



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2008-0094014
(43) 공개일자 2008년10월22일

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-7018648

(22) 출원일자 2008년07월29일

심사청구일자 없음

번역문제출일자 2008년07월29일

(86) 국제출원번호 PCT/IB2007/050296

국제출원일자 2007년01월29일

(87) 국제공개번호 WO 2007/088508

국제공개일자 2007년08월09일

(30) 우선권주장

60/764838 2006년02월03일 미국(US)

(71) 출원인

코닌클리케 필립스 일렉트로닉스 엔.브이.

네덜란드왕국, 아인트호펜, 그로네보르스베그 1

(72) 발명자

라주, 발라선다라

미국 워싱턴 98041-3003, 보텔, 피.오. 박스 3003

(74) 대리인

문경진

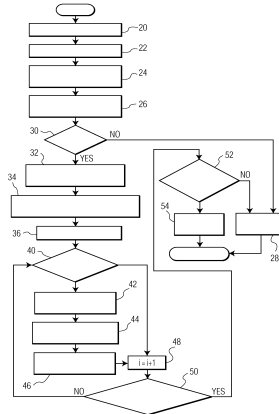
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 비-사인파 주기의 유동 거동을 측정하거나 검출하는 초음파방법 및 장치

(57) 요약

맥박성 혈액 유동으로부터의 초음파 도플러 신호에서의 일반적이고 비-사인파 유형의 주기를 갖는 자동화된 검출 방법 및 장치가 설명된다. 이 방법은 상기 대역을 갖는 도플러 신호의 주파수 스펙트럼에서에서 기본파 및 여러 고조파 성분의 정규화된 출력의 합계인 맥박 지수를 계산한다. 가장 함수는 맥박 유동이 존재하지 않는 경우에서와 같이, 위조 피크로 인한 기여를 억제하기 위해 각각의 고조파 성분으로부터의 출력에 적용될 수 있다.

대표도 - 도3



특허청구의 범위

청구항 1

맥박성 유동(pulsatile flow)을 검출하고/거나 측정하는 초음파 방법으로서,

- 유동 위치로부터 초음파 도플러 신호 정보를 획득하는 단계와,
- 상기 도플러 신호 정보로부터 특정 주파수 대역 내에 있는 출력 스펙트럼을 결정하는 단계와,
- 상기 출력 스펙트럼의 기본파 및 고조파 피크를 식별하는 단계와,
- 상기 식별된 기본파 및 고조파 피크를 포함하는 대역에서의 출력을 선택하는 단계와,
- 상기 대역에서의 출력에서 맥박 수치를 결정하는 단계를

포함하는, 맥박성 유동을 검출하고/거나 측정하는 초음파 방법.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 식별 단계는 상기 출력 스펙트럼의 기본파 및 복수의 고조파 피크를 식별하는 단계를 더 포함하는, 맥박성 유동을 검출하고/거나 측정하는 초음파 방법.

청구항 3

제 2항에 있어서,

상기 식별 단계는 출력 스펙트럼의 기본파 및 4개의 고조파를 식별하는 단계를 더 포함하는, 맥박성 유동을 검출하고/거나 측정하는 초음파 방법.

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 출력을 결정하는 단계는 기본파 또는 고조파 피크를 포함하는 각각의 대역에서의 정규화된 출력을 계산하는 단계를 더 포함하는, 맥박성 유동을 검출하고/거나 측정하는 초음파 방법.

청구항 5

제 1항에 있어서,

상기 대역에서의 출력을 잡음 함수로서 가중시키는 단계를 더 포함하는, 맥박성 유동을 검출하고/거나 측정하는 초음파 방법.

청구항 6

제 5항에 있어서,

상기 대역에서의 출력을 가중하는 단계는 S자형 가중 함수로 대역에서의 출력을 가중시키는 단계를 더 포함하는, 맥박성 유동을 검출하고/거나 측정하는 초음파 방법.

청구항 7

제 1항에 있어서,

맥박 수치를 결정하는 단계는 맥박 지수(pulsation index)를 형성하기 위해 대역에서의 출력을 결합시키는 단계를 포함하는, 맥박성 유동을 검출하고/거나 측정하는 초음파 방법.

청구항 8

제 7항에 있어서,

상기 맥박 지수와 임계값을 비교하는 단계를 더 포함하는, 맥박성 유동을 검출하고/거나 측정하는 초음파 방법.

청구항 9

제 1항에 있어서,

상기 피크 사이의 스펙트럼으로부터 잡음 수치를 결정하는 단계를 더 포함하는, 맥박성 유동을 검출하고/거나 측정하는 초음파 방법.

청구항 10

제 9항에 있어서,

상기 잡음 수치를 전체 스펙트럼 출력으로 정규화하는 단계를 더 포함하는, 맥박성 유동을 검출하고/거나 측정하는 초음파 방법.

청구항 11

세동제거기(defibrillator)로서,

- 한 쌍의 전극과,
- 상기 전극에 연결된 충격 전달 회로와,
- 초음파 도플러 트랜스듀서와,
- 도플러 스펙트럼을 생성하도록 동작하는 상기 도플러 트랜스듀서에 연결된 도플러 프로세서와,
- 상기 도플러 스펙트럼에서 기본파 및 적어도 하나의 고조파 피크를 검출하도록 동작할 수 있는 피크 검출기와,
- 상기 검출된 피크의 부근에 도플러 출력으로부터 맥박 수치를 생성하도록 동작하고, 이 검출된 피크에 응답하는 맥박 프로세서를

포함하는, 세동제거기.

청구항 12

제 11항에 있어서,

상기 전극 및 충격 전달 회로에 연결된 ECG 신호 프로세서를 더 포함하는, 세동제거기.

청구항 13

제 11항에 있어서,

상기 도플러 트랜스듀서에 연결된 도플러 신호 송신기를 더 포함하는, 세동제거기.

청구항 14

제 11항에 있어서,

상기 도플러 프로세서는 대역을 갖는 도플러 신호를 생성하기 위한 수단을 더 포함하는, 세동제거기.

청구항 15

제 11항에 있어서,

맥박 프로세서에 잡음 효과에 대한 면역성을 주는데 사용 가능한 잡음 검출기를 더 포함하는, 세동제거기.

명세서

기술분야

<1> 본 출원은 2005년 9월 8일에 출원된 미국 특허출원[IB2005/052938]의 부분 연속물이며, 이의 내용은 본 명세서에서 참고용으로 병합된다.

