



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0084213
(43) 공개일자 2014년07월04일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01S 15/89 (2006.01) *A61B 8/06* (2006.01)
G01F 1/66 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-7013369
(22) 출원일자(국제) 2012년10월19일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2014년05월19일
(86) 국제출원번호 PCT/US2012/061120
(87) 국제공개번호 WO 2013/059659
국제공개일자 2013년04월25일
(30) 우선권주장
61/549,016 2011년10월19일 미국(US)

(71) 출원인
베라소닉스, 인코포레이티드
미국 워싱턴주 98053 레드몬드 엔이 62 플레이스
22222
(72) 별명자
플린, 존
미국 98103 워싱턴 시애틀 오로라 애비뉴 노스
6811
데이글, 로널드, 엘빈
미국 98053 워싱턴 레드몬드 노스이스트 62 플레
이스 22126
(74) 대리인
특허법인에이아이피

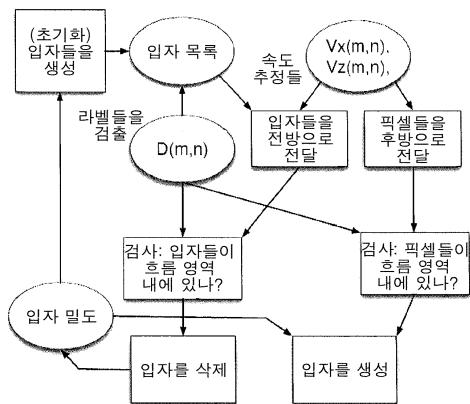
전체 청구항 수 : 총 24 항

(54) 발명의 명칭 평면파 송신들을 사용하는 벡터 도플러 이미징을 위한 추정 및 디스플레이

(57) 요 약

벡터 도플러 이미징(Vector Doppler Imaging: VDI)은 컴퓨팅 시스템에 의해 생성되는 디스플레이의 각각의 픽셀에 혈류의 속력 및 방향을 줌으로써 종래의 컬러 도플러 이미징(Color Doppler Imaging: CDI)을 개선한다. 초음파 트랜스듀서(ultrasonic transducer)를 통한 평면파 송신들(Plane wave transmission: PWT)의 복수의 각도들은 광시야각(wide field of view)에 걸쳐 투영된 도플러 측정들을 용이하게 제공하며, 이는 순간적인 유체 역학(flow dynamics)을 캡처하면서 짧은 시간 윈도우에서 속도 벡터들을 식별하기에 충분한 각도 다양성(angular diversity)을 제공한다. PWT에 대한 빠른, 에일리어싱-저항성(aliasing-resistant) 속도 벡터 추정기가 제공되며, 5 MHz 선형 어레이를 갖는 경동맥의 VDI 이미징이 새로운 합성 입자 흐름(synthetic particle flow) 시각화 방법을 사용하여 보여진다.

대 표 도 - 도5



특허청구의 범위

청구항 1

헬류 속도 벡터 이미지를 생성하는 방법으로서,

적어도 2개의 포커싱되지 않은 평면과 음향 신호들을 트랜스듀서(transducer) 어레이에 대한 적어도 2개의 특정 각도들로 실질적으로 측정의 전체 필드에 걸쳐 매질 내로 방출하는 단계;

상기 방출에 응답하여 산란되고 반사된 초음파 신호들을 상기 트랜듀서 어레이 상에서 수신하는 단계;

정보를 추출하기 위하여 상기 수신된 초음파 신호들을 프로세싱하는 단계;

상기 추출된 정보를 사용하여 헬류 벡터 속도 신호를 구성하는 단계로서:

상기 추출된 정보를 월(wall) 필터링하는 단계;

자기상관 값들 및 도플러 주파수 추정들을 형성하기 위하여 상기 월-필터링된 정보를 사용하는 단계;

에일리어싱(aliasing) 간섭을 갖는 바이스태틱 범위-레이트 모델(bistatic range-rate model)을 선형 부분과 비선형 부분으로 분할하는 단계; 및

가중 최소 자승 기법에 의해 상기 모델의 해를 구하는 단계로서, 상기 헬류 벡터 속도 신호는 상기 매질 내의 적어도 하나의 포인트에 대응하는, 단계;

헬류 벡터 속도 신호들을 생성하는 단계;

상기 헬류 벡터 속도 추정 절차의 바이프로덕트(byproduct)들로서 생성된 품질 매트릭스들의 값들에 대한 일련의 검사를 통하여 헬류 벡터 속도 신호들을 검증함으로써 디스플레이 디바이스 퍽셀에 대응하는 헬류의 존재를 검출하는 단계; 및

상기 헬류 벡터 속도 신호들로부터 헬류 벡터 속도 이미지를 디스플레이 디바이스 상에 생성하는 단계에 의해, 상기 헬류 벡터 속도 신호를 구성하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 방출 및 수신하는 단계는, 복수의 평면과 음향 신호들을 송신하는 단계 및 송신된 평면과 전달(propagation)의, 상기 트랜스듀서 좌표들에 대하여, 상기 매질 내로의 상기 트랜스듀서 어레이에 대한 하나 이상의 이산 각도들에서의 드웰(dwelling)을 가지며 그리고 도플러 측정들과 일치하는 타이밍(timing)을 갖는 상기 산란되고 반사된 초음파 신호들을 앙상블(ensemble)들로 수신하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 3

청구항 2에 있어서,

월 필터링, 자기상관(auto-correlation), 및 도플러 주파수 추정 중 하나 이상을 사용하여 각각의 송신 각도에 대하여 독립적으로 상기 수신된 초음파 신호들을 사전프로세싱(preprocess)하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 4

청구항 3에 있어서,

모든 송신 각도들로부터의 도플러 주파수 추정들을 특정 바이스태틱 범위-레이트 모델로 어셈블링(assemble)하는 단계 및 상기 측정의 필드 내의 헬류 벡터 속도 추정들의 간섭을 산출하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 5

청구항 4에 있어서,

에일리어싱 바이어스(bias)를 갖는 상기 바이스태틱 범위-레이트 모델을 선형 부분과 비선형 부분으로 분할하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 6

청구항 5에 있어서,

상기 평면파 각도 데이터의 각각에 대응하는 주파수 추정들에 대한 품질 추정들로서 분산 컴포넌트들을 사용하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 7

청구항 6에 있어서,

복소 라이스 랜덤 변수(complex Rice random variable)와 연관된 상기 각도의 분산과 유사하게, 도플러 신호-대-잡음비로부터 도플러 주파수 추정 분산을 산출하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 8

청구항 6에 있어서,

평균 주파수에 관련된 순간적인 주파수 편차들로부터 도플러 주파수 추정 분산을 산출하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 9

청구항 6에 있어서,

도플러 주파수의 가정된(hypothesized) 에일리어싱 바이어스를 모델링하는 단계 및 심장수축 심장 페이즈(systole cardiac phase) 동안 전형적으로 나타나는 도플러 에일리어싱 이벤트들 동안 이미지 블랙아웃(blackout)을 방지하고 펠스 레이트 주파수의 2배에 이르는 에일리어싱의 정정 해석(correct interpretation)을 허용하기 위하여, 에일리어싱에 의해 영향을 받은 개별적인 평면파 각도 채널들 상에 결과적인 정정 조정들을 제공하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 10

청구항 9에 있어서,

가정된 에일리어싱 바이어스 컴포넌트들의, 상기 모델의 하나 이상의 에일리어싱된 평면파 각도 채널들의 그룹들 내의, 인접 평면파 각도들 내로의 제한들을 제공하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 11

청구항 5에 있어서,

헬류 벡터 속도 추정들 및 최적 에일리어싱 바이어스 가정을 산출하는 가중 최소 차승 추정 기법을 공식화하기

위하여 각각의 평면파 방출 각도에서의 도플러 주파수 분산들을 사용하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 12

청구항 1에 있어서,

상기 혈류 벡터 속도 추정 절차의 바이-프로덕트들에 대한 검증 검사들에 의해 혈류 검출을 수행하는 단계로서:

- a. 혈류 벡터 속도 추정 정밀도(precision)의 산출된 값들을 검사하는 단계;
- b. 래그(lag)-1 자기상관 값들의 결합된 파워(combined power)의 산출된 값들을 검사하는 단계;
- c. 정규화된 속도 크기(magnitude)의 산출된 값들을 검사하는 단계;
- d. 자기상관 잔차(residual)의 산출된 값을 검사하는 단계; 및
- e. 상기 검사들에 의해 검증되는 경우 흐름 정보로서 디스플레이되는 픽셀들의 선언(declaration)을 야기하는, 화이트닝된(whitened) 주파수 잔차의 산출된 값들을 검사하는 단계를 포함하는, 상기 혈류 검출을 수행하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 13

청구항 1에 있어서,

상기 바이스태틱 범위-레이트 모델의 역(reciprocal)으로 스펙트럼 도플러 이미지 트레이스(trace) 주파수 스케일을 정정하는 단계; 및

상기 혈류 벡터 속도 신호들로부터의 혈류 벡터 속도 이미지를, 상기 스펙트럼 도플러 이미지 트레이스 주파수 스케일의 상기 정정으로부터의 양적 혈액 속도 스펙트럼으로서 디스플레이 디바이스 상에 생성하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 14

청구항 1에 있어서,

관(vessel)을 슬라이싱하는 복셀(voxel) 표면에 걸쳐, 법선 표면(surface normal)에 투영되는, 혈류 속도 벡터들을 적분하는 단계; 및

흐름 레이트 단위들로 라벨링된 수직 축으로, 스펙트럼 도플러 이미지(Spectral Doppler Image)와 유사한 포맷 상에 결과를 순간적인 플로우 레이트로서 디스플레이하는 단계에 의해,

상기 혈류 벡터 속도 신호들로부터의 혈류 벡터 속도 이미지를, 양적인 순간적 혈류 레이트로서 디스플레이 디바이스 상에 생성하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 15

혈류 속도 벡터 이미지를 생성하는 방법으로서,

포커싱되지 않은 음향 신호들을 트랜스듀서에 대한 적어도 하나의 각도로 실질적으로 측정의 전체 필드에 걸쳐 매질 내로 방출하는 단계;

상기 방출에 응답하여 산란되고 반사된 초음파 신호들을 도플러 측정들에 부합하는 방식으로 트랜듀서 어레이 상에서 수신하는 단계;

정보를 추출하기 위하여 상기 수신된 초음파 신호들을 프로세싱하는 단계;

상기 추출된 정보를 사용하여 혈류 벡터 속도 신호를 구성하는 단계로서, 상기 혈류 벡터 속도 신호는 상기 매

질 내의 적어도 하나의 포인트에 대응하는, 단계를 포함하며,

상기 구성하는 단계는:

상기 추출된 정보를 월 필터링하는 단계;

압축된 포맷의 공액-래깅된 프로덕트(conjugate-lagged product)들을 형성하기 위하여 상기 월-필터링된 정보를 사용하는 단계;

상기 프로덕트들 상에 공간-시간 변화도 연산(space-time gradient operation)을 사용함으로써 벡터 속도 측정 모델을 형성하고, 각종 최소 자승 기법에 의해 상기 모델의 해를 구하는 단계;

상기 혈류 벡터 속도 추정 절차의 바이프로덕트들로서 생성된 품질 매트릭스들의 값들에 대한 일련의 검사를 통하여 혈류 벡터 속도 신호들을 검증함으로써 픽셀에서의 혈류의 존재를 검출하는 단계; 및

상기 혈류 벡터 속도 신호들로부터 혈류 벡터 속도 이미지를 디스플레이 디바이스 상에 생성하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 16

청구항 15에 있어서,

월필터링으로 사전프로세싱하는 단계, 및 0 및 더 높은 값들의 래그들에서, 결과적인 양상을 데이터의 압축된-포맷의 공액-래깅된 프로덕트들을 산출하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 17

청구항 16에 있어서,

상기 프로세싱하는 단계는 혈류 IQ 데이터를 도플러-파생(derived) 속도 추정들로 증강하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 18

청구항 15에 있어서,

양상을 시간 윈도우에 걸쳐 혈류 래그 프로덕트들의 공간 도함수들 및 순간적인 시간 도함수들이 산출되도록, 공간-시간 변화도(gradient) 컴포넌트들을 산출하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 19

청구항 15에 있어서,

혈류 벡터 속도 추정들의 산출을 가능하게 하는, 하나 이상의 PW 송신 각도들의 산출된 변화도 양들에 의해 흐름 속도 벡터가 제한되도록 연쇄 법칙(chain rule)을 이용하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 20

청구항 19에 있어서,

각각의 평면파 송신 각도의 양상을들에 대한 순간적인 도플러-파생 속도 추정들로 상기 산출된 변화도 양들을 증강하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 21

청구항 20에 있어서,

상기 증강된 변화도 양들의 변화도 시간 도함수들에 대하여 도플러 값들을 가중하기 위해 변화도 잡음 분산 및 도플러 속도 분산의 사용을 포함하는, 방법.

청구항 22

청구항 1에 있어서,

독립적인 입자 프로세싱으로 합성 입자 엔트레인먼트(entrainment)에 의해, 상기 혈류 벡터 속도 신호로부터 혈류 벡터 속도 이미지를 디스플레이 디바이스 상에 생성하는 단계를 포함하며,

상기 단계들은:

복수의 연결되지 않은 흐름 영역들에 대하여, 프레임으로부터 프레임으로 흐름 규모의 역학(dynamics)을 따라가기 위하여 입자 밀도를 조정하는 단계;

흐름 영역을 떠나는 입자들에 대해 검사하고, 입자 목록으로부터 관련 입자들을 삭제함으로써 긍정(affirmative)에 응답하는 단계;

흐름 영역들에 진입하는 입자들을 검사하고, 연관된 픽셀들에 입자들을 확률적으로 생성함으로써 긍정에 응답하는 단계;

입자의 최인접 일치 혈류 벡터 속도 추정들에 따라 입자의 공간적 위치를 전진시킴으로써 상기 입자 목록 내의 각각의 입자를 제시간에 전방으로 전달하는 단계; 및

임의적으로 감소된 속도로 입자 흐름 경로들의 시청을 가능하게 하기 위하여, 희망되는 "감속(slowdown)" 인자에 의해 디스플레이되는 입자 전달 속도들의 집합(collection)을 스케일링하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 23

초음파 프로세싱 시스템으로서,

음향 신호를 생성하고, 모듈 내의 복수의 수신 엘러먼트들에서 상기 음향 신호의 적어도 하나의 에코(echo)를 수신하며, 그로부터 복수의 에코 신호들을 획득하도록 적응된 모듈; 및

상기 모듈에 연결된 프로세서로서:

상기 복수의 에코 신호들로부터 정보를 추출하고;

상기 추출된 정보를 사용하여 혈류 벡터 속도 신호를 구성하되:

상기 추출된 정보를 월 필터링하고;

자기 상관 값들 및 도플러 주파수 추정들을 형성하기 위하여 상기 월-필터링된 정보를 사용하며;

에일리어싱 간섭을 갖는 바이스테틱 범위-레이트 모델을 선형 부분과 비선형 부분으로 분할하고; 및

상기 혈류 벡터 속도 신호는 매질 내의 적어도 하나의 포인트에 대응하며, 가중 최소 자승 기법에 의해 상기 모델의 해를 구함으로써, 상기 혈류 벡터 속도 신호를 구성하고; 및

상기 혈류 벡터 속도 추정 절차의 바이프로덕트들로서 생성된 검증 메트릭스들의 값들에 대한 일련의 검사들을 통하여 혈류 벡터 속도 신호들을 검증함으로써 디스플레이 디바이스 픽셀에서의 혈류의 존재를 검출하도록 구성된, 상기 프로세서; 및

상기 혈류 벡터 속도 신호들로부터 혈류 벡터 속도 이미지를 생성하도록 구성된 디스플레이 디바이스를 포함하

는, 초음파 프로세싱 시스템.

청구항 24

초음파 프로세싱 시스템으로서,

음향 신호를 생성하고, 모듈 내의 복수의 수신 엘리먼트들에서 상기 음향 신호의 적어도 하나의 에코를 수신하며, 그로부터 복수의 에코 신호들을 획득하도록 적응된 모듈; 및

상기 모듈에 연결된 프로세서로서:

상기 복수의 에코 신호들로부터 정보를 추출하고;

매질 내의 적어도 하나의 포인트에 대응하는 혈류 벡터 속도 신호에 의해 상기 추출된 정보를 사용하여 상기 혈류 벡터 속도 신호를 구성하되, 상기 구성은::

상기 추출된 정보를 월 필터링하는 단계;

압축된 포맷의 공액-래깅된 프로덕트들을 형성하기 위하여 상기 월-필터링된 정보를 사용하는 단계;

상기 프로덕트들 상에 공간-시간 변화도 연산을 사용함으로써 벡터 속도 측정 모델을 형성하고, 각종 최소 자승 기법에 의해 상기 모델의 해를 구하는 단계;를 포함하며,

상기 혈류 벡터 속도 추정 절차의 바이프로덕트들로서 생성된 품질 매트릭스들의 값들에 대한 일련의 검사들을 통해 혈류 벡터 속도 신호들을 검증함으로써 픽셀에서의 혈류의 존재를 검출하도록 구성된, 상기 프로세서; 및

상기 혈류 벡터 속도 신호들로부터 혈류 벡터 속도 이미지를 디스플레이하도록 구성된 디스플레이 디바이스를 포함하는, 초음파 프로세싱 시스템.

명세서

기술 분야

[0001]

본 발명은 초음파 이미징에 관한 것으로서, 보다 구체적으로, 합성 입자 흐름 시각화 방법이 이용되는, 벡터 도플러 컬러 이미지의 생성을 위한 속도 벡터 추정을 사용하는 초음파 이미징 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002]

초음파 이미징은 광범위한 질병 상태들 및 상황들을 진단하기 위한 효율적인 도구로 개발되어왔다. 초음파 장비에 대한 시장은 수년간 안정적으로 성장해왔으며, 이미지 품질 및 상이한 다양한 유형의 조직을 구별하는 성능의 개선들에 의해 가속되어 왔다. 불행히도, 유의미한 채택에 대해 장비 비용들이 너무 높은 초음파 시스템들의 다양한 애플리케이션들이 여전히 존재한다. 예들은 흉부 암 검출, 전립선 이미징, 근골격 이미징, 및 인터벤션 영상의학(interventional radiology)과 같은 애플리케이션 영역들이다. 이러한 영역들 및 다른 영역들에서, 초음파 이미징의 진단 효능은 다양한 조직 유형들의 구별 및 식별을 위한 탁월한 공간적 및 콘트라스트(contrast) 해상도에 의존한다. 이러한 실행 성능들은 더 광범위한 프로세싱 성능들을 갖는 더 비싼 초음파 시스템들 상에서만 발견된다.

[0003]

초음파 이미징은 항상 광범위한 신호 및 이미지 프로세싱 방법들을 요구해 왔으며, 특히 각각이 고유의 신호 프로세싱 요건들을 갖는 무려 128개 또는 이를 넘는 트랜스듀서(transducer) 엘리먼트들을 이용하는 어레이 시스템들에 대해 그러하다. 지난 10년은 시장의 최하위 단계들에서의 시스템들을 제외한 거의 모든 시스템들에 있어 디지털 신호 프로세싱의 개선된 정확성 및 유연성으로의 전환을 보여주었다. 이러한 전환은 장기적인 관점에서 고도록 집적된 디지털 회로부를 사용함으로써 시스템 비용을 감소시킬 수 있는 잠재력을 갖는다. 불행히도, 초음파 시스템들의 낮은 제조 규모는 이러한 고유 회로들에 대한 상당한 제조 간접비(overhead) 및 고정된 비용을 가져오며, 따라서 디지털 신호 프로세싱으로의 전환이 시스템 비용을 크게 감소시키지는 못하였다.

[0004]

의학적 초음파에 있어 도플러 방법들은 혈류를 이미징하고 수량화하기 위한 복수의 연관된 기술들을 포함한다. 고정된 목표들에 대해, 목표로부터 트랜스듀서로 다시 반사되는 펄스의 왕복 이동 시간(round trip travel time)은 각각의 송신에 대하여 동일하다. 반면, 움직이는 물체로부터 되돌아오는 연속적인 에코그래픽(echographic)은 송신 펄스에 대하여 상이한 시간들에 도착할 것이며, 이러한 에코를 상호상관(cross correlate)함으로써 물체의 속도가 추정될 수 있다. 초음파 경로가 방향성(빔 축을 따른)이기 때문에, 오로지 축 운동(axial motion)이 도플러 신호를 생성한다. 빔을 가로지르는 흐름은 검출될 수 없으며, 따라서 종래의 도플러 방법들에서 획득되는 속도 크기(magnitude)들은 흐름 속도 벡터의 축 컴포넌트만을 나타낸다. 흐름 속도 벡터의 실제 크기를 추정하기 위하여, 벡터 도플러 방법들이 이용된다. 일반적으로, 이러한 방법들은 흐름 벡터의 방향 및 흐름 속도 벡터를 추정하기 위하여 복수의 빔 각도에 의존한다.

[0005]

몇몇 도플러-기반 방법들이 혈류의 상이한 측면들을 나타내도록 개발되었다. 전형적으로, 흐름 필드의 "공간적 이미징(spatial imaging)"이 관(vessel)들의 위치를 측정하고, 그들의 크기를 측정하며, 흐름 구조를 관찰하는데 사용된다. "흐름 이미징"은, 그레이스케일로 표현된 에코그래픽 진폭(amplitude) 및 컬러로 렌더링된 흐름 속도로 2개 모두의 유형들의 이미지들을 오버레이(overlay)하여 결합하는, "듀플렉스(duplex)" 모드에서 에코그래픽 이미징과 함께 사용된다. 흐름 이미징이 획득 시간 및 프로세싱 부하에 있어 더 부담을 주기 때문에, 흐름 필드는 더 큰 에코그래픽 이미지의 세브세트인 관심 영역(region of interest: ROI) 내에서 산출된다.

