



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0105484
(43) 공개일자 2013년09월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01) A61B 5/022 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-0026697
(22) 출원일자 2013년03월13일
심사청구일자 없음
(30) 우선권주장
13/419,174 2012년03월13일 미국(US)

(71) 출원인
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.
미국 펜실베이니아 앨버튼 벨리 스트림 파크웨이 51
(우: 19355-1406)
(72) 발명자
다타, 사우라브
미국 94566 캘리포니아 플라산톤 몬토리 코트 518
(74) 대리인
정현주, 김미희, 이시용

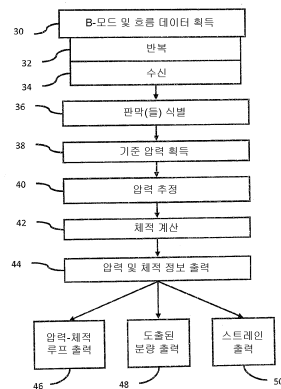
전체 청구항 수 : 총 23 항

(54) 발명의 명칭 **의료 진단 초음파 이미징을 이용한 압력-체적**

(57) 요약

의료 진단 초음파 이미징으로 압력-체적 분석(44)이 제공된다. 환자의 심장은 주어진 주기 동안 수차례 스캐닝(30)된다. 시간별로 B-모드 정보 및 흐름 정보가 획득(34)된다. 시간에 따라 압력을 추정(40)하기 위해 흐름 정보가 사용된다. 압력 파형을 교정하기 위해 예컨대 컵로부터의 기준 압력(38)이 사용될 수 있다. 시간에 따른 좌심실 체적과 같이, 시간에 따른 심장 체적을 결정(42)하기 위해 B-모드 정보가 사용된다. 시간에 따른 심장 체적 및 시간에 따른 압력이 도시(46)되어, 압력-체적 루프를 제공한다. 압력-체적 루프는 초음파에 의해 비-침습적으로 결정(44)된다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 방법으로서,

환자의 삼-차원 영역을 표현하는 B-모드 데이터 및 흐름 초음파 데이터를 사실상 동시에 획득하는 단계(30);

상기 획득하는 단계를 심장 주기 내에서 수차례 반복하는 단계(32);

프로세서에 의해, 상기 흐름 초음파 데이터로부터 심장의 하나 또는 그 초과의 판막들에서 시간의 함수로서 압력을 추정하는 단계(40);

상기 프로세서에 의해, 상기 B-모드 데이터로부터 시간의 함수로서 상기 삼-차원 영역의 체적을 계산하는 단계(42); 및

시간의 함수로서 상기 압력 및 시간의 함수로서 상기 체적을 이용한 압력-체적 루프를 디스플레이하는 단계(44)

— 상기 압력 및 상기 체적은 비-침습적으로 획득됨 —

를 포함하는,

의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 반복하는 단계(32)는, 상기 B-모드 데이터 및 상기 흐름 초음파 데이터 둘 다에 대해 인터리빙된 스캔들을 포함하는, 초당 적어도 10개의 삼-차원 영역 프레임 레이트로 상기 획득하는 단계를 반복하는 단계(32)를 포함하는,

의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 획득하는 단계(30)는 상기 환자의 심장을 표현하는 데이터를 획득하는 단계를 포함하고, 상기 흐름 초음파 데이터는 상이한 복셀들에서의 속도 데이터를 포함하고,

상기 방법은,

상기 속도 데이터로부터 상기 하나 또는 그 초과의 판막들을 식별하는 단계(36); 및

상기 하나 또는 그 초과의 판막들에 인접한 것으로부터 스펙트럼 도플러 데이터를 획득하는 단계

를 더 포함하고,

여기서, 상기 압력을 추정하는 단계(40)는 상기 스펙트럼 도플러 데이터를 이용하여 추정하는 단계(40)를 포함하는,

의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 압력을 추정하는 단계(40)는 속도로부터 상기 하나 또는 그 초과의 판막들에 걸쳐 차분 압력을 계산하는 단계(42)를 포함하는,

의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 방법.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

기준 압력을 획득하는 단계(38)

를 더 포함하고,

여기서, 시간의 함수로서 상기 압력을 추정하는 단계(40)는 제1 시간에서 차분 압력을 상기 기준 압력에 대해 교정하는 단계, 그리고 상기 교정하는 단계를 이용하여 다른 시간들에서 상기 기준 압력을 스케일링하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 체적을 계산하는 단계(42)는,

심장 공동의 체적을 자동으로 분할하는 단계; 및

상기 분할에 기초하여 상기 심장 공동의 체적을 계산하는 단계

를 포함하는,

의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 디스플레이하는 단계(44)는,

상기 시간에 의해 동기화되는 체적의 함수로서 상기 압력의 그래프를 생성하는 단계

를 포함하는,

의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

박출작업량, 후부하, 심에비력, 수축력, 피크 전력, 순응도, 탄력률, 심실 강성도, 압력-체적 구역, 이완기말 압력 체적 관계 및 수축기말 압력 체적 관계, dP/dt 또는 이들의 결합들을 계산하는 단계(48)

를 더 포함하는,

의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 획득하는 단계(30), 상기 반복하는 단계(32), 상기 추정하는 단계(40), 상기 계산하는 단계(42), 및 상기 디스플레이하는 단계(44)는 좌심실, 우심실, 또는 상기 좌심실 및 상기 우심실 둘 다에 대해 그리고 위치 표시를 위한 사용자 입력 없이 자동으로 수행되는,

의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 방법.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 압력-체적 루프를 이용하여 스트레인 정보를 디스플레이하는 단계(50)

를 더 포함하는,

의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 방법.

청구항 11

의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위해 프로그래밍된 프로세서에 의해 실행가능한 명령들을 표현하는 데이터를 그 내부에 저장하고 있는 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체로서,

제1 심장 주기 내 상이한 시간들에서 환자 체적을 표현하는 초음파 데이터를 수신(34)하기 위한 명령;

상기 초음파 데이터로부터 시간의 함수로서 압력을 결정(40)하기 위한 명령;

상기 초음파 데이터로부터 시간의 함수로서 심장 체적에 대한 값을 식별(42)하기 위한 명령; 및

시간의 함수로서 상기 심장 체적 및 시간의 함수로서 상기 압력의 함수로서 정보를 출력(44)하기 위한 명령을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 수신(34)하는 것은 좌심실을 표현하는 B-모드 데이터 및 상기 좌심실의 판막을 표현하는 흐름 데이터를 수신하는 것을 포함하고, 상기 압력을 결정(40)하는 것은 상기 흐름 데이터로부터 결정하는 것을 포함하고, 그리고 상기 심장 체적에 대한 값을 식별(42)하는 것은 상기 B-모드 데이터로부터 상기 좌심실의 상기 값을 식별(42)하는 것을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 13

제 11 항에 있어서,

상기 압력을 결정(40)하는 것은 속도로부터 결정하는 것을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 압력을 결정(40)하는 것은 기준 압력에 기초하여 상기 속도로부터 상기 압력을 스케일링하는 것을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 15

제 11 항에 있어서,

상기 값을 식별(42)하는 것은 상기 프로그래밍된 프로세서가 사용자 입력 없이 그리고 상기 초음파 데이터로부터 상기 값을 계산하는 것을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 16

제 11 항에 있어서,

상기 정보를 출력(44)하는 것은 침습적 절차로부터의 측정 없이 압력-체적 루프를 출력(46)하는 것을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 17

제 11 항에 있어서,

상기 정보를 출력(44)하는 것은 박출작업량, 후부하, 심예비력, 수축력, 피크 전력, 순응도, 탄력률, 심실 강성도, 압력-체적 구역, 이완기말 압력 체적 관계 및 수축기말 압력 체적 관계, dP/dt 또는 이들의 결합들을 출력(48)하는 것을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 18

의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위해 프로그래밍된 프로세서에 의해 실행가능한 명령들을 표현하는 데이터를 그 내부에 저장하고 있는 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체로서,

제1 초음파 데이터로부터 공동 체적을 계산(42)하기 위한 명령;

제2 초음파 데이터로부터 차분 흐름을 계산하기 위한 명령;

상기 차분 흐름 및 기준 압력으로부터 압력을 계산(40)하기 위한 명령; 및

상기 압력 및 상기 공동 체적으로부터 압력 대 체적 관계를 생성(44)하기 위한 명령을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 19

제 18 항에 있어서,

심장 주기 동안 수차례 환자의 심장 체적을 표현하는 상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터를 획득(30)하는 것

을 더 포함하고,

상기 공동 체적을 계산(42)하는 것은 B-모드 데이터로부터 좌심실 체적을 계산하는 것을 포함하고, 그리고 상기 차분 흐름을 계산하는 것은 스펙트럼 도플러 데이터로부터 상기 좌심실의 판막에서의 속도를 계산하는 것을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 20

제 18 항에 있어서,

상기 압력을 계산(40)하는 것은 상기 차분 흐름으로부터 차분 압력을 계산하는 것 그리고 상기 기준 압력을 이용하여 상기 차분 압력을 교정하는 것을 포함하고, 상기 압력은 교정된 차분 압력을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 21

제 18 항에 있어서,

상기 생성(44)하는 것은 압력-체적 루프의 그래프를 생성(46)하는 것을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 22

의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위해 프로그래밍된 프로세서에 의해 실행가능한 명령들을 표현하는 데이터를 그 내부에 저장하고 있는 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체로서,

공동 압력을 표현하는 압력 파형을 측정(40)하기 위한 명령;

초음파 데이터로부터 시간의 함수로서 공동 체적을 계산(42)하기 위한 명령; 및

압력 및 체적 정보를 결합하는 압력 체적 루프를 생성(44)하기 위한 명령을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 23

제 22 항에 있어서,

상기 측정(40)하는 것은 상기 공동 체적을 계산하기 위해 사용되는 상기 초음파 데이터의 획득과 동기화되어 침습적으로 측정하는 것을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

명세서

기술분야

[0001] 이러한 본 실시예들은 의료 진단 초음파에 관한 것이다. 특히, 초음파 이미징을 이용하여, 압력-체적 정보가 결정된다.

배경 기술

[0002] 환자의 심장 기능을 평가하기 위해 압력-체적 루프가 사용된다. 압력-체적 루프는 부하 독립적 기준(measure)이고 그리고 기본 생리(physiology)와 잘 상관된다. 그러나, 압력-체적 루프를 계산하기 위해 도관(catheter)들이 사용된다. 이러한 침습적(invasive) 접근들은 더욱 정확한 것으로 인지되고 그리고 중환자(critically ill patient)들을 위해 사용된다.

