



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년07월31일
(11) 등록번호 10-2006035
(24) 등록일자 2019년07월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/06 (2006.01)
A61N 7/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-7030014
(22) 출원일자(국제) 2012년04월13일
심사청구일자 2017년03월16일
(85) 번역문제출일자 2013년11월12일
(65) 공개번호 10-2014-0027989
(43) 공개일자 2014년03월07일
(86) 국제출원번호 PCT/US2012/033584
(87) 국제공개번호 WO 2012/142455
국제공개일자 2012년10월18일
(30) 우선권주장
61/475,550 2011년04월14일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
KR1020090084840 A
WO9956626 A1
논문, Vessel Wall Detection and Blood Noise
Reduction in Intravascular Ultrasound
Imaging, IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS,
FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, VOL.
43, NO. 3, MAY 1996

(73) 특허권자
리전츠 오브 더 유니버시티 오브 미네소타
미국 55455 미네소타주 미네아폴리스 스위트 600
오크 스트리트 에스이 200 맥나마라 알람니 센터
(72) 발명자
에비니, 에마드 에스.
미국 55435 미네소타주 에디나 사우스크레스트 드
라이브 6633
리우, 다롱
미국 98029 워싱턴주 이사콰 에이퍼티. 16-306 사
우스이스트 56번 스트리트 22500
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
양영준, 백만기

전체 청구항 수 : 총 52 항

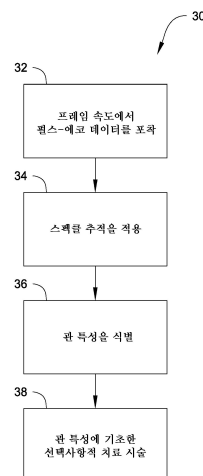
심사관 : 최석규

(54) 발명의 명칭 초음파 촬영을 이용한 관 특성기술

(57) 요약

관 벽 움직임 및 혈류 양쪽 모두의 움직임 추적을 위한 초음파 방법 및/또는 시스템이 제공된다(예를 들어, 높은 프레임 속도의 초음파 펄스-에코 데이터와 스펙클 추적을 이용하여, 관 움직임 및 액류 양쪽 모두가 동시에 추적될 수 있다).

대표도 - 도2



(72) 발명자

완, 야윤

미국 35244 알라바마주 버밍햄 리지먼트 드라이브
2283

캐스퍼, 앤드류 제이.

미국 54701 위스콘신주 오 클레어 커밍스 애비뉴
3661

명세서

청구범위

청구항 1

혈관(blood vessel) 촬영(imaging) 시스템의 촬영 방법으로서,

혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 초음파 펄스-에코 데이터를 제공하는 단계 -상기 펄스-에코 데이터는, 혈관 벽(wall)과 혈류(blood flow) 양쪽 모두의 동시 움직임 추적을 허용하기 위해 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 정의하는 상기 혈관 벽의 측정된 변위와 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 통한 측정된 평균 혈류(average blood flow)가 시간에 관해 준-주기적 프로파일(quasi-periodic profile)을 갖도록 하는 프레임 속도에서의 펄스-에코 데이터를 포함하고, 상기 프레임 속도는 적어도 초당 100 프레임 보다 큼- ;

스펙클 추적(speckle tracking)을 이용하여 상기 혈관의 상기 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역에 대한 변형을 및 전단 변형을 영상 데이터(strain and shear strain image data)를 생성하는 단계 -상기 스펙클 추적은 혈관의 상기 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역에서 변형을 겪고 있는 하나 이상의 스펙클 영역의 펄스-에코 데이터(pulse-echo data)의 다차원 상관관계(multi-dimensional correlation)를 이용하는 것을 포함하고, 상기 다차원 상관관계는 교차-상관된(cross-correlated) 샘플링된 펄스-에코 데이터의 위상과 크기 경사(phase and magnitude gradient)에 기초하여 샘플링된 펄스-에코 데이터에 대한 교차-상관관계 피크(cross-correlation peak)를 결정하는 것을 포함함- ;

상기 혈관 벽의 변위 및 평균 혈류를 동시에 측정하는 단계;

상기 변형을 및 전단 변형을 영상 데이터에 기초하고 상기 동시에 측정된 상기 혈관 벽의 변위 및 평균 혈류에 기초하여 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 적어도 하나의 관 특성(vascular characteristic)을 식별하는 단계 -상기 적어도 하나의 관 특성은 상기 혈관과 연관된 구조적 특성(structural characteristic)을 포함하고, 식별된 상기 적어도 하나의 관 특성은 하나 이상의 혈관 벽 경계를 포함함- ; 및

식별된 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 기초하여 상기 하나 이상의 스펙클 영역 중 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 상기 혈관 벽의 내부에 또는 외부에 위치하도록 추적 중인 상기 적어도 하나의 스펙클 영역의 특성을 수정하는 단계

를 포함하는 촬영 방법.

청구항 2

혈관 촬영 시스템의 촬영 방법으로서,

혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 초음파 펄스-에코 데이터를 제공하는 단계;

상기 혈관의 상기 적어도 일부를 정의하는 혈관 벽과 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 통한 혈류 양쪽 모두의 움직임을 추적하기 위해 상기 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적을 이용하는 단계 -상기 펄스-에코 데이터를 제공하는 단계는, 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 정의하는 혈관 벽의 변위와 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 통한 혈류가 심장 박동 사이클(cardiac pulse cycle)에 대응하는 동일한 주기적 사이클 내에서 동시에 측정가능하도록 하는 프레임 속도에서 상기 초음파 펄스-에코 데이터를 제공하는 단계를 포함하고, 상기 프레임 속도는 적어도 초당 100 프레임 보다 큼- ;

상기 혈관 벽의 변위 및 평균 혈류를 동시에 측정하는 단계;

상기 동시에 측정된 상기 혈관 벽의 변위와 평균 혈류에 기초하여 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 적어도 하나의 관 특성을 식별하는 단계 -상기 적어도 하나의 관 특성은 상기 혈관과 연관된 구조적 특성을 포함하고, 식별된 상기 적어도 하나의 관 특성은 하나 이상의 혈관 벽 경계를 포함함- ; 및

식별된 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 기초하여 상기 하나 이상의 스펙클 영역 중 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 상기 혈관 벽의 내부에 또는 외부에 위치하도록 추적 중인 상기 적어도 하나의 스펙클 영역의 특성을 수정하는 단계

를 포함하는, 촬영 방법.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 스펙클 추적을 이용하여 상기 혈관의 상기 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역에 대한 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터를 생성하는 단계를 더 포함하고, 상기 스펙클 추적은 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에서 변형을 겪고 있는 상기 하나 이상의 스펙클 영역의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 다차원 상관관계를 이용하는 것을 포함하고, 상기 다차원 상관관계는 교차-상관된 샘플링된 펄스-에코 데이터의 위상과 크기 경사에 기초하여 상기 샘플링된 펄스-에코 데이터에 대한 교차-상관관계 피크를 결정하는 것을 포함하는, 촬영 방법.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 하나 이상의 혈관 벽 경계를 식별하는 단계는, 전체 혈관 주변의 혈관 벽 경계를 식별하는 단계를 포함하는, 촬영 방법.

청구항 5

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 관 특성을 식별하는 단계는, 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계 내부의 조직 속성(tissue property)을 측정하는 단계를 포함하는, 촬영 방법.

청구항 6

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 관 특성을 식별하는 단계는, 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 인접한 플라크 아키텍처(plaque architecture)의 하나 이상의 부분을 식별하는 단계를 포함하는, 촬영 방법.

청구항 7

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 하나 이상의 스펙클 영역의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 다차원 상관관계를 이용하는 것은, 하나 이상의 스펙클 영역의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 2차원 상관관계를 이용하는 것을 포함하는, 촬영 방법.

청구항 8

제1항 또는 제3항에 있어서, 상기 교차-상관관계 피크를 결정하는 것은,

상기 교차-상관된 샘플링된 펄스-에코 데이터 내의 상기 교차-상관관계 피크의 부근을 찾아내기 위해 측방향 및 축방향에서 상기 샘플링된 펄스-에코 데이터의 크기를 탐색하는 것;

상기 교차-상관관계 피크의 부근 내에서, 상기 교차-상관관계 피크에 근접한 적어도 2개의 대향 경사 벡터(gradient vector)를 결정하는 것;

상기 교차-상관관계 피크의 부근 내에서, 상기 교차-상관된 샘플링된 펄스-에코 데이터의 제로-위상 라인을 결정하는 것; 및

상기 교차-상관관계 피크를 추정하기 위해 상기 제로-위상 라인과 상기 교차-상관관계 피크에 근접한 상기 적어도 2개의 대향 경사 벡터를 이용하는 것

을 포함하는, 촬영 방법.

청구항 9

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 상기 적어도 하나의 관 특성의 식별에 기초하여 환자에게 치료를 시술하는 단계(delivering therapy to a patient)를 더 포함하는, 촬영 방법.

청구항 10

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 상기 적어도 하나의 관

특성의 식별에 기초하여 치료를 시술하기 위해 초음파 에너지를 이용하는 단계를 더 포함하는, 촬영 방법.

청구항 11

제10항에 있어서, 초음파 에너지를 전송 및 수신하도록 구성된 적어도 하나의 트랜스듀서(transducer)를 제공하는 단계를 더 포함하고, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 상기 적어도 하나의 관 특성의 식별에 기초하여 치료를 시술하기 위해 초음파 에너지를 이용하는 단계는, 상기 펄스-에코 데이터를 얻고 치료를 시술하기 위한 초음파 에너지를 생성하기 위해 상기 적어도 하나의 트랜스듀서를 이용하는 단계를 포함하는, 촬영 방법.

청구항 12

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 2차원 스펙클 추적에 이용하여 상기 혈관의 상기 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역에 대해 변형을 및 전단 변형을 영상 데이터를 생성하는 단계는, 축방향 변형을 및 축방향 전단 변형을 영상 데이터 또는 축방향 변형을 및 축방향 전단 변형을 영상 데이터 중 적어도 하나를 생성하는 단계를 포함하는, 촬영 방법.

청구항 13

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 초음파 펄스-에코 데이터를 제공하는 단계는 코딩된 여기(coded excitation)를 이용하는 단계를 포함하는, 촬영 방법.

청구항 14

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 혈액 내의 하나 이상의 스펙클 영역으로부터의 상기 펄스-에코 데이터의 스펙클 추적을 수행할 때 상기 혈관 벽에서의 반사로 인한 상기 펄스-에코 데이터에서의 에코 성분을 제거하기 위해 상기 혈액 내의 하나 이상의 스펙클 영역으로부터의 상기 펄스-에코 데이터에 반향제거 필터(dereverberation filter)를 적용하는 단계를 더 포함하고, 상기 반향제거 필터는 상기 혈관 벽에서의 반사에 기인한 상기 펄스-에코 데이터에서의 성분을 줄이기 위해 시변 역 필터(time-varying inverse filter)를 포함하는, 촬영 방법.

청구항 15

혈관 촬영 시스템의 촬영 방법으로서,

혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 초음파 펄스-에코 데이터를 제공하는 단계;

상기 혈관의 상기 적어도 일부를 정의하는 혈관 벽과 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 통한 혈류 중 적어도 하나의 움직임을 추적하기 위해 상기 혈관의 상기 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적을 이용하는 단계;

상기 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적에 기초하여 하나 이상의 혈관 벽 경계를 식별하는 단계; 및

식별된 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 기초하여 상기 하나 이상의 스펙클 영역 중 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 상기 혈관 벽 내부에 또는 외부에 위치하도록 추적 중인 상기 적어도 하나의 스펙클 영역의 적어도 한 특성을 수정하는 단계

를 포함하는, 촬영 방법.

청구항 16

제15항에 있어서, 추적 중인 상기 하나 이상의 스펙클 영역 중 적어도 하나의 스펙클 영역의 적어도 한 특성을 수정하는 단계는, 식별된 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 기초하여 상기 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 상기 혈관 벽 내부에 또는 외부에 위치하도록, 위치, 크기, 또는 형상 중 적어도 하나를 수정하는 단계를 포함하는, 촬영 방법.

청구항 17

제15항에 있어서, 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계를 식별하는 단계는 전체 혈관 주변의 혈관 벽 경계를 식별하는 단계를 포함하는, 촬영 방법.

청구항 18

혈관 촬영 시스템의 촬영 방법으로서,

혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 초음파 펄스-에코 데이터를 제공하는 단계;

적어도 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 통한 혈류의 움직임을 추적하기 위해 상기 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적을 이용하는 단계; 및

혈액 내의 하나 이상의 스펙클 영역으로부터의 펄스-에코 데이터의 스펙클 추적을 수행할 때 혈관 벽에서의 반사에 기인한 상기 펄스-에코 데이터에서의 에코 성분을 제거하는 단계

를 포함하는, 촬영 방법.

청구항 19

제18항에 있어서, 상기 혈관 벽에서의 반사에 기인한 상기 펄스-에코 데이터에서의 에코 성분을 제거하는 단계는 상기 혈관 벽에서의 반사에 기인한 상기 펄스-에코 데이터에서의 성분을 줄이기 위해 시변 역 필터를 이용하는 단계를 포함하는, 촬영 방법.

청구항 20

제18항 또는 제19항에 있어서, 상기 스펙클 추적을 이용하는 단계는, 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 정의하는 상기 혈관 벽과 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 통한 혈류 양쪽 모두의 움직임을 추적하기 위해 상기 혈관의 상기 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적을 이용하는 단계를 포함하는, 촬영 방법.

청구항 21

제18항 또는 제19항에 있어서, 상기 스펙클 추적을 이용하여 상기 혈관의 상기 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역에 대한 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터를 생성하는 단계를 더 포함하고, 상기 스펙클 추적은, 상기 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역에서 변형을 겪고 있는 하나 이상의 스펙클 영역의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 다차원 상관관계를 이용하는 것을 포함하고, 상기 다차원 상관관계는 교차-상관된 샘플링된 펄스-에코 데이터의 위상과 크기 경사에 기초하여 상기 샘플링된 펄스-에코 데이터에 대한 교차-상관관계 피크를 결정하는 것을 포함하는, 촬영 방법.

청구항 22

관 촬영(vascular imaging) 시스템으로서,

초음파 에너지를 관 영역(vascular region)에 전달하여 펄스-에코 데이터를 야기하도록 구성된 하나 이상의 초음파 트랜스듀서; 및

처리 장치를 포함하고,

상기 처리 장치는,

혈관 벽과 혈류 양쪽 모두의 동시 움직임 추적을 허용하기 위해 상기 관 영역 내의 혈관의 적어도 일부를 정의하는 혈관 벽의 측정된 변위와 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 통한 측정된 평균 혈류가 시간에 관해 준-주기적 프로파일을 갖도록 하는 프레임 속도에서 펄스-에코 데이터의 포착을 제어하고 -상기 프레임 속도는 적어도 초당 100 프레임 보다 큼-;

스펙클 추적을 이용하여 상기 혈관의 상기 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역에 대한 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터를 생성하며 -상기 스펙클 추적은 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에서 변형을 겪고 있는 하나 이상의 스펙클 영역의 펄스-에코 데이터의 다차원 상관관계를 이용하는 것을 포함하고, 상기 다차원 상관관계는 교차-상관된 샘플링된 펄스-에코 데이터의 위상과 크기 경사에 기초하여 샘플링된 펄스-에코 데이터에 대한 교차-상관관계 피크를 결정하는 것을 포함함-;

상기 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터에 기초하여 상기 관 영역 내의 혈관의 적어도 일부를 정의하는 혈관 벽의 변위 및 상기 혈관의 적어도 일부를 통한 평균 혈류를 동시에 측정하고;

상기 변형을 및 전단 변형을 영상 데이터 및 상기 동시에 측정된, 상기 관 영역 내의 혈관의 적어도 일부를 정의하는 혈관 벽의 변위 및 상기 혈관의 적어도 일부를 통한 평균 혈류에 기초하여 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 관 영역의 적어도 하나의 관 특성을 식별하고 -상기 적어도 하나의 관 특성은 상기 혈관과 연관된 구조적 특성을 포함하고, 상기 구조적 특성은 하나 이상의 혈관 벽 경계를 포함함- ;

상기 스펙클 추적을 이용할 때, 식별된 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 기초하여 상기 하나 이상의 스펙클 영역 중 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 상기 혈관 벽의 내부에 또는 외부에 있도록 추적 중인 상기 적어도 하나의 스펙클 영역의 특성을 수정하도록

구성된, 관 촬영 시스템.

청구항 23

관 촬영(vascular imaging) 시스템으로서,

초음파 에너지를 관 영역(vascular region)에 전달하여 펄스-에코 데이터를 야기하도록 구성된 하나 이상의 초음파 트랜스듀서; 및

처리 장치를 포함하고,

상기 처리 장치는,

혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 관 영역의 펄스-에코 데이터의 포착을 제어하고;

상기 혈관의 상기 적어도 일부를 정의하는 혈관 벽과 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 통한 혈류 양쪽 모두의 움직임을 추적하기 위해 상기 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 상기 관 영역의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적을 이용하며 -상기 펄스-에코 데이터는, 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 정의하는 상기 혈관 벽의 변위와 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 통한 혈류가 심장 박동 사이클에 대응하는 동일한 주기적 사이클 내에서 동시에 측정가능하도록 하는 프레임 속도에서 포착되고, 상기 프레임 속도는 적어도 초당 100 프레임 보다 큼- ;

상기 혈관 벽의 변위 및 평균 혈류를 동시에 측정하고;

상기 동시 측정된 상기 혈관 벽의 변위와 평균 혈류에 기초하여 상기 혈관의 상기 적어도 일부가 위치해 있는 상기 관 영역의 적어도 하나의 관 특성을 식별하고 -상기 적어도 하나의 관 특성은 상기 혈관과 연관된 구조적 특성을 포함하고, 식별된 상기 적어도 하나의 관 특성은 하나 이상의 혈관 벽 경계를 포함함- ;

식별된 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 기초하여 상기 하나 이상의 스펙클 영역 중 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 상기 혈관 벽의 내부에 또는 외부에 있도록 추적 중인 상기 적어도 하나의 스펙클 영역의 특성을 수정

하도록 구성된, 관 촬영 시스템.

청구항 24

제23항에 있어서, 상기 처리 장치는 또한, 상기 스펙클 추적을 이용하여 상기 혈관의 상기 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역에 대한 변형을 및 전단 변형을 영상 데이터를 생성하도록 동작가능하고, 상기 스펙클 추적은 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에서 변형을 겪고 있는 하나 이상의 스펙클 영역의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 다차원 상관관계를 이용하는 것을 포함하고, 상기 다차원 상관관계는 교차-상관된 샘플링된 펄스-에코 데이터의 위상과 크기 경사에 기초하여 상기 샘플링된 펄스-에코 데이터에 대한 교차-상관관계 피크를 결정하는 것을 포함하는, 관 촬영 시스템.

청구항 25

제22항 내지 제24항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 처리 장치는, 전체 혈관 주변의 혈관 벽 경계를 식별하도록 동작가능한, 관 촬영 시스템.

청구항 26

제22항 내지 제24항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 처리 장치는, 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계 내부의 조직

속성을 측정하도록 동작가능한, 관 촬영 시스템.

청구항 27

제22항 내지 제24항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 처리 장치는 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 인접한 플라크 아키텍처의 하나 이상의 부분을 식별하도록 동작가능한, 관 촬영 시스템.

청구항 28

제22항 내지 제24항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 처리 장치는, 하나 이상의 스펙클 영역의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 2차원 상관관계를 이용하도록 동작가능한, 관 촬영 시스템.

청구항 29

제22항 또는 제24항에 있어서, 상기 처리 장치는, 적어도:

상기 교차-상관된 샘플링된 펄스-에코 데이터 내의 상기 교차-상관관계 피크의 부근을 찾아내기 위해 측방향 및 축방향에서 상기 샘플링된 펄스-에코 데이터의 크기를 탐색하는 것;

상기 교차-상관관계 피크의 부근 내에서, 상기 교차-상관관계 피크에 근접한 적어도 2개의 대향 경사 벡터를 결정하는 것;

상기 교차-상관관계 피크의 부근 내에서, 상기 교차-상관된 샘플링된 펄스-에코 데이터의 제로-위상 라인을 결정하는 것; 및

상기 교차-상관관계 피크를 추정하기 위해 상기 제로-위상 라인과 상기 교차-상관관계 피크에 근접한 상기 적어도 2개의 대향 경사 벡터를 이용하는 것

에 의해, 상기 교차-상관관계 피크의 결정을 제어하도록 동작가능한, 관 촬영 시스템.

청구항 30

제22항 내지 제24항 중 어느 한 항에 있어서, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 상기 적어도 하나의 관 특성의 식별에 기초하여 환자에게 치료를 시술하는 치료 시스템을 더 포함하는, 관 촬영 시스템.

청구항 31

제30항에 있어서, 상기 치료 시스템은 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 상기 적어도 하나의 관 특성의 식별에 기초하여 치료를 시술하기 위해 초음파 에너지를 이용하도록 동작가능한 시스템을 포함하는, 관 촬영 시스템.

청구항 32

제30항에 있어서, 상기 치료 시스템은, 초음파 에너지를 전송 및 수신하도록 구성된 적어도 하나의 트랜스듀서를 포함하고, 상기 적어도 하나의 트랜스듀서는, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 상기 적어도 하나의 관 특성의 식별에 기초하여 치료를 시술하기 위해 초음파 에너지를 제공하도록 동작가능하고, 상기 적어도 하나의 트랜스듀서는 상기 펄스-에코 데이터를 취득하여 영상 데이터를 생성하기 위한 용도로 동작가능한, 관 촬영 시스템.

청구항 33

제22항 내지 제24항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 처리 장치는, 2차원 스펙클 추적을 이용하여 상기 혈관의 상기 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역에 대해 변형을 및 진단 변형을 영상 데이터를 생성하도록 동작가능하고, 2차원 스펙클 추적을 이용하는 것은, 측방향 변형을 및 측방향 진단 변형을 영상 데이터, 또는 측방향 변형을 및 측방향 진단 변형을 영상 데이터 중 적어도 하나를 생성하는 것을 포함하는, 관 촬영 시스템.

청구항 34

제22항 내지 제24항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 처리 장치는, 코딩된 여기를 이용하여 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 초음파 펄스-에코 데이터의 제공을 제어하도록 동작가능한, 관 촬영 시스템.

청구항 35

제22항 내지 제24항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 처리 장치는, 혈액 내의 하나 이상의 스펙클 영역으로부터의 상기 펄스-에코 데이터의 스펙클 추적을 수행할 때 상기 혈관 벽에서의 반사로 인한 상기 펄스-에코 데이터에서의 에코 성분을 제거하기 위해 상기 혈액 내의 하나 이상의 스펙클 영역으로부터의 상기 펄스-에코 데이터에 반향제거 필터를 적용하도록 동작가능하고, 상기 반향제거 필터는 상기 혈관 벽에서의 반사에 기인한 상기 펄스-에코 데이터에서의 성분을 줄이기 위해 시변 역 필터를 포함하는, 관 촬영 시스템.

청구항 36

관 촬영 시스템으로서,

초음파 에너지를 관 영역에 전달하여 펄스-에코 데이터를 야기하도록 구성된 하나 이상의 초음파 트랜스듀서; 및

처리 장치를 포함하고,

상기 처리 장치는,

혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 관 영역의 초음파 펄스-에코 데이터의 포착을 제어하고;

상기 혈관의 상기 적어도 일부를 정의하는 혈관 벽과 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 통한 혈류 중 적어도 하나의 움직임을 추적하기 위해 상기 혈관의 상기 적어도 일부가 위치해 있는 상기 관 영역의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적을 이용하며;

상기 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적에 기초하여 하나 이상의 혈관 벽 경계를 식별하고;

식별된 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 기초하여 상기 하나 이상의 스펙클 영역 중 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 상기 혈관 벽 내부에 또는 외부에 위치하도록 추적 중인 상기 적어도 하나의 스펙클 영역의 특성을 수정하도록 구성된, 관 촬영 시스템.

청구항 37

제36항에 있어서, 상기 처리 장치는, 식별된 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 기초하여 상기 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 상기 혈관 벽 내부에 또는 외부에 위치하도록, 위치, 크기, 또는 형상 중 적어도 하나를 수정하도록 동작가능한, 관 촬영 시스템.

청구항 38

제36항 또는 제37항에 있어서, 상기 처리 장치는 전체 혈관 주변의 하나 이상의 혈관 벽 경계를 식별하도록 동작가능한, 관 촬영 시스템.

청구항 39

관 촬영 시스템으로서,

초음파 에너지를 관 영역에 전달하여 펄스-에코 데이터를 야기하도록 구성된 하나 이상의 초음파 트랜스듀서; 및

처리 장치를 포함하고,

상기 처리 장치는,

혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 상기 관 영역의 초음파 펄스-에코 데이터의 포착을 제어하고;

적어도 상기 혈관의 적어도 일부를 통한 혈류의 움직임을 추적하기 위해 상기 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적을 이용하며;

혈액 내의 하나 이상의 스펙클 영역으로부터의 펄스-에코 데이터의 스펙클 추적을 수행할 때 상기 혈관 벽에서의 반사에 기인한 상기 펄스-에코 데이터에서의 에코 성분을 제거하도록 구성된, 관 촬영 시스템.

청구항 40

제39항에 있어서, 상기 처리 장치는, 상기 혈관 벽에서의 반사에 기인한 상기 펄스-에코 데이터에서의 에코 성분을 줄이기 위해 시변 역 필터를 이용하는 것을 포함하여 상기 혈관 벽에서의 반사에 기인한 펄스-에코 데이터에서의 에코 성분을 제거하도록 동작가능한, 관 촬영 시스템.

청구항 41

제39항 또는 제40항에 있어서, 상기 처리 장치는, 상기 혈관의 적어도 일부를 정의하는 상기 혈관 벽과 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 통한 혈류 양쪽 모두의 움직임을 추적하기 위해 상기 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적을 이용하도록 동작가능한, 관 촬영 시스템.

청구항 42

제39항 또는 제40항에 있어서, 상기 처리 장치는, 상기 스펙클 추적을 이용하여 상기 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역에 대한 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터를 생성하도록 동작가능하고, 상기 스펙클 추적은 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역에서 변형을 겪고 있는 하나 이상의 스펙클 영역의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 다차원 상관관계를 이용하는 것을 포함하고, 상기 다차원 상관관계는 교차-상관된 샘플링된 펄스-에코 데이터의 위상과 크기 경사에 기초하여 상기 샘플링된 펄스-에코 데이터에 대한 교차-상관관계 피크를 결정하는 것을 포함하는, 관 촬영 시스템.

청구항 43

관 촬영 시스템으로서,

초음파 에너지를 관 영역에 전달하여 펄스-에코 데이터를 야기하도록 구성된 하나 이상의 초음파 트랜스듀서;

혈관 벽과 혈류 양쪽 모두의 동시 움직임 추적을 허용하기 위해 상기 관 영역 내의 혈관의 적어도 일부를 정의하는 상기 혈관 벽의 측정된 변위와 상기 혈관의 상기 적어도 일부를 통한 측정된 평균 혈류가 시간에 관해 준-주기적 프로파일을 갖도록 하는 프레임 속도에서 펄스-에코 데이터의 포착을 제어하기 위한 수단 -상기 프레임 속도는 적어도 초당 100 프레임 보다 큼- ;

스펙클 추적을 이용하여 상기 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역에 대한 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터를 생성하기 위한 수단 -상기 스펙클 추적은 상기 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역에서 변형을 겪고 있는 하나 이상의 스펙클 영역의 펄스-에코 데이터의 다차원 상관관계를 이용하는 것을 포함하고, 상기 다차원 상관관계는 교차-상관된 펄스-에코 데이터의 위상과 크기 경사에 기초하여 샘플링된 펄스-에코 데이터에 대한 교차-상관관계 피크를 결정하는 것을 포함함- ;

상기 혈관 벽의 변위 및 평균 혈류를 동시에 측정하기 위한 수단;

상기 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터에 기초하여 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 관 영역의 적어도 하나의 관 특성을 식별하기 위한 수단 -상기 적어도 하나의 관 특성은 상기 혈관과 연관된 구조적 특성을 포함하고, 식별된 상기 적어도 하나의 관 특성은 하나 이상의 혈관 벽 경계를 포함함- ; 및

식별된 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 기초하여 상기 하나 이상의 스펙클 영역 중 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 상기 혈관 벽의 내부에 또는 외부에 위치하도록 추적 중인 상기 적어도 하나의 스펙클 영역의 특성을 수정하기 위한 수단

을 포함하는, 관 촬영 시스템.

청구항 44

제43항에 있어서, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역의 상기 적어도 하나의 관 특성의 식별에 기초하여 환자에게 치료를 시술하기 위한 치료 수단을 더 포함하는, 관 촬영 시스템.

청구항 45

제44항에 있어서, 상기 치료 수단은, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 상기 영역의 상기 적어도 하나의 관 특성의 식별에 기초하여 치료를 시술하기 위해 초음파 에너지를 이용하도록 동작가능한 시스템을 포함하는, 관 촬영 시스템.

청구항 46

제44항 또는 제45항에 있어서, 상기 치료 수단은, 초음파 에너지를 전송 및 수신하도록 구성된 적어도 하나의 트랜스듀서를 포함하고, 상기 적어도 하나의 트랜스듀서는, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 상기 적어도 하나의 관 특성의 식별에 기초하여 치료를 시술하기 위해 초음파 에너지를 제공하도록 동작가능하고, 상기 적어도 하나의 트랜스듀서는 상기 펄스-에코 데이터를 취득하여 영상 데이터를 생성하기 위한 용도로 동작가능한, 관 촬영 시스템.

청구항 47

제22항 또는 제23항에 있어서, 상기 처리 장치는, 상기 스펙클 추적을 이용할 때, 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 기초하여 상기 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 상기 혈관 벽의 내부에 또는 외부에 위치하도록, 위치, 크기, 또는 형상 중 적어도 하나를 수정하도록 동작가능한 관 촬영 시스템.

청구항 48

제47항에 있어서, 상기 처리 장치는,

추적 중인 적어도 하나의 스펙클 영역이 상기 혈관 벽 내부의 혈액에 부분적으로 놓여 있거나 또는 상기 혈관 벽 경계들 외부에 부분적으로 놓여 있는 것을 결정하고;

식별된 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 기초하여 상기 스펙클 영역이 완전히 상기 혈관 벽의 내부에 또는 외부에 위치하도록 상기 적어도 하나의 스펙클 영역의 위치를 수정하도록 동작가능한 관 촬영 시스템.

청구항 49

제47항에 있어서, 상기 처리 장치는,

추적 중인 적어도 하나의 스펙클 영역이 상기 혈관 벽 내부의 혈액에 부분적으로 놓여 있거나 또는 상기 혈관 벽 경계들 외부에 부분적으로 놓여 있는 것을 결정하고;

식별된 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 기초하여 상기 스펙클 영역이 완전히 상기 혈관 벽의 내부에 또는 외부에 위치하도록 상기 적어도 하나의 스펙클 영역의 크기 또는 형상을 수정하도록 동작가능한 관 촬영 시스템.

청구항 50

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 스펙클 추적을 이용할 때, 식별된 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 기초하여 상기 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 상기 혈관 벽의 내부에 또는 외부에 위치하도록 위치, 크기 또는 형상 중 적어도 하나를 수정하는 단계를 포함하는 촬영 방법.

청구항 51

제50항에 있어서,

추적 중인 적어도 하나의 스펙클 영역이 상기 혈관 벽 내부의 혈액에 부분적으로 놓여 있거나 또는 상기 혈관 벽 경계들 외부에 부분적으로 놓여 있는 것을 결정하는 단계; 및

식별된 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계에 기초하여 상기 스펙클 영역이 완전히 상기 혈관 벽의 내부에 또는 외부에 위치하도록 상기 적어도 하나의 스펙클 영역의 위치를 수정하는 단계

를 포함하는 촬영 방법.

청구항 52

제50항에 있어서,

추적 중인 적어도 하나의 스펙클 영역이 상기 혈관 벽 내부의 혈액에 부분적으로 놓여 있거나 또는 상기 혈관 벽 경계들 외부에 부분적으로 놓여 있는 것을 결정하는 단계; 및

식별된 상기 하나 이상의 혈관 벽 경계들에 기초하여 상기 스펙클 영역이 완전히 상기 혈관 벽의 내부에 또는 외부에 위치하도록 상기 적어도 하나의 스펙클 영역의 크기 또는 형상을 수정하는 단계

를 포함하는 촬영 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 연방 후원 연구 또는 개발에 관한 진술

[0002] 본 발명은 NIH로부터의 수여 번호 EB 6893 하에서 정부 지원에 의해 이루어졌다. 정부는 본 발명에 있어서 소정의 권한을 가진다.

