



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년03월04일

(11) 등록번호 10-1599785

(24) 등록일자 2016년02월26일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/02 (2006.01) A61K 49/22 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0005823

(22) 출원일자 2009년01월23일

심사청구일자 2014년01월23일

(65) 공개번호 10-2009-0081344

(43) 공개일자 2009년07월28일

(30) 우선권주장

12/011,178 2008년01월23일 미국(US)

(56) 선행기술조사문현

US06659953 B1

US20050033179 A1

US20080081998 A1

WO2007015199 A2

(73) 특허권자

지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 잉크.

미국 펜실베니아 멜버른 리버티 블러바드 40 (우  
: 19355)

(72) 발명자

구라카, 이즈마일 웹.

미국 94062 캘리포니아 레드우드 씨티 쿼츠 스트  
리트 475

호울, 헬렌 씨.

미국 94087 캘리포니아 썬니베일 블루제이 드라이  
브 1684

리, 치-인

미국 98007 워싱턴 벨뷰 노쓰이스트 16 플레이스  
#30 15209

(74) 대리인

특허법인 남앤드남, 정현주, 이시용

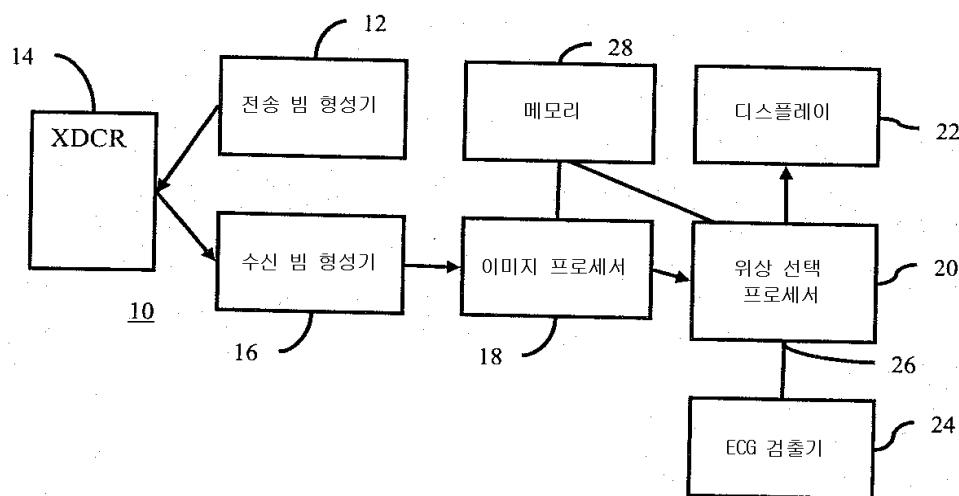
심사관 : 박승배

전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 발명의 명칭 조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 동기화된 결합

**(57) 요약**

조영제 강화 의료 진단 이미징(imaging)이 제공된다. 공통 위상 기간들의 데이터(data)의 프레임(frame)들이 그룹화된다(grouped)(32). 움직임 정정(34)이 각각의 공통 위상 그룹 내에서 수행된다. 조영제들을 표현하는 이미지(image)가 각각의 공통 위상, 움직임 정정된 그룹 내에서 프레임들의 결합으로부터 형성된다(36).

**대 표 도 - 도1**

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징(imaging)을 위한 방법으로서,

적어도 부분적으로, 조영제들을 표현하는 데이터(data)의 초음파 프레임(frame)들의 시퀀스(sequence)를 생성하는 단계 – 상기 시퀀스는 복수의 심박 주기들에 걸쳐 있음 –;

상기 시퀀스의 제1 부분집합을 선택하는 단계 – 상기 제1 부분집합은 상기 심박 주기들의 실질적으로 동일한 위상에 대응하는 데이터의 초음파 프레임들임 –;

상기 심박 주기들의 실질적으로 동일한 위상에 대응하는 상기 제1 부분집합의 데이터의 초음파 프레임들 사이의 움직임을 정정하는 단계 – 상기 제1 부분집합의 데이터의 움직임 정정된 초음파 프레임들 각각은 상기 동일한 위상의 상이한 시간들에서 환자 내의 동일한 위치들을 표현함 –; 및

상기 제1 부분집합의 데이터의 움직임 정정된 초음파 프레임들의 함수로서 이미지(image)를 형성하는 단계 – 상기 이미지는, 적어도 부분적으로, 상기 심박 주기들의 위상에서 상기 조영제들을 표현함 –

를 포함하고,

상기 형성하는 단계는, 상기 환자 내의 위치를 각각에 대해 그리고 상기 동일한 위치들을 표현하는 상기 제1 부분집합의 데이터의 움직임 정정된 초음파 프레임들로부터, 상기 이미지의 각각의 공간적 위치에 대한 상이한 시간들에서의 조영제 프레임들로부터 최대 강도 투영 프레임을 선택하는 단계를 포함하는,

조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 방법.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 생성하는 단계는, 초음파 신호들의 큐빅 편더멘털(cubic fundamental)에서의 정보로서 상기 데이터를 획득하는 단계를 포함하는,

조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 방법.

#### 청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 획득하는 단계는,

적어도 두 개의 상이한 진폭 레벨(level)들 및 위상들을 갖는 복수의 펄스(pulse)들로 상기 초음파 신호들을 전송하는 단계, 및

상기 전송에 반응하는 신호들을 결합하는 단계

를 포함하는,

조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 방법.

#### 청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 복수의 펄스들 중 하나에 반응하는 에코(echo) 신호들의 함수로서 B-모드(mode) 정보를 생성하는 단계를 더 포함하고,

상기 정정하는 단계는, 데이터의 상기 초음파 프레임들에 대응하는 B-모드 정보 사이의 유사성에 기초하여 정정하는 단계를 포함하는,

조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 방법.

### 청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 정정하는 단계는, B-모드 데이터에 기초하여 정정하는 단계를 포함하고,

상기 형성하는 단계는, 조영제들로부터의 정보를 결합하는 단계를 포함하는,

조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 방법.

### 청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 정정하는 단계는,

상기 제1 부분집합의 데이터의 상기 초음파 프레임들 사이의 움직임 변위를 결정하는 단계; 및

상기 움직임 변위의 함수로서 상기 제1 부분집합의 데이터의 상기 초음파 프레임들을 공간적으로 정렬하는 단계를 포함하는,

조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 방법.

### 청구항 7

삭제

### 청구항 8

삭제

### 청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 시퀀스의 제2 부분집합을 이용하여 상기 심박 주기들의 상이한 위상에 대하여 선택하는 단계, 정정하는 단계, 및 형성하는 단계를 반복하는 단계를 더 포함하고,

상기 제2 부분집합은 상기 심박 주기의 상이한 위상에 대응하는 데이터의 초음파 프레임들인,

조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 방법.

### 청구항 10

조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 프로그래밍된 프로세서(programmed processor)에 의해 실행가능한 명령어들을 표현하는 데이터가 저장된 컴퓨터(computer) 판독 가능 저장 매체로서,

상기 저장 매체는,

조영제 데이터의 프레임들 및 B-모드 데이터의 프레임들을 획득하고 – 상기 조영제 및 B-모드 데이터의 프레임들은 복수의 심장 주기들에 걸쳐서 하나의 심장 주기의 제1 위상에 대응함 –;

B-모드 데이터의 프레임들의 함수로서 상기 조영제 데이터의 프레임들 사이의 움직임을 정정하고; 그런 다음에

상기 제1 위상에 대응하는 조영제 데이터를 결합하고 – 상기 결합하는 것은, 동일한 위치들을 표현하는 조영제 데이터의 프레임들로부터 최대 강도 투영 프레임을 선택함으로써 데이터의 프레임을 형성하는 것을 포함하고, 상기 위치들 각각에 대한 상기 최대 강도 투영 프레임의 선택은 상기 복수의 심장 주기들에 걸쳐 상기 제1 위상의 상이한 발생들에서 상기 동일한 위치를 표현하는 상이한 프레임들의 데이터에 기초하여 수행됨 –; 그리고

상기 결합된 조영제 데이터의 함수로서 이미지를 생성하기 위한

명령어들을 포함하는,

컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

### 청구항 11

제 10 항에 있어서,

조영제 데이터의 프레임들을 획득하는 것은, 초음파 신호들의 큐비 펜더멘털에서 주로 정보를 획득하는 것을 포함하고,

B-모드 데이터의 프레임들을 획득하는 것은, 펜더멘털, 제2 하모닉(harmonic), 또는 양자에서 상기 초음파 신호들로부터 정보를 획득하는 것을 포함하는,

컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

### 청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 큐비 펜더멘털에서 주로 상기 정보를 획득하는 것은, 적어도 두 개의 상이한 진폭 레벨들 및 위상들을 갖는 복수의 펄스들로 상기 초음파 신호들을 전송하는 것, 및 상기 전송하는 것에 반응하는 신호들을 결합하는 것을 포함하고,

상기 B-모드 데이터의 프레임들을 획득하는 것, 상기 복수의 펄스들 중 하나에 반응하는 에코 신호들의 합수로서 B-모드 정보를 생성하는 것을 포함하는,

컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

### 청구항 13

제 10 항에 있어서,

상기 정정하는 것은,

상기 B-모드 데이터의 프레임들 사이의 움직임 변위를 결정하는 것; 및

상기 움직임 변위의 합수로서 상기 조영제 데이터의 프레임들을 공간적으로 정렬하는 것을 포함하는,

컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

### 청구항 14

삭제

### 청구항 15

삭제

### 청구항 16

제 10 항에 있어서,

상기 제1 위상과 상이한 상기 심장 주기의 제2 위상에 대하여 획득하는 것, 정정하는 것, 결합하는 것, 및 생성하는 것을 반복하는 것을 더 포함하는,

컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

### 청구항 17

조영제들의 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 시스템으로서,

심장 주기 정보를 표현하는 심전도검사(ECG:electrocardiography) 신호들을 수신하도록 동작가능한 ECG 입력부;

조영제 검출기;

B-모드 검출기; 및

상기 B-모드 검출기로부터 출력된 데이터의 프레임들의 합수로서 상기 조영제 검출기로부터 출력된 데이터의 프

레이임들을 공간적으로 정렬하도록 동작가능한 프로세서

를 포함하고,

상기 공간적 정렬은 하나의 심장 주기 내에서 실질적으로 동일한 시간을 표시하는 심장 주기 정보를 이용하여 상기 조영제 검출기로부터 출력된 데이터의 프레임들에 대한 것이고,

상기 프로세서는, 상기 조영제 검출기로부터 출력된 그리고 상기 심장 주기 내에서 실질적으로 동일한 시간을 표시하는 상기 심장 주기 정보를 갖는 데이터의 공간적으로 정렬된 프레임들을 결합하도록 동작가능하고, 상기 데이터의 공간적으로 정렬된 프레임들은 동일한 공간적 위치들을 표현하고,

상기 프로세서는 최대 강도 투영으로서 상기 조영제 검출기로부터 출력된 상기 데이터의 공간적으로 정렬된 프레임들을 결합하도록 동작가능하고, 상기 공간적 위치 각각에 대해, 상기 심장 주기 내에서 동일한 시간의 상이한 발생들에서 동일한 공간적 위치를 표현하는 프레임들로부터 최대 강도 투영 프레임이 선택되는,

조영제들의 강화 의료 진단 초음파 이미징 시스템.

### 청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 조영제 검출기는, 전송된 초음파 신호들의 큐빅 편더멘털에서 주로 정보를 획득하도록 동작가능한 필터(filter)를 포함하고,

상기 B-모드 검출기는, 상기 전송된 초음파 신호들의 부분집합에 응답하여 조직 정보를 검출하도록 동작가능한, 조영제들의 강화 의료 진단 초음파 이미징 시스템.

### 청구항 19

제 17 항에 있어서,

상기 ECG 입력부와 연결된 ECG 검출기, 및

상기 조영제 검출기로부터 출력된 데이터의 결합된 프레임들의 이미지를 생성하도록 동작가능한 디스플레이(display)

를 더 포함하는,

조영제들의 강화 의료 진단 초음파 이미징 시스템.

### 청구항 20

삭제

### 청구항 21

조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 방법으로서,

적어도 부분적으로, 상이한 위치들에서 조영제들을 표현하는 데이터의 초음파 프레임들의 시퀀스를 생성하는 단계 – 상기 시퀀스는 복수의 심박 주기들에 걸쳐 있음 –;

상기 시퀀스의 제1 부분집합을 선택하는 단계 – 상기 제1 부분집합은 상기 심박 주기들의 실질적으로 동일한 위상에 대응하는 데이터의 초음파 프레임들임 –;

상기 심박 주기들의 실질적으로 동일한 위상에 대응하는 상기 제1 부분집합의 데이터의 초음파 프레임들 사이의 움직임을 정정하는 단계; 및

상기 제1 부분집합의 데이터의 움직임 정정된 초음파 프레임들의 함수로서 이미지를 형성하는 단계 – 상기 이미지는, 적어도 부분적으로, 상기 심박 주기들의 위상에서 상기 조영제들을 표현함 –

를 포함하고,

상기 형성하는 단계는, 상기 시퀀스의 상기 제1 부분집합의 데이터의 초음파 프레임들을 평균하는 단계를 포함

하고,

상이한 초음파 프레임들로부터의 데이터는 상기 심박 주기들의 동일한 위치들 및 동일한 위상을 표현하지만, 상이한 시간들에서 평균되는,

조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 방법.

## 청구항 22

조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 프로그래밍된 프로세서에 의해 실행가능한 명령어들을 표현하는 데이터가 저장된 컴퓨터 관독 가능 저장 매체로서,

상기 저장 매체는,

조영제 데이터의 프레임들 및 B-모드 데이터의 프레임들을 획득하고 – 상기 조영제 및 B-모드 데이터의 프레임들은 복수의 심장 주기들에 걸쳐서 하나의 심장 주기의 제1 위상에 대응함 –;

상기 B-모드 데이터의 프레임들의 함수로서 상기 조영제 데이터의 프레임들 사이의 움직임을 정정하고; 그런 다음에

상기 제1 위상에 대응하는 상기 조영제 데이터를 결합하고 – 상기 결합하는 것은, 상이한 시간들에서 상기 제1 위상에 대응하는 조영제 데이터의 프레임들에 걸쳐 평균하는 것을 포함함 –; 그리고

상기 결합된 조영제 데이터의 함수로서 이미지를 생성하기 위한

명령어들을 포함하는,

컴퓨터 관독 가능 저장 매체.

## 발명의 설명

### 발명의 상세한 설명

#### 기술 분야

[0001] 본 실시예들은 조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징에 관한 것이다. 특히, 조영제 이미지 정보가 시간에 따라 결합된다.

#### 배경 기술

[0002] 심장을 이미징하는데 있어서, 조영 심초음파검사는 폭넓게 사용되는 기술이다. 주요 애플리케이션(application)들 중 하나는 좌심실 불투명화(LVO:left ventricular opacification)인데, 여기서는 조영 마이크로버블(microbubble)들이 좌심실을 불투명하게 하고 따라서 심장 내막 경계의 더 우수한 시각화를 제공한다. 조영 에코(echo)의 진화중인 애플리케이션은 심근 조영 심초음파검사인데, 여기서는 조영 마이크로버블들이 미세순환 및 심근 관류에 대한 추적들을 제공한다. 기관들 또는 조직 내 혈류를 이미징하는 것은 유용할 수 있다. 어떤 애플리케이션들에서는, 시간에 따라 획득되는 데이터의 프레임들이 통합된다. 결과 이미지는 더 작은 관 또는 관류 통로를 보여주는 것과 같이 진단을 위한 유용한 정보를 제공할 수 있다.

[0003] 일부 예시적 조합들은 최대 강도 홀딩/프로세싱(holding/processing)(MIP), 최소 강도 홀딩, 및 시간 강도 커브(curve)(TIC)의 구성이다. 최대 강도 프로세싱은 시간에 따라 고휘도 조영 부분을 결합한다. TIC는 시간의 함수로서 관심 영역 또는 픽셀(pixel)에 대한 강도(예컨대, 조영제 프레임 강도)를 도표로 나타낸다. 도표는 데이터의 구성요소 프레임과 연관된 시간에 따른 조영제의 유입, 유출, 또는 둘 다를 나타낸다. 그러나, 조작자 움직임 또는 내부 움직임 때문에, 상이한 프레임들로부터의 정보의 결합은 흐릿한 이미지들 또는 부정확한 정보를 도출할 수 있다. 시퀀스(sequence)의 프레임들 간 움직임 정정은 흐릿함(blurring)에 대하여 완전히 정정되지 않을 수 있는데, 그 이유는 이미징된 조직이 다른 조직에 비하여 이동할 수 있기 때문이다.

