

(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 8/06

(11) 공개번호 특2001-0051917

(43) 공개일자 2001년06월25일

(21) 출원번호 10-2000-0070237

(22) 출원일자 2000년11월24일

(30) 우선권주장 9/449,389 1999년11월26일 미국(US)

(71) 출원인 지이 메디컬 시스템즈 글로벌 테크놀러지 캄파니 엘엘씨

(72) 발명자 미국 위스콘신주 53188 위케샤 노오스 그랜드뷰 블루바드 3000

톨프한스가만

노르웨이트론드헤임7024아네비베인13

바재룸스테이너

노르웨이트론드헤임7014웨이데만스브7에이

(74) 대리인 김창세, 장성구

심사청구 : 없음**(54) 이미징 방법 및 장치와 그를 이용한 혈액 운동 이미징시스템****요약**

본 발명은 변동하는 스펙클 패턴의 강화된 이미지를 디스플레이함으로써 혈액 운동을 이미징하는 방법 및 장치를 제공한다. 각기 하나의 스캔의 결과인 데이터 프레임의 연속 스트림이 처리에 이용가능하다. 스캔 평면내의 각 위치에 대해, 신호 샘플의 제각기의 시간 시퀀스가 처리에 이용가능하다. 혈액 운동 이미징 처리에 있어 첫 번째 단계는 이 신호를 고역 필터링(32)하는 것이다. 고역 필터링 후, 예컨대, 고역 필터링된 신호(1/Q 또는 RF)의 제곱 크기(즉, 거듭제곱)를 계산함으로써 스펙클 신호가 형성(34)된다. 결과적인 스펙클 신호는 그 후 비선형 진폭 변환(36)되어 디스플레이용 혈액 운동 이미징 신호를 형성할 수 있다.

대표도**도3****명세서****도면의 간단한 설명**

도 1은 조직 이미징상에 컬러 플로우 이미지를 중첩시킬 수 있는 통상적인 초음파 이미징 시스템을 도시하는 블록도,

도 2는 동일 스캔으로부터 혈액 운동 및 조직 이미지를 획득하기 위한 본 발명의 한가지 바람직한 실시예를 도시하는 블록도,

도 3은 개별 혈액 운동 및 조직 스캔에 근거한 본 발명의 한가지 바람직한 실시예를 도시하는 블록도,

도 4는 시간적 및/또는 공간적 필터링을 이용해서 스펙클 신호를 강화시키는 본 발명의 다른 바람직한 실시예를 도시하는 블록도,

도 5는 강화된 스펙클 신호를 방사방향 속도 성분 추정치와 조합시키는 본 발명의 또 다른 바람직한 실시예를 도시하는 블록도,

도 6은 연속 데이터 획득을 이용한 혈액 운동 이미징을 도시하는 개략도로서, 상부는 스캐닝 시퀀스를, 하부는 디스플레이 시퀀스를, 수평축은 시간축을 그리고 수직축은 빔 위치를 도시하는 도면.

도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명

10 : 트랜스듀서 어레이 12 : T/R 스위치

14 : 송신기 16 : 빔형성기 제어기

18 : 수신기 20 : 복조기

22 : 조직 신호 프로세서 24 : 컬러 플로우 프로세서

26 : 메모리 28 : 스캔 변환기

30 : 디스플레이 서브시스템 32 : 고역 필터

34 : 신호 크기 프로세서 36, 50 : 로그리듬 압축부

38, 58 : 이득/동적 범위 조정부 42 : RGB 인코더
 44 : 디스플레이 46, 74 : 시간 필터
 48, 76 : 공간 필터 52, 64 : 합산기
 54 : 제한기 60 : 포지티브 제한기
 66 : 네가티브 제한기 70 : 스펙클 프로세서
 72 : 자동상관 추정기 78 : 조직/플로우 중재 블록
 80 : 시간 평균화부 82 : 데시메이터

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 전반적으로 의학 진단을 목적으로 하는 인체 해부의 초음파 이미징에 관한 것이다. 구체적으로, 본 발명은 혈관 구조를 이미징하는 방법 및 장치에 관한 것으로, 보다 구체적으로는, 초음파 이미징 시스템에서 사용하기 위한 혈액 운동의 가시화를 위한 신호 처리 알고리즘에 관한 것이다.

"맥관(angio)" 또는 "파워 도플러 이미징(power Doppler imaging)"(이후 본명세서에서 "플로우 이미징(flow imaging)"으로 칭함)을 포함하는 통상적인 컬러 플로우 이미징(color flow imaging)은 통상 이미지의 각 스캔 라인에 대해 5 내지 15 펄스의 범위에서 피전송 펄스 시퀀스(패킷)로부터 하나의 이미지를 생성한다. 저속으로 운동하는 근육 조직은 운동 혈액으로부터의 신호보다 피수신 신호에 있어서 더 낮은 도플러 쉬프트를 생성하며, 효율적인 클러터 필터(clutter filters)는 클러터 신호를 혈액으로부터의 신호보다 훨씬 더 낮은 레벨로 억제하도록 설계된다. 클러터 필터링후의 신호 파워는 혈액이 존재하는 이미지내의 포인트들을 검출하는데 이용된다. 대안은 혈관을 가시화시키기 위한 이미지(맥관 또는 파워 도플러)로서 신호 파워를 디스플레이하는 것이다. 신뢰성있는 검출결과를 얻기 위해 실질적인 시간 및 공간 평균화가 이용되며, 따라서, 공간 해상도(출혈(bleeding))는 물론 동적 변동을 제한한다. 이러한 평균화 처리는 신호 진폭에 있어 공간적 스펙클 패턴(speckle pattern)을 억제한다.

통상의 초음파 혈액 플로우 이미징은 이동하는 스캐터러(moving scatterers)에 의해 생성되는 도플러 쉬프트의 검출 및 측정에 기초한다. 이러한 도플러 쉬프트는 혈액의 존재를 검출하기 위해 느리게 운동하는 근육 조직으로부터의 신호를 억제하는데 이용되며, 또한 초음파 이미지의 각 포인트에서 실제 혈액 속도를 정량화하는데 이용된다. 불행히도, 도플러 주파수 쉬프트는 초음파 빔을 따른 속도 성분만을 감지하며, 빔에 대해 횡단하는 가능한 속도 성분은 피수신 신호 도플러 스펙트럼으로부터 검출 또는 측정될 수 없다. 표준 컬러 플로우 이미징에서, 도플러 쉬프트는 다수의 피전송 펄스에 의해 발생하는 피수신 신호로부터 추정되며, 컬러 스케일로 코딩된다. 몇몇 상황에서, 혈액 플로우 방향은 혈관 구조로부터 측정될 수 있지만, 특히 혈관 구조가 이미징내에서 명백히 가시화되지 않은 경우에 해부학적 방법으로 이를 행하는 것은 어렵다. 표준 컬러 플로우 이미징은 흔히 혼란시키는 혈액 속도 가시화를 제공하며, 예컨대, 만약된 혈관에서 도플러 쉬프트와 그에 따라 또한 컬러가, 속도 크기는 일정한데도, 혈액 속도와 초음파 빔간의 각도 변화로 인해 혈관을 따라 변화한다. 파워 도플러(또한 맥관 모드(angio mode)로 칭해짐)에서 이러한 문제는 디스플레이로부터 측정된 도플러 쉬프트를 폐기함으로써 해결된다.

발명이 이루고자하는 기술적 과제

초음파 플로우 이미징에서 횡단 속도 성분을 측정하는데 상당한 관심이 있으며, 다수의 방법이 제안되어 있다. 두 개의 다른 위치로부터의 복합 스캐닝이 1978년 IEEE Trans. Sonics Ultrason., 볼륨 25, pp. 281-286에 "복수의 교차-빔 초음파 도플러 속도측정(Multiple crossed-beam ultrasound Doppler velocimetry)"이라는 명칭으로 폭스(Fox)에 의해 개시되었다. 두 개의 상이한 위치로부터의 복합 스캐닝은 두 개의 속도 성분을 제공하지만, 대-개구 트랜스듀서(large-aperture transducer), 두 성분 측정간의 시간 지연 및 제한된 뷰 필드에 의해 실제적인 문제가 존재한다. 1987년 IEEE Trans. Biomed. Eng., 볼륨 34, pp. 779-789에 "빔 축에 대해 횡단하는 플로우의 초음파 도플러 프로빙(Ultrasound Doppler probing of flows transverse with respect to beam axis)"이라는 명칭으로 뉴하우스(Newhouse) 등에 의해 개시된 방법에 따르면, 초음파 빔을 통한 횡단 시간이 측정되며, 이것은 도플러 신호의 증가된 폭에 반영된다. 이러한 방법은 매우 낮은 정확도를 갖고, 플로우 방향을 산출하지 못하며, 직선 및 박편형의 플로우를 갖는 영역에서만 동작하게 된다. 프레임 대 프레임 상관 분석에 기초한 2차원 스펙클 트래킹 방법이 1987년 12월, IEEE Trans. Biomed. Eng., 볼륨 34, pp. 965-967에 "혈액 플로우의 각도 독립적 초음파 검출(Angle independent ultrasonic detection of blood flow)"라는 명칭으로 트래히(Trahey) 등에 의해 제안되었다. 이 방법은 RF 신호에 대해서는 물론 진폭-검출 신호에 대해 이용될 수 있다. 피수신 빔 패턴에서 측방향 발진을 생성하기 위한 트랜스듀서의 두 서브개구의 코히어런트 처리가 1998년 5월 IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., 볼륨 45, pp. 837-851에 "속도 벡터의 추정을 위한 새로운 방법(A new method for estimation of velocity vectors)"이라는 명칭으로 켄슨(Jensen) 등에 의해 개시되었으며, 1998년 IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., 볼륨 45, pp. 852-861에 "공간 직교를 이용한 초음파에 의한 다차원 속도 추정(Multi-dimensional velocity estimation with ultrasound using spatial quadrature)"이라는 명칭으로 앤더슨(Anderson) 등에 의해 개시되었다. 이 방법은 스핀을 포함하는 정량적인 측방향 속도 정보를 제공한다. 이러한 방법의 주된 결점은 빈약한 측방향 해상도이며, 이것은 이미징에 대한 이용을 제한한다.

따라서, 시스템 사용자에게 혈액 플로우 방향 및 크기의 정확한 감식력(correct perception)을 제공하며, 혈

관벽 운동 결함으로부터 진정한 혈액 플로우를 분리하는데 또한 유용한 초음파 이미징 방법이 필요하다.