[0006]

흐름 속도의 상세한 수량화(quantification)가 ROI 내에서 선택된 훨씬 더 작은 샘플 볼륨 내에서 가능하다. 독립적으로 샘플링되고 프로세싱될 수 있는 최저 볼륨은 축 길이(송신 펄스 길이) 및 측방 빔 폭들(이미징 평면을 들락거리는)에 의해 주어진다. 임의의 방법의 공간적 해상도는 샘플 볼륨의 크기에 의존하며, 또한 그 위치에 대한 시스템 민감도 설정들에 의존한다.

[0007]

스펙트럼 도플러 방법은 흐름 속도 및 그것이 심장 주기에 걸쳐 어떻게 변화하는지를 보고하며, 일반적으로 스펙트럼 사진(spectrogram)으로서 그래픽적으로 및 라우드스피커들을 통해 음향적으로 스펙트럼을 제공한다. 또한, 스펙트럼 도플러 방법은 일련의 송신들에 걸쳐 획득된 흐름 속도의 파워 스펙트럼을 산출하고, 일반적으로 스펙트럼을 스펙트럼 사진으로서 그래픽적으로 및 라우드스피커들을 통해 음향적으로 제공한다. 혈액 속도들의 전체 시간-변화 스펙트럼에 대한 액세스는 샘플 영역 내에서의 평균 및 피크 흐름 속도들의 정확한 계산을 가능하게 하며, 모든 초음파 도플러 방법들의 흐름 장애(flow disturbance)들의 거의 완전한 특징화(characterization)를 제공한다.

[0008]

관심 영역 내의 속도 필드의 컬러 흐름 도플러 이미징은, 전형적으로 더 높은 속도들을 더 느린 속도들보다 더 밝게 렌더링하는 컬러 팔레트(color palette)를 사용하여 흐름을 나타내는 방법이며, 따뜻한(붉은) 및 차가운(파란) 톤들을 사용하여 상이한 흐름 방향들(일반적으로 트랜스듀서를 향하거나 또는 이로부터 멀어지는)을 구별한다. 매우 느리게 움직이는 영역들 및 고정 영역들은 컬러화되지 않으며, "월 필터(wall filter)" 임계가 최소 컷오프 속도를 설정하는데 사용된다. 컬러 흐름 도플러는 관심 영역 내의 근사 평균 속도들을 제공할 수 있지만, 합리적인 프레임 레이트(rate)들을 유지하는데 필요한 짧은 획득 시퀀스들에 기인하여 정확도가 제한된다.

[0009]

컬러 흐름 도플러는, 본질적으로 신호의 도착 시간, 또는 위상의 상관된 차이들을 찾기 위하여, 다양한 수단에 의해 움직임을 검출 및 수량화하기 위한, "앙상블(ensemble)" 또는 동일한 송신-수신 이벤트들의 빠른 시퀀스의 획득을 요구한다. 펄스 반복 주파수(pulse repetition frequency: PRF)는 트랜스듀서로부터 이미지의 최대 깊이(depth)까지 그리고 이로부터 다시 돌아오는 소리의 왕복 이동 시간에 의해 허용되는 만큼 빠를 수 있지만, 일반적으로 에일리어싱(aliasing) 없이 피크 혈액 속도들을 시각화하기 위해 허용된 최소로 조정된다. 전형적으로, 8개 내지 16개의 펄스-에코 이벤트들 사이의 앙상블이 ROI 내의 각각의 도플러 스캔 라인에 대해 사용된다. 송신 빔 포커스 파라미터들의 선택은 일반적으로 에코그래픽 이미징에 사용되는 것들보다 2배 내지 3배 더 넓은 도플러 스캔 라인들을 야기한다. 각각의 빔 방향으로 펄스들의 앙상블을 송신하기 위한 요건은 일반적으로 에코그래픽 이미징에 대한 프레임 레이트들보다 더 느린 컬러 흐름 도플러에 대한 프레임 레이트들을 초래한다. 흐름의 상당한 변화들이 심장 주기의 일 부분에 걸쳐 발생할 수 있으며, 심지어 경미한 프로브(probe) 움직임이 전체 ROI에 걸쳐 명백한 흐름을 야기할 수 있기 때문에, 통상적으로 그레이스케일 에코그래피에서 보다 도플러 이미징에서 느린 프레임 레이트로부터의 아티팩트/artifact들이 더 뚜렷할 수 있다.

[0010]

작은 ROI의 사용이 프레임 레이트들을 개선할 수 있지만, 흐름 이상들의 평가를 제한할 수 있다. 예를 들어, 10개의 도플러 라인들 및 12개 펄스들의 앙상블들을 사용하는 컬러 흐름 ROI는 전체 프레임 에코그래픽 이미지와 유사한 120개의 이벤트들을 요구한다.

- [0011] 일반적으로, 혈액으로부터의 후방 산란(backscattering)이 조직에 비해 매우 약하기 때문에, 고품질 도플러 이미징은 에코그래픽 이미징에 비해 기술적으로 더 많이 어렵다. 깔끔하고 아티팩트가 없는 컬러 흐름 이미지를 생성하기 위한 잘 알려진 근본적인 도전들은 다음을 포함한다:
- [0012] · 빠르게 반복가능한 송신 펄스들, 및 획득 하드웨어에서의 아주 작은 잡음 및 위상 지터(jitter)에 대한 요건.
- [0013] · 흐름 신호들이 보통 다양한 잡음 소스들과 동일한 자릿수이지만, 평균을 내는 것은 프레임 레이트 및 다른 움직임 아티팩트들에 대해 부정적인 영향을 갖는다.
- [0014] · 조직과 혈액의 산란 진폭들 사이의 큰 콘트라스트가 관 벽들(강한 에코)과 움직이는 혈액(약한 에코)을 구별하는데 어려움을 초래하며, 심지어 속도 콘트라스트가 높을 때도 그러하다. 이에 더하여, 혈류 속도는 보통 관 벽들 근처에서 매우 느리며, 이는 보통 심장 주기와 동기화되어 움직인다(백동한다(pulsate)).
- [0015] · 도플러 펄스들은 전형적으로 에코그래픽 펄스들보다 더 길며, 상이한 해상도들을 갖는 흐름 및 에코 이미지들을 공간적으로 정확히 맞추는데(register) 주의를 기울이지 않으면 안된다. 도플러 펄스들에 대한 샘플 볼륨이 관 직경보다 클 수 있기 때문에, 이는 특히 작은 혈관들에 대한 도전이다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

- [0016] 벡터 도플러 이미징(Vector Doppler Imaging: VDI)은 각각의 픽셀에서 혈류의 속력 및 방향을 줌으로써 종래의 컬러 도플러 이미징(Color Doppler Imaging: CDI)을 개선한다. 평면파 송신들(Plane Wave Transmissions: PWT)의 복수의 각도들은 광시야각(wide field of view)에 걸쳐 투영된 도플러 측정들을 용이하게 제공하며, 이는 순간적인 유체 역학(flow dynamics)을 캡처하면서 짧은 시간 윈도우에서 속도 벡터들을 식별하기에 충분한 각도 다양비시티(angular diversity)를 제공한다. 방법의 변형에 있어, 오로지 단일 평면과 각도만이 요구되며, 이는 더 깊은 조직의 이미징 상황들에 대한 유연한 애플리케이션을 제공한다. PWT 기법들에 대한 빠른, 에일리어싱-저항성(aliasing-resistant) 속도 벡터 추정기(estimator)들이 개시된다.
- [0017] VDI 이미지가 본 명세서에 개시된 새로운 합성 입자 흐름(synthetic particle flow) 시각화 방법을 사용하여 사용자에게 동적으로 제공된다. 시스템 및 방법들은 5 MHz 선형 어레이로 인간 지원자들 상의 경동맥의 이미징에 의해 실증되었다.
- [0018] 본 발명에 있어, 2개의 방법 유형들이 설명된다: 평면파 송신들의 복수의 각도들을 이용하는 도플러-기반 방법; 및 단지 송신의 단일 평면파 각도 상에서 효율적으로 동작할 수 있는(그러나 가능하다면 2 이상의 각도를 통합할 수도 있는) 변화도(gradients)-기반 방법. 두가지 방법들 모두에 있어, PWT 측정 모델은 벡터 속도 산출을 단순화하는 방식으로 비선형 및 선형 컴포넌트들로 나뉜다.
- [0019] 벡터 흐름 추정의 다중-각도 도플러-기반 방법에 있어, 각 픽셀의 속도 벡터는 비선형 모델을 통해 PWT 양상블들의 발산 각도들에서 동위상/직교(In-Phase/In Quadrature: IQ) 측정들을 예측하며, 이들은 도플러 주파수들의 세트로의 종래의 CDI 프로세싱(클러터 필터링(clutter filtering) 및 카사이 자기상관(Kasai autocorrelation))을 이용하는 변환에 의해 선형화된다. 혈액 속도 벡터 추정은, 그 뒤 에일리어싱에 기인하는 가정된 측정 바이어스(hypothesized measurement bias) 상에서 조절된 가중 최소 자승법(weighted least squares: WLS) 문제에 대한 해(solution)로서 단순화한다. CDI 자기상관 래그 분산(lag variances)들로부터 얻어지는 가중치들이 클러터 필터링 효과들을 처리한다. 원래 문제의 비선형성이 따라서 알려진 에일리어싱 바이어스 벡터들의 유한한 수에 걸친 이산 검색(discrete search)으로 감소된다. 또한, WLS 추정기 공분산(covariance)은 혈류의 존재에 대해 픽셀들을 검증(qualify)하는데 사용되는 정보를 제공한다.
- [0020] 변화도-기반 벡터 혈류 추정 방법에 있어, PW 송신 및 재구성은, 도플러 펄스 반복 주파수(Doppler Pulse Repetition Frequency: PRF) 체계(regime)의 프레임 레이트들에서, B-모드 흐름(B-흐름) 양식으로 혈액 움직임 이미지 시퀀스를 생성한다. 픽셀 포인트 $p=[x, z]$ 및 PRI t 에서의 이미지 시퀀스 내의 IQ 데이터의 픽셀 양상블들은, 양상블의 월 필터링 후 각각의 픽셀 p 에서의 IQ 데이터로부터 산출된 IQ 크기(magnitude) 값들로 구성된다. 값들의 시퀀스는 따라서 PRF와 동등한 프레임 레이트로 움직임을 캡처하며, 이는 혈액 반사도의 움직임 텍스처(moving texture)로서 미세-스케일의 유체 역학을 드러낸다. 연쇄 법칙(chain rule)을 사용하여, 이미지 시

퀀스의 공간-시간 변화도로부터 기인하는 공간적 및 시간적 도함수(derivative)들이 각각의 픽셀 p 및 PRI t 에서의 텍스처 흐름 속도 벡터 필드 $[v_x(x, z, t), v_z(x, z, t)]$ 로 연결된다. 결과적인 추정 방정식은, 추정 윈도우에 걸쳐 달라지지 않을 모델로 공식화되는 벡터 흐름 속도 추정들을 제공하기 위하여 가우스-마르코프(Gauss Markov) 모델 맥락에서 최소 자승법에 의해 해가 구해진다.

[0021] 변화도-기반 방법은, -제로(zero) 래그(IQ 크기 경우)에 더하여- 더 높은 수들의 래그들에서의 공액-래그 프로덕트(conjugate-lag product) 샘플들(자기상관 피가수(summand)들)뿐만 아니라 순간적인 도플러-파생 속도 추정들로, 추정 모델에서의 관찰의 증강을 허용한다. 이러한 증강은 정확도(accuracy)에 대한 트레이드-오프를 갖는 개선된 정밀도(precision)를 제공한다.

[0022] 본 명세서에 개시된 다중-각도 도플러-기반 프로세스와 비교할 때, 변화도-기반 처리방식은, 획득 프레임이 상이한 평면과 송신 각도들에 대하여 별개의 세그먼트들로 분할될 필요가 없음에 따라, 월 필터링을 위한 더 긴 시간 구간을 허용한다. 따라서 더 급격한 전이 대역(transition band)들을 갖는 더 긴 월 필터링 임펄스 응답들이 동등한 캡처 윈도우 시간들에 대해 가능하다. 이는 프레임 레이트와 민감도를 별련싱함에 있어 유연성을 허용하며, 애플리케이션이 높은 프레임 레이트로 평면과 각도 다이버시티가 도달하기 어려운 깊은 조직의 벡터 플로우를 이미징할 수 있게 한다.

[0023] 결과적인 속도 벡터 이미지들을 시작화하기 위하여, 유체 내에 운반되는 입자들을 나타내는 포인트들의 움직임 필드를 합성하는 새로운 기술이 개시된다. 그것의 생성에 있어, 각각의 입자는 흐름이 검출되는 픽셀에서 확률적으로 생성되며, 속도 벡터 추정에 비례하는 움직임이 부여되고(imbued), 시청자가 움직임을 용이하게 인식할 수 있도록 스케일링 다운된다. 입자들은, 입자 밀도를 사용자의 선호도로 제어하는 관리(conservation) 규칙들 하에서 프레임으로부터 프레임으로 이미지에 걸쳐 이동한다. 입자 움직임은 속도 크기에 대해 컬러-코딩된 검출된 흐름 영역들에 오버레이한다.

[0024] 필립스 L7-4 트랜스듀서 및 베라소닉스 획득 시스템을 사용하여, 체내에서의 경동맥 상의 VDI가 도플러-기반 방법 및 변화도-기반 방법으로 실증된다. 30 fps의 수집 레이트를 수용하는 GPU 구현예에서, 7개의 각도들에서 수집되는 PWT 양상들들이 도플러 기반 VDI 프로세스로 프로세싱된다. 대략 60 FPS의 수집 레이트에서, 단일 PWT 각도가 변화도-기반 프로세스를 실증하는데 사용된다. 비디오 디스플레이의 흐름 필드의 역학을 드러내며, 심장이완기(diastole) 동안 흐름의 양호한 검출을 보여준다. 이러한 벡터 속도 이미징 프레임워크는 경동맥에서 유체 역학을 캡처하기에 충분한 획득 프레임 레이트들을 실증한다. 변화도-기반 VDI 프로세스 방법이 또한 도플러 스트링 팬텀(Doppler string phantom)을 사용하여 정확도 및 정밀도에 대해 평가된다.

[0025] 입자 흐름 시작화 기술이 플러그 흐름(plug flow), 충류(laminar flow), 및 난류(turbulent flow)의 상황들에서 주관적으로 유익한 정보를 준다는 것이 실증된다.

[0026] 본 명세서의 전반에 걸쳐 용어들 "벡터 흐름(Vector Flow)", "벡터 속도(Vector Velocity)", 및 "벡터 도플러(Vector Doppler)"는 동일하게 사용된다는 것에 주의해야 한다.

도면의 간단한 설명

[0027] 본 발명의 이상의 그리고 다른 특징들 및 이점들이 첨부된 도면들을 함께 취할 때 다음의 상세한 설명으로부터 더 용이하게 그리고 더 양호하게 이해될 것이다.

도 1은 본 발명에 따른 다중-각도 평면과 획득 기법에 대한 기하학적 정의들의 예시이다.

도 2는 자기상관 값 크기에 관한 일 예의 자기상관 래그-1 분산의 예시이다.

도 3은 DSNR의 함수로서 일 예의 자기상관 래그-1 각도 분포의 예시이다.

도 4는 DSNR_m으로부터 $\sigma_{\hat{f}_m}^2$ 로의 매핑의 그래픽적인 예시이다.

도 5는 프로세스 기능들과 데이터 컴포넌트들 사이의 관계를 도시하는 흐름도이다.

도 6은 경동맥 벡터 흐름 이미징에 적용되는 입자 흐름 시작화의 일 예의 프레임의 예시이다.

도 7은 본 발명의 입자 시작화 프로세스의 메인 스테이지들의 예시이다.

도 8은 본 발명의 프로세스들을 위한 시스템 아키텍처의 고-레벨 표현을 예시한다.

도 9는 픽셀-배향형(pixel-oriented) 프로세싱의 일 실시예의 소프트웨어-기반 아키텍처의 개략적인 표현이다.

도 10은 픽셀-배향형 프로세싱에 따라 형성된 플러그-인 모듈의 도면이다.

도 11은 픽셀-배향형 프로세싱에 따라 형성된 128 엘러먼트 선형 어레이에 대한 데이터 획득의 개략적인 표현이다.

도 12는 픽셀-배향 프로세싱에서 사용되는 픽셀 매핑 프로세스의 예시이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0028]

벡터 흐름 추정의 다중-각도 도플러-기반 방법에 있어, PWT 추정 모델은 벡터 속도 산출을 단순화하는 방식으로 비선형 및 선형 컴포넌트들로 나누어진다. 각 픽셀의 속도 벡터는 비선형 모델을 통해 PWT 양상블들의 벨산(diverse) 각도들에서의 IQ 측정들을 예측하며, 우리는 이를 종래의 CDI 프로세싱(클러터 필터링(clutter filtering) 및 카사이 자기상관(Kasai autocorrelation))을 이용하여 도플러 주파수들의 세트로 변환함으로써 선형화한다. 그러면 혈액 속도 벡터 추정이, 예일리어싱에 기인하는 가정된 측정 바이어스(hypothesized measurement bias) 상에서 조절된 가중 최소 자승법(weighted least squares: WLS) 문제에 대한 해로서 단순화된다. CDI 자기상관 래그 분산(lag variances)들로부터 얻어지는 가중치들이 클러터 필터링 효과들을 처리한다. 원래 문제의 비선형성이 따라서 알려진 예일리어싱 바이어스 벡터들의 유한한 수에 걸친 이산 탐색(discrete search)으로 감소된다. 또한, WLS 추정기 공분산(covariance)은 픽셀들을 검증하는데 사용되는 정보를 제공한다.

[0029]

변화도-기반 벡터 혈류 추정 방법에 있어, PW 송신 및 재구성은, 도플러 PRF 체계의 프레임 레이트들로, B-모드 흐름(B-흐름) 양식으로 혈액 움직임 이미지 시퀀스를 생성한다. 픽셀 포인트 $p=[x, z]$ 및 PRI t 에서의 이미지 시퀀스 내의 IQ 데이터의 픽셀 양상블들은, 양상블의 월 필터링 후 각각의 픽셀 p 에서의 IQ 데이터로부터 산출되는 IQ 크기(magnitude) 값들로 구성된다. 값들의 시퀀스는 따라서 PRF와 동등한 프레임 레이트로 움직임을 캡처하며, 이는 혈액 반사도의 움직임 텍스처(moving texture)로서 미세-스케일의 유체 역학을 드러낸다. 연쇄 법칙을 사용하면, 이미지 시퀀스의 공간-시간 변화도로부터 기인하는 공간적 및 시간적 도함수(derivative)들이 각각의 픽셀 p 및 PRI t 에서의 텍스처 흐름 속도 벡터 필드 $[v_x(x, z, t), v_z(x, z, t)]$ 로 연결된다. 결과적인 추정 방정식들이, 벡터 흐름 속도 추정들을 제공하기 위하여 가우스-마르코프(Gauss Markov) 모델 맥락에서 최소 자승법에 의해 해가 구해지며, 이들은 추정 윈도우에 걸쳐 변하지 않을 모델로 공식화된다.

[0030]

결과적인 속도 벡터 이미지를 시각화하기 위하여, 유체 내에 운반되는 입자들을 나타내는 포인트들의 움직임 필드를 합성하는 새로운 기술이 사용된다. 그것의 생성에 있어, 각각의 입자는 흐름이 검출되는 픽셀에서 확률적으로 생성되며, 속도 벡터 추정에 비례하는 움직임이 부여되고(imbued), 시청자가 "실시간 느린-움직임" 표현으로 움직임을 용이하게 인식할 수 있도록 스케일링 다운된다. 입자들은, 입자 밀도를 사용자의 선호도로 제어하는 관리 규칙들 하에서 프레임으로부터 프레임으로 이미지에 걸쳐 이동한다. 입자 움직임은 속도 크기에 대해 컬러-코딩된 검출된 흐름 영역들에 오버레이한다. 양적인 속도 스펙트럼으로서 및 관 흐름 레이트로서 혈류 벡터 속도 이미지를 디스플레이하기 위한 방법들이 또한 개시된다.

[0031]

필립스 L7-4 트랜스듀서 및 베라소닉스 획득 시스템을 사용하여, 본 발명은 체내에서의 목 맥관구조(neck vasculature) 상의 VDI를 실증한다. 30 fps의 수집 레이트를 수용하는 GPU 구현예에서, 7개의 각도들에서 수집되는 PWT 양상블들이 다중-각도 도플러 기반 VDI 프로세스로 프로세싱된다. 비디오 디스플레이의 흐름 필드의 역학을 드러내며, 심장 이완기 동안 흐름의 양호한 검출을 보여준다. 이러한 벡터 속도 이미징 프레임워크는 획득 프레임 레이트들이 경동맥에서 유체 역학을 캡처하기에 충분하다는 것을 실증한다. 프로세스는 개념적으로 단순하며 계산적으로 효율적이고, 이는 표준 CDI 프로세싱을 그것의 프론트-엔드(front-end)로서 레버리징(leveraging)한다. 단일 PWT 각도가 대략 60 FPS의 데이터 수집 레이트에서 변화도-기반 VDI 프로세스를 실증하는데 사용된다. 변화도-기반 VDI 프로세스 방법이 또한 도플러 스트링 팬텀(Doppler string phantom)을 사용하여 정확도 및 정밀도에 대해 평가된다.

[0032]

평면파 과면(wavefront)과 트랜스듀서 어레이 사이의 각도로서, 도 1에 도시된 바와 같은 트랜스듀서의 표면(face)에서의 법선(normal)에 대하여 평면파의 각도가 측정된다는 것이 이해되어야 한다.

