



(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。 Int. Cl.	(45) 공고일자	2007년07월25일
A61B 8/13 (2006.01)	(11) 등록번호	10-0742463
	(24) 등록일자	2007년07월18일

(21) 출원번호	10-2000-0048514	(65) 공개번호	10-2001-0067091
(22) 출원일자	2000년08월22일	(43) 공개일자	2001년07월12일
심사청구일자	2005년08월22일		

(30) 우선권주장	60/150,265	1999년08월23일	미국(US)
	09/432,061	1999년11월02일	미국(US)

(73) 특허권자 지이 빙메드 울트라사운드 에이에스
노르웨이 호르텐 3191 스트랜드 프레모나텐 45 박스 141 195

(72) 발명자 토프한스가먼
노르웨이 트론드헤임 7024 아르네바이베이엔 13

올스타드브준
노르웨이 스타텔엔-3960 블레흐스게이트 1

헤임달안드레아스
노르웨이 트론드헤임엔-7030 클로스터게이타 74에이

브저룸스테이나
노르웨이 트론드헤임 7014 와이드만스프 7에이

(74) 대리인 김창세

(56) 선행기술조사문헌
US5083566A

심사관 : 김태훈

전체 청구항 수 : 총 24 항

(54) 이미지 생성 방법, 조직 변형 정보 생성 방법, 조직 속도 추정 방법, 정량적인 스트레일 에코 초음파 수행 방법 및 실시간 이미징 방법

(57) 요약

조직 변형 파라미터의 계산 및 디스플레이를 위한 초음파 시스템 및 방법이 개시된다. 조직 속도 이미징 또는 스트레일 비율 이미징에 있어 높은 프레임 비율을 허용하는 초음파 획득 기법이 이용된다. 이러한 획득 기법에 의하면, 동일한 초음파 펄스가 조직 이미지 및 도플러 기반 이미지를 위해 사용된다. 조직 변형 파라미터인 스트레일은 또한 임의의 구간에 걸쳐 연속하는 프레임에 대한 스트레일 비율 추정치를 누산함으로써 산출된다. 이 구간은, 예를 들어, ECG 레직에서 R웨이브에 의해 발생하는 트리거형 구간일 수 있다. 스트레일 계산은 스트레일 비율이 누산되는 샘플 볼륨을 최초의 샘플 볼륨내의

조직의 상대적 변위에 따라 프레임간 이동시킴으로써 개선될 수 있다. 조직의 상대적 변위는 샘플 볼륨의 순시 조직 속도에 의해 산출된다. 조직 속도의 공간 미분에 기초한 스트레인 비율의 추정에는 공간 오프셋 dr 을 적응적으로 변화시킴으로써 개선된다. 이 공간 오프셋 dr 은 조직 세그먼트내에서 오프셋의 양 끝에 두 샘플 볼륨을 그대로 유지하면서 전체 조직 세그먼트(예를 들어, 심벽 폭)를 커버하도록 극대화될 수 있다. 이것은 공간 오프셋 내에서 샘플 볼륨의 다양한 파라미터(예를 들어, 그레이스케일 값, 절대 파워 추정치, 단위 시간 지연을 갖는 자동상관 함수의 크기 및/또는 스트레인 상관의 크기)가 주어진 임계치 이상인지의 여부를 결정함으로써 성취된다. 스트레인 비율은 상이한 공간 오프셋을 갖는 2샘플 스트레인 비율 추정치의 가중된 합에 기초하는 일반화된 스트레인 비율 추정기를 이용해서 추정될 수 있다. 가중치는 각각의 공간 오프셋에 대한 스트레인 비율 상관 추정치의 크기에 비례하며, 따라서, 노이즈, 즉, 불량 상관된 샘플의 영향을 감소시킨다. 통상의 시간 지연에 부가해서 공간 지연을 사용하는 개선된 신호 상관 추정기가 개시된다. 공간 지연은 조직 속도로부터 구해진다. 개선된 신호 상관 추정기는 스트레인 비율 및 조직 속도의 추정에 모두 사용될 수 있다. 조직 속도는 공간 해상도를 유지하면서 에일리어싱을 감소시키는 방법으로 추정될 수 있다. 수신된 초음파 신호의 세 개의 카피를 세 개의 중심 주파수로 대역통과 필터링한다. 세 개의 중심 주파수중 중간의 것은 초음파 신호의 제 2 고조파에 센터링된다. 외측 중심 주파수로 필터링된 두 개 신호로부터 기준 조직 속도가 추정된다. 기준 조직 속도는 제 2 고조파에 센터링된 신호로부터 추정된 다수의 조직 속도들로부터 하나의 조직 속도를 선택하는데 사용된다. 샘플 볼륨 주위의 작은 대상 영역으로부터의 조직 속도 데이터에 근거해 반드시 초음파 빔을 따른 방향이 아닌 임의의 방향에서 스트레인 비율을 추정하는 방법이 개시된다. 조직 속도, 조직 속도 적분, 스트레인 비율 및/또는 스트레인과 같은 정량적인 조직 변형 파라미터가 스트레스 에코와 같은 응용에 대해 시간 및/또는 공간 위치의 함수로써 제공될 수 있다. 예를 들어, 세 개의 상이한 스트레스 레벨에 대한 스트레인 비율 또는 스트레인 값이 심장 사이클 동안에 시간에 대해 함께 도시될 수 있다. 최대 심장수축 벽 두꺼워짐 퍼센트와 같은, 스트레인 비율 또는 스트레인 속도로부터 도출된 파라미터가 다양한 스트레스 레벨에 대해 도시될 수 있다.

대표도

도 3

특허청구의 범위

청구항 1.

삭제

청구항 2.

삭제

청구항 3.

삭제

청구항 4.

삭제

청구항 5.

삭제

청구항 6.

삭제

청구항 7.

삭제

청구항 8.

삭제

청구항 9.

삭제

청구항 10.

삭제

청구항 11.

삭제

청구항 12.

삭제

청구항 13.

삭제

청구항 14.

삭제

청구항 15.

삭제

청구항 16.

삭제

청구항 17.

삭제

청구항 18.

삭제

청구항 19.

삭제

청구항 20.

삭제

청구항 21.

삭제

청구항 22.

삭제

청구항 23.

삭제

청구항 24.

삭제

청구항 25.

삭제

청구항 26.

삭제

청구항 27.

삭제

청구항 28.

삭제

청구항 29.

삭제

청구항 30.

삭제

청구항 31.

삭제

청구항 32.

삭제

청구항 33.

삭제

청구항 34.

삭제

청구항 35.

삭제

청구항 36.

삭제

청구항 37.

삭제

청구항 38.

삭제

청구항 39.

삭제

청구항 40.

삭제

청구항 41.

삭제

청구항 42.

삭제

청구항 43.

삭제

청구항 44.

삭제

청구항 45.

삭제

청구항 46.

삭제

청구항 47.

삭제

청구항 48.

삭제

청구항 49.

삭제

청구항 50.

삭제

청구항 51.

삭제

청구항 52.

삭제

청구항 53.

삭제

청구항 54.

삭제

청구항 55.

삭제

청구항 56.

삭제

청구항 57.

삭제

청구항 58.

삭제

청구항 59.

삭제

청구항 60.

삭제

청구항 61.

삭제

청구항 62.

삭제

청구항 63.

삭제

청구항 64.

삭제

청구항 65.

조직 변형 정보를 생성하는 방법에 있어서,

초음파 펄스를 전송하는 단계와,

공간 영역을 커버하는 대상 영역에서 초음파 빔을 따른 복수의 한계 위치들에 대한 에코 신호를 획득하는 단계와,

상기 공간 영역 내측의 상기 한계 위치들에 대한 조직 변형 값을 추정하는 단계와,

상기 공간 영역에 대한 상기 변형 값들의 이미지를 제공하도록 디스플레이 유닛상에 각각의 한계 위치에 대한 조직 변형 값을 디스플레이하는 단계를 포함하고,

상기 조직 변형 값을 추정하는 단계는, 주어진 기간에 걸쳐 적분된 스트레인 비율(strain rate)로서 정의되는 스트레인을 추정하는 단계를 포함하는,

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 66.

제 65 항에 있어서,

각 한계 위치에 대한 조직 변형 값은 상기 공간 영역과 연관된 디스플레이 유닛상의 공간 좌표에 디스플레이되어, 상기 공간 영역에 대한 상기 변형 값들의 생동감있는(live) 실시간 이미지를 제공하는

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 67.

제 65 항에 있어서,

상기 스트레인 비율은 조직 속도(tissue velocity)의 공간 미분으로서 정의되는

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 68.

제 65 항에 있어서,

상기 스트레인을 추정하는 단계는

에코 신호들에 기초해서 상기 초음파 빔을 따른 다수의 한계 위치들에 대한 복소 펄스간 상관을 추정하는 단계와,

주어진 방사 방향 거리에 의해 분리된 적어도 두개의 한계 위치들로부터 스트레인 상관 함수를 계산하는 단계와,

상기 스트레인 상관 함수의 위상에 기초해서 상기 스트레인 비율을 계산하는 단계와,

상기 주어진 기간에 걸쳐서 상기 스트레인 비율을 누산함으로써 스트레인을 계산하는 단계를 포함하는

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 69.

제 68 항에 있어서,

상기 스트레인 상관 함수는 제 1 한계 위치에 대한 상기 복소 펄스간 상관의 공액을, 상기 제 1 한계 위치로부터 상기 주어진 방사 방향 거리에 위치된 제 2 한계 위치에 대한 상기 복소 펄스간 상관으로 승산함으로써 구해지는

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 70.

제 68 항에 있어서,

상기 스트레인 비율은 상기 스트레인 상관 함수의 위상각과 음향 속도의 곱으로서 정의되는 분자를, $4, \pi$, 상기 주어진 방사 방향 거리 및 상기 다수 펄스들 중 연속하는 펄스간의 시간의 곱으로서 정의되는 분모로 나눔으로써 구해지는

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 71.

제 65 항에 있어서,

상기 주어진 기간은 심장 사이클내의 이벤트에 관련되는

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 72.

제 65 항에 있어서,

상기 주어진 기간은 ECG 궤적내에서 아티팩트(artifact)에 의해 트리거되는

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 73.

제 65 항에 있어서,

상기 조직 변형 값을 추정하는 단계는,

한 프레임 구간에 걸쳐 제 1 샘플 볼륨에 대한 스트레인 비율을 추정하는 단계와,

제 1 스트레인 값을 결정하기 위해 상기 프레임 구간과 상기 제 1 샘플 볼륨에 대한 상기 스트레인 비율을 승산하는 단계와,

상기 제 1 샘플 볼륨에 대한 조직 속도를 추정하고 프레임간의 상대적 변위 값을 계산하는 단계와,

한 프레임 구간에 걸쳐, 상기 제 1 샘플 볼륨으로부터 상기 프레임간 상대적 변위 값만큼 변위된 제 2 샘플 볼륨에 대한 스트레인 비율을 추정하는 단계와,

제 2 스트레인 값을 결정하기 위해 상기 프레임 구간과 상기 제 2 샘플 볼륨에 대한 상기 스트레인 비율을 승산하는 단계와,

적어도 상기 제 1 스트레인 값과 제 2 스트레인 값을 합산하는 단계를 포함하는

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 74.

제 65 항에 있어서,

상기 조직 변형 값을 추정하는 단계는

한 프레임 구간에 걸쳐 제 1 샘플 볼륨에 대한 스트레인 비율을 추정하는 단계와,

제 1 스트레인 값을 결정하기 위해 상기 프레임 구간과 상기 제 1 샘플 볼륨에 대한 상기 스트레인 비율을 승산하는 단계와,

상기 제 1 샘플 볼륨에 대한 조직 속도를 추정하고 프레임간의 상대적 변위 값을 계산하는 단계와,

하나 이상의 추가 프레임 구간에 걸쳐, 상기 제 1 샘플 볼륨으로부터 상기 프레임간 상대적 변위 값만큼 변위된 하나 이상의 추가 샘플 볼륨에 대한 스트레인 비율을 추정하는 단계와,

상기 하나 이상의 추가 스트레인 값을 결정하기 위해 상기 프레임 구간과 상기 하나 이상의 추가 샘플 볼륨에 대한 스트레인 비율을 승산하는 단계와,

적어도 상기 제 1 스트레인 값과 상기 하나 이상의 추가 스트레인 값을 합산하는 단계를 포함하는

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 75.