<2> 본 발명은 일반적으로 의료 초음파 진단 분야에 관한 것이며, 더 상세하게는, 비-사인파 주기의 유동(flow)을 초음파로 측정하고/거나 검출하는 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

<3> 초기 세동제거(early defibrillation)는 갑작스럽게 심장 박동이 정지된 환자를 성공적으로 소생시키는데 결정적이다. 환자 몸에서 검출 가능한 심맥박의 부재는 심장 박동 정지의 강력한 지표이다. 세동제거기는 환자의 맥박 또는 혈액 유동을 현재로서는 평가(assess)하지 못하고, 리스폰더가 아주 주관적으로 알려져 있는 절차로서, 맥박을 수동으로 평가해야 한다. 그러므로 자동화된 맥박성 혈액 유동 진단은 상황과 다른 임상적 어플리케이션을 모니터링하는데 있어서 중요할 뿐만 아니라 자동화되거나 수동적인 세동제거기(defibrillator)에 있어서도 중요할 것이다. 중환자실(ICU), 수술실 또는 응급실(ER)에서 환자의 생명에 관한 신호를 계속적으로 모니터링하는 것이 일례이다. 또 다른 예는 세동제거 충격요법을 적용하기 전후에 심장 박동이 정지된 환자의 맥박을 평가하는 것이다. 세동제거 치료요법은 심장 박동 정지 상황에서 심실 세동과 같은 비-펄류전(non-perfusing) 전기적 운동을 정상 리듬으로 전환하기 위해 적용된다. 이러한 상황에서, 환자 심장의 전기 리듬이 정상으로 나타날 수 있지만, PEA(pulseless electrical activity) 경우와 같은 비-펄류전 특성을 가질 수 있기 때문에, 환자의 심전도(ECG)만을 모니터링하는 것은 불충분하다. 이 환자가 정상적이고 맥박성 혈액 순환을 가지고 있는지에 대한 여부를 결정하는 것은 중요하며, 이의 부재는 심폐 소생술(CPR) 및/또는 적절한 약물치료의 필요를 나타낸다. 더욱이, 이러한 진단은 심장 박동이 정지된 현장에서 ER 및 ICU까지 내내 사용자의 중재 없이 연속적인 방식으로 바람직하게 이루어진다.

<4> 도플러 초음파는 혈액 유동 진단용으로 알려진 툴(tool)이고, 심장병환자의 맥박 상태를 평가하기 위해 제안되어 왔다. 해석을 위한 영상 표시장치와 전문인이 없이는, 자동화된 진단을 위한 도플러 초음파를 이용하는 것은 상당히 어렵다. 적합한 임계값을 선택할 필요가 있기 때문에, 단지 총 도플러 출력에 기초하여 평가하는 것은 어렵다. 총 도플러 출력 수치는 후방 산란되는 에코의 세기에 의존하는데, 이 세기는 환자 혈액의 분산 특성뿐만 아니라 개입 조직에서의 감쇠 레벨에 의존한다. 이러한 파라미터는 환자마다 상당히 다양해서, 미리 결정되고 고정된 임계값을 비실용적으로 만든다. 임계값을 선택하기 위해, 상기 도플러 디바이스의 전자장치에 있어서 잡음 레벨의 정확한 특징화가 또한 필요하다. 주기적 자가-특성이 필요하기 때문에 이러한 특성에 의존하는 것은 견고한 접근법(robust approach)이 아니다. 상기 도플러 신호를 손상할 수 있는 간섭 레벨 및 모션 아티팩트(motion artifacts)도 또한 알려져 있지 않다. 그러므로 유동의 존재를 결정하는 단순한 임계값은 불가능할 수 있다. 더욱이, 상기 총 도플러 출력은 혈액 유동이 맥박성인지 아닌지에 대한 여부를 결정하지 못하므로 혈액 유동의 규칙성에 대한 징후를 전혀 보이지 못한다.

발명의 상세한 설명

<5> 이러한 많은 문제를 다루기 위해, 예컨대, 1 내지 1.2 kHz의 특정 주파수 대역 내에서 상기 도플러 출력에 기초한 주기 지수의 추정치 본 특허 출원에서 기술된다. 여기서부터, 특정 주파수 대역 내의 도플러 출력은 대역을 갖는 도플러 신호로 기재된다. 충분히 높은 도플러 주파수 대역이 선택되는 경우에, 시간 함수로서 그래프로 계산되는 경우, 이러한 신호는 심장 수축 동안의 높은 값에서 심장 이완 동안의 낮은 값으로 주기적으로 변동한다. 본 발명 출원의 방법은 대역을 지닌 도플러 신호의 자동-상관 및 푸리에 변환을 이용하여 상기 대역을 갖는 도플러 신호에서 주기가 존재하는지에 대한 여부를 결정한다. 이러한 방법에서, 대역을 지닌 도플러 신호의 스펙트럼에서의 기본 피크 주파수가 먼저 위치된다. 그 다음, 맥박 지수(pulsation index)라고 불리는, 상기 기본 주파수 주변의 협대역 내의 출력 대 총 출력의 비(ratio)가 계산된다. 이러한 맥박 지수는 주기 유동이 존재하는 경우에 높고, 주기 유동이 존재하지 않을 경우엔 낮다.

<6> 이러한 기술은 사인파로서 맥박성 심장 운동의 모델에 기초하여 전제된다. 그러나 심장 혈액 유동 패턴은, 심장 수축에서 소비된 시간이 심장 이완에서 소비된 시간보다 전형적으로 짧기 때문에 순 사인파 방식으로 주기를 갖지 않으며, 이 형태는 보통 사인파형이 아니다. 이것은 보통, 주파수 스펙트럼에서 일부의 고조파를 발생시킨다. 그러므로 사인파 주기 검출 방식은 이러한 경우에 적당하지 않을 수 있고, 상기 맥박 지수는 주기 비-사인파 특성이 고려되는 때의 맥박 지수보다 작을 것이다. 이에 따라서 맥박성 심장 운동의 측정 또는 검출이 이러한 생리현상이 갖는 비-사인파형 특징을 고려하는 것이 바람직하다.

<7> 본 발명의 원리에 따르면, 맥박성 유동의 비-사인파 거동을 고려하는 초음파 방법 및 장치가 설명된다. 이것은 상기 맥박 지수의 계산 시 여러 고조파 피크를 포함시킴으로써 실행되지만, (혈액 유동이 전혀 존재하지 않을 경우) 잡음으로 인한 피크를 피하도록 주의한다. 이 잡음 레벨은 맥박성 유동에 대해, 스펙트럼에서 피크 간의

영역이 잡음에 기인됨에 틀림없다는 사실을 고려함으로써 계산된다. 이러한 영역에서 획득된 잡음 임계값과 비교하면, 유효한 맥박성 운동이 검출되었음이 보장되고, 이 운동은 유동 스펙트럼의 기본파 및 고조파 피크를 각각 분해시키기에 충분히 높은 스펙트럼에서의 주파수 분해능에 의해 지원되고, 이 대역폭은 각각의 피크의 메인 로브의 적당한 분리를 보장하기에 충분히 작다. 본 발명은 심박과 무심박의 더 나은 분리가 가능한 이점을 지닌다. 상기 계산된 심박 지수는 심박 경우에 대한 1(unity)에 훨씬 더 근접하게 되고, 무심박 경우에 대한 0에 근접함을 여전히 유지할 것이다. 이것은 따라서, 맥박 평가에 대해 더 양호한 민감도 및 특이성을 초래한다.

