



(19)대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。 Int. Cl.

A61B 8/02 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

(11) 공개번호 10-2007-0056137

(43) 공개일자 2007년05월31일

(21) 출원번호 10-2007-7007438

(22) 출원일자 2007년03월30일

심사청구일자 없음

번역문 제출일자 2007년03월30일

(86) 국제출원번호 PCT/US2005/031135

(87) 국제공개번호 WO 2007/001352

국제출원일자 2005년08월31일

국제공개일자 2007년01월04일

(30) 우선권주장 60/606,162 2004년08월31일 미국(US)

(71) 출원인 유니버시티 오브 워싱턴  
미국 98105 워싱턴주 시애틀 스위트 500 11번 애비뉴 노스이스트 4311

(72) 발명자 비치, 커크  
미국 98125 워싱턴주 시애틀 노스이스트 125번 4234  
김, 용민  
미국 98155 워싱턴주 레이크 포레스트 파크 노스이스트 189번플레이스 4431  
시크다르, 시드하르타  
미국 98105 워싱턴주 시애틀 노스이스트 43번 스트리트 넘버206901

(74) 대리인 주성민  
이중희  
백만기

전체 청구항 수 : 총 40 항

(54) 협착된 혈관에서 벽 진동을 평가하는 초음파 기술

(57) 요약

해부도와 관련하여 2D 이미지에서의 혈류음의 소스를 로컬라이징하고 및/또는 진동 및 그 원인이 되는 혈액 흐름에 관한 동시적인 정보를 획득하기 위한, 조직 진동의 초음파 영상을 위한 실시간 신호 처리 기술이 제공된다. 초음파 에코의 양상들을 사용하여 혈류음이 정량적으로 평가될 수 있다. 신호 처리는 벽 변위의 추정 및 시간 분해 진동 스펙트럼의 디스플레이를 가능하게 해준다. 진동이 검출되고 진폭 및 주파수에 따라 컬러-코딩되어, 실시간으로, B-모드 및/또는 색-혈류 이미지 상에 중첩된다. 제안된 진동 영상화 알고리즘은 종래의 초음파 색-혈류 영상화 동안에 획득된 데이터, 및 색-혈류 영상에서 통상적으로 억압되는 클러터 신호를 사용하여 조직 진동을 검출 및 특성 분석한다. 진동의 파라미터 모델링 및 다른 기준에 기초한 3개의 진동 영상화 알고리즘은 클러터, 혈액 흐름 및 진동 간을 구별한다. 이들 기술은 혈관에서의 협착을 검출, 로컬라이징, 영상화 및 정량적으로 등급 지정하는 데 사용가능하다.

대표도

도 4

## 특허청구의 범위

### 청구항 1.

협착을 검출하는 방법으로서,

- (a) 내부 부위로부터 반사되는 초음파 데이터를 처리하는 단계,
  - (b) 상기 내부 부위에 대한 조직 진동을 실시간으로 식별하는 단계, 및
  - (c) 상기 조직 진동의 함수로서 상기 협착을 검출하는 단계
- 를 포함하는 방법.

### 청구항 2.

제1항에 있어서, 상기 협착을 검출하기 위해 심장 사이클에서의 상기 조직 진동의 타이밍을 식별하는 단계를 더 포함하는 방법.

### 청구항 3.

제1항에 있어서, 상기 진동의 측정된 특성들에 기초하여 상기 협착의 혈액 역학적 특성을 정량화하는 단계를 더 포함하는 방법.

### 청구항 4.

협착을 검출하는 방법으로서,

- (a) 내부 부위로부터 반사되는 초음파 데이터를 처리하여, 상기 협착에서의 연조직 진동 이외의 소스로부터의 임의의 기여가 실질적으로 최소화된 신호를 산출하는 단계,
  - (b) 상기 신호를 처리하여 상기 내부 부위에서의 연조직 진동을 식별하는 단계, 및
  - (c) 상기 협착을 상기 연조직 진동의 함수로서 검출하는 단계
- 를 포함하는 방법.

### 청구항 5.

협착을 검출하는 방법으로서,

- (a) 내부 부위로부터 반사된 초음파 데이터를 처리하는 단계,
- (b) 상기 초음파 데이터에 기초하여 상기 내부 부위에서의 조직 운동을 추정하여, 조직 운동 신호를 산출하는 단계,

- (c) 상기 조직 운동 신호를 처리하여, 상기 조직 운동의 주파수 스펙트럼을 획득하는 단계, 및
  - (d) 상기 조직 운동의 상기 주파수 스펙트럼의 함수로서 협착을 검출하는 단계
- 를 포함하는 방법.

## 청구항 6.

초음파 데이터를 사용하여 협착을 검출하는 방법으로서,

- (a) 한 부위에서의 조직 진동을 식별하기 위해 상기 초음파 데이터를 실시간으로 처리하여, 조직 진동 신호를 생성하는 단계, 및
  - (b) 상기 조직 진동 신호를 처리하여, 상기 부위에서의 상기 협착 이외의 소스로부터의 상기 조직 진동에 대한 임의의 기여가 실질적으로 최소화된 신호 - 상기이 신호는 상기 협착의 표시를 제공함 - 를 산출하는 단계
- 를 포함하는 방법.

## 청구항 7.

제6항에 있어서, 상기 신호를 사용하여 상기 협착의 위치를 실시간으로 결정하는 단계를 더 포함하는 방법.

## 청구항 8.

제6항에 있어서, 상기 신호를 이용하여 상기 협착의 이미지를 생성하는 단계를 더 포함하는 방법.

## 청구항 9.

제6항에 있어서, 상기 초음파 데이터를 처리하는 상기 단계는,

- (a) 상기 초음파 데이터의 앙상블(ensemble)로부터 상관 신호를 추정하는 단계,
- (b) 상기 상관 신호의 고유값 분해를 수행하여, 신호 서브공간(subspace) 및 노이즈 서브공간을 식별하는 단계,
- (c) 상기 신호 서브공간 및 상기 노이즈 서브공간에서 우세 진동 성분의 주파수를 추정하는 단계, 및
- (d) 상기 우세 진동 성분의 상기 주파수의 추정치에 기초하여, 진동 진폭 및 진동 주파수 - 상기 진동 진폭 및 상기 진동 주파수 중 적어도 하나는 상기 조직 진동 신호를 포함함 - 를 결정하는 단계

를 포함하는 방법.

## 청구항 10.

제6항에 있어서, 상기 초음파 데이터를 처리하는 상기 단계는,

- (a) 상기 초음파 데이터의 앙상블로부터 자기 회귀 프로세스의 반사 계수를 계산하는 단계,

- (b) 상기 반사 계수로부터 선형 예측 필터 계수를 계산하는 단계,
- (c) 상기 선형 예측 필터 계수로부터 전력 스펙트럼을 추정하고, 상기 전력 스펙트럼에서 피크를 검출하는 단계, 및
- (d) 상기 전력 스펙트럼의 추정치 및 상기 피크에 기초하여, 진동 진폭 및 진동 주파수 - 상기 진동 진폭 및 상기 진동 주파수 중 적어도 하나는 상기 조직 진동 신호를 포함함 - 를 결정하는 단계를 포함하는 방법.

## 청구항 11.

제6항에 있어서, 상기 초음파 데이터를 처리하는 상기 단계는,

- (a) 자기 상관을 사용하여, 상기 초음파 데이터의 앙상블로부터 평균 클러터(clutter) 속도를 추정하는 단계,
- (b) 상기 초음파 데이터를 상기 평균 클러터 속도로 다운 믹싱(down mixing)하여, 다운 믹싱된 신호를 생성하는 단계,
- (c) 상기 다운 믹싱된 신호의 위상 및 상기 다운 믹싱된 신호의 평균 위상을 계산하는 단계,
- (d) 상기 다운 믹싱된 신호의 상기 위상으로부터 상기 평균 위상을 차감하여, 잔여 위상을 생성하는 단계,
- (e) 상기 잔여 위상을 그의 우세 성분으로 분해하는 단계, 및
- (f) 조직의 진동 진폭 및 진동 주파수의 추정치를 산출하기 위해, 상기 우세 성분에 에너지 및 주파수 문턱값을 적용하여 노이즈 및 혈액 흐름으로 인한 상기 조직 진동에의 임의의 기여를 실질적으로 억압하는 단계를 포함하는 방법.

## 청구항 12.

제11항에 있어서, 상기 잔여 위상을 분해하는 상기 단계는,

- (a) 상기 잔여 위상으로부터 상관 행렬을 추정하는 단계, 및
- (b) 상기 우세 성분을 결정하기 위해 상기 상관 행렬의 고유값 분해를 수행하는 단계를 포함하는 방법.

## 청구항 13.

제11항에 있어서, 상기 잔여 위상을 분해하는 상기 단계는,

- (a) 상기 잔여 위상으로부터 상관 행렬을 추정하는 단계, 및
- (b) 상기 우세 성분을 결정하기 위해 반복적 QR 인수분해를 사용하여 상기 상관 행렬의 부분 고유값 분해를 수행하는 단계를 포함하는 방법.

#### 청구항 14.

제6항에 있어서, 상기 조직 진동은 다수의 깊이 위치로부터의 상기 초음파 데이터를 처리함으로써 식별되는 방법.

#### 청구항 15.

제6항에 있어서, 필터링하는 단계는, 상기 협착에 대응하는 조직 진동의 예상된 주파수 범위보다 실질적으로 더 낮은 주파수에서의 클러터 및 노이즈를 필터링 제거하는 단계를 포함하는 방법.

#### 청구항 16.

제6항에 있어서, 필터링하는 단계는, 상기 협착에 대응하는 조직 진동의 예상된 주파수 범위보다 실질적으로 더 높은 주파수에 있는 노이즈를 필터링 제거하는 단계를 포함하는 방법.

#### 청구항 17.

제6항에 있어서, 상기 조직 진동의 위치에 도플러 샘플 체적을 배치하여 조직 진동 스펙트럼을 생성함으로써 상기 조직 진동이 상기 부위에서의 상기 협착에 대응하는지를 확인하는 단계를 더 포함하는 방법.

#### 청구항 18.

제6항에 있어서, 상기 신호를 사용하여 진동 이미지를 디스플레이하는 단계를 더 포함하며,

상기 진동 이미지를 디스플레이하는 상기 단계는 상기 부위의 진동 진폭 이미지 및 진동 주파수 이미지 중 적어도 하나를 디스플레이하는 단계를 포함하는 방법.

#### 청구항 19.

제6항에 있어서, 상기 부위의 색-혈류 이미지와 관련하여, 상기 신호를 사용하여 진동 조직에 대응하는 이미지를 거의 실시간으로 디스플레이하는 단계를 더 포함하는 방법.

#### 청구항 20.

제6항에 있어서, 상기 조직 진동의 주파수 및 진폭을 사용하여 협착을 등급 지정하는 단계를 더 포함하는 방법.

#### 청구항 21.

제6항의 단계들을 수행하는 컴퓨팅 디바이스에 의해 실행가능한 기계 명령어를 갖는 컴퓨터 판독가능 기억 매체.

#### 청구항 22.

초음파를 사용하여 내부 부위에서의 협착을 검출하는 장치로서,

(a) 초음파 트랜스듀서,

(b) 상기 초음파 트랜스듀서에 연결되어, 그의 동작을 제어하는 제어 시스템, 및

(c) 상기 초음파를 처리하여 상기 협착에 의해 야기된 조직 진동을 식별하고, 상기 협착을 나타내는 신호를 생성하는 조직 진동 프로세서

를 포함하는 장치.

### 청구항 23.

제22항에 있어서, 상기 조직 진동 프로세서에 의해 생성된 상기 신호는 상기 조직 진동의 위치를 결정함으로써 상기 협착을 로컬라이징하는(localize) 장치.

### 청구항 24.

제22항에 있어서, 상기 조직 진동 프로세서에 의해 생성된 상기 신호는 상기 조직 진동이 상기 협착의 위치를 나타내는 이미지를 생성하는 데 사용가능한 장치.

### 청구항 25.

제24항에 있어서, 상기 진동 이미지가 제공되는 디스플레이를 더 포함하며, 상기 이미지는 상기 협착의 위치를 나타내는 장치.

### 청구항 26.

제22항에 있어서, 상기 조직 진동 프로세서는, 상기 조직 진동을 식별하여 상기 신호를 생성하기 위해 소프트웨어를 실행하는 ASIC(주문형 반도체) 및 범용 프로세서 중 적어도 하나를 포함하는 장치.

### 청구항 27.

제22항에 있어서, 상기 조직 진동 프로세서는 상기 협착에서의 잔여 내강 직경(residual lumen diameter)을 결정하는 장치.

### 청구항 28.

제22항에 있어서, 상기 조직 진동 프로세서는, 상기 조직 진동을 식별하여 조직 진동 신호를 생성하고, 상기 조직 진동 신호를 필터링하여, 상기 내부 부위에서의 상기 협착 이외의 소스로부터의 상기 조직 진동에의 기여가 실질적으로 최소화된 필터링된 신호를 생성하는 장치.

### 청구항 29.

제28항에 있어서, 상기 조직 진동 프로세서는,

(a) 상기 색-혈류 신호로부터 상관 행렬을 추정하는 단계,

- (b) 상기 상관 행렬의 고유값 분해를 수행하여 신호 서브공간 및 노이즈 서브공간을 식별하는 단계,
  - (c) 상기 신호 서브공간 및 상기 노이즈 서브공간에서 우세 진동 성분의 주파수를 추정하는 단계, 및
  - (d) 상기 우세 진동 성분의 상기 주파수의 추정치에 기초하여, 진동 진폭 추정치 및 진동 주파수 추정치 - 상기 진동 진폭 추정치 및 상기 진동 주파수 추정치 중 적어도 하나는 상기 조직 진동 신호를 포함함 - 를 결정하는 단계
- 에 의해 상기 내부 부위에서의 조직 진동을 결정하는 장치.

### 청구항 30.

제28항에 있어서, 상기 조직 진동 프로세서는,

- (a) 자기 상관을 사용하여, 상기 색-혈류 신호로부터 평균 클러스터 속도를 추정하는 단계,
  - (b) 상기 색-혈류 신호를 상기 평균 클러스터 속도로 다운 믹싱하여, 다운 믹싱된 신호를 생성하는 단계,
  - (c) 상기 다운 믹싱된 신호의 위상 및 상기 다운 믹싱된 신호의 평균 위상을 계산하는 단계,
  - (d) 상기 다운 믹싱된 신호의 상기 위상으로부터 상기 평균 위상을 차감하여, 잔여 위상을 생성하는 단계,
  - (e) 상기 잔여 위상을 그의 우세 성분으로 분해하는 단계, 및
  - (f) 노이즈 및 혈액 흐름으로 인한 상기 조직 진동에의 임의의 기여를 실질적으로 억압하도록 에너지 및 주파수 문턱값을 적용하여, 조직의 진동 진폭 및 진동 주파수의 추정치를 산출하는 단계
- 에 의해 상기 내부 부위에서의 조직 진동을 결정하는 장치.

### 청구항 31.

제30항에 있어서, 상기 조직 진동 프로세서는,

- (a) 상기 잔여 위상으로부터 상관 행렬을 추정하는 단계, 및
  - (b) 상기 우세 성분을 결정하기 위해 상기 상관 행렬의 고유값 분해를 수행하는 단계
- 에 의해 상기 잔여 위상을 분해하는 장치.

### 청구항 32.

제28항에 있어서, 상기 조직 진동 프로세서는, 상기 부위에서의 상기 협착에 대응하는 조직 진동의 예상된 주파수 범위보다 실질적으로 더 낮은 주파수에서의 클러스터 및 노이즈를 필터링 제거함으로써 상기 조직 진동 신호를 필터링하는 장치.

### 청구항 33.

제28항에 있어서, 상기 조직 진동 프로세서는, 상기 부위에서의 상기 협착에 대응하는 조직 진동의 예상된 주파수 범위보다 실질적으로 더 높은 주파수에서의 클러스터 및 노이즈를 필터링 제거함으로써 상기 조직 진동 신호를 필터링하는 장치.

#### 청구항 34.

제22항에 있어서, 상기 조직 진동 프로세서는 또한, 상기 조직 진동의 위치에 범위 게이트(range gate)를 배치하여 조직 진동 스펙트럼을 생성함으로써, 상기 진동 이미지에 디스플레이된 진동들이 상기 부위에서의 상기 협착에 대응하는지를 확인하는 장치.

#### 청구항 35.

제22항에 있어서, 상기 조직 진동 프로세서는 심전계 신호를 사용하여 심장 사이클에서의 진동의 타이밍을 결정하는 장치.

#### 청구항 36.

제22항에 있어서, 상기 조직 진동 프로세서는 심장 박동으로 인한 조직 운동의 주기성을 사용하여 심장 사이클에서의 진동의 타이밍을 결정하는 장치.

#### 청구항 37.

제25항에 있어서, 상기 디스플레이는 상기 내부 부위의 진동 진폭 이미지 및 진동 주파수 이미지 중 적어도 하나를 제공하는 장치.

#### 청구항 38.

제25항에 있어서, 상기 디스플레이가 상기 내부 부위의 B-모드 이미지 및 조직 진동에 응답하여 생성된 상기 내부 부위의 이미지 중 적어도 하나를 거의 실시간으로 선택적으로 제공하도록, 상기 내부 부위의 기본 해부도를 보여주는 그레이스케일 이미지를 생성하는 B-모드 프로세서를 더 포함하는 장치.

#### 청구항 39.

제25항에 있어서, 상기 디스플레이가 상기 내부 부위의 색-혈류 이미지 및 조직 진동에 응답하여 생성된 상기 내부 부위의 이미지 중 적어도 하나를 선택적으로 제공하도록 색-혈류 프로세서를 더 포함하는 장치.

#### 청구항 40.

제22항에 있어서, 상기 내부 부위의 도플러 이미지를 생성하는 도플러 프로세서를 더 포함하는 장치.

#### 명세서

##### 배경기술

2세기를 넘는 동안, 동맥 협착은 청진기를 사용하여 들을 수 있는 혈류음(bruit)이라고 하는 소리와 연관되어 있다. 신혈관성 고혈압, 관상 동맥 질환, 말초 동맥 질환 및 내출혈 등의 많은 혈관 질환에서의 혈류음 및 심장음(murmur)의 음량(loudness) 및 피치(pitch)를 질적으로 평가하는 데 청진법(auscultation)(청진기를 사용하는 수동적 경청)이 일상적으로 사용된다.



현재, 협착, 동맥류, 동정맥류 및 가성동맥류와 연관된 혈관음이, 혈액이 좁은 구멍을 통해 고압 영역에서 저압 영역으로 흐를 때 생기는 와류에 의해 혈관벽에 가해지는 힘에 의해 생성된다는 것이 입증되었다. 구경 면적이 협착에 의해 감소되고, 따라서 협착의 협류에서의 흐름 속도가 증가된다. 이러한 흐름 속도의 국소적 증가는, 협착후부 팽창 영역이 유동 박리를 방지할 만큼 충분히 유선형으로 되어 있지 않은 경우(즉, 협착이 "벤츄리관(venturi tube)"이 아닌 경우), 협착후부 분사를 야기한다. 분사의 경계를 따라 속도 차이로 인해 유체 전단 응력이 높은 영역이 생성된다. 이들 전단 응력은 유체에 와류를 발생시키며, 이는 차례로 층류 흐름에 대한 저항을 발생시킨다. 와류의 존재는 협착후부 영역에 유체 속도 및 압력의 변동을 야기하고, 이는 혈관벽에 대응하는 운동을 야기한다. 협착에 걸쳐 압력 저하로 야기되는 에너지는 따라서 이러한 혈관벽의 기계적 진동은 물론 약간의 혈액 가열을 통해 소산된다. 혈관벽 및 주변 조직에서의 국소 진동은, 이들이 피부 표면에 도달할 때, 들을 수 있는 "혈류음" 및 "심장음" 또는 촉진할 수 있는 "진동음"으로서 나타난다. 동맥벽의 탄성은 또한 그 회로에 커패시턴스를 유입시킨다. 협착후부 커패시턴스는 심장 수축 동안 협착 말단 압력을 상승시킨다. 덜 심각한 협착의 경우, 협착에 걸친 압력 저하는 피크 심장 수축 압력 단계 동안에만 중요하며, 따라서 혈류음은 심장 수축 단계 동안에만 계속된다. 그렇지만, 보다 심각한 협착의 경우, 협착 말단 압력 저하가 낮으며, 따라서 심장 확장 단계 동안에도 협착에 걸쳐 상당한 압력 기울기가 존재하여, 혈류음이 조기 심장 확장 단계로 연장되게 한다.

진동의 전력 스펙트럼은 스트로할 수(Strouhal number)를 통해 구멍의 직경 및 국소 유동 속도와 직접 관련이 있는 "브레이크 주파수(break frequency)"라고 하는 주파수 피크를 나타낸다. 환언하면, 브레이크 주파수는 협착에서의 잔여 내강 직경(residual lumen diameter)에 반비례한다. 예민한 마이크로 기록된 혈류음 및 심장음의 스펙트럼 내용을 정량화하기 위해 혈관 조영 사진 및 심음도 검사가 개발되었으며, 경동맥 혈관 조영 사진이 여러번의 임상 시험에서 경동맥 협착의 정도를 추정하는 데 성공적으로 사용되었다. 그렇지만, 청진법 및 혈관 조영 사진은 감도 및 특이성이 결여되어 있는데, 그 이유는 이들이 피부 표면에 도달하는 강한 세기의 진동을 진단하는 것에 제한되어 있고 진동의 발생지가 명확하게 분석될 수 없기 때문이다. 현재, 그의 발생지에서의 혈류음과 연관된 진동을 정량적으로 영상화하는 진단 도구가 없다. 따라서, 조직 진동이 진단에 있어서 중요하다고 밝혀져 있지만, 그의 임상적 사용은 현재 제한되어 있다. 피부 표면에 도달하는 진동을 분석하는 것으로 제한되지 않는, 협착된 혈관과 연관된 혈류음 및 벽진동을 분석하는 비침투적 기술을 제공하는 것이 바람직하다.

지난 20년간 색혈류 이중 초음파(duplex and color-flow ultrasound)의 진보는 혈관 진단에 상당한 임상적 영향을 주었으며, 해부도와 혈류 이미지를 실시간으로 동시에 이용가능하다. 심장벽은 물론 동맥에서의 이상 벽운동(abnormal wall motion)의 평가에 초음파 TDI(tissue Doppler imaging, 조직 도플러 영상)가 사용되었다. 종래의 색 혈류 초음파 이미지에서, 이상 혈류로 인한 조직 진동은 주변 조직에 작은 반점같은 특성 아티팩트를 생성한다. 이들 아티팩트는 조직 진동을 나타내며, 협착을 인지하는 데 유용하다. 그렇지만, 이들은 해석하기가 어려우며 정량적이지 않다.

이중 초음파의 도입으로, 유체 속도에 기초하여 협착 심각성의 비침투적 평가를 위한 기준이 개발되었다. 이들 기준이 꽤 유용하지만, 이러한 기술은 벽진동 스펙트럼에 존재하는 요동 정보를 분석하지 않는다. 향상된 진단 도구를 달성하기 위해, 벽진동은 물론 유체 속도를 요인으로 포함하는 협착 심각성을 평가하는 비침투적 초음파 기반 기술을 제공하는 것이 바람직하다.

따라서, 협착된 혈관에 의해 생성된 진동이 검출되고 그의 진폭 및 주파수에 따라 컬러-코딩되어 B-모드 및/또는 색-혈류 이미지 상에 실시간으로 중첩될 수 있는 초음파 기기에 대한 새로운 조직 진동 검출 및 영상화 모드를 개발하는 것이 바람직하다. 그러면, 환자의 해부도와 관련하여 진동의 발생지를 보다 정확하게 찾아내기 위해 및/또는 진동 및 그 원인이 되는 협착에 관한 동시적인 정보를 획득하기 위해 조직 진동-영상 모드가 사용될 수 있다.

## 발명의 상세한 설명

본 명세서에서 사용되는 개념들은 이러한 협착과 연관된 조직 진동을 영상화함으로써 동맥 협착을 검출, 로컬라이징(localizing) 및 정량화하기 위해 개발되었다. 이들 진동에 의해 야기되는 소리(혈류음 및 심장음)은 때때로 청진기를 사용하여 들을 수 있거나 피부 표면에서 촉진가능하고, 내출혈 및 동맥 협착을 비롯하여, 여러가지 생리적 상태를 나타낸다. 본 명세서에 개시된 기술은 조직 진동을 검출하고, 비교적 큰 관심 영역에서의 조직 진동을 영상화하며, 조직 진동의 측정된 특성에 기초하여 협착의 혈액역학적 특성을 정량화하기 위해 수신된 초음파 에코 앙상블(ensemble)을 처리하는 알고리즘을 이용한다. 본 명세서에 개시된 알고리즘은, 사람의 말초 동맥 및 관상 동맥에서의 협착의 실시간 로컬라이징에서의 조직 진동의 유용성을 연구하기 위해, 프로그램가능 초음파 시스템에 구현된다.

일반적으로, 본 명세서에 기술된 진동 영상화 알고리즘은, 조직 진동을 검출하고 특성 분석하기 위해, 종래의 초음파 영상화 동안에 획득된 2D 초음파 데이터 앙상블 및 이러한 데이터와 연관된 클러터 신호(clutter signal)(종래의 색-혈류 영상화에서는 통상 억제됨)를 사용한다. 진동의 파라미터 모델링에 기초한 3가지 주요 알고리즘 및 클러터, 혈액 흐름 및 진동 간을 구별하는 기준을 포함하는, 이 목적에 적합한 여러가지 신호 처리 알고리즘이 개발되었다. 첫번째 주요 알고리즘은 위상 분해에 기초한 것이고, 두번째 주요 알고리즘은 노이즈에서 복소 지수의 평가를 사용하는 것에 기초한 것이며, 세번째 주요 알고리즘은 자기 회귀 모델링(autoregressive modeling)에 기초한 것이다.

다른 일련의 알고리즘은, 조직 진동의 존재를 확인하기 위해 또 향상된 정확도로 조직 진동의 특성을 측정하기 위해, 협착 부위 근방의 작은 관심 영역(예를 들어, 도플러 범위 게이트(Doppler range gate))으로부터의 더 큰 수신된 초음파와 에코 앙상블(일반적으로 64-512)을 이용한다. 운동의 결과로서 수신된 초음파와 에코에서의 느린 시간 변동은 물론 초음파 빔의 방향을 따라 이웃하는 위치에 있는 조직의 운동의 변동 둘다를 이용하는 2차원(2-D) 푸리에 변환을 포함하여, 이 목적에 적합한 여러가지 신호 처리 알고리즘이 개발되었다. 진동을 식별하는 첫번째 알고리즘은 직교 복조된 수신 에코의 2D 푸리에 변환에 기초한 것이며, 진동에 대응하는 스펙트럼 피크를 식별하기 위해 라돈 변환(Radon transform)을 이용한다. 진동을 식별하기 위한 두번째 알고리즘은 진동에 대응하는 스펙트럼 피크를 식별하고 다른 노이즈 소스를 억제하기 위해 다중-주파수 평면을 이용한다. 이러한 알고리즘을 사용하는 동맥 협착의 로컬라이징 및 등급 지정 방법에 대해 본 명세서에서 더 기술된다.

또한, 본 명세서에는, 혈액 흐름 와류로 인해 야기된 소프트 조직 진동이 검출되고 그의 진폭 및 주파수에 따라 컬러-코딩되며 또 B-모드 및/또는 색-혈류 이미지 상에 실시간으로 중첩되는 초음파 기기에 대한 새로운 조직 진동 영상화 모드에 대해 기술되어 있다. 이 조직 진동 영상화 모드는 해부도와 관련하여 진동의 발생지를 보다 정확하게 찾아내기 위해 및/또는 진동 및 그 원인이 되는 혈액 흐름에 관한 동시적인 정보를 획득하기 위해 사용될 수 있다.

