션의 영향력이 감소된다. 생리적 및/또는 변환기 모션의 측방향 컴포넌트의 감소는 또한, ROI의 어느 한 측에 다수의 ARFI 여기 펄스들을 사용한다. 위치의 맞은 편에서의 ARFI 여기들에 응답적인 측정 변위들이 사용된다. ROI 또는 단일 위치 주위에 균등하게 분포되거나 또는 달리 분포된 ARFI 여기들이 사용된다.
- [0067] [0069] 추적 펄스들의 펄스 반복 주파수(PRF:pulse repetition frequency) 및 펄스 반복 간격(PRI:pulse repetition interval)이 제공되면, 각각, 시간 간격(T)에 걸친 측방향으로의 생리적 및 변환기 모션 속도가 계산으로부터 제거된다. 시간 간격(T)은 하기에 의해 제공된다:
- [0068]
$$T = 2(PRI_M + t_{\text{excitation}}) \quad (5)$$
- [0069] 여기서, $t_{\text{excitation}}$ 는 ARFI 여기의 지속시간이고, 그리고 M은 각각의 ARFI 여기 이전 및 이후의 트랙들 또는 추적

스캔들의 총 개수이다. 2의 인수(factor)는 두 개의 ARFI 여기들을 사용하는 것으로부터 나오고, 이는 두 개의 변위 프로파일들을 야기한다. 생리적 모션의 측방향 스피드(speed)는 간격(T)에 걸쳐 일정한 것으로 가정된다(즉, 생리적 모션으로 인한 측방향 변위는 간격(T)에 걸쳐 선형임).

[0070] 측방향 모션은 위치에 대한 두 개의 방향들 중 하나의 방향(예컨대, 좌측 또는 우측 중 어느 한 쪽)으로 이루어진다. 그러한 방향들 각각으로 이동하는 파로부터 도출되는 점탄성 매개변수 값을 계산하기 위해 변위 프로파일들이 제공되기 때문에, 결과적 값들은 원치 않는 측방향 모션에 의해 정반대로 영향받는다. 프로세서는 상이한 푸싱 펄스들의 조직 변위들로부터 점탄성 매개변수에 대한 상이한 값들을 계산한다. 예컨대, 하나의 전단 속도가 하나의 변위 프로파일로부터 추정되고, 동일한 위치에 대한 다른 전단 속도가 다른 변위 프로파일로부터 추정된다. v_s 를 전단파의 스피드라고 하고, v_m 을 측방향으로의 생리적 및 변환기 모션의 결합된 스피드라고 하고, v_{sl} 을 좌측 여기로부터 측정된 전단파라고 하고, v_{sr} 을 우측 여기로부터 측정된 전단파라고 하고, 그리고 x 를 여기 위치로부터 추적 위치까지의 거리라고 하자. x 는 좌우측 스피드들에 대해 동일한 것으로 취급될 것이지만, 다른 실시예들에서, 동일하지 않을 수 있다. 좌우측 여기 포지션들로부터 측방향 거리(x)에서의 파 도달들은 하기에 의해 제공된다:

$$t_l(x) = \frac{x}{v_s \pm v_m} = \frac{x}{v_{sl}} \quad (6)$$

$$t_r(x) = \frac{x}{v_s \mp v_m} = \frac{x}{v_{sr}} \quad (7)$$

방정식 6 및 방정식 7은, 전단파가, 모션이 전단파 전파 방향으로 이루어지는 경우 더 일찍 도달하고, 모션이 전단파 전파의 역방향으로 이루어지는 경우 더 늦게 도달함을 나타낸다.

[0071] 좌우측 여기 속도들(v_{sl} 및 v_{sr})은 개개의 변위 프로파일들로부터 계산된다. 하기에 의해 표현된 바와 같이, ARFI 여기에 의해 유도된 전단파의 스피드는 v_s 이고, 생리적 및 변환기 모션의 측방향 스피드는 v_m 이다:

$$v_s = \frac{v_{sl} + v_{sr}}{2} \quad (8)$$

$$v_m = \pm \frac{v_{sl} - v_{sr}}{2} \quad (9)$$

방정식 8은 평균이다. 위치에 대한 전단 속도는, 반대 방향들로의 유도 파 전파에 대한 변위 프로파일들로부터 계산되는, 그 위치에 대한 전단 속도들의 평균이다. 반대 방향들을 사용함으로써, 평균은 원치 않는 측방향 모션의 영향력을 소거하거나 또는 감소시킨다. 상이한 값들을 평균하는 것의 결과는 점탄성 매개변수에 대한 최종 값인데, 예컨대, 평균 속도가 위치에 대한 전단 속도로서 사용된다.

[0072] 방정식 9는 원치 않는 측방향 모션을 표현한다. 이 원치 않는 측방향 모션은 계산되거나, 또는 계산되지 않는다. 변환기 및/또는 생리적 모션에 의해 유발되는 이 원치 않는 측방향 속도는, 반대 방향들로 전파되는 전단파들에 대한 속도들을 평균함으로써 제거된다. 대안적으로, 원치 않는 속도는 속도의 추정치들 중 하나 이상으로부터 계산 및 제거(즉, 차감)된다.

[0073] 동작(48)에서, 점탄성 값이 출력된다. 일 실시예에서, 이미지가 출력된다. 원치 않는 측방향 및/또는 측방향 모션을 해석한 이후, 상이한 위치들에 대한 값들이 추정된다. ROI에서 위치들에 대한 값들은, 평행한 수신 빔포밍(beamforming)에 의해 그리고/또는 상이한 위치들에 대해 전체 프로세스(process)(예컨대, ARFI의 송신 및 추적)를 반복함으로써 결정된다. 공간 또는 위치의 함수로써의 이들 값들은, 탄성 또는 전단 이미지를 디스플레이(displaying)하기 위한 이미지 값들에 맵핑된다(mapped). 임의의 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 탄성 이미징이 사용될 수 있다. 예컨대, 전단파, 종파, 스트레인, 또는 다른 이미지가 생성된다. 하나의 이미지, 또는 이미지들의 시퀀스가 생성된다.