[0033]

입자 흐름 시각화 기술이 플러그 흐름(plug flow), 층류(laminar flow), 및 난류(turbulent flow)의 상황들에

서 주관적으로 유익한 정보를 준다.

[0034] 프레임-레이트 분석: 여기에서 다중-각도 도플러-기반 혈류 속도 벡터 산출 방법을 사용하는 것의 프레임-레이트에 대한 이익이 종래의 레이라인(rayline)-기반 이미징 시스템과 비교된다. 양상을 길이가 18 PRI들이고, PRF가 4KHz인 것으로 가정한다. 그러면, 7개의 평면과 각도들에 대하여, 개시된 방법의 프레임레이트(B-모드 획득들을 포함하지 않는)는 32 fps이다. 이를, 프레임당 30개의 송신 라인들을 갖는 2:1 다중라인 획득들을 갖는, 스티어링된(steered) 선형 어레이 획득 처리방식과 비교하면, 이러한 방식은 1 fps의 프레임레이트를 제공하며, 32배 느린다.

[0035] 용어 해설

표 1

t	PRI 인덱스
Θ_m	평면과(PW) 송신 각도
m	PW 각도 인덱스
M	프레임당 PW 송신 각도들의 수
N	각각의 Θ_m 에 대한 PRI들의 수
$r_m(t)$	이미지 포인트 IQ 샘플
$s_m(t)$	PRI t 및 각도 Θ_m 에서의 흐름 신호
H	클러터 필터 매트릭스
클러터	월 & 고정 조직 신호
잡음	분산 σ_n^2 의 수신기 잡음
\hat{f}_m	각도 Θ_m 에서의 도플러 주파수 추정들
$\hat{\sigma}_f^2$	도플러 주파수 추정들의 분산
\bar{a}_m	흐름 추정의 래그-1 자기상관
$a_m(t)$	t-번째 공액 래그-1 흐름 신호 프로덕트

[0037] 벡터 속도 혈류 추정을 위한 다중-각도 도플러-기반 방법:

[0038] 프로세스 설명

[0039] 본 발명에 따른 벡터 도플러 추정 프로세스는 각각의 재구성된 이미지 포인트에 대한 속도 벡터 추정들을 생성한다. 획득 기법은 상이한 평면과 전달 각도들에서 어레이로부터 방출되는 평면과 송신들로 조직에 고주파를 발사한다(ensonify). 각각의 평면과 각도가 몇몇의 PRI들에 대해 사용되며, 그 결과 송신들의 양상을 각각의 각도에서 수집된다.

[0040] 와이드 빔 송신들에 대한 혈류 속도 벡터 추정 방법의 적용: 본 명세서에 개시된 혈류 속도 벡터 추정들을 생성하기 위한 방법들이 평면과 송신들의 맥락에서 전개되었으나, 각각의 광셀에서의 과면 배향에 따라서 바이스테틱 범위-레이트 모델(bistatic range-rate model)들을 수정함으로써, 방법들이 복수의 와이드-빔 송신들에 동등하게 적합하다.

[0041] 추정 프로세스는 산출을 3개의 스테이지들로 분할한다. 첫째, 도플러 추정이 송신된 평면과 각도들의 각각에서 수집된 양상을 데이터에 독립적으로 적용된다. 이는 고정 조직 효과들을 제거하고 각각의 평면과 각도에서 측정된 투영된(projected)(상대적인) 혈류 속도에 기인하는 도플러 주파수의 추정들을 생성하는 종래의 컬러 흐름 프로세싱이다. 카사이 자기상관-기반 혈액 도플러 추정의 방식에서, 자기상관 래그들 및 얻어진 통계(statistic)들은 각각의 이미지 포인트에서의 산출된 바이프로덕트(byproduct)이다. 결과는 상대적인 도플러 추정들의 다중-각도 세트이다.

[0042] 두번째 단계에서, 세트 내의 첫번째 스테이지로부터의 추정이 비선형 최소-자승 추정 절차를 통해 결합되며, 이는 각각의 이미지 포인트에서 혈류의 벡터 속도 컴포넌트들을 생성한다.

[0043] 마지막으로, 세번째 단계는 흐름의 존재에 대해 검사함으로써 각각의 이미지 포인트에서의 벡터 속도 추정을 검증한다.

[0044] A. 획득 및 재구성 신호 모델

벡터 속도 추정 절차는, $m \in \{1, \dots, M\}$ 에 대하여, 각도들 Θ_m 의 세트에 걸쳐 평면파(plane wave: PW) 신호들을 송신하는 획득 기법에 의거한다. PW 각도들의 세트가 어레이의 볍선 벡터(곡선 어레이들의 경우에 있어, 어레이 중심에 위치된)에 대하여 대칭인 것으로 가정된다. 각각의 각도 Θ_m 은 파면에 대해 수직인 이동의 방향을 정의한다. 획득들이 PRF Hz의 레이트로 N개의 연속적인 펄스 반복 구간들(pulse repetition intervals: PRI)에 대한 각각의 각도에서 드웰링(dwelling)하며, 이는 각도에 대하여 양상블을 형성한다. 이에 더하여, 2개의 더미 펄스들이 안정 상태 음향 환경을 유도하기 위하여 각 양상블의 시작에서 송신된다. 획득 기하구조가 도 1의 아래에 예시된다.

[0046] 각각의 획득 이벤트는, 이로부터 종래의 빔형성 프로세스(본 명세서에서 설명되지 않음)에 의해 2차원 이미지가 재구성되는 RF 데이터의 집합(collection)을 야기한다. 따라서 $M \times N$ 획득들에 대하여, $M \times N$ 연관 이미지들이 생성되고, 각각은 깊이 및 방위각에서 동일한 공간적 샘플링 좌표를 갖는다. 추정 프로세스는 주어진 이미지 포인트에서의 모든 데이터를 다른 이미지 포인트들에서의 데이터와 동일하게, 그리고 이와 독립적으로 프로세싱한다. 표기를 단순화하기 위하여 우리는 섹션 II 전반에 걸친 표기에 있어 공간적 샘플링 인덱스를 생략한다.

[0047] 신호 모델은, 느리게-움직이는 조직 산란으로부터의 클러터, 혈류 신호 $s_m(t)$, 및 분산 σ_n^2 을 갖는 첨가 백색 잡음의 합으로서 빔형성된(또는 달리 재구성된) 이미지 포인트 신호 $r_m(t)$ 를 각기 설명한다. 그러면, PRI t 및 PW 각도 Θ_m 에서, 관심이 있는 IQ 이미지 포인트의 관찰을 위한 모델은 다음의 수학식 1과 같다.

수학식 1

$$r_m(t) = s_m(t) + \text{clutter} + \text{noise}$$

[0049] 여기서, $t = 0, \dots, N-1$ 이다. r_m 의 N개의 샘플들을 수집하는 것은 다음의 수학식 2의 벡터 형태의 관찰(observation)들의 양상블을 제공한다.

수학식 2

$$\mathbf{r}_m = [r_m(0), \dots, r_m(N-1)]^T$$

[0051] B. 각각의 평면파 각도에서의 도플러 추정

[0052] 흐름 신호 파라미터들을 추정하기 전에, 각각의 이미지 포인트 IQ 양상블에 적용되는 고역-통과 필터 매트릭스 \mathbf{H} (고정 조직 또는 "월" 필터)가 저역-도플러 클러터 신호(low-Doppler clutter signal)를 억제한다. 필터 \mathbf{H} 는, 다항식- 또는 사인적-기저 회귀(basis regression)와 같은 다양한 설계 기술들에 의해 명시되거나, 또는 적절한 적응적 방법에 의해 온-라인으로 산출될 수 있다. IQ 양상블 데이터에 필터를 적용하는 것은 다음의 수학식 3과 같은 신호 추정을 제공한다.

수학식 3

$$\hat{\mathbf{s}}_m = \mathbf{H}\mathbf{r}_m$$

[0054] 그 후, 카사이 자기상관-기반 혈액 도플러 방법을 적용하는 것이 각각의 PW 각도에서의 흐름 신호에 대한 평균 주파수 추정들 \hat{f}_m 을 제공한다. 이러한 단계는 또한 흐름 분산을 추정하며, 벡터 추정 프로세스가 이후(섹션

II-C)에 이를 사용한다. 카사이 방법은 흐름 신호 추정 \hat{s}_m 의 제 1 자기상관 래그를 다음의 수학식 4와 같이 산출한다.

수학식 4

$$\bar{a}_m = \sum_{t=1}^{N-1} a_m(t)$$

[0055] 여기에서 개별적인 1차 래깅된 프로젝트들 $a_m(t)$ 이 다음의 수학식 5와 같이 정의된다:

수학식 5

$$a_m(t) = \hat{s}_m(t) \hat{s}_m^*(t-1)$$

[0056] 그러면 이미지 포인트에 대하여 각도 Θ_m 에서 유도된 평균 도플러 주파수 f_m 이 다음의 수학식 6과 같이 추정된다:

수학식 6

$$\hat{f}_m = \frac{PRF}{2\pi} \tan^{-1}(\bar{a}_m)$$

[0057] 여기에서 \tan^{-1} 는 범위 $(-\pi], \pi)$ 를 갖는 4-사분면 복소 아크탄젠트(four-quadrant complex arctangent)이고, $\lambda = c/F_c$ 는 송신된 펄스의 캐리어 파장이다. \hat{f}_m 이 π 사이에서 비상관된(uncorrelated) 추정 오류를 갖는 것으로 가정되며, 그것의 분산을 다음의 수학식 7로서 나타낸다.

수학식 7

$$\sigma_{\hat{f}_m}^2 = \text{var}[f_m]$$

[0058] 섹션 II-C에서 설명되는 속도 벡터 추정기(estimator)가 $\sigma_{\hat{f}_m}^2$ 을 이용한다.

[0059] 이러한 산출(섹션 C2에서 보여지는)은 다음의 수학식 8과 같은 비율을 요구한다.

수학식 8

$$DSNR_m = |\bar{a}_m|^2 / \sigma_{a_m}^2$$

[0060] 우리는 이를 PW 각도 Θ_m 에 대한 "도플러 SNR"로 나타낸다. 이를 위하여, 래그 분산 $\sigma_{a_m}^2$ 다음의 수학식 9와

같이 추정된다.

수학식 9

$$\sigma_{a_m}^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{t=1}^{N-1} |a_m(t) - \bar{a}_m|^2$$

[0066] C. 도플러 추정 결합에 의한 속도 벡터 추정

도플러 주파수 추정들의 각각의 이미지 포인트의 세트 및 M개의 PW 양상을 각도들의 각각에서 산출된 통계들을 사용하면, 결합 프로세스가 희망되는 속도 벡터를 산출한다. 바이스태틱 범위-레이트 모델이 각도-당 도플러 주파수들 추정들을 속도와 결부짓는다. 이러한 선형 매핑은, 도플러 주파수들의 에일리어싱에 기인하는 이산-값을 갖는(discrete-valued) 결정론적 바이어스 항(deterministic bias term) 및 첨가 확률적(stochastic) 오류에 의해 손상된, 벡터 속도 컴포넌트들의 함수들로서 주파수들을 표현한다.

[0067] 이러한 모델 공식화는 흐름 속도 벡터(관심 있는 파라미터)에서 선형적이지만, 도플러 주파수 벡터 \mathbf{b} 에서의 에일리어싱 오류들을 나타내는 이진 장애모수(nuisance parameter)의 세트에서는 비선형적이다. 본 발명의 처리방

식은, $\sigma_{\hat{f}_m}^2$ 를 밸런싱(balance)하기 위해 모델을 화이트닝(whiten)하고, 그것을 그것의 선형 및 비선형 컴포넌트들로 분할하며, 그 뒤 바이어스 벡터들을 이산 탐색(discrete search)을 통해 가정(hypothesize)하면서 직접 해법(direct solution)에 의해 선형 부분을 변환하는 것이다. 그러면 최저 잔차 제곱합(residual sum-of-squares: RSS)을 선택하는 것이 최소-자승 속도 벡터 추정을 식별한다. 섹션 C3에서, 에일리어싱에 대한 이산 탐색의 크기를 감소시키는 기하학적 논의가 전개되며, 이는 에일리어싱을 인접한 평면과 각도들의 양상을 내에 있도록 강제함으로써, 잡음만의 데이터에 대한 오버피팅(overfitting)을 감소시킨다. 고-도플러 이벤트들 동안 이것이 관 이미지 내에 "블랙아웃(blackout)" 구역들을 초래할 것을 처리하지 않음에 따라, 에일리어싱 바이어스의 식별이 방법에 대해 중요하다. 이는, 에일리어싱 바이어스가 바이스태틱 범위-레이트 모델에 열악한 피트(fit)를 초래하며, 따라서 모델에 대한 WLS 해가 이벤트를 잡음으로 고려할 것이기 때문이다. 따라서, 예를 들어, 심장 수축(systole) 이벤트 동안, 블랙아웃들의 결여는 에일리어싱 정정(correction)의 사용을 나타낸다. 비-흐름 이벤트들에서의 과도한 잡음 검출의 결여는 에일리어싱 정정을 인접한 평면과 각도들로 통제하는 것을 나타낸다.

[0068] 반면, 최소 자승 목적 함수들을 갖는 직접 IQ-도메인(domain) 또는 자기상관-도메인 측정 모델들은 비-선형 방식으로 주파수와 연관된 속도를 갖는다. 이는, 흐름 속도 벡터의 크기 및 방향 둘 다에 대한 탐색을 필요로 하는, 2-차원 비-선형 간략화(minimization) 문제를 초래할 것이다. 높은 SNR을 갖는 협대역 "플러그(plug)" 흐름의 경우에 있어, 이러한 목적 함수가 복수의 극값(extremum)들로 급격하게 피크될 수 있으며, 이는 미세 탐색(fine search) 및 그에 따른 높은 산출 비용을 요구한다. 우리의 제안된 방법에 있어, 직접적 솔버(direct solver) 컴포넌트가 이러한 어려움을 피하고, 탐색이 불연속적인 1-차원적이며, 잘 정의된 계산법(enumeration)이다.

[0069] 1) 바이스태틱 범위-레이트 모델: PW 각도 Θ_m 에서 획득되는 흐름 신호 $s_m(t)$ 가 음향 신호 프로세싱 이론의 바이스태틱 범위-레이트 모델에 의해 지배되는 평균 도플러 쉬프트를 겪는 것으로 가정된다. 여기에서 순간적인 음향 전달 경로는 입사 PW 송신 각도 Θ_m 에 대하여 방향 벡터 상으로의 이미지 포인트들의 움직임 벡터의 투영 및 트랜스듀서 어레이의 최근접 포인트로 바로 향하는 반사된 파의 복귀 경로를 포함한다(도 1). 추정된 도플러 주파수들을 길이-M의 벡터 $[\hat{f}_1, \dots, \hat{f}_M]^T$ 로 모으면(그리고 그 후에 결국 그것의 다중-각도 LS 피트에 대하여 \mathbf{f} 상에서 기호 " $\hat{}$ "를 보유하면), 모델은 다음의 수학식 10과 같이 기술될 수 있다:

수학식 10

[0072] $\mathbf{f} = \mathbf{Av} + \mathbf{b} + \mathbf{e}$

[0073] 여기에서, 이미지 포인트에서의 흐름 속도 벡터는 $\mathbf{v} = [v_x, v_z]^T$ 이고, \mathbf{b} 는 예일리어싱에 기인하는 바이어스를 나타내며, \mathbf{e} 는 확률적 오류이고, 모델 매트릭스 \mathbf{A} 는 $[M \times 2]$ 차원이며 행(row)을 $a_m(\theta_m)$ 을 가지며, 여기에서:

수학식 11

[0074] $\mathbf{a}_m = \frac{1}{\lambda} [\sin(\theta_m), 1 + \cos(\theta_m)]$

[0075] \mathbf{A} 가 PW 각도들에 의해 결정되며, 이들이 고정된 경우 사전-산출될 수 있다는 것을 주목해야 한다.

[0076] 2) 도플러 주파수 추정 분산: 주파수 추정들의 수학식 7의 분산 $\sigma_{\hat{f}_m}^2$ 은 수학식 8의 $DSNR_m$ 에 의존하며, 유리 다항식 근사(rational polynomial approximation)인 경험적으로 결정되는 매핑으로부터 산출된다. 배후의 동기는 이것이 복소 라이스 랜덤 변수(complex Rice random variable)과 연관된 각도의 분산과 유사하다는 것이다. 도 2를 참조하면, 양 $DSNR_m$ 이 사라짐에 따라, 각도(주파수)가 더 불확실해진다는 것이 명백하다. 제한 내에서, 각도가, 도 3에 예시된 바와 같이, $[0, \pi]$ 에 걸쳐 균일하게 분포되게 된다. 실제로 있어, 이러한 효과는 흐름 방향에 대한 현측-인접(near-broadside) 각도에 도착하는 평면파들에 의해 얻어지는(interrogated) 저-도플러 흐름 상에서 더 심하며, 따라서 월 필터 특성들에 또한 의존한다. 0.25^* PRF의 공칭 도플러 흐름 주파수에서의,

12-필스 양상블들의 경우에 대하여, $DSNR_m$ 으로부터 $\sigma_{\hat{f}_m}^2$ 으로의 매핑이 도 4에 그래픽적으로 도시된다. 근사가 높은 SNR로 발산하지만, 주파수 표준 편차를 규칙화(regularize)하기 위한 전형적인 값들이 이것을 적어도 0.03으로 제한한다. 이는 발산 근사 영역을 회피하는 좋은 부수적인 효과를 갖는다.

[0077] $\hat{\theta} = \hat{f} / PRF$ 로 정의하면, 도 4에 도시된 유리 다항식 근사가 이하의 매트랩 코드로 설명된다. 주파수 표준 편차를 산출하는 대안적인 새로운 방법은 변화도-기반 벡터 흐름 추정 프로세스를 개시하는 이후의 섹션에서 제공된다.

```
function [varTheta] = dsnr2fvarmap(snr,varargin);
%ricemoments: compute moments of rice R.V. (approximate)
%usage:
% varTheta = var(angle(z)), in rad. squared
% for z = complex gaussian, SNR = |mean(z)|^2/var(z)
%.
```

%Verasonics

% jaf 20jul2009

```

Kvai = length(varargin);kvai = 1; %use kvai and template below.

sizeSNR=size(snr);
%allowed SNR range
snrdbMax=100;
snrdbMin] = -30 ;
SNRRANGE = snrdbMax - snrdbMin;

snrdb = 10*log10(snr(:)');
snrBounded = fdim(snrdb, snrdbMin);
snrBounded = min( snrBounded , snrdbMax - snrdbMin );

Alpha=16;
%pade ratpoly coeffs:
B3= 1.72e+003;
A= [1 56.5685 1600];
snroffsetdb = 6.0;

f = snrBounded - snroffsetdb;

f2 = f.^2;
denomR = A(3) - A(1)*f2;
denomIminus = A(2)*f ;
denomMag2 = denomR.^2 + denomIminus.^2;

Hmag2 = (B3.^2)./denomMag2;

varTheta = Hmag2.^ (Alpha/2);

varTheta = reshape(varTheta,sizeSNR);

end %%%%%%%%

```

function z=fdim(x,y);
%fdim: C99 fdim() function emulation.

```

z=x-y;
z(find(z<0))=0;
end %main

```

[0079]

[0080]

3) 가정된 에일리어싱 바이어스들: 수학식 10에 있어, 벡터 \mathbf{b} 의 엘리먼트들 b_m 은 에일리어싱 오류들을 처리하며, 우리는 이를 결정론적으로서 그리고 그에 따라 바이어스로서 모델링한다. 여기에서, 우리는, 2^M 개의 선택(choice)들에 걸쳐 나이브(naive)하게 구성된 탐색의 크기를 $1+MN_A$ 개의 선택들까지 감소시키기 위한 경험적 기하학적 논의를 사용하며, 여기에서 N_A 는 에일리어싱을 경험하는 PW 각도들의 최대 수이다. 다음의 이진 가정 세트(hypothesis set),

수학식 12

$$H_0 : |f_m| < PRF / 2$$

[0081]

수학식 13

[0082] $H_A : PRF > |f_m| < PRF / 2$

[0083] 단일-랩(warp) 에일리어싱 상태 H_A 는 추정된 주파수를, 다음의 수학식 14와 같이, 잡음이 없는 경우의, 에일리어싱되지 않은 도플러 주파수에 연관시킨다.

수학식 14

[0084] $H_A : \hat{f}_m = f_m - \text{sign}(\hat{f}_m) PRF$

[0085] 임의의 가능한 이진 에일리어싱 구성들로부터 바이어스 벡터 \mathbf{b} 를 구성하는 것은 2^M개의 가능한 바이어스 벡터들을 제공한다. 실현 가능한 세트의 크기를 감소시키기 위하여, 우리는 에일리어싱이 인접한 PW 각도들에서 그룹화되기 쉽다는 것을 주목하였다. PW 송신 각도, 즉, 이미지 포인트에서의 흐름의 진짜 방향에 대해 전달 각도에서 가장 인접한 Θ_F 를 고려한다. 에일리어싱이 Θ_F 에 존재하는 경우, Θ_F 가 PW 방향에 대하여 가장 큰 범위-레이트를 갖는 각도이기 때문에, 이는 임의의 다른 PW 각도에서의 에일리어싱보다 클 것이다. 따라서, 에일리어싱 오류가, 최소 에일리어싱 오류의 어떤 각도까지, Θ_F 에 대한 PW 각도들의 발산으로 단조적으로 감소할 것이다. 최대한(at most) PRF Hz의 에일리어싱에 의해 영향을 받는 획득 각도들의 수가 주어지면, 우리는 그들이 각도에 있어 인접해야만 한다고 판단했다.

[0086] 어레이에 수직하는 흐름은 특별한 경우를 제공한다: 극단 각도(extreme angle)들 둘 다가 동일한 에일리어싱 오류 크기를 경험할 수 있다. 원형 포맷 상의 PW 각도 인접을 정의하면, 그에 따라 2개의 극단 각도들이 인접한 것으로 고려되고, 이러한 특별한 경우를 또한 처리한다.

