



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0140269
(43) 공개일자 2017년12월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/022 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/02233 (2013.01)
A61B 5/02208 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-7032695
(22) 출원일자(국제) 2016년04월15일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2017년11월10일
(86) 국제출원번호 PCT/GB2016/051065
(87) 국제공개번호 WO 2016/166554
국제공개일자 2016년10월20일
(30) 우선권주장
1506420.7 2015년04월15일 영국(GB)

(71) 출원인
유니버시티 오브 뉴캐슬 어폰 타인
영국, 엔이1 7알유, 뉴캐슬 어폰 타인, 킹스 게이트
에이 씨 코서 앤드 손 (홀딩스) 리미티드
영국 씨엠19 5큐피 할로 할로 비즈니스 파크 파크웨이 5/6
(72) 발명자
머레이 알란
영국 엔이2 3엘에이 타인 앤 위어 뉴캐슬 어폰 타인 제스먼드 미첼 애비뉴 50
정 당창
영국 엔이7 7엔엔 타인 앤 위어 뉴캐슬 어폰 타인 릴홈 로드 43
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
유미특허법인

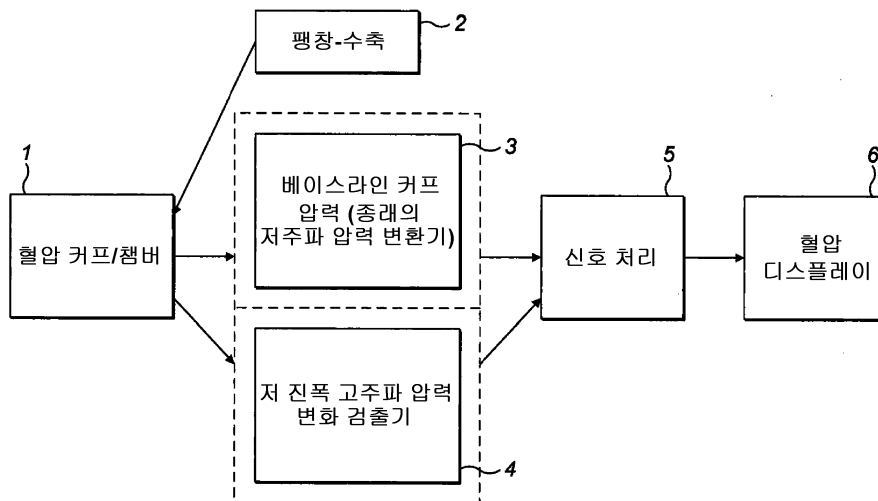
전체 청구항 수 : 총 43 항

(54) 발명의 명칭 개선된 혈압 측정 시스템

(57) 요약

본 발명은 실제 혈압을 측정할 수 있는 개선된 혈압 측정 시스템에 관한 것이다. 보다 구체적으로, 본 발명은 수축기와 확장기 사이에만 존재하는 고주파를 검출하고, 따라서 정확한 혈압 판독을 달성하기 위해 동맥의 개폐와 연관된 마이크로 펄스와 같은 측면을 식별할 수 있는 혈압 센서 또는 혈압계에 관한 것이다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/725 (2013.01)

(72) 발명자

그리피스 클리브

영국 엔이7 7알에이 타인 앤 위어 뉴캐슬 어폰 타
인 하이 히튼 스탠리 그로브 17

류 청위

영국 엔이1 7알유 타인 앤 위어 뉴캐슬 어폰 타인
킹스 게이트 씨/오 유니버시티 오브 뉴캐슬 어폰
타인

명세서

청구범위

청구항 1

혈압 측정 시스템으로서,

장치에 부착 가능한 커프 또는 챔버로서, 상기 장치는 상기 커프 또는 챔버를 선택적으로 가압할 수 있는, 커프 또는 챔버;

상기 커프 또는 챔버와 유체 연통하고, 적어도 20Hz 초과의 커프 압력 및 상기 커프 내부의 변동을 감지할 수 있는, 적어도 하나의 압력 센서;

상기 커프 또는 챔버와 유체 연통하고, 적어도 2Hz 이하의 커프 압력 및 상기 커프 내부의 변동을 감지할 수 있는, 적어도 하나의 압력 센서; 및

감지된 압력 및 변동을 분석하고 그로부터의 혈압을 결정하는 수단

을 포함하는, 혈압 측정 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 커프 또는 챔버를 선택적으로 가압하기 위한 장치를 포함하는, 혈압 측정 시스템.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 커프 또는 챔버는 상기 압력 센서(들)와 공기 연통 상태에 있는, 혈압 측정 시스템.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

20Hz 초과의 커프 또는 챔버 압력 및 상기 커프 또는 챔버 내부의 변동을 감지하고, 2Hz 미만의 커프 또는 챔버 압력 및 상기 커프 또는 챔버 내부의 변동을 감지할 수 있는 단일 압력 센서가 있는, 혈압 측정 시스템.

