



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0132264
(43) 공개일자 2019년11월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/5207 (2013.01)
A61B 8/54 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2019-0057632
(22) 출원일자 2019년05월16일
심사청구일자 2019년05월20일
(30) 우선권주장
15/983,430 2018년05월18일 미국(US)

(71) 출원인
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.
미국 펜실베이니아 앨버튼 리버티 블러바드 40 (우
: 19355)
(72) 발명자
라비에드, 야신
미국 98028 워싱턴 메이플 밸리 243 애비뉴 사우스
이스트 25908
(74) 대리인
특허법인 남앤남

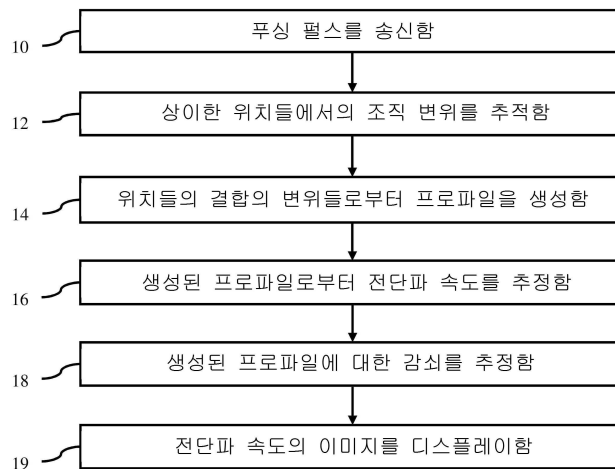
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 **증가된 펄스 반복 인터벌을 갖는 초음파에 기반한 전단파 이미징**

(57) 요약

초음파를 이용한 전단파 이미징을 위해, 상이한 측방향 위치들로부터의 변위들을 결합(14)함으로써, 겹보기 펄스 반복 주파수(apparent pulse repetition frequency)가 증가된다. 상이한 전단파 속도들 및 대응하는 시간 시프트들 및/또는 감쇠들 및 대응하는 스케일링들에 기반하는 상이한 결합들은, 그 결합에 대한 평활한 변위 프로파일을 발견하기 위해 테스트된다. 일단 평활한 변위 프로파일이 발견되면, 대응하는 전단파 속도가 추정되거나 결정된다(18).

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

초음파 이미징 시스템(ultrasound imaging system)(50)에 의한 진단과 이미징(shear wave imaging)을 위한 방법으로서,

트랜스듀서(transducer)(54)로부터 푸싱 펄스(pushing pulse)를 송신하는 단계(10) - 상기 푸싱 펄스는 환자의 조직에서 진단파를 생성함(14) -;

상기 초음파 이미징 시스템(50)에 의해, 관심 영역(region of interest)의 복수의 위치들에서 시간에 따른 조직 변위들을 추적하는 단계(12) - 상기 조직 변위들은 상기 진단파에 대한 응답으로 이루어지고, 상기 시간에 따른 조직 변위들은 상기 위치들의 각각에 대해 제공된 제1 샘플링 레이트(sampling rate)로 이루어짐 -;

상기 위치들 중 상이한 위치들에서의 시간에 따른 조직 변위들의 결합으로부터 시간적 변위 프로파일(temporal displacement profile)을 생성하는 단계(14) - 상기 결합은, 상기 시간에 따른 조직 변위들 중 적어도 하나의 시간에 따른 조직 변위의 시간 시프트(time shift) 및 스케일링(scaling)을 사용하고, 상기 시간적 변위 프로파일은 상기 제1 샘플링 레이트보다 더 큰 제2 샘플링 레이트를 가짐 -;

상기 시간적 변위 프로파일을 사용하여 진단파 속도(shear wave velocity)를 추정하는 단계(16); 및

상기 진단파 속도의 추정치를 보여주는 이미지(image)를 표시하는 단계(19)

를 포함하는,

방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 시간적 변위 프로파일을 생성하는 단계(14)는 상기 결합을 포함하여 상이한 결합들을 반복적으로 테스트(testing)하는 단계를 포함하고,

반복들 중 상이한 반복들에 대해 상이한 속도들 및 감쇠들에 기반하여 상이한 시간 시프트들 및 상이한 스케일링들이 제공되는,

방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 생성하는 단계(14)는 상기 시간적 변위 프로파일의 평활 레벨(smoothness level) 또는 템플릿(template)에 대한 매칭(match)에 기반하여 상기 결합 및 대응하는 시간 시프트 및 스케일링을 결정하는 단계를 포함하고,

상기 평활 레벨은 주파수 도메인(frequency domain)에서 측정되는,

방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 생성하는 단계(14)는 시간 시프트 및 스케일링을 이용하여 규범(norm)과 매칭(matching)되는 결합을 식별하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 생성하는 단계(14)는 3개 이상의 위치들에서의 3개 이상의 시간에 따른 조직 변위들의 결합으로부터 상기 시간적 변위 프로파일을 생성하는 단계(14)를 포함하는,

방법.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 스케일링에 기반하여 감쇠를 추정하는 단계(18)를 더 포함하는,

방법.

청구항 7

초음파 이미징 시스템(50)에 의한 진단과 이미징을 위한 방법으로서,

트랜스듀서(54)로부터 푸싱 펄스를 송신하는 단계(10) - 상기 푸싱 펄스는 환자의 조직에 진단파를 생성함(14) -;

상기 초음파 이미징 시스템(50)에 의해, 복수의 위치들의 각각에서 시간에 따른 조직 변위들의 변위 프로파일들을 결정하는 단계 - 상기 조직 변위들은 상기 진단파에 대한 응답으로 이루어짐 -;

상기 복수의 위치들에서의 변위 프로파일들로부터 형성된 결합된 변위 프로파일을 식별하는 단계 - 상기 결합된 변위 프로파일은 상이한 진단파 속력(shear wave speed)들의 복수의 테스트들에 기반한 결합들로부터 선택되며, 상기 결합들 중 가장 평활한 결합이 나오는, 상기 상이한 진단파 속력들 중의 진단파 속력이 상기 결합된 변위 프로파일을 표시함 -;

상기 결합된 변위 프로파일의 식별을 사용하여 진단파 속력을 추정하는 단계(16); 및

상기 진단파 속력의 추정치를 보여주는 이미지를 표시하는 단계(19)

를 포함하는,

방법.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 식별하는 단계는 상기 결합들의 평활의 레벨을 측정하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 9

제7항에 있어서,

상기 식별하는 단계는 상이한 시간 시프트들 및 상이한 스케일링들 둘 모두의 복수의 테스트들에 기반하여 식별하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 결합들 중 가장 평활한 결합이 나오는 스케일링으로부터 진단파 감쇠를 추정하는 단계(18)를 더 포함하는,

방법.

청구항 11

제7항에 있어서,

상기 식별하는 단계는 2개 이상의 위치들에 대한 변위 프로파일들로부터 상기 결합된 변위 프로파일을 식별하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 12

제7항에 있어서,

상기 진단과 속력을 추정하는 단계(16)는 상기 결합들 중 가장 평활한 결합이 나오는 시간 시프트로부터 진단과 속력을 추정하는 단계(16)를 포함하는,

방법.

청구항 13

초음파를 이용한 진단과 이미징을 위한 시스템으로서,

트랜스듀서(54)로부터의 음향 방사력 펄스(acoustic radiation force pulse)를 조직 내로 송신하도록 구성되고 그리고 상기 조직이 상기 음향 방사력 펄스에 의해 생성된 진단파에 응답함에 따라 상기 조직을 스캔(scan)하도록 구성된 초음파 스캐너(ultrasound scanner)(50);

상이한 프로파일들을 생성하고 - 상기 상이한 프로파일들의 각각은 상이한 위치들로부터의 시간에 따른 변위들로부터 형성됨 -, 상기 상이한 프로파일들을 테스트하고, 그리고 상기 상이한 프로파일들 중 하나의 프로파일을 선택하도록 구성된 이미지 프로세서(image processor)(56); 및

상기 선택된 프로파일에 기반하여 진단과 속력을 보여주는 이미지를 표시하도록 구성된 디스플레이(display)(58)

를 포함하는,

시스템.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 이미지 프로세서(56)는, 상기 상이한 위치들에서의 시간에 따른 변위들의 상이한 진단과 속도들 및 감쇠들에 기반하여 상기 상이한 프로파일들을 생성하고 그리고 상기 상이한 프로파일들 중 선택된 프로파일로부터 상기 진단과 속력을 추정하도록 구성되는,

시스템.

청구항 15

제13항에 있어서,

상기 이미지 프로세서(56)는 상기 테스트에 대한 평활 레벨에 기반하여 상기 하나의 프로파일을 선택하도록 구성되는,

시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 실시예들은 초음파를 사용한 진단과 이미징(shear wave imaging)에 관한 것이다. 진단과 탄성 이미징(SWEI; Shear Wave Elasticity Imaging)에서, 음향 방사력 임펄스(ARFI; acoustic radiation force impulse)-유도 진단파들에 의해 야기된 조직 변위(tissue displacement)들을 추적함으로써 이미지(image)들이

형성된다. 진단파를 추적하기 위한 최대 펄스 반복 주파수(PRF; pulse repetition frequency)는 추적 펄스들의 왕복 시간(round-trip time)에 의해 결정된다. 힘줄들과 같은 매우 강성의 매질들에서, 진단파는 연조직에서보다 더 신속하게 이동한다. 최대 PRF는 고속 진단파들을 추적하기에는 충분하지 않을 수 있다.