발명의 구성 및 작용

초음파 이미징에서, 복귀되는 에코는 긴밀하게 처리된다. 이미지에 많은 수의 스캐터러로부터 역으로 스캐터링되는 음파의 긍정적 및 부정적 간섭으로 인해 강도 변화가 존재한다. 이러한 강도의 변화는 흔히 "스펙클 패턴(speckle pattern)"으로 명명된다. 스캐터러(적색 혈액 세포)의 약간의 변위가 존재하는 경우, 대응하는 스펙클 패턴의 변위가 존재하게 된다. 운동하는 스캐터러로부터 스펙클 패턴을 강화시키고 이러한 이미지 스트림을 디스플레이함으로써 혈액 플로우의 직관적인 디스플레이가 획득된다.

본 발명은 혈관내 혈액 세포 운동에 관련되는 스펙클 패턴 운동을 보존, 강화 및 가시화시킴으로써 혈액 운동을 이미징하는 방법 및 장치를 포함한다. 본 방법은 본 명세서에서 "혈액 운동 이미징(blood motion imaging:BMI)"으로 칭해진다. 스펙클 패턴 운동은 사용자에게 혈액 플로우 방향 및 크기의 정확한 감식력을 제공하며, 혈관벽 운동 결함으로부터 진정한 혈액 플로우를 분리해내는데 또한 유용하다. 본 방법에 의해, 시스템 조작자는 측방향 속도 성분을 측정하려고 시도하지 않더라도 이미지내에서 혈액 흐름을 관측할 수 있다. 그러나, 측방향 속도 성분은 스펙클 운동으로부터 도출된 각도 측정치를 도플러 주파수 쉬프트로부터 획득된 방사방향 속도 성분과 조합함으로써 간접적으로 도출될 수 있다.

본 발명의 바람직한 실시예에서, 신호 샘플들(즉, 순수 음향 데이터)의 이미지 프레임이 연속적으로 획득된다. 신호 처리용 데이터 입력은 빔형성되고 복소 변조된 I/Q 데이터 샘플들이다. 대안적으로, 처리는 복소 변조되지 않은 실수값 RF 데이터에 대해 수행될 수 있다. 각기 1회 스캔의 결과인 데이터 프레임의 연속 스트림이 처리에 이용가능하다. 스캔 평면내의 각 위치(본 명세서에서, "위치(position)"는 하나의 빔으로부터 1 심도 범위(depth range)를 의미함)에 대해 제각기의 신호 샘플의 시간 시퀀스가 처리에 이용가능하다. 이러한 신호는 우선 고역 필터링된다. 고역 필터링 후, 스펙클 신호가 형성된다. 스펙클 신호를 형성하는 한가지 방법은 고역 필터링된 신호(I/Q 또는 RF)의 크기의 제곱을 계산함으로써이다. 이러한 스펙클 신호는 그 후 비선형 스케일 변환되어 디스플레이용 혈액 운동 이미징(BMI) 신호를 형성한다. 비선형 스케일 변환의 예는 로그 가리듬 압축(logarithmic compression) 후 이득 및 동적 범위 조정하는 것이다.

혈액 스캐터러의 운동은 프레임간 이미지에 있어 방사방향 및 측방향 운동을 나타내는 대응하는 스펙클 패턴의 운동을 야기한다. 연속 획득의 경우, 이들 각 프레임간의 시간은 펄스 반복 시간(pulse repetition time)(1/PRF)과 동일하다. 운동을 가시화하기 위해 디스플레이 프레임 비율은 사실상, 예컨대, 1kHz 내지 30㎐로 감소되어야 한다. 실시간 디스플레이의 경우, 훨씬 많은 데이터가 폐기되어야 하지만, 저속 운동 재생의 경우 기록된 프레임의 더욱 많은 부분 또는 모두가 사용될 수 있다. 충분히 높은 PRF를 얻기 위해 프레임 비율은 최대화되어야 한다.

따라서, 연속 획득에 대한 바람직한 조직 처리는 동일 스캔으로부터 플로우 및 조직 이미지를 계산하는 것이다. 가장 바람직한 실시예에 따르면, 개별 신호 처리 경로를 따라 신호 샘플들(하나의 신호 처리 경로를 따라 고역 필터로 송신됨)을 조직 처리함으로써 각각의 스캔에 대해 하나의 조직 이미지를 기록한다.

대안적으로, 조직 이미지를 형성하는 동안 신호 샘플들의 개별 이미지 프레임을 획득할 목적으로 개별 스캔을 수행할 수 있다. 이 경우에, 획득 프레임 비율은 현저히 감소된다.

비교적 넓은 전송 빔을 이용함으로써, 약간씩 상이한 방향에서 동시에 빔형성함에 의해 전송 빔당 다수(예컨대, 2)의 수신 빔을 획득할 수 있으며, 이에 의해 획득 프레임 비율이 증가한다. 이러한 공지된 기법은 다중-라인 획득(multi-line acquisition:MLA)으로 불린다.

다른 바람직한 실시예에 따르면, 두 개의 개별 경로를 따라 스펙클 신호를 처리함으로써 스펙클 신호를 강화한다. 제 2 경로를 따라 스펙클 신호는 시간적 및/또는 공간적 필터링되어 신호에 있어 스펙클이 억제된다. 이로써 얻어지는 시간적/공간적 필터링된 신호는 그 후 비선형 스케일 변환되며, 제 1 경로를 따른 최초의 스케일-변환된 스펙클 신호로부터 감산되어 혈액 운동을 이미징하기 위한 강화된 스펙클 신호를 형성한다. 또한, 플로우 이미지에 있어 스펙클 패턴을 강조하려면, 짧은 피전송 펄스(short transmitted pulse) 및 대-개구 트랜스듀서(large-aperture transducer)를 이용함으로써 공간 해상도를 가능한 한 높여야 한다.

플로우 이미지에 스펙클 패턴을 포함시키는 다양한 방법이 있다. 즉, (1) 스펙클 신호를 신호 파워와 조합하여 맥관 모드 플로우 이미지와 동일한 방법으로 조합된 신호를 나타내는 것과, (2) 맥관 이미지를 강도 변조(HSV 컬러 표시에서의 "값(value)"에 의해)하는 것과, (3) 스펙클의 "연령(age)"을 컬러 코딩하여 운동의 방향과 크기를 가시화함으로써이다.

본 발명은 이미지 시퀀스의 기록된 I/Q 데이터에 기초한 사후 처리(post-processing)로서 또는 실시간으로 구현될 수 있다. 본 발명은 하드웨어 및/또는 소프트웨어로 구현될 수 있다.

도 1에는 컬러 플로우 및 조직을 이미징하는 전형적인 초음파 이미징 시스템이 전반적으로 도시되어 있다. 초음파 트랜스듀서 어레이(10)의 개개의 요소들은 하나의 전송 빔을 형성하기 위해 동일 전송 특성으로 동일 전송 초점 위치에 포커싱되는 웨이브렛(wavelets)을 전송하도록 송신/수신(transmit/receive:T/R) 스위치(12)를 통해 송신기(14)의 복수의 펄스(a multiplicity of pulsers)에 의해 활성화된다. 전송 빔형성을 성취하도록 펄스를 활성화시키는 전송 시퀀스 및 시간 지연은 빔형성기 제어기(16)(예컨대, 호스트 컴퓨터에 소프트웨어로서 구비됨)에 의해 제공된다. 각각의 전송 빔은 스캔되는 물체를 통해 전파하며, 물체내의 초음파 스캐터러에 의해 어레이로 역 반사된다. 각각의 전송 발사후, 트랜스듀서 어레이 요소들에 의해 검출되는 에코 신호는 수신기(18)의 제각기의 수신 채널로 공급된다. 수신기(18)는 빔형성기 제어기(16)의 지시하에 에코를 빔형성한다. 수신기(18)는 피수신 에코 신호에 적당한 수신 초점 시간 지연을 부과하며, 그들을 합산하여 특정 전송 초점 영역에 대응하는 연속 심도 범위로부터 반사되는 총 초음파 에너지를 정확히 표시하는 에코 신호를 제공한다.

RF 시스템에서, 수신기(18)에 의해 출력된 빔합산된 RF 에코 신호는 조직 신호(예컨대, B모드) 프로세서(22)로 송신된다. 조직 신호 프로세서는 전형적으로 빔합산된 신호의 엔벨롭(envelope)을 형성하기 위한 엔벨롭 검출기를 구비한다. 신호의 엔벨롭은 로그 가리듬 압축과 같은 몇몇 부가의 조직 신호 처리되어, 메모리(26)

에 저장된 후 스캔 변환기(28)로 출력되는 디스플레이 데이터를 형성한다. 대안적으로, 도 1에 도시된 바와 같이, RF 신호는 복조기(20)에 의해 베이스밴드로 복조되며, 그 후 동위상 및 직각 위상 성분은 조직 신호 프로세서에 의해 개별적으로 처리된다.

일반적으로, 디스플레이 데이터는 스캔 변환기(28)에 의해 비디오 디스플레이용 X-Y 포맷으로 변환된다. 조사되는 물체를 통과하는 복수의 평행 스캔 또는 슬라이스(slices)중 하나를 나타내는 각각의 강도 데이터 프레임은 스캔 변환기(28)에 저장되며, 다음 사이클에서 디스플레이 서브시스템(30)의 비디오 프로세서로 전송된다. 비디오 프로세서는 비디오 데이터를 비디오 디스플레이용 그레이 스케일(gray scale)로 맵(map)한다. 그레이-스케일 이미지 프레임은 그 후 디스플레이 서브시스템(30)의 비디오 모니터로 송신된다.

컬러 플로우 이미징 모드에서, 컬러 플로우 프로세서(24)는 부가의 스캔동안에 획득된 데이터를 처리하며, 각 컬러 플로우 이미지는 복수의 스캔으로부터 획득된다. 예컨대, P 펄스 시퀀스(즉, "패킷(packet)")는 R0의 각 초점 위치로 전송되며, 하나의 컬러 플로우 이미지는 스캔의 각 패킷에 대해 발생된다. 컬러 플로우 이미지 데이터는 메모리(26)의 별도의 부분에 저장되고, 스캔 변환되며, 컬러 맵핑을 이용해서 비디오 처리된 후, 디스플레이동안에 조직 이미지상에 중첩된다.