[0087] 이상에서 언급된 기하학적 제한들 하에서, 바이어스 벡터들의 세트가 다음과 같이 계산된다. 에일리어싱이 없는 경우인 H_0 에 있어, \mathbf{b} 는 제로(zero) 벡터이다. M개 사이에서의 단일 PW 각도 상의 에일리어싱은 M개의 가능한 바이어스 벡터들 \mathbf{b} 를 시사한다. 이러한 경우들에 있어, 바이어스 벡터들은 M개 중에서 하나의 엘러먼트를 제외하고는 제로인 엘러먼트들을 포함하고, 여기에서 에일리어싱 바이어스를 나타내는 m번째 엘러먼트는 다음의 수학식 15으로 설정된다.

수학식 15

[0088] $b_m = -\text{sign}(\hat{f}_m) PRF$

[0089] 이를 2개의 인접한 에일리어싱 각도들로 일반화하는 것(generalizing)은, 2개의 극단 각도들을 그룹화하는 경우를 포함하는, 추가적인 M개의 경우들을 제공한다. 따라서 2 이하의 에일리어싱 각도들의 경우는 2M+1 개의 바이어스 벡터들을 제공한다. 추가적인 인접한 에일리어싱된 각도에 의해 가정 세트를 확장하는 것은 M개 선택들의 다른 세트를 야기한다. 귀납법(induction)은 N_A 또는 그 이하의 에일리어싱된 각도들에 대한 가정들의 수 N_H 를 다음의 수학식 16과 같이 제공한다.

수학식 16

[0090] $N_H = N_A \times M + 1$

[0091] 예를 들어, 7-각도 획득 기법에서 3개까지의 동시적인 에일리어싱 PW 각도들을 가정하면, 에일리어싱 바이어스

오류 벡터들의 가능한 세트는 22개의 별개의 벡터들을 갖는다. 이는 다음과 같이 예시된다:

[0092] 명백한(trivial) 경우는 에일리어싱을 갖지 않는다.

[0093] PW 송신의 단일 각도에서의 에일리어싱의 경우에 있어, 수학식 17의 컬럼(column)들은, PW 각도에 의해 정렬된(ordered) 7개의 획득들 중에서, 정확히 하나의 에일리어싱된 각도들에 대한 모든 바이어스 벡터들을 열거한다.

수학식 17

b_1	0	0	0	0	0	0
0	b_2	0	0	0	0	0
0	0	b_3	0	0	0	0
0	0	0	b_4	0	0	0
0	0	0	0	b_5	0	0
0	0	0	0	0	b_6	0
0	0	0	0	0	0	b_7

[0094]

[0095] PW 송신의 2개의 각도들에서의 에일리어싱의 경우에 있어, 수학식 18의 컬럼들은, PW 각도에 의해 정렬된 7개의 획득들 중에서, 정확히 2개의 에일리어싱된 획득 각도들에 대한 모든 바이어스 벡터들을 열거한다.

수학식 18

b_1	0	0	0	0	0	b_1
b_2	b_2	0	0	0	0	0
0	b_3	b_3	0	0	0	0
0	0	b_4	b_4	0	0	0
0	0	0	b_5	b_5	0	0
0	0	0	0	b_6	b_6	0
0	0	0	0	0	b_7	b_7

[0096]

[0097] PW 송신의 3개의 각도들에서의 에일리어싱의 경우에 있어, 수학식 19의 컬럼들은, PW 각도에 의해 정렬된 7개의 획득들 중에서, 정확히 3개의 에일리어싱된 획득 각도들에 대한 모든 바이어스 벡터들을 열거한다.

수학식 19

b_1	0	0	0	0	b_1	b_1
b_2	b_2	0	0	0	0	b_2
b_3	b_3	b_3	0	0	0	0
0	b_4	b_4	b_4	0	0	0
0	0	b_5	b_5	b_5	0	0
0	0	0	b_6	b_6	b_6	0
0	0	0	0	b_7	b_7	b_7

[0098]

- [0099] 3-각도 예에 대한 가정 세트를 완성하기 위하여, 수학식 17, 수학식 18, 수학식 19의 조합을 형성하고, 그리고 제로 벡터(비-에일리어싱 상태를 나타내는)를 이용한다. 총계는 22개의 가능한 바이어스 벡터들이다.
- [0100] 4) 속도 벡터의 최소-자승 추정: 모델의 이상의 특징들을 통합하는 것은 이미지 포인트에서의 흐름 속도 벡터에 대한 가중 최소 자승 추정기를 허용하며, 여기에서 가중치들이 조절된 측정 통합 분산(conditioned measurements unity variance)을 제공하기 위해 산출된다.
- [0101] 비-선형 모델(수학식 10)이 선형 및 비선형 컴포넌트들로 분할되며, 그 결과

수학식 20

$$\hat{\mathbf{v}} = [\mathbf{A}^T \mathbf{W} \mathbf{A}]^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{W} (\mathbf{f} - \mathbf{b}_*)$$

- [0102] [0103] 여기에서 가중치 매트릭스 \mathbf{W} 는 다음의 수학식 21과 같은 그것의 m -번째 대각 엘리먼트를 갖는다.

수학식 21

$$w_{m,m} = \left(\sigma_{min}^2 + \sigma_{\hat{f}_m}^2 \right)^{-1}$$

- [0104] [0105] 우리가 획득들 사이에서 잡음이 독립적인 것으로 가정했기 때문에, \mathbf{W} 의 비-대각 엘리먼트들은 제로이다. 주파수 정밀도(precision)에 대한 하한계(lower bound) σ_{min} 는 규칙화기(regularizer)로서 기능한다. 전형적인 규칙화 값들은 이것이 적어도 $(0.03 \cdot PRF)$ 가 되도록 제한하며, 이는 예상된 도플러 해상도에 비례한다. 프로세싱 채인 내의 고정 조직/월 필터 \mathbf{H} 의 존재 때문에, 가중치가 필요하다. 흐름 방향과 PW 전달 방향 사이의 큰 상대 각도들에서, 특히 느린-움직임의 흐름에 대하여, 상대 도플러 주파수가 \mathbf{H} 의 스톱대역(stopband)과 일치할 수 있다. 이는 대응하는 도플러 주파수 추정을 극단적으로 잡음성(noisy)으로 만든다. 수학식 7을 통하여 주파수 변화의 양을 수량화하는 것이 최소-자승 공식에 대한 최적화 가중치를 가능하게 한다.

- [0106] 수학식 20의 최적 에일리어싱 바이어스 벡터 \mathbf{b}_* 가 다음의 수학식 22와 같이 간략화 문제를 해결한다.

수학식 22

$$\mathbf{b}_* = \operatorname{argmin}_j [\mathbf{f} - \mathbf{b}_j]^T \mathbf{W}^{1/2} \mathbf{P}^\perp \mathbf{W}^{1/2} [\mathbf{f} - \mathbf{b}_j]$$

- [0107] [0108] 여기에서 투영기(projector)는 다음의 수학식 22와 같이 계산된다.

수학식 23

$$\mathbf{P}^\perp = \mathbf{I} - \mathbf{W}^{1/2} \mathbf{A} [\mathbf{A}^T \mathbf{W}^T \mathbf{A}]^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{W}^{1/2}$$

- [0109] [0110] D. 포스트-프로세싱: 보간(interpolation) 및 검출

- [0111] 최소-자승 추정 절차의 바이프로덕트(byproduct)들이 이미지 포인트에서의 흐름 검출을 위한 매트릭스들을 제공한다. 정규화된 속도, 도플러 주파수 잔차들, 자기상관 잔차들, 결합된 자기상관 파워 및 속도 추정 정밀도의 공간적으로 보간된 베전들이 독립적인 검출 검사들에 적용된다.

[0112] 공간적 보간: 공간적 보간은, 입력 샘플들의 원본 값들을 유지하면서, x 및 z 차원들에서 샘플링 밀도를 2배로 만든다. 선형 최인접-이웃 가중치(linear nearest-neighbor weighting)가 보간된 포인트들을 제공한다.

[0113] 속도 정밀도: 가중치 W 에 기인하여, 수학식 20의 화이트닝된 오류들은 i.i.d. (Independently and Identically Distributed) 및 단위 분산(unit variance)이다. 따라서, 최소 자승 이론에 의해, 속도 추정 공분산은 다음과 같다.

수학식 24

$$\sum_{\hat{v}} = [\mathbf{A}^T \mathbf{W} \mathbf{A}]^{-1}$$

수학식 25

$$\sigma_{v_x}^2 = \sum_{\hat{v}} (1, 1)$$

수학식 26

$$\sigma_{v_z}^2 = \sum_{\hat{v}} (2, 2)$$

[0117] 정사각형의 거리 단위들에서, 속도 정밀도는 속도 추정에서의 총 오류이다:

수학식 28

$$\sigma_{\hat{v}}^2 = \sigma_{v_x}^2 + \sigma_{v_z}^2$$

[0119] 속도 정밀도에 대한 큰 값은 이미지 포인트에 대해 이용 가능한 신뢰할 수 있는 흐름 추정이 없다는 것을 나타낸다.

[0120] 정규화된 속도 크기: 정규화된 속도 크기 v_{NM} 는 좌표에서 동일한 정밀도에 대하여 스케일링된 속도의 길이이다:

수학식 29

$$v_{nm}^2 = (v_x / \sigma_{v_x})^2 + (v_z / \sigma_{v_z})^2$$

[0122] 정규화된 속도 크기 v_{nm}^2 가 임계 밑인 경우, 이미지 포인트는 비-흐름이다.

[0123] 결합된 파워: 결합된 파워 매트릭스들은 모든 획득 각도들에서 보여지는 파워의 추정을 제공한다. 이는 래그-1 자기상관 값들 a_m 을 피팅된 주파수의 대응하는 엘리먼트들에 의해 정렬하며,

수학식 30

$$[0124] \quad \hat{\mathbf{f}} = \mathbf{A}\hat{\mathbf{v}}$$

[0125] 다음의 수학식 31 및 수학식 32와 같이 되도록 DSNR에 의해 이들에 가중치를 부여한다.

수학식 31

$$[0126] \quad \bar{a}_m^0 = DSNR_m \exp\left(-2\pi \hat{f}_m / PRF\right) \bar{a}_m$$

수학식 32

$$[0127] \quad \bar{a} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M \bar{a}_m^0$$

[0128] 산출된 값을 임계 파라미터와 비교하여, 결합된 파워 \bar{a} 가 너무 약한 경우, 이미지 포인트는 비-흐름이다.

[0129] 자기상관 잔차: 최소 자승 피팅된 도플러 주파수 벡터의 엘리먼트들을 사용하여, 우리는 $DSNR_m$ 에 의해 래그-1 자기상관 벡터 컴포넌트들에 가중치를 부여하고, 이들을 복소 평면에 정렬했다. 결과의 샘플 표준 편차가 "자기상관 RSS"로서 표시되며,

수학식 33

$$[0130] \quad RSS_{AC} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M \left| \bar{a}_m^0 - \bar{a} \right|^2$$

[0131] 산출된 값을 상한(ceiling) 파라미터와 비교하여, 피팅된 도플러 주파수들에 의해 정렬되는 래그-1 자기상관들의 벡터가 너무 큰 경우, 이미지 포인트는 비-흐름이다.

[0132] 화이트닝된 주파수 잔차: 피팅된 주파수 벡터 잔차는 최소 자승 속도 벡터 추정의 피팅 오류들의 제곱합이다:

수학식 34

$$[0133] \quad RSS = \left\| \mathbf{f} - \hat{\mathbf{f}} \right\|^2$$

[0134] 검증(qualification) 검사들: 이하에서 보여지는 바와 같은, 임계 또는 상한 검사들은 이미지 포인트를 검증하기 위하여 이상에서 설명된 공간적으로 보간된 매트릭스들을 독립적으로 결합한다. 참(true)을 단언하는 임의의 검사가 포인트를 "비-흐름"으로 선언할 것이다. 모든 검사들이 이미지 포인트를 흐름으로서 검증하기 위하여 통과되어야 한다. 검사들을 위한 상한들 및 임계들의 값들이 사용자의 선호도에 따라 각각의 스캔헤드(scanhead)에 대하여 조정된다.

수학식 35

[0135] **test₁:** $\sigma_{\hat{v}}^2 > T_{prec}$

수학식 36

[0136] **test₂:** $v_{NM}^2 < C_{vel}$

수학식 37

[0137] **test₃:** $RSS > T_{Fr resid}$

수학식 38

[0138] **test₄:** $RSS_{AC} > T_{AC resid}$

수학식 39

[0139] **test₅:** $P_{comb} < C_{pow}$

[0140] 벡터 속도 혈류 추정을 위한 변화도-기반 방법

[0141] 개괄

[0142] 이전의 섹션에 개시된 혈류 벡터 속도 이미징 프로세스는, 벡터 속도 추정들에 대한 견고한 가역 모델을 구축하기 위하여 평면파(PW) 송신들의 복수의 각도들을 요구한다. 본 섹션은 오로지 단일 평면파 송신 각도만을 필요로 하며, 따라서 단지 단일 양상을만을 필요로 하는 방법들의 세트를 개시한다. 그 가장 단순한 형태에 있어, 제안된 벡터 속도 이미징 프로세스는, 도플러 PRF 체계(regime)의 프레임 레이트들에서 B-모드 흐름(B-흐름) 양식으로 혈액 움직임 이미지 시퀀스를 생성하기 위하여, PW 송신 및 재구성을 사용한다. 포인트 $p = [x, z]$ 및 펄스 t 에서의 이미지 시퀀스 $F(p, t)$ 의 픽셀 양상을들은, 양상을의 월 필터링 이후의 각각의 픽셀 p 에서의 IQ 데이터로부터 산출되는, IQ 크기 값들로 구성된다. 따라서 값들의 시퀀스가 PRF와 동일한 프레임 레이트로 움직임을 캡처하고, 혈액 반사도의 움직임 텍스처로서 미세 스케일의 유체 역학(flow dynamics)을 드러낸다.

[0143] 연쇄 법칙을 사용하면, 변화도로부터 기인하는 공간적 및 시간적 도함수(derivative)들이 각각의 픽셀 p 및 PRI t 에서의 텍스처 흐름 속도 벡터 필드 $[v_x(x, z, t), v_z(x, z, t)]$ 에 연결된다. 결과적인 추정 방정식들은, 벡터 흐름 속도 추정들을 제공하기 위하여 가우스-마르코프(Gauss Markov) 모델 맥락에서 최소 자승법에 의해 해가 구해지며, 이들은 추정 윈도우에 걸쳐 변화하지 않을 모델로 공식화된다.

[0144] 우리는 또한, 관찰시, 순간적인 도플러-파생형(Doppler-derived) 속도 추정들뿐만 아니라, 래그들 0, 1, ..., 에서의 공액(conjugate)-래그 프로덕트 샘플들; 및 복수의 평면파 각도들로부터의 데이터 통합을 포함하는, 변형(variant)들을 평가한다. 이러한 변형들은: (1) 혈액 반사도 강도를 사용하는 변화도-유일(only) 벡터 속도 혈류 추정 방법; (2) 변화도-기반의, 도플러-증강형(Doppler-augmented) 벡터 속도 혈류 추정 방법; (3) 혈액 반사도의 복수의 공액-래그 프로덕트들을 사용하는 변화도-기반 벡터 속도 혈류 추정 방법; 및 (4) 복수의 평면파 송신 각도들로부터의 데이터를 통합하는, 도플러 추정들로 증강된 혈액 반사도의 복수의 공액-래그 프로덕트

들을 사용하는 변화도-기반 벡터 속도 혈류 추정 방법을 포함한다.

[0145] 이전의 섹션에서 제공된 다중-각도 평면파 프로세스와 비교하면, 이러한 처리방식은, 프레임이 상이한 평면파 각도들에 대해 독립적인 세그먼트들로 분할되지 않음에 따라, 월 필터링을 위한 더 긴 시간 구간을 허용한다. 따라서 더 급격한 전이 대역(transition band)들을 갖는 더 긴 월 필터 임펄스 응답들이 동등한 캡처 윈도우 시간들에 대해 가능하다. 이는 프레임 레이트와 민감도를 맬런싱함에 있어 유연성을 허용하며, 평면파 각도 다이버시티가 도달하기 어려운 깊은 조직의 벡터 플로우 이미징에 대한 애플리케이션을 제안한다.

[0146] 변화도-유일 벡터 흐름을 사용하는 전형적인 처리방식은, 본 발명에서와 같이, 시간적 집성(aggregation)이 아니라 공간적 평균화(spatial averaging)에 의해 모델 견고성(robustness)을 달성하는 것이다. 따라서, 본 발명은 그렇지 않다면 공간적 평균화에 의해 품질이 저하될 것인 공간적 해상도를 유지한다. 본 발명의 추가적인 새로운 측면은, 가우스-마르코프 모델의 가중 최소 자승(weighted least squares: WLS) 해법의 가중치에 대하여 요구되는 분산 컴포넌트들의 2차 추정들을 획득하기 위하여, 흔히 이루어지는 바와 같이, 그 위에서 변화도가 수행되는 관찰들의 사전합산(presummation)을 회피한다는 것이다.

[0147] 필립스 L7-4 트랜스듀서 및 베라소닉스(TM) 획득 시스템을 사용하여, 단일-각도 PWT 벡터 속도 이미징이 도플러 스트링 팬텀(Doppler string phantom) 상에서 그리고 경동맥(carotid artery) 상에서 실증되었다. PWT 양상들�이 5KHz PRF에서 보어사이트(boresite) 각도 상에서 수집된다. 성능이 벡터 속도 컴포넌트 추정들의 바이어스 및 정밀도, 및 그들의 방향에 관하여 평가된다. 본 명세서에 개시된 프로세스 성능은, 다중-각도 도플러-기반 VDI 프로세스에 의해 요구되는 PWT 각도 다이버시티의 효과적인 생성을 저해하는 애플리케이션들에 있어 유용성을 제공한다.

변화도-기반 벡터 흐름 추정 방법들의 설명

[0149] 본 발명은 각각의 재구성된 이미지 포인트에서 벡터 속도 값들을 산출하는, 변화도-기반 흐름 벡터 추정의 변형들을 고려한다. 본 발명의 이전의 섹션에서 설명된 다중-각도 도플러-기반 벡터 흐름 추정 방법과 대조적으로, 변화도-기반 벡터 흐름 추정 방법들은 단지 단일의 평면파 송신 각도에서 효율적으로 동작할 수 있다. 그러나, 이들은 또한 복수의 평면파 송신 각도들을 통합하도록 용이하게 일반화된다. 변화도-기반 방법들은, 트랜스듀서 개구 크기보다 상당히 큰 깊이들에서 조직을 이미징하는 경우에서와 같이, 평면파 송신 각도들의 제한된 폭(span)만이 이용가능할 때 효과적이다. 더 적은 각도들이 요구되기 때문에, 더 빠른 획득 기회들이 이용가능하다. 이는, 빠른 혈류 역학의 이벤트들 동안 벡터 흐름 양식으로 이미징할 때 추가적인 이점을 제공한다.

변화도-기반 벡터 흐름 추정을 위한 획득 기법 및 사전프로세싱

[0151] 변화도-기반 벡터 흐름 추정을 위한 획득 기법은, 평면파 송신 각도들의 수가 하나 정도로 작을 수 있다는 점을 제외하면, 다중-각도 도플러 방법의 획득 기법과 실질적으로 유사하다. PW 재구성에 의한 각각의 픽셀에 대한 종래의 도플러 양상들을 형성하기 위하여, 조직이, 하나 이상의 평면파 각도들에서 어레이로부터 방출되는, 전형적인 도플러 PRF에서의 PW 송신들로 초음파에 노출된다(insonated). 2개의 전구(precursor) 펄스들이 각각의 평면파 각도에서 송신되지만, 추가적으로 프로세싱되지는 않으며, 음향 환경을 훈련한다(condition). 양상들 시간 윈도우는 흐름 고정성 가정(stationarity assumption)들이 허용하는 것보다 길지 않도록 제한된다. 모든 프로세스 변형들은 먼저 각각의 픽셀 양상을 $r(t)$ 로부터 고정 조직 클러터를 제거하기 위하여 월 필터링을 이용하여 재구성된 데이터를 프로세싱하며, 여기에서,

수학식 40

$$r(t) = s(t) + \text{clutter} + \text{noise}$$

[0153] 여기에서 s 는 각기 혈류 신호를 나타내고, t 는 PRI(시간) 인덱스를 나타내며, 그 결과 N 개의 샘플들에 대한 벡터 형태의 월-필터링된 데이터는 다음의 수학식 41과 같다.

수학식 41

$$[\text{0154}] \quad \hat{\mathbf{s}} = \mathbf{H} \mathbf{r}$$

[0155] 월 필터링 후, 신호 데이터 벡터 $\hat{\mathbf{s}}$ 의, 픽셀 이미지 포인트 p 에서의, 시간 샘플들 $s(t)$ 의 벡터의 공액-래깅된 프로젝트들 $F(p, t, 1)$ 가 다음의 수학식 42와 같이, 하나 이상의 래그들 1-0, 1-1, ...에 대하여, 압축된 진폭 포맷으로 산출된다.

수학식 42

$$[\text{0156}] \quad F(p, t, l) = \hat{s}(t) \hat{s}(t-l)^* |\hat{s}(t) \hat{s}(t-l)^*|^{-1/2}$$

[0157] $\hat{s}(t) \hat{s}(t-l)^*$ 항이 래그 1에서의 샘플 자기상관의 피가수(summand)들이라는 것을 주목해야 한다. 이러한 컴포넌트들은, 이하에서 설명되는 바와 같은, 변화도-기반 벡터 흐름 추정의 변형들에 의해 사용될 것이다.

