(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년12월03일
(11) 등록번호 10-2051293
(24) 등록일자 2019년11월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) *G06T 7/00* (2017.01)
(21) 출원번호 10-2012-0100073
(22) 출원일자 2012년09월10일
심사청구일자 2017년09월07일
(65) 공개번호 10-2013-0028867
(43) 공개일자 2013년03월20일
(30) 우선권주장
13/229,408 2011년09월09일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
US20070049824 A1
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.
미국 펜실베니아 맬버른 리버티 블러바드 40 (우 : 19355)
(72) 발명자
판, 라이시앙
미국 98075 워싱턴 사마미시 에스이 273 플레이스 1204
프라이부르거, 폴
미국 98112 워싱턴 시애틀 이스트 25 애비뉴 2611
벤슨, 존
미국 98029 워싱턴 이사콰 에스이 235 플레이스 5130
(74) 대리인
특허법인 남앤남, 이시용

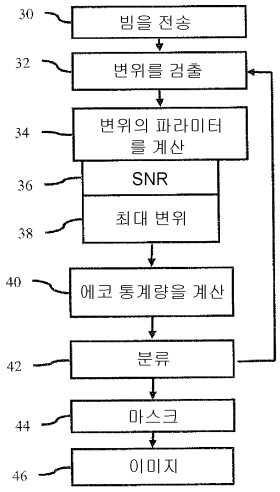
전체 청구항 수 : 총 18 항 심사관 : 이종은

(54) 발명의 명칭 **의료 초음파 전단파 이미징에서의 분류 프리프로세싱**

(57) 요 약

분류 프리프로세싱(30-40)은 의료 초음파 전단파 이미징(46)을 위해 제공된다. 응력에 응답하여, 환자 내의 하나 이상의 위치들에서의 변위가 측정된다(32). 시간에 따른 변위는 위치 내에서의 시프트를 표현하는 곡선이다. 위치를 분류(42)하기 위해, 상기 곡선의 하나 이상의 특성들, 예컨대 신호-대-잡음비 그리고 최대 변위가 사용된다. 위치는 유체 또는 유체 조직, 고체 조직, 또는 결정되지 않는 조직으로서 분류된다. 후속 전단 이미징(46)은 고체 조직의 위치들에 대한 전단 정보를 제공할 수 있고 그리고 다른 위치들에 대한 전단 정보를 제공할 수 없다.

대 표 도 - 도1



(56) 선행기술조사문헌
WO2011035162 A1
US20100241001 A1
US20100063393 A1
US20100286516 A1
JP2009531101 A*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

명 세 서

청구범위

청구항 1

의료 초음파 전단파 이미징에서 사용될 분류 프리프로세싱(preprocessing)을 위한 방법으로서, 상기 방법은 초음파 이미징 시스템에 의해 수행되고, 상기 방법은,

초음파를 이용하여, 임펄스 여기(impulse excitation)에 응답하는 환자 내의 제1 위치에서의 시간에 따른 변위를 측정(32)하는 단계;

상기 시간에 따른 변위의 최대치를 결정(38)하는 단계;

상기 시간에 따른 변위의 신호-대-잡음비를 결정(36)하는 단계; 및

상기 제1 위치를, 복수 타입(type)들의 조직 중 제1 타입 조직으로서 분류(42)하는 단계

를 포함하고,

상기 분류(42)는 상기 시간에 따른 변위의 최대치와 상기 시간에 따른 변위의 신호-대-잡음비에 따르는,

의료 초음파 전단파 이미징에서 사용될 분류 프리프로세싱을 위한 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

환자 안으로 음향 여기(acoustic excitation)를 전송(30)하는 단계 - 상기 임펄스 여기는 상기 음향 여기를 포함함 -

를 더 포함하고,

상기 변위를 측정(32)하는 단계는 상기 초음파를 이용하여 상기 제1 위치를 반복적으로 스캔(scan)하는 단계를 포함하는,

의료 초음파 전단파 이미징에서 사용될 분류 프리프로세싱을 위한 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 변위를 측정(32)하는 단계는,

초음파를 상기 조직에 전송(30)하고 상기 전송(30)으로부터의 반사들을 수신하는 단계 - 상기 초음파를 전송(30)하고 반사들을 수신하는 단계는 다수회 수행됨 -; 및

상기 다수회의 수신하는 단계로부터의 상기 반사들로부터 변위를 검출하는 단계

를 포함하는,

의료 초음파 전단파 이미징에서 사용될 분류 프리프로세싱을 위한 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

복수의 위치들에 대하여 상기 분류(42)하는 단계를 반복하는 단계;

상기 제1 위치 및 상기 복수의 위치들을 포함하여 상기 환자의 전단파 이미징(46)을 수행하는 단계; 및

상기 제1 위치 및 상기 복수의 위치들에 대해, 상기 분류(42)에 따라 상기 전단파 이미징을 공간적으로 마스킹(masking)(44)하는 단계

를 더 포함하는,

의료 초음파 전단파 이미징에서 사용될 분류 프리프로세싱을 위한 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 시간에 따른 변위를 측정(32)하는 단계는, 상기 임펄스 여기 이후 상기 조직이 이완할 때의 변위를 측정(32)하는 단계를 포함하는,

의료 초음파 전단파 이미징에서 사용될 분류 프리프로세싱을 위한 방법.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 신호-대-잡음비를 결정(36)하는 단계는,

상기 시간에 따른 변위를 필터링하는 단계;

상기 시간에 따른 변위로부터 상기 필터링된(filtered) 시간에 따른 변위를 차감하는 단계;

상기 차감하는 단계의 결과의 제곱 평균 제곱근(root mean square)을 계산하는 단계; 및

상기 필터링된 변위의 적분을 상기 제곱 평균 제곱근으로 나누는 단계 - 상기 나누는 단계의 결과는 상기 신호-대-잡음비를 포함함 -

를 포함하는,

의료 초음파 전단파 이미징에서 사용될 분류 프리프로세싱을 위한 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 분류(42)하는 단계는, 상기 제1 타입 조직을, 유체, 고체 조직, 그리고 결정할 수 없는 조직으로 구성된 그룹 중 하나로서 분류(42)하는 단계를 포함하는,

의료 초음파 전단파 이미징에서 사용될 분류 프리프로세싱을 위한 방법.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 분류(42)하는 단계는, 상기 제1 타입 조직을, 유체 조직 또는 고체 조직으로서 분류(42)하는 단계를 포함하는,

의료 초음파 전단파 이미징에서 사용될 분류 프리프로세싱을 위한 방법.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 분류(42)하는 단계는, 퍼지 로직(fuzzy logic) 또는 확률 함수를 이용하여 분류(42)하는 단계를 포함하는,

의료 초음파 전단파 이미징에서 사용될 분류 프리프로세싱을 위한 방법.

청구항 10

제1항에 있어서,

초음파 신호의 신호-대-잡음비를 결정하는 단계; 및

시간에 따른 상기 초음파 신호의 역상관 계수(de-correlation coefficient)를 결정하는 단계

를 더 포함하고,

상기 분류(42)하는 단계는, 상기 시간에 따른 변위의 최대치, 상기 시간에 따른 변위의 신호-대-잡음비, 상기 초음파 신호의 신호-대-잡음비, 및 상기 시간에 따른 초음파 신호의 역상관 계수에 따라 분류하는 단계(42)를 포함하는,

의료 초음파 전단파 이미징에서 사용될 분류 프리프로세싱을 위한 방법.

청구항 11

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체(22)로서,

상기 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체는, 의료 초음파 전단파 이미징에서의 분류 프리프로세싱을 위해 프로그래밍된 프로세서(18)에 의해 실행가능한 명령들을 표현하는 데이터를 저장하고 있고,

상기 저장 매체(22)는,

환자 내에서의 응답의 변위 프로파일(displacement profile)을 결정(32)하고;

상기 변위 프로파일의 제1 특성을 계산(34)하고 - 상기 계산(34)은, 상기 변위 프로파일의 신호-대-잡음 비를 계산(36)하는 것, 및 상기 변위 프로파일의 최대 변위를 계산(38)하는 것을 포함함 -;

상기 제1 특성에 적어도 부분적으로 기초하여 유체 및 유체 조직을 고체 조직으로부터 구분(42)하고; 그리고

이미지로부터 유체 또는 유체 조직에 대한 전단파 정보를 마스킹 아웃(44)하기 위한

명령들을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 변위 프로파일을 결정(32)하는 것은, 상이한 시간들에서 상기 환자의 영역을 표현하는 데이터를 수신하는 것, 그리고 상기 데이터를 상관시키는 것을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 13

제11항에 있어서,

상기 변위 프로파일을 결정(32)하는 것은, 상기 환자 내의 조직의 변위를 유발하는 임펄스 이후의 시간에 따른 변위의 크기를 결정하는 것을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

청구항 16

제11항에 있어서,

상기 구분(42)하는 것은, 상기 제1 특성에 따라 분류(42)하는 것을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 17

제11항에 있어서,

상기 구분(42)하는 것은, (a) 상기 유체 및 상기 유체 조직, (b) 고체 조직, 및 (c) 다른 클래스로 분류하는 것(42)을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 18

제11항에 있어서,

상기 마스킹 아웃(44)은, 고체 조직 영역들에 대한 전단파 정보를 표현하고 유체 또는 유체 조직 영역들에 대한 전단파 정보는 표현하지 않는 이미지를 디스플레이(46)하는 것을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 19

의료 초음파 전단파 이미징에서의 분류 프리프로세싱을 위한 시스템으로서,

환자 안으로 음향 임펄스 여기를 전송하고 상기 환자의 영역을 초음파로 스캔하도록 구성된 트랜스듀서(transducer)(14);

상기 음향 임펄스 여기 이후 상이한 시간들에서 상기 영역을 표현하는 데이터를 생성시키도록 구성된 수신 빔포머(receive beamformer)(16) - 상기 데이터는 초음파를 이용한 스캔으로부터 생성됨 -;

상기 음향 임펄스 여기에 의해 유도된 조직 변위를 추정하고, 상기 조직 변위의 프로파일의 특성을 나타내는 파라미터들(parameters)을 도출하며 - 상기 파라미터들은 상기 프로파일의 신호-대-잡음 비 및 최대 변위를 포함함 -, 그리고 적어도 상기 파라미터들에 기초하여 상기 영역 내의 조직을 분류하도록 구성된 프로세서(18); 및

제1 위치들에 대해 전단(shear)을 표현하는 이미지를 디스플레이하도록 구성된 디스플레이(20) - 상기 제1 위치들은 상기 조직의 상기 분류에 따라 결정됨 -

를 포함하는,

의료 초음파 전단파 이미징에서의 분류 프리프로세싱을 위한 시스템.