[0003] 심장의 역학을 정의하는 스트레인(strain)들, 속도들, 그리고 기형(deformation)과 같은 이미지-기반 대리 파라미터들을 정의하고 그리고 측정하기 위한 탐구가 지속된다. 예컨대, 시간에 따라 노동맥(radial artery) 또는 말초 동맥(peripheral artery)으로부터 좌심실 압력 또는 압력 파형이 측정된다. 실시간 초음파 스캐닝을 위해 통상적으로 제한된 공간적 범위가 주어진다면, 동맥이 사용된다. 대동맥에서의 압력을 도출하기 위해 확장기압 및 수축기압이 사용된다. 이는, 특정한 임상 심장 조건들을 평가하기 위해 침습적 측정에 대한 대리로서 사용될 수 있다. 그러나, 압력-체적 루프 내에 포함된 정보는 더욱 가치가 큰 정보를 잠재적으로 제공할 수 있다.

발명의 내용

[0004] 서론으로, 아래에 설명되는 바람직한 실시예들은 의료 진단 초음파 이미징을 이용한 압력-체적 분석을 위한 방법, 시스템, 컴퓨터 판독가능 매체, 및 명령들을 포함한다. 환자의 심장은 주어진 주기 동안 수차례 스캐닝된다. 시간별(for various times) B-모드 정보 및 흐름 정보 둘 다가 획득된다. 시간에 따라 심장 내 압력을 추정하기 위해 흐름 정보가 사용된다. 압력 파형을 교정하기 위해 예컨대 커프(cuff)로부터의 기준 압력이 사용될 수 있다. 대안적으로 압력은 침습적으로 측정될 수 있다. 시간에 따른 좌심실 체적과 같이, 시간에 따른 심장 체적을 결정하기 위해 B-모드 정보가 사용된다. 시간에 따른 심장 체적 및 시간에 따른 압력이 도시되어, 압력-체적 루프를 제공한다. 압력-체적 루프는 초음파에 의해 비-침습적으로 결정된다.

[0005] 제1 양상에서, 의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 방법이 제공된다. 환자의 삼-차원 영역을 표현하는 흐름 초음파 데이터 및 B-모드 데이터는 사실상 동시에 획득된다. 획득은 심장 주기 내에서 수차례 반복된다. 프로세서는 흐름 초음파 데이터로부터 심장의 하나 또는 그 초과 판막들에서 시간의 함수로서 압력을 추정한다. 프로세서는 B-모드 데이터로부터 시간의 함수로서 삼-차원 영역의 체적을 계산한다. 시간의 함수로서 압력 및 시간의 함수로서 체적을 이용한 압력-체적 루프가 디스플레이된다. 압력 및 체적은 비-침습적으로 획득된다.

[0006] 제2 양상에서, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체는, 그 내부에, 의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위해 프로그래밍된 프로세서에 의해 실행가능한 명령들을 표현하는 데이터를 저장한다. 저장 매체는, 제1 심장 주기 내 상이한 시간들에서 환자 체적을 표현하는 초음파 데이터를 수신하기 위한 명령, 상기 초음파 데이터로부터 시간의 함수로서 압력을 결정하기 위한 명령, 상기 초음파 데이터로부터 시간의 함수로서 심장 체적에 대한 값

을 식별하기 위한 명령, 및 시간의 함수로서 심장 체적 및 시간의 함수로서 압력의 함수로서 정보를 출력하기 위한 명령을 포함한다.

[0007] 제3 양상에서, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체는, 그 내부에, 의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위해 프로그래밍된 프로세서에 의해 실행가능한 명령들을 표현하는 데이터를 저장한다. 저장 매체는, 제1 초음파 데이터로부터 공동(cavity) 체적을 계산하기 위한 명령, 제2 초음파 데이터로부터 차분 흐름을 계산하기 위한 명령, 상기 차분 흐름 및 기준 압력으로부터 압력을 계산하기 위한 명령, 및 상기 압력 및 상기 공동 체적으로부터 압력 대 체적 관계를 생성하기 위한 명령을 포함한다.

[0008] 제4 양상에서, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체는, 그 내부에, 의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위해 프로그래밍된 프로세서에 의해 실행가능한 명령들을 표현하는 데이터를 저장한다. 저장 매체는, 공동 압력을 표현하는 압력 파형을 측정하기 위한 명령, 초음파 데이터로부터 시간의 함수로서 공동 체적을 계산하기 위한 명령을 포함한다. 압력 및 체적 정보를 결합함으로써, 압력 체적 루프가 계산된다.

[0009] 본 발명은 이어지는 청구항들에 의해 정의되고, 이 섹션의 어떠한 것도 이들 청구항들에서의 제한으로서 취해지지 않아야 한다. 본 발명의 추가의 양상들 및 장점들은 바람직한 실시예들과 함께 아래에서 논의된다.

도면의 간단한 설명

[0010] 컴포넌트들 및 도면들이 반드시 스케일링하는 것은 아니며, 대신에, 본 발명의 원리들을 예시할 때 강조가 이루어진다. 또한, 도면들에서, 같은 참조 부호들은 상이한 도면들 전체에 걸쳐 대응하는 파트들을 지정한다.

도 1은 의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 방법의 일 실시예의 흐름도이다.

도 2는 압력-체적 루프의 예시적 그래프를 도시한다.

도 3은 의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 시스템의 일 실시예의 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0011] 압력-체적 루프는 심장 환자들의 평가를 위해 비-침습적으로 추정된다. 체적 에코 이미징을 이용하여 일상적 외래환자 셋팅으로 압력-체적 루프가 추정될 수 있어, 환자들의 스크리닝 또는 사후-절차 모니터링을 위해 압력-체적 루프 분석이 허용된다. 압력-체적 루프는 자동으로 생성될 수 있어, 오퍼레이터들이 상이하게 구성함으로써 인한 변화가 방지된다. 심장 재동기화 치료(CRT:cardiac resynchronization therapy)와 같이, 중재 심장 절차(interventional cardiac procedure)에서 실시간, 비-침습적, 최소 침습적, 침습적 그리고/또는 자동화된 압력-체적 루프 계산이 사용될 수 있다.

[0012] 상이한 관막들 또는 해부체(anatomy)들에 걸쳐 흐름 추정 압력차들과 함께, 실시간 체적 B-모드, 컬러 도플러 및/또는 스펙트럼 도플러 데이터가 시간의 함수로서 해부 체적들(예컨대, 좌심실(LV))의 식별 및 측정을 위해 사용된다. 흐름 추정 압력은 기준 압력 측정, 예컨대 상완 커프 압력(brachial cuff pressure) 또는 추정 대동맥 압력 파형과 결합되어, 부분적 또는 전체 압력-체적 루프를 생성할 수 있다. 압력 및 체적 관계는 심장 기능의 평가를 위해 하나 또는 그 초과와 플롯들로서 디스플레이된다. 임상적으로 또는 생리학적으로 관련 파라미터들, 예컨대 심수축력(cardiac contractility), 탄력, 심예비력(cardiac reserve) 및 박출작업량(stroke work)은 압력 및 체적 정보로부터 계산될 수 있다.

[0013] 도 1은 의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 방법을 도시한다. 방법은 도 3의 시스템(10) 또는 상이한 시스템에 의해 수행된다. 도 1의 동작들은 도시된 순서로 또는 상이한 순서로 수행된다. 도 1에 도시된 것 외에 부가적이거나, 상이하거나, 또는 더 적은 개수의 동작들이 사용될 수 있다. 예컨대, 동작(38)은 수행되지 않고, 그리고 기준으로서의 교정 없이 초음파-기반 압력이 사용된다. 다른 예로서, 동작들(46, 48, 및 50) 외에 아무것도 수행되지 않거나 또는 동작들(46, 48, 및 50) 외에 한 개, 두 개, 또는 상이한 출력들이 수행된다. 아래에 설명되는 도 1의 동작들은 상이한 방식들로 구현될 수 있다. 적어도 하나의 예시적 실시예가 아래에서 제공되지만, 다른 실시예들이 가능하다.

[0014] 방법은 압력 및 체적 정보를 비-침습적으로 획득한다. 압력-체적 루프는 수술 없이 제공될 수 있다. 수술 절개 없이 또는 피부를 뚫지 않고 초음파 프로브가 환자의 바깥쪽에 또는 환자의 식도 내에 위치될 수 있다. 비-침습적 획득은 더욱 빈번한 분석 및/또는 수술 절차를 겪지 않아야 하는 환자들에 대한 분석을 허용한다. 대안적인 실시예들에서, 침습적 도관 또는 다른 수술 중의 프로브(other intra-operative probe)를 이용하여, 기준

압력 또는 초음파 데이터가 획득된다.