[0074] 탄성 또는 전단 이미지는 단독으로 디스플레이된다(displayed). 대안적으로, 동일한 구역 또는 상이한 시야를 표현하는 B-모드 또는 다른 이미지는 탄성 이미지에 인접하게 디스플레이된다. 다른 대안적

실시예에서, 탄성 또는 전단 이미지는 B-모드 이미지와 결합되거나 또는 이 B-모드 이미지 상에 겹쳐진다.

- [0079] [0075] 다른 실시예에서, 위치에 대한 값은 텍스트(text)로서 출력되거나, 숫자로서 출력되거나, 또는 그래프로 코딩된다(coded). 예컨대, 사용자는 B-모드 이미지 상에서 일 위치를 선택한다. 응답으로, 초음파 시스템은 그 선택된 위치에 대한 관심대상 점탄성 매개변수에 대한 값을 계산한다. 계산된 값의 수치적, 문자적, 및/또는 그래픽적인(graphical) 표현이 B-모드 이미지 상에 겹쳐지거나, 독립적으로 디스플레이되거나, 또는 사용자에게 달리 통신된다. 또 다른 실시예들에서, 출력은, 네트워크(network)를 통한 전송에 의해 그리고/또는 저장용 메모리(memory)에 제공함으로써 이루어진다.
- [0080] [0076] 도 2-도 9는 원치 않는 측방향 모션의 제거로부터의 예시적 결과들을 도시한다. 생리적 및 변환기 모션으로부터의 측방향 변위는, 가상 터치 정량화(VTQ:virtual touch quantification) 모드에서 획득된 생체내 간 데이터(즉, 사용자 선택 지점에 대한 전단 속도 추정)를 사용하여 제거된다. 도 2는 생체내 스캔 동안에 정해진 측방향 위치에서 측정된 변위 프로파일들의 예를 도시한다. 도 2는 또한, 방정식 4에 따라 최소 제곱 알고리즘(least-squares algorithm)을 실행한 이후에 피팅된 다항식 곡선들을 도시한다. 도 3은 생리적 모션으로부터의 측방향 변위를 필터링한 이후, 좌우측 여기 펄스들로부터의 변위 프로파일들을 도시한다. 다른 실시예들에서, 변위 프로파일들은, 동일한 포지션에, 그러나 상이한 시간에 포커싱된 푸싱 펄스들로부터 나온다.
- [0081] [0077] 도 4 및 도 5는 각각 ROI의 맞은 편에서의 푸싱 펄스들에 대한 변위 맵(map)들을 도시한다. 수평 축은 시간이고, 수직 축은 측방향 스페이싱(spacing)이다. 추적에 위한 각각의 송신 빔에 대해, 네 개의 수신 빔들이 정해진 깊이로 샘플링된다(sampled). 그 결과, 모든 각각의 네 개의 측방향으로 이격된 위치들에 대한 측정들이 동시에 발생한다. 푸싱 펄스의 송신 및 대응하는 추적이 네 개의 위치들의 모든 각각의 그룹(group)에 대해 반복되고, 이는 도 4 및 도 5의 수평 줄무늬 외관을 야기한다. 생리적 모션으로부터의 측방향 변위로 인해, 다양한 위치들에 대한 피크들의 발생 시간은 부분적으로 감춰지며, 그리고 위치들에 걸쳐 원하는 만큼 일정하지는 않다.
- [0082] [0078] 도 6 및 도 7은 각각(즉, 양 맞은 편 측의 여기들에 대해), 생리적 모션에 의해 유발된 측방향 변위를 제거한 이후, 도 4 및 도 5의 변위 맵들을 도시한다. 생리적 및 변환기 모션의 측방향 컴포넌트가 감소되거나 또는 제거되고, 이는 각각의 위치에 대한 시간에 따른 피크의 더욱 명확한 표시, 및 위치들에 걸친 더 많은 일관성을 야기한다. 원치 않는 측방향 모션이 변위들로부터 제거되어, 전단 속도 또는 다른 점탄성 매개변수 값이 정확하게 되거나 또는 더 큰 신뢰도로 계산될 확률이 더욱 높다.
- [0083] [0079] 도 8은 두 개의 ARFI 여기 펄스들을 (상이한 시간에) ROI의 좌측(즉, 측정 위치의 좌측) 상의 동일한 초점 포지션에 송신함으로써, 정해진 측방향 위치에서 측정된 두 개의 변위 프로파일들의 예를 도시한다. 두 개의 프로파일들은 상이한데, 그 이유는 생리적 모션이 시간에 따라 변하고, ARFI 여기 펄스 및 연관된 추적이 순차적으로 수행되기 때문이다. 도 9는 생리적 모션으로부터의 측방향 변위를 필터링한 이후, 변위 프로파일들을 도시한다. 원치 않는 변위의 곡선이 모든 시간들에 대해서는 차분된 변위들에, 그리고 ARFI 여기 이전 및 조직 이완 이후의 시간들에 대해서는 개별적인 변위들에 피팅된다. 피팅된 곡선은 측정된 변위로부터 차감된다. 도 9는 알고리즘이 생리적 및 변환기 모션의 측방향 컴포넌트를 정확하게 제거함을 나타낸다.
- [0084] [0080] 생리적 및/또는 변환기 모션으로부터의 측방향 변위에 대해 시험하기 위해, 선형 단계(stage)가 조직-모방 모형(tissue-mimicking phantom)의 표면에 걸쳐 측방향으로 일정한 스피드로 변환기 어레이(array)를 트랜스레이팅한다(translate). 이러한 어레이지먼트(arrangement)는 측방향 변환기 모션을 모방한다. 원치 않는 측방향 변위는 변환기 모션(예컨대, 소노그래퍼(sonographer)가 변환기를 회전시키고 그리고/또는 트랜스레이팅함), 환자 모션(예컨대, 변환기가 환자에 대해 이동하게 함), 또는 생리적 모션에 기인할 수 있다. 시험 어레이지먼트에서 변환기 어레이의 측방향 모션 동안에, 변위들은, 위치의 맞은 편에서 푸싱 펄스들을 사용하여 사용자-선택 위치에서 측정된다. 일 측으로부터 측정된 변위들로부터 측정된 전단 속도는 맞은 편 측으로부터 측정된 변위들로부터 측정된 전단 속도보다 더 높다. 변환기 이동 방향을 반전시킴으로써, 더 높은 전단 속도를 갖는 측이 변화된다. 원치 않는 측방향 모션은 이동 방향으로 인해 하나의 속도를 증가시키고 다른 속도를 감소시키며, 따라서 평균은 원치 않는 측방향 모션의 영향력을 감소시킨다.
- [0085] [0081] 도 10은 음향 방사력 초음파 이미징을 위한 시스템(10)의 일 실시예를 도시한다. 시스템(10)은 도 1의 방법 또는 다른 방법들을 구현한다. 시스템(10)은 송신 빔포머(12), 변환기(14), 수신 빔포머(16), 이미지 프로세서(18), 디스플레이(20), 및 메모리(22)를 포함한다. 추가적이거나, 상이하거나 또는 더 적은 수

