



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년07월26일  
(11) 등록번호 10-1881948  
(24) 등록일자 2018년07월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 8/13 (2006.01) A61B 8/06 (2006.01)  
A61B 8/08 (2006.01) G06T 17/10 (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2011-0017270  
(22) 출원일자 2011년02월25일  
심사청구일자 2016년01월20일  
(65) 공개번호 10-2011-0097734  
(43) 공개일자 2011년08월31일  
(30) 우선권주장  
12/712,593 2010년02월25일 미국(US)  
(56) 선행기술조사문헌  
KR1020080064738 A\*  
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자  
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.  
미국 펜실베이니아 앨버튼 리버티 블러바드 40 (우 : 19355)  
(72) 발명자  
다트타, 사우라브호  
미국 95014 캘리포니아 쿠퍼티노 파이어썬 드라이브 11062  
스리니바산, 세샤드리  
미국 95051 캘리포니아 산타 클라라 엘 카미노 리얼 3440 아파트먼트 # 110  
두옹, 크리스토프  
미국 94043 캘리포니아 마운틴 뷰 웨스트 미들필드 로드 555 아파트먼트 # 105  
(74) 대리인  
특허법인 남앤드남, 이시용

전체 청구항 수 : 총 22 항

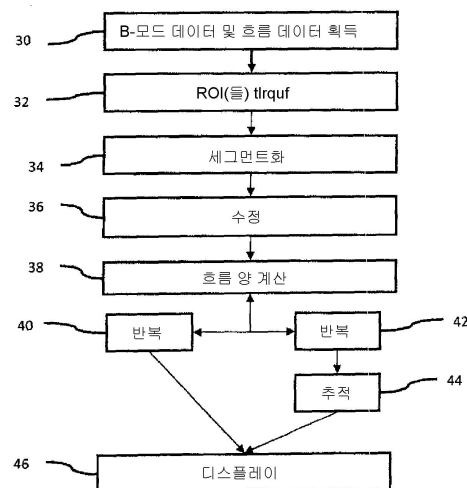
심사관 : 한재균

(54) 발명의 명칭 초음파 진단 이미지화를 위한 볼륨 측정 양자화

(57) 요약

볼륨 측정 양자화(38)는 의학적 진단 초음파에서 제공된다. 초당 볼륨들의 10 배에서 실-시간으로 스티칭(stitching) 또는 획득(30) 없이 B-모드 데이터 및 컬러 흐름 데이터 둘 다를 획득(30)함으로써, 보다 신뢰성 있는 양자화(38)가 제공될 수 있다. 볼륨에서 관심 있는 다수의 영역들을 사용하는 것은 동일한 구조(예를 들어, 동일한 흐름의 다중 측정들을 획득하기 위하여 질량의 보존 사용)에서 상이한 위치들로부터 흐름을 평균화하는 것과 같은 보다 정확하고/정확하거나 완전한 흐름 정보를 허용할 수 있다.

대표도 - 도1



(56) 선행기술조사문헌

JP2007068724 A\*

JP2008080106 A\*

JP2007296329 A\*

KR1020070110837 A\*

\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

의학적 진단 초음파에서 볼륨 측정 양자화(volumetric quantification)를 위한 방법으로서,

실질적으로 동시에 환자의 볼륨(volume)을 표현하는 B-모드 데이터(B-mode data) 및 흐름 초음파 데이터를 획득(30)하는 단계;

상기 볼륨에서 관심 있는 적어도 두 개의 영역들을 식별(32)하는 단계 - 상기 관심 있는 적어도 두 개의 영역들은 흐름 영역들이고, 상기 식별(32)하는 단계는 상기 B-모드 데이터, 상기 흐름 초음파 데이터 또는 상기 B-모드 데이터 및 상기 흐름 초음파 데이터 둘 다의 함수임 -;

하기의 계산하는 단계 이전에 상기 흐름 초음파 데이터를 수정(36)하는 단계; 및

상기 관심 있는 적어도 두 개의 영역들에 대한 상기 흐름 초음파 데이터의 함수로서 흐름 양을 계산(38)하는 단계

를 포함하는,

볼륨 측정 양자화를 위한 방법.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 관심 있는 적어도 두 개의 영역들 중 하나는 심장 판막(heart valve)에 인접한 원뿔형 영역인,

볼륨 측정 양자화를 위한 방법.

#### 청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 획득(30)하는 단계는 상기 B-모드 데이터 및 상기 흐름 초음파 데이터 둘 다에 대한 스캔(scan)들을 포함하는 초당 적어도 10의 볼륨 프레임 레이트(frame rate)로 획득(30)하는 단계를 포함하는,

볼륨 측정 양자화를 위한 방법.

#### 청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 계산(38)하는 단계는 상기 획득(30)하는 단계와 동일한 심장 사이클(hear cycle) 동안 계산(38)하는 단계를 포함하는,

볼륨 측정 양자화를 위한 방법.

#### 청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 획득(30)하는 단계 및 상기 계산(38)하는 단계 및 상기 획득(30)하는 단계 동안 시간의 함수로서 상기 흐름 양의 그래프(graph)를 디스플레이(display)하는 단계를 반복하는 단계를 더 포함하는,

볼륨 측정 양자화를 위한 방법.

#### 청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 흐름 양을 계산(38)하는 단계는 상기 획득(30)하는 단계와 동일한 생리적으로-관련된 관심 있는 기간 내에서 근위부 등속 표면적(proximal iso-velocity surface area)을 계산(38)하는 단계를 포함하는,

볼륨 측정 양자화를 위한 방법.

#### 청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 식별(32)하는 단계는, 상기 관심 있는 적어도 두 개의 영역들 중 제 1 영역에서 상기 볼륨의 제 1 위치들이 상기 관심 있는 적어도 두 개의 영역들 중 제 2 영역 내에 있지 않고 상기 관심 있는 제 2 영역에서 상기 볼륨의 제 2 위치들이 상기 관심 있는 제 1 영역 내에 있지 않도록 공간적으로 별개로서 상기 관심 있는 적어도 두 개의 영역들을 식별(32)하는 단계를 포함하는,

볼륨 측정 양자화를 위한 방법.

#### 청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 관심 있는 제 1 영역 및 제 2 영역은 중첩되지 않는,

볼륨 측정 양자화를 위한 방법.

#### 청구항 9

제 7 항에 있어서,

상기 관심 있는 제 1 영역 및 제 2 영역은 상이한 속도들과 연관된 상이한 영역들을 포함하고, 상기 계산(38)하는 단계는 상기 상이한 속도들에서 동일한 흐름 구조에 대해 등속 표면들에 관한 상기 흐름 양들을 계산(38)하는 단계 및 상기 등속 표면들로부터 계산된 값들을 평균 내는 단계를 포함하는,

볼륨 측정 양자화를 위한 방법.

#### 청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 관심 있는 적어도 두 개의 영역들에 대한 흐름 및 해부학적 정보를 세그먼트화(segmenting)(34)하는 단계를 더 포함하는,

볼륨 측정 양자화를 위한 방법.

#### 청구항 11

삭제

#### 청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 수정(36)하는 단계는 속도 각 수정, 속도 에일리어싱(aliasing) 수정, 월-필터(wall-filter) 컷-오프(cut-off) 보상, 또는 이들의 조합을 포함하는,

볼륨 측정 양자화를 위한 방법.

#### 청구항 13

제 1 항에 있어서,

상기 계산(38)하는 단계는 유효 역류구 면적(effective regurgitant orifice area)을 계산(38)하는 단계를 포함하는,

볼륨 측정 양자화를 위한 방법.

**청구항 14**

제 1 항에 있어서,

상기 획득(30)하는 단계, 및 상기 B-모드 데이터, 상기 흐름 초음파 데이터 또는 상기 B-모드 데이터 및 상기 흐름 초음파 데이터 둘 다의 시퀀스(sequence)를 통하여 상기 관심 있는 적어도 두 개의 영역들을 추적하는 단계를 반복하는 단계를 더 포함하고,

상기 계산(38)하는 단계는 심장 사이클에 걸친 흐름을 나타내는 시간적 흐름 파라미터(parameter)로서 상기 흐름 양을 계산(38)하는 단계를 포함하는,

볼륨 측정 양자화를 위한 방법.

**청구항 15**

제 1 항에 있어서,

상기 흐름 양을 계산(38)하는 단계는 상기 획득(30)하는 단계와 동일한 관심 있는 생리적인 기간 내에서 표면 또는 볼륨 적분을 계산(38)하는 단계를 포함하는,

볼륨 측정 양자화를 위한 방법.

**청구항 16**

의학적 진단 초음파에서 볼륨 측정 양자화(volumetric quantification)를 위한 방법으로서,

실질적으로 동시에 환자의 볼륨(volume)을 표현하는 B-모드 데이터(B-mode data) 및 흐름 초음파 데이터를 획득(30)하는 단계;

상기 볼륨에서 관심 있는 적어도 두 개의 영역들을 식별(32)하는 단계 — 상기 관심 있는 적어도 두 개의 영역들은 흐름 영역들이고, 상기 식별(32)하는 단계는 상기 B-모드 데이터, 상기 흐름 초음파 데이터 또는 상기 B-모드 데이터 및 상기 흐름 초음파 데이터 둘 다의 함수임 —; 및

상기 관심 있는 적어도 두 개의 영역들에 대한 상기 흐름 초음파 데이터의 함수로서 흐름 양을 계산(38)하는 단계

를 포함하고,

상기 흐름 양을 계산(38)하는 단계는 상기 획득(30)하는 단계와 동일한 생리적으로-관련된 관심 있는 기간 내에서 등-위면 영역 또는 서브(sub)-볼륨으로부터 흐름 통계치들을 계산(38)하는 단계를 포함하는,

볼륨 측정 양자화를 위한 방법.