- [0015] 방법은 압력 및 체적 정보를 자동으로 획득한다. 사용자는 방법을 활성화시킬 수 있다. 예컨대, 사용자는 환자를 스캐닝하기 위해 초음파 시스템을 구성하고 그리고 기준 압력의 측정을 준비한다. 원하는 방향으로부터 심장 또는 다른 위치를 스캐닝하기 위해 트랜스듀서 프로브를 위치시킨 이후, 사용자는 압력 및 체적 정보의 획득을 활성화시킨다. 활성화 이후, 압력 및 체적 정보는 자동으로 획득된다. 사용자는, 이미지들 내에서 심장(예컨대, 심실 또는 판막들)의 위치들을 표시하지 않거나, 측정들을 입력하지 않거나, 또는 환자를 스캐닝하기 위해 원하는 위치에 트랜스듀서 프로브를 유지시키는 것 이외에 동작들을 수행하지 않는다. 다른 실시예들에서, 방법은 반-자동적이다. 사용자는 판막, 심장 벽 또는 다른 위치들을 표시하거나, 기준 압력을 입력하거나, 획득되고 있는 정보의 품질을 승인하거나, 또는 압력 및 체적 정보의 다른 방식의 자동 획득을 돕는다.
- [0016] 압력 및 체적 정보는 좌심실에 대해 자동으로 획득된다. 대안적으로, 압력 및 체적 정보는 우심실, 심실들 둘 다, 또는 전체 심장에 대해 획득된다. 압력 및 체적은 환자의 다른 부분들에 대해 결정될 수 있다.
- [0017] 동작(30)에서, B-모드 및 흐름 초음파 데이터가 획득된다. B-모드 데이터는 세기들을 표현한다. 흐름 데이터는 속도, 에너지(예컨대, 전력), 및/또는 변동의 추정치들을 표현한다. 일 실시예에서, 적어도 속도 및 에너지가 추정된다. 메모리를 스캐닝함으로써 또는 메모리로부터 데이터가 획득된다. 동작(34)에서 스캐닝함으로써 또는 전송에 의해 데이터가 수신된다. 일 실시예에서, 데이터는 실시간 스캐닝 동안 또는 스캐닝이 발생할 때 획득된다.
- [0018] 초음파 데이터는 환자의 체적을 표현한다. 체적은, 체적 내에서 상이한 평면들을 따라서 또는 스캔 라인들의 다른 분배를 따라서 스캐닝된다. 스캐닝된 체적은 환자와 같은 대상의 내부이다. 체적을 스캐닝하는 것은 체적, 예컨대 대상(예컨대, 환자 또는 심장) 내 복수의 상이한 평면들을 표현하는 데이터를 제공한다. 체적을 표현하는 데이터는 대상의 공간 샘플링으로부터 형성된다. 공간 샘플들은 체적 내 음향 샘플링 그리드에서 분산된 위치들에 대한 것이다. 음향 샘플링 그리드가 샘플들의 플래너(planar) 어레이먼트들을 포함하는 경우, 대상의 공간 샘플들은 다수의 2D-플래너 평면들 또는 슬라이스들의 샘플들을 포함한다.
- [0019] 하나 또는 그 초과 스캔 라인들을 따른 공간 샘플들이 동작(34)에서 수신된다. 송신 빔이 단 한 개의 수신 스캔 라인에 고주파를 발사하는 경우, 그러면 상기 스캔 라인을 따른 샘플들이 수신된다. 송신 빔이 다수의 스캔 라인들에 고주파를 발사하는 경우, 그러면 상기 다수의 스캔 라인들을 따른 샘플들이 수신된다. 예컨대, 하나의 broad 송신 빔에 응답하여 적어도 서른 개의 별개의 수신 라인들을 따라서 수신 빔형성이 수행된다. 상이한 수신 빔들에 대해 샘플들을 생성하기 위해, 상이한 수신 빔들이 동시에 샘플링되도록 병렬 수신 빔형성이 수행된다. 예컨대, 시스템은 수십 또는 수백의 수신 빔들을 병렬로 형성할 수 있다. 대안적으로, 엘리먼트들로부터 수신되는 신호들이 저장되고 그리고 순차적으로 프로세싱된다.
- [0020] 하나의 송신 빔 및/또는 순차적 송신 빔들에 응답하여 복수의 수신 라인들에 대해 공간 샘플들이 획득된다. broad 빔 송신을 이용하여, 다수의 얇은 슬라이스들에 대한 공간 샘플들이, 동적 수신 포커싱(예컨대, 지연 및/또는 위상 조정 및 합산)을 이용하여, 동시에 형성될 수 있다. 대안적으로, 공간 샘플들을 형성하기 위해 푸리에 프로세싱 또는 다른 프로세싱이 사용될 수 있다.
- [0021] 스캐닝은 수차례 수행될 수 있다. 시야의 상이한 일부분들을 순차적으로 스캐닝하기 위해, 동작들이 반복된다. 대안적으로, 스캐닝을 한 번 수행하는 것은 전체 시야에 대해 데이터를 획득한다.
- [0022] 전체 체적은 B-모드에 대해 한 번 스캐닝되지만, 흐름에 대해 상이한 횡수들로 스캐닝된다. 상이한 횡수들에서의 스캐닝은 흐름과 연관된 공간 샘플들을 획득한다. 임의의 지금 알려진 또는 이후에 개발되는 펄스 시퀀스들이 사용될 수 있다. 각각의 스캔 라인을 따라서 적어도 두 개(흐름 샘플 수)의 송신들의 시퀀스가 제공된다. 임의의 펄스 반복 빈도수, 앙상블/흐름 샘플 수, 및 펄스 반복 간격이 사용될 수 있다. 주어진 시간에서 속도, 에너지(전력), 및/또는 변동을 추정하기 위해, 시퀀스의 송신들에 대한 예코 응답들이 사용된다. 하나의 라인(들)을 따른 송신들은 다른 라인(들)을 따른 송신들과 인터리빙될 수 있다. 인터리빙을 이용하여 또는 인터리빙 없이, 상이한 시간들로부터의 송신들을 이용하여, 주어진 시간에 대한 공간 샘플들이 획득된다. 상이한 스캔 라인들로부터의 추정치들은 순차적으로 획득될 수 있지만, 빠르게, 사용자 관점으로부터 동일한 시간을 표현하기에 충분하다.
- [0023] 수신된 공간 흐름 샘플들은 벽(wall) 필터링/클러터(clutter) 필터링될 수 있다. 클러터 필터링은 주어진 시간에 모션을 추정하기 위해 펄스 시퀀스 내의 신호들을 갖는다. 주어진 신호는, 예컨대 클러터 필터링 및 추정을

위한 무빙 윈도우와 연관되는 상이한 시간들을 표현하는 추정치들에 대해 사용될 수 있다. 상이한 시간들에서 하나의 위치에 대한 모션을 추정하기 위해, 상이한 필터 출력들이 사용된다.

- [0024] 흐름 데이터는 공간 샘플들로부터 생성된다. 자기상관과 같은 도플러 프로세싱이 사용될 수 있다. 다른 실시예들에서, 시간 상관(temporal correlation)이 사용될 수 있다. 흐름 데이터를 추정하기 위해 다른 프로세스가 사용될 수 있다. 컬러 도플러 파라미터 값들(예컨대, 속도, 에너지, 또는 변동 값들)은 상이한 시간들에서 획득되는 공간 샘플들로부터 추정된다. 스펙트럼 도플러 이미징으로부터 흐름의 공간 분배를 구별하기 위해 "컬러"가 사용되고, 여기서 하나 또는 그 초과와 특정한 거리 게이트(range gate)들에 대한 전력 스펙트럼이 추정된다. 상이한 시간들에서 동일한 위치에 대한 두 개의 샘플들 사이의 주파수 변화는 속도를 표시한다. 컬러 도플러 파라미터 값들을 추정하기 위해, 둘보다 많은 개수의 샘플들의 시퀀스가 사용될 수 있다. 추정치들은 수신 신호들의 상이한 그룹핑들, 예컨대 완전히 별도의 또는 독립적인 그룹핑들 또는 중복된(overlapping) 그룹핑들을 위해 형성된다. 각각의 그룹핑에 대한 추정치들은 주어진 시간에 공간 위치를 표현한다. 상이한 시간들에서 체적을 표현하기 위해, 흐름 데이터의 다수의 프레임들이 획득될 수 있다.
- [0025] 추정은 체적 내 공간 위치들에 대해 수행된다. 예컨대, 상이한 평면들에 대한 속도들이 스캐닝에 응답하는 에코들로부터 추정된다. 대안적인 실시예들에서, 스펙트럼 도플러 데이터가 특정 위치들, 예컨대 관막에 걸쳐 연장되는 흐름 영역들에 대해 획득된다. 또 다른 실시예들에서, 예컨대 관막 관련 흐름을 위치결정하기 위해 컬러 도플러 데이터를 이용하고 그리고 압력 추정시 사용되는 속도들을 획득하기 위해 스펙트럼 도플러를 사용하기 위해, 컬러 및 스펙트럼 도플러 정보 둘 다가 획득된다.
- [0026] 흐름 추정치들은 임계치가 될 수 있다. 임계치들은 속도들에 적용된다. 예컨대, 낮은 속도 임계치가 적용된다. 임계치 미만의 속도들은 제거되거나 또는 0과 같은 다른 값으로 셋팅된다. 다른 예로서, 에너지가 임계치 미만일 경우, 동일한 공간 위치에 대한 속도 값은 제거되거나 또는 0과 같은 다른 값으로 셋팅된다. 대안적으로, 추정된 속도들은 임계화(thresholding) 없이 사용된다.
- [0027] B-모드 데이터가 또한 획득된다. 흐름 데이터 추정을 위해 사용되는 스캔들 중 하나 또는 상이한 스캔이 수행된다. 에코들의 세기가 상이한 공간 위치들에 대해 검출된다.
- [0028] 체적에 대해, 몇몇의 공간 위치들이 B-모드 데이터에 의해 표현되고, 그리고 다른 위치들이 흐름 데이터에 의해 표현된다. 위치가 B-모드 데이터 및 흐름 데이터 둘 다에 의해 표현되는 것을 방지하기 위해, 임계화 또는 다른 프로세스가 수행된다. 대안적으로, 하나 또는 그 초과와 위치들은 B-모드 데이터 및 흐름 데이터 둘 다에 대해 값들을 가질 수 있다. 양쪽 모두의 타입들의 데이터가 함께 체적을 표현하는 반면에, 상이한 타입들의 데이터가 별도로 저장될 수 있거나 그리고/또는 프로세싱될 수 있거나, 또는 체적을 표현하는 하나의 세트에 합쳐질 수 있다.
- [0029] 복수의 스캔 라인들을 따라서 브로드 빔 송수신을 이용함으로써 또는 그렇지 않으면 각각의 송신을 위해 더 커다란 하위-체적 또는 전체 체적에 대한 데이터를 획득함으로써, 더욱 빠른 스캐닝이 제공된다. 동작(32)에서의 더욱 빠른 반복된 스캐닝은 B-모드 및 컬러 도플러 추정치들의 실시간 획득을 허용할 수 있다. 예컨대, 전체 체적은 일 초에 적어도 10회 스캐닝된다. 일 실시예에서, 체적 레이트는 초당 20개, 25개 또는 다른 개수들의 체적들이다. 각각의 체적 스캔은 B-모드 데이터 및 흐름 데이터 둘 다를 획득하는 것과 연관된다. 상이한 타입들의 데이터가 사실상 동시에 획득되고, 이는 상이한 송신들의 인터리빙 그리고/또는 상이한 타입들의 데이터에 대한 수신 프로세싱을 허용한다. 예컨대, 열 개 또는 그 초과와 체적들의 데이터가 각각의 심장 주기에 획득되고, 여기서 각각의 체적은 상기 심장 주기의 일반적으로 동일한 일부분(예컨대, 서로 심장 주기의 1/10번째 내에서)을 표현하는 B-모드 데이터 및 속도 데이터를 포함한다. 대안적인 실시예들에서, B-모드 데이터에 대한 획득 레이트는, 컬러 도플러 데이터에 대한 획득 레이트보다 더 크거나 또는 더 작고, 그리고 스펙트럼 도플러 데이터와 동일하거나 또는 그보다 더 작다.
- [0030] 삼차원으로 분배된 상이한 위치들(예컨대, 복셀들)에서 B-모드 데이터 및 흐름 데이터를 획득함으로써, 실시간 체적 흐름 및 B-모드 데이터가 획득된다. 맥박마다(beat-to-beat) 전체 체적 B-모드 및/또는 흐름 획득 능력은 심장 또는 좌심실의 유입 및 유출에 걸쳐서 동시 체적 및 흐름 측정들을 허용할 수 있다. 병렬 수신을 이용함으로써, 스티칭(stitching) 없이 체적 데이터가 획득될 수 있다. 전체 체적을 스캔하기 위해 순차적으로 사용되는 상이한 송신 초점 심도들이 방지될 수 있다. 대안적으로, 스티칭된 획득이 사용된다.
- [0031] 체적 데이터는 스펙트럼 도플러 정보를 포함할 수 있거나 또는 포함하지 않을 수 있다. 예컨대, 한 개, 두 개, 또는 그 초과와 위치들(예컨대, 관막들)에 대한 흐름 정보는 유입 및 유출을 표현하는 스펙트럼 도플러 데이터

이다. 대안적인 실시예들에서, 판막 흐름에 대한 스펙트럼 도플러 없이 공간 속도(예컨대, 컬러 도플러)가 사용된다.