실시예

- <15> 본 명세서에서, 동일한 참조 번호가 가능하다면, 도면에서 공통인 동일한 구성요소를 표시하기 위해 사용된다. 도면에서의 이미지는 예시적인 목적으로 간략화되고, 일정한 비율로 도시되어 있지 않다.
- <16> 첨부된 도면은 본 발명의 예를 예시하므로, 동일하게 효과적인 다른 실시예에 인정될 수 있는 본 발명의 범위를 제한하는 것으로 생각되어서는 안 된다.
- <17> 순수 사인과 함수는 고조파를 전혀 나타내지 않고, 주파수 도메인에서 분석되는 경우에, 이는 기본 주파수 성분만을 나타낸다. 그러나 보통의 심장 혈액 유동 패턴은 순수 사인파가 아니다. 이것은 심장 운동이 심장 수축에 서보다는 심장 이완에서 더 많은 시간을 소비하고, 이 유동 패턴에 비-사인파 특성을 주기 때문이다. 이러한 특성이 주파수 도메인에서 분석되는 경우에, 1.64 Hz에서 기본 주파수 성분(10)을 갖는 대역을 지닌 도플러 신호의 스펙트럼인 도 1에서 도시된 바와 같이 주파수 피크를 나타낸다. 심박 활동의 비-사인파 특징은 스펙트럼에 기본 주파수 성분의 여러 고조파를 제공한다. 이러한 예에서, 더 높은 고조파(12, 14, 16, 18)는 약 8 Hz까지 분포하는 것을 볼 수 있다. 본 발명의 다음의 실시예에서, 각각의 기본파 및 고조파 피크 주위의 협대역 내에서의 출력은 심박 평가 시에 대역을 갖는 도플러 신호에서의 총 출력과 비교된다.
- <18> 본 발명의 방법을 예시하는 흐름도는 도 3에 도시된다. 본 발명의 장치와 방법에서와 같이, 예컨대 1 내지 1.2 kHz인 특정 주파수 대역 내에서 대역을 갖는 도플러 신호가 단계 20에서 획득된다. 단계 22에서, 중간 필터가 상기 대역을 갖는 도플러 신호에 적용되어 경험적 연구에 의해 지지되는 바와 같이 잡음 상태 하에서 평가를 개선(향상)시킨다. 선형 필터와 비교되는 신호 구조를 보존하는 능력으로 인해 중간 필터와 같은 비-선형 필터가 바람직하다. 필터링된 대역을 지닌 도플러 신호의 주파수 스펙트럼이 단계 24에서 획득되는데, 이 예에서는, 시간 상 1초 간격으로 점진적으로 진전되는 5초 윈도 범위에 걸쳐 취해진다. 이 주파수 스펙트럼의 계산은 대역을 갖는 도플러 신호의 자동-상관(auto-correlation)을 푸리에 변환함으로써 또는 출력 스펙트럼 추정(예컨대, 평균화된 주기그래프 등)에 흔히 사용되는 임의의 수단에 의해서 직접 이루어 질 수 있다. 단계 26에서, 스펙트럼에서의 기본 피크 주파수(f_{peak})는 생리학적으로 의미가 있는 가령, 0.5 내지 4 Hz인 주파수 범위 내에서 (제2의 유도 검사를 이용하는) 피크 검색을 통하여 찾아진다. 어떠한 피크도 찾아지지 않을 경우에, 상기 방법은 맥박 유동의 부재를 결정하면서 단계 28에서 종료하고, 더 이상의 프로세싱이 이루어지지 않는다.
- <19> 기본 피크가 단계 30의 결과로서 발견되는 경우에, 피크-검색 알고리즘은 고조파가 존재하는지에 대한 여부를 결정하기 위해 (예컨대, $2f_{peak}$, $3f_{peak}$ 등) 고조파가 예상되는 위치 주변의 영역에서 단계 32에서 실행된다. 더 크거나 더 적은 수의 고조파 영역이 특정 구현에서 또는 특별한 환자 신호를 위해 선택될 수 있더라도, 전형적으로 최대 4개의 고조파가 검색될 수 있다. 상기 스펙트럼에서 발견되는 각각의 주파수 피크(도 1에서의 기본파 및 고조파 10 내지 18)에 대하여, 정규화된 출력 비는 상기 피크 주위의 작은 대역폭 내의 출력 대 대역을 갖는 도플러 신호에서의 총 출력의 비로서 단계 42에서 계산된다. 각각의 피크는 피크 카운트를 1로 초기화하여 단계 36에서 맥박 지수를 0으로 설정함으로써 도 3의 방법에서 각각 프로세싱된다.
- <20> 맥박 유동이 존재하는 경우에, 상기 정규화된 출력 비는 기본 주파수(10)에 대한 보통 가장 높은 값으로 높아지게 되고, 각각의 고조파(12 내지 18)에 대해 점진적으로 감소한다. 이러한 출력 비의 전체 합이 맥박 지수가 되도록 취해지는 경우에, 정규화된 합은 맥박 유동의 경우에 대한 1에 근접한 값을 가질 것이다. 그러나 맥박 유동이 존재하지 않을 경우에, 이러한 출력 비(피크가 기본파 및 고조파에 대해 존재하는 경우에)는 단지 잡음에 기초한다. 이러한 값을 합하면 펄스 평가에서 거짓 양성(false positives)이 되게 하는 맥박 지수를 부주의하게 증가시킬 것이다.
- <21> 이것을 극복하기 위해 대역을 갖는 도플러 신호에서의 잡음 레벨은 단계 34에서 결정된다. 주기적 유동이 존재하는 경우에, 스펙트럼은 기본파 및 고조파 위치에서만 피크를 가질 수 있고, 이러한 피크 간의 스펙트럼 영역은 잡음을 구성할 것이다. 그러므로 일단 기본파 및 고조파 위치(10 내지 18)가 결정되는 경우에, 상기 방법은 단계 34에서 이러한 피크 간에 있는 영역을 또한 주시하고 평균 잡음 레벨을 계산한다. 대안적으로, 상기 잡음

레벨은 맥박성 활동(pulsatile activity)의 효과가 전혀 예상되지 않는 충분히 높은 주파수를 주시함으로써 계산될 수 있다.

<22> 스펙트럼에서의 각각의 피크가 정말로 현저하다면(유동의 경우), 상기 피크 주위의 출력 대 상기 잡음 레벨의 비로서 정의된 SNR은 높아질 것이다. 유동이 존재하지 않을 경우에, 상기 SNR은 낮아질 것이다. 그러므로 적절한 가중 함수가 단계 44에서, 도 2에서 도시된 S자형 가중 함수(60)에 의해 예시된 바와 같이 각각의 피크 주파수에 의해 기여된 정규화된 출력 비(단계 42)에 적용된다. 이 가중 함수(60)는 높은 SNR을 갖는 실제 피크로부터의 기여(contribution)를 여전히 유지하면서, SNR이 낮은 경우, 피크로부터의 기여를 억제한다. 이 S자형 함수는 다음의 형태를 갖는다:

$$w = \frac{2}{1 + \exp(-ax)} - 1$$

<23>

<24> 여기서, w 는 가중 함수이고, x 는 피크에서 SNR이고, a 는 전형적으로 0.4인 형상 파라미터(shape parameter)이다. 다른 가중 함수는 원하는 바와 같이 사용될 수 있다. 피크로 인한 출력 비 기여가 단계 44에서 일단 가중되는 경우, 맥박 지수는 단계 46에서 이러한 가중된 값만큼 증가된다. 이것은 단계 48에서 피크 카운트를 증가시키고, 이 카운트를 N 즉, 단계 50에서 계산에서 사용되는 고조파의 개수와 비교하고, 각각의 피크에 대한 이 계산을 반복함으로써 각각의 피크에 대해 이루어진다. 상기 피크 전체가 맥박 지수에 포함되었던 경우에, 이 지수는 단계 52에서 임계값과 비교된다. 상기 맥박 지수가 충분히 높은 경우에, 맥박 유동이 존재(54)하고, 그렇지 않을 경우에, 맥박 유동이 부재(28)인 것으로 결론 내린다.