의 컴포넌트들이 제공될 수 있다. 예컨대, 사용자 입력이 시스템과의 사용자 상호작용을 위해, 예컨대, 측정이 발생할 위치를 선택하기 위해 제공된다.

- [0086] [0082] 시스템(10)은 의료 진단 초음파 이미징 시스템이다. 시스템(10)은, 다수의 푸싱 펄스들을 사용하여 진단 또는 다른 탄성 이미징에 대한 에코 데이터를 취득하도록 구성된다. 대안적 실시예들에서, 시스템(10)은, 실시간 또는 취득 후(post acquisition) 이미징을 위한, 동일한 위치에 있거나 또는 네트워크에 걸쳐 분산된 개인용 컴퓨터, 워크스테이션(workstation), PACS 스테이션(station), 또는 다른 어레이먼트이다. 시스템(10)은 메모리 또는 다른 초음파 이미징 시스템으로부터 데이터를 취득한다.
- [0087] [0083] 송신 빔포머(12)는 초음파 송신기, 메모리, 펄서(pulser), 아날로그(analog) 회로, 디지털(digital) 회로, 또는 이들의 결합들이다. 송신 빔포머(12)는, 상이한 또는 상대 진폭들, 지연들, 및/또는 페이징을 갖는, 복수의 채널(channel)들에 대한 파형들을 생성하도록 동작가능하다. 생성된 전기 파형들에 대한 응답으로 변환기(14)로부터 음향 파들의 송신 시, 하나 이상의 빔들이 형성된다. 일 구역을 스캐닝하기 위해 송신 빔들의 시퀀스가 생성된다. 섹터(sector), 벡터®, 선형, 또는 다른 스캔 포맷(format)들이 사용될 수 있다. 동일한 구역이 다수 회 스캐닝된다. 흐름 또는 도플러 이미징의 경우 그리고 진단 이미징의 경우, 동일한 라인 또는 라인들을 따르는 스캔들의 시퀀스가 사용된다. 도플러 이미징에서, 시퀀스는 인접한 스캔 라인을 스캐닝하기 이전에 동일한 스캔 라인을 따르는 다수의 빔들을 포함할 수 있다. 진단 또는 종파 이미징의 경우, 스캔 또는 프레임 인터리빙(interleaving)이 사용될 수 있다(즉, 다시 스캐닝하기 이전에 전체 구역을 스캐닝함). 라인 인터리빙 또는 라인 그룹 인터리빙이 사용될 수 있다. 대안적 실시예들에서, 송신 빔포머(12)는 더욱 신속한 스캐닝을 위해 발산 파 또는 평면 파를 생성한다.
- [0088] [0084] 동일한 송신 빔포머(12)가, 변위를 유발하기 위해 음향 에너지(energy)를 생성하기 위한 전기 파형들 또는 임펄스 여기들을 생성할 수 있다. 음향 방사력 임펄스들에 대한 전기 파형들이 생성된다. 대안적 실시예들에서, 임펄스 여기를 생성하기 위해 상이한 송신 빔포머가 제공된다. 송신 빔포머(12)는 변환기(14)로 하여금 푸싱 펄스들 또는 음향 방사력 임펄스 펄스들을 생성하게 한다. 채널들에 걸쳐 지연 프로파일을 사용하여, 송신 빔포머(12)는 푸싱 펄스들을 원하는 초점 포지션 또는 포지션들에 스티어링한다(steer).
- [0089] [0085] 변환기(14)는 전기 파형들로부터 음향 에너지를 생성하기 위한 어레이이다. 어레이의 경우, 상대 지연들이 음향 에너지를 포커싱(focusing)한다. 지연들이 정해진다면 정해진 송신 이벤트(event)는 실질적으로 동시에 상이한 엘리먼트(element)들에 의한 음향 에너지의 송신에 대응한다. 송신 이벤트는 조직을 변위시키기 위한 초음파 에너지의 펄스를 제공할 수 있다. 펄스는 임펄스 여기 또는 추적 펄스이다. 임펄스 여기는, 많은 사이클들(예컨대, 500개 사이클들)을 갖는 파형들을 포함하지만, 그것은 비교적 단시간에 발생하여 더 긴 시간에 걸친 조직 변위를 유발한다. 추적 펄스는 예컨대 1-5개 사이클들을 사용하는 B-모드 송신일 수 있다. 추적 펄스들은, 응력의 변화를 체험하는 환자의 구역을 스캐닝하기 위해 사용된다.
- [0090] [0086] 변환기(14)는 압전기 또는 용량성 멤브레인(membrane) 엘리먼트들의 1차원, 1.25차원, 1.5차원, 1.75차원 또는 2차원 어레이이다. 와블러(wobbler) 어레이가 사용될 수 있다. 변환기(14)는 음향 에너지와 전기 에너지 사이를 변환하기 위한 복수의 엘리먼트들을 포함한다. 변환기(14)의 엘리먼트들에 영향을 주는 초음파 에너지(에코들)에 대한 응답으로 수신 신호들이 생성된다. 엘리먼트들은 송신 및 수신 빔포머들(12, 16)의 채널들과 연결된다.
- [0091] [0087] 수신 빔포머(16)는 증폭기들, 지연들, 및/또는 위상 로테이터(rotator)들을 갖는 복수의 채널들, 및 하나 이상의 합산기들을 포함한다. 각각의 채널은 하나 이상의 변환기 엘리먼트들과 연결된다. 수신 빔포머(16)는, 각각의 이미징 또는 추적 송신에 대한 응답으로 하나 이상의 수신 빔들을 형성하기 위해, 상대 지연들, 위상들, 및/또는 아포디제이션(apodization)을 적용시키도록 하드웨어(hardware) 또는 소프트웨어(software)에 의해 구성된다. 수신 동작은, 조직을 변위시키기 위해 사용되는 임펄스 여기로부터의 에코들에 대해서는 발생하지 않을 수 있다. 수신 빔포머(16)는 수신 신호들을 사용하여 공간적 위치들을 표현하는 데이터를 출력한다. 상이한 엘리먼트들로부터의 신호들의 상대 지연들 및/또는 페이징 및 합산이 빔포밍을 제공한다. 대안적 실시예들에서, 수신 빔포머(16)는 푸리에(Fourier) 또는 다른 변환들을 사용하여 샘플들을 생성하기 위한 프로세서이다.
- [0092] [0088] 수신 빔포머(16)는 필터(filter), 예컨대, 송신 주파수 대역에 대하여 제 2 고조파 또는 다른 주파수 대역에서의 정보를 격리시키기 위한 필터를 포함할 수 있다. 이러한 정보는 원하는 조직, 조영제, 및/또는 모션 정보를 포함할 가능성이 높을 수 있다. 다른 실시예에서, 수신 빔포머(16)는 메모리 또는 버퍼(buffer), 그리고 필터 또는 가산기를 포함한다. 원하는 주파수 대역, 예컨대, 제 2 고조파, 큐빅 편더멘탈