조직 변형 정보를 생성하는 방법에 있어서,

초음파 펄스를 전송하는 단계와,

공간 영역을 커버하는 대상 영역에서 초음파 빔을 따른 복수의 한계 위치들에 대한 에코 신호를 획득하는 단계와,

상기 공간 영역 내측의 상기 한계 위치들에 대한 조직 변형 값을 추정하는 단계와,

상기 공간 영역에 대한 상기 변형 값들의 이미지를 제공하도록 디스플레이 유닛상에 각각의 한계 위치에 대한 조직 변형 값을 디스플레이하는 단계를 포함하고,

상기 조직 변형 값은 스트레인이고,

상기 조직 변형 값을 추정하는 단계는,

복수의 프레임에 대한 주어진 샘플 볼륨에 대한 스트레인 비율을 추정하는 단계로서, 상기 복수의 프레임의 각각은 하나의 프레임 구간으로부터 분리된, 단계와,

상기 복수의 프레임 각각에 대한 스트레인 값을 결정하기 위해, 상기 복수의 프레임 각각에 대해 추정된 스트레인 비율과 프레임 구간을 승산하는 단계와,

상기 복수의 프레임 각각에 대한 스트레인 값을 합산하는 단계를 포함하는

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 76.

조직 부분에 대한 조직 변형 정보를 생성하는 방법에 있어서,

초음파 빔을 따른 다수의 샘플 볼륨들—상기 샘플 볼륨들 중 제 1 단부 샘플 볼륨 및 제 2 단부 샘플 볼륨이 공간적 오프셋을 규정함—에 대한 조직 속도를 추정하는 단계와,

상기 제 1 단부 샘플 볼륨 및 상기 제 2 단부 샘플 볼륨이 상기 조직 부분내에 놓이는지의 여부를 결정하는 단계와,

상기 제 1 단부 샘플 볼륨 및 상기 제 2 단부 샘플 볼륨이 상기 조직 부분내에 놓이고, 상기 공간적 오프셋이 최대화되도록, 상기 공간적 오프셋을 자동으로 조정하는 단계와,

상기 공간적 오프셋에 대한 상기 조직 속도의 공간 미분으로서 조직 변형 값을 계산하는 단계를 포함하는

조직 부분에 대한 조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 77.

제 76 항에 있어서,

상기 결정 단계는

상기 제 1 단부 샘플 볼륨과 연관된 그레이스케일 값이 임계치 이상인지의 여부를 결정하는 단계와,

상기 제 2 단부 샘플 볼륨과 연관된 그레이스케일 값이 임계치 이상인지의 여부를 결정하는 단계를 포함하는

조직 부분에 대한 조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 78.

제 76 항에 있어서,

상기 결정 단계는

상기 제 1 단부 샘플 볼륨과 연관된 절대 파워 추정치가 임계치 이상인지의 여부를 결정하는 단계와,

상기 제 2 단부 샘플 볼륨과 연관된 절대 파워 추정치가 임계치 이상인지의 여부를 결정하는 단계를 포함하는

조직 부분에 대한 조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 79.

제 76 항에 있어서,

상기 결정 단계는

상기 제 1 단부 샘플 볼륨과 연관된 단위 시간 지연을 갖는 자동 상관 함수의 크기가 임계치 이상인지의 여부를 결정하는 단계와,

상기 제 2 단부 샘플 볼륨과 연관된 단위 시간 지연을 갖는 자동 상관 함수의 크기가 임계치 이상인지의 여부를 결정하는 단계를 포함하는

조직 부분에 대한 조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 80.

제 76 항에 있어서,

상기 결정 단계는

상기 제 1 단부 샘플 볼륨과 연관된 스트레인 상관의 크기가 임계치 이상인지의 여부를 결정하는 단계와,

상기 제 2 단부 샘플 볼륨과 연관된 스트레인 상관의 크기가 임계치 이상인지의 여부를 결정하는 단계를 포함하는

조직 부분에 대한 조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 81.

제 76 항에 있어서,

상기 조직 변형 값은 스트레인 비율인

조직 부분에 대한 조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 82.

제 77 항에 있어서,

상기 스트레인 비율은 스트레인을 계산하는데 사용되는

조직 부분에 대한 조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 83.

조직 변형 정보를 생성하는 방법에 있어서,

초음파 빔을 따른 복수의 샘플 볼륨에 대한 조직 속도를 결정하는 단계와,

상기 샘플 볼륨들의 제 1 서브세트를 포함하는 제 1 공간 오프셋에 기초해서 조직 속도의 공간 미분으로서 제 1 스트레인 비율을 추정하는 단계와,

상기 샘플 볼륨들의 제 2 서브세트를 포함하는 제 2 공간 오프셋에 기초해서 조직 속도의 공간 미분으로서 제 2 스트레인 비율을 추정하는 단계와,

상기 제 1 스트레인 비율과 상기 제 2 스트레인 비율의 가중 합에 기초해서 가중된 스트레인 비율을 추정하는 단계를 포함하는

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 84.

제 83 항에 있어서,

상기 제 1 스트레인 비율은 상기 제 1 공간 오프셋에 대한 스트레인 상관 추정치에 비례하여 가중되고, 상기 제 2 스트레인 비율은 상기 제 2 공간 오프셋에 대한 스트레인 상관 추정치에 비례하는

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 85.

제 84 항에 있어서,

상기 제 1 스트레인 상관 추정치는 제 1 신호 상관 추정치의 함수이고, 상기 제 2 스트레인 상관 추정치는 제 2 신호 상관 추정치의 함수인

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 86.

제 85 항에 있어서,

상기 제 1 및 제 2 신호 상관 추정치를 추정하는 단계를 더 포함하되,

상기 추정은 제 1 시간 샘플 동안에 상기 공간 오프셋의 단부 샘플 볼륨으로부터 수신된 직교 복조된 도플러 신호의 복소 공액과, 후속하는 시간 샘플 동안에 상기 단부 샘플 볼륨으로부터 수신된 직교 복조된 도플러 신호의 곱을 계산하는 단계를 포함하는

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 87.

제 85 항에 있어서,

상기 제 1 및 제 2 신호 상관 추정치를 추정하는 단계를 더 포함하되,

상기 추정은 제 1 시간 샘플 동안에 상기 공간 오프셋의 제 1 단부 샘플 볼륨으로부터 수신된 직교 복조된 도플러 신호의 복소 공액과, 후속하는 시간 샘플 동안에 공간 지연에 의해 상기 제 1 단부 샘플 볼륨으로부터 분리된 제 2 샘플 볼륨으로부터 수신된 직교 복조된 도플러 신호의 곱을 계산하는 단계를 포함하는

조직 변형 정보 생성 방법.

청구항 88.

제 87 항에 있어서,

상기 공간 지연은 상기 제 1 단부 샘플 볼륨에 대해 결정된 조직 속도에 비례하는 조직 변형 정보 생성 방법.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 해부학적 구조 및 그들의 움직임을 측정하고 이미징하는 진단 초음파 시스템에 관한 것이다. 보다 구체적으로, 본 발명은 초음파 이미징 시스템에 사용될 조직 변형(tissue deformation)을 계산 및 디스플레이하기 위한 신호 처리 방법 및 장치에 관한 것이다.

최근 초음파와 이미징 분야에서 의사들은 임상 측정용 조직 스트레인(strain) 및 스트레인 속도와 같은 조직 변형 특성을 사용하는데 관심을 가지게 되었다.

"스트레인(strain)"이라 함은 조사중인 물질의 특성을 말한다. 예를 들어, 근육 조직과 연관된 스트레인은 근육 조직의 초기 길이에 대한 규정된 기간동안 근육 조직 길이의 변화 비율에 대응한다. 초음파 이미징에서 스트레인 변화율(예를 들어, 스트레인 비율, 스트레인 속도 등)은 의사들에게 컬러화된 2차원 이미지로서 시각적으로 제공될 수 있는데, 여기서 컬러의 변화는 상이한 스트레인 속도에 대응한다. 근육의 한 분절(segment)의 생존능력은 근육 스트레인의 양과, 근육 분절에 의해 수행되거나 그에 부과되는 스트레인의 순간적 작용에 관련됨은 명백하게 되었다. 또한, 악성 종양은 압축에 대한 그들의 내성에 기초해서 검출될 수 있음이 밝혀졌다.

실시간 스트레인 속도 이미징의 한가지 응용은 심장학(cardiology)에서이다. 스트레인 속도는 수축 및 이완하는 심근의 능력에 대해 직접적이고 정량적인 척도를 제공한다. 정점 관점(apical view)으로부터 심근을 따라 이미징함으로써 심장의 장

축을 따른 국부적 스트레인 속도 성분이 측정될 수 있다. 국부적 스트레인 속도 성분을 측정하면 심벽의 국부적 단축 및 연장에 대한 정보를 얻을 수 있다. 이상 흉골부 관점으로부터 이미징함으로써 심벽에 수직인 스트레인 속도 성분이 발견될 수 있다. 심벽에 수직인 스트레인 속도 성분을 발견하면 근육의 국부적 두꺼워짐에 대한 정보를 얻을 수 있다. M-모드로 또는 2D 이미지로부터 관측된 심벽의 두꺼워짐은 근육 생존능력에 대해 통상 사용되는 척도이다. 스트레인 속도 이미징을 이용함으로써 이러한 두꺼워짐에 대한 직접적인 측정이 이용가능하다. 스트레인 속도 이미지는 다수의 심장 장애의 진단에 잠재적으로 부가될 수 있다.

스트레인 속도 이미징의 다른 응용은 심장 이식 분야에서이다. 심근내에서 속도 변동은 심장 이식후 거부반응 진단을 위해 중요하다. 스트레인 속도 이미지는 이들 속도 변동의 직접적 디스플레이를 제공한다.

스트레인 속도 이미지의 다른 응용은 비침입성 전기생리학(noninvasive electrophysiology) 분야에서이다. 바람직한 실시예는 높은 공간 및 시간적 해상도로 국부적 수축/이완 기여를 이미징하는 기법을 기술한다. 국부적 수축/이완 정보는, 예를 들어, 심실의 역학적 운동이 AV-평면 바로 아래의 횡단면에 기초해서 동작되는 경우의 부위를 정확히 측정하는데 사용될 수 있다. 또한, 심방으로부터 심실까지 비정상 전도 경로(울프-파킨슨-화이트(Wolf-Parkinson-White))는 차후 제거에 대한 국부화될 수 있다. 이들 경로의 심근내 깊이까지도 본 발명에 의해 보다 양호하게 국부화될 수 있어서 환자가 카테테르(catheter) 기법 또는 외과 기법으로 치료되어야 하는지의 여부를 결정할 수 있다.

스트레인 속도 이미징의 또 다른 응용은 심벽의 두꺼워짐을 측정하는데 있어서이다. 심장병 진단에 있어 잘 정립된 방법은 M-모드 이미지를 획득하고 심장 수축동안 심근의 벽 두꺼워짐을 측정하는 것이다. 바람직한 실시예는 이러한 벽 두꺼워짐 정보를 획득하고 이것을 공간 및 시간 영역에서 고정확도로 실시간으로 측정하는 기법을 제공한다. 현재 벽 두꺼워짐 측정의 높은 진단 관련성은 본 발명에서 기술된 이미징 내용이 심장병 진단에 대해 고도의 관련 정보를 포함함을 나타낸다.

스트레인 속도 또는 스트레인 비율을 보다 상세히 이해하기 위해, 초기 길이 L_0 인 객체가 상이한 길이 L 로 신장 또는 압축 또는 그 자체를 연장 또는 수축시켰다고 가정하자. 1차원 스트레인은 다음 수학식 1로 정의된다.

$$\text{수학식 1} \\ \epsilon = \frac{L - L_0}{L_0}$$

수학식 1은 변화의 표시(dimensionless description)이다. 길이 L 이 시간의 함수인 것으로 생각된 경우, 스트레인은 시간 미분, 즉, 스트레인 속도는 다음 수학식 2를 이용해서 얻어질 수 있다.

$$\text{수학식 2} \\ \dot{\epsilon} = \frac{\partial \epsilon}{\partial t}$$

객체의 모든 점에서의 속도 v 가 기지인 경우, 스트레인 속도의 등가 정의는 다음 수학식 3과 같다.

$$\text{수학식 3} \\ \dot{\epsilon} = \frac{\partial v}{\partial r}$$

이들 식은 또한 객체의 변형에 대해서도 유용한 설명을 제공한다. 수학식 3에서 r 은 공간에서의 신장 또는 압축 방향이다. 수학식 2와 수학식 3간의 관계는 길이 L 이 $L(t)=r_2(t)-r_1(t)$ 및 $L_0=L(t_0)$ 로서 정의된 경우에 밝혀질 수 있는데, 이때 r_1 은 객체의 한쪽 단부까지의 거리, r_2 는 다른 쪽까지의 거리이며, $t > t_0$ 및 $r_1 > r_2$ 라고 한다. 수학식 3에 도식된 바와 같이, 스트레인 속도는 사실 속도의 공간 기울기 (spatial gradient) 이다. 따라서, 스트레인 속도는 객체의 변형 비율을 측정한다. 스트레인 속도가 제로이면, 객체의 형상은 변화하지 않는 중이다. 스트레인 속도가 포지티브이면, 객체의 길이가 증가하는 중이며, 스트레인 속도가 네가티브이면 객체의 길이가 감소하는 중이다. 스트레인 속도는 변형율(rate-of-deformation), 스트레인 비율 또는 속도 스트레인으로으로도 알려져 있다.