청구항 20

삭제

청구항 21

제19항에 있어서,

상기 프로세서(18)는, 시간, 공간, 또는 시공간에 있어서 상기 데이터의 통계를 계산하도록 추가로 구성되며, 그리고 상기 통계에 추가로 기초하여 분류하도록 구성되는,

의료 초음파 전단파 이미징에서의 분류 프리프로세싱을 위한 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 실시예들은 초음파 이미징(ultrasound imaging)에 관한 것이다. 특히, 초음파 전단파 이미징(ultrasound shear wave imaging)이 개선될 수 있다.

배 경 기 술

[0002] 전단파 속도 정보는 진단을 위해 유용할 수 있다. 전단파 정보는 음향 임피던스(acoustic impedance)(예를 들어, B-모드) 및 도플러(Doppler)(예를 들어, 흐름 모드) 이미징에 더하여 조직 특성(tissue characteristic)들을 표시할 수 있다. 그러나, 조직 내에서의 전단파 전파의 복잡성은 중대한 에러들을 야기할 수 있다. 예를 들어, 전단파 속도는 유체 또는 유체 조직에 대해 덜 정확하게 결정될 수 있으며, 외견상으로 임의 값들을 야기한다.

[0003] 전단파 이미지들로부터 유체의 영향들을 제거하기 위해, 스터링(stirring) 이후 흐름을 측정함으로써, 유체 영역들이 고체 조직 영역들로부터 분리될 수 있다. 스터링 동안, 유체 내에서 스트리밍(streaming)을 생성하기 위해 음향 에너지가 사용된다. 스터링된 유체(stirred fluid)로부터 고체 조직을 구분하기 위해, 연속적이거나 또는 순차적인 에코 신호(echo signal)들 간의 상관 계수가 계산된다. 그러나, 라이브(live) 스캐닝에서, 고체 조직의 운동(motion)은 음향 에너지 스터링에 의해 유도된 유체 운동과 동일한 크기의 상관제거(decorrelation)를 생성시킬 수 있다. 구분하기 위한 능력이 제한될 수 있다.

발명의 내용

[0004] 도입부로서, 아래에 설명된 바람직한 실시예들은 의료 초음파 전단파 이미징을 위한 분류 프리프로세싱(preprocessing)을 위한 방법들, 명령들, 그리고 시스템들을 포함한다. 응력에 응답하여, 환자 내의 하나 이상의 위치들에서의 변위(displacement)가 측정된다. 시간에 따른 변위는 위치의 포지션(position)에서의 시프트(shift)를 표현하는 곡선이다. 위치를 분류하기 위해, 곡선의 하나 이상의 특성들, 예컨대 신호-대-잡음비 그리고 최대 변위가 사용된다. 위치는 유체 또는 유체 조직, 고체 조직, 비-결정 클래스(class), 또는 다른 클래스로서 분류된다. 후속 전단 이미징은 고체 조직의 위치들에 대한 전단 정보를 제공할 수 있고 그리고 다른 위치들에서의 전단 정보를 제공할 수 없다.

[0005] 제 1 양상에서, 의료 초음파 전단파 이미징에서 사용될 분류 프리프로세싱을 위한 방법이 제공된다. 임펄스 여기(impulse excitation)에 응답하는 환자 내의 제 1 위치에서의 시간에 따른 변위가 초음파에 의해 측정된다. 시간에 따른 변위의 최대치가 결정된다. 시간에 따른 변위의 신호-대-잡음비가 결정된다. 프로세서(processor)는 복수의 타입(type)들의 조직 중 제 1 타입 조직으로서 제 1 위치를 분류한다. 분류는 시간에 따른 변위의 최대치 그리고 시간에 따른 변위의 신호-대-잡음비의 함수이다.

[0006] 제 2 양상에서, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체는, 의료 초음파 전단파 이미징에서의 분류 프리프로세싱을 위해 프로그래밍된 프로세서에 의해 실행가능한 명령들을 표현하는 데이터를 상기 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체 내에 저장한다. 저장 매체는 환자 내의 응답의 변위 프로파일(displacement profile)을 결정하고, 변위 프로파일의 제 1 특성을 계산하고, 제 1 특성에 적어도 부분적으로 기초하여 고체 조직으로부터 유체와 유체 조직을 구별하고, 유체 또는 유체 조직에 대한 이미지로부터 전단파 정보를 마스킹 아웃(masking out)하기 위한 명령들을 포함한다.

[0007] 제 3 양상에서, 의료 초음파 전단파 이미징에서의 분류 프리프로세싱을 위한 시스템이 제공된다. 트랜스듀서(transducer)는 음향 임펄스 자극을 환자 안으로 전송하도록 구성되고 그리고 환자의 영역을 초음파로 스캔(scan)하도록 구성된다. 수신 빔포머(receive beamformer)는 음향 임펄스 여기 이후에 상이한 시간들에 영역을 표현하는 데이터를 생성하도록 구성된다. 데이터는 초음파를 이용한 스캔으로부터 생성된다. 프로세서는, 음향 임펄스 여기에 의해 유도된 조직 변위를 추정하고, 조직 변위의 프로파일의 특성을 설명하는 적어도 하나의 파라미터(parameter)를 도출하고, 그리고 적어도 하나의 파라미터에 기초하여 영역 내 조직을 분류하도록 구성된다. 디스플레이(display)는 제 1 위치들에 대한 전단을 표현하는 이미지를 디스플레이하도록 구성된다. 제 1 위치들은 조직의 분류의 함수로서 결정된다.

[0008] 본 발명은 이어지는 청구항들에 의해 정의되며, 그리고 본 섹션(section) 내의 아무것도 상기 청구항들에 대한 제한으로서 취해지지 않는다. 본 발명의 추가 양상들과 장점들이 바람직한 실시예들과 함께 아래에 논의되며 그리고 독립적으로 또는 조합으로 추후에 청구될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0009] 본 발명의 원리들을 예시할 때 컴포넌트(component)들과 도면들이 반드시 크기-비례하는 것은 아니며 대신에 강조가 놓인다. 더욱이, 도면들에서, 유사한 참조 부호들은 다른 도면들 전체에 걸쳐서 대응하는 부분들을 가리킨다.

도 1은 의료 초음파 전단파 이미징에서 사용될 분류 프리프로세싱을 위한 방법의 일 실시예의 흐름도이다.

도 2는 예시적인 초음파 의료 이미지이다.

도 3은 도 2에 표현된 2개의 위치들의 시간에 따른 변위의 예시적인 그래프(graph)이다.

도 4는 도 2에 표현된 2개의 위치들에 대한 예시적인 매끄러운 곡선과 잡음 변위 곡선을 나타낸다.

도 5는 일 실시예에 따라, 최대 변위 및 신호-대-잡음비에 기초한 분류의 그래픽 표현이다.

도 6은 좌측 상의 B-모드 이미지와 우측 상의 신호-대-잡음비로부터 생성된 이미지를 갖는 2개의 예시적인 의료 이미지들을 나타낸다.

도 7은 의료 초음파 전단파 이미징에서의 분류 프리프로세싱을 위한 시스템의 일 실시예의 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0010] 관심 영역 내의 위치들은 고체 조직 또는 다른 타입들의 물질로서 분류된다. 고체 조직 영역들은 전단의 더욱 정확한 측정을 허용할 수 있다. 유체 또는 유체 조직과 같은 다른 타입들은 전단 속도에 대해 덜 정확하게 측정될 수 있다. 고체 조직과 연관된 위치들은 전단 이미징에 포함되고, 그리고 다른 위치들은 전단파 전파 필드(shear wave propagation field)의 이미징으로부터 미리-배제될 수 있다. 대안적으로 또는 부가하여, 전단파 이미징으로부터의 배제를 위해 분류는 쉐도잉(shadowing) 또는/및 저반향 영역(hypo echoic region)들과 연관된 영역들을 식별할 수 있다.