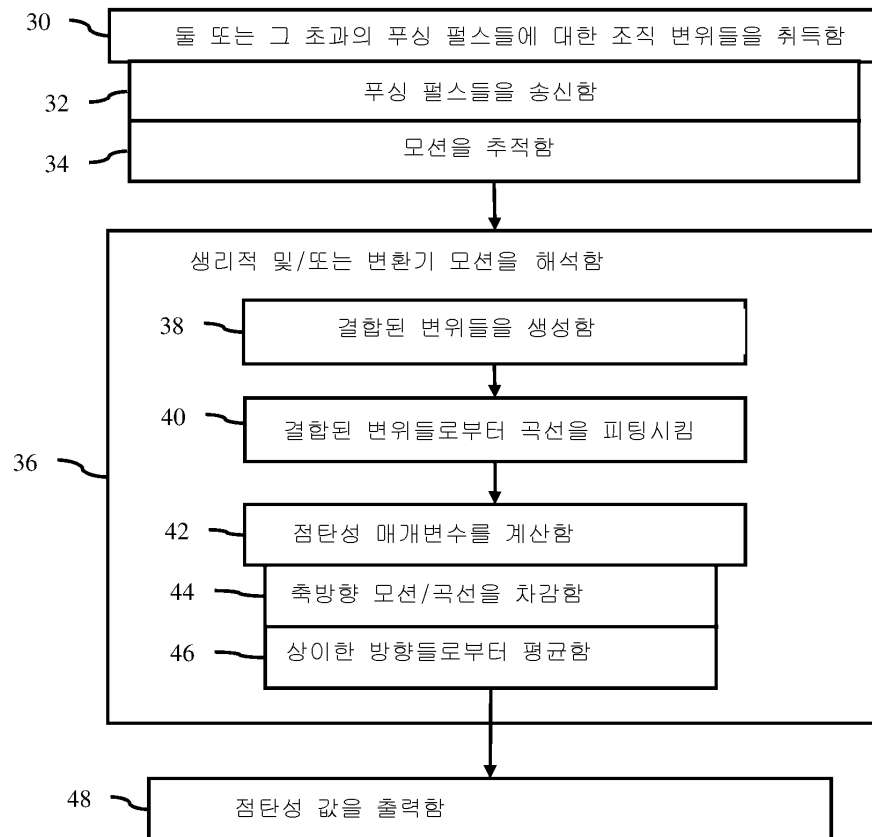
(cubic fundamental) 또는 다른 대역에서의 정보를 격리시키기 위해, 둘 이상의 수신 빔들이 결합된다.