스트레인 이미징은 현재 초음파 이미징 분야에서 확립된 연구 영역이다. 이미징된 구조의 변형 정도는 압력 증가전 및 후에 획득된 2D 이미지들의 상관에 의해 추정될 수 있다. 이미지들의 상관에 기초해서 이미지 변형을 추정하는 데 있어서의 한가지 단점은 스트레인의 순시 값이 실시간으로 계산되지도 디스플레이되지도 않는다는 것이다. 실시간 능력의 결여는

중요한 임상적 단점이다. 예를 들어, 스트레인 이미징이 실시간으로 수행될 수 있다면, 스트레인 이미징은 심장병 초음파에서 더욱 효과적으로 인가될 수 있거나 조직 압축성의 이상(anomalies)이 이미징된 구조에 인가되는 압력 변화율에 따라 실시간으로 가시화될 수 있는 대화형 검사 형식으로서 사용될 수 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

무선 주파수(RF) M-모드 획득에 기초해서 국부적 심근 스트레인 속도를 추정하기 위한 위치 트래킹 방법이 제안되었다. 이러한 위치 트래킹 방법은 1997년 IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 44, pp.752-768에 에이치. 가나이, 에이치. 하세가와, 엔. 구바치, 와이. 고이와 및 엠. 다나카에 의해 "Noninvasive evaluation of local myocardial thickening and its color-coded imaging"란 명칭으로 기술되어 있다. 그러나, 가나이 등의 논문에 기술된 방법은 빈약한 시간적 해상도 및 높은 계산 비용이라는 단점을 갖는데, 이것은 실시간 이미징을 어렵게 하고 비용을 상승시킨다. 더욱이, 가나이 등의 논문에 기술된 방법은 실시간 2차원 스트레인 이미징에 대한 기초를 형성하는데 그다지 적합하지 않은 수동 M-모드 기법이다. 또한, 스트레인 속도는 속도 추정치의 미분이며, 따라서, 노이즈에 매우 민감하다. 조직 속도 이미징에 고유한 근본적인 속도 에일리어싱(aliasing) 문제는, 에일리어싱이 펄스 반복 주파수를 큰 관찰 시간을 허용하기에 충분히 낮은 속도로 설정하는 것을 방해하기 때문에 노이즈를 극복하기 어렵게 한다. 관찰 시간이 증가될 수 있다면, 스트레인 속도 이미지들의 노이즈 강건성(robustness)은 현저히 개선될 수 있다.

이상 언급된 어려움들 중 몇몇은 1998년 10월 7일, "A METHOD AND APPARATUS FOR PROVIDING REAL-TIME CALCULATION AND DISPLAY OF STRAIN IN ULTRASOUND IMAGING"란 명칭으로 출원되고 본 명세서에서 참조로 인용된 미국 특허 출원 제 09/167,896 호의 교시에 따라 해소되고 극복된다. 그러나, 본 발명의 목적은 이러한 교시에 대해 보충 및/또는 개선하는 것이다. 종래 기술의 특징의 부가적인 문제점들 및 단점을 이하에 설명한다.

색 도플러(color Doppler) 응용에서 높은 프레임 비율을 성취하기 위해 두가지 이미 공지된 기법, 즉, 멀티 라인 획득(multi line acquisition:MLA) 및 인터리빙이 통상 이용된다. 이들 기법은, 하나의 펄스가 수신된 후 스캐너가 동일한 방향에서 다음 펄스를 발사하기 전에 지정된 펄스 반복 시간(T)을 대기하는 기본 모드에서 더욱 많은 데이터를 획득할 수 있게 한다. 기본 모드에서 도플러 데이터 프레임 획득하는데 걸리는 시간은 다음 수학식 4와 같다.

$$\text{수학식 4} \\ t_{D0} = N_b NT$$

여기서 N은 각 방향에서 펄스들의 수이고, N_b 는 이미지에서 빔들의 수이다. 송신기 및 빔 형성기의 셋업 변동에 관련된 비교적 작은 잉여 지연은 설명을 간단히 하기 위해 무시된다.

MLA 방법에서, 넓은 빔이 전송된다. 에코를 수신하면 모든 트랜스듀서 요소로부터의 신호는 두 개 이상의 빔 형성기들에서 동시에 처리된다. 각 빔 형성기는 상이한 수신 빔을 발생하기 위해 요소 신호들을 상이하게 시간 지연시킨다. 이렇게 해서 두 개 이상의 빔들이 1 펄스-에코 사이클에 대한 시간동안 획득될 수 있으며, 프레임 비율은 그에 따라 증가될 수 있다. MLA를 이용하여 도플러 데이터 프레임을 획득하는데 걸리는 시간은 다음 수학식 5와 같다.

$$\text{수학식 5} \\ t_{DMLA} = \frac{N_b}{N_{MLA}} NT$$

여기서 N_{MLA} 은 동시에 처리되는 빔들의 수이다.

인터리빙 기법에서 동일 방향에서 하나의 펄스로부터 다음 펄스까지의 대기 시간 T는 도 1에 예시된 바와 같이 다른 방향에서 펄스들을 송신하는데 이용된다. 그러나, 어느 방향으로든 다른 펄스가 발생될 수 없는 최소 대기 시간 T_0 가 있다. 이것은 펄스가 최대 깊이까지 주행하고 다시 되돌아오는데 걸리는 시간으로 주어지며, $T_0 > 2d/c$ 이다. 시간 T동안 펄스가 발사되는 방향의 수는 인터리브 그룹 사이즈 N_{int} 라고 칭한다. 이것은 명백히 정수이어야 하며, $T=N_{int} T_0$ 이다. 인터리브를 사용하여 도플러 데이터 프레임을 획득하는데 걸리는 시간은 다음 수학식 6이 된다.

$$\text{수학식 6} \\ t_{Dint} = \frac{N_b}{N_{int} N_{MLA}} NT$$

도 1은 세 개의 상이한 인터리브 그룹 사이즈 N_{int} 에 대한 인터리빙 방법에서의 펄스 순서 및 빔 방향을 예시한다. 도 1의 예에서 빔의 수 N_b 는 8이고, 패킷 사이즈 N 은 2이다. 인터리브 패턴(100)의 경우, 인터리브 그룹 사이즈 N_{int} 는 8이고, 인터리브 패턴(110)의 경우, N_{int} 는 4이며, 인터리브 패턴(120)의 경우 N_{int} 는 1이다.

조직 도플러 응용에 대한 전형적인 스캐닝 프로시더가 도 2에 예시되어 있다. 도 2의 예에서, 패킷 사이즈 N 은 3이고, 인터리브 그룹 사이즈 N_{int} 는 Nb 이다. T 는 펄스 반복 시간이고, t_T 및 t_D 는 각기 조직 프레임 및 도플러 프레임을 획득하는데 필요한 시간이며, t_F 는 하나의 조직 도플러 프레임에 대한 총 획득 시간이다. 먼저, 높은 빔 밀도를 이용하여 조직 프레임(130)이 캡처된다. 조직 도플러에 이용된 PRF는 통상 너무 낮아서 단 하나의 인터리브 그룹이 필요하다. 따라서, 통상 조직 프레임내에서 보다 적은 수의 빔을 이용해서 N 개의 도플러 서브프레임(132, 134, 136)이 개별적으로 캡처된다. 속도는 N 개의 서브프레임(132, 134, 136)으로부터 계산되고, 색 코딩된 후 조직 프레임으로 매핑된다. 이때 조직 도플러 프레임을 획득하는데 걸리는 시간은 다음 수학적 식 7이 된다.

수학적 식 7

$$t_F = t_T + \frac{N_b}{N_{MLA}} NT$$

여기서 t_T 는 조직 프레임을 획득하는 데 요구된 시간이다. 따라서, 최대 프레임 비율은 앞서 기술된 초음파 데이터 획득 체계에 의해 제한됨이 명백하다.

조직 속도는 초음파 신호의 제 1 또는 제 2 고조파 성분을 이용해서 추정될 수 있음이 알려져 있다. 제 2 고조파 성분(옥타브 이미징)을 사용하면 그레이 스케일 이미지들에 있어 이미지 품질이 개선되며, 이러한 개선은 조직 도플러에서 기대될 수 있음이 보고되었다. 그러나, 기본 성분 대신에 제 2 고조파를 이용할 경우 나이퀴스트 제한(Nyquist limit)이 반감되는 단점이 있다. 낮은 PRF를 이용하는 것이 또한 바람직한데, 복소 신호의 위상 진폭이 노이즈에 비해 증가되기 때문에 속도 추정에 있어 보다 낮은 편차가 얻어진다. 낮은 PRF를 이용할 경우의 단점은 나이퀴스트 제한이 더욱 감소된다는 것이다. 나이퀴스트 제한이 감소하면, 에일리어싱의 위험이 증가하며 높은 속도들의 부실 표시가 초래될 수 있다.

발명의 구성

조직 변형 파라미터들의 계산 및 디스플레이를 위한 초음파 시스템 및 방법이 개시된다.

본 발명의 바람직한 실시예의 한 측면에 따르면, 조직 속도 이미징 또는 스트레인 비율 이미징에 있어 높은 프레임 비율을 허용하는 초음파 획득 기법이 개시된다. 이러한 획득 기법에 의해 동일한 초음파 펄스가 조직 이미지 및 도플러 기반 이미지에 대해 사용된다. 슬라이딩 윈도우 기법(sliding window technique)이 처리를 위해 이용된다.

본 발명의 바람직한 실시예의 다른 측면에 따르면, 스트레인은 소정 간격에 걸쳐 연속하는 프레임들에 대한 스트레인 비율 추정치들을 누산함으로써 결정된다. 간격은, 예를 들어, ECG 트레이스에서 R-파형에 의해 발생하는 트리거형 간격일 수 있다. 스트레인 계산은 최초의 샘플 볼륨내에서 조직의 상대적 변위에 따라 프레임간에 스트레인 비율이 계산되는 샘플 볼륨을 이동시킴으로써 개선될 수 있다. 조직의 상대적 변위는 샘플 볼륨의 순시 조직 속도에 의해 결정된다.

본 발명의 바람직한 실시예의 다른 측면에 따르면, 스트레인 비율의 추정에 사용되는 공간 오프셋 dr 이 이미지 전체에 걸쳐 적응적으로 변화된다. 공간 오프셋 dr 은, 조직 세그먼트(예를 들어, 심벽 폭)내에서 오프셋의 양 끝에 샘플 볼륨을 계속 유지하면서 전체 조직 세그먼트를 커버하도록 극대화될 수 있다. 이것은 공간 오프셋내에서 샘플 볼륨의 다양한 파라미터(예를 들어, 그레이 스케일 값, 절대 파워 추정치, 단위 시간 지연(unity temporal lag)을 갖는 자동상관 함수의 크기 및/또는 스트레인 상관의 크기)가 상기한 소정의 역치인지의 여부를 결정함으로써 성취될 수도 있다.

본 발명의 바람직한 실시예의 또 다른 측면에 따르면, 상이한 공간 오프셋을 갖는 2-샘플 스트레인 비율 추정기의 가중된 합에 기초한 일반화된 스트레인 비율 추정기가 이용된다. 가중치는 각 공간 오프셋에 대한 스트레인 비율 상관 추정치의 크기에 비례하며, 따라서, 노이즈 샘플, 즉, 불량 상관된 샘플의 영향을 감소시킨다.

본 발명의 바람직한 실시예의 또 다른 측면에 따르면, 통상의 시간 지연에 부가해서 공간 지연을 이용하는 개선된 신호 상관 추정기가 개시된다. 공간 지연은 조직 속도로부터 획득된다. 개선된 신호 상관 추정기는 스트레인 비율의 추정 및 조직 속도의 추정에 이용될 수 있다.

본 발명의 바람직한 실시예의 또 다른 측면에 따르면, 조직 속도는 공간 해상도를 유지하면서 에일리어싱을 감소시키는 방법으로 추정된다. 수신된 초음파 신호의 세 개의 카피가 세 개의 중심 주파수로 대역통과 필터링된다. 세 개 중심 주파수의 중간은 초음파 신호의 제 2 고조파에 센터링된다. 제 2 고조파에 센터링된 신호로부터 추정된 다수의 조직 속도로부터 하나의 조직 속도를 선택하기 위해 기준 조직 속도가 사용된다.

본 발명의 바람직한 실시예의 또 다른 측면에 따르면, 샘플 볼륨 주위의 작은 대상 영역으로부터의 조직 속도 데이터에 기초해서 반드시 초음파 빔을 따라 필요없이 임의 방향에서 스트레인 비율을 추정하는 방법이 개시된다.