도 2에는 본 발명의 한가지 바람직한 실시예가 도시되어 있으며, "IQ 신호"로 명명된 입력은 도 1에 도시된 복조기로부터 수신된다. 본 실시예 및 다른 바람직한 실시예에 따르면, 데이터는 소정 시간의 시퀀스내에 관심 영역을 반복적으로 스캔함으로써 연속적으로 획득된다. 각 스캔에 대해, 단일 펄스가 이미지의 각 빔 방향으로 전송된다. 도 2에 도시된 처리 기법에 따르면, 하나의 플로우 이미지 및 하나의 조직 이미지가 각 스캔에 대해 디스플레이될 수 있다. 이들 두 이미지는 동일한 데이터 세트로부터 계산된다.

도 2(및 이후의 도면들)에서는 BMI 처리가 하나의 심도 범위에 대해 수행되는 것으로 도시되었지만, 이 처리는 동시에 모든 심도 범위에 인가된다. 각 범위 게이트(range gate)(전송 펄스에 후속함)로부터 획득된 데이터 샘플들은 디지털 고역 필터(32)에 의해 필터링된다. 디지털 고역 필터는 신호 샘플들의 연속하는 스트림을 수신한다. 각각의 빔 벡터가 K개의 신호 샘플(K개의 심도 범위를 나타냄)로 구성된 경우, 수신된 신호 샘플들의 세트는 2차원 신호 $s(k, n)$ ($k=1, \dots, K$ 이고, $n=1, \dots, N$ 임)으로 기술될 수 있다. 이제 각각의 심도 범위 k 에 대해 1차원 신호 $x(n)=s(k, n)$ 이 고역 필터(32)에 입력된다. 고역 필터(32)는 각각의 심도 범위 k 에 대해 독립적으로 작용한다.

도 6에는 길이 $N=3$ 인 유한 임펄스 응답(Finite Impulse Response:FIR) 필터의 경우에 대해 도 2에 도시된 바람직한 실시예에 따른 스캐닝 및 디스플레이 시퀀스가 도시되어 있다. FIR 필터는 길이 $N=3$ 을 갖는 슬라이딩 윈도우(sliding window)(68)로서 작용한다.

입력 신호가 $x(n)$ 이고 출력 신호가 $y(n)$ 인 경우, 일반 선형 필터의 동작은 다음 수학식 1로 기술될 수 있다.

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k)h(n, k)$$

필터는 시변(time variant)일 수 있고, 출력 샘플은 무한 수의 입력 샘플에 의존할 수 있다. 시불변 필터의 경우, 필터링 동작은 다음 수학식 2로 정리되며, 수학식 2에서 $h(n)$ 은 임펄스 응답 함수로 불리운다.

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k)h(n-k)$$

임펄스 응답(Impulse Response:IIR) 필터에서, $h(n)$ 은 무한 길이를 갖는 반면에, FIR 필터의 경우 $h(n)$ 은 유한 길이를 갖는다. 다각형 리그레션 필터(polynomial regression filter)는 이용될 수 있는 시변 필터의 예이다. 길이 $J=4$ 인 고역 FIR 필터에 대한 임펄스 응답 함수의 예는 $h(0)=0.16$, $h(1)=0.53$, $h(2)=-0.53$, $h(3)=-0.16$ 으로 주어진다.

샘플들의 연속 스트림의 시작에서, 필터 출력 샘플중 얼마간은 폐기되어야 할 수 있으며, 이것은 제 1 이미지 프레임이 이용가능하기 전에 작은 지연을 초래한다. FIR 필터가 이용된 경우, 제 1 K 이미지(여기서 K는 FIR 필터 차수(order)임)는 폐기되어야 한다. IIR 필터가 이용된 경우, 필터 천이를 억제하기 위한 다수의 초기화 기법이 존재하지만, 제 1 이미지의 얼마는 폐기되어야 할 수 있다. 플로우 및 조직 이미지를 동기시키기 위해, 동일한 수의 조직 이미지가 폐기되어야 한다.

고역 필터링 후, 스펙클 신호가 형성되어 스펙클 프로세서(70)에 의해 처리된다. 한가지 바람직한 실시예에 따르면, 스펙클 프로세서(70)는 각 출력 샘플의 제공된 크기(즉, 거듭제곱(power))를 계산하는 프로세서(34)를 포함한다. 복소 I/Q 신호가 $x(k)=z(k)+iy(k)$ (z 및 y 가 실수이고 $i=\sqrt{-1}$ 임)인 경우, 프로세서(34)의 출력은 $z(k)^2+y(k)^2$ 으로 주어진다. 프로세서(34)의 내부에 도시된 표기에서, 중앙의 도트는 입력 신호 $x(k)$ 로 대체된다. 스펙클 신호는 그 후 비선형 진폭 변환된다. 도 2에서 이러한 변환은 로그리듬 압축기(36) 및 이득 및 동적 범위 조정기(38)로 구성된다. 스펙클 프로세서(70)로부터 얻어지는 스펙클 신호는 연속해서 메모리(26)에 저장된다.

도 2에 도시된 바람직한 실시예에 따르면, 동일한 획득 데이터는 혈액 운동 이미지 및 조직 이미지를 계산하는데 이용된다. 통상적인 조직 신호 프로세서(22)의 일부로서, IQ 신호의 엔벨롭(고역 필터링되지 않음)은 수식, $(z(k)^2+y(k)^2)^{1/2}$ 을 이용해서 계산된다. 조직 신호 프로세서(22)는 각각의 I/Q 신호 샘플에 대해 동작하는 반면, 블록(34)는 I/Q 신호 샘플중 고역 필터링된 버전에 대해 동작한다. 얻어지는 조직 이미지는 메모리(26)의 별도 부분에 저장된다. 각각의 조직 이미지 및 각각의 혈액 운동 이미지는 스캔 변환기(28)에 의해 스캔 변환되어 RGB 인코더(42)로 송신된다. 혈액 운동 이미지와 조직 이미지의 간단한 조합이 디스플레이 서브시스템(44)에 의해 디스플레이되는 이미지의 RGB 성분에 대해 이용될 수 있다. 하나의 예는 $R=4 \times BMI+2 \times$ 조직, $G=BMI+4 \times$ 조직, 및 $B=4 \times$ 조직이다. 그레이-스케일 이미지를 생성하는 조합이 또한 가능하다.

도 3에 도시된 바람직한 실시예에 따르면, 통상적인 방법으로 조직(예컨대, B-모드) 이미지를 획득하도록 개별 스캔이 수행된다. 하나의 조직 스캔은 각각의 BMI 스캔에 대해 수행된다. 바람직하게는, 조직 스캔은 BMI 스캔과 교번된다. 본 실시예에 의하면, 각각의 BMI 스캔동안에 제 1 관심 영역이 스캔될 수 있고, 제 1 관심 영역보다 큰 제 2 관심 영역이 각각의 조직 스캔 동안에 스캔될 수 있다. 교번(예컨대, 짝수회) 스캔 동안에 획득된 BMI 스캔 데이터는 고역 필터링된 후, 예컨대, 홀수회 스캔 동안에 획득된 조직 스캔 데이터가 엔벨롭 검출되는 동안 스펙클 신호를 형성하도록 처리된다. [앞서와 마찬가지로 도 3에는 "IQ 신호"로 명명된 입력이 도 1에 도시된 복조기로부터 수신되는 실시예가 도시된다. 도 2에 도시된 제각기의 블록에 대한 것과 동일한 참조부호를 갖는 도 3에 도시된 블록은 도 2를 참조해 앞서 기술된 것과 동일한 기능을 갖는다.] 데이터는, 제 1 벡터 공간과 벡터당 제 1 전송 초점 위치 수를 갖는 제 1 시간조정된 시퀀스에서 제 1 관심 영역을 스캔한 후, 제 2 벡터 공간과 벡터당 제 2 전송 초점 위치 수를 갖는 제 2 시간조정된 시퀀스에서 제 2 관심 영역을 스캔함으로써 연속적으로 획득된다. 선택사양적으로 제 1 벡터 공간은 제 2 벡터 공간과 다르거나 및/또는 벡터당 제 1 전송 초점 위치 수는 벡터당 제 2 전송 초점 위치 수와 다를 수 있다. 그리고 나서, 플로우 이미지는 더욱 큰 조직 배경 이미지상에 중첩되어 디스플레이된다.

도 4에는 스펙클 신호가 더욱 유연한 디스플레이를 제공하도록 진폭 정규화(amplitude normalization)에 의해 강화되는 다른 바람직한 실시예가 도시되어 있다. 이것은 스펙클 프로세서(70')에서 스케일 변환된 스펙클 신호 자체로부터, 시간적 및 공간적으로 필터링되고 스케일 변환된 스펙클 신호 버전을 감산함으로써 성취되며, 이에 의해 이미징 혈액 운동에 대해 강화된 스펙클 신호가 형성된다.

도 4에서 알 수 있는 바와 같이, 고역 필터(32)에 후속하여, 필터링된 I/Q 신호 샘플의 제곱 크기가 앞서 기술된 바와 같이 프로세서(34)에서 계산된다. 각각의 입력 샘플 $x(k)$ 에 대해 $z(k)^2 + y(k)^2$ 인 대응하는 출력 샘플이 존재한다. 프로세서(34)에 의해 출력된 스펙클 신호는 두 개의 신호 처리 경로를 따라 송신된다. 제 1 경로에서, 스펙클 신호는 블록(36)에서 로가리듬 압축된다. 제 2 경로에서 스펙클 신호는 바람직하게는 시간 필터링(46)된 후 공간 필터링(48)된다. 시간 필터(46)에 의해 출력된 샘플은 바람직하게는 상이한 시간으로부터의 다수의 샘플들의 가중된 평균이다. 공간 필터(48)에 의해 출력되는 샘플은 상이한 공간 위치로부터의 다수의 시간적 필터링된 샘플의 가중된 평균이다. 바람직한 실시예에 따르면, 필터(46, 48)는 저역 특성을 갖고 따라서 신호에 있어 급속한 변동을 유연하게 하도록(즉, 스펙클을 억제하도록) 작용한다. (대조적으로, 고역 필터(32)는 급속한 변동에 반대되는 것으로서 저속 변동을 억제한다.) 시간적 및 공간적 필터링된 신호의 로가리듬은 블록(50)에서 계산된다. 모든 후속 처리는 로그 도메인(log domain)에서 수행된다.