청구항 5

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 압력 센서는 적어도 100Hz까지의 커프 또는 챔버 압력 및 상기 커프 또는 챔버 내부의 변동을 감지할 수 있는, 혈압 측정 시스템.

청구항 6

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 압력 센서는 적어도 200Hz까지의 커프 또는 챔버 압력 및 상기 커프 또는 챔버 내부의 변동을 감지할 수 있는, 혈압 측정 시스템.

청구항 7

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 압력 센서는 적어도 300Hz까지의 커프 또는 챔버 압력 및 상기 커프 또는 챔버 내부의 변동을 감지할 수 있는, 혈압 측정 시스템.

청구항 8

제1항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 압력 센서로부터의 판독치는 20Hz 또는 30Hz 미만의 성분을 제거하도록 전자적으로 필터링되는, 혈압 측정 시스템.

청구항 9

제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 있어서,

20 또는 30과 300Hz 사이의 클래식 대역 통과 아날로그/디지털 필터를 포함하는, 혈압 측정 시스템.

청구항 10

제1항 내지 제9항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 압력 센서는 상기 커프 또는 챔버의 일부인, 혈압 측정 시스템.

청구항 11

제1항 내지 제10항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 압력 센서는 상기 커프 또는 챔버의 벽에 통합되는, 혈압 측정 시스템.

청구항 12

제1항 내지 제11항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 압력 센서는 상기 커프 또는 챔버에 가깝게 있거나 근위에 있는, 혈압 측정 시스템.

청구항 13

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 시스템은 제1 고주파 압력 센서 및 제2 저주파 압력 센서를 포함하는, 혈압 측정 시스템.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 고주파 압력 센서는 마이크로폰인, 혈압 측정 시스템.

청구항 15

제13항에 있어서,

상기 고주파 압력 센서는 적어도 20Hz 초과 또는 약 30Hz 초과를 감지하는, 혈압 측정 시스템.

청구항 16

제13항에 있어서,

상기 고주파 압력 센서는 약 20Hz에서 약 300Hz까지를 감지하는, 혈압 측정 시스템.

청구항 17

제13항에 있어서,

상기 고주파 압력 센서는 약 30Hz에서 약 300Hz까지를 감지하는, 혈압 측정 시스템.

청구항 18

제13항에 있어서,

상기 고주파 압력 센서는 약 20Hz에서 약 100Hz까지를 감지하는, 혈압 측정 시스템.

청구항 19

제13항에 있어서,

상기 고주파 압력 센서는 약 30Hz에서 약 100Hz까지를 감지하는, 혈압 측정 시스템.

청구항 20

제13항 내지 제19항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 고주파 압력 센서는 상기 커프 또는 챔버의 일부인, 혈압 측정 시스템.

청구항 21

제13항 내지 제20항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 고주파 압력 센서는 상기 커프 또는 챔버의 벽에 통합되는, 혈압 측정 시스템.

청구항 22

제13항 내지 제19항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 고주파 압력 센서는 상기 커프 또는 챔버에 가깝게 있거나 근위에 있는, 혈압 측정 시스템.

청구항 23

제13항 내지 제22항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제2 저주파 압력 센서는 적어도 2Hz 미만의 커프 또는 챔버 압력 및 상기 커프 또는 챔버 내부의 변동을 감지할 수 있는, 혈압 측정 시스템.

청구항 24

제13항 내지 제23항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 고주파 압력 센서로부터의 판독치는 20Hz 미만의 성분을 제거하도록 전자적으로 필터링되는, 혈압 측정 시스템.

청구항 25

제13항 내지 제24항 중 어느 한 항에 있어서,

20과 300Hz 사이의 클래식 대역 통과 아날로그/디지털 필터를 포함하는, 혈압 측정 시스템.