[0003] 관련 출원의 상호참조

[0004] 본 출원은, 참조에 의해 그 전체가 본 명세서에 포함되는, 발명의 명칭이 "Vascular Characterization Using Ultrasound Imaging"인 2011년 4월 14일 출원된 미국 가출원 번호 제61/475,550호의 우선권 혜택을 주장한다.

배경 기술

[0005] 본 개시는 대체로 초음파 촬영(ultrasound imaging)에 관한 것이다. 더 구체적으로는, 본 개시는 예를 들어 진단 및/또는 치료 응용(예를 들어, 혈관 및/또는 그 부근 영역의 촬영 등)에서 사용하기 위한 초음파 촬영 방법에 관한 것이다.

[0006] 관 촬영(vascular imaging)은 심혈관 질병의 검출 뿐만 아니라 새로운 항-죽상경화 치료(anti-atherosclerotic therapies)에 대한 반응의 평가를 위한 방법으로서 갈수록 관심을 얻고 있다(Ainsworth 등의 "3D ultrasound measurement of change in carotid plaque volume - A tool for rapid evaluation of new therapies," Stroke, vol. 36, no. 9, pp. 1904-1909, SEP 2005 참조). 관내 초음파(IVUS; Intravascular ultrasound)는 치료에 반응한 죽상경화증(atherosclerotic disease)의 진행 또는 퇴행 측정의 효과적인 툴을 제공하는 것으로 드러났다. 그러나, IVUS는 침습적(invasive)이고, 잠재적으로 위험하며, 초음파를 이용한 비침습적 촬영보다 더 비싸다.

[0007] 초음파 스캐너에 관한 진보된 촬영 모드들은 도플러를 이용한 벽 전단 변형률(WSR; wall shear rate)(Blake 등의 "A method to estimate wall shear rate with a clinical ultrasound scanner," Ultrasound in Medicine and Biology, vol. 34, no. 5, pp. 760-764, MAY 2008 참조)과 스펙클(speckle) 추적을 이용한 조직/벽 움직임(motion)(Tsou 등의 "Role of ultrasonic shear rate estimation errors in assessing inflammatory response and vascular risk," Ultrasound in Medicine and Biology, vol. 34, no. 6, pp. 963-972, JUN 2008; Karimi 등의 "Estimation of Nonlinear Mechanical Properties of Vascular Tissues via Elastography," Cardiovascular Engineering, vol. 8, no. 4, pp. 191-202, DEC 2008; 및 Weitzel 등의 "High-Resolution Ultrasound Elasticity Imaging to Evaluate Dialysis Fistula Stenosis," Seminars In Dialysis, vol. 22, no. 1, pp. 84-89, JAN-FEB 2009 참조)과 같은 중요한 양들의 촬영에 대한 관심을 증가시켰다.

[0008] 최근에, 큰 동맥 혈류역학의 평가를 모델링하는 전산 유체 역학(CFD:computational fluid dynamic)과 연계한 액류(flow)의 촬영에 대한 관심이 증가해 왔다(Steinman 등의 "Flow imaging and computing: Large artery hemodynamics," ANNALS OF BIOMEDICAL ENGINEERING, vol. 33, no. 12, pp. 1704-1709, DEC 2005; Figueroa 등의 "A computational framework for fluid-solid-growth modeling in cardiovascular simulations," Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, vol. 198, no. 45 - 46, pp. 3583 - 3602, 2009; 및 Taylor 등의 "Open problems in computational vascular biomechanics: Hemodynamics and arterial wall mechanics," Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, vol. 198, no. 45 - 46, pp. 3514 - 3523, 2009 참조). 이러한 맥락에서, 유체-고체 계면의 모델링은 관 역학에서의 도전 분야로서 정의되었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

- [0009] 본 개시의 적어도 한 실시예는, 유체 흐름과 함께, 벽 조직 움직임(예를 들어, 혈관 주위 조직)과 변형(deformation) 양쪽 모두를 동시에 촬영할 수 있는 초음파 촬영에 관한 것이다. 예를 들어, 본 개시의 한 실시예에서, 초음파를 이용한 관 역학(vascular mechanics)의 촬영은 조직과 유체 양쪽 모두의 동시적인 벡터 변위 추적에 대한 충분한 프레임 속도를 제공하는 촬영 모드(예를 들어, M2D 모드 촬영)와 연계한 스펙클 추적(speckle tracking)(예를 들어, 최소의 보간을 수반한 축방향 및 측방향(lateral direction) 양쪽 모두에서의 서브샘플 변위 추정에 적합한 2D 위상 결합된 스펙클 추적 방법)을 이용하여 달성된다. 예를 들어, M2D 촬영은, 관심 영역(예를 들어, 혈관(blood vessel) 주위)에서의 2D 스펙클 추적을 수행하기 위한 촬영 순서와 RF 데이터의 스트림라인(streamlining)을 제어하기 위한 연구 인터페이스(research interface)를 장착한 임상 스캐너 상에 구현될 수 있다. 2D 스펙클 추적을 충분히 높은 프레임 속도의 촬영과 결합하면, 측방향 및 축방향 양쪽 모두에서의 정교한 변위 추적이 허용된다. 이러한 처리로부터 발생하는 벡터 변위 필드(vector displacement field)들은, 해상도를 최대화하기 위해 최소한의 필터링을 수반하고 비교적 작은 추적 윈도우(즉, 스펙클 영역)를 이용하는 변형률 및 전단 변형률 계산(strain and shear strain calculation)에 매우 적합하다. (예를 들어, 환자의 경동맥의 생체 내에서와 같은, 조직/액류 응용에서) 액류 및 조직 움직임 변형률 필드가 (예를 들어, 관 특성을 식별하기 위해 또는, 하나 이상의 다른 목적, 예를 들어, 치료에 이용하기 위해) 평가될 수 있다.
- [0010] 촬영 방법의 한 예시적 실시예는, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 초음파 펄스-에코 데이터(예를 들어, 펄스-에코 데이터는, 관 벽(vessel wall)과 혈류(blood flow) 모두의 동시 움직임 추적을 허용하기 위해 혈관의 적어도 일부를 정의하는 관 벽의 측정된 변위와 혈관의 적어도 일부를 통한 측정된 평균 혈류가 시간에 관해 준-주기적 프로파일(quasi-periodic profile)을 갖도록 하는 프레임 속도에서의 펄스-에코 데이터를 포함함)를 제공하는 단계와; 관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에 대한 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터를 스펙클 추적을 이용하여 생성하는 단계를 포함할 수 있다. 예를 들어, 스펙클 추적은 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에서 변형을 겪고 있는 하나 이상의 스펙클 영역의 펄스-에코 데이터의 다차원 상관관계를 이용하는 것을 포함할 수 있다(예를 들어, 다차원 상관관계는 교차-상관된 펄스-에코 데이터의 위상과 크기 경사(phase and magnitude gradient)에 기초하여 샘플링된 펄스-에코 데이터에 대한 교차-상관관계 피크(peak)를 결정하는 것을 포함할 수 있다). 또한, 이 방법은, 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터에 기초하여 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 적어도 하나의 관 특성(vascular characteristic)(예를 들어, 적어도 하나의 관 특성은 혈관을 통한 액류(flow)와 연관된 액류 특성, 혈관과 연관된 구조적 특성, 및 혈관과 연관된 혈류역학적 특성 중 적어도 하나를 포함함)을 식별하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0011] 또 다른 예시적인 촬영 방법은, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 초음파 펄스-에코 데이터(ultrasound pulse-echo data)를 제공하는 단계와, 혈관의 적어도 일부를 정의하는 관 벽과 혈관의 적어도 일부를 통한 혈류 양쪽 모두의 움직임을 추적하기 위해 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적을 이용하는 단계를 포함할 수 있다. 펄스-에코 데이터는, 혈관의 적어도 일부를 정의하는 관 벽의 변위와 혈관의 적어도 일부를 통한 혈류가 (예를 들어, 심장 박동(cardiac pulse) 사이클에 대응하는) 동일한 주기적 사이클 내에서 동시에 측정가능하도록 하는 프레임 속도로 제공된다. 또한, 이 방법은, 동시에 측정된 관 벽의 변위와 평균 혈류에 기초하여 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 적어도 하나의 관 특성을 식별하는 단계를 포함할 수 있다. 이러한 촬영 방법은 또한, 스펙클 추적 - 스펙클 추적은 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에서 변형을 겪고 있는 하나 이상의 스펙클 영역의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 다차원 상관관계(예를 들어, 다차원 상관관계는 교차-상관된 샘플링된 펄스-에코 데이터의 위상과 크기 경사에 기초하여 샘플링된 펄스-에코 데이터에 대한 교차-상관관계 피크를 결정하는 것을 포함할 수 있음)를 이용하는 것을 포함함 - 을 이용하여 관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에 대한 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터(strain and shear strain image data)를 생성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0012] 여기서 설명된 방법의 하나 이상의 실시예에서, 적어도 하나의 관 특성을 식별하는 단계는 하나 이상의 관 벽 경계를 식별하는 단계를 포함할 수 있고; 이러한 방법의 스펙클 추적은 역시, 식별된 하나 이상의 관 벽 경계에 기초하여 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 관 벽의 내부에 또는 외부에 있도록 추적 중인 하나 이상의 스펙클 영역 중 적어도 하나의 스펙클 영역의 특성(예를 들어, 위치, 크기, 형상 등)을 수정하는 것을 포함할 수 있다.
- [0013] 또한, 여기서 설명된 방법의 하나 이상의 실시예에서, 적어도 하나의 관 특성을 식별하는 단계는 전체 혈관 주변의 관 벽 경계(예를 들어, 관의 축을 따라 취해진 전체 단면 뷰에서의 벽 경계)를 식별하는 단계를 포함할 수 있고; 하나 이상의 관 벽 경계 내에서의 조직 속성(예를 들어, 경직도(stiffness) 또는 유연성(ompliance))을

측정하는 단계를 포함할 수 있고; (예를 들어, 그 베이스와 같은, 이와 같은 구조의 일부에 치료가 집중되도록) 하나 이상의 관 벽 경계에 인접한 플라크 아키텍처의 하나 이상의 부분을 식별하는 단계를 포함할 수 있고; 및/또는 관 벽의 움직임과 혈류 양쪽 모두의 동시 움직임 추적에 기초하여 하나 이상의 혈류역학적 측정을 계산하는 단계를 포함할 수 있다.

[0014] 또한, 여기서 설명된 방법의 하나 이상의 실시예에서, 하나 이상의 스펙클 영역의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 다차원 상관관계를 이용하는 것은, (예를 들어, 벽 변위 또는 혈류를 추적하기 위해) 하나 이상의 스펙클 영역의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 2차원 상관관계, 심지어 3차원 상관관계를 이용하는 것을 포함할 수 있다.

[0015] 또한, 여기서 설명된 방법의 하나 이상의 실시예에서, 이 방법은 (예를 들어, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 적어도 하나의 관 특성의 식별에 기초하여 치료를 시술(deliver)하기 위한 초음파 에너지를 이용하여) 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 적어도 하나의 관 특성의 식별에 기초하여 환자에게 치료를 시술하는 단계를 더 포함할 수 있다. 예를 들어, 초음파 에너지를 전송 및 수신하도록 구성된 적어도 하나의 트랜스듀서가 제공될 수 있고, 적어도 하나의 트랜스듀서는 (예를 들어, 영상 데이터 생성을 위한) 펄스-에코 데이터를 얻고 치료를 시술하기 위한 초음파 에너지를 생성하는데 이용될 수 있다.

[0016] 여기서 설명된 방법의 하나 이상의 다른 실시예에서, 2차원 스펙클 추적을 이용하여 관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에 대해 변형을 및 전단 변형을 영상 데이터를 생성하는 단계는, 축방향 변형을 및 축방향 전단 변형을 영상 데이터 및/또는 축방향 변형을 및 축방향 전단 변형을 영상 데이터 중 적어도 하나를 생성하는 단계를 포함할 수 있다. 또한, 이러한 방법에서, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 초음파 펄스-에코 데이터를 제공하는 단계는 코딩된 여기(coded excitation)를 이용하는 단계를 포함할 수 있다.

[0017] 여기서 설명된 방법의 하나 이상의 다른 실시예에서, 이 방법은, 혈액 내의 하나 이상의 스펙클 영역으로부터의 펄스-에코 데이터의 스펙클 추적을 수행할 때 관 벽에서의 반사로 인한 펄스-에코 데이터에서의 에코 성분을 제거하기 위해 혈액 내의 하나 이상의 스펙클 영역으로부터의 펄스-에코 데이터에 반향제거 필터(dereverberation filter)를 적용하는 단계를 포함할 수 있다.

[0018] 또 다른 예시적인 촬영 방법은, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 초음파 펄스-에코 데이터를 제공하는 단계; 혈관의 적어도 일부를 정의하는 관 벽과 혈관의 적어도 일부를 통한 혈류 중 적어도 하나의 움직임을 추적하기 위해 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적을 이용하는 단계; 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적에 기초하여 하나 이상의 관 벽 경계를 식별하는 단계; 및 식별된 하나 이상의 관 벽 경계에 기초하여 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 관 벽 내부에 또는 외부에 위치하도록 추적 중인 하나 이상의 스펙클 영역들 중 적어도 하나의 스펙클 영역의 적어도 한 특성을 수정하는 단계(예를 들어, 추적 중인 하나 이상의 스펙클 영역들 중 적어도 하나는, 식별된 하나 이상의 관 벽 경계에 기초하여 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 관 벽 내부에 또는 외부에 위치하도록 위치, 크기, 또는 형상 중 적어도 하나에 의해 수정될 수 있다)를 포함할 수 있다.

[0019] 또 다른 예시의 촬영 방법에서, 이 방법은, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 초음파 펄스-에코 데이터를 제공하는 단계; 혈관의 적어도 일부를 통한 적어도 혈류의 움직임을 추적하기 위해 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적을 이용하는 단계; 및 혈액 내의 하나 이상의 스펙클 영역으로부터의 펄스-에코 데이터의 스펙클 추적을 수행할 때 관 벽에서의 반사에 기인한 펄스-에코 데이터에서의 에코 성분을 제거하는 단계(예를 들어, 관 벽에서의 반사에 기인한 펄스-에코 데이터에서의 에코 성분을 제거하는 단계는, 관 벽에서의 반사에 기인한 펄스-에코 데이터에서의 성분을 줄이기 위해 시변 역 필터(time-varying inverse filter)를 이용하는 단계를 포함할 수 있다)를 포함할 수 있다.

[0020] 관 촬영을 위한 시스템의 한 예시적 실시예는, 하나 이상의 초음파 트랜스듀서(예를 들어, 하나 이상의 트랜스듀서는, 초음파 에너지를 관 영역에 전달하여 이로부터 펄스-에코 데이터를 야기하도록 구성됨); 및 처리 장치를 포함할 수 있고, 상기 처리 장치는, 관 벽과 혈류 양쪽 모두의 동시 움직임 추적을 허용하기 위해 관 영역 내의 혈관의 적어도 일부를 정의하는 관 벽의 측정된 변위와 혈관의 적어도 일부를 통한 측정된 평균 혈류가 시간에 관해 준-주기적 프로파일을 갖도록 하는 프레임 속도에서 펄스-에코 데이터의 포착을 제어하고; 스펙클 추적(예를 들어, 스펙클 추적은 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에서 변형을 겪고 있는 하나 이상의 스펙클 영역의 펄스-에코 데이터의 다차원 상관관계를 이용하는 것을 포함하고; 다차원 상관관계는 교차-상관된 펄스-에코 데이터의 위상과 크기 경사에 기초하여 샘플링된 펄스-에코 데이터에 대한 교차-상관관계 피크를 결정하는 것을 포함할 수 있음)을 이용하여 관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에 대한 변형을 및 전단 변형을 영상 데이터를 생성하며; 및 변형을 및 전단 변형을 영상 데이터에 기초하여 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는

관 영역의 적어도 하나의 관 특성(vascular characteristic)(예를 들어, 적어도 하나의 관 특성은 혈관을 통한 액류(flow)와 연관된 액류 특성, 혈관과 연관된 구조적 특성, 및 혈관과 연관된 혈류역학적 특성 중 적어도 하나를 포함함)을 식별하도록 구성(예를 들어, 하나 이상의 기능의 수행을 야기하는 하나의 프로그램, 루틴, 또는 명령어의 실행에 의해 동작)된다.

[0021] 관 촬영을 위한 또 다른 예시적인 시스템은, 하나 이상의 초음파 트랜스듀서(예를 들어, 하나 이상의 초음파 트랜스듀서는 초음파 에너지를 관 영역에 전달하여 이로부터 펄스-에코 데이터를 야기하도록 구성됨)와 처리 장치를 포함할 수 있고, 이 처리 장치는 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 관 영역의 펄스-에코 데이터의 포착을 제어하고 혈관의 적어도 일부를 정의하는 관 벽과 혈관의 적어도 일부를 통한 혈류 양쪽 모두의 움직임을 추적하기 위해 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 관 영역의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적을 이용하도록 구성(예를 들어, 하나 이상의 기능의 수행을 야기하는 하나의 프로그램, 루틴, 또는 명령어의 실행에 의해 동작)된다. 펄스-에코 데이터는, 혈관의 적어도 일부를 정의하는 관 벽의 변위와 혈관의 적어도 일부를 통한 혈류가 심장 박동 사이클에 대응하는 동일한 주기적 사이클 내에서 동시에 측정가능하도록 하는 프레임 속도로 포착될 수 있다. 또한, 처리 장치는, 동시에 측정된 관 벽의 변위와 평균 혈류에 기초하여 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 관 영역의 적어도 하나의 관 특성을 식별하도록 구성될 수 있다. 이러한 시스템의 한 실시예에서, 처리 장치는 또한, 스펙클 추적(예를 들어, 스펙클 추적은 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에서 변형을 겪고 있는 하나 이상의 스펙클 영역의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 다차원 상관관계를 이용하는 것을 포함하고, 또한, 다차원 상관관계는 교차-상관된 샘플링된 펄스-에코 데이터의 위상과 크기 경사에 기초하여 샘플링된 펄스-에코 데이터에 대한 교차-상관관계 피크를 결정하는 것을 포함할 수 있음)을 이용하여 관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에 대한 변형을 및 전단 변형을 영상 데이터를 생성하도록 더 동작가능할 수 있다.

[0022] 여기서 제공된 예시적 시스템의 하나 이상의 실시예에서, 처리 장치는 하나 이상의 관 벽 경계를 식별하도록 동작가능할 수 있고, 또한, 처리 장치는, 스펙클 추적을 이용할 때, 식별된 하나 이상의 관 벽 경계에 기초하여 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 관 벽의 내부에 또는 외부에 있도록 추적 중인 하나 이상의 스펙클 영역 중 적어도 하나의 스펙클 영역의 특성(예를 들어, 위치, 크기, 형상 등)을 수정하도록 동작가능할 수 있다.

[0023] 또한, 예시적인 시스템의 하나 이상의 실시예에서, 처리 장치는 전체 혈관 주변의 관 벽 경계를 식별하도록 동작가능할 수 있고; 처리 장치는 하나 이상의 관 벽 경계 내부의 조직 속성을 측정하도록 동작가능할 수 있고; 처리 장치는 하나 이상의 관 벽 경계에 인접한 플라크 아키텍처의 하나 이상의 부분을 식별하도록 동작가능할 수 있고; 및/또는 처리 장치는 관 벽의 움직임과 혈류 양쪽 모두의 동시 움직임 추적에 기초하여 하나 이상의 혈류역학적 측정을 계산하도록 동작가능할 수 있다.

[0024] 또한, 여기서 제공된 예시적 시스템의 하나 이상의 실시예에서, 처리 장치는, (예를 들어, 스펙클 영역을 추적하기 위해) 하나 이상의 스펙클 영역의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 2차원 상관관계, 심지어 3차원 상관관계를 이용하도록 동작가능할 수 있다.

[0025] 또한, 여기서 제공된 예시적 시스템의 하나 이상의 실시예에서, 시스템은 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 적어도 하나의 관 특성의 식별에 기초하여 환자에게 치료를 시술하는 치료 장치(예를 들어, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 적어도 하나의 관 특성의 식별에 기초하여 치료를 시술하기 위한 초음파 에너지를 이용하도록 동작가능한 장치)를 더 포함할 수 있다. 예를 들어, 치료 장치는, 초음파 에너지를 전송 및 수신하도록 구성된 적어도 하나의 트랜스듀서를 포함할 수 있고, 적어도 하나의 트랜스듀서는, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 적어도 하나의 관 특성의 식별에 기초하여 치료를 시술하기 위해 초음파 에너지를 제공하도록 동작가능하고, 적어도 하나의 트랜스듀서는 펄스-에코 데이터를 취득하여 영상 데이터를 생성하기 위한 용도로 동작가능하다.

[0026] 또한, 여기서 제공된 예시적 시스템의 하나 이상의 실시예에서, 처리 장치는, 2차원 스펙클 추적을 이용하여 관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에 대해 변형을 및 전단 변형을 영상 데이터를 생성하도록 동작가능할 수 있고, 2차원 스펙클 추적을 이용하는 것은, 축방향 변형을 및 축방향 전단 변형을 영상 데이터 및/또는 축방향 변형을 및 축방향 전단 변형을 영상 데이터 중 적어도 하나를 생성하는 것을 포함한다. 또한, 예를 들어, 처리 장치는, 코딩된 여기를 이용하여 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 초음파 펄스-에코 데이터의 제공을 제어하도록 동작가능할 수 있다.

[0027] 또한, 여기서 제공된 예시적 시스템의 하나 이상의 실시예들 중 또 다른 실시예에서, 처리 장치는, 혈액 내의 하나 이상의 스펙클 영역으로부터의 펄스-에코 데이터의 스펙클 추적을 수행할 때 관 벽에서의 반사로 인한 펄스-에코 데이터에서의 에코 성분을 제거하기 위해 혈액 내의 하나 이상의 스펙클 영역으로부터의 펄스-에코 데

이터에 반향제거 필터(dereverberation filter)를 적용하도록 동작가능할 수 있다.

[0028] 관 촬영을 위한 또 다른 예시적 시스템은, 하나 이상의 초음파 트랜스듀서(예를 들어, 하나 이상의 트랜스듀서는, 초음파 에너지를 관 영역에 전달하여 이로부터 펄스-에코 데이터를 야기하도록 구성됨); 및 처리 장치를 포함할 수 있고, 상기 처리 장치는, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 관 영역의 초음파 펄스-에코 데이터의 포착을 제어하고; 혈관의 적어도 일부를 정의하는 관 벽과 혈관의 적어도 일부를 통한 혈류 중 적어도 하나의 움직임을 추적하기 위해 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 관 영역의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적을 이용하며; 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적에 기초하여 하나 이상의 관 벽 경계를 식별하고; 식별된 하나 이상의 관 벽 경계에 기초하여 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 관 벽 내부에 또는 외부에 위치하도록 추적 중인 하나 이상의 스펙클 영역들 중 적어도 하나의 스펙클 영역의 특성을 수정하도록 구성된다. 예를 들어, 이 처리 장치는, 식별된 하나 이상의 관 벽 경계에 기초하여 적어도 하나의 스펙클 영역이 완전히 관 벽 내부에 또는 외부에 위치하도록, 적어도 하나의 스펙클 영역의 위치, 크기, 또는 형상 중 적어도 하나를 수정하도록 동작가능할 수 있다.

[0029] 관 촬영을 위한 역시 또 다른 예시적 시스템에서, 시스템은 하나 이상의 초음파 트랜스듀서(예를 들어, 하나 이상의 트랜스듀서는, 초음파 에너지를 관 영역에 전달하여 이로부터 펄스-에코 데이터를 야기하도록 구성됨); 및 처리 장치를 포함할 수 있고, 상기 처리 장치는, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 관 영역의 초음파 펄스-에코 데이터의 포착을 제어하고; 혈관의 적어도 일부를 통한 적어도 혈류의 움직임을 추적하기 위해 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적을 이용하며; (예를 들어, 관 벽에서의 반사에 기인한 펄스-에코 데이터에서의 성분을 줄이기 위해 시변 역 필터를 이용하여) 혈액 내의 하나 이상의 스펙클 영역으로부터의 펄스-에코 데이터의 스펙클 추적을 수행할 때 혈관에서의 반사에 기인한 펄스-에코 데이터에서의 에코 성분을 제거하도록 구성된다.

[0030] 또한, 관 촬영을 위한 또 다른 예시적 시스템은, 하나 이상의 초음파 트랜스듀서(예를 들어, 하나 이상의 트랜스듀서는, 초음파 에너지를 관 영역에 전달하여 이로부터 펄스-에코 데이터를 야기하도록 구성됨); 관 벽과 혈류 양쪽 모두의 동시 움직임 추적을 허용하기 위해 관 영역 내의 혈관의 적어도 일부를 정의하는 관 벽의 측정된 변위와 혈관의 적어도 일부를 통한 측정된 평균 혈류가 시간에 관해 준-주기적 프로파일을 갖도록 하는 프레임 속도에서 펄스-에코 데이터의 포착을 제어하기 위한 장치; 스펙클 추적(예를 들어, 스펙클 추적은 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에서 변형을 겪고 있는 하나 이상의 스펙클 영역의 펄스-에코 데이터의 다차원 상관관계를 이용하는 것을 포함하고; 다차원 상관관계는 교차-상관된 펄스-에코 데이터의 위상과 크기 경사에 기초하여 샘플링된 펄스-에코 데이터에 대한 교차-상관관계 피크를 결정하는 것을 포함할 수 있음)을 이용하여 관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에 대한 변형을 및 전단 변형을 영상 데이터를 생성하기 위한 장치; 및 변형을 및 전단 변형을 영상 데이터에 기초하여 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 관 영역의 적어도 하나의 관 특성(예를 들어, 적어도 하나의 관 특성은 혈관을 통한 액류(flow)와 연관된 액류 특성, 혈관과 연관된 구조적 특성, 및 혈관과 연관된 혈류역학적 특성 중 적어도 하나를 포함함)을 식별하기 위한 장치를 포함할 수 있다. 또한, 예를 들어, 시스템은, 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역의 적어도 하나의 관 특성의 식별에 기초하여 환자에게 치료를 시술하기 위한 치료 장치(예를 들어, 초음파 치료 장치)를 포함할 수 있다.

[0031] 상기의 요약은 본 개시의 각 실시예 또는 모든 구현을 설명하기 위한 것이 아니다. 첨부된 도면과 연계하여 취해지는 이하의 상세한 설명 및 청구항들을 참조함으로써 더 완전한 이해가 명백해지고 인식될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0032] 도 1은 선택사항적 치료 시스템을 갖춘 예시의 초음파 촬영 시스템을 도시하는 블록도이다.

도 2는 예시의 초음파 촬영 방법을 나타내는 플로차트이다.

도 3은 도 1에 개괄적으로 도시된 촬영 시스템의 하나의 예시적 실시예의 블록도이다.

도 4는 도 3에 도시된 바와 같은 촬영 시스템의 하나의 예시적 GPU 구현의 블록도이다.

도 5a 내지 도 5d는 다양한 프레임 속도에서 포착된 영상 데이터에 대한 시간에 관한 평균 액류 속도와 채널 직경을 도시하는 예시의 그래프를 제공한다.

도 6a 및 도 6b는, 도 1 및 도 2에서 개괄적으로 도시된 촬영 방법 및/또는 시스템에서 이용될 수 있는 스펙클 추적의 하나의 예시적 실시예를 설명하는데 이용되는 교차 상관관계의 소정 파라미터들의 등고선(contour)을 포함한 그래프를 도시한다.

도 7은 도 1 및 도 2에서 개괄적으로 도시된 하나 이상의 방법 및/또는 시스템이 관 진단(vascular diagnostics) 또는 관 치료(vascular therapy)에 관련될 때, 이 방법들 및/또는 시스템들을 설명하는데 이용되는 혈관의 예시적 영상을 제공한다.

도 8a 및 도 8b는 여기서 적어도 부분적으로 실행되고 설명된 예들에 관한 액류 채널 벽(flow channel wall)의 축방향 변형을 및 축방향 전단 변형을 영상(axial stain and axial shear strain image)을 도시한다.

도 9a 및 도 9b는 여기서 적어도 부분적으로 실행되고 설명된 예들에 관한 액류 채널 벽의 축방향 변형을 및 축방향 전단 변형을 영상을 도시한다.

도 10은 여기서 적어도 부분적으로 실행되고 설명된 예들에 관한, 시간에 관한 추적된 채널 벽 변위로부터 계산된 채널 직경과, 액류 채널 내에서의 시간에 관한 추적된 유체 변위로부터 얻어진 평균 액류 속도의 그래프를 도시한다.

도 11은 여기서 적어도 부분적으로 실행되고 설명된 예들에 관한 상이한 시점들(time instances)에서의 채널의 총 변위 벡터 파형의 그래프를 도시한다.

도 12a 및 12b는 여기서 적어도 부분적으로 실행되고 설명된 예들에 관한 경동맥 종방향 관 벽(carotid artery longitudinal vessel wall)의 축방향 변형을 및 축방향 전단 변형을 영상을 도시한다.

도 13a 및 도 13b는 여기서 적어도 부분적으로 실행되고 설명된 예들에 관한 경동맥 종방향 관 벽의 축방향 변형을 및 축방향 전단 변형을 영상을 도시한다.

도 14a 및 도 14b는 여기서 적어도 부분적으로 실행되고 설명된 예들에 관한 경동맥 단면 관 벽(carotid artery cross-sectional vessel wall)의 축방향 변형을 및 축방향 전단 변형을 영상을 도시한다.

도 15a 및 도 15b는 여기서 적어도 부분적으로 실행되고 설명된 예들에 관한 경동맥 단면 관 벽의 축방향 변형을 및 축방향 전단 변형을 영상을 도시한다.

도 16a 및 도 16b는 반향제거(dereverberation) 필터링 예에 관련된 축방향 및 축방향 변위를 도시한다.

도 17a 및 도 17b는 반향제거 필터링 예에 관련된 공간-시간 맵을 도시한다.

도 18a 및 도 18b는 반향제거 필터링 예에 관련된 공간-시간 맵을 도시한다.

도 19a 내지 도 19d는 여기서 제시된 예들의 반향제거 필터링 결과에 관련된 그래프를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0033] 예시적인 실시예들의 이하의 상세한 설명에서, 실시예의 일부를 형성하고, 예시로서, 실시가능한 특정한 실시예들이 도시되어 있는 도면의 첨부된 도식을 참조한다. 다른 실시예들이 이용될 수 있고 본 개시의 범위로부터 벗어나지 않고(예를 들어, 여전히 범위 내에 드는) 구조적 변경이 이루어질 수 있다는 것을 이해해야 한다.

[0034] 예시적인 방법들, 장치, 및 시스템들이 도 1 내지 도 19를 참조하여 설명될 것이다. 한 실시예로부터의 요소들 또는 프로세스들(예를 들어, 그 단계들을 포함)은, 다른 실시예들의 요소들 또는 프로세스들과 조합하여 이용될 수 있고, 여기서 제시된 특징들의 조합을 이용하는 이러한 방법, 장치, 및 시스템의 가능한 실시예들은 도면에 도시되고 및/또는 여기서 설명된 특정한 실시예들로 제한되지 않는다는 것은 당업자에게 명백할 것이다. 또한, 여기서 설명된 실시예는 반드시 축척비율대로 도시되지 않은 많은 요소들을 포함할 수도 있다는 것을 인식할 것이다. 또한, 여기서의 프로세스들의 타이밍과 다양한 요소들의 크기 및 형상은 수정될 수도 있고, 소정의 타이밍, 하나 이상의 형상 및/또는 크기, 또는 요소의 타입이 다른 것에 비해 유익할 수 있더라도, 여전히 본 개시의 범위에 해당된다는 것을 이해할 것이다.

[0035] 도 1은, 처리 장치(블록 12)와, 펄스의 전송 및 에코의 수신을 제공하는 트랜스듀서 어레이와 같은 하나 이상의 초음파 트랜스듀서(블록 22)를 포함하는 예시적인 초음파 촬영 시스템(10)을 도시한다. 처리 장치(블록 12)는 하나 이상의 트랜스듀서(블록 22)에 연동되어 하나 이상의 트랜스듀서(블록 22)를 이용하여 관심 대상의 촬영(예를 들어, 펄스-에코 데이터의 포착)을 용이하게 할 수 있다. 또한, 처리 장치(블록 12)는 데이터 스토리지(블록 14)를 포함한다. 데이터 스토리지(블록 14)는, 예시의 촬영 방법들(예를 들어, 도 2의 블록도에 개괄적으로 도시된 것)을 실행하기 위해 채용될 수 있는 처리 프로그램이나 루틴(블록 16)과 하나 이상의 다른 타입들의 데이터(블록 18)로의 액세스를 허용한다.