진폭-정규화된 스펙클 신호는 가산기/감산기(52)(도 4 참조)에서 스펙클 신호의 로가리듬으로부터 시간적 및 공간적 필터링된 스펙클 신호의 로가리듬을 감산함으로써 획득된다. 로그 도메인에서의 감산은 대응하는 선형 신호의 분수의 로가리듬과 동일하다. I/Q 신호는 제로-평균 복소 가우시안 프로세스이다. 평균 거듭제곱(mean power)(분산(variance))으로 나누어진 제곱된 크기 신호는 1과 동일한 평균 값으로 지수함수적으로 분포된다. 진폭-정규화된 스펙클 신호의 샘플은 따라서 동일하게 분포되며, 이 분포는 지수함수 분포의 로가리듬 변환에 의해 얻어진다. 이러한 스펙클 신호는 블록(54)에서 확률 분포에 의해 결정되는 특정 신뢰 구간(certain confidence interval)내에 놓이도록 제한될 수 있다. 제한기(54)의 출력은 후속 처리없이 메모리에 저장될 수 있으며, 도 2와 관련하여 앞서 설명된 바와 같이 디스플레이될 수 있다.

도 4에는 보다 고급 신호 처리가 도시되어 있다. 스펙클 신호는 혈액 플로우가 검출되는 이미지의 영역에서 컬러 화소 값을 수정함으로써 플로우 이미지 디스플레이내에 가시화된다. 이러한 효과를 얻는 한가지 방법은 평균 신호 파워와 스펙클 신호를, 예컨대, 화소 값의 휘도를 제어하는 하나의 값으로 조합하는 것이다. 이것은 다음 방법으로 수행된다. 시간적/공간적 필터링된 스펙클 신호의 이득이 블록(58)에서 조정된다. 결과 신호는 포지티브 제한기(60)에서 지정된 동적 범위로 주어지는 최대 포지티브 값으로 제한된다. 네가티브 신호 값은 제로로 제한되지 않는다. 포지티브 제한된 신호는 그 후 가산기/감산기(64)로 송신된다. 변동 파워(즉, 스펙클) 신호는 제한기(54)에서 제한되어 가산기/감산기(64)에서 평균 파워 신호에 가산되며, 네가티브 값은 네가티브 제한기(66)에서 제로와 동일하게 설정된다. 평균 신호가 최대 값을 갖는 경우, 전체 신호는 디스플레이의 동적 범위에 걸친다. 평균 신호가 최대값 미만인 경우, 총 신호의 최소 부분이 손실된다. 평균 신호는 RGB 인코더(42)에서 이용될 수 있으며, RGB 인코더는 그 후 조직/플로우 중재 기능을 포함한다.

도 4에 도시된 바람직한 실시예는 시간적 및 공간적 필터링을 요구하지 않는다. 대안적으로, 시간 필터링은 공간 필터링없이 수행되거나 공간 필터링이 시간 필터링없이 수행될 수 있다.

도 4에 도시된 블록에 부가하여, 스펙클 프로세서(70')는 선택사양적으로 시간적 평균화기(점선 블록(80)으로 표시됨)와 크기 제곱 블록(34)을 포함할 수 있다. 이러한 시간적 평균은 혈액 플로우의 방향을 따라 스펙클 라인을 생성한다. 이러한 평균화기에 후속하여, 선택사양적으로 실시간 디스플레이에 적합한 프레임 비율을 얻기 위해 시간적 데시메이터(temporal decimator)(도 4에 점선 블록(82)으로 표시됨)가 포함될 수 있다. 이때 조직 신호 및 제 2 스펙클 분기에서의 신호에 대해 유사한 데시메이터가 필요하다.

도 5에는 스펙클 신호를 방사방향 속도 성분의 추정치와 조합하는 다른 바람직한 실시예가 도시되어 있다. 도 4에 도시된 블록과 동일한 참조부호를 갖는 블록은 앞서 기술된 것과 동일한 기능을 갖는다. 자동상관 추정기 블록(72)에서, 1의 시간 지연에서 자동상관 함수 추정치의 연속 스트림은 다음 수학적 식 3으로 얻어진다.

$$\hat{R}(l) = x(k) * x(k-l)$$

수학적 식 3에서 별표(*)는 복소 컨주게이션, 예컨대, $x=z+iy$ 인 경우 $x^*=z-iy$ 임을 나타낸다. 이들 복소-값 자동상관 추정치는 블록(74)에서 시간적으로 필터링되고 블록(76)에서 공간적으로 필터링된다. 이 자동상관 값은 메모리(26)에 저장되며, 속도 값은 디스플레이 알고리즘의 일부로서 계산된다. 대안적으로, 속도 값은 메모리(26)에 앞서 계산되며, 자동상관 값 대신에 저장된다.

도 5에 도시된 바람직한 실시예에 따르면, BMI 신호, 평균 파워 신호, 방사방향 속도 신호 및 조직 신호가 디스플레이용 혈액 운동 이미지를 계산하는데 이용된다. 먼저, 스캔 변환 블록(28)은 이들 네 개의 신호를 스캔 변환한다. 그리고 나서, 각각의 화소에 대해 조직 화소 또는 플로우 화소인지의 여부에 대한 판정을 행한

다. 이러한 조직/플로우 중재기(78)는 조직, 평균 파워 및 방사방향 속도 신호에 기초한다. 플로우 화소의 RGB 값은 BMI 신호 및 방사방향 속도 신호에 의해 결정된다(RGB 인코더(42)). 컬러는 방사방향 속도 신호에 근거해 선택되는 반면, BMI 신호는 컬러의 휘도를 결정한다.

도 6의 상부에는 도 2에 도시된 시스템에 대한 스캐닝 시퀀스가 하부에는 디스플레이 시퀀스가 도시된다. 수평축은 시간축이고, 수직축은 빔 위치이다. 상부에서 각 도트는 하나의 피전송 펄스로부터의 피수신 신호 벡터를 나타낸다. MLA가 이용된 경우, 약간 상이한 빔 위치를 갖는 둘 이상의 신호 벡터가 각각의 시간대에 대해 제공된다. 도 6에는 명확성을 위해 MLA가 없는 상황이 도시되어 있다. 연속하는 관심 영역 스캔을 이용해서 데이터를 연속적으로 획득하기 위해 스캐닝 시퀀스가 프로그램된다. 이것은 통상적인 B-모드 스캐닝과 유사하다. 그러나, 이러한 경우에서 연속 스캔의 수는 메모리에 저장되며, BMI 처리가 도 6에서, 예컨대, 길이 3의 슬라이딩 윈도우에 의해 한 위치로부터 신호 샘플 시퀀스에 인가된다. 본 실시예에서, 각 디스플레이 되는 플로우 프레임은 선행하는 세 개의 스캔으로부터 계산되는 반면에, 각 디스플레이 조직 프레임은 선행하는 한 스캔으로부터 계산된다. 도 2를 참조하면, 고역 필터(32) 후 신호 샘플의 수는 도 6에 도시된 예에 대해 $M=3$ 이다.

본 명세서에 개시된 바람직한 실시예에 따르면, 혈액 운동 이미징에 대해 연속하여 획득된 데이터는 다음과 같이 처리된다. 입력 데이터는 빔형성되고, 복소 변조되어 시간-이득 보상된 I/Q 데이터이다. 대안적으로, 복소 변조하지 않고 실제-값 무선주파수(RF)에 대해 처리가 수행될 수 있다. 연속하는 스캔에 대해 각 위치로부터의 연속하는 신호 샘플 스트림은 복소-값(I/Q 데이터가 사용된다고 가정함) 신호를 형성한다. 이와 같이 하여 신호는 프레임 비율과 동일한 샘플링 주파수를 갖는 하나의 샘플 볼륨으로부터의 시간 샘플로 구성된다. 신호 샘플은 제로 평균 복소 가우시안 분포를 갖는다.

혈액 운동 이미징 방법은 또한 초음파 콘트라스트 이미징과 조합하여 이용될 수 있다. 콘트라스트 에이전트(constrast agent)는 혈액으로부터의 스캐터링을 강화하며, 이것은 감도를 증가시키고 클러터 필터링을 덜 민감하게 한다. 혈액 운동 이미징 방법은 기본 및 제 2 고조파 파워 도플러, 펄스-전도 기법 및 코딩 여기(coded excitation)를 포함하는, 스캔 라인당 전송 펄스 시퀀스를 이용한 콘트라스트 강화를 위한 모든 공지된 방법과 조합하여 이용될 수 있다. 운동 및/또는 콘트라스트 입자의 파괴에 의해 야기되는 프레임간 예코의 변동은 이미지에서 스펙클 패턴에 변화를 생성하며, 이것은 작은 농도의 콘트라스트 에이전트에 대한 가시 검출을 더욱 용이하게 한다. 흔히 콘트라스트 이미징에 이용되는 간헐적 이미징(intermittent imaging)에서 혈액 운동 이미징 방법은 특별히 중요성을 갖는데, 이것은 복수의 이미지가 각각의 기록된 데이터 세트에 대해 디스플레이되고, 스펙클 변동이 콘트라스트 에이전트의 존재를 표시하는 더욱 많은 연속 이미지 스트림을 제공하기 때문이다. "간헐적 이미징"이라는 용어는 본 명세서에서 각 프레임간의 정의된 시간 동안 데이터 획득을 정지하는 기법을 칭한다. 각 프레임간의 시간은 통상 하나 또는 다수의 심장 사이클이다.

피전송 펄스의 진폭을 증가시키지 않고 신호 대 노이즈 비율(signal-to noise ratio:SNR)을 개선하기 위한 다수의 펄스 압축 기법이 존재한다. 이러한 한가지 기법이 1998년 1월 IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., 볼륨 45, pp. 98-113에서 "의료용 초음파 이미징을 위한 펄스 신장 및 디콘볼루션 필터링(Pulse Elongation and Deconvolution Filtering for Medical Ultrasonic Imaging)"이라는 명칭으로 하이더(Haider) 등에 의해 기술되어 있다. 여기에 기술된 BMI 처리로의 입력 신호는 SNR을 증가시키는 기법을 이용하여 획득될 수 있다.

이상 본 발명이 바람직한 실시예를 참조하여 설명되었지만, 당분야에 숙련된 자라면 본 발명의 범주로부터 벗어나지 않고 구성요소에 대해 다양한 변경 및 등가의 대체가 가능함을 이해할 것이다. 또한, 본 발명의 본질적 범주로부터 벗어나지 않고 본 발명의 개시내용에 대해 특정 상황에 적합하게 다수의 변형을 행할 수 있다. 따라서, 본 발명은 본 발명을 수행하기 위해 안출된 최선 실시예로서 개시된 특정 실시예에 제한되지 않으며, 첨부된 청구범위의 범주내에 놓이는 모든 실시예들을 포함한다.