<25> 도 4a 내지 4d는 본 발명의 실시예의 성능과 모 출원의 기술의 성능을 비교한다. 도 4a는 간격(72) 동안에 심실 세동을 경험하는 환자에 대해서 도플러 스펙트럼 사진(70)을 예시한다. 이러한 이벤트는 도 4b의 ECG 파형에서 그리고 도 4c의 혈압 그래프에서 반영된다. 도 4d는 모 출원의 사인파에 기초한 기술에 따라서 결정된 맥박 지수(74)와, 본 발명의 비-사인파에 기초한 기술에 따라서 결정된 맥박 지수(76)를 도시한다. 라인(74, 76)의 비교가 보여주는 바는, 맥박 지수(76)는 VF 간격(72) 전후에 맥박성 혈액 유동 동안에 더 높고, 간격(72)의 비-맥박성 유동 상태 동안에 낮아짐이 유지된다는 사실이다.

<26> 도 5는 본 발명의 실시예에 따라서 초음파 진단을 위해 사용될 수 있는 일종의 예시적인 장치(100)의 블록도를 도시한다. 하나의 예시적인 출원에서, 상기 장치(100)는 환자의 펄스전 및/또는 환자의 펄스 상태의 평가(예컨대, 검출 및/또는 측정)를 실행할 수 있다. 본 명세서에서, 상기 용어 "펄스전"은 혈관(예컨대, 경동맥) 또는 조직에서 혈액 유동에 관한 것이다. 다른 어플리케이션에서, 상기 장치(100)는 다른 의료 진단 및 임상 시스템 중에서 소생 시스템(resuscitation systems) 및 세동제거기(defibrillators), 약한 심장 박동(예컨대, 태아 심장 박동)을 위한 모니터 및 검출기에서의 구성요소로서 사용될 수 있다. 추가적으로, 상기 장치(100)는 예컨대, 콜로이드 및 유화 액체(colloidal and emulsion solution)의 유동 또는 맥박성 활동을 측정하기 위한 비-의료 시스템에서 또한 사용될 수 있다.

<27> 일 실시예에서, 상기 장치(100)는 발생기(102), 적어도 하나의 초음파 트랜스듀서(104)(한 개의 트랜스듀서가 도시됨) 및 데이터 프로세서(110)를 포함한다. 대안적인 실시예에서, 이 트랜스듀서(104)는 함께, 상기 어플리케이션 패드(미 도시) 상에 전형적으로 배치되는 배열을 형성한다. 상기 트랜스듀서는 추가적으로 시간 멀티플렉싱될 수 있다. 이러한 배열은 예컨대, Rock 등에 의한 미국 특허번호 6,565,914에서 개시된다.

<28> 도시된 실시예에서, 상기 트랜스듀서(104)는 송신기(106) 및 수신기(108)를 포함한다. 이러한 실시예에서, 상기 발생기(102)는 일반적으로, 연속적인 파형(CW) 무선 주파수(RF) 신호(예컨대, 1 내지 10 MHz)의 소스이다. 동작 시, 인터페이스(134)를 통한 이 발생기(102)는 상기 트랜스듀서 밑에 위치한 환자의 몸 일부(124)에서 전파하는 초음파(빔 132로서 예시적으로 도시됨)를 방출하기 위한 송신기(106)를 활성화한다(또는 여기한다). 수신기(108)는 구멍(130)(aperture) 내에서, 음향 에코 신호(즉, 분산된 초음파)를 수집하고, 이 에코 신호를 전기 신호로 변환하고, 인터페이스(136)를 통해, 데이터 프로세서(110)로 전송한다. 상기 송신기(106) 및 수신기(108)는 빔(132)과 개구(130)가 경동맥과 같은 큰 혈관(126) 등의 영역(128)에서 중첩되도록 위치된다.

<29> 대안적인 실시예에서, 상기 장치(100)는 RF 출력이 온(ON)되는 때에 송신기로서 또는 RF 출력이 오프(OFF)일 경우에 수신기로서 각각 동작할 수 있는 트랜스듀서(104)를 포함할 수 있다. 이러한 실시예에서, 상기 발생기(102)는 약 0.2 내지 20 마이크로초의 ON 타임 간격의 지속시간과 약 0.2 내지 20%의 범위에서의 듀티 사이클을 갖는 펄스를 갖는 RF 출력(PW)을 생성한다.