[0011] 관심 영역은 유체(예를 들어, 혈액 또는 소변), 뼈, 그리고 조직을 포함할 수 있다. 조직은 유체형 조직(즉, 유체 조직) 또는 고체 조직을 포함할 수 있다. 고체 조직들은 유체 및 뼈보다 비교적 보다 탄력성이 있는 특성을 갖는 근육, 지방, 장기들 또는 다른 구조체를 포함한다. 낭포(Cyst)들 또는 다른 조직 구조체는 높은 유체 내용물(high fluid content)을 가질 수 있다. 전단파 이미징에서의 부정확성들을 감소시키기 위해, 유체 조직 또는 유체는 고체 조직으로부터 세그먼트된다.

[0012] 고체 조직 및 유체 조직이 임펄스 힘(impulse force)에 의해 여기될 때, 조직들 양자가 옮겨진다. 시간에 따른 변위 프로파일의 특성은 조직의 타입에 의해 상이할 수 있다. 고체 조직 내에서의 변위는 전단파 방정식에 의해 지배되며, 그리고 유체 조직 내에서의 변위는 나비에-스토크스 방정식(Navier-Stokes equation)에 의해 지배된다. 유체 조직 내에서의 결과적인 변위 프로파일은 고체 조직 내에서의 변위 프로파일과 비교할 때 상당한 잡음을 나타낸다. 에코 신호의 신호-대-잡음비(SNR)가 변위 프로파일의 SNR에 또한 기여한다.

[0013] SNR에 부가하여 또는 대안으로서, 변위 프로파일의 다른 파라미터들이 분류를 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 변위 프로파일 내에서의 최대 변위는 고체 조직의 저반향 영역으로부터 유체 또는 유체 조직을 구별할 수 있다. 함께 사용된, SNR 및 최대 변위는 부드러운(soft) 및 단단한(hard) 고체 조직으로부터 유체 및 유체 조직을 구별할 수 있다.

[0014] 임펄스 여기에 의해 유도된 조직 변위들이 추정된다. 변위 프로파일의 특성들을 설명하는 적어도 하나의 파라미터가 추정된다. 도출된 파라미터에 기초하여, 조직들은 복수의 카테고리(category)들로부터의 적어도 하나의 카테고리로 분류된다. 일 예에서, 유체 또는 고체 조직 타입들로 조직을 분류하기 위해 변위 프로파일의 SNR 및 최대 값이 사용된다. 다른 예에서, 분류하기 위해, 에코 신호의 통계(예를 들어, 평균 또는 더 높은 차수 통계)와 같은 다른 특성이 SNR 및 최대 변위와 함께 사용된다.

[0015] 도 1은 의료 초음파 전단파 이미징에서 사용될 분류 프리프로세싱을 위한 방법을 나타낸다. 방법은 도 7의 시스템 또는 상이한 시스템에 의해 구현된다. 부가적이거나, 상이하거나, 또는 더 적은 동작들이 제공될 수 있다. 예를 들어, 동작(30)은 수행되지 않고, 그리고 응력의 소스는 수동으로 썸퍼(thumper)를 이용하여 바디(body)에 의해, 또는 다른 메커니즘(mechanism)에 의해 제공된다. 다른 예로서, 동작(36)에서의 SNR 및/또는 운동에서의 최대 변위 대신에 변위의 상이한 파라미터들이 계산된다. 동작(40)은 선택적이다. 또 다른 예에서, 동작들(44 및/또는 46)은 제공되지 않으며, 그리고 분류는 다른 목적들을 위해 사용된다. 동작들은 설명되거나 도시된 순서로 수행되지만, 다른 순서들로 수행될 수 있다.

[0016] 도 1의 방법의 설명은 도 2에 표현된 예의 맥락에서 제공된다. 도 2는 가슴 조직의 2차원 영역의 B-모드 또는 에코 이미지를 나타낸다. 방법은 다른 장기들에 대해 사용될 수 있다. 영역은 낭포(cyst)(위치 B 주변의 더욱 어두운 영역)를 포함한다. 하나보다 많은 낭포들이 영역 내에 존재할 수 있거나, 또는 낭포들이 영역 내에 존재하지 않을 수 있다. 영역은 뼈 또는 유체와 같은 다른 타입들의 물질을 포함할 수 있다. 2개의 대표적인 위치 A와 위치 B가 도시된다. 위치 A는 고체 조직 구역 내에 있고, 위치 B는 유체 조직 안에 있다. 방법은 하나 이상의 위치들에 대해 수행된다. 일 실시예에서, 방법은, 전체 시야 내의 B-모드 또는 스캔 샘플 위치들, 또는 관심 영역 각각에 대해 수행된다. 다소 밀집한 샘플링(sampling)이 사용될 수 있다.

[0017] 도 1의 동작(30)에서, 음향 여기가 환자 안으로 전송된다. 음향 여기는 임펄스 여기로서 동작한다. 예를 들어, 조직을 이미지화하기 위해 B-모드 전송들과 유사하거나 또는 그보다 더 높은 전력 또는 피크 진폭 레벨

(peak amplitude level)들을 갖는 400개의 사이클(cycle) 전송 파형이 전송된다. 일 실시예에서, 전송은 시야에 적용된 방사력 시퀀스(sequence)이다. 임의의 음향 방사력 이미징(ARFI) 시퀀스가 사용될 수 있다.

[0018] 하나 이상의 위치들에 있는 조직을 옮기기에 충분한 조직에 대한 응력을 유발하기 위해, 전송은 전력, 진폭, 타이밍 또는 다른 특성에 의해 구성된다. 예를 들어, 시야 전체에 걸쳐서 변위를 유발하기 위해 전송 초점은 시야의 바닥, 시야의 중심 근처에 포지셔닝된다. 전송은 상이한 하위-영역들에 대해 반복될 수 있다.

[0019] 여기는 초음파 트랜스듀서로부터 전송된다. 여기는 음향 에너지이다. 음향 에너지가 집중되며, 3차원 빔 프로파일을 야기한다. 페이즈(phase) 어레이 및/또는 기계적 초점을 이용하여 여기(excitation)가 집중된다. 여기는 엘리베이션 디멘젼(elevation dimension)과 같은 1차원에서 집중되지 않을 수 있다. 여기는 환자의 조직 안으로 전송된다.

[0020] 동작(32)에서, 환자 내에서의 응답의 변위 프로파일이 결정된다. 예를 들어, 위치 A와 위치 B에 대한 변위 프로파일들이 도 3에 설명된다. 여기는 조직의 변위를 유발한다. 전단파가 생성되며 그리고 초점 영역으로부터 전파된다. 전단파가 조직을 통과해 이동하는 대로, 조직이 옮겨진다. 변위의 종파(longitudinal wave)들 또는 다른 요인들이 사용될 수 있다. 조직은 환자 내에서 이동하도록 강제된다.

[0021] 힘 또는 응력에 의해 유발된 변위가 측정된다. 변위는 하나 이상의 위치들에서 시간에 따라 측정된다. 변위 측정은, 예컨대 상이한 주파수 또는 코딩(coding)을 사용하여, 응력 또는 임펄스가 종료되기 이전에 시작될 수 있다. 대안적으로, 변위 측정은 임펄스가 종료된 이후에 시작된다. 응력점 또는 응력 영역으로부터 이격된 조직 내에서의 변위를 유발하는 전단파, 종파 또는 다른 파가 이동하는데 시간이 걸리기 때문에, 도 3에 표현된 바와 같이, 이완되거나 또는 부분적으로 응력된 상태로부터 최대 변위로 그리고 그런 다음에 이완된 상태로 변위가 측정될 수 있다. 대안적으로, 최대치를 형성하기 위해 조직이 이완되는 동안에만 변위가 측정된다.

[0022] 측정은 변위의 양 또는 변위의 크기를 갖는다. 조직은 임의의 방향으로 이동된다. 측정은 가장 큰 이동의 방향을 따라 이루어질 수도 있다. 운동 벡터(motion vector)의 크기가 결정된다. 대안적으로, 측정은, 조직이 다른 방향들로 다소 옮겨지는지에 관계없이, 주어진 방향을 따라서, 예컨대 스캔 라인에 수직으로 이루어진다.

[0023] 변위는 초음파 스캐닝에 의해 검출된다. 영역, 예컨대 관심 영역, 전체 시야, 또는 하위-관심 영역이 초음파에 의해 스캔된다. 주어진 시간 동안, 초음파는 관심 조직 또는 관심 영역으로 전송된다. 임의의 현재 알려지거나 또는 나중에 개발되는 변위 이미징이 사용될 수 있다. 예를 들어, 1-5개 사이클 지속기간들을 갖는 펄스들이 720 mW/cm^2 미만의 세기로 사용된다. 다른 세기들을 갖는 펄스들이 사용될 수 있다.

[0024] 전송으로부터의 에코들 또는 반사들이 수신된다. 에코들은 빔포밍되며, 그리고 빔포밍된 데이터는 하나 이상의 위치들을 표현한다. 변위를 검출하기 위해, 초음파 에너지가 변위가 진행중인 조직으로 전송되며 그리고 에너지의 반사들이 수신된다. 임의의 전송 및 수신 시퀀스가 사용될 수 있다.

[0025] 전송 및 수신을 여러 차례 수행함으로써, 상이한 시간들에서의 1차원, 2차원, 또는 3-차원 영역을 표현하는 데이터가 수신된다. 변위로 인한 변화를 결정하기 위해, 전송 및 수신이 여러 차례 수행된다. 초음파로 반복적으로 스캐닝함으로써, 상이한 시간들에서의 조직의 포지션이 결정된다.