#### 발명의 내용

[0004] 도입부를 통해, 하기에 기술되는 바람직한 실시예들은 조영제 강화 의료 진단 이미징을 위한 방법들, 시스템들, 컴퓨터(computer) 관독 가능 미디어(media), 및 명령어들을 포함한다. 공통 위상 기간들로부터의 데이터의 프

레임들이 그룹화된다. 움직임 정정은 각각의 공통 위상 그룹 내에서 수행된다. 조영체들을 표현하는 이미지는 각각의 공통 위상의 움직임 정정된 그룹 내에서 프레임들의 결합으로부터 형성된다.

[0005] 제1 양상에서, 조영체 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 방법이 제공된다. 데이터의 초음파 프레임들의 시퀀스가 생성된다. 데이터의 프레임들은 적어도 부분적으로 조영체로부터의 정보를 표현한다. 상기 시퀀스는 다수의 심박 주기들에 따른 것이다. 상기 시퀀스의 제1 부분집합이 심박 주기의 실질적으로 동일한 위상에 대응하는 데이터의 초음파 프레임들로서 선택된다. 심박 주기의 실질적으로 동일한 위상에 대응하는 제1 부분집합의 데이터의 초음파 프레임들은 움직임에 대하여 정정된다. 제1 부분집합의 데이터의 움직임 정정된 초음파 프레임들의 함수로서 이미지가 형성된다. 상기 이미지는 적어도 부분적으로 심박 주기의 위상에서 조영체들로부터 정보를 표현한다.

[0006] 제2 양상에서, 컴퓨터 관독가능 저장 매체에는 조영체 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 프로그래밍된 프로세서(processor)에 의해 실행될 수 있는 명령어들을 표현하는 데이터가 저장된다. 상기 저장 매체는 조영체 데이터의 프레임들과 B-모드(mode) 데이터의 프레임들을 획득하고 – 조영체 및 B-모드 데이터의 프레임들은 다수의 심장 주기들에 걸쳐서 하나의 심장 주기의 제1 위상에 대응 –, B-모드 데이터의 프레임들의 함수로서 조영체 데이터의 프레임들 간 움직임을 정정하고, 그런 다음에 제1 위상에 대응하는 조영체 데이터를 결합하고, 상기 결합된 조영체 데이터의 함수로서 이미지를 생성한다.

[0007] 제3 양상에서, 시스템은 조영체들의 강화 의료 진단 초음파 이미징을 제공한다. ECG 입력부는 심장 주기 정보를 수신하기 위해 작동될 수 있다. 프로세서는 B-모드 검출기로부터 출력된 데이터의 프레임들의 함수로서 조영체 검출기로부터 출력된 데이터의 프레임들을 공간적으로 정렬시키기 위해 작동될 수 있다. 상기 공간적 정렬은 하나의 심장 주기 내에서 실질적으로 동일한 시간을 표시하는, 심장 주기 정보를 갖는 조영체 검출기로부터 출력된 데이터의 프레임들을 위한 것이다. 상기 프로세서는 조영체 검출기로부터 출력된 그리고 상기 심장 주기 내에서 실질적으로 동일한 시간을 표시하는 심장 주기 정보를 갖는 데이터의 상기 공간적으로 정렬된 프레임들을 결합하기 위해 작동될 수 있다.

[0008] 본 발명은 하기의 청구범위에 의해 정의되며, 상세한 설명의 어떠한 부분도 청구범위에 대해서 제한으로서 동작하지 않는다. 본 발명의 추가적 양상을 및 장점들은 바람직한 실시예들과 관련되어 하기에서 논의될 것이다.

[0009] 구성요소들 및 도면들은 본 발명의 원리들을 설명하는데 강조가 이루어졌으며, 필수적으로 축적에 따른 것은 아니다. 더욱기, 도면들에서, 유사 참조 부호들은 상이한 관점들의 도면을 통틀어 대응하는 부분들을 표시한다.

### 발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0010] 프로세서는 상이한 심장 주기들에 걸쳐서 동일한 심장 위상에서의 조영체 데이터의 프레임들을 추출한다. 주어진 심장 위상에서 조영체 데이터의 프레임들이 정렬된다. 조영체 데이터는 B-모드 데이터를 이용하여 정렬될 수 있다. 상이한 심박 주기들에 걸쳐서 동일한 심장 위상에서의 상기 정렬된 조영체 프레임들이 결합된다. 이 동평균, 즉 MIP 또는 최대 도달 시간과 같은 파라메트릭(parametric) 계산이 움직임 정정된 조영체 프레임들에 적용된다.

[0011] 좌심실 불투명화(LVO) 및 심근 조영 심초음파검사(MCE)는 조영 에코를 위한 두 가지 주요한 애플리케이션들이다. 상기 애플리케이션들은 심박 주기의 공통 위상을 갖는 프레임들로부터 움직임 정정된 이미징에 의해 향상될 수 있다. 스펙클 노이즈(speckle noise)가 감소할 수 있고, 신호-대-잡음비가 증가할 수 있다. 마이크로-관들의 조영 분해능 및 가시성이 증가할 수 있다.

[0012] 도 1은 강화 조영체 의료 진단 초음파 이미징을 위한 시스템(10)을 나타낸다. 시스템(10)은 전송 빔 형성기(12), 트랜스듀서(transducer)(14), 수신 빔 형성기(16), 이미지 프로세서(18), 선택 프로세서(20), 디스플레이(display)(22), ECG 장치(24), ECG 입력부(26), 및 메모리(memory)(28)를 포함한다. 추가의 구성요소들, 상이한 구성요소들, 또는 더 소수의 구성요소들이 제공될 수 있다. 예컨대, 별도 메모리가 데이터의 프레임들을 버퍼링(buffering) 또는 저장하기 위해 제공된다. 다른 예시로서, 선택 프로세서(20)가 이미지 프로세서(18)와 결합되거나 상기 이미지 프로세서(18)의 부분으로서 결합된다. 다른 예시로서, ECG 장치(24)가 제공되지 않고, ECG 입력부(26)가 이미지 프로세서(18) 또는 다른 프로세서로부터의 출력부이다.

[0013] 시스템(10)은 일실시예에서 의료 진단 초음파 이미징 시스템이지만, 동일(초음파)하거나 상이한 양상의 다른 이미징 시스템들도 사용될 수 있다. 시스템(10)은 실시간 또는 오프라인(offline) 동작을 제공한다. 다른 실시예들에서, 시스템(10)의 일부 또는 전부가 컴퓨터 또는 워크스테이션(workstation)으로 구현된다. 예컨대, 데

이터의 사전에 획득된 프레임들이 빔 형성기들(12, 16) 또는 트랜스듀서(14) 없이 처리된다. 컴퓨터 또는 워크스테이션 상의 오프라인 소프트웨어는 조영제 이미징을 위한 공통 위상 움직임 정정을 구현한다.

[0014] ECG 검출기(24)는 프로세서 및 하나 또는 그 초과의 전극 리드(lead)들을 포함한다. 환자의 심박 주기가 검출된다. 심박 주기, 트리거 이벤트(trigger event)들, 또는 심박 주기의 다른 특성들이 ECG 입력부(26)에 대하여 출력된다. 수신된 심장 주기 정보는 심박 주기 내에서 특정 시간들과 연관된 데이터의 프레임들을 식별하기 위해 사용된다. 다른 실시예들에서, ECG 입력부(26)는 초음파 데이터를 분석함으로써 프로세서(18 또는 20)의 일부로서 제공된다.

[0015] 전송 빔 형성기(12)는 초음파 전송기, 메모리, 펄서(pulser), 아날로그(analog) 회로, 디지털(digital) 회로, 또는 그들의 조합이다. 전송 빔 형성기(12)는 상이하거나 상대적인 증폭들, 지연들, 및/또는 위상들을 갖는 다수의 통로들에 대하여 파형들을 생성하도록 작동될 수 있다. 상기 생성된 파들에 반응하여 트랜스듀서(14)로부터의 음파들의 전송시, 하나 또는 그 초과의 빔들이 형성된다. 전송 빔 형성기(12)는 상기 빔이 특정한 위상 및/또는 진폭을 갖도록 유발할 수 있다. 예컨대, 전송 빔 형성기(12)는 주어진 스캔 라인(scan line)과 연관되거나 인접한 스캔 라인들에 대한 펄스(pulse)들의 시퀀스를 전송한다. 상기 펄스들은 상이한 진폭들 및/또는 상대적인 위상들을 갖는 빔(beam)들에 대응한다. 대안적인 실시예들에서, 단일 빔이 임의의 주어진 스캔 라인을 위해 사용되거나, 및/또는 동일한 진폭 및/또는 상대적인 위상들을 갖는 빔들이 사용된다.