본 발명의 바람직한 실시예의 또 다른 측면에 따르면, 조직 속도, 조직 속도 적분, 스트레인 비율 및/또는 스트레인과 같은 복수의 정량적인 조직 변형 파라미터들이 스트레스 에코와 같은 애플리케이션에 대한 시간 및/또는 공간 위치의 함수로서 제공될 수도 있다. 예를 들어, 세 개의 상이한 스트레스 레벨에 대해 스트레인 비율 또는 스트레인 값이 하나의 심장 사이클 시간에 대해 함께 도시될 수 있다. 스트레인 비율 또는 스트레인 속도로부터 도출된, 최대 심장수축에 의한 심벽 두꺼워짐 퍼센트와 같은 파라미터가 다양한 스트레스 레벨에 대해 도시될 수 있다.

본 발명의 다른 목적, 특징 및 장점들은 이하의 상세한 설명과 첨부 도면으로부터 명백하게 된다.

스트레인 비율, 스트레인 및 조직 속도와 같은 조직 변형 파라미터의 진단 이미지들을 실시간 및/또는 후처리 모드로 발생하기 위한 방법 및 장치가 기술된다. 이하의 설명에서, 다수의 특정 세부 사항은 본 발명의 바람직한 실시예의 완전한 이해를 돕기 위해 제공된다. 그러나, 당분야에 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명이 이들 특정 세부 사항 없이 실시될 수 있음을 알 것이다.

본 발명의 바람직한 실시예에 따른 초음파 이미징 시스템에 대한 블록도가 도 3에 도시되어 있다. 송신기(140)는 펄스형 초음파 빔(144)을 신체내로 방출하도록 초음파 트랜스듀서(142)를 구동한다. 초음파 펄스는 근육 조직과 같은 신체내의 구조들로부터 역산란되어 트랜스듀서(142)로 복귀되어 검출되는 에코(echoes)를 생성한다. 수신기(146)는 이들 에코를 검출한다. 에코는 수신기(146)로부터 복소 복조 스테이지(148) 및 조직 처리 스테이지(149)로 보내진다. 복소 복조 스테이지(148)는 에코 신호를 복조하여 에코 신호를 나타내는 I, Q 데이터 쌍을 형성한다. 복조된 I, Q 데이터 쌍은 복합 도플러 신호로서, 이하에 설명되는 바와 같이 조직 속도, 스트레인 비율 (strain rate) 및/또는 스트레인 계산을 수행하는 조직 변형 계산 스테이지(150)로 보내진다. 복합 도플러 신호는 범위 위치 및 대상 영역내의 빔에 의해 규정되는 샘플 볼륨과 연관된다. 복합 도플러 신호는 통상 도플러 쉬프트를 추정하는데 사용되는 데이터 샘플들의 세그먼트를 포함한다. 에코 신호는 또한 조직 처리 스테이지(149)로 보내지며, 조직 처리 스테이지는 B-모드 처리와 같은 처리를 수행하여 스캔된 해부학적 구조의 2D 또는 3D 이미지를 형성한다.

조직 변형 계산 스테이지(150)에 의해 출력되는 조직 변형 값, 예를 들어, 조직 속도, 스트레인 비율 및/또는 스트레인과, 조직 처리 스테이지(149)에 의해 출력되는 조직 이미지 값은 디스플레이를 위해 디스플레이 시스템(152)으로 보내진다. 디스플레이 시스템(152)은 모니터(154)를 포함한다.

1998년 10월 7일, "A METHOD AND APPARATUS FOR PROVIDING REAL-TIME CALCULATION AND DISPLAY OF STRAIN IN ULTRASOUND IMAGING"이란 명칭으로 출원되고, 본 명세서에서 참조로 인용된 미국 특허 출원 제 09/167,896 호에는 스트레인 비율이 도 3에 도시된 시스템을 이용해서 추정될 수 있는 방법이 기술되어 있다.

낮은 펄스 반복 주파수(PRF)가 허용가능한 스트레인 비율 이미징(SRI) 및 다른 도플러 기반 응용의 경우, 보다 높은 프레임 비율을 허용하는 스캐닝 프로시듀어가 사용될 수 있다. 도 2에 도시된 바와 같은 개별 조직 프레임을 수집하는 대신에, 도플러 서브프레임에서 빔들의 수가 단지 이들 프레임에 기초한 조직 가시화를 허용하도록 증가될 수 있다. 개별 조직 프레임의 획득은 불필요해진다. 도 4에는 높은 프레임 비율을 허용하는 스캐닝 프로시듀어가 도시되어 있다. 이러한 스캐닝 프로시듀어는 조직 도플러 또는 SRI 응용에서 사용될 수 있다. 도 4의 예에서, 패킷 사이즈 $N=3$ 이고 인터리브 그룹 사이즈 $N_{int}=N_b$ 이다. T는 펄스 반복 시간, t_T 및 t_D 는 제각기 조직 프레임 및 도플러 프레임을 획득하는데 필요한 시간이며, t_F 는

하나의 조직 도플러 또는 SRI 프레임에 대한 총 획득 시간이다. 도 4에 도시된 바와 같이, 도플러 프레임은 여전히 N개의 서브프레임(이들 서브프레임은 참조부호(160, 161, 162, 163, 164)로 표시됨)으로부터 발생되지만, 슬라이딩 윈도우 기법이 사용될 수 있으며, 따라서 하나의 도플러 또는 SRI 프레임을 생성하기 위한 시간은 단지 다음 수학식 8이 된다.

수학식 8

$$t_{FSRI} = t_T$$

여기서 하나의 도플러 서브프레임을 획득하기 위한 시간은 통상의 방법에서 하나의 조직 프레임을 획득하기 위한 시간과 동일하다고 가정한다. 수학식 7과 수학식 8을 비교하면, 하나의 프레임에 대한 획득 시간이 크게 감소될 수 있고, 따라서, 더욱 높은 프레임 비율을 허용함을 알 수 있다.

조직 변형 계산 스테이지(150)에 의해 계산될 수 있는 한가지 파라미터는 스트레인이다. 스트레인과 스트레인 비율간의 관계가 예를 들어 전개될 수 있다. 길이 L(t)를 갖고 공간적으로 일정한 스트레인 비율 필드 s(t)를 갖는 1차원의 동종의 객체를 생각해보자. "스트레인 비율(strain rate)"이라 함은 여기서 속도 변화율 (velocity gradient)에 대해 사용된다. 따라서, 속도 필드는 다음 수학식 9로 주어진다.

수학식 9

$$v(t, r) = s(t)r$$

여기서 r은 객체내의 위치이다. r=0에서 속도는 간략화를 위해 0으로 설정되지만, 동일한 관계가, v(t,0)가 0과 다를 때도 또한 적용된다.

이 때 작은 시간 단계 Δt에 걸친 길이의 변화는 다음 수학식 10으로 추정될 수 있다.

수학식 10

$$L(t + \Delta t) - L(t) \approx \Delta t s(t) L(t)$$

Δt→0이라 하면, 다음 수학식 11과 같이 길이의 시간 미분을 얻는다.

수학식 11

$$\frac{dL(t)}{dt} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{L(t + \Delta t) - L(t)}{\Delta t} = s(t)L(t)$$

이러한 미분 방정식에 대한 해는 다음 수학식 12이다.

수학식 12

$$L(t) = L_0 \exp\left(\int_{t_0}^t s(\tau) d\tau\right)$$

그리고 스트레인은 마침내 다음 수학식 13으로 얻어진다.

수학식 13

$$e(t) = \frac{L(t) - L_0}{L_0} \cdot 100\% = \left[\exp\left(\int_{t_0}^t s(\tau) d\tau\right) - 1\right] \cdot 100\%$$

이미지의 작은 볼륨내에서 스트레인 e(i)는 수학식 13에서 적분을 누적 합으로 대체함으로써 실시간으로 다음 수학식 14로 추정될 수 있다.

수학식 14

$$e(i) = [\exp(C(i)) - 1] \cdot 100\%, \\ C(i) = C(i-1) + s(i)\Delta t$$

여기서 i는 프레임 번호이고, Δt는 각 프레임간의 시간이다. C(i)는 누산 합이고, s(i)는 주어진 샘플 볼륨에 대한 스트레인 비율 추정치이다. 누적은 또한 임의의 시간, 예를 들어, ECG-신호에 의해 트리거되는 특정 시간에서, C(i-1)를 대응하는 프

레이 번호 i 에 대해 0으로 설정함으로써 재설정될 수 있다. 이상의 계산은 이미지내의 모든 샘플 볼륨에 대해 수행될 수 있으며, 가시화는 조직 속도 또는 스트레인 비율이라기 보다는 오히려 스트레인을 나타내는 단지 색 맵을 사용하여 조직 속도 이미징(TVI) 및 SRI에 대한 것과 동일한 방법으로 수행될 수 있다.

조직 속도 v 가 각각의 샘플 볼륨에 대해 또한 이용가능한 경우 더욱 개선이 가능하다. 방사 방향 샘플 볼륨 번호 m_0 에 대한 누산 합에서, 스트레인 비율 추정치는 이때 조직 속도에 의해 주어지는 상이한 샘플 볼륨으로부터 획득될 수 있다. 먼저, 프레임간 상대적 변위 인덱스가 다음 수학식 15로서 추정된다.

수학식 15

$$d = v\Delta t k_s$$

여기서 v 는 샘플 번호 m_0 에서 조직 속도 추정치이고, k_s 는 공간 샘플링 주파수이다. 다음으로, m_0 대신에 다음 수학식 16인 샘플 볼륨 번호로부터의 스트레인 비율 추정치가 누산 합에서 사용된다.

수학식 16

$$m = m_0 + d$$

조직 이동이 단지 빔 방향으로만 존재하면, 본 방법은 그의 이동동안 동일한 해부학적 샘플의 이동을 추적하는 누산 합을 허용한다. 또한, 조직 이동이 다른 방향으로 존재하더라도 개선이 기대된다.

미국 특허 출원 제 09/167,896 호에서 스트레인 비율 추정기는 가장 간단한 형태로 다음 수학식 17과 같이 기술된다.

수학식 17

$$s(r) = (v(r + dr) - v(r)) / dr$$

여기서 r 은 초음파 빔을 따른 방사 방향 위치(radial position)이고, v 는 조직 속도이며, dr 은 공간 오프셋(spatial offset)이다. 이러한 공간 오프셋은 이미지를 통해 적응적으로 변화될 수 있다. dr 의 사이즈에 대한 상한 및 하한이 주어진 경우, 조직내에서 오프셋의 양 끝에 샘플 볼륨을 그대로 유지하면서 가능한한 공간 오프셋을 증가시킬 수 있다. 오프셋이 조직내에 있음을 보장하기 위해 사용될 수 있는 다수의 다른 기준이 있다. 한가지 가능한 기준은 대응하는 조직 샘플 볼륨이 주어진 한계 위에서 그레이 스케일 값을 가져야 한다는 것이다. 다른 가능한 기준은 주어진 한계 위에서 샘플 볼륨의 추정 전력이 절대값을 갖아야 한다는 것이다. 다른 가능한 기준은 두 개의 샘플 볼륨들중 어느 것에서 단위 시간 지연(unit temporal lag)을 갖는 자동상관 함수(autocorrelation function)의 크기가 주어진 한계 이상이어야 한다는 것이다. 다른 가능한 기준은 스트레인 상관의 크기(미국 특허 출원 제 09/167,896 호에 기술됨)가 주어진 한계 이상이어야 한다는 것이다. 이들 기준들중 어느 것도 개별적으로 사용될 수 있으며, 또는 이들은 조합될 수 있는데, 따라서, 두 개 이상의 기준이 양 오프셋 dr 의 끝에서 샘플 볼륨이 조직내에 놓인다는 긍정적 결정에 대해 만족시켜야 한다.

조직 변형 계산 스테이지(150)는 다수의 샘플들에 기초한 스트레인 비율 추정기를 이용해서 스트레인 비율을 계산할 수 있으며, 스트레인 상관 추정치의 크기로 가중된다(weighted). m 이 공간 샘플 볼륨 인덱스이고, n 이 시간 인덱스인 경우, 직교 복조된 도플러 신호 $x(m, n)$ 를 생각해 보자. 신호는 중심 주파수 f_0 , 펄스 반복 시간 T , 점 확산 함수의 방사 방향 크기와 동일한 방사 방향 샘플링 주파수 r_s 를 이용해서 획득된다고 가정된다. 이미징된 객체내에서 음향 속도는 c 인 것으로 가정된다. 도플러 신호의 M 공간 및 N 시간 샘플에 기초한 스트레인 비율에 대한 추정기는 다음 수학식 18과 같다.