배경 기술

[0002] 잇따라(in rapid succession) 송신되는 분리가능한 신호들의 시퀀스(sequence)를 사용하여 진단파를 추적함으로써 더 높은 PRF가 제공될 수 있다. 예컨대, 상이한 주파수들의 추적 펄스들 또는 코딩된 송신 펄스(coded transmit pulse)들이 샘플 레이트(sample rate)를 증가시키는 데 사용된다. 이러한 접근법은 상이한 분리가능한 추적 송신들로부터의 클러터 잡음(clutter noise)에 의해 야기되는 아티팩트(artifact)들 및 상이한 주파수들 또는 코딩(coding)을 갖는 송신 펄스들을 사용한 변위 추정에 의해 야기되는 에러(error)들을 겪을 수 있다.

발명의 내용

[0003] 서론으로서, 아래에서 설명되는 바람직한 실시예들은 초음파를 이용한 진단파 이미징을 위한 방법들, 명령들, 컴퓨터 판독가능 매체들(computer-readable media), 및 시스템(system)들을 포함한다. 겹보기 PRF(apparent PRF)는 상이한 측방향 위치들로부터의 변위들을 결합함으로써 증가된다. 상이한 진단파 속도(shear wave velocity)들 및 대응하는 시간 시프트(time shift)들 및/또는 감쇠들 및 대응하는 스케일링(scaling)들에 기반하는 상이한 결합들은, 그 결합에 대한 평활한 변위 프로파일(smooth displacement profile)을 발견하기 위해 테스트된다(tested). 일단 평활한 변위 프로파일이 발견되면, 대응하는 진단파 속도가 추정되거나 결정된다.

[0004] 제1 양상에서, 초음파 이미징 시스템에 의한 진단파 이미징을 위한 방법이 제공된다. 트랜스듀서(transducer)는 푸싱 펄스(pushing pulse)를 송신한다. 푸싱 펄스는 환자의 조직에서 진단파를 생성한다. 초음파 이미징 시스템은, 관심 영역(region of interest) 내의 복수의 위치들에서의 시간의 경과에 따른 조직 변위들을 추적한다. 조직 변위들은 진단파에 대한 응답으로 발생하고, 위치들 각각에 대해 제1 샘플링 레이트(sampling rate)로 샘플링된다(sampled). 위치들 중 상이한 위치들의 시간의 경과에 따른 조직 변위들의 결합으로부터 시간적 변위 프로파일(temporal displacement profile)이 생성된다. 그 결합은 시간의 경과에 따른 조직 변위들 중 적어도 하나의 조직 변위의 시간 시프트 및 스케일링을 사용한다. 시간적 변위 프로파일은 제1 샘플링 레이트보다 더 큰 제2 샘플링 레이트를 갖는다. 진단파 속도는 시간적 변위 프로파일을 사용하여 추정된다. 진단파 속도의 추정치를 보여주는 이미지가 디스플레이된다(displayed).

[0005] 제2 양상에서, 초음파 이미징 시스템에 의한 진단파 이미징을 위한 방법이 제공된다. 트랜스듀서는 푸싱 펄스를 송신하고, 푸싱 펄스는 환자의 조직에서 진단파를 생성한다. 초음파 이미징 시스템은 복수의 위치들 각각에서의 시간의 경과에 따른 조직 변위들의 변위 프로파일들을 결정하고, 조직 변위들은 진단파에 응답한다. 복수의 위치들의 변위 프로파일들로부터 형성된 결합된 변위 프로파일이 식별된다. 결합된 변위 프로파일은 상이한 진단파 속도(shear wave speed)들의 복수의 테스트(test)들에 기반하여 결합들로부터 선택되며, 결합들 중 가장 평활한 결합을 초래하는, 상이한 진단파 속도들 중의 진단파 속력은 결합된 변위 프로파일을 표시한다. 진단파 속력은 결합된 변위 프로파일의 식별을 사용하여 추정된다. 진단파 속도의 추정치를 보여주는 이미지가 디스플레이된다.

[0006] 제3 양상에서, 초음파를 이용한 진단파 이미징을 위한 시스템이 제공된다. 초음파 스캐너(ultrasound scanner)는 트랜스듀서로부터의 음향 방사력 펄스를 조직 내로 송신하도록 구성되고 그리고 조직이 음향 방사력 펄스에 의해 생성된 진단파에 응답함에 따라 조직을 스캔(scan)하도록 구성된다. 이미지 프로세서(image processor)는 상이한 프로파일들 - 상이한 프로파일들 각각은 상이한 위치들로부터 시간의 경과에 따른 변위들로부터 형성됨 - 을 생성하고, 상이한 프로파일들을 테스트하고, 그리고 상이한 프로파일들 중 하나의 프로파일을 선택하도록 구성된다. 디스플레이(display)는, 선택된 프로파일에 기반하여 진단파 속력을 보여주는 이미지를 디스플레이(display)하도록 구성된다.

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

도면의 간단한 설명

- [0008] [0008] 컴포넌트(component)들 및 도면들은 반드시 실체에 맞는 것은 아니며, 대신에 본 발명의 원리들을 예시할 때 강조가 이루어진다. 더욱이 도면들에서, 동일한 참조 번호들은 상이한 도면들 전체에 걸쳐 대응하는 부분들을 지시한다.
- [0009] 도 1은 초음파 이미징 시스템에 의한 진단과 이미징을 위한 방법의 일 실시예의 흐름도 다이어그램(diagram)이고;
- [0010] 도 2는 강성의 매질들에서의 진단과에 대한 상이한 위치들에서의 변위들의 희소 샘플링(sparse sampling)을 예시하고;
- [0011] 도 3 및 도 4는 도 2의 상이한 위치들의 변위들로부터의 예시적인 결합된 변위 프로파일들을 예시하며, 도 4의 결합된 변위 프로파일은 도 3의 결합된 변위 프로파일보다 더 평활하고; 그리고
- [0012] 도 5는 초음파를 이용한 진단과 이미징을 위한 시스템의 일 실시예의 블록 다이어그램(block diagram)이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0009] [0013] 매우 강성의 매질들에서는 초음파를 이용한 진단과 이미징이 제공된다. 의료 이미징에서의 그러한 강성의 매질들의 예들은 근골격(MSK; musculoskeletal)(예컨대, 힘줄들), 전립선, 및 간 국소 병소(hepatic focal lesion)들을 포함한다. 겉보기 PRF(apparent PRF)를 증가시킴으로써, 초음파 왕복 이동 시간이, 주어진 위치에 대해 언더샘플링(undersampling)을 초래하는 경우에도 진단과 속도가 더 정확하게 추정될 수 있다. 동일한 접근법은, 추적 주파수가 문제가 되지 않는 덜 강성의 매질들에서도 사용될 수 있다. 이러한 접근법은 유효 PRF를 증가시켜, 진단과 속도의 더 가능성있는 정확한 추정을 초래한다.
- [0010] [0014] 다수의 측방향 위치들로부터의 변위 프로파일들이 결합된다. 상이한 측방향 위치들로부터의 변위 프로파일들은 가능한 진단과 속도 및 감쇠에 기반하여 시간-시프트되고(time-shifted) 스케일링된다(scaled). 시간-시프트되고 스케일링된 프로파일들은 결합되어 더 높은 유효 PRF를 갖는 변위 프로파일을 형성한다. 진단과 속력은, 가장 평활한 또는 충분히 평활한 변위 프로파일을 산출하는 시간 시프트를 발견함으로써 계산된다.
- [0011] [0015] 도 1은 초음파 이미징 시스템에 의한 진단과 이미징을 위한 방법의 일 실시예를 도시한다. 더 높은 속력들로 이동하는 진단과들의 경우, 추적을 위해 초음파에 의해 제공되는 샘플링 주파수는 비교적 저빈도(infrequent)여서, 진단과 속도의 덜 정확한 추정 및 언더 샘플링(under sampling)을 초래할 수 있다. 유효 샘플링 레이트를 증가시키기 위해, 상이한 위치들로부터의 시간의 경과에 따른 변위들이 결합된다. 규범(norm)에 가장 가까운 변위 프로파일을 갖는 결합은 진단과 속도의 더 정확한 추정을 위해 더 큰 샘플링 주파수에서 변위들을 제공한다.
- [0012] [0016] 초음파 이미징 시스템, 이를테면, 도 5에 대해 설명된 시스템을 이용하여 동작들이 수행된다. 데이터(data)를 포착(acquire)하기 위해 트랜스듀서 및/또는 빔형성기(beamformer)들이 사용되며, 이미지 프로세서는 그 데이터로부터 변위들을 추정하고, 그 변위들로부터 진단과 속력 및/또는 감쇠를 추정한다. 초음파 이미징 시스템은 진단과 속력을 출력한다. 동작들 중 임의의 동작을 수행하기 위해 다른 디바이스(device)들, 이를테면, 컴퓨터(computer) 또는 검출기가 사용될 수 있다.
- [0013] [0017] 도 1의 방법에서, 추가적인, 상이한, 또는 더 적은 수의 동작들이 제공될 수 있다. 예컨대, 동작(18)은 제공되지 않는다. 다른 예로서, 동작(16)은 제공되지 않는다. 또 다른 예에서, 환자를 스캔하도록 초음파 시스템을 구성하기 위한 동작들이 제공된다.
- [0014] [0018] 동작들은 설명된 또는 도시된 순서로(예컨대, 위에서 아래로, 또는 숫자 순으로) 수행된다. 이를테면, 다른 관심 영역에 대해 동작들을 반복함으로써, 다른 순서들이 제공될 수 있다. 일 예에서, 동작들(16 및 18)은 동작(14)의 부분으로서 또는 역순으로 수행된다.
- [0015] [0019] 동작들(10 및 12)에서, 초음파 시스템은 환자의 조직 내의 상이한 위치들에서 진단과를 생성 및 검출한다. 음향 방사 임펄스 여기(acoustic radiation impulse excitation)(ARFI 또는 푸싱 펄스) 또는 다른 응력 소스(source)가 조직에서 진단과를 생성한다. 진단과가 조직을 통해 전파됨에 따라, 조직은 변위된다. 진단과는 진단과 통과에 의해 야기되는 조직의 변위들로부터 검출된다. 초음파를 이용하여 조직을 스캔함으로써, 시간의 경과에 따른 변위들을 계산하기 위한 데이터가 포착된다. 상관 또는 다른 유사성 측정치(measure)를 사용하여, 상이한 시간들에서 포착된 스캔(scan)들에 의해 표현되는 변위들이 결정된다. 초음파 시스템은 상이한