발명의 효과

본 발명에 의하면, 시스템 사용자에게 혈액 플로우 방향 및 크기의 정확한 감식력(correct perception)이 제공되며, 벽 운동 결함으로부터 진정한 혈액 플로우를 분리하는데 또한 유용한 초음파 이미징 방법이 제공된다.

(57) 청구의 범위

청구항 1

제각기의 스캔동안에 제각기의 펄스의 전송 후 복귀되는 초음파 에너지의 함수인 데이터 샘플을 획득하는 데이터 획득 서브시스템(10-20)과,

상기 데이터 획득 서브시스템에 결합되어 필터링된 샘플을 형성하도록 상기 데이터 샘플을 고역 필터링하는 고역 필터(32)와,

상기 필터링된 샘플로부터 신호 샘플 세트를 계산하는 제 1 프로세서(34, 36)와,

상기 신호 샘플의 함수로서 도출되는 이미지 값을 연속하여 디스플레이하기 위한 디스플레이 시스템(30)을 포함하는 이미징 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 데이터 획득 서브시스템은 수신기(18)와 복조기(20)를 포함하며, 상기 데이터 샘플들 각각은 상기 복조기에 의해 출력되는 동위상(in-phase) 및 직각위상(quadrature) 성분을 포함하는 이미징 시스템.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 프로세서는

상기 필터링된 샘플들 각각에 대해 제각기의 스펙클 신호 샘플을 형성하는 수단(34)과,

상기 스펙클 신호 샘플을 선형 스케일로부터 비선형 스케일로 변환하는 스케일 변환기(36)를 포함하는
이미징 시스템.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

공간 도메인 및 시간 도메인중 적어도 하나에서 상기 스펙클 신호 샘플을 필터링하는 수단(46, 48)과,

상기 필터링된 스펙클 신호 샘플을 선형 스케일로부터 비선형 스케일로 변환하는 스케일 변환기(50)와,

상기 스케일-변환된 스펙클 신호 샘플의 제각기의 샘플로부터 상기 스케일-변환되고 필터링된 스펙클 신호 샘플의 제각기의 샘플을 감산함으로써 진폭-정규화된 스펙클 신호 샘플을 형성하는 감산기(52)

를 더 포함하되,

상기 디스플레이 시스템은 상기 진폭-정규화된 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플의 함수로서 도출되는 이미지 값을 연속해서 디스플레이하는

이미징 시스템.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 스케일 변환기는 로그리듬 함수(logarithmic function)를 적용하는 이미징 시스템.

청구항 6

제 4 항에 있어서,

상기 진폭-정규화된 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플과 상기 스케일-변환되고 필터링된 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플의 함수로서, 강화된 스펙클 신호 샘플을 계산하는 제 2 프로세서(64, 66)를 더 포함하되,

상기 디스플레이 시스템은 상기 강화된 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플과 상기 스케일-변환되고 필터링된 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플의 함수로서 도출되는 이미지 값을 연속하여 디스플레이하는

이미징 시스템.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

제각기의 조직 신호 샘플을 형성하도록 상기 획득된 데이터 샘플 각각의 크기(magnitude)를 산출하는 제 2 프로세서(22)를 더 포함하며,

상기 디스플레이 시스템은 시퀀스내의 화소에, 제각기의 스펙클 신호 샘플과 제각기의 조직 신호 샘플의 함수로서 도출되는 제각기의 이미지 값을 디스플레이하는

이미징 시스템.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 데이터 획득 서브시스템은 상기 데이터 샘플 각각에 대해 제각기의 부가적인 데이터 샘플을 획득하고, 상기 제각기의 부가적인 데이터 샘플은 또한 상기 스캔과 인터리브된 제각기의 부가적인 스캔 동안에 제각기의 펄스 전송 후 복귀되는 초음파 에너지의 함수이며,

제각기의 조직 신호 샘플을 형성하도록 상기 획득된 부가적인 데이터 샘플 각각의 크기를 산출하는 제 2 프로세서(22)를 더 포함하고,

상기 디스플레이 시스템은 시퀀스의 화소에, 제각기의 스펙클 신호 샘플과 제각기의 조직 신호 샘플의 함수로서 도출되는 제각기의 이미지 값을 디스플레이하는

이미징 시스템.

청구항 9

제 3 항에 있어서,

상기 제 1 프로세서는 스케일 변환에 앞서 시간-평균된 스펙클 신호 샘플을 형성하기 위한 신호 평균화기(80)를 더 포함하는 이미징 시스템.

청구항 10

제 3 항에 있어서

상기 제 1 프로세서는 상기 스펙클 신호 샘플을 시간적으로 데시메이팅하는 데시메이터(decimator)(82)를 더 포함하는 이미징 시스템.

청구항 11

제 3 항에 있어서,

상기 필터링된 샘플의 함수로서 속도 추정치(velocity estimates)를 형성하기 위한 제 2 프로세서(72)를 더 포함하고,

상기 디스플레이 시스템은 화소에, 상기 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플과 상기 속도 추정치중 대응하는 추정치의 함수로서 도출되는 이미지 값을 디스플레이하는

이미징 시스템.

청구항 12

제 6 항에 있어서,

상기 스펙클 신호 샘플의 각각에 대응하는 제각기의 조직 신호 샘플을 계산하기 위한 제 3 프로세서(22)와, 상기 필터링된 샘플의 함수로서 속도 추정치를 형성하기 위한 제 4 프로세서(72)를 더 포함하는

이미징 시스템.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 디스플레이 시스템은 연속하는 이미지 각각에 대해 대응하는 속도 추정치 및 대응하는 스펙클 신호 샘플에 근거해서 특정 화소가 조직 신호 샘플 또는 플로우 신호 샘플을 디스플레이하는지의 여부를 판정하는 조직/플로우 중재기(arbiter)(78)를 포함하며,

상기 중재기는 상기 조직 신호 샘플, 파워 신호 샘플 및 상기 속도 추정치에 근거해서 상기 판정을 행하는 이미징 시스템.

청구항 14

제각기의 스캔 동안에 제각기의 펄스 전송 후 복귀되는 초음파 에너지의 함수인 데이터 샘플을 획득하는 단계와,

상기 데이터 샘플을 고역 필터링해서 필터링된 샘플을 형성하는 단계와,

상기 필터링된 샘플로부터 신호 샘플 세트를 계산하는 단계와,

상기 신호 샘플의 함수로서 도출되는 이미지 값을 연속해서 디스플레이하는 단계를 포함하는 이미징 방법.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 계산하는 단계는

상기 필터링된 샘플 각각에 대해 제각기의 스펙클 신호 샘플을 형성하는 단계와,

상기 스펙클 신호 샘플을 선형 스케일로부터 비선형 스케일로 변환하는 단계를 포함하는

이미징 방법.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

공간 도메인과 시간 도메인중 적어도 하나에서 상기 스펙클 신호 샘플을 필터링하는 단계와,

상기 필터링된 스펙클 신호 샘플을 선형 스케일로부터 비선형 스케일로 변환하는 단계와,

상기 스케일-변환된 스펙클 신호 샘플의 제각기의 샘플로부터 상기 스케일-변환되고 필터링된 스펙클 신호 샘플의 제각기의 샘플을 감산함으로써 진폭-정규화된 스펙클 신호 샘플을 형성하는 단계와,

상기 진폭-정규화된 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플의 함수로서 도출되는 이미지 값을 연속해서 디스플레이하는 단계

를 더 포함하는 이미징 방법.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 스케일 변환은 로그리듬 함수를 적용하는 이미징 방법.

청구항 18

제 16 항에 있어서,

상기 진폭-정규화된 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플과 상기 스케일-변환되고 필터링된 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플의 함수로서, 강화된 스펙클 신호 샘플을 계산하는 단계와,

상기 강화된 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플과 상기 스케일-변환되고 필터링된 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플의 함수로서 도출되는 이미지 값을 연속해서 디스플레이하는 단계

를 더 포함하는 이미징 방법.

청구항 19

제 14 항에 있어서,

상기 획득된 데이터 샘플 각각의 크기를 산출해서 제각기의 조직 신호 샘플을 형성하는 단계와,

시퀀스의 화소에, 제각기의 스펙클 신호 샘플과 제각기의 조직 신호 샘플의 함수로서 도출되는 제각기의 이미지 값을 디스플레이하는 단계

를 더 포함하는 이미징 방법.

청구항 20

제 14 항에 있어서

상기 데이터 획득 단계는 상기 데이터 샘플 각각에 대해 제각기의 부가적인 데이터 샘플을 획득하고, 상기 제각기의 부가적인 데이터 샘플은 또한 상기 스캔으로 인터리브된 제각기의 부가적인 스캔 동안에 제각기의 펄스 전송 후 복귀되는 초음파 에너지의 함수이며,

상기 획득된 부가적인 데이터 샘플 각각의 크기를 산출해서 제각기의 조직 신호 샘플을 형성하는 단계와,

시퀀스의 화소에, 제각기의 스펙클 신호 샘플과 제각기의 조직 신호 샘플의 함수로서 도출되는 제각기의 이미지 값을 디스플레이하는 단계

를 더 포함하는 이미징 방법.

청구항 21

제 15 항에 있어서,

상기 계산하는 단계는 스케일 변환하기 전에 시간-평균화된 스펙클 신호 샘플을 형성하는 단계를 더 포함하는 이미징 방법.

청구항 22

제 15 항에 있어서,

상기 계산하는 단계는 상기 스펙클 신호 샘플을 시간적으로 데시메이팅하는 단계를 더 포함하는 이미징 방법.

청구항 23

제 15 항에 있어서,

상기 필터링된 샘플의 함수로서 속도 추정치를 형성하는 단계와,

화소에, 상기 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플과 상기 속도 추정치중 대응하는 추정치의 함수로서 도출되는 각각의 이미지 값을 연속해서 디스플레이하는 단계

를 더 포함하는 이미징 방법.

청구항 24

제 18 항에 있어서,

상기 스펙클 신호 샘플 각각에 대응하는 제각기의 조직 신호 샘플을 계산하는 단계와,

상기 필터링된 샘플의 함수로서 속도 추정치를 형성하는 단계

를 더 포함하는 이미징 방법.