수학식 18

$$s = -\frac{c}{4\pi f_0 T r_s} \frac{\sum_{m=1}^{M-1} a_m |\hat{s}(m)| \hat{\omega}_s(m)}{\sum_{m=1}^{M-1} a_m |\hat{s}(m)|}$$

여기서 다음 수학식 19는

수학식 19

$$\hat{s}(m) = \frac{1}{M-m} \sum_{k=1}^{M-m} \hat{R}^*(k) \hat{R}(k+m)$$

스트레인 비율 상관 추정치(strain rate correlation estimate)이고, 다음 수학식 20은

$$\text{수학식 20}$$

$$\hat{\omega}_s(m) = \frac{1}{m} \angle \hat{S}(m)$$

스트레인 비율 상관 추정치의 각도이며, 다음 수학식 21은

$$\text{수학식 21}$$

$$a_m = m^2 \left(1 - \frac{m}{M} \right)$$

가중 계수(weighing factor)이다. 신호 상관 추정치 $\hat{R}(m)$ 는 이하에서 설명된다.

수학식 18의 스트레인 비율 추정기는, 1994년 "Myocardial velocity gradients detected by Doppler imaging" Br.J.Radiol., 67(799):679-688에서 디. 플레밍(D. Flemming) 등에 의해 처음 기술되고, 1995년 "Myocardial velocity gradient as a new indicator of regional left ventricular contraction: Detection by a two-dimensional tissue Doppler imaging technique" J.Am.Col. Cardiol, 26(1):217-23에서 우에마츠(Uematsu) 등에 의해 더욱 발전된 종래 기술의 Myocardial Velocity Gradient(MVG) 기법에 비해 특별한 장점을 갖는다. 예를 들어, 플레밍과 우에마츠는 속도 변화율(스트레인 비율)을 얻기 위해 속도 데이터의 최소 제곱 선형 회귀(least squares linear regression)의 사용을 개시한다. 선형 회귀는 모든 속도 샘플에 대해 동일 가중치를 준다. 그러나, 수학식 18의 가중된 스트레인 추정기는 수학식 19의 스트레인 비율 상관의 크기에 따라 변화하는 가중치를 이용하며, 결과적으로 개선된 스트레인 비율 추정이 얻어진다.

도 5 및 도 6에는 최소 제곱 선형 회귀 추정기와 수학식 18의 스트레인 비율 추정기의 컴퓨터에 의한 시뮬레이션 비교가 도시되어 있다. 도 5는 변화하는 깊이에서 시뮬레이트된 속도 추정치(원으로 표시됨)에 대한 선형 회귀 핏트(fit)(점선)과 가중된 스트레인 레이트 선형 핏트(실선)를 도시한다. 노이즈를 포함하는 신호가 1.0 s^{-1} 의 속도 변화율로 발생되었다. 전형적인 결과가 도 5에 제공된다. 두 개의 최외측 점은 선형 회귀 선(점선)에 대해 큰 에러를 주는 반면, 가중된 스트레인 비율 추정기에 대한 영향은 훨씬 적음에 주목하자. 도 6에는, 선형 회귀 방법(마름모꼴으로 표시됨)과 가중된 스트레인 비율 추정기(원으로 표시됨)에 의해 추정된 스트레인 비율이 50회의 독립적인 시뮬레이션으로 비교되어 도시되어 있다. 다시 한번, 노이즈를 포함하는 신호가 1.0 s^{-1} 의 속도 변화율(스트레인 비율)로 발생되었다. 가중된 스트레인 비율 추정기가 선형 회귀 방법보다 적은 변동을 보여준다.

신호 상관 $\hat{R}(m)$ (앞서 수학식 19에서 사용됨)은 상이한 방법으로 추정될 수 있다. 예를 들어, 하나의 추정치는 다음 수학식 22와 같다.

$$\text{수학식 22}$$

$$\hat{R}(m) = \sum_{n=1}^{N-1} x^*(m, n) x(m, n+1)$$

공간 평균화를 또한 사용해서 수학식 22에서 $\hat{R}(m)$ 및 여기서 기술된 $\hat{R}(m)$ 의 다른 추정기들의 변동을 감소시킬 수 있다.

신호 상관 $\hat{R}(m)$ 을 추정하기 위한 더욱 강건한 방법은 다음 수학식 23에 나타낸 바와 같이 공간 지연 Δm 을 도입하여 단지 동일한 깊이 m 뿐만 아니라 $m + \Delta m$ 으로부터의 신호 샘플들을 상관시키는 것이다.

$$\text{수학식 23}$$

$$\hat{R}(m) = \sum_{n=1}^{N-1} x^*(m, n) x(m + \Delta m, n+1)$$

공간 지연 Δm 은 바람직하게는 $\hat{R}(m)$ 의 크기를 극대화하도록 선택된다. Δm 을 선택하는 한가지 방법은 1998년 공개된 "Time-efficient and exact algorithms for adaptive temporal stretching and 2D-correlation for elastographic

imaging using phase information"에서 에이. 피스벤토(A. Peasvento) 및 에이치. 에머트(H. Ermer)에 의해 기술된 바와 같은 위상 루트 추적 기법을 이용하는 것이다. 대안적으로, 발명자들은 $\hat{R}(m)$ 의 최대 크기가 공간 지연 Δm 이 펄스로부터 펄스로의 조직 변환과 동일하게 선택될 때 발견됨을 알았다. 즉,

수학식 24

$$\Delta m = \frac{v}{PRF} k_s$$

이며, 여기서 v 는 조직 속도, PRF는 펄스 반복 주파수, k_s 는 신호의 공간 샘플링 주파수이다. 이러한 방법은 에일리어싱되지 않은 속도 추정치가 이용가능할 것을 요구한다.

조직 변형 계산 스테이지(150)는 다음과 같이 속도 추정치를 계산할 수 있다. 수신된 신호에 대한 세 개의 동일 카피를 세 개의 상이한 필터로 대역통과 필터링한다. f_1 및 f_2 에 센터링된 두 개의 협대역 필터와 f_3 에 센터링된 세 번째 광대역 필터가 이용되며, 여기서 $f_1 < f_3 < f_2$ 이고, f_3 는 신호의 제 2 고조파 성분 근방에 센터링된다. 이들 세 개의 신호 각각의 신호 상관은 수학식 22를 이용해서 추정되며, 따라서, 상관 추정치 $\hat{R}_1(m)$, $\hat{R}_2(m)$ 및 $\hat{R}_3(m)$ 를 각각 얻는다. 조직 속도는 $\hat{R}_3(m)$ 의 각도로부터 다음 수학식 25와 같이 얻어질 수 있다.

수학식 25

$$v_3 = \frac{cPRF}{4\pi f_3} \angle \hat{R}_3(m)$$

여기서 c 는 음향 속도이다. 불행히도, 수학식 25의 속도 추정치는 쉽게 에일리어싱된다. 다음으로 상이한 상관관계가 다음 수학식 26과 같이 얻어진다.

수학식 26

$$\hat{R}_d(m) = \hat{R}_1^*(m) \hat{R}_2(m)$$

조직 속도는 본 상이한 상관관계의 각도로부터 다음 수학식 27과 같이 얻어진다.

수학식 27

$$v_d = \frac{cPRF}{4\pi(f_2 - f_1)} \angle \hat{R}_d(m)$$

여기서 c 는 음향 속도이다. 이러한 속도 추정치는 $(f_2 - f_1) < f_3$ 이기 때문에 쉽게 에일리어싱되지 않는다. 그러나, 수학식 27에서 공간 해상도는 $\hat{R}_1(m)$ 와 $\hat{R}_2(m)$ 의 추정에서 협대역 신호가 사용되었기 때문에 열악하다. 이점에서, 이러한 2-주파수 속도 추정 방법은 1992년 "Two years experience in measuring velocities beyond the Nyquist limit with Color Flow Mapper" Proceeding of EURODOP'92, page 219, Brighton, United Kingdom에서 다우스(Dousse) 등에 의해 기술된 방법과 유사하다.

수학식 25에서 추정치의 공간 해상도를 다시 얻기 위해 다음 알고리즘이 사용된다. 각각의 (아마도 에일리어싱된) 속도 추정치 v_3 에 대해, 다수의 후보 속도가 다음 수학식 28과 같이 얻어진다.

수학식 28

$$v_{3,k} = \frac{cPRF}{4\pi f_3} (\angle \hat{R}_3(m) + 2k\pi) - \left[\frac{f_3 - (f_2 - f_1)}{2(f_2 - f_1)} \right] < k < \left[\frac{f_3 - (f_2 - f_1)}{2(f_2 - f_1)} \right]$$

다음으로, (에일리어싱되지 않은) 상이한 속도 추정치 v_d 에 가장 근접한 후보 속도 $v_{3,k}$ 가 출력 속도 추정치로서 선택된다. 이렇게 해서, v_3 추정치의 공간 해상도가 유지되며 에일리어싱의 문제가 회피된다.

스트레인 비율 추정의 각도 상관에 대한 방법이 도 7을 참조해서 설명된다. 좌측 심실의 각 근육 세그먼트에 대해 국부적으로 좌표가 다음과 같이 정의된다.

r-초음파 빔을 따른 방향, 트랜스듀서로부터 멀어지는 쪽이 포지티브

l-축방향(빔간), 초음파 이미지에서 좌측에서 우측으로 포지티브

u-원주 방향, 정점으로부터 보아서 시계방향

v-자오선 방향(길이방향), 정점으로부터 기부으로

w-경벽 방향(transmural), 내측으로부터 외측으로

여기서 u, v 및 w는 도 7에 도시된 바와 같이 대략 직교한다. 이들 방향에서 스트레인 비율은 제각기 s_r , s_l , s_u , s_v , s_w 이다. 원점 (u, v, w)=(0, 0, 0)은 육안으로 보이는 심실 기하구조에 관련하여 정의될 필요가 없으며, 이미지된 근육 세그먼트내 어디에서든 선택될 수 있다.

또한, α 는 v축과 r축 사이의 각도로서 정의되며, 따라서, 0도는 자오선 방향에서 근육을 따라 측정하는 것에 대응한다. 각도 α 는 v-w 평면(장축 또는 정점의 관점)에 놓이며, 따라서, 문제는 2-차원이 된다. 각도 α 는 도 7에서 네가티브임에 주목하자.

일반성을 잃지 않고, 점 (v,w)=(0,0)는 이동하지 않는다고 가정할 수 있다. 스트레인 비율이 근육 세그먼트내의 작은 거리 Δr 에 대해 공간적으로 동종(homogeneous)이라면, 근육 점(v,w)은 속도 성분에 따라 다음 수학식 29 및 30과 같이 움직이게 된다.

$$\text{수학식 29} \\ v_v = v s_v$$

$$\text{수학식 30} \\ v_w = w s_w$$

이들 속도 성분이 도 8에 도시되어 있다. 도 8은 속도 성분들 v_v , v_w , v_r 과, 작은 근육 세그먼트에서 거리 Δr 과 각도 α 를 예시한 것이다. 모든 파라미터가 포지티브로 도시되었지만, 각도 α 는 정점으로부터 이미징될 때 통상 네가티브이며, v_v 및 따라서 v_r 은 심장수축중에 통상 네가티브임에 유의하자. 측방향(빔간) l-축이 또한 참조로 포함되어 있다. 위치(v, w)에서 초음파 빔을 따른 속도 성분은 다음 수학식 31과 같다.

$$\text{수학식 31} \\ v_r = v s_v \cos \alpha + w s_w \sin \alpha$$

간략화를 위해 속도 v_r 은 트랜스듀서로부터 멀어지는 방향, 즉, 포지티브 r-방향에서 포지티브로 정의됨에 유의하자. 이것은 도플러 이미징에서 속도 부호에 대한 통상의 정의로부터 반대이다.

한번에 둘 이상의 빔으로부터의 속도 정보를 이용함으로써, 빔을 따른 방향 이외의 방향에서 스트레인 비율을 계산할 수 있다. 빔들은 대상 영역에서 평행한 것으로 가정된다. vw-축 시스템은 이때 lr-축 시스템에 대해 각도 $(\alpha - \pi/2)$ 만큼 회전이며, 다음 수학식 32와 같이 쓸 수 있다.

$$\text{수학식 32} \\ v = r \cos \alpha + l \sin \alpha \\ w = r \sin \alpha - l \cos \alpha$$

이들 식을 수학식 31에 대입하면 다음 수학식 33이 얻어진다.

$$\text{수학식 33} \\ v_r = s_v (r \cos \alpha + l \sin \alpha) \cos \alpha + s_w (r \sin \alpha - l \cos \alpha) \sin \alpha$$

r과 l의 두 방향에서 미분을 취하면, 다음 수학식 34가 얻어진다.