**청구항 17**

의학적 진단 초음파에서 볼륨 측정 양자화를 위해 프로그램된 프로세서(programmed processor)에 의해 실행 가능한 명령들을 표현하는 데이터를 저장하고 있는 컴퓨터(computer) 판독 가능 저장 매체로서,

제 1 심장 주기에서 제 1 시간에 볼륨을 표현하는 B-모드 데이터 및 흐름 데이터를 수신하기 위한 명령;

상기 B-모드 데이터로부터 관심 있는 볼륨 영역을 식별(32)하기 위한 명령;

상기 관심 있는 볼륨 영역으로부터 흐름 구조를 세그먼트화(34)하기 위한 명령;

상기 흐름 구조의 상기 흐름 데이터로부터 관심 있는 제 1 영역을 계산하기 위한 명령;

상기 관심 있는 제 1 영역에 대한 상기 흐름 데이터를 정제(refine)(36)하기 위한 명령; 및

상기 관심 있는 제 1 영역에 대해 정제된 흐름 데이터로부터 흐름 양을 계산(38)하기 위한 명령 — 상기 계산(38)은 상기 제 1 심장 주기 동안 발생함 —

을 포함하는,

컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

**청구항 18**

제 17 항에 있어서,

상기 흐름 양을 계산(38)하기 위한 명령은 근위부 등속 표면적의 둘레(perimeter), 영역, 또는 속도 영역 적분을 계산(38)하기 위한 명령을 포함하는,

컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

**청구항 19**

제 17 항에 있어서,

상기 흐름 데이터는 속도 평가값들을 포함하고, 상기 정제(36)하기 위한 명령은 상기 속도 평가값들을 언에일리어싱(unaliasing)하거나, 상기 속도 평가값들 각도 수정하거나, 관심 있는 볼륨 영역을 이동시키는 것을 포함하는,

컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

**청구항 20**

제 17 항에 있어서,

상기 식별(32)하기 위한 명령은 심장 판막 또는 심장 벽 오리피스(orifice)에 인접한 관심 있는 원뿔형 영역을 식별(32)하기 위한 명령을 포함하는,

컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

**청구항 21**

제 17 항에 있어서,

제 1 심장 주기 동안 복수 번 수신 및 계산(38)하고 상기 제 1 심장 주기에 걸친 시간의 함수로서 상기 흐름 양의 그래프를 출력하는 것을 반복(40)하기 위한 명령을 더 포함하는,

컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

**청구항 22**

제 17 항에 있어서,

시퀀스로서 상기 제 1 심장 주기 동안 복수 번 수신하는 것을 반복(42)하기 위한 명령을 더 포함하고, 상기 계산(38)하기 위한 명령은 상기 시퀀스에 걸쳐 상기 관심 있는 영역에 대한 상기 흐름 데이터의 함수로서 일시적 흐름 파라미터를 계산(38)하기 위한 명령을 포함하는,

컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

**청구항 23**

제 17 항에 있어서,

상기 관심 있는 볼륨 영역으로부터 공간적으로 별개의 관심 있는 다른 볼륨 영역을 식별(32)하기 위한 명령을 더 포함하고, 상기 계산(38)하기 위한 명령은 상기 관심 있는 볼륨 영역 및 관심 있는 다른 볼륨 영역에 대해 흐름 데이터의 함수로서 계산(38)하기 위한 명령을 포함하는,

컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

**발명의 설명****기술 분야**

본 실시예들은 의학적 진단 초음파에 관한 것이다. 구체적으로, 양자화는 3-차원 또는 4-차원 초음파 진단 이미징화를 위해 제공된다.

## 배경 기술

심장 또는 다른 관심 있는 기관(organ)을 표현하는 컬러 도플러 데이터(color Doppler data)는 유용한 흐름 정보를 제공할 수 있다. 예를 들어, 판막 역류(valvular regurgitation)는 질병 및 사망률의 주요 원인이다. 도플러 초음파검사(echocardiography)는 역류의 심각성을 평가하기 위한 비-침입성 기술이다. 몇몇 인덱스(index)들은 컬러 도플러, 펄스 파(PW) 및 지속파(CW) 도플러를 사용하여 2-차원 초음파검사를 위해 개발되었다. 볼륨 흐름(volume flow)은 2-차원 이미지(image)들로부터 수동으로 세그먼트화된(segmented) 컬러 데이터의 모델링(modeling)으로부터 예측될 수 있다. 이들 2-차원 방법들은 평면에서 행해진 측정들의 한계들로부터 악영향을 받고, 따라서 근사화들에 의존한다.

볼륨 측정 흐름 정보를 획득하기 위하여, 데이터는 다수의 심장 사이클(heart cycle)에 걸쳐 획득되고 원하는 시야(field of view)를 형성하기 위하여 스티칭된다(stitched together). 스티칭된 획득은 특히 심장부정맥을 가진 환자들에서 흐름의 비트-투-비트(beat-to-beat) 변화량(variance)들에 의해 유발되는 부정확성들로부터 악영향을 받을 수 있다. 심지어 공간적 또는 주기적 변화량으로 인한 부정확성들이 최소인 경우에도, 에러의 다양한 원인들은 부정확한 양자화(quantification)를 유발할 수 있다.

## 발명의 내용

도입부에 의해, 하기되는 바람직한 실시예들은 의학적 진단 초음파에서 볼륨 측정 양자화를 위한 방법, 시스템(system), 컴퓨터(computer) 판독 가능 매체, 및 명령들을 포함한다. 통상적으로 수십 개의 볼륨(volume)들에서 스티칭 없이 또는 실시간으로 B-모드(mode) 데이터 및 볼륨 컬러 흐름 데이터(예를 들어, 전체 볼륨) 둘 다를 획득함으로써, 제 2의, 보다 신뢰성 있는 양자화가 제공될 수 있다. 동일한 구조 내 상이한 위치들로부터 흐름을 평균화하는 것(예를 들어, 동일한 흐름의 다중 측정값들을 획득하기 위하여 질량의 보존 사용) 또는 그 위치에서 흐름을 수정하기 위하여 하나 이상의 공간적으로 상이한 위치들로부터의 흐름 정보를 사용하는 것과 같은 보다 동시적이고, 정확하며 및/또는 완전한 흐름 정보를 위해 볼륨에서 관심 있는 다수의 영역들을 사용하는 것은 허용할 수 있다.

제 1 양상에서, 의학적 진단 초음파에서 볼륨 측정 양자화를 위한 방법이 제공된다. 실질적으로 동시에 환자의 볼륨을 표현하는 B-모드 데이터 및 흐름 초음파 데이터는 획득된다. 관심 있는 적어도 두 개의 영역들은 볼륨에서 식별된다. 관심 있는 영역들은 흐름 영역들(예를 들어, 분출부, 유입부, 흐름 표면들, 또는 혈관 내강(vessel lumen))이고 식별은 B-모드 데이터 및/또는 흐름 데이터의 함수이다. 의학 영상(modality) 데이터는 식별을 보완하기 위해 사용될 수 있다. 흐름 양은 적어도 두 개의 관심 영역들에 대한 흐름 초음파 데이터의 함수로서 계산된다.

제 2 양상에서, 컴퓨터 판독 가능 저장 매체는 의학적 진단 초음파에서 볼륨 측정 양자화를 위해 프로그램된 프로세서에 의해 실행 가능한 명령들을 표현하는 데이터를 그 안에 저장하였다. 저장 매체는 제 1 심장 주기(cardiac cycle)의 제 1 시간에서 볼륨을 표현하는 B-모드 데이터 및 흐름 데이터를 수신하기 위한 명령, B-모드 데이터 및/또는 흐름 데이터로부터 관심 있는 볼륨 영역을 식별하기 위한 명령, 흐름 구조의 흐름 데이터로부터 세그먼트(segment)(예를 들어, 근위부 등속 표면적(proximal iso-velocity surface area))을 계산하기 위한 명령, 세그먼트(예를 들어, 근위부 등속 표면)에 대한 흐름 데이터를 개선하기 위한 명령, 및 흐름 세그먼트에 대한 개선된 흐름 데이터로부터 흐름 양 또는 하나 이상의 파라미터(parameter)들을 계산하기 위한 명령을 포함하고, 상기 계산은 제 1 심장 주기 동안 발생한다.

본 발명은 다음 청구항들에 의해 정의되고, 이 섹션의 어떤 것도 그들 청구항들에 대한 제한으로서 취해지지 않아야 한다. 본 발명의 추가 양상들 및 장점들은 바람직한 실시예들과 관련하여 하기에 논의된다.

컴포넌트(component)들 및 도면들은 필연적으로 축척에 맞지 않고, 대신 본 발명의 원리들을 도시할 때 강조가 이루어진다. 게다가, 도면들에서, 유사한 참조 번호들은 상이한 도면들을 통하여 대응하는 부분들을 가리킨다.

## 도면의 간단한 설명

도 1은 볼륨 측정 양자화를 위한 방법의 일 실시예의 흐름도이다.

도 2는 관심 있는 다중 영역들을 갖는 심장의 예시적인 의학적 진단 초음파 이미지들을 도시한다.

도 3은 관심 있는 영역과 연관된 근위부 등속 표면적의 추출과 연관된 예시적인 의학적 진단 초음파 이미지들을

도시한다.

도 4는 B-모드 정보 및 컬러 도플러 정보 둘 다를 기초로 세그먼트화된 정보를 가진 예시적인 의학적 진단 이미지들을 도시한다.

도 5는 시간의 함수로서 흐름 양의 일 예를 도시하는 그래프(graph)이다.

도 6은 볼륨 측정 양자화를 위한 시스템의 일 실시예의 블록도(block diagram)이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

자동화된 톨은 볼륨 측정 컬러 도플러 데이터로부터 정확하게 양자화한다. 실-시간 볼륨 측정 B-모드 데이터 및 컬러 도플러 데이터는 관심 있는 몇몇 영역들에 걸쳐 동시에 획득되고 이것은 정확성을 증가시킬 수 있다. 실-시간 볼륨 측정 B-모드 데이터 및 컬러 도플러 데이터는 일시적으로 정확한 기하 구조 및 방향 식별을 제공한다. 판막(valve)들 및 유출로(outflow tract)들 같은 해부학적 표지들은 자동화된 흐름 세그먼트화로 식별된다. 흐름은 추후 수정되고, 관심 있는 몇몇 영역들에 대해 볼륨 측정 흐름은 양자화된다. 디-에일리어싱(de-aliasing) 컬러에 대해 스펙트럼(spectrum) 도플러 데이터는 사용될 수 있다. 흐름 데이터는 흐름 데이터의 위치, 기하구조, 및 방향을 기초로 수정될 수 있다. 세그먼트화된 해부학을 기초로, 획득은 이미지화뿐 아니라 양자화를 개선하기 위하여 적용될 수 있다.

볼륨 측정 흐름 양자화는 실-시간 볼륨 측정 B-모드 데이터 및 흐름 데이터의 획득 및 수정 또는 다른 정확성 개선을 포함할 수 있는 관심 있는 다수의 흐름 영역들을 사용한 양자화에 의해 얻어진다. 관심 있는 다수의 흐름 영역들은 공간적으로 구분되는 위치들, 방향들, 평면들, 또는 표면들일 수 있다. 양자화는 실-시간 모니터링(monitoring) 및 디스플레이(display)를 위해 실질적으로 동시에 수행되거나 동일한 심장 사이클 동안 또는 완전한 획득의 1초 또는 2초 내 같은 데이터가 획득될 때 데이터로부터 계산하기 위한 프로세싱 지연을 책임지는 사전-획득된 데이터 상에서 수행될 수 있다.