[0026] B-모드 또는 도플러 검출을 이용하여 에코들이 검출된다. 변위는 각각의 공간 위치에 대한 차이들로부터 검출된다. 예를 들어, 속도, 분산, 세기 패턴에서의 시프트(예를 들어, 스펙클 트래킹(speckle tracking)), 또는 다른 정보가 변위로서 상기 수신된 데이터로부터 검출된다.

[0027] B-모드 데이터를 이용한 일 실시예에서, 상이한 스캔들로부터의 데이터가 상관된다. 예를 들어, 현재 데이터 세트는 기준 데이터 세트와 여러 차례 상관된다. 두 개의 데이터 세트들 사이의 상이한 상대적 병진운동(translation)들 및/또는 회전운동(rotation)들이 수행된다. 기준 세트 내의 주어진 위치에 중심이 있는 데이터의 서브-세트의 위치가 현재 세트 내에서 식별된다.

[0028] 기준은 제 1 데이터 세트이거나 또는 다른 스캔으로부터의 데이터이다. 전체 변위 검출을 위해 동일한 기준이 사용되거나 또는 기준 데이터가 진행 중이거나 이동 중인 윈도우(window)에서 변한다.

[0029] 상관은 1차원, 2차원 또는 3-차원이다. 예를 들어, 트랜스듀서에서 멀어지고 그리고 트랜스듀서를 향하는 스캔 라인을 따른 상관이 사용된다. 2차원 스캔을 위해, 병진운동은 회전운동과 함께 또는 회전운동 없이 두 개의 축들을 따라서 이루어진다. 3차원 스캐닝을 위해, 병진운동은 3개 또는 그보다 적은 축들을 중심으로 한 회전

운동과 함께 또는 상기 회전 운동 없이 3개의 축들을 따라서 이루어진다. 상이한 오프셋(offset) 포지션들 각각에서의 데이터의 유사성 또는 상관의 레벨이 계산된다. 가장 큰 상관을 갖는 병진운동 및/또는 회전운동은 기준과 비교되고 있는 현재 데이터와 연관된 시간에 대한 운동 벡터 또는 오프셋을 표현한다.

[0030] 교차-상관, 패턴 매칭, 또는 절대 차들의 최소 합과 같이, 임의의 현재 알려지거나 또는 나중에 개발되는 상관이 사용될 수 있다. 조직 구조체 및/또는 스펙클(speckle)이 상관된다. 도플러 검출을 사용하여, 클러터 필터(clutter filter)는 이동 조직과 연관된 정보를 통과시킨다. 조직의 속도는 다중 에코들로부터 도출된다. 트랜스듀서를 향해 또는 트랜스듀서로부터 멀어지는 변위를 결정하기 위해 속도가 사용된다. 대안적으로, 상이한 위치들에서의 속도들 사이의 관계물(relative) 또는 차이는 변형(strain) 또는 변위를 표시할 수 있다.

[0031] 도 3은 2개의 예시적인 변위 프로파일들을 나타낸다. 기준 데이터로부터 시간에 따른 운동 벡터의 거리로 크기가 도시된다. 분석의 주기는 약 10ms로 끝나지만, 더 길거나 또는 짧을 수 있다. 고체 조직과 연관된 위치 A에 대한 변위 프로파일은 유체 조직과 연관된 위치 B에 대한 변위 프로파일보다 더 부드러운 외양을 갖는다. 다른 변위 프로파일들이 가능하다.

[0032] 동작(34)에서, 변위 프로파일의 특성이 계산된다. 임의의 특성이 사용될 수 있다. 하나보다 많은 특성이 계산될 수 있다. 도 1의 예에서, 변위 프로파일의 SNR(동작(36))과 최대 변위(운동) 둘 다가 계산된다. 상이하거나, 부가적이거나, 또는 더 적은 특성들이 계산될 수 있다.

[0033] 동작(36)에서, 변위 프로파일의 SNR이 결정된다. 프로파일로부터 잡음을 식별함으로써, 시간에 따라 또는 시간의 함수로서 변위의 SNR이 결정된다. 잡음은 프로파일의 고주파수 성분들을 선택하는 것과 같은 임의의 방식으로 식별될 수 있다. 고주파수 잡음을 결정하기 위해 푸리에 변환(Fourier transform)이 사용될 수 있다.

[0034] 잡음을 식별하기 위한 일 실시예에서, 변위 프로파일이 필터링된다. 버터워스 필터(Butterworth filter)와 같은, 로우 패스 필터(low pass filter)가 프로파일에 적용된다(즉, 시간(temporal) 필터링). 필터는 무한 임펄스 응답(IIR:indefinite impulse response) 필터이거나 또한 유한 임펄스 응답(FIR:finite impulse response) 응답이다. 시간에 따른 필터링된 변위가 필터링에 앞서 시간에 따른 변위로부터 차감된다. 차이는 잡음을 표현한다.

[0035] 도 4는 필터링 전후의 위치 A 및 위치 B에 대한 변위 프로파일들을 나타낸다(좌측). 필터링되지 않은 변위 곡선들이 도 4에서 좌측에 점선들로서 또한 표현된다. 필터링된 변위 프로파일에서, 고주파수 정보가 제거되거나 또는 감소된다. 필터링되지 않은 변위 곡선들로부터 필터링된 변위 곡선들을 차감함으로써 얻어진 잡음이 또한 도시된다(우측). 잡음은 더욱 가변적이고 그리고 유체 조직과 연관된 위치 B에 대해 더 큰 진폭을 갖고, 그런 다음에, 고체 조직과 연관된 위치 A에 대해서이다.

[0036] SNR을 계산하기 위해, 잡음 정보가 정량화된다. 잡음 레벨을 표현하기 위해 잡음 신호의 제곱 평균 제곱근(RMS:root mean square)이 계산된다. 피크들의 절대값들의 평균과 같은 다른 계산들이 사용될 수 있다.

[0037] SNR을 결정하기 위해, 신호 레벨이 계산된다. 일 실시예에서, 신호 레벨은 필터링된 변위 프로파일 아래의 구역으로 표현된다. 필터링된 변위의 적분이 계산된다. 다른 신호 레벨 측정들이 계산될 수 있다.

[0038] 신호(예를 들어, 필터링된 변위의 적분)를 잡음(예를 들어, 잡음의 RMS)으로 나눔으로써 SNR가 제공된다. 다른 변수들을 포함하는 다른 함수들이 사용될 수 있다. 도 4의 예에서, SNR은 2개의 위치들 A 및 B에 대해 계산된다. SNR은 다른 위치들에 대해 계산될 수 있다.

[0039] 동작(38)에서, 최대 변위가 계산된다. 최대 변위는 변위 프로파일로부터 계산된다. 평면 내에서, 또는 체적 내에서, 라인을 따라 조직에 의한 시프트의 피크 또는 최고 크기 또는 피크 또는 최대 운동량이 계산된다. 스무딩되거나 또는 필터링된 변위 곡선이 최대치 계산을 위해 사용된다. 다른 실시예들에서, 원시(raw) 또는 필터링되지 않은 변위 곡선이 사용될 수 있다. 프로파일의 전체 또는 일부에 걸친 최대 값이 식별되거나 또는 결정된다. 도 4의 예에서, 위치 A에 대해 0.9㎛의 최대 변위가 약 1.7ms에서 발생하며, 그리고 위치 B에 대해 1.3㎛의 최대 변위가 약 0.8ms에서 발생한다.

[0040] 선택적 동작(40)에서, 변위 프로파일 이외의 다른 파라미터가 계산된다. 도 1의 예에서, 다른 파라미터들은 에코 정보의 통계, 에코 신호의 신호-대-잡음비, 및/또는 시간에 따른 에코 신호의 역상관(de-correalation) 측정을 포함할 수 있다. 예를 들어, 변위 프로파일을 위해 사용된 동일한 주기에 걸친 위치에 대한 B-모드 정보의 평균이 계산된다. 대신에 또는 부가하여, 더 높은 차수의 통계들이 계산될 수 있다. 임의의 통계 또는 다른 파라미터가 분류를 위해 사용될 수 있다. 통계는 공간적 및/또는 시간적일 수 있다. 에코 신호의 SNR은 전송

들이 있거나 또는 전송들이 없는 수신 신호 세기 사이의 비율로서 계산될 수 있다. 역상관 계수는 1에서 ARFI 전후에 검출된 에코 신호들 또는 다른 여기 빔의 정규화된 상관 계수를 뺌으로서 계산될 수 있다.

[0041] 동작(42)에서, 하나 이상의 위치들이 분류된다. 각각의 위치에서의 조직 또는 다른 물질은 독립적이거나 또는 별도로 분류된다. 각각의 위치에 대한 분류는 상기 각각의 위치에 대한 데이터에 의존하고 그리고 다른 위치들에 대한 데이터에 의존하지 않는다. 대안적인 실시예들에서, 주어진 위치를 분류하기 위해 공간 필터링 또는 인접한 위치들로부터의 정보가 사용될 수 있다.