위치들에 대한 시간의 경과에 따른 조직 변위들(즉, 변위 프로파일들)을 포착한다.

- [0016] [0020] 동작(10)에서, 빔형성기는 포커싱된(focused) 초음파 송신을 위한 전기 신호들을 생성하고, 트랜스듀서는 그 전기 신호들을, 그 트랜스듀서로부터 초점 영역으로 푸싱 펄스를 송신하기 위한 음향 신호들로 컨버팅(convert)한다. ARFI가 사용된다. 음향 여기(acoustic excitation)가 환자 내로 송신된다. 음향 여기는 진단파를 야기하기 위한 임펄스 여기(impulse excitation)로서의 역할을 한다. 예컨대, 조직을 이미징(imaging)하기 위한 B-모드 송신(B-mode transmission)들과 유사하거나 또는 그보다 더 낮은 전력 또는 피크(peak) 진폭 레벨(level)들을 갖는 400 사이클(cycle) 송신 파형이 음향 빔(acoustic beam)으로서 송신된다. 일 실시예에서, 그 송신은 시야(field of view)에 적용되는 진단파 생성 시퀀스이다. 임의의 ARFI 또는 진단파 이미징 시퀀스가 사용될 수 있다. 다른 응력 소스들, 이를테면, 썸퍼(thumper)(기계적 충격 또는 진동 소스)가 사용될 수 있다.
- [0017] [0021] 송신은, 초점 위치에서 조직을 변위시키기에 충분한 응력을 조직에 대해 야기하기 위한 전력, 진폭, 타이밍(timing), 또는 다른 특징에 의해 구성된다. 예컨대, 빔의 송신 초점이 시야 또는 관심 영역(ROI; region of interest)에 대해 설정되어서, 그 시야 또는 ROI 전체에 걸쳐, 생성되는 진단파 변위가 야기된다. 임펄스 여기는 공간 위치에서 진단파를 생성한다. 여기가 충분히 강력한 경우, 진단파가 생성된다. 진단파는 종파가 음향파 방출 방향을 따라 전파되는 것보다 더 느리게 조직을 통해 횡방향으로 전파되며, 따라서 파의 유형이 타이밍 및/또는 방향에 의해 구별될 수 있다. 진단파에 기인하는 조직의 변위는, 그 파가 생성되는 초점 위치에 더 가까운 위치들에서 더 크다. 파가 이동함에 따라, 파의 크기는 감소된다. 조직의 강성도는 진단파 속력 및/또는 감쇠에 영향을 미친다.
- [0018] [0022] 동작(12)에서, 조직 변위들이 추적된다. 초음파 시스템, 이를테면, 시스템의 이미지 프로세서는 푸싱 펄스에 대한 응답으로 야기되는 변위들을 추적한다. 복수의 위치들 각각에 대해, 전파되는 진단파에 의해 야기되는 변위가 추적된다. 추적은 측방향이지만(즉, 스캔 라인(scan line)을 따라 1차원으로 변위들을 추적함), 2차원 또는 3차원 추적될 수 있다. 추적되는 위치들은 측방향으로(예컨대, 스캔 라인에 수직으로) 분포되지만, 2차원 또는 3차원으로 분포될 수 있다.
- [0019] [0023] 추적은 시간의 경과에 따라 이루어진다. 각각의 위치에 대한 조직 변위들은, 파가 그 위치에 의해 전파될 것으로 예상되는 기간에 걸쳐 임의의 수의 시간적 샘플링(temporal sampling)들에 대해 발견된다. 빠르게 이동하는 진단파들에 대한 불충분한 PRF로 인해, 시간적 샘플링이 언더 샘플링될(under sampled) 수 있다. 다수의 위치들에서 추적함으로써, 상이한 위치들에 대한 시간의 경과에 따른 변위의 조직 변위 프로파일들이 제공된다.
- [0020] [0024] 추적을 위한 기간은, 푸싱 펄스의 송신 그리고/또는 진단파가 각각의 주어진 위치에 도달하기 전의 시간들을 포함할 수 있다. 유사하게, 추적을 위한 기간은, 조직이 완료되거나 또는 전체 진단파가 각각의 위치를 지나서 전파된 후의 시간들을 포함할 수 있다. 진단파가 위치들을 지나서 전파되는 동안, 조직은 스캔된다.
- [0021] [0025] 트랜스듀서 및 빔형성기는 조직의 변위를 결정하기 위해 상이한 시간들에서 에코 데이터(echo data)를 포착한다. 그 변위는, 초음파 스캔을 이용하여 검출된다. 초음파 데이터의 적어도 일부는, 진단파 또는 압력에 의해 야기된 변위에 응답적이다. 초음파를 이용하여 영역, 이를테면, 관심 영역, 전체 시야, 또는 관심 하위-영역이 스캔된다. 영역은, 파를 검출하기 위해 모니터링된다(monitored). 에코 데이터는, 상이한 시간들에서 상이한 압력량들을 받을 때의 조직을 나타낸다. 영역은 임의의 크기, 이를테면, 측방향으로 5x5 mm 그리고 축방향으로 10 mm이다. 예컨대, 조직 변위를 검출하기 위해 B-모드 스캔(B-mode scan)들이 수행된다. 0.25 mm 마다 샘플 위치(sample location)들이 있는 선형 그리드(linear grid) 상에서 측정하는 것과 같이, 임의의 샘플링 또는 빔형성기 분해능(resolution)이 사용될 수 있다. 변위를 검출하기 위해 도플러(Doppler), 컬러 흐름(color flow), 또는 다른 초음파 모드가 사용될 수 있다.
- [0022] [0026] 주어진 시간에 대해, 초음파가 관심 영역 또는 조직에 송신된다. 임의의 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 변위 이미징이 사용될 수 있다. 예컨대, 1-5회의 사이클 지속기간들을 갖는 펄스들이 720 mW/cm² 미만의 세기(예컨대, B-모드 펄스들)로 사용된다. 다른 세기들을 갖는 펄스들이 사용될 수 있다. 임의의 수의 스캔 라인들에 대해 스캔이 수행된다. 예컨대, 각각의 송신에 대한 응답으로, 이차원으로 분포되는 8개 또는 16개의 수신 빔(receive beam)들이 형성된다. 응력을 가하는 동안 또는 그 후에, B-모드 송신들이 단일 송신 스캔 라인을 따라 반복적으로 수행되고, 수신들은 인접한 수신 스캔 라인들을 따라 수행된다. 다른 실시예들에서, 각각의 송신에 대한 응답으로 다른 개수의 수신 빔들이 형성된다. 부가적인 송신 스캔 라인들 및 대응하는 수신 라인 또는 라인들이 사용될 수 있다. 더 빠른 진단파들에 대해서는 15 ms 이하에 걸쳐서 또는 대략 120회와 같

은 임의의 횡수의 반복들이 사용될 수 있다.