실시간 조직 진동 영상화는 소프트웨어-프로그램가능 신호 및 이미지 처리 백엔드(back-end)를 갖는 초음파 시스템에서, 예를 들어, 10 프레임/초의 프레임 레이트로 구현된다. 예비적인 결과는 동맥 협착의 결과로서 생성된 진동이 이러한 기술을 사용하여 검출되고 영상화될 수 있음을 확인해준다. 진동 진폭은 협착 아래쪽 부위 근방에서 가장 클 것으로 예상되며, 이러한 사실이 협착 부위를 신속하고 비침투적으로 찾아내는 데 사용될 수 있다. 조직 진동으로부터의 강한 후방 산란 초음파와 에코는, 그렇지 않았으면 혈액으로부터의 약한 산란으로 인해 도플러 혈액 속도-기반 방법을 사용하여 검출하기 어려운, 협착의 검출을 향상시킬 수 있다.

잠재적으로, 이 새로운 조직 진동 영상화 기술은 다양한 장치 및 임상 상황에서 유용할 수 있다. 예를 들어, 조직 진동 검출 기능을 갖는 저가의 휴대용 선별 장치가 관상 동맥 질환 및 말초 동맥 질환을 갖는 환자를 진단 및/또는 선별하기 위해 일반 개업의에 의해 또는 흉통을 갖는 환자를 평가하기 위해 위생 및 외상 센터(paramedics and trauma center)에 의해 유익하게 이용될 수 있다. 게다가, 고성능 초음파 시스템에서의 조직 진동 영상화 모드는 향상된 진단 능력을 위해 이중 초음파를 보장할 수 있으며, 이는 영상 센터, 심장 클리닉 및 환자의 협착을 진단하는 병원에 의해 유익하게 이용될 수 있다. 협착을 나타내는 검출된 조직 진동은 청진기를 사용하여 혈류음을 듣는 훈련을 받은 사람에게 인지가능한 방식으로 가청 신호로서 또는 촉진가능한 진동음을 검출하는 훈련을 받은 사람에게 인지가능한 촉진가능 신호로서 제공될 수 있다.

본 명세서에 기술된 개념들의 일 태양은 협착 아래쪽의 혈액 흐름 와류에 의해 야기되는 조직 진동을 검출하고 특성 분석함으로써 2D 초음파 데이터 앙상블을 사용하여 동맥 협착을 검출하고 그 부위를 찾아내는 방법에 관한 것이다. 이 방법은 영상화되고 있는 부위의 조직 운동 스펙트럼 신호를 생성하기 위해 2D 초음파 데이터 앙상블을 처리하는 단계를 포함한다. 이어서, 조직 운동 스펙트럼 신호는 조직 진동 신호를 생성하기 위해 처리되며, 그로부터 협착에서의 진동 이외의 소스로부터의 조직 운동에 대한 기여가 실질적으로 최소화된다. 진동 이미지는 조직 진동 신호를 사용하여 디스플레이되고, 그 부위에서의 협착의 위치를 나타낸다.

2D 초음파 데이터 앙상블을 처리하는 한 가지 방법은 초음파 데이터로부터 상관 행렬을 추정하는 단계, 및 신호 서브공간(subspace) 및 노이즈 서브공간을 식별하기 위해 상관 행렬의 고유값 분해를 수행하는 단계를 포함한다. 이어서, 신호 서브공간 및 노이즈 서브공간에서의 우세 진동 성분의 주파수가 추정되고, 이 추정치에 기초하여, 진동 진폭 추정치 및 진동 주파수 추정치가 결정된다. 진동 진폭 추정치 및 진동 주파수 추정치 중 적어도 하나는 조직 진동 신호를 구성한다.

협착과 연관된 진동을 영상화하기 위해 2D 초음파 데이터 앙상블을 처리하는 제2 방법은 수신된 초음파와 에코 앙상블의 자기 회귀 모델의 반사 계수를 계산하는 단계를 포함한다. 이 반사 계수로부터 선형 예측 필터 계수가 계산된다. 전력 스펙트

럼이 추정되고, 이 전력 스펙트럼에서의 피크가 검출된다. 전력 스펙트럼의 추정치 및 피크에 기초하여, 진동 진폭 추정치 및 진동 주파수 추정치가 결정된다. 진동 진폭 추정치 및 진동 주파수 추정치 중 적어도 하나는 또 다시 조직 진동 신호를 구성한다.

2D 초음파 데이터 앙상블을 처리하는 또 다른 방법에서, 평균 클러터 속도는 자기 상관을 사용하여 초음파 데이터로부터 추정된다. 2D 초음파 데이터 앙상블은 평균 클러터 속도와 다운-믹싱(down-mixing)되어, 다운-믹싱된 신호를 생성한다. 다운-믹싱된 신호의 위상 및 다운-믹싱된 신호의 평균 위상이 결정되고, 이 평균 위상이 다운-믹싱된 신호의 위상으로부터 차감되어, 잔여 위상을 생성한다. 잔여 위상은 이어서 그의 우세 성분으로 분해된다. 에너지 및 주파수 문턱값을 적용함으로써, 노이즈 및 혈액 흐름으로 인한 조직 진동에의 임의의 기여가 실질적으로 억제되고, 한 부위에서의 조직의 진동 진폭 및 진동 주파수의 추정치를 산출한다.

잔여 위상을 분해하는 단계는 양호하게는 잔여 위상으로부터 상관 행렬을 추정하는 단계, 및 우세 성분을 결정하기 위해 상관 행렬의 고유값 분해를 수행하는 단계를 포함한다.

필터링하는 단계는 양호하게는 그 부위에서의 협착에 대응하는 조직 진동의 예상된 주파수 범위보다 실질적으로 더 낮은 주파수에서의 클러터 및 노이즈를 필터링 제거하는 단계를 포함하며, 또한 양호하게는 그 부위에서의 협착에 대응하는 조직 진동의 예상된 주파수 범위보다 실질적으로 더 높은 주파수에서의 노이즈를 필터링 제거하는 단계를 포함한다. 이 단계는 또한, 신호들의 통계적 특성을 이용함으로써, 혈액 흐름과 조직 진동 간을 구분하는 단계를 포함한다.

게다가, 본 방법은, 조직 진동 이미지로부터 결정되는 조직 진동의 위치에 도플러 샘플 체적(Doppler sample volume)을 배치함으로써, 진동 이미지에 디스플레이되는 진동이 그 부위에서의 협착에 대응함을 확인하는 단계를 포함할 수 있다. 이 단계에서, 비교적 큰 앙상블(일반적으로, 64-512개 펄스를 포함하는 앙상블)로부터 결정된 조직 진동 스펙트럼은 비교적 더 작은 2D 초음파 데이터 앙상블(일반적으로, 6-16개 펄스를 포함하는 앙상블)로부터 검출되는 조직 진동을 확인하기 위해 이용될 수 있다.

진동 이미지를 디스플레이하는 단계는 양호하게는 그 부위의 진동 진폭 이미지 및 진동 주파수 이미지 중 적어도 하나를 디스플레이하는 단계를 포함한다. 그의 효율성으로 인해, 본 방법은 그 부위의 기본 해부도(즉, B-모드 그레이스케일 이미지)와 관련하여 진동 이미지를 거의 실시간으로 디스플레이하는 단계를 포함할 수 있다.

본 발명의 다른 태양은 초음파 데이터 앙상블을 사용하여 동맥 협착을 검출하고 로컬라이징하는 장치에 관한 것이다. 이 장치는 내부 부위쪽으로 초음파 펄스를 전송하고, 협착으로 인해 진동하는 조직을 포함하는 내부 부위에서의 산란체(scatterer)로부터 초음파 데이터를 수신하는 초음파 트랜스듀서를 포함한다. 일 실시예에서, 프론트-엔드 시스템은 초음파 트랜스듀서에 의해 생성된 초음파 펄스를 제어하고, 초음파 트랜스듀서에 의해 수신되는 에코를 복조하여, 동위상 성분 및 직교 성분 둘다를 갖는 신호를 생성한다. 이 장치는 또한 프론트-엔드 시스템 및 조직 진동 프로세서로부터 신호를 수신하는 백엔드 시스템을 포함한다. 프론트-엔드 및 백-엔드 시스템은 선택적으로 단일의 유닛으로 결합될 수 있거나, 이들 시스템 중 하나 이상의 부분이 그 시스템의 다른 부분들로부터 원격지에서 동작하고 있을 수 있다. 조직 진동 프로세서는 협착에 의해 야기된 조직 진동을 추정하기 위해 초음파 신호를 처리하여, 조직 진동 신호를 생성한다. 일 실시예에서, 조직 진동 신호는 백-엔드 시스템에 의해 이미지 신호로 변환된다. 디스플레이는 이미지 신호를 수신하여, 내부 부위에서의 협착이 표시되어 있는 조직 진동 이미지를 디스플레이하기 위해 백-엔드 시스템에 연결되어 있다. 선택적으로, 이 디스플레이는 조직 진동 검출 및 식별 장치로부터 원격지에 있을 수 있다. 예를 들어, 디스플레이는 물리적으로 병원에 위치될 수 있는 반면, 조직 진동 검출 및 식별 장치는, 그 장치가 사용되는 환자를 이송하는 앰블런스 등의, 물리적으로 다른 장소에 있다. 또한, 시각적 디스플레이 대신에, 조직 진동 검출 및 식별의 결과가 조직 진동을 나타내는 청각적 또는 촉각적 출력으로 제공될 수 있다. 조직 진동 신호는 또한 협착을 나타내기 위해 자동화된 알고리즘에 의해 해석될 수 있으며, 자동화된 해석의 결과가 전자 판독 정보로서 제공될 수 있다. 일반적으로, 이 장치에 의해 수행되는 기능은 상기한 방법의 단계들과 일치한다.

이 요약은 이하의 상세한 설명에서 추가적으로 기술되는 몇가지 개념들을 간단화된 형태로 소개하기 위한 것이다. 그렇지만, 이 요약은 청구된 발명 대상의 주요한 또는 본질적인 특징을 확인하기 위한 것도 아니고, 청구된 발명 대상의 범위를 결정하는 데 보조 수단으로 사용하기 위한 것도 아니다.

## 실시예

도면 및 개시된 실시예는 제한되는 것이 아님

예시적인 실시예들은 도면들을 참조하여 예시되어 있다. 본 명세서에 개시된 실시예 및 도면이 제한적이 아니라 예시적인 것으로 보아야 한다.

## 조직 진동 영상 시스템

도 1은 종래의 초음파 시스템과 일반적으로 유사하지만 조직 진동 영상을 포함하도록 수정되었고 따라서 본 명세서에 개시된 개념을 실시하는 데 사용가능한 초음파 시스템(10)을 나타낸 블록도이다. 초음파 시스템(10)은 다중 사이클(즉, 2-20 사이클)을 사용하여 반송파 주파수(일반적으로, 1 MHz - 15 MHz임)로 변조되는 신호를 전송하는 초음파 트랜스듀서(12)를 포함한다. 전송된 신호는 빔 경로를 따라 산란체(도시 생략)에 의해 반사되고 시간 지연 후에 수신되며, 그 기간은 산란체와 트랜스듀서 간의 거리에 의존한다. 획득 단계에서, 조직으로부터 수신된 음향 에코는 트랜스듀서에 의해 전기 신호로 변환되고, 이들 신호는 아날로그-디지털 변환기(별도로 도시되어 있지 않음)에 의해 디지털화된다. 프론트-엔드 서브시스템(14)은 전송된 초음파 파형 및 수신된 초음파 파형 둘다의 동적 포커싱, 아포다이제이션(apodization), 및 스티어링(steering)을 수행하는 빔 형성기(16)를 포함한다. 또한, 프론트-엔드 시스템(14)에는 조직 내에서의 깊이에 비례하는 가변 이득으로 신호를 증폭하는 시간-이득-보상(time-gain-compensation, TGC) 회로(18)와, 직교 변조 및 데시메이션에 의해 고주파 반송파를 디지털적으로 제거하여, 동위상(I) 및 직교(Q) 샘플(복소량  $I(t) + jQ(t)$ 로 표현될 수 있음)을 제공하는 무선 주파(RF) 복조기 및 데시메이터(decimator)(20)가 포함되어 있다. 이 획득된 직교 양상블(또는 색-혈류) 데이터는 이어서, 선택되는 하나의 (또는 그 이상의) 초음파 모드(들), 예를 들어, B-모드, 색-혈류 모드, 조직 진동 모드, 및 도플러 모드에 따라, 백-엔드 서브시스템(22)에서 처리된다.

조직의 해부학적 이미지를 생성하기 위해, 관심의 신호는  $I(t) + jQ(t)$ 의 엔벨로프이다. B-모드 프로세서(24)는 에코의 진폭  $B_r(t) = \sqrt{I^2(t) + Q^2(t)}$  을 계산하고, 다이내믹 레인지를, 모니터 상에 그레이스케일 이미지로서 디스플레이하기에 적합하게 되도록 압축한다. 산란체에 의해 유발되는 시간 지연은  $I(t) + jQ(t)$ 의 위상에 반영된다. 따라서, 복소 수신 신호의 위상은 산란체의 순간 위치의 추정치를 제공한다. 시간에 따른 위상의 변화를 모니터링함으로써, 산란체의 변위 및 속도가 추정될 수 있다. 색-혈류 영상에서, 다수의 펄스(통상적으로 6 내지 16개 펄스)가 펄스 반복 주파수(pulse repetition frequency, PRF)라고 하는 레이트로 각각의 주사선을 따라 전송 및 수신된다. 각각의 공간 위치로부터의 수신된 시간 샘플의 집합체는 따라서 "양상블"이라고 부른다. 색-혈류 프로세서(26)는, 일반적으로 자기 상관 알고리즘을 사용하여, 인접한 시간 샘플 간의 위상차를 추정함으로써 데이터 양상블로부터 혈액 흐름 속도를 추정한다. 서로 다른 공간 위치로부터 다수의 샘플을 획득함으로써 2D 이미지가 생성된다. 도플러 프로세서(30)로 구현되는 도플러 모드에서, 단일의 주사선을 따라 주사가 수행되고, 단일의 공간 위치로부터의 혈액 속도의 스펙트럼이 실질적으로 더 큰 데이터 양상블(일반적으로, 64-512개 펄스로부터의 데이터)로부터 추정된다. 래스터 모니터 또는 디스플레이(36) 상에 처리된 이미지 프레임은 디스플레이하기 이전에, 획득된 초음파 데이터를 극 좌표로부터 래스터 디스플레이에 의해 사용되는 직교 좌표로 변환하는, 주사 변환기 회로(32)에 의해 주사 변환(scan conversion)이 수행된다. 사후 처리는 선택적으로, 디스플레이된 이미지의 품질을 향상시키기 위해서는 물론 디스플레이 상에서 해부도 이미지와 혈류 이미지를 결합하기 위해, 사후-처리 회로(34)에 의해 적용될 수 있다.

한 예시적인 실시예에서 초음파 데이터를 처리하는 데 사용되는 조직 진동 프로세서(28)가 도 1에 도시되어 있다. 직교 데이터 양상블이 조직 진동 프로세서에 입력된다. 그렇지만, 이들 데이터로부터 혈액 흐름 속도를 추정하지 않고, 조직 진동 프로세서는 복소 수신 신호의 위상으로부터 산란 조직의 순간 변위를 추정한다. 이 조직 움직임은 종래의 색-혈류 영상에서 클러터(clutter)라고 하며, 클러터 필터를 사용하여 억압된다. 일반적으로, 심장 박동, 호흡 및 트랜스듀서 움직임 각각은 관찰된 변위 또는 움직임에 기여할 수 있다. 이러한 움직임은 수 헤르츠 이하의 낮은 주파수이다. 협착이 존재하는 경우, 협착을 둘러싸고 있는 조직은 수십 헤르츠에서 1000 헤르츠 이상의 범위에 있는 주파수로 국소적으로 진동한다. 조직 움직임의 다른 성분의 주파수를 분석함으로써, 협착된 혈관에 의해 야기되는 진동이 다른 움직임 원인에 의해 야기되는 클러터와 구별될 수 있다. 조직 진동 프로세서는, 조직 움직임을 상세한 움직임 성분들로 분해하고 심장 박동의 주파수보다 높은 주파수에 있는 것으로 보이는 임의의 움직임 성분을 식별함으로써, 이 분석을 수행한다.

조직 진동 프로세서(28)가 종래의 초음파 기계에서 사용하기 위해 부가적인 고정-기능 회로 기관으로 또는 ASIC(주문형 반도체)으로 구현될 수 있는 것이 생각된다. 선택적으로, 조직 진동 프로세서는 색-혈류 프로세서(26)와 결합될 수 있는데, 그 이유는 이 둘다가 동일한 데이터 양상블을 처리하기 때문이다. 독립형의 조직 진동 영상 장치는 프론트-엔드 서브시스템(14), B-모드 프로세서(24), 조직 진동 프로세서(28), 및 주사 변환기(32)로 구현될 수 있다. 당업자라면 조직 진동 프로세서가, 하나 이상의 디지털 신호 처리기(DSP)를 사용하여 소프트웨어/하드웨어로, 또는 다른 대안으로서 ASIC으로, 또는 심지어 조직 진동 프로세서의 프로세싱 단계들을 수행하기 위해 프로세서에 의해 액세스되는 메모리에 저장된 기계어 명령어에 액세스하는 종래의 범용 프로세서 칩 상에서 구현될 수 있다는 것을 잘 알 것이다.

초음파 기계의 계산 능력은 최근에, 프로세서 기술의 진보에 힘입어, 상당히 증가되었다. 따라서, 이하에 기술되는 조직 진동 영상 알고리즘을 실행하는 것으로부터 발생하는 부가적인 계산 부담은 최신의 초음파 기계에서 적절히 지원될 수 있다. 이전에, 소프트웨어로 B, M, 색-혈류, 및 도플러 등의 종래의 프로세싱 모드 전부를 지원하기 위해 새로운 세대의 고성능 멀티미디어 프로세서를 사용하는, 조직 진동 프로세서로서 사용하기에 적합한 프로그램가능 초음파 신호 및 이미지 프로세싱 시스템이 개발되었으며(Sikdar S, Shamdasani V, Gong L, Managuli R, Hayashi T, Mitake T, Kim Y. "A single mediaprocessor-based programmable ultrasound system" IEEE Trans Inf. Tech. Biomed 2003; 7:64-70), 그 후에, 이 시스템은 본 명세서에 기술된 조직 진동 프로세싱을 구현하는 데 유용한 것으로 밝혀졌다. 프로그램가능 시스템의 주요 장점은, 종래의 초음파 기계에 필요할 수 있는 하드웨어 수정을 필요로 하지 않고, 조직 진동 영상 등의 새로운 모드 및 응용의 개발의 용이성이다. 소프트웨어-프로그램가능 초음파 시스템을 사용하는 통합된 조직 진동 영상은 따라서 2D 초음파 주사에서의 변동의 실시간 시각화를 위해 효과적이며 유익하게 사용되었다.

### 조직 진동 영상에 대한 알고리즘

종래의 색-혈류 영상에서, 혈액 흐름의 속도는 샘플 체적으로부터 수신되는 다수의 초음파 에코(일반적으로, 6-16개 펄스) 간의 평균 위상차를 계산함으로써 추정된다. 움직이는 조직으로부터 후방 산란된 에코는, 혈액으로부터의 약한 산란과 비교하여, 상당히 더 높은 신호 강도(일반적으로, 40 dB - 60 dB 더 높음)를 가지며, 또한 더 낮은 속도를 갖는 경향이 있다. 이 높은 진폭 및 낮은 주파수 조직 신호는 통상적으로 클러터라고 말하며, 추정된 혈액 흐름 속도를 왜곡시키는 경향이 있다. 따라서, 종래의 색 혈류 영상에서 적절한 필터를 사용하여 클러터가 억압된다. 클러터의 주요 성분은 심장 박동, 호흡, 및 트랜스듀서 움직임이다. 혈액 흐름 와류가 존재하는 경우, 임의의 국소적 조직 진동, 예를 들어 협착된 혈관에서의 혈액 흐름 와류에 의해 야기되는 것도 역시 이 클러터의 일부이며, 통상적으로 종래의 초음파 프로세싱 시스템에서 억압된다.

본 명세서에 개시되는 개념들에 따르면, 조직 진동은 남아 있는 클러터 및 혈류 신호와 분리된다. 이 기능을 달성함에 있어서, 조직 진동 및 클러터가 서로 다른 주파수 내용을 갖는 통계적으로 독립적인 신호를 생성함을 알았다. 심장 박동 및 호흡으로 인한 클러터가 일반적으로 1 Hz 이하에서 일어나는 반면, 조직 진동은 일반적으로 50 Hz 이상에서 일어난다. 다른 노이즈 소스는 실질적으로 더 높은 주파수에 있다. 조직으로부터의 산란은 일반적으로 혈액으로부터의 산란과 비교하여 더 코히런트(coherent)한데, 그 이유는 조직 산란체가 더 밀접하게 서로 결속되어 있고 그룹으로서 움직이는 경향이 있기 때문이다. 따라서, 다른 소스로부터의 클러터 및 조직 진동 신호와 비교하여, 혈액 흐름 신호는 일반적으로 훨씬 더 큰 주파수 대역폭을 갖는다. 그의 약한 신호 강도 및 더 큰 대역폭으로 인해, 혈액 흐름 신호는, 이 방법의 목적상, 더 강하고 더 코히런트한 조직 진동 신호와 비교하여, 노이즈로서 간주될 수 있다. 따라서, 조직 진동은 스펙트럼 분석에 기초하여 클러터 및 혈액 흐름과 구별될 수 있다. 수신된 초음파 에코의 위상의 스펙트럼 분석은 산란체 움직임의 성분을 분리하여, 산란 신호 강도를 무시하는 데 사용될 수 있는 반면, 복소 초음파 에코의 스펙트럼 분석은 신호 강도 및 움직임 성분 둘다를 고려한다.

본 발명의 개념을 구현하는 데 양호하게 사용되는 제한된 수의 시간 초음파 샘플(6-16개 펄스)로 인해, 종래의 클러터 필터링 및 스펙트럼 추정 기술은 이러한 짧은 시간 기록으로부터 조직 진동과 정상적인 클러터 간을 구별하는 데 충분한 해상도를 갖지 않는다. 따라서, 이 기능을 수행하기 위해 고해상도 스펙트럼 추정 기술이 개발되었다.

협착된 혈관과 연관된 진동을 영상화하는 것과 관련하여, 최적의 직교 성분 세트로서 신호를 모델링하는 고유값 분해 기반 스펙트럼 추정, 및 백색 가우시안 잡음으로 구동되는 자기 회귀 선형 예측 필터의 출력으로서 신호를 모델링하는 자기 회귀 스펙트럼 추정을 비롯한, 2개의 고해상도 스펙트럼 추정 기술이 이 목적에 적합한 것으로 확인되었다. 따라서, 협착과 연관된 조직 진동을 분리하기 위해 3개의 신호 처리 알고리즘이 개발되었다(2개는 고유값 분해에 기초한 것이고 하나는 자기 회귀에 기초한 것임). 첫번째 알고리즘은 수신된 초음파 에코의 위상의 고유값 분해 기반 스펙트럼 분석에 기초하고 있고, 두번째 알고리즘은 복소 초음파 에코의 고유값 분해 기반 스펙트럼 분석에 기초하고 있으며, 세번째 알고리즘은 복소 초음파 에코의 자기 회귀 스펙트럼 분석에 기초하고 있다. 고유값 분해가 계산 집중한 동작이기 때문에, 반복적인 QR 인수분해를 이용하는 근사 고유값 분해가 계산 효율적인 알고리즘으로서 사용된다.

### 협착된 혈관과 연관된 진동을 영상화하기 위해 개발된 신호 모델

진동하는 조직으로부터 수신된 신호를 모델링하기 위해, 영상화되는 조직은, 샘플 체적 내의, 균일한 움직임を 가지며 장소  $(\vec{r}_s = [r_s]\hat{e}_r + [\psi_s]\hat{e}_\psi + [\phi_s]\hat{e}_\phi)$  (단,  $s = 1 \cdots S$  임)(여기서,  $(\hat{e}_r, \hat{e}_\psi, \hat{e}_\phi)$ 는 구 좌표계에서의 단위 방향 벡터를 나타냄)에 랜덤하게 분포되어 있는, S개의 점 산란체(point scatterer)로 근사화된다. 산란체의 순간 위치  $v(\vec{r}, t)$ 는 수학식 1로 주어진다.

$$v(\vec{r}, t) = \sum_s \delta(\vec{r} - \vec{r}_s(t))$$

$$\vec{r}_s(t) = [r_s - d_r(t)]\hat{e}_r + [\psi_s - d_\psi]\hat{e}_\psi + [\phi_s - d_\phi]\hat{e}_\phi$$

여기서,  $(d_r(t), d_\psi(t), d_\phi(t))$ 는 변위를 시간의 함수로 나타낸 것이다. 샘플 체적으로부터의 산란이 평균 산란 계수인  $\alpha$ 에 따라 균일한 경우, 샘플 체적의 산란 함수는  $\alpha v(\vec{r}, t)$ 이다. 그러면, 샘플 체적으로부터의 복소 수신 신호  $y(\tau, t)$ 는 단일점 산란체의 펄스 에코 공간 임펄스 응답  $h_{pe}(\vec{r}, \tau)$ , 트랜스듀서의 시간 응답  $x(\tau)$  및 산란 함수  $\alpha v(\vec{r}, t)$ 의 컨볼루션으로 모델링될 수 있다.

$$y(\tau, t) = h_{pe}(\vec{r}, \tau) *_{\tau} x(\tau) *_{\vec{r}} \alpha v(\vec{r}, t) + n(\tau, t)$$

$$x(\tau) = x_0(\tau) e^{j2\pi f_0 \tau}$$

여기서, 시간 인덱스  $\tau$  및  $t$ 는 각각 "고속(fast)" 시간 및 "저속(slow)" 시간이고,  $f_0$ 는 트랜스듀서의 중심 주파수이며,  $n(\tau, t)$ 는 백색 열 잡음이다. 수학식 1과 수학식 2를 결합하면, 그 결과 수학식 3이 얻어진다.

$$y(\tau, t) = \alpha \sum_s h_{pe}\left(\vec{r}_s(t), \tau - \frac{2(r_s - d_r(t))}{c}\right) x_0\left(\tau - \frac{2(r_s - d_r(t))}{c}\right) e^{j2\pi f_0 \left(\tau - \frac{2(r_s - d_r(t))}{c}\right)} + n(\tau, t)$$

$$\frac{2(r_s - d_r(t))}{c}$$

여기서,  $c$ 는 음속이고,  $\frac{2(r_s - d_r(t))}{c}$ 는 트랜스듀서와 각각의 점 산란체 간의 양방향 펄스 전파 시간이다. 진동에 대한 산란체 변위는 펄스 에코 공간 임펄스 응답의 공간 크기 및 트랜스듀서 응답의 엔벨로프와 비교하여 작다. 따라서, 처음 2개의 항에서의 "저속" 시간 변동은 무시될 수 있고, 수학식 3은 수학식 4로 간단화될 수 있다.

$$y(\tau, t) = \left\{ \alpha \sum_s h_{pe}\left(\vec{r}_s, \tau - \frac{2r_s}{c}\right) x_0\left(\tau - \frac{2r_s}{c}\right) e^{j2\pi f_0 \left(\tau - \frac{2r_s}{c}\right)} \right\} e^{j2\pi f_0 \frac{2d_r(t)}{c}} + n(\tau, t)$$

$$= A(\tau) e^{j2\pi f_0 \frac{2d_r(t)}{c}} + n(\tau, t)$$

여기서,  $A(\tau)$ 는 산란된 신호의 복소 진폭이다. 복소 수신 신호가 반경 방향의 순간 변위로 위상 변조된다는 것은 명백하다.