[0016] 트랜스듀서(14)는 압전기의 또는 용량성의 맴브레인(membrane) 소자들의 1 차원, 1.25 차원, 1.5 차원, 1.75 차원 또는 2 차원 어레이(array)이다. 트랜스듀서(14)는 음향 에너지와 전기 에너지 사이에서 변환하기 위한 다수의 소자들을 포함한다. 상기 소자들은 전송 및 수신 빔 형성기들(12, 16)의 통로들과 연결된다.

[0017] 수신 빔 형성기(16)는 진폭기들, 지연들, 및/또는 위상 회전기들, 및 하나 또는 그 초과의 합산기들을 갖는 다수의 통로들을 포함한다. 각각의 통로는 하나 또는 그 초과의 트랜스듀서 소자들과 연결된다. 수신 빔 형성기(16)는 각각의 전송에 반응하여 하나 또는 그 초과의 수신 빔들을 형성하기 위해 상대적인 지연들, 위상들, 및/또는 아포디제이션(apodization)을 적용한다. 대안적인 실시예들에서, 수신 빔 형성기(16)는 푸리에(Fourier) 또는 다른 변환들을 이용하여 샘플(sample)들을 생성하기 위한 프로세서이다.

[0018] 수신 빔 형성기(16)는 필터(filter), 예컨대 제2 하모닉(harmonic) 또는 전송 주파수 대역과 다른 주파수 대역에서 정보를 고립시키기 위한 필터를 포함할 수 있다. 이러한 정보는 아마 원하는 조직, 조영제, 및/또는 흐름 정보를 포함할 수 있다. 다른 실시예에서, 수신 빔 형성기(16)는 메모리 또는 버퍼 그리고 필터 또는 가산기를 포함한다. 둘 이상의 수신 빔들이 원하는 주파수 대역, 예컨대 제2 하모닉, 큐빅 편더멘털(cubic fundamental) 또는 다른 대역에서 정보를 고립시키기 위해 결합된다.

[0019] 전송 및 수신 동작의 임의의 원하는 시퀀스는 초음파 정보를 획득하기 위해 사용될 수 있다. 예컨대, B-모드 데이터가 영역을 한번 스캐닝함으로써 획득될 수 있다. B-모드 데이터는 조직 이미징을 위해 사용될 수 있다. 정정 또는 움직임 트래킹이 B-모드 데이터로부터 유체 정보를 도출하기 위해 사용될 수 있다. B-모드 동작은 조영제 정보를 제공할 수 있다. 도플러(Doppler) 정보는 각각의 스캔 라인을 따라서 빔들의 시퀀스들을 전송함으로써 획득될 수 있다. 코너 터닝(corner turning) 메모리는 도플러 신호들로부터 조직, 조영제들, 및/또는 흐름 정보를 고립시키기 위해 사용될 수 있다. 현재 공지된 다른 모드 또는 차후 개발되는 모드들도 사용될 수 있다.

[0020] 일실시예에서, 모드는 조영제 이미징 모드이다. 조영제들은 통상적인 B-모드 또는 도플러 기술들에 의해 이미징될 수 있다. 제2 하모닉, 짹수 하모닉, 홀수 하모닉, 하위 하모닉, 또는 다른 하모닉들에서 정보를 고립시키는 것은 아마 조영제들로부터 정보를 식별할 수 있다. 예컨대, 두 펄스 기술이 사용된다. 펄스들은 동일한 진폭을 갖지만, 상이한 위상을 갖는다. 반응들을 합산함으로써, 짹수 하모닉들과 연관된 정보가 식별된다. 필터링이 대안적으로 사용될 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 상대적인 위상(relative phasing)이 수신 프로세싱에 제공된다.

[0021] 일실시예에서, 큐빅 편더멘털에 반응하여 에코 신호들을 생성하기 위해 상기 전송 시퀀스가 제어된다. 빔 형성기(12)는 적어도 두 개의 상이한 진폭 레벨(level)들을 갖는 다수의 펄스들을 전송하도록 작동될 수 있고, 상기 다수의 펄스들 중 적어도 두 개는 반대 또는 상이한 위상들을 갖는다. 전송기 전력은 예컨대 개별적인 트랜스듀서 소자들에 인가되는 전압을 조정함으로써, 또는 특정한 펄스를 형성하기 위해 사용되는 트랜스듀서 소자들(또는 전송 입구)의 개수를 조정함으로써, 임의의 적절한 방식으로 가변될 수 있다.

[0022] 큐빅 편더멘털에서 초음파 데이터를 획득하기 위하여, 수신 빔 형성기(16)는 전송들에 반응하여 신호들을 결합

하기 위해 라인 메모리들 및 합산기 또는 필터를 포함한다. 라인 메모리들 또는 버퍼들은 물리적으로 별도의 메모리들로서 형성될 수 있거나, 또는 대안적으로 공통 물리적 장치 내에서 선택된 위치들에 형성될 수 있다. 빔 형성된 신호들은 라인 메모리들 또는 버퍼들에 저장되고, 그런 다음에 가중 합산기에서 가중되고 합산된다. 메모리들 및 합산기는 아날로그 또는 디지털 기술들을 이용하여 구현될 수 있다. 가중 합산기는 별도의 빔 형성된 수신 신호들을 가중함으로써 복합 출력 신호를 형성한다. 주어진 공간적 위치에 대한 복합 출력 신호는 큐빅 펀더멘털 반응과 연관된 샘플이다.

[0023] 큐빅 펀더멘털 정보를 획득하는 것은, 미국 특허 6,494,841에 개시되어 있으며, 상기 개시물은 참조로서 본 명세서에 통합된다. 이곳에 개시된 전송 시퀀스들 및 수신 결합들 중 어느 것도 큐빅 펀더멘털 정보를 획득하기 위해 사용될 수 있다. 미국 특허 6,602,195, 6,632,177, 6,638,228 및 6,682,482에 개시된 바와 같이, 큐빅 펀더멘털 정보를 획득하기 위해 다른 전송 시퀀스들 및 수신 결합들이 사용될 수도 있으며, 상기 개시물들도 참조로서 본 명세서에 통합된다. 일반적으로, 상이한 진폭들 및 위상들을 갖는 펄스들의 시퀀스가 전송된다. 진폭 변경 또는 상이한 위상들 없이 상이한 진폭들을 사용하는 것이 큐빅 펀더멘털 정보를 획득하기 위해 사용될 수도 있다. 시퀀스에 반응하여 수신 신호들을 결합함으로써, 큐빅 펀더멘털 정보를 포함하는 샘플이 획득된다. 큐빅 펀더멘털 정보는 초음파 조영제들에 대하여 매우 특정한데, 그 이유는 조영제들이 큐빅 반응을 생성하고 트랜스듀서 및 조직이 큐빅 반응을 거의 생성하지 않기 때문이다. 상기 정보는 조영제들에 더욱 특정한 이미징을 허용하는 조직 클러터(clutter) 거부를 제공한다. 예컨대, 조직 내의 작은 관들이 큐빅 펀더멘털 정보를 이용하여 더욱 용이하게 이미징되거나 식별될 수 있다.

[0024] 이미지 프로세서(18)는 B-모드 검출기, 도플러 검출기, 펄스파 도플러 검출기, 조영제 검출기, 상관 프로세서, 푸리에 변환 프로세서, 주문형 반도체, 범용 프로세서, 제어 프로세서, 필드(field) 프로그램 가능 게이트(gate) 어레이, 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 그들의 결합들 또는 빔 형성된 초음파 샘플들로부터 디스플레이를 위해 정보를 검출하기 위한 현재 공지되어 있거나 차후에 개발되는 장치이다.

[0025] 조영제 검출기의 일실시예에서, 이미지 프로세서(18)는 동일 영역 또는 게이트 위치를 표현하는 다수의 샘플들로부터 고속 푸리에 변환을 구현한다. 샘플들의 각각은 큐빅 펀더멘털에 반응하여, 펄스파 도플러 디스플레이가 큐빅 펀더멘털 정보로부터 생성될 수 있다. 전술된 참조 특허들의 조영제 검출기들 중 어느 것도 사용될 수 있다. 다른 구성요소들이 조영제 검출기를 위해 사용될 수 있다. 예컨대, B-모드 검출이 제공된다. 다른 예시로서, 필터는 조영제들로부터 반응을 향상시키거나 더욱 잘 고립시키기 위해 상이한 전송들로부터 정보를 결합한다(예컨대, 제2 하모닉 또는 큐빅 펀더멘털). 상기 필터는 전송된 초음파 신호들의 큐빅 펀더멘털 또는 다른 주파수 대역에서 주로 정보를 획득한다. 신호들에 대한 임의의 검출이 그런 다음에 수행된다.