- [0023] [0027] B-모드 세기는 시간의 경과에 따른 조직의 변위에 기인하여 변화할 수 있다. 위치들 각각에 대한 변위들의 진행 또는 시퀀스가 검출된다. 모니터링되는 스캔 라인들에 대해, 응력으로부터 초래되는 조직 운동의 시간 프로파일을 나타내는 데이터의 시퀀스가 제공된다. 송신과 수신을 다수 회 수행함으로써, 상이한 시간들에서의 영역을 나타내는 데이터가 수신된다.
- [0024] [0028] 다수의 공간 위치들 각각에 대한 변위가 검출된다. 변위를 위해 임의의 수의 샘플 포지션(sample position)들이 측정될 수 있는데, 이를테면, 10x5 mm 관심 영역에서 4분의 1 밀리미터(quarter millimeter)마다 측정될 수 있다. 변위 프로파일은 각각의 샘플 지점에서 결정되거나, 또는 2개 이상의 샘플 지점들로부터의 데이터가 결합되어 하위 영역에 대한 변위 프로파일을 제공한다. 각각의 샘플 지점에 대한 그리고 각각의 샘플 시간에 대한 변위가 측정된다.
- [0025] [0029] 2개의 시간들 사이의 변위로서, 수신 데이터로부터 속도, 분산, 세기 패턴(intensity pattern)의 시프트(예컨대, 스펙클 추적(speckle tracking)), 또는 다른 정보가 검출된다. B-모드 데이터를 사용한 일 실시예에서, 상이한 스캔들로부터의 데이터는 시간의 함수로서 측방향으로 상관된다. 각각의 깊이 또는 공간 샘플링 포지션에 대해, 복수의 깊이들 또는 공간 샘플링 포지션들(예컨대, 중심 깊이가 프로파일이 계산되는 지점인 64개의 깊이들의 커널(kernel))에 걸친 상관이 수행된다. 예컨대, 데이터의 현재 세트(set)는 데이터의 기준 세트(reference set)와 다수 회 상관된다. 기준 세트 내의 주어진 위치에 중심이 위치한(centered) 데이터의 서브-세트(sub-set)의 위치가 현재 세트에서 식별된다. 2개의 데이터 세트들 사이의 상이한 상대적인 트랜스레이션(relative translation)들이 수행된다.
- [0026] [0030] 기준은, 데이터의 제1 세트 또는 다른 세트, 또는 다른 스캔으로부터의 데이터이다. 기준 세트는 응력 이전의 것이지만, 응력 이후의 것일 수 있다. 동일한 기준이 전체 변위 검출에 대해 사용되거나, 또는 계속 진행중이거나 또는 이동하는 윈도우(window)에서 기준 데이터가 변화한다.
- [0027] [0031] 상이한 오프셋(offset) 포지션들 각각에서의 데이터의 상관 또는 유사성의 레벨이 계산된다. 가장 큰 상관을 갖는 트랜스레이션은, 현재 데이터가 기준과 비교되는 것과 연관된 시간에 대한 변위 또는 오프셋을 나타낸다.
- [0028] [0032] 임의의 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 상관, 이를테면, 교차-상관, 패턴 매칭(pattern matching), 또는 절대차들의 최소 합이 사용될 수 있다. 조직 구조 및/또는 스펙클이 상관된다. 도플러 검출을 사용하여, 클러터 필터(clutter filter)는 움직이는 조직과 연관된 정보를 통과시킨다. 조직의 속도는 다수의 예코들로부터 도출된다. 속도는, 트랜스듀서 쪽으로의 변위 또는 트랜스듀서로부터 멀어지는 변위를 결정하기 위해 사용된다. 대안적으로, 상이한 위치들에서의 속도들 사이의 상대성(relative) 또는 차이는 변형(strain) 또는 변위(displacement)를 표시할 수 있다.
- [0029] [0033] 조직의 변위는, 진단파가 도달하기 전으로부터의 안정 상태에서부터 시작하고, 그런 다음, 변위는 최대치로 증가하며, 그 후에, 변위는 다시 안정 상태로 감소된다. 다른 변위 프로파일들이 가능하다. 도 2는 16개의 인접한 위치들에 대한 시간의 경과에 따른 변위들의 예시적인 변위 프로파일들을 도시한다. 언더 샘플링으로 인해, 전형적으로 점진적인 곡선이 제공되지 않는다. 이러한 예에서, 추적을 위해 조직이 스캔되는 횡수는 7번이다. 각각의 측방향 위치에 대해, 진단파로부터의 변위의 피크는 인접한 위치들의 피크들 사이의 시간에 발생해야 한다. 언더 샘플링 시에, 진단파는 하나의 시간(대략 6 μ s)에 하나의 그룹(group)의 위치들에서 발생하는 것으로 보이고 다른 시간(대략 9 μ s)에 다른 그룹의 위치들에서 발생하는 것으로 보인다. 각각의 위치에 대한 초음파 추적의 샘플링 레이트에 의해 더 큰 또는 더 적은 양들의 언더 샘플링이 제공될 수 있다. 언더 샘플링된 변위 프로파일들로부터 진단파를 추정하는 것의 정확도는 떨어진다(poor).
- [0030] [0034] 동작(14)에서, 이미지 프로세서는 위치들 중 상이한 위치들의 시간의 경과에 따른 조직 변위들의 결합으로부터 시간적 변위 프로파일을 생성한다. 유효 PRF를 증가시키기 위해, 상이한 위치들로부터의 변위들이 사용되어 더 큰 샘플링 레이트로 변위 프로파일을 생성한다. 임의의 주어진 샘플 시간에서의 진단파의 피크가 다른 위치들이 아닌 하나의 위치에 있기 때문에, 결합은 더 큰 샘플링 레이트로 프로파일을 제공한다.
- [0031] [0035] 결합은 2개 이상의 위치들로부터의 변위들 또는 변위 프로파일들이다. 변위 프로파일들 자체가 시프트 및 대응하는 진단 속도를 검출하기 위해 상관되지 않기 때문에, 3개 이상의 위치들로부터의 변위들이 결합될 수 있다. 예컨대, 4개, 8개, 16개 또는 32개의 측방향으로 이격된 위치들로부터의 변위들이 결합된다. 그 영역에 대한 진단파 속도를 추정하기 위해 관심 영역에 대한 하나의 결합이 제공된다.

- [0032] [0036] 다른 실시예에서, 위치를 정의하는 윈도우가 사용된다. 윈도우는 하나의 결합에 대해 하나의 위치에 중심이 위치된다(centered). 윈도우는 다른 결합에 대해 다른 곳에 중심이 위치되도록 공간적으로 시프트된다(shifted). 윈도우 포지션의 각각의 설정에 대해 윈도우 내의 추적 샘플 위치들이 결합된다. 결과적으로, 위치들의 상이한 그룹들에 대해 상이한 결합들이 제공되어, 속도의 공간적 추정을 가능하게 한다(즉, 상이한 위치들에 대한 상이한 진단과 속도들 - 상이한 포지션들에서의 윈도우의 중심).
- [0033] [0037] 상이한 가능한 결합들이 테스트된다. 복수의 테스트 결합들이 형성된다. 가능한 결합들은 진단과 속력 및/또는 감쇠에 대해 반복된다. 진단과 속력이 주어지면, 개별적인 변위 프로파일들에 대해 시간 시프트들이 컴퓨팅된다(computed). 최종 진단과 속력은 가장 평활한 결합된 프로파일을 산출하는 속력이다. 유사하게, 가능한 결합들은 진단과 감쇠 계수에 대해 반복된다. 감쇠 계수가 주어지면, 개별적인 변위 프로파일들에 대한 스케일링 팩터(scaling factor)들이 컴퓨팅된다. 최종 감쇠 계수는 가장 평활한 결합된 프로파일을 산출하는 계수이다. 가능한 결합들 중 하나는, 시간 시프트 및/또는 스케일링에 기반한 속도 및/또는 감쇠를 제공하도록 선택되어, 충분히 평활한 결합 변위 프로파일을 초래한다.
- [0034] [0038] 각각의 결합은 시간 시프트 및/또는 스케일(scale)로 형성된다. 상이한 속도들 및 감쇠들에 대응하는 상이한 시간 시프트들 및 스케일들이 테스트된다. 하나의 변위 프로파일이 기준으로 사용되고, 결합의 다른 변위 프로파일들은 테스트되는 속도 및/또는 감쇠에 의해 제공되는 시간 시프트 및/또는 스케일에 기반하여 시간적으로 시프트되고 그리고/또는 스케일링된다. 상이한 시프트들 및 스케일들에 대응하는 상이한 결합들이 테스트된다.
- [0035] [0039] 예컨대, 각각의 결합은 시간 시프트 및/또는 스케일로 형성된다. 상이한 개별적인 프로파일들의 시간 시프트들 및 스케일들은 상이한 위치들에 기반하여 상이하다. 결합을 형성하기 위해 4개의 변위 프로파일들을 사용 시에, 첫 번째 것은 기준이다. 다른 3개의 프로파일들은 시간-시프트되고 스케일링된다. 3개의 프로파일들 각각이 시프트되고 스케일링되는 양은 상이하다. 4개의 측방향 위치들 중 임의의 2개의 인접한 위치들 사이에 1 mm가 주어지면, 테스트되는 속도에 기반하여 시간 시프트들이 적용된다. 첫 번째 반복에서, 진단과 속력이 $4 \text{ m/s} = 4\text{mm/ms}$ 인지 여부가 확인된다. 프로파일 1은 시프트되지 않고; 프로파일 2는 $t = d/vs = 1\text{mm}/4\text{mm/ms} = 0.25 \text{ ms}$ 만큼 시프트되고; 프로파일 3은 $t = d/vs = 2\text{mm}/4\text{mm/ms} = 0.5\text{ms}$ 만큼 시프트되고; 프로파일 4는 $t = d/vs = 3\text{mm}/4\text{mm/ms} = 0.75 \text{ ms}$ 만큼 시프트된다. 4개의 프로파일들 모두를 결합함으로써 획득되는 결과적인 결합된 변위 프로파일은 평활에 대해 테스트된 프로파일이다. 단지 2개의 위치들만이 있는 경우, 각각의 속도 및/또는 감쇠에 대해 단일 시간 시프트 및/또는 단일 스케일이 제공된다.
- [0036] [0040] 속도들 및 감쇠들에 기반하여 시간 시프트들 및 스케일들의 시퀀스가 테스트되는 경우, 임의의 탐색 패턴(search pattern)이 사용될 수 있다. 상이한 반복들이 테스트된다. 일 실시예에서, 상이한 속도들 및 대응하는 시간 시프트들이 테스트된다. 일단 속도가 선택되면, 상이한 감쇠들 및 대응하는 스케일들이 테스트된다. 감쇠가 테스트되고, 그런 다음, 속도가 테스트될 수 있다. 다른 실시예에서, 단지 감쇠만이 또는 단지 속도만이 테스트된다. 또 다른 실시예에서, 감쇠 및 속도 둘 모두는 각각의 반복에 대해 변경된다. 다른 실시예에서, 루핑 반복(looping iteration)이 사용된다. 상이한 속도들이 테스트되고, 그런 다음, 선택된 속도를 사용하여 상이한 감쇠들이 테스트되고, 그런 다음, 선택된 감쇠를 사용하여 그리고 이전에 선택된 속도를 중심으로 상이한 속도들이 테스트된다. 이러한 프로세스(process)를 통해 임의의 수의 루프(loop)들이 사용될 수 있다.
- [0037] [0041] 적용되는 초기 시간 시프트들 및/또는 스케일들은 예상된 시프트들 및/또는 스케일들(즉, 예상된 속도 및/또는 감쇠)에 기반할 수 있다. 이미징되는(imaged) 또는 진단과 속력이 측정되는 조직의 유형은 사용자 입력에 의해 표시될 수 있다. 초기 시프트들 및/또는 스케일들은 조직의 표시에 기반한다. 초기의 것들로부터 오프셋된(offset) 다른 시프트들 및/또는 스케일들이 또한 테스트된다.
- [0038] [0042] 스케일은 주어진 값일 수 있거나 또는 위치에 걸친 선형 스케일(linear scale)일 수 있다. 기준으로부터 더 멀리 있는 위치들은 기준 위치로부터의 거리 및 감쇠에 의해 주어진 양만큼 스케일링된다. 시간 시프트의 경우, 시간 시프트는 누적된다. 기준 위치로부터 더 멀리 있는 위치일수록 시간 시프트가 더 크다. 거리의 함수로써의 시간 시프트들의 양은 속도에 따라 변화된다.
- [0039] [0043] 주어진 속도 및/또는 감쇠에 대한 시간 시프트들 및/또는 스케일들을 적용한 후에, 상이한 위치들로부터