- [0036] 예를 들어, 처리 프로그램이나 루틴(블록 16)은, 계산 수학, 행렬 수학, 압축 알고리즘(예를 들어, 데이터 압축 알고리즘), 캘리브레이션 알고리즘, 영상 구축 알고리즘, 반전 알고리즘, 신호 처리 알고리즘, 표준화 알고리즘, 비교 알고리즘, 벡터 수학, 또는 여기서 설명된 하나 이상의 실시예를 구현하는데 요구되는 기타 임의의 처리 (예를 들어, 영상 제공, 스펙클 추적 수행, 변형률 영상 생성 등)를 수행하기 위한 프로그램이나 루틴을 포함할 수 있다. 여기서 설명된 시스템 및 방법에서 이용될 수 있는 예시적 수학 공식/등식들은 여기서 도 3 내지 도 19를 참조하여 더 구체적으로 설명된다.
- [0037] 데이터(블록 18)는, 예를 들어, 샘플링된 펄스-에코 정보(예를 들어, 하나 이상의 트랜스듀서(블록 22)를 이용하여 샘플링되거나 수집됨), 측정을 나타내는 데이터(예를 들어, 관 특성), 본 개시에 따라 채용된 하나 이상의 처리 프로그램이나 루틴으로부터의 결과(예를 들어, 혈관이나 그 주변 영역과 같은, 관심대상의 재구성된 변형률 영상), 또는 여기서 설명된 하나 이상의 프로세스나 방법을 실행하는데 필요할 수 있는 기타 임의의 데이터를 포함할 수 있다.
- [0038] 하나 이상의 실시예에서, 시스템(10)은, 예를 들어, 처리 능력(예를 들어, 컴퓨터 처리 유닛(CPU), 그래픽 처리 유닛(GPU)), 데이터 스토리지(예를 들어, 휘발성 또는 비 휘발성 메모리 및/또는 저장 요소), 입력 장치, 및 출력 장치를 포함하는 컴퓨터들과 같은, 프로그램가능한 컴퓨터 상에서 실행되는 하나 이상의 컴퓨터 프로그램을 이용하여 구현될 수 있다. 여기서 설명되는 프로그램 코드 및/또는 로직은 입력 데이터에 적용되어 여기서 설명된 기능을 수행하고 원하는 출력 정보(예를 들어, 변형률 영상, 관 특성 등)를 생성할 수 있다. 출력 정보는, 여기서 설명된 하나 이상의 다른 장치 및/또는 프로세스(예를 들어, 약물 치료 장치, 초음파 치료 장치 등과 같은 하나 이상의 치료 장치(블록 20))에 대한 입력으로서 인가되거나, 기타의 방식으로 사용되거나, 이들 에 의해 사용될 수 있다.
- [0039] 여기서 설명된 프로세스를 구현하는데 이용되는 프로그램(들) 또는 루틴(들)은, 임의의 프로그램가능한 언어, 예를 들어, 컴퓨터 시스템과의 통신에 적절한 고수준 절차적 및/또는 객체 지향형 프로그래밍 언어를 이용하여 제공될 수 있다. 임의의 이러한 프로그램은, 예를 들어, 임의의 적절한 장치, 예를 들어, 그 적절한 장치가 여기서 설명된 프로시저들을 수행하기 위해 판독될 때 일반 또는 특수 목적의 프로그램, 컴퓨터 또는 컴퓨터를 구성 및 작동하기 위한 프로세서 장치(예를 들어, 프로세서(들))에 의해 판독가능한 저장 매체에 저장될 수 있다. 즉, 적어도 하나의 실시예에서, 시스템(10)은 컴퓨터 프로그램으로 구성된 컴퓨터 판독가능한 저장 매체를 이용하여 구현될 수 있고, 이렇게 구성된 저장 매체는 컴퓨터로 하여금 여기서 설명된 기능들을 수행하도록 특정한 미리정의된 방식으로 동작하도록 할 수 있다.
- [0040] 마찬가지로, 촬영 시스템(10)은, 원격 컴퓨터의 장치를 통해(예를 들어, 웹 브라우저를 통해) 한 명 이상의 사용자에게 의한 액세스를 허용하고, 사용자가 본 개시에 따른 기능을 채용하는 것(예를 들어, 사용자는 데이터를 처리하는 하나 이상의 프로그램과 연관된 그래픽 사용자 인터페이스에 액세스한다)을 허용하는 원격지(예를 들어, 애플리케이션 서버)에서 구성될 수 있다.
- [0041] 처리 장치 (블록 12)는, 예를 들어, 어떤 고정되거나 이동형의 컴퓨터 시스템(예를 들어, CPU, GPU 등을 갖춘 개인용 컴퓨터 또는 미니컴퓨터)일 수 있다. 컴퓨팅 장치의 정확한 구성은 제한적이지 않으며, 본질적으로 적절한 컴퓨팅 능력 및 제어 능력(예를 들어, 촬영 셋업 구성을 제어하고, 펄스-에코 데이터와 같은, 데이터를 취득하는 것)을 제공할 수 있는 임의의 장치가 이용될 수 있다. 또한, 컴퓨터 디스플레이, 마우스, 키보드, 메모리, 프린터, 스캐너 등과 같은 다양한 주변 장치들이 촬영 결과의 시각화 등(예를 들어, 변형률 영상의 디스플레이, 고강도 포커싱된 초음파 등을 이용한 것과 같은 실시간 치료 기술(therapy deliver)의 디스플레이)을 위해, 처리 장치(블록 12)와 조합하여 이용되는 것도 고려해 볼 수 있다.
- [0042] 또한, 하나 이상의 실시예에서, 출력(예를 들어, 영상, 영상 데이터, 영상 데이터 파일, 디지털 파일, 사용자-판독가능한 포맷의 파일 등)은 사용자에게 의해 분석되고, 이에 기초하여 출력을 제공하는 등의 또 다른 머신에 의해 이용될 수 있다.
- [0043] 여기에 설명한 바와 같이, 디지털 파일은, 여기서 설명된 처리 장치(블록 14)에 의해 판독가능하거나 및/또는 기입가능할 수 있는 디지털 비트들(예를 들어, 2진(binary), 3진(trinary) 등으로 인코딩됨)을 포함하는 임의의 매체(예를 들어, 휘발성 또는 비 휘발성 메모리, CD-ROM, 펀치 카드, 자기 기록가능 테이프 등)일 수 있다.
- [0044] 또한, 여기서 설명된 바와 같이, 사용자-판독가능한 포맷의 파일은, 사용자에게 의해 판독가능하거나 및/또는 이해가능한 임의의 매체(예를 들어, 종이, 디스플레이, 음파 등) 상에 프리젠틱가능한 데이터의 임의의 표현(예를 들어, ASCII 텍스트, 2진수, 16진수, 10진수, 오디오, 그래픽)일 수 있다.

- [0045] 일반적으로, 여기서 설명된 바와 같은 방법 및 시스템은, (예를 들어, 펄스-에코 데이터로부터) 여기에 설명된 영상을 재구성하기 위해 계산 수학(예를 들어, 역행렬, 대체, 푸리에 변환 기술 등)을 구현하는 알고리즘을 이용할 수 있다.
- [0046] 상기에 비추어, 본 개시에 따른 하나 이상의 실시예에서 설명된 기능은 당업자에게 공지된 임의의 방식으로 구현될 수 있다는 것이 용이하게 명백할 것이다. 이와 같이, 컴퓨터 언어, 컴퓨터 시스템, 또는 여기서 설명된 프로세스를 구현하는데 이용되는 기타 임의의 소프트웨어/하드웨어는, 여기서 설명된 시스템, 프로세스, 또는 프로그램의 범위(예를 들어, 이러한 시스템, 프로세스 또는 프로그램에 의해 제공되는 기능)에 관해 제한하지 않는다.
- [0047] 그래픽 사용자 인터페이스는 여기서 설명된 실시예와 연계하여 이용될 수 있다는 것을 이해할 것이다. 사용자 인터페이스는, 사용자 입력, 입력의 변경, 파일들의 импорт 및 익스포트, 또는 여기서 설명된 프로세스에서 사용하기에 대체로 적합한 기타 임의의 특징들을 허용하는 다양한 특징들을 제공할 수 있다. 예를 들어, 사용자 인터페이스는 디폴트값이 사용되는 것을 허용하거나, 소정의 값, 한계, 문턱값, 또는 기타의 적절한 정보의 입력을 요구할 수 있다.
- [0048] 본 개시에서 설명된 방법들은, 시스템에 기인한 것들, 또는 다양한 구성요소를 포함하여, 적어도 부분적으로, 하드웨어, 소프트웨어, 펌웨어 또는 이들의 임의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 기술들의 다양한 양태는, 하나 이상의 마이크로프로세서, DSP, ASIC, FPGA 또는 기타 임의의 등가의 통합되거나 별개의 로직 회로들 뿐만 아니라, 이러한 컴포넌트들, 영상 처리 장치들, 또는 기타의 장치들의 임의의 조합을 포함한, 하나 이상의 프로세서들 내에 구현될 수 있다. 용어 "프로세서" 또는 "처리 회로"란, 일반적으로, 상기 로직 회로 단독, 또는 다른 로직 회로와 조합한 상기 로직 회로, 또는 기타 임의의 등가 회로를 말할 수 있다.
- [0049] 이러한 하드웨어, 소프트웨어 및/또는 펌웨어는, 본 개시에서 설명된 다양한 동작과 기능을 지원하는 동일한 장치 내에서 또는 별개의 장치들 내에서 구현될 수 있다. 또한, 설명된 컴포넌트들 중 임의의 것은 함께 구현되거나, 별개이지만 상호연동되는 로직 장치들로서 별개로 구현될 수도 있다. 예를 들어, 블록도 등을 이용한 다양한 피쳐들의 설명은 상이한 기능적 양태들을 강조하기 위한 것이며, 이러한 피쳐들이 반드시 별개의 하드웨어나 소프트웨어 컴포넌트들에 의해 구현되어야 한다는 것을 암시하는 것은 아니다. 오히려, 기능은 별개의 하드웨어나 소프트웨어 컴포넌트들에 의해 수행되거나, 공통의 또는 별개의 하드웨어나 소프트웨어 컴포넌트들 내에 통합될 수도 있다.
- [0050] 소프트웨어로 구현될 때, 본 개시에서 설명된 시스템, 장치 및 방법에 기인한 기능은, RAM, ROM, NVRAM, EEPROM, 플래시 메모리, 자기 데이터 저장 매체, 광학 데이터 저장 매체 등과 같은 컴퓨터-판독가능한 매체 상의 명령어들로서 구현될 수 있다. 명령어들은 본 개시에서 설명된 기능의 하나 이상의 양태를 지원하기 위해 하나 이상의 프로세서에 의해 실행될 수 있다.
- [0051] 촬영 시스템(10)은 또한, 선택사항적 치료 장치(블록 20)와 함께 이용되거나, 그 일부를 형성할 수 있다. 예를 들어, 치료 장치(블록 20)는 하나 이상의 치료를 제공하기 위해 초음파 촬영의 결과를 이용할 수 있다. 하나 이상의 실시예에서, 치료 장치(블록 20)는, 약물 시술 장치 또는 시스템(특정 위치로의 약물의 시술), 수술 장치 또는 시스템(예를 들어, 특정 위치로의 스텐트(stent)의 전달), 절제 장치 또는 시스템(예를 들어, 고주파 또는 고강도 포커싱된 초음파 치료 장치 또는 시스템) 등과 같은 비 침습적 또는 침습적(invasive) 치료 장치일 수 있다.
- [0052] 하나 이상의 실시예에서, 치료 장치(블록 20)는, 촬영 시스템으로부터의 출력(예를 들어, 영상 정보)을 수신하고 하나 이상의 치료를 시술하는 별개의 시스템 또는 장치일 수 있다. 다른 실시예들에서, 치료 장치(블록 20)는, 하나 이상의 치료를 수행하기 위해 촬영 시스템과 통합될 수 있다(예를 들어, 촬영과 같은 진단 뿐만 아니라 절제와 같은 치료를 위해; 듀얼 모드 초음파 트랜스듀서(들)을 이용하는 고강도 포커싱된 초음파 시스템). 예를 들어, 하나 이상의 실시예에서, 치료 장치(블록 20)는, 참조에 의해 본 명세서에 포함되는 2008년 12월 31일 공개된 발명의 명칭이 "Image Guided Plaque Ablation"인, PCT 국제 공개 번호 제W02009/002492호에 설명된 것과 같은 시스템의 하나 이상의 부분을 포함할 수 있다. 예를 들어, 여기서 설명된 초음파 촬영은 비 침습적으로 관 플라크(vascular plaque)를 감소시키기 위해 이용될 수 있다. 예를 들어, 여기서 설명된 초음파 촬영은, PCT 국제 공개 번호 제W02009/002492호에 설명된 바와 같이 비 침습적으로 플라크의 제거를 수행하는데 필요한 액류(flow)와 관 특성을 식별하는데 이용할 수 있다.
- [0053] 예를 들어, 치료 시스템은, 타겟 조직의 초점에 초음파 에너지파를 전달하도록 적합화된 적어도 하나의 초음파

전달 장치; 초점에서 타겟 조직의 온도를 모니터링하기 위한 온도 모니터링 장치; 및 초점에서 초음파 에너지파를 전달하여 타겟 조직의 온도를 원하는 온도까지 상승시키도록 초음파 전달 장치를 조종(steering) 및 제어하기 위한 제어기를 포함하는, 초음파 에너지파에 의해 조직의 온도를 비 침습적으로 상승시키기 위한 시스템일 수 있다.

[0054] 또한, 예를 들어, 치료 시스템은 여기서 설명된 하나 이상의 촬영 시스템을 이용해 포유류 신체의 적어도 일부의 영상을 생성하여, 상기 영상 내의 적어도 하나의 관 플라크의 위치가 결정되고 상기 관 플라크의 베이스(base)의 위치를 확인할 수 있다. 예를 들어, 초음파 전달 장치는 플라크의 베이스에서 하나 이상의 타겟 위치를 확인할 수 있다. 여기서 제공된 촬영 시스템의 역시 추가의 하나 이상의 실시예는, 초음파 치료 시스템(예를 들어, 촬영에 이용되는 동일한 초음파 시스템(그 초음파 트랜스듀서)일 수도 있음)을 이용하여 에너지파에 의해 타겟 위치에서 온도를 상승시키기 위한 방법에 이용될 수 있다. 예를 들어, 이 방법은, 소스로부터 타겟 위치로 초음파 에너지파의 빔을 전달하는 단계; 타겟 위치의 온도를 모니터링하는 단계; 및 타겟 위치에서의 원하는 온도에 도달되었다면 초음파 에너지파의 빔의 전달을 중단하는 단계를 포함할 수 있다.

[0055] 또한, 관 플라크의 퇴행(regression)으로 이어지는 관 벽에서의 조직의 온도를 비 침습적으로 상승시키기 위한 계획을 준비하는 방법은, (예를 들어, 관 영역을 촬영하기 위해 여기서 설명된 초음파 촬영을 이용하여) 영상을 생성하기 위해 신체의 적어도 일부를 촬영하는 단계; 상기 영상에서 적어도 하나의 관 플라크의 위치를 결정하는 단계; (예를 들어, 초음파 생성된 영상을 이용하여) 상기 관 플라크의 베이스의 위치와 플라크의 베이스에서의 하나 이상의 타겟 위치를 확인하는 단계; 및/또는 관 벽에서의 타겟 조직의 온도를, 자양 맥관(vasovorum)을 줄이거나 파괴하기에 충분한 원하는 온도로 상승시키기 위해 소스로부터 초점으로 초음파 에너지파를 전달하기 위한 파라미터를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0056] 또한, 예를 들어, 여기에 설명된 초음파 촬영은, 플라크의 침습적 처치(예를 들어, 스텐트 전달, 심장 수술 등)를 수행하는데 필요한 액류와 관 특성을 식별하는데 이용할 수 있다.

[0057] 역시, 하나 이상의 실시예에서, 치료 장치 (블록 20)는, 참조에 의해 본 명세서에 포함되는, 2010년 6월 9일 출원된 발명의 명칭이 "Dual Mode Ultrasound Transducer (DMUT) System for Monitoring and Control of Lesion Formation Dynamics"인 미국 가특허 출원 번호 제61/353,096호에 설명된 바와 같은 시스템의 하나 이상의 부분들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 여기서 설명된 초음파 촬영은, 촬영 (예를 들어, 치료 과정의 모니터링) 뿐만 아니라 치료 기술(예를 들어, 고강도 포커싱된 초음파 에너지의 전달)에 이용될 수 있는 여기서 설명된 트랜스듀서 어레이와 동일하거나 유사한 트랜스듀서 어레이를 이용하여 수행될 수 있다. 예를 들어, 치료는 초음파 트랜스듀서 어레이를 이용하여 시술될 수 있는 한편, 동일한 트랜스듀서 어레이를 이용한 촬영 모드가, 치료빔을 안내하고, 치료의 투여량(예를 들어, 치료의 초기 투여량)을 추정하기 위해 열적 및 기계적 조직 반응을 평가하고, 치료 동안에 조직 반응을 모니터링 및 특성기술하고, 치료 초음파 에너지에 대한 각 노출의 완료시에 처치된 조직의 상태를 평가(예를 들어, 치료 기술의 기간들 사이의 실시간 모니터링)하는데 이용될 수 있다.

[0058] 예를 들어, 여기서 설명된 초음파 촬영은 하나 이상의 관 특성을 식별하는데 이용될 수 있다. 여기서 설명된 촬영의 이용에 관한 논의를 용이하게 하기 위해 혈관(50)의 예시적 그림이 도 7에 도시되어 있다. 도 7에 도시된 혈관(50)은 관 벽(52)의 내면 상에 형성된 플라크 구조(54)를 갖는 관 벽(52)을 포함한다. 구조(54)의 플라크 아키텍처는, 예를 들어, 플라크 베이스(56), 지질 코어(58), 및 섬유성 또는 석회화된 캡(60)을 포함할 수 있다. 혈액(62)은 관 벽(52)에 의해 정의된 혈관(50)을 통해 흐른다.

[0059] 여기서 설명된 방법 및/또는 시스템의 하나 이상의 실시예는, 하나 이상의 관 특성, 예를 들어, 혈관(50)을 통한 액류와 연관된 액류 특성, 혈관(50)과 연관된 구조적 특성, 및/또는 혈류역학적 특성을 식별하는데 이용할 수 있다. 예를 들어, 액류 특성은, 액류 속도(flow velocity), 체적 액류량(volume flow), 벽 전단 응력(wall shear stress), 벽 전단 속도(wall shear rate) 등을 포함할 수 있다.

[0060] 예를 들어, 구조적 특성은, 관 벽의 경계(예를 들어, 좌표 시스템 등에 있어서의 외부 및 내부 경계), 관 벽의 두께, 관 벽 내부의 조직 특성의 측정(예를 들어, 질병 상태와 관련된 경우, 조직의 경직도), 관 벽으로부터의 플라크의 구분, 플라크의 다양한 성분들의 분화(예를 들어, 지질 코어로부터 베이스의 분화, 섬유성 캡으로부터 베이스의 분화, 섬유성 캡으로부터 지질 코어의 분화 등) 등을 결정하는 것을 포함할 수 있다. 예를 들어, 하나 이상의 실시예에서, 플라크 아키텍처의 섬유성 캡으로부터의 베이스의 분화시에, PCT 국제 공개 번호 제 W02009/002492호에 따라 추가 플라크의 형성 또는 성장을 줄이거나 처치를 제공하도록 베이스를 절제하는 처치가 제공될 수 있다.

- [0061] 또한, 예를 들어, 혈류역학적 특성은, 예를 들어, 동맥압, 심 박출량, 동맥 유연성, 맥파 속도 등과 같은 계산된 혈류역학적 측정을 포함할 수 있다. 적어도 하나의 실시예에서, 이러한 혈류역학적 측정은, 혈류의 추적 및 관 벽 움직임 또는 변위의 추적 양쪽 모두에 관련된 파라미터들에 기초하여 결정될 수 있다. 이와 같이, 정확한 혈류역학적 판단을 얻기 위해, 혈류의 추적 및 관 벽 움직임 또는 변위의 추적 양쪽 모두에 관련된 파라미터들 또는 측정들이, 동시에 또는 양쪽 모두가 결정될(예를 들어, 유효하게 결정될) 수 있는 주기적 사이클 내에서, 결정되어야 한다. 예를 들어, 관의 유연성은, 혈류의 추적에 관련된 체적 액류량과, 관 변위를 추적함으로써 결정될 수 있는 관내 압력 양쪽 모두에 기초할 수 있다.
- [0062] 예를 들어, 관 직경의 정확한 추정, 및 높은 프레임 속도 촬영을 이용한 루멘(lumen) 내에서 측방향 액류의 추정은, 펄스파 속도(PWV:pulse wave velocity)의 비침습적 유용한 측정을 허용할 것이다. 예를 들어, 도 5c 및 도 5d에 도시된 시간 파형은 위상 공간(체적 유량, Q_A 대 관 영역 A)에서 플롯팅될 수 있다. 체적 액류량은 액류 데이터로부터 계산될 수 있는 반면, 면적은 관 벽 움직임(movement)으로부터 얻어질 수 있다. 이 측정은 $PWV=dQ/dA$ 형태의 기술기 측정의 형태로 된 심장주기의 무반사 부분 동안에 이루어져야 한다. (예를 들어, M2D 모드 촬영을 이용한) 적절하게 샘플링된 시간 파형에 의해, 관 내에서 관 벽의 움직임과 액류를 추정하는 작업이 달성될 수 있다.
- [0063] 즉, 측방향 액류 속도와 벽 움직임 양쪽 모두가 동시에 추정될 수 있어서, (관 직경을 통해) 압력 및 (벡터 속도를 통해) 액류를 제공할 수 있다. 이러한 측정은, 여기서 설명된 바와 같이 관 벽 유연성의 평가에서 이용될 수 있는 혈류역학적 계산을 위한 기초와, 관의 건강에 대한 중요한 지표를 제공할 수 있다. 또한, 여기서 설명된 바와 같이, 측방향 및 측방향 변위 필드들은 양호하게 거동하고(well-behaved), 조직과 혈액 양쪽 모두에서 변형을 및 전단 변형을 계산을 허용한다. 해부학적 영상 정보와 함께, 이들 속도/변형을 필드들은, 맥관 구조와 주변 조직의 건강의 평가(예를 들어, 죽상 경화증의 검출 및 스테이징(staging))에 적합한 역 계산을 허용할 수 있는 전산적인 유체 역학적 모델에 대한 입력을 제공할 수 있다.
- [0064] 하나 이상의 실시예에서, 초음파-가능형 정량적 촬영 시스템은 죽상 경화 혈관에서의 질병 상태의 평가에 이용될 수 있다. 예를 들어, 촬영은 관 벽 주변의 변형을 필드들의 직접적인 추정에 이용될 수 있다. 이러한 방법은, 상관 관계의 손실을 초래할 수 있고 관 벽 주변에서 상관성-기반의 스펙클 추적 접근법(speckle tracking approach)을 무용지물로 만들 수 있는 국지적 변형의 악영향을 완화시킬 수 있다. 이러한 변형은, 심각도에 따라, 잘못된 속도 추정 (및 그에 따라 변형을 추정)을 초래하거나, 심지어 정확성의 손실을 초래할 수 있다.
- [0065] 실제 속도/변형을 추정을 복구하는 문제에 대한 3-갈래 접근법은 : 1) 벽 근처에서 2D RF 데이터의 변형된 모델을 이용하여 속도/변형을 성분들의 직접적인 추정을 위한 2-단계 알고리즘, 2) 포워드 전산 유체 역학적(CFD:computational fluid dynamics) 모델을 정규화 필터로서 채용하는 재구성적 접근법, 3) 관찰로서 초음파-기반의 속도/변형을 필드들을 이용한 조직 기계적 성질의 정량적 역 재구성. 여기서 설명된 바와 같이, 측방향 및 측방향 모두에서의 서브샘플 정확성을 동반한 조직 움직임 및 액류의 동시 촬영이 구현될 수 있다. 예를 들어, 이러한 촬영은, 측방향 및 측방향 모두에서 서브-픽셀 변위를 알아내기 위해 진정한 2D 복소 교차 상관관계(true 2D complex cross correlation)를 채용하는, 위상-결합된 2D 스펙클 추정 접근법을 이용하는 것을 포함할 수 있다. 또한, 관심 영역(M2D-모드)을 포괄하는 제한된 시야(field of view)에서 높은 프레임 속도의 2D 데이터 수집을 허용하는 Sonix RP 스캐너 상의 수정된 촬영 시퀀스가 이용될 수 있다. 강력한 2D 스펙클 추정 방법과 함께, M2D 촬영은, 액류가 (촬영 빔에 관하여) 주로 측방향일 때에도, 액류 및 벽/조직 움직임의 전체 역학관계의 포착을 허용한다. 측방향 및 측방향 양쪽 모두에서 미세 벡터 변위 추정은, 최소한의 필터링을 수반한 부드럽고 연속적인 변형 및 전단 변형 계산을 허용하는 것으로 도시되어 있다. 벡터 액류 필드(vector flow field)와 벽/조직 움직임 및 높은 공간적 및 시간적 샘플링에서의 대응하는 변형물의 동시 촬영은, 혈액과 혈관 사이의 유체-고체 상호작용을 모델링하는데 있어서 도구를 제공할 수 있다. 관 반응의 이러한 영상-기반의 모델링은 질병 상태와 질병 상태의 가능한 전개의 예측을 허용할 수 있다.
- [0066] 또한, 관측 모델과 관 벽 주변의 조직 특성의 역 재구성 사이의 통합은 플라크 성분(예를 들어, 지질 내용이나 석회화)의 정량적 평가를 허용할 수 있다. 이것은 파열 및 기타 위험 요인들의 가능성에 기초하여 처치 옵션을 선택하기 위한 신뢰할 수 있는 비 침습적 모델을 제공할 수 있다.
- [0067] 즉, 여기서 설명된 촬영은, 큰 동맥 혈류 역학관계의 평가에 대한 전산적인 유체 역학적(CFD) 모델링과 연계하여 이용될 수 있다. CFD는, 복잡한ジオ메트리를 갖는 큰 동맥에서 시변동 3D 액류 필드의 유용한 예측을 생성하는 것으로 도시되어 있다. 이러한 맥락에서, 유체-고체 계면의 모델링은 관 역학에서의 도전 영역으로서 정의되었다. 혈관주위(및 벽) 조직의 움직임과 변형 양쪽 모두를 포착할 수 있는 여기서 설명된 촬영 방법은, 액

류 흐름과 함께, 이 문제를 해결하는데 이용될 수 있다. MRI와 기타의 촬영 영상에서의 진보는 질병의 진행을 모니터링하는 영상-기반, 환자-특유의 CFD 모델링에 대한 관심 증가를 야기했다. MRI는 조직(고체) 모델의 정확한 포착을 허용할 수 있는 우수한 연부 조직의 대비(soft tissue contrast)를 가진다. 이것은, 조직의 경계와 조직 유형들간의 구분에 대한 동일한 수준의 선명도(definition)를 제공하지 않는 진단 초음파에 비해 이점이 될 수 있지만, 이 제약은, 수동식 및 자동식 모두의 3D 영상 취득에서의 최근의 개선에 의해 완화될 수 있다. 따라서, 진단 초음파와 스캐너는 영상-기반의 CFD 모델링에 대한 매력적인 대안을 제공할 수 있다. M2D 모드를 이용한 3D 초음파 및 향상된 2D 속도/변형률 촬영에 기초하여, 질병 상태의 특성기술을 위한 관 벽 부근에서의 정량적 조직 속성 영상을 제공하기 위한 프로세스가 구현될 수 있다. 여기서 설명된 촬영 방법은, 속도/변형률 추정에 대한 기존의 상관관계-기반의 방법들의 제한점들을 해결하여 벽 부근에서의 손실되거나 아티팩트-있는(artifact-ridden) 추정을 복구한다. 또한, 나비에-스톡스 방정식(Navier-Stokes equations)과 일치하는 필드/조직 속성 값들의 재건을 위한 동적, 순방향/역 CFD-기반 모델에서의 관측 모델로서의 우리의 속도/변형률 추정의 통합이 달성될 수 있다. 예를 들어, 다음과 같은 것들이 개발될 수 있다: M2D-모드 데이터를 이용한 관 벽에서의 직접적인 변형률 추정을 위한 2-단계 알고리즘; 3D 초음파로부터 얻어진 순방향 CFD 모델을 이용한 변위/변형률 맵의 재건을 위한 정제화된 접근법(예를 들어, 순방향 모델은 스펙클 추적 알고리즘을 이용하여 얻어진 속도/변형률 추정을 정제화하기 위해 재건 필터를 제공할 수 있다); 및/또는 M2D-모드 데이터를 이용하여 얻어진 변형률 맵들에 기초하여 관 벽 부근의 기계적 속성의 재건을 위한 역 방법.

[0068] 하나 또는 그 이상의 초음파 트랜스듀서(블록 22)는, 초음파 촬영 시스템에서 사용되고 시스템(10)의 처리 장치(블록 12)와 연계하여 사용될 것으로 예상되는 초음파 펄스를 전달하고 초음파 에코 에너지를 샘플링/수집할 수 있는 임의의 장치(예를 들어, 전송, 수신 컴포넌트 등) 장치일 수 있다. 여기서 사용될 때, 이러한 트랜스듀서들은, 예를 들어, 펄스 에너지를 전달하는 전송부와, 예를 들어, 동일한 부분이거나 아닐 수도 있는 에코 또는 반사된 에너지를 샘플링/수집하는 수신부를 포함할 수 있다. 타겟(예를 들어, 경동맥, 관상 동맥 등과 같은 혈관)의 초음파 촬영 동안에, 하나 이상의 트랜스듀서(블록 22)는 타겟에 에너지를 전달하여 (결과적 펄스-에코 또는 에코 에너지라고도 알려진) 반사된 에너지를 야기하고 에코 에너지를 샘플링할 수 있도록 타겟에 대해 위치할 수 있다.

[0069] 하나 이상의 트랜스듀서(블록 22)는 서로 별개인 복수의 트랜스듀서 위치를 포함하거나 트랜스듀서 어레이일 수도 있다. 하나 이상의 실시예에서, 다양한 어레이들은 다른 것들에 비해 하나 이상의 이점을 가질 수 있다. 예를 들어, 하나 이상의 실시예에서, 트랜스듀서 어레이는 여러 각도에서 관에 고주파를 발사하는(insonify) 복수의 부분개구(sub-aperture)들을 갖춘 세그먼트화된 오목한 트랜스듀서일 수 있다. 이것은, 더 많은 방향에서 관 경계의 더 양호한 선명도를 허용한다. 적어도 하나의 부분개구가, 초기 B-모드와 관의 변형률 촬영에 대해 선형 어레이 또는 위상배열된 어레이 모드에서 이용될 수 있다. 트랜스듀서의 드라이버는 독립된 코드들을 갖춘 복수의 부분개구들을 구동하도록 설계될 수 있다. 각각의 부분개구는 1차원 또는 2차원 어레이일 수 있다. 코딩된 여기(coded excitation)는, 데이터 속도(예를 들어, 높은 프레임 속도를 제공) 및 에코의 품질(예를 들어, 루멘 내에서 반향을 줄임으로써) 모두를 개선하는데 도움이 될 수 있다. 수신기는 코딩된 여기를 위한 빔포밍 및/또는 펄스 압축을 갖춘 다채널 수신기일 수 있다.

[0070] 예를 들어, 다양한 어레이와 그 동작이, Ebbini 등의 “Dual-Mode Ultrasound Phased Arrays for Image-Guided Surgery,” *Ultrasound Imaging*, vol. 28, pp. 65-82 (2006년); Ballard 등의 “Adaptive Transthoracic Refocusing of Dual-Mode Ultrasound Arrays,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, no. 1, pp. 93-102 (2010년 1월); 및 Wan 등의 “Imaging with Concave Large-Aperture Therapeutic Ultrasound Arrays Using Conventional Synthetic-Aperture Beamforming,” *IEEE Transactions on Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 55, no. 8, pp. 1705-1718 (2008년 8월)에 기술되어 있고, 이들 모두는 참조에 의해 본 명세서에 포함된다.