- <30> 하나의 예시적인 실시예에서, 상기 데이터 프로세서(110)는 신호 획득 모듈(112), 주파수 대역 판별기(114) 및 앞에서 설명된 비-사인파 맥박 계산을 실행하는 프로세싱 모듈(120), 펄스전 검출기(122) 및 펄스 상태 검출기(123)를 포함하는 신호 분석기(118)를 포함한다. 이 데이터 프로세서(110)의 구성요소는 전자 하드웨어, 컴퓨터 프로그램(즉, 소프트웨어) 또는 둘 다의 형태로 실행하도록 축소될 수 있다. 대안적으로, 상기 모듈(110)에 의해 실행된 신호 프로세싱의 부분은 또한, 원격 프로세서(미도시)를 이용하여 성취될 수 있다. 또한, 또 다른 실시예에서, 상기 분석은 예컨대, 주파수 대역 판별기(114)가 아날로그 필터뱅크로 대체될 수 있고, 데이터 프로세서(110)가 당업자에게 알려지는 바와 같이 상관기를 포함할 수 있는 디지털 보다는 오히려 아날로그 도메인에서 실행될 수 있다.
- <31> 상기 신호 획득 모듈(112)은 에코 신호를 획득하고 도플러 신호를 한정한다. 본 명세서에서, 상기 용어 "도플러 신호"는 부수적인 초음파 및 에코 신호 사이의 주파수 이동에 비례하는 신호에 관한 것이다. 예시적으로, 상기 모듈(112)은 상기 에코 신호의 주파수 변환기, 아날로그 및 디지털 필터, 메모리 디바이스, 컴퓨터 프로세서, 및 데이터 획득 및 디지털 신호 프로세싱을 위해 종래방법으로 사용되는 다른 수단을 포함한다. 하나의 필터는 정지된 또는 천천히 움직이는 물체 가령, 조직 즉, 혈관(126)의 벽 등에 의해 영역(128)에서 시작된 에코를 억제하는 높은 주파수 통과 필터가 될 수 있다. 일 실시예에서, 상기 모듈(112)은 디지털 형식으로 메모리(113)에 도플러 신호를 저장하는데, 이 도플러 신호는 약 2 내지 20초(바람직하게는, 5 내지 10초)의 지속시간을 갖는 적어도 하나의 시간 간격(ΔT_1) 동안에 획득되었다. 이러한 실시예에서, 상기 메모리(113)로부터, 상기 저장된 디지털화된 도플러 신호는 추가적인 프로세싱을 위해 연속 데이터 뱅크의 형태로 주파수 대역 판별기(114)에 제공될 수 있는데, 상기 각각의 연속 데이터 뱅크는 약 10 내지 100 msec(예컨대, 40 msec)의 지속시간을 갖는 시간 세그먼트(ΔT_2)에 관한 것이다.
- <32> 일 실시예에서, 상기 주파수 대역 판별기(114)는 복수의(예컨대, 4 내지 10개) 대역 통과 필터(115)(6개의 필터 115가 도시됨)를 포함하는데, 이는 선택적으로, 복수의 샘플링 신호(140)로 도플러 신호를 분해한다. 각각의 샘플링 신호(140)는 도플러 신호의 미리 선택된 주파수 범위의 일부를 나타내는 주파수 범위를 갖는데, 이러한 범위는 중첩되지 않는다. 이하에서, 용어 "주파수 범위" 및 "주파수 대역"은 교환 가능하게 사용된다. 다 같이, 상기 샘플링 신호(140)의 주파수 범위는 분해된 도플러 신호의 주파수 범위 또는 이의 부분을 포함한다.
- <33> 상기 대역 통과 필터는 1보다 더 크거나 더 작을 수 있는 동일한 증폭 계수를 갖도록 선택적으로 교정된다. 따라서 상기 샘플링 신호(140)는 신호 획득 모듈(112)에 의해 제공되는 바와 같이 도플러 신호의 순간 스펙트럼 출력 분포를 유지하므로, 각각의 샘플링 신호의 출력은 각각의 샘플링 신호(140)의 주파수 범위에서 도플러 신호의 출력에 비례한다. 도시된 실시예에서, 각각의 대역 통과 필터(115)의 출력단은 출력 미터링 유닛(116)의 각 입력단에 예시적으로 연결된다. 대안적인 실시예(미도시)에서, 이러한 출력단은 멀티플렉싱되고(예컨대, 시간 멀티플렉싱), 단일 전송 라인을 이용하여 출력 미터링 유닛(116)에 연결될 수 있다.
- <34> 상기 출력 미터링 유닛(116)은 각 샘플링 신호(140)의 출력을 선택적으로 계산하고 각각의 샘플링 신호의 출력을 시간 세그먼트(ΔT_2)의 지속시간 동안 평균화되는 것으로 각각 나타내는 복수의 신호(142)를 프로세싱 모듈(120)에 출력한다. 당업자는 상기 신호(142)가 또한 멀티플렉싱되고(예컨대, 시간 멀티플렉싱) 단일 전송 라인을 이용하여 프로세싱 모듈(120)에 연결될 수 있다는 사실을 쉽게 이해할 것이다.
- <35> 펄스전을 평가하기 위해, 하나의 예시적인 실시예에서 상기 프로세싱 모듈(120)은 예컨대, 도플러 신호의 출력대 기준선 잡음 비를 이용하여 신호의 각 주파수 대역에서 선택적으로 도플러 신호의 주기 수치를 선택적으로 계산한다. 상기 비의 피크 값과 이러한 비를 갖는 주파수 대역을 식별하는 데이터는 펄스전 검출기(122)로 전송된다. 이 펄스전 검출기(122)에서, 상기 계산된 피크 비는 검사된 혈관(예컨대, 경동맥)에서의 혈액 유동 속도를 평가하기 위한 미리 결정된 설정과 비교된다. 상기 도플러 신호의 스펙트럼 출력 분포의 특정 패턴에 관한 데이터도 또한 환자의 심장의 기계적인 활동에 관한 추가적인 진단 정보를 운반하고, 따라서, 신호 분석기(118)의 메모리에서 또는 대안적으로 데이터 프로세서(110)에서 보존될 수 있다.
- <36> 도플러 신호의 주기 수치와, 이와 같이 펄스의 상태를 평가하기 위해, 하나의 예시적인 실시예에서 프로세싱 모듈(120)은 위에서 설명된 바와 같이 각각의 기본파 및 고조파 주파수 대역에서 선택적으로 도플러 신호의 주기 수치를 선택적으로 계산한다. 앞서 언급된 잡음 분석이 실행되고, 각각의 기본파 및 고조파 신호의 기여가 맥박 지수에 포함된다. 그렇게 결정된 맥박 지수는 임계값에 대해 유효하게 되고 사용자에게 제공된다. 하나의 계산적인 기술은 자동-상관 함수가 심장의 맥박 활동을 식별하는 주기적으로 이격된 피크를 가지고 있는지에 대한 여부를 결정하기 위해 미리 결정된 시간 간격에 걸쳐 도플러 신호의 출력에 관한 자동-상관 분석을 포함한다.

상기 자동 상관 분석의 결과는 펄스 상태 검출기(123)로 전송된다. 이 펄스 상태 검출기(123)에서, 혈압의 세기는 앞서 설명되고 주기 수치와 같은 예컨대, 맥박 지수를 사용하여 평가될 수 있다. 상기 선택된 주기 수치의 계산된 값은 혈관(126)에서의 펄스 상태를 한정하고 평가하기 위해 다른 미리 결정된 설정값 및/또는 임계값과 비교될 수 있다.

- <37> 일실시예에서, 상기 프로세싱 모듈(120)은 몇몇의 심장 사이클을 포함하는 시간 주기 동안에 출력 신호(142)를 모은다. 예시적으로, 프로세싱 모듈(120)은 몇몇의 심장 사이클에 걸쳐 확장하는 시간 간격(ΔT_1)의 지속시간 동안 각각 세그먼트(ΔT_2)에 관한 데이터 블록의 형태로 신호(142)를 획득하고 각각의 이러한 데이터의 블록을 선택적으로 프로세싱할 수 있다. 이 프로세싱 모듈(120)은 당업자에게 알려진 계산 기술 가령, 대수학 및 Boolean 논리 연산, 스펙트럼 분석, 푸리에 분석(예컨대, 고속 푸리에 변환(FFT) 분석), 상관 분석 및 다른 신호 처리 기술을 이용할 수 있다.
- <38> 도 6은 초음파 진단을 위한 본 발명의 방법에 관한 하나의 예시적인 실시예의 흐름도를 도시한다. 이 방법은 예컨대, 혈액 펄류전 및/또는 환자의 펄스 상태를 검출하는 예시적인 절차를 실행하기 위한 도 5의 장치를 사용하는 것을 실행하기 위해 축소될 수 있다.
- <39> 상기 방법은 단계 601에서의 시작하여 단계 602로 진행된다. 단계 602에서, 적어도 하나의 초음파 트랜스듀서(104)는 혈관(126)(예컨대, 경동맥) 쪽으로 초음파를 방출하고 환자의 몸 영역(128)에 분산된 에코 신호를 수집하기 위해 활성화된다. 이 초음파 에코 신호는 전기 포맷으로 변환되고 데이터 프로세서(110)로 전송된다. 단계 604에서, 상기 에코 신호는 도 5를 참고하여 위에서 설명된 바와 같이 시간 간격(ΔT_1)의 지속시간 동안 획득되고, 디지털화되고, 메모리에 저장된다. 이 시간 간격(ΔT_1)은 전형적으로, 몇몇의(예컨대, 3 내지 6) 심장 사이클을 포함한다. 대안적으로, 상기 시간 간격(ΔT_1)은 미리 결정된 지속시간을 가질 수 있다. 단계 606에서, 도플러 신호의 스펙트럼 출력 분포가 복수의 이산 주파수 대역에서 한정되고 상기 시간 간격(ΔT_1)의 시간 세그먼트(ΔT_2) 내에서 평균화된다. 단계 608에서, 심장 사이클 동안에, 도플러 출력의 최대 주기 변화를 갖는 주파수 대역이 한정되고, 단계 610에서, 환자의 펄스 상태가 도 3을 참고하여 상세히 설명된 바와 같이 계산된다. 단계 612에서, 심장 사이클 동안에 도플러 출력 대 기준선 잡음의 피크 비를 갖는 주파수 대역이 한정되고, 단계 614에서, 펄류전이 도 5를 참고하여 상기에서 설명된 바와 같이 계산된다. 선택 단계 616에서, 동시에 동작하는 전기카디오그래프(ECG 시스템)를 이용하여 수집된 데이터는, 상기 방법이 아래 도 7을 참고하여 언급된 바와 같이, 세동제거 시스템에서 실행하기 위해 축소되는 경우에 사용될 수 있다. 이러한 경우에, 상기 ECG 데이터의 타이밍은 이 ECG와 초음파 스펙트로그램 사이의 시간의 지체 동안에 종래방법으로 조정될 수 있다. 일실시예에서, 단계 608, 610, 612, 614 및 616은 실질적으로 동시에 실행될 수 있다. 단계 610 및 614가 완료되자마자, 상기 방법은 이 방법이 종료하는 단계 618로 진행된다.
- <40> 도 7은 본 발명의 일실시예에 따른 예시적인 프로그래밍이 가능한 세동제거 시스템(700)의 블록도를 도시한다. 예시적으로, 이 세동제거 시스템(700)은 도 5의 초음파 진단 장치(100), 선택적인 ECG 시스템(702), 선택적인 혈압 모니터(703), 진단 정보 분석기(704), 세동제거 유닛(708) 및 이 세동제거 유닛의 프로그램 가능한 제어기(706)를 포함한다.
- <41> 상기 장치(100)는 심장의 기계적인 활동에 관한 그리고 환자의 펄류전 및 환자의 펄스 상태 중 적어도 하나를 포함하는 진단 정보(예컨대, 맥박 지수 PI)를 상기 분석기(704)에 제공한다. 초음파 진단 정보는 환자의 경동맥에 관해 실행된 측정을 이용하여 획득될 있다. 이러한 정보는 실시간으로, 환자 뇌로의 혈액 공급 상태를 진단하는데 추가적으로 사용될 수 있다.
- <42> 일실시예에서, 상기 ECG 시스템(702)과 장치(100)는 진단 데이터를 동시에 획득한다. 이러한 실시예에서, 도플러 신호의 스펙트럼 출력 분포에 관한 신호는 ECG 신호와 크로스-상관이 더 될 수 있다. 이러한 상관은 분석기(704)에 의한 진단 정보를 해석하는 정확성과 신뢰성을 더욱 증가시킬 수 있다.
- <43> 추가적인 실시예에서, 각각의 신호(142)는 분석기(704)에 연결될 수 있는데, 분석기(704)에서 이 신호(142)는 대부분 정확한 펄류전 평가를 제공하기 위해 선택적으로 ECG 신호와 크로스-상관되는 반면에, ABP 모니터는 심장의 기계적인 활동에 관한 전반적인 상태를 특징화하는 데이터 소스로서 사용될 수 있다. 대안적으로, 상기 분석기(704)는 장치(100)에 의해 제공된 진단 정보만을 사용할 수 있다.
- <44> 그러나 상기 ECG 신호가 심장의 전기적인 활동에 대응한다는 사실을 유의해야 한다. 시스템(700)에서 ECG 진단의 배타적인 사용은 심장의 맥박이 없는 전기 활동(PEA)에 의한 환자 심장의 기계적인 활동(즉, 혈액 펌핑 기능