의 결과적인 변위들은 단일 변위 프로파일로 결합된다. 도 3 및 도 4는 도 2의 변위들로부터의 2개의 결합들을 도시한다. 도 3은 위치 간격에 기반하여 위치들에 걸쳐 적용된 하나의 속도 및 대응하는 시간 시프트들로부터의 하나의 가능한 결합을 나타낸다. 도 4는 다른 속도 및 대응하는 시간 시프트들로부터의 다른 가능한 결합을 나타낸다.

- [0040] [0044] 가장 평활한 또는 충분히 평활한 변위 프로파일을 제공하는 결합이 선택된다. 전파되는 전단파에 의해 야기되는 변위들은 시간의 경과에 따른 분포의 규범적인(즉, 전형적인) 또는 예상된 형상을 갖는다. 평활의 레벨 또는 규범에 대한 매칭(match)을 결정하기 위해, 각각의 가능한 결합이 테스트된다. 가장 평활한 또는 가장 규범적인 분포를 갖는 결합이 선택되거나 식별된다. 다른 실시예들에서, 평활(smoothness) 또는 규범성(normalness)의 임계 레벨이 적용된다. 일단 충분한 평활 또는 규범성을 갖는 결합이 발견되면, 탐색은 종료된다.
- [0041] [0045] 평활의 레벨은 임의의 방식으로 측정될 수 있다. 도 4는 도 3보다 더 큰 평활을 갖는 결합을 도시한다. 시간적 및/또는 진폭 갭(gap)들의 크기는 더 작은 크기의 갭들이 더 큰 평활을 표시하는 경우에 측정될 수 있다. 다른 접근법에서, 상이한 위치들로부터의 변위들의 결합은 주파수 도메인(frequency domain)으로 변환된다. 결합에 의해 형성된 변위 프로파일에 푸리에 변환(Fourier transform)이 적용된다. 고주파수 콘텐츠(high frequency content)의 양이 정량화된다. 더 낮은 고주파수 콘텐츠는 더 평활한 프로파일을 표시한다. 또 다른 접근법에서, 결합된 변위 프로파일은 템플릿(template)에 매칭된다(matched). 템플릿 또는 디폴트(default)는 규범을 나타낸다. 템플릿에 대한 결합된 변위 프로파일의 유사성의 레벨(예컨대, 상관 계수)은 평활의 레벨을 표시한다. 평활 또는 규범성의 다른 측정법들이 사용될 수 있다.
- [0042] [0046] 가장 평활한(또는 가장 규범적인) 또는 충분히 평활한(또는 규범적인) 변위 프로파일을 초래하는 시간 시프트 및/또는 스케일에 의해 형성된 결합이 선택된다. 상이한 가능한 결합들이 테스트된다. 도 3 및 도 4의 예들에서, 도 4에서 초래된 결합으로부터의 변위 프로파일이 선택된다. 선택은 결합을 초래하는 시간 시프트 및/또는 스케일을 식별한다.
- [0043] [0047] 상이한 위치들로부터 하나의 프로파일로의 변위들의 결합으로 인해, 유효 샘플링 레이트가 증가된다. 예컨대, 도 4의 변위 프로파일에 대한 유효 샘플링 레이트는 도 2의 단일 위치에 대한 변위 프로파일들 중 임의의 변위 프로파일의 샘플링 레이트의 16배이다. 결과적으로, 더 완전한 또는 더 양호한 샘플링된 변위 프로파일이 제공되어서, 더 많은 양의 정보(즉, 더 많은 샘플들)로부터 전단파 속도를 추정하는 것을 가능하게 한다.
- [0044] [0048] 동작(16)에서, 이미지 프로세서는 시간적 변위 프로파일을 사용하여 전단파 속도를 추정한다. 환자의 조직 내에서의 전단파 속력이 결정된다. 선택된 또는 식별된 결합된 변위 프로파일이 사용된다. 위치에 대한 시간의 경과에 따른 변위들의 PRF에 비해 대응하는 더 큰 PRF를 갖는 이러한 비교적 또는 충분히 평활한 또는 규범적인 결합 변위 프로파일은 전단파 속도를 식별한다.
- [0045] [0049] 일 실시예에서, 결합을 초래한 시프트들은 전단파 속도를 표시한다. 선택된 결합에 대한 시간 시프트들은 전단파 속도에 기반한다. 결합의 선택은 주어진 속도로부터 초래된 위치-기반 시간 시프트들을 표시하며, 이는 속도의 추정치를 제공한다. 대안적인 실시예들에서, 상이한 공간적 윈도우들 또는 하위-영역들에 대해 상이한 결합들이 선택된다. 결과적인 결합들은 서로 상관되어 결합들 사이에 위상 시프트를 제공할 수 있다. 상이한 결합들에 대한 윈도우의 중심들 사이의 거리 및 가장 큰 상관으로부터의 위상 시프트는 전단파 속도를 표시한다.
- [0046] [0050] 동작(18)에서, 이미지 프로세서는 감쇠를 추정한다. 감쇠는 선택된 결합 변위 프로파일을 사용하여 추정된다. 선택된 결합에 대한 스케일들은 거리에 걸친 진폭의 변화 레이트를 표시한다. 변위들에 적용된 스케일링은 전단파의 감쇠에 맵핑(map)된다. 감쇠는 지수 함수: $\exp(\alpha \cdot d)$ 이며, 여기서 α 는 감쇠 계수이고 그리고 d 는 기준 위치로부터의 측방향 위치 또는 거리이다. 평활한 또는 규범적인 변위 프로파일을 초래하는 스케일링들은 조직 내에서의 전단파 감쇠를 표시한다. 위치의 함수로서의 감쇠(즉, 공간적 윈도우 배치)가 결정될 수 있다.
- [0047] [0051] 동작(19)에서, 이미지 프로세서는 전단파 속도의 추정치, 전단파 감쇠의 추정치, 및/또는 둘 모두를 송신한다. 송신은 디스플레이, 메모리(memory), 또는 네트워크(network)에 대해 이루어진다. 예컨대, 송신은 초음파 이미징 시스템으로부터의 출력 또는 초음파 이미징 시스템 내에서의 출력이다.
- [0048] [0052] 일 실시예에서, 속도 및/또는 감쇠의 추정치를 보여주는 이미지가 출력된다. 관심 영역에 대한 값은 B-

모드 이미지 또는 다른 초음파 이미지 상에서 제공된다. 속도 및/또는 감쇠에 대한 값 및/또는 값들은 텍스트(text)로, 숫자로, 또는 그래프(graph)에 코딩된(coded) 채로 출력된다. 예컨대, 사용자는 B-모드 이미지 상에서 위치를 선택한다. 응답하여, 초음파 시스템은 선택된 위치에 중심이 위치한 영역에 대한 전단파 속도에 대한 값을 계산한다. 계산된 값의 수치, 텍스트(textual), 및/또는 그래픽(graphical) 표현이 B-모드 이미지 상에 겹쳐지거나, 독립적으로 디스플레이되거나, 또는 사용자에게 다른 방식으로 통신(예컨대, 보고서에 추가)된다.