[0026] 이미지 프로세서(18)는 또한 병렬 트랙(track)으로 B-모드 검출기를 포함한다. B-모드 검출기는 조직, 조영제, 또는 조직 및 조영제 반응을 검출하기 위해 동일하거나 상이한 빔 형성된 샘플들에 대하여 동작한다. 예컨대, 큐빅 펀더멘털 고립을 위해 사용되는 수신 빔들의 시퀀스로부터 각각의 공간적 위치에 대한 수신 빔이 주로 조직 정보를 이미징하기 위한 B-모드 검출기에 적용된다.

[0027] 이미지 프로세서(18)는 초음파 데이터의 프레임들을 출력한다. 데이터의 프레임들은 취득 포맷(format)(예컨대, 극좌표), 디스플레이 포맷(예컨대, 데카르트 좌표 포맷 또는 이미지로 전환되는 스캔), 또는 다른 포맷으로 포맷팅된다. 데이터의 각각의 프레임은 이미징될 실질적으로 전체 영역(실질적으로 환자 또는 트랜스듀서 움직임을 고려)과 같이 일차원, 이차원, 또는 삼차원의 스캔된 영역을 표현한다. 데이터의 프레임들은 데이터의 단일 타입 또는 다중 타입들을 포함한다. 예컨대, 데이터의 하나의 프레임은 단지 조영제 정보를 포함한다. 다른 예시로서, 데이터의 하나의 프레임은 일부 공간적 위치들에 대한 조영제 정보 및 다른 공간적 위치들에 대한 다른 타입의 정보(예컨대, B-모드 또는 도플러)를 포함한다. 상이한 타입들의 데이터가 동일한 프레임에서 동일한 공간적 위치에 대하여 제공될 수 있다. 다른 예시에서, 상이한 타입들의 데이터가 데이터의 상이한 프레임들에서 제공된다.

[0028] 대안적인 실시예에서, 이미지 프로세서(18)는 네트워크 또는 메모리로부터 데이터를 로딩한다. 예컨대, 초음파 데이터를 획득하거나 얻기 위해, DICOM 또는 다른 이미지들이 로딩된다. 각각의 이미지는 데이터의 프레임이다. 하나의 프레임은 상이한 타입들의 데이터를 포함할 수 있고, 하나의 데이터가 다른 데이터 위에 겹쳐진다. 대안적으로, 각각의 프레임은 상이한 데이터 타입들에 대하여 상이한 프레임들을 갖는 단 하나의 타입의 데이터를 포함한다. 다른 실시예에서, 각각의 프레임이 세분화되어, 하나의 부분이 하나의 타입의 데이터를 포함하고, 다른 부분이 다른 타입의 데이터를 포함한다.

[0029] 선택 프로세서(20)는 주문형 반도체, 상관 프로세서, 푸리에 변환 프로세서, 범용 프로세서, 제어 프로세서, 필

드 프로그램 가능 케이트 어레이, 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 그들의 결합들 또는 테이터의 프레임들 간 유사성 및/또는 변위를 결정하기 위한 현재 공지되어 있거나 차후에 개발되는 장치이다. 선택 프로세서(20)는 어느 프레임들이 MIP, TIC, 또는 데이터의 프레임들로부터의 정보의 결합들로부터 생성된 다른 이미지들에 포함되어야 하는지를 결정하기 위해 데이터의 프레임들을 수신한다. 선택 프로세서(20)는 데이터의 각각의 프레임과 연관된 위상의 함수로서 선택한다. 데이터의 프레임들이 획득됨에 따라, 심박 주기에 상대적인 위상이 데이터의 프레임으로 결정된다. 심장 주기 내에서 실질적으로 동일한 위상을 표시하는 심장 주기 정보를 갖는 조영제 검출기로부터 출력된 데이터의 프레임들이 각각의 그룹으로 선택된다. 예컨대, 다수의 프레임 그룹들이 생성되는 곳에서는 각각의 그룹이 상이한 위상에 대한 것이다.

[0030] 선택 프로세서(20)는 조영제 검출기로부터 출력된 데이터의 프레임들을 공간적으로 정렬한다. 각각의 그룹의 데이터의 프레임 또는 각각의 위상에 대한 프레임이 상호 정렬된다. 데이터의 프레임들은 트랜스듀서 포지션(position) 센서들과 같은 외부 센서들에 기초하여 공간적으로 정렬될 수 있다. 데이터의 프레임들은 조영제 데이터에 기초하여 공간적으로 정렬될 수 있다. 일실시예에서, 조영제 데이터의 프레임들은 B-모드 또는 다른 비-조영제 검출기로부터 출력된 데이터의 프레임들의 함수로서 공간적으로 정렬된다. B-모드 프레임들은 라인별로 또는 프레임 인터리브와 같이, 조영제 프레임들과 동일하거나 유사한 시간들에서 획득된다. B-프레임들을 정렬시키는 것은 동일하거나 유사한 시간들에서 획득된 조영제 프레임들의 정렬을 표시한다.

[0031] 또한, 선택 프로세서(20)는 지속 필터, 다른 필터, 합산기, 알파 블렌딩(alpha blending) 버퍼, 다른 버퍼, 메모리, 프로세서, 가산기, 또는 데이터의 상이한 프레임들의 정보로부터 이미지를 생성하기 위한 다른 장치를 포함할 수 있다. 선택 프로세서(20)는 조영제 검출기로부터 출력된 데이터의 공간적으로 정렬된 프레임들을 결합한다. 심장 주기 정보는 결합될 프레임들이 심장 주기 내에서 실질적으로 동일한 시간을 가짐을 표시한다. 예컨대, 선택 프로세서(20)는 프레임별로 또는 인입 결합 프레임별로 특정한 공간적 위치에 대하여 데이터를 비교한다. 상기 비교(예컨대, 최고값, 평균값 기여, 또는 최저값)에 기초하여, 값들 중 하나가 선택되거나 또는 인입 결합 프레임이 원하는 값을 포함하도록 개선된다. 다른 예시로서, 선택 프로세서(20)는 시간에 따른 위치 또는 영역을 표현하는 평균값, 총 값, 또는 다른 값을 결정한다. 이미징 타입들의 결합들이 사용될 수 있다.

[0032] 디스플레이(22)는 CRT, 모니터(monitor), LCD, 평판 패널(panel), 프로젝터(projector) 또는 다른 디스플레이 장치이다. 디스플레이(22)는 이미지를 디스플레이하기 위한 디스플레이 값들을 수신한다. 디스플레이 값들은 일차원 이미지, 이차원 이미지, 또는 삼차원 표현으로서 포맷팅된다. 일실시예에서, 디스플레이 값들은 TIC 또는 MIP 이미지와 같이 상이한 시간들에서 획득된 데이터의 프레임들의 함수로서 생성된 이미지를 위한 것이다. 조영제 검출기로부터 출력된 데이터의 결합된 프레임들의 이미지가 생성된다. 데이터의 추가 프레임들이 획득 및 선택됨에 따라, 이미지가 개선될 수 있다. 데이터의 단일 프레임 또는 구성요소 프레임들로부터의 이미지들과 같은 다른 이미지들이 또한 디스플레이될 수 있다.

[0033] 이미지 프로세서(18) 및/또는 선택 프로세서(20)는 명령어들에 따라 작동한다. 메모리(28)는 컴퓨터 판독 가능 메모리이다. 컴퓨터 판독 가능 저장 매체는 조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 상기 프로그래밍된 프로세스들 중 하나 또는 둘 다에 의해 실행될 수 있는 명령어들을 표현하는 데이터를 저장한다. 프로세스들, 방법들, 및/또는 여기서 논의되는 기술들을 구현하기 위한 명령어들이 컴퓨터-판독 가능 저장 미디어 또는 캐시(cache), 버퍼, RAM, 탈착 가능 미디어, 하드 드라이브(hard drive)와 같은 메모리들 또는 다른 컴퓨터 판독 가능 저장 미디어 상에 제공된다. 컴퓨터 판독 가능 저장 미디어는 다양한 타입들의 휘발성 및 비휘발성 저장 미디어를 포함한다. 도면들에 표현되거나 여기서 기술되는 기능들, 동작들 또는 직무들은 컴퓨터 판독 가능 저장 미디어 안에 또는 그 상에 저장된 하나 또는 그 초과의 명령어 세트에 반응하여 실행된다. 기능들, 동작들 또는 직무들은 특정한 타입의 명령어 세트, 저장 미디어, 프로세서 또는 프로세싱 전략과 무관하며, 소프트웨어(software), 하드웨어(hardware), 집적회로들, 펌웨어(firmware), 마이크로 코드(micro code) 및 단독으로 동작하거나 결합되어 동작하는 유사한 종류의 것들에 의해 수행될 수 있다. 마찬가지로, 프로세싱 전략들은 멀티프로세싱(multiprocessing), 멀티태스킹(multitasking), 병렬 프로세싱 등을 포함할 수 있다. 일실시예에서, 명령어들은 로컬 또는 원격 시스템들에 의한 판독을 위해 탈착 가능한 미디어 장치 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령어들은 컴퓨터 네트워크를 통한 또는 전화선들을 통한 전달을 위해 원격지에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령어들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에서 저장된다.