샘플 체적 내의 산란체가 모두 반경 방향으로, 피크 변위가  $a_0$ 이고 주파수  $f_{vib}$ 인 간단한 고조파 방식으로 진동하고 있는 경우, 심장 박동, 호흡 및 다른 조직 움직임(즉, 클러터 또는 노이즈)으로 인한 조직 변위는  $d_{tiss}(t)$ 이다. 이 움직임은 이후부터 "클러터 움직임(clutter motion)"이라고 한다. 그 다음에, 결합된 변위는 다음과 같이 중첩인 것으로 간주될 수 있다.



$$d_r(t) = d_{tiss}(t) + a_0 \sin(2\pi f_{vib} t)$$

초음파 펄스 앙상블은 펄스 반복 주파수(PRF)라고 하는 레이트로 동일한 방향으로 전송된다. 그러면, m번째 펄스 전송으로부터의 복소 수신 신호  $y(\tau, m)$ 는 수학식 6이 된다.

$$y(\tau, m) = A(\tau) e^{j2\pi f_0 \left( \frac{2d_{tiss}(mT_{PRF})}{c} + \frac{2a_0 \sin(2\pi m T_{PRF} f_{vib})}{c} \right)} + n(\tau, m)$$

여기서,  $T_{PRF}$ 는 펄스 반복 구간이다. 펄스-변조된 복소 수신 신호의 푸리에 변환은 베셀 급수(Bessel series)이다.

$$\begin{aligned} Y(\tau, f) &= A(\tau) \left\{ \mathfrak{F} \left( e^{j2\pi f_0 \frac{2d_{tiss}(mT_{PRF})}{c}} \right) * \mathfrak{F} \left( e^{j2\pi f_0 \frac{2a_0 \sin(2\pi m T_{PRF} f_{vib})}{c}} \right) \right\} \div N(\tau, f) \\ &= A(\tau) \left\{ c(f) * \sum_{n=-\infty}^{n=\infty} j^n J_n(\beta) \delta(f - 2\pi m T_{PRF} f_{vib}) \right\} \div N(\tau, f) \\ &= A(\tau) \sum_{n=-\infty}^{n=\infty} j^n J_n(\beta) c(f - 2\pi m T_{PRF} f_{vib}) + N(\tau, f) \end{aligned}$$

$$\beta = \frac{4\pi f_0 a_0}{c}$$

여기서,  $J_i$ 는 제1종의 베셀 함수이고,  $\frac{4\pi f_0 a_0}{c}$ 이며,  $\delta$ 는 Dirac 델타 함수이고,  $c(f)$ 는 클러터 움직임의 스펙트럼(클러터 스펙트럼)이며,  $N(\tau, f)$ 는 노이즈 스펙트럼이다.

도 2는 조직 진동이 존재할 때의 초음파 신호의 일반적인 전력 스펙트럼(40)을 나타낸 것이다. 이 스펙트럼은, 이하에 제공되는 수학식 8로 나타낸 바와 같이, 진동 주파수만큼 떨어져 있는 클러터 스펙트럼의 다수의 복사본을 포함하고 있다.  $f_{tiss}$ 에서의 저주파 피크(42)는 클러터 스펙트럼에 대응하는 반면, 참조 번호(44, 46)로 각각 표시되어 있는 대칭적인 피크( $f_-$ ,  $f_+$ )는 진동에 대응하고,  $p_{tiss}$ ,  $p_+$ , 및  $p_-$ 는 대응하는 피크 전력이다.  $f_-$  및  $f_+$ 에서의 주파수 피크는 본 명세서에서 "대응 쌍(matching pair)"이라고 한다. 작은 진폭 진동의 경우, 고차항은 무시될 수 있으며, 따라서 스펙트럼 에너지의 대부분은

3개의 주파수 피크  $f_-$ ,  $f_{tiss}$ , 및  $f_+$ 에 각각 존재한다.  $\left| \frac{J_1(\beta)}{J_0(\beta)} \right| \approx \frac{\beta}{2}$  이기 때문에, 주파수 피크에서의 전력비는 진동 진폭의 추정치를 제공할 수 있다. 따라서, 진동 주파수 및 진폭은 다음과 같이 전력 스펙트럼으로부터 추정될 수 있다.

$$\begin{aligned} \hat{f}_{vib}^{power} &= \left| \frac{f_+ - f_-}{2} \right| \\ \hat{a}_{vib}^{power} &= \frac{c}{4\pi f_0} \sqrt{\frac{p_+ + p_-}{2p_{tiss}}} \end{aligned}$$

이들 추정기는, 본 명세서에서, 각각 "스펙트럼 주파수 추정기" 및 "전력비 진폭 추정기"라고 한다. 다른 대안으로서, 진동 주파수 및 진폭은 클러터 움직임의 효과를 제거한 후의 초음파 신호의 잔여 위상  $\{\phi(k)\}_{k=1}^E$ 으로부터 추정될 수 있다. 위상 성분의 주파수의 개략적인 계산 효율적인 추정치  $\hat{f}_{vib}$ 는 잔여 위상에서의 제로 교차  $N_{zero}$ 를 카운트함으로써 획득될 수 있다. 이 추정치는 또한 진동의 평균 주기를 계산하기 위해 잔여 위상을 보간함으로써 정밀하게 될 수 있다. 진동 진폭은 잔여 위상의 분산으로부터 추정될 수 있다. 이들 추정기는 다음과 같이 정의되고,

$$\hat{f}_{vib}^{phase} = \left| \frac{f_+ - f_-}{2} \right|$$

$$\hat{a}_{vib}^{phase} = \frac{c}{4\pi f_0} \text{var}(\phi(k))$$

본 명세서에서, 각각 "제로-교차 주파수 추정기" 및 "위상 분산 진폭 추정기"라고 한다.

실시간 조직 진동 영상화에 있어서, 관심 영역 내의 각각의 샘플 체적으로부터의 짧은 초음파 데이터 앙상블(일반적으로, 6-16개 펄스 또는 에코)만이 처리에 이용가능할 수 있다. 종래의 색-혈류 영상화 시스템은 혈액 흐름을 유지하면서 클러터를 억압하기 위해 클러터 필터링을 이용한다. 그렇지만, 적은 수의 시간 샘플로 인해, 종래의 클러터-필터링 기반 방법 또는 푸리에-기반 방법은 조직 진동, 혈액 흐름 및 클러터를 구분하기에 충분한 해상도를 갖지 않는다. 진동 신호의 특성을 이용하는 파라미터 방법이 이 구분을 하는 데 더 적합한 것처럼 보인다. 수학적 식 6 및 수학적 식 7에서의 초음파 신호의 모델에 기초하여, (a) 노이즈에서의 복소 지수의 쌍의 추정, (b) 자기 회귀 모델링, 및 (c) 초음파 신호의 위상의 분해를 비롯한, 3개의 파라미터 방법이 채택될 수 있다. 이하의 섹션에서, 이들 3개의 파라미터 방법에 기초한 예시적인 진동 검출 알고리즘에 대해 더 상세히 기술한다. 수학적 식 4에서의 복소 초음파 신호를 생성하는 한 가지 방법은 수신된 초음파 신호의 직교 복조이다. 대안의 방법은 교차 상관 기술을 사용하여 수신된 RF 초음파 데이터를 처리함으로써 수학적 식 4에서 위상 변동을 야기하는 시간 지연을 계산하는 것이다.

#### 노이즈에서의 복소 지수의 추정을 사용하는 진동 영상화

수학적 식 7에서의 베셀 전개(Bessel expansion)이 역푸리에 변환을 사용하면, 수학적 식 6은 다음과 같이 전개된다.

$$\begin{aligned} y(\tau, m) &= A(\tau) \left\{ e^{j2\pi f_0 \frac{2d_{tiss}(mT_{PRF})}{c}} \left\{ \sum_{n=-\infty}^{n=\infty} J_n(\beta) e^{j2\pi f_{vib} T_{PRF} + jn\pi} \right\} + n(\tau, m) \right\} \\ &= A(\tau) e^{j2\pi f_0 \frac{2d_{tiss}(mT_{PRF})}{c}} \left\{ \sum_{n=0}^{n=\infty} J_n(\beta) \left[ e^{j2\pi f_{vib} T_{PRF}} - e^{-j2\pi f_{vib} T_{PRF}} \right] \right\} + n(\tau, m) \end{aligned}$$

따라서, 초음파 신호는 노이즈에 포함된 복소 지수의 합으로서 모델링될 수 있다. 수학적 식 10에서 괄호 '['' 내의 식으로부터 알 수 있는 바와 같이, 진동은 복소 지수의 대응 짝에 해당한다. 이와 반대로, 클러터 움직임에 해당하는 복소 지수는 일반적으로 주파수의 이러한 대응 짝을 갖지 않는다. 주파수  $(f_{tiss}, f_+, f_-)$ 는 제곱근-MUSIC 및 ESPRIT 알고리즘(P. Stoica 및 R. Moses가 "Introduction to Spectral Analysis," Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall(1997년)에 발표함)을 사용하여 추정될 수 있다. 그러면, 진동은 대응하는 피크 기준  $|f_+ + f_- - 2f_{tiss}| < F_{threshold}$  을 사용하여 검출될 수 있고, 진동 진폭 및 주파수는 상기한 수학적 식 9를 사용하여 추정될 수 있다. 이 알고리즘의 단계들에 대해서는 도 3A를 참조하여 이하에서 보다 상세히 기술한다. 이 기준에 기초하여, 진동이 검출될 수 있고 또 클러터 움직임과 구별될 수 있다. 임의의 혈액 흐름 신호도 노이즈 스펙트럼의 일부로 간주될 수 있다.

도 3A는, 통상적으로 색-혈류 프로세싱으로부터 배제되는, 클러터 또는 노이즈에서의 한쌍의 복소 지수에 기초하여 조직 진동을 추정하는 제1 알고리즘에 관련된 논리적 단계들을 나타낸 플로우차트(50)를 나타낸 것이다. 이 절차는 직교-복조된 2D 초음파 데이터 앙상블(52)로 시작한다.

단계(53)에서, 심장 박동, 박동하는 혈관 벽 운동, 및 호흡으로 인한 저주파가 억압된다. 일 실시예에서, 이 단계는 자기 상관 방법을 사용하여 추정되는 평균 클러터 속도로 다운 믹싱하는 단계를 포함한다. 다른 실시예에서, 저주파 운동은 필터링에 의해 억압될 수 있다. 또 다른 실시예에서, 주변의 조직의 운동은 주요 운동 성분들을 분석함으로써 저주파 조직 운동의 추정치를 형성하는 데 사용될 수 있다.



단계(54)에서, 색-혈류 데이터로부터 상관 행렬이 추정된다. 단계(56)에서, 고유값 분해를 수행하여 신호 서브공간(58) 및 노이즈 서브공간(60)을 생성하기 위해 상관 행렬이 이용된다. 신호 서브공간 및 노이즈 서브공간을 사용하여, 단계(62)에서 상기한 제곱근-MUSIC 및 ESPRIT 알고리즘을 이용함으로써 우세 성분의 주파수가 추정된다. 이어서, 결정 단계(64)는 각각의 우세 성분이 양측면으로 되어 있는지를 판정하고, 단계(66)는 수학식 8을 사용하여 각각의 우세 성분의 진동 진폭 및 주파수를 추정한다. 우세 성분이 양측면으로 되어 있지 않은 경우(즉, 잠재적인 조직 진동 성분이 아닌 경우), 결정 단계(64)는 "0"을 반환하고, 우세 성분이 양측면으로 되어 있는 경우, 결정 단계는 1을 반환한다. 이어서, 곱셈기(68)는 결정 단계(64)의 출력을 우세 성분에 대한 진동 진폭 및 주파수 추정치와 곱하여, 우세 성분이 조직 진동 성분이 아닌 경우 널(null)을 생성하고, 그렇지 않은 경우 우세 성분의 진동 진폭 및 주파수의 추정치를 반환한다. 이어서, 메디안 필터(median filter)(70)는 분리된 잘못 검출된 진동 및 다른 원하지 않는 노이즈를 결과로부터 필터링하고, 따라서 협착 부위를 나타내는 남아 있는 진동 이미지가 단계(72)에서 디스플레이된다.

#### 자기 회귀 신호 모델을 사용하는 진동 영상화

진동으로부터의 초음파 신호는, 다음과 같이, 분산  $\sigma^2$ 을 갖는 백색 가우시안 잡음을 입력으로서 갖는 p차 자기 회귀 선형 예측 필터의 출력으로서 모델링될 수 있다.

$$y(\tau, m) = \sum_{k=1}^p a_{m-k}(\tau) y(\tau, m-k) + n(\tau, m)$$

선형 예측 계수  $a_k(\tau)$ 는 예측 오차의 최소-제곱 최소화를 사용하여 또는 계산-효율적인 Burg 알고리즘(상기한 논문에서 Stoica 및 Moses가 설명함)을 사용하여 계산될 수 있다. 이어서, 고해상도 스펙트럼 추정치가 다음과 같이 이 자기 회귀 모델로부터 획득될 수 있다.

$$\|Y(\tau, f)\| = \frac{\sigma^2}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a_k(\tau) e^{-j2\pi k f} \right|^2}$$

수학식 8로부터, 클러스터 움직임 피크 주변에 전력 스펙트럼에서의 주파수 피크의 대칭 대응 짝이 존재하는 것은 진동으로서 검출될 수 있다. 이전과 같이, 어떤 혈류 신호도 노이즈로서 간주될 수 있다. 진동으로부터의 초음파 신호의 경우, 수학

$$A(\tau, f) = \left| 1 + \sum_{k=1}^p a_k(\tau) e^{-j2\pi k f} \right|$$

식 13에서의 전력 스펙트럼은 다항식  $A(\tau, f)$ 의 국소 최소점(local minima)에서 주파수 피크  $(f_{iss}, f_+, \text{ 및 } f_-)$ 를 갖는다. 진동은 대응하는 피크 기준  $|f_+ + f_- - 2f_{iss}| < F_{threshold}$  을 사용하여 검출될 수 있고, 진동 진폭 및 주파수는 수학식 9를 사용하여 추정될 수 있다. 이 알고리즘의 단계들은 도 3B와 관련하여 이하에서 보다 상세히 기술된다.

도 3B의 플로우차트(80)에 나타난 바와 같이, 제2의 대안적인 알고리즘도 역시 직교 복조된 앙상블 데이터 세트(52)로 시작한다. 또 다시, 단계(53)에서, 심장 박동, 박동하는 혈관 벽 운동, 및 호흡으로 인한 저주파 클러스터가 억압된다. 일 실시예에서, 이 단계는 자기 상관 방법을 사용하여 추정된 평균 클러스터 속도로 다운 믹싱하는 것을 포함한다. 다른 실시예에서, 저주파 운동은 필터링에 의해 억압될 수 있다. 또 다른 실시예에서, 주변의 조직의 운동은, 주요 운동 성분을 분석함으로써, 저주파 조직 운동의 추정치를 형성하는 데 사용될 수 있다.

단계(82)에서, 직교 복조된 데이터의 각각의 앙상블에 대해 반사 계수가 계산된다. 이 반사 계수를 사용하여, 단계(84)에서 선형 예측 계수가 결정된다. 단계(86)에서, 선형 예측 계수로부터 전력 스펙트럼이 추정되고, 전력 스펙트럼에서의 피크가 검출된다. 또 다시, 결정 단계(64)는, 이들 피크가 양측면으로 되어 있는지를 판정하고 그렇지 않은 경우 0을 반환하고 그러한 경우 1을 반환함으로써, 이와 같이 식별된 피크가 조직 진동에 대한 것인지를 판정한다. 또한, 단계(66)는 이들 피크

각각에서의 진동 진폭 및 주파수의 추정을 제공하고, 결정 단계(64)로부터의 결과가 곱셈기(68)에서 추정된 진폭 및 주파수와 곱해진다. 그 다음에, 메디안 필터(70)가 그 결과에 적용되고, 필터링된 이미지 데이터가, 단계(72)에서 진동 이미지로서 디스플레이된다.

### 위상 분해에 기초한 진동 영상화

진동의 검출 및 영상화를 위한 제3 알고리즘은 위상 초음파 신호에 기초할 수 있다. 수학식 7에 나타난 바와 같이, 진동은 위상에 발진 시그너처(oscillatory signature)를 생성하며, 이는 클러터 움직임의 경우에는 일반적으로 존재하지 않는다. 혈류 신호가 발진하는 위상을 가질 수 있지만, 진동하는 조직으로부터의 에코가 혈류로부터의 에코보다 더 코히런트할 것으로 예상된다. 따라서, 그의 위상은 더 적은 수의 우세 성분으로 모델링될 수 있다. 따라서, 진동 검출 알고리즘은 또한 초음파 신호의 위상의 그의 우세 성분으로의 분해 및 발진 위상인지의 테스트에 기초할 수 있다. 다른 대안으로서, 직교 복조된 초음파 데이터를 사용하지 않고, 한쌍의 RF 초음파 데이터 간의 시간 지연을 추정함으로써 RF 초음파 데이터로부터 위상이 추정될 수 있다.

임의의 선형 시변적인 운동은 먼저 종래의 자기 상관 방법을 사용하여 추정된 평균 클러터 속도로 2D 초음파 데이터의 양상블을 다운 믹싱함으로써 억압된다. 이어서, 2D 초음파 데이터의 양상블의 위상이 계산되고, 정지 에코(stationary echo)의 효과를 억압하기 위해 평균 위상이 차감된다. 그 다음에, 주요 성분 분석과 유사한 방법을 사용하여, 잔여 위상이 그의 우세 성분으로 분해된다. 이 분해의 첫번째 단계는 수정된 공분산 방법(Marple, 1987년)을 사용하여 잔여 위상의 상관 행렬을 추정하는 것을 포함한다. 이어서, 상관 행렬의 반복적인 QR 인수분해를 사용하여 근사 고유값 분해가 수행될 수 있다. k번째 반복 후에 상부 삼각 행렬  $R_k$ 의 대각 요소에 의해 근사 고유값  $\hat{\lambda}_{ik}$ 이 추정될 수 있다. 고유값은 감소하는 고유값의

$$E_p = \frac{\sum_{i=1}^p \lambda_i^2}{\sum_{i=1}^{N+1} \lambda_i^2}$$

순서로 정렬된다. 이들 고유값은 대응하는 고유 벡터에 의해 기여되는 신호 에너지의 척도이다. 따라서, 사용하여 p개의 우세 성분에 포함된 총 신호 에너지의 비율이 추정될 수 있다. 따라서, 문턱값 기준  $E_p > E_{threshold}$ 을 초과하는  $E_p$ 의 값을 이용하는 것만으로 노이즈 및 혈액 흐름이 억압될 수 있다. 조직 진동을 클러터 움직임으로부터 추가적으로 분리시키기 위해, 조직 진동이 클러터 움직임과 비교하여 더 높은 주파수를 갖는다는 사실이 적용된다. 이어서, 주파수 문턱값 기준  $\hat{f}_{vib} > F_{threshold}$ 을 사용하여 진동이 클러터로부터 분리될 수 있으며, 여기서  $F_{threshold}$ 는 한 주기의 진동의 적어도 1/2이 양상블 내에 포함되도록 선택된다. 수학식 10을 사용하여 진동 주파수 및 진폭이 추정될 수 있다. 이 알고리즘의 단계들은 도 3C와 관련하여 이하에서 보다 상세히 기술된다. 내출혈과 연관된 진동을 영상화하기 위해 개발되었지만, 이 예시적인 알고리즘은 또한, 상세히 기술되는 바와 같이, 협착된 혈관과 연관된 진동을 영상화하는 데도 효과적인 것으로 밝혀졌다.

플로우차트(90)는 제3 알고리즘의 논리적 단계들을 나타낸 것이다. 또 다시, 직교 양상블 데이터(52)로 시작하여, 단계(53)는 심장 박동, 박동하는 혈관벽 운동 및 호흡으로 인한 저주파 클러터를 억압한다. 일 실시예에서, 이 단계는 자기 상관 방법을 사용하여 추정된 평균 클러터 속도로 다운 믹싱하는 단계를 포함한다. 다른 실시예에서, 저주파 운동은 필터링에 의해 억압될 수 있다. 또 다른 실시예에서, 주변 조직의 운동은, 주요 운동 성분을 분석함으로써, 저주파 조직 운동의 추정치를 형성하기 위해 사용될 수 있다.

단계(94)는 직교 양상블 또는 혈류 데이터의 겹쳐진 위상(unwrapped phase)을 계산하는 단계 및 겹쳐진 위상으로부터 평균 클러터 속도를 차감하여, 그 결과 잔여 위상이 얻어지는 단계를 제공한다. 상기한 바와 같이, 직교-복조된 데이터로부터 위상을 결정하지 않고, 한쌍의 RF 초음파 데이터 간의 시간 지연을 추정함으로써 RF 초음파 데이터로부터 위상이 결정될 수 있다. 잔여 위상을 사용하여, 단계(96)은 상관 행렬을 추정하고, 이 상관 행렬은 이어서 단계(98)에서 QR 인수분해를 수행하여 고유값 추정치(100), 고유벡터 추정치(102), 및 진동 진폭 및 주파수 추정치(104)를 산출하는 데 사용되며, 이들은, 상기한 바와 같이, 수학식 10을 사용하여 결정된다. 고유값 추정치를 사용하여, 결정 단계(106)는 p개의 우세 성분에 포함된 총 에너지가 미리 정의된 문턱값 T보다 큰지를 판정한다. 결정 단계(106)는, 그렇지 않은 경우 0을 반환하고, 그러한 경우 1을 반환한다. 이와 유사하게, 결정 단계(108)는 추정된 고유벡터가 미리 정의된 문턱값 F보다 큰 주파수를 갖는지를 판정한다. 그러한 경우, 결정 단계(108)는 1을 반환하고, 그렇지 않은 경우 0을 반환한다. 결정 단계(106, 108)의 결과, 및 우세 성분의 추정된 진동 진폭 및 주파수는 그 다음에 곱셈기(110)에 의해 서로 곱해지고, 따라서 결정 블록 중 어느

하나가 0을 반환한 경우, 그 결과는 0이고, 그 어느 것도 0을 반환하지 않는 경우, 단계(104)로부터의 추정된 진동 진폭 및 주파수가 반환된다. 또 다시, 메디안 필터(70)가 추정된 진폭 및 주파수에 적용되어, 단계(72)에서 협착의 부위를 나타내는 진동 이미지로서 디스플레이되는 필터링된 결과를 제공한다.

#### 상기한 알고리즘들을 사용하여 협착을 영상화 및 분석

도 4는 초음파를 사용하여 동맥 협착을 로컬라이징하고 정량화하는 것에 수반되는 논리적 단계들을 나타낸 플로우차트(120)를 나타낸 것이다. 이 절차는, 컬러-도플러 초음파를 사용하여 혈관이 영상화되는 단계(122)로 시작한다. 단계(124)에서, 혈류음의 혈관 주위 아티팩트가 보일 때까지 펄스 반복 주파수(PRF)가 조정된다. 단계(126)에서, 진동 진폭 이미지가, 일반적으로 상기한 바와 같이, 실시간으로 발생된다. 단계(128)에서, 2D 진동 이미지에서의 혈류음의 위치가 확인된다. 단계(130)에서, 도플러 샘플 체적이 최대 진동 진폭에 근접하여 배치된다. 단계(132)에서, (다시 말하면, 상기한 기술을 사용하여) 펄스파 도플러 데이터로부터 진동 스펙트럼이 발생된다. 단계(134)에서, 진동 스펙트럼의 "브레이크" 주파수가 기록되고, 단계(136)에서 협착이 정량화된다.

#### 검출가능 진동 진폭 및 주파수

물리적 모형 모델을 사용하는 실험에서, 약 1  $\mu\text{m}$ 의 피크 진폭을 갖는 조직 진동이 정확하게 검출된다. 최소 검출가능 진동 진폭은 수신된 초음파 에코의 위상의 노이즈 레벨 및 다이내믹 레인지에 의존한다. 최신의 초음파 기계에서, 위상은 (16-비트 직교-복조된 데이터에 대해) 96 dB 이상의 다이내믹 레인지를 가질 수 있고, 신호는 일반적으로 전자적 및 열적 노이즈 레벨을 80 dB 이상 초과한다. 따라서, 수학적 4로부터, 50 nm 정도로 작은 진동이 이론상 5 MHz 초음파 트랜스듀서를 사용하여 검출될 수 있다. 실제로는, 초음파 신호의 감쇄가 다이내믹 레인지를 감소시키고 깊은 조직에서의 최소 검출가능 진폭을  $\sim 0.5 \mu\text{m}$ 로 제한한다.

검출가능 진동 주파수는 PRF의 선택에, 즉  $F_{PRF}$ 에 달려 있다. 진동 주파수에 비해 너무 낮은 PRF는 엘리어싱을 야기하는 반면, 너무 높은 PRF를 선택하면 저주파 진동을 검출하지 못한다. 앙상블에 대응하는 시간 윈도우 내에서 한 진동 사이클

의 적어도 1/2이 포착되는 경우에만 진동이 검출될 수 있다. 따라서,  $\frac{F_{PRF}}{2^*E}$  와  $\frac{F_{PRF}}{2}$  사이의 주파수를 갖는 모든 진동이, 앙상블 크기 E에 대해 엘리어싱 없이, 이론상 검출될 수 있다. 진동이 광대역일 수 있기 때문에, 낮은 PFR 값에서 조사를 받는 고주파 진동이 이 알고리즘을 사용하면 노이즈로 오인될 수 있다. 따라서, 더 나은 감도를 위해, 진동의 몇 주기만이 앙상블 내에 포함되도록, PRF 및 앙상블 크기를 선택하는 것이 바람직하다. 따라서, k 주기의 진동이 앙상블에 포함되어

있을 때, 최대 검출가능 주파수는  $\frac{kF_{PRF}}{E}$  이다. 수행된 시뮬레이션 및 모형 실험은 조사 기간 동안 단지 1/2 내지 6 진동 주기를 사용하여 신뢰할만한 검출이 수행될 수 있음을 나타낸다. 예를 들어, 1kHz의 PRF 및 16 주기/펄스의 앙상블 크기의 경우에, 31.3 Hz 내지 375 Hz의 주파수를 갖는 진동이 신뢰성있게 검출될 수 있다.

#### 잔여 내강 직경의 정량화

조직 진동이 혈액 흐름 와류에 의해 생성되기 때문에, 조직 진동의 주파수는 와류의 주파수와 동일하다. 진동의 주파수 스펙트럼은 난류 분사(turbulent jet)의 유효 직경에 달려 있으며, 따라서 혈류음 스펙트럼은 협착의 심각성에 관련이 있다. 혈류음 스펙트럼은 주파수의 증가에 따라 에너지가 갑자기 떨어지는 피크 주파수를 나타낸다. 스트롤 수(Strouhal number)(S)는, 수학적 13a에 따라, 난류 요동(turbulent fluctuation)( $f_{vib}$ )의 브레이크 주파수를 난류의 길이 스케일(length scale)(협착에서의 잔여 내강 직경(D) 및 막히지 않은 혈관에서의 평균 다운스트림 혈액 속도(mean downstream blood velocity)(U))에 관련시킨다.

$$S = \frac{f_{vib} \times D}{U}$$

경험적으로, 경동맥 협착에 있어서, 브레이크 주파수에서 경동맥 혈류 속도와 스트롤 수의 곱이 대부분의 개인에서 약 500 mm/s로 비교적 일정하게 유지되는 것으로 관찰되었다. 따라서, 브레이크 주파수와 잔여 내강 직경 간에 간단한 관계가 존재한다.

$$d - \frac{500}{f_b}$$

경동맥 이외의 동맥에서, 혈류 속도는 펄스와 도플러를 사용하여 추정될 수 있다. 이어서, 스트로크 수가 1의 값으로 일정하게 유지되는 것으로 가정하면, 협착에서의 잔여 내강 직경을 정량화하는 데 브레이크 주파수가 사용될 수 있다.