변화도-유일 벡터 흐름 추정

[0159] 변화도-유일 벡터 흐름 추정 프로세서에 있어서, 도플러 추정들의 사용이 필수적이지는 않다. 여기에서, 공간-시간 변화도가 각각의 이미지 포인트 p 에 대한 월 필터링된 데이터 $\hat{s}(t)$ 로부터 IQ 강도 값들의 도함수들을 계산한다. 이러한 변화도-유일 프로세스는 상이한 평면과 송신 각도들에서 수집되는 양상을 데이터의 변화도들을 통합할 수 있지만, 이용되는 평면과 송신 각도들의 실제 값들을 사용하지 않는다. 단일 평면과 송신 각도의 경우에 있어, 변화도 산출의 입력, 즉, $F(p, t)$ 는 일종의 이미지 강도의 B-흐름 이미지 시퀀스로 해석(interpret)될 수 있으며, 여기에서, 양상을 포함하는 모든 t 에 대한 픽셀 P 에서의 $F(p, t)$ 는 다음의 수학식 43과 같다.

수학식 43

$$[\text{0160}] \quad F(p, t) = F(p, t, 0) = |\hat{s}(t)|$$

[0161] 이것이 래그-0이라는 것을 주목해야 한다. 프로세스는 다음과 같이 전개된다. 도함수 연쇄 법칙을 적용하면,

수학식 44

$$[\text{0162}] \quad \frac{d}{dt} F(p, t) = \frac{\partial F}{\partial x} \frac{dx}{dt} + \frac{\partial F}{\partial z} \frac{dz}{dt}$$

[0163] 편의상, 단일 픽셀 p 에서의 이미지 시간 시퀀스를 다음의 수학식 45와 같은 벡터로 정의한다.

수학식 45

$$[\text{0164}] \quad \mathbf{g} = \begin{bmatrix} F(p, t=0) \\ \vdots \\ F(p, t=N-1) \end{bmatrix}$$

[0165] 그리고, 시간 \mathbf{g}_x , \mathbf{g}_z , 및 $\dot{\mathbf{g}}$ 에 걸친 연관된 변화도 포함수 컴포넌트들의 벡터들을 유사하게 정의한다. 이미 지들 F의 예측된 혈류 컴포넌트가, 공간적 독립 변수들 $x = x_0 - v_x t$ 및 $z = z_0 - v_z t$ 에 기인하는 일정한-속도 직선적 병진(constant-velocity rectilinear translation) 외에는, 획득 원도우에 걸쳐 시간에서 변화하지 않는 것으로 가정한다. 그러면 흐름 속도 벡터 $[v_x, v_z]^T$ 는 다음의 수학식을 통해 산출되는 변화도 양들에 의해 제한되며,

수학식 46

$$[0166] \mathbf{y}_g = -\dot{\mathbf{g}}$$

수학식 47

$$[0167] = [\mathbf{g}_x \quad \mathbf{g}_z] \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} + \mathbf{e}_g$$

수학식 48

$$[0168] = \mathbf{A} \mathbf{v} + \mathbf{e}_g$$

[0169] 여기에서, 우리는 오류 벡터 \mathbf{e}_g 의 대각 공분산을 다음의 수학식 49와 같이 모델링한다.

수학식 49

$$[0170] \text{cov}(\mathbf{e}_g) = \mathbf{I} \sigma_g^2$$

[0171] 수학식 48 및 수학식 49는 미지의 σ_g^2 과 함께 다음의 전통적 해법을 갖는 가우스-마르코프 모델을 형성한다.

수학식 50

$$[0172] \hat{\mathbf{v}} = (\mathbf{A} \mathbf{A}^T)^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{y}$$

수학식 51

$$[0173] \sigma_g^2 = y^T P_A^{-1} y / (N - 2)$$

[0174] 여기에서, 투영기가 다음의 수학식 52에 의해 형성되며,

수학식 52

$$P_A^\perp = 1 - A(A^T A)^{-1} A^T$$

[0175]

[0176] 이는 혈류 벡터 속도 추정들 v_x 및 v_z , 및 혈류 반사도 변화도 잡음 \mathbf{e}_g 의 분산을 제공한다.

[0177] 잡음, 범형성 클러터, 및 가속에 기인하는 변화도의 오류들이 또한 A의 컬럼들에서 나타날 것이기 때문에, 첨가 오류 항 \mathbf{e}_g 의 사용이 명백히 극단적으로 단순하다.

[0178] 검출: 우리의 평가에 있어서, 종래의 컬러 도플러 이미징에서와 같이, 픽셀들이 흐름 파워 추정들의 상한들 및 임계들, 및 B-모드 우선순위(priority) 설정들에 의해 검출된다. 다음의 수학식 53의 속도 추정 예측된 정밀도는 또한, 도플러-기반 벡터 흐름 추정에 대하여 본 명세서의 이전 섹션에서 설명된 검출 방법들과 동등한, 픽셀 검증을 위한 검출 정보를 제공한다.

수학식 53

$$\text{cov}(\hat{\mathbf{v}}) = (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \hat{\sigma}_g^2$$

[0179]

[0180] 도플러-증강형 변화도 벡터 흐름 추정

[0181] 수학식 50의 컴포넌트 v_z 에 대한 추정기가 동일한 데이터(결과 섹션에서 논의되는 바와 같은)으로부터 산출된 대응하는, 독립적으로-파생된 도플러 추정에 비활만한 바이어스를 보이지만, v_x 및 v_z 둘 다의 경험적 정밀도는 도플러 정밀도에 비해 크게 악화된다. 본 발명은 v_x 추정의 정밀도를 개선하기 위하여 수학식 50의 추정기를 도플러 추정을 포함하는 정보로 증강하는 것을 제안한다. 0도(보어사이트)의 단일 평면파 송신 각도의 경우에 있어서, 이러한 증강이 다음의 모델을 구성함에 의해 달성되며,

수학식 54

$$\mathbf{y}_{gd} = \begin{bmatrix} -\dot{\mathbf{g}} \\ \mathbf{v}_d \end{bmatrix}$$

[0182]

수학식 55

$$= \begin{bmatrix} \mathbf{g}_x & \mathbf{g}_z \\ \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{e}_g \\ \mathbf{e}_d \end{bmatrix}$$

[0183]

수학식 56

$$= \mathbf{A}_{gd} \mathbf{v} + \mathbf{e}_{gd}$$

[0184]

[0185] 여기에서, 벡터 \mathbf{v}_d 는 기대값(expectation) v_z 를 갖는 N-1개의 순간적인 도플러-파생된 속도 추정들을 포함하

고, 여기에서 대각 관측 오류 공분산은 다음의 수학식 57과 같다.

수학식 57

$$\Sigma_{gd} = \text{cov}(\mathbf{e}_{gd}) = \begin{bmatrix} \mathbf{I} & \sigma_g^2 & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{I} & \sigma_d^2 \end{bmatrix}$$

[0186]

[0187] $v_d = [v_d(0), \dots, v_d(N-2)]$ 의 엘러먼트들 $v_d(t)$ 로 에일리어싱 문제에 대응하기 위하여, 순간적인 도플러 추정들이 그들의 평균값에 대한 각도 편차로서 계산되며, 그 결과,

수학식 58

$$v_d(t) = \delta v_d(t) + \bar{v}_d(t)$$

[0189] 여기에서, $\bar{v}_d(t)$ 는 다음의 수학식 59와 같은 카사이 자기상관-기반 혈액 도플러 주파수 추정기이며,

수학식 59

$$\bar{v}_d(t) = \frac{\lambda}{4\pi} \arctan \bar{a}(1)$$

[0190]

[0191] 여기에서,

수학식 60

$$\bar{a}(1) = \sum_{k=1}^{x-1} s_u s_{x-1}^1$$

[0192]

[0193] 여기에서, 혈액 미분 축 속도는 다음의 수학식 61과 같다.

수학식 61

$$\delta v_d(t) = \frac{\lambda}{4\pi} \arctan [s_t s_{t-1}^* \bar{a}(1)^*]$$

[0194]

[0195] 세트 $\delta v_d(t)$ 의 평균-제곱(mean-square)은 다음의 수학식 62와 같은 추정 $\hat{\sigma}_d^2$ 를 제공한다.

수학식 62

$$\hat{\sigma}_d^2 = \frac{1}{N-1} \text{E}_{l=1}^{N-1} \delta v_d(C)^2$$

[0196]

[0197] 수학식 62가 이전의 섹션의 도플러-기반 다중-각도 벡터 흐름 추정 방법에서 개시된 것과 같은 도플러 분산을

산출하는 것에 대한 대안적인 방법이며, 이는 특정 상황들에서 더 견고할 수 있다는 것을 주목해야 한다. 이는, 수학식 51에서 이전에 산출된 추정과 함께, 다음의 수학식 63과 같은 대각 가중치를 제공한다.

수학식 63

$$[0198] \quad \mathbf{W} = \Sigma_{gd}^{-1/2}$$

[0199] 그러면, 혈류 벡터 속도 추정들 v_x 및 v_z 를 산출하기 위하여, 벡터 속도 추정들이, \mathbf{A} 를 $\mathbf{W} \mathbf{A}_{gd}$ 로 그리고 \mathbf{y} 를 $\mathbf{W} \mathbf{y}_{gd}$ 로 대체함으로써 수학식 50 내지 수학식 53과 유사하게, 가우스-마르코프 이론에 따라 가중 최소 자승법에 의해 산된다.

[0200] 이상의 수학식 56 내지 수학식 63에 설명된 새로운 방법은, 이하에서 개시되는 바와 같이, 다중-각도 도플러-기반 벡터 흐름 추정 방법에 대하여 이전의 섹션에서 사용한 바이스테틱 범위-레이트 도플러 모델과 유사하게, Θ_m 의 비-제로 평면과 송신 각도를 처리하기 위하여 일반화되며:

수학식 64

$$[0201] \quad \mathbf{y}_{gd} = \begin{bmatrix} -\dot{\mathbf{g}} \\ \mathbf{v}_d \end{bmatrix}$$

수학식 65

$$[0202] \quad = \begin{bmatrix} \mathbf{g}_x & \mathbf{g}_z \\ a_{xm} \mathbf{1} & a_{zm} \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{e}_g \\ \mathbf{e}_d \end{bmatrix}$$

수학식 66

$$[0203] \quad = \mathbf{A}_{gd} \mathbf{v} + \mathbf{e}_{gd}$$

[0204] 여기에서, $a_{xm} = (1/2)\sin(\theta_m)$ 및 $a_{zm} = (1/2)[1 + \cos(\theta_m)]$ 이고, 이는 도플러-기반 벡터 흐름 추정 방법을 개시하는 이상의 섹션과 유사하다. 비-제로 평면과 송신 각도 공식에 대하여, 혈류 벡터 속도 추정들 v_x 및 v_z 를 산출하기 위하여, 해법이 다시, \mathbf{A} 를 $\mathbf{W} \mathbf{A}_{gd}$ 로 그리고 \mathbf{y} 를 $\mathbf{W} \mathbf{y}_{gd}$ 로 대체함으로써 수학식 50 내지 수학식 53을 사용하여, 수학식 56에 대한 것과 유사하게 뒤따른다.

다중-래그 변화도-기반 추정

[0206] 이상에서 설명된 변화도-유일 방법을 증강하는 것에 대한 대안으로서, 값들 $1, \dots, L$ 의 래그들 1에서, 진폭-압축(amplitude-compressed) 복소 래그 프로젝트들 $S_t S_{t-l}^*$ 의 변화도들을 결부시킴(concatenating)으로써 변화도에 대한 추가적인 관찰들이 생성될 수 있다. 변화도-유일 방법에 비하여 이러한 결부는 혈액 속도 벡터 추정 정밀도를 개선한다. 결과적인 벡터 흐름 추정 방법은 도플러 정보를 사용하지 않는다. 특정 상황들에 있어, 이러한

한 방법이 도플러-증강형 방법들보다 더 나은 바이어스 성능을 보일 수 있다. 압축된 복소 래그 프로덕트들 $s_t s_{t-l}^*$ 이 1보다 더 큰 래그 값들에서 산출되며, 그 결과 시간 t 및 래그 1에서, 각각의 $l=1\dots L$ 에 대하여,

수학식 67

$$[0207] r_{t,l} = s_t s_{t-l}^* |s_t s_{t-l}^*|^{-1/2}$$

수학식 68

$$[0208] \mathbf{y}_{ml} = \begin{bmatrix} -\dot{\mathbf{g}}_1 \\ \vdots \\ -\dot{\mathbf{g}}_L \end{bmatrix} = \mathbf{A}_{ml} \mathbf{v} + \mathbf{e}_{ml} = \begin{bmatrix} \mathbf{g}_{x1} & \mathbf{g}_{z1} \\ \vdots & \vdots \\ \mathbf{g}_{xL} & \mathbf{g}_{zL} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{e}_{g1} \\ \vdots \\ \mathbf{e}_{gL} \end{bmatrix}$$

[0209] 그러면 이는 혈류 벡터 속도 추정들 v_x 및 v_z 를 산출하기 위하여, \mathbf{A} 를 \mathbf{A}_{ml} 로 그리고 \mathbf{y} 를 \mathbf{y}_{ml} 로 대체함으로써 수학식 50 내지 수학식 53과 유사하게, 가우스-마르코프 이론에 따라 최소 자승법에 의해 해가 구해진다.

[0210] 변화도-기반, 다중-래그, 다중-각도 도플러-증강형 벡터 흐름 추정

[0211] 여기에서, 도플러 추정들에 의한 증강을 갖는, 복수의 래그들 $l=\{0, 1, \dots\}$ 에서의 압축된 복소 래그 프로덕트들 $s_t s_{t-l}^*$ 을 사용하는, 다중-각도 평면과 송신들의 일반적인 경우에서 혈류 속도 벡터들을 추정하는 새로운 방법이 개시된다. 여기에서, L 개의 래그들에 대한 다중-래그 변화도들이 $m=\{1\dots M\}$ 에 대한 복수의 각도들 Θ_m 에서 수집된 양상을 데이터로부터 산출되고, m 번째 송신 각도에 대하여 수학식 58 마다(per) 산출된 엘리먼트들을 갖는 도플러 추정들 \mathbf{v}_{dm} 에 첨부된다. 따라서 데이터 획득이 이전의 섹션에 개시된 도플러-기반 벡터 흐름 속도 방법의 데이터 획득과 동일하다. 그러면 집합적 모델이 별개의 평면과 송신 각도들 Θ_m 에 대해 수학식 67 및 수학식 68의 정의들을 확장함으로써 다음과 같이 형성되며,

수학식 69

$$\mathbf{y}_{mag} = \begin{bmatrix} -\dot{\mathbf{g}}_{11} \\ \vdots \\ -\dot{\mathbf{g}}_{L1} \\ \mathbf{v}_{d1} \\ \hline \vdots \\ \hline -\dot{\mathbf{g}}_{1m} \\ \vdots \\ -\dot{\mathbf{g}}_{Lm} \\ \mathbf{v}_{dm} \\ \hline \vdots \\ \hline -\dot{\mathbf{g}}_{1M} \\ \vdots \\ -\dot{\mathbf{g}}_{LM} \\ \mathbf{v}_{dM} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{g}_{x11} & \mathbf{g}_{z11} \\ \vdots & \vdots \\ \mathbf{g}_{xL1} & \mathbf{g}_{zL1} \\ a_{x1}\mathbf{1} & a_{z1}\mathbf{1} \\ \hline \vdots & \vdots \\ \hline \mathbf{g}_{x1m} & \mathbf{g}_{z1m} \\ \vdots & \vdots \\ \mathbf{g}_{xLm} & \mathbf{g}_{zLm} \\ a_{xm}\mathbf{1} & a_{zm}\mathbf{1} \\ \hline \vdots & \vdots \\ \hline \mathbf{g}_{x1M} & \mathbf{g}_{z1M} \\ \vdots & \vdots \\ \mathbf{g}_{xLM} & \mathbf{g}_{zLM} \\ a_{xM}\mathbf{1} & a_{zM}\mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{e}_{g11} \\ \vdots \\ \mathbf{e}_{gL1} \\ \mathbf{e}_{d1} \\ \hline \vdots \\ \hline \mathbf{e}_{g1m} \\ \vdots \\ \mathbf{e}_{gLm} \\ \mathbf{e}_{dm} \\ \hline \vdots \\ \hline \mathbf{e}_{g1M} \\ \vdots \\ \mathbf{e}_{gLm} \\ \mathbf{e}_{dM} \end{bmatrix}$$

[0212]

수학식 70

$$= \mathbf{A}_{mag} \mathbf{v} + \mathbf{e}_{mag}$$

[0213] 여기에서, \mathbf{y}_{mag} 의 대응 서브벡터들에 합치하는 블록들을 갖는, 대각 오류 공분산 매트릭스는 다음과 같고,

수학식 71

$$\Sigma_{mag} = \text{cov}(\mathbf{e}_{mag})$$

수학식 72

$$= \text{diag} \begin{bmatrix} 1^2 \sigma_{g11}^2, \dots, 1^2 \sigma_{gL1}^2, 1^2 \sigma_{d1}^2, \dots, (1^2 \sigma_{g1m}^2, \dots, 1^2 \sigma_{gLm}^2, 1^2 \sigma_{dm}^2), \dots, (1^2 \sigma_{g1M}^2, \dots, 1^2 \sigma_{gLm}^2, 1^2 \sigma_{dM}^2) \end{bmatrix}$$

[0216] 여기에서 **diag** 연산자는 벡터 인자(vector argument)로부터 대각 매트릭스를 구성하며, 여기에서 수학식 72의 $(L+1)M$ 개의 공분산 컴포넌트들 σ_{g1m}^2 및 σ_{dm}^2 이 각기 수학식 51 및 수학식 62 당(per)과 같이 산출된다. 그

라면, 대각 가중치 $\mathbf{W}_{mag} = \Sigma_{mag}^{-1/2}$ 를 가지고, 혈류 벡터 속도 추정들 v_x 및 v_z 이, \mathbf{A} 를 $\mathbf{W}_{mag}\mathbf{A}_{mag}$ 으로 그리고 \mathbf{y} 를 $\mathbf{W}_{mag}\mathbf{y}_{mag}$ 으로 각기 대체함으로써 수학식 50 내지 수학식 53을 사용하여, 가우스-마르코프 이론에 따라 최소 자승법에 의해 산출된다.

[0218] 수학식 72 및 수학식 70의 새로운 모델을 사용하면, 수학식 72의 양들 σ_{glm}^2 및 $\sigma_{dm_0}^2$, 측지학(geodetics) 분야에서 잘 알려진, 분산 캄포넌트들의 헬머트(Helmert)-유형 이차 추정의 간단한 적용에 의해 혈류 벡터 속도 추정들 v_x 및 v_z 와 함께 반복적으로 개선될 수 있으며, 그럼으로써 산출된 v_x 및 v_z 의 정밀도를 개선한다.

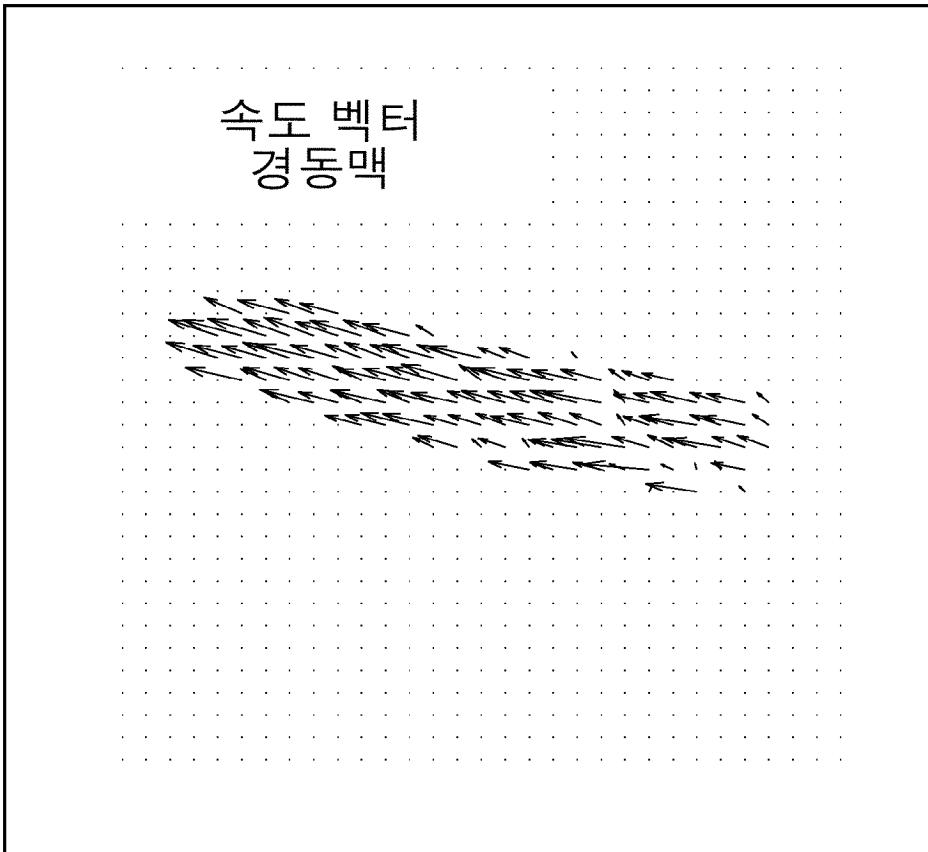
[0219] 성능 검사 결과들

[0220] 본 출원에서 설명된 새로운 변화도-기반 방법들 중 일부의 성능이, 3.5 내지 4 cm의 깊이들에서, 2개의 각도들 (-23 도 및 레벨)에서 수행된 검사에서, 도플러 스트링 팬텀(Doppler string phantom)을 사용하여 비교된다. 스트링 속도는 40 cm/s였다. 주식회사 베라소닉스에 의해 제조된 128-채널 VDAS 초음파 데이터 획득 시스템 상에서 데이터가 수집되고 재구성되었다. 결과들이 표 1에 도시된다. 경사진 스트링 시나리오에 대하여, 표는, 기준(baseline) 변화도-유일 벡터 플로우 추정 프로세스보다 뛰어난, 도플러-증강형 및 다중-래그 변화도 프로세스들에 의한 측방 속도 정밀도의 명백한 개선을 보여준다. 이러한 개선은 바이어스의 적당한 증가를 비용으로 하여 일어난다. 참조를 위하여, v_z 의 카사이 도플러 추정의 성능이 또한 보여진다.