[0071] 관 촬영을 위한 예시의 초음파 촬영 방법(30)의 플로차트가 도 2에 도시되어 있다. 여기서 설명된 기능 블록들 중 하나 이상이 하나 이상의 프로그램 또는 루틴, 및/또는 촬영 시스템(도 1의 촬영 시스템(10)) 및/또는 치료 시스템(도 1의 치료 시스템(20))의 기타 임의의 컴포넌트들을 이용하여 실행될 수 있다는 것을 이해할 것이다.

[0072] 일반적으로, 방법(30)은 샘플링된 프레임 속도에서 펄스-에코 데이터의 포착(블록 32)을 제공한다. 한 실시예에서, 초음파 펄스-에코 데이터는 혈관의 적어도 일부가 위치하고 있는 영역에 제공된다. 예를 들어, 펄스-에코 데이터는, 동시에 관 벽과 혈류 모두의 움직임 추적을 허용하기 위해 혈관의 적어도 일부를 정의하는 관 벽의 측정된 변위와 혈관의 적어도 일부를 통한 측정된 평균 혈류가 시간에 관해 준-주기적 프로파일을 갖도록 하는 프레임 속도에서 샘플링된 펄스-에코 데이터일 수 있다. 또한, 이 방법은, 예를 들어, 변형률 및 전단 변형

를 영상 데이터의 생성을 허용하기 위해 펄스-에코 데이터에 스펙클 추적을 적용하는 단계(블록 34)를 포함한다.

[0073] 도 1에 도시된 시스템에 관해 여기서 개시된 바와 같이, 하나 이상의 관 특성, 예를 들어, 혈관(50)을 통한 액류와 연관된 액류 특성, 혈관(50)과 연관된 구조적 특성, 및/또는 혈류역학적 특성이 관 벽 및 액류에서의 움직임의 추적에 기초하여 식별될 수 있다(블록 36). 한 실시예에서, 심장 주기와 같은 예를 들어 주기적 사이클 동안에 액류 및 관 벽 모두에서의 변위 필드들의 동시 포착으로 인해, (예를 들어, 혈류역학과 같은) 이러한 변위 타입들 모두로부터 생기는 또는 이에 관련된 측정에 의존하는 하나 이상의 관 특성이 결정될 수 있다.

[0074] 여전히 또한, 도 2에 도시된 바와 같이, 선택사항으로서 이 방법(30)은 하나 이상의 관 특성에 기초하여 치료를 시술하는 단계(블록 38)를 포함할 수 있다. 예를 들어, 도 1의 시스템에 관해 설명된 바와 같이, 치료의 시술은 하나 이상의 상이한 형태들(예를 들어, 약물, 절제, 수술 또는 임의의 다른 침습적 또는 비 침습적 처치)을 취할 수 있다.

[0075] 하나 이상의 실시예에서, 이 방법은 관 벽과 관내 액류의 전체 역학관계를 포착하기 위해 충분히 높은 프레임 속도에서 촬영된 영역의 측방향 범위를 최대화하도록 설계된 M2D 모드 촬영을 포함할 수 있다. M2D 모드는, 주어진 프로브의 관측 시야(FoV; field of view)의 선택된 영역에서 2D 빔포밍된 RF 에코 데이터를 생성한다. 이 영역은 연속적이거나 하나 보다 많은 분리된 서브세그먼트들로 구성될 수 있다. 예로서, SonixRP 스캐너(Ultrasonix, BC, 캐나다) 상에서, FoV 내의 임의의 A-라인들의 세트는 B-모드 촬영보다 약 M_B/M_{M2D} 높은 프레임 모드로 M2D 모드 영상을 형성하는데 이용될 수 있고, 여기서, M_B 와 M_{M2D} 는 각각 B-모드와 M2D-모드 영상을 형성하는데 이용되는 A-라인의 수를 나타낸다.

[0076] 도 4에 도시된 바와 같이, M2D 모드 촬영은 실시간 구현을 위해 다양한 계산 자원을 채용할 수 있는 강력한 파이프라인형 실행/플로우 프로그램 아키텍처를 생성함으로써 가능해질 수 있다. 또한, 프로그램의 아키텍처는 사용자가 다른 계산 작업을 달성하기 위해 컴퓨터(또는 일반적으로 인터넷)에서 이용할 수 있는 추가의 계산 자원을 호출하는 것을 허용할 수 있다. 이러한 계산의 결과는 프로그램과 매끄럽게(seamless) 통합될 수 있다. 예를 들어, 빔포밍된 RF 에코 데이터는, 1D 스펙클 추적을 이용하여 GPU(또는 FPGA)를 이용한 실시간 2D 축 변형률 계산을 허용하기 위해 기가비트 인터페이스(Gigabit interface)를 통해 실시간으로 전송될 수 있다. 그러나, 빔포밍된 RF 데이터는, 예를 들어, 미리-설치된 MATLAB 엔진을 이용하여 추가 처리에 이용가능하다. MATLAB 결과는, (예를 들어, MATLAB 계산의 완료 후) 최소의 레이턴시와 더불어 M2D 모드 촬영 프로그램에 매끄럽게 다시 임포팅될 수 있다. 이 기능은 실시간 2D 스펙클 추적을 수행하여 관 벽의 주변에서 변형률 및 전단 변형률을 인에이블하는 것을 허용할 수 있고, 예를 들어, 튼실한(heavy-duty) MATLAB-기반의 계산이 작은 RoI에 관해 수행되어 그들의 실시간 병합을 허용한다. 적어도 한 실시예에서, 진정한 2D 스펙클 추적 접근법이 현재의 1D 스펙클 추적의 경우에서와 같이 실시간으로 구현될 수 있다. 이런 방식으로, 파이프라인형 프로그램 실행 아키텍처는 준 실시간 관 벽의 분석을 위한 강력한 계산 도구의 이점을 얻을 수 있도록 허용하는 M2D 촬영을 지원하도록 구현될 수 있다.

[0077] 높은 프레임 속도 M2D 모드는, 강력한 변형률 계산을 허용하기 위해 적절히-거동하는 2D 변위/속도 프로파일을 생성하도록 상관관계를 유지한다. 고품질 2D (+시간) 변형률과 전단 변형률 필드들은, 측방향 뷰에서 관의 양측 상의 관 벽 경계의 뷰를 생성한다. 또한, 이들은 또한, 단면 뷰에서 측 방향에서의 벽의 더 양호한 선명도를 생성할 수 있다. 이것은, 죽상 경화의 초기 징후인 벽 두꺼워짐의 측정을 허용할 수 있다.

[0078] 또한, 고품질 2D (+시간, 즉, 시간의 경과에 따른) 변형률 및 전단 변형률은, 관 벽에서 조직 속성 측정, 예를 들어, 경직도 측정을 허용할 것이다. 이러한 조직 속성 측정은, 질병 상태와, 고해상도의 경우 플라크 아키텍처(예를 들어, 베이스, 지질 코어, 및 섬유성 또는 석회화 캡)의 특성기술을 허용할 것이다. 치료나 처치가 이러한 정보에 기초하여 시술되거나, 이러한 치료의 시술(예를 들어, 캡 또는 심지어 지질 코어에 손상을 주지 않고 플라크의 베이스를 목표로 하는 고강도 포커싱된 초음파 치료, 고강도 포커싱된 초음파 투여량들 사이에서와 같은 치료에 대한 조직의 반응의 지속적 결정) 동안에 이러한 정보가 이용될 수 있다.

[0079] 하나 이상의 촬영 시스템은 다른 것들에 비해 유익할 수 있더라도, 임의의 촬영 시스템(예를 들어, 도 1의 촬영 시스템(10))을 이용하여 펄스-에코 데이터가 제공될 수 있다. 하나 이상의 실시예에서, 도 3 및 도 4에 도시된 것과 같은 촬영 시스템(100)에 의해 데이터 취득이 수행될 수 있다. 예를 들어, 도 3에 도시된 바와 같이, 이렇게 취득된 데이터의 실시간 처리를 달성하고 수행하는데 촬영 시스템(100)이 이용될 수 있다. 촬영 시스템(100)은, 높은 프레임 속도 펄스-에코 데이터 수집에 이용되는 프로그램을 적재한 초음파 스캐너(102)(예를 들

어, Sonix RP (Ultrasonix, 캐나다))를 포함할 수 있다. 초음파 스캐너는 처프(chirp) 생성, 파형 생성, 데이터 수집, 및 데이터 전송 기능 등의 특징을 포함할 수 있다.

[0080] 예시적 실시예에 도시된 바와 같이, 수집된 데이터는, 예를 들어, 실시간 데이터 처리를 위해 기가비트 이더넷을 통해 제어기 PC(104)에 스트림라인될 수 있다. 데이터 처리 컴퓨터(104)는, 다중-코어 그래픽 처리 유닛(106)(예를 들어, GPU; nVIDIA, Santa Clara, CA)을 이용함으로써 고해상도 (공간적 및 시간적 모두) 스펙클 추적 및 분리가능한 2D 사후필터링(postfiltering)에 의해 요구되는 집약적 계산을 처리할 수 있다. 초음파 스캐너(102)는, 영상 유도(image guidance)를 위한 B 모드(예를 들어, B-모드 영상 생성)에서, 및 높은-프레임-속도의 데이터 수집을 위한 M2D 모드에서 동작할 수 있다. M2D 모드는, 스캔 라인의 수를 사용자에 의해 정의된 관심 영역(ROI; region of interest)으로 제한함으로써 높은-프레임-속도의 촬영을 달성한다. M2D 데이터는 스펙클 추적에 이용될 수도 있다. 예를 들어, 한 실시예에서, 1000 fps에서의 프레임당 10A 라인의 M2D-모드 취득이 수행될 수 있다. 예를 들어, 스캔 라인의 수를 10으로 제한하고 촬영 범위를 40 mm로 제한함으로써, 선형 배열 프로브(예를 들어, LA14-5/38)는 M2D 모드에서 프레임 속도 1000 fps의 데이터 수집에 이용될 수 있다. 코딩된 여기를 갖춘 하나 이상의 실시예에서, M2D-모드는 초당 2000 내지 5000 프레임 이상의 프레임 속도에서 데이터를 수집할 수 있다.

[0081] 도 3에 도시된 실시예에서, (예를 들어, 처치 또는 필요량이하의(subtherapeutic) 기계적 및/또는 열적 효과를 위한 초음파 생성을 위해) 고강도 포커싱된 초음파(HIFU)도 역시 가능하다. 이와 같이, Virtex2Pro(Xilinx, CA) 필드-프로그램머블 게이트 어레이(FPGA) 보드(108)는 HIFU 소스 및 동기화된 프레임 트리거 생성에 전용된다. 이 구현은, 펄스-에코 촬영이 활성화된 동안 HIFU 생성기를 잠시 침묵시킴으로써 간섭없는 데이터 수집을 허용한다.

[0082] 여기서 촬영에 이용되는 스펙클 추적은, 통상 RF-에코 샘플링 주기보다 훨씬 작은 증분적 프레임-대-프레임 시간 시프트의 정확한 추정에 의존한다. 한 실시예에서, 펄스-에코 데이터의 2개의 연속된 프레임들의 2D 복소 상관관계가 실행된다. 실시간 데이터 처리 엔진(110)은 많은 수의 코어를 갖는 GPU(106)(예를 들어, 고도의 병렬 아키텍처를 최대한 활용하도록 설계된 240개의 처리 코어를 갖춘 GTX285 GPU)에 기초한다. 실시간 처리의 구현은, 통합된 성능 프리미티브(Integrated Performance Primitives)(인텔) 및 Matlab 툴(112, 114)로 보충된다. 또한, 오퍼레이터 제어를 위해 연구 인터페이스 시스템(120)이 제공된다.

[0083] 도 4는 도 3에 도시된 것과 같은 촬영 시스템을 위한 GPU-기반의 구현(130)의 예시적 블록도를 도시한다. 한 실시예에서, 각 처리 단계에 대해, 데이터-독립적 방식으로 알고리즘에 대해 미립적 분할(fine-grained partition)이 수행되어, 모든 240개 프로세서들이 개개의 데이터 블록들에 관해 효율적으로 동작한다.

[0084] 예를 들어, 도 4는 변형률 촬영을 위한 빔포밍된 초음파 데이터의 실시간 신호 처리 체인의 한 예시적 실시예(예를 들어, 1D에 대해 도시되어 있지만, 2D 또는 3D에도 일반화될 수 있음)를 도시한다. 실시간 스펙클 추적은 축 방향으로 수행되지만 축방향 변형률과 축방향 전단 변형률은 관 경계를 식별하는 제1 단계로서 실시간으로 수행될 수 있다(예를 들어, 이것은 다양한 직경(꺾는 ~1 mm, 패지는 ~4 mm)의 관에 관해 생체 내에서 테스트되었다). 2D 변형률 계산은 식별된 혈관 주위의 관심 영역(RoI)에서 수행될 수 있다. 축방향 및 축방향 변형률 및 대응하는 전단 변형률은 이 단계에 후속하여 실시간으로 계산될 수 있다. 또한, 관 벽의 바로 근처에서의 변형률 및 전단 변형률의 직접적인 추정이 제공될 수 있다. 변형률 계산의 1D 및 2D 버전 모두에서, 시간 방향에서의 추가 처리는 관 경계와 벽의 내부 경계들을 추가로 정의할 것이다. 예를 들어, 즉상경화중 촬영의 맥락에서, 이것은 플라크의 내부 구성을 제공할 수 있다.

[0085] 도 4에 도시된 바와 같이, CPU 측에서, 데이터는 네트워크 스택(예를 들어, SonixRP 스캐너에서 데이터가 스트림라인되는, 실험 모드) 또는 데이터 파일(예를 들어, 리뷰 모드)로부터 나올 수 있다. 처리된 결과는, 설계된 UI 시스템(OpenGL 기반)으로 시각화될 수 있거나, 추가 분석을 위한 기타의 상용 소프트웨어(예를 들어, Matlab)에 노출될 수 있다. 그 결과는 실시간 온도 제어를 위한 피드백 제어에도 이용될 수 있다.

[0086] GPU 측에서는, 도 4는 (예를 들어, Simon, 등의 “Two-Dimensional Temperature Estimation Using Diagnostic Ultrasound,” IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 45, no. 4, pp. 1088-1099, JULY 1998)에 설명된 알고리즘의 GPU-기반의 구현을 도시한다. 도 4에 도시된 다양한 블록들은 적어도 다음과 같은 기능들을 가진다: Hilbert 변환: FIR Hilbert 변환기를 이용하여 RF 에코의 분석 신호를 계산; 교차 상관/위상 투영/누적: 스펙클 추적의 1D 버전을 구현; 2D 분리가능한 필터: 온도 추정을 허용(예를 들어, 열 변형률 계산); 바이리니어 보간: 데이터 시각화를 위한 하드웨어 가속된 보간을 제공; 및 로컬 스토리지: GPU 영역에서 데이터 관리를 제공.

- [0087] 즉, 하나 이상의 실시예에서, 하나 이상의 초음파 트랜스듀서(예를 들어, 하나 이상의 트랜스듀서는 펄스-에코 데이터를 야기하는 초음파 에너지를 관 영역에 전달하도록 구성된다)와, 처리 장치(예를 들어, 데이터 프레임 취득, 스펙클 추적, 시각화, 영상 생성, 특징적 식별 등과 같은, 여기서 설명된 하나 이상의 기능을 수행하기 위해 시스템의 하나 이상의 프로세서에 의해 실행가능한 하나 이상의 프로그램을 포함)를 포함하는 관 촬영 시스템이 여기서 제공된다.
- [0088] 즉, 처리 장치(예를 들어, GPU, CPU 등)는, 예를 들어, 관 벽과 혈류의 동시적 움직임 추정을 허용하기 위해 관 영역 내의 혈관의 적어도 일부를 정의하는 관 벽의 측정된 변위와 혈관의 적어도 일부를 통한 측정된 평균 혈류가 시간에 걸쳐 준-주기적 프로파일을 갖도록 하는 프레임 속도에서의 펄스-에코 데이터의 포착을 제어하고; 스펙클 추적을 이용하여 관의 적어도 일부가 위치한 영역에 대한 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터를 생성하고; 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터에 기초하여 혈관의 적어도 일부가 위치한 관 영역의 적어도 하나의 관 특성(예를 들어, 적어도 하나의 관 특성은 혈관을 통한 액류와 연관된 액류 특성, 혈관과 연관된 구조적 특성, 및 혈관과 연관된 혈류역학적 특성 중 적어도 하나를 포함한다)을 식별하도록 구성(예를 들어, 하나 이상의 프로그램의 제어하에 동작)될 수 있다.
- [0089] 또한, 예를 들어, 처리 장치는, 혈관의 적어도 일부를 정의하는 관 벽과 혈관의 적어도 일부를 통한 혈류 양쪽 모두의 움직임을 추적하기 위해 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 관 영역의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적을 이용(예를 들어, 펄스-에코 데이터는, 혈관의 적어도 일부를 정의하는 관 벽의 변위와 혈관의 적어도 일부를 통한 혈류가 심장 박동 사이클에 대응하는 동일한 주기적 사이클 내에서 동시에 측정가능하도록 하는 프레임 속도에서 포착됨)하고; 및/또는 동시에 측정된 관 벽의 변위와 평균 혈류에 기초하여 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 관 영역의 적어도 하나의 관 특성을 식별하도록 구성될 수 있다. 또한, 예를 들어, 처리 장치는 또한, 스펙클 추적(예를 들어, 스펙클 추적은 혈관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에서 변형을 겪고 있는 하나 이상의 스펙클 영역의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 다차원 상관관계를 이용하는 것을 포함하고, 다차원 상관관계는 교차-상관된 샘플링된 펄스-에코 데이터의 위상과 크기 경사에 기초하여 샘플링된 펄스-에코 데이터에 대한 교차-상관관계 피크를 결정하는 것을 포함함)을 이용하여 관의 적어도 일부가 위치해 있는 영역에 대한 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터를 생성하도록(예를 들어, 하나 이상의 프로그램을 실행함으로써) 동작가능하다.
- [0090] 도 5a 내지 도 5d에 도시된 바와 같이, 하나 이상의 실시예에서, 펄스-에코 데이터가 취득되는 프레임 속도는 적어도 100 fps보다, 심지어 200 fps보다 커야 한다. 적어도 한 실시예에서, 프레임 속도는 300 fps보다 크다. 프레임 속도는 조직 및 혈액 양쪽 모두의 동시적인 신뢰성있는 움직임 추적을 위해 충분히 높아야 한다(예를 들어, 이들에 관련된 측정이 동일한 시간 프레임 또는 주기적 사이클과 관련되도록). 예를 들어, 한 실시예에서, M2D 모드는 강력한 변형률 및 전단 변형률 결정을 허용하도록 부드럽고 연속적인 변위/속도 필드(예를 들어, 조직의 변위, 혈류의 움직임)를 생성하기 위해 높은 수준의 상관관계를 유지하면서 높은 프레임 속도의 제공을 허용한다.
- [0091] 펄스-에코 데이터를 취득하기 위한 프레임 속도는 양호하게 거동하는 액류와 조직 모두에서 변위 필드를 제공하기에 충분해야 한다. 한 실시예에서, 이와 같이 양호하게 거동하는 변위는, 조직 변위(예를 들어, 관 벽 변위 또는 움직임)의 추적에 관련된 채널 직경 및 시간의 경과에 따른 관을 통한 액류의 추적(예를 들어, 혈관을 통한 혈액의 추적)에 관련된 평균 액류 속도의 측정에 의해 식별될 수 있다. 이와 같이, 도 5a 내지 도 5d는, (예를 들어, 실선으로 도시된 평균 액류 속도의 변화로 표현된) 관 내의 액류의 추적 뿐만 아니라 복수의 프레임 속도에 대한(예를 들어, 점선으로 도시된 시간에 관한 채널 직경의 변화로 표현된) 관 조직 변위의 추적 양쪽 모두의 그래프를 도시한다. 도 5a는 40 fps의 프레임 속도에 대한 결정을 도시한다; 도 5b는 81 fps의 프레임 속도에 대한 결정을 도시한다; 도 5c는 162 fps의 프레임 속도에 대한 결정을 도시한다; 그리고, 도 5d는 325 fps의 프레임 속도에 대한 결정을 도시한다.
- [0092] 도 5a 및 도 5b로부터, 이러한 낮은 프레임 속도(예를 들어, 100 fps 미만)는 혈관을 정의하는 관 벽의 측정된 변위와, 양호하게 거동하는 혈관을 통한 측정된 평균 혈류를 생성하지 않는다는 것이 명확하다. 즉, 액류와 조직의 변위(예를 들어, 관 벽 변위)의 측정은 동시에 정확하게 측정될 수 없다. 예를 들어, 도 5a 및 도 5b에서 명료하게 도시된 바와 같이, 혈류는, 채널 직경 정보(예를 들어, 관 벽 변위의 피크 대 피크로부터)로 표현된 관 벽의 변위의 주기적 사이클에 걸쳐 다소 무작위적인 것으로 도시되어 있다. 즉, 이러한 혈류 데이터는 사이클 동안 정확한 액류 결정을 어렵게 하는 아티팩트를 갖는다. 심지어 혈관 벽 변위 정보는 일부 아티팩트를 포함하는 것으로 나타난다.

- [0093] 그러나, 도 5c 및 도 5d로부터 알 수 있는 바와 같이, 높은 프레임 속도(예를 들어, 100 fps 초과)에서, 혈관을 정의하는 관 벽의 측정된 변위와 혈관을 통한 측정된 평균 혈류는, 액류와 조직 변위(예를 들어, 관 벽 변위)의 측정이 (예를 들어, 동시와 대응하는) 동기적으로 정확하게 측정될 수 있도록 양호하게 거동한다. 예를 들어, 도 5c 및 도 5d에서 명료하게 도시된 바와 같이, 혈류는, 채널 직경 정보(예를 들어, 관 벽 변위의 피크 대 피크로부터)로 표현된 관 벽의 변위의 주기적 사이클에 걸쳐 훨씬 덜 무작위적인 것으로 도시되어 있다. 즉, 혈관을 정의하는 관 벽의 측정된 변위와 혈관을 통한 측정된 평균 혈류는, 관 벽과 혈류 양쪽 모두의 동시적 움직임 추적을 허용하는 시간에 관한 준-주기적 프로파일을 가진다. (예를 들어, 심장 사이클에 대응하는) 동일한 주기적 사이클 내에서의 채널 직경과 평균 액류 속도 양쪽 모두에 대한 강한 피크들에 주목한다.
- [0094] 여기서 사용될 때, 용어 준-주기적 프로파일은, 예를 들어, 심장 주기에 대응하는 주기적 사이클과 같은, 프레임-대-프레임 기반에서 약간의 변형이 있더라도, 정제화된 패턴의 형태로 된 주기적 사이클에 걸쳐 실질적으로 일치하는 프로파일을 반영하는 것을 의미한다. 예를 들어, 액류 속도에 대한 이러한 준-주기적 프로파일은 각 사이클 동안에 최대 액류를 나타내는 강한 피크를 포함할 수 있고, 이에 후속해서 사이클의 나머지 동안에는 액류가 거의 없거나 전혀 없음을 나타내는 액류 측정이 수반된다. 또한, 예를 들어, 채널 직경에 대한 이러한 준-주기적 프로파일은, 각 사이클 동안에 관 벽의 최대 변위를 나타내는 강한 피크를 포함할 수 있고, 사이클의 나머지 동안에 정상 상태로의 관의 이완을 나타내는 측정이 수반된다. 준-주기적 프로파일을 야기하는 이러한 프레임 속도는, 액류와 관 벽 변위의, 동시적, 즉, 서로 동기적인(예를 들어, 서로 동상의(in phase)) 추적을 허용한다.
- [0095] 프레임 속도는 다양한 요인에 따라 변할 수 있다. 예를 들어, 프레임 속도는, 관 구조(예를 들어, 경동맥 대 말초 정맥), 관을 통한 주기적 액류의 타이밍(예를 들어, 펄스 사이클 길이), 관 구조의 움직임(예를 들어, 관이 정상으로 이완되는 시간), 타겟 관의 깊이(예를 들어, 관이 깊을수록 더 낮은 프레임 속도로 촬영될 수 있다), 코딩된 여기의 이용(예를 들어, 코딩된 여기는 증가된 프레임 속도를 허용할 수 있다), 및 촬영 초점의 f값(f-number)(예를 들어, f 값이 높을수록 측방향 해상도가 낮아질 수 있다)에 기초할 수 있다.
- [0096] 또한, 하나 이상의 실시예에서, 코딩된 여기 초음파가 이용될 때 더 높은 프레임 속도가 달성될 수 있다. 이러한 코딩된 여기 초음파는, 예를 들어, 해당 문헌에 기술되어 있으며, 여기서 상세히 설명하지 않는다. 예를 들어, 여기서 설명된 촬영 방법 및/또는 시스템과 연계하여 이용될 수 있는 코딩된 여기 초음파의 하나 이상의 예시적인 예들이 Shen 등의 "A New Coded-Excitation Ultrasound Imaging System - Part I: Basic Principles," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 43, no. 1, pp. 131 -140, Jan. 1996); Shen 등의 "A New Coded-Excitation Ultrasound Imaging System-Part II: Operator Design," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 43, no. 1, pp. 141 -148, Jan. 1996)와; Shen 등의 "Filter-Based Coded-Excitation System for High-Speed Ultrasound Imaging," IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 17, no. 6, pp. 923-934, Dec. 1998)에 제공되어 있으며, 이들 모두 참조에 의해 본 명세서에 포함된다.
- [0097] 하나 이상의 실시예에서, 프레임 속도는, 100 fps 초과, 200 fps 초과, 300 fps 초과, 500 fps 초과, 1000 fps 초과, 심지어 5000 fps 초과일 수도 있다. 다른 실시예에서, 프레임 속도는, 5000 fps 미만, 4000 fps 미만, 3000 fps 미만, 2000 fps 미만, 1000 fps 미만, 600 fps 미만, 500 fps 미만, 400 fps 미만, 300 fps 미만, 또는 200 fps 미만일 수도 있다. 적어도 하나의 실시예에서, 프레임 속도는 100 fps 내지 5000 fps 범위 내에 있다.
- [0098] 도 2의 촬영 방법(30)에 도시된 바와 같이, 스펙클 추적이 펄스-에코 데이터에 적용된다(블록 34). 예를 들어, 관의 적어도 일부가 위치한 영역에 대한 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터가 스펙클 추적을 이용하여 생성될 수 있다. 하나 이상의 실시예에서, 스펙클 추적은 혈관의 적어도 일부가 위치한 영역에서 변형을 겪는 하나 이상의 스펙클 영역(예를 들어, 원도우)의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 다차원 상관관계를 이용하는 것을 포함할 수 있다. 다차원 상관관계는, 교차-상관된 샘플링된 펄스-에코 데이터의 위상 및 크기 경사에 기초하여 샘플링된 펄스-에코 데이터에 대한 교차-상관관계 피크를 결정하는 것을 포함할 수 있다.
- [0099] 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터의 이러한 생성은 혈관의 적어도 일부가 위치한 영역의 적어도 하나의 관 특성(예를 들어, 혈관을 통한 액류와 연관된 액류 특성, 혈관과 연관된 구조적 특성, 혈관과 연관된 혈류역학적 특성 등)의 식별을 허용한다(블록 36). 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터의 하나 이상의 타입이 이용 및/또는 시각화되어 이러한 관 특성을 식별한다.
- [0100] 변형률 계산은, 스펙클 추적(2D 또는 3D)을 이용하여 얻어진 2D(또는 3D) 변위 필드들에 관해 대역-제한된 경사

계산을 수행하는 것을 포함한다. 전체 영상 크기(즉, RF 에코 데이터의 모든 픽셀)에 관한 실시간 스펙클 추적 이 측방향에서 달성가능할 수 있다. 2D 및 3D 스펙클 추적은 혈관 주변의 관심 영역에서 실시간으로 달성될 수 있다. 변형률 및 전단 변형률은 B-모드 또는 기타의 초음파 촬영 포맷 상에 오버레이될 수 있다. 예를 들어, 이러한 계산에 관한 정보는, 참조에 의해 본 명세서에 포함되는, Liu 등의 "Real-Time 2-D Temperature Imaging Using Ultrasound," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 57, no. 1, pp. 12-16 (Jan. 2010)에서 찾을 수 있다.

[0101] 예를 들어, 스펙클 추적을 이용한 관의 적어도 일부가 위치한 영역에 대한 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터의 생성은, 측방향 변형률 및/또는 측방향 전단 변형률 영상 데이터(예를 들어, 촬영되고 있는 관을 통한 축에 관련된 축) 중 적어도 하나의 생성을 포함할 수 있다. 또한, 이러한 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터의 생성은 측방향 변형률 및/또는 측방향 전단 변형률 영상 데이터의 생성을 포함할 수 있다. 이러한 데이터는, 예를 들어, 여기서 더 제공되는 바와 같이, (예를 들어, 혈관을 따른) 종방향 뷰 또는 (예를 들어, 혈관의 축에 수직한) 단면 뷰 양쪽 모두에서 시각화될 수 있다.

[0102] 예를 들어, 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터의 하나 이상의 타입이 이용 및/또는 시각화되어, 전체 혈관 주변의 관 벽 경계를 포함한 하나 이상의 관 벽 경계를 식별할 수 있다(예를 들어, 이러한 경계는 단면에서 시각화되거나 및/또는 전체 혈관에 대해 측정될 수 있다). 하나 이상의 관 벽 경계 내의 조직 속성, 하나 이상의 관 벽 경계에 인접한 플라크 아키텍처의 하나 이상의 부분, 및/또는 하나 이상의 혈류역학적 측정과 같은 하나 이상의 다른 관 특성이, 관 벽과 혈류의 동시적 움직임 추적에 기초하여 식별, 측정 또는 계산될 수 있다.

[0103] 소정 타입의 변형률 및 전단 변형률 영상 데이터는 다른 것보다 혈관의 하나 이상의 부분과 혈류의 촬영에 더 이로울 수 있다. 예를 들어, 측방향 변형률 영상 데이터는, (예를 들어, 관의 대향하는 측들 상의) 제1 세트의 대향하는 벽 경계들을 식별하는데 이로운 반면, 측방향 전단 변형률 영상 데이터는 (예를 들어, 관의 대향하는 측들 상의) 제2 세트의 대향하는 벽 경계들을 식별하는데 이로울 수 있어서, (예를 들어, 단면에서 식별가능한) 전체 관의 경계가 식별될 수 있다. 또한, 측방향 변형률 및 측방향 전단 변형률에 대해서도 일반적으로 마찬가지이다. 또한, 예를 들어, 측방향 전단 변형은, (예를 들어, 가능한 플라크 형성의 식별에 이용되는) 벽 전단 응력 데이터의 제공에 이로울 수 있다.

[0104] 또한, 예를 들어, 전단 응력 영상은, 종래의 초음파로는 보기 어려운, 근접(proximal) 벽 또는 멀리 떨어진(distal) 벽 뿐만 아니라, 측벽을 포함한, 관 벽을 추가로 정의한다. (2D/3D+시간) 계산이 또한 이용되어 심장 사이클 동안에 시간의 함수로서 벽 경계의 검출을 개선했다.

[0105] 펄스-에코 데이터에 적용되는 스펙클 추적(블록 34)은, 하나 이상의 스펙클 영역(예를 들어, 추적중인 윈도우)의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 임의의 다차원 상관관계를 이용하는 것을 포함할 수 있다. 예를 들어, 다른 다차원 상관관계 기술 뿐만 아니라, 하나 이상의 스펙클 영역의 샘플링된 펄스-에코 데이터의 2차원 상관관계가 이용될 수 있다.

[0106] 한 실시예에서, 예를 들어, 스펙클 추적은, 참조에 의해 본 명세서에 포함되는, E. S. Ebbini의 "Phase-coupled two-dimensional speckle tracking algorithm," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 53, no. 5, pp. 972-990, May 2006 (이하, "Ebbini 2006")에 설명된 바와 같이 수행된다. 예를 들어, 일반적으로, 이러한 스펙클 추적은, 교차-상관된 샘플링된 펄스-에코 데이터 내에서 교차-상관관계 피크의 부근을 위치 파악하기 위해 측방향 및 측방향에서 샘플링된 펄스-에코 데이터의 크기를 대략적으로 탐색하는 단계; 교차-상관관계 피크 부근 내에서, 교차-상관관계 피크에 근접한 적어도 2개의 대향 경사 벡터들을 결정하는 단계; 교차-상관관계 피크 부근 내에서, 교차-상관된 샘플링된 펄스-에코 데이터의 제로-위상 라인을 결정하는 단계; 및 교차-상관관계 피크를 추정하기 위해 교차-상관관계 피크와 제로-위상 라인 부근의 적어도 2개의 대향 경사 벡터를 이용하는 단계를 포함한다.