- [0032] 동작(32)의 반복은 심장 주기의 일부 또는 그 초과를 통해 이루어진다. 예컨대, 반복은 동일한 심장 주기에서 수차례 발생한다. 체적들의 시퀀스가 획득된다. 하나 또는 그 초과와 전체 심장 주기들을 통해 심장을 표현하는 데이터가 획득된다. 하나보다 많은 심장 주기를 사용하는 것은 평균화를 허용할 수 있다. 동일한 위상을 표현하는 상이한 심장 주기들로부터의 데이터가 결합될 수 있거나, 또는 동일한 위상이지만 상이한 주기들의 데이터로부터 계산된 임의의 수량들이 평균화될 수 있다.
- [0033] 일 실시예에서, 동작(30)의 데이터의 획득 그리고 동작(32)의 반복과 함께 시스템에 의한 동작(34)의 대응하는 반복은 적어도 하나의 심장 주기를 통해 좌심실을 표현하는 B-모드 데이터를 야기시킨다. 적어도 하나의 심장 주기를 통해 좌심실 및/또는 단지 판막 위치들을 표현하는 흐름 데이터가 또한 획득된다.
- [0034] 동작(36)에서, 하나 또는 그 초과와 판막들이 식별된다. 승모판(mitral valve), 대동맥판, 삼첨판(tricuspid valve), 및/또는 폐동맥판(pulmonary valve)이 식별된다. 판막들은 조직 구조들, 또는 상기 조직 구조들에 인접하거나 또는 상기 조직 구조들을 통과하는 흐름 영역들로서 식별된다. 원하는 판막들을 위치결정하기 위해, 관심대상 체적 영역이 데이터로부터 식별된다. 관심대상 영역은 관심대상 조직 또는 흐름 영역이다. 예컨대, 판막 또는 심장 벽과 같은 조직 구조를 식별하기 위해 B-모드 데이터가 사용된다. 관심대상 영역은 조직 구조 위에 위치되거나, 조직 구조에 인접하게 위치되거나, 또는 조직 구조에 대한 위치에 위치된다. 분출(jet) 영역을 커버하기 위한 판막으로부터 이격된 관심대상 흐름 영역은 판막의 위치에 기초하여 식별된다. 흐름 영역은 분출, 흐름 길(tract)들, 흐름 표면들, 또는 관 내강(vessel lumen)을 포함할 수 있다. 흐름 및 B-모드 데이터가 사실상 동시에 획득되므로, 데이터는 공간적으로 등록되고, 그리고 다른 타입의 데이터와 연관된 영역을 결정하기 위해 하나의 타입의 데이터가 사용될 수 있다. 대안적으로, 관심대상 체적 영역은 B-모드 정보 없이 예컨대 분출 영역, 분출 방위 또는 와류(turbulent flow)를 식별하는 흐름 데이터로부터 식별된다. 또 다른 실시예들에서, 판막들을 식별하기 위해 조직 모션(예컨대, 조직 도플러)이 사용된다.
- [0035] 식별은 수동이거나, 반-자동화되거나, 또는 자동화된다. 사용자는 관심대상 영역을 위치시킬 수 있고, 관심대상 영역을 크기결정할 수 있고 그리고 관심대상 영역을 방위결정할 수 있다. 프로세서는 관심대상 영역을 결정하기 위해 임의의 알고리즘, 예컨대, 지식-기반, 모델, 템플릿 매칭, 구배-기반 에지 검출, 구배-기반 흐름 검출, 또는 다른 현재 알려진 또는 이후에 개발되는 조직 및/또는 흐름 검출을 적용할 수 있다. 반-자동화 식별을 위해, 관심대상 영역의 위치, 방위, 및 크기를 결정하기 위해 사용자는 조직 구조 위치, 에지 포인트, 또는 프로세서에 의해 사용되는 다른 정보를 표시할 수 있다.
- [0036] 하나보다 많은 관심대상 체적 영역이 식별될 수 있다. 관심대상 영역들은 동일한 체적 내에서 식별된다. 예컨대, 두 개의 관심대상 흐름 영역들이 식별된다. 흐름 영역은 흐름이 하나의 영역 내에서 정확하도록 이루어질 수 있고, 그리고 다른 영역 내의 흐름을 디-앨리어스(de-alias)하기 위해 상기 흐름 영역이 사용된다. 관심대상 흐름 영역들은 동일한 관(vessel), 방(chamber), 또는 다른 흐름 구조의 일부인 부피(mass)의 보존과 연관된다. 일 실시예에서, 유입 길에 대한 분출과 연관된 관심대상 영역이 식별되고, 그리고 유출 길과 연관된 관심대상 영역이 식별된다. 예컨대, 관심대상 영역들은 LVOT(the Left Ventricle Outflow tract) 및 승모판 고리(Mitral valve annulus)를 식별한다. 다른 구조들과 연관된 흐름 영역들이 식별될 수 있다.
- [0037] 관심대상 영역들은 공간적으로 별개이다. 겹치거나 또는 완전히 공간적으로 별개인 관심대상 영역들에 대해, 하나의 관심대상 영역 내의 몇몇의 위치들은 다른 관심대상 영역 내에 있지 않고, 그리고 다른 관심대상 영역의 몇몇의 위치들은 하나의 관심대상 영역 내에 있지 않다.
- [0038] 다른 실시예들에서, 상이한 관심대상 영역들은 동일한 조직 구조 또는 흐름 구조와 연관된다. 예컨대, 판막과 같은 조직 구조의 반대 면들 상의 두 개의 흐름 영역들이 식별된다. 관심대상 영역들은, 상이한 위치들에서 동일한 흐름의 다수의 측정들을 제공하기 위해 동일한 흐름 길 내에 있을 수 있다. 상기 영역들은, PW 또는 스펙트럼 도플러 측정과 같은 부가적인 측정을 위한 위치들로서의 역할을 할 수 있고, 그리고 흐름 추정을 정정하기 위해 흐름 해부체에 대하여 각자의 알려진 공간 위치 및 방위가 사용될 수 있다.
- [0039] 반복이 주어진다면, 관심대상 영역들(예컨대, 판막들)은 시퀀스를 통해 추적된다. 다른 체적들 내의 관심대상 영역에 대해 최적화 위치 및 방위를 결정하기 위해 유사성 계산이 사용될 수 있다. 절대차들의 최소한의 합, 상관 또는 다른 유사성 계산이 수행된다. 추적하기 위해 B-모드 데이터가 사용된다. 대안적으로, 흐름 데이터가 사용된다. B-모드 데이터 및 흐름 데이터 둘 다 사용될 수 있어, 예컨대 둘 다를 이용하여 추적하고 그리

고 위치를 평균화한다. 추적보다, 판막들의 식별이 각각의 체적 또는 심장 주기의 위상에 대해, 다른 위상들 또는 체적들에 대한 식별과 무관하게 수행될 수 있다.

[0040] 동작(38)에서, 기준 압력이 획득된다. 기준 압력은 실제 혈압이다. 예컨대, 한 개 또는 두 개의 압력들을 결정하기 위해 상완 커프가 사용된다. 예컨대, 이완기와 수축기 둘 다에서 동맥 내 압력이 측정된다. 방사 안압 검사(radial tonometry)가 사용될 수 있다. 다른 실시예들에서, 침습적 도관을 이용하여 심장 또는 좌심실 내의 압력이 직접적으로 측정된다.

[0041] 기준 압력은 심장 주기의 하나 또는 그 초과와 일부들에 대한 것이다. 직접 측정은 압력이 시간에 따라 또는 심장 주기의 많은 위상들에 대해 측정되도록 허용할 수 있다. 커프 또는 안압검사가 단 한 개의 위상 또는 두 개의 위상들에 대해 압력을 제공할 수 있다.

[0042] 동작(40)에서, 심장 주기 또는 심장 주기의 일부분 내내 압력이 추정된다. 침습적 또는 최소 침습적 접근들을 이용하여 압력은 추정될 수 있다. 예컨대, 압력을 측정하기 위해 도관 또는 다른 디바이스가 환자 안에 삽입된다. ECG, 트리거링, 또는 타임스탬프들을 이용하여, 압력 측정은 체적 결정을 위해 사용되는 초음파 데이터를 이용한 취득시 또는 취득 이후 시간상 동기화된다. 직접 압력 측정이 이용가능하지 않은 경우, 시간에 따른 압력이 초음파 데이터로부터 추정된다. 프로세서는 속도 또는 다른 흐름 정보로부터 압력을 계산한다.

[0043] 압력은 실제 압력일 수 있고, 예컨대 기준 압력에 의해 교정되는 차분 흐름으로부터 계산된다. 대안적으로, 압력은 상대 압력일 수 있다. 단지, 차분 흐름과 같은 초음파 데이터로부터 추정되는 압력을 이용하여, 주기 내내 상대 압력이 추정된다. 이러한 추정된 압력은 시간에 따라 압력 변화를 제공하지만, 시간에 따라 실제 압력 변화를 제공하지는 않는다.

[0044] 압력은 차분 압력으로서 계산된다. 유입 트랙과 유출 트랙 사이의 흐름차는 압력을 표시한다. 상이한 판막들에서 속도들을 식별함으로써, 속도차는 압력을 표시한다. 공간 흐름(예컨대, 컬러 도플러)이 사용된다. 영역에 걸친 피크 속도, 판막에서의 흐름 영역의 중심 속도, 판막 영역 내의 평균 속도, 또는 다른 속도가 사용된다.