[0034] 도 2는 조영제 강화 의료 진단 초음파 이미징을 위한 방법을 도시한다. 상기 방법은 도 1의 시스템(10)에 의해 또는 다른 시스템에 의해 구현된다. 상기 방법은 도시된 순서로 또는 상이한 순서로 수행된다. 동작(30b) 및/또는 동작(36)이 제공되지 않는 바와 같이, 추가의 동작들, 상이한 동작들, 또는 더 소수의 동작들이 제공될 수

있다.

[0035] 동작(30)에서, 데이터의 초음파 프레임들의 시퀀스가 획득된다. 상기 시퀀스는 초음파를 이용해 데이터의 프레임들을 획득함으로써 또는 사전에 생성된 데이터의 프레임들(예컨대, DICOM 이미지들)을 획득함으로써 생성된다. 데이터의 프레임들은 실시간으로 라이브(live) 스캐닝에 의해 획득되거나 저장된 클립(clip)들로부터 획득된다. 상기 시퀀스는 실질적으로 연속적이거나 주기적일 수 있다(예컨대, 매 심박 주기마다 한 번 또는 그 초과 획득됨).

[0036] 상기 시퀀스는 상이한 시간들에서 스캐닝된 영역을 표현하는 데이터의 프레임들을 포함한다. 데이터의 각각의 프레임은 동일하거나 겹쳐진 영역을 표현한다. 일부 프레임들은 환자에 상대적인 트랜스듀서의 아웃-오브-플레인(out-of-plane) 움직임 때문인 것과 같은 상이한 영역들을 표현할 수 있다.

[0037] 상기 영역은 조영제들 또는 조영제들의 투입 이후에 조영제들을 포함할 것 같은 구역을 포함한다. 조영제들은 초음파 에너지(energy)들에 반응한다. 조영제 데이터의 프레임들은 동작(30a)에서 획득된다. 데이터의 프레임들 중 일부 또는 전부가 조영제들로부터의 정보를 포함한다. 정보는 또한 조직 또는 유체들로부터 반응을 포함한다. 일실시예에서, 정보는 초음파 신호들의 큐빅 편더멘털에서 획득된다. 예컨대, 초음파 신호들은 적어도 두 개의 상이한 진폭 레벨들 및 위상들을 갖는 다수의 펄스들을 통해 전송된다. 조영제들의 파괴를 방지하거나 최소화하기 위해, 낮은 진폭 전송들(예컨대, 0.7 미만 MI)이 사용된다. 전송들에 반응하여 신호들이 예컨대 합산에 의해 또는 가중 합산에 의해 결합된다. 상기 결합은 조영제들에 주로 반응하는 데이터를 제공한다. 데이터는 데이터의 각각의 프레임에서 관심 영역의 각각의 공간적 위치들에서 획득된다.

[0038] 단 하나의 타입의 데이터가 데이터의 프레임들에서 표현되는데, 예컨대 데이터는 단지 조영제들 또는 조영제 및 조직으로부터의 반응들을 표현한다. 대안적으로, 데이터의 프레임들은 동일한 프레임 또는 상이한 세트들의 프레임들과 같이 상이한 타입들의 데이터를 표현한다. 예컨대, 조영제 데이터의 프레임들 및 B-모드 데이터의 별도 프레임들이 획득된다. B-모드의 프레임들 또는 조직 정보가 동작(30b)에서 획득된다. B-모드 정보는 조영제 정보와 별도로 생성된다. 대안적으로, 조영제 정보를 위해 사용되는 펄스들(예컨대, 최고조 또는 최고 진폭 펄스) 중 하나에 반응하는 에코 신호들이 B-모드 검출을 위해 사용된다. B-모드 또는 조직 정보는 다른 정보를 포함할 수 있다. 예컨대, 펄스 시퀀스들 및/또는 필터링은 편더멘털, 제2 하모닉, 또는 둘 모두에서 초음파 신호들로부터 조직 정보를 제공한다.

[0039] 조영제 및 B-모드 데이터의 프레임들은 심장 주기의 위상들에 대응한다. 각각의 프레임은 주어진 시간에 일반적으로 획득된다. 획득된 프레임들에는 시간 또는 위상에 의해 태그(tag)가 붙여지거나, 또는 심장 주기에 상대적인 획득 시간에 관한 다른 표시가 기록된다. 상이한 프레임들이 주기의 상이한 부분들과 연관될 수 있다. 프레임들은 심장 주기에 기초한 트리거링을 이용하여 획득될 수 있어서, 프레임들이 원하는 위상들에서 획득된다. 심장 에코 이미징에서, ECG 또는 R-웨이브 신호들이 일반적으로 이용될 수 있다. 초음파 획득은 트리거링된 시퀀스를 이용하여 R-웨이브(wave)와 동기화된다. 대안적으로, 프레임들은 트리거링 없이 획득된다.

[0040] 시퀀스는 다수의 심장 주기들에 걸쳐 이어진다. 상이한 프레임들이 상이한 주기들 동안에 획득될 수 있지만, 동일한 위상과 연관된다. 도 3은 여섯 심장 주기들의 각각 동안에 획득된 다수의 프레임들(검은색의 짧은 막대)을 나타낸다. 각각의 주기는 R-웨이브에서 시작하지만, 다른 시간들에서 시작할 수도 있다. 데이터의 프레임은 각각의 주기 동안에 다수의 상이한 위상들의 각각에 대하여 획득된다. 대안적인 실시예들에서, 타이밍(timing)은 정확하게 정렬되지 않는다. 하나 또는 그 초과의 주기들이 주어진 위상과 연관된 데이터의 프레임을 갖지 않을 수 있다. 데이터의 초음파 프레임들의 시퀀스는 적어도 부분적으로 조영제들로부터의 정보를 표현한다.

[0041] 동작(32)에서, 시퀀스의 하나 또는 그 초과의 부분집합에 대한 프레임들이 선택된다. 각각의 부분집합은 심박 주기의 실질적으로 동일한 위상에 대응하는 데이터의 프레임들로 모여진다. 실질적으로, 심박 주기의 변동 및/또는 다른 그룹의 인접한 위상보다는 특정한 위상에 더 근접한 프레임들을 고려하라. 트리거링된 시퀀스이든지 또는 비-트리거링된 시퀀스이든지, 다양한 심박 주기들에 걸쳐서 유사한 심장 위상과 연관된 프레임들은 프레임 타임 스템프 및/또는 R-웨이브 타임 스템프를 이용하여 그룹화된다. 도 3의 예시에서, 점선으로 도시된 달걀 모양은 하나의 그룹 내 각각의 주기 또는 여섯-주기 시퀀스의 부분집합으로부터 프레임 2를 표시한다. 다른 또는 상이한 부분집합들이 R-웨이브 동안에 또는 심장 확장 동안에 그룹과 같이 형성될 수 있다.

[0042] 주어진 부분집합 내에서 프레임들은 다른 특성들에 기초하여 폐기되거나 사용되지 않을 수 있다. 예컨대, 프레임 움직임 간 덜 연관된 데이터의 프레임들이 선택되고, 프레임 움직임 간 더 연관된 데이터의 프레임들이 선택

되지 않는다. 원치않는 움직임을 갖는 데이터의 프레임들이 폐기된다. 임의의 원하는 임계치가 사용될 수 있다. 다른 기준이 사용될 수 있다.

[0043] 동작(34)에서, 각각의 부분집합 내에서 프레임들은 움직임을 보상하기 위해 공간적으로 정렬된다. 움직임 정정은 심박 주기의 실질적으로 동일한 위상과 연관된 프레임들에 걸쳐서 이루어진다. 주어진 위상에 대하여, 프레임들이 정렬된다. 상이한 부분집합들의 각각의 프레임들이 대응하는 부분집합 내에서 다른 프레임들과 정렬된다.