컬러 흐름에 대한 개선된 볼륨 프리젠테이션(presentation)은 스캔-시간을 감소시킬 수 있고 컬러 흐름 이미지화를 위한 작업-흐름을 개선할 수 있다. 컬러 흐름 정보를 사용하여 이미지 표면들의 자동화된 식별은 자동화된 계산들, 임상 표지자 식별, 및 정확한 해부학 표현을 도울 수 있다.

도 1은 의학적 진단 초음파에서 볼륨 측정 양자화를 위한 방법을 도시한다. 상기 방법은 도 6의 시스템(10) 또는 상이한 시스템에 의해 수행된다. 도 1의 동작들은 도시된 순서 또는 상이한 순서로 수행된다. 도 1에 도시된 것에 부가적인, 상이한 또는 보다 적은 동작들은 사용될 수 있다. 예를 들어, 동작들(30, 32 및 38)은 어떠한 다른 동작들 없이도 수행된다. 다른 예로서, 동작(40)은 동작들(42 및 44) 없이 수행되거나, 그 반대로 수행된다. 하기에 기술된 도 1의 동작들은 상이한 방식으로 구현될 수 있다. 적어도 하나의 예시적인 실시예는 하기에 제공되지만, 다른 실시예들은 가능하다.

동작(30)에서, B-모드 데이터 및 흐름 초음파 데이터는 획득된다. B-모드 데이터는 강도를 표현한다. 흐름 데이터는 속도, 에너지(energy)(예를 들어, 전력) 및/또는 변화량의 평가들을 표현한다. 일 실시예에서, 적어도 속도 및 에너지는 평가된다. 데이터는 스캐닝(scanning) 또는 메모리(memory)로부터 획득된다. 데이터는 스캐닝 또는 전달에 의해 수신된다. 일 실시예에서, 데이터는 실-시간 스캐닝 또는 스캐닝이 발생할 때 획득된다.

초음파 데이터는 환자의 볼륨을 표현한다. 볼륨은 상이한 평면들을 따라 스캐닝되거나 볼륨 내 스캔 라인(scan line)들의 다른 분배로 스캐닝된다. 스캐닝된 볼륨은 환자 같은 물체의 내부이다. 볼륨을 스캐닝하는 것은 물체(예를 들어, 환자 또는 심장) 내 다수의 상이한 평면들을 표현하는 것과 같은 볼륨을 표현하는 데이터를 제공한다. 볼륨을 표현하는 데이터는 물체의 공간 샘플링(sampling)으로부터 형성된다. 공간 샘플들은 볼륨 내 음향 샘플링 그리드(grid) 내에 분배된 위치들에 대한 것이다. 음향 샘플링 그리드가 샘플들의 평면의 배열들을 포함하는 경우, 물체의 공간 샘플들은 다수의 평면들 또는 슬라이스들(slice)의 샘플들을 포함한다.

하나 이상의 스캔 라인들을 따른 공간 샘플들은 수신된다. 여기서 전송 빔(beam)이 단지 하나의 수신 스캔 라인에 고주파를 발사하는 경우, 그 스캔 라인을 따른 샘플들이 수신된다. 전송 빔이 다수의 스캔 라인들에 고주파를 발생시키는 경우, 다수의 스캔 라인들을 따른 샘플들은 수신된다. 예를 들어, 수신 빔형성(beamforming)은 하나의 넓은 전송 빔에 응답하여 적어도 30 개의 별개의 수신 라인들을 따라 수행된다. 상이한 수신 빔들에 대한 샘플들을 생성하기 위하여, 평행한 수신 빔형성은 수행되어 상이한 수신 빔들은 동시에 샘플링된다. 예를 들어, 시스템은 몇십 또는 몇백개의 수신 빔들을 평행하게 형성할 수 있다. 대안적으로, 엘리먼트(element)들로부터 수신된 신호들은 저장되고 추후 프로세싱(process)된다.



공간적 샘플들은 하나의 전송 빔에 응답하여 및/또는 순차적 전송 빔들에 응답하여 다수의 수신 라인들에 대해 획득된다. 넓은 빔 전송을 사용하여, 다수의 얇은 슬라이스들에 대한 공간적 샘플들은 동적 수신 포커싱(focusing)(예를 들어, 지연 및/또는 위상 조절 및 합산)을 사용하여 동시에 형성될 수 있다. 대안적으로, 푸리에(fourier) 또는 다른 프로세싱은 공간적 샘플들을 형성하기 위하여 사용될 수 있다.

스캐닝은 다수 번 수행될 수 있다. 동작들은 상이한 시야 부분들을 순차적으로 스캐닝하기 위하여 반복된다. 대안적으로, 1 회 수행하는 것에 의해 전체 시야에 대한 데이터가 획득된다.

전체 볼륨은 상이한 시간들에서 스캐닝된다. 상이한 시간들에서의 스캐닝은 흐름과 연관된 공간적 샘플들을 획득한다. 지금 공지되거나 추후 개발되는 임의의 펄스 시퀀스(pulse sequence)들이 사용될 수 있다. 적어도 두 개(흐름 샘플 카운트)의 전송들의 시퀀스는 각각의 스캔 라인을 따라 제공된다. 임의의 펄스 반복 주파수, 앙상블(ensemble)/흐름 샘플 카운트(count), 및 펄스 반복 간격이 사용될 수 있다. 시퀀스의 전송에 대한 에코 응답은 주어진 시간에서 속도, 에너지(전력), 및/또는 변화량을 평가하기 위하여 사용된다. 하나의 라인(들)을 따른 전송들은 다른 라인(들)을 따른 전송들과 인터리빙(interleaving)될 수 있다. 인터리빙을 사용하거나 인터리빙 없이, 주어진 시간 동안 공간적 샘플들은 상이한 시간들로부터의 전송들을 사용하여 획득된다. 상이한 스캔 라인들로부터의 평가들은 순차적으로 획득될 수 있지만, 사용자 견지에서 동시에 표현하기에 충분히 빠르다. 다중 스캔들은 상이한 시간들 동안 평가들을 획득하기 위하여 수행된다.

수신된 공간적 샘플들은 월 필터링(wall filtered)/클러터 필터링(clutter filtered)될 수 있다. 클러터 필터링은 주어진 시간에서 움직임을 평가하기 위해 펄스 시퀀스의 신호들이다. 주어진 신호는 클러터 필터링 및 평가를 위한 이동 윈도우(window)와 연관되는 것과 같은 상이한 시간들을 표현하는 평가들을 위해 사용될 수 있다. 상이한 필터 출력들은 상이한 시간들에서 위치에 대한 움직임을 평가하기 위하여 사용된다.

흐름 데이터는 공간적 샘플들로부터 생성된다. 속도, 에너지(전력), 및/또는 변화량 같은 임의의 흐름 데이터는 생성될 수 있다. 자기상관(autocorrelation) 같은 도플러 프로세싱은 사용될 수 있다. 다른 실시예들에서, 시간적 상관(temporal correlation)은 사용될 수 있다. 다른 프로세스는 흐름 데이터를 평가하기 위하여 사용될 수 있다. 컬러 도플러 파라미터 값들(예를 들어, 속도, 에너지, 또는 변화량 값들)은 상이한 시간들에서 획득된 공간 샘플들로부터 평가된다. 컬러는 스펙트럼 도플러 이미지화로부터 구별하기 위하여 사용되고, 여기서 거리 게이트(range gate)에 대한 전력 스펙트럼은 평가된다. 상이한 시간들에서 동일한 위치에 대한 두 개의 샘플들 사이의 주파수 변화는 속도를 가리킨다. 두 개 이상의 샘플들의 시퀀스는 컬러 도플러 파라미터 값들을 평가하기 위하여 사용될 수 있다. 완전히 별개의 또는 독립된 그룹화부들 또는 중첩하는 그룹화부들 같은 수신된 신호들의 상이한 그룹화부들에 대해 평가들이 형성된다. 각각의 그룹화부에 대한 평가들은 주어진 시간에서 공간적 위치를 표현한다. 흐름 데이터의 다중 프레임(frame)들은 상이한 시간들에서 볼륨을 표현하기 위하여 획득될 수 있다.

평가는 볼륨에서 공간적 위치들에 대해 수행된다. 예를 들어, 상이한 평면들에 대한 속도들은 스캐닝에 응답하는 에코(echo)들로부터 평가된다.

평가들은 임계값을 가질 수 있다. 임계값들은 속도들에 적용된다. 예를 들어, 낮은 속도 임계값은 적용된다. 임계값 아래의 속도들은 제거되거나 영과 같은 다른 값으로 설정된다. 다른 예로서, 에너지가 임계값 아래인 경우, 동일한 공간 위치에 대한 속도 값은 제거되거나 영과 같은 다른 값으로 설정된다. 대안적으로, 평가된 속도들은 임계화 없이 사용된다.

B-모드 데이터는 또한 획득된다. 흐름 데이터 평가를 위해 사용된 스캔들 중 하나 또는 상이한 스캔은 수행된다. 에코들의 강도는 상이한 공간 위치들에 대해 검출된다.

볼륨에 대해, 몇몇 공간 위치들은 B-모드 데이터에 의해 표현되고 다른 위치들은 흐름 데이터에 의해 표현된다. 임계화 또는 다른 프로세스는 위치가 B-모드 데이터 및 흐름 데이터 둘 다에 의해 표현되는 것을 회피하기 위하여 수행된다. 대안적으로, 하나 이상의 위치들은 B-모드 데이터 및 흐름 데이터 둘 다에 대한 값들을 가질 수 있다. 두 개의 타입의 데이터가 함께 볼륨을 표현하지만, 다른 타입의 데이터는 별개로 저장되고/저장되거나 프로세싱될 수 있거나 볼륨을 표현하는 하나의 세트(set)로 합체될 수 있다.