[0042] 분류는 물질을 식별한다. 임의의 타입의 물질이 식별될 수 있다. 일 실시예에서, 분류는 유체(유체 조직을 포함하는 카테고리 또는 타입), 고체 조직, 또는 기타(예를 들어, 결정할 수 없는)로서 위치를 식별한다. 위치는 그룹 중 하나로서 분류된다. 그룹은 (a) 유체 또는 유체 조직, 그리고 (b) 고체 조직 사이에서 선택하는 것과 같이 더 많거나 또는 적은 옵션들 또는 클래스들을 포함할 수 있다.

[0043] 분류는, 유체 조직 및 다른 클래스와 같은 다른 물질들로부터 고체 조직을 구분한다. 프로세서는 사용자 선택 또는 입력 없이 분류를 수행한다. 프로세서는 다른 정보 또는 파라미터들을 갖거나 또는 갖지 않는 변위 프로파일의 특성을 이용한다. 예를 들어, 프로세서는 SNR, 최대 변위, 또는 SNR 및 최대 변위의 함수로서 분류한다. SNR 및 최대 변위를 이용한 분류는 유체 조직, 고체 조직 그리고 다르거나 또는 결정되지 않은 조직 사이를 구분할 수 있다.

[0044] 도 5는 변위 프로파일의 2개의 파라미터들, 즉 SNR 및 최대 변위를 이용한 분류의 일 실시예를 나타낸다. "결정되지 않는 카테고리를 분류하기 위해 지터 잡음 레벨(jitter noise level)이 사용된다. 최대 변위가 낮다면, 불충분한 정보 또는 비-조직 또는 유체 물질이 있을 수 있다. 낮은 최대 변위에 대해, 분류가 존재하지 않거나 또는 클래스는 "결정되지 않는 카테고리"이다. 더 낮은 SNR 및 더 높은 변위에 대해, 위치에 있는 물질은 유체 또는 유체 조직으로서 분류된다. 두 개의 파라미터들의 다른 조합들에 대해, 위치에 있는 물질은 고체 조직으로서 분류된다. 도 5에 도시된 것과 다른 함수들이 사용될 수 있다.

[0045] 분류 함수는 실험들, 수학적 함수, 통계들, 또는 다른 정보에 기초한다. 예를 들어, 분류하기 위해 퍼지 로직(fuzzy logic)이 사용된다. 이러한 방법에서, 각각의 조직 타입의 멤버십 함수가 각각의 파라미터(예를 들어, SNR, 최대 변위)에 대해 경험적으로 정의되며, 조직 타입의 가능성(likelihood)을 생성시키기 위해 위치에서의 입력 파라미터들이 주어진 각각의 멤버십(membership) 함수의 출력들이 합해진다. 합의 최대값은 할당될 조직 타입에 대응한다. 다른 예로서, 분류를 위한 통계들 또는 행렬 함수를 결정하기 위해, 클래스에 관한 알려진 지상 검증자료(ground truth)와 함께 트레이닝 샘플들 또는 데이터의 수집물로부터 학습하는 기계가 사용된다. 확률 함수는 주어진 위치에 대한 각각의 클래스의 가능성을 표시하며, 그리고 가장 높은 확률을 갖는 클래스가 선택된다. 룩업 테이블(lookup table), 퍼지 로직 함수, 프로그래밍된 함수, 또는 행렬 함수를 이용하여 분류가 수행된다.

[0046] 도 1을 다시 참조하면, 동작(42)으로부터 동작(32)으로의 피드백은 복수의 위치들에 대한 분류를 반복하는 것을 표현한다. 예를 들어, 변위 프로파일과 변위 프로파일에 대한 특성들은 시야 내의 각각의 위치에 대해 결정된다. 동작(30)에서 반복은 동일하거나 또는 상이한 전송을 사용한다. 관심 영역이 충분히 작은 곳에서, 하나의 임펄스가 사용된다. 위치들의 각각에 중심이 있는 윈도우를 이용하여 상이한 위치들에서의 변위가 결정된다. 각각의 위치에 대해, 윈도우 또는 커널(kernel)의 중심이 위치 위(over)에 있다. 윈도우 내의 공간 위치들을 표현하는 데이터가 상관을 위해 사용된다. 변위는 각각의 위치에 대해 별도로 결정된다. 다른 실시예들에서, 전송 동작(30)이 반복된다. 동작(30)의 각각의 전송에 응답하여, 관심 영역 중 하나, 몇몇 또는 서브세트에 대한 변위들이 결정된다.

[0047] 변위 프로파일들은 임의의 크기 영역에 걸쳐서 검출된다. 일 실시예에서, 변위는 B-모드 이미징을 위한 전체 스캔 영역의 약 1/3 내지 1/2과 같이, 진단될 조직을 포함할 것 같은 관심 영역에서 검출된다. 전체 이미징 영역에 걸쳐서 변위를 검출하는 것과 같이, 더 큰 관심 영역, 더 작은 관심 영역이 사용될 수 있거나, 또는 비 관심 영역이 사용될 수 있다. 더 좁은 관심 영역들은 동작(30)의 여기 파형을 전송하는 것의 더 적은 반복들에 의한 변위 검출을 허용할 수 있다. 형성될 수 있는 수신 빔들의 개수 및 샘플 밀도에 따라, 반복들이 전혀 사용되지 않을 수 있거나 또는 하나의 반복 또는 두 개의 반복들이 사용될 수 있다.

[0048] 모든 각각의 B-모드 샘플 위치 상에서의 샘플링 변위와 같은, 전체 샘플링이 사용될 수 있다. B-모드 스캔 그리드(scan grid)에 대하여 변위의 더 크거나 또는 더 적은(예를 들어, 부족한(sparse)) 샘플링이 사용될 수 있다. 도 6은 동일한 샘플링 밀도에 대한 B-모드 이미지 및 SNR 이미지를 나타낸다. SNR 정보가 낭포를 더 잘

표시한다. SNR 이미지는 사용자에게 디스플레이될 수 있거나 또는 디스플레이되지 않을 수 있다.

[0049] 동작(44)에서 전단파 정보를 공간적으로 마스킹 아웃하기 위해 분류가 사용된다. 전단파 정보는 고체 조직의 위치들에 대해 디스플레이될 것이다. 유체 조직 또는 결정되지 않는 위치들과 같은 다른 위치들에 대해, 전단파 정보는 디스플레이되지 않는다. 위치들이 마스킹된다. 마스킹에 기초하여, 결정된 전단파 정보가 디스플레이되지 않거나, 또는 심지어 전단파 정보가 계산되지 않는다. 유체 또는 유체 조직으로부터의 신뢰할 수 없는 전단 정보가 이미지로 사용자에게 제공되지 않으며, 혼란이 방지된다.

[0050] 동작(46)에서, 전단파 이미징이 수행된다. 전단파에 대한 조직 반응으로부터 결정된 전단 속도, 계수(modulus) 또는 다른 정보가 검출된다. 임의의 전단 이미징이 사용될 수 있다. 동작(44)의 마스킹으로 인해, 디스플레이된 이미지는 고체 조직 영역들에 대한 전단파 정보를 표현하고, 그리고 유체 또는 유체 조직 영역들에 대한 전단파 정보를 표현하지 않는다.

[0051] 전단 정보는 변위와 동일한 위치들에 대해 검출된다. 변위 계산보다는 상이한 전송 및 스캐닝은 전단 이미징을 위해 사용된다. 대안적으로, 분류와 동일한 전송들 및 심지어 변위 프로파일들이 전단 이미징을 위해 사용된다. 전단파가 원점(예를 들어, 전송 초점 영역)으로부터 상기 위치로 이동하는 시간이 결정된다. 변위 프로파일의 최대 변위 또는 다른 부분이 전단파의 도착 시간을 표시한다. 전단파의 속도는 타이밍 정보로부터 계산된다.

[0052] 전단파 이미징에 대해, 임펄스 여기는 공간 위치에서 전단파를 생성시킨다. 여기가 충분히 강한 곳에서, 전단파가 생성된다. 전단파는 음향파 방출 방향을 따라서 종파보다 훨씬 느리게 조직을 통과해 전파된다. 전단파는 다양한 방향들로 전파되고, 상기 다양한 방향들은, 인가된 응력의 방향에 수직인 방향을 포함한다. 전단파들의 변위는 전단파가 생성되는 위치에 더 가까운 위치들에서 더 크다.

[0053] 초음파 데이터가 획득된다. 초음파 데이터의 적어도 몇몇은 전단파에 반응한다. 전단파를 검출하기 위해 관심 영역이 모니터링된다. 관심 영역은 임의의 크기, 예컨대 측방향으로 6mm이고 그리고 축방향으로 10mm이다. 이러한 검출 영역은 초음파에 의해 모니터링된다. 예를 들어, B-모드 스캔들은 전단파에 의해 유발된 조직 변위를 검출하기 위해 수행된다. 전단파에 대해 모니터링하기 위해 도플러, 컬러 흐름(color flow), 또는 다른 초음파 모드가 사용될 수 있다.

[0054] 임의의 개수의 스캔 라인들에 대해 모니터링이 수행된다. 예를 들어, 각각의 전송에 응답하여 4개의 수신 빔들이 형성된다. 전단파를 생성시키기 위해 여기를 전송한 이후, B-모드 전송들이 단일 스캔 라인을 따라서 반복적으로 수행되며 그리고 4개의 인접한 스캔 라인들을 따라서 수신들이 반복적으로 수행된다. 다른 실시예들에서, 각각의 전송에 응답하여 단 한 개의 수신 빔 또는 다른 개수의 수신 빔들이 형성된다. 임의의 수의 반복들, 예컨대 약 120회가 사용될 수 있다. 반복들의 시작 또는 반복들의 끝에서와 같은, 초음파 데이터의 몇몇은 전단파에 반응하지 않을 수 있다.