[0045] 다른 실시예에서, 스펙트럼 도플러 속도들이 사용된다. 판막들을 통과하는 흐름의 지름, 최대 흐름 영역, 판막을 통과하는 흐름의 중심 또는 판막에 관련된 다른 위치를 커버하기 위해 거리 게이트들이 위치된다. 거리 게이트들은 판막의 양쪽 면들 상에서 연장되거나, 또는 단 한 개의 면 상에 위치될 수 있다. 차분 흐름을 결정하기 위해 스펙트럼으로부터 피크 속도, 평균 속도 또는 다른 속도가 사용된다. 충분한 시간상 분해능에 의해, 두 개 또는 그 초과와 스펙트럼들로부터의 속도들이 평균화될 수 있다.

[0046] 대안적인 실시예들에서, 속도 관련 유량이 속도 대신에 사용된다. 예컨대, 판막을 통과하는 체적 흐름 또는 분출시 흐름의 변동이 사용될 수 있다.

[0047] 속도차 또는 다른 유량이 계산된다. 압력을 추정하기 위한 임의의 함수가 사용될 수 있다. 예컨대 베르누이가 또는 내비어-스톡스 방정식들이 사용된다. 다수의 판막들에 걸친 압력차는 알려진 유체 역학 원리들을 이용하여 시간의 함수로서 추정된다. 일 실시예에서, 판막 또는 공동에 걸친 압력차의 추정치로서, 유입 길과 유출 길 사이의 속도차의 제곱 곱하기 상수가 사용된다. 대안적인 실시예에서, 차분 속도 또는 흐름 대신에, 단일 판막에서의 속도가 사용된다. 하나의 판막의 입구 속도와 출구 속도 사이의 차이가 사용될 수 있다.

[0048] 차분 흐름으로부터 추정된 압력은 차분 압력을 제공한다. 유입 판막 및 유출 판막을 통과하는 흐름을 추정하기 위한 다른 접근들이 사용될 수 있다.

[0049] 기준 압력이 이용가능한 경우, 초음파 흐름 데이터로부터 추정되는 차분 압력이 교정될 수 있다. 추정 압력을 스케일링함으로써, 시간의 함수로서 더욱 정확한 압력이 제공될 수 있다.

[0050] 기준 압력이 심장 주기 내에서 전체보다는 적은 개수의 관심대상 위상들에 대한 것일 수 있기 때문에, 다른 위상들에 대한 속도들로부터의 압력 추정치가 사용된다. 심장 주기들 동안 수차례 또는 많은 위상들에서, 예컨대 열 번 또는 그 초과와 횡수로 압력을 추정하기 위해 초음파 데이터가 사용될 수 있다. 주기 전체에 걸쳐 추정 압력들을 교정하기 위해, 이들 횡수들 중 한 번 또는 두 번 동안의 기준 압력이 사용된다. 시간의 함수로서 압력 파형을 생성하기 위해 혈압(예컨대, 중심 또는 대동맥)의 기준 측정으로부터 계산된 압력 차분이 사용된다. 예컨대, 주기 내에서 동일한 지점을 표현하는 기준 압력과 흐름으로부터 추정된 압력 사이의 차이가 결정된다. 주기 내의 다른 시간들에 대해 흐름 추정된 압력들에 동일한 차이가 적용된다. 기준 압력들이 다수의 위상들에 대해 이용가능한 경우, 평균 차이가 사용된다. 대안적으로, 교정을 위해 사용될 차이량은 시간의 함수로서 보

간되고 그리고 흐름 추정된 압력들에 적용된다. 심장 주기 내의 다른 시간들에 대해 압력들을 스케일링하기 위해 교정된 압력이 사용된다.

[0051] 심장의 상이한 공동들에서의 압력 파형이 별도로(예컨대, 상이한 시간들에서) 추정될 수 있다. 그런 다음에 상이한 추정치들이 결합되어, 하나의 압력 체적 곡선을 생성시킬 수 있다. PV 루프의 상이한 세그먼트들이 상이한 시간들에서 계산된다. 상이한 세그먼트들은 결합될 수 있거나 또는 필요한 대로 개별적으로 사용될 수 있다.

[0052] 동작(42)에서, 체적이 계산된다. 체적은 삼-차원 영역을 갖는다. 임의의 영역에 대한 체적이 사용된다. 예컨대, 좌심실의 체적이 결정된다. 우심실의 체적, 전체 심장, 또는 다른 공동들이 계산될 수 있다.

[0053] 체적은 B-모드 데이터로부터 계산된다. 에지들, 조직 구조들, 또는 다른 정보가 B-모드 데이터로부터 추출된다. 대안적 또는 부가적인 실시예들에서, 체적은 흐름 데이터로부터 계산된다. 예컨대, 커다란 혈액 풀과 같은 흐름 영역의 체적이 결정된다.

[0054] 임의의 체적 결정이 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 프로세서는 심장 또는 심장 공동을 분할함으로써 초음파 데이터로부터 체적을 자동으로 계산한다. 좌심실에 대한 심장 벽들 또는 에지들이 발견되고 그리고 임의의 겹들에 대해 라인들이 연결된다. 심장 공동의 자동, 반-자동, 또는 수동 분할을 위해 임의의 접근이 사용될 수 있다. 자동을 위해, 프로세서는 분할하기 위해 임의의 알고리즘, 예컨대 지식-기반, 모델, 템플릿 매칭, 구매-기반 에지 검출, 구매-기반 흐름 검출, 또는 다른 현재 알려진 또는 이후에 개발되는 조직 또는 흐름 검출을 적용할 수 있다. 예컨대, B-모드 이미지 및 컬러 도플러 이미지의 결합에 충분한 흐름이 존재하는지의 여부를 결정하기 위해 임계치 프로세스가 사용된다. B-모드, 속도, 에너지, 및/또는 다른 정보가 임계화된다. 커다란 B-모드 또는 작은 속도 및/또는 에너지를 갖는 위치들이 조직으로서 표시된다. 작은 B-모드 또는 충분한 속도 및/또는 에너지를 갖는 위치들이 흐름으로서 표시된다. 필 홀(fill hole)들에 대한 로우 패스 필터링 이후, 판막들 이외의 조직에 의해 둘러싸인 최대 연속 흐름 영역이 예컨대 영역 성장, 해골화, 필터링 또는 지향성 필터링을 이용하여 식별된다.

[0055] 일 실시예에서, 잠음 관련 홀들을 필터링하기 위해 관심대상 영역에 대한 B-모드 데이터는 로우 패스 필터링된다. 조직 경계를 결정하기 위해, 필터링된 B-모드 데이터의 구매들이 사용된다. 경계는 흐름 구조로부터 조직을 분리시킨다. 관심대상 흐름을 더욱 잘 격리시키기 위해, 흐름 데이터의 구매와 같은 다른 에지 검출이 사용될 수 있다. 둘 다의 결합들이 사용될 수 있다.

[0056] 다른 실시예에서, 지식-기반 시스템이 사용된다. 공동을 식별하기 위해 다양한 피쳐(feature) 입력들에 대한 가중치들의 매트릭스를 결정하기 위해 기계 학습 또는 다른 트레이닝이 사용된다. 매트릭스는 B-모드 데이터 및/또는 흐름 데이터로의 심장 또는 공동의 모델의 확률 맵핑을 표현한다. 주어진 환자에 대한 데이터에 최적합 되기 위해, 모델은 확률 맵핑을 이용하여 스케일링되고, 회전되고 그리고 번역된다. 그 다음에 어느 위치에 대해 체적이 계산되는지를 표시하기 위해, 모델에는 주석이 달린다. 피팅(fitting) 이후 모델로부터 체적이 결정된다.

[0057] 일단 분할되면, 좌심실과 같은 심장 공동의 체적이 계산된다. 체적은, 연속 흐름 영역, 또는 좌심실 또는 다른 공동의 다른 지명(designation)의 조직 경계 내부에 대한 것이다. 스캔 파라미터들을 이용하여, 스캔 포맷 내에서 스캔이 포맷을 변환했는지 또는 삼-차원 그리드로 보간되었는지 간에, 체적을 계산하기 위해 B-모드 데이터 또는 흐름 데이터의 공간 분배가 사용된다.

[0058] 체적은 심장 주기 동안 상이한 시간들에 대해 계산된다. 일 실시예에서, 분할 및 체적 계산이 B-모드 데이터의 각각의 획득된 체적에 대해 별도로 수행된다. 다른 실시예들에서, 분할된 영역은 추적되거나, 또는 후속 또는 이전 체적들에 피팅된다. 일단 다른 스캔들의 데이터에 피팅되면, 다른 스캔의 상이한 시간에 대한 체적이 상이한 시간에서의 다른 피팅에 기초하여 계산된다. 심장 주기 내에서 상이한 위상들 또는 상이한 시간들에 대해 체적을 계산함으로써, 체적은 시간의 함수로서 결정된다. 심장 공동 체적에서의 삼-차원의 맥박마다의 변화가 파형으로서 표현된다.

[0059] 동작(44)에서, 정보는 압력 및 체적에 기초하여 출력된다. 상이한 그래프들에서 시간의 함수로서 압력을 디스플레이하고 그리고 시간의 함수로서 체적을 디스플레이하는 것과 같이, 출력들은 별도로일 수 있다. 수축기의 압력 및 체적과 이완기의 압력 및 체적과 같은 값들은 텍스트로서 출력될 수 있다. B-모드 데이터 또는 흐름 데이터를 이용하는 삼-차원 렌더링 또는 다평면 재구성과 같이, 출력은 하나 또는 그 초과 이미지들을 포함할 수 있다. 컬러링되거나 또는 그래픽 겹침으로 표현되는 것과 같이, 심장의 체적, 판막들, 압력 측정 위치, 또

는 다른 양상들이 강조될 수 있다.