청구항 26

제25항에 있어서,

필터링된 신호는 낮은 진폭을 갖는 신호는 감소시키고 큰 진폭을 갖는 신호는 강화시키는 전달 함수의 곱셈에 의해 강화되는, 혈압 측정 시스템.

청구항 27

제13항 내지 제26항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 고주파 압력 센서로부터의 판독치는 30Hz 미만의 성분을 제거하도록 전자적으로 필터링되는, 혈압 측정 시스템.

청구항 28

제13항 내지 제24항 중 어느 한 항에 있어서,

30과 300Hz 사이의 클래식 대역 통과 아날로그/디지털 필터를 포함하는, 혈압 측정 시스템.

청구항 29

제13항 내지 제28항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 저주파 압력 센서는 상기 커프 또는 챔버의 일부인, 혈압 측정 시스템.

청구항 30

제13항 내지 제29항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 저주파 압력 센서는 상기 커프 또는 챔버의 벽에 통합되는, 혈압 측정 시스템.

청구항 31

제13항 내지 제28항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 저주파 압력 센서는 상기 커프 또는 챔버에 가깝게 있거나 근위에 있는, 혈압 측정 시스템.

청구항 32

제1항 내지 제31항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 시스템은 상기 압력 센서에 의해 감지된 정보를 처리하기 위한 수단을 포함하는, 혈압 측정 시스템.

청구항 33

제32항에 있어서,

상기 처리하기 위한 수단은 마이크로프로세서인, 혈압 측정 시스템.

청구항 34

제32항에 있어서,

상기 처리하기 위한 수단은 아날로그 프로세서 또는 디지털 프로세서인, 혈압 측정 시스템.

청구항 35

제1항 내지 제34항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 시스템은 상기 압력 센서로부터의 정보를 저장하기 위한 수단을 포함하는, 혈압 측정 시스템.

청구항 36

제1항 내지 제35항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 시스템은 사용자에게 정보를 디스플레이하기 위한 디스플레이 수단을 포함하는, 혈압 측정 시스템.

청구항 37

제36항에 있어서,

디스플레이는 시각적 디스플레이인, 혈압 측정 시스템.

청구항 38

제1항 내지 제37항 중 어느 한 항에 있어서,

참조되는 고정된 타이밍 윈도우에서 저주파 오실로메트릭 펄스의 대응하는 폭까지 정의되는 고주파 커프 압력 변화의 세그먼트는 저역 통과 필터를 사용하여 추가로 처리되고, 그 다음에 원래의 세그먼트는 필터링된 세그먼트로 대체되는, 혈압 측정 시스템.

청구항 39

제37항에 있어서,

혈압 판독치는 시간차 정보를 사용하여 결정되는, 혈압 측정 시스템.

청구항 40

혈압을 측정하는 방법으로서,

- 수축기 혈압과 연관된 적어도 20Hz보다 큰 제1 고주파 신호를 감지하는 단계;
 - 베이스라인 압력과 연관된 적어도 2Hz 이하인 저주파 신호를 감지하는 단계;
 - 확장기 혈압에서 동맥의 개방과 연관된 적어도 20Hz보다 큰 제2 고주파 신호를 감지하는 단계; 및
 - 상기 제1 및 제2 고주파 신호 및 상기 저주파 신호를 분석하여 혈압을 결정하는 단계
- 를 포함하는, 혈압을 측정하는 방법.

청구항 41

제40항에 있어서,

고주파 및 저주파 신호는 비침습적으로 검출되는, 혈압을 측정하는 방법.

청구항 42

제40항 또는 제41항에 있어서,

수축기 혈압과 확장기 혈압 사이의 적어도 20Hz보다 큰 모든 고주파 신호를 감지하는 단계를 더 포함하는, 혈압을 측정하는 방법.