넓은 빔 전송을 사용하고 다수의 스캔 라인들을 따라 수신하거나 그렇지 않으면 각각의 전송에 대한 보다 큰 서브-볼륨 또는 전체 볼륨에 대한 데이터를 획득함으로써, 보다 빠른 스캐닝이 제공된다. 보다 빠른 스캐닝은 B-모드 평가 및 컬러 도플러 평가들의 실-시간 획득을 허용할 수 있다. 예를 들어, 볼륨은 1 초에 적어도 10회 스캔된다. 일 실시예에서, 볼륨 레이트(rate)는 초당 10, 25 또는 다른 볼륨들의 수이다. 각각의 볼륨 스캔은

B-모드 데이터 및 도플러 데이터 둘 다를 획득하는 것과 연관된다. 상이한 타입의 데이터는 실질적으로 동시에 획득된다. 실질적으로 상이한 전송들의 인터리빙 및/또는 상이한 타입의 데이터에 대한 프로세싱을 수신을 허용한다. 예를 들어, 데이터의 10 개 이상의 볼륨들은 각각의 심장 사이클에서 획득되고 여기서 각각의 볼륨은 심장 사이클의 일반적으로 동일한 부분(예를 들어, 심장 사이클의 서로의 1/10번째 내)을 표현하는 B-모드 데이터 및 속도 데이터를 포함한다. 대안적인 실시예들에서, B-모드 데이터에 대한 획득 레이트는 컬러 흐름 데이터보다 크거나 작다.

동작(32)에서, 관심 있는 볼륨 영역은 데이터로부터 식별된다. 관심 있는 영역은 관심 있는 조직 또는 흐름 영역이다. 예를 들어, B-모드 데이터는 판막 또는 심장 벽 같은 조직 구조를 식별하기 위하여 사용된다. 관심 있는 영역은 조직 구조에 관련한 위치 위이거나, 상기 위치에 인접하거나, 상기 위치에 배치된다. 예를 들어, 판막이 배치된다. 분출 영역을 커버하기 위하여 판막으로부터 이격된 관심 있는 흐름 영역은 판막의 위치를 기초로 식별된다. 흐름 영역은 분출부, 유입부, 흐름 표면들, 또는 혈관 내강을 포함할 수 있다. 흐름 데이터 및 B-모드 데이터가 실질적으로 동시에 획득되기 때문에, 상기 데이터는 공간적으로 기록되고 하나의 타입의 데이터는 다른 타입의 데이터와 연관된 영역을 결정하기 위하여 사용될 수 있다. 대안적으로, 관심 있는 볼륨 영역은 분출 영역, 분출 방향 또는 난류를 식별하는 것과 같은 B-모드 정보 없이 흐름 데이터로부터 식별된다.

식별은 수동, 반자동 또는 자동화된다. 사용자는 관심 있는 영역을 배치, 크기 결정 및 지향시킬 수 있다. 프로세서는 관심 있는 영역을 결정하기 위하여, 지식-기반, 모델, 템플릿 매칭(template matching), 기울기-기반 에지(edge) 검출, 기울기-기반 흐름 검출, 또는 다른 지금 공지되거나 추후 개발되는 조직 또는 흐름 검출 같은 임의의 알고리즘(algorithm)을 적용할 수 있다. 반자동 식별을 위해, 사용자는 조직 구조 위치, 에지 포인트(point), 또는 관심 있는 영역의 위치, 방향, 및 크기를 결정하기 위하여 프로세서(processor)에 의해 사용되는 다른 정보를 가리킬 수 있다.

관심 있는 하나 이상의 볼륨 영역은 식별된다. 관심 있는 영역들은 동일한 볼륨 내에서 식별된다. 예를 들어, 관심 있는 두 개의 흐름 영역들은 식별된다. 흐름 영역은 흐름이 하나의 영역에서 정확하고 다른 영역에서의 흐름을 디-에일리어싱하기 위하여 사용될 수 있도록 할 수 있다. 관심 있는 흐름 영역들은 동일한 혈관, 챔버(chamber), 또는 다른 흐름 구조의 부분 같은 질량의 보존과 연관된다. 일 실시예에서, 판막에 대한 분출과 연관된 관심 있는 영역은 식별되고, 유출로와 연관된 관심 있는 영역은 식별된다. 하나의 영역으로부터 순시 흐름은 이전 예로부터 심장 강(heart cavity)의 전체 볼륨 변화의 계산을 기반으로 관심 있는 다른 영역 내 흐름을 수정하기 위하여 사용될 수 있지만, 이것으로 제한되지 않는다. 예를 들어, 도 2는 볼륨의 3-차원 렌더링(rendering)시 배치된 관심 있는 두 개의 영역들을 도시한다. 중심의 상부 이미지는 A4C 뷰의 평면 재구성이다. 상부-좌측 이미지는 A4C 뷰의 정점으로부터 아래로 바라본다. 상부 우측 이미지는 A4C 뷰에 실질적으로 직교하는 A2C 뷰이다. 3-차원 렌더링에 대해, 볼륨의 약 1/2은 마스킹(masking)되어 렌더링은 바라보는 방향에 직교하는 전면으로서 A4C 평면을 가진 볼륨의 절반이다. 관심 있는 영역들은 좌심실 유출로(LVOT) 및 승모판 환(Mitral valve annulus)을 식별한다. 다른 구조들과 연관된 흐름 영역들은 식별될 수 있다.

관심 있는 영역들은 공간적으로 별개이다. 중첩하거나 전체적으로 공간적으로 별개의 관심 있는 영역들에 대해, 관심 있는 하나의 영역에서 몇몇 위치들은 관심 있는 다른 영역에 없고 관심 있는 다른 영역의 몇몇 위치들은 관심 있는 하나의 영역에 없다. 도 1은 전체적으로 별개거나 임의의 중첩이 없는 관심 있는 영역들을 도시한다.

다른 실시예들에서, 관심 있는 상이한 영역들은 동일한 조직이거나 흐름 구조와 연관된다. 예를 들어, 동일한 분출부 내 두 개의 상이한 영역들은 식별된다. 다른 예로서, 상이한 속도들과 연관된 두 개의 상이한 표면들이지만 동일한 흐름 영역은 식별된다. 아직 다른 예에서, 판막 같은 조직 구조의 대향 측면들 상 두 개의 흐름 영역들은 식별된다. 관심 있는 영역들은 상이한 위치들에서 동일한 흐름의 다중 측정들을 제공하기 위한 동일한 흐름로(flow tract) 내부 일 수 있다. 영역들은 PW 측정 같은 부가적인 측정을 위한 위치로서 사용할 수 있고, 흐름 해부구조에 관한 상기 영역들의 공지된 공간 위치 및 방향은 흐름 평가를 수정하기 위하여 사용될 수 있다. 상기 위치는 곡선형 구조를 따르는 것과 같은 난류 유도 영역들 다음에서 측정을 허용할 수 있다. 곡률은 시간에 따라 변화할 수 있어서, 하나의 측정은 다른 측정보다 정확하고 상이한 시간들에서는 반대일 수 있다.

관심 있는 영역은 임의의 원하는 모양을 가진다. 예를 들어, 구, 정6면체, 평면, 3-차원 표면, 또는 다른 모양이 사용된다. 일 실시예에서, 원뿔형이 사용된다. 원뿔형의 좁은 부분은 심장 벽 내의 인접한 판막, 오리피스(orifice), 또는 홀 같은 보다 좁은 흐름 영역이다. 원뿔형의 보다 넓은 부분은 난류에 의해 유발되는 분기하

는 흐름을 보다 잘 커버(cover)하기 위하여 떨어져서 이격된다. 상기 모양은 지향성일 수 있다. 흐름 방향 같은 흐름을 기초로 관심 있는 영역을 지향시킴으로써, 축방향 속도들은 각이 수정될 수 있다.

관심 있는 영역은 하나의 볼륨 또는 시간 예에서 식별된다. 시퀀스에서 다른 볼륨들에 대해, 상기 영역은 독립적으로 식별되거나 이전 위치(예를 들어, 영역을 추적함)를 기초로 식별될 수 있다.

동작(34)에서, 관심 있는 하나 이상의 영역들에서 흐름 및 해부학적 정보는 세그먼트화된다. 흐름이 양자화되는 경우, 세그먼트화는 조직으로부터의 정보를 제거할 수 있다. 흐름 구조는 관심 있는 볼륨으로부터 세그먼트화된다. 각각의 관심 있는 영역에서, 흐름로, B-모드 벽들, 판막들, 분출부들, 및 흐름-윤곽부(contour)들 같은 해부학적 구조 및 흐름 구조는 세그먼트화된다.

세그먼트화는 수동, 반자동, 또는 자동화된다. 사용자는 흐름 및/또는 조직의 위치들을 수동으로 가리킬 수 있다. 프로세서는 지식-기반, 모델, 템플릿 매칭, 기울기-기반 에지 검출, 기울기-기반 흐름 검출, 또는 다른 지능 공지되거나 추후 개발되는 조직 또는 흐름 검출 같은 세그먼트화하기 위한 알고리즘을 적용할 수 있다. 예를 들어, 충분한 흐름이 조합 B-모드 이미지 및 컬러 도플러 이미지들에 존재하는지를 결정하기 위한 임계 프로세스는 사용된다. B-모드, 속도, 에너지, 및/또는 다른 정보는 임계화된다. 큰 B-모드 또는 작은 속도 및/또는 에너지를 가진 위치들은 조직으로서 표시된다. 작은 B-모드 또는 충분한 속도 및/또는 에너지를 가진 위치들은 흐름으로서 표시된다. 일 실시예에서, 관심 있는 영역에 대한 데이터는 저역 통과 필터링(filtering)된다. 필터링된 B-모드 데이터의 기울기들은 조직 경계를 결정하기 위하여 사용된다. 상기 경계는 흐름 구조로부터 조직을 분리한다. 관심 있는 흐름을 보다 잘 분리하기 위하여 흐름 데이터의 기울기 같은 다른 에지 검출은 사용될 수 있다. 양쪽의 조합들이 사용될 수 있다.

일 실시예에서, 동작(34)의 세그먼트화는 관심 있는 영역의 흐름 부분의 서브-세트로부터 특정 흐름 구조를 결정한다. 예를 들어, 근위부 등속 표면적(PISA)의 위치는 흐름 구조의 흐름 데이터로부터 계산된다. 도 2는 관심 있는 하나의 영역에 대한 PISA의 예시적인 세그먼트화를 표현한다. PISA는 3-차원 등-음속 윤곽부이다. 윤곽부는 흐름 영역에 걸쳐 동일하거나 유사한 속도를 가진 표면이다. 표면은 공간적으로 필터링될 수 있다. 도 2의 PISA 표면은 승모판 역류(Mitral regurgitation)를 가진 환자에 대한 것이다. PISA는 디스플레이될 수 있거나 디스플레이 없이 사용될 수 있다.