게다가, 진동의 진폭을 직접 측정할 수 있는 것에 의해 협착이 등급 지정될 수 있다. 와류의 에너지(E), 및 따라서 조직 진동의 진폭 ( $a_{vib}$ )은 다음과 같이 흐름 속도에 정비례한다.

$$E \propto a_{vib}^2 \propto U^2$$

지금까지, (청진법, 혈관 조영 사진, 심음도 검사 등의) 혈류음을 분석하는 다른 기술들은 협착과 연관된 벽 진동의 진폭을 직접 측정할 수 없었다. 진동의 진폭을 직접 측정할 수 있는 것에 의해, 음향 파워(acoustic power), 협착에 걸친 압력 저하(예를 들어, 관상 동맥에서), 유체력 소산 등의, 협착 및 대응하는 진동과 연관된 다른 파라미터의 정량화가 가능하게 된다. 혈액 동역학적으로 중대한 협착을 나타내는 협착 프로파일을 식별하기 위해, 이러한 기술을 사용하여 협착된 혈관으로부터 수집된 경험적 데이터가 분석될 수 있다. 또한, 3-D 초음파 영상화가 협착의 정확한 로컬라이징의 제공을 용이하게 해준다는 것을 잘 알 것이다. 예를 들어, 이러한 영상화는 3개의 주요 관상 동맥 중 어느 것이 협착과 연관되어 있는지의 판정을 용이하게 해준다.

#### 아티팩트의 소스

색-혈류 데이터 획득에서, 단지 짧은 기간 동안 각각의 주사선을 따른 조사가 수행된다. 진동이 일시적이며, 일반적으로 10ms - 100ms의 기간을 갖는다. 따라서, 어떤 진동은 조사되지 않을 가능성이 있다. 진동이 일반적으로 비교적 큰 공간 범위를 가지며 매 심장 사이클마다 반복되기 때문에, 진동이 전체적으로 누락될 가능성이 없지만, 이미지에서 보이는 진동의 공간 범위는 실제 공간 범위의 일부에 불과할 수 있다. PRF 및 관심 영역을 적절히 선택함으로써, 이러한 불일치가 최소화될 수 있다.

다른 아티팩트가 잘못하여 진동으로 검출될 수 있다. 트랜스듀서 움직임은 클러터 스펙트럼에 부가적인 주파수 피크를 유발시킬 수 있으며, 검출 오류를 야기할 수 있지만, 주사를 수행하는 데 훈련된 소노그래퍼(sonographer)를 사용하면 이들 검출 오류를 최소화할 수 있다. 소노그래퍼의 긴장된 골격근의 진동 및 임의의 주변 진동이 진동 이미지에서 검출될 수 있다. 게다가, 고해상도 스펙트럼 추정 방법은 진동으로 잘못 검출될 수 있는 쓸모없는 피크를 생성할 수 있다. 이러한 아티팩트는, 해부도와 상관되어 있고 매 심장 사이클에 따라 주기적으로 일어날 것으로 예상되는, 병리학적 진동과 용이하게 구별될 수 있다. 이들 아티팩트는 또한, 부가적인 시간 샘플이 이용가능한 경우, 회피될 수 있다. 진동 이미지에 디스플레이된 임의의 진동은 따라서, 도플러 샘플 체적을 피크 세기의 위치에 배치함으로써, 진동 스펙트럼으로 확인되어야만 한다.

#### 모델링으로부터 도출되는 알고리즘들의 비교

제안된 알고리즘이 진동을 검출할 수 있는지는 시뮬레이션 모델을 사용하여 평가되었다. 시뮬레이션에 의하면 MUSIC 및 ESPRIT 등의 서브공간-기반 알고리즘이 클러터는 물론 혈액 흐름의 존재 시에 협대역 진동을 검출하는 데 높은 감도(96%) 및 특이성(98%)을 가지며 광대역 진동이 존재하는 경우에도 안정됨을 보여준다. 협대역 진동의 경우, 자기 회귀 모델에 기초한 알고리즘은 약간 개선된 특이성(99%), 비슷한 감도를 가지며, 광대역 진동에 안정되어 있다. 위상 분해-기반 알고리즘은 약간 더 낮은 감도(93%) 및 특이성(98%)을 가지지만, 광대역 진동에 대해 더 안정되어 있다.

제안된 알고리즘의 계산 요구사항은 이하의 표 2에 나타내어져 있다. 서브공간-기반 알고리즘(MUSIC/ESPRIT)은 모델 차수(model order)의 선택에 크게 의존하는 계산 요구사항을 갖는다. 이들 알고리즘에서, 고유값 분해가 가장 계산 집중한 작업이다. 자기 회귀 기반 알고리즘은 덜 계산 집중적이며, 계산 요구사항은 모델 차수에 덜 의존한다. 이 경우에, 스펙트럼 추정을 위한 FFT의 계산이 가장 계산 집중적인 작업이다. 위상 분해 방법은 가장 덜 계산 집중적인데, 그 이유는 실제 신호에 대한 연산만을 포함하기 때문이다. 따라서, 위상-분해 알고리즘이 실시간 구현에 가장 적합하다.

**[표 1]**  
필드 II 시뮬레이션 파라미터

중심 주파수	5 MHz
PRF	500 수평
트랜스듀서 여기	5-주기 사인파
트랜스듀서 임펄스 응답	해닝-가중된 2-주기 사인파
f 수	2
요소의 수	192
트랜스듀서 높이	15 mm
요소 피치	0.4 mm
요소 자국	0.03 mm
전송 개구	25.6 mm
수신 개구	25.6 mm
전송 초점	40 mm
수신 초점	30 mm 내지 100 mm(10 mm의 스텝에서)
고도 초점	20 mm
수학적 요소 크기	0.37 mm x 1.5 mm
샘플링 주파수	105 MHz
음속	1540 m/s
주사선의 수	32
양상블의 수	10

**[표 2]**

32 주사선, 256 샘플/주사선 및 양상블 10을 갖는 10 프레임/초로 실시간 영상화하기 위한 계산 요구사항(백만 연산/초)

알고리즘	모델 차수		
	p = 2	p = 3	p = 4
MUSIC	-	3631	7653
ESPRIT	-	2218	6455
AR	-	1606	1630
위상-분해	181	489	1107
색 혈류	89		

#### 개선된 조직 운동 스펙트럼에 대한 2D 푸리에 변환 처리

도 5A는, 에코의 원인인 산란체가 20 mm/s의 일정한 속도로 이동하고 있을 때, 시뮬레이션된 수신된 초음파 에코의 2D 푸리에(2D FFT) 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다를 그래프로 나타낸 것으로서, 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다. 여기에 나타난 산란체는 초음파 빔의 축 방향을 따라 움직인다. 유의할 점은 수신된 펄스의 스펙트럼이 수학적 15의 기울기로 원점을 통과하는 선 상에 있다는 것이다.

$$\frac{f_{tiss}}{f_{RF}} = \frac{2v_{tiss}}{c} = 2.59 \times 10^{-5}$$

$$\frac{2f_0 v_{tiss}}{c} = 129 \text{ Hz}$$

도플러 스펙트럼(수직축의 좌측)에서의 피크는, 라인(21)으로 나타낸 바와 같이,  $\frac{2f_0 v_{tiss}}{c}$ 의 도플러 천이에 대응한다.

도 5B는, 에코의 원인인 산란체가 20 mm/s의 일정한 속도로 이동하고 있고 또한 주파수 300 Hz 및 진폭 5  $\mu$ m으로 진동하고 있을 때, 시뮬레이션된 수신된 초음파와 에코의 2D 푸리에(2D FFT) 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다를 그래프로 나타낸 것으로서, 여기서 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다. 수학식 8로부터, 진동의 존재는 수신된 신호의 베셀 변조를 야기하고, 이에 따라, 도 5A에 나타난 바와 같이, 원점을 지나는 선에 평행하고  $f_{vib}$ 만큼 서로 오프셋되어 있는 선들 상에, 스펙트럼의 다수의 복사본을 생성한다. 종래의 도플러 스펙트럼(즉, 도 5B에서 수직축의 좌측)은 각각  $129 + 300 = 429$  Hz(선(23)으로 표시됨) 및  $129 - 300 = -171$  Hz(화살표(25)로 표시됨)의 주파수에 있는 대응하는 피크를 나타내고 있다.

시뮬레이션된 수신 에코의 이 2D 스펙트럼 형성으로부터 몇가지 통찰이 얻어질 수 있다. 첫번째 관찰은 도플러 스펙트럼의 스펙트럼 확산이 도플러 천이에 의존한다는 것이다. 이 점은, 에코의 원인인 산란체가 200 mm/s의 일정한 속도로 이동하고 있고 또한 주파수 300 Hz 및 진폭 5  $\mu$ m으로 진동하고 있을 때, 수신된 초음파와 에코(전송된 초음파 신호의 중심 주파수는 5 MHz임)의 2D FFT 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다를 포함하고 있는, 도 6A에 그래프로 나타낸 바와 같이, 200 mm/s의 높은 산란체 속도의 경우에, 2D FFT로부터 추가적으로 알 수 있다. 이 경우에, 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다. 이 예에서, 평행한 고조파 대역이 2D FFT 스펙트럼에서 볼 수 있지만, 도플러 스펙트럼에서의 큰 확산이 진동 패턴을 거의 완전히 보이지 않게 한다. 도 6B는, 에코의 원인인 산란체가 200 mm/s의 일정한 속도로 이동하고 있고 또한 주파수 300 Hz 및 진폭 5  $\mu$ m으로 진동하고 있을 때, 2 MHz의 더 낮은 초음파 중심 주파수가 조사를 위해(즉, 수신된 초음파와 에코의 2D FFT 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다에 대해) 사용될 때의 동일한 상황을 나타낸 것이다. 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다. 유의할 점은 도 6B의 2 MHz 초음파 주파수의 도플러 천이가 더 낮기 때문에, 도 6B의 도플러 스펙트럼에서의 확산이 도 6A의 도플러 스펙트럼에서의 확산과 비교하여 감소되고, 대칭적인 진동 시그니처가 부분적으로 보인다는 것이다. 따라서, 심벽(cardiac wall) 등의 빠르게 이동하는 조직에서의 진동을 분석하기 위해, 조사 초음파의 전송 펄스에 대해 더 낮은 주파수가 선택되어야만 한다.

다른 통찰은 조직 가속도가 2D FFT 스펙트럼의 확대를 야기한다는 것을 인지하는 것과 관련되어 있다. 심장 조직에서, 가속도는  $0 - 10 \text{ m/s}^2$ 의 범위에 있을 수 있다. 도 7A는, 10 mm/s로부터 30 mm/s로 가속하고 있는(가속도가  $5 \text{ m/s}^2$ 임) 조사 윈도우 내의 일군의 산란체로부터의 시뮬레이션된 수신된 초음파와 에코의 2D 푸리에(2D FFT) 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다를 그래프로 나타낸 것으로서, 여기서 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다. 종래의 도플러 스펙트럼(즉, 수직축의 좌측의 스펙트럼)은 2-MHz 전송 펄스에서도 상당한 스펙트럼 확대를 보여준다. 게다가, 도 7B는, 산란체가 또한 주파수 300 Hz 및 진폭 5  $\mu$ m으로 진동하고 있을 때, 10 mm/s로부터 30 mm/s로 가속하고 있는(가속도가  $5 \text{ m/s}^2$ 임) 조사 윈도우 내의 일군의 산란체로부터의 시뮬레이션된 수신된 초음파와 에코의 2D FFT 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다를 그래프로 나타낸 도면으로서, 여기서 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다. 도 7B는 가속하는 조직에서 진동이 존재할 때 이 높은 가속도가 진동 스펙트럼을 상당히 안보이게 할 수 있음을 나타낸다. 따라서, 조직 가속도의 효과를 억압하기 위해 수신된 초음파 데이터를 사전 처리하는 것이 중요하다.

수신된 초음파 신호의 위상은, 수학식 5에 기술한 바와 같이, 변위의 축 성분에 의해 주로 영향을 받는다. 조직이 완전히 균질인 경우, 축 방향에 직교인 어떤 움직임에 대해서도 위상은 불변인 채로 있다. 그렇지만, 많은 조직의 비균질적인 특성으로 인해, 움직임의 좌우 및 상하 성분에 대해서도 수신된 신호의 위상은 물론 진폭에 변화가 있다. 따라서, 비축(off-axis) 움직임 성분도 수신된 신호에 영향을 준다. 횡방향 속도 성분의 존재로 스펙트럼이 확장되며, 이는 횡방향 속도 성분의 크기에 비례한다. 횡방향 진동 성분은 스펙트럼의 유사한 확장을 야기한다. 상세하게는, 이 확장은, 진동이 빔 축에 수직인 방향으로 일어나는 경우에도, 진동을 나타내는 고조파 베셀 대역이 도플러 스펙트럼에 여전히 존재함을 암시한다. 도 8A는, 에코의 원인인 산란체가 20 mm/s의 일정한 속도로 이동하고 있을 때, 시뮬레이션된 수신된 초음파와 에코의 2D FFT 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다를 그래프로 나타낸 것으로서, 여기서 산란체는 초음파 빔의 축에 수직으로 이동하며, 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다. 유의할 점은 도플러 스펙트럼이 도플러 천이를 나타내지 않지만 산란체 속도에 비례하는 확장을 보인다는 것이다. 도 8B는, 에코의 원인인 산란체가 20 mm/s의 일정한 속도로 이동하고 있고(산란체가 초음파 빔의 축에 수직으로 이동하고 있음) 또한 산란체가 주파수 300 Hz 및 진폭 5  $\mu$ m으로 진동하고 있을 때, 시뮬레이션된 수신된 초음파와 에코의 2D FFT 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다를 그래프로 나타낸 것이다. 동 도면에서, 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다. 유의할 점은, 화살표(27)로 나타낸 바와 같이, 297 Hz의 주파수에서 진동의 고조파 대역 특성을 명백하게 볼 수 있다는 것이다. 따라서, 빔 축에 수직인 진동을 검출할 수 있을 뿐만 아니라, 진동 주파수를 정확하게 추정할 수 있다. 이 중요한 진동 특성은, 정확한 속도 추정치가 이동하는 혈액의 속도에 대한 초음파 빔의 배향에 많이 의존하는 경우에, 종래의 이중 초음파에 비해 상당한 이점을 제공한다.

도 5A 내지 도 7B에 나타난 바와 같이, 종래의 도플러 스펙트럼은 도플러 천이 및 조직 가속도에 따라 큰 스펙트럼 분산을 가질 수 있다. 종래의 도플러 처리에서의 다른 아티팩트는 샘플 체적에서의 다수의 산란체로부터의 산란의 보강 및 소멸 간섭에 의해 야기되는 랜덤한 위상 천이로 인해 생성되는 입자상 반점 패턴(granular speckle pattern)이다. 반점 아티팩트 및 큰 분산은 진동과 연관되어 있는 기본 고조파 스펙트럼 시그니처를 마스킹할 수 있다. 이러한 효과는, 심벽 운동의 경우에서와 같이, 조직 운동 및 가속도가 클 때, 더욱 두드러지며, 이는 심벽에서의 진동을 분석하는 것과 관련하여 종래의 도플러 프로세싱의 중요한 한계이다.

광대역 도플러 추정 기술은 종래의 도플러 스펙트럼 프로세싱에 의해 야기되는 본질적인 스펙트럼 확장을 감소시킬 수 있다. 도 7A 및 도 7B에 나타난 바와 같이, 스펙트럼 분산은 주로 전송된 신호의 대역폭으로 인한 것이다. 광대역 추정 기술은 도플러 천이를 추정하기 위해 전송된 신호의 대역폭을 이용하고, 따라서 스펙트럼 확장을 감소시킬 수 있다. 이러한 광대역 추정치는 또한 반점 노이즈를 감소시킬 수 있는데, 그 이유는 샘플 체적으로부터의 기여가 개별적으로 분석되기 때문이다. 광대역 최대 우도 추정기(Wideband Maximum Likelihood Estimator) (WMLE) (Ferrara 및 Algazi, "A new wideband spread target maximum likelihood estimator for blood velocity estimation(혈액 속도 추정을 위한 새로운 광대역 확산 목표 최대 우도 추정기)" IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr.1991; 38:1-16), 광대역 교차-상관 추정기(Wideband Cross-correlation Estimator) (WCCE) (Bonnefous 및 Pesque, "Time domain formulation of pulse-Doppler ultrasound and blood velocity estimation by cross correlation(교차 상관에 의한 펄스-도플러 초음파 및 혈액 속도 추정의 시간 영역 공식화)" Ultrason Imaging, 1986; 8:73-85), 및 2D FFT 추정기(2D FFT estimator) (Wilson, "Description of broad-band pulsed Doppler ultrasound processing using the two-dimensional Fourier transform(2차원 푸리에 변환을 사용하는 광대역 펄스 도플러 초음파 처리 설명)" Ultrason Imaging, 1991; 13:301-15) 등의 몇가지 광대역 추정 기술이 제안되었다. 2D FFT 변환이 특히 관심을 끄는데, 그 이유는 진동이 2D 스펙트럼에서 고유의 시그니처를 갖기 때문이다.

혈액 속도를 추정하기 위해, 2D 푸리에 변환 영역에서의 선의 기울기를 추정하는 데 라돈 변환이 제안되었다(Munk 및 Jensen. "A new approach for the estimation of axial velocity using ultrasound(초음파를 사용하는 축방향 속도의 새로운 추정 방법)," Ultrasonics, 2000; 37:661-5). 라돈 변환( $\rho-\theta$  영역)에서  $\rho=0$  축을 살펴봄으로써 속도 확산이 획득될 수 있다. 본 방식에서, 협착된 혈관 주변의 조직에서의 진동을 식별하기 위해 이 방법이 채용된다. 도 5A 및 도 5B에 기초

$$\frac{f_{tiss}}{f_{RF}}$$

하여, 라돈 변환 영역은 정규화된 도플러 천이  $f_{RF}$  와 주파수 천이  $f_{vib}$  간의 매핑으로서 해석될 수 있다.

도 9A는 도 5A의 2D FFT 스펙트럼의 라돈 변환을 그래프로 나타낸 것이다.  $2.59 \times 10^{-5}$ 의 정규화된 주파수 천이 및 0 주파수 천이에서 피크가 보인다. 도 9B는 도 5B의 2D FFT 스펙트럼의 라돈 변환을 그래프로 나타낸 것이다.  $2.59 \times 10^{-5}$ 에서의 피크의 다수의 복사본이 이제는 서로 다른 주파수 천이에서 볼 수 있다. 대응하는 도플러 스펙트럼은, 피크 도플러 천이에서의 모든 주파수 천이에 대응하는 세기를 플로팅함으로써, 라돈 변환으로부터 추출될 수 있다. 도 9C 및 도 9D는 도 9A 및 도 9B의 라돈 변환으로부터 계산된 대응하는 도플러 스펙트럼을 그래프로 나타낸 것이다. 도 5A 및 도 5B의 도플러 스펙트럼과 비교하여, 스펙트럼 확산이 상당히 감소되어 있다. 진동 피크는, 도 9B에서 화살표(29)로 나타낸 바와 같이,  $\pm 278$  Hz(300 Hz의 실제값과 비교하여 7.3% 오차)의 주파수에서 일어난다. 조직 운동 피크(화살표(31)로 나타냄)와 제1 진동 피크(화살표(29)) 간의 차이는 4.9dB이며, 이는  $7.9 \mu\text{m}$ ( $5 \mu\text{m}$ 의 실제값과 비교하여 58% 오차)의 추정된 진동 진폭에 대응한다.

대안적인 혈액 속도 추정기는 전송된 대역폭에서의 전체 주파수 범위에 대응하는 적절히 스케일링된 도플러 스펙트럼을 결합함으로써 2D FFT 스펙트럼으로부터 도출될 수 있다(Loupas 및 Gill, "Multifrequency Doppler: Improving the quality of spectral estimation by making full use of the information present in the backscattered RF echoes(다중 주파수 도플러: 후방산란된 RF 에코에 존재하는 정보의 완전한 사용에 의한 스펙트럼 추정의 품질 향상)" IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr., 1994; 42:672-88). 이 방법으로부터의 추정된 속도 스펙트럼은 수학식 16으로 주어진다.

$$P_{MF}(f_{DOP}) = \frac{\int_{f_0-BW/2}^{f_0+BW/2} |Y(f_{RF}, f_{DOP})|^2 df_{RF}}{\int_{f_0-BW/2}^{f_0+BW/2} |Y_0(f_{RF} - f_0)|^2 df_{RF}}$$

여기서,  $f_0$ 는 중심 주파수이고,  $BW$ 는 전송된 펄스의 대역폭이며,  $f_{RF}$  및  $f_{DOP}$ 는 각각 2D FFT 영역에서의 공간 및 시간 주파수이고,  $Y(f_{RF}, f_{DOP})$  및  $Y_0(f_{RF})$ 는 수학식 7에 정의된 푸리에 변환이다. 이 추정치는 "다중주파수 추정치"라고 한다. 다중주파수 추정치는 속도 해상도를 향상시키는데, 그 이유는 샘플 체적에 걸친 적분에 의해 유입되는 큰 통계적 변동이 회피되기 때문이다. 본 발명에서, 이들 기술은 협착된 혈관 주변의 조직에서의 진동을 식별하기 위해 채용되었다. 1 MHz 대역폭을 사용하여 도 5A 및 도 5B로부터 계산된 다중주파수 추정치는 각각 도 10A 및 도 10B에 도시되어 있다. 조직 운동 피크는, 화살표(33)(도 10A 및 도 10B)으로 나타낸 바와 같이, 125 Hz에 있고, 이는 129 Hz의 예상된 도플러 천이와 잘 부합한다. 제1 진동 피크는 각각 -172 Hz 및 422 Hz(도 10B에 화살표(35)로 표시됨)에 있으며, 그 결과 수학식 13에 따른 추정된 진동 주파수 297 Hz(300 Hz의 실제값과 비교하여 1% 오차)가 얻어진다. 저주파 피크와 제1 진동 피크 간의 차이는 6.5 dB이며, 이는 5.48 $\mu$ m(5 $\mu$ m의 실제 값과 비교하여 9.6% 오차)의 추정된 진동 진폭에 대응한다.

상기한 바와 같이, 다중주파수 추정치는, 라돈 변환과 비교하여, 진동 진폭 및 주파수의 더 정확한 추정치를 제공한다. 라돈 변환 추정치는, 평균 조직 운동으로 인해, 자동적으로 도플러 천이를 보정하는 반면, 이 도플러 천이가 다중주파수 추정치에서는 보존된다. 다중주파수 추정치의 스펙트럼 확산은 라돈 변환 추정치의 스펙트럼 확산과 유사하다. 그렇지만, 라돈 변환을 계산하는 부가적인 계산 부담이 라돈 변환에 기초한 추정치를 다중주파수 추정치보다 덜 바람직하게 만든다.

#### 시뮬레이션 모델을 사용한 협착의 초음파 진동 영상화의 검증

제안된 협착 진동 검출 알고리즘을 평가하기 위해, 혈관벽에서의 진동의 시뮬레이션 모델이 개발되었다. 도 11A는 이 검증에 사용되는 시뮬레이션 모델(즉, 산란체 분포의 3D 모델)을 개략적으로 나타낸 것이다. 초음파 시뮬레이터 필드 II (Jensen 1996)는 펄스 에코 공간 임펄스 응답  $h_{pe}(\cdot)$  및 트랜스듀서 시간 응답  $x_0(\cdot)$ 을 계산하는 데 사용되었다. 산란 진폭  $\alpha_s$  및 평균 위치  $r \rightarrow s$ 는 가우시안 분포로부터 랜덤하게 할당되었으며, 혈관벽으로부터의 산란 강도가 혈액으로부터의 산란 강도보다 40 dB 더 높았다. 순간 산란체 위치  $v(r \rightarrow, t)$ 는, 도 11B에 그래프로 나타낸 바와 같이, 정상적인 사람의 대퇴부 동맥의 혈관벽으로부터의 도플러 초음파 신호의 위상을 사용하여 추정되었다. 이 움직임은 혈관벽에 수직인 방향에서 피크 변위 0.08 mm를 갖는 것으로 정의되었다. 혈관벽의 한 영역에서 진동이 발생되었으며, 움직임은 혈관벽에 수직인 방향이고 피크 진폭 5 $\mu$ m 및 주파수 100 Hz이었다. 진동을 갖는 클러터 운동이 도 11B의 박스(180)에 그래프로 나타내어져 있다. 진동  $d_r^{vib}(t)$ 은, 다음과 같이, 서로 다른 신호대 잡음비(SNR)에서 부가적 백색 가우시안 잡음을 갖는 가우시안 가중된 사인파로 모델링되었다.

$$d_r^{vib}(t) = a_0 \sin(2\pi f_{vib} t) e^{A_5 \left( \frac{1 + \beta_{SNR} n(t)}{1 + \beta_{SNR}} \right)}$$

$$A_5 = \frac{\left( t - t_{position} \right)^2}{2t_{duration}^2}$$

여기서,  $t_{position}$  및  $t_{duration}$ 는 심장 사이클에서의 진동의 위치 및 기간이고,  $\beta_{SNR}$ 는 백색 가우시안 잡음  $n(t)$ 의 SNR이다. 가우시안 잡음의 부가는 혈액 흐름 와류 및 난류 흐름에 의해 야기될 것으로 예상되는 광대역 진동을 시뮬레이션한다. 진동 주파수는 100 Hz이고  $\beta_{SNR}$ 은 0에서 2까지 변동되었다.

혈액으로부터의 신호는 주요 알고리즘 둘다에서 노이즈 스펙트럼의 일부인 것으로 간주되었다. 혈류로부터의 신호가 진동으로 잘못 검출되지 않도록 추가적으로 검증하기 위해, 혈액 흐름도 역시 도 11A의 검증 모델에서 시뮬레이션되었다. 혈



액에 대응하는 산란체의 운동은 Jensen(1996)에 의해 제안된 사람의 대퇴부 동맥에서의 혈류의 모델을 사용하여 발생되었다. 이 모델에 도입된 혈액 흐름은 50 cm/s의 피크 속도를 갖는 포물선이다. 시뮬레이션된 혈액 흐름의 시변적인 속도 프로파일이 도 11C에 그래프로 나타내어져 있다.

필드 II 시뮬레이션 파라미터는 상기 표 1에서 살펴보았다. 얻어진 시뮬레이션된 무선주파수(RF) 선은 동위상(I) 및 직교(Q) 데이터를 얻기 위해 복조되었으며, 이들은 원시 색-혈류 데이터를 얻기 위해 데시메이트되었다. 감도 및 특이성을 측정하기 위해 다른 문턱값으로 진동 검출 성능이 평가되었다. 위상-분해 알고리즘의 경우, 문턱값  $E_{thresh}$ 은 진동으로서 고려될 신호에 대한 우세 성분의 에너지의 %를 나타낸다. 제공근-MUSIC 기반 알고리즘(즉, 노이즈에서의 복소 지수를 추정하는 것에 기초한 알고리즘)의 경우, 문턱값  $F_{thresh}$ 은 짝을 이루는 복소 지수 쌍의 주파수에서의 최대 차이를 나타낸다. 서로 다른 문턱값 및 서로 다른 모델 차수로 시뮬레이션이 수행되었으며, 검출기 성능을 평가하기 위해 수신기-동작 특성(ROC) 곡선이 발생되었다. ROC 곡선은 이어서 적절한 문턱값 설정 및 모델 차수를 선택하기 위한 가이드라인으로서 사용될 수 있다. 위상-분해 알고리즘의 경우, p차 모델은  $2(p+1) \times 2(p+1)$  상관 행렬을 가졌으며, 앙상블 크기 E에 대해  $2 \leq p < E/2$ 이다. 2개의 우세 성분이 진동 검출을 위해 고려되었다. 제공근-MUSIC 알고리즘의 경우, 모델 차수 p는, 짝을 이루는 지수 쌍의 검출을 가능하게 해주기 위해,  $3 \leq p < E/2$  이도록 선택되었으며, 추정된 상관 행렬 크기는  $2p \times 2p$  (Stoica 및 Moses(1997년))이었다.