표 1: 3개의 표준 편차들에서의 바이어스(B), 정밀도(P) 및 신뢰도(C)를 나타내는, mm/sec 단위의 스트링 팬텀 평가 결과들

V=40 cm/s	Inc.	B	C	B	C	P	C	P	C
프로세스 eg.		X	X	Z	Z	X	X	Z	Z
변화도 유일	-23	-28	7	24	3	146	7	70	4
도플러	-23	n/a	n/a	32	1	n/a	n/a	10	1
변화도 증강	-23	-34	5	31	1	120	6	11	2
M-lag,L=8	-23	-36	7	26	2	112	5	49	2
변화도 유일	0	-60	7	1	6	117	18	120	18
도플러	0	n/a	n/a	31	1	n/a	n/a	9	1
변화도 증강	0	-77	12	1	3	117	17	18	3
M-lag,L=4	0	-66	6	1	5	84	12	94	12

[0222] 변화도-기반 벡터 도플러 이미징 시스템이 또한, 필립스 L7-4 선형 어레이 트랜스듀서를 사용하여, 경동맥을 이미징하기 위한 자원자를 대상으로 평가되었다. 도플러-증강형 변화도 처리방식에 의해 산출된 혈류 벡터 속도 추정들의 프레임이 화살표 형식으로 아래에 도시된다. 파생된 인체 내 이미지 비디오 시퀀스들의 주관적인 평가는 이전의 섹션에서 개시된 다중-각도 도플러-기반 벡터 흐름 이미징 기술의 것에 비할 수 있는 품질을 나타낸다.



[0224]

[0225] 도플러-증강형 변화도 처리방식에 의한 흐름 각도 추정의 실증.

[0226] 시청을 위하여 스케일링된 속도 벡터들.

[0227]

합성된 입자 엔트레인먼트(entrainment) ("입자 흐름")에 의한 속도 벡터 디스플레이

[0228]

이상에서 설명된 방법에 의해 추정된 속도 벡터들이 벡터-값을 갖는 이미지들을 생성할 것이며, 여기에서 각각의 픽셀은 2개의 속도 컴포넌트들을 갖는다. 2개의 별개 이미지 윈도우들에서 벡터 추정들의 크기 및 방향을 디스플레이하는 것은, 종래의 컬러 흐름 이미지 표현의 심미적 매력을 가지고, 컬러-바 범례(color-bar legend)들을 통해 양적 정보를 드러낼 수 있다. 그러나, 디스플레이 스크린 상의 2개의 윈도우들에 존재하는 동적 특징들을 동시에 인식하기 위해 시청자가 발버둥친다는 것이 발견되었다. 이하에서 설명되는 시각화는 단일 이미지 윈도우에서 벡터 픽셀 정보의 동적 특성들을 직관적으로 전달하는 것이다.

[0229]

이러한 방법은 혈류 내에서 운반되는(entrained) 가상 입자들(hypothetical particles)을 흉내내는 움직임으로 입자들의 집합(collection)을 시뮬레이션한다. 합성된 입자 위치들에 최인접한 추정된 속도 벡터 픽셀들을 고려하여, 입자 움직임이 각각의 이미지 프레임 기간에 대해 산출된다. 입자들이, 종래의 컬러흐름 속도 디스플레이에 의해 색칠된 속도 벡터 크기와 오버레이(overlay)하면서, 검출된 흐름 영역들 내부에서 스크린 상에 그려진다. 이러한 방법에 의하여, 입자들의 위치들이 각각의 새로운 프레임으로 갱신됨에 따라, 시청자의 눈이 입자들의 움직임의 엔트레인먼트를 추정할 때 흐름 시각화가 드러난다. 시청자가 임의적으로 스크린 상에 디스플레이되는 움직임을 실제 속도의 일 부분으로 스케일링할 수 있으며, 이는 경동맥에서의 심장 수축과 같은 고속 이벤트들 동안 혈액 역학의 실시간 "느린-움직임" 조사를 효율적으로 허용한다.

[0230]

A. 시각화 프로세스 개괄

[0231]

입자 흐름 시각화에 있어, 랜덤하게 위치되는 입자들의 세트가 이미지 내의 모든 검출된 흐름 영역들을 채운다. 입자 공간 밀도는 통계적으로 균일하다. 사용자 선호도가 입자들의 공간 밀도를 제어한다.

[0232]

각각의 프레임에서, 그들의 위치들을 인접 추정 속도 벡터들에 따라 갱신함으로써, 입자들의 세트에 움직임이

주어진다. 따라서 위치의 작은 변화는, 속도 벡터에 의해 곱해진 프레임 시간 간격이다. 새로운 입자 위치들이 검출된 흐름을 나타내는 픽셀에 위치되지 않는 경우, 입자가 떠나는 것으로 여겨지며, 입자 집합으로부터 삭제된다.

[0233] 검출된 흐름 영역에 진입하는 새로운 유입(incoming) 입자들을 체크하기 위하여, 유사하지만 반대되는 위치가 각각의 흐름 픽셀에 대해 산출된다. 여기에서, 음화된(negated) 속도 벡터 추정을 사용하여, 각각의 흐름 픽셀의 네거티브-시간 움직임이 산출된다. 픽셀의 후방(backward) 움직임이 흐름 영역 외부인 경우, 새로운 입자들이 이러한 픽셀들에 조건부로 생성된다. 그러면 새로운 "유입" 입자들이 활성 입자 목록에 첨부된다. 유입 입자들을 도입하기 위한 조건은 흐름 영역 내의 희망되는 입자 밀도를 유지하도록 적응되며, 그 결과 유입 및 유출 입자들이 흐름 영역 크기 변화를 고려하여 밸런싱된다. 전체적인 밀도 조건이 유입 입자들의 N_{def} 를 랜덤하게 선택함으로써 시행되며, 여기에서 N_{def} 는 입자들의 결핍(deficit)이다.

[0234] B. 시각화 프로세스 설명

[0235] 입자 흐름 시각화 방법의 단계들이 이하의 수도-코드로 보여진다:

[0236] 단계 1: 입자 목록 초기화: 밀도 설정 D와 동일한 확률로, 각각의 검출된 흐름 픽셀들에서 입자를 조건부로 생성함. 생성된 입자들 j 및 그들의 연관된 위치들 $[x, z]_j$ 를 캠파일링함.

[0237] 단계 2: 전달(propagation): 희망되는 "감속(slowdown)" 인자에 의해 스케일링된, 입자의 최인접 일치 속도 벡터 추정 $[\hat{v}_x, \hat{v}_z]$ 에 따라 입자의 공간적 위치를 전진시킴으로써 입자 목록 내의 각각의 입자를 제시간에 전방으로 움직임.

[0238] 단계 3: 흐름 멤버십(membership)에 대한 검사: 최인접 픽셀들에 대한 입자 위치들을 양자화함; 일치하는 흐름 검출 라벨을 평가함으로써 흐름 영역 멤버십에 대한 새로운 입자의 양자화된 위치들을 검사함; 흐름 내에 있지 않은 입자들을 입자 목록으로부터 삭제함.

[0239] 단계 4: 후방-전달(back-propagation): 음화된 속도 추정들 $[-\hat{v}_x, -\hat{v}_z]$ 에 의해 각각의 흐름 픽셀들을 제시간에 후방으로 움직임. 최인접 픽셀들에 대한 위치들을 양자화함.

[0240] 단계 5: 흐름 영역 멤버십에 대하여 후방-전달된 픽셀들을 검사함; 흐름 픽셀 내에 있진 않은 경우, 밀도 설정 D와 동일한 확률로 새로운 입자들을 생성함.

[0241] 단계 6: 입자 결핍/과잉을 산출함;

[0242] 단계 7: 결핍인 경우: 결핍을 제거하기 위하여 흐름 내의 랜덤 위치들에 충분한 수의 새로운 입자들을 생성함.

[0243] 단계 8: 과잉인 경우, 삭제하기 위하여 현재 입자 목록의 랜덤 서브세트를 선택함.

[0244] 단계 9: 희망되는 컬러 맵에 의해 매핑된 속도 벡터의 크기 $v_m^2 = \hat{v}_x^2 + \hat{v}_z^2$ 로, 디스플레이 프레임 상에 모든 검출된 흐름 픽셀들을 그림.

[0245] 단계 10: 현재 입자 목록 내의 모든 입자들을 그들의 연관된 위치들 $[x, z]_j$ 에 그림.

[0246] 단계 11: 다음 프레임

[0247] 도 5는 프로세스 기능 컴포넌트와 데이터 컴포넌트 사이의 관계를 도시한다.

[0248] 시각화 프로세스의 주요 단계들이 도 7에 예시된다. 패널 A는 파란색 화살표들로 라벨링된 흐름 픽셀을 갖는 대표적인 흐름 영역을 도시한다.

[0249] 도 7의 패널 B에서, 초기화 페이즈가 입자 분포를 정의한다:

[0250] 초기화:[0251] 1) 사용자가 퍽셀 밀도 D 를 설정함[0252] 2) N_{pix} 흐름 퍽셀 위치들의 목록을 수집함[0253] 3) $N_{part} = D * N_{pix}$ [0254] 4) 흐름 퍽셀들의 N_{part} 랜덤 서브세트를 선택함

[0255] 도 7의 패널 C는 전방 전달 단계를 예시한다:

[0256] 프레임 k로부터 k+1로의 입자 위치들의 전달($t = t + T_f$)[0257] 1) $[x, z]_{k+1} = [x, z]_k + T_f * [v_x, v_z]_k$

[0258] 2) 퍽셀 인덱스들에 대한 퍽셀 위치들을 양자화함

[0259] 3) 입자들이 흐름 퍽셀들 내에 있는지를 검사함; 참인 경우 입자를 삭제함

[0260] 도 7의 패널 D는 후방-전달 단계를 예시한다:

[0261] 프레임 k로부터 k-1로의 퍽셀 위치들의 후방-전달($t = t - T_f$)[0262] 1) $[x, z]_{k-1} = [x, z]_k - T_f * [v_x, v_z]_k$

[0263] 2) 퍽셀 위치들을 양자화함

[0264] 3) 퍽셀들이 흐름 퍽셀들 밖에 있는지를 검사함; 참인 경우, 확률 D 로 $[x, z]_k$ 에 새로운 입자를 생성함

[0265] 도 6은 경동맥 스캔으로부터의 입자 흐름 디스플레이 프로세스의 일 예의 프레임을 도시한다. 합성된 입자들(주황색)이 속도 벡터 크기에 의해 컬러-코딩된(파란색) 검출된 흐름 영역들에 오버레이한다.

[0266] C. 시각화 프로세스 구현 예

[0267]

입자 흐름 시각화 프로세스 발명이 이하에서 매트랩 프로그래밍 언어로 구현되는 것이 보여진다.

```

function [xMotion,yMotion ,trel,iiOut,iiOutIn2D,stateOut ] = ...
    particleFlow6(vx,vy,displayThreshMap,t,flowParams, ...
    BmodeSize,TwoD2ColorSamplingRatio,state);
%particleFlow6: display particle flow based on vector velocity map
% Accounts for inflowing particles.
%single history image page, with tests and constant # particles
    sustained
%signature:
% [xMotion,yMotion ,trel,iiOut,iiOutIn2D ] = particleFlow5( ...
% vx,vy,displayThreshMap,t, flowParams)
% where:
% vx, vy ~ MxN velocity component map
% displayThreshMap ~ spatial relative probability map of particle
% creation
% the following are scalar quantities:
% t = time index;
% flowParams - structure with the following members:
%   density,displaySensitivity,Nhist
% TwoD2ColorSamplingRatio - set to 1.0 if
% .
% where:
% density = avg spatial density of new particles
% displaySensitivity = scale to particle creation probability
% threshold
% Nhist = state history buffer size in frames.
%-
% Outputs:
% xMotion,yMotion : cell arrays of X and Y particle position snapshots
% in
% trajectory history.
% trel - relative times of history snapshots
% iiOut,iiOutIn2D - "lex" position indices of particels in colorbox,
% and
% image (if differently sized than colorbox).

% John Flynn 9/28/2010

debugOn =0;
asserts = 1; %set to check for error conditions
nanFix = 1; %set to fix NaNs in vx,xy

persistent debugcounter
persistent Mpart Npart

detIndexCompute = 1;

if nargin<8,
    persistent s
else
    if isempty(state),
        state.s = [];

```

[0268]

```

    end
    s = state.s;
end

cboxSize = size(displayThreshMap);
if nargin<6,
    BmodeSize=[];
end
if isempty(BmodeSize),
    BmodeSize= cboxSize;
end

if nargin<7,
    TwoD2ColorSamplingRatio=[];
end
if isempty(TwoD2ColorSamplingRatio),
    TwoD2ColorSamplingRatio= 1;
end

%assumes cbox cannot be bigger/outside BW
colorboxIsSmaller = ~isequal(cboxSize,BmodeSize);

if colorboxIsSmaller,
    cboxXOffset = round( ...
        BmodeSize(2)/2 - cboxSize(2)/2*TwoD2ColorSamplingRatio ) ;
else
    cboxXOffset = 0;
end

[M,N]=size(vx);

if ~isequal([M,N],size(vy)) | ~isequal([M N],cboxSize),
    [M,N],size(vy)
    [M N],cboxSize
    error('sizes incorrect')
end

if nanFix,
    nind1=find(isnan(vx));
    vx(nind1)=0.0;
    nind2=find(isnan(vy));
    vy(nind2)=0.0;

    if asserts,
        if ~isempty(nind1)|~isempty(nind2)
            disp(['mfilename,': condition number excess. '])
        end
    end
end
if asserts,
    foundnans = 0;
    if any(isnan(vx(:)))
        foundnans=foundnans+1;
    end
    if any(isnan(vy(:)))
        foundnans=foundnans+1;
    end
    if any(isnan(Mpart(:)))
        foundnans=foundnans+1;
    end
end

```

[0269]

[0270]

[0271]

```

NumInflow = min(NumOutflow,round(density*length(outindFlowInflux)));
subsetInd=subsetInd(1:NumInflow);
outindFlowInflux = outindFlowInflux(subsetInd);
outindFlowInfluxSub = stillinIndInflux(outindFlowInflux);
MpartFlowInfluxDisp = Mflow(outindFlowInfluxSub)...
- velocityScale*vy(flowind(outindFlowInfluxSub));
NpartFlowInfluxDisp = Nflow(outindFlowInfluxSub) ...
+ velocityScale*vx(flowind(outindFlowInfluxSub));
partind3B = flowind(outindFlowInflux);
NnewFromInflow = length(partind3A) + length(partind3B);
%%%%%%%%%%%%%%%
%replace emigrated particles with newly
%created particles randomly inside flow region:
numToCreate = NumParticlesInFrame - ...
(NumPartRemaining + NnewFromInflow); %account for immigrants
%generate new particles somewhere inside flow region:
[~,partind2]=sort(rand(1,NumFlow));%randomize selection of flow
    indices
%a random selection from flow indices to use as particles.
partind2=partind2(1:numToCreate);
Mcreate=Mflow(partind2);
Ncreate=Nflow(partind2);

%unquantized positions:
MpartNew(outind) = [] ;NpartNew(outind) = [] ;
MpartNew(missind) = [] ;NpartNew(missind) = [] ;

%update particle lists
Mpart = clip( ...
[MpartNew;Mcreate;MpartFlowInfluxDisp;MpartInfluxDisp ],[1 M]);
Npart = clip(... ...
[NpartNew;Ncreate;NpartFlowInfluxDisp;NpartInfluxDisp ],[1 N]);

%cull extra particles in mem. (note this is not tracked by iiOut)
maxParticles = round(prod(cboxSize)/2);
NumParticles = length(Mpart);
if NumParticles>maxParticles,
[~,thinInd]=sort(rand(1,NumParticles ));
NumThin = NumParticles-maxParticles;
thinInd=thinInd(1:NumThin);
Mpart(thinInd)=[];
Npart(thinInd)=[];
End

iiOut = [...;
partind(:); ...
flowind(partind2(:)); ...
partind3A; ...
partind3B(:)];;

%outputs:
xMotion = Npart;
yMotion = Mpart;

%
if colorboxIsSmaller,
[M2,N2] = ind2sub( [M N], iiOut);

[0272]

    iiOutIn2D ={sub2ind(BmodeSize,M2, N2+ cboxXOffset)};
end

trel=[];
end %particle flow synthesis

%%%%%%%%%%%%%%%
function y = clip(x,bnds);
low =bnds(1);
hi = bnds(2);

y = min(max(x,low),hi);
end %

```

[0273]

[0274] D. 시각화 프로세스 용례 및 검사

[0275] 본 섹션은 입자 흐름 시각화 발명의 사용 및 검사의 매트랩 코드 예를 제공한다.

```

function varargout=particleflow_demo;
% particleflow_demo: Demonstrate use and operation of
% the particle flow display algorithm
% "particleflow6.m" for vector doppler data.
%
% Generates simulated vector flow data images and invokes the
% vector flow display invention "particleflow6.m".
%
%john flynn 10/13/2011

persistent hspat spnoiseind spnoise

Nframes = 4000;
cmapCFI = grayscaleVDImap;

Mbw= 256;Nbw= 256;
bysize = [Mbw Nbw];
M=Mbw;N = floor(Nbw/2);
cboxsize = [M N];
BW = conv2(rand(Mbw,Nbw),ones(10)/100,'same');
interpFactBW = 1;

%simulate the flow data:
Vxy = .2*kron(exp(2*pi*i*[.13,.8;-.48, .05]), ones(M/2,N/2));
Vx=real(Vxy);
Vy=imag(Vxy);
Vx = filter(ones(33,1)/33,1,filter(ones(33,1)/33,1,Vx));
Vy = filter(ones(33,1)/33,1,filter(ones(33,1)/33,1,Vy) );

Pac=kron([0 1;1,0],ones(M/2,N/2));
minVelBin = 5;
maxVelColorBin=255;
%

```

[0276]

```

partFlowParam.density = 1/10;
partFlowParam.displaySensitivity = .3;
partFlowParam.Nhist = 1 ;
partFlowParam.velocityScale = 1 ;

for k=1:Nframes,
    Mo2 = round(M/2); No2= round(N/2);
    Pac=zeros(M,N);
    dbox = round(min(M,N)/6*(cos(k/100)*.5+2));
    Pac(Mo2-dbox:Mo2+dbox,No2-dbox>No2+dbox)=1;

    [Xh,Yh, trel,indPart,indPartIN2D ]= ...
        particleFlow6(Vx,Vy,Pac,k,partFlowParam,bwsize,interpFactBW );
    BWk = BW;

    cboxXOffset = round( bwsize(2)/2 - cboxsize(2)/2*interpFactBW ) ;
    detInd = find(Pac~=0);
    [ ii2, jj2 ] = ind2sub( cboxsize, detInd );
    [iihIn2D2] = sub2ind( bwsize, ii2, jj2+cboxXOffset );
    if ~isempty(iiHIn2D2),
        BWk(iiHIn2D2) = 128 + 128/2 + minVelBin ;
    end
    BWk(indPartIN2D{1}) = maxVelColorBin;
    image(BWk),colormap(cmapCFI)
    drawnow
end

end %main %%%%%%%%%%%%%%%

function [cmap] = grayscaleVDImap
% Function to create colormap for vector display.

%parse input for alternate map loading

x = [linspace(0,.2,64), ...
    linspace(.2,0,64),linspace(.25,1,128)];
z = [sqrt(linspace(1,.001,128)),...
    linspace(.03,.2,128) ];z(end) = 1;
y = .9*linspace(-1,1,256).^2;

cfimap01 = [x(:,y(:,z(:));
dopplerSubMap=cfimap01;

cmap = zeros(256,3);
% load linear greyscale in 1:128
cmap(1:128,1) = (0:(1/127):1)';
cmap(1:128,2) = (0:(1/127):1)';
cmap(1:128,3) = (0:(1/127):1)';

% load color map in 129:256
cmap(129:256,:) = dopplerSubMap(1:2:256,:);
end

```

[0277]

[0278] 혈류 속도 벡터들로부터 파생된 측정된 혈류 속성들의 디스플레이.[0279] 1. 양적 속도 스펙트럼으로서 혈류 벡터 속도 이미지를 디스플레이하기 위한 방법

[0280] 스펙트럼 도플러 방법은 흐름 속도의 스펙트럼 및 흐름 속도가 심장 주기에 걸쳐 어떻게 변화하는지를 보고하며, 이는 일반적으로 스펙트럼을 스펙트럼 사진(spectrogram)으로서 그래픽적으로 그리고 라우드스피커들을 통해 음향적으로 제공한다. 또한, 스펙트럼 도플러 방법은 일련의 송신들에 걸쳐 획득된 흐름 속도의 파워 스펙트럼을 산출하고, 일반적으로 스펙트럼 사진으로서 그래픽적으로 및 라우드스피커들을 통해 음향적으로 스펙트럼을 제공한다. 혈액 속도들의 전체 시간-변화 스펙트럼에 대한 액세스는 샘플 영역 내의 평균 및 피크 흐름 속도들의 정확한 산출을 가능하게 하며, 모든 초음파 도플러 방법들의 흐름 장애(flow disturbance)들의 거의 완전한 특징화(characterization)를 제공한다.