임의의 속도는 사용될 수 있고 하나 이상의 표면은 동일한 분출부 상에서 다중 속도들을 사용함으로써 결정될 수 있다. 다른 실시예들에서, 다수의 그런 표면들은 하나 이상의 판막 상에서 그리고 공간적으로 별개의 위치들에서 동시에 사용될 수 있다. 세그먼트화는 다중 에일리어싱 속도들에 대해 수행될 수 있다. 하나 이상의 세그먼트화를 사용함으로써, 관심 있는 다중 흐름 영역들은 동일하거나 상이한 보다 큰 관심 있는 영역들에서 PISA로서 식별된다. 다중 흐름 영역들은 다중 자동화된 측정들의 평균으로서 이루어진 전체 EROA 계산 같은 양 또는 파라미터의 보다 정확한 판단(assessment)을 결정하기 위하여 사용될 수 있다.

속도 데이터는 세그먼트화 이전에 저역 통과 필터링될 수 있다. 속도들의 범위들은 깊이를 갖는 표면을 결정하기 위하여 사용될 수 있다.

동작(36)에서, 관심 있는 세그먼트화된 흐름 영역 및/또는 볼륨과 연관된 흐름 초음파 데이터는 수정될 수 있다. 수정은 검증의 부족이 재취득에 의해 수정을 유도하는 경우 데이터 및/또는 검증의 변경을 포함한다. 수정은 양들을 계산하기 전에 발생한다. 도시된 순서에서, 수정은 세그먼트화 이후 발생한다. 다른 실시예들에서, 수정은 동작(32)의 식별 이전 또는 식별 이후이지만 동작(34)의 세그먼트 이전에 발생한다. 아직 다른 실시예들에서, 수정은 양의 계산 이전 수정보다 또는 상기 수정에 더하여 동작(38)에서 결정된 양에서 수행된다.

속도 데이터는 안티(anti)-에일리어싱에 의해 구분될 수 있다. 임의의 안티-에일리어싱 접근법이 사용될 수 있다. 예를 들어, CW 또는 PW 측정은 최대 속도를 결정하기 위하여 수행된다. 게이트(gate) 위치는 수동으로 또는 자동으로 배치된다. 자동 배치를 위해, 게이트는 세그먼트화된 흐름에서 최대 속도의 위치에 배치된다. 속도 스케일(scale)이 최대 근처이지만 PW 또는 CW 최대 속도보다 작은 큰 기울기와 연관된 속도들은 언에일리어싱(unalias)될 수 있다.

속도 데이터는 각 수정에 의해 구분될 수 있다. 관심 있는 영역의 위치 및/또는 세그먼트화된 흐름 데이터는 흐름 방향을 가리킬 수 있다. 축방향 속도는 스캔 라인 및 실제 흐름 방향 사이의 각도 차를 책임지기 위하여 증가될 수 있다.

흐름 데이터는 템플릿 또는 임계값들에 비교될 수 있다. 예를 들어, 평균 속도는 결정된다. 충분히 편차가 있

다면, 관심 있는 영역은 관심 있는 흐름을 보다 잘 분리하기 위한 시도시 재배치될 수 있다. 대안적으로, 이전 시간(예를 들어, 이전 볼륨 또는 심장 사이클의 동일한 위상으로부터의 볼륨 바로 이전)에서 볼륨으로부터 결정된 영역은 재배치되어 사용될 수 있다.

일 실시예에서, 다수의 수정들은 수행된다. 예를 들어, 등위부 등속 표면에 대한 흐름 데이터는 정제(refine)된다. 속도 평가들은 만약 속도 데이터가 복셀(voxel) 단위 또는 복셀 기초 그룹들 상에서 흐름의 정후 또는 부재의 갑작스러운 변화를 가리킨다. 등-음속 표면 또는 단면 흐름에 대한 모델은 복셀 단위를 기초로 수정을 돕기 위하여 사용될 수 있다. 속도 평가는 흐름의 PW 평가 및 임의의 단면 또는 PISA에 대한 흐름의 다수의 평가들을 기초로 수정된다. 디-에일리어싱(de-alias), 각도 수정, 레이놀드 수(Raynolds number)의 계산, 속도 보간 및/또는 레이놀드 수에 대해 평가된 예상된 프로파일(profile)을 기초로 한 수정은 사용될 수 있다. 예를 들어, 레이놀드 수는 불충분하거나 너무 많은 난류(turbulence)를 가리킬 수 있다. 레이놀드 수는 흐름 영역(예를 들어, 직경), 흐름 속도, 혈액 점성도, 및 혈액 밀도로부터 결정된다. 레이놀드 수는 계산을 위해 사용될 모델을 선택하기 위해 사용될 수 있다.

다른 실시예에서, 근위부 등속 표면은 다수의 세팅들에 대해 그런 표면들을 결정함으로써 구별된다. 표면을 정의하기 위한 속도가 충분히 낮은 경우, 흐름 영역들은 보이지 않을 수 있고 표면은 버려진다. 다른 표면들에 대해, 평균 영역이 사용될 수 있다. 상기 평균 영역은 동일한 흐름 구조에 대해 유사하지만 상이한 속도들일 수 있다. 평균 영역을 사용하여, 유효 역류구 면적(effective regurgitant orifice area)(EROA)의 보다 강건한 평가는 얻어질 수 있다.

다른 실시예에서, 흐름 파라미터(속도 같은)의 볼륨 적분은 관심 있는 해부학적-관련 기간(심장 사이클 같은) 내에서 계산된다. 관심 있는 해부학적-관련 기간은 심장 사이클, 호흡 사이클, 홀러 들어감, 홀러 나감, 또는 다른 기간일 수 있다.

다른 실시예에서, 평균 또는 최대 또는 변화량 또는 공간 및 온도 기울기 같은 흐름 통계치들은 관심 있는 해부학적으로-관련된 기간(심장 사이클 같은) 내에서 동일한 속도 또는 동일한 에너지 같은 볼륨 또는 등-위면 영역 내에서 계산된다.

동작(38)에서, 양(quantity)은 계산된다. 양은 흐름 양, 조직량 또는 EROA 같은 다른 타입(type)의 값이다. 양은 흐름 초음파 데이터, B-모드 데이터, 스펙트럼 도플러 데이터(CW 또는 PW), 다른 타입의 데이터, 또는 이들의 조합들로부터 계산된다.

볼륨과 연관된 것과 같은 양은 주어진 시간 동안 결정된다. 시간은 심장 사이클의 임의의 포인트 또는 심장 사이클(예를 들어, 확장기 또는 이완기)에서 특정 포인트일 수 있다. 상이한 심장 사이클들에서 상이한 시간들 또는 동일한 심장 사이클 같은 동일한 양은 다수 번 계산될 수 있다. 결과들은 별개로 유지되거나, 결합되거나(예를 들어, 평균됨), 필터링되거나 그렇지 않으면 프로세싱될 수 있다. 대안적인 실시예들에서, 두 개의 상이한 시간들에서 두 개의 볼륨들 사이의 차를 결정하는 것과 같은 양은 상이한 시간들에서 데이터로부터 계산된다. 양은 하나 이상의 심장 사이클들에 걸쳐 계산될 수 있다.

실-시간 구현에서, 양들 중 적어도 하나는 동작(30)의 획득과 동일한 심장 사이클 동안 계산된다. 볼륨의 획득 후 완전한 심장 사이클이 발생하기 전에, 양은 계산된다. 양은 심장 주기 동안 발생한다. 보다 크거나 작은 지연이 제공될 수 있다. 계산은 비록 심장 사이클 내에 없지만 획득 동안 수행된다. 계산은 계속 진행중인 진단 검사 또는 스캔 세션(session)의 일부이다. 대안적인 실시예에서, 계산은 상이한 시간, 상이한 날짜 또는 검사 또는 스캔 세션 이후 검토 세션 동안 같은 다른 시간 동안 획득된 데이터에 대해 수행된다.

양은 관심 있는 하나 이상의 영역들의 데이터로부터 계산된다. 동일하거나 상이한 양은 관심 있는 각각의 영역에 대해 계산될 수 있다. 사용되지 않은 관심 있는 하나의 영역에 대한 데이터 및/또는 양 또는 관심 있는 다른 영역에 대한 양의 계산시 팩터(factor) 같은 계산들은 독립적일 수 있다.

일 실시예에서, 관심 있는 상이한 영역들로부터의 양들은 관련된다. 양은 둘 이상의 관심 있는 영역들에 대한 정보로부터 결정된다. 양은 하나 이상의 관심 있는 영역으로부터의 데이터, 양들, 또는 다른 유도된 정보의 합수 또는 조합이다.

흐름 양들에 대해, 관심 있는 다중 영역들은 질량의 보존을 유지하는 것을 기초로 조합하여 사용될 수 있다. 흐름은 혈관 챔버 또는 심장 챔버 같은 흐름로를 따를 수 있다. 상이한 위치들에 관심 있는 영역들을 배치함으로써, 위치들 사이의 흐름 관계는 결정될 수 있다. 동일한 양은 상이한 위치들에서 계산될 수 있고 양들이 동일하여야 하는 경우 평균된다. 이것은 하나의 영역을 사용하기 보다 강건하거나 정확한 평가를 제공할 수

있다. 일 예에서, 관심 있는 영역들은 분출부의 다중 단면 평면들 또는 표면들(예를 들어, 동일한 분출부 또는 유출부에서 상이한 PISA에 대응하는 다중 영역들)이다. 다른 예에서, 상기 영역들은 판막에 하나 및 유출로에 다른 하나, 또는 심장 챔버 내 상이한 판막들 또는 위치들 같은 변화 영역에 의해 떨어져 이격된 두 개의 위치들에 있다.

두 개의 별개의 위치들(예를 들어, LVOT 및 승모판 역류(MR))에서 동시에 발생하는 흐름에 대한 질량의 보존을 사용하여, 평균화보다 오히려 수정이 사용될 수 있다. 수축 동안 심실의 순수 볼륨의 변화는 LVOT 및 MR 사이의 흐름을 분할한다. 상기 흐름은 두 개의 별개의 위치들에서 동시에 수정된다. 두 개의 영역들 사이의 각도는 시간에 따라 가변하여, 흐름의 각도 수정은 관심 있는 관련 영역들의 변화하는 방향 및 스캔 라인 방향을 기초로 관심 있는 하나의 영역의 데이터 상에서 수행될 수 있다.

질량의 보존은 해부학적 구조 또는 흐름 구조(PISA) 같은 임의의 표면을 따른 흐름에 사용될 수 있다. ROI(흐름 구조인 PISA) 및 LVOT(해부학적 구조임)를 사용하여 흐름의 평가의 조합은 순시 흐름 평가 및 수정을 위해 사용될 수 있다.

순시 흐름 평가는 흐름 구조(PISA) 상에서 수행될 수 있고 분출부에서 처럼 별개의 다운스트림 흐름(ROI)에서의 흐름을 수정/평가하기 위하여 사용될 수 있다.