도 12A는 흑색-녹색 컬러맵을 사용하여 B-모드 이미지 상에 중첩된 진동 진폭 이미지이다. 이 컬러맵은 추정된 진폭의 값에 따라 캘리브레이션된다. 제안된 알고리즘을 정량적으로 평가하기 위해, 2개의 마스크(도 12B에 그래프로 나타냄)가 생성되었으며, V는 진동이 시뮬레이션된 영역에 대응하고, NV는 진동이 존재하지 않는 영역에 대응한다. 산란체가 시변적인 움직임을 갖기 때문에, 영역 NV에 진동하는 산란체가 존재하지 않도록 보장하기 위해, 마스크는 공간적으로 적절히 생성된다. 영역 V에서 진동으로서 정확하게 검출되는 픽셀의 비율이 진양성(true-positive)으로 카운트되고, 영역 NV에서 진동으로서 검출되는 픽셀의 비율이 위양성(false-positive)으로 카운트된다.

서로 다른 모델 차수를 사용하여, 상기한 2개의 주요 알고리즘(위상 분해 알고리즘 및 노이즈에서의 복소 지수를 추정하는 것에 기초한 알고리즘)에 대한 감도, 특이성 및 ROC 곡선이 도 13A 내지 도 13F에 그래프로 나타내어져 있다.

도 13A는, 도 3A에 나타난 위상-분해 알고리즘의 경우에, 감도가 모든 모델 차수에 대해 문턱값의 증가에 따라 감소함을 나타내는데, 그 이유는 더 많은 진정한 진동이 더 큰 문턱값으로 거부되기 때문이다. 더 낮은 모델 차수는 더 높은 감도를 가지는데, 그 이유는 상관 행렬이 더 작기 때문이며, 따라서 제한된 수의 시간 샘플을 사용하여 더 나은 추정치가 얻어질 수 있다.

도 13B는 특이성이 모든 모델 차수에 대해 상당히 유사하며 또 문턱값의 증가에 따라 증가함을 보여주는데, 그 이유는 더 큰 문턱값이 더 나은 노이즈 차단을 가져오기 때문이다. 더 세밀히 조사해보면, 대부분의 잘못된 검출이, 혈류 속도가 낮고 클러스터 대 혈액 신호비가 높을 때, 일어나는 것으로 판정되었다. 이러한 경우에, 혈액으로부터의 I-Q 도플러 신호는 작은 진폭의 조직 진동의 신호와 거의 구별할 수 없다. 다른 모델 차수에 대한 ROC 곡선이 도 13C에 나타내어져 있으며, 이는 2차 모델에서 96%의 감도 및 98%의 특이성이 달성될 수 있음을 나타낸다. 적절한 문턱값을 선택하기 위해, ROC 곡선에서 동작점이 선택된다. 그러면, 대응하는 문턱값이 도 13A 또는 도 13B에서 발견될 수 있다.

도 13D는, 도 3A에 나타난 제공근-MUSIC 기반 알고리즘의 경우, 모든 모델 차수에 대해 주파수 문턱값의 증가에 따라 감도가 증가함을 보여주는데, 그 이유는 주파수 문턱값이 증가하는 경우 더 많은 진정한 진동이 검출될 수 있기 때문이다.

도 13E는 문턱값의 증가에 따라 특이성이 감소하는 것으로 나타난 것으로서, 그 이유는 주파수 문턱값의 증가에 따라 더 많은 잘못된 검출이 있기 때문이다. 4차 모델은 클러스터 공간의 더 나은 모델링으로 인해 약간 더 나은 감도 및 특이성을 갖는다.

제공근-MUSIC 기반 알고리즘에 대한 ROC 곡선이 도 13F에 그래프로 나타내어져 있다. 3차 알고리즘의 경우, 97%의 감도 및 98%의 특이성이 달성가능한 반면, 4차 알고리즘의 경우, 감도가 98%로 증가될 수 있고, 특이성은 99%이다.

진동 대역폭의 증가에 따른 감도의 변동이 도 14에 그래프로 나타내어져 있으며, 이는, 진동이 협대역일 때 ( $\beta_{SNR} = 0$ ), 도 3C(선(200)으로 나타냄)의 위상-분해 알고리즘 및 도 3A(선(202)로 나타냄)의 제공근-MUSIC 알고리즘 둘다가 유사한 감도를 달성할 수 있음을 보여준다. 진동 대역폭이 증가함에 따라, 제공근-MUSIC 알고리즘에 대해 감도가 감소되는데(선

(202)), 그 이유는 그것이 진동을 협대역폭을 갖는 복소 지수로서 모델링하는 것에 기초하기 때문이다. 반면에, 위상-분해 알고리즘(선(200))이 진동 대역폭에 더 안정적인데, 그 이유는 그것이 진동 대역폭에 대해 선형적 가정을 하지 않기 때문이다.

### 조직 진동 영상화 시스템

조직 진동 영상이 임상적으로 유용하기 위해서는, 진동의 실시간 시각화가 아주 바람직하다. B, M, 색 혈류, 및 도플러 등의 종래의 프로세싱 모드 전부를 지원하기 위해, 고성능 멀티미디어 프로세서를 사용하는 프로그램가능 초음파 신호 및 이미지-처리 시스템이 소프트웨어로 이용가능하다. 프로그램가능 시스템의 주요 장점은, 새로운 하드웨어가 필요하거나 종래의 초음파 기계에 하드웨어 수정을 할 필요없이, 새로운 모드 및 응용의 개발이 용이하다는 것이다. 이러한 프로그램가능 초음파 기계는 내부의 원시 색-혈류 및 펄스파(PW) 도플러 직교 데이터에의 액세스 및 그의 처리를 가능하게 해주며, 조직 진동 영상화를 위해 상기한 위상-분해 알고리즘을 실시간으로 구현하는 것을 용이하게 해준다.

위상-분해 알고리즘은 2D 초음파 주사 동안 진동의 온라인 시각화를 위한 소프트웨어-프로그램가능 초음파 시스템에서 이미 경험적으로 테스트되었다. 현재, 조직 진동 영상화는 영상블 크기 10이고 주사선당 256 샘플을 갖는 32 주사선에 대해 9.1 프레임/초로 달성될 수 있다. 초음파 기계의 계산 능력이, 프로세서 기술의 진보에 힘입어, 최근 상당히 향상되었으며, 이러한 경향은 앞으로도 계속될 것으로 예상된다. 멀티미디어 응용을 목표로 하는 많은 최신의 프로세서는 실시간 곱셈 및 덧셈과 동일한 계산 오버헤드로 복잡한 곱셈 및 덧셈을 수행할 수 있는 특수화된 명령어를 갖는다. 이러한 프로세서를 사용하면, 본 명세서에 개시된 알고리즘을 지원하기 위한 계산 부담이 3 또는 4배 감소될 수 있다. 따라서, 본 명세서에 개시된 조직-진동 영상화 알고리즘의 추가적인 계산 부담이 최신의 초음파 기계에서 적절히 지원될 수 있다.

### 실험적 검증

도 15는 상기한 진동-영상화 알고리즘에 사용되는 물리적 모형(예를 들어, 진동판)을 포함하는 테스트 시스템을 개략적으로 나타낸 것이다. 압전 플레이트(181)는 벽(183) 및 플라스틱 베이스(181)를 포함하는 테스트 혈관 내에 포함되어 있다. 압전 플레이트는 함수 발생기(194)와 논리적으로 연결되어 있다. 테스트 혈관은 물(184)로 채워져 있다. 초음파 프로브(190)(초음파 기계(190)에 논리적으로 연결되어 있음) 및 광 섬유 마이크로미터(188)(오실로스코프(192)에 논리적으로 연결되어 있음)는 수조 내에서(즉, 물로 채워진 테스트 혈관에서), 함수 발생기(194)로부터의 사인과 신호를 사용하여 100 Hz 내지 800 Hz의 주파수로 진동하는, 압전 플레이트에 근접하여 배치되어 있다. 진동하는 플레이트의 진폭은 1 내지 7  $\mu\text{m}$ 의 피크 플레이트 변위에 대응하는 서로 다른 구동 전압에 대해 광섬유 마이크로미터(188)를 사용하여 캘리브레이션되었다. 압전 플레이트(181)는 이어서, 서로 다른 PRF에서, 5-MHz 선형 트랜스듀서를 갖는 프로그램가능 초음파 시스템 및 영상블 크기 10을 사용하여 영상화되었다. 플레이트의 위치도 역시 광섬유 마이크로미터를 사용하여 측정되었으며, 초음파를 사용하여 획득된 데이터와의 비교를 가능하게 해준다.

도 16A는 플레이트 모형(즉, 도 18)의 진동 진폭 이미지이고, 도 16B는 플레이트 모형의 진동 주파수 이미지이며, 이는 진동이 압전 플레이트의 위치에서 정확하게 검출됨을 나타낸다. 플레이트의 엣지가 베이스에 부착되어 있기 때문에, 최대 진동 진폭이 플레이트의 중심에서 예상되며, 제로 변위는 엣지에 있고, 이는 도 16A에 나타낸 것과 실제로 대응한다. 플레이트의 중심에서의 추정된 진동 주파수는 450 내지 500 Hz이다. MUSIC 의사-스펙트럼이 도 16C에 나타내어져 있으며, 이는 제로-주파수 피크가 정지 에코에 대응함을 나타낸다. 두드러진 양측면을 갖는 피크가 플레이트의 진동 주파수에 대응하는  $\pm 500\text{Hz}$ 에서 관찰된다.

도 17A는 압전 플레이트를 변위시키는 데 사용되는 서로 다른 구동 전압에 대한 초음파적으로 추정된 진동 진폭(y-축) 대 도 15의 광섬유 마이크로미터를 사용하여 독립적으로 측정된 값(x-축)을 그래프로 나타낸 것이다. 진폭 및 주파수는 수학적 식 8 및 수학적 식 9에 정의된 추정기를 사용하여 추정되었다. 플레이트의 중심에서 광섬유 진폭 측정이 행해졌다. 도 17B는 초음파적으로 추정된 주파수(y-축) 대 함수 발생기 주파수(x-축)를 그래프로 나타낸 것이다. 1의 기울기를 갖는 직선(204)이 양쪽 플롯에 나타내어져 있다. 추정된 값과 측정된 값 간의 차이는 진폭에 대해서는 도 17C에 또한 주파수에 대해서는 도 17D에 대응하는 측정된 값에 대해 플롯되어 있다. 이들 도면으로부터 알 수 있는 바와 같이, 검출된 값과 측정된 값 간의 최대 차이는, 양쪽 추정기에 대해, 진폭에 대해서는 1  $\mu\text{m}$  미만이고 주파수에 대해서는 50 Hz 미만이다. 진폭에서의 이 차이의 일부는 광섬유 측정이 행해진 플레이트 상에서의 위치의 변동성에 기인한 것일 수 있다.

협착에 의해 야기된 벽 진동을 시각화하고 진동 스펙트럼을 추정할 수 있는지를 검증하기 위해, 박동하는 혈류 모형을 사용하여 연구가 수행되었다. 실험은 체외 양 동맥(ex vivo lamb artery)에 대해 수행되었다. 도 18은, 오실로스코프(142) 및 광섬유 마이크로미터(148)에 논리적으로 연결되어 있는 컴퓨터-기반 컨트롤러(140), 도플러 지원 초음파-영상 기계(144), 및 영상화 프로브(146)를 포함하는, 실험 장치를 개략적으로 나타낸 것이다. 광섬유 마이크로미터(148) 및 영상화

프로브(146)는 수조(150) 내에 배치된 체내 동맥 샘플에 근접하여 위치해 있다. 사람의 동맥 혈류를 모의한 박동하는 혈류는 박동 펌프(154)를 사용하여 동맥 샘플을 통해 생성된다. 박동 펌프(154)(플로리다, 편타 고다 소재의 Pulsafeeder Inc.로부터 입수가 가능한 Pulsatron™ 펌프)의 출력은 댐핑 컬럼(damping column)(156)을 통해 체내 동맥 샘플에 연결된다. 댐핑 컬럼에서의 유체의 높이를 조정하는 것은, 도 19에 나타난 바와 같이, 동맥에서의 도플러 혈류 프로파일이 시각적으로 사람의 동맥 혈류의 프로파일과 유사하게 보이도록 만들어질 수 있도록, 전체 흐름 임피던스를 제어한다.

초음파는 물론 광섬유 마이크로미터를 사용하여, 시변적인 벽 변위가 측정된다. 마이크로미터의 출력은 오실로스코프를 사용하여 디지털화되고, 컴퓨터-기반 컨트롤러를 사용하여 데이터가 획득된다. 원시 초음파 데이터는 초음파 기계 내부로부터 디지털적으로 획득된다. 이어서, 양 방법을 사용하여 결정된 벽 변위의 전력 스펙트럼이 비교될 수 있다. 유효 내강 직경을 감소시키기 위해 동맥의 한 부분을 부분적으로 결찰(ligate)함으로써 협착이 시뮬레이션된다. 이어서, 초음파 및 광섬유 방법 둘다를 사용하여 전력 스펙트럼 측정이 반복된다.

도 20A 및 도 20B는 시뮬레이션된 협착을 갖는 2개의 서로 다른 체외 동맥으로부터의 진동 진폭 이미지이다. 도 20A에서, 3.4 mm 직경 동맥에서 30% 협착이 시뮬레이션된다. 벽 진동이 아래쪽으로 대략 4개의 동맥 직경 떨어진 곳에서 일어난다. 도 20B에서, 3.1 mm 직경 동맥에서 42% 협착이 시뮬레이션되고, 벽 진동은 더 가까이에서, 대략 3개의 직경 아래쪽에서 일어난다. 도 20A 및 도 20B는, 상기한 기술을 사용하여, 동맥벽 진동의 위치(따라서 협착의 위치)를 뚜렷하게 영상화하는 것이 가능함을 보여준다. 각각의 이미지에서, 협착 부위는 실선 화살표(141)로 나타내어져 있는 반면, 파선 화살표(143)는 혈류의 방향을 나타낸다. 각각의 이미지에서의 관심 영역은 박스(145)로 나타내어져 있다.

도 21은, 피크 흐름 가속도 동안, 화살표(147)로 나타난 초음파 및 화살표(149)로 나타난 광섬유 마이크로미터(상기한 도 18 참조)를 사용하여 결정된 평균 진동 스펙트럼을 그래프로 나타난 것이다. 수직 바는 표준 편차를 나타낸다. 양 스펙트럼은 유사한 형상을 가지며, 에너지가 급속히 떨어지는 브레이크 주파수가 관찰될 수 있다. 이 결과는 초음파를 사용하여 벽 진동 스펙트럼을 평가하는 것이 가능함을 나타낸다.

#### 사람의 우회 정맥 이식(bypass vein graft)에서의 체내 진동(in vivo vibration)

체내에서의 병리학적 조직 진동의 특성을 연구하기 위해, 대퇴부 동맥에 협착된 우회 정맥 이식을 갖는 환자로부터 데이터가 수집되었다. 실시간 영상화 및 데이터 수집을 위해 프로그램가능한 초음파 기계가 사용되었고, 색-혈류 모드에서 500 Hz의 PRF 및 PW 도플러 모드에서 4-8 kHz의 PRF로 영상화 및 데이터 수집을 위해 5-MHz 선형 프로브가 사용되었다.

도 3A와 관련하여 상기한 진동-영상화 알고리즘(양호하게는 ESPRIT 방법을 사용함)이 프로그램가능 초음파 기계, Hitachi HiVision 5500™(오하이오주 트윈버그 소재의 Hitachi Medical Systems America에 의해 제조됨) 상에서 구현되었다. 이 기계 상에서의 신호 및 이미지 처리 전부는 소프트웨어로 수행되며, 따라서 새로운 알고리즘을 용이하게 포함하기 위한 유연성을 제공한다. 상기한 알고리즘을 사용하기 위해 프로그램된 이 시스템은 진동이 실시간으로 시각화될 수 있게 해주며, 체내 절차 동안 상기한 기술의 평가를 용이하게 해준다.

들을 수 있는 혈류음을 갖는 협착된 우회 정맥 이식을 갖는 데이터가 수집되었다. 정맥 이식은 먼저 컬러-도플러 초음파를 사용하여 시각화되었다. PRF는 혈류음의 혈관 주변 아티팩트가 보일 때까지 조정되었다. 이어서, 진동 진폭 이미지가 실시간으로 생성되었다. 2D 진동 이미지에 혈류음이 보이게 되면, 도플러 샘플 체적이 최대 진동 진폭을 갖는 위치에 배치되었다. 이어서, 상기한 기술을 사용하여 펄스파 도플러 데이터로부터 진동 스펙트럼이 생성되었다(도 3A 참조). 진동 스펙트럼에서의 "브레이크" 주파수가 기록되었다.

도 23A는 협착된 정맥 이식의 컬러 파워 이미지이고, 도 23B는 동일한 협착된 정맥 이식의 진동 진폭 이미지이며, 도 23C는 동일한 협착된 정맥 이식의 진동 주파수 이미지이다. 화살표(206)는 협착의 위치를 나타낸다. 화살표(208)로 나타난 바와 같이, 컬러 파워 이미지에서 혈관 주변 아티팩트가 보이며, 화살표(210)로 나타난 바와 같이, 진동 진폭 이미지는 협착의 아래쪽에 혈류음의 발생지를 명확하게 보여준다. 진동 진폭은 혈관벽에 가까이에서 가장 높고 혈관벽에서 더 멀어짐에 따라 감소한다.

혈관벽 변위를 보다 상세히 평가하기 위해, 피크 진동 진폭의 위치에 범위 게이트가 배치되고, 변위는 도플러 신호의 위상으로부터 추정되었다(일반적으로 도 5와 관련하여 상기하였음). 혈관벽의 순간 위치 및 대응하는 스펙트럼이 도 24A 및 도 24B에 시간의 함수로서 나타내어져 있다. 도 24A는 협착된 대퇴부 정맥 이식으로부터의 펄스파 도플러 데이터의 위상을 사용하여 추정된 순간 혈관벽 위치를 그래프로 나타난 것이며, 진동은 박스(212) 내에 나타내어져 있다. 도 24B는 도 24A로부터의 신호의 움직임 주기도(motion periodogram)이다. 도 24B의 변위 스펙트럼은 200 Hz까지 상당한 에너지를 보여주며, 각각의 심장 사이클로 반복된다.

1.25초의 시간에서 도 24B의 스펙트럼의 단면이 도 24C에 그래프로 나타내어져 있다. 약 90Hz(화살표(214)로 나타냄)의 브레이크 주파수에서 피크가 관찰되며, 이를 넘어서면 주파수 증가에 따라 에너지가 감소한다. 도 24D는 동일한 장소에서 10개의 색-혈류 초음파 데이터 앙상블로부터 MUSIC 알고리즘(일반적으로, 도 3A와 관련하여 기술하였음)을 사용하여 추정된 의사-스펙트럼을 그래프로 나타낸 것이다. 두드러진 스펙트럼 피크가 브레이크 주파수에서 관찰된다(화살표(216)로 나타냄). 유의해야 할 점은 MUSIC 의사-스펙트럼이 전체적인 스펙트럼 특성을 반영하지 않지만 스펙트럼 피크를 추정하는 데 사용될 수 있다는 것이다. 이 사례 연구는 혈액 흐름 와류에 의해 야기되는 체내 조직 진동이, 단지 짧은 시간 기록을 사용하여, 검출될 수 있음을 보여주며, 이는 실시간 진동 영상화의 실행 가능성을 보여준다.

도 25A는 펄스와 도플러 데이터로부터의 추정된 변위를 사용하여 계산된 정상적인 대퇴부 동맥의 벽 변위 스펙트럼을 그래프로 나타낸 것이다. 스펙트럼 에너지는 수십 Hz 내에서 급속히 감소하고, 100 Hz를 넘는 스펙트럼 에너지는 노이즈 레벨과 비슷하다. 도 25B는 협착된 우회 정맥 이식으로부터의 스펙트럼을 그래프로 나타낸 것이다. 스펙트럼 에너지가 더 서서히 감소하고, 수백 Hz에서도 상당한 에너지가 존재한다. 화살표(160)는 브레이크 주파수를 나타내며, 이를 넘어서는 에너지가 주파수 증가에 따라 감소한다. 도 25C는 동일한 환자에서의 제2 협착으로부터의 스펙트럼을 그래프로 나타낸 것이다. 이 스펙트럼에서의 피크는 화살표(162)로 나타낸 바와 같이 브레이크 주파수에서 관찰될 수 있다. 스펙트럼의 전체적인 형상은 도 25B와 유사하다.

도 25D는 다른 환자에서의 정맥-이식 협착으로부터의 스펙트럼을 그래프로 나타낸 것이다. 다시 말하면, 두드러진 스펙트럼 피크가 화살표(164)로 나타낸 바와 같이 브레이크 주파수에서 관찰될 수 있다.

진동 스펙트럼의 실시간 정량적 평가를 위해, 스크롤링 디스플레이 기술이 구현될 수 있으며, 이 때 수평축은 시간을 나타내고, 수직축은 주파수를 로그 스케일로 나타내며, 픽셀 세기는 진동 세기를 나타낸다. 도 26A 내지 도 26D는 이러한 시변적인 벽 진동 스펙트럼을 그래프로 나타낸 것이다. 도 26A에 나타난 정상적인 대퇴부 동맥에서, 45 Hz를 넘어서의 스펙트럼 에너지는 노이즈 레벨과 비슷하다. 협착의 경우, 도 26B 내지 도 26D에 그래프로 나타낸 바와 같이, 더 높은 주파수에서 상당한 스펙트럼 에너지가 존재한다. 3개의 협착(즉, 도 26B 내지 도 26D에 나타냄) 모두에서, 진동은 피크 심장 수축 벽 운동 직후에 일어난다. 브레이크 주파수는, 화살표(166, 168, 170)로 나타낸 바와 같이, 이 시변적인 진동 스펙트럼 디스플레이로부터 시각적으로 결정될 수 있다. 이들 브레이크 주파수의 자동 검출도 역시 실시간으로 수행될 수 있다.

#### 사람의 관상 동맥에서의 체내 진동

도 27A는 LAD(left anterior descending, 좌전 하행) 동맥 및 RCA(right coronary artery, 우측 관상 동맥)에 혈관 조영적으로 확인된 관상 동맥 질환을 갖는 환자의 심근벽 상에 배치된 범위로부터 상기한 2D FFT 방법을 사용하여 계산된 도플러 스펙트럼을 나타낸 것이다. 이 범위 게이트는 RCA 근방에 배치되었다. 등용성 수축(isovolumetric contraction, IVC), 심실 박출(ventricular ejection, VE), 등용성 이완(isovolumetric relaxation, IVR), 및 심실 충만(ventricular filling, VF)에 대응하는 심근벽 운동의 4가지 단계가 나타내어져 있다. 심실 박출 단계의 후반부 동안에 고주파 협대역 진동을 나타내는 명확한 고조파 스펙트럼이 관찰될 수 있다. 이 진동은 연속적으로 감소하는 주파수를 가지며, 경사 대역(oblique band)처럼 보이며, 2개의 연속한 심장 사이클로 반복된다. 대칭적인 양측면을 갖는 피크는 후반 심실 박출 단계에서 관찰되는 진동을 나타낸다.

도 27B는 앞서 상세히 기술한 자기 상관 방법을 사용하여 추정된, 심실 박출 동안의 벽 속도의 상세 시간 과정을 그래프로 나타낸 것이다. 이 속도는, 박스로 둘러싸인 영역에 나타낸 바와 같이, 진동을 나타내는 발진 성분을 나타낸다. 이 발진의 기간은 대략 85 ms이고, 이 발진은 고조파 성분을 갖는 것처럼 보인다.

도 28A는, 미향 경사(caudal angulation)를 갖는 좌전 사위 투영(left anterior oblique projection)에서 획득된, 도 27A 및 도 27B에 영상화된 환자의 우측 관상 동맥의 혈관 조영 이미지를 나타낸 것이다. 근위부 RAC에서의 미만성(diffuse) 20% 협착, 중위부 RCA에서의 관상(tubular) 20% 협착, 및 원위부(distal) RCA에서의 40% 협착이 식별될 수 있다.

도 28B는 도 27A, 도 27B 및 도 28A의 환자로부터의 확장기의 심첨두 2방 단면도(apical two-chamber view) 상에 중첩된 진동 진폭 이미지를 나타낸 것이다. 후방 좌심실 벽에서의 진동이 RCA의 중위부 및 원위부 근방에서 볼 수 있다. 이 진동은 2개의 영역(원위부 RCA에서의 2개의 서로 다른 병소에 대응할 수 있음)에 국소화되어 있는 것처럼 보인다.

도 29A는 두향 경사(cranial angulation)를 갖는 우전 사위 투영(right anterior oblique projection)에서 획득된, 도 27A, 도 27B, 도 28A 및 도 28B의 영상화된 환자의 혈관 조영 이미지를 나타낸 것이다. 근위부 LAD는 적절히 석회화된다. 중위부-LAD에 50% 관상 병소가 있다.

도 29B는 도 29A의 환자의 심첨두 2방 단면도(apical two-chamber view) 상에 중첩된 진동 진폭 이미지를 나타낸 것이다. 심근 진동이 중위부-LAD 섹션에서 관찰될 수 있다.

#### 다른 원인으로부터의 협착으로 일어나는 조직 진동의 구별

구멍에 걸친 압력차로 인해 진동이 야기된다. 협착은 이러한 압력차가 존재하는 구멍을 포함하는 비교적 통상적인 생리학 적 특징을 나타낸다. 그렇지만, 구멍난 혈관 등의 다른 생리학적 특징도 역시 진동을 발생할 수 있는 압력차를 갖는 구멍을 포함한다. 이하에서는 본 명세서에 기술된 진동 영상화 기술이 협착을 다른 조직 진동 원인과 어떻게 구별할 수 있는지에 대해 설명한다.

협착에서는, 압력차가 일반적으로 심장 수축 동안 더 현저한 반면, 출혈 혈관에서는 압력차가 심장 이완 동안에도 현저할 수 있다. 따라서, 심장 사이클에서 이들이 일어나는 시간과 관련하여 진동을 분석하면 협착과 연관된 진동을 출혈과 연관된 진동과 구별하는 데 사용될 수 있는 데이터를 제공한다.

도 1을 참조하면, 조직 진동 프로세서(28)는 심전계 신호를 사용하여 심장 사이클에서의 진동의 타이밍을 결정하도록 구성될 수 있다. 다른 실시예에서, 조직 진동 프로세서는 심장 박동으로 인한 조직 운동의 주기성을 사용하여 심장 사이클 동안에 진동의 타이밍을 결정하도록 구성될 수 있다.

#### 요약

경험적 증거는 협착된 혈관과 연관된 혈관벽 및 주변 조직에서의 낮은 세기의 국소 진동의 실시간 초음파 영상화의 실현가능성을 보여준다. 10개 정도로 적은 시간 샘플을 사용하여 소진폭 조직 진동을 영상화하기 위한 파라미터 신호 분해 및 스펙트럼 추정치에 기초한 몇가지 알고리즘이 개발되었다. 시뮬레이션은 이들 알고리즘이 클러터는 물론 혈류의 존재 시에 진동을 검출하는 데 높은 감도(96 내지 98%) 및 특이성(98 내지 99%)을 가지며 또 광대역 진동이 존재하는 경우에도 안정되어 있음을 보여준다. 진동 진폭 및 주파수가 정확하게 추정될 수 있으며, 소프트웨어-프로그램가능 서브시스템을 갖는 초음파 기계 상에 실시간 조직 진동 영상화가 구현된다. 협착된 우회 정맥 이식에서 또한 사람 피험체 내의 관상 동맥으로부터 진동이 관찰되었다.