수학식 34

$$\begin{aligned}\frac{\partial v_r}{\partial r} &= s_v \cos^2 \alpha + s_w \sin^2 \alpha \\ \frac{\partial v_r}{\partial l} &= s_v \sin \alpha \cos \alpha - s_w \sin \alpha \cos \alpha\end{aligned}$$

s_v 와 s_w 에 대해 풀면, 다음 수학식 35를 얻는다.

수학식 35

$$\begin{aligned}s_v &= \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{\partial v_r}{\partial l} \tan \alpha \\ s_w &= \frac{\partial v_r}{\partial r} - \frac{\partial v_r}{\partial l} \cot \alpha\end{aligned}$$

이것은, 해부학적 방향들 v(자오선) 및 w(경벽 방향)에서 스트레인 비율이 각도 α 가 알려진 한 측정된 방사 방향 속도로부터의 방사 방향 및 측방향 변화율(gradient)로부터 구해질 수 있음을 의미한다. 이미지 평면 lr은 vw 평면과 일치해야 하는데, 이것은 모든 정점의 관점과 패러스터널 길이 축 관점(parasternal long axis view:PLAX)에 대한 경우이다. 정점으로부터 이미징할 때 각도 α 는 심실의 대부분에 대해 제로에 근접하게 됨에 주목하자.

v를 u로 대체하면, 동일한 식이 얻어지며, 따라서, u 방향(원주 방향)에서 스트레인 비율이 또한 얻어질 수 있다. 이미지 평면 lr은 이때 uw 평면과 일치해야 하며, 이것은 단축 관점(short axis view:SAX)에 대한 경우이다.

그러나, 스트레인 비율이 이용불가능한 몇가지 각도가 있다. u 또는 v 방향에 대해 이들은 $\tan \alpha$ 가 무한 값에 접근하는 각도이다. w방향에 대해 이것은 $\cot \alpha$ 가 무한 값에 접근하는 각도이다.

SAX 관점에서 섹터 스캔을 사용하여 사용자가 심실의 중심을 정의하면 α 의 근사가 자동적으로 얻어진다. 심실의 SAX 횡단면이 원형이라고 가정함으로써, 특정 위치에서 α 는 다음 수학식 36과 같다.

수학식 36

$$\alpha = \frac{3\pi}{2} - \theta_b + \theta_c$$

여기서 θ_b 는 점($\theta_b=0$ 은 중심 빔으로서 정의됨)을 교차하는 초음파 빔의 각도이고, θ_c 는 점을 통과하는 심실의 중심으로부터의 가상 빔과 중심 초음파 빔간의 각도이다.

이러한 2차원 각도 상관 방법을 이용해서 1차 테스트가 수행되었다. 건강한 지원자로부터의 속도 데이터 세트가 높은 빔 밀도를 갖는 조직 도플러 이미지를 이용해서 획득되었다. 단축 관점이 사용되었으며, 심장 사이클의 3개 상태(중간 심장수축, 초기 심장 이완 및 중간 심장이완)에서 원주 방향 및 경벽 방향의 스트레인 비율 성분이 추정되었다. 심근은 수동으로 분할되었다. 기대한 대로, 얻어진 이미지는, 방사 방향 스트레인 비율이 12시와 6시에서 경벽 방향의 스트레인 비율과 동일하고 2시와 10시에서 원주 방향 스트레인 비율과 동일함을 보여주었다. $\cot \alpha$ 또는 $\tan \alpha$ 가 무한값에 접근하는 경우를 제외하고, 이미지에서 명백한 노이즈가 이러한 프로시듀어에 의해 증가되는 것처럼 보이지는 않았다.

또한 3차원 각도 상관을 수행할 수 있다. 좌측 심실의 각 근육 세그먼트에 대해 국부적으로 좌표가 다음과 같이 정의될 수 있다.

x-방위각 방향(이미지 평면에 수직)

y-측방향(빔간)

z-초음파 빔을 따른 방향

u-원주 방향, 정점으로부터 보아서 시계방향

v-자오선 방향(장방향), 정점으로부터 기부으로의 방향

w-경벽 방향, 내측으로부터 외측으로의 방향

여기서 3원 한쌍의 x, y, z 및 u, v, w 는 국부적으로 수직인 것으로 가정된다. 이들 방향에서 스트레인 비율은 제각기 s_u, s_v, s_w 이다. 원점 $(u, v, w)=(0, 0, 0)$ 은 육안으로 보이는 심실 기하구조에 대한 관계에서 정의될 필요는 없으며, 이미징된 근육 세그먼트내 어느 곳이든지 선택될 수 있다.

일반성을 잃지 않고, 점 $(u, v, w)=(0, 0, 0)$ 은 이동하지 않는 것으로 가정한다. 스트레인 비율이 근육 세그먼트내의 작은 거리 Δr 에 대해 공간적으로 동종이라면, 근육 점 (u, v, w) 은 다음 수학식 37과 같이 속도 성분에 따라 이동하게 된다.

수학식 37

$$v_u = us_u, \quad v_v = vs_v, \quad v_w = ws_w$$

한번에 둘 이상의 빔으로부터의 속도 정보를 이용해서 빔을 따른 방향 이외의 방향에서 스트레인 비율을 계산할 수 있다. 이들 빔은 대상 영역에서 평행한 것으로 가정된다.

축 회전에 대한 식에 기초해서, 속도 성분들을 uvw-방향 이외의 xyz 방향으로 나타낼 수 있다. z방향(초음파 빔을 따른 방향)에서 속도 성분은 조직 속도 이미징을 이용해서 얻어진 것이다. 3개 공간 방향의 각각에서 이러한 속도 성분의 변화율은 다음 수학식 38과 같다.

수학식 38

$$v_{rz} = \frac{\partial v_z}{\partial r}, \quad r = x, y, z$$

uvw 방향에서 스트레인 비율에 대한 관계는 다음 수학식 39와 같다.

수학식 39

$$\begin{bmatrix} v_{zx} \\ v_{zy} \\ v_{zz} \end{bmatrix} = \mathbf{A}(\alpha, \beta, \gamma) \begin{bmatrix} s_u \\ s_v \\ s_w \end{bmatrix}$$

여기서 $\mathbf{A}(\alpha, \beta, \gamma)$ 는 uvw방향과 xyz방향간의 3D 축 회전을 기술하는 행렬이며, α, β, γ 는 제각기 u축, v축, w축에 대한 회전 각도이다. 특정 회전 각도를 제외하고, 이 행렬은 역전될 수 있으며, 스트레인 비율은 다음 수학식 40과 같다.

수학식 40

$$\begin{bmatrix} s_u \\ s_v \\ s_w \end{bmatrix} = \mathbf{A}^{-1}(\alpha, \beta, \gamma) \begin{bmatrix} v_{zx} \\ v_{zy} \\ v_{zz} \end{bmatrix}$$

uvw 방향에서 스트레인 비율에 대한 추정치는 기록된 조직 속도 데이터에 기초한 속도 변화율 추정기를 삽입함으로써 얻어진다. 속도 변화율에 대한 추정기의 예는 다음 수학식 41과 같다.

수학식 41

$$\hat{v}_{rz} = \frac{v_z(r + \Delta r) - v_z(r)}{\Delta r}, \quad r = x, y, z$$

여기서 $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ 는 제각기 초음파 데이터의 방위각방향, 축방향 및 방사 방향에서의 샘플링 거리이다. 1D 스트레인 비율에 대해 기술된 것과 유사한 방법을 또한 사용해서 이들 속도 변화율을 추정할 수 있는데, 여기서 방사 방향 증분은 x방향 및 y방향 증분으로 대체된다.

근육 조직이 압축불가능한 것으로 생각되기 때문에 압축불가능한 방정식(수학식 42)에 대해 추정된 스트레인 비율의 최소 제곱 핏트를 수행함으로써 더욱더 개선이 얻어질 수 있다.

수학식 42

$$s_u + s_v + s_w = 0$$

2차원에서 스트레인 비율 추정치는 uw 평면(단축 이미지)의 이미지에 대해 다음 수학식 43으로 되고, vw-평면(정점 이미지)의 이미지에 대해 다음 수학식 44로 된다.

수학식 43

$$s_u = v_{zz} + v_{zy} \cot \beta$$

$$s_w = v_{zz} + v_{zy} \tan \beta$$

수학식 44

$$s_v = v_{zz} + v_{zy} \cot \alpha$$

$$s_w = v_{zz} + v_{zy} \tan \alpha$$

그러나, 스트레인 비율을 이용할 수 없는 몇가지 각도가 있다. u 또는 v방향에 대해 이들은 tan가 무한 값에 접근하는 각도이다. w방향에 대해 이들은 cot가 무한 값에 접근하는 각도이다.

본 명세서에서 설명된 조직 변형 계산은 정량적인 스트레스 에코 응용에 적합하다. 추출될 수 있는 적어도 4개의 정량적 파라미터가 있는데, 심벽 운동을 정량화하는 조직 속도(tissue velocity), 심장 수축과 같은 시간동안에 누산된 심벽 운동을 정량화하는 조직 속도 시간 적분, 주어진 시간 순서에 국부적인 심벽 두꺼워짐을 정량화하는 스트레인 비율(속도 변화율), 및 심장 수축과 같은 시간 동안에 국부적인 심벽 두꺼워짐을 정량화하는 스트레인(적분된 스트레인 비율)을 포함한다. 이들 파라미터는 공간 위치와 시간의 함수이다. 이들 파라미터로부터, 다른 임상적으로 관련된 파라미터가 도출될 수 있다. 이들 파라미터를 나타내기 위한 한가지 방법은 서로에 대해 파라미터의 쌍들을 도시(압력-볼륨-루프와 유사)하는 것이다. 이들 파라미터를 나타내는 다른 유용한 방법은 스트레스 테스트시에 상이한 스트레스 레벨들로부터의 하나 이상의 파라미터를 추정해서 기록(예를 들어, 시네루프(cineloops)로)한 후 동시에 변화하는 스트레스 레벨들로부터의 제각기의 파라미터를 디스플레이하는 것이다.

스트레스 에코 조사동안, 평가해야 할 중요한 것들 중 하나는 세그먼트의 심벽 운동이다. 전형적으로, 좌측 심실을 세그먼트 영역들로 소분화하고, 심벽 운동의 가시적 평가를 획득된 다양한 시네루프로부터 이들 세그먼트 각각에서 행한다. 현재, 좌측 심실의 16 세그먼트 ASE 모델이 스트레스 에코 조사의 집계를 위해 좌측 심실을 소분화하기 위한 가장 일반적인 방법이다. 가시적 평가시에, 주어진 세그먼트는 상이한 스트레스 레벨에서 유사한 관점(2심실, 4심실, lax, sax, 등)의 가시적 비교에 의해 운동 및 심벽 두꺼워짐의 측면에서 비교된다. 스트레스 레벨은 통상 휴식, 운동 또는 약물 주입에 의해 유도된 하나 이상의 스트레스 레벨 및 최종적으로 회복을 포함한다. 정상적인 세그먼트의 기록에 의하면, 심벽 운동 및 국부적인 심벽 두꺼워짐이 인가된 스트레스 레벨의 함수로서 심장 수축동안에 증가하였다.

도 9에는 주어진 위치 또는 심벽 세그먼트에 대한 스트레인 비율의 시간 궤적이 복수의 스트레스 레벨들로부터 조합되는 것이 도시되어 있다. 휴식(라인 200), 중간 스트레스(라인 202) 및 최대 스트레스(라인 204) 동안에 추정된 스트레인 비율이 시간에 따라 도시되어 있다. ECG 궤적(라인 206)은 디스플레이의 하단에 참고로 제공된다. 다양한 스트레스 레벨로부터 심박수 비율의 차이는 상이한 스트레인 비율 궤적을 시간 스케일링함으로써 본 실시예에서 고려되었다. 이와 같이 조합된 디스플레이는 국부적인 심벽 기능에 대한 유용한 임상 정보와 심벽 세그먼트가 스트레스 레벨의 증가에 대해 어떻게 반응하는지를 포함한다. 이 예는 정점 관점으로 기록될 수 있는 장방향 수축의 전형적인 정상 관독치이다. 이러한 방법으로 평가된 장방향 수축은, 심근의 부피의 보존과 압축불가능성으로 인해 단축 관점에서 심박 두꺼워짐을 간접적으로 설명함에 유의해야 한다. 이 예는 장방향 수축이 스트레스 레벨에 따라 증가하는 정상 관독치를 예시한다.