양은 PW 평가치일 수 있다. 관상 분기(bifurcation) 또는 다른 브랜치(branching)에 관심 있는 영역들을 배치함으로써, 흐름 방향은 PW 평가를 수정하는 각도가 추적될 수 있다. 메인 브랜치의 흐름은 분기들의 흐름의 합으로부터 결정될 수 있다.

최대 속도, 최소 속도, 평균 속도, 영역, 볼륨, 또는 다른 값 같은 임의의 양은 계산될 수 있다. 일 실시예에서, 근위부 등속 표면적은 계산된다. 동작(36)으로부터 출력된 수정된 흐름 데이터는 PISA를 결정하기 위하여 사용된다. PISA에 관련된 최대, 최소, 평균, 영역, 둘레, 속도 영역 적분 또는 다른 값은 결정된다. 이들 양들은 관심 있는 해부학적 구조 또는 흐름 구조의 임의의 단면에서의 흐름을 가리킨다. 시간에 걸친 속도 영역은 적분될 수 있다. 일 실시예에서, 3-차원 흐름은 유효 역류구 면적(EROA)로서 양자화된다. EROA는 에일리어싱 속도에 의해 곱셈된 PISA의 표면 영역이고 피크(peak) 속도에 의해 나누어진다. 피크 속도는 도플러 평가들 또는 CW 또는 PW(스펙트럼 도플러) 분석으로부터 결정될 수 있다.

PISA는 동일한 흐름 구조에 대한 상이한 에일리어싱 속도들 같은 관심 있는 상이한 영역들에서 계산될 수 있다. PISA 표면은 속도에 의해 정의된다. 상이한 속도들에 대한 상이한 PISA를 결정함으로써, 관심 있는 상이한 속도 단면 영역들이 사용된다. 다중 영역들로부터의 결과들은 평균될 수 있다.

결과들은 이미지들로 디스플레이될 수 있다. 예를 들어, 도 4는 3-차원 B-모드 데이터 및 컬러 도플러 데이터를 기초로 한 세그먼트화를 도시한다. 베나 콘트랙터(vena contracta) 위치 및 방향은 판막 접합 라인 아래에 도시된다. 베나 콘트랙터의 영역 및 둘레는 볼륨 렌더링된 이미지에서 도시된다. 흐름 관련 파라미터들은 계산되고 흐름 해부구조(예를 들어, 이 경우 베나 콘트랙터 단면)의 위치 및 방향의 가시화로 디스플레이된다.

동작(40)에서, 동작(30)의 획득은 반복된다. 하나 이상의 심장 사이클들에 걸친 볼륨들 같은 볼륨들의 시퀀스는 획득된다. 동작(38)의 양 계산은 양을 결정하기 위하여 상이한 시간들로부터의 데이터를 사용할 수 있다. 일 실시예에서, 심장 사이클 또는 심장 사이클의 일부에 걸친 흐름을 표현하는 일시적 흐름 파라미터는 계산된다. 일시적 흐름 파라미터는 시퀀스 전체를 통해 관심 있는 영역에 대한 흐름 데이터의 함수로서 계산된다. 예시적인 일시적 흐름 파라미터들은 시간 시퀀스로부터의 박출량(stroke volume), 역류량(regurgitant volume), 또는 흐름 레이트를 포함한다.

동작(42)에서, 동작(30)의 획득 및 동작(38)의 계산은 반복된다. 예를 들어, 반복은 동일한 심장 사이클에서 다수 번 발생한다. 볼륨들의 시퀀스는 획득된다. 동일한 양은 사이클의 일부 또는 전체 사이클을 통하여 각각의 볼륨에 대해 상이한 시간들에 대해 계산된다.

관심 있는 영역들은 동일한 위치들에 있는 것으로 가정될 수 있다. 대안적으로, 동작들(32, 34 및 36)은 또한 반복될 수 있다. 다른 대안에서, 추적은 동작(44)에서 수행된다. 하나 이상의 관심 있는 영역들은 시퀀스를 통해 추적된다. 유사성 계산은 다른 볼륨들에서 관심 있는 영역에 대한 가장 적합한 위치 및 방향을 결정하기 위하여 사용될 수 있다. 상관, 절대 차들의 최소 합 또는 다른 유사성 계산은 수행된다. B-모드 데이터는 추적하기 위하여 사용된다. 대안적으로, 흐름 데이터는 사용된다. 양쪽을 사용한 추적 및 위치 평균화 같은 B-모드 데이터 및 흐름 데이터 둘 다는 사용될 수 있다. 양은 관심 있는 추적된 영역으로부터 각각의 볼륨에 대

해 계산된다.

동작(46)에서, 양은 이미지들을 가지거나 없이 디스플레이된다. 양은 값, 수, 그래프, 컬러 변조, 또는 텍스트 같이 디스플레이된다. 이미지의 시퀀스가 도시될 때, 주어진 볼륨 또는 데이터와 연관된 양들은 디스플레이된다. 도 4에 도시된 바와 같이, 볼륨 및/또는 심장 사이클과 연관된 양 또는 양들은 디스플레이되고 또한 관심 있는 영역의 표시도 디스플레이된다. 도 3에 도시된 바와 같이, 각각의 볼륨과 연관된 PISA는 부가적으로 또는 대안적으로 디스플레이될 수 있다.

일 실시예에서, 흐름 양의 그래프는 출력될 수 있다. 그래프는 하나 이상의 심장 주기들을 통하는 것과 같이 시간의 함수로서의 양이다. 그래프는 동일한 심장 사이클 또는 이미지화 세션 같이 획득 동안 디스플레이된다. 도 5는 예시적인 그래프를 도시한다. 승모판 역류 분출에 걸쳐 3-차원 ROI를 기초로 3-차원 컬러 도플러 데이터로부터 흐름 계산의 결과들은 도 5에 도시된다. 순시 흐름은 각각의 프레임 또는 볼륨에 대해 계산되고, 순시 흐름 측정의 합산은 분출부의 순수 흐름을 제공한다. 흐름로 또는 해부학 구조의 기하학적 가정은 이런 계산에서 필요하거나 사용된다. 몇몇 ROI들은 질량 보존 원리를 기초로 흐름의 강건한 평가를 얻기 위하여 사용될 수 있다.

다른 동작들은 제공될 수 있다. 예를 들어, 스캐닝 조건들은 양을 기초로 적응할 수 있다. PW 스케일, 컬러 스케일, 또는 컬러 획득 파라미터들은 양을 기초로 적응할 수 있다. 예를 들어, PISA는 에일리어싱으로 인해 균일하거나 상이할 수 있다. 만약 PISA가 균일하거나 특정 패턴의 양 또는 양들과 연관되면, 속도 스케일은 조절될 수 있다. 도플러 윈도우, 스케일, 파라미터들(예를 들어, 월 필터 타입), 임계값들(예를 들어, 월 필터 임계값들), 및 펄스 반복 주파수(PRF)는 관심 있는 해부학적 구조(또는 흐름 구조)에 대한 획득을 최적화하기 위하여 상호작용하거나 자동으로 적응한다. 상기 적응은 보다 크거나 최대 수의 평가값들을 유발하거나 정확성을 개선한다.

도 6은 의학적 진단 초음파의 볼륨 측정 양자화를 위한 시스템(10)의 일 실시예를 도시한다. 시스템(10)은 전송 빔형성기(12), 트랜스듀서(transducer)(14), 수신 빔형성기(16), 메모리(18), 필터(filter)(20), B-모드 검출기 및 흐름 평가기(22), 메모리(28), 프로세서(24) 및 디스플레이(27)를 포함한다. 부가적인, 상이한 또는 보다 적은 컴포넌트들은 제공될 수 있다. 예를 들어, 시스템은 전송 및 수신 빔형성기들(12, 16) 같은 프론트-엔트(front-end) 컴포넌트들 없이 B-모드 검출기 및 흐름 평가기(22) 및 프로세서(24)를 포함한다. 일 실시예에서, 시스템(10)은 의학적 진단 초음파 시스템이다. 대안적인 실시예에서, 시스템(10)은 컴퓨터 또는 워크스테이션(workstation)이다. 아직 다른 실시예에서, B-모드 검출기 및 흐름 평가기(22)는 의학적 진단 초음파 시스템 또는 다른 의학적 이미지화 시스템의 일부이고, 프로세서(24)는 별개의 워크스테이션 또는 원격 시스템의 일부이다.

트랜스듀서(14)는 다수의 엘리먼트들의 어레이(array)이다. 엘리먼트들은 압전성 또는 캐패시티브(capacitive) 부재 엘리먼트들이다. 어레이는 1-차원 어레이, 2-차원 어레이, 1.5D 어레이, 1.25D 어레이, 1.75D 어레이, 환형 어레이, 다중차원 어레이, 보블러(wobbler) 어레이, 이들의 조합, 또는 임의의 다른 지금 공지되거나 추후 개발되는 어레이로서 구성된다. 트랜스듀서 엘리먼트들은 음향 및 전기 에너지들 사이를 변환한다. 트랜스듀서(14)는 전송/수신 스위치(switch)를 통하여 전송 빔형성기(12) 및 수신 빔형성기(16)와 접속하지만, 별개의 접속부들은 다른 실시예들에서 사용될 수 있다.

전송 및 수신 빔형성기들(12, 16)은 트랜스듀서(14)로 스캐닝하기 위한 빔형성기이다. 트랜스듀서(14)를 사용하는 전송 빔형성기(12)는 영역을 스캐닝하기 위하여 하나 이상의 빔들을 전송한다. 벡터®, 섹터, 선형 또는 다른 스캔 포맷(format)들은 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 전송 빔형성기(12)는 적어도 30 개의 별개의 수신 라인들을 커버하기에 충분히 큰 빔들을 전송하고, 수신 빔형성기(16)은 전송 빔에 응답하여 이들 별개의 수신 라인들을 따라 수신한다. 수십 또는 수백의 수신 라인들을 따른 넓은 빔 전송 및 평행 수신 빔형의 사용은 다중 슬라이스들 또는 볼륨의 실-시간 스캐닝을 허용한다. 수신 라인들 및/또는 전송 빔들은 하나의 전송에 대한 수신 라인들이 적어도 두 개의 상이한 평면들에 있는 것과 같은 볼륨에서 분산된다. 수신 빔형성기(16)은 상이한 깊이들에서 수신 빔들을 샘플링한다. 상이한 시간들에서 동일한 위치를 샘플링하는 것은 흐름 평가를 위한 시퀀스를 얻는다.