청구항 43

수축기 혈압 및 확장기 혈압과 연관된 고주파 신호를 감지함으로써 혈압을 측정하기 위한 제1항 내지 제39항 중 어느 한 항의 시스템의 용도.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 실제 혈압을 측정할 수 있는 개선된 혈압 측정 시스템에 관한 것이다. 보다 구체적으로, 본 발명은 수축기와 확장기 사이에만 존재하는 고주파를 검출하는 새로운 기술을 사용하여 정확한 혈압 판독을 달성하기 위해 동맥의 개폐와 연관된 마이크로 펄스를 식별하는 혈압 모니터 또는 혈압계에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 고혈압(blood pressure, BP)은 관상 동맥 질환, 울혈성 심부전, 신장 질환, 및 뇌졸중의 주요 심혈관 위험 인자 중 하나이다. 혈압 측정의 중요성과 광범위한 사용에도 불구하고, 종종 부적절한 조작자 교육 또는 디바이스 사이의 변동성 때문에 (미국 심장 협회(American Heart Association, AHA)와 영국 및 유럽 고혈압 학회(British and European Hypertension Societies, BHS, ESH)의) 임상 실습에서 가장 잘 수행되지 않은 진단 측정 중 하나라고 일반적으로 받아 들여지고 있다.

[0003] 혈압계 또는 혈압 모니터는 당업계에 잘 알려져 있다. 통상적으로, 그것들은 가장 흔하게는 대략 심장 레벨에서 환자의 상완 주위에 포지셔닝하기 위한 (일부 경우에는 환자의 손목 또는 손가락 주위에 포지셔닝될 수 있음) 팽창식 커프, 커프 압력을 측정하기 위한 압력계 또는 변환기, 및 혈류를 제한하기 위해 커프를 팽창시키기 위한 기구를 포함한다. 또한, 커프 압력의 제어된 수축을 허용하는 밸브가 있다. 일부 경우에는, 팽창식 커프가 가압 챔버의 형태를 취할 수 있다.

[0004] 종래의 혈압계는 수동이고, 환자의 BP를 측정하고 결정하기 위해 숙련된 종사자에 의해 사용된다. 이 디바이스는 청진을 위해 청진기를 사용하며 상당한 교육을 필요로 한다. 그것들은 종종 코로트코프(Korotkoff) 소리라고 지칭되는 특유의 소리를 종사자가 들을 수 있도록 조용한 환경에서 사용되어야 한다. 코로트코프 소리는 청진기가 혈압계 커프의 원위부인 상완 동맥 위에 있을 때 들리는 가청 소리이다. 그 소리는 통상적으로 커프 압력이 수축기 혈압(systolic blood pressure, SBP) 미만이고 확장기 혈압(diastolic blood pressure, DBP) 초과일 때 들리지만, 이 소리가 이 범위 밖에서, 특히 DBP 미만일 때 들릴 수 있다는 문제를 겪고 있다. 그것들은 박동성 혈압이 커프 압력을 초과하여 상승하고 커프 압력 미만으로 떨어짐에 따라 동맥에서의 혈류가 시작되고 중지되는 것과 연관된다. 커프 압력이 조정됨에 따라, SBP 및 DBP를 포함하는 범위에 걸쳐, 코로트코프 사운드

의 나타남 및 없어짐은 SBP 및 DBP가 추정될 수 있게 한다. 이 유형의 수동 혈압계는 가장 정확하고 재현 가능한 판독치를 제공하는 "황금(gold) 표준" 측정으로 간주된다.

[0005] 보다 최근에는, 자동화된 전자 또는 디지털 혈압계가 개발되어 의사의 수술 시에, 병원에서, 그리고 환자에 의해 가정에서 흔하게 사용된다. 자동화된 디바이스는 일반적으로 청진보다는 BP를 결정하기 위해 오실로메트릭 측정의 전자 계산을 사용하므로 수동 혈압계와 달리 상당한 교육 없이도 사용될 수 있다. 또한, 판독치를 획득하기 위해 환경이 반드시 조용하지 않아도 되므로 더 넓은 범위의 환경에서 사용될 수 있다. 일부 자동화된 디바이스는 코로트코프 소리를 검출하고 분석하기 위해 커프의 원위 가장자리 아래에 마이크로폰을 사용하려고 시도했지만 동맥 위의 정확한 배치가 문제가 되었다. 코로트코프 소리에 대한 자동화된 검출 방법의 효율성을 개선하기 위한 시도가 이루어졌지만, 구현하기 복잡하고 어렵다.