[0055] 전단파가 스캔라인들을 통과해 전파되는 대로, B-모드 세기가 조직의 변위로 인해 가변할 수 있다. 모니터링된 스캔 라인들에 대해, 전단파로부터 야기된 조직 운동의 시간 프로파일을 표현하는 데이터의 시퀀스가 제공된다. 예를 들어, (예를 들어, 스캔 라인들을 따라서) 복수의 공간 위치들로부터의 데이터가 시간의 함수로서 상관된다. 임의의 탄력성 검출이 사용될 수 있다. 각각의 깊이 또는 공간 위치에 대해, 복수의 깊이들 또는 공간 위치들(예를 들어, 중심 깊이가 프로파일이 계산되는 포인트인 64개의 깊이들의 커널)에 걸친 상관이 수행된다. 공간에 있어서 2-차원 또는 3-차원 변위가 이용될 수 있다. 스캔 라인들 또는 빔들과 상이한 방향에 따른 1-차원 변위가 사용될 수 있다.

[0056] 주어진 시간에서 가장 높거나 또는 충분한 상관을 갖는 공간 오프셋이 변위량을 표시한다. 변위들은 상이한 시간들에서 주어진 위치에 대해 결정된다. 주어진 위치에 대한 시간 프로파일은 전단파의 검출을 표시한다. 프로파일은 변이(variation)의 비-잡음 인스턴스 또는 단일 인스턴스에 대해 검사된다. 시간상 로우 패스 필터링을 이용하거나 또는 이용하지 않는 프로파일 내의 피크는 전단파 프론트(front)의 통과를 표시한다. 가장 큰 변위가 선택되지만, 평균 또는 다른 변위 통계가 사용될 수 있다. 주어진 위치에서의 최대 전단이 검출된다. 대안적으로, 평균 또는 다른 전단이 검출된다.

[0057] 더 큰 영역을 모니터링하기 위해, 모니터링 전송 빔에 응답하여 부가적인 수신 빔들이 형성된다. 대안적으로, 다른 전단파가 생성되며 그리고 전송 빔들과 수신 빔들이 전단파 생성점과 상이한 거리에 제공된다. 위의 6mm × 10mm 예에서, 36개의 수신 스캔 라인들이 제공될 수 있다. 전송 빔당 4개의 수신 빔들에서, 프로세스는 상이한 측방향 간격(spacing)에 대해 9회 반복된다. 각각의 수신 빔 위치에 대해, 초음파 데이터로 표현된 운동

정보의 시간 프로파일이 제공된다. 더 높은 시간 해상도를 제공하기 위해, 동일한 전단파를 모니터링하기 위한 상이한 스캔 라인들에 따른 전송들이 시간 프로파일의 형성 동안에 회피되지만, 인터리링된 스캐닝 포지션들 또는 시프팅 스캐닝 포지션들이 제공될 수 있다.

[0058] 위의 논의는 하나의 깊이에 대한 것이다. 관심 영역의 전체 축 범위(extent)를 커버하는 하나의 게이트를 제공하기 위해 샘플링이 배열될 수 있다. 다른 실시예에서, 샘플들은 각각의 수신 빔에 대해 다중 깊이들에서 획득된다. 별개의 시간 프로파일이 측방향 위치뿐만 아니라 각각의 축 깊이에 대해 제공된다. 임의의 수의 깊이들, 예컨대 5㎜에 대해 약 200개 또는 10㎜에 대해 약 400개가 사용될 수 있다.

[0059] 관심 영역 내의 상이한 위치들을 표현하는 초음파 데이터가 획득된다. 초음파 데이터는 스캐닝에 의해 실시간으로 획득되거나 또는 메모리로부터 획득된다. 각각의 위치에 대해, 운동 정보는 상이한 시간들에서의 응답을 표현한다. 전단 크기를 추정하기 위한 초음파 데이터를 획득하기 위해 다른 스캐닝, 모니터링, 또는 기법들이 이용될 수 있다.

[0060] 조직의 상이한 공간 위치들에 대해 전단 속도가 검출된다. 각각의 위치에 대해, 시간의 함수로서 변위가 결정된다. 전단파의 생성으로부터 상이한 위치에서의 전단파의 검출 때까지 시간을 결정함으로써 전단 속도가 획득된다. 위치까지의 거리 및 시간이 속도를 결정한다. 거리는 스캔 라인 간격(즉, 전단파를 생성시키기 위한 전송 빔 포지션과 전단파를 검출하기 위한 수신 빔 포지션)으로부터 알려진다. 시간은 전단파의 생성과 검출 사이의 상대적 시간으로부터 알려진다.

[0061] 프로파일 내에서의 피크를 검출하기 위해 다른 기법들이 사용될 수 있다. 예를 들어, 회귀(regression)가 적용된다. 전단파 속도가 선형이기 때문에, 자동화된 가외치(outlier) 검출을 갖는 견고한 선형 회귀(robust linear regression)가 전단파 속도를 표시할 수 있다. 관심 영역 내의 샘플 포인트들 전부에 대한 초음파 데이터가, 시간의 함수로서 거리에 대해, 또는 시간 및 거리에 의해 도시된다. 선형 회귀가 플롯 또는 데이터에 적용되며, 데이터에 라인 피트(line fit)를 제공한다. 라인의 경사는 전단파 속도를 표시한다.

[0062] 전단파 정보는 디스플레이 값들의 컬러 오버레이(color overlay) 또는 다른 변조를 위해 사용된다. 예를 들어, 전단파 정보는 B-모드 정보 위(over)에 또는 B-모드 정보와 함께 디스플레이 된다. 변위 데이터는 디스플레이 포맷으로 있거나, 또는 디스플레이 포맷으로 스캔 변환될 수 있다. 변위 데이터는 컬러 또는 그레이 스케일(gray scale) 데이터이지만, 그레이 스케일 또는 컬러 스케일에 의한 맵핑 이전의 데이터일 수 있다. 정보는 디스플레이 값들에 대해 선형으로 또는 비선형으로 맵핑될 수 있다.

[0063] 이미지는, 상이한 위치들에 대한 전단 또는 계수(moduli)(예를 들어, 전단 계수)와 같은 변위 정보를 나타낸다. 관심 영역 또는 시야 내의 격자점들 전부에 대해 값들이 결정되는 곳에서, 디스플레이의 픽셀들은 그러한 영역에 대한 전단 속도들을 표현한다. 디스플레이 그리드는 스캔 그리드 및/또는 그리드 – 상기 그리드에 대해 변위들이 계산됨 – 와 상이할 수 있다. 컬러, 밝기, 휘도, 색조, 또는 다른 특성이 변위의 함수로서 변조된다.

[0064] 이미지는 다른 데이터를 포함할 수 있다. 예를 들어, 동일 영역 내의 조직, 유체, 또는 조영제(contrast agent)들을 표현하는 B-모드 또는 다른 데이터가 포함된다. 변위 데이터는 다른 데이터의 오버레이 또는 다른 데이터와의 조합을 위해 사용된다. 다른 데이터는 취급될 조직에 대한 빔의 위치를 결정할 때 사용자에게 도움을 준다.

[0065] 도 7은 의료 초음파 전단파 이미징에서의 분류 프리프로세싱을 위한 시스템(10)의 일 실시예를 나타낸다. 시스템(10)은 도 1의 방법 또는 다른 방법들을 구현한다. 시스템(10)은 전송 빔포머(12), 트랜스듀서(14), 수신 빔포머(16), 이미지 프로세서(18), 디스플레이(20), 그리고 메모리(22)를 포함한다. 부가적이거나, 상이하거나 또는 더 적은 컴포넌트들이 제공될 수 있다. 예를 들어, 시스템과의 사용자 상호작용을 위해 사용자 입력이 제공된다.

[0066] 시스템(10)은 의료 진단 초음파 이미징 시스템이다. 대안적인 실시예들에서, 시스템(10)은, 동일한 위치에 있거나 또는 실시간 이미징 또는 획득후(post acquisition) 이미징을 위해 네트워크에 걸쳐서 분포된 퍼스널 컴퓨터, 워크스테이션, PACS 스테이션, 또는 다른 어레인지먼트이다.

[0067] 전송 빔포머(12)는 초음파 전송기, 메모리, 펄서(pulser), 아날로그 회로, 디지털 회로, 또는 이들의 조합들이다. 전송 빔포머(12)는 상이하거나 또는 상대적인 진폭들, 지연들, 및/또는 페이징(phasing)을 갖는 복수의 채널들에 대한 파형들을 생성시키기 위해 동작한다. 생성된 파형들에 응답하여 트랜스듀서(14)로부터의 음향파들의 전송시, 하나 이상의 빔들이 형성된다. 2-차원 또는 3-차원 영역을 스캔하기 위해 전송 빔들의 시퀀스가 생

성된다. 섹터, 벡터®, 선형, 또는 다른 스캔 포맷들이 사용될 수 있다. 동일한 영역이 여러 차례 스캔된다. 흐름 또는 도플러 이미징을 위해 그리고 전단 이미징을 위해, 스캔들의 시퀀스가 사용된다. 도플러 이미징에서, 시퀀스는 인접한 스캔 라인을 스캔하기 이전에 동일한 스캔 라인을 따라서 다중 빔들을 포함할 수 있다. 전단 이미징에 대해, 스캔 또는 프레임 인터리빙이 사용될 수 있다(즉, 다시 스캔하기 이전에 전체 영역을 스캔). 대안적인 실시예들에서, 전송 빔포머(12)는 보다 빠른 스캐닝을 위해 평면파(plane wave) 또는 발산파(diverging wave)를 생성시킨다.