- [0093] [0089] 송신 빔포머(12)와 함께, 수신 빔포머(16)는 상이한 시간에 ROI를 표현하는 데이터를 생성한다. 음향 임펄스 여기 이후, 수신 빔포머(16)는 상이한 시간에 하나의 또는 복수의 라인들을 따르는 위치들을 표현하는 빔들을 생성한다. 초음파로 ROI를 스캐닝함으로써, 데이터(예컨대, 빔포밍된 샘플들)가 생성된다. 스캐닝을 반복함으로써, 임펄스 여기 이후의 상이한 시간에 구역을 표현하는 초음파 데이터가 취득된다.
- [0094] [0090] 수신 빔포머(16)는 하나 이상의 공간적 위치들을 표현하는 빔 합산 데이터를 출력한다. 동적 포커싱이 제공될 수 있다. 데이터는 상이한 목적들을 위한 것일 수 있다. 예컨대, ARFI 초음파 이미징을 위한 것과는 상이한 스캔들이 B-모드 또는 조직 데이터에 대해 수행된다. 대안적으로, B-모드 데이터는 또한, 점탄성 매개변수 값을 결정하기 위해 사용된다. 다른 예로서, 진단 이미징을 위한 데이터는 일련의 공유되는 스캔들로 취득되고, B-모드 또는 도플러 스캐닝이 별개로 또는 동일한 데이터의 일부를 사용하여 수행된다. 초음파 또는 에코 데이터는 프로세싱(processing)의 임의의 단계로부터 나오는데, 예컨대, 검출 이전의 빔포밍된 데이터 또는 검출 이후의 데이터이다.
- [0095] [0091] 프로세서(18)는 B-모드 검출기, 도플러 검출기, 펄스파(pulsed wave) 도플러 검출기, 상관 프로세서, 푸리에 변환 프로세서, 주문형 집적 회로, 일반 프로세서, 제어 프로세서, 이미지 프로세서, 필드 프로그램가능 게이트 어레이(field programmable gate array), 그래픽스 프로세싱 유닛(graphics processing unit), 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 이들의 결합들, 또는 빔포밍된 초음파 샘플들로부터 디스플레이를 위한 정보를 검출 및 프로세싱하기 위한 다른 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 디바이스이다.
- [0096] [0092] 일 실시예에서, 프로세서(18)는 하나 이상의 검출기들 및 별개의 프로세서를 포함한다. 별개의 프로세서는 제어 프로세서, 일반 프로세서, 디지털 신호 프로세서, 주문형 집적 회로, 필드 프로그램가능 게이트 어레이, 네트워크, 서버(server), 프로세서들의 그룹, 그래픽스 프로세싱 유닛, 데이터 경로, 이들의 결합들, 또는 모션 정정 및/또는 점탄성 매개변수의 값의 계산을 위한 다른 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 디바이스이다. 감쇠, 진단 탄성률, 진단 점성, 진단 속도, 또는 진단과 전파의 하나 이상의 다른 특성들이 추정될 수 있다. 예컨대, 별개의 프로세서는, 도 1에 도시된 동작들(36-48) 중 하나 이상의 동작의 임의의 결합을 수행하도록 하드웨어 및/또는 소프트웨어에 의해 구성된다.
- [0097] [0093] 프로세서(18)는, 음향 임펄스 여기에 의해 유도된 조직 변위를 추정하도록 구성된다. 상관, 추적, 모션 검출, 또는 다른 변위 측정을 사용하여, 조직의 포지션에서의 시프트의 양이 추정된다. 추정은 기간 내내, 예컨대, 응력으로 인한 조직 이동 이전부터, 응력 동안에, 그리고 조직이 대부분 또는 완전히 이완 상태로 되돌아간(예컨대, 임펄스 여기에 의해 유발된 응력으로부터 회복된) 이후까지, 다수 회 수행된다. 위치들 간에 조직의 시프트에서의 차이들은 상대적 강도 또는 탄성을 표시한다.
- [0098] [0094] 프로세서(18)는, 상이한 프로파일들로부터의 변위들을 결합하도록, 예컨대, 하나의 변위 프로파일을 다른 변위 프로파일로부터 차감하도록 구성된다. 결합된 변위들을 사용하여, 프로세서(18)는, ARFI-유도 파 이외의 소스들로 인한 축방향 변위들을 모델링하기 위하여 곡선을 피팅시키도록 구성된다. 곡선은, ARFI-유도 파로 인한 변위들을 격리시키기 위해, 측정된 변위 프로파일로부터 프로세서(18)에 의해 차감된다.
- [0099] [0095] 프로세서(18)는, 점탄성 매개변수 값들을 추정하도록 구성된다. 위상 변화 검출, 상관, 변위 결정, 피크 식별, 속도 계산, 응력 척도(measure)들, 응력 감쇠, 및/또는 다른 프로세스들이, 탄성, 속도, 모듈러스(modulus), 또는 다른 매개변수들을 추정하기 위해 사용될 수 있다. 프로세서(18)는, 추정에서 원치 않는 축방향 및/또는 축방향 모션을 해석하도록 구성된다. 변위 프로파일로부터 원치 않는 축방향 모션을 차감함으로써, 추정된 값은 ARFI-유도 모션을 더욱 대표할 수 있다. 맞은 편에서 푸싱 펄스들을 이용하여 생성된 변위 프로파일들로부터의 값의 추정치들을 평균함으로써, 결과적 값은 더 적은 원치 않는 축방향 모션을 가질 수 있다.
- [0100] [0096] 프로세서(18)는, 하나 이상의 이미지들을 생성하도록 구성된다. 예컨대, 진단과 속도 이미지가 생성된다. 다른 탄성검사(elastography) 이미지들, 예컨대, 진단 계수, 스트레인, 또는 스트레인 레이트 이미지가 생성될 수 있다. 이미지는 B-모드 이미지 내에서 겹침 또는 관심대상 구역으로서 제시된다. 탄성 값들은 관심대상 구역의 위치들에서 색을 변조한다. 탄성 값이 임계치 미만일 경우, B-모드 정보는 탄성 값에 의한 변조 없이 디스플레이될 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 하나의 또는 몇몇의 위치들에 대한 값들이 텍스트로서, 수치적으로, 및/또는 그래프로 디스플레이된다.