[0049] [0053] 상이한 위치들에 대해 속도들이 추정되는 경우, 전단파 속도 공간적 분포의 이미지가 생성된다. 예컨대, 전단파 속도 이미지는 관심 영역 내의 위치의 함수로써 전단파 속도에 기반하여 컬러-변조된다(color modulated). 전단파 속도 이미지는, 관심 영역 또는 전단파 속도 이미지보다 더 큰 시야를 커버(covering)하는 B-모드 이미지 상에 겹쳐진다. 대안적으로, 밝기, 텐트(tent), 색상(hue), 또는 컬러 맵(color map)은 속도에 기반한다. 다른 실시예들에서, 다른 유형들의 탄성 이미징이 제공되고, 어떤 전단파 또는 탄성 이미징도 제공되지 않고, 그리고/또는 상이한 유형들의 초음파 이미징이 제공된다.

[0050] [0054] 도 5는 초음파를 이용한 전단파 이미징을 위한 시스템(50)의 일 실시예를 도시한다. 시스템(50)은 도 1의 방법 또는 다른 방법들을 구현한다. 상이한 위치들로부터의 시간의 함수로써의 변위들은 환자의 조직 내의 전단파 특징을 추정하기 위해 더 큰 유효 PRF를 갖는 변위 프로파일로 결합된다.

[0051] [0055] 시스템(50)은 송신 빔형성기(52), 트랜스듀서(54), 수신 빔형성기(55), 이미지 프로세서(56), 디스플레이(58), 및 메모리(57)를 포함한다. 추가의, 상이한, 또는 더 적은 컴포넌트들이 제공될 수 있다. 예컨대, 이를테면, 측정이 발생해야 하는 위치를 선택하기 위한 또는 관심 영역의 배치를 지정하기 위한, 시스템과의 사용자 상호작용을 위해 사용자 입력이 제공된다.

[0052] [0056] 시스템(50)은 의료 진단 초음파 이미징 시스템 또는 초음파 스캐너이다. 시스템(50)은 트랜스듀서(54)로부터의 음향 방사력 임펄스를 조직 내로 송신하도록, 그리고 조직이 음향 방사력 임펄스에 의해 생성된 전단파에 응답함에 따라, 복수의 위치들에서 조직을 스캔(scan)하도록 구성된다. 전단파에 대한 응답은 초음파 스캐너에 의해 추적된다. 대안적인 실시예들에서, 시스템(50)은 프런트-엔드(front-end) 스캐너 및 백-엔드(back-end) 프로세서, 이를테면, 개인용 컴퓨터, 워크스테이션(workstation), PACS 스테이션(station), 또는 실시간 또는 포착후 이미징을 위한, 네트워크에 걸쳐 분산된 또는 동일한 위치에 있는 다른 어레이먼트(arrangement)를 포함한다. 스캐닝 컴포넌트들(예컨대, 송신 빔형성기(52), 트랜스듀서(54), 및 수신 빔형성기(55))은 메모리(57), 이미지 프로세서(56), 및/또는 디스플레이(58)와는 상이한 디바이스의 일부이다. 백-엔드는 메모리로부터 또는 네트워크를 통한 전송으로부터 데이터를 포착할 수 있다. 프런트-엔드는 데이터를 메모리 또는 네트워크에 제공한다.

[0053] [0057] 송신 빔형성기(52)는 초음파 송신기, 메모리, 펄서(pulser), 아날로그 회로(analog circuit), 디지털 회로(digital circuit), 또는 이들의 결합들이다. 송신 빔형성기(52)는 상이한 또는 상대적 진폭들, 지연들, 및/또는 페이징(phasing)을 가진 복수의 채널(channel)들에 대한 파형들을 생성하도록 구성된다. 생성된 전기 파형들에 대한 응답으로 트랜스듀서(54)로부터 음향 파들의 송신 시에, 하나 이상의 음향 빔들이 형성된다. 영역을 스캔하기 위해 송신 빔들의 시퀀스가 생성된다. 섹터(Sector), 벡터®(Vector®), 선형(linear), 또는 다른 스캔 포맷(format)들이 사용될 수 있다. 대안적인 실시예들에서, 송신 빔형성기(52)는 더욱 신속한 스캔을 위해 평면 파 또는 발산 파를 생성한다. 동일한 영역이 다수 회 스캔된다. 전단파 이미징을 위해, 동일한 라인들을 따르는 스캔들의 시퀀스가 사용된다.

[0054] [0058] 동일한 송신 빔형성기(52)가 추적을 위한 음향 빔들 및 임펄스 여기들(ARFI 또는 푸싱 펄스)을 생성할 수 있다. ARFI를 위한 전기 파형들이 생성되고, 그런 다음, 추적을 위한 전기 파형들이 생성된다. 대안적인 실시예들에서, 추적을 위해서 보다는 ARFI를 생성하기 위해 상이한 송신 빔형성기가 제공된다. 송신 빔형성기(52)는 트랜스듀서(54)로 하여금 음향 에너지(acoustic energy)를 생성하게 한다. 채널들에 걸쳐 지연 프로파일들을 사용하여, 송신 빔형성기(52)는 푸싱 펄스를 원하는 초점 포지션 또는 포지션들로 스티어링(steer)하고, 변위들을 추적하기 위해 스캔한다.

[0055] [0059] 트랜스듀서(54)는 전기 파형들로부터 음향 에너지를 생성하기 위한 어레이(array)이다. 어레이의 경우, 상대적인 지연들이 음향 에너지를 포커싱(focus)한다. 포커싱 지연(focusing delay)들이 주어지면, 주어진 송신 이벤트(event)는 실질적으로 동일한 시간에 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, 500회의 사이클들)을 갖는 파형들을 포함하지만,

그것은 진단과 전파에 기인하여 더 긴 시간에 걸쳐 조직 변위를 야기하기 위해 비교적 짧은 시간에 발생한다. 추적 펄스는, 이를테면, 1-5회의 사이클들의 파형들을 사용하는 B-모드 송신일 수 있다. 추적 펄스들은, 응력의 변화를 겪는 환자의 영역을 스캔하기 위해 사용된다.