- [0060] 이미지들의 시퀀스 내 각각의 이미지에 대해 압력 및 체적을 표시하는 것과 같이, 압력 및 체적의 평균 또는 순간 값들이 출력될 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 출력은 시간의 함수로서 압력 및/또는 체적을 나타낸다. 압력 및/또는 체적 파형들의 하나 또는 그 초과를 특징들을 표현하는 그래프, 변동 통계, 또는 다른 파라미터가 디스플레이될 수 있다.
- [0061] 압력과 체적 사이의 관계를 나타내기 위해, 동일한 그래프 또는 인접한 그래프들 내에서와 같이, 압력 및 체적 정보는 함께 디스플레이될 수 있다. 예컨대, 압력 및 체적 파형들은 공통 시간축에 의해 서로 겹쳐진다.
- [0062] 일 실시예에서, 동작(46)에서 압력-체적 루프가 생성된다. 압력 체적 루프는 동작(44)에 대한 하나의 타입의 출력이다. 도 2는 체적이 x-축을 따라서 도시되고 그리고 압력이 y-축을 따라서 도시되는 예시적 압력-체적 루프를 도시한다. 체적이 변할 때, 압력이 또한 변한다. 루프는 주어진 심장 주기를 표현한다. 심장 주기 동안의 상이한 시간들에서의 압력 및 체적들이 그래프 상에 도시된다. 곡선, 라인 또는 모델을 피팅시킴으로써, 임의의 값들이 보간될 수 있거나 또는 필링될 수 있다.
- [0063] 압력-체적 루프의 생성된 그래프가 디스플레이된다. 그래프는, 획득 동안, 예컨대 동일한 심장 주기를 통해 순차적으로 도시하는 동안 디스플레이되거나, 또는 후속 심장 주기 또는 동일한 이미징 세션 내에서 완료된 그래프를 디스플레이할 때 디스플레이된다. 그래프는 시간의 함수로서 압력 및 체적을 표현한다. 압력 및 체적 파형들을 결합함으로써, 심장 기능이 평가될 수 있다. 시간에 의해 동기화되는 체적의 함수로서 압력의 그래프(예컨대, EKG 또는 획득 동기화)는 진단상 유용할 수 있다. 침습적 수술 없이, 압력-체적 루프가 제공된다.
- [0064] 동작(48)에서, 파라미터에 대한 값이 출력된다. 이러한 값은 동작(44)의 출력의 다른 예이다. 값은, 어느 순간에든지 또는 시간의 함수로서든지, 압력 및/또는 체적 정보로부터 도출된다. 예컨대, 맥박마다의 파라미터들, 예컨대 박출량(SV:stroke volume), 수축력(contractility)(예컨대, 박출 계수, SV/EDV, 및/또는 dp/dt Max), 전부하(EDV 또는 EDP), 후부하(대동맥압 및 심실압), 순응도(dV/dP), 심실 강성도(순응도의 정반대), 및/또는 탄력률(dP/dV)이 계산된다. 다른 예로서, PVA 압력-체적 구역 및/또는 PE 잠재 에너지와 같이, ESPVR 및 EDPVR로부터 도출되는 파라미터들이 계산된다. 또 다른 예에서, 프로세싱되는 파라미터들, 예컨대 ESPVR 수축기말 압력-체적 관계, EDPVR 이완기말 압력-체적 관계, PRSW 전부하-보충가능한 박출작업량, 이완기말 체적 관계에 대비한 DPdtmax 대 VeddPdt max, 및/또는 Emax 최대 탄력율(시간-가변 탄력률 데이터로부터 계산됨)이 계산된다. 박출작업량(PVL 구역), 심예비력, 수축력, 피크 전력, 및/또는 dP/dt가 압력-체적 루프 및 출력으로부터 계산될 수 있다. 예컨대, LV 기능 - CO, SV, EDV, ESV, LVEF, ESP, EDP, dP/dtmax 및 dP/dtmin, 박출작업량 = PVL 구역, LVES 탄력률(EES) = ESP/ESV, LVED 강성도(EED) = EDP/EDV, LV 유효 동맥 탄력률(EA) = ESP/SV, V-A 커플링 = EES/EA, 및/또는 시간 가변 벽 스트레스(WS(t)) = P(t)*[1+3*V(t)/LVM]이 출력된다. 임의의 임상적으로 또는 생리학적으로 관련 파라미터들이 계산될 수 있고 그리고 디스플레이될 수 있다. 심실, 수축력 상태, 수축력 예비력, 박출작업량, 피크 전력의 현재의 실시간 기능 정보 그리고 기능의 부하 독립적 측정이 외래환자 셋팅에서 비-침습적으로 획득될 수 있다.
- [0065] 분량(즉, 값)이 이미지들과 함께 또는 이미지들 없이 디스플레이된다. 분량은 값, 숫자, 그래프, 컬러 변조, 또는 텍스트로서 디스플레이된다. 이미지들의 시퀀스가 보일 때, 주어진 체적 또는 데이터와 연관된 분량들이 디스플레이된다.
- [0066] 동작(50)에서, 스트레인 정보가 압력-체적 루프와 함께 출력된다. 스트레인 또는 스트레인 레이트는 동작(44)의 다른 예시적 출력이다. 스캔 축들 또는 라인들을 따라서 스트레인을 측정하기 위해 초음파가 사용된다. 이-차원 또는 삼-차원 스트레인이 계산될 수 있다. 다른 이-차원 또는 삼-차원 역학 정보가 심장 기능의 포괄적 분석을 위해 출력될 수 있다.
- [0067] 실시간 구현에서, 동작(30)의 획득과 동일한 심장 주기 동안, 압력 및 체적 정보가 계산된다. 체적의 획득 이후 전체 심장 주기가 발생하기 이전에, 분량이 계산된다. 심장 주기 동안 계산이 발생한다. 더 크거나 또는 더 적은 지연이 제공될 수 있다. 동일한 심장 주기 내에 있지 않더라도, 획득 동안 계산이 수행된다. 계산은 진행중인 진단 검사 또는 스캔 세션의 일부이다. 후속 심장 주기 동안, 이전 심장 주기로부터의 압력-체적 루프가 디스플레이된다. 이전 심장 주기는 직전의 주기일 수 있거나 또는 다른 이전의 주기일 수 있다. 대안적인 실시예들에서, 상이한 시간, 상이한 날 또는 다른 시간 동안, 예컨대 검사 또는 스캔 세션 이후의 리뷰 세션 동안 획득되는 데이터에 대해 계산이 수행된다.
- [0068] 수축기 및 이완기 LV 기능, 판막 질병, 심부전, 근육수축 상태 또는 다른 조건들의 평가를 위해 압력-체적 루프

가 사용될 수 있다. 상기 사용은, 임상 방문(clinical visit) 동안, 심장 수술 절차들의 일부로서 이루어지거나, 또는 심장 기능의 약리적 처치(manipulation)의 평가 및 모니터링을 위한 것이다. 압력-체적 루프는 LV 기능의 수술 전 평가, 수술 중 평가, 및 수술 후 평가를 위해 생성될 수 있다. 다른 예코 기반 측정들과 함께 비동기화(dyssynchrony)의 더 나은 정량이 심장 재동기화 치료 경우들에 제공될 수 있다.

[0069] 도 3은 의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 시스템(10)의 일 실시예를 도시한다. 시스템(10)은 송신 빔형성기(12), 트랜스듀서(14), 수신 빔형성기(16), 메모리(18), 필터(20), B-모드 검출기 및 흐름 추정기(22), 메모리(28), 프로세서(24), 커프/EKG 입력 또는 디바이스(25), 및 디스플레이(27)를 포함한다. 부가적이거나, 상이하거나 또는 더 적은 개수의 컴포넌트들이 제공될 수 있다. 예컨대, 시스템은 송수신 빔형성기들(12, 16)과 같은 프론트-엔트 컴포넌트들 없이, B-모드 검출기 및 흐름 추정기(22) 및 프로세서(24)를 포함한다. 일 실시예에서, 시스템(10)은 의료 진단 초음파 시스템이다. 대안적인 실시예에서, 시스템(10)은 컴퓨터 또는 워크스테이션이다. 또 다른 실시예에서, B-모드 검출기 및 흐름 추정기(22)는 의료 진단 초음파 시스템 또는 다른 의료 이미징 시스템의 일부이고, 그리고 프로세서(24)는 별도의 워크스테이션 또는 원격 시스템의 일부이다.

[0070] 트랜스듀서(14)는 복수의 엘리먼트들의 어레이이다. 엘리먼트들은 압전 또는 용량성 멤브레인 엘리먼트들이다. 어레이는 일-차원 어레이, 이-차원 어레이, 1.5D 어레이, 1.25D 어레이, 1.75D 어레이, 환상 어레이, 다차원 어레이, 와블러(wobbler) 어레이, 이들의 결합들, 또는 임의의 다른 현재 알려진 또는 이후에 개발되는 어레이로서 구성된다. 트랜스듀서 엘리먼트들은 음향 에너지와 전기 에너지 사이를 변환한다. 트랜스듀서(14)는 송신 빔형성기(12) 및 수신 빔형성기(16)와 송/수신 스위치를 통해 연결되지만, 다른 실시예들에서 별도의 연결부들이 사용될 수 있다.

[0071] 송수신 빔형성기들(12, 16)은 트랜스듀서(14)를 이용하여 스캐닝하기 위한 빔형성기이다. 송신 빔형성기(12)는, 트랜스듀서(14)를 이용하여, 영역을 스캔하기 위해 하나 또는 그 초과를 송신한다. 벡터®, 섹터, 선형 또는 다른 스캔 포맷들이 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 송신 빔형성기(12)는 적어도 서른 개의 별개의 수신 라인들을 커버하기에 충분히 큰 빔들을 송신하고, 그리고 수신 빔형성기(16)는 송신 빔에 응답하여 이들 별개의 수신 라인들을 따라서 수신한다. 수십 또는 수백의 수신 라인들을 따라서 브로드 빔 송신 및 병렬 수신 빔형성의 사용은 예컨대 좌심실의 다수의 슬라이스들 또는 체적의 실시간 스캐닝을 허용한다. 수신 라인들 및/또는 송신 빔들은 체적 내에서 분산된다, 예컨대 하나의 송신에 대한 수신 라인들은 적어도 두 개의 상이한 평면들 내에 있다. 수신 빔형성기(16)는 상이한 깊이들로 수신 빔들을 샘플링한다. 상이한 시간들에서 동일한 위치를 샘플링하는 것은 흐름 추정을 위한 시퀀스를 획득한다.

[0072] 일 실시예에서, 송신 빔형성기(12)는 프로세서, 지연, 필터, 파형 생성기, 메모리, 위상 회전기, 디지털-투-아날로그 컨버터, 증폭기, 이들의 결합들, 또는 임의의 다른 현재 알려진 또는 이후에 개발되는 송신 빔형성기 컴포넌트들이다. 일 실시예에서, 송신 빔형성기(12)는 엔벨로프 샘플들을 디지털로 생성한다. 필터링, 지연들, 위상 회전, 디지털-투-아날로그 변환 및 증폭을 이용하여, 원하는 송신 파형이 생성된다. 스위칭 펄스들 또는 파형 메모리들과 같이, 다른 파형 생성기들이 사용될 수 있다.