청구항 25

제 24 항에 있어서,

연속하는 이미지 각각에 대해, 대응하는 속도 추정치 및 대응하는 스펙클 신호 샘플에 근거해서 특정 화소가 조직 신호 샘플을 디스플레이할지 또는 플로우 신호 샘플을 디스플레이할지의 여부를 판정하는 단계를 더 포함하되,

상기 판정은 상기 조직 신호 샘플, 파워 신호 샘플 및 상기 속도 추정치에 근거하는

이미징 방법.

청구항 26

전기적 활성화에 응답해서 파 에너지(wave energy)를 전송하며, 복귀되는 파 에너지를 아날로그 전기적 신호

로 변환하는 복수의 트랜스듀서 요소를 포함하는 트랜스듀서 어레이(10)와,
 상기 아날로그 전기적 신호를 디지털 데이터 샘플로 변환하는 아날로그/디지털 변환기(18)와,
 이미지를 디스플레이하는 디스플레이 모니터(44)와,
 소정의 단계들을 수행하도록 프로그램된 컴퓨터(16, 28, 32, 70)
 를 포함하되,
 상기 소정의 단계들은
 제각기의 스캔 동안에 제각기의 펄스 전송 후 복귀되는 초음파 에너지의 함수인 데이터 샘플을 획득하도록 상
 기 트랜스듀서 어레이를 제어하는 단계와,
 상기 데이터 샘플을 고역 필터링해서 필터링된 샘플을 형성하는 단계와,
 상기 필터링된 샘플로부터 신호 샘플 세트를 계산하는 단계와,
 상기 신호 샘플의 함수로서 도출되는 이미지 값을 연속해서 디스플레이하도록 상기 디스플레이 모니터를 제어하
 는 단계를 포함하는
 혈액 운동 이미징 시스템.

청구항 27

제 26 항에 있어서,
 상기 계산 단계는
 상기 필터링된 샘플 각각에 대해 제각기의 스펙클 신호 샘플을 형성하는 단계와,
 상기 스펙클 신호 샘플을 선형 스케일로부터 비선형 스케일로 변환하는 단계를 포함하는
 혈액 운동 이미징 시스템.

청구항 28

제 27 항에 있어서,
 상기 컴퓨터는
 공간 도메인 및 시간 도메인중 적어도 하나에서 상기 스펙클 신호 샘플을 필터링하는 단계와,
 상기 필터링된 스펙클 신호 샘플을 선형 스케일로부터 비선형 스케일로 변환하는 단계와,
 상기 스케일-변환된 스펙클 신호 샘플의 제각기의 샘플로부터 상기 스케일-변환되고 필터링된 스펙클 신호 샘
 플의 제각기의 샘플을 감산함으로써 진폭-정규화된 스펙클 신호 샘플을 형성하는 단계와,
 상기 진폭-정규화된 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플의 함수로서 도출되는 이미지 값을 연속해서 디스플레이
 하도록 상기 디스플레이 모니터를 제어하는 단계
 를 수행하도록 또한 프로그램되는 혈액 운동 이미징 시스템.

청구항 29

제 28 항에 있어서,
 상기 스케일 변환은 로그리듬 함수를 적용하는 혈액 운동 이미징 시스템.

청구항 30

제 28 항에 있어서
 상기 컴퓨터는
 상기 진폭-정규화된 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플과 상기 스케일-변환되고 필터링된 스펙클 신호 샘플중
 대응하는 샘플의 함수로서, 강화된 스펙클 신호 샘플을 계산하는 단계와,
 상기 강화된 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플과 상기 스케일-변환되고 필터링된 스펙클 신호 샘플중 대응하
 는 샘플의 함수로서 도출되는 이미지 값을 연속해서 디스플레이하도록 상기 디스플레이 모니터를 제어하는 단계
 를 수행하도록 또한 프로그램되는 혈액 운동 이미징 시스템.

청구항 31

제 26 항에 있어서,
 상기 컴퓨터는
 상기 획득된 데이터 샘플 각각의 크기를 산출해서 제각기의 조직 신호 샘플을 형성하는 단계와,
 시퀀스의 화소에, 제각기의 스펙클 신호 샘플과 제각기의 조직 신호 샘플의 함수로서 도출되는 제각기의 이미
 지 값을 디스플레이하도록 상기 디스플레이 모니터를 제어하는 단계
 를 수행하도록 또한 프로그램되는 혈액 운동 이미징 시스템.

청구항 32

제 26 항에 있어서,

상기 데이터 획득 단계는 상기 데이터 샘플 각각에 대해 제각기의 부가적인 데이터 샘플을 획득하는 것을 포함하고, 상기 제각기의 부가적인 데이터 샘플은 또한 상기 스캔으로 인터리브되는 제각기의 부가적인 스캔 동안에 제각기의 펄스 전송 후 복귀되는 초음파 이미지의 함수이며,

상기 컴퓨터는

상기 획득된 부가적인 데이터 샘플 각각의 크기를 산출해서 제각기의 조직 신호 샘플을 형성하는 단계와,

시퀀스의 화소에, 제각기의 스펙클 신호 샘플과 제각기의 조직 신호 샘플의 함수로서 도출되는 제각기의 이미지 값을 디스플레이하도록 상기 디스플레이 모니터를 제어하는 단계

를 수행하도록 또한 프로그램되는 혈액 운동 이미징 시스템.

청구항 33

제 27 항에 있어서,

상기 계산하는 단계는 스케일 변환하기 전에 시간-평균화된 스펙클 신호 샘플을 형성하는 단계를 더 포함하는 혈액 운동 이미징 시스템.

청구항 34

제 27 항에 있어서,

상기 계산하는 단계는 상기 스펙클 신호 샘플을 시간적으로 데시메이팅하는 단계를 더 포함하는 혈액 운동 이미징 시스템.

청구항 35

제 27 항에 있어서,

상기 컴퓨터는

상기 필터링된 샘플의 함수로서 속도 추정치를 형성하는 단계와,

화소에, 상기 스펙클 신호 샘플중 대응하는 샘플과 상기 속도 추정치중 대응하는 추정치의 함수로서 도출되는 각각의 이미지 값을 연속해서 디스플레이하도록 상기 디스플레이 모니터를 제어하는 단계

를 수행하도록 또한 프로그램되는 혈액 운동 이미징 시스템.

청구항 36

제 30 항에 있어서,

상기 컴퓨터는

상기 스펙클 신호 샘플 각각에 대응하는 제각기의 조직 신호 샘플을 계산하는 단계와,

상기 필터링된 샘플의 함수로서 속도 추정치를 형성하는 단계

를 수행하도록 또한 프로그램되는 혈액 운동 이미징 시스템.

청구항 37

제 36 항에 있어서,

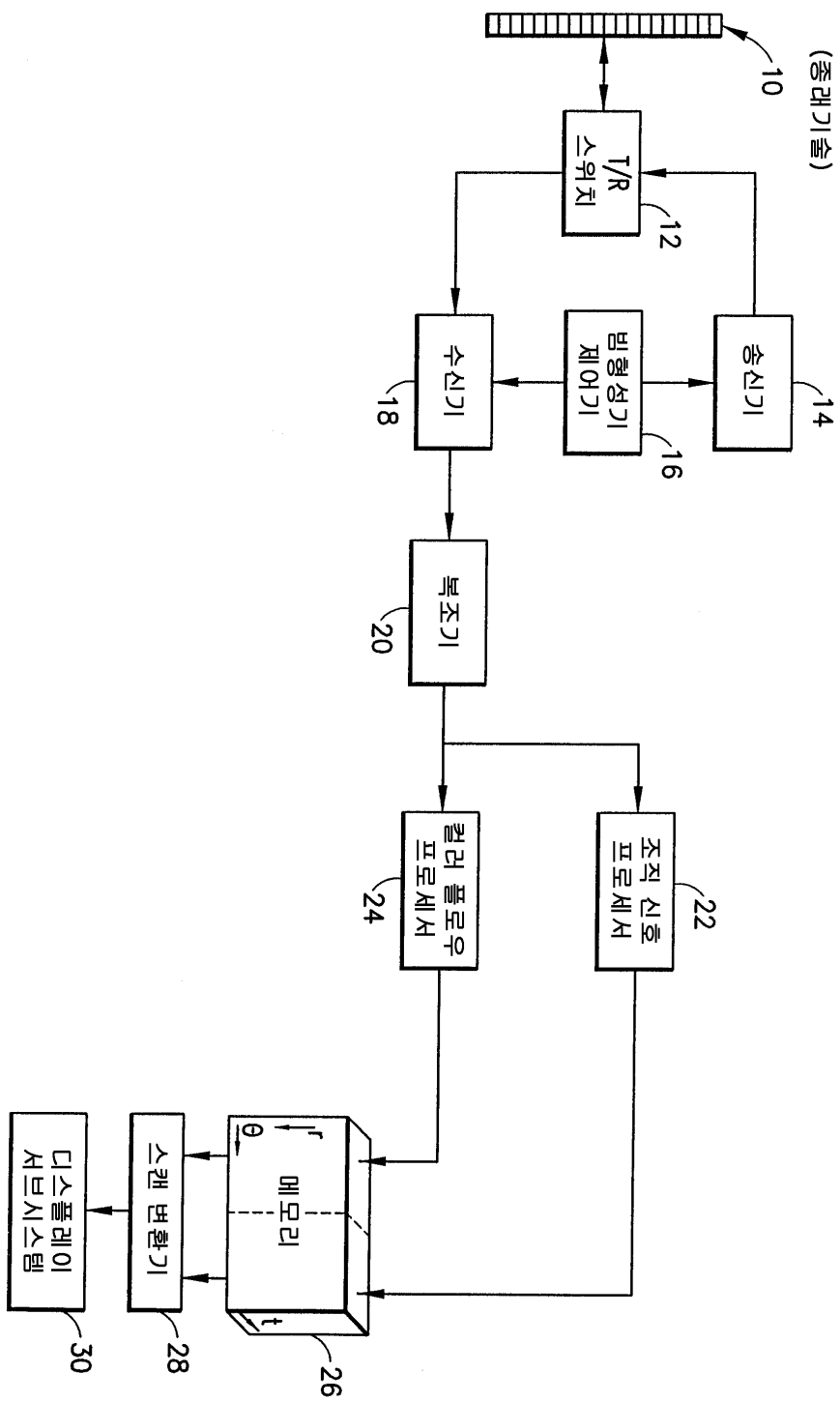
상기 컴퓨터는

연속하는 이미지 각각에 대해, 대응하는 속도 추정치와 대응하는 스펙클 신호 샘플에 근거해서 특정 화소가 조직 신호 샘플을 디스플레이할지 또는 플로우 신호 샘플을 디스플레이할지의 여부를 판정하는 단계를 수행하도록 또한 프로그램되며,