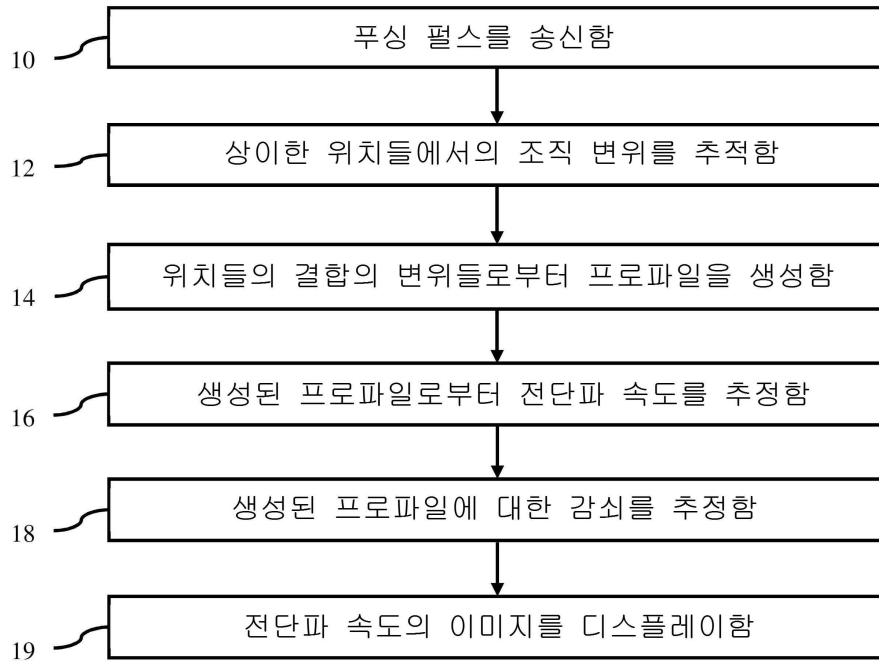
- [0056] [0060] 트랜스듀서(54)는 1-, 1.25-, 1.5-, 1.75- 또는 2-차원 어레이의 압전 또는 용량성 멤브레인 엘리먼트(membrane element)들이다. wobblers 어레이(wobbler array)가 사용될 수 있다. 트랜스듀서(54)는 음향 에너지와 전기 에너지 사이를 트랜스듀싱(transducing)하기 위한 복수의 엘리먼트들을 포함한다. 수신 신호들은 트랜스듀서(54)의 엘리먼트들 상에 부딪치는 초음파 에너지(에코들)에 대한 응답으로 생성된다. 엘리먼트들은 송신 빔형성기(52) 및 수신 빔형성기(55)의 채널들과 연결된다.
- [0057] [0061] 수신 빔형성기(55)는 증폭기들, 지연들, 및/또는 위상 회전자들, 및 하나 이상의 합산기들을 가진 복수의 채널들을 포함한다. 각각의 채널은 하나 이상의 트랜스듀서 엘리먼트들과 연결된다. 수신 빔형성기(55)는, 각각의 이미징 또는 추적 송신에 대한 응답으로, 하나 이상의 수신 빔들을 형성하기 위해, 상대적 지연들, 위상들, 및/또는 아포다이제이션(apodization)을 적용하도록 하드웨어(hardware) 또는 소프트웨어(software)에 의해 구성된다. 조직을 변위시키기 위해 사용되는 임펄스 여기로부터의 에코들에 대한 수신 동작은 발생하지 않을 수 있다. 수신 빔형성기(55)는, 수신 신호들을 사용하여, 공간 위치들을 나타내는 데이터를 출력한다. 상대적 지연들 및/또는 페이징 그리고 상이한 엘리먼트들로부터의 신호들의 합산은 빔형성(beamformation)을 제공한다. 대안적인 실시예들에서, 수신 빔형성기(55)는 푸리에 또는 다른 변환들을 사용하여 샘플들을 생성하기 위한 프로세서이다.
- [0058] [0062] 송신 빔형성기(52)와 협력하여, 수신 빔형성기(55)는 상이한 시간들에서 영역을 나타내는 데이터를 생성한다. ARFI 후에, 수신 빔형성기(55)는 상이한 시간들에 하나의 라인 또는 복수의 라인들을 따르는 위치들을 나타내는 빔들을 생성한다. 초음파를 이용하여 영역을 스캔함으로써, 데이터(예컨대, 빔형성된 샘플(beamformed sample)들)가 생성된다. 스캔을 반복함으로써, 임펄스 여기 후의 상이한 시간들에 영역을 나타내는 초음파 데이터가 포착된다.
- [0059] [0063] 수신 빔형성기(55)는 상이한 샘플 포지션들을 나타내는 빔 합산된 데이터(beam summed data)를 출력한다. 동적 포커싱(dynamic focusing)이 제공될 수 있다. 데이터는 상이한 목적들을 위한 것일 수 있다. 예컨대, B-모드 또는 조직 데이터에 대해서는 진단 초음파 이미징에 대한 것과 상이한 스캔들이 수행된다. 대안적으로, B-모드 데이터는 또한 진단파를 추적하기 위해 사용된다. 다른 예로서, 일련의 공유된 스캔들을 이용하여, 진단 이미징을 위한 데이터가 포착되고, 동일한 데이터의 일부를 사용하여 또는 별개로 B-모드 또는 도플러 스캔이 수행된다. 초음파 또는 에코 데이터는 임의의 프로세싱(processing) 단계로부터 나오는데, 이를테면, 검출 전의 빔형성된 데이터 또는 검출 후의 데이터이다.
- [0060] [0064] 메모리(57)는 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체들이다. 예컨대, 메모리(57)는 캐시(cache), 버퍼(buffer), RAM, 착탈가능 매체들, 하드 드라이브(hard drive) 또는 다른 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체들이다. 컴퓨터 판독가능 저장 매체들은 다양한 유형들의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체들을 포함한다.
- [0061] [0065] 메모리(57)는 이미지 프로세서(56), 제어기, 또는 데이터를 저장 및 제공하기 위한 메모리 프로세서에 의해 구성된다. 메모리(57)는 진단과 특징들을 추정하기 위해 사용되는 데이터 중 임의의 데이터를 저장한다. 예컨대, 초음파 데이터(빔형성된 데이터 및/또는 검출된 데이터), 변위들, 변위 프로파일, 시간 시프트들, 스케일링들, 평활의 레벨, 속도들, 및/또는 감쇠들이 저장된다.
- [0062] [0066] 이미지 프로세서(56)는 환자의 조직의 진단과 속도 및/또는 감쇠를 추정하기 위한, 메모리(57) 또는 다른 메모리에 저장된 명령들에 따라 동작한다. 본원에서 논의된 프로세스들, 방법들 및/또는 기법들을 구현하기 위한 명령들은 컴퓨터-판독가능 저장 매체들 또는 메모리들 상에 제공된다. 도면들에서 예시되거나 본원에서 설명되는 기능들, 동작들, 또는 작업들은 컴퓨터 판독가능 저장 매체들 내에 또는 컴퓨터 판독가능 저장 매체들 상에 저장된 명령들의 하나 이상의 세트들에 대한 응답으로 실행된다. 기능들, 동작들, 또는 작업들은 특정 유형의 명령 세트, 저장 매체들, 프로세서 또는 프로세싱 전략과 독립적이며, 단독으로 또는 결합되어 동작하는 소프트웨어, 하드웨어, 집적 회로들, 펌웨어(firmware), 마이크로 코드(micro code) 등에 의해 수행될 수 있다. 마찬가지로, 프로세싱 전략들은 멀티프로세싱(multiprocessing), 멀티태스킹(multitasking), 병렬 프로세싱(parallel processing) 등을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 명령들은, 로컬(local) 또는 원격 시스템들에 의한 판독을 위해 착탈식 매체 디바이스 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은, 컴퓨터 네트워크를 통한 또는 전화 라인들을 통한 전송을 위해 원격 위치에 저장된다. 또 다른 실시예들에서, 명령들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.

- [0063] [0067] 이미지 프로세서(56)는, 빔형성된 초음파 샘플들로부터 디스플레이를 위한 정보를 검출 및 프로세싱하기 위한 B-모드 검출기, 도플러 검출기, 펄스(pulsed) 파 도플러 검출기, 상관 프로세서, 및/또는 푸리에 변환 프로세서를 포함한다.
- [0064] [0068] 일 실시예에서, 이미지 프로세서(56)는 하나 이상의 검출기들, 및 별개의 프로세서를 포함한다. 별개의 프로세서는 조직 내에서의 진단파의 특징을 추정하기 위한 제어 프로세서, 일반적인 프로세서, 디지털 신호 프로세서(digital signal processor), 주문형 집적 회로, 필드 프로그램가능 게이트 어레이(field programmable gate array), 네트워크, 서버(server), 프로세서들의 그룹, 그래픽스 프로세싱 유닛(graphics processing unit), 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 이들의 결합들, 또는 다른 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 디바이스이다. 예컨대, 별개의 프로세서는 도 1에서 도시된 동작들(12-19) 중 하나 이상의 동작들의 임의의 결합을 수행하도록 하드웨어, 펌웨어, 및/또는 소프트웨어에 의해 구성된다.
- [0065] [0069] 이미지 프로세서(56)는 복수의 위치들에 대한 변위 프로파일들(즉, 시간의 함수로서의 변위들)을 측정하도록 구성된다. 예컨대, 복수의 스캔 라인들 각각에서의 주어진 시간에 대한 조직의 변위량을 결정하기 위해, 빔형성된 데이터(beamformed data) 또는 검출된 데이터는 기준(reference)과 측방향으로 상관된다. 위치들은 수신 빔형성기(55)의 샘플 포지션들 또는 관심 영역의 하위 영역들이다. 상이한 위치들 각각에 대한 시간의 경과에 따른 변위의 변위 프로파일이 생성된다. 예컨대, 개개의 16개의 측방향으로 이격된 위치들에 대한 16개의 변위 프로파일들이 생성된다.
- [0066] [0070] 이미지 프로세서(56)는 상이한 위치들로부터의 프로파일들의 상이한 결합들로부터 상이한 변위 프로파일들을 생성하도록 구성된다. 상이한 속력들 및/또는 감쇠들에 기반하여 상이한 결합들을 형성하기 위해, 상이한 시간 시프트들 및/또는 스케일링들이 적용된다. 상이한 위치들로부터의 변위들의 결과적인 결합들(즉, 결합 프로파일들)은 테스트된다. 테스트는 규범 또는 평활에 대한 유사성의 레벨을 결정한다. 테스트에 기반하여, 결합 프로파일들 중 하나가 선택된다. 예컨대, 주어진 감쇠에 대한 스케일들 및/또는 주어진 속력에 대한 시간 시프트들에 기반하는 상이한 위치들로부터의 변위들의 결합은 가장 큰 또는 충분한 레벨의 평활을 갖는 것으로 선택된다.
- [0067] [0071] 이미지 프로세서(56)는 진단파 속력을 추정하도록 구성된다. 진단파 속력들 및 결과적인 시간 시프트들에 대한 반복에 의해, 상이한 프로파일들 중 선택된 프로파일에 대한 속력은 환자 내에서의 진단파의 속력이다. 샘플 위치들 사이의 거리는 시간 시프트의 적용(application)의 부분으로서 고려된다. 다양한 속력들 및 대응하는 시간 시프트들로부터 초래되는 결합들이 테스트되므로, 테스트에 기반하여 선택된 결합은 조직 내에서의 진단파에 대한 속력을 표시한다. 결과적으로, 결합들의 테스트(testing)는 진단파 속도를 제공한다. 유사하게, 스케일링은 감쇠를 제공한다.
- [0068] [0072] 이미지 프로세서(56)는 하나 이상의 이미지들을 생성하도록 구성된다. 이미지는, 조직의 2D 또는 3D 표현의 이미지 상의 주석과 같이, 속도 또는 감쇠의 값에 기반하거나 또는 속도 또는 감쇠의 값을 나타내는 컬러 변조된 영역(color modulated region) 및/또는 알파뉴메릭 텍스트(alphanumeric text)를 포함한다. 속도 및/또는 감쇠의 값은 텍스트로, 수치적으로, 그리고/또는 조직의 임의의 공간 표현과는 별개의 그래프로 또는 조직의 임의의 공간 표현에 대한 주석으로 디스플레이된다. 속도 및/또는 감쇠의 공간적 분포가 추정되는 경우, 속도 또는 감쇠 공간적 분포의 이미지가 생성될 수 있다. 이미지는 개별적으로 또는 B-모드 이미지 내에서 오버레이(overlay) 또는 관심 영역으로서 제시된다.
- [0069] [0073] 디스플레이(58)는 값, 그래프, 2차원 이미지들, 또는 3차원 표현들을 디스플레이(displaying)하기 위한 CRT, LCD, 프로젝터(projector), 플라즈마(plasma), 또는 다른 디스플레이이다. 2차원 이미지들은 영역, 이를테면, 평면으로 공간 분포를 나타낸다. 3차원 표현들은, 볼륨(volume)으로 공간 분포를 나타내는 데이터로부터 렌더링된다(rendered). 디스플레이(58)는, 이미지로서 디스플레이될 신호들의 입력에 의해 이미지 프로세서(56) 또는 다른 디바이스에 의해 구성된다. 디스플레이(58)는 추정된 값을 나타내는 이미지를 디스플레이한다. 예컨대, 이미지는 선택된 결합 변위 프로파일에 기반하는 진단파 속력을 보여준다.
- [0070] [0074] 결합 프로파일로 인해, 이미지 상에 제공되는 진단파 속력은 더 정확하고 그리고/또는 그렇지 않을 경우 언더 샘플링될 강성의 매질들에 대한 진단파 속력이 제공된다. 결과적으로, 의사는 진단(diagnosis), 예후(prognosis), 및/또는 치료를 위해 더 정확한 정보를 제공받는다. 예컨대, 의사는 병소(lesion)가 생김되어야 하는지 여부를 더 양호하게 결정할 수 있다. 이는 불필요한 수술 절차들을 피할 수 있다.
- [0071] [0075] 본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 위에서 설명되지만, 본 발명의 범위를 벗어남이 없이 많은 변경