[0068] 동일한 전송 빔포머(12)는 변위를 유발하기 위한 음향 에너지를 생성시키기 위한 임펄스 여기들 또는 전기적 파형들을 생성한다. 대안적인 실시예들에서, 임펄스 여기를 생성시키기 위해 상이한 전송 빔포머가 제공된다. 전송 빔포머(12)는 트랜스듀서(14)로 하여금 높은 세기의 집중된 초음파 파형들을 생성시키도록 한다.

[0069] 트랜스듀서(14)는 전기적 파형들로부터 음향 에너지를 생성시키기 위한 어레이(array)이다. 어레이에 대해, 상대적 지연들은 음향 에너지를 집중시킨다. 주어진 전송 이벤트는 지연들이 주어진 실질적으로 동일한 시간에 상이한 엘리먼트들에 의한 음향 에너지의 전송에 대응한다. 전송 이벤트는 조직을 옮겨놓기 위한 초음파 에너지의 펄스를 제공한다. 펄스는 임펄스 여기이다. 임펄스 여기는, 많은 사이클들(예를 들어, 500개의 사이클들)을 갖지만 보다 긴 시간에 걸쳐 조직 변위를 유발하기 위해 비교적 짧은 시간 내에 발생하는 파형들을 포함한다.

[0070] 트랜스듀서(14)는 압전 또는 용량성 멤브레인 엘리먼트들의 1-차원, 1.25-차원, 1.5-차원, 1.75-차원 또는 2-차원 어레이이다. 트랜스듀서(14)는 음향 에너지와 전기적 에너지 사이의 변환을 위한 복수의 엘리먼트들을 포함한다. 트랜스듀서(14)의 엘리먼트들에 악영향을 미치는 초음파 에너지(에코들)에 응답하여 수신 신호들은 생성된다. 엘리먼트들은 전송 및 수신 빔포머들(12, 16)의 채널들과 연결된다. 대안적으로, 기계적인 초점을 갖는 단일 엘리먼트가 사용된다.

[0071] 수신 빔포머(16)는, 증폭기들, 지연들, 및/또는 페이즈 로테이터(phase rotator)들, 그리고 하나 이상의 합산기들을 갖는 복수의 채널들을 포함한다. 각각의 채널은 하나 이상의 트랜스듀서 엘리먼트들과 연결된다. 각각의 이미징 전송에 응답하여 하나 이상의 수신 빔들을 형성하기 위해 상대적 지연들, 페이즈들, 및/또는 아포다이제이션(apodization)을 적용하기 위해 수신 빔포머(16)는 하드웨어 또는 소프트웨어에 의해 구성된다. 수신 동작은 조직을 옮겨놓기 위해 사용된 임펄스 여기로부터의 에코들에 대해 발생하지 않을 수 있다. 수신 빔포머(16)는 수신 신호들을 이용한 공간 위치들을 표현하는 데이터를 출력한다. 상이한 엘리먼트들로부터의 신호들의 상대적 지연들 및/또는 페이징 그리고 합산이 빔포밍을 제공한다. 대안적인 실시예들에서, 수신 빔포머(16)는 푸리에 변환 또는 다른 변환들을 이용하여 샘플들을 생성시키기 위한 프로세서이다.

[0072] 수신 빔포머(16)는 필터, 예컨대 전송 주파수 대역에 대하여, 제 2 고조파 또는 다른 주파수 대역에서의 정보를 격리시키기 위한 필터를 포함할 수 있다. 이와 같은 정보는 원하는 조직, 조영제, 및/또는 흐름 정보를 포함하기가 더욱 쉬울 수 있다. 다른 실시예에서, 수신 빔포머(16)는 메모리 또는 버퍼, 그리고 필터 또는 가산기(adder)를 포함한다. 제 2 고조파, 큐빅 펀더멘털(cubic fundamental) 또는 다른 대역과 같이 원하는 주파수 대역에서의 정보를 격리하기 위해 두 개 또는 그보다 많은 수신 빔들이 결합된다.

[0073] 전송 빔포머(12)와 합동으로, 수신 빔포머(16)는 상이한 시간들에서 영역을 표현하는 데이터를 생성한다. 음향 임펄스 여기 이후, 수신 빔포머(16)는 상이한 시간들에서 상이한 라인들 또는 위치들을 표현하는 빔들을 생성한다. 초음파로 관심 영역을 스캔함으로써, 데이터(예를 들어, 빔형성된 샘플들)가 생성된다.

[0074] 수신 빔포머(16)는 공간 위치들을 표현하는 빔 합산 데이터(beam summed data)를 출력한다. 단일 위치, 라인을 따르는 위치들, 구역에 대한 위치들, 또는 체적에 대한 위치들에 대한 데이터가 출력된다. 동적 포커싱이 제공될 수 있다. 데이터는 상이한 목적들을 위해 존재할 수 있다. 예를 들어, 변위를 위해서보다는 B-모드 또는 조직 데이터를 위해 상이한 스캔들이 수행된다. 대안적으로, 변위를 결정하기 위해 B-모드 데이터가 또한 사용된다. 다른 예로서, 변위-기반 분류 및 전단 이미징을 위한 데이터가 일련의 공유된 스캔들에 의해 수행되며, 그리고 B-모드 또는 도플러 스캐닝은 별개로 수행되거나 또는 동일한 데이터의 몇몇을 이용하여 수행된다.

[0075] 프로세서(18)는 B-모드 검출기, 도플러 검출기, 펄스파 도플러 검출기, 상관 프로세서, 푸리에 변환 프로세서, 주문형 집적 회로(ASIC), 범용 프로세서, 제어 프로세서, 이미지 프로세서, 필드 프로그래머블 게이트 어레이, 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 이들의 조합들, 또는 빔포밍된 초음파 샘플들로부터 디스플레이를 위한 정보를 검출하고 그리고 프로세싱하기 위한 다른 현재 알려지거나 또는 나중에 개발되는 디바이스이다. 일 실시예에서, 프로세서(18)는 하나 이상의 검출기들 및 별도의 프로세서를 포함한다. 별도의 프로

세서는 제어 프로세서, 범용 프로세서, 디지털 신호 프로세서, 주문형 집적 회로, 필드 프로그래머블 게이트 어레이, 네트워크, 서버, 프로세서들의 그룹, 데이터 경로, 이들의 조합들, 또는 변위를 결정하고 그리고 변위 프로파일 속성들을 계산하기 위한 다른 현재 알려지거나 또는 나중에 개발되는 디바이스이다. 예를 들어, 도 1에 도시된 동작들 중 하나 이상의 동작들의 임의의 조합을 수행하기 위해, 별도의 프로세서는 하드웨어 및/또는 소프트웨어에 의해 구성된다.

[0076] 프로세서(18)는 음향 임펄스 여기에 의해 유도된 조직 변위를 추정하도록 구성된다. 상관, 트래킹, 운동 검출, 또는 다른 변위 측정을 이용하여, 조직의 포지션 내에서의 시프트의 양이 추정된다. 추정은 기간을 통해, 예컨대 임펄스로 인한 조직 이동 이전부터, 조직이 이완된 상태로 거의 또는 완전히 복귀(예를 들어, 임펄스 여기에 의해 유발된 응력으로부터 회복)된 이후까지, 여러 차례 수행된다.

[0077] 프로세서(18)는 조직 변위의 프로파일의 특성을 설명하는 적어도 하나의 파라미터를 도출하도록 구성된다. 예를 들어, 변위 프로파일의 신호-대-잡음비가 도출된다. 다른 예로서, 변위 프로파일의 최대 변위가 도출된다. 프로세서(18)는, 다른 파라미터들, 예컨대 시간, 공간, 또는 시공간에 있어서 데이터의 통계를 계산할 수 있다. 예를 들어, 각각의 위치에 대한 시간 및/또는 공간에 따른 평균 B-모드 또는 음향 임피던스 값이 계산된다.

[0078] 프로세서(18)는 영역 내의 조직을 분류하도록 구성된다. 조직은 유체 조직 또는 고체 조직일 수 있다. 분류는 조직의 타입들 사이, 조직과 유체 사이, 또는 조직의 타입들과 하나 이상의 다른 클래스들 사이에 이루어질 수 있다. 일 실시예에서, 프로세서(18)는 위치에 있는 물질을 유체/유체 조직, 고체 조직, 그리고 다른/비-결정적 조직으로서 분류한다.

[0079] 분류는 적어도 하나의 파라미터에 기초한다. 예를 들어, 분류는 변위 프로파일의 하나 이상의 특성들에 대한 값들에 기초한다. 신호-대-잡음비 그리고 최대 변위는 2개의 이와 같은 특성들이다. 다른 정보, 예컨대 다른 데이터의 통계가 분류에서 사용될 수 있다.

[0080] 프로세서(18)는 퍼지 로직, 확률 함수, 룩업 테이블, 또는 다른 프로세스를 구현한다. 카테고리 – 위치가 상기 카테고리로 라벨링되어야 함 – 를 결정하기 위해 입력 특징들(예를 들어, 변위 프로파일의 특성들)이 프로세스에 적용된다.