[0281] 스펙트럼 도플러와 연관된 하나의 일반적인 디스플레이 기능은, 산출된 스펙트럼들로부터 양적 측정들을 제공하고, 그럼으로써 혈액 속도 스펙트럼들 및 스펙트럼 트레이스(trace)를 생성하기 위한, 주파수 스케일 정정이다.

전형적으로 스펙트럼 주파수 축이, 흐름 방향의 추정과 도플러 스펙트럼의 생성에 사용된 송신된 양상블의 방향 사이의 각도의 코사인에 의해 정정된다.

[0282] 여기에서, 속도 스펙트럼인, 양적 혈류 속성을 제공하는 방법이 개시되며, 이 방법은: 스펙트럼 트레이스 주파수 축 정정 스케일 인자로서, 스펙트럼 도플러 샘플 볼륨에 일치하는 픽셀들로부터의 혈류 속도 벡터 각도 추정을, 특히 스펙트럼 양상블 각도에 대한 바이스태틱 범위 모델의 역수, 즉, $1/[\sin(_a)\cos(b)+(1+\cos(a))\sin(b)]$ 을 사용하는 단계를 포함하며, 여기에서 a 는 스펙트럼 평면과 송신 각도이며, b 는 이전의 섹션에서 개시된 방법들에 의해 추정되는 혈류 속도 벡터이다. 전통적으로, 이러한 정정은 전체 관 기하구조(gross vascular geometry)로부터의 연산자 추정에 의해 제공되며, 실제 혈류의 미세-스케일 공간-시간적 특징들은 무시한다. 본 발명에 있어, 혈액 속도 스펙트럼의 양적 측정이 스펙트럼 프레임-레이트와 동일한 시간분해능으로, 그리고 픽셀 공간 해상도로 제공된다. 그러면 이렇게 스케일링된 혈액 속도 스펙트럼 이미지가, 단위 시간당 거리의 속도 단위들로 라벨링된 수직 축을 가지고, 종래의 스펙트럼 도플러 이미지와 유사하게 디스플레이된다.

2. 관을 통과하는 양적인 순간적 혈류 레이트로서 혈류 벡터 속도 이미지를 디스플레이하기 위한 방법

[0284] 관을 통과하는 혈류 레이트가, 예를 들어, ml/sec와 같은, 시간당 볼륨의 단위들로 측정된다. 조직 내의 관을 이등분하는 3D 재구성 복셀(voxel)들의 슬라이스인 표면에 걸쳐 산출된 혈류 속도 벡터 추정들을 사용하면, 그들의 연관된 슬라이스 복셀들의 범위 벡터들에 투영된 혈류 속도 벡터 추정들의 면적 적분(area integral)이 관을 통과하는 순간적 혈류 레이트의 양적인 측정을 제공하며, 여기에서 적분 영역은 이등분 표면 슬라이스에 걸쳐 취해진다. 그러면 순간적인 혈류 레이트 이미지가 단위 시간당 거리의 볼륨의 흐름 레이트로 라벨링된 수직 축을 가지고, 종래의 스펙트럼 도플러 이미지 트레이스 포맷과 유사하게 디스플레이된다.

결론

[0286] 벡터 도플러 이미징 시스템이 필립스 L7-4 선형 어레이 트랜스듀서를 사용하여 경동맥 및 근처의 목 맥관구조를 이미징하기 위해 자원자에 대하여 검사되었다.

[0287] 도 8은 본 발명의 프로세스들을 구현하기 위한 상위-레벨 시스템 아키텍처(70)를 나타내는 시스템 레벨 블록도이다. 이것이 단지 하나의 대표적인 실시예에 불과하며, 예시된 아키텍처(70)가 본 발명의 모든 실시예들에 대한 요건은 아니라는 것이 이해되어야 한다.

[0288] 아키텍처(70)는 PCI-익스프레스(74)를 통해 다중-채널 송수신기 및 데이터 획득 시스템(76)에 연결된 호스트 컴퓨터(72)를 포함한다. 호스트 컴퓨터(72)는 사용자 인터페이스 및 제어(78), 및 디스플레이(80)를 가지며, 이들 다는 픽셀-기반 애플리케이션 프로세싱 소프트웨어(84)를 사용하는 프로세서(82)에 연결된다. 다중-채널 송수신기 및 데이터 획득 시스템(76) 하드웨어는 음향 매질(90) 내의 영역(88)을 이미징하는데 사용되는 초음파 트랜스듀서(86)에 연결된다. 이러한 컴포넌트들이 상업적으로 용이하게 입수할 수 있기 때문에, 이들이 본 명세서에서 구체적으로 설명되지는 않을 것이다.

픽셀 배향형(oriented) 프로세싱

[0290] 본 발명의 일 실시예에 따른 소프트웨어-기반 방법 및 시스템 아키텍처는 모든 실시간 프로세싱 기능들을 소프트웨어로 구현한다. 제안된 아키텍처가 도 9에 개략적으로 도시된다.

[0291] 소프트웨어-기반 시스템 내의 유일한 커스텀 하드웨어 컴포넌트는 필스 생성 및 신호 획득 회로부, 및 신호 데이터를 저장하는데 사용되는 대형 확장 메모리를 포함하는 컴퓨터의 확장 버스에 대한 플러그-인 모듈이다. 신호 획득 프로세스는 송신 필스를 뒤따르는 트랜스듀서 엘리먼트들의 각각으로부터 복귀되는 신호들을 종폭 및 디지털화하는 단계로 구성된다. 전형적으로, 트랜스듀서 그 자체에 의해 제공되는 자연적 대역-통과 필터링 외에, 디지털화 이전의 신호들의 유일한 필터링은 A/D 변환을 위한 저역 통과, 안티-에일리어싱 필터링이다. 신호들이 연관된 주파수들과 일치하는 일정한 레이트로 샘플링되고, 디지털화된 데이터가 최소의 프로세싱으로 메모리에 저장된다. 신호 획득의 간단한 설계는 회로부가 상대적으로 작은 양의 기판 면적 내에 규격품 컴포넌트들로 구현될 수 있게 한다.

[0292]

플러그-인 모듈의 더 상세한 모습이 도 10에 도시된다. 각각이 송신기, 수신기 전치증폭기, A/D 컨버터, 및 메모리 블록으로 구성되는, 복수의 획득 채널들이 도시된다. 수신 동안, 트랜스듀서 신호들이 디지털화되며, 개별적인 메모리 블록들에 직접 기입된다. 메모리 블록들은 듀얼-포트형이며, 이는 그들이 A/D 컨버터측으로부터 획득 데이터가 기입되는 동시에, 컴퓨터측으로부터 판독될 수 있다는 것을 의미한다. 메모리 블록들은 시스템 CPU(들)에 대한 일반적인 확장 메모리로서 나타난다. 시스템이 커스텀 인클로저 내에 하우징될 수 있기 때문에, 플러그-인 모듈의 크기가 표준 컴퓨터 확장 카드의 일반적이 크기로 한정되지 않는다. 또한, 복수의 플러그-인 모듈들이 많은 수의 트랜스듀서 엘리먼트들을 수용하는데 사용될 수 있고, 각각의 모듈이 트랜스듀서 개구의 서브세트를 프로세싱한다.

[0293]

증폭기들, A/D 컨버터들 및 연관된 인터페이스 회로부를 포함하는 플러그-인 모듈에 대한 컴포넌트들, 및 송신 펄스 생성 및 신호 획득을 위해 요구되는 컴포넌트들은 상업적으로 용이하게 입수할 수 있는 컴포넌트들이며, 본 명세서에서 더 구체적으로 설명되지는 않을 것이다. 수신된 에코들로부터 획득된 에코 신호들의 RF 데이터 저장을 위해 요구되는 메모리 블록은 본질적으로 디지털화된 신호 데이터의 기입을 위한 제 2 직접 메모리 액세스 포트가 부가된 상업적으로 입수가능한 플러그-인 확장 메모리 카드들과 동일한 회로부이다. (수신된 에코 신호 데이터는, 데이터가 트랜스듀서에 의해 생성된 고주파수 전기적 진동(oscillation)들로 구성되기 때문에, 일반적으로 RF 데이터로 치칭된다.) 메모리는 중앙 프로세서의 어드레스 공간으로 매핑되며, 컴퓨터 마더보드 상에 위치된 다른 CPU 메모리와 유사한 방식으로 액세스될 수 있다. 메모리의 크기는 메모리가 256 또는 그 이상에 이르기까지의 독립적인 송신/수신 사이클들에 대해 개별적인 채널 수신 데이터를 수용할 수 있게 하는 크기이다. 인체 내에서 초음파 펄스의 왕복 이동을 위한 침투의 현실적인 최대 깊이가 약 500 파장들이며, 중심 주파수의 4배의 전형적인 샘플링 레이트는 개별적인 트랜스듀서 엘리먼트로부터의 4000개의 샘플들의 저장을 필요로 할 것이다. 16 비트 및 128 트랜스듀서 채널들의 샘플링 정확도에 대하여, 최대 깊이 수신 데이터 획득은 각각의 송신/수신 이벤트에 대하여 대략 1 메가바이트의 저장공간을 필요로 할 것이다. 256개의 이벤트들을 저장하는 것은 따라서 256 MB의 저장공간을 필요로 할 것이며, 모두 합쳐서 총, 128 채널 시스템이 소수의 플러그-인 카드상에 구축될 수 있다.

[0294]

소프트웨어-기반 초음파 시스템의 다른 측면은 컴퓨터 마더보드 및 그 연관된 컴포넌트들이다. 제안된 설계를 위한 마더보드는 바람직하게 필요한 프로세싱 능력을 획득하기 위하여, 다중-프로세서 CPU 구성을 지원해야 한다. 전원 공급장치, 메모리, 하드디스크 저장장치, DVD/CD-RW 드라이브, 모니터로 완성되는 완성된 다중-프로세서 컴퓨터 시스템이 당업자들에게 잘 알려져 있으며, 상업적으로 용이하게 구매할 수 있으므로, 더 구체적으로 설명되지는 않을 것이다.

[0295]

소프트웨어-기반 초음파 시스템은, 건강 관리 산업에 상당한 이익을 제공하기 위하여, "고-성능"을 진정으로 달성해야만 하며, 이는 이미지 품질이 현존하는 하이-엔드 시스템들에 비할만하다는 것을 의미한다. 흐름-통과 (flow-through) 아키텍처의 1초의 실시간 이미징을 위해 요구되는 모든 프로세싱 동작들의 단순 부가가 몇몇 범용 프로세스들로 현재 달성될 수 있는 초당 동작들의 전형적인 수를 초과하는 수를 주기 때문에, 이러한 레벨의 성능은 현재 시스템들의 흐름-통과 프로세싱을 소프트웨어 구현예들로 단순하게 변환함으로써는 달성될 수 없다. 따라서, 흐름-통과 방법들보다 더 큰 효율성을 달성하는 새로운 프로세싱 방법들이 필요하다.

[0296]

본 발명의 소프트웨어-기반 초음파 시스템의 일 실시예에 있어, 신호 및 이미지 프로세싱을 위한 입력 데이터는 하나 이상의 송신 이벤트들을 뒤따르는 개별적인 트랜스듀서 채널들로부터 획득된 RF 샘플들의 세트로 구성된다. 예를 들어, 도 11에 도시된 바와 같은, 128 엘리먼트 선형 트랜스듀서 어레이를 갖는 전형적인 2D 이미징 스캐닝 모드를 고려하자.

[0297]

이러한 경우에 있어, '송신 이벤트'는 특정 엘리먼트 위치에서 트랜스듀서 상의 원점으로부터 바깥쪽으로 나오는 포커싱된 초음파 빔을 형성하기 위하여 매질들 내에서 결합하는 복수의 음향파들을 생성하기 위한 복수의 트랜스듀서 엘리먼트들로부터의 타이밍된(timed) 펄스들로 구성될 것이다. 복수의 송신 이벤트들(총 128)이 트랜스듀서 표면의 폭을 가로질러 점증적으로 연속하여 방출되는 초음파 빔들을 생성하며, 따라서 전체 이미지 프레임을 얻는다. 이러한 송신 빔들의 각각에 대하여, 수신되는 에코 데이터가 트랜스듀서 내의 128개의 수신기 엘리먼트들의 각각으로부터 수집되고, 대응하는 트랜스듀서 엘리먼트에 의해 수신되는 샘플링된 에코 신호를 나타내는 각각의 컬럼(column)으로 데이터 어레이 내에 조직화된다. 따라서, 각각의 어레이에는 128개의 트랜스듀서 엘리먼트들에 대응하는 128개의 컬럼들 및 취해진 깊이에서의 샘플들의 수에 대응하는 수의 로우(row)들을 갖는다(이러한 경우에 있어, 우리는 4096개의 샘플들을 야기하는 4096개의 로우들을 가정할 것이다). 이러한 128개의 데이터 어레이들은 그 후 하나의 완전한 이미지 프레임을 생성하기에 충분한 RF 데이터 세트를 구성한다.

- [0298] 흐름-통과 아키텍처에 있어, 빔 및 이미지 형성이 트랜스듀서로부터 들어오는 데이터 스트림들로서 일어나기 때문에, 이상에서 설명된 RF 데이터 세트가 심지어 존재하지 않는다는 것(적어도 한번에 전부는 아닌)을 주목할 가치가 있다. 다시 말해서, 송신 이벤트 후 데이터가 각각의 엘러먼트로 복귀할 때, 데이터가 단일 빔(스캔 라인)을 따른 포커싱된 복귀를 나타내는 단일 RF 신호를 생성하기 위하여 프로세싱되고 결합된다(빔 형성으로 지칭되는). 이러한 RF 신호가 메모리 어레이에 저장되는 에코 진폭 샘플들로 프로세싱된다(다시 실시간으로). 모든 빔 방향들이 프로세싱되었을 때, 에코 진폭 데이터가 그 뒤 보간되고 디스플레이를 위한 픽셀 이미지로 포맷팅된다. 모든 프로세싱이 실시간으로 일어나기 때문에, 프로세싱 회로부가 트랜스듀서 엘러먼트들로부터 들어오는 데이터 스트리밍을 '따라갈' 수 있어야만 한다.
- [0299] 본 발명의 소프트웨어-기반 아키텍처에 있어, 모든 입력 데이터가 프로세싱 전에 저장된다. 이는 획득 레이트를 프로세싱 레이트로부터 분리하며, 이는 필요한 경우 프로세싱 시간을 획득 시간보다 더 길게 할 수 있다. 이는, 획득의 깊이가 깊고 샘플링 레이트가 높은 고주파수 스캔들에서 뚜렷한 이점이다. 예를 들어, 10 MHz 스캔 헤드는 4 센티미터 근방의 사용가능 이미징 깊이를 가질 수 있다. 이러한 경우에 있어, 조직 내의 소리의 속도는, 128개의 송신/수신 이벤트들의 각각이, 그들의 데이터를 52 밀리초 내에 획득 및 처리할 것을 지시하며, 이는 매우 높은 데이터 획득 레이트이다. 흐름-통과 아키텍처에 있어, 이러한 데이터 획득이 높은 프로세싱 레이트들에서 실시간으로 스캔 라인들 내로 형성될 것이다. 본 발명의 소프트웨어-기반 아키텍처에 있어, RF 데이터의 저장이 프로세싱이, 조직 움직임의 실시간 시각화에 대하여 전형적으로 33 밀리초(30 프레임/초)인, 디스플레이의 프레임 기간만큼 오래 수행되는 것을 가능하게 한다. 128개의 픽셀 컬럼들(스캔 라인들과 유사한 러프(rough))에 대하여, 이는, 흐름-통과 아키텍처의 52 밀리초가 아니라, 컬럼당 258 밀리초의 프로세싱 시간을 허용할 것이다. 이러한 저장 전략은 흐름-통과 아키텍처에 비하여 전형적인 스캔 깊이들에 대해 프로세싱의 최대 레이트를 실질적으로 낮추는 효과를 갖는다.
- [0300] 입력 데이터의 저장이 최대 프로세싱 레이트들을 감소시키지만, 프로세싱 단계들의 수를 반드시 감소시키지는 않는다. 이를 달성하기 위하여, 초음파 데이터 프로세싱에 대한 새로운 처리방식이 취해진다. 제 1 단계는, 시스템의 궁극적인 목표가 이미징 모드에서 출력 디스플레이 상에 이미지를 생성하는 것임을 인식하는 것이다. 초음파 이미지는 주파수 및 어레이 치수들과 같은 획득 시스템의 물리적 파라미터들에 의존하는 기초 해상도를 가지며, 에코 진폭 또는 어떤 다른 조직(음향) 특성을 인코딩하는 픽셀 값들의 사각형 어레이로서 표현될 수 있다. 이러한 사각형 픽셀의 밀도는 이미지 해상도의 적절한 공간적 샘플링을 제공해야만 한다. 디스플레이 이미지들이 반드시 픽셀들의 사각형 어레이들로만 구성되어야 할 필요는 없으며, 상이한 기하학적 형태들을 나타내는 픽셀들의 어떤 임의적인 세트로 구성될 수 있다는 것이 인식된다. 다음 단계는, 이러한 이미지 어레이 내의 픽셀들 중 하나로 시작해서, RF 데이터 세트 내의 어떠한 샘플링 포인트들이 이러한 픽셀의 강도를 산출하는데 기여하는지 고려하고, 이들을 액세스하고 프로세싱하기 위한 가장 효율적인 방식을 결정하는 것이다. 이러한 처리방식은, 디스플레이 상의 픽셀들에 기여하는 정보만이 프로세싱되도록 요구되기 때문에, 현재 흐름-통과 아키텍처에 의해 사용되는 처리방식과는 완전히 상이한 처리방식이다. 본 발명의 처리방식에 있어, 작은 영역이 더 적은 픽셀들을 포함하고 있기 때문에, 디스플레이 이미지 상의 작은 영역이 큰 이미지 영역보다 작은 총 프로세싱 시간을 가질 것이다. 그에 반해서, 흐름-통과 프로세싱 방법들은 이미지 영역 크기와 무관하게, 최대 데이터 스트리밍 대역폭들을 처리하도록 설계되어야만 한다.
- [0301] 초음파 이미지를 적절히 나타내기 위해 요구되는 픽셀 어레이의 프로세싱 후, 어레이가 시청을 위한 적절한 크기로 컴퓨터 디스플레이에 렌더링될 수 있다. 컴퓨터의 그래픽 프로세서는, 추가적인 CPU 프로세싱을 요구하지 않으면서, 간단한 스케일링 및 보간으로 구성되는 이러한 동작을 전형적으로 수행할 수 있다.
- [0302] 우리는 다음으로 우리의 초음파 이미지의 단일 픽셀에 대한 프로세싱 전략을 고려한다. 이러한 논의에 있어, 우리는 우리의 목표가 트랜스듀서 어레이에 대하여 픽셀의 대응하는 공간적 위치에서 에코 강도를 획득하는 것임을 상정할 것이다. 다른 음향 파라미터들이 유사하게 획득될 수 있다. 우리의 제 1 단계는 에코 강도 산출에 기여하는 샘플들을 포함하는 획득 RF 데이터의 영역을 찾는 것이다. 도 11의 스캐닝 방법에 대하여 이를 달성하기 위해, 우리는 먼저 교차하는 픽셀 위치에 가장 가까워지는 획득 스캔 라인을 찾고, 그 뒤 대응하는 개별적 엘러먼트 데이터 어레이를 사용한다. 도 12는 초음파 이미지 내의 일례의 픽셀에 대한 이러한 매핑 프로세스를 도시한다. 도 12에 있어, 표현된 픽셀이, 그들의 RF 데이터가 4번째 개별적인 엘러먼트 RF 데이터 어레이에 존재하는(이는 데이터가 4번째 송신/수신 이벤트로부터 수집되는 것을 나타낸다), 이러한 예에 있어 스캔라인 4인, 스캔의 최인접 획득 라인에 매핑된다. 하나 이상의 RF 데이터 어레이가 픽셀 신호에 기여하는 것으로서 선택될 수 있지만, 이러한 예에 대하여 우리는 단지 단일 데이터 어레이만을 고려할 것이다.
- [0303] 우리의 다음 단계는 픽셀의 강도 산출에 기여하는 샘플을 포함하는 개별적인 엘러먼트 어레이 내의 영역을 매핑

아웃(map out)하는 것이다. 이러한 매핑 프로세스는 상당히 복잡하며, 몇몇 인자들에 의존한다. 트랜스듀서 엘러먼트들 각각은 이미지 필드의 특정 포인트로부터 복귀하는 신호에 그들이 어떻게 응답할지를 결정하는 민감도의 영역을 갖는다. 주어진 이미지 포인트에 대하여, 민감도가 너무 낮은 경우, 엘러먼트가 픽셀의 양에 대한 유용한 정보를 제공하지 못할 것이기 때문에, 미리 결정된 임계 이상의 민감도를 갖는 엘러먼트들만이 고려될 필요가 있다. 그러면 이러한 민감도 임계는 매핑된 영역 내에 포함되는 엘러먼트 데이터 컬럼들의 수를 결정한다.

[0304] 매핑된 데이터 영역 또는 서브세트의 시작 깊이는 각각의 개별적인 트랜스듀서 엘러먼트에서의 복귀하는 에코의 도착 시간에 의해 결정된다. 도 12에 도시된 바와 같이, 이미지 포인트로부터 더 멀리 떨어진 엘러먼트들에 대한 이미지 포인트 신호가 시간적으로 뒤에 캡처되며, 따라서 데이터 세트의 시작 포인트가 메모리 내에서 더 깊다. 마지막으로, 매핑된 데이터 영역 내의 데이터에 대해 요구되는 깊이 범위는 생성된 송신 펄스의 지속기간에 의존한다. 더 긴 송신 펄스들은 더 긴 시간 기간에 대해 이미지 포인트를 자극할 것이며, 이는 RF 메모리의 더 큰 깊이 범위에 걸쳐 연장하는 에코 신호들을 생성한다.