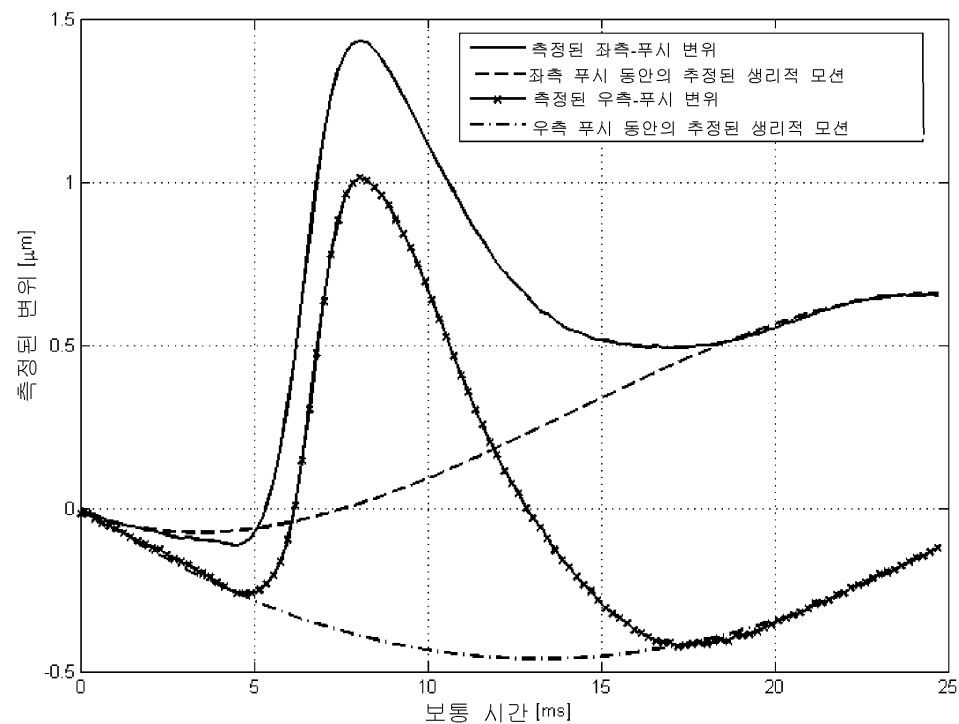
- [0101] [0097] 프로세서(18)는 음향 방사력 초음파 이미징을 위한 메모리(22) 또는 다른 메모리에 저장된 명령들에 따라 동작한다. 메모리(22)는 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 미디어(media)이다. 본원에 논의된 프로세스들, 방법들 및/또는 기술들을 구현하기 위한 명령들은 컴퓨터-판독가능 저장 미디어 또는 메모리들, 예컨대, 캐시(cache), 버퍼, RAM, 탈착가능 미디어, 하드 드라이브(hard drive) 또는 다른 컴퓨터 판독가능 저장 미디어 상에 제공된다. 컴퓨터 판독가능 저장 미디어는 다양한 유형들의 휘발성 및 비휘발성 저장 미디어를 포함한다. 도면들에 예시되거나 또는 본원에 설명된 기능들, 동작들 또는 작업들은 컴퓨터 판독가능 저장 미디어에 또는 그 상에 저장된 명령들의 하나 이상의 세트들에 대한 응답으로 실행된다. 기능들, 동작들 또는 작업들은 특정 유형의 명령 세트, 저장 미디어, 프로세서 또는 프로세싱 전략과는 독립적이며, 단독으로 또는 결합하여 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, 명령들이 로컬(local) 또는 원격 시스템들에 의한 판독을 위해 탈착가능 미디어 디바이스 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은 컴퓨터 네트워크를 통해 또는 전화 라인들을 통한 전송을 위해 원격 위치에 저장된다. 또 다른 실시예들에서, 명령들은 정해진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.
- [0102] [0098] 디스플레이(20)는 값, 이차원 이미지들, 또는 삼차원 표현들을 디스플레이하기 위한 CRT, LCD, 프로젝터(projector), 플라즈마(plasma), 또는 다른 디스플레이이다. 이차원 이미지들은 영역, 예컨대, 평면에서의 공간 분포를 표현한다. 삼차원 표현들은 부피에서의 공간 분포를 표현하는 데이터로부터 렌더링된다(rendered). 디스플레이(20)는, 이미지로서 디스플레이될 신호들의 입력에 의해 프로세서(18) 또는 다른 디바이스에 의해 구성된다. 디스플레이(20)는 ROI에 대해 계산된 값을 표현하는 이미지를 디스플레이한다.
- [0103] [0099] 본 발명이 다양한 실시예들에 대한 참조에 의해 위에서 설명되었지만, 본 발명의 범위로부터 벗어남 없이, 많은 변경들 및 수정들이 이루어질 수 있음이 이해되어야 한다. 그러므로, 앞선 상세한 설명이 제한하는 것이 아니라 예시적인 것으로서 간주되며, 그리고 그것이, 본 발명의 사상 및 범위를 정의하는 것으로 의도되는, 모든 등가물들을 비롯한 하기의 청구항들인 것으로 이해되는 것이 의도된다.