성)의 부족을 감추게 하고, 따라서 틀린 임상적 판단을 야기할 수 있다.

<45> 상기 분석기(704)는 환자를 세동제거하고 세동제거 절차의 파라미터를 한정하는지에 대한 여부를 결정하기 위해 수집된 정보 분석을 실행한다. 동작 시, 상기 분석기(704)는 상기 절차를 실행하기 위한 제어된 고 전압 소스(710)와 어플리케이션 전극(712)(두개의 전극 712는 도시됨)을 포함하는 세동제거 유닛(708)을 구성하는 프로그램 가능한 제어기(706)로 분석 결과를 출력한다.

<46> 상기 도 5 및 도 7을 참고하여 언급된 예시적인 실시예에서, 장치(100) 및 시스템(700)의 많은 부분이 의료 초음파 및 세동제거 시스템 및 네델란드 아인트호벤의 코닌클리케 필립스 일렉트로닉스 엔.브이로부터 이용 가능한 특정 용도 집적 회로(ASICs)에서 이용 가능하다.

산업상 이용 가능성

<47> 수술한 바와 같이, 본 발명은 일반적으로 의료 초음파 진단 분야에 이용가능 하며, 더 상세하게는, 비-사인과 주기의 (혈액) 유동(flow)을 초음파로 측정하고/거나 검출하는 방법 및 장치에 이용가능 하다.

도면의 간단한 설명

<8> 도 1은 정상 유동 및 비-사인과 유동 동안에 대역을 갖는 도플러 신호의 주파수 스펙트럼을 예시한 도면.

<9> 도 2는 잡음의 기여를 억압하는데 사용되는 S자형 가중 함수를 도시한 도면.

<10> 도 3은 본 발명의 비-사인과 주기 검출 방법에 관한 흐름도를 도시한 도면.

<11> 도 4a 내지 도 4d는 본 발명의 기술과 종래 기술을 비교해서 도플러 스펙트럼 사진과 결과적인 심박 지수를 도시한 도면.

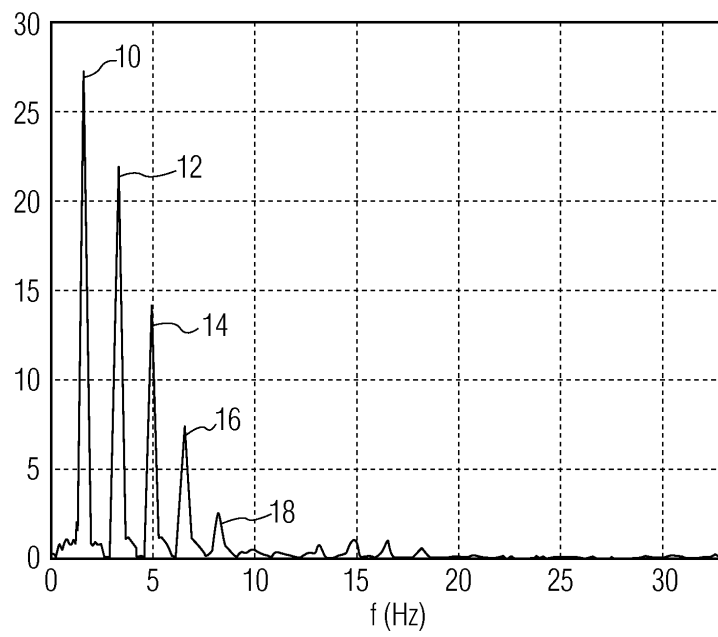
<12> 도 5는 본 발명의 일실시예에 따라서 초음파 진단을 위해 사용될 수 있는 일종의 예시적인 장치에 관한 블록도를 도시한 도면.

<13> 도 6은 펄류전 또는 혈압을 평가하는 예시적인 절차 동안에 사용될 수 있는 초음파 진단을 위한 본 발명의 방법에 관한 하나의 예시적인 실시예의 흐름도를 도시한 도면.

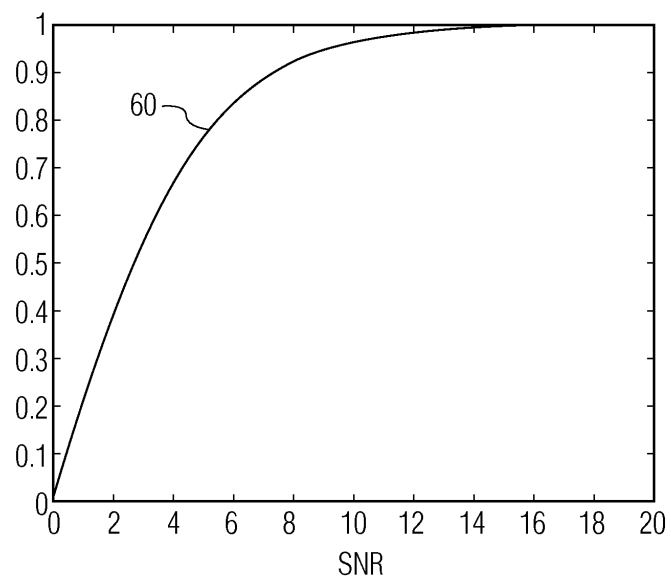
<14> 도 7은 본 발명의 일실시예에 따라 도 5의 초음파 진단 장치를 포함하는 예시적인 세동제거 장치에 관한 블록도를 도시한 도면.