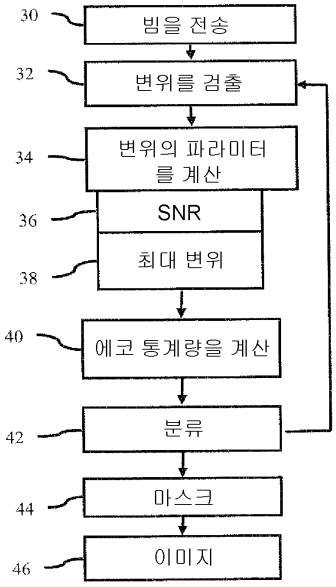
[0081] 프로세서(18)는 의료 초음파 전단파 이미징에서의 분류 프리프로세싱을 위해 메모리(22) 또는 다른 메모리에 저장된 명령들에 따라서 동작한다. 프로세서(18)는 높은 세기의 집중된 초음파에 대한 피드백을 제공하기 위해 프로그래밍된다. 메모리(22)는 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체이다. 본 명세서에 논의된 프로세스들, 방법들 및/또는 기법들을 구현하기 위한 명령들은 컴퓨터-판독가능 저장 매체 또는 메모리들, 예컨대 캐시, 버퍼, RAM, 이동 매체, 하드 드라이브 또는 다른 컴퓨터 판독가능 저장 매체 상에 제공된다. 컴퓨터 판독가능 저장 매체는 다양한 타입들의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다. 도면들에 예시되거나 또는 본 명세서에 설명된 기능들, 동작들 또는 임무들이 컴퓨터 판독가능 저장 매체 내 또는 상기 컴퓨터 판독가능 저장 매체 상에 저장된 명령들 중 하나 이상의 세트들에 응답하여 실행된다. 기능들, 동작들 또는 임무들은 특정한 타입의 명령들 세트, 저장 매체, 프로세서 또는 프로세싱 전략과 무관하며, 그리고 단독으로 또는 조합으로 동작하는 소프트웨어, 하드웨어, 집적 회로들, 펌웨어, 마이크로 코드 등에 의해 수행될 수 있다. 마찬가지로, 프로세싱 전략들은 멀티프로세싱, 멀티태스킹, 병렬 프로세싱 등을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 명령들은 로컬 또는 원격 시스템들에 의한 판독을 위해 이동 매체 디바이스 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은 컴퓨터 네트워크를 통해 또는 전화선들을 통해 전달하기 위해 원격 위치 내에 저장된다. 또 다른 실시예들에서, 명령들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.

[0082] 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 신호들의 입력에 의해 프로세서(18) 또는 다른 디바이스에 의해 구성된다. 디스플레이(20)는 관심 영역 또는 전체 이미지 내의 상이한 위치들에 대한 전단을 표현하는 이미지를 디스플레이한다. 위치들을 세그멘트하기 위해 분류가 사용된다. 고체 조직과 연관된 위치들은 변조되거나 또는 전단에 대한 정보를 포함한다. 다른 위치들은 전단 정보를 포함하지 않도록 마스킹된다. 대신에 다른 위치들은 전단 정보의 더 큰 필터링에 종속될 수 있다.

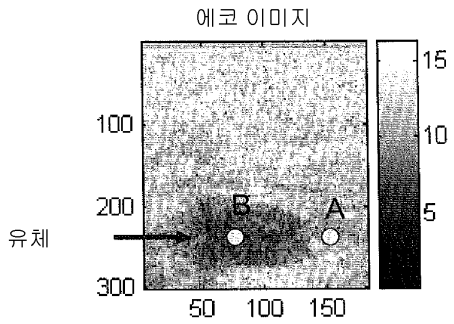
[0083] 본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 위에서 설명되었지만, 많은 변경들 및 수정들이 본 발명의 범위로부터 벗어남 없이 이루어질 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 따라서 앞선 상세한 설명은 제한하는 것이 아니라 예시적인 것으로서 여겨지는 것이 의도되고, 그리고 이어지는 청구항들 – 모든 등가물들을 포함함 – 이 본 발명의 사상 및 범위를 정의하도록 의도된다는 것이 의도된다.

도면

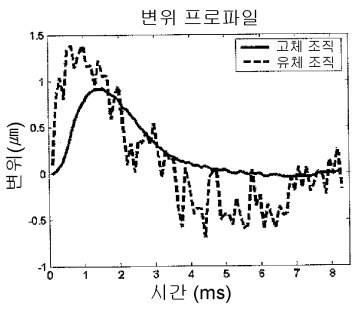
도면1



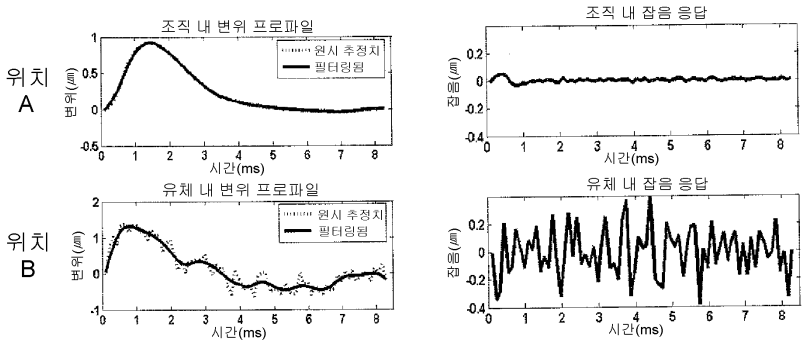
도면2



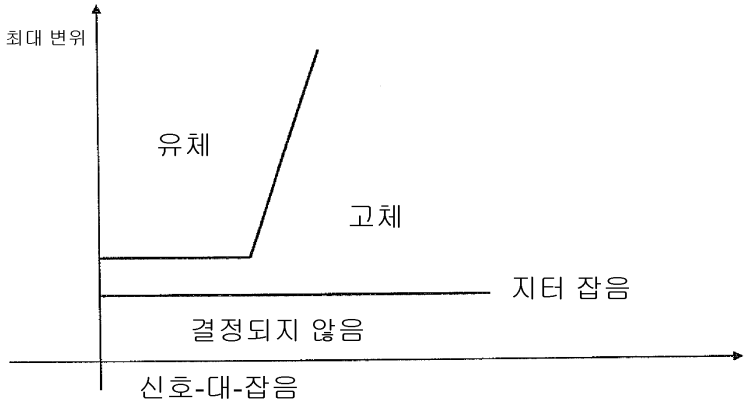
도면3



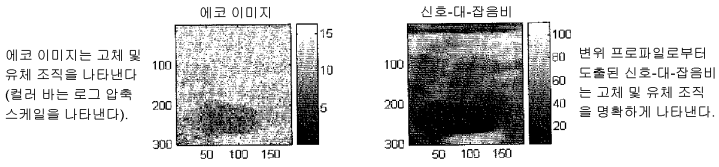
도면4



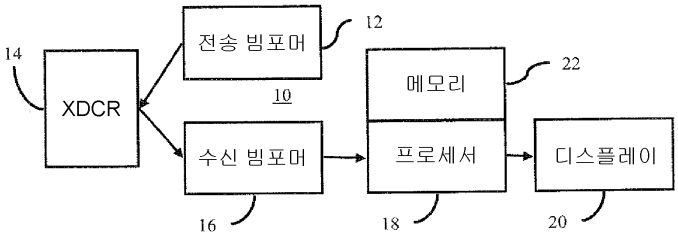
도면5



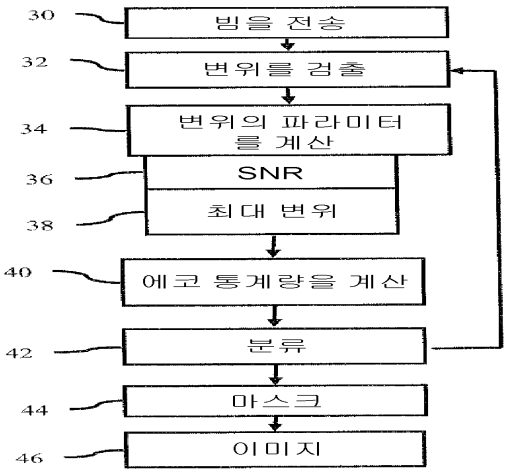
도면6



도면7



专利名称(译)	医学超声剪切波成像中的分类预处理		
公开(公告)号	KR102051293B1	公开(公告)日	2019-12-03
申请号	KR1020120100073	申请日	2012-09-10
[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	판, 라이시앙 프라이부르거, 폴 벤슨, 존		
IPC分类号	A61B8/14 G06T7/00		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/14 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5223 G01S7/52022 G01S7/52036 G03B42/06		
代理人(译)	Yisiyong		
审查员(译)	Yijongeun		
优先权	13/229408 2011-09-09 US		
其他公开文献	KR1020130028867A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为医学超声剪切波成像提供了分类预处理。 响应于压力，测量患者中一个或多个位置的位移。 随时间的位移是代表位置偏移的曲线。 曲线的一个或多个特征（例如信噪比和最大位移）用于对位置进行分类。 该位置分类为液体或液体组织，实体组织或非确定性部位。 随后的剪切成像可以提供实体组织的位置而不是其他位置的剪切信息。