도면

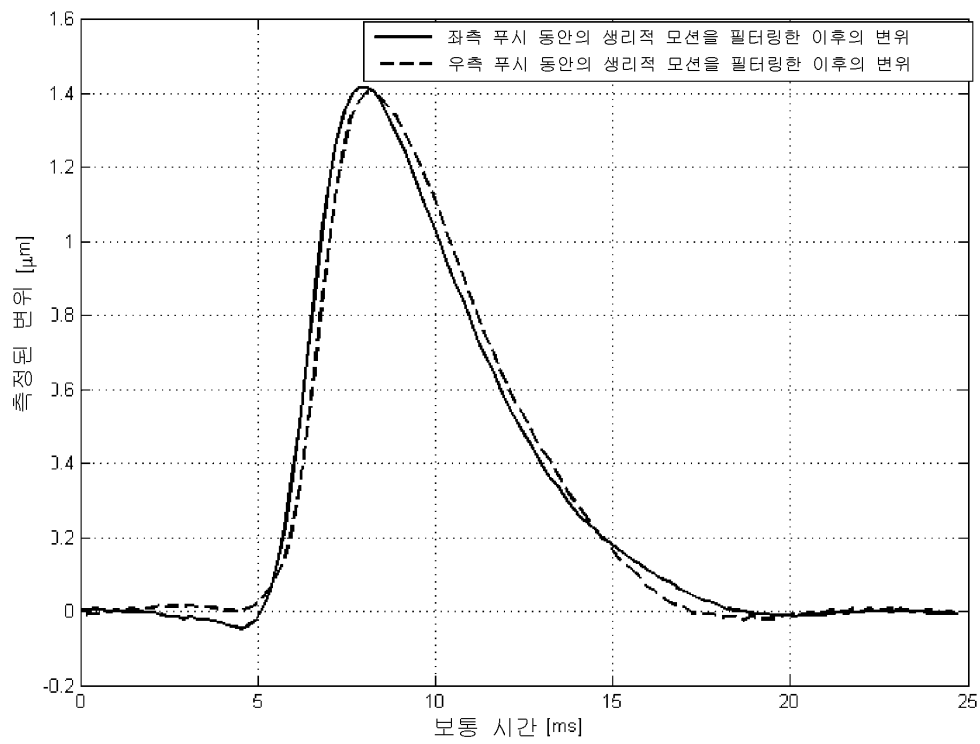
도면1



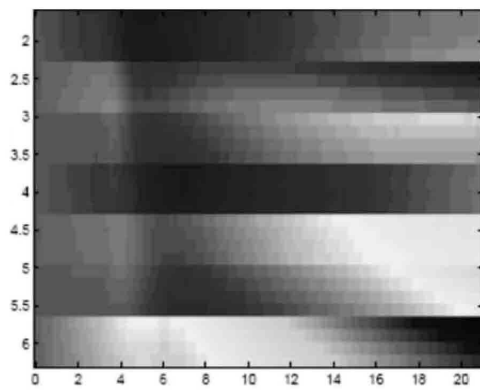
도면2



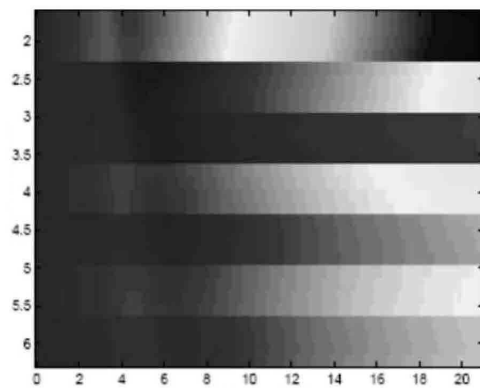
도면3



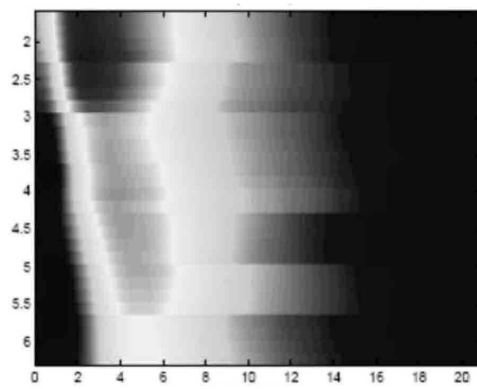
도면4



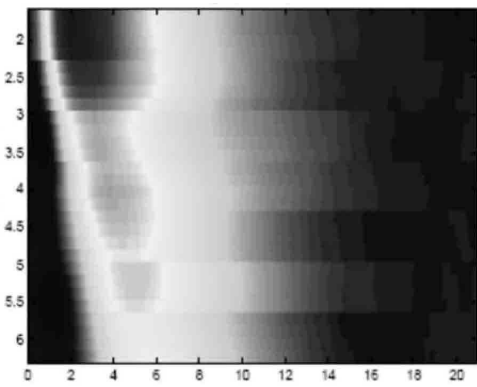
도면5



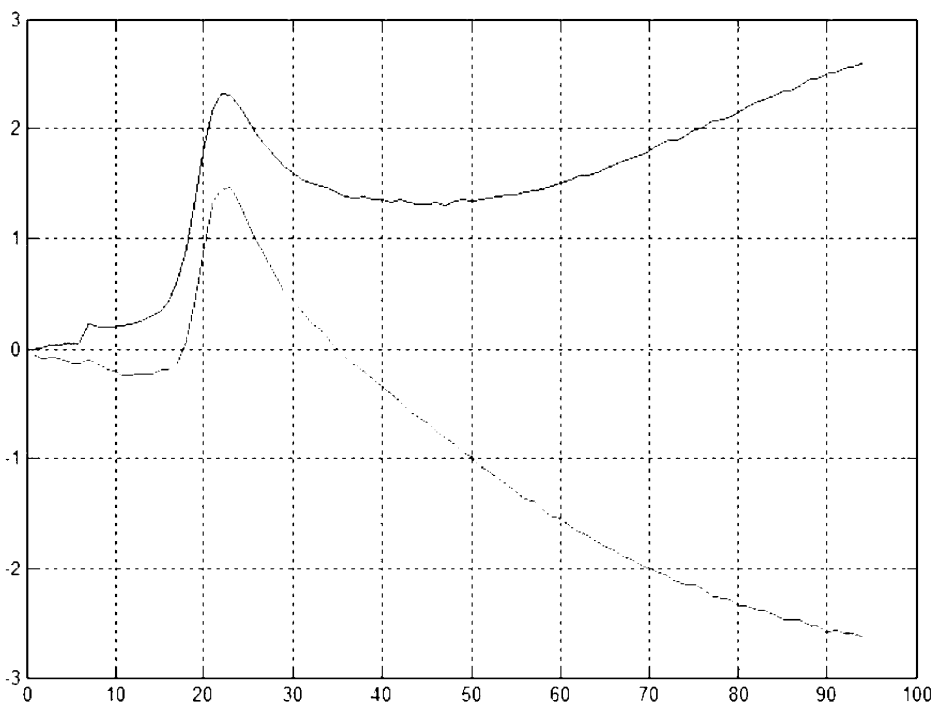
도면6



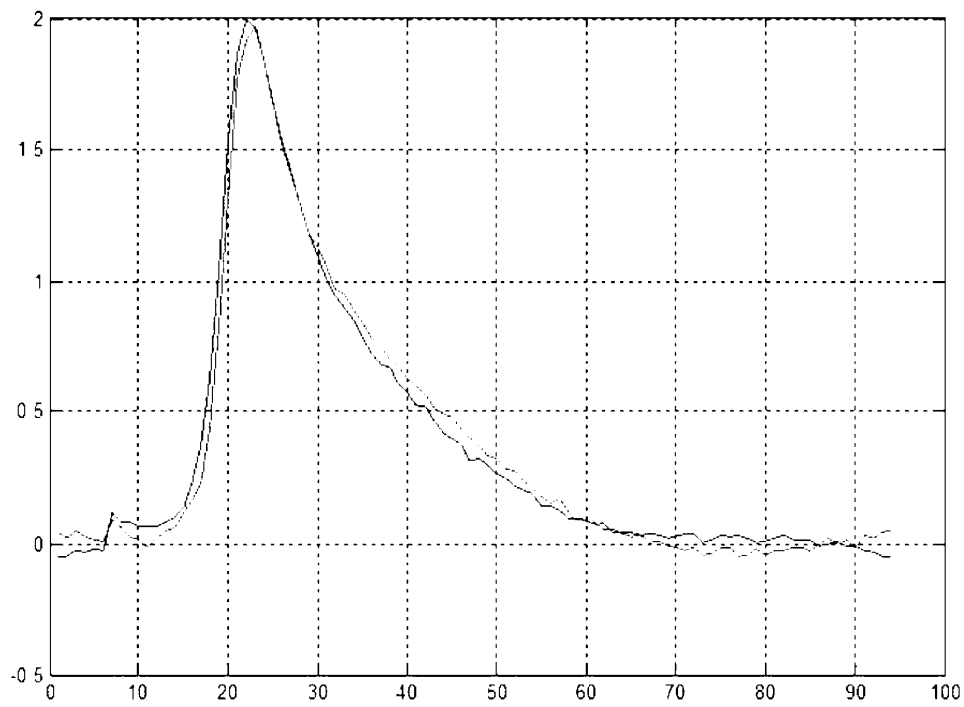
도면7



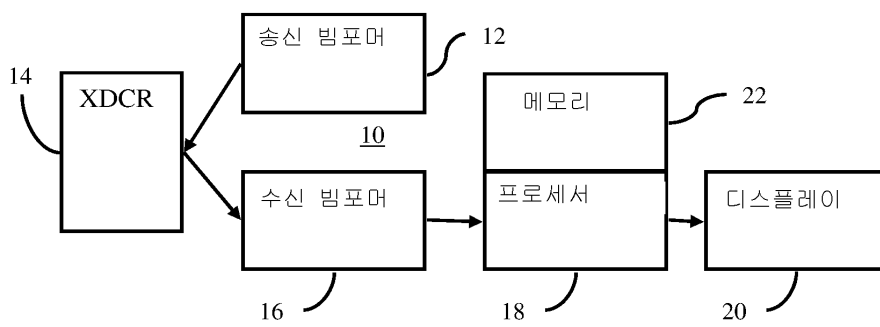
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	声辐射成像中的自适应运动估计		
公开(公告)号	KR101983126B1	公开(公告)日	2019-05-28
申请号	KR1020160101712	申请日	2016-08-10
[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	팬, 리에시앙 랩에드, 야신		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/5215 A61B8/08 A61B8/485 A61B8/52 A61B8/461 A61B8/5276 G06T7/0012 G06T2207/10136 G06T2207/20224 G06T2207/30004		
审查员(译)	Hanjaegyun		
优先权	14/823957 2015-08-11 US		
其他公开文献	KR1020170019327A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

对于声辐射力超声成像，获取给定位置的多个位移曲线。使用来自不同声辐射力脉冲的位移来说明生理和/或换能器的轴向和/或横向运动。对于轴向运动，不同轮廓的位移之间的差异提供了关于位移期间仅由不希望的运动引起的位置运动的信息。提供了用于从位移轮廓中去除的不期望的运动的更准确的估计。对于横向运动，使用从相对于给定位置的不同方向传播的波获得位移轮廓。从不同轮廓估计的平均速度消除了不希望的横向运动。