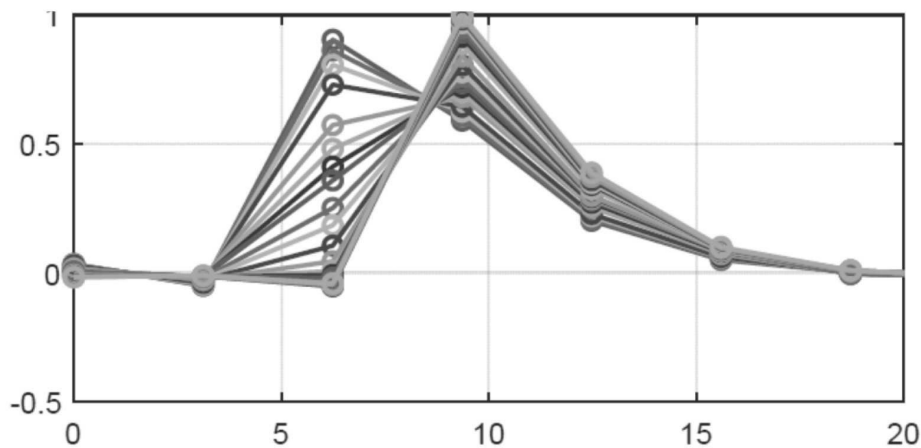
들 및 수정들이 이루어질 수 있음이 이해되어야 한다. 그러므로, 전술한 상세한 설명이 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로 간주되어야 한다는 것이 의도되며, 본 발명의 사상 및 범위를 정의하도록 의도되는 것은, 모든 등가물들을 포함하는 다음의 청구항들이라는 것이 이해되어야 한다.

도면

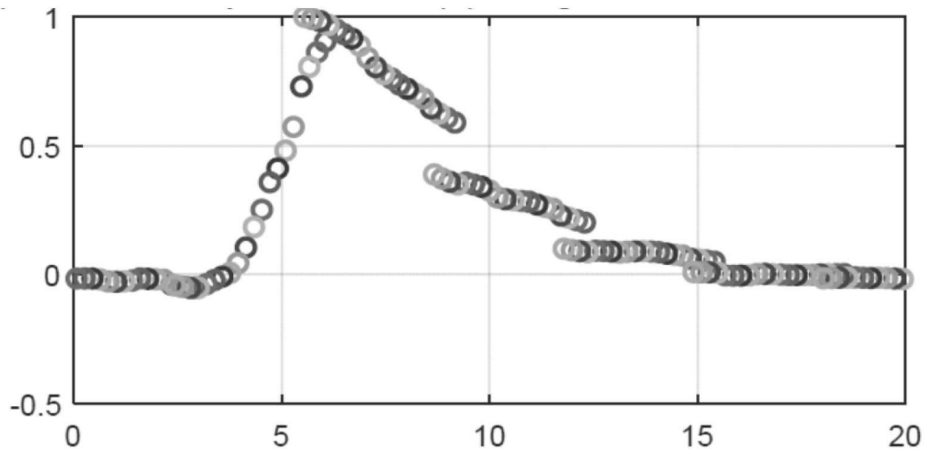
도면1



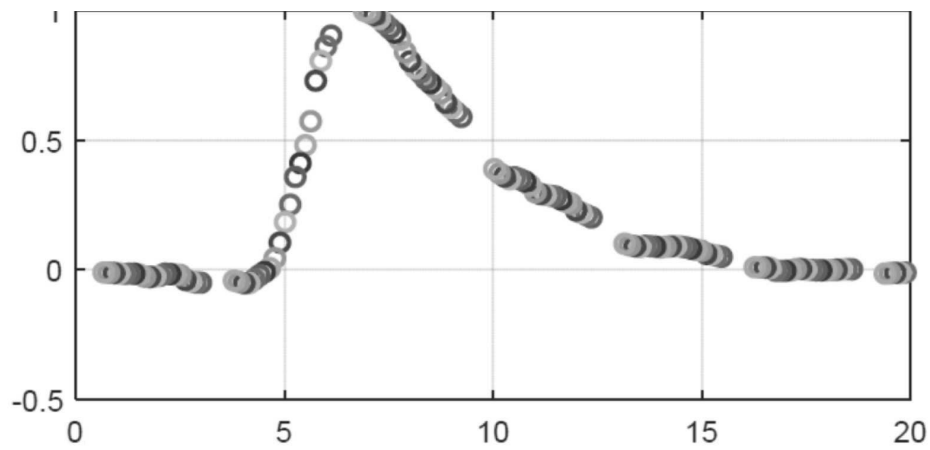
도면2



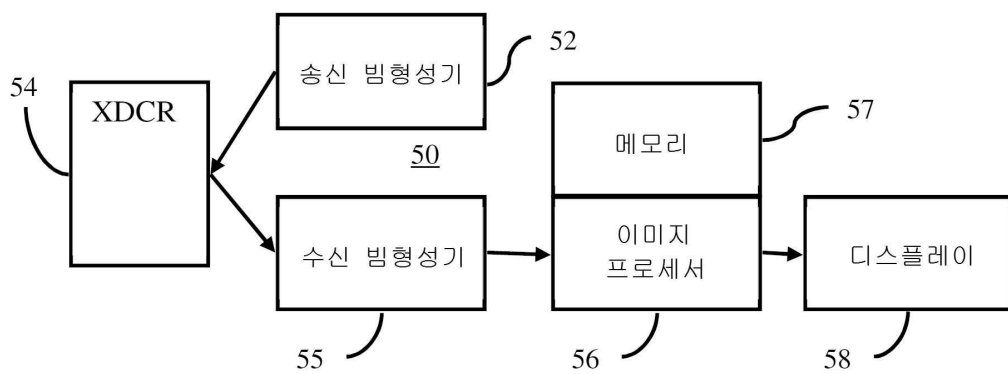
도면3



도면4



도면5



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	KR1020190132264A	公开(公告)日	2019-11-27
申请号	KR1020190057632	申请日	2019-05-16
[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		
发明人	라비에드, 야신		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/54 A61B8/085 A61B8/44 A61B8/485 A61B8/5223 G16H50/30 A61B8/0858 A61B8/14 A61B8/15 A61B8/463 A61B8/488		
优先权	15/983430 2018-05-18 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及具有增加的脉冲重复间隔的基于超声的剪切波成像。根据本发明，来自不同横向位置的位移被组合 (14) 以增加用于使用超声波的剪切波成像的视在脉冲重复频率。测试基于不同剪切波速度以及相应时移和/或衰减以及相应缩放的不同组合，以找到该组合的平滑位移曲线。一旦找到平滑的位移曲线，就可以估计或确定相应的剪切波速度 (18)。