[0107] 더 구체적으로는, Ebbini (2006)에 설명된 바와 같이, 탐색 영역에서 2D 복소 상관관계의 크기 및 위상의 경사에 기초한 변위 추정을 위한 2차원(2D) 스펙클 추적 방법이 제공된다. 이 접근법은 측방향 및 측방향 모두에서 서브샘플 정확성과 함께 그 좌표를 결정하기 위해 상관관계 피크 부근의 위상과 크기 경사들을 결합한다. 이것은, 샘플링된 (측방향 보간된) 2D 교차-상관관계 격자 상의 크기 및 위상 경사 벡터들간의 각도로부터 결정된 최소 레벨의 측방향 보간에 의해 달성된다. 이 알고리즘 배후의 한 결과는, 진정한 피크로의 크기 경사 벡터의 최종 접근은 제로-위상 등고선에 직교한다는 것이다. 이것은 제로-위상 등고선 상의 2D 강한 투영(robust projection)으로 이어지고, 그 결과 필요한 것보다 훨씬 아래의 보간 레벨에서의 서브샘플의 정확성을 야기한다. 또한, 이 접근법은, 철저한 탐색을 요구하지 않고도 진정한 피크의 위치추정(localization)을 허용

하는 강력하고 빠른 탐색 알고리즘을 포함한다.

[0108] 즉, 스펙클 추적은, 스펙클 데이터로부터의 변위의 강력하고 효율적인 추정을 위해 2D 복소 교차 상관관계의 위상을 이용한다. 이 스펙클 추적 방법은 제약된 최적화 문제로서의 2D 복소 교차 상관관계의 진정한 피크를 발견한다. 이 최적화 문제의 목적은, 제로-위상 제약을 조건부로 하여 2D 복소 교차 상관관계의 진정한 피크에서 측방향 및 측방향 래그(lag)의 좌표를 찾아내는 것이다. 이 공식화의 기초는, 진정한 상관관계 피크 부근의 2D 교차 스펙트럼의 푸리에 변환의 역으로부터 수학적으로 알 수 있다. 이러한 기하학적 접근법은 서브샘플 정확성과 더불어 측방향 및 측방향 변위 추정 양쪽 모두를 알아낸다. 이 방법은, 2D 교차 상관관계의 크기의 경사 벡터들은 제로-위상 등고선에 대한 수직선을 따라 진정한 피크에 접근한다는 사실에 기초한다. 제로-위상 등고선도 역시 진정한 피크를 통과한다는 것을 얹으로써, 단순히 크기 경사 벡터들 - 이들 벡터들이 피크에 충분히 가까운 격자 포인트로부터 발생한다고 가정하면 - 이 직교하는 이 등고선 상의 포인트를 발견함으로써 이 피크의 위치를 파악하는 것이 가능하다. 이 알고리즘의 한 특징은, 유효한 투영이 이루어지도록 허용하는 최소 레벨에서 복소 교차 상관관계의 보간이 이용된다는 것이다. 따라서, 알고리즘은, 원하는 측방향 해상도가 아니라, 기저의 2D, 교차-상관관계 함수의 속성으로부터 서브샘플 정확성에 필요한 보간의 레벨을 결정하는 면에 있어서, 계산적으로 효율적이다.

[0109] 이하의 내용은, 상관관계-기반의 2D 스펙클 추적에 대한 수학적 기초로서 2D 교차 스펙트럼 접근법과 관련된다. 그 후, 위상-결합된 2D 스펙클 추적 알고리즘의 2가지 구현이 제공된다.

[0110] $s(x, z, t_0)$ 를, 시간 t_0 와, 각각 측방향 및 측방향을 나타내는 공간 좌표 x 및 z 에서 2D 영역(예를 들어, 스펙클 영역 또는 윈도우)으로부터 수신된 분석 초음파 신호라고 하자. 수신된 신호 모델은 직사각형 샘플링(예를 들어, 선형 어레이)을 갖춘 선형 공간-불변 촬영 시스템을 가정한다. (각각 x 및 z 방향에서의) 변환 d_x 및 d_z 를 겪은 후에, 시간 t_1 에서의 수신된 신호 $s(x, z, t_1) = s(x - d_x, z - d_z, t_0)$ 은 2D 푸리에 변환을 가진다:

수학식 1

$$S(k_x, k_z, t_1) = S(k_x, k_z, t_0)e^{-j(k_x d_x + k_z d_z)},$$

[0112] 여기서, k_x 및 k_z 는 각각 x 및 z 에서의 공간 주파수 변수(rad/m 단위)이다. 2D 교차 스펙트럼은 다음과 같이 주어진다:

수학식 2

$$\begin{aligned} \Gamma_{12}(k_x, k_z) &= S(k_x, k_z, t_1)S^*(k_x, k_z, t_0) \\ &= |S(k_x, k_z, t_0)|^2 e^{-j(k_x d_x + k_z d_z)}. \end{aligned}$$

[0114] 이 방정식을 동기로 하여, 한 연구원은 측방향 및 측방향 모두에서의 미세한 변위의 추정을 위한 2D 교차 스펙트럼에 기초한 알고리즘을 개발했다. 측방향 및 측방향 주파수 성분의 기울기를 추정하는 반복 가중 최소 제곱 접근법(iterative weighted least squares approach)이 제안되었다. 그러나, 이 문제에 대한 더 효율적인 해결책은 2D 교차 상관관계 함수의 진정한 피크를 발견함으로써 얻어질 수 있고, (3) 및 (4)로 주어진다.

수학식 3

$$\begin{aligned}\gamma_{12}(l_x, l_z) &= \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \Gamma_{12}(k_x, k_z) e^{j(k_x l_x + k_z l_z)} dk_x dk_z \\ &= \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k_x, k_z, t_0)|^2 \\ &\quad \times e^{j[k_x(l_x - d_x) + k_z(l_z - d_z)]} dk_x dk_z\end{aligned}$$

[0115]

수학식 4

$$= \gamma_{11}(l_x - d_x, l_z - d_z),$$

[0116]

[0117]

여기서, l_x 및 l_z 는 각각 x 및 z 방향에서의 래그이다. 이 함수는 측방향 및 측방향 양쪽 모두에서 시프트 값(shift value)과 동일한 래그 값(lag value)에서 피크가 된다. 이 결과는 모든 상관관계-기반의 2D 변위 추적 방법을 추진한다. 그러나, RF 데이터 수집의 이산적 성질로 인한 샘플링된 상관관계 함수의 이용에 의해, 진정한 상관관계 피크는 서브샘플링 정확성과 함께 발견되어야 한다. 이것은, 샘플링 간격(A 라인들 사이의 이격)이 측방향 샘플링 간격의 10배 정도인 측방향 변위 추정의 경우에 특히 그러하다.

[0118]

이 문제에 대한 직관은, $k_x(l_x - d_x) \approx 0$ 및 $k_z(l_z - d_z) \approx 0$ 인 진정한 피크의 부근에서 교차-상관관계 함수를 평가함으로써 얻어질 수 있고, (3)으로부터:

수학식 5

$$\begin{aligned}\gamma_{12}(l_x, l_z) &\approx \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k_x, k_z, t_0)|^2 (1 + j[k_x(l_x - d_x) \\ &\quad + k_z(l_z - d_z)]) dk_x dk_z \\ &= \gamma_{11}(0, 0) + j[M_{xz}(l_x - d_x) + M_{zx}(l_z - d_z)],\end{aligned}$$

[0119]

[0120]

여기서,

수학식 6

$$M_{xz} = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k_x, k_z, t_0)|^2 k_x dk_x dk_z,$$

[0121]

수학식 7

$$M_{zx} = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k_x, k_z, t_0)|^2 k_z dk_x dk_z.$$

[0122]

[0123]

인자 M_{xz} 는 2D 자기 스펙트럼(auto spectrum)의 평균 측방향 주파수에 관련된다. 마찬가지로, 인자 M_{zx} 는 2D 자기 스펙트럼(auto spectrum)의 평균 측방향 주파수에 관련된다. 많은 코히어런트 촬영 시스템에서 측방향 성분은 캐리어를 가지며 복소 엔빌로프가 이용된다는 사실로 인해, $|M_{zx}| \gg 0$ 이다. 이러한 변조 속성은 측방향 인자 M_{xz} 에 대해서는 존재하지 않고, 그 크기는 일반적으로 작다. 그러나, 스펙클 환경에서, $|M_{xz}| \neq 0$ (통상, $|M_{zx}| \gg |M_{xz}|$)이라는 점에 주목하는 것이 중요하다. (5)의 결과는, 위상 곡선의 기울기가 (분석) 에코 신호 [8]의 중심 주파수와 같은 1D 스펙클 추적 경우의 일반화로 볼 수 있다. 사실상, 벡터 형태 (4)(및 지수의 Taylor 급수 확장의 관점에서 2차 위상 포함)로 표현함으로써, 우리는 아래와 같이 얻을 수 있다:

수학식 8

$$\begin{aligned} \gamma_{12}(l) &= \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \Gamma_{12}(k) e^{jk' \cdot dx} dk \\ &= \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k, t_0)|^2 e^{jk' \cdot (1-dx)} dk \\ &\approx \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k, t_0)|^2 (1 + jk' \cdot (1-dx) \\ &\quad - \frac{1}{2}(k' \cdot (1-dx))^2) dk \end{aligned}$$

[0124]

수학식 9

$$\begin{aligned} &= \gamma_{11}(0,0) - \frac{1}{2}(1-dx)' \begin{bmatrix} W_{xx} & W_{xz} \\ W_{zx} & W_{zz} \end{bmatrix} (1-dx) \\ &\quad + j[M_{xz} \ M_{zx}](1-dx), \end{aligned}$$

[0125]

[0126]

여기서 요소들 W_{xx} , W_{xz} , W_{zx} , W_{zz} 는 다음과 같이 주어진다:

수학식 10

$$W_{xx} = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k_x, k_z, t_0)|^2 k_x^2 dk_x dk_z,$$

[0127]

수학식 11

$$W_{zz} = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k_x, k_z, t_0)|^2 k_z^2 dk_x dk_z,$$

수학식 12

$$\begin{aligned} W_{zx} &= W_{zx} \\ &= \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k_x, k_z, t_0)|^2 k_z k_x dk_x dk_z. \end{aligned}$$

W_{xx} 는 촬영 시스템의 측방향 주파수 대역폭에 관련된 것임에 주목한다.

$\gamma_{12}(d_x, d_z) = \gamma_{11}(0, 0) > \gamma_{12}(l_x, l_z) \forall (l_x, l_z) \neq (d_x, d_z)$ 임을 쉽게 알 수 있다. 또한, $\gamma_{12}(d_x, d_z)$ 은 실수로서, 2D 교차 상관관계의 진정한 피크가 하기와 같이 정의된 제로위상 등고선 상에 반드시 놓여야 한다는 것을 암시한다는 것에 주목한다:

수학식 13

$$\begin{aligned} \angle \gamma_{12}(l_x, l_y) &\approx M_{xz}(l_x - d_x) + M_{zx}(l_z - d_z), \\ &= [M_{xz} \ M_{zx}] (1 - dx) = m'(1 - dx). \end{aligned}$$

그러나, 상기 근사화에 기초하여, 2D 교차 상관관계의 크기는 다음과 같이 주어진다:

수학식 14

$$|\gamma_{12}(l)| = \sqrt{(\gamma_{11}(0, 0) - (1 - dx)'W(1 - dx))^2 + (m'(1 - dx))^2},$$

(14)에 대해 경사 벡터의 전치(transpose)는 (15)에 도시된 바와 같이 평가될 수 있고, (15)는 경사가 예상된 바와 같이 진정한 피크($l=dx$)에서 동등하게 제로임을 나타낸다.

수학식 15

$$\frac{\partial |\gamma_{12}(l)|}{\partial l} = \frac{-2(\gamma_{11}(0, 0) - (1 - dx)'W(1 - dx))(1 - dx)'W + (m'(1 - dx))m'}{\sqrt{(\gamma_{11}(0, 0) - (1 - dx)'W(1 - dx))^2 + (m'(1 - dx))^2}}$$

또한, $l=dx$ 부근에서의 크기 경사의 크기는 진정한 피크로부터의 거리에 비례, 즉 격자 포인트가 진정한 피크에 가까울수록, 경사의 크기는 작아진다. 또한, 격자 포인트가 $l=dx$ 가 $m'(1 - dx) = 0$ 에 직교하도록 하는 것이

라면, 크기 경사는 m 에 직교하고, 진정한 피크는 제로 위상 등고선에 접하는(tangent) 크기 경사를 따른 라인의 교차부를 발견함으로써 얻어질 수 있다. 물론, 이것은 격자 포인트가 진정한 피크에 충분히 가까울 때에만 유효하다. 이것은 격자 상의 크기 경사의 크기로부터 결정될 수 있다. 이 결과는 피크 주변의 계산된 값들의 격자로부터 2D 교차-상관관계 함수의 진정한 피크를 결정하기 위한 접근법에 대한 직관을 제공한다. 구체적으로는, 최소 크기 경사의 기울기를 피크 부근에서의 위상 등고선의 기울기와 비교함으로써, 진정한 피크가 유효한 근사화를 가능케하도록 격자 포인트들에 충분히 가까운지를 결정할 수 있다.

[0137] 이것은, 제로-위상 등고선 상으로의 유효한 투영의 조건을 보장하기 위해 최소 레벨에서 보간이 이용된다는 의미에서, 강력하고 수치적으로 효율적인 진정한 피크의 발견을 위한 여기서 설명된 알고리즘으로 이어진다. 여기서 설명된 공식화는 또한, 제로-위상 조건을 조건부로 하여, 2차 표면 상의 포인트(2D 교차 상관관계의 크기)를 발견하는 최적화 절차를 위한 기초를 제공한다. 이 문제는 여기서 설명된 Lagrange 승수(Lagrange multiplier) 방법을 이용해 해결될 수 있다.

[0138] 상기의 결과는 아핀 변환[13]의 경우로 쉽게 확장될 수 있다:

수학식 16

$$s(\mathbf{X}_1, t_1) = s(\mathbf{X}_0(\mathbf{X}_1), t_0),$$

[0139]

여기서,

수학식 17

$$\mathbf{x}_0 = \mathbf{T}\mathbf{x}_1 - \mathbf{dx}$$

[0141]

수학식 18

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 + e_{xx} & e_{xz} \\ e_{zx} & 1 + e_{zz} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ z_0 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} dx \\ dz \end{bmatrix},$$

[0142]

[0143] 이것은 변환(dx), 변형률(e_{xx} 및 e_{zz})와, 전단 변형률(e_{xz} 및 e_{zx})를 설명한다.

[0144] 이 경우에, 우리는 벡터 형태의 시간 t_1 에서의 수신 신호의 푸리에 변환을 이용한다:

수학식 19

$$S(\mathbf{k}, t_1) = S(\mathbf{T}'^{-1}\mathbf{k}, t_0)e^{j(\mathbf{k}'\mathbf{T}^{-1}\mathbf{dx})/|\mathbf{T}|},$$

[0145]

[0146] 여기서, $\mathbf{T}'$ 는 $\mathbf{T}$ 의 전치 행렬(transpose)이고, $|\cdot|$ 는 행렬의 행렬식(determinant)이다. (19)는, 변형의 존재시에 초음파 에코의 비상관화(decorrelation)의 분석에 이미 이용되었던, 1D의 푸리에 변환의 스케일링된 속성의 일반화라는 점에 유의한다. 이것은 또한, 변위 추정의 변화량(variance)에 미치는 변형(deformation) 및 파형 왜곡(warping)의 결합된 효과를 분석하는, [5]에 도식된 2D/3D 공식화와도 일치한다.

[0147] 이것은, 축방향 및 측방향 변형률 양쪽 모두는 위상 매칭 단독에 기초하여 변위 추정에 영향을 미칠 수 있다는 것을 암시한다. 이것은 또한, 윈도우에 의해 정의된 조직 영역 상의 변형률을 직접(또는 반복적으로) 추정할

기회를 제공할 수 있다. 여기서 우리는, 변형률 파라미터들 e_{xx} , e_{zz} , e_{xz} , 및 e_{zx} 는 무시할 수 없는 값들을 가지며, 제로-위상 등고선은 2D 교차 상관관계의 크기의 진정한 피크를 반드시 겪을 필요는 없다는 점에 주목한다. 이 점을 설명하기 위해, (19)는, k_x 및 k_z 좌표에서의 푸리에 변환의 스케일링이 전단 변형률 파라미터들을 통해 결합된다는 것을 보여주는, (20)에 도시된 시프트(shift) 및 변형률 파라미터의 관점에서 명시적으로 기재할 수 있다. 진폭 스케일링은 1D 추적에 대해 이전에 보고된 비상관성 효과로 이어진다. 또한, 제로-위상 등고선으로부터의 추정된 시프트도 역시 결합된다, 즉, x 방향에서의 시프트는 z 방향에서의 추정된 시프트에 기여하고, (전단 변형률 파라미터들을 통해) 그 반대도 마찬가지이다. (5)에 의해 주어지는 간단한 결과는 추적 윈도우 내의 극소의 변형에 대해 대략적으로만 유효하다. 다행히도, (20)은, 윈도우 내부의 변형률 효과가 위상 추정에 영향을 줄 정도로 상당히 큰 때를 검출하는 방법을 제공한다.

수학적 20

$$S(k_x, k_z, t_1) = \frac{1}{|T|} S \left(\frac{(1+e_{zz})k_x - e_{zx}k_z}{|T|}, \frac{-e_{xz}k_x + (1+e_{xx})k_z}{|T|}, t_0 \right) \cdot e^{-j \left(\frac{((1+e_{zz})dx - e_{xz}dz)k_x + ((1+e_{xx})dz - e_{zx}dx)k_z}{|T|} \right)}$$

[0148]

[0149]

스펙클 추적 방법에서, 조직이 변위 및/또는 극소의 변형을 겪고 있을 때 2D 교차-상관관계 함수의 진정한 피크를 발견하는데 있어서 위상-결합된 접근법의 이용에 관심이 간다. 이것은, 예를 들어, 벡터 속도 추정 및 탄성 초음파영상(elastography)과 같은, 애플리케이션에 필요한 변위 벡터들을 추정하는데 있어서 제1 단계로서 간주될 수 있다. 이러한 애플리케이션은, 공통의 단계로서 2D 교차 상관관계의 피크에 기초한 변위 추적을 요구할 수 있지만, 이들은 이용되는 변형 모델 파라미터(deformation model parameter)에서 다를 수 있다. 이것은, 2D 교차 상관관계의 진정한 피크 발견으로부터 얻어진 시프트 추정 결과로부터 변형 파라미터(deformation parameter)를 추출하는 사후-처리 단계를 구현함으로써 이루어질 수 있다. 이러한 사후-처리는 결정된 특정한 문제에 의존한다.

[0150]

예시의 위상-결합된 2D, 스펙클 추적 알고리즘.

[0151]

예시의 스펙클 추적 알고리즘의 단계들은 움직임 및/또는 변형을 겪는 스펙클 영역의 2D 상관관계의 속성에 의해 안내된다. 복소 엔빌로프와의 2D 상관관계의 크기는, 스펙클 셀 크기에 비례하는 축방향 및 축방향에서 어느 정도 양호하게 거동하는 피크를 가진다. 주요 사상은 탐색 윈도우 내에서 상관관계-기반의 매치(즉, 임계치 위의 상관관계 값)를 발견하기 위해 고속 탐색 알고리즘을 이용하는 것이다. 현재의 탐색 포인트가 상관관계 피크로부터 멀리 있다면, 축방향 및 축방향에서의 상관관계 셀 크기의 1/2 정도로 축방향 및 축방향 단계들에서 고속 탐색이 이용될 수 있다. 이것은 탐색이 (존재하는 경우) 진정한 피크를 잃지 않고 큰 영역을 대략적으로 아우르는 것을 허용한다. 일단 매치가 발견되면, 교차 상관관계의 크기 경사가 이용되어 (영상 내의 A 라인들 사이의 이격과 RF 샘플링 주파수에 의해 결정되는) 샘플링 격자 상의 피크 교차 상관관계를 발견한다. 이것은, 2개 내지 3개의 상관관계 값이 궤적을 따른 모든 포인트에 대해 계산될 것을 요구하는 경사 상승 궤적(gradient ascent trajectory)을 따름으로써 이루어진다. 피크에 대한 경사 탐색은, 탐색 포인트가 축방향 및 축방향에서 상관관계 피크의 폭 내에, 예를 들어, 피크로부터 3 dB 내에 있다면 임의의 방향으로부터 매우 강력하고 효율적이다. 일단 격자-기반의 상관관계 피크가 발견되고 나면, (피크에 중심을 둔) 3 X 3 상관관계 격자가 계산된다. 상관관계 피크의 바로 인근에서, 진정한 피크를 지나는 제로-위상 등고선과 크기 경사 벡터로부터 진정한 피크가 결정될 수 있다. 원래의 샘플링 좌표에서의 3 X 3 격자로부터, (13)의 이용을 허용하는 방식으로 2D 교차 상관관계의 위상을 진폭(경사)와 결합함으로써 진정한 상관관계 피크의 정교한 추정이 생성된다.

[0152]

정교한 추정을 얻기 위한 2개의 예시적 접근법이 이하의 서브섹션에서 설명된다.

[0153]

A. 제로-위상 등고선 상의 2차원 투영

[0154]

이 방법은, 제로-위상 등고선에 직교하는 크기 경사 벡터를 추정하기 위하여 충분히 큰 인자(factor)에 의해(즉, 가능한 한 작게) 축방 래그 방향으로 진정한 피크 부근의 3 X 3 격자를 보간한다. 크기 경사와 제로

위상 등고선의 교차는 2D 교차 상관관계의 추정된 진정한 피크이다.

- [0155] 이 알고리즘의 단계들은 다음과 같이 개요된다.
- [0156] 단계 0: t_0 에서의 2D 자기상관(autocorrelation) 함수로부터, 직접 측방향 및 측방향에서의 탐색 단계 크기 L_x 및 L_y 를 추정한다. 통상적으로, 측방향에서의 더 미세한 샘플링으로 인해 $L_y > L_x$.
- [0157] 단계 1: 정의된 탐색 영역에서 L_x 및 L_y 를 이용하여 (임계치 위의) 상관관계 피크 근방을 발견하기 위해 임의의 고속 탐색 알고리즘을 수행한다.
- [0158] 단계 2: 어떠한 보간도 없이, 로컬 크기 경사를 계산하고 경사 상승 궤적을 따라 움직인다. 이 단계는 보간되지 않은 격자 상의 피크 포인트에 도달할 때 중단된다.
- [0159] 단계 3: 일단 보간되지 않은 격자 상의 최대 포인트에 도달하면, 최대치에 중심을 둔 3×3 격자 상에서 교차-상관관계 값들을 계산한다. 3×3 격자를 작은 인자(예를 들어, 8)에 의해 측방향으로 보간하고 진정한 피크에 가장 가깝지만 서로 상반되는 측방향을 가리키는 2개 경사 벡터에 대한 선형 방정식(line equation)을 발견한다. 현재의 보간 계수에 의해 이 조건이 만족되지 않는다면, 보간을 2만큼 올리고 테스트를 반복한다. 최대 보간 계수(예를 들어, 128)에 도달하고 보간된 피크에서의 상관관계가 임계치(예를 들어, 0.75) 아래이면, 변위 추정이 무효 선언되고, 값 NaN을 할당받는다. 그렇지 않다면, 단계 4로 진행한다.
- [0160] 단계 4: 보간된 격자 상에서 상관관계 함수의 제로-위상 라인에 대한 선형 방정식을 구한다. 추정된 진정한 상관관계 피크는, 제로-위상 라인과, 크기 경사로부터의 2개의 최대-기울기 라인들의 교차점을 통과하는 직교 라인 사이의 교차점이다.
- [0161] 설명의 목적을 위해, 도 6a의 탐색 궤적은 (단계 0으로부터의) $L_x=1$ 및 $L_y=5$ 에 기초한다. 도 6a는 도시된 탐색 경로 [화살표로 표시된 바와 같은 (0,0)에서 시작하는 래그]와의 2D 교차 상관관계의 등고선을 도시한다. *는 고속-탐색 알고리즘에 의해 테스트된 상관관계 래그를 나타내고, ●는 경사-상승 알고리즘에 의해 테스트된 래그를 나타낸다($L_x=1$ 및 $L_y=5$). 진정한 상관관계 피크는 도시된 탐색 영역에서 수 개의 가짜 피크들로부터 자신을 구분하는 양호하게 거동하는 등고선 세트를 가진다는 점에 유의한다. 또한, 0.7 등고선은 약 4 측방향 래그와 10 측방향 래그만큼 연장된다(이것은 L_x 및 L_y 의 선택을 정당화한다). 단계 1은 래그 (0,0)에서 시작하고, 교차-상관관계 계수(coefficient)를 테스트한다. 설정된 임계치(이 경우에는 0.65) 아래이면, 단계는 화살표로 표시된 바와 같이(-1 측방향 및 -5 측방향) 다음 포인트로 이동한다. 여전히 임계치 아래이면, 단계는 (미리 정의된) 궤적 상의 각 픽셀을 따라 상관관계 값들을 테스트한다. 이 경우, 미리정의된 탐색 궤적은 직사각형 반시계방향 루프 (치수 $2L_x * i + 1$ $2L_y * i + 1$, 여기서 $i = 0, 1, \dots, I_{max}$ 는 루프수(loop number)이다)를 따른다. 파라미터 I_{max} 는 유효한 피크를 발견하기 위해 허용된 탐색 영역의 범위를 정의한다(도 6a에 도시된 탐색 영역의 경우 $I_{max}=6$).
- [0162] 이 탐색 예에서, 첫 번째 루프 상의 8개의 래그가 테스트되고, 아무런 후보도 발견되지 않는다(즉, 어떠한 상관관계 값도 > 0.65 가 아니다). 알고리즘은 첫 번째 루프의 마지막 포인트(-1 측방향 및 0 측방향)로부터 두 번째 루프의 첫 번째 포인트(-2 측방향 및 -10 측방향)로 점프하고, 측방향 래그 방향을 따라 반시계방향으로 움직인다. 이 단계는, 일단 임계치 테스트가 성공적이면 중단된다, 즉, 현재의 상관관계 래그에서의 상관관계 값이 선택된 임계치 위이면, 중단된다. 도 6a에서, 이 단계는, 임계치 0.65에 도달된 후, 측방향 래그 0 및 측방향 래그 -10에서 중단된다. 단계 2는 또한 도 6a의 도움과 함께 도시된다. (0,-10), (1,-10), (1,-11), (1,-12), (2,-12), (2,-13), (2,-14)에서의 ● 부호는 경사 상승에 의해 테스트된 격자 포인트들이다. (2, -14)의 인접 포인트들도 역시, 이 포인트를 상관관계 격자 상의 최대치 포인트로 선언하기 전에 테스트된다.
- [0163] 알고리즘의 마지막 2개 단계들은, 진정한 피크 부근의 보간된 2D 교차 상관관계의 크기와 위상 등고선을 보여주는 도 6b의 도움과 함께 도시될 수 있다. 또한, 도 6b는 (측방향으로 래그 -13 및 -15와 측방향으로 1 및 3 사이의) 상관관계 피크 부근의 측방향-보간된 3×3 격자 상의 2D 교차 상관관계의 크기와 등고선을 도시한다. 화살표는 보간된 격자 상의 크기 경사 벡터를 나타낸다. 인자 16에 의한 측방향 보간은 이 경우에 이용된다(보간된 격자 포인트들은 화살표 베이스로 표시됨). 위상 등고선들은 라디안 단위의 위상값으로 라벨링되고 작은 기울기를 갖는 거의 직선으로 나타난다. 진정한 피크는 제로-위상 라인 상의 개방 원으로 표시된다. 일점체선 라인들은 피크에 가장 가까운 크기 경사 벡터들의 방향들이고 접선과 직교선은 제로-위상 라인에 대한 것이다. 또한, 크기 경사 벡터들은 진정한 피크의 (전반적) 방향을 가리키고 있음을 알 수 있다. 이 경우에, 측방향 래

그 1 및 3과 축방향 래그 -13 및 -15 사이에서 (즉, 단계 2로부터 2 축방향 및 -14 축방향에 중심을 둔) 보간 인자 16이 이용되었다. 4개의 (두꺼운 일점쇄선) 라인들이 2개의 가장 가까운 크기 경사 벡터들을 따라 그려져 있고, 접선은 제로-위상 라인에 대해, 직교선은 최대-기울기 라인의 교차점을 관통하는 제로-위상에 대해 그려져 있다. 개방 원으로 표시된 진정한 상관관계 피크는 제로-위상 라인과 후자와의 교차점이다.

[0164] 제로-위상 알고리즘에서 투영에서의 최종 단계는 진정한 피크에서 제로-위상 등고선에 직교하는 크기 경사 벡터의 근사화이다. 근사화 예러는 이용된 보간의 레벨에 의존하며, 최종 근사화에서 이용된 2개의 크기-경사 벡터들 중 적어도 하나가 진정한 피크 부근의 제로-위상 등고선과 실질적으로 평행하지 않은 것을 보장하기에만 충분한 축방향 보간 인자를 이용함으로써 제어될 수 있다. 일반적으로, 이 조건은 축방향 시프트가 사실상 축방향 샘플링 간격의 정수배와 같을 때에만 필요하다. 예를 들어, 도 6b에서, 우측으로부터 접근하는 축방향 래그 -14에서의 크기 경사 벡터는 제로-위상 라인과 거의 평행하다는 것을 알 수 있다. 여기서 이용된 보간 인자 16은 유효한 투영을 생성할 정도로만 충분했다. 유효한 투영이란, 피크에 가장 가까운 2개의 크기 경사 벡터가, 제로-위상 라인의 접선을, 그 접선이 위상 등고선을 양호하게 근사화하는 포인트들에서, 교차하게 하는 투영을 말한다. 그러나, 여기서 핵심은, 보간이 적응적으로 수행될 수 있어서, 변위 추정 알고리즘에서 불필요한 계산을 최소화한다는 것이다. 이 접근법의 계산적 이점 외에도, 보간으로 인한 예러를 줄이거나 제거할 수 있다.

[0165] 이 방법에서 하나 이상의 상이한 단계들이 구현될 수 있고, 여기서 제공된 특정한 단계들은 본 개시에서 제한적인 것으로 간주되어서는 안 된다는 점에 주목해야 한다. 예를 들어, 예시의 검색 알고리즘은 하나 이상의 다른 디지털 신호 처리 접근법을 이용하여 구현될 수도 있다. 또한, 예를 들어, 템플릿 매칭의 경우, (0, 0) 래그 부근에서 자기상관 시퀀스를 이용할 수 있다. 관련된 문제는 단계 3에서 상관관계 임계치에 기초한 무효한 추정의 선언과 값 NaN의 할당이다. 이것은 필요하다면 후속 처리에서 이용될 플래그라고 생각할 수 있다. 예를 들어, 복합 SNR(signal-to-noise ratio)을 최대화하기 위해 적응적 윈도우 크기를 이용할 수 있다. 대안으로서, (19)에 의해 기술된 것과 유사한 명시적 변형 모델(deformation model)을 이용할 수도 있다.

[0166] 또한, 본 개시는 2D 스펙클 추적의 이용으로 제한되지 않는다. 예를 들어, 3D 스펙클 추적 방법과 같은 다른 다차원 추적 방법들도 역시, 여기서의 하나 이상의 실시예들에 적용될 수 있다.

[0167] B. 위상 제약을 수반한 표면 다항식 적응(fit)

[0168] 상기에서 설명된 2D 위상 투영 접근법은, 복소 2D 교차 상관관계의 진정한 피크를 발견하기 위한 최적화 프로시저의 구현을 위한 효율적인 방법으로 생각될 수 있다. 피크 발견 문제는 진정한 피크 부근에서 2D 교차 상관관계의 크기의 표면에 대한 다항식 적응의 계수들을 발견하는 것으로 비칠 수 있다. 도 6a 및 도 6b에 도시된 공칭 및 보간된 등고선 플롯은 실제의 촬영 데이터로부터 얻어지며, 표준 촬영 스캐너로부터 예상될 수 있는 것을 나타낸다. 진정한 상관관계 피크 부근의 표면은 양호하게 거동하고 l_x , l_z 공간에서 2차(quadratic)인 것으로 나타난다는 것은 상당히 명확하다. 이 (평활) 표면에 대한 다항식 적응은 다음과 같이 주어진다:

수학식 21

$$q(l_x, l_z) = al_x^2 + bl_z^2 + cl_xl_z + dl_x + el_z + f,$$

[0169]

[0170] 여기서 l_x 및 l_z 는 각각 축방향 및 축방향 래그를 나타내고, q 는 진정한 피크 부근에서의 2D 복소 교차 상관관계의 크기이다. 제곱 에러(square error)를 최소화함으로써 다항식 계수를 푸는(solve) 것이 가능하다:

수학식 22

$$J(\theta) = \sum_{i=1}^N (q(l_{x_i}, l_{z_i}) - |\gamma_{12}(l_{x_i}, l_{z_i})|)^2,$$

[0171]

[0172] 여기서 $\theta = [a, b, c, d, e, f]'$ 이고, N 은 격자 상의 포인트들의 개수이다(이 경우, $N=9$).