도 10은 휴식(라인 210), 중간 스트레스(라인 212) 및 최대 스트레스(라인 214)에 대해 순시 스트레인 비율 대신에 누적된 스트레인이 도시된 것만 제외하고는 도 9와 동일하다. 도 10은 장방향 수축이 스트레스 레벨의 함수로서 증가함을 보여준다. 도 11 및 12는 제각기 도 9와 10에 대응하는데, 단지 도 11은 휴식(라인 230), 중간 스트레스(라인 232) 및 최대 스트레스(라인 234)에 대한 스트레인 비율의 전형적인 상승적으로 관독치를 도시하고, 도 12는 휴식(라인 240), 중간 스트레스(라인 242) 및 최대 스트레스(라인 244)에 대한 누산된 스트레인의 전형적 상승적으로 관독치를 도시한 것만이 다르다. 도 11과 도 12의 예는 장방향 수축에 대해 정상적인 휴식 값을 갖지만 스트레스 레벨이 증가할 때는 수축이 감소하는 경우를 도시한다. 최대 스트레스에서 곡선은 국부적 심벽 세그먼트의 소극적 신장을 표시할 수 있는, 스트레인 비율 및 스트레인 모두에서 역전을 나타내고 있다.

도 13은 주어진 위치 또는 심벽 세그먼트에 대한 스트레인 정보로부터 추출될 수 있는 특성치가 스트레스 레벨의 함수로서 도시될 수 있음을 예시한다. 도 13의 예는 스트레스 레벨의 함수로서 도시된 최대 심장수축 장방향 수축의 예이다. 장방향 수축에서 균일한 증가를 갖는 정상적인 경우(라인 250)와 장방향 수축에서 감소를 갖는 병상인 경우(라인 252)와 또한 심장수축중에 소극적 긴장으로의 전환이 도시되어 있다.

스트레인으로부터 도출된 정량적 파라미터를 나타내기 위한 다른 유용한 방법은 연관된 스트레인 유도 파라미터에 따라 LV 세그먼트에 대응하는 각각의 영역을 수치적으로 또는 그래프적으로 라벨링함으로써 볼스-아이(Bulls-eye) 플롯을 이용하는 것이다. 도 13에 도시된 값들은 이러한 유용한 스트레인 유도 파라미터들의 예이다.

이상 본 발명이 특정의 예시적 실시예를 참조하여 설명되었다. 그러나, 첨부된 청구범위에 개시된 본 발명의 더욱 넓은 사상 및 범주로부터 이탈하지 않고 그에 대해 다양한 변경 및 수정이 행해질 수 있음은 명백하다. 따라서, 본 명세서 및 도면은 제한적인 의미로가 아니라 예시적인 것으로 간주되어야 한다.

발명의 효과

본 발명에 의하면, 조직 변형 파라미터들의 계산 및 디스플레이를 위한 초음파 시스템 및 방법이 제공된다.

도면의 간단한 설명

도 1은 세 개의 상이한 인터리브 그룹 사이즈에 대한 펄스 순서 및 빔 방향을 예시한 도면,

도 2는 조직 도플러 응용에 대한 전형적인 초음파 획득 프로시듀어를 예시한 도면,

도 3은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 초음파 시스템을 도시하는 도면,

도 4는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 조직 도플러, 스트레인 또는 스트레인 비율 응용에 대한 초음파 획득 프로시듀어를 도시하는 도면,

도 5는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 가중된 스트레인 비율 추정기와 종래 기술에 따른 선형 회귀 스트레인 비율 추정기에 대한 컴퓨터에 의해 시뮬레이트된 비교 결과 그래프를 도시한 도면,

도 6은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 가중된 스트레인 비율 추정기와 종래 기술에 따른 선형 회귀 스트레인 비율 추정기에 대한 컴퓨터에 의해 시뮬레이트된 비교 결과의 그래프를 도시한 도면,

도 7은 좌표 r , u , v 및 w 와, 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 스트레인 비율 추정 각도 상관 기법에 의해 사용된 인소네이션 각도 α 를 도시하는 도면,

도 8은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 스트레인 비율 보정 기법에 의해 사용된 작은 근육 세그먼트에서의 거리 Δr 및 각도 α 와, 속도 성분 v_v , v_w 및 v_r 을 도시하는 도면,

도 9는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 정상 경우에 대한 시간의 함수로서 복수의 스트레스 레벨로부터의 스트레인 비율에 대한 디스플레이를 도시한 도면,

도 10은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 정상 경우에 대한 시간의 함수로서 복수의 스트레스 레벨로부터의 누산된 스트레인에 대한 디스플레이를 도시한 도면,

도 11은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 병상인 경우에 대한 시간의 함수로서 복수의 스트레스 레벨로부터의 스트레인 비율에 대한 디스플레이를 도시한 도면,

도 12는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 병상인 경우에 대한 시간의 함수로서 복수의 스트레스 레벨로부터의 누산된 스트레인에 대한 디스플레이를 도시한 도면,

도 13은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 스트레스 레벨의 함수로서 스트레인 파생 파라미터인 최대 심장수축시 심벽 두께워짐에 대한 디스플레이를 도시한 도면.