[0044] 동작(34)의 움직임 보상은 프레임들 간의 인-플레인(in-plane) 움직임을 정정하기 위해 데이터의 프레임들에 적용될 수 있다. 인-플레인 움직임은 트랜스듀서 이동, 환자 이동, 및/또는 관심 영역 내 조직의 이동 때문일 수 있다. 움직임을 보상하기 위해, 하나 또는 그 초과의 차원들을 따라서 상대적인 병진 및/또는 회전이 결정된다. 하나의 프레임으로부터 데이터가 최선의 또는 충분한 매치를 식별하기 위해 데이터의 다른 프레임 내 상이한 영역들과 상관된다. 상관, 상호-상관, 절대 차들의 최소 합, 및/또는 유사성에 관한 다른 기준이 사용될 수 있다. 전체적 또는 국부적 움직임이 정정될 수 있다. 예컨대, 다수의 상이한 영역들에 대한 프레임들 간의 움직임이 결정된다. 전체적 움직임은 상기 다수의 움직임 정정들로부터 결정될 수 있거나 움직임 정정은 프레임을 왜곡하는 각각의 영역에 대하여 별개로 적용될 수 있다. 염격하거나 비-엄격한 움직임 모델(model)들이 비-엄격 움직임 모델에서 병진 및 회전에 부가하여 왜곡하는 것과 같이 제공될 수 있다. 데이터의 전체 프레임 또는 데이터의 윈도우(window)는 최선 매치(match) 및 대응하는 움직임을 결정하기 위해 사용될 수 있다.

[0045] 데이터의 각각의 새로운 프레임에 대하여, 선행하거나 또는 일시적으로 인접한 데이터의 선택된 프레임이 참조 프레임으로서 사용된다. 대안적으로, 동일한 참조 프레임은 각각의 후속하는, 심지어 일시적으로 이격된 데이터의 프레임들에 대한 비교를 위해 사용된다.

[0046] 프레임들 간 데이터의 변위가 프레임들 간 공간적 위치들을 정렬시키기 위해 사용된다. 움직임 정정은 트랜스듀서 이동 환자 이동, 또는 기관 이동과 연관된 움직임을 제거하거나 줄일 수 있다. 대안적으로, 프레임들 간의 어떠한 움직임 정정도 사용되지 않는다.

[0047] 움직임 센서들이 움직임 보상을 결정하기 위해 사용될 수 있다. 초음파 데이터 기반 정정을 위해, 초음파 데이터의 프레임들이 사용될 수 있다. 일실시예에서, B-모드 데이터의 프레임들이 조영제 데이터의 프레임들의 정렬을 결정하기 위해 사용된다. B-모드 데이터의 함수로서 정정이 수행된다. 동일한 위상과 연관된 프레임들이 주어진다면, B-모드 또는 조직 반응 데이터의 대응하는 프레임들은 그들 사이에서 염격한 움직임 또는 비-엄격한 움직임 모델을 이용하여 움직임 파라미터들을 추정함으로써 정렬된다. 도 4는 n번째 프레임 내 포인트(point)  $P_i^n$ 을 나타내고, 상기 포인트의 대응하는 포지션은 (n-1)번째 프레임 내  $P_i^{n-1}$ , ..., 및 1번째 프레임 내  $P_i^1$ 이며, 각각 프레임 움직임 추정의 통과에 의한 것이다. B-모드 또는 조직 프레임들 간 유사성은 B-모드 또는 조직 프레임들의 정렬을 표시한다. 정렬된 프레임들이 동일한 주기들 및 위상에서 조영제 프레임들로서 획득되는 곳에서, B-모드 또는 조직 프레임들의 정렬이 또한 조영제 프레임들의 공간적 정렬을 표시한다. B-모드를 이용하여 움직임 정정함으로써, 조영제 움직임으로 인한 정렬의 에러들이 방지될 수 있다. 조영제들이 이동중일 수 있으므로, 조영제 반응에 기반한 움직임 정정이 부정확할 수 있다.

[0048] 동작(36)에서, 이미지가 형성된다. 이미지는 공통 위상 또는 부분집합의 데이터의 움직임 정정된 초음파 프레임들의 함수로서 형성된다. 이미지는 적어도 부분적으로 심박 주기의 위상에서 조영제들로부터의 정보를 표현한다. 흐려짐이 움직임 정정에 의해 제한되거나 방지될 수 있다. 이미지는 한번 형성될 수 있고 동일한 위상과 연관된 프레임들이 더 많이 획득될수록 생성될 수 있다. 다른 부분집합들 또는 위상들을 위한 이미지들이 생성될 수 있다. B-모드 이미지들과 같은 다른 이미지들이 생성될 수 있다. 이미지들은 그레이스케일(grayscale), 색채, 또는 그들의 결합들이다.

[0049] 동작(36a)에서, 프레임들의 선택된 부분집합으로부터 나왔지만 데이터의 초음파 프레임들의 선택되지 않은 부분집합으로부터는 나오지 않은 정보가 결합된다. 이미지 또는 데이터의 새로운 프레임이 선택된 프레임들로부터의 데이터의 함수로서 생성된다. 초음파 데이터의 선택된 프레임들이 시간의 함수로서 통합된다. 통합은 수학적 통합 또는 다수의 소스들로부터의 이미지를 형성하는 것을 포함한다. 초음파 신호들의 큐빅 펌더멘털에서 주요한 정보와 같은 조영제들로부터의 정보를 결합함으로써, 조영제들의 관류 및/또는 작은 맥관 구조가 더욱 용이하게 보일 수 있다.

[0050] 관심 영역의 각각의 공간적 위치 또는 부분집합의 프레임들에 의해 표현되는 모든 공간적 위치들에 대하여, 데

이터가 비교되거나 또는 값을 결정하기 위해 사용된다. 이미지의 각각의 픽셀에 대하여, 공통 위상을 갖는 테이터의 잔여(선택된) 프레임들의 각각으로부터의 데이터의 함수로서 값이 선택된다. 최대 강도 홀딩, 최소 강도 홀딩, 평균 결정, 또는 하나 또는 그 초과의 시간 강도 곡선들을 구성하는 것과 같이, 현재 공지된 임의의 프레임-간 프로세싱 또는 차후에 개발될 프레임-간 프로세싱을 위해 결합이 이루어진다.

[0051] 예컨대, 데이터의 평균값, 중간값 또는 다른 통계적 값은 시간의 함수로서 각각의 공간적 위치에 대한 프레임들로부터 결정된다. 일실시예에서, 조영제 데이터는 제1 위상에 대응하는 조영제 데이터의 프레임들을 평균함으로써 결합된다. 선택된 부분집합의 데이터의 초음파 프레임들은 가장 이동 평균을 이용하는 것과 같이 평균된다. n번째 프레임 내 포인트  $P_i^n$ 의 강도를  $I(P_i^n)$ 로 간주하자. 포인트  $P_i^n$ 을 위한 길이(k)의 가장 이동 평균(가중 이동 평균된 k 포인트들)은 하기와 같이 계산된다:

$$\text{이동평균}(I(P_i^n)) = \frac{(w_n I(P_i^n) + w_{n-1} I(P_i^{n-1}) + \dots + w_{n-k+1} I(P_i^{n-k+1}))}{(w_n + w_{n-1} + \dots + w_{n-k+1})}$$

[0052] 여기서,  $w_n, w_{n-1}, \dots, w_{n-k+1}$ 은 상관계수들을 가중한다. 이동 윈도우는 데이터의 가장 최근 세 개의 프레임들과 같이, 평균에 포함시키기 위한 부분집합의 가장 최근에 획득된 프레임들의 개수를 정의한다. 예컨대, 세 개의 프레임 이동 평균이 심박 주기의 마지막 심장 확장 부분에 대응하는 프레임들의 부분집합에 대해 제공된다. 무한하거나 제한적인 임펄스 반응 평균화가 사용된다. 대안적인 실시예에서, 공통 위상의 부분집합의 프레임들 전부에 대한 가중 평균이 제공된다.

[0054] 시간적 평균화는 일반적으로 이미지 시퀀스에 대한 노이즈 감소를 제공할 수 있다. 조영 강화 초음파 이미지 시퀀스에서, 주어진 위치에서의 스페클 패턴은 조영제들의 움직임 때문에 변경될 수 있다. 그 결과, 시간적 평균화는 이 관점에서 스페클 노이즈를 감소시킬 수 있다.