[0173] 이것은 과잉-결정된 연립방정식(over-determined system of equations)을 푸는 것에 해당한다.

수학식 23

$$\hat{\mathbf{q}} = \mathbf{A}\theta$$

수학식 24

$$\begin{bmatrix} |\gamma_{12}(l_{x_1}, l_{z_1})| \\ |\gamma_{12}(l_{x_2}, l_{z_2})| \\ \vdots \\ |\gamma_{12}(l_{x_N}, l_{z_N})| \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_{x_1}^2 & l_{z_1}^2 & l_{x_1}l_{z_1} & l_{x_1} & l_{z_1} & 1 \\ l_{x_2}^2 & l_{z_2}^2 & l_{x_2}l_{z_2} & l_{x_2} & l_{z_2} & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ l_{x_N}^2 & l_{z_N}^2 & l_{x_N}l_{z_N} & l_{x_N} & l_{z_N} & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \\ e \\ f \end{bmatrix}$$

이것은 결과적으로:

수학식 25

$$J(\theta) = (\hat{\mathbf{q}} - \mathbf{A}\theta)'(\hat{\mathbf{q}} - \mathbf{A}\theta)$$

수학식 26

$$= \hat{\mathbf{q}}'\hat{\mathbf{q}} - 2\hat{\mathbf{q}}'\mathbf{A}\theta + \theta'\mathbf{A}'\mathbf{A}\theta.$$

실벡터(real vector)(θ)에 관한 이 2차 함수의 경사(gradient)를 취하고 0과 같다고 놓음으로써, 다음과 같이 얻는다:

수학식 27

$$\hat{\theta} = (\mathbf{A}'\mathbf{A})^{-1} \mathbf{A}'\hat{\mathbf{q}},$$

이것은 행렬 $\mathbf{A}$ 가 적절할 때(well conditioned) 유효하다. 이와 같은 경우가 아니라면, (예를 들어, 특이값 분해를 이용하여) 정제화된 해 [17]를 구한다. 일단 계수 θ 가 얻어지고 나면, 경사를 분석적으로 평가함으로써 $l_{x\max}$ 및 $l_{z\max}$ 를 얻는 것은 간단한 문제이다:

수학식 28

$$\frac{\partial q}{\partial l_x} = 2al_x + cl_z + d,$$

수학식 29

$$\frac{\partial q}{\partial l_z} = cl_x + 2bl_z + e,$$

[0183]

[0184] 그리고, 행렬 방정식을 풀면:

수학식 30

$$\begin{bmatrix} l_{x_{\max}} \\ l_{z_{\max}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2a & c \\ c & 2b \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} -d \\ -e \end{bmatrix}$$

[0185]

[0186] 그러나, 이 해는, 특히 측방향에서 진정한 상관관계 피크의 추정에서의 편향 및 변화량의 허용불가능한 높은 수준을 초래할 수 있는, 크기에만 기초한 보간의 형태에 해당할 수 있다. 이것은 측방향에서 q 에 의해 기술되는 표면의 거의 평탄한 성질(거우 ± 1 래그 샘플의 측방향 범위)에 기인한 것이다. 그러나, q 는 통상 측방향에서 뚜렷한 피크를 가지며, 이 방향에서의 미분(derivative)은 피크의 신뢰성있는 추정을 준다. 초음파 에코 신호의 분석적 성질은 보간없는 복소 교차 상관관계를 이용함으로써 측방향 시프트 추정에서의 높은 서브샘플 정확성을 허용한다는 것이 알려져 있다. (30)에 의해 기술되는 표면 적응 해로부터의 측방향 추정이 분석적 RF 데이터로부터 얻어진 측방향 추정과 결합된다면 개선된 해가 얻어질 수 있다.

[0187] 2D에서의 위상 정보에 대한 해명은 적절한 비용 함수와 연계하여 (13)을 제약으로서 이용함으로써(예를 들어, Lagrange 승수법(Lagrange multiplier method)을 이용하여) 용이하게 이루어질 수 있다. 이렇게 하기 위해, 우리는 (21)에 주어진 다항식 적응 함수 그 자체는 l_x 및 l_z 에서 2차 비용 함수라고 이해한다. 즉, (21)을 다음과 같은 형태로 다시 쓸 수 있다:

수학식 31

$$\begin{aligned} q(l_x - dx_0, l_z - dz_0) &= l' R l, \\ &= l' \begin{bmatrix} a & \frac{c}{2} \\ \frac{c}{2} & b \end{bmatrix} l, \end{aligned}$$

[0188]

[0189] 여기서, dx_0 and dz_0 는 진정한 피크 부근의 3 X 3 격자의 중심의 좌표이고, $l = [l_x - dx_0, l_z - dz_0]'$. R 의 요소들은 (23)에서의 최소 제곱 문제에 대한 해로부터 얻어진다. 이것은 (31)의 변환된 벡터 형태를 확장하고 (21)의 계수들 l_x^2 , l_z^2 및 $l_x l_z$ 와 비교함으로써 보여질 수 있다. 최적화 문제는, 하기 제약을 조건부로 하여 (31)을 최소화하는 서브샘플 시프트 벡터 $\delta l = [\delta_x, \delta_z]'$ 를 발견하는 것이다($l_{\max} = [dx_0, dz_0]' + [\delta_x, \delta_z]'$ 임에 유의).

- $m'm = 1$, 이것은 $m_x = M_{xz} / \sqrt{M_{xz}^2 + M_{zx}^2}$ 을 의미하고,

$$m_z = M_{zx} / \sqrt{M_{xz}^2 + M_{zx}^2}$$

- $\delta l' m = \delta_x m_x + \delta_z m_z = 0.$

[0190]

[0191] 제1 제약은, 통상 고유값 문제(eigenvalue problem)에서 이용되는 정규화(normalization)이다. 제2 제약은 해 벡터(solution vector)가 진정한 피크(13)에서 제로위상 라인에 직교하도록 제약한다. m 의 요소들은 (6) 및 (7)의 중심 주파수 값들로부터 얻어진다.

[0192] 상기 제약들은 Lagrange 승수들, λ 와 μ 의 관점에서 새로운 비용 함수를 정의하는 것을 허용한다:

수학식 32

$$J(\delta l) = \delta l' R \delta l - \lambda (\delta l' \delta l) + \mu \delta l' m.$$

[0193]

[0194] 이 문제에 대한 해는 δl 에 관하여 J 의 경사(gradient)를 취함으로써 얻어질 수 있다:

수학식 33

$$\frac{\partial J}{\partial \delta l} = 2R\delta l - 2\lambda\delta l + \mu m$$

[0195]

[0196] m' 로 곱하고 μ 에 대해 해를 구함으로써 :

수학식 34

$$\mu = -2m'R\delta l - 2\lambda m'\delta l$$

[0197]

수학식 35

$$= -2m'R\delta l,$$

[0198]

[0199] 여기서, (34)의 두 번째 항을 없애기(drop) 위해 직교성 제약이 이용되었다. (33)에서 다시 μ 를 대체함으로써, 고유값 문제를 얻게 된다:

수학식 36

$$\begin{aligned} 2R\delta l - 2\lambda\delta l - 2m'R\delta l &= 0 \\ \Rightarrow (I - mm') R\delta l &= \lambda\delta l. \end{aligned}$$

[0200]

- [0201] 이 고유값 문제에 대한 해는 행렬 $(I - mm')$ 의 최대 고유값과 연관된 고유벡터(eigenvector)이다. Lagrange 승수, λ 는, (진정한 최대치에서) 진정한 래그를 주도록 고유벡터(eigenvector)를 적절히 스케일링하는 고유값이다. 투영 행렬(projection matrix) $(I - mm')$ 은 제로-위상 등고선의 관찰된 기울기에 직교하도록 크기만의 방법에 기초하여 얻어진 해를 정렬하는 역할을 한다. 따라서, 2D 교차 상관관계의 진정한 피크를 발견하기 위한 위상과 크기 특성 사이의 결합이 완료된다.
- [0202] 다양한 단계들, 루틴들, 또는 프로세스들이, 유용한 영상 데이터의 제공 또는 영상 데이터의 향상을 더 보조하는 Ebbini (2006)에서 기술된 것과 같은) 여기서 설명된 예시의 스펙클 추적 방법에서 구현될 수 있다. 예를 들어, 혈관의 적어도 일부가 위치한 영역 내의 스펙클 영역들의 스펙클 추적을 수행할 때, 추적되고 있는 스펙클 영역(즉, 윈도우 또는 스펙클 셀)이 부분적으로는 혈관의 적어도 일부를 정의하는 관 벽 내에 있고 부분적으로는 관 벽 바깥에 있다면(예를 들어, 부분적으로는 관 내의 혈액에 놓여 있고, 또는 부분적으로는 관 벽의 경계 바깥에 놓여 있다면), 스펙클 추적 프로세스는 실행하기 어렵거나 부정확한 데이터를 초래할 수 있다(예를 들어, 교차 상관시키기 어려운 등). 이와 같이, 적어도 한 실시예에서, 일단 관 특성이 식별되거나 결정되면(예를 들어, 스펙클 추적에 기초한 관의 하나 이상의 경계(또는 그 일부)의 식별), 관 특성은 스펙클 추적 방법을 수행하는데 이용될 수 있다.
- [0203] 예를 들어, 하나 이상의 관 벽 경계는 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적에 기초하여 식별될 수 있다. 일단 이러한 경계가 식별되고 나면, 이들은 스펙클 추적 프로세스에서 이용될 수 있다. 하나 이상의 실시예에서, 예를 들어, 하나 이상의 스펙클 영역의 특성(예를 들어, 위치, 크기, 형상 등)은 적어도 하나의 식별된 관 특성(예를 들어, 관 벽 경계의 식별 등)에 기초하여 수정될 수 있다. 예를 들어, 추적되고 있는 하나 이상의 스펙클 영역들 중 적어도 하나의 스펙클 영역의 위치는 식별된 하나 이상의 관 벽 경계에 기초하여(예를 들어, 추적되고 있는 스펙클 영역이 완전히 관 벽 내부 또는 외부에 있도록) 수정될 수 있다(예를 들어, 또는, 크기 또는 형상과 같은, 하나 이상의 스펙클 영역의 기타 임의의 특성이 수정될 수 있다). 즉, 스펙클 추적 프로세스가 추적되고 있는 스펙클 영역 또는 윈도우가 부분적으로는 혈관의 적어도 일부를 정의하는 관 벽 내에 있고 부분적으로는 관 벽 외부에 있다면(예를 들어, 부분적으로는 관 내의 혈액에 놓여 있거나 부분적으로는 관 벽의 경계 바깥에 놓여 있다면), 스펙클 영역 위치는, 스펙클 영역이 완전히 관 벽 내에 또는 관 벽 바깥에 위치하도록 수정되거나 기타의 방식으로 조정될 수 있다. 또한, 추적된 스펙클 영역의 크기 또는 형상(예를 들어, 협소성 또는 폭 또는 길이)는, 스펙클 영역이 완전히 관 벽 내에 또는 관 벽 바깥에 위치하도록, 또는 예를 들어, 변위의 양질 추정(quality estimates)을 제공하도록, 스펙클 추적 동안에 수정될 수 있다. 즉, 스펙클 영역은, (예를 들어, 관의 적어도 일부가 위치한 영역에 대한 변형을 및/또는 진단 변형을 영상 데이터의 종래의 스펙클 추적 및 생성에 의해) 관에 대해 결정된 하나 이상의 경계에 기초하여, 스펙클 영역이 완전히 관 벽 바깥에 놓이도록, 완전히 관 벽 내에 놓이도록, 또는 완전히 혈액 내에 놓이도록 수정된다.
- [0204] 예를 들어, 일반적으로, 추적 윈도우는, (예를 들어, 일반적으로 윈도우 크기를 줄임으로써 개선되는) 공간 해상도와 (예를 들어, 일반적으로, 윈도우 크기를 증가시키는 것에 의한) 변위 추정의 변화량을 줄이는 것 사이의 최적화 또는 트레이드오프를 달성하도록 설계된다. 예를 들어, 한 실시예에서, 균일한 스펙클 영역에 대해, 에코 데이터의 SNR(signal-to-noise)은, 트랜스듀서 대역폭과 함께, 윈도우 크기를 선택하는데 있어서 주요 인자이다. 또한, 심각한 변형이 없을시, 윈도우들은 대략 정사각형, 즉, 대략 동일한 축방향 및 측방향 크기를 갖도록 설계된다. 특히 루멘측 상의 관 벽 부근에서, 많은 가정들이 침해될 수 있다. 높은 프레임 속도 촬영(예를 들어, M2D 모드 촬영)이 이러한 효과들 중 일부를 완화하도록 제공되지만, 추적 윈도우 내의 변형(예를 들어, 윈도우의 일부는 관에 있고 일부는 혈액에 있어서 변형 문제를 야기하는 것)을 직접 감안할 필요는 없을 수 있다. 이러한 경우에, 최적의 추정(예를 들어, 최상의 가능한 변위 추정)을 생성하는 적응적 윈도우 크기 및 형상 설계 또는 선택 알고리즘을 적용할 수 있다. 2D 위상-결합된 알고리즘은 추정의 품질에 관한 피드백(예를 들어, 성능 지수(figures of merit))을 제공한다. 이들 성능 지수는, 예를 들어, 동일한 높이와 상이한 폭을 갖거나 그 반대의 상이한 윈도우들을 이용하여 얻어진 추정의 품질을 특성기술하는데 이용될 수 있다. 이와 같이, 이들 윈도우들을 병렬로 실행하고, 가장 높은 성능 지수를 갖는 추정은 선택하고 가장 낮은 성능 지수를 갖는 추정은 거부 또는 가중치 저하(예를 들어, 더 낮은 가중 계수 적용)하는 투표 방식(voting scheme)을 구현하는 것이 가능하다.
- [0205] 또한, 관 벽 에코 반향은 혈액으로부터 수신된 펄스-에코 데이터를 훼손시킬 수 있다. 이와 같이, 혈액 내의 하나 이상의 스펙클 영역의 스펙클 추적의 하나 이상의 실시예에서, 스펙클 추적은, (예를 들어, 반향제거 필터를 이용하여) 혈액 내의 하나 이상의 스펙클 영역으로부터의 펄스-에코 데이터의 이러한 스펙클 추적을 수행할 때 관 벽에서의 반사에 기인한 펄스-에코 데이터에서의 에코 성분들을 제거할 수 있다.

- [0206] 즉, 여기서 설명된 바와 같이, 혈관 부근에서의 조직 움직임과 변형을 촬영하기 위해 다양한 스펙클 추적 방법(예를 들어, 2차원 스펙클 추적 방법)이 이용될 수 있다. 그러나, 하나 이상의 실시예에서, 관 벽 에코 반향은 혈액으로부터의 에코(산란)를 압도하여 관 내부의 큰 영역에서 액류 정보의 손실을 초래할 수 있다. 이러한 반향을 보정하는데 이용될 수 있는 하나의 실시예는, 관 내부의 에코 데이터(예를 들어, 혈액으로부터의 에코 데이터)에 대한 시변 반향제거 역 필터의 이용을 포함한다. 이러한 필터를 위한 설계는, 반향 패턴은 관 벽의 박동 움직임에 따라 상당히 변한다는 사실에 의해 영향을 받을 수 있다. 촬영 빔에 관한 관 벽의 위치/배향에서의 사소한 변화는, 관 벽에서의 스펙클-반사(speckle-specular) 에코 혼합 및 관 내부의 반향 패턴에서의 관찰된 주기성에서의 측정가능한 변화를 초래한다. 따라서, 시변 역 필터는 심장 사이클 동안에 적절하게 반향 성분들을 제거하는데 이용될 수 있다.
- [0207] 스펙클 추적(예를 들어, 2차원 스펙클 추적)은, 특히 관 촬영 애플리케이션에서 조직 움직임 및 변형의 분석에 이용될 수 있다. 관 역학의 직접적인 측정 및/또는 특성기술 외에도, 이러한 스펙클 추적은, 조직 변위 필드들, 및 계산상의 유체 역학과 같은 중요한 도전 분야에 적합한 기저의 해부학적 정보를 제공할 수 있다.
- [0208] 예를 들어, 여기서 설명된 바와 같이, 펄스-에코 진단 초음파를 이용한 조직 움직임/변형 및 혈관(예를 들어, 인간의 경동맥) 내의 혈류 벡터 속도의 동시적 추정이 수행될 수 있다(예를 들어, 높은 프레임 속도(예를 들어, 초당 325 프레임) M2D 촬영 모드와 함께 축방향 및 측방향 모두에서 서브샘플 변위 추정 정확성을 달성하는 위상-결합된 2차원 스펙클 추정을 이용하여 측방향 액류 속도 및 벽 움직임 모두가 동시에 추정될 수 있으므로, (관 직경을 통한) 압력과 (벡터 속도를 통한) 액류를 제공한다). 이러한 측정은, 여기서 설명된 바와 같이 관 벽 유연성의 평가에서 이용될 수 있는 혈류역학적 계산을 위한 기초와, 관의 건강에 대한 중요한 지표를 제공할 수 있다. 또한, 여기서 설명된 바와 같이, 축방향 및 측방향 변위 필드들은 양호하게 거동하고(well-behaved), 조직과 혈액 양쪽 모두에서 변형을 및 진단 변형을 계산을 허용한다. 해부학적 영상 정보와 함께, 이들 속도/변형률 필드들은, 맥관 구조와 주변 조직의 건강의 평가(예를 들어, 죽상 경화증의 검출 및 스테이징(staging))에 적합한 역 계산을 허용할 수 있는 전산적인 유체 역학적 모델에 대한 입력을 제공할 수 있다.
- [0209] 펄스-에코 초음파에 기초한 2차원 스펙클 추적 방법의 한 가능한 제약은 강한 정반사기(specular reflector)들과 연관된 반향 성분이다. 반향은 정반사기로부터 먼 영역들로부터의 후방 산란 성분(back scattering component)과 혼합되는 클러터(clutter) 신호 성분을 생성한다. 이것은, 혈액으로부터의 산란이 관 벽으로부터의 정반사보다 통상 30 - 40 dB 아래인 혈관에서 중요하다. 그러나, 조직 움직임 및 혈액 속도 벡터 모두가 중요한 응용에서는, 관 벽 내의 영역으로부터의 반향에 기인한 클러터가 최소화되어야 한다. 2차원 스펙클 추적에 앞서 혈액 산란 영역으로부터의 에코들을 복원하기 위한 펄스-에코 초음파 데이터의 반향제거용 알고리즘이 이러한 방향을 해결하는데 이용될 수 있다. 심장 사이클의 상이한 위상들 동안에 관 벽의 산란 특성에서의 변화로 인해, 반향 신호 성분들은 비-정상(non-stationary)임이 관찰되고, 이것은 반향제거용 시변동 역 필터가 필요할 수 있다는 것을 나타낸다. 한 가능한 필터 설계 접근법은, 벽으로부터의 에코 신호에 대한 단거리 상관관계와 근접 벽 및 관 영역으로부터의 에코 신호의 장거리 상관관계를 이용할 수 있다. 상관관계 함수의 주기성은 관 벽 아키텍처와 다층 조직 구조에 기인한 것으로서 뚜렷한 정반사 성분(예를 들어, adventia)을 야기한다.
- [0210] 다음은 반향제거의 하나 이상의 구현과 이를 테스트하는 예를 제공한다. 이러한 특정한 구현 또는 예는 본 개시에 대한 제한으로서 간주되어서는 안 된다.
- [0211] 예시적인 반향제거(Dereverberation) 필터링 정보
- [0212] 예시의 반향제거 필터링을 위한 데이터 취득
- [0213] M2D 펄스-에코 데이터 수집에 이용되는 프로그램이 로딩된 Sonix RP(Ultrasonix, Canada) 초음파 스캐너가 이용되었다. 그 다음, 수집된 데이터는 실시간 데이터 처리를 위해 Gigabit Ethernet을 통해 제어기 PC에 스트림라인된다. 데이터 처리 컴퓨터는, 다큐어 GPU(nVIDIA, Santa Clara, CA)를 이용함으로써 고해상도(공간적 및 시간적 모두) 스펙클 추적 및 분리가능한 2D 사후필터링(post filtering)에 의해 요구되는 집약적 계산을 용이하게 처리할 수 있다. 이 예의 모든 데이터를 취득하기 위해 선형 어레이 프로브(LA14-5/38)이 이용되었다. 프로브 상의 전송 펄스의 중심 주파수는 7.5 MHz였다.
- [0214] 수신된 신호 모델
- [0215] 전술된 바와 같은 전형적인 스캐너와 전형적인 관 프로브로부터 얻어진 펄스-에코 빔포밍된 초음파 데이터에 대한 수신 신호 모델(received signal model)이 제공된다. 하나의 영상 라인을 형성하는 에코 데이터는 다음과

같이 주어진다.

수학식 37

$$x_r(t, l) = x_c(t, l) + x_i(t, l)$$

여기서, $x_c(t; l)$ 은 영상 라인 l 에서 깊이 $z=c/t$ 로부터의 코히어런트(coherent) 에코 성분을 나타내고, $x_i(t; l)$ 은 동일한 위치로부터의 인코히어런트(incoherent) 에코 성분이다. 관 벽에서, 코히어런트 성분은 다층 관 및 지지 구조로부터의 정반사로 인해 크다. 간소화를 위해, 균일 매체 내의 단층(single layer)과 협대역 모델을 가정한다:

수학식 38

$$x_c(t, l) = R_{tw} p\left(t - \frac{2z_0}{c}\right) + \sum_{k=1}^{\infty} \alpha_k p\left(t - \frac{2z_0}{c} - \frac{2kd_w}{c}\right)$$

여기서, $p(t) = a(t)e^{j(\omega_0 t + \theta(t))}$ 은 분석용 전송 초음파 펄스이고, R_{tw} 는 반사 계수이며, d_w 는 관 벽 두께이다. (38)에서, R_{tw} 는 조직-벽 반사 계수를 나타내고, α_k 는 벽-조직 반사와 전송 계수의 함수이다. 반사 계수들은 통상 작고(예를 들어, < 10%), (38)의 급수(series)는 각 층에 대해 실제로 2 내지 4개 항이다. 불행히도, 반향 항(reverberation term)들은 관 내의 혈액으로부터의 에코 성분과 간섭한다. 그들의 신속한 감쇄에도 불구하고, 그들의 진폭은 관 내부의 수 밀리미터에 이르는 영역에서의 혈액으로부터 에코를 마스킹하기에 여전히 충분히 높게 남아 있다. 혈액으로부터의 에코를 언마스킹(unmask)하고 2차원 스펙클 추적을 허용하여 관 내부의 벡터 속도를 추정하기 위해 반향제거 필터(dereverberation filter)가 이용될 수 있다.

에코 반향제거를 위한 역 필터 설계

코히어런트 에코 성분의 상관관계 함수는 $\tau_k = 2kd_w/c$ 에서 2차 피크를 나타낸다. 이들 피크들의 진폭은 (벽 내부의 다중 반사(multiple reflection)로 인해) k 에 따라 지수적으로 감쇄한다. 이들 2차 피크들은 기저대역 변환 이후에 에코 데이터의 자기상관 함수로부터 추정될 수 있다. 실제의 관 촬영 실험으로부터의 결과는, 깨끗한 에코 데이터의 확률 밀도 함수(pdf; probability density function)의 모델링에 대해 가우스 혼합 모델(Gaussian mixture model; GMM)이 가장 적절할 수 있음을 암시한다. GMM은 또한, (예를 들어, 액류 또는 적혈구 응집으로 인한) 혈액에 의한 산란에 관한 여러 가설에 의해 동기부여된 것이다. 반향제거 역 필터에 대해 무한 임펄스 응답(IIR:infinite impulse response) 필터가 취해진다

수학식 39

$$y[n] = x[n] - \sum_{k=1}^N a_k y[n-k]$$

계수 $\{a_k\}_{k=1}^N$ 는 액류 채널의 GMM에 관하여 로그-가능성(log-likelihood)을 최대화함으로써 얻어질 수 있다:

수학식 40

$$\mathcal{L} = \frac{1}{N_y} \sum_{n=n_0}^{n_0+N_y-1} \log \left(\sum_{i=1}^{N_g} \frac{w_i}{\sqrt{2\pi\sigma_i^2}} \exp \left(-\frac{(y[n] - \mu_i)^2}{2\sigma_i^2} \right) \right)$$

[0224]

[0225] N_g 는 GMM에서의 가우시안 밀도들(Gaussian densities)의 개수이고(각각은 $\{w_i, \mu_i, \sigma_i\}$ 로 표현된다), N_y 는 출력 테스트 시퀀스의 길이이다. IIR 역 필터의 파라미터들은 $\{a_k\}_{k=1}^{N-1}$ 에 관한 부분 미분에 의해 (40)의 $\mathcal{L}$ 를 최대화함으로써 얻어질 수 있다,

수학식 41

$$\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial a_k} = \frac{1}{N_y} \sum_{n=n_0}^{n_0+N_y-1} \sum_{i=1}^{N_g} \frac{\mathcal{E}_{i,n}}{\mathcal{E}_n} \frac{(y[n] - \mu_i)y[n-k]}{\sigma_i^2}$$

[0226]

[0227] 여기서, $\mathcal{E}_{i,n}$ 및 $\mathcal{E}_n$ 는 각각 (40)의 내측 합산(inner summation) 내부의 i 번째 항과 내측 합이다. 필터의 파라미터들은 하기 식을 통해 반복적으로 얻어질 수 있다:

수학식 42

$$a_k[m+1] = a_k[m] + \delta \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial a_k[m]}$$

[0228]

[0229] 여기서, m 은 반복 인덱스이고, d 는 (수렴 속도를 몇가로 한) 정교한 수렴(fine convergence)을 허용하도록 충분히 작게 선택된다. 적어도 한 실시예에서, 자주 있는 일이지만, 하나의 분포(distribution)에 의해 GMM이 지배된다면 (41)은 간략화될 수 있다. 어쨌든, 경험적인 값 $\delta=0.01$ 은 10회 반복 이하 내에서의 수렴을 야기한다.

[0230]

모델-차수 선택: (39)의 파라미터 N 은, 근접 관 벽 및 근접 벽을 포함한 관으로부터의 에코 데이터의 복소 엔빌로프의 자기상관 함수에서의 2차 피크의 식별로부터 결정될 수 있다. 이들 상관관계 함수들의 주기성은, 관 내의 반향에 대한 주 이유인 벽(및 지지-조직) 아키텍처에 의해 식별될 수 있다. 전형적인 인간 피험자의 경동맥의 경우, 차수는 20 - 45 범위의 심장 사이클의 위상에 따라 변한다(관 벽이 최대로 스트레칭될 때의 차수는 낮아짐). 모델 차수에 관한 최대값 $N_{\max}$ 는 심장 사이클의 전체에 걸친 주기성의 관찰을 통해 설정될 수 있다.

[0231]

반향없는(Reverberation-free) 훈련 데이터

[0232]

반향없는 에코 데이터를 얻는 것은, (관 벽의 식별 후에) 관 벽으로부터의 정반사를 피하기 위해 촬영 트랜스듀서를 기울임(tilting)으로써 달성될 수 있다. 사실상, 정반사 에코를 상당히 제거하고 양호한 관의 뷰를 유지하기 위해 매우 작은 기울임으로 충분하다. 컬러 플로우(color flow) 또는 파워 도플러 모드(power Doppler mode)는 훈련 에코 데이터를 추출하기 위한 액류 영역을 정의하는데 이용될 수 있다. 일단 이것이 달성되고 나면, 촬영 트랜스듀서는 정반사로부터 관 경계가 최상으로 정의될 수 있는 위치로 복귀된다. 반향 성분이 존재하지 않는 영역을 신중하게 선택함으로써 훼손된 뷰로부터 반향없는 데이터를 얻는 것도 가능하다.

[0233]

예를 들어, 6-mm 직경을 갖는 혈관은 그 원위부(distal end)에서 반향없는 에코 데이터의 2 mm 영역을 제공할

수 있다. 전형적인 심장 사이클 동안에 GMM을 식별하기 위해 후자의 방법을 이용할 수 있다. 인간 피험자로부터의 실제 에코 데이터에 기초하여, (40)의 N_g 값은 통상 3 내지 4이며, 모두는 제로 평균을 가진다.

- [0234] 시변 필터 설계 알고리즘
- [0235] 상기의 유도 및 전형적인 관 촬영 초음파로부터의 빔포밍된 에코 데이터에 대한 데이터 취득 모델에 대한 사실에 기초하여, 다음과 같은 필터 설계 단계들이 제공된다. 영상 라인 1 및 영상 프레임 p에 대해,
- [0236] 단계 0: 복소 엔빌로프 데이터로부터 근접 관 벽을 검출.
- [0237] 단계 1: 단거리 및 장거리 상관관계 함수로부터 IIR 모델 차수 N을 결정.
- [0238] 단계 2: 관 에코 데이터의 반향없는 세그먼트로부터 GMM 파라미터를 결정.
- [0239] 단계 3: 최대 가능성 알고리즘(maximum likelihood algorithm)을 이용하여 필터 계수를 결정(수학식 40 - 42)
- [0240] 단계 4: 에코 데이터에서 단절을 피하기 위해 적절한 초기 조건과 함께 관 데이터에 IIR 데이터를 적용.
- [0241] 단계 5: $y[n]$ 에 관한 장거리 상관관계 함수를 계산. 반향이 여전히 검출가능하다면, $N < N_{max}$ 동안 단계 3으로 이동. 그렇지 않으면 정지.
- [0242] 예에 관한 결과와 논의:
- [0243] 데이터 수집 - 건강한 지원자의 우측 경동맥(carotid artery) 촬영으로부터 M2D 모드 데이터를 수집하기 위해 Sonix RP가 이용되었다. 실시간 빔포밍된 RF 데이터가 325 fps의 프레임 속도로 수집되고 오프라인으로 처리되어, (컬러 또는 그레이스케일로) 코딩되고 B-모드 그레이스케일 영상에 오버레이된 경동맥의 측방향(도 16a) 및 축방향 변위(도 16b)를 도시하는 도 16a 및 도 16b에 도시된 것과 유사한 영상을 생성하였다. 변위 필드들은 Ebbini 2006에서 기술된 바와 같은 위상 결합된 2차원 스펙클 추적 알고리즘을 이용하여 추정되었다.
- [0244] 3개보다 많은 심장 사이클을 포착함으로써 약 1.9초(642 프레임)의 데이터가 취득되어, 주로 근접 벽에 기인한 관의 에코와 반향의 역학의 모델링을 허용한다. (관을 관통하는, 먼 벽을 제외한 근접 벽) 관으로부터 에코의 공간-시간적 맵이 도 17a에 도시되어 있다. 영상은 (대략 영상의 중심에서의) 하나의 영상 라인으로부터의 RF 데이터의 엔빌로프를 도시한다. 이것은 M-모드 초음파라고 하며, 심장 및 관 촬영 응용에서 벽 움직임의 분석을 허용한다.
- [0245] 도 17b는 취득 기간 동안만의 근접 벽으로부터의 에코의 M-모드 영상을 도시한다. 이 영상은 심장 사이클 동안의 벽 에코의 역학을 나타낸다. 예를 들어, 처음 몇 개 라인의 경우($0 < t < 0.1s$), 벽은 순수 정반사기를 나타낸다. 반면, 벽이 관 내의 압력 변화로 인해 팽창을 겪을 때 벽 에코는 덜 조직화된 것처럼 보인다. 도 17a에 도시된 관의 엔빌로프를 검사하면, 관 내 약 4mm 아래까지 강한 반향 패턴을 볼 수 있다. 이 패턴은 혈액으로부터의 임의의 산란을 마스킹하여, 관 내의 큰 영역에서 액류 속도 벡터를 추정하는 것을, 불가능하게는 아니지만, 어렵게 한다.
- [0246] 도 18a 및 도 18b는, 근접 벽(도 18a - 장거리 상관관계)을 포함한 관과, 도 17a 및 도 17b에 도시된 M-모드 영상에 대응하는 근접벽 단독(도 18b - 단거리 상관관계)으로부터의 정규화된 복소 엔빌로프 상관관계 함수의 공간-시간 맵을 도시한다. 관 벽이 스트레칭되지 않고 정반사기로서 행동할 때 $\approx \pm 0.8 \text{ mm}$ 에서 강한 2차 피크를 볼 수 있다. 반면, 관 벽이 스트레칭될 때 이 피크는 감소되고 상관관계 함수의 메인 로브(lobe)는 확장된다. 이 결과는 시변 반향제거 필터가 유익할 것임을 입증하고 있다.
- [0247] 도 19a 내지 도 19d는 제안된 최대 가능성 알고리즘을 통해 얻어진 반향제거 필터들의 성능을 나타낸다. 단거리 및 장거리 상관관계 데이터를 이용하여, 필터 차수는 2개 프레임($t=0.003s$ 에서의 프레임 1 및 $t=0.31 \text{ sec}$ 에서의 프레임 100)에 대해 21이 되도록 결정되었다. $N_g=3$ 을 이용하여 원위 벽(distal wall) 부근의 관 데이터로부터 GMM 모델들이 추정되었다. 양쪽 경우에 $N_y=50$ 이 이용되었고, $\delta=0.005$. 각각 프레임 1 및 프레임 100 데이터에 대해 7회 및 9회의 반복으로 수렴이 이루어졌다. 양쪽 필터들의 크기 응답은 역 필터링과 반향제거 특성을 입증한다; 신호 대역폭 2-6 MHz가 반전되고 리플(ripple)은 계속 있다. 도 19a 내지 도 19d는 필터 프레임 1(도 19a 및 도 19b) 및 필터 프레임 100(도 19c 및 도 19d)에 대한 필터링을 동반 및 동반하지 않은 반향제거 필터 및 관 데이터를 나타낸다(필터링된 신호는 일반적으로 원래 신호보다 0 라인 축에 더 가깝다).
- [0248] 건강한 지원자로부터의 관 촬영 실험으로부터의 결과는, 심장 사이클 동안 반향 성분의 시변 성질을 감안하기

위해 시변 역 반향제거 필터들을 이용한 혈관으로부터의 에코 데이터의 반향제거의 가능성을 입증한다. 이러한 필터링은 스펙클 추적(예를 들어, 2차원 스펙클 추적) 방법을 이용한 관에서의 더 정확한 벡터 속도 추정을 위한 것일 수 있다. 예시의 알고리즘은 강력하고 계산적으로 효율적이며 최소한 훈련을 요구하므로 실시간 초음파 촬영 응용에 적합하게 한다.