도면

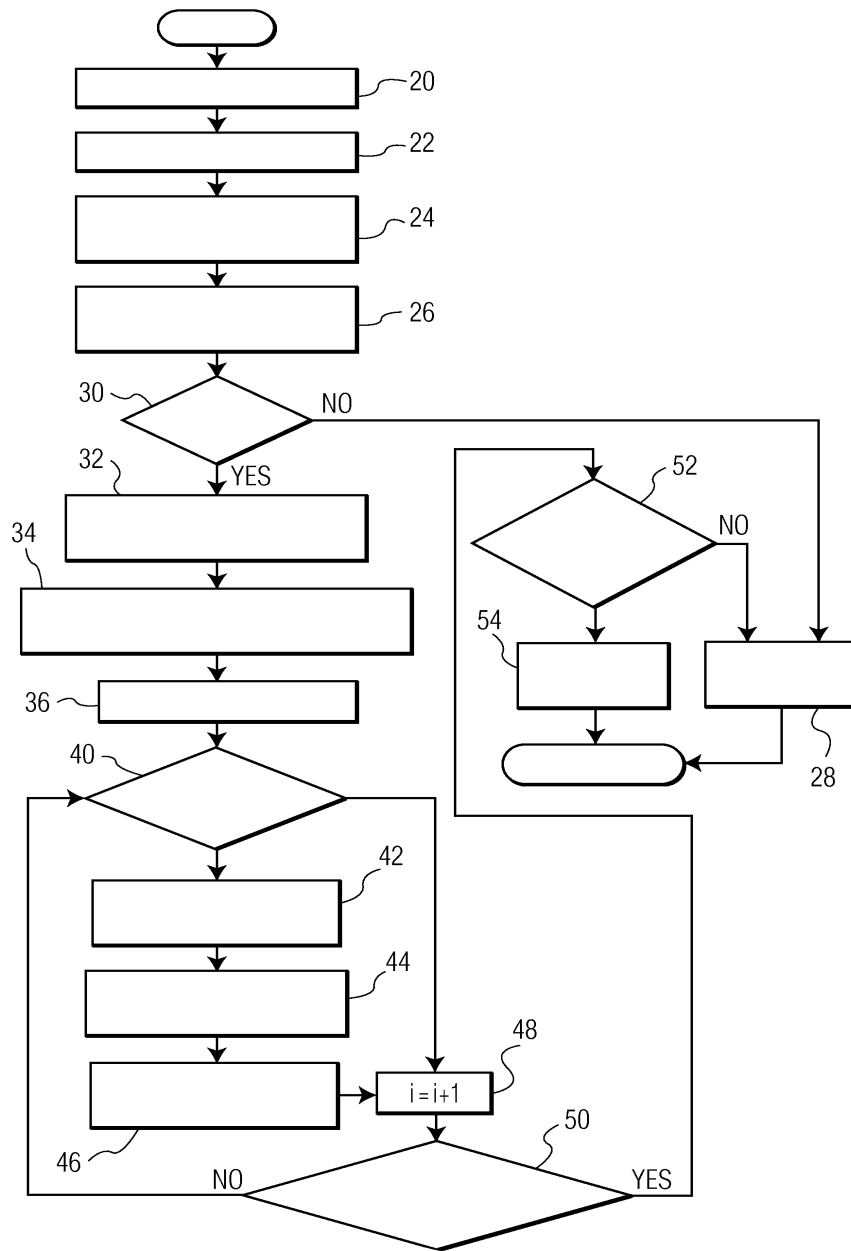
도면1



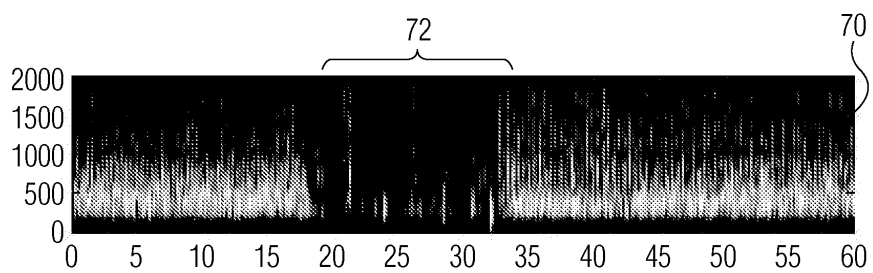
도면2



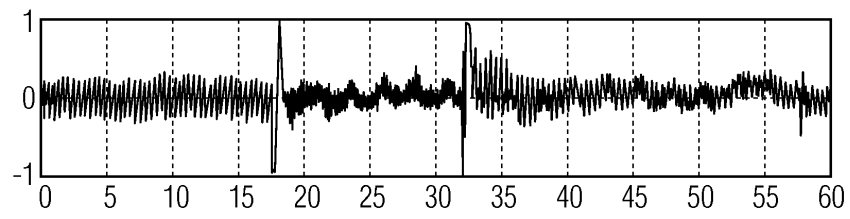
도면3



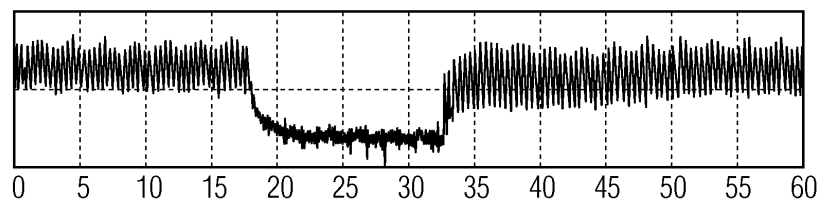
도면4a



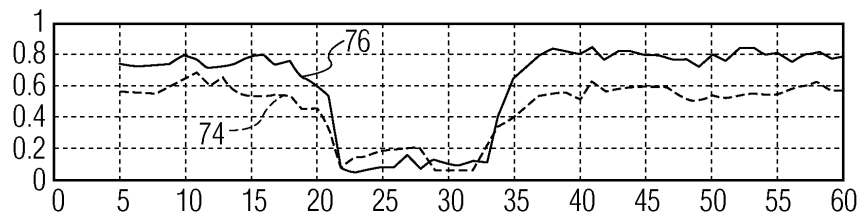
도면4b



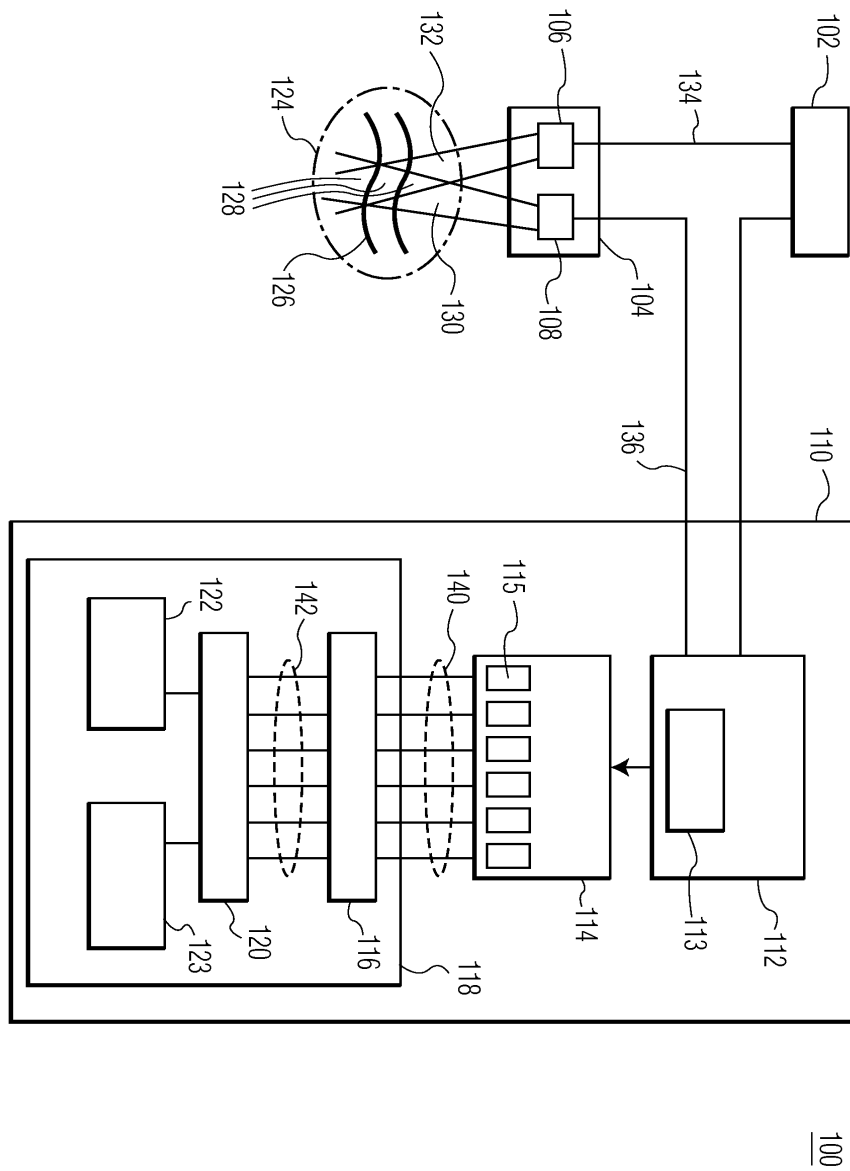
도면4c



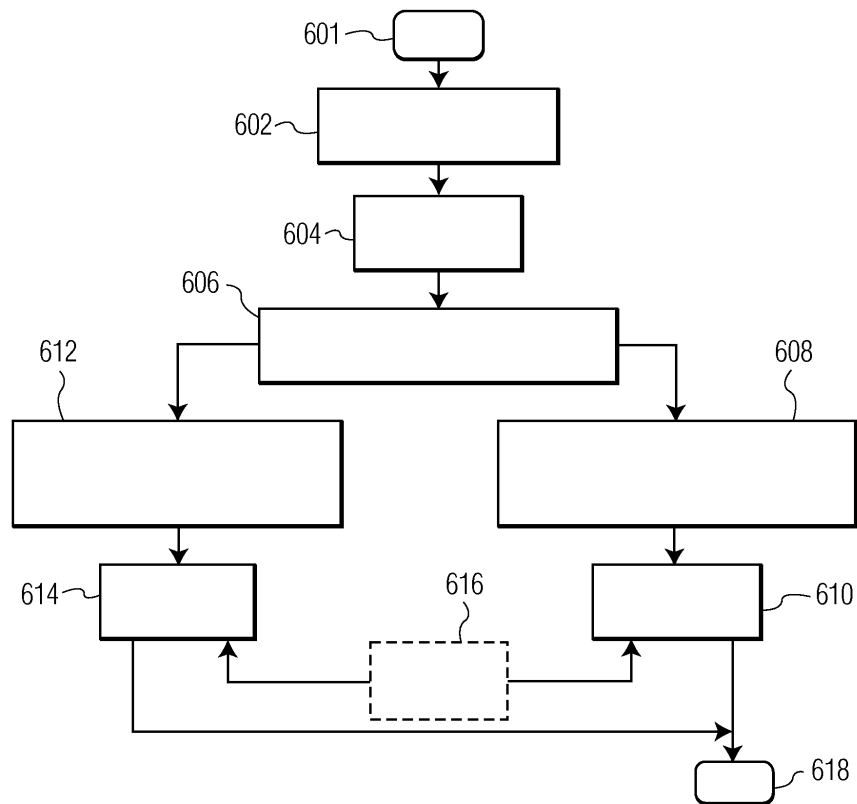
도면4d



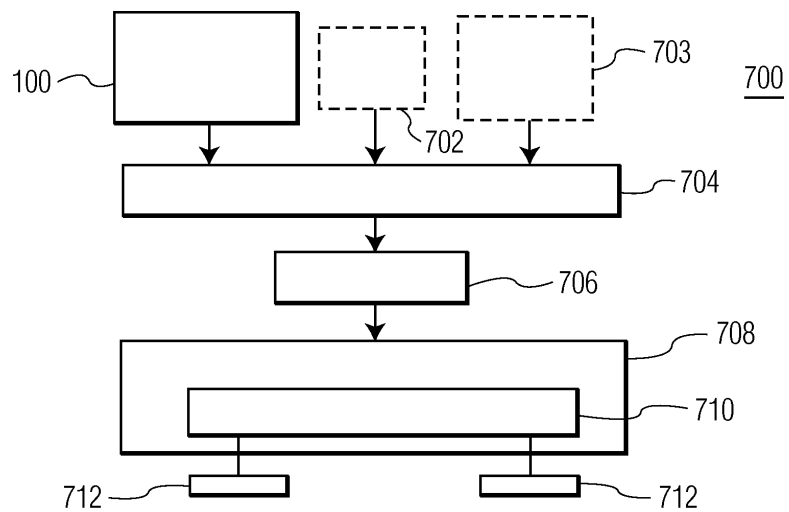
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	用于测量或检测非正弦周期的流动行为的超声波方法和设备		
公开(公告)号	KR1020080094014A	公开(公告)日	2008-10-22
申请号	KR1020087018648	申请日	2007-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	科宁欣克利凯恩菲利普斯日元.V.		
当前申请(专利权)人(译)	科宁欣克利凯恩菲利普斯日元.V.		
[标]发明人	RAJU BALASUNDARA		
发明人	RAJU, BALASUNDARA		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B5/7207 A61B5/021 A61B8/08 A61B8/543 A61N1/3925 A61B8/488 A61B5/0402 A61B8/06 A61B8/5269		
代理人(译)	MOON , KYOUNG金		
优先权	60/764838 2006-02-03 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了具有来自脉冲血流的超声多普勒信号的特定正弦波类型的循环的自动检测方法和装置。计算基本波的归一化输出的总和以及该方法具有该频带的多普勒信号的频谱中的不同谐波分量的脉冲指数。为了控制由于伪造峰值引起的贡献，在脉冲流不存在的情况下，可以将加权函数应用于来自每个谐波分量的输出。