[0055] 다른 예시 결합으로서, 선택된 프레임들의 데이터와 관련하여 최대 데이터, 최소 데이터, 또는 다른 데이터가 비교에 기초하여 선택된다. 선택된 부분집합의 프레임들이 존속된 프레임 또는 단일 프레임으로 결합된다. 예컨대, 데이터의 최대 강도 투영 프레임은 조영제 데이터의 프레임들로부터 형성된다. 조영제들로부터의 정보 중 최대치는 관심 영역 또는 이미지의 각각의 공간적 위치에 대하여 선택된다. n번째 프레임 내 포인트  $P_i^n$ 의 강도를  $I(P_i^n)$ 로 간주하자. 포인트(i)의 (시간축에 따른) 최대 강도 투영은 하기와 같이 계산된다:

$$MIP(I(P_i^n)) = \max(I(P_i^n), I(P_i^{n-1}), I(P_i^{n-2}), \dots, I(P_i^1))$$

[0057] 최대 강도 투영은 심박 주기의 동일하거나 유사한 위상을 표현하는 움직임 정정된 프레임들의 이동 윈도우 또는 부분집합에 걸쳐서 수행된다.

[0058] 심근 조영 심초음파검사에서, 조영제들은 심근 관류의 시간 추적을 나타낸다. 조영제들이 시간에 따라 이동하기 때문에, 심근 관류의 더 나은 묘사를 위해서 모든 상기 시간 변형 정보를 함께 통합하는 것이 바람직하다.

[0059] 결합의 다른 예시에서, 시간의 함수로서 강도 또는 다른 조영제 반응을 표현하는 곡선이 프레임들로부터 결정된다. 상기 곡선은 공간적 위치 또는 영역에 대한 것이다. 프레임들이 상이한 시간들과 연관되기 때문에, 곡선은 시간에 따른 강도의 곡선이다.

[0060] 동작 36b에서, 이미지는 결합의 함수로서 생성된다. 다른 프레임들로부터의 데이터를 결합함으로써 형성된 데이터의 프레임은 스캔 변환되고, 색채 코딩되고, 매핑되고, 및/또는 디스플레이 포맷으로 변환된다. 예컨대, 조영제 데이터는 색채 매핑된다. 결합은 조직 이미지 상에서 겹쳐지는 것과 같이 다른 초음파 정보와 함께 결합될 수 있다. 적색, 청색, 녹색(RGB) 또는 다른 디스플레이 값들이 조영제 데이터로부터 형성된다. 결과 이미지는 공간적 정렬 이후에 심박 주기 위상에서 조영제들을 표현한다.

[0061] 동작(36)으로부터 동작(32)으로 피드백(feedback)에 의해 표현된 바와 같이, 본 방법이 반복될 수 있다. 도시된 실시예에서, 선택하기, 움직임 보상, 결합하기 및 이미지 생성이 반복된다. 획득하기는 반복될 수도 있고 반복되지 않을 수도 있다. 예컨대, 도 3에 표현된 데이터의 프레임들은 동작(30)에서 획득된다. 반복 동작(30)이 아니라, 선택 동작(32)은 상이한 위상들에 대해 반복된다. 동작(34)에서 움직임에 대한 정정 이후에, 이미지는 상이한 위상들에 대응하는 부분집합들 또는 위상들의 각각에 대하여 형성된다. 다른 예시로서, 주어

진 위상과 연관된 이미지는 데이터의 더 많은 프레임들이 획득됨에 따라 생성된다.

[0062] 일 예시에서, B-모드 이미징은 좌심실 불투명화에 의해 수행된다. 지멘스 메디컬 솔루션스(미국)의 Sequoia c512 초음파 기계 및 4V1c 트랜스듀서, 조영 펄스 시퀀싱 기술(CPS-큐빅 펀더멘털)을 이용한 이미지. 열 개 비트(bit)의 정점의 4 챔버(chamber) 영화 클립들이 획득된다. 상기 DICOM 무비들은 소프트웨어에 의해 오프라인으로 프로세싱된다. 소프트웨어는 일시적으로 비트들을 동기화하고 열 개의 비트 시퀀스들에 걸쳐서 세 개의 비트들의 각종 이동 평균을 수행한다. 최대 강도 투영은 또한 획득된 무비들에 적용된다. 우수한 좌심실 심장 내막 혈액 인터페이스가 시각화될 수 있다. 조영 분해능 향상을 뿐만 아니라 향상된 신호 대 잡음비 향상도 제공될 수 있다.

[0063] 본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 전술되었지만, 본 발명의 범위를 벗어남 없이 많은 변경들 및 수정들이 수행될 수 있음을 명백하다. 그러므로, 앞서 기술된 기술은 제한이 아닌 예시적인 것으로 간주되어야 하며, 하기의 청구항들이 모든 동등물들을 포함하여 본 발명의 내용 및 범위를 정의하는 것이다.

### 도면의 간단한 설명

[0064] 도 1은 조영제 강화 이미징을 위한 초음파 이미징 시스템의 일실시예 블럭도이다,

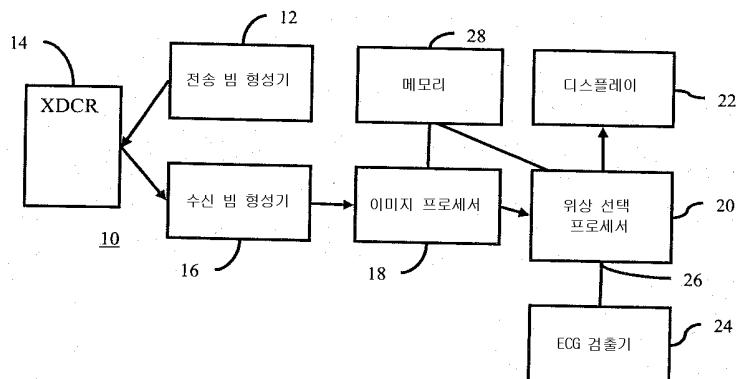
[0065] 도 2는 일실시예에 따른 조영제 강화 진단 의료 초음파 이미징을 위한 방법의 흐름 차트 도면이다,

[0066] 도 3은 프레임들의 시퀀스로부터 심박 주기의 동일한 위상에 대응하는 데이터의 프레임들을 선택하는 것의 그래픽적 표현이다, 그리고

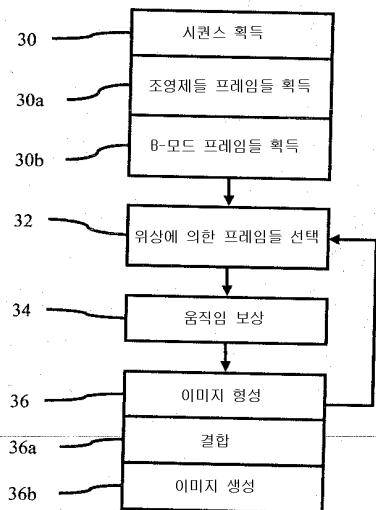
[0067] 도 4는 공통 심박 주기 위상을 갖는 데이터의 프레임들에 걸친 움직임 정정의 그래픽적 표현이다.

### 도면

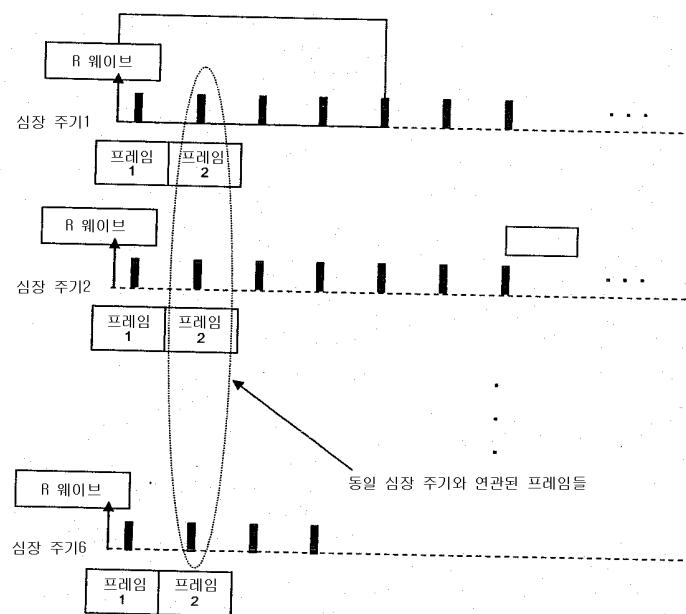
#### 도면1



## 도면2



## 도면3



## 도면4