도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명

140 : 송신기 142 : 트랜스듀서

144 : 초음파 빔 146 : 수신기

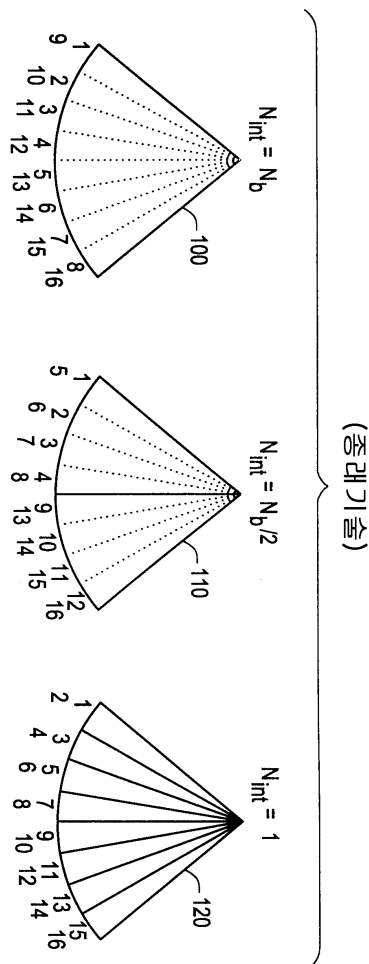
148 : 복소 복조 스테이지 149 : 조직 처리 스테이지

150 : 조직 변형 계산 스테이지 152 : 디스플레이 시스템

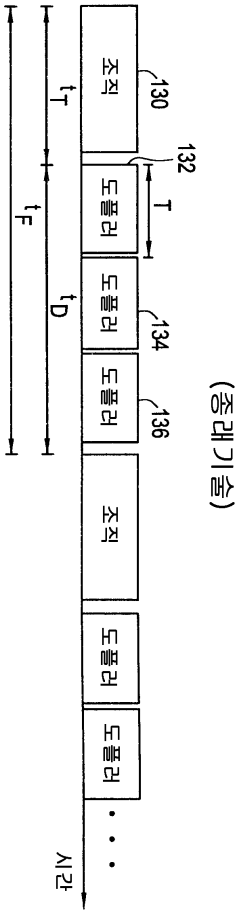
154 : 모니터

도면

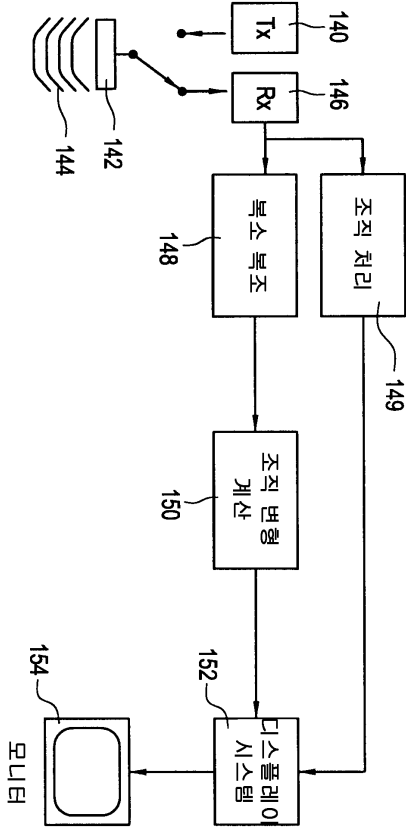
도면1



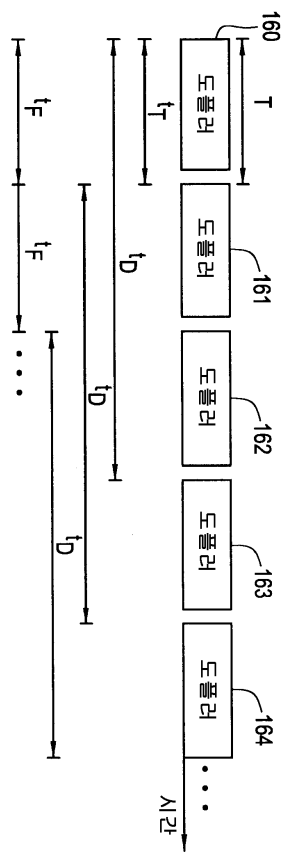
도면2



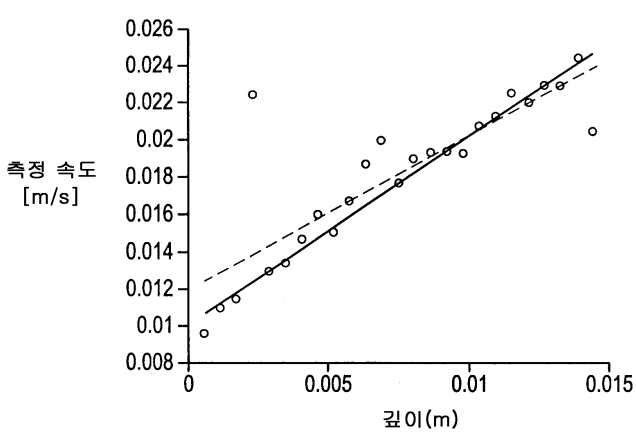
도면3



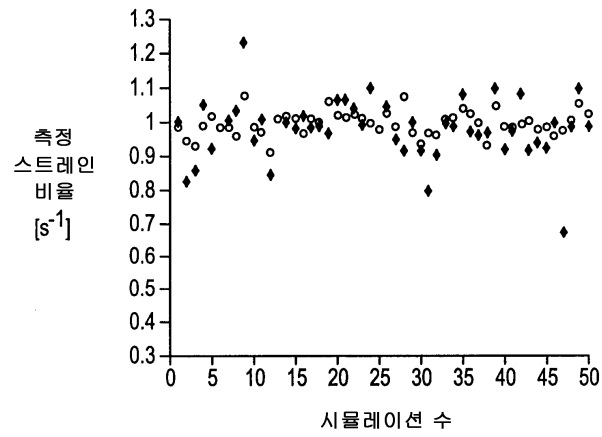
도면4



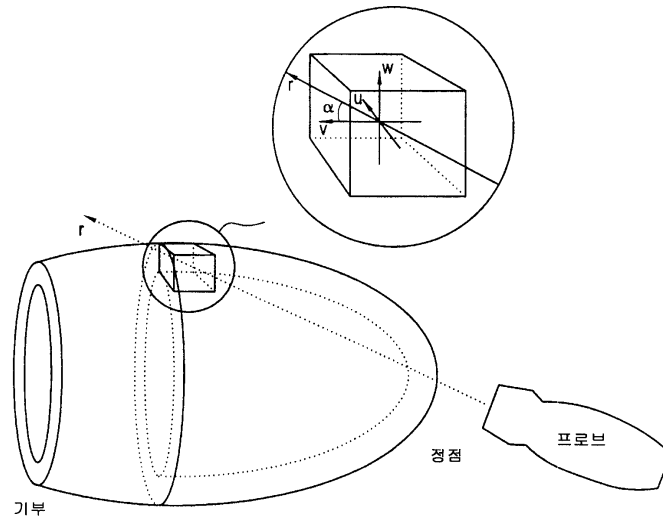
도면5



도면6



도면7



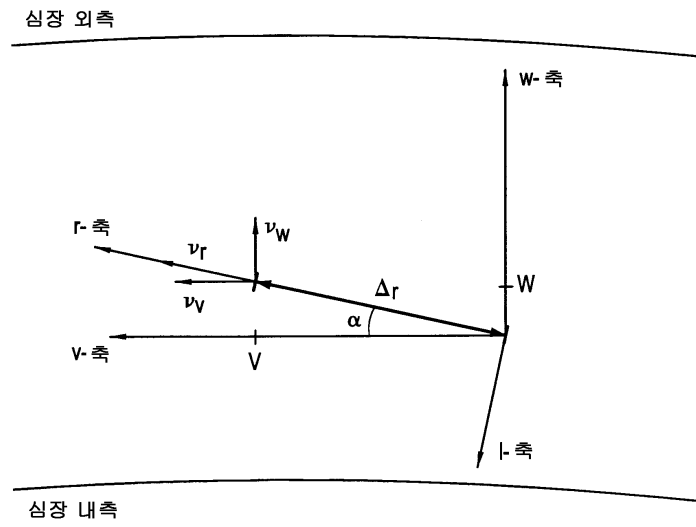
도면7a

삭제

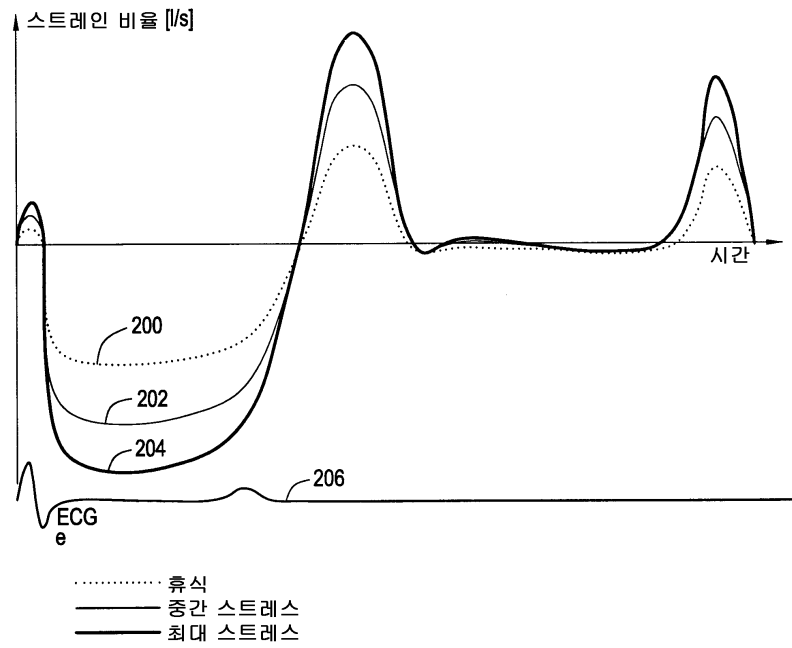
도면7b

삭제

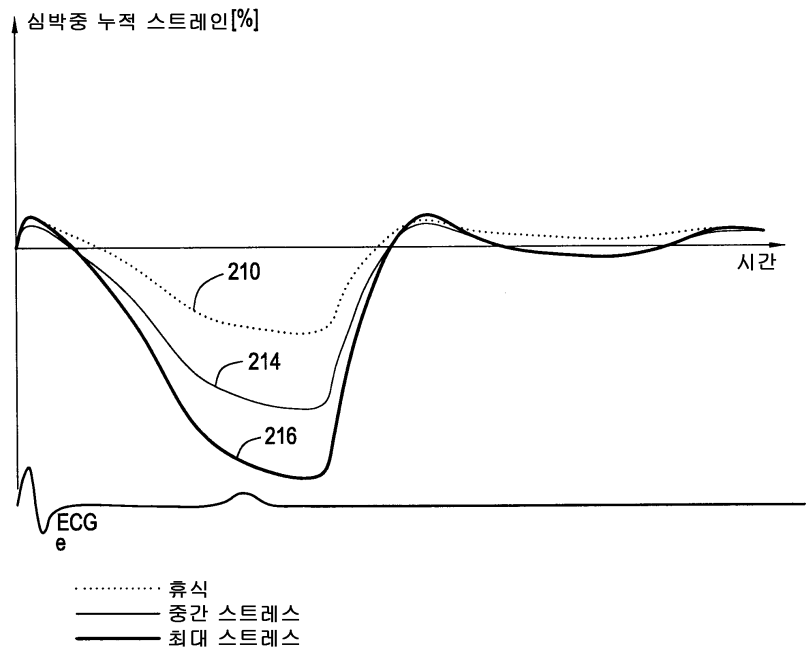
도면8



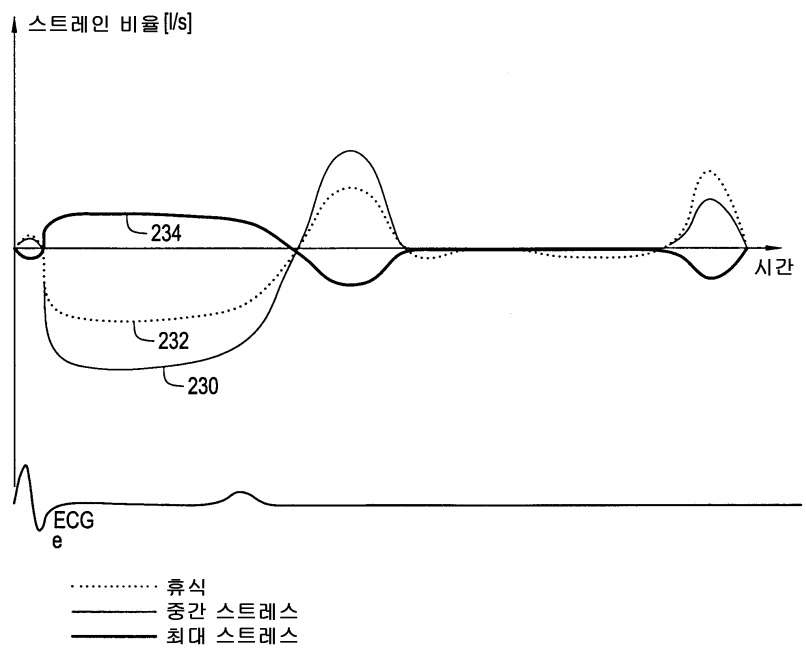
도면9



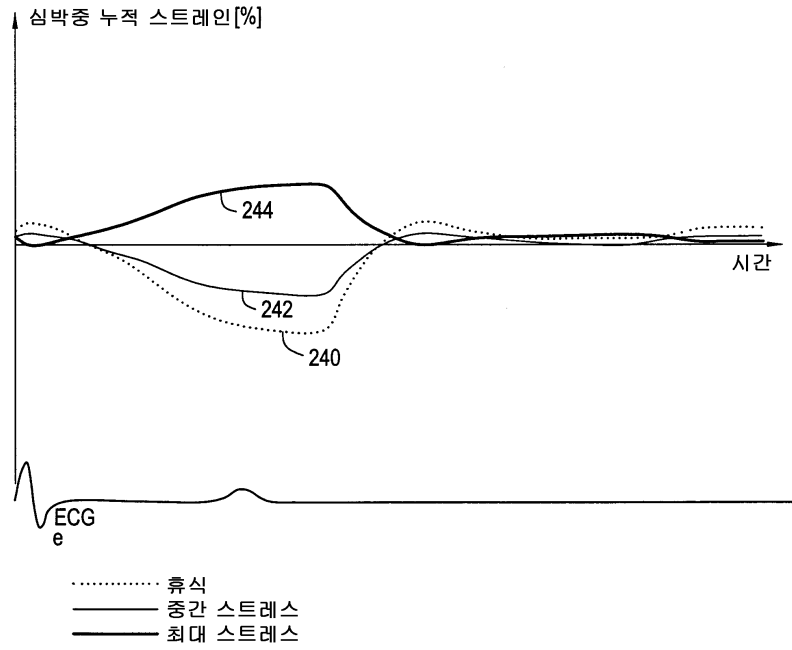
도면10



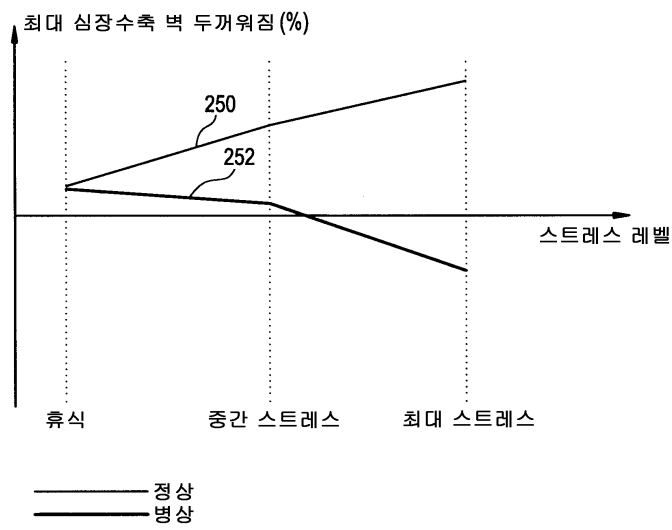
도면11



도면12



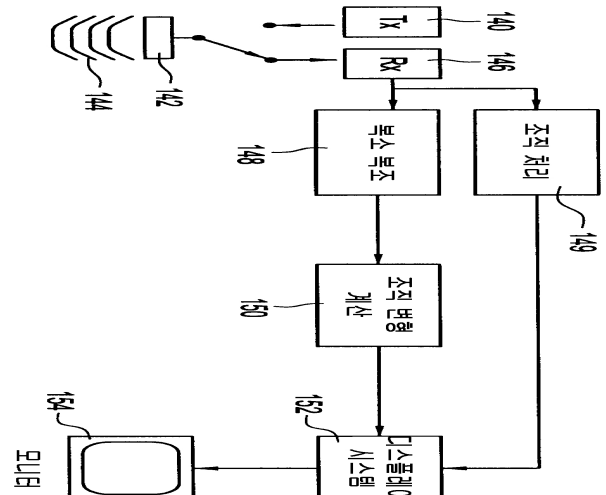
도면13



专利名称(译)	图像生成方法，组织变形信息生成方法，组织速度估计方法，定量应力超声心动图		
公开(公告)号	KR100742463B1	公开(公告)日	2007-07-25
申请号	KR1020000048514	申请日	2000-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	慕êvingmed超声		
申请(专利权)人(译)	这冰梅德拉萨的的售后服务		
当前申请(专利权)人(译)	这冰梅德拉萨的的售后服务		
[标]发明人	TORP HANS GARMANN 토프한스가먼 OLSTAD BJORN 올스타드브존 HEIMDAL ANDREAS 헤임달안드레아스 BJAERUM STEINAR 브저름스테이나		
发明人	토프한스가먼 올스타드브존 헤임달안드레아스 브저름스테이나		
IPC分类号	A61B8/13 A61B5/0456 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/58 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/543 A61B5/7239 A61B5/0456 G01S7/52038 A61B8/485 G01S7/52085 G01S15/584 G01S15/8979 G01S7/52042 G01S7/52036 G01S7/52095 G01S7/52057		
代理人(译)	KIM, CHANG SE		
优先权	09/432061 1999-11-02 US 60/150265 1999-08-23 US		
其他公开文献	KR1020010067091A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于计算和显示组织变形参数的超声系统和方法。采用允许组织速度成像或应变率成像中的高帧速率的超声采集技术。利用这种采集技术，相同的超声脉冲被用于组织图像和基于多普勒的图像。滑动窗口技术（160,161,162,163和164）用于处理。组织变形参数应变还通过在一个间隔内连续帧的应变率估计的累积来确定。该间隔可以是由例如ECG迹线中的R波产生的触发间隔。应变计算（150）可以通过根据原始样本体积内的组织的相对位移移动从帧到帧累积应变率的样本体积来改善。组织的相对位移由样品的瞬时组织速度确定体积。通过自适应地改变空间偏移，改善了基于组织速度的空间导数的应变率（150）的估计。空间偏移dr可以被最大化以覆盖整个组织区段（例如，心脏壁宽度），同时仍然保持组织区段内的偏移的每个末端处的两个样本体积。这可以通过确定空间偏移内的样本体积的各种参数（例如，灰度值，绝对功率估计，具有单位时间滞后的自相关函数的大小和/或应变相关的大小）是否高于a来实现。给定门槛。可以使用基于具有不同空间偏移的双样本应变率估计器的加权求和的广义应变率估计器来估计应变率（150）。权重与每个空间偏移的应变率相关估计的大小成比例，因此降低



了噪声的影响，即相关性差。样品。公开了一种改进的信号相关估计器，其使用除了通常的时间滞后之外的空间滞后。从组织速度发现空间滞后。改进的信号相关估计器可用于估计应变率和组织速度。可以减少混叠同时保持空间分辨率的方式估计组织速度。接收的超声信号的三个副本在三个中心频率被带通滤波。三个中心频率的中间以超声信号的二次谐波为中心。从在外部中心频率处滤波的两个信号估计参考组织速度。参考组织速度用于从由以二次谐波为中心的信号估计的多个组织速度中选择组织速度。一种基于组织速度估计 (150) 任何方向上的应变率的方法，不一定沿着超声波束 (144) 公开了来自样本体积周围的小的感兴趣区域的数据。定量组织变形参数，例如组织速度，组织速度积分，应变率和/或应变，可以作为时间和/或空间位置的函数被呈现 (152)，用于诸如应力回波的应用。例如，三个不同应力水平的应变率或应变值可以相对于心动周期内的时间绘制在一起。可以针对各种应力水平绘制从应变速率或应变速度导出的参数，例如峰值收缩壁增厚百分比。