일 실시예에서, 전송 빔형성기(12)는 프로세서, 지연부, 필터, 파형 생성기, 메모리, 위상 회전기, 디지털-대-아날로그 컨버터(digital-analog converter), 증폭기, 이들의 조합 또는 임의의 다른 지금 공지되거나 추후 개발되는 전송 빔형성기 컴포넌트들이다. 일 실시예에서, 전송 빔형성기(12)는 엔벨로프(envelope) 샘플들을 디지털적으로 생성한다. 필터링, 지연, 위상 회전, 디지털-대-아날로그 변환 및 증폭을 사용하여, 원하는 전송

파형은 생성된다. 스위칭 펄스기들 또는 파형 메모리들 같은 다른 파형 생성기들은 사용될 수 있다.

전송 빔형성기(12)는 트랜스듀서(14) 상 전송 구멍의 각각의 엘리먼트에 대한 전송 파형의 전기 신호들을 생성하기 위하여 다수의 채널(channel)들로서 구성된다. 파형들은 유니폴라(unipolar) 파형, 바이폴라(bipolar) 파형, 계단형 파형, 정현파 파형 또는 원하는 중심 주파수 또는 하나, 다수 또는 분수의 사이클들을 갖는 주파수 대역의 다른 파형들이다. 파형들은 음향 에너지를 포커싱하기 위하여 상대적 지연 및/또는 페이징(phasing) 및 진폭을 가진다. 전송 빔형성기(12)는 구멍(예를 들어, 액티브 엘리먼트들의 수)을 변경하기 위한 제어기, 다수의 채널들에 걸친 아포디제이션(apodization) 프로파일(예를 들어, 질량의 타입 또는 중심), 다수의 채널들에 걸친 지연 프로파일, 다수의 채널들에 걸친 위상 프로파일, 중심 주파수, 주파수 대역, 파형 모양, 사이클들의 수 및 이들의 조합들을 포함한다. 전송 빔 포커스는 이들 빔형성 파라미터들을 기초로 생성된다.

수신 빔형성기(16)는 전치증폭기, 필터, 위상 회전기, 지연부, 합산기, 기저대역 필터, 프로세서, 버퍼(buffer)들, 메모리, 이들의 조합들 또는 다른 지금 공지되거나 추후 개발되는 수신 빔형성기 컴포넌트들이다. 수신 빔형성기(16)는 트랜스듀서(14) 상에 영향을 주는 에코들 또는 음향 에너지를 표현하는 전기 신호들을 수신하기 위하여 다수의 채널들로 구성된다. 트랜스듀서(14) 내의 수신 구멍의 각각의 엘리먼트들로부터의 채널은 증폭기 및/또는 지연부에 접속된다. 아날로그-대-디지털 컨버터는 증폭된 에코 신호를 디지털화한다. 디지털 무선 주파수 수신 데이터는 기저 대역 주파수로 복조된다. 동적 수신 지연부들 같은 임의의 수신 지연부들, 및/또는 위상 회전부들은 증폭기 및/또는 지연부에 의해 적용된다. 디지털 또는 아날로그 합산기는 하나 또는 다수의 수신 빔들을 형성하기 위하여 수신 구멍의 상이한 채널들로부터 데이터를 결합한다. 합산기는 단일 합산기 또는 직렬 연결된 합산기이다. 일 실시예에서, 빔형성 합산기는 복합 방식으로 동위상 및 쿼드러처(quadrature) 채널 데이터를 합산하도록 동작하여 위상 정보는 형성된 빔에 대해 유지된다. 대안적으로, 빔형성 합산기는 위상 정보를 유지하지 않고 데이터 진폭들 또는 강도들을 합산한다.

수신 빔형성기(16)는 전송 빔들에 응답하여 수신 빔들을 형성하도록 동작한다. 예를 들어, 수신 빔형성기(16)는 각각의 전송 빔에 응답하여 하나, 둘, 또는 그 이상(예를 들어, 30, 40 또는 50) 수신 빔들을 수신한다. 수신 빔들은 대응하는 전송 빔들과 동일 선상이고, 평행하며 오프셋(offset)되거나 비평행하다. 수신 빔형성기(16)는 스캐닝된 영역의 상이한 공간 위치들을 표현하는 공간 샘플들을 출력한다. 일단 채널 데이터가 빔형성되거나 그렇지 않으면 스캔 라인들(11)을 따라 공간적 위치들을 표현하도록 결합되고, 데이터는 채널 도메인(domain)으로부터 이미지 데이터 도메인으로 전환된다. 위상 회전기들, 지연부들, 및/또는 합산기들은 평행한 수신 빔형성을 위해 반복될 수 있다. 하나 이상의 평행한 수신 빔형성기들은 초기 증폭을 공유하는 것과 같이 채널들의 부분들을 공유할 수 있다.

조직 움직임 또는 유체 속도 같은 이미지화 움직임을 위해, 다수의 전송들 및 대응하는 수신들은 실질적으로 동일한 공간 위치에 대해 수행된다. 상이한 수신 이벤트(event)들 사이의 위상 변화들은 조직 또는 유체의 속도를 가리킨다. 속도 샘플 그룹은 다수의 스캔 라인들(11)의 각각에 대한 다중 전송들에 대응한다. 스캔 라인(11) 같은 실질적으로 동일한 공간 위치가 속도 샘플 그룹 내에서 스캐닝되는 횟수는 속도 샘플 카운트이다. 상이한 스캔 라인들(11)에 대한 전송들, 상이한 속도 샘플 그룹화들 또는 상이한 타입의 이미지화부는 인터리빙될 수 있다. 속도 샘플 카운트 내에서 실질적으로 동일한 스캔에 대한 전송들 사이의 시간 양은 펄스 반복 간격 또는 펄스 반복 주파수이다. 펄스 반복 간격이 여기에서 사용되지만, 펄스 반복 주파수를 포함한다.

메모리(18)는 비디오 랜덤 액세스 메모리(video random access memory), 랜덤 액세스 메모리, 제거 가능 매체(예를 들어, 디스켓(diskette) 또는 콤팩트 디스크(compact disc)), 하드 드라이브, 데이터베이스(hard drive database), 코너 터닝 메모리(corner turning memory) 또는 데이터 또는 비디오 정보를 저장하기 위한 다른 메모리 디바이스(device)이다. 일 실시예에서, 메모리(18)는 움직임 파라미터 평가 경로의 코너 터닝 메모리이다. 메모리(18)는 실질적으로 동일한 스캔 라인을 따른 다중 전송들에 응답하는 신호들을 저장하기 위하여 동작한다. 메모리(22)는 음향 그리드(grid), 데카르트 그리드, 데카르트 좌표 그리드 및 음향 그리드 둘 다, 또는 3-차원 그리드에서 볼륨을 표현하는 초음파 데이터로 포맷화된 초음파 데이터를 저장하기 위해 동작한다.

필터(20)는 클러터(clutter)(예를 들어, 월(wall)) 필터, 유한 임펄스(impulse) 응답 필터, 무한 임펄스 응답 필터, 아날로그 필터, 디지털 필터, 이들의 조합 또는 다른 지금 공지되거나 추후 개발되는 필터이다. 일 실시예에서, 필터(20)는 신호들을 기저대역으로 시프팅하기 위한 혼합기 및 기저대역으로부터 떨어진 주파수들의 정보를 제거하거나 최소화하는 것에 대한 프로그램(program) 가능 저역 통과 필터 응답을 포함한다. 다른 실시예들에서, 필터(20)는 저역 통과 필터, 고역 통과 필터 또는 대역 통과 필터이다. 필터(20)는 유체들과 반대되는

바와 같이 보다 느리게 움직이는 조직으로부터 속도 정보를 식별하거나 대안적으로 유체들로부터의 속도 정보를 유지하면서 조직으로부터 데이터의 영향을 감소시킨다. 필터(20)는 설정된 응답을 가지거나 신호 피드백의 함수로서 변경 동작 또는 다른 적응성 프로세스 같이 프로그램될 수 있다. 다른 아직 다른 실시예에서, 메모리(18) 및/또는 필터(20)는 흐름 평가기(22)의 일부이다.

B-모드 검출기 및 흐름 평가기(22)는 흐름 데이터를 평가하기 위한 도플러 프로세서 또는 상호-상관 프로세서 및 강도를 결정하기 위한 B-모드 검출기이다. 대안적인 실시예들에서, 임의의 또는 다양한 입력 데이터로부터 속도, 에너지 및/또는 변화량을 평가하기 위하여 지금 공지되거나 추후 개발되는 다른 디바이스는 제공될 수 있다. 흐름 평가기(22)는 상이한 시간들에서 실질적으로 동일한 위치와 연관된 다수의 신호들을 수신하고 동일한 위치로부터 연속적인 신호들 사이의 위상의 변화 또는 평균 변화를 기초로 도플러 시프트(shift) 주파수를 평가한다. 속도는 도플러 시프트 주파수로부터 계산된다. 대안적으로, 도플러 시프트 주파수는 속도로서 사용된다. 에너지 및 변화량은 또한 계산될 수 있다.

범형성된 스캔 샘플들로부터의 스캔 볼륨의 공간 위치들에 대해 흐름 데이터(예를 들어, 속도, 에너지, 또는 변화량)는 평가된다. 예를 들어, 흐름 데이터는 볼륨에서 다수의 상이한 평면들을 표현한다.

흐름 평가기(22)는 충분한 움직임 정보를 식별하기 위하여 하나 이상의 임계값들을 적용할 수 있다. 예를 들어, 속도 및/또는 속도들을 식별하기 위한 에너지 임계값이 사용된다. 대안적인 실시예들에서, 별개의 프로세서 또는 필터는 임계값들을 적용한다. B-모드 검출기 및 흐름 평가기(22)는 볼륨에 대한 B-모드 데이터 및 흐름 데이터를 출력한다.

메모리(28)는 비디오 랜덤 액세스 메모리, 랜덤 액세스 메모리, 제거 가능 매체(예를 들어, 디스켓 또는 콤팩트 디스크), 하드 드라이브, 데이터베이스, 또는 B-모드 데이터 및 흐름 데이터를 저장하기 위한 다른 메모리 디바이스이다. 저장된 데이터는 극 좌표 또는 데카르트 좌표 포맷이다. 메모리(28)는 도 1에 기술된 다양한 필터링, 렌더링 통과들(pass), 계산들 또는 다른 동작들을 위해 프로세서(24)에 의해 사용된다. 프로세서(24)는 규칙적으로 이격된 데카르트 좌표 3-차원 그리드에 볼륨을 표현하는 데이터를 보간하는 것과 같이 부가적으로 데이터를 재포맷화할 수 있다.