[0249] 이하의 내용은 하나 이상의 관 촬영 구현과 관 벽 역학의 특성기술 또는 여기서 전반적으로 설명된 이를 테스트하는 예를 제공한다. 이러한 특정한 구현 또는 예는 본 개시에 대한 제한으로서 간주되어서는 안 된다.

[0250] 일반적으로, 측방향 및 측방향 모두에서의 서브샘플 정확성을 동반한 조직 움직임과 액류의 동시적 촬영을 위한 방법이 설명된다. 이 방법은 측방향 및 측방향 모두에서 서브-픽셀 변위를 알아내기 위해 진정한 2D 복소 교차 상관관계(true 2D complex cross correlation)를 채용하는, 위상-결합된 2D 스펙클 추정 접근법을 이용한다. Sonix RP 스캐너 상의 촬영 시퀀스는 관심 영역을 포괄하는 제한된 시야에서(M2D 모드) 높은 프레임 속도의 2D 데이터 수집을 허용하도록 수정되었다. 강력한 스펙클 2D 추정 방법과 함께, M2D 촬영은, 액류가 (촬영 빔에 관하여) 주로 측방향일 때에도, 액류 및 벽/조직 움직임의 전체 역학관계의 포착을 허용한다. 측방향 및 측방향 양쪽 모두에서 미세 벡터 변위 추정은, 최소한의 필터링을 수반한 부드럽고 연속적인 변형률 및 전단 변형률 계산을 허용하는 것으로 도시되어 있다. 변위와 변형률 필드들의 품질은, 액류 팬텀(ATS 모델 524)과 건강한 지원자의 경동맥의 생체내 영상(in vivo images)의 실험 결과에 의해 입증된다. 결과는, 높은 공간적 및 시간적 샘플링에서의 벡터 액류 필드와 벽/조직 움직임 및 대응하는 변형의 동시적 촬영을 입증한다. 이것은 혈액과 혈관 사이의 유체-고체 상호작용을 모델링하는데 있어서 필수적인 툴을 제공할 수 있다.

[0251] 예시적인 촬영 방법에 대한 재료 및 방법

[0252] 위상-결합된 2D 스펙클 추적 — 이용된 위상-결합된 2D 스펙클 추적 알고리즘이 Ebbini 2006에 기술되어 있으며, 여기서 적어도 부분적으로 설명된다. 스펙클 추적 방법은, 탐색 영역에서 2D 복소 상관관계의 크기와 위상의 경사에 기초한다. 이 접근법은 측방향 및 측방향 모두에서 서브샘플 정확성과 함께 그 좌표를 결정하기 위해 상관관계 피크 부근의 위상과 크기 경사들을 결합한다. 이것은, 샘플링된 (측방향 보간된) 2D 교차-상관관계 격자 상의 크기 및 위상 경사 벡터들간의 각도로부터 결정된 최소 레벨의 측방향 보간에 의해 달성된다. 이 알고리즘 배후의 한 결과는, 진정한 피크로의 크기 경사 벡터의 최종 접근은 제로-위상 등고선에 직교한다는 것이다. 이것은 제로-위상 등고선 상의 2D 강한 투영(robust projection)으로 이어지고, 그 결과 이전에 제안된 방법을 이용할 때 필요한 것보다 훨씬 아래의 보간 레벨에서의 서브샘플의 정확성을 야기한다. 위상-결합된 기술을 이용하여 얻어진 추정된 2D 벡터 변위 필드들은 양자화(quantization)의 증거없이 동적 범위를 포괄하는 전체 범위의 값을 디스플레이한다는 것을 보였다. 비교로서, 측방향 보간 후 1D 위상-투영을 이용하는 이전에 공개된 방법은 (2D 위상-결합된 방법과 동일한 보간 레벨에서) 심각하게 양자화된 측방향 변위 필드들을 생성한다.

[0253] 데이터 취득 — 높은 프레임 속도의 M2D 펄스-에코 데이터 수집에 이용되는 프로그램이 로딩된 Sonix RP(Ultrasound, Canada) 초음파 스캐너가 이용된다. 그 다음, 수집된 데이터는 실시간 데이터 처리를 위해 Gigabit Ethernet을 통해 제어기 PC에 스트림라인된다. 데이터 처리 컴퓨터는, 다중-코어 GPU(nVIDIA, Santa Clara, CA)를 이용함으로써 고해상도 (공간적 및 시간적 모두) 스펙클 추적 및 분리가 가능한 2D 사후필터링(post filtering)에 의해 요구되는 집약적 계산을 용이하게 처리할 수 있다. 이 문헌에서 나타난 모든 데이터를 취득하기 위해 선형 어레이 프로브(LA14-5/38)가 이용되었다. 프로브 상의 전송 펄스의 중심 주파수는 7.5 MHz였다.

[0254] ATS Model 524 플로우 팬텀 및 Cole-Parmer MasterFlex 롤러 펌프를 이용한 실험이 수행되어 측방향 및 측방향에서 변위를 나타내었다. 111 fps의 프레임 속도에서 Sonix RP 스캐너를 이용하여 M2D 데이터가 수집되었다. ATS 팬텀의 4-mm 플로우 채널의 영상들이 MasterFlex 펌프의 적절한 속도 설정과 함께 제어된 유체 플로우 하에서 수집되어 경동맥에서의 전형적인 혈류 속도(예를 들어, 336 ml/min)를 흉내내었다. 셀룰로오스 미세구체(microsphere)가 물에 희석되어 데이터 수집 동안에 액류 채널로부터의 선형 산란을 생성하였다(지상검증자료(ground truth)로서 채널 경계를 결정하기 위한 컨트롤로서 순수한 물도 역시 촬영되었다).

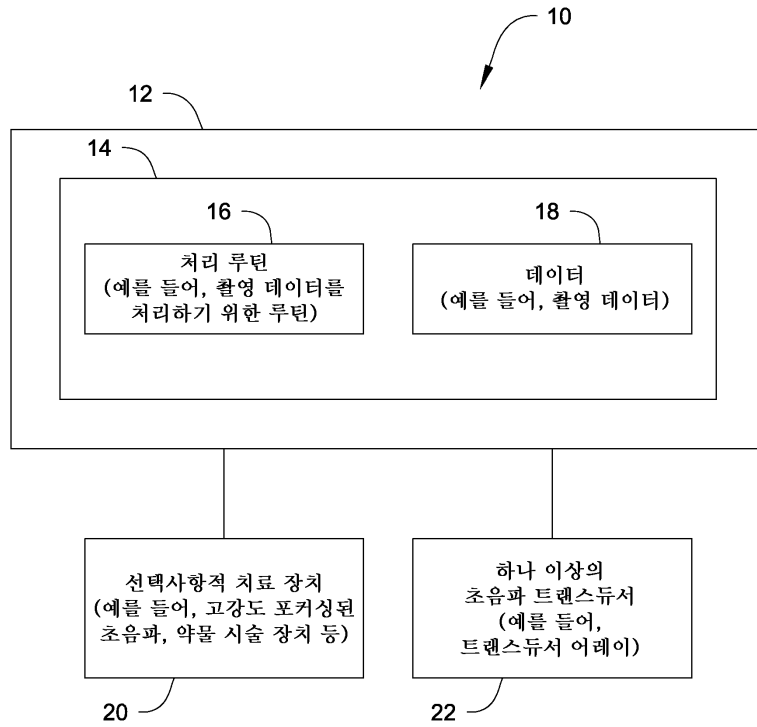
[0255] 변형률 계산 — 2D 스펙클 추적 알고리즘을 이용하여 얻어진 측방향 및 측방향 변위 필드에 관해 MATLAB의 경사 커맨드를 이용하여 변형률 및 전단 변형률 계산되었다. 변형률 및 전단 변형률 계산에 후속하여, 3 3 크기의 표준 편차 1의 단순 가우시안 저역통과 필터, 즉 변형률 및 전단 변형률 필드의 최소의 사후 필터링이 이어졌다.

- [0256] 예시적인 촬영 방법에 관한 결과와 논의
- [0257] 실험 팬텀 결과(Experimental Phantom Result)
- [0258] 빔 축, 즉, 축방향 액류에 수직한 채널 축을 갖는 LA 14-5 프로브를 이용하여 4-mm 액류 채널이 촬영되었다. 결과적인 변형률 및 전단 변형률 필드의 전형적인 예가 도 8a 및 도 8b와 도 9a 및 도 9b에 도시되어 있다. 도 8a 및 도 8b는 각각 4-mm 액류 채널 종방향 벽들의 축방향 변형률 및 축방향 전단 변형률을 도시한다. 도 9a 및 도 9b는 각각 4-mm 액류 채널 종방향 벽들의 축방향 변형률 및 축방향 전단 변형률을 도시한다. 변위 필드들의 양호하게 거동하는 성질을 입증하는 변형률 필드들의 평활성을 볼 수 있다. 동시에, 채널과 주변 조직-모방 재료 사이의 명확한 경계를 인식할 수 있다.
- [0259] 추정된 벡터 액류 필드들의 역학은, 주기적 채널 직경(점선)(추적된 채널 벽 변위로부터 계산된 채널 벽에서의 축방향 성분으로부터 얻어짐)과, 펌프 작동의 수 개 사이클에 대한 채널(즉, ATS 팬텀의 4 mm 액류 채널 내)에서의 대응하는 평균 축방향 액류 속도(실선)의 플롯을 도시하는 도 10의 결과에 의해 예시된다. 이 결과는, 관찰된 액류 속도의 준-주기적 성질, 및 직경(채널에서의 압력)과 액류 사이의 위상 관계를 명확히 도시한다. 액류 속도에서의 작은 네거티브 성분은 직경이 최대값(즉, 채널에서의 최소 압력)에 도달한 직후에 발생한다는 점에 주목한다. 채널 내의 유체의 이러한 "백업(back up)"은 B-모드 동영상(movies)에서 용이하게 관찰되었지만, 벽 움직임은 훨씬 더 미묘했고(< 150 mm), 축방향 변위 필드에서만 볼 수 있었다.
- [0260] (-3.2mm의 축방향 거리에서의) 촬영 빔의 축을 따른 축방향 액류의 동적 거동이 도 11에 나타나 있다. 도 10에 도시된 준-주기적 패턴과 일치하는 축방향 변위 필드들의 평활하고 양호하게 거동하는 성질을 볼 수 있다. 도 11에 도시된 결과는 최소한으로 처리된다, 즉, 유체와 주변 조직에서의 벡터 변위 추정의 연속성 및 높은 SNR은 위상-결합된 2D 스펙클 추적 방법의 적절한 응용의 직접적인 결과라는 점에 주목한다.
- [0261] 생체내 실험(In Vivo Experiment)
- [0262] 건강한 지원자의 경동맥의 구획이 LA14-5 프로브를 이용하여 111 fps에서 촬영되었다. 팬텀의 경우와 같이, 축방향 및 축방향 변위 필드들은 관심 영역에 걸쳐 연속적이었고, 도 12a 및 도 12b와 도 13a 및 도 13b에 도시된 변형률 및 전단 변형률 필드들의 계산을 허용했다. 도 12a 및 도 12b는 각각 경동맥 종방향 관 벽의 축방향 변형률 및 축방향 전단 변형률을 도시한다. 도 13a 및 도 13b는 각각 경동맥 종방향 관 벽의 축방향 변형률 및 축방향 전단 변형률을 도시한다. 축방향 변형률 및 축방향 전단 변형률 영상에서 관과 벽/혈관 주변 조직 사이의 명확한 경계를 볼 수 있다. 또한, 축방향 전단 변형률 및 축방향 변형률 영상으로부터 맥동 효과를 알 수 있다. 이들 결과는 벡터 움직임 필드(축방향 및 축방향)의 신뢰성있는 추정과 현실적 변형률 및 전단 변형률 필드의 취득에서 그들의 유용성을 입증한다.
- [0263] 마지막으로, 건강한 지원자의 경동맥 주변의 변형률 필드들의 단면도를 볼 수 있다. 축방향 및 축방향 양쪽 모두에서의 변형률 및 전단 변형률이 각각 도 14a 및 도 14b와 도 15a 및 도 15b에 도시되어 있다. 도 14a 및 도 14b는 각각 경동맥 단면 관 벽의 축방향 변형률 및 축방향 전단 변형률을 도시한다. 도 15a 및 도 15b는 각각 경동맥 단면 관 벽의 축방향 변형률 및 축방향 전단 변형률을 도시한다. 도 14a 및 도 14b를 검토하면, 축방향의 움직임이 벽에서의 축방향 변형률(도 14a)과 축방향에 대한 전단 성분(도 14b)을 생성했다는 것을 관찰할 수 있다. 이 경우의 변형률의 방향은 팽창하는 관을 묘사한다. 마찬가지로, 축방향에서의 움직임은 축방향에서의 변형률(도 15a)과 축방향에 대한 전단 성분(도 15b)을 생성했다. (본 출원에서는 제시하지 않지만) 변형률 및 전단 변형률 필드들의 동영상은 벽 움직임의 역학을 명확하게 보여주었다. 벽 역학 외에도, 변형률 영상은 축방향 및 축방향 양쪽 모두에서 관의 경계를 식별하기 위한 틀을 제공한다. 후자는 일반적으로 B-모드 영상으로부터 결정하기 어렵다.
- [0264] 예의 결과로서, 액류 채널 부근에서의 변위와 변형률 필드들을 촬영하기 위한 방법이 건강한 지원자의 경동맥의 생체내 촬영 및 액류 팬텀에서 실험적으로 입증되었다. 결과는, 충분히 높은 프레임 속도에서, 스펙클 추적 방법은 채널 내의 조직 움직임과 액류 양쪽 모두의 양호하게 거동하는 변위 추정을 생성한다는 것을 보여준다. 이들 변위 필드들은 최소한의 필터링을 수반한 변형률 및 전단 변형률 계산에 매우 적합하다. 또한, 팬텀 실험에서 롤러 펌프의 주기적 움직임에 후속하는 액류 속도와 압력의 시간 파형을 입증하였다. 또한, 채널 내에서의 (압력을 나타내는) 축방향 벽 변위와 평균 축방향 액류 속도는 명확한 위상 관계를 가진다. 이것은, 이용된 방법이 관 역학의 고체-유체 계면 모델링에서 이용하기에 적합한 전체 동적 움직임 필드들을 얻는데 유용할 수 있다는 것을 나타낸다.
- [0265] 여기서 인용된 모든 특허, 특허 문헌, 및 참조문헌은 각각이 별개로 포함되는 것처럼 그 전체가 본 명세서에 포

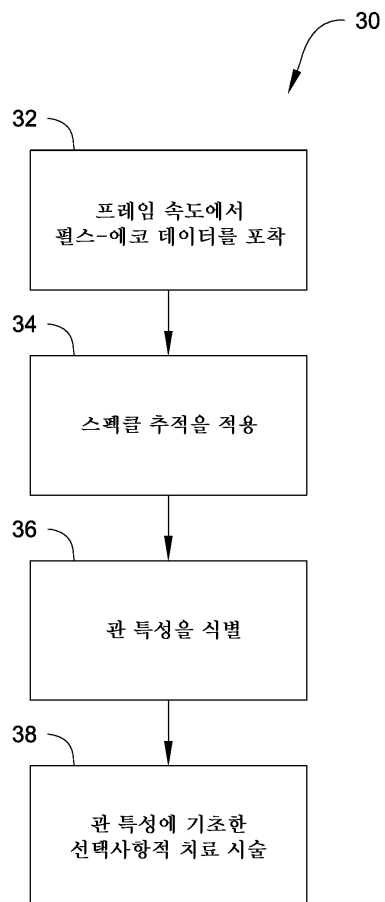
함된다. 본 개시는 예시적 실시예를 참조하여 제공되었고 제한적 의미로 해석되는 것을 의미하는 것은 아니다. 전술된 바와 같이, 당업자라면, 다양한 다른 예시적 응용이 여기서 설명된 기술을 이용하여 여기서 개시된 장치와 방법의 유익한 특성을 이용할 수 있을 것임을 인식할 것이다. 예시적 실시예의 다양한 수정 뿐만 아니라 본 개시의 추가 실시예들이 본 설명을 참조하면 명백할 것이다.