조직 진동 영상화는 종래의 도구를 사용하여 임상 의학자들이 현재 이용할 수 없는 부가적인 진단 정보를 제공할 수 있다. 조직 진동 영상화 기능을 갖는 초음파 장치는, 그렇지 않았으면 종래의 이중 초음파를 사용하여 진단하기 어려운 전통적으로 혈류음과 연관된 협착 및 다른 혈관 이상의 평가를 위한 유용한 선별 및 진단 도구가 될 수 있다. 본 명세서에 기술된 초음파 진동 영상화 기술은 매력적인데, 그 이유는 진동의 발생지에서의 소진폭 진동을 시각화할 수 있는 가능성이 있기 때문이다. 진동 스펙트럼은 협착에서의 잔여 내강 직경과 직접 관련되어 있는 브레이크 주파수를 계산하는 데 사용될 수 있다. 조직 진동 영상화의 중요한 응용은 관상 동맥 협착의 비침투적 진단일 수 있다. 종래의 이중 초음파는 관상 동맥을 시각화하는 데 어려움 및 관상 동맥 혈류로부터의 좋지 않은 산란 강도에 의해 한계가 있다. 관상 동맥 협착을 갖는 환자는 300 Hz 내지 800 Hz의 주파수를 갖는 심장 확장 심장음을 갖는다. 따라서, 임상적으로 중대한 관상 동맥 협착은 관상 혈류량 및 최소 잔여 내강 직경에 의존하는 진폭 및 주파수를 갖는 진동을 생성할 것으로 예상된다. 관상 동맥 질환에 의해 야기되는 심장벽 진동의 흉강 평가(transsthoracic assessment)는 임상적으로 중대한 관상 동맥 협착을 진단하기 위한 저렴하고 효과적인 방법이 될 수 있다.

본 발명이 그를 실시하는 양호한 형태 및 그에 대한 변형예와 관련하여 기술되어 있지만, 당업자라면 이하의 청구항들의 범위 내에서 본 발명에 대해 많은 다른 수정이 행해질 수 있다는 것을 잘 알 것이다. 따라서, 본 발명의 범위가 상기 설명에 의해 결코 제한되어서는 안되며 그 대신에 전적으로 이하의 청구항을 참조해서 결정되어야만 한다.

### **도면의 간단한 설명**

하나 이상의 예시적인 실시예 및 그에 대한 수정의 여러가지 태양 및 부속 이점은 첨부 도면과 관련하여 기술된 이하의 상세한 설명을 참조하면 보다 용이하게 이해될 것이다.

도 1은 조직 진동 영상화를 수행하는 데 적합한 예시적인 초음파 시스템의 기능 블록도이다.

도 2는 진동하는 샘플 체적으로부터의 예상된 도플러 스펙트럼의 그래프(주파수 대 전력)이다.

도 3A는 협착이 명백한 진동하는 조직 이미지를 생성하는 예시적인 서브공간-기반 알고리즘의 논리적 단계들을 나타낸 플로우차트이다.

도 3B는 협착이 명백한 진동하는 조직 이미지를 생성하기 위해 자기 회귀를 사용하는 대안의 예시적인 알고리즘의 논리적 단계들을 나타낸 플로우차트이다.

도 3C는 협착이 명백한 진동하는 조직 이미지를 생성하기 위해 위상 분해를 사용하는 또 다른 예시적인 대안의 알고리즘의 논리적 단계들을 나타낸 플로우차트이다.

도 4는 초음파를 사용하여 발생하는 진동하는 조직 이미지를 사용하여 동맥 협착을 로컬라이징 및 등급 지정하는 방법의 논리적 단계들을 나타낸 플로우차트이다.

도 5A는, 에코의 원인인 산란체가 20 mm/s의 일정한 속도로 이동하고 있을 때, 시뮬레이션된 수신된 초음파 에코의 2D 고속 푸리에 변환(FFT) 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다를 그래프로 나타낸 도면으로서, 여기서 산란체는 초음파 빔의 축을 따라 이동하며, 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다.

도 5B는, 에코의 원인인 산란체가 초음파 빔의 축을 따라 20 mm/s의 일정한 속도로 이동하고 있고 또한 주파수 300 Hz 및 진폭 5  $\mu\text{m}$ 으로 진동하고 있을 때, 시뮬레이션된 수신된 초음파 에코의 2D FFT 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다를 그래프로 나타낸 도면으로서, 여기서 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다.

도 6A는, 에코의 원인인 산란체가 초음파 빔의 축을 따라 200 mm/s의 일정한 속도로 이동하고 있고 또한 주파수 300 Hz 및 진폭 5  $\mu\text{m}$ 으로 진동하고 있을 때, 수신된 초음파 에코(전송된 초음파 신호의 중심 주파수는 5 MHz임)의 2D FFT 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다를 그래프로 나타낸 도면으로서, 여기서 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다.

도 6B는, 에코의 원인인 산란체가 200 mm/s의 일정한 속도로 이동하고 있고 또한 주파수 300 Hz 및 진폭 5  $\mu\text{m}$ 으로 진동하고 있을 때, 수신된 초음파 에코(전송된 초음파 신호의 중심 주파수는 2 MHz임)의 2D FFT 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다를 그래프로 나타낸 도면으로서, 여기서 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다.

도 7A는, 10 mm/s로부터 30 mm/s로 가속하고 있는(가속도가 5  $\text{m/s}^2$ 임) 일군의 산란체로부터의 시뮬레이션된 수신된 초음파 에코의 2D FFT 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다를 그래프로 나타낸 도면으로서, 여기서 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다.

도 7B는, 산란체가 또한 주파수 300 Hz 및 진폭 5  $\mu\text{m}$ 으로 진동하고 있을 때, 10 mm/s로부터 30 mm/s로 가속하고 있는(가속도가 5  $\text{m/s}^2$ 임) 일군의 산란체로부터의 시뮬레이션된 수신된 초음파 에코의 2D FFT 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다를 그래프로 나타낸 도면으로서, 여기서 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다.

도 8A는, 에코의 원인인 산란체가 20 mm/s의 일정한 속도로 이동하고 있을 때, 시뮬레이션된 수신된 초음파 에코의 2D FFT 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다를 그래프로 나타낸 도면으로서, 여기서 산란체는 초음파 빔의 축에 수직으로 이동하며, 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다.

도 8B는, 에코의 원인인 산란체가 20 mm/s의 일정한 속도로 이동하고 있고(산란체가 초음파 빔의 축에 수직으로 이동하고 있음) 또한 산란체가 주파수 300 Hz 및 진폭 5  $\mu\text{m}$ 으로 진동하고 있을 때, 시뮬레이션된 수신된 초음파 에코의 2D FFT 스펙트럼 및 종래의 도플러 스펙트럼 둘다를 그래프로 나타낸 도면으로서, 여기서 도플러 스펙트럼은 수직축의 좌측에 배치되고, 2D FFT 스펙트럼은 수직축의 우측에 배치되어 있다.

도 9A는 도 5A의 2D FFT 스펙트럼의 라돈 변환을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 9B는 도 5B의 2D FFT 스펙트럼의 라돈 변환을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 9C는 도 9A의 라돈 변환으로부터 계산된 스펙트럼 추정치를 그래프로 나타낸 도면이다.

도 9D는 도 9B의 라돈 변환으로부터 계산된 도플러 스펙트럼 추정치를 그래프로 나타낸 도면이다.

도 10A는 도 5A의 2D FFT 스펙트럼으로부터 계산된 다중 주파수 스펙트럼 추정치를 그래프로 나타낸 도면이다.

도 10B는 도 5B의 2D FFT 스펙트럼으로부터 계산된 다중 주파수 스펙트럼 추정치를 그래프로 나타낸 도면이다.

도 11A는, 본 명세서에 기술된 바와 같이, 협착과 연관된 이미지 진동에 대한 초음파의 사용을 검증하는 데 사용되는 산란체 분포의 3-D 시뮬레이션 모델을 개략적으로 나타낸 도면이다.

도 11B는 박스-내부 영역으로 표시된 진동을 갖는 모델링된 클러스터 움직임을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 11C는 모델링된 혈액 흐름 프로파일을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 12A는 본 명세서에 기술된 진동 영상 기술을 검증하는 데 사용되는 시뮬레이션 모델의 진동 진폭 이미지를 나타낸 도면이다.

도 12B는 진동 검출의 감도 및 특이성을 계산하는 데 사용되는 마스크를 개략적으로 나타낸 도면이다.

도 13A는 위상-분해 기반 진동 검출에 대한 감도 대 문턱값 곡선을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 13B는 위상-분해 기반 진동 검출에 대한 특이성 대 문턱값 곡선을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 13C는 위상-분해 기반 진동 검출에 대한 수신기 동작 특성 곡선을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 13D는 제공근-MUSIC 기반 진동 검출에 대한 감도 대 문턱값 곡선을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 13E는 제공근-MUSIC 기반 진동 검출에 대한 특이성 대 문턱값 곡선을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 13F는 제공근-MUSIC 기반 진동 검출에 대한 예시적인 수신기 동작 특성 곡선을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 14는 본 명세서에 기술된 위상-분해 및 제공근-MUSIC 알고리즘에 대한 진동 대역폭을 증가시키는 것에 대한 감도의 안정성을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 15는 플레이트의 진동을 영상화하는 데 초음파 프로브가 사용되는 실험 장치를 개략적으로 나타낸 도면으로서, 이러한 장치는, 본 명세서에 기술된 바와 같이, 조직 진동을 영상화하기 위해 초음파를 사용하는 것을 지원하는 경험적 증거를 발생하는 데 사용되어 왔다.

도 16A는 진동 진폭이 중첩되어 있는, 도 15의 진동 모형의 B-모드 초음파 이미지를 나타낸 도면이다.

도 16B는 진동 주파수가 중첩되어 있는, 도 15의 진동 모형의 B-모드 초음파 이미지를 나타낸 도면이다.

도 16C는 도 16B의 초음파 이미지의 일부분으로부터 추출된 I-Q 양상블 데이터의 MUSIC 의사-스펙트럼을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 17A는 초음파 및 광 섬유 마이크로미터 둘다를 사용하여 획득된 도 15의 실험 장치로부터의 플레이트의 진동 진폭을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 17B는 초음파 및 광 섬유 마이크로미터 둘다를 사용하여 획득된 도 15의 실험 장치로부터의 플레이트의 진동 주파수를 그래프로 나타낸 도면이다.

도 17C는 초음파 및 광 섬유 마이크로미터 둘다를 사용하여 획득된 도 15의 실험 장치로부터의 플레이트의 진동 진폭 간의 차이를 그래프로 나타낸 도면이다.

도 17D는 초음파 및 광 섬유 마이크로미터 둘다를 사용하여 획득된 도 15의 실험 장치로부터의 플레이트의 진동 주파수 간의 차이를 그래프로 나타낸 도면이다.

도 18은 초음파 프로브가 체외 동맥(ex vivo artery)에서의 협착을 영상화하는 데 사용되는 실험 장치를 개략적으로 나타낸 도면으로서, 이러한 장치는, 본 명세서에 기술된 바와 같이, 협착과 연관된 조직 진동을 영상화하기 위해 초음파를 사용하는 것을 지원하는 경험적 증거를 발생하는 데 사용되어 왔다.

도 19는 도 18의 체외 동맥에서의 혈류의 이미지를 나타낸 도면이다.

도 20A 및 도 20B는 각각 도 18의 실험 장치를 사용하여 획득된 체외 동맥의 진동 진폭 이미지를 나타낸 도면으로서, 도 20A는 30%의 시뮬레이션된 협착을 나타내고, 도 20B는 42%의 시뮬레이션된 협착을 나타낸다.

도 21은 도 18의 실험 장치를 사용하여 시뮬레이션된 협착으로부터의 진동 스펙트럼을 그래프로 나타낸 도면으로서, 이 진동 스펙트럼은 펄스와 도플러 초음파 및 광 섬유 마이크로미터 둘다를 사용하여 발생된다.

도 22의 (a)는 사람 피험체에서의 협착된 정맥 이식으로부터의 컬러-도플러 이미지를 나타낸 도면이다.

도 22의 (b)는 도 9A의 협착된 정맥 이식의 진동 진폭 이미지를 나타낸 도면이다.

도 23A는 혈관 주위 아티팩트를 포함하는 협착된 대퇴부 정맥 이식의 컬러 파워 초음파 이미지를 나타낸 도면이다.

도 23B는 도 23A의 협착된 대퇴부 정맥 이식의 진동 진폭 이미지를 나타낸 도면이다.

도 23C는 도 23A의 협착된 대퇴부 정맥 이식의 진동 주파수 이미지를 나타낸 도면이다.

도 24A는 협착된 대퇴부 정맥 이식으로부터의 펄스와 도플러 데이터의 위상 분해를 사용하여 추정된 순간 혈관벽 위치를 그래프로 나타낸 도면이다.

도 24B는 도 24A를 발생하는 데 사용된 신호의 움직임 주기도(motion periodogram)를 나타낸 도면이다.

도 24C는 특정의 시점에서 도 24B의 스펙트럼의 단면 프로파일을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 24D는 동일한 장소에서 10개의 색-혈류 초음파 데이터 앙상블에 대해 MUSIC 알고리즘을 사용하여 계산된 움직임의 사-스펙트럼을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 25A는 본 명세서에 개시된 기술을 사용하여 체내에서 획득된 정상적인 대퇴부 동맥의 동맥벽 변위 스펙트럼을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 25B는 본 명세서에 개시된 기술을 사용하여 체내에서 획득된 협착된 대퇴부 우회 정맥 이식의 동맥벽 변위 스펙트럼을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 25C는 도 25B에 나타난 협착과 동일한 환자에 존재하는 다른 협착의 동맥벽 변위 스펙트럼을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 25D는 다른 환자에 존재하는 협착의 동맥벽 변위 스펙트럼을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 26A는 본 명세서에 기재된 기술을 사용하여 획득된 정상적인 동맥의 시변적인 벽 진동 스펙트럼을 그래프로 나타낸 도면이다.



도 26B 내지 도 26D는 본 명세서에 기재된 기술을 사용하여 획득된 협착된 혈관의 시변적인 벽 진동 스펙트럼을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 27A는 관상 동맥 질환을 갖는 환자의 심근의 초음파 이미지로부터 2D FFT 방법을 사용하여 계산된 도플러 스펙트럼을 나타낸 도면으로서, 대칭적인 양측 피크는 심실 박출 후기 단계에서 관찰되는 진동을 나타낸다.

도 27B는 심실 박출 동안의 벽 속도의 시간 과정을 그래프로 나타낸 도면으로서, 박스 내부 영역은 고조파 성분을 포함하는 것처럼 보이는 고주파 진동을 나타낸다.

도 28A는, 미향 경사(caudal angulation)를 갖는 좌전 사위 투영(left anterior oblique projection)에서 획득된, 관상 동맥 질환을 갖는 환자의 혈관 조영 이미지를 나타낸 도면이다.

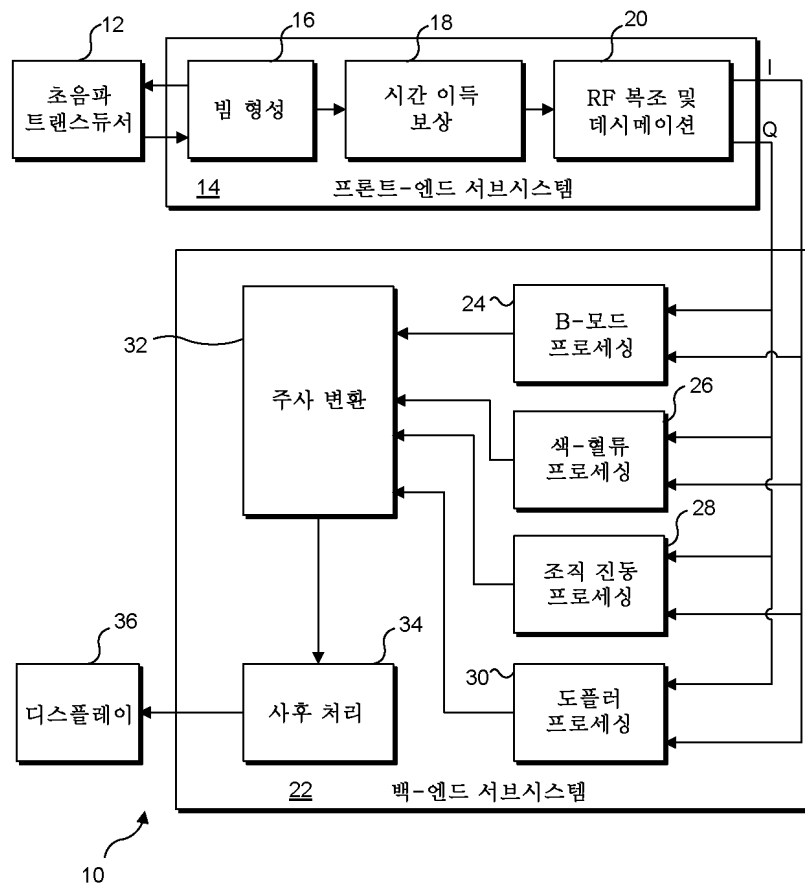
도 28B는 도 28A의 환자의 심첨두 2방 단면도(apical two-chamber view) 상에 중첩된 진동 진폭 이미지를 나타낸 도면이다.

도 29A는 두향 경사(cranial angulation)를 갖는 우전 사위 투영(right anterior oblique projection)에서 획득된, 관상 동맥 질환을 갖는 환자의 혈관 조영 이미지를 나타낸 도면이다.

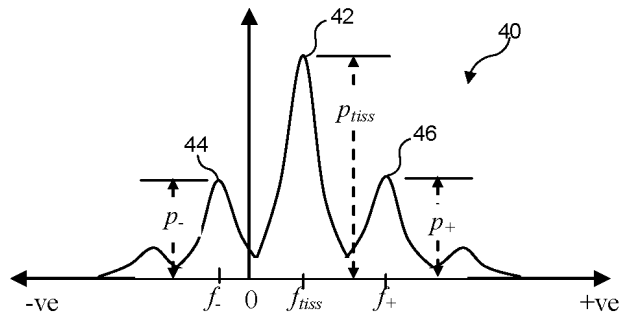
도 29B는 도 29A의 환자의 심첨두 2방 단면도(apical two-chamber view) 상에 중첩된 진동 진폭 이미지를 나타낸 도면이다.