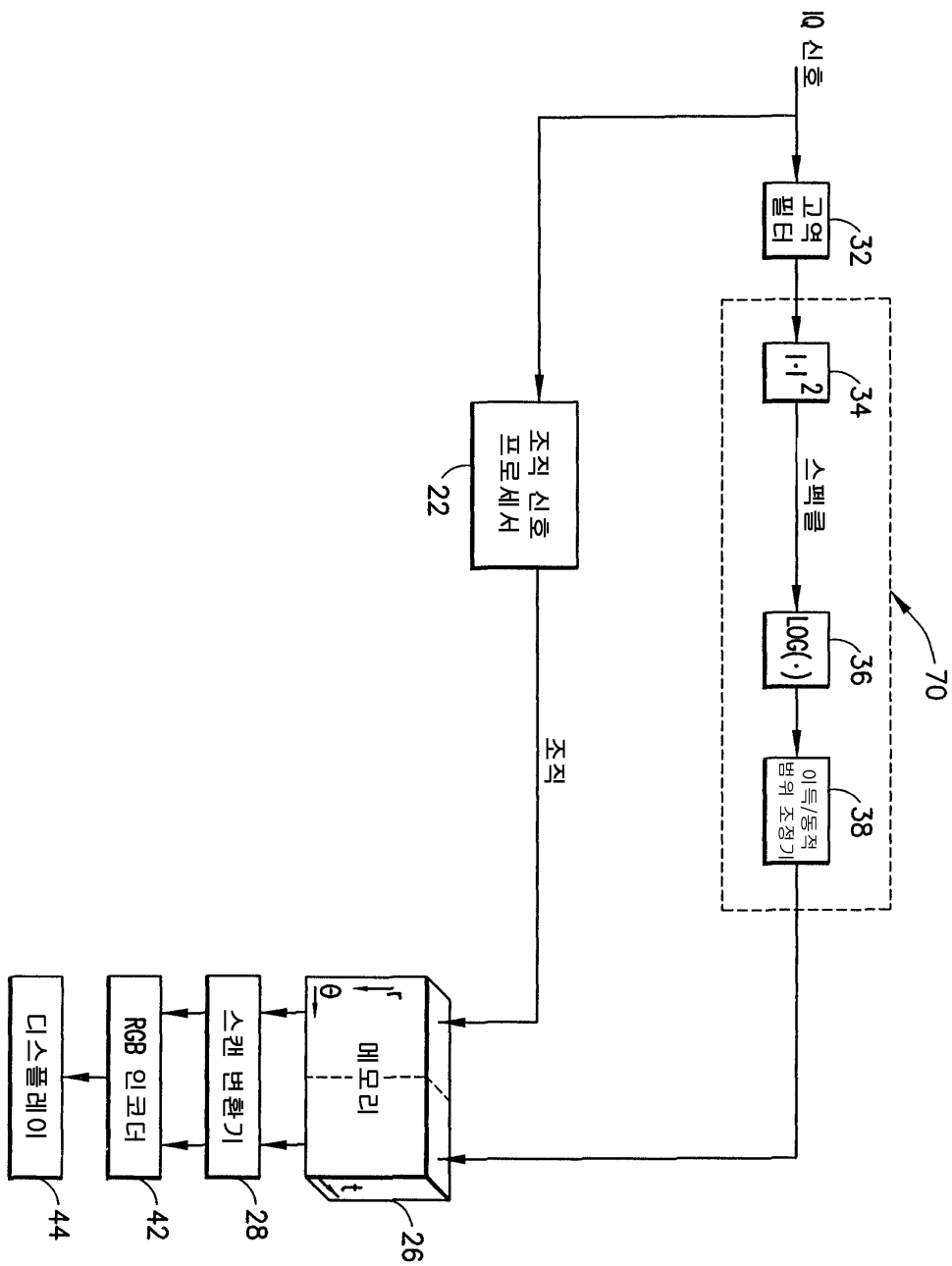
상기 판정은 상기 조직 신호 샘플, 파워 신호 샘플 및 상기 속도 추정치에 근거하는

혈액 운동 이미징 시스템.