[0073] 송신 빔형성기(12)는 트랜스듀서(14) 상의 송신 어퍼처의 각각의 엘리먼트에 대해 송신 파형의 전기 신호들을 생성하기 위해 복수의 채널들로서 구성된다. 파형들은 원하는 중심 주파수 또는 하나, 다수 또는 분수 개의 주기들을 갖는 주파수 대역의 유니폴라, 바이폴라, 계단형, 사인형 또는 다른 파형들이다. 파형들은 음향 에너지에 초점을 맞추기 위해 상대 지연 및/또는 위상조정(phasing) 및 진폭을 갖는다. 송신 빔형성기(12)는, 어퍼처(예컨대, 액티브 엘리먼트들의 개수), 복수의 채널들에 걸친 아포다이제이션 프로파일(예컨대, 부피의 중심 또는 타입), 복수의 채널들에 걸친 지연 프로파일, 복수의 채널들에 걸친 위상 프로파일, 중심 주파수, 주파수 대역, 파형 형상, 주기들의 개수 그리고 이들의 결합들을 변경시키기 위한 제어를 포함한다. 송신 빔 초점은 이들 빔형성 파라미터들에 기초하여 생성된다.

[0074] 수신 빔형성기(16)는 전치증폭기, 필터, 위상 회전기, 지연기, 합산기, 기저대역 필터, 프로세서, 버퍼들, 메모리, 이들의 결합들, 또는 다른 현재 알려진 또는 이후에 개발되는 수신 빔형성기 컴포넌트들이다. 수신 빔형성기(16)는 트랜스듀서(14)에 영향을 주는 음향 에너지 또는 에코들을 표현하는 전기 신호들을 수신하기 위해 복수의 채널들로 구성된다. 트랜스듀서(14) 내의 수신 어퍼처의 엘리먼트들 각각으로부터의 채널이 증폭기 및/또는 지연기에 연결된다. 아날로그-투-디지털 컨버터는 증폭된 에코 신호를 디지털화한다. 디지털 라디오 주파수 수신 데이터는 기저대역 주파수로 복조된다. 동적 수신 지연들과 같은 임의의 수신 지연들 및/또는 위상 회전들이 증폭기 및/또는 지연기에 의해 적용된다. 디지털 또는 아날로그 합산기는 수신 어퍼처의 상이한 채널들로부터의 데이터를 결합시켜, 하나 또는 복수의 수신 빔들을 형성한다. 합산기는 단일 합산기 또는 캐스캐이드

된 합산기이다. 일 실시예에서, 빔형성 합산기는, 위상 정보가 형성된 빔에 대해 유지되도록 복잡한 방식으로 동위상 및 쿼드러처 채널 데이터를 합산하기 위해 동작한다. 대안적으로, 빔형성 합산기는, 위상 정보를 유지시키지 않고서, 데이터 진폭들 또는 강도들을 합산한다.

[0075] 수신 빔형성기(16)는 송신 빔들에 응답하여 수신 빔들을 형성하기 위해 동작한다. 예컨대, 수신 빔형성기(16)는 각각의 송신 빔에 응답하여 한 개, 두 개 또는 그 초과(예컨대, 32개, 48개 또는 56개)의 수신 빔들을 수신한다. 수신 빔들은 대응하는 송신 빔들과 공선적(collinear), 병렬적, 그리고 오프셋이거나, 또는 대응하는 송신 빔들과 비-병렬적이다. 수신 빔형성기(16)는 스캐닝된 영역의 상이한 공간 위치들을 표현하는 공간 샘플들을 출력한다. 일단 스캔 라인들(11)을 따라서 공간 위치들을 표현하기 위해 채널 데이터가 빔형성되거나 또는 다른 방식으로 결합되면, 데이터는 채널 도메인으로부터 이미지 데이터 도메인으로 변환된다. 위상 회전기들, 지연기들, 및/또는 합산기들은 병렬 수신 빔형성을 위해 반복될 수 있다. 병렬 수신 빔형성기들 중 하나 또는 그 초과는, 초기 증폭을 공유하는 것과 같이 채널들의 일부들을 공유할 수 있다.

[0076] 조직 모션 또는 유체 속도와 같은 이미징 모션에 대해, 다수의 송신들 및 대응하는 수신들이 사실상 동일한 공간 위치에 대해 수행된다. 상이한 수신 이벤트들 사이의 위상 변화들은 조직 또는 유체의 속도를 표시한다. 속도 샘플 그룹은 복수의 스캔 라인들(11) 각각에 대해 다수의 송신들에 대응한다. 스캔 라인(11)과 같이 사실상 동일한 공간 위치가 속도 샘플 그룹 내에서 스캐닝되는 횟수는 속도 샘플 수이다. 상이한 스캔 라인들(11), 상이한 속도 샘플 그룹핑들 또는 상이한 타입들의 이미징에 대한 송신들은 인터리빙될 수 있다. 상기 속도 샘플 수 내에서 사실상 동일한 스캔 라인(11)에 대한 송신들 사이의 시간량은 펄스 반복 간격 또는 펄스 반복 주파수이다. 펄스 반복 간격이 여기서 사용되지만, 펄스 반복 주파수를 포함한다.

[0077] 메모리(18)는 비디오 랜덤 액세스 메모리, 랜덤 액세스 메모리, 제거가능한 매체(예컨대, 디스켓 또는 콤팩트 디스크), 하드 드라이브, 데이터베이스, 코너 터닝 메모리 또는 데이터 또는 비디오 정보를 저장하기 위한 다른 메모리 디바이스이다. 일 실시예에서, 메모리(18)는 모션 파라미터 추정 경로의 코너 터닝 메모리이다. 메모리(18)는 사실상 동일한 스캔 라인을 따라서 다수의 송신들에 대응하는 신호들을 저장하기 위해 동작한다. 메모리(22)는 음향 그리드, 데카르트 그리드, 데카르트 좌표 그리드와 음향 그리드 둘 다로 포맷팅된 초음파 데이터, 또는 삼-차원 그리드로 체적을 표현하는 초음파 데이터를 저장하기 위해 동작한다.

[0078] 필터(20)는 클러터(예컨대, 벽) 필터, 유한 임펄스 응답 필터, 무한 임펄스 응답 필터, 아날로그 필터, 디지털 필터, 이들의 결합들, 또는 다른 현재 알려진 또는 이후에 개발되는 필터이다. 일 실시예에서, 필터(20)는 신호들을 기저대역으로 시프트하기 위한 믹서, 그리고 기저대역으로부터 멀리 있는 주파수들에서 정보를 제거하거나 또는 최소화하기 위한 프로그램가능 로우 패스 필터 응답을 포함한다. 다른 실시예들에서, 필터(20)는 로우 패스 필터, 하이 패스 필터 또는 대역 패스 필터이다. 유체들로부터의 속도 정보를 유지하면서, 필터(20)는 유체들에 정반대로 더 느리게 움직이는 조직으로부터 속도 정보를 식별하거나, 또는 대안적으로 조직으로부터 데이터의 영향력을 감소시킨다. 필터(20)는, 신호 피드백 또는 다른 적응적 프로세스의 함수로서 동작을 변경시키는 것과 같이, 세트 응답을 갖거나 또는 프로그래밍될 수 있다. 또 다른 실시예에서, 메모리(18) 및/또는 필터(20)는 흐름 추정기(22)의 일부이다. 바이-패스가 B-모드 검출을 위해 제공될 수 있다.

[0079] B-모드 검출기 및 흐름 추정기(22)는 흐름 데이터를 추정하기 위한 교차-상관 프로세서 또는 도플러 프로세서, 그리고 강도를 결정하기 위한 B-모드 검출기이다. 대안적인 실시예들에서, 임의의 또는 다양한 입력 데이터로부터 속도, 에너지, 및/또는 변동을 추정하기 위해 현재 알려진 또는 이후에 개발되는 다른 디바이스가 제공될 수 있다. 흐름 추정기(22)는 상이한 시간들에서 사실상 동일한 위치와 연관되는 복수의 신호들을 수신하고, 그리고 동일한 위치로부터의 연속 신호들 사이의 위상 변화 또는 평균 위상 변화에 기초하여 도플러 시프트 주파수를 추정한다. 속도는 도플러 시프트 주파수로부터 계산된다. 대안적으로, 도플러 시프트 주파수는 속도로서 사용된다. 에너지 및 변동이 또한 계산될 수 있다.

[0080] 흐름 데이터(예컨대, 속도, 에너지, 또는 변동)가 빔형성된 스캔 샘플들로부터 스캔 체적 내의 공간 위치들에 대해 추정된다. 예컨대, 흐름 데이터는 공간 도플러 데이터로서 체적 내의 복수의 상이한 평면들을 표현한다.

[0081] 흐름 추정기(22)는 하나 또는 그 초과 임계치들을 적용시켜, 충분한 모션 정보를 식별할 수 있다. 예컨대, 속도들을 식별하기 위한 속도 및/또는 에너지 임계화가 사용된다. 대안적인 실시예들에서, 별도의 프로세서 또는 필터가 임계치들을 적용한다. B-모드 검출기 및 흐름 추정기(22)는 체적에 대해 B-모드 데이터 및 흐름 데이터를 출력한다.

[0082] 흐름 추정기(22)는 대안적으로 또는 부가적으로 스펙트럼 도플러 프로세서이다. 각각의 위치에 대한 다수의 샘플

폴들은 푸리에 변환된다. 결과 스펙트럼은 각각의 주파수에서의 전력을 표시하여, 속도, 에너지, 및 변동의 표시를 제공한다.

[0083] 메모리(28)는 비디오 랜덤 액세스 메모리, 랜덤 액세스 메모리, 제거가능한 매체(예컨대, 디스켓 또는 콤팩트 디스크), 하드 드라이브, 데이터베이스, 또는 B-모드 데이터 및 흐름 데이터를 저장하기 위한 다른 메모리 디바이스이다. 저장된 데이터는 극좌표 포맷 또는 데카르트 좌표 포맷으로 있다. 다양한 필터링, 렌더링 패스(pass)들, 계산들 또는 도 1에 대해 설명된 다른 동작들을 위해, 메모리(28)는 프로세서(24)에 의해 사용된다. 부가적으로, 프로세서(24)는, 체적을 표현하는 데이터를 보간하는 것과 같이, 데이터를 규칙적으로 이격된 데카르트 좌표 삼-차원 그리드로 리포맷팅할 수 있다.