## 도면

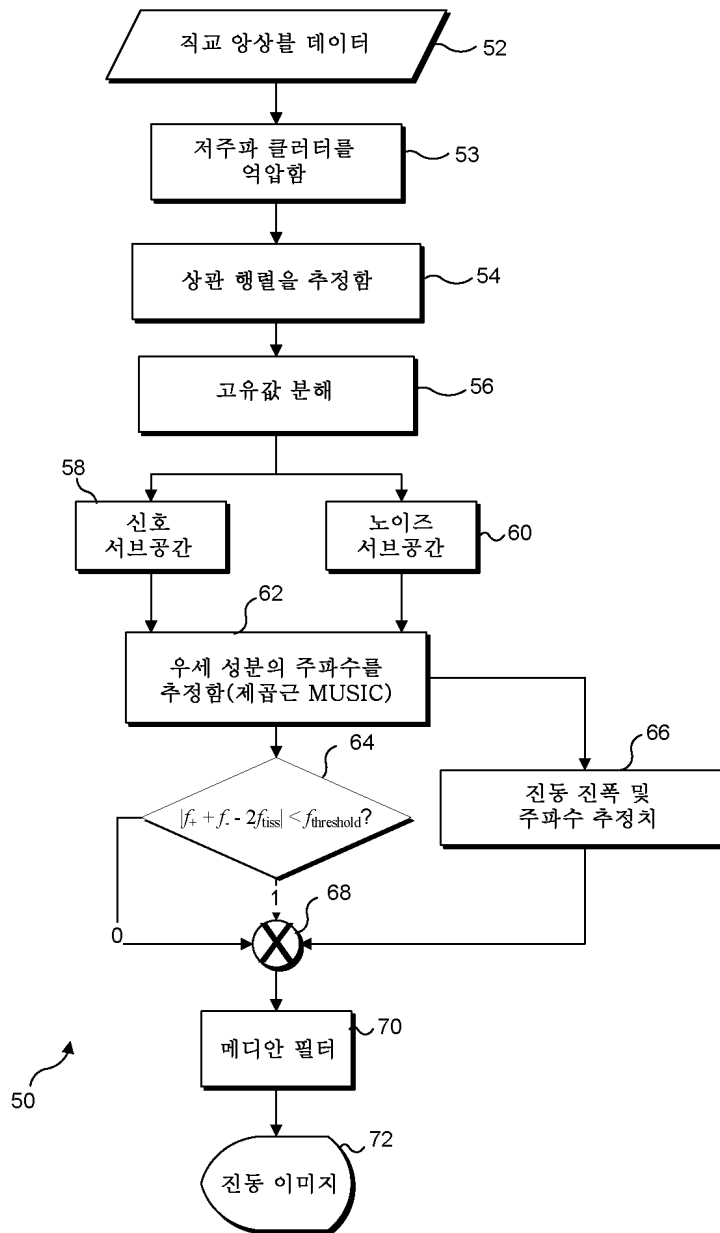
도면1



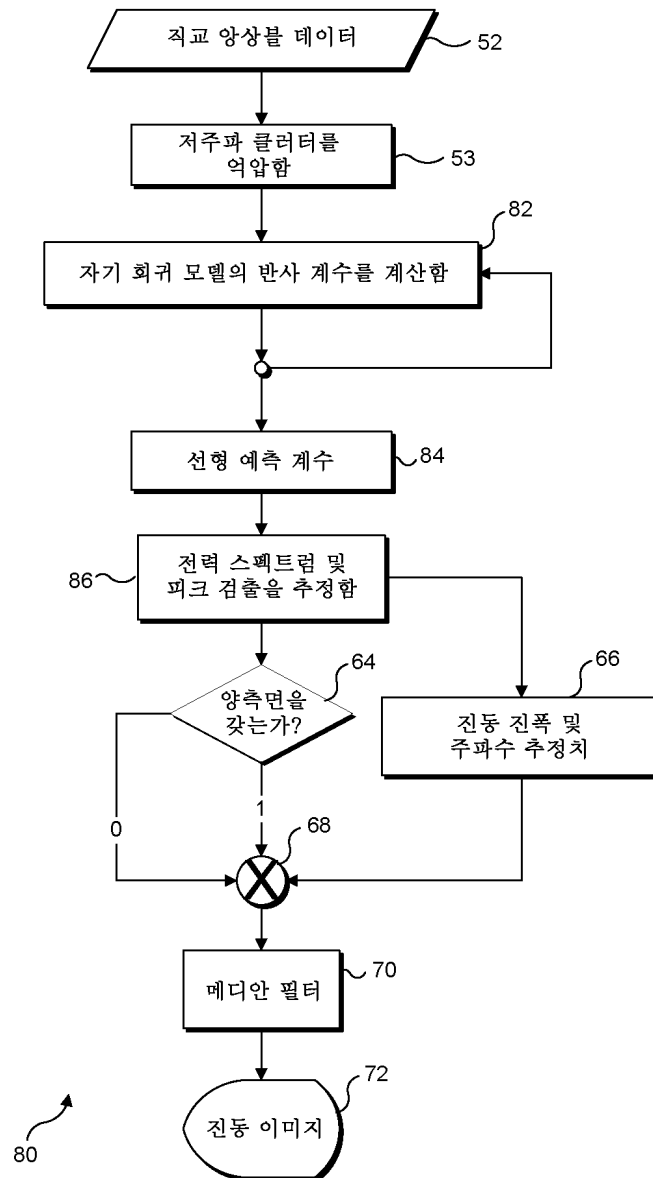
도면2



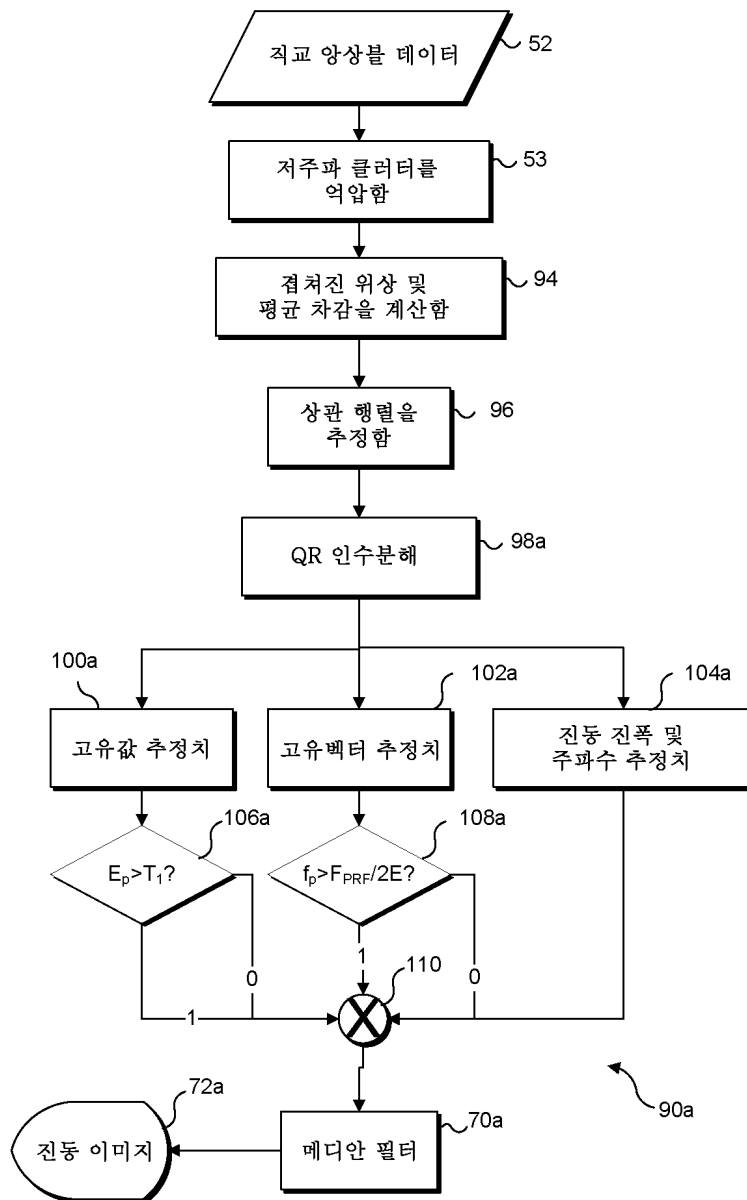
도면3A



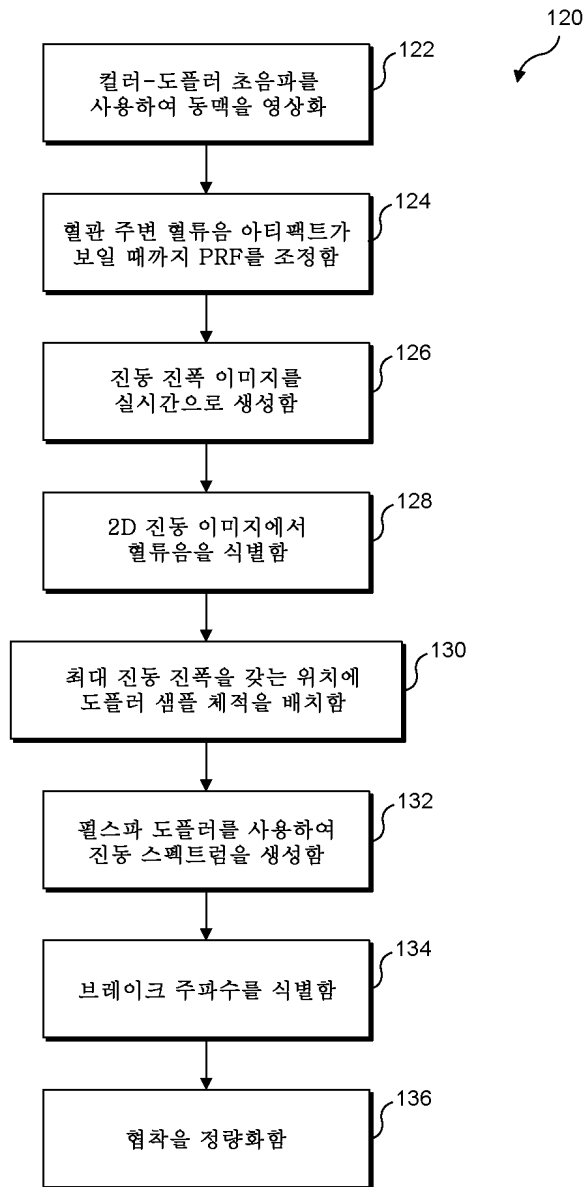
도면3B



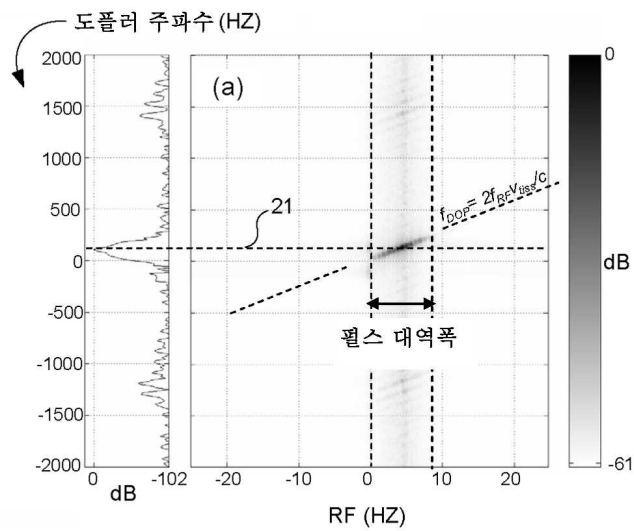
도면3C



도면4

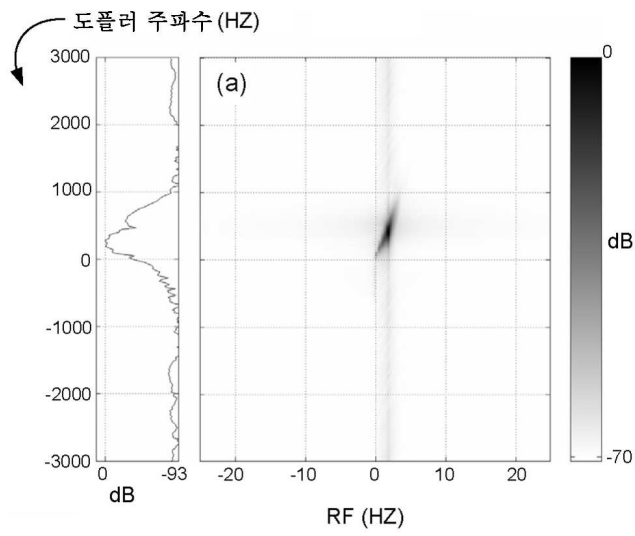


도면5A

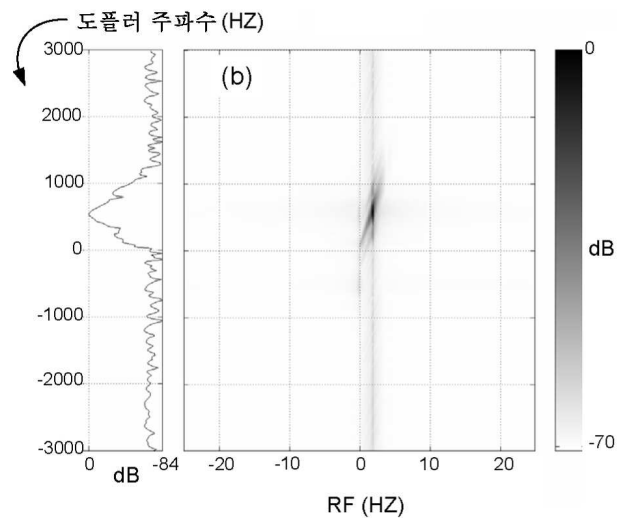




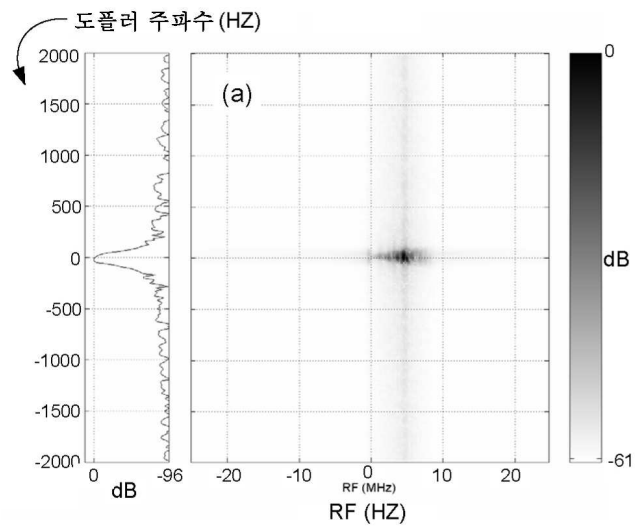
도면7A



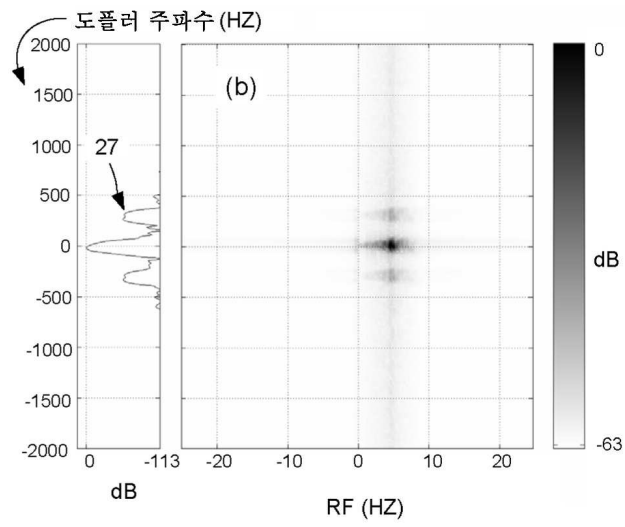
도면7B



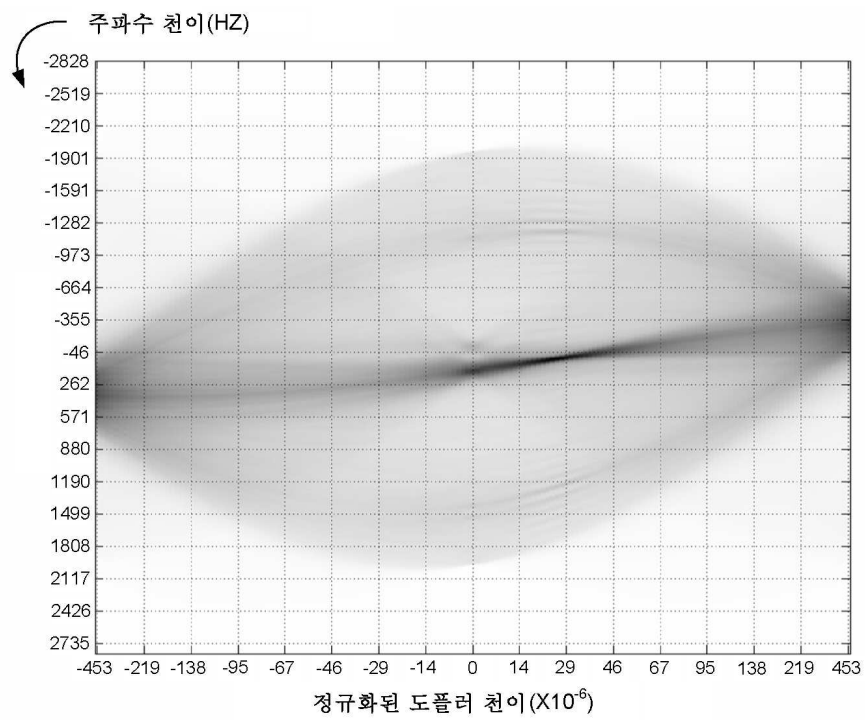
도면8A



도면8B

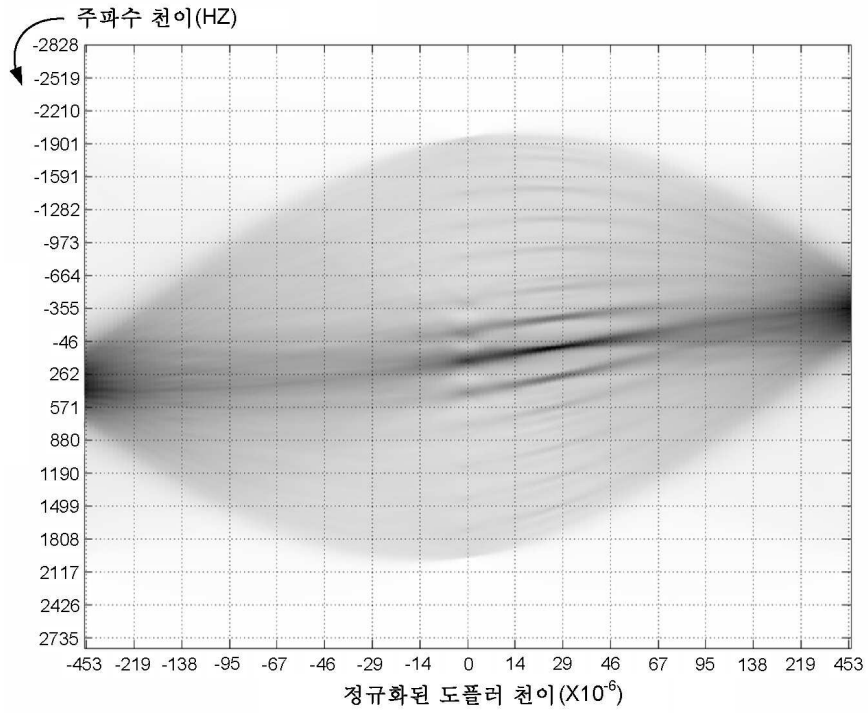


도면9A

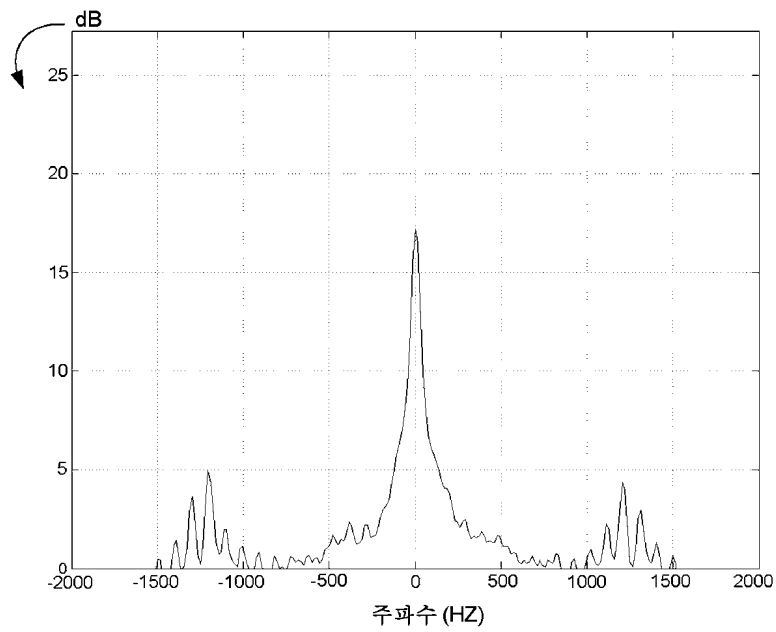




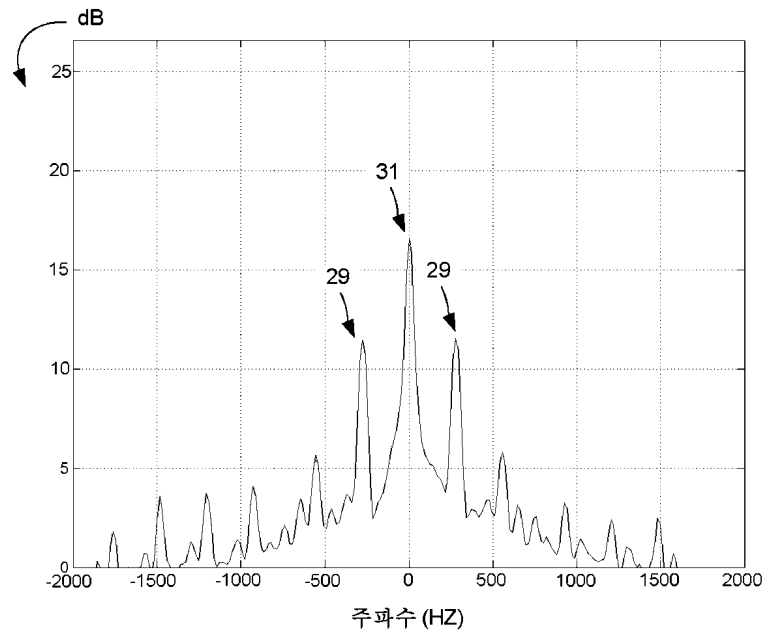
도면9B



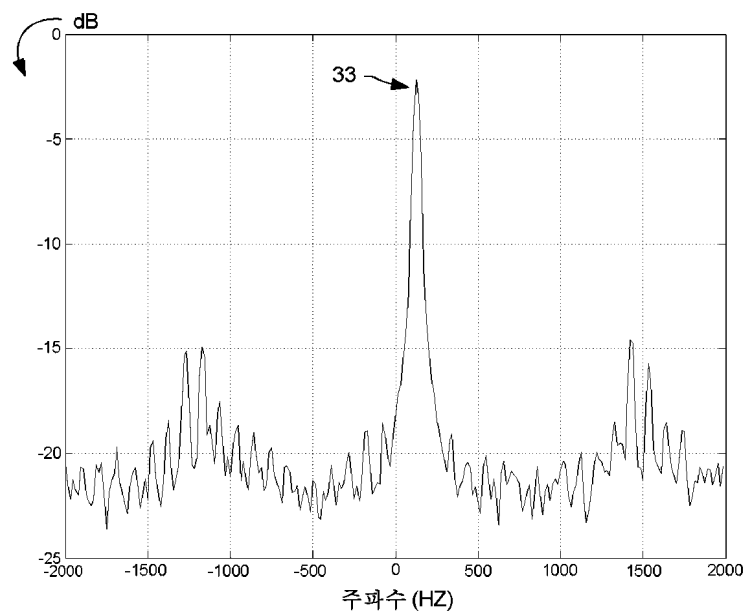
도면9C



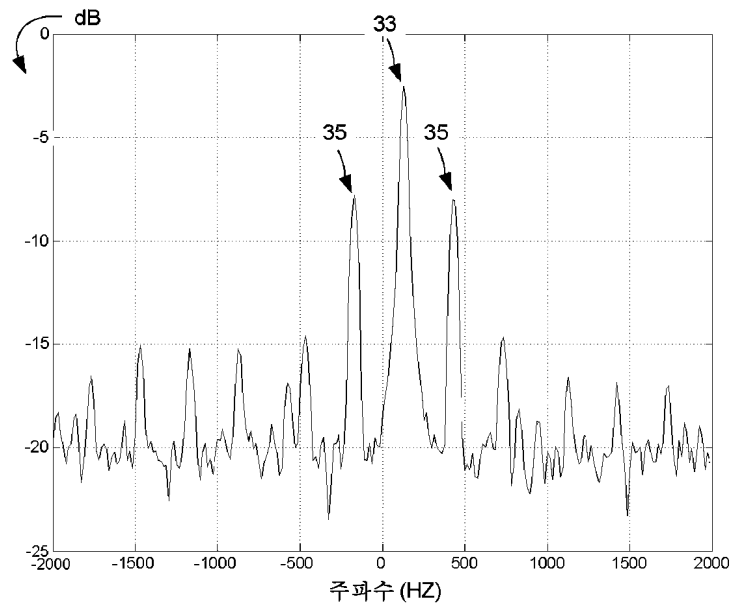
도면9D



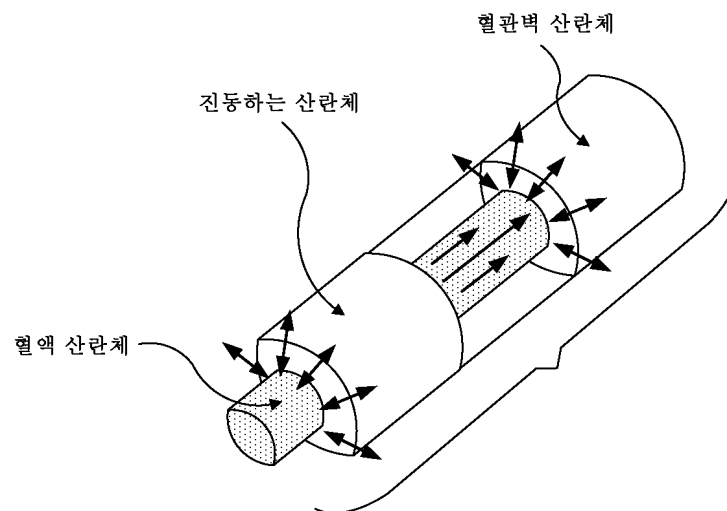
도면10A



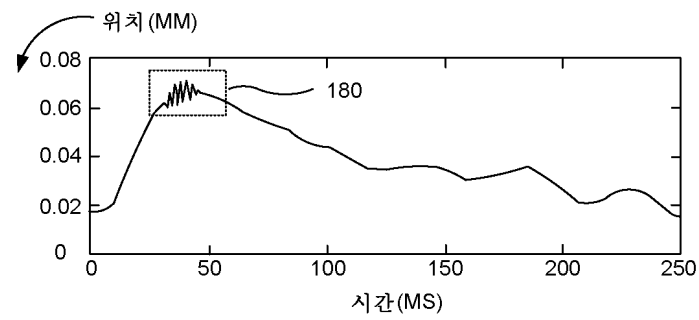
도면10B



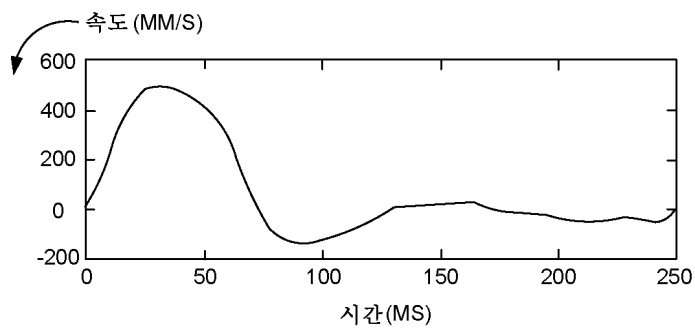
도면11A



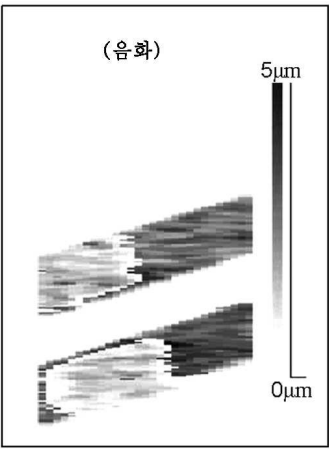
도면11B



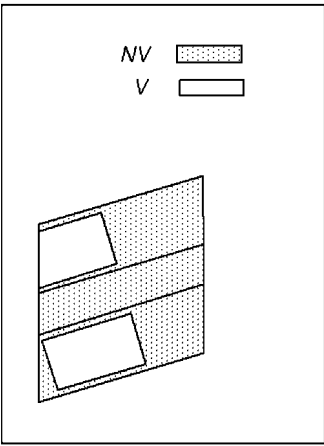
도면11C



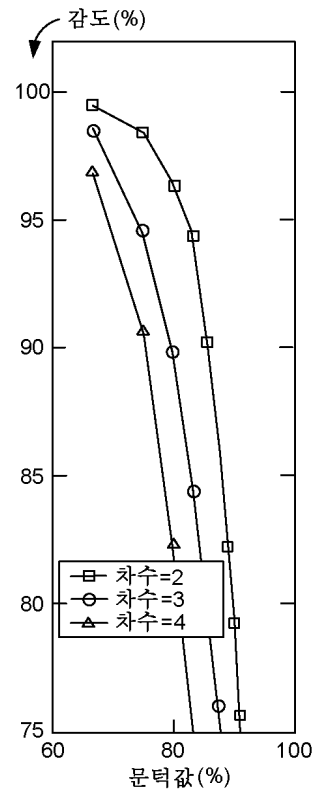
도면12A



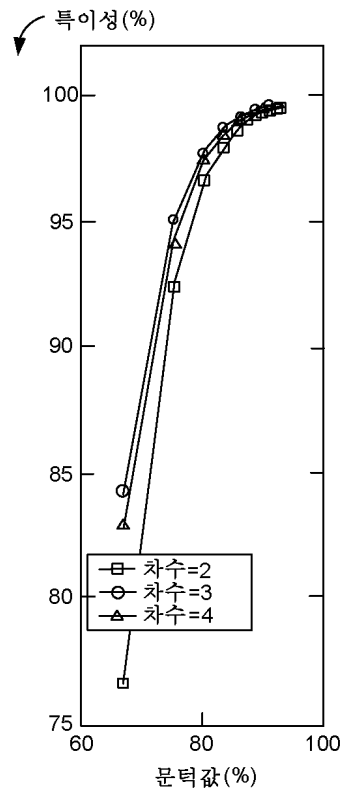
도면12B



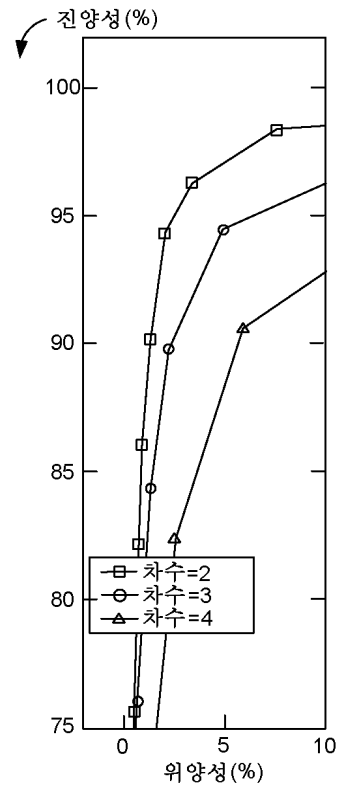
도면13A



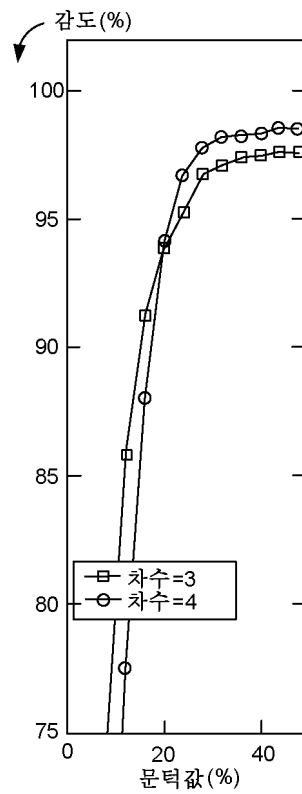
도면13B



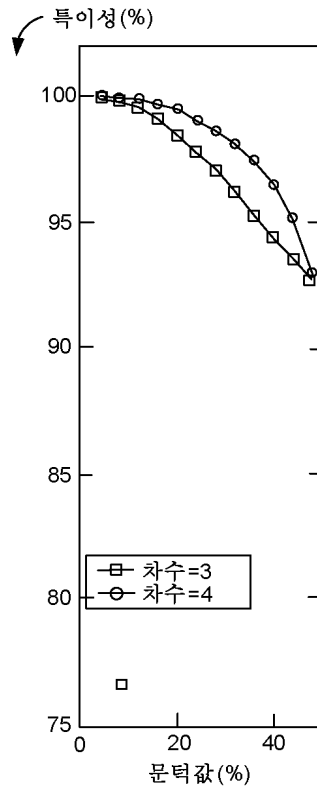
도면13C



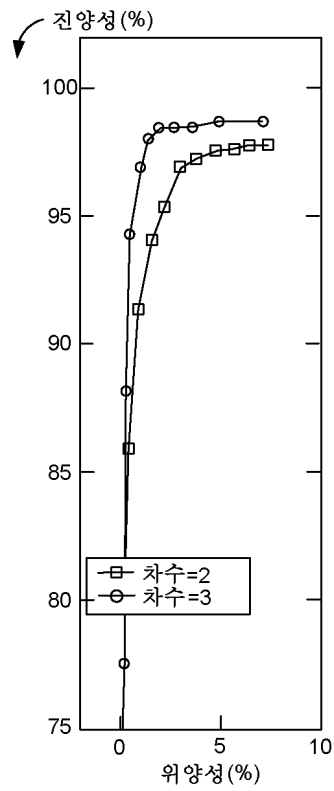
도면13D



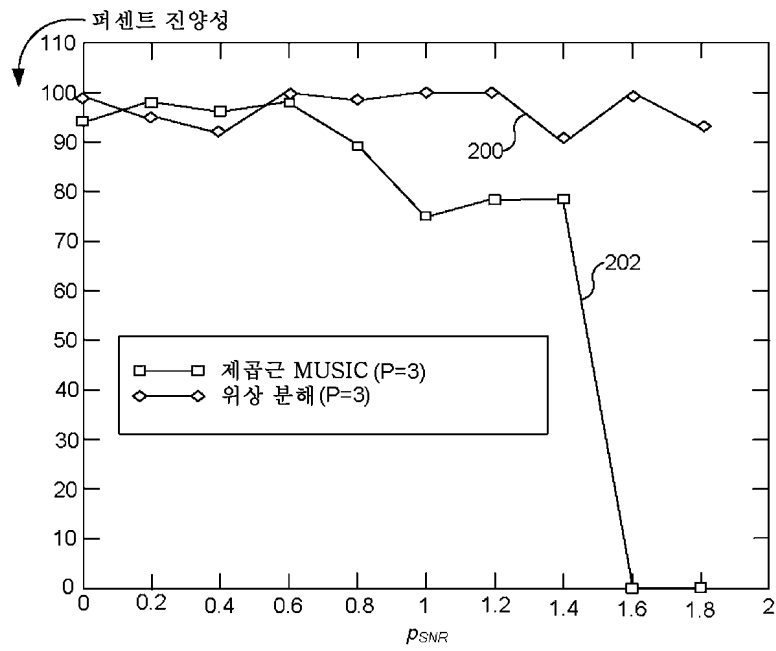
도면13E



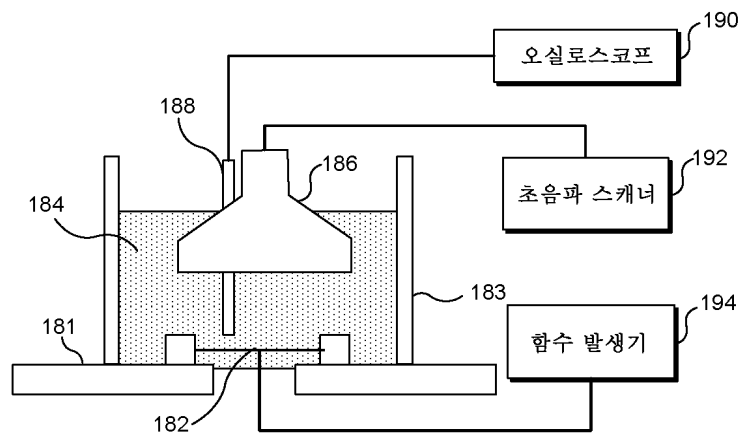
도면13F



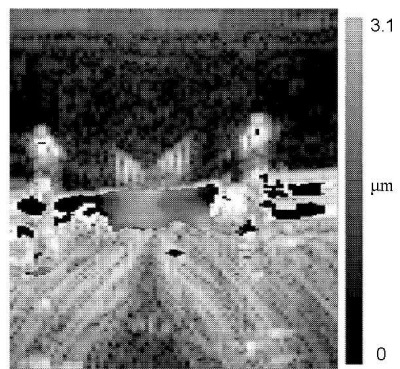
도면14



도면15

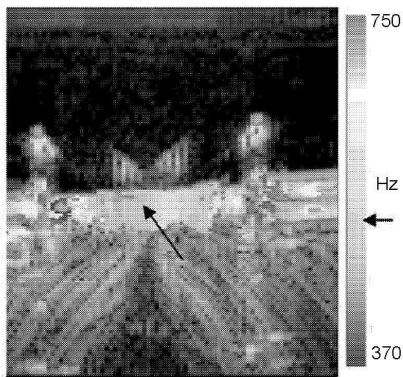


도면16A

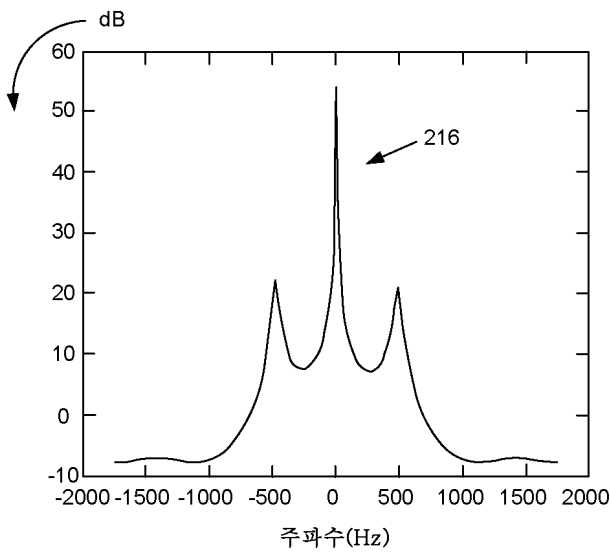




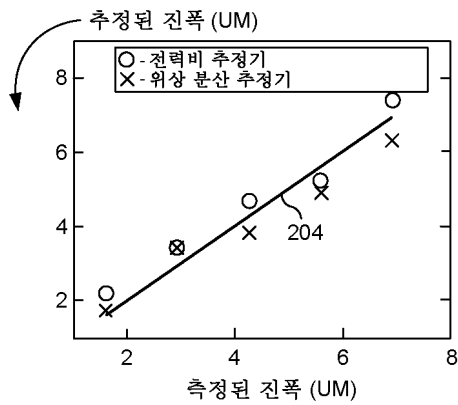
도면16B



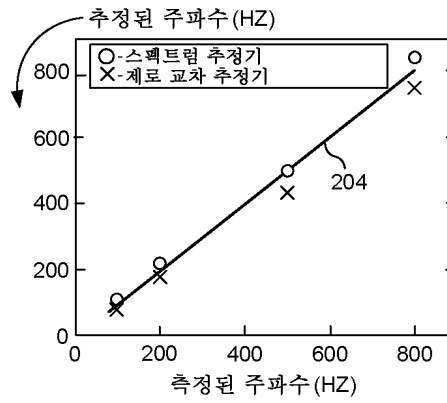
도면16C



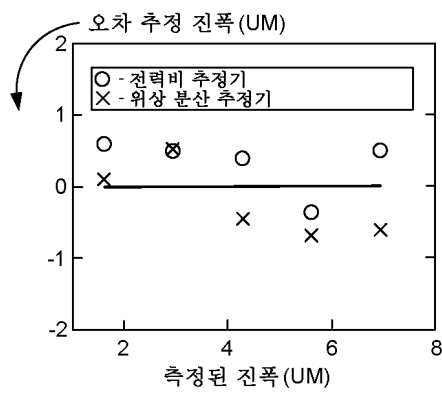
도면17A



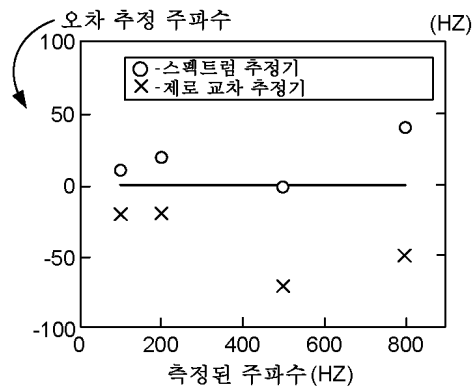
도면17B



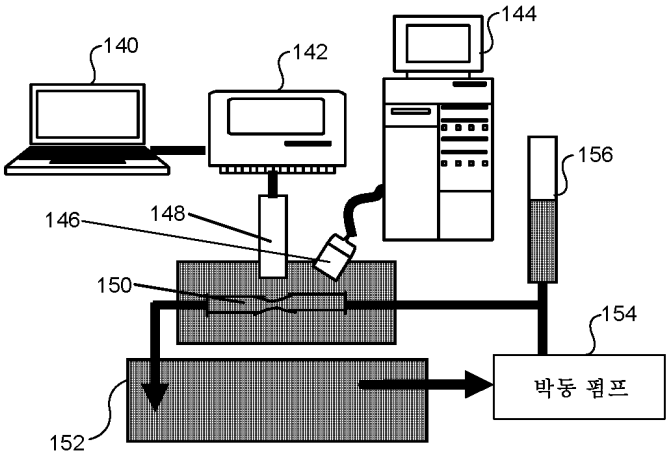
도면17C



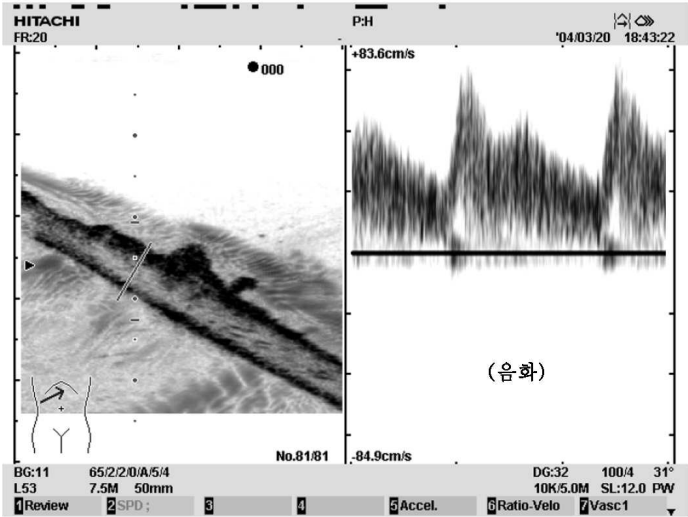
도면17D



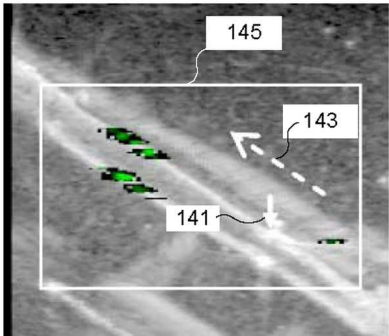
도면18



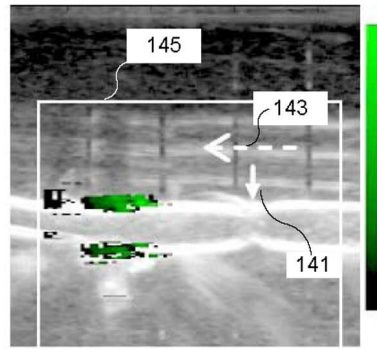
도면19



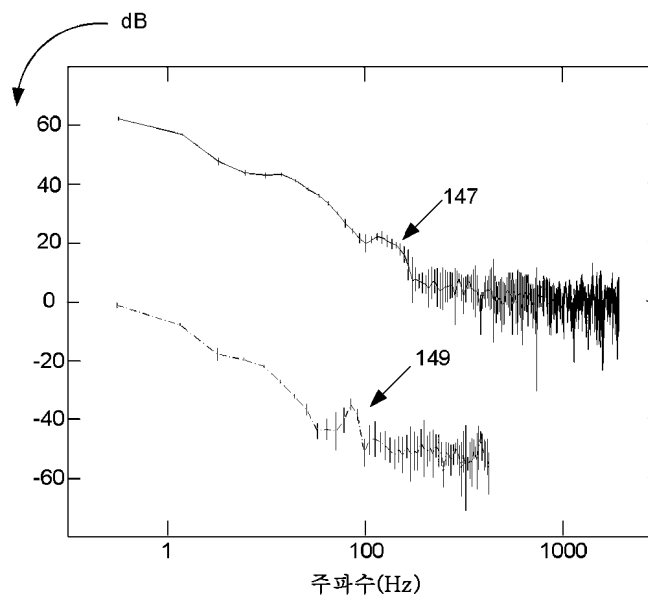
도면20A



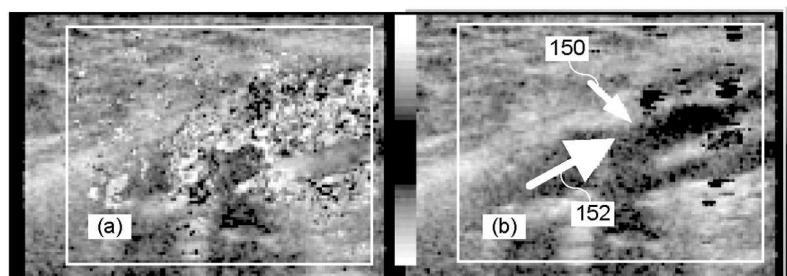