[0305] 다행히도, 주어진 픽셀에 대한 매핑된 데이터의 서브세트 또는 영역을 결정하는 인자들 중 다수가 주어진 픽셀 그리드에 대하여 사전-산출될 수 있으며, 이는 이러한 그리드가 실시간 이미지 시퀀스의 복수의 프레임들에 걸쳐 변화하지 않기 때문이다. 사전-산출된 인자들을 사용하면, 주어진 픽셀에 대한 매핑된 데이터 영역이 빠르고 효율적으로 결정될 수 있으며, 이는 실-시간 이미징 동안 상당히 많은 산출들을 절감한다.

[0306] 픽셀 매핑된 RF 데이터의 서브세트를 선택한 후, 우리는 이를 이하에서 도시되는 바와 같이 매트릭스, RFP_{nm} 으로 정리할 수 있다.

$$RFP_{nm} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \dots & a_{1k} \\ a_{21} & & & \\ \dots & & & \\ a_{j1} & \dots & \dots & a_{jk} \end{bmatrix}$$

[0307] [0308] 기호 ' P_{nm} '은 로우 n , 컬럼 m 의 이미지 픽셀을 지칭한다. 매트릭스 컬럼들은, 각각의 수직 바의 샘플들의 수 j 가 동일한 것으로 가정되는 도 12의 수직 바들이다. 샘플들의 수 j 는 송신 펄스에 의해 생성된 신호를 캡처하기 위해 요구되는 시간의 RF 데이터의 범위에 의존한다. 인덱스 k 는 강도 산출에 참여하기 위한 이미지 포인트로의 그리고 이로부터의 적합한 신호 세기를 갖는 RF 데이터 어레이 내의 채널들의 수이다.

[0309] 따라서, 이상의 것을 사용하는 시스템이 본 발명의 방법들, 프로세스들, 및 알고리즘들을 수행하도록 구현될 수 있다. 하나의 대표적인 실시예에 있어, 음향 신호를 생성하고, 모듈 내의 복수의 수신 엘러먼트들에서 음향 신호의 적어도 하나의 에코를 수신하며, 이로부터 복수의 에코 신호들을 획득하도록 적응된 모듈; 및 모듈에 연결된 프로세서를 포함하는 초음파 이미징 시스템이 제공된다.

[0310] 프로세서는:

[0311] 복수의 에코 신호들로부터 정보를 추출하고;

[0312] 추출된 정보를 월 필터링함으로써, 추출된 정보를 사용하여 혈류 벡터 속도 신호를 구성하며; 자기상관 값들 및 도플러 주파수 추정들을 형성하기 위하여 월-필터링된 정보를 사용하고; 에일리어싱 간섭을 갖는 바이스태틱 범위-레이트 모델을 선형 부분과 비선형 부분으로 분할하며; 및 각종 최소 차승 기법에 의해 상기 모델의 해를 구하고, 혈류 벡터 속도 신호는 매질 내의 적어도 하나의 포인트에 대응하며; 및

[0313] 혈류 벡터 속도 추정 절차의 바이프로덕트들로서 생성된 품질 매트릭스들의 값들에 대한 일련의 검사들을 통하여 혈류 벡터 속도 신호들을 검증함으로써 디스플레이 디바이스 픽셀에서의 혈류의 존재를 검출하도록 구성된다. 디스플레이 디바이스는 혈류 벡터 속도 신호들로부터 혈류 벡터 속도 이미지를 생성하도록 구성된다.

[0314] 본 발명의 다른 측면에 따르면, 음향 신호를 생성하고, 모듈 내의 복수의 수신 엘러먼트들에서 음향 신호의 적

어도 하나의 에코를 수신하며, 이로부터 복수의 에코 신호들을 획득하도록 적응된 모듈; 및 모듈에 연결된 프로세서를 포함하는 시스템이 제공될 수 있다.

[0315] 프로세서는:

[0316] 복수의 에코 신호들로부터 정보를 추출하고;

[0317] 매질 내의 적어도 하나의 포인트에 대응하는 혈류 벡터 속도 신호에 의해, 추출된 신호를 사용하여 혈류 벡터 속도 신호를 구성하며, 구성하는 단계는 (a) 추출된 정보를 월 필터링하는 단계; (b) 압축된 포맷의 공액-래깅된 프로덕트들을 형성하기 위하여 월-필터링된 정보를 사용하는 단계; 및 (c) 프로덕트들에 대하여 공간-시간 변화도 연산을 사용함으로써 벡터 속도 측정 모델을 형성하고, 각종 최소 차승 기법에 의해 상기 모델의 해를 구하는 단계를 포함하며;

[0318] 혈류 벡터 속도 추정 절차의 바이프로덕트들로서 생성된 품질 매트릭스들의 값들에 대한 일련의 검사들을 통하여 혈류 벡터 속도 신호들을 검증함으로써 픽셀에서의 혈류의 존재를 검출하도록 구성된다.

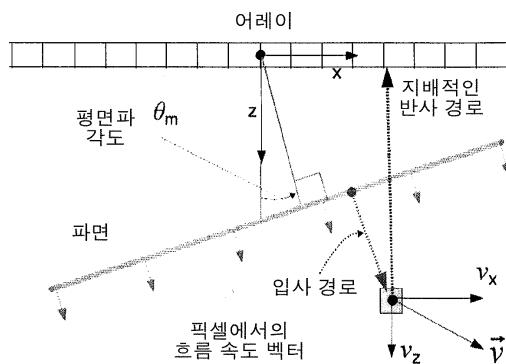
[0319] 혈류 벡터 속도 신호들로부터 혈류 벡터 속도 이미지를 디스플레이하도록 구성된 디스플레이 디바이스가 포함된다.

[0320] 이상에서 설명된 다양한 실시예들이 추가의 실시예들을 제공하기 위해 결합될 수 있다. 또 다른 추가의 실시예들을 제공하기 위하여 다양한 특허들, 출원들 및 출판물의 개념들을 이용할 필요가 있는 경우, 실시예들의 측면들이 수정될 수 있다.

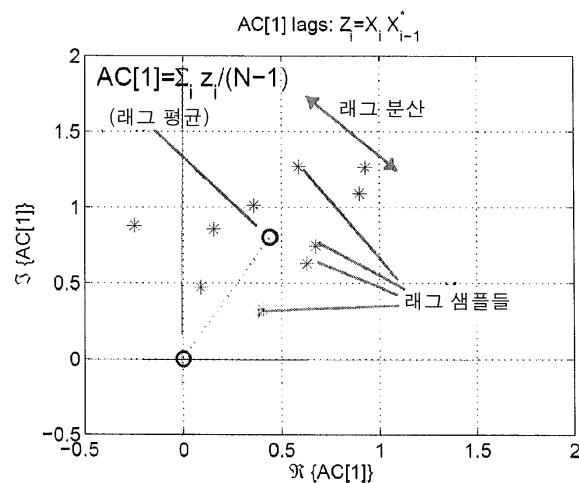
[0321] 이상의 상세한 설명에 비추어 이러한 그리고 다른 변화가 실시예들에 대해 이루어질 수 있다. 일반적으로, 다음의 청구항들에 있어, 사용되는 용어들은 청구항들을 명세서에 개시된 특정 실시예들에 한정시키는 것으로 해석되지 않아야 하며, 이러한 청구항들이 자격을 얻는 것과 동등물의 완전한 범위에 따른 모든 가능한 실시예들을 포함하는 것으로 해석되어야 한다. 따라서, 청구항들이 본 명세서에 의해 한정되지 않는다.

도면

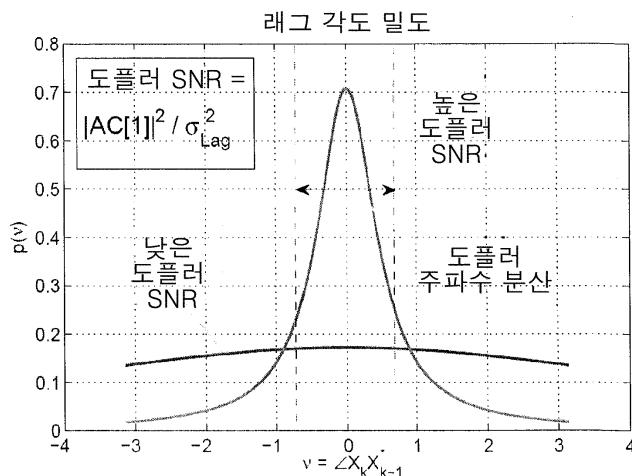
도면1



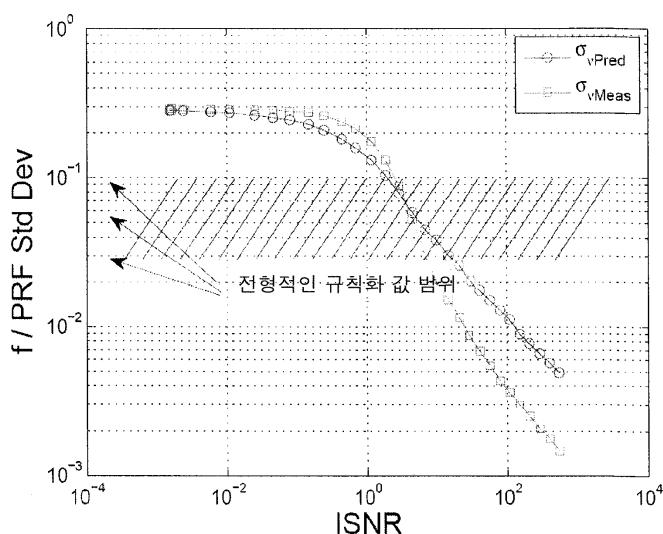
도면2



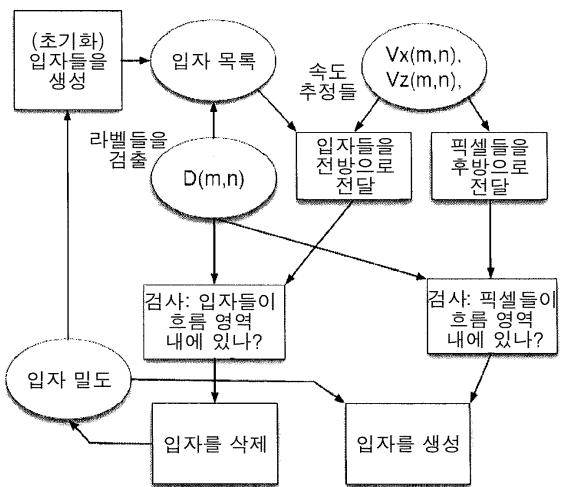
도면3



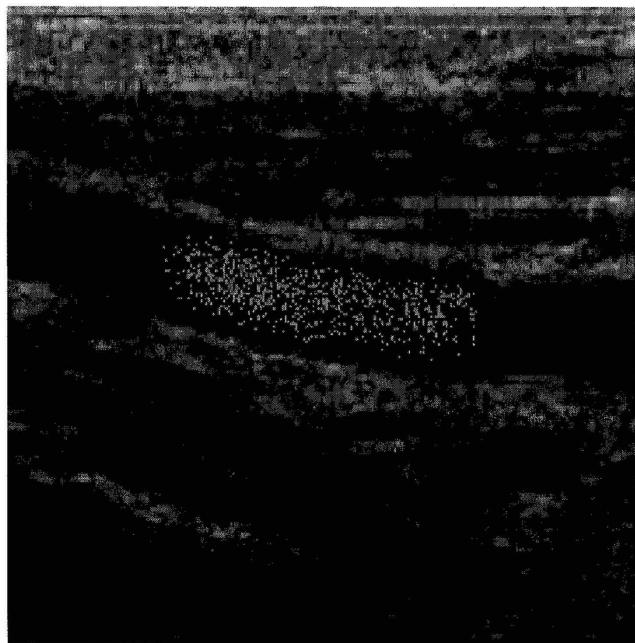
도면4



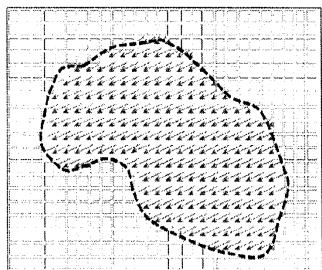
도면5



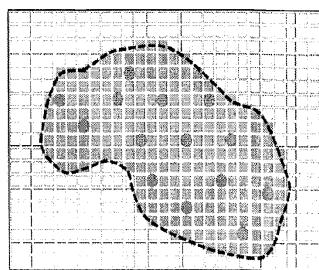
도면6



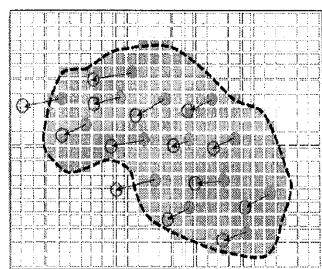
도면7



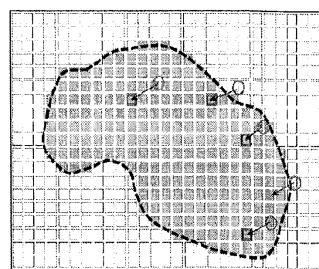
A. 흐름 영역



B. 입자 분포

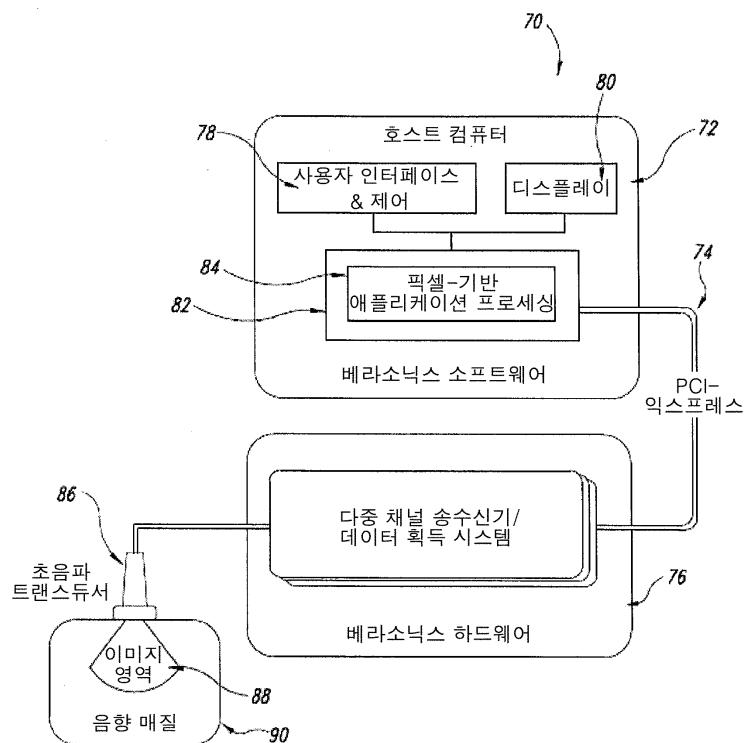


C. 입자 전방 전달

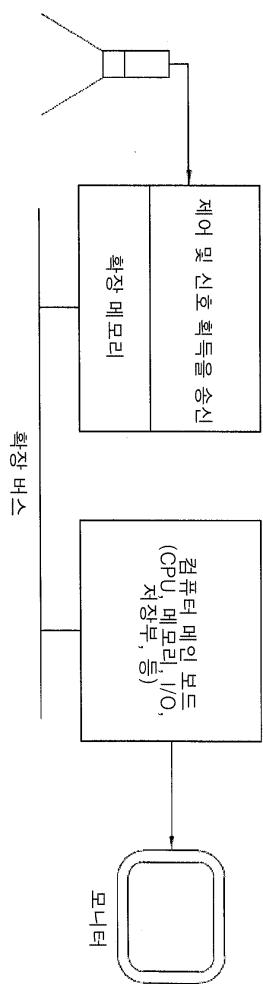


D. 픽셀 후방-전달

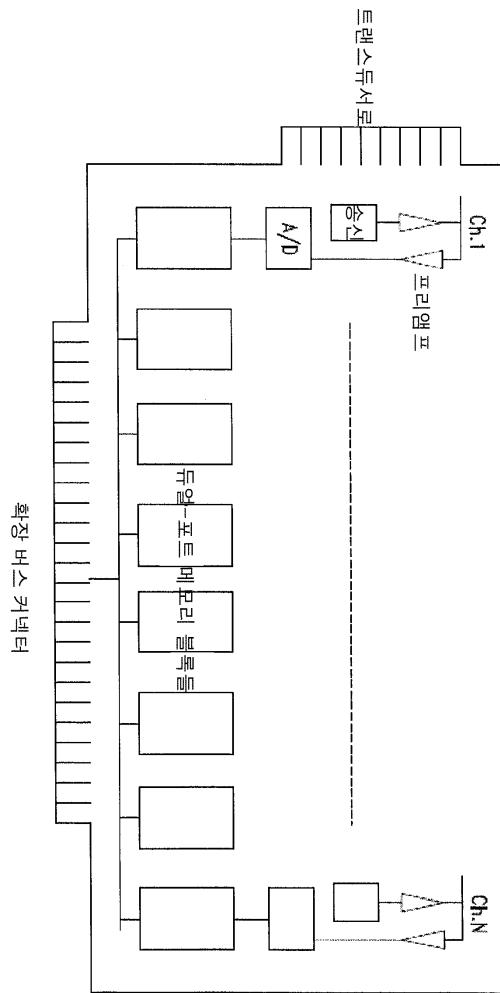
도면8



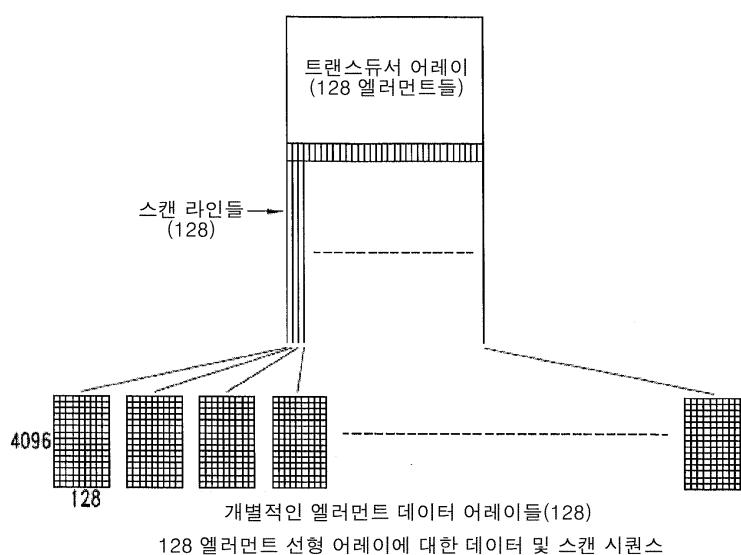
도면9



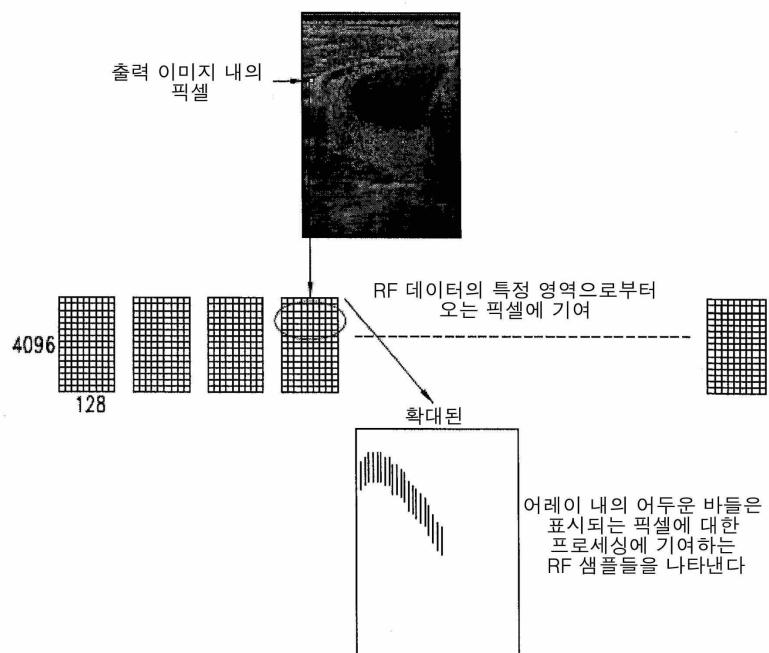
도면10



도면11



도면12



专利名称(译)	标题 : 使用平面波传输的矢量多普勒成像的估计和显示		
公开(公告)号	KR1020140084213A	公开(公告)日	2014-07-04
申请号	KR1020147013369	申请日	2012-10-19
[标]申请(专利权)人(译)	维拉声学公司		
申请(专利权)人(译)	砍牛的鼻子、激光炮的		
[标]发明人	FLYNN JOHN 플린존 DAIGLE RONALD ELVIN 데이글로날드엘빈		
发明人	플린,존 데이글,로날드,엘빈		
IPC分类号	G01S15/89 A61B8/06 G01F1/66		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488 G01F1/663 G01S15/8977 G01S15/8979 G01S15/8984 G01S15/8995 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/5269		
优先权	61/549016 2011-10-19 US		
其他公开文献	KR102055738B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

传统的彩色多普勒成像 (彩色多普勒成像 : CDI) 通过向显示器的每个像素提供血流的速度和方向来改进 , 其中利用计算系统生成矢量多普勒成像 (矢量多普勒成像 : VDI) 。通过超声换能器的平面波传输 (平面波传输 : PWT) 的多个角度容易提供通过宽视角 (宽视场) 投射到的多普勒测量和足以区分速度矢量的角度分集。短时间窗口 , 同时捕获瞬时流体力学 (流动力学) 。提供了关于 PWT 的快速混叠 - 电阻率 (抗混叠) 速度矢量估计器 , 并且使用复合粒子流 (合成粒子流) 可视化方法可以看到 , 其中具有 5MHz 线性阵列的颈动脉的 VDI 成像是新的。