[0084] 커프 또는 EKG 연결부 또는 디바이스(25)는 압력-체적 루프를 결정하기 위한 입력들을 제공한다. 예컨대, 기준 압력의 측정을 위한 출력 연결부 또는 프로세서에 의한 상완 커프가 제공된다. 디바이스로부터의 측정은 초음파 시스템에 의해 수신될 수 있다. 필요한 대로 기준 압력이 측정되도록 측정은 자동화될 수 있다. 대안적으로, 사용자는 측정을 트리거링할 수 있거나, 또는 심지어 수동으로 측정된 압력을 입력할 수 있다.

[0085] 대안적으로 또는 부가적으로, 커프 또는 EKG 연결부 또는 디바이스(25)는 EKG 시스템이다. EKG 신호들은 획득된 데이터와 연관된 심장 위상을 표시하기 위해 사용될 수 있다. EKG 신호들을 이용함으로써, 상이한 주기들이지만 동일한 위상으로부터의 데이터 및/또는 도출 분량들이 결합될 수 있다. 사실상 동시적인 획득 및 시간 스탬핑 대신에, EKG 신호들은 압력 및 체적 정보를 동기화하기 위해 사용될 수 있다.

[0086] 디스플레이(27)는 CRT, LCD, 플라즈마, 프로젝터, 모니터, 프린터, 터치 스크린, 또는 다른 현재 알려진 또는 이후에 개발되는 디스플레이 디바이스이다. 디스플레이(27)는 RGB 또는 다른 컬러 값들을 수신하고 그리고 이미지를 출력한다. 이미지는 그레이 스케일일 수 있거나 또는 컬러 이미지일 수 있다. 이미지는 빔형성기 및 트랜스듀서(14)에 의해 스캐닝된 환자의 영역을 표현하거나, 그리고/또는 압력-체적 루프 또는 다른 도출된 분량을 포함할 수 있다.

[0087] 프로세서(24)는 디지털 신호 프로세서, 일반 프로세서, 주문형 반도체 집적회로, 필드 프로그램가능 게이트 어레이, 제어 프로세서, 디지털 회로, 아날로그 회로, 그래픽스 프로세싱 유닛, 이들의 결합들, 또는 계산들, 알고리즘들, 프로그래밍 또는 다른 기능들을 구현하기 위한 다른 현재 알려진 또는 이후에 개발되는 디바이스이다. 프로세서(24)는, 메모리(18, 28) 또는 의료 진단 초음파를 이용한 압력-체적 분석을 위한 상이한 메모리 내에 제공된 명령에 따라 동작한다.

[0088] 프로세서(24)는 B-모드 검출기 및 흐름 추정기(22), 메모리(28), 및/또는 다른 소스로부터 B-모드 데이터 및 흐름 데이터를 수신한다. 일 실시예에서, 프로세서(24)는, 데이터를 프로세싱하고 그리고/또는 시스템(10)의 다른 컴포넌트들의 동작을 제어함으로써, 여기에 논의된 알고리즘들, 동작들, 단계들, 기능들, 방법들 또는 프로세스들 중 하나 또는 그 조합을 구현한다. 알고리즘들의 다양한 양상들을 구현하기 위해 부가적 또는 다수의 프로세서들이 사용될 수 있다.

[0089] 프로세서(24)는 소프트웨어 및/또는 하드웨어에 의해 구성된다. 프로세서(24)는 B-모드 데이터 및 흐름 데이터의 획득을 유발한다. 대안적으로 또는 부가적으로, 프로세서(24)는 데이터의 수신을 제어한다. 프로세서(24)는 기준 압력 및/또는 EKG 신호의 측정 또는 수신을 제어한다. 프로세서(24)는, 판막들을 식별하고, 압력을 추정하고, 체적을 계산하고 그리고 출력(예컨대, 압력 체적 루프 그래프)을 생성하기 위해 데이터를 프로세싱한다.

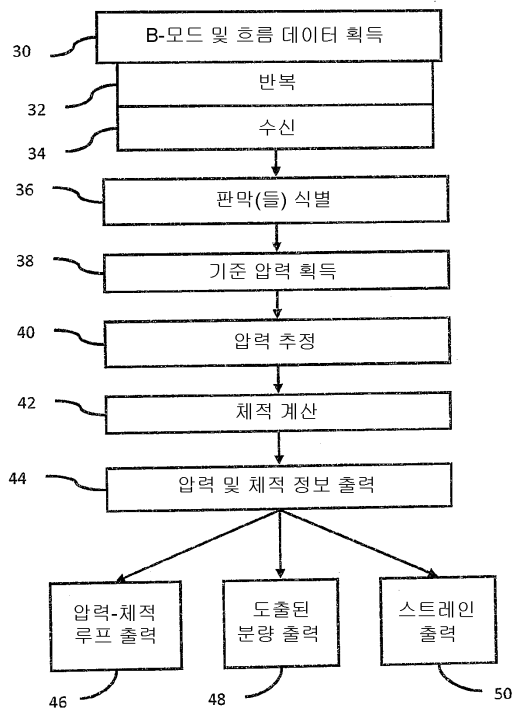
[0090] 위에서 논의된 프로세스들, 방법들 및/또는 기술들을 구현하기 위한 명령들은 비-일시적 컴퓨터-판독가능 저장 매체 또는 메모리들, 예컨대 캐시, 버퍼, RAM, 제거가능한 매체, 하드 드라이브 또는 다른 컴퓨터 판독가능 저장 매체 상에 제공된다. 일 실시예에서, 명령들은 의료 진단 초음파로 압력-체적 분석을 위한 것이다. 컴퓨터 판독가능 저장 매체는 다양한 타입들의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다. 여기에 설명되거나 또는 도면들에 예시된 기능들, 동작들 또는 작업들은 컴퓨터 판독가능 저장 매체 내에 또는 그 상에 저장된 명령들의 하나 또는 그 조합의 세트들에 응답하여 실행된다. 기능들, 동작들 또는 작업들은 특정한 타입의 명령들 세트, 저장 매체, 프로세서 또는 프로세싱 전략과 무관하고, 그리고 단독으로 또는 결합하여 동작하는 소프트웨어, 하드웨어, 집적 회로들, 펌웨어, 마이크로 코드 등에 의해 수행될 수 있다. 마찬가지로, 프로세싱 전략들은 멀티프로세싱, 멀티태스킹, 병렬 프로세싱 등등을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 명령들은 로컬 또는 원격 시스템들에 의한 판독을 위해 제거가능한 매체 디바이스 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은 컴퓨터 네트워크를 통한 또는 전화선들을 경유한 전달을 위해 원격 위치에 저장된다. 또 다른 실시예들에서, 명령들은 주

어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.

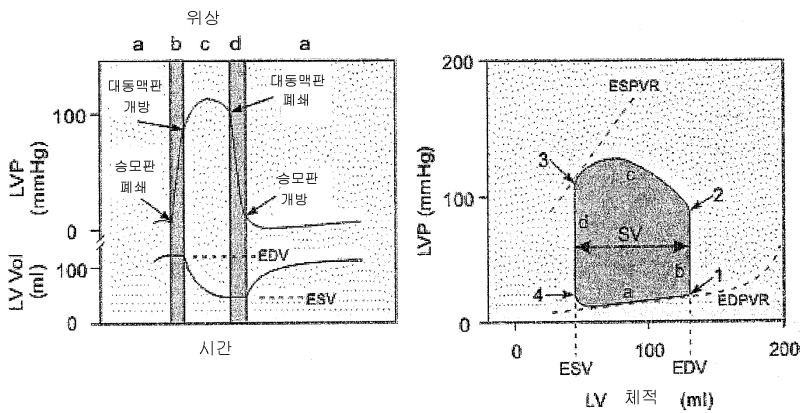
[0091] 다양한 실시예들을 참조하여 본 발명이 위에서 설명되었지만, 본 발명의 범위로부터 벗어남 없이, 많은 변경들 및 수정들이 이루어질 수 있음이 이해되어야 한다. 그러므로, 앞의 상세한 설명이 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로서 간주된다는 것이 의도되고, 그리고 대등물들 전부를 포함하는 아래의 청구항들이 본 발명의 사상 및 범위를 정의하는 것으로 의도된다는 것이 의도된다.

도면

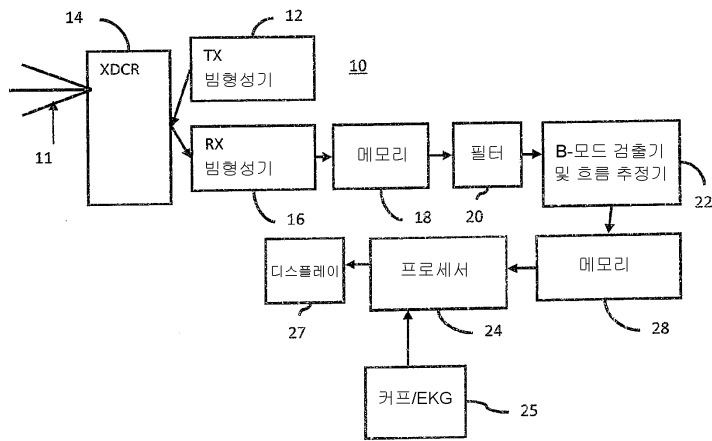
도면1



도면2



도면3



专利名称(译)	使用超声成像的医学诊断压力广告体积		
公开(公告)号	KR1020130105484A	公开(公告)日	2013-09-25
申请号	KR1020130026697	申请日	2013-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
当前申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
[标]发明人	DATTA SAURABH		
发明人	DATTA, SAURABH		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/022		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/13 A61B8/488 A61B5/02 A61B5/026 A61B8/5223 A61B8/065 A61B8/5207 A61B5/08 A61B8/58 A61B8/04 A61B5/02028 A61B5/1075 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/5246		
代理人(译)	LEE, SI YONG JEONG, HYUN JU 基姆, 我喜		
优先权	13/419174 2012-03-13 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了医学检查超声成像的压力 - 容积分析 (44)。通过多次扫描 (30)，循环给定循环。B模式信息和流动信息包括采集的每小时 (34)。根据时间，对于具有下面的估计 (40) 的压力并且使用流动信息。例如，可以使用来自切口的基础压力 (38) 来校正压力波形。它是根据时间的心脏体积与结晶 (42)，并且B模式信息像左心室容积一样根据时间使用。根据时间和时间，它变成根据心脏体积的压力，如图 (46) 所示。提供压力 - 容积回路。压力 - 体积环由超声和结晶的特定性侵入组成 (44)。