디스플레이(27)는 CRT, LCD, 플라스마(plasma), 프로젝터(projector), 모니터(monitor), 프린터(printer), 터치 스크린(touch screen), 또는 다른 지금 공지되거나 추후 개발되는 디스플레이 디바이스이다. 디스플레이(27)는 RGB 또는 다른 컬러 값들을 수신하고 이미지를 출력한다. 이미지는 그레이 스케일 또는 컬러 이미지일 수 있다. 상기 이미지는 범형성기 및 트랜스듀서(14)에 의해 스캐닝된 환자의 영역을 표현한다.

프로세서(24)는 디지털 신호 프로세서, 범용 프로세서, 주문형 반도체, 필드 프로그램 가능 게이트 어레이, 제어 프로세서, 디지털 회로, 아날로그 회로, 그래픽 프로세싱 유닛, 이들의 조합 또는 계산들, 알고리즘들, 프로그래밍(programming) 또는 다른 기능들을 구현하기 위한 다른 지금 공지되거나 추후 개발되는 디바이스이다. 프로세서(24)는 메모리(18, 28), 또는 의학적 진단 초음파에서 렌더링하는 적응성 볼륨에 대한 다른 메모리 내에 제공된 명령들에 따라 동작한다.

프로세서(24)는 B-모드 검출기 및 흐름 평가기(22), 메모리(28), 및/또는 다른 소스로부터의 B-모드 데이터 및 흐름 데이터를 수신한다. 일 실시예에서, 프로세서(24)는 데이터를 프로세싱하고/하거나 시스템(10)의 다른 컴포넌트들의 동작을 제어함으로써 여기에 논의된 하나 이상의 알고리즘, 동작들, 단계들, 기능들, 방법들 또는 프로세스들을 구현한다. 부가적인 또는 다중 프로세서들은 알고리즘의 다양한 양상들을 구현하기 위하여 사용될 수 있다.

프로세서(24)는 하나 이상의 양들을 계산하고 바라보는 방향으로부터 볼륨을 표현하는 2-차원 이미지로서 이미지의 생성을 유발한다. 이미지는 B-모드 데이터 및 흐름 데이터로부터 렌더링된다. 렌더링은 렌더링 파라미터들을 사용하여 수행된다. 하나 이상의 렌더링 파라미터들은 적응성 값들을 가질 수 있다. 예를 들어, 값들은 상이한 위치들에 대해 상이하다. 렌더링을 위한 방사선 라인을 따라, 불투명도 및/또는 페이드(fade)는 방사선 라인을 따른 B-모드 데이터 및 흐름 데이터에 좌우되는 상이한 값들을 가질 수 있다.

상기 논의된 프로세스들, 방법들 및/또는 기술들을 구현하기 위한 명령들은 캐시(cache), 버퍼, RAM, 제거 가능 매체, 하드 드라이브 또는 다른 컴퓨터 판독 가능 저장 매체 같은 컴퓨터-판독 가능 저장 매체 또는 메모리들 상에 제공된다. 일 실시예에서, 명령들은 볼륨 측정 양자화를 위한 것이다. 컴퓨터 판독 가능 저장 매체는 다양한 타입들의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다. 도면들에 도시되거나 여기에 기술된 기능들, 동작들 또는 임무들은 컴퓨터 판독 가능 저장 매체 내 또는 상기 매체 상에 저장된 하나 이상의 명령들의 세트들에 응

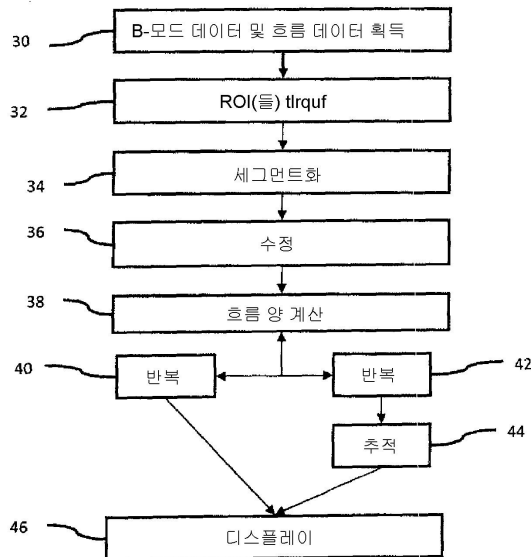


답하여 실행된다. 기능들, 동작들 또는 임무들은 특정 타입의 명령들 세트, 저장 매체, 프로세서 또는 프로세싱 전략에 무관하고 단독으로 또는 조합하여 동작하는 소프트웨어(software), 하드웨어(hardware), 집적 회로들, 펌웨어, 마이크로 코드(microcode) 및 등등에 의해 수행될 수 있다. 마찬가지로, 프로세싱 전략들은 다중프로세싱, 다중태스킹(multitasking), 병렬 프로세싱 및 등등을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 명령들은 로컬 또는 원격 시스템들에 의한 관독을 위해 제거 가능한 매체 디바이스 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은 컴퓨터 네트워크(network) 또는 전화 선들을 통해 전달하기 위하여 원격 위치에 저장된다. 아직 다른 실시예들에서, 명령들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.

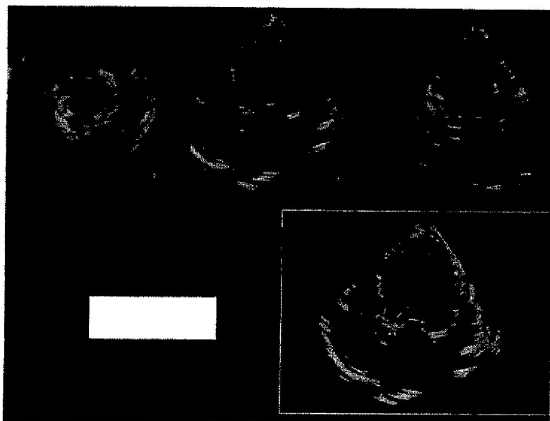
본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 상기에 기술되었지만, 많은 변화들 및 변형들이 본 발명의 범위에서 벗어나지 않고 이루어질 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 그러므로, 상기 상세한 설명이 제한보다 도시되는 것으로 고려되는 것이 의도되고, 다음 청구항들이 본 발명의 사상 및 범위를 정의하기 위하여 의도된 모든 등가물들을 포함하는 것이 이해되는 것이 의도된다.

## 도면

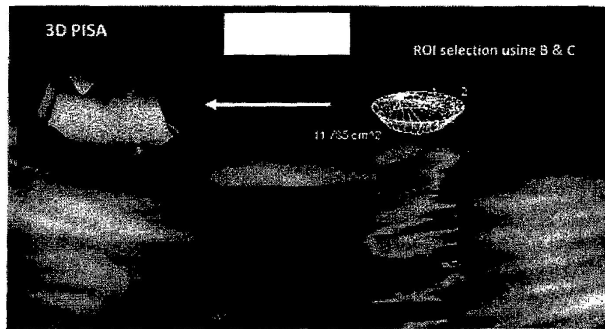
### 도면1



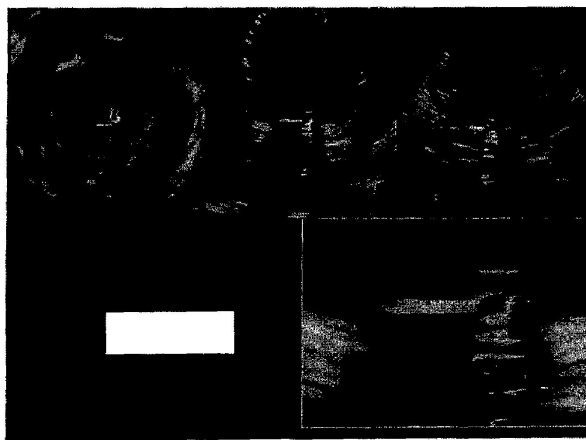
### 도면2



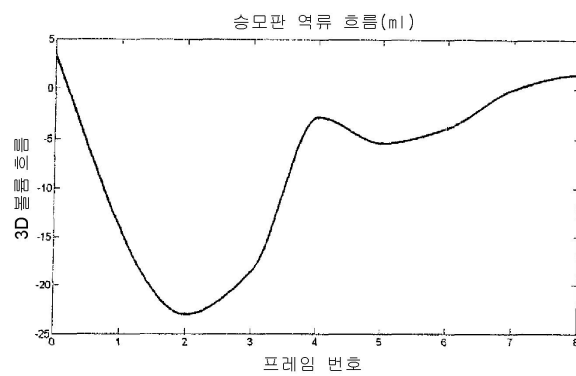
도면3



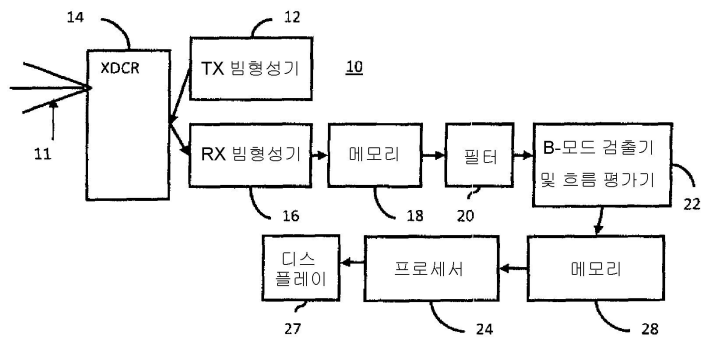
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	用于超声诊断成像的体积测量量化		
公开(公告)号	<a href="#">KR101881948B1</a>	公开(公告)日	2018-07-26
申请号	KR1020110017270	申请日	2011-02-25
[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 다탈타사우라브흐 SRINIVASAN SESHADRI 스리니바산세샤드리 DUONG CHRISTOPHE 두옹크리스토프		
发明人	다탈타,사우라브흐 스리니바산,세샤드리 두옹,크리스토프		
IPC分类号	A61B8/13 A61B8/06 A61B8/08 G06T17/10		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/483 A61B8/06 G06T17/10 A61B8/5223		
代理人(译)	专利法的人和别人 Yisiyong		
优先权	12/712593 2010-02-25 US		
其他公开文献	KR1020110097734A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

在医学诊断超声中提供体积测量量化38。通过获得30个B模式数据和彩色流数据，可以提供更可靠的量化38，而无需从每秒10倍的体积缝合或获取30到实时。在体积中使用多个感兴趣区域可以更准确/准确或完整，例如平均来自相同结构中的不同位置的流量（例如，保存质量以获得相同流量的多个测量值）流量信息。专利号10-1881948