도면20B



도면21



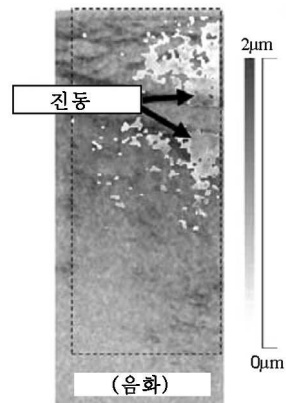
도면22



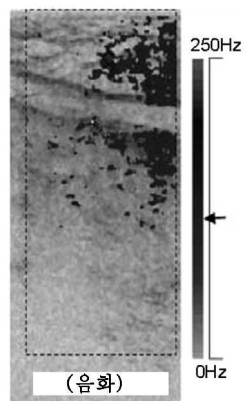
도면23A



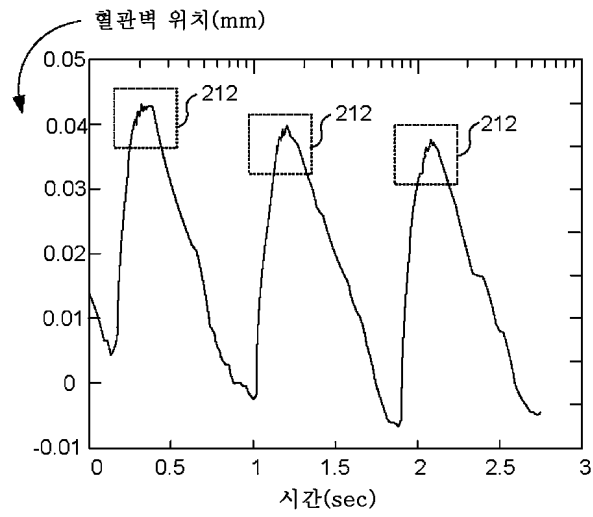
도면23B



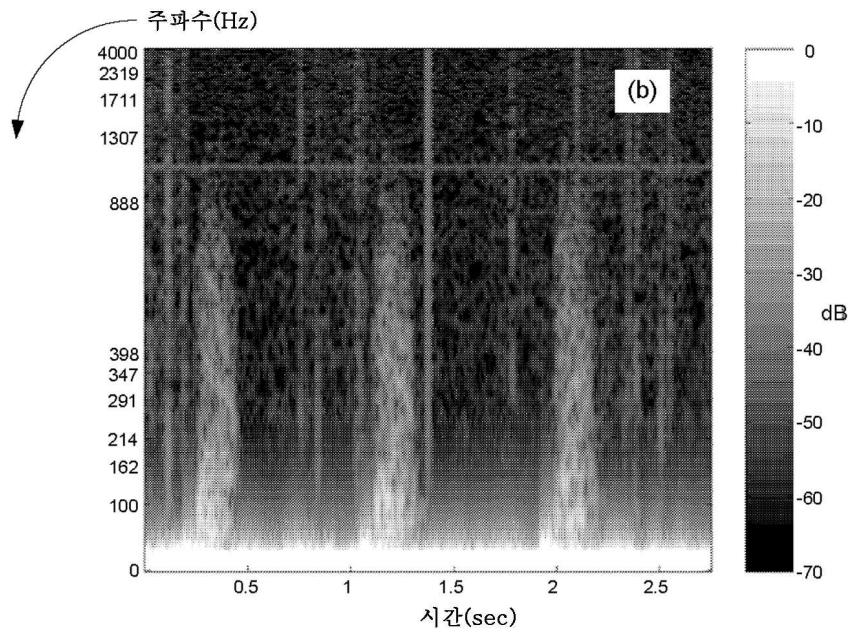
도면23C



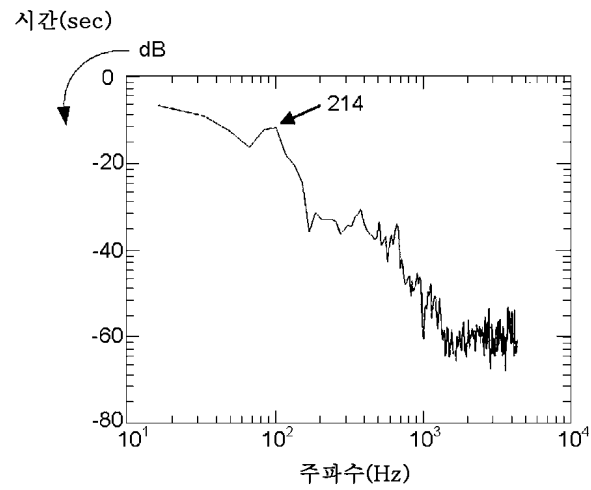
도면24A



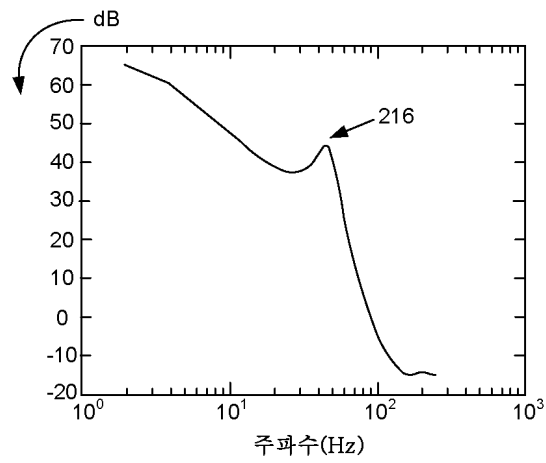
도면24B



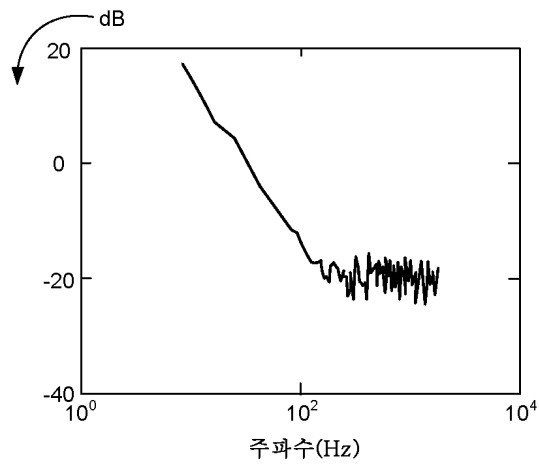
도면24C



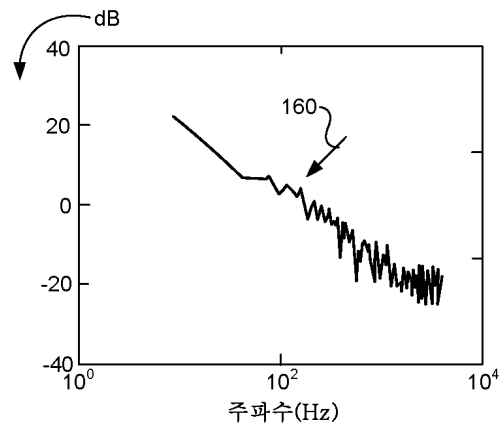
도면24D



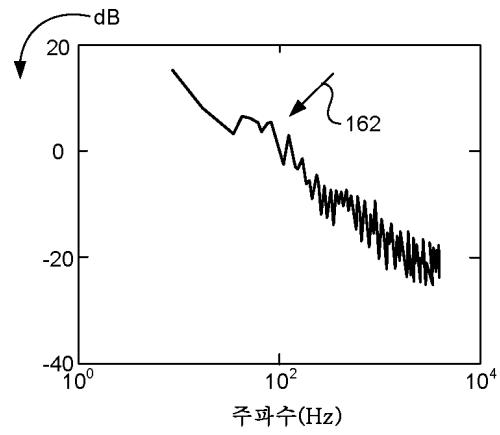
도면25A



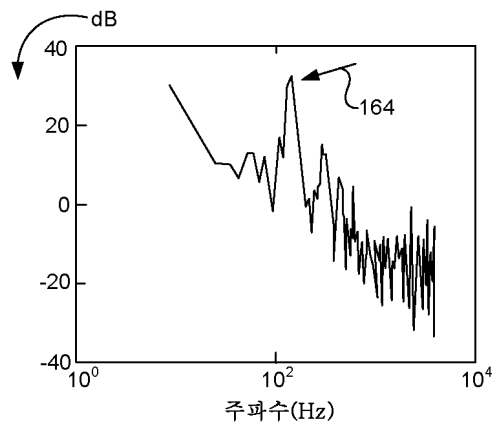
도면25B



도면25C

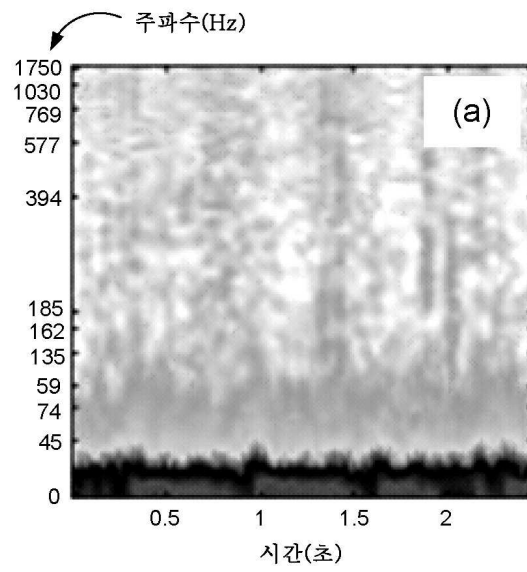


도면25D

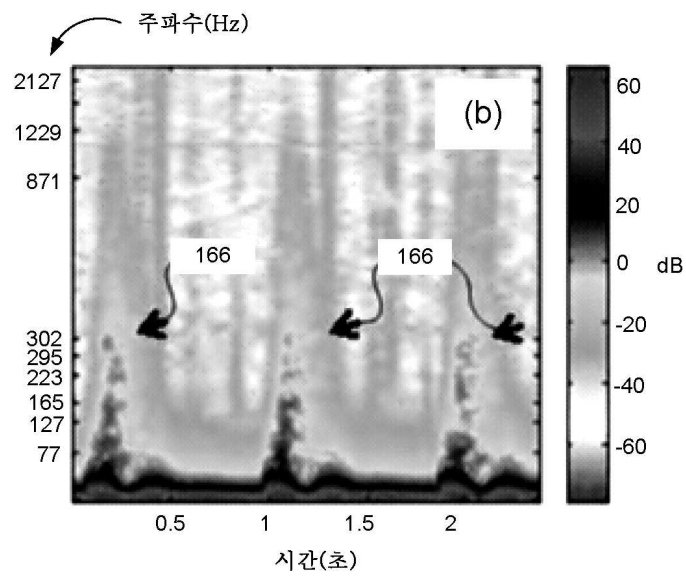




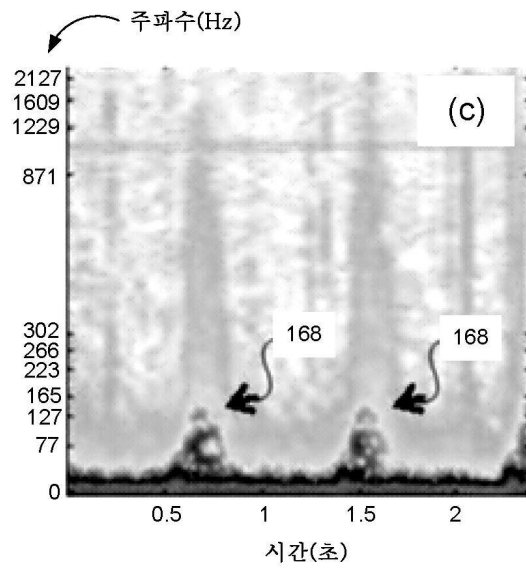
도면26A



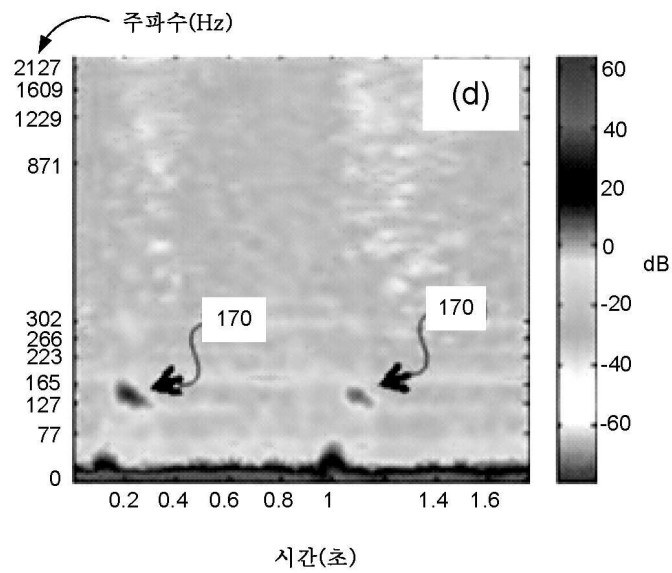
도면26B



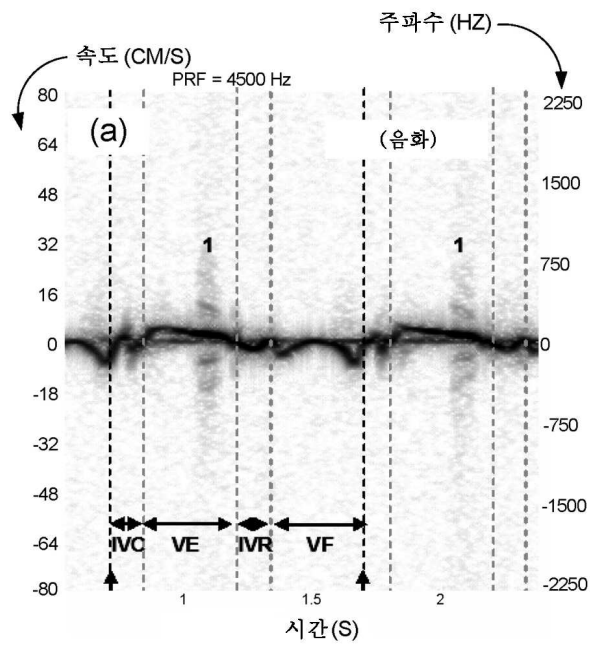
도면26C



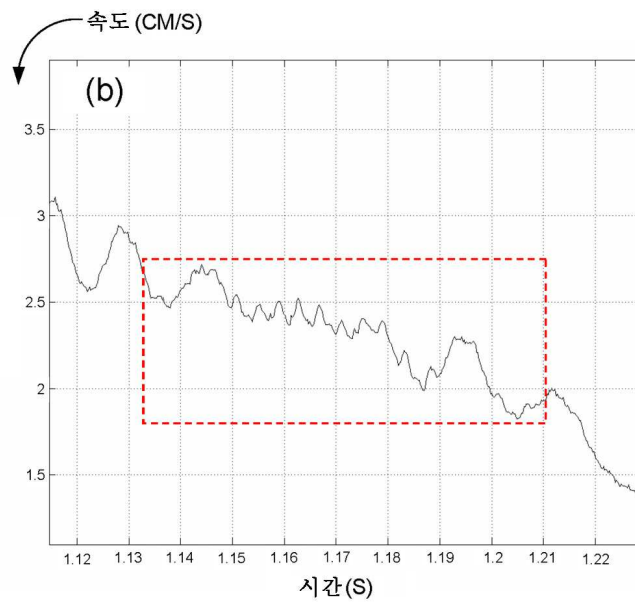
도면26D



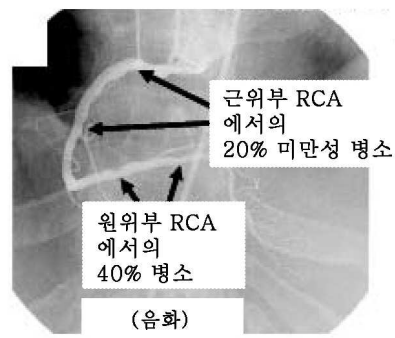
도면27A



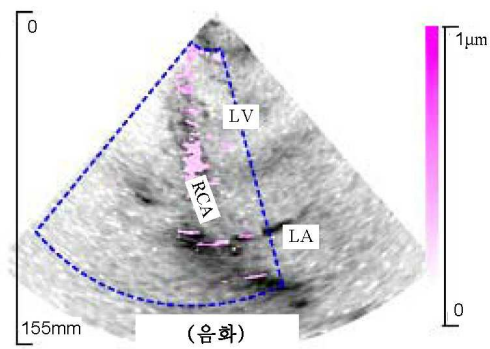
도면27B



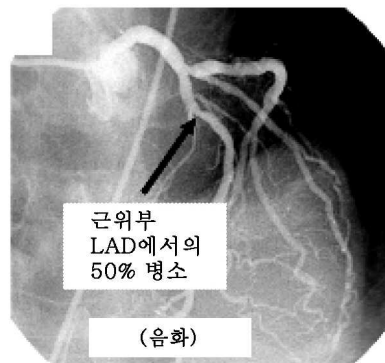
도면28A



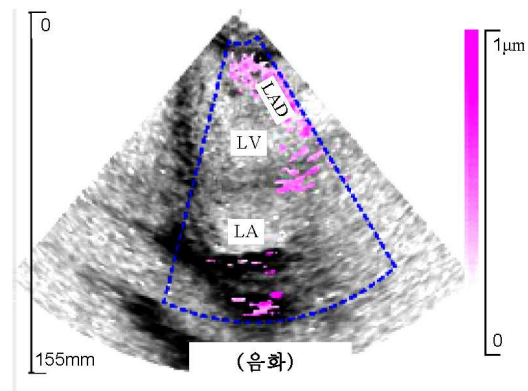
도면28B



도면29A



도면29B



专利名称(译)	超声技术评估狭窄血管中的壁振动		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020070056137A</a>	公开(公告)日	2007-05-31
申请号	KR1020077007438	申请日	2005-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	华盛顿大学 电视大学的华盛顿		
申请(专利权)人(译)	华盛顿大学		
当前申请(专利权)人(译)	华盛顿大学		
[标]发明人	BEACH KIRK 비치커크 KIM YONGMIN 김용민 SIKDAR SIDDHARTHA 시크다르시드하르타		
发明人	비치, 커크 김, 용민 시크다르, 시드하르타		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/7257 A61B8/08 G01S7/52026 G01S7/52034 G01S7/52036 G01S7/52071 G01S15/8981		
代理人(译)	Juseongmin Baekmangi Yijunghui		
优先权	60/606162 2004-08-31 US		
其他公开文献	KR101264442B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

提供了用于定位血流源的实时信号处理技术，其本质上是与解剖刀相关的2D图像，并且获取关于超声引起的/或振动和血流的同时信息组织振动的图像。可以使用超声回声的集合来定量地估计血流负数。它使估计的显示在壁侧和时间分解振动谱上的信号处理成为可能。检测振动，并根据振幅和频率将其编码为彩色。它在实时的基础上重叠在B模式和/或彩色血流图像上。使用其中针对常规超声彩色血流图像和通常在彩色血流图像中抑制的杂波信号获得提议的振动视频文本算法并且分析特性的数据来检测组织振动。振动视频文本算法3基于标准不同于参数模型环的振动离合器。区分血液流动和肝脏振动。这些技术定量地指示在具有检测，定位和视频文本的类别的血管狭窄，但它是可用的。超声，血管狭窄，超声图像，血流负性原则，杂乱。