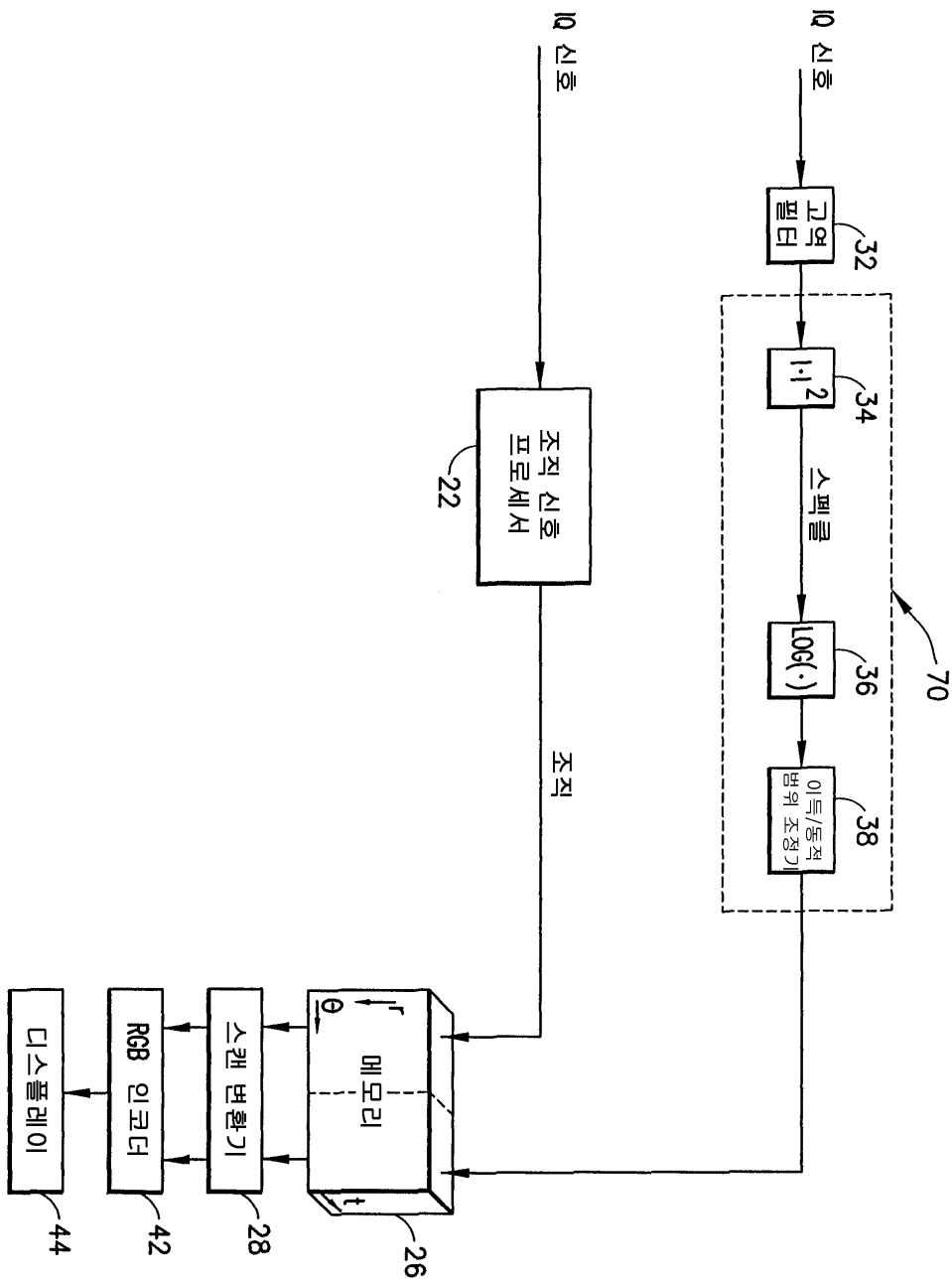
도면

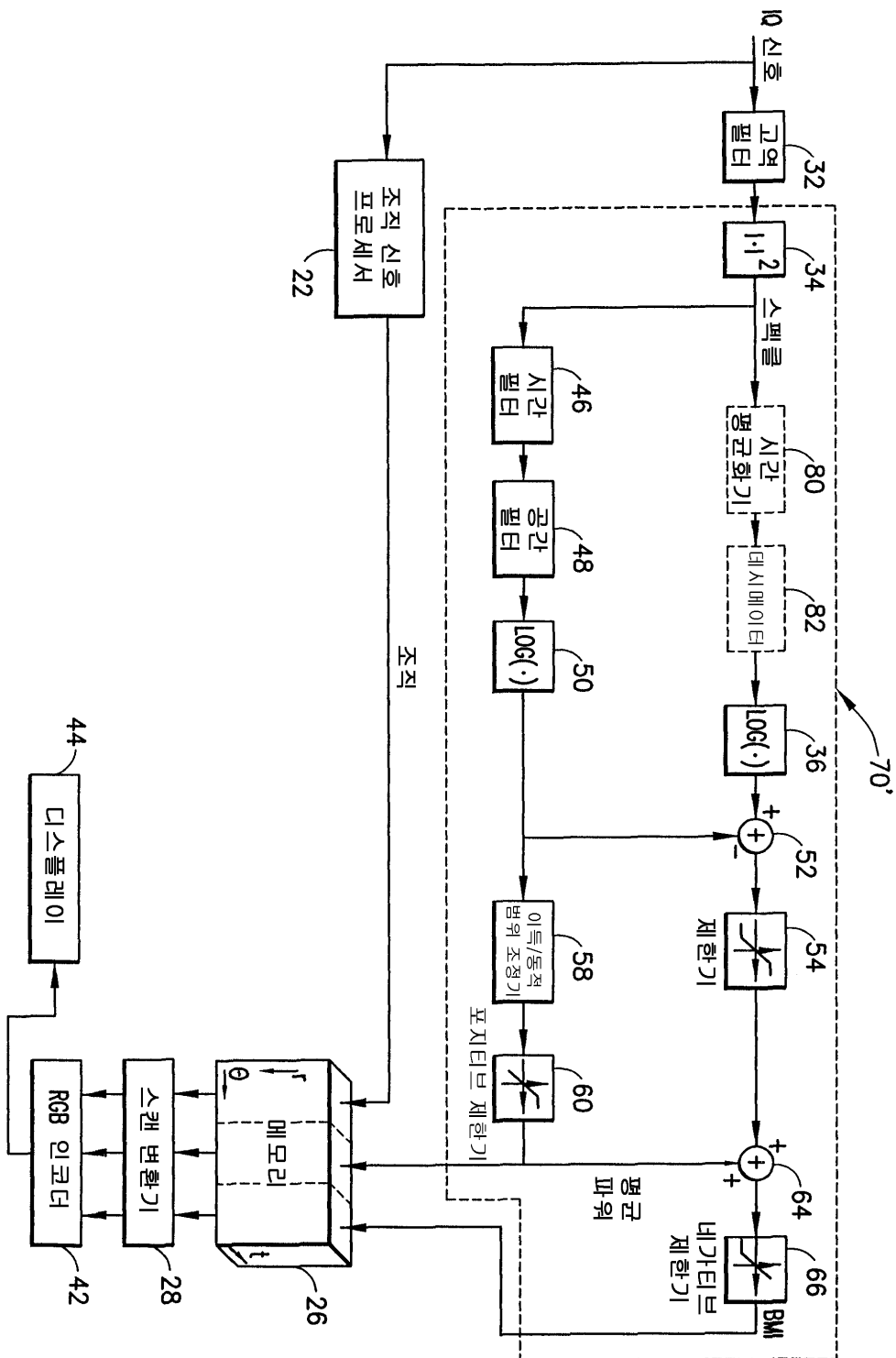


도면2

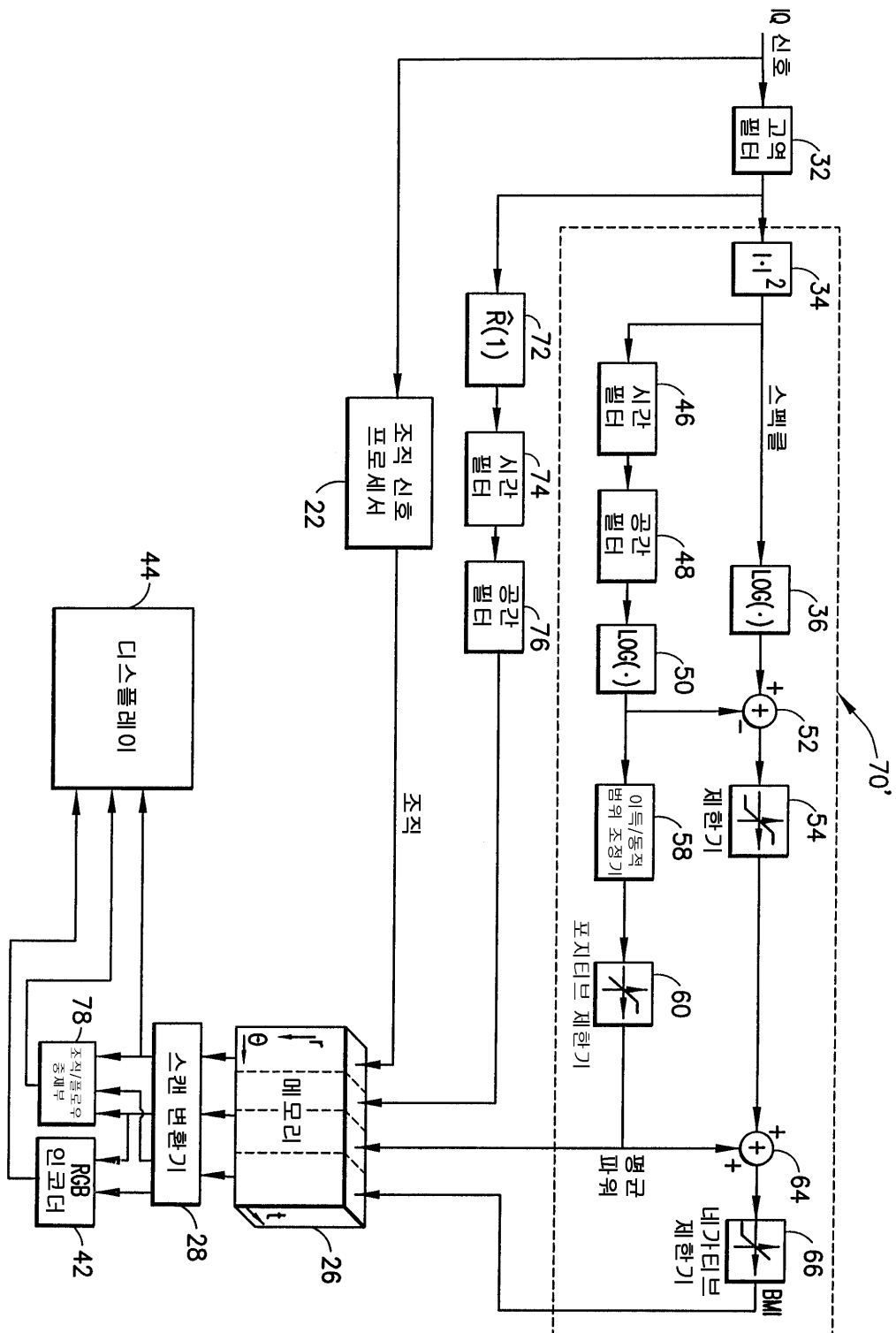


도면3

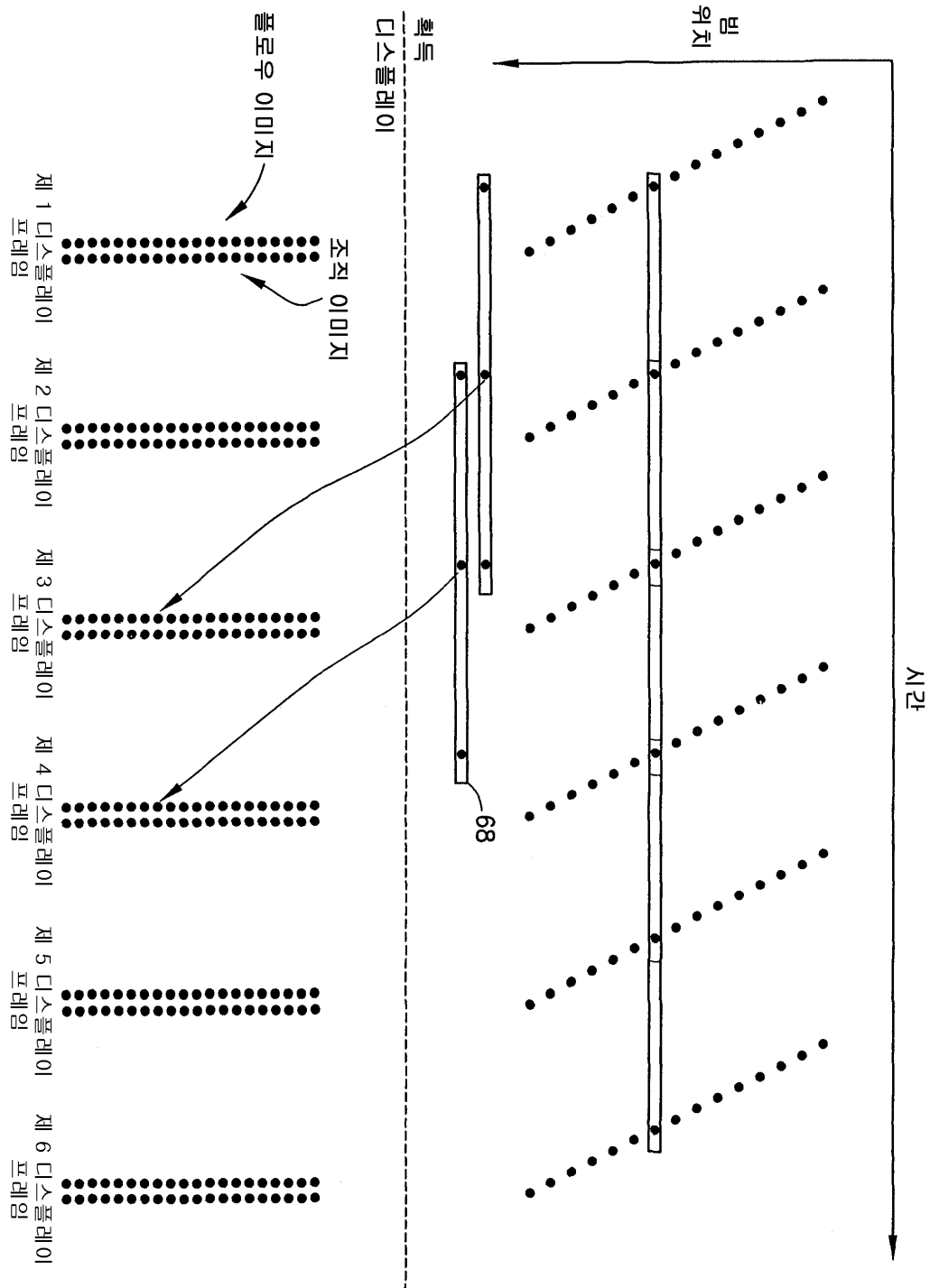




도면5



도면 6



专利名称(译)	成像方法和装置以及使用其的血液成像系统		
公开(公告)号	KR1020010051917A	公开(公告)日	2001-06-25
申请号	KR1020000070237	申请日	2000-11-24
申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로벌테크놀러지캄파니엘엘씨		
当前申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로벌테크놀러지캄파니엘엘씨		
[标]发明人	TORP HANS GARMANN 톨프한스가만 BJAERUM STEINAR 바재룸스테이너		
发明人	톨프한스가만 바재룸스테이너		
IPC分类号	A61B8/06 A61B G06T3/40		
CPC分类号	G01S7/52077 G01S7/52095 G01S7/52039 G01S15/8984 G06T7/20 G06T2207/10132 G06T2207/30104 G01S7/52041 G01S15/8961 G01S7/52085 G01S15/8979		
代理人(译)	KIM, CHANG SE 张居正 , KU SEONG		
优先权	09/449389 1999-11-26 US		
其他公开文献	KR100742466B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

目的：提供用于血液运动的成像方法，装置和成像系统，以实现血管结构的成像和用于超声成像系统中使用的血液运动可视化的信号处理算法。