도면

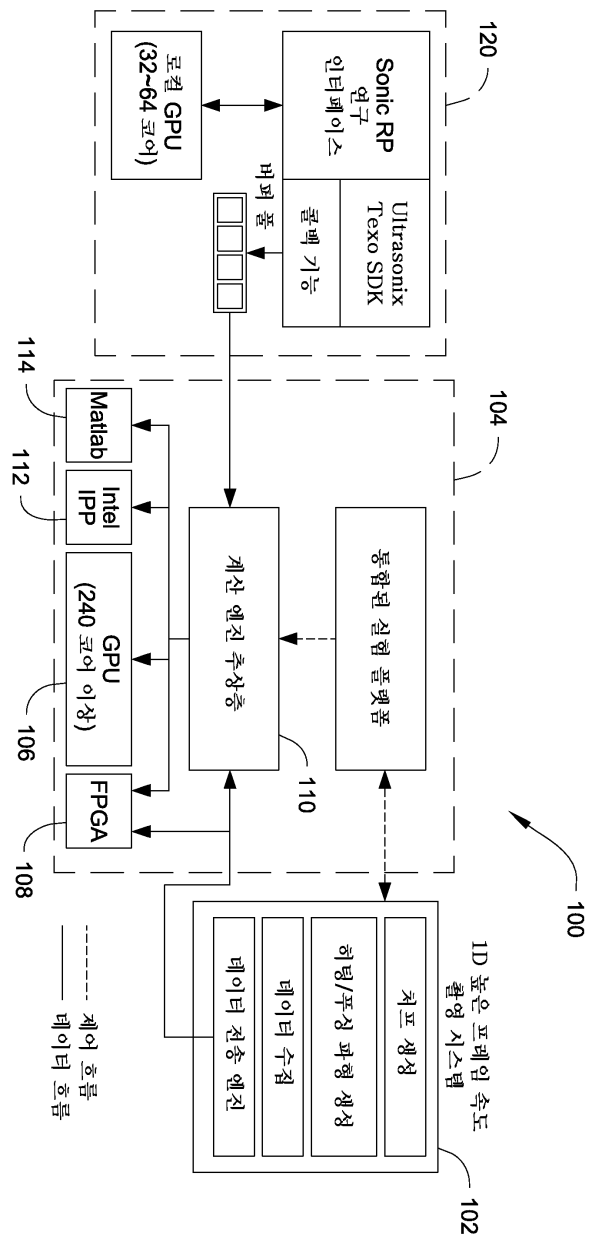
도면1



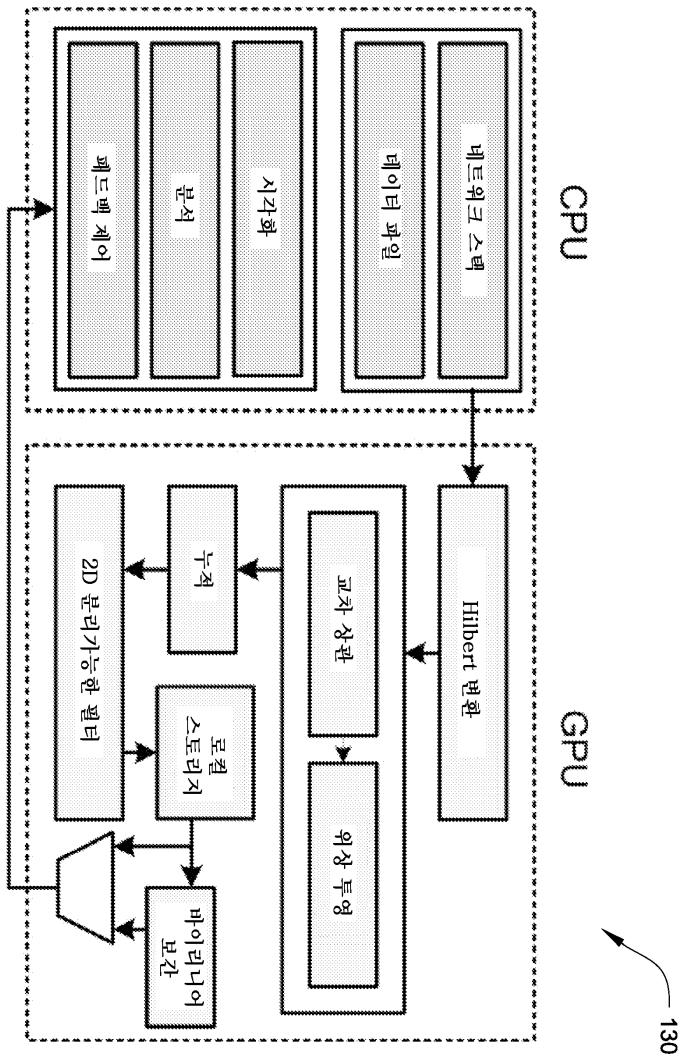
도면2



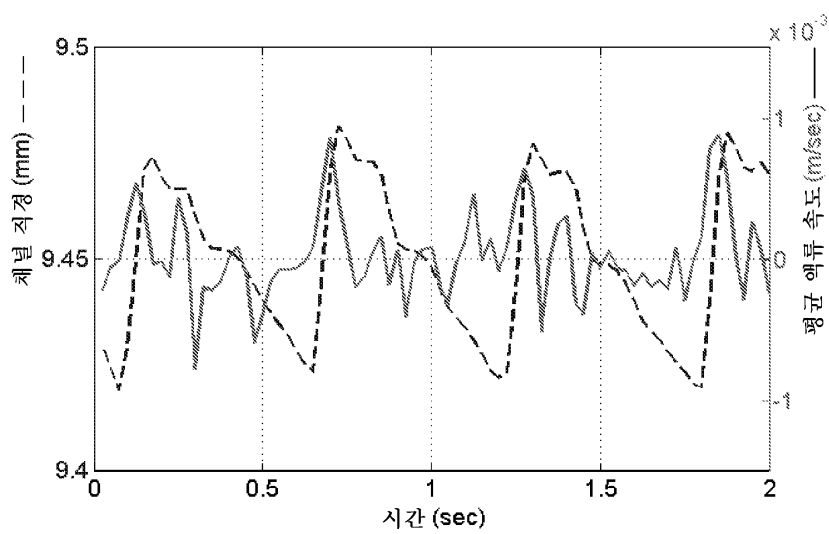
도면3



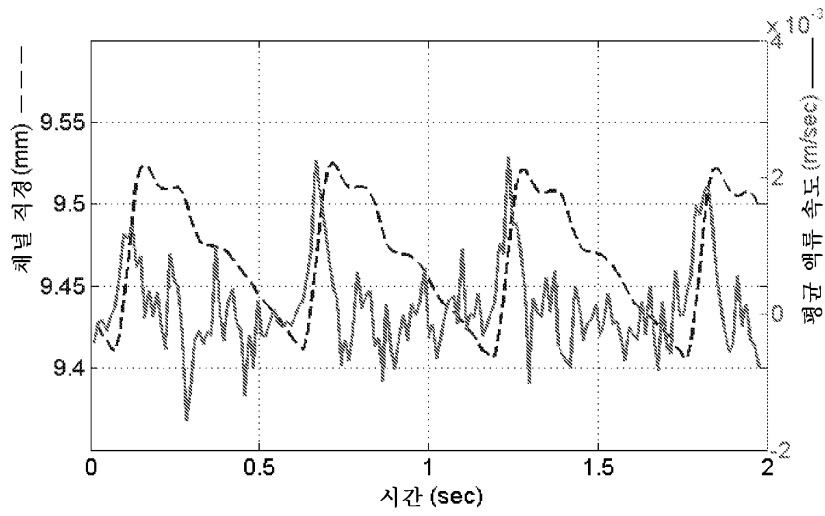
도면4



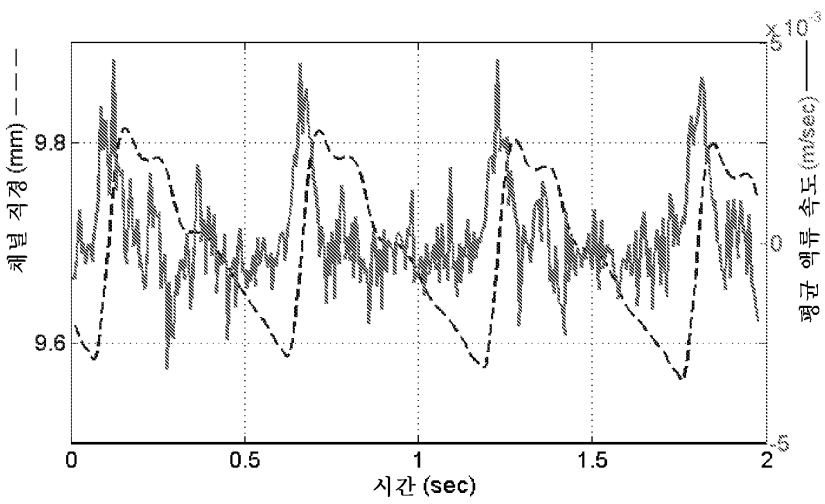
도면5a



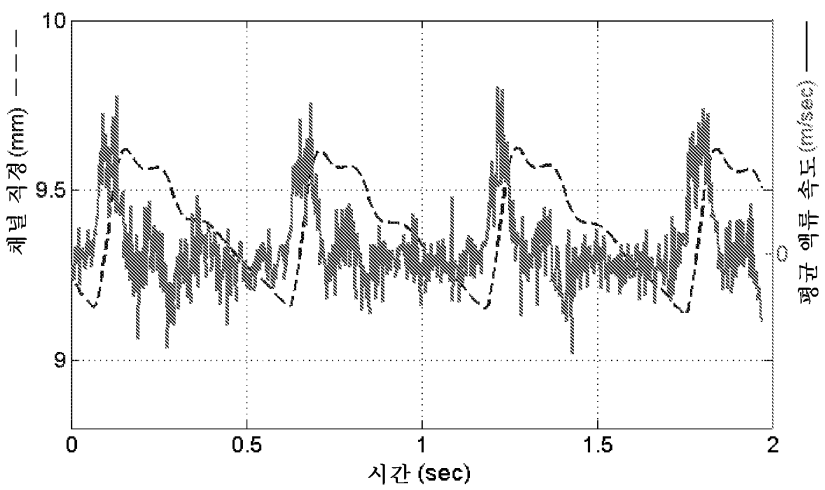
도면5b



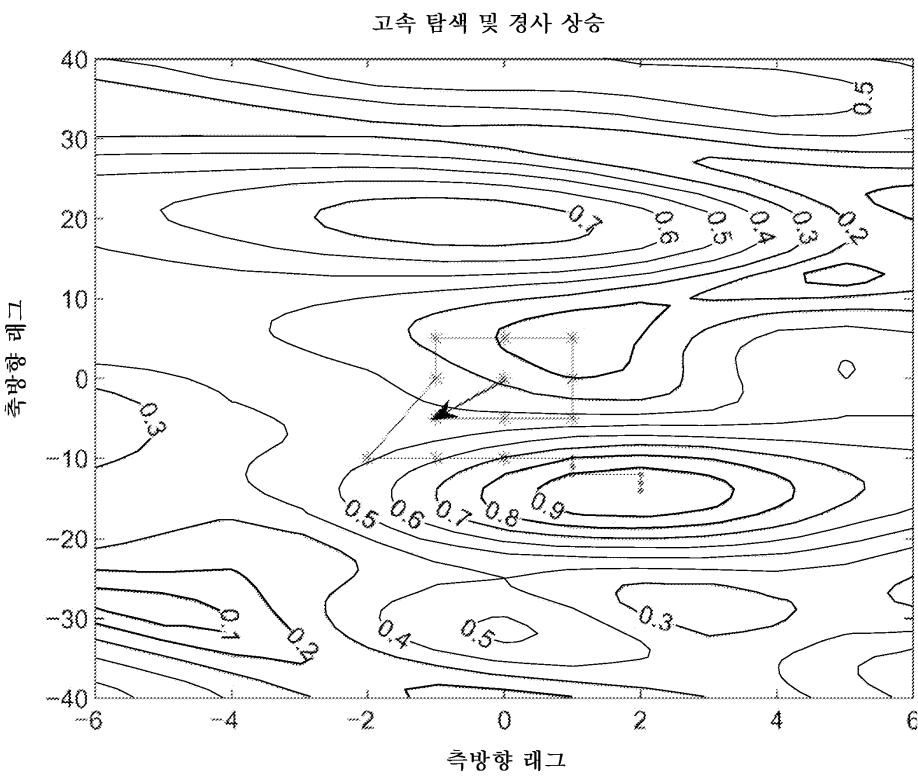
도면5c



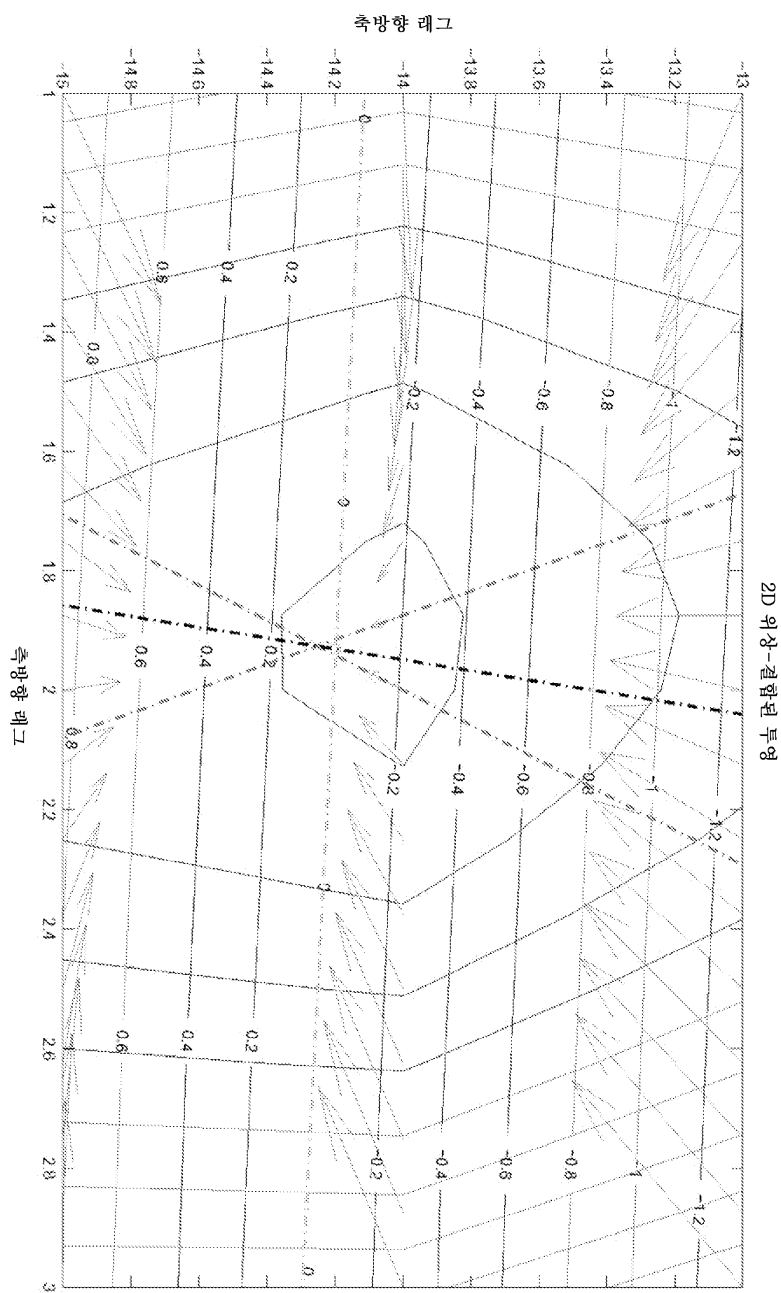
도면5d



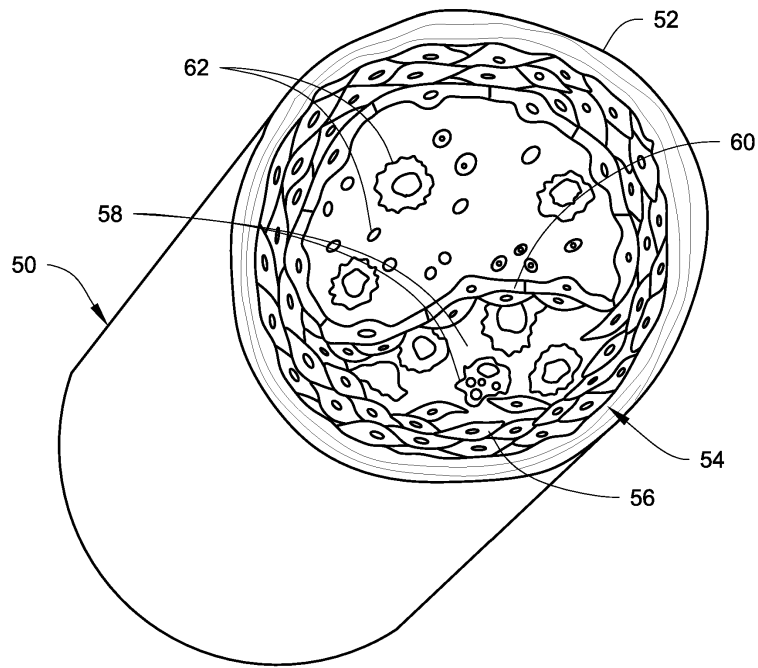
도면6a



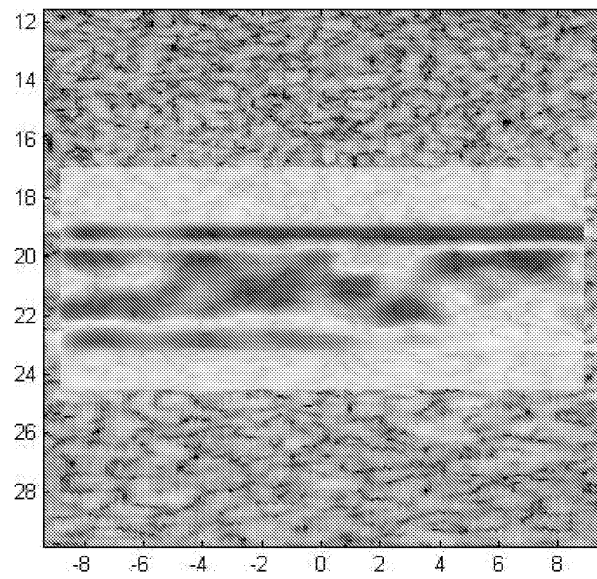
도면6b



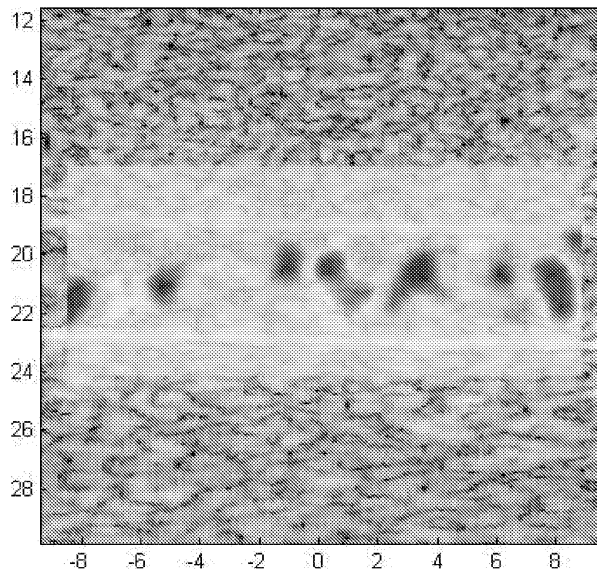
도면7



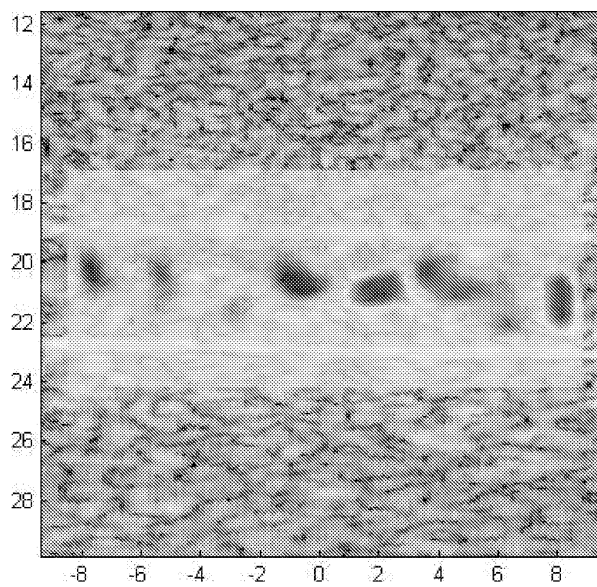
도면8a



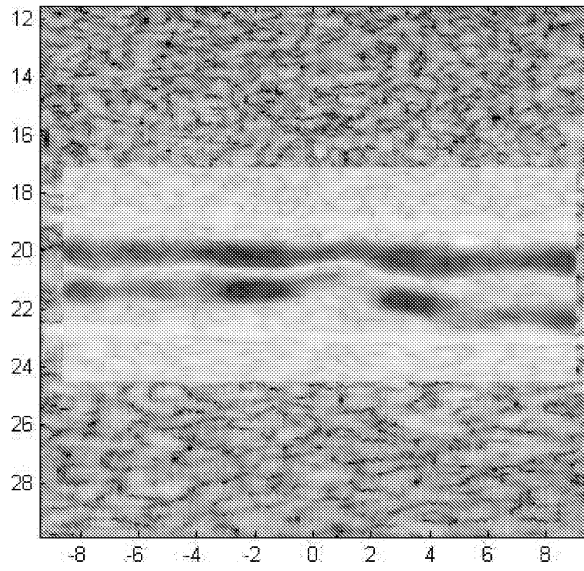
도면8b



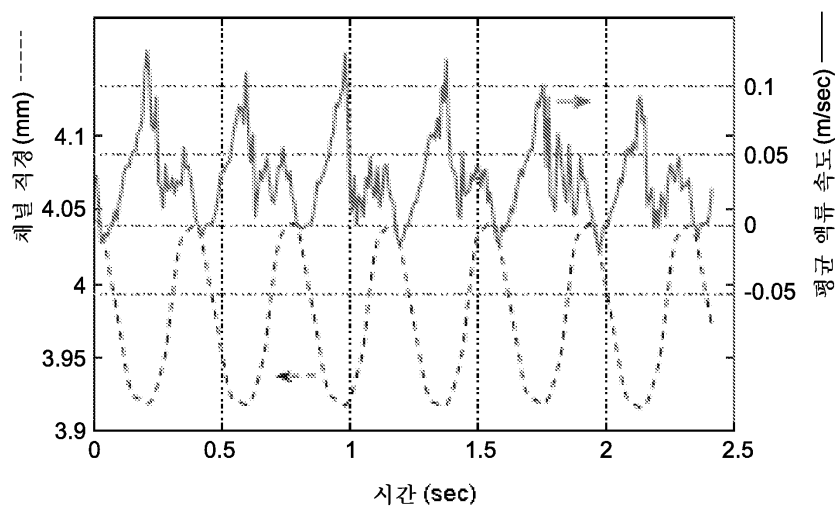
도면9a



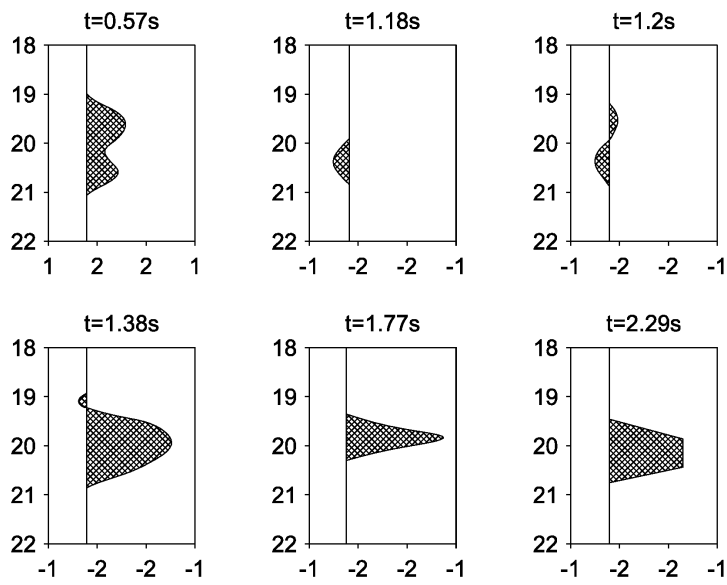
도면9b



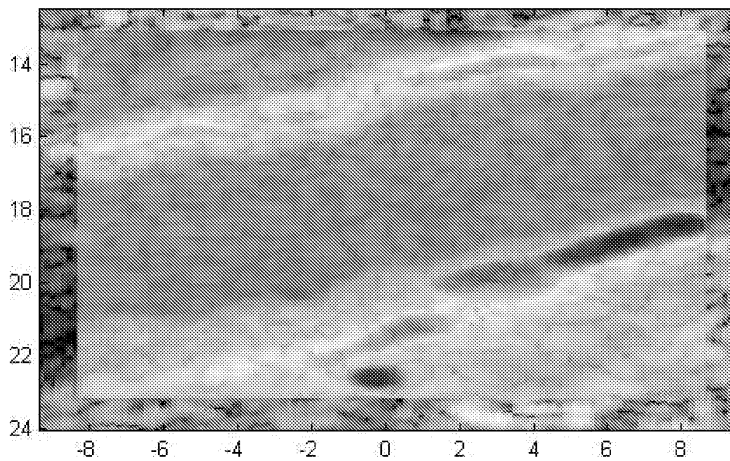
도면10



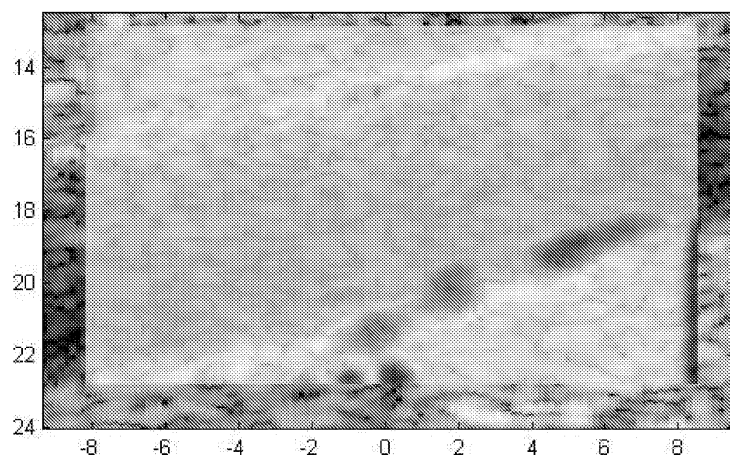
도면11



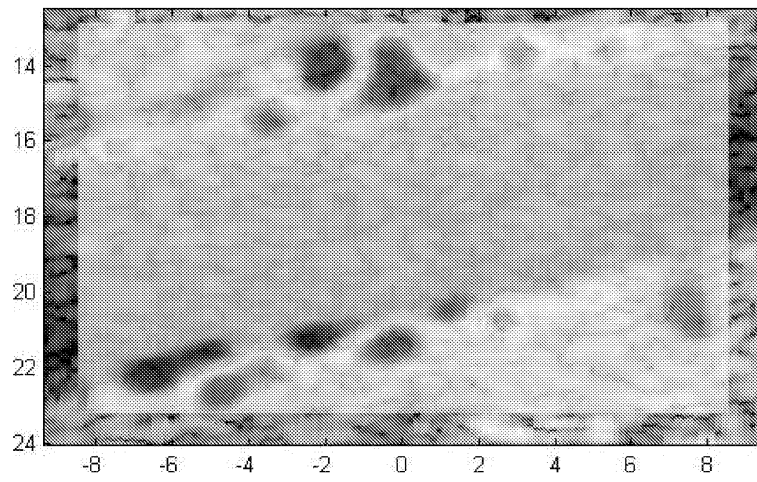
도면12a



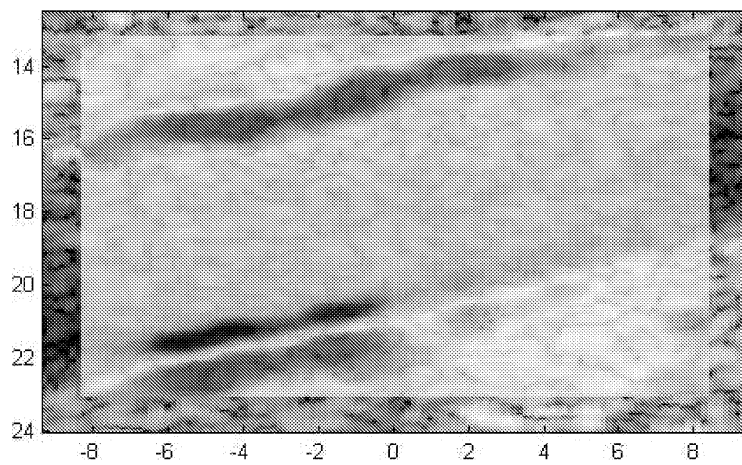
도면12b



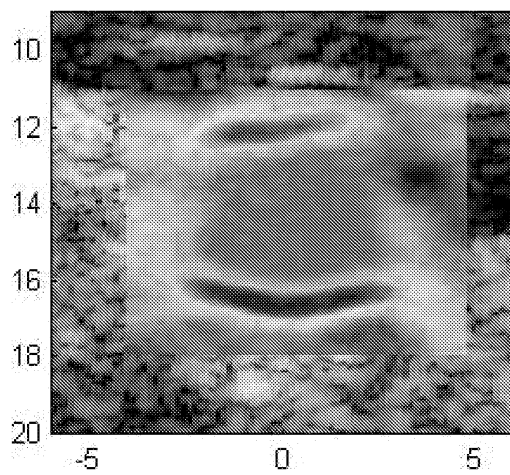
도면13a



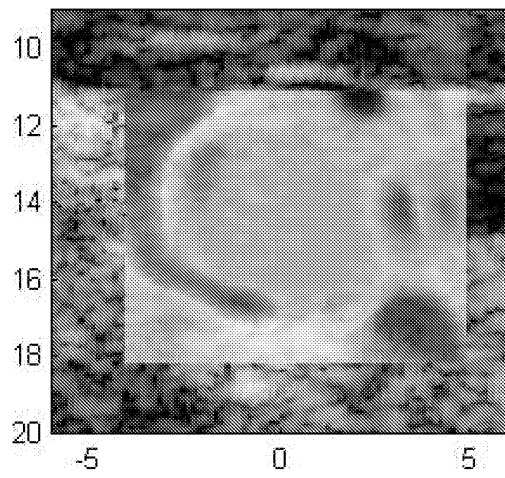
도면13b



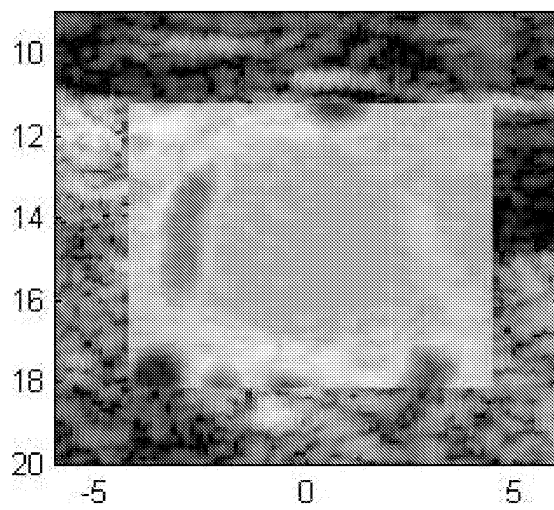
도면14a



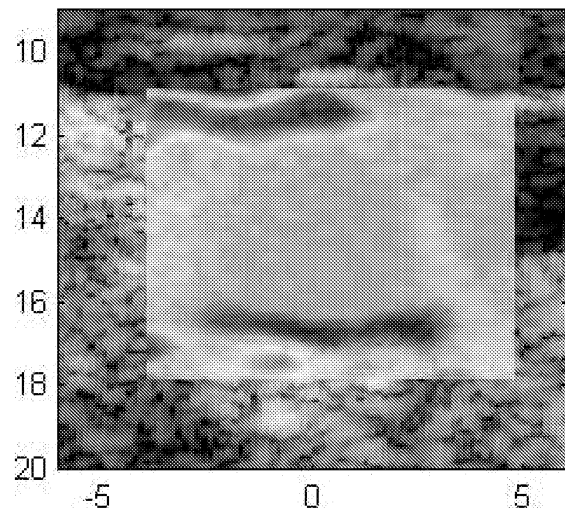
도면14b



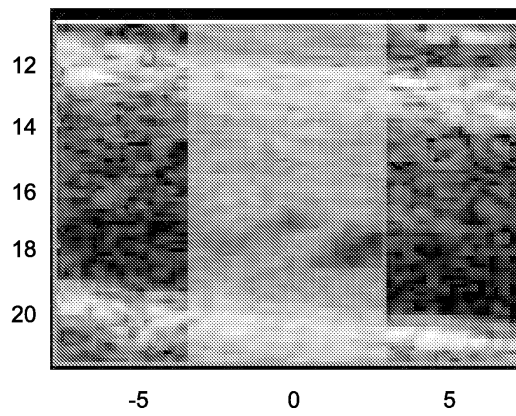
도면15a



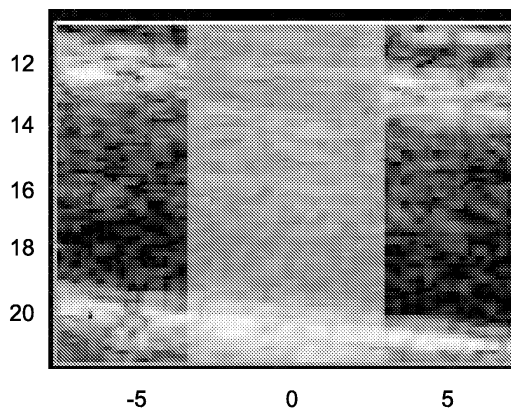
도면15b



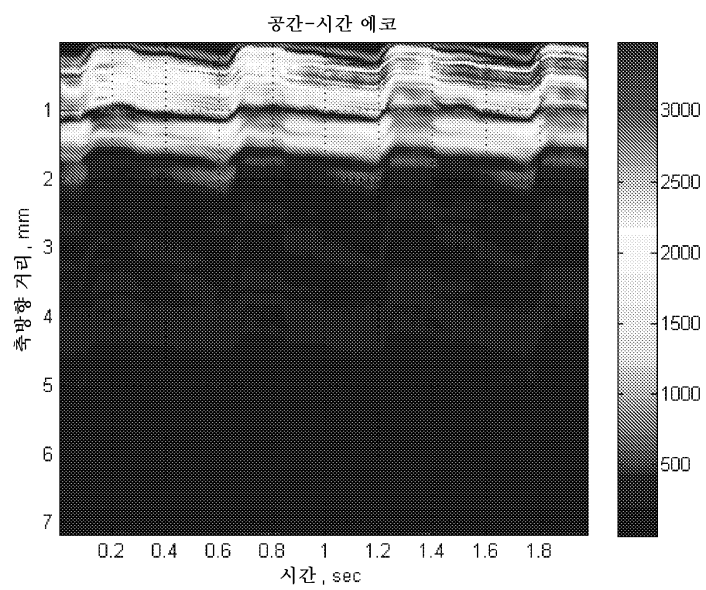
도면16a



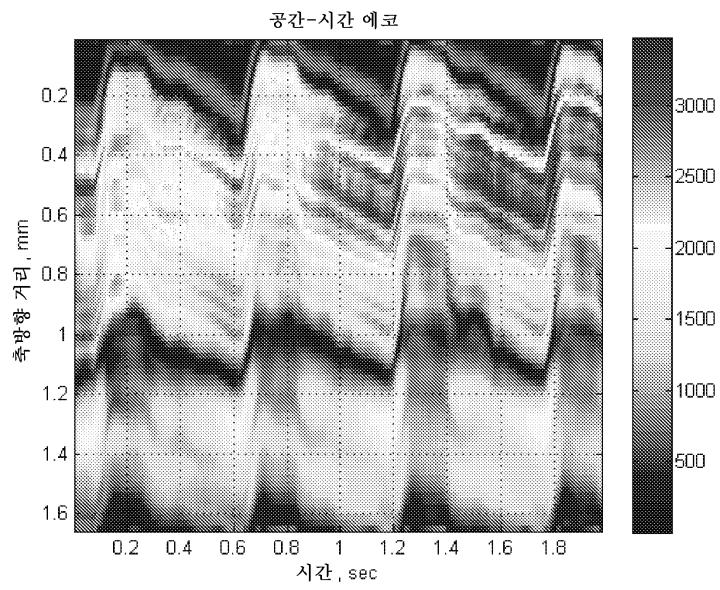
도면16b



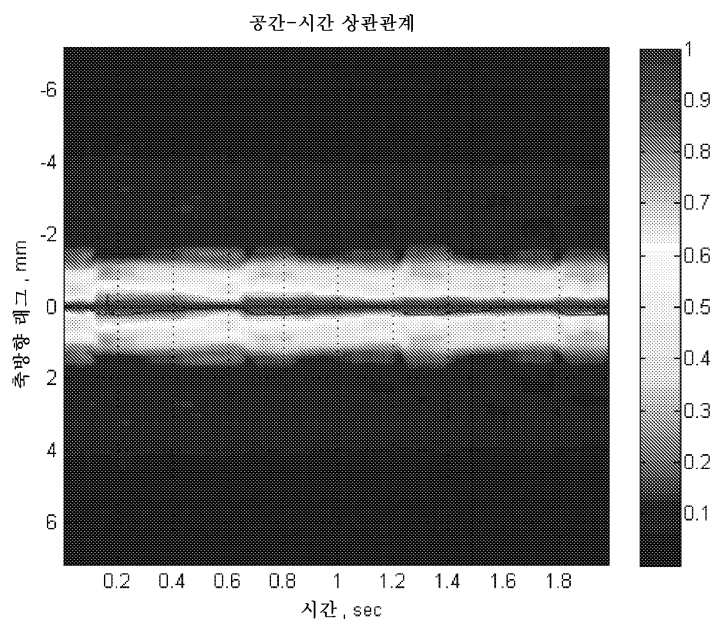
도면17a



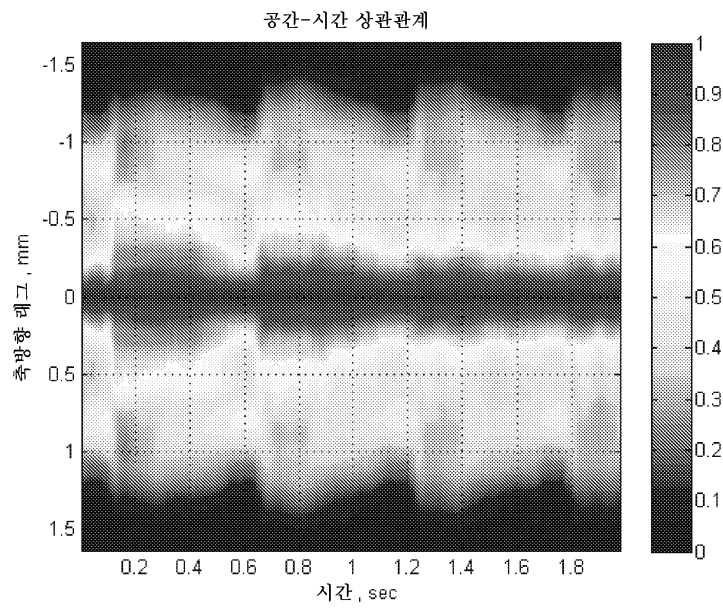
도면17b



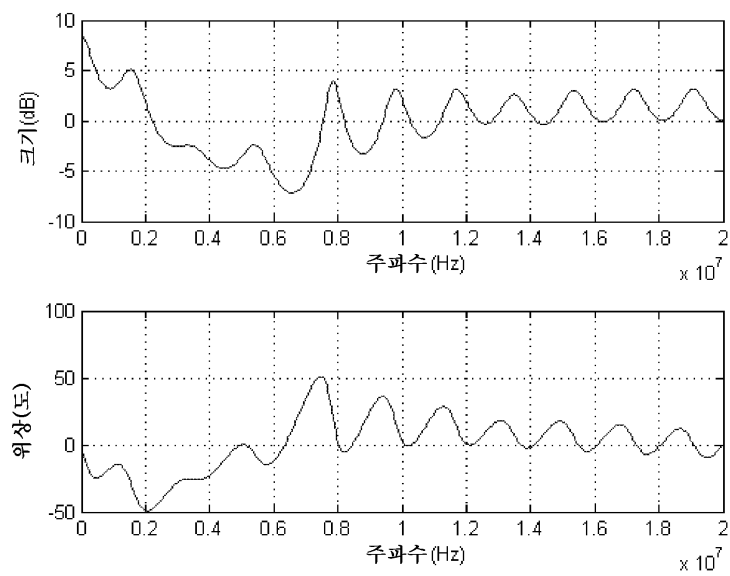
도면18a



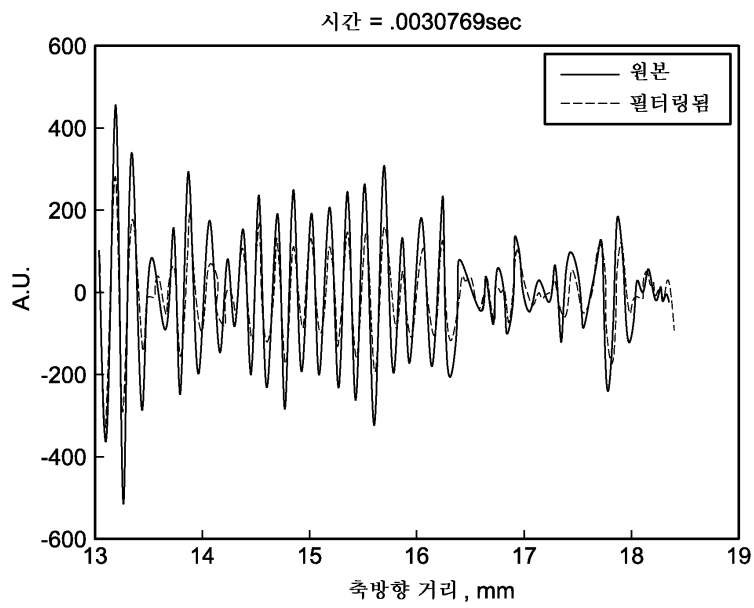
도면18b



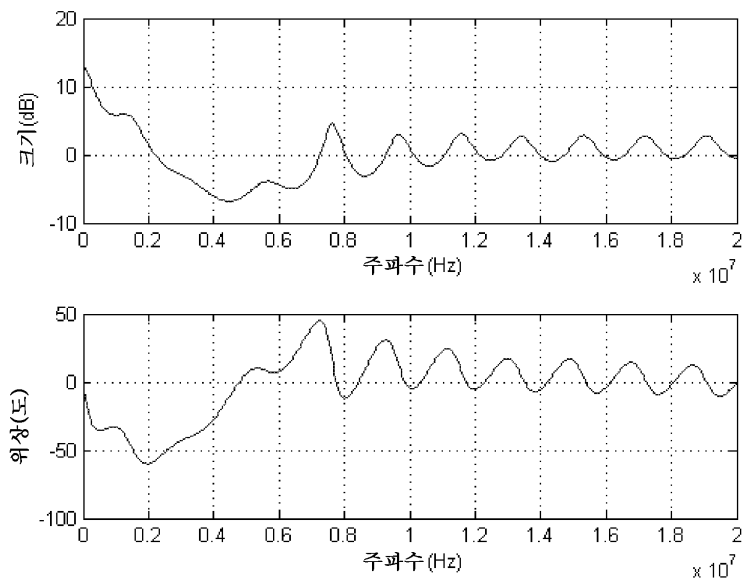
도면19a



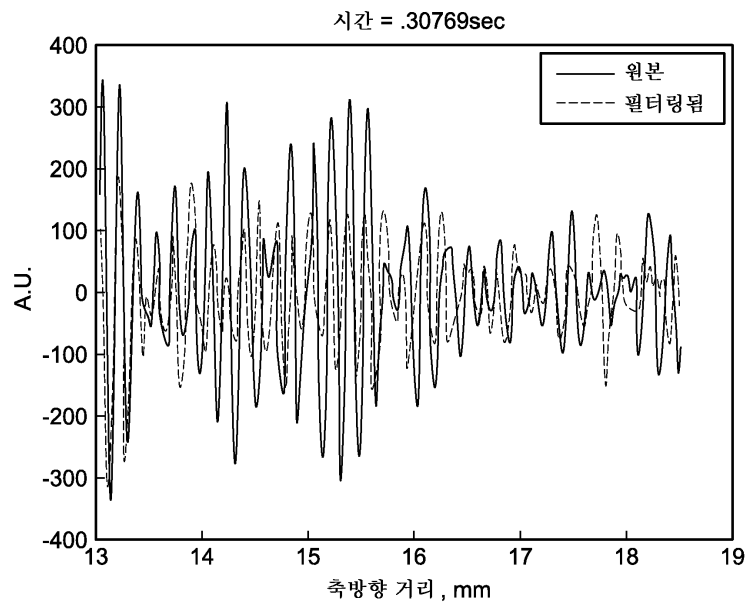
도면19b



도면19c



도면19d



专利名称(译)	超声成像管特性技术		
公开(公告)号	KR102006035B1	公开(公告)日	2019-07-31
申请号	KR1020137030014	申请日	2012-04-13
[标]申请(专利权)人(译)	明尼苏达大学 我们的资源来我更喜欢硫的明尼苏达		
申请(专利权)人(译)	军团明尼苏达宇宙马萨诸塞茶		
当前申请(专利权)人(译)	军团明尼苏达宇宙马萨诸塞茶		
发明人	에비니, 에마드 에스. 리우, 다롱 완, 야운 캐스퍼, 앤드류 제이.		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06 A61N7/00		
代理人(译)	Yangyoungjun Baekmangi		
审查员(译)	Choeseokgyu		
优先权	61/475550 2011-04-14 US		
其他公开文献	KR1020140027989A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声方法和/或系统提供了对血管壁运动和血流两者的运动跟踪（例如，通过使用高帧频超声脉冲回波数据和斑点跟踪，可以同时追踪壁运动和血流）。