[0006] 대부분의 자동화된 디바이스에 의해 활용되는 오실로메트릭 기술이 이 단락에서 간략하게 설명된다. 뛰고 있는 심장에 의해 생성되는 박동 압력은 동맥이 팽창되고 수축되게 한다. 이 효과는 대략 SBP와 DBP 사이의 압력에서 동맥이 혈압 커프로 둘러싸일 때 과장된다. 이 효과와 연관된 부피의 변화는 팔의 부드럽고 비압축성인 조직을 통해 커프의 내벽으로 전달되어 커프의 주머니에 있는 밀폐된 가스의 부피에 작은 변화를 만든다. 보일의 법칙(Boyle's Law)에 의해, 이는 커프에서의 '준 정적(quasi-static)' 압력에 저 진폭 박동 변화를 중첩시킨다. SBP를 초과하는 커프 압력의 경우, 이러한 박동 변화는 상대적으로 작으며, 그 다음에 SBP와 DBP 사이에서는 최대치(통상적으로 진폭 1-2mmHg)까지 꾸준히 올라가고, 그 다음에 DBP 아래로 다시 떨어진다. 진폭의 변화는 점진적이므로 SBP 및 DBP의 정확한 측정이 불가능하다. 그러나, 산술 알고리즘은 진폭의 변화 패턴으로부터 BP가 추정될 수 있게 하는 통계에 기초하여 개발되었다. BP를 결정하기 위한 이들 기술 및 연관된 알고리즘은 당업계에 잘 알려져 있다. 일부 경우에는 필요로 하는 혈압 판독치가 획득될 때까지 커프 압력이 증가되고, 한편 다른 경우에는 커프가 먼저 고압으로 되고 그 다음에 필요로 하는 판독치가 획득될 때까지 증분으로 감소된다. 점증적인 감압보다는 부드러운 감압을 제공하는 것이 또한 가능하다.

[0007] 자동화된 디지털 혈압계는 "황금 표준" 수동 혈압계와 비교했을 때 상당한 사용 편의성을 갖지만, 혈압 판독치의 정확성 및 재현성에 문제가 있음이 잘 입증되었다. 그러나, 수동 혈압계를 사용하여 코로트코프 소리를 식별하는 데 필요로 하는 고등 기술로 인해 오실로메트릭 기술을 사용하는 자동화된 시스템이 인기를 얻었지만, 때로는 신뢰할 수 없는 선택이었다.

[0008] 수동 '황금 표준' 혈압계조차도 확장기를 정확하게 검출하는 것이 종종 어려운 것으로 또한 알려져 있다. 통상적으로, 수축기 혈압은 첫 코로트코프 소리가 처음으로 들리는 압력으로 취해지고, 확장기 혈압은 코로트코프 소리가 거의 들리지 않는 압력이다; 수축기 혈압과 확장기 혈압 사이에서, 코로트코프 소리는 피크이고 그 다음에 사라지기 시작한다. 그러나, 심지어 숙련된 종사자에게도, 코로트코프 소리가 사라짐에 따라 확장기가 발생한 때를 결정하는 것은 매우 어려우며, 판단하기 매우 어려울 수 있다. 또한, 배경 노이즈가 있다면, 양호한 청력을 가진 숙련된 사용자를 필요로 한다. 커프의 청진기 하류의 포지셔닝이 또한 중요하며 올바른 적용을 위한 교육을 필요로 한다. 사용 중에 청진기의 움직임을 최소화하기 위해, 커프의 하류 단부에서, 청진기를 커프 아래에 포지셔닝하려는 시도가 이루어졌다.

[0009] 다음 단락에서는 '황금 표준' 청진 방법을 더 상세히 설명한다. 혈압계의 커프가 환자의 상완 주위에 배치되고 환자의 수축기 혈압을 초과하는 압력으로 팽창되고 청진기가 동맥 위에서 커프의 하류에 포지셔닝되면, 코로트코프 소리가 들리지 않는다. 이는 혈류를 완전히 폐색하고 동맥이 닫힌 채로 있도록 커프의 압력이 충분히 높기 때문이다.

[0010] 환자의 수축기 혈압과 같은 수준으로 압력이 떨어지면, SBP의 작은 변화로 인해 소리가 연속적인 박동으로 계속되는 경우가 발생할 수는 있지만, 첫 코로트코프 소리가 들려야 한다. 적어도 두 번의 연속적인 박동에 대한 반복적인 소리는 커프 압력을 수축기 혈압으로 간주할 수 있게 한다. 커프의 압력이 더 떨어지도록 허용됨에 따라, 커프의 압력이 수축기 압력을 초과하고 그리고 확장기 압력 미만에 있는 동안 쿵쿵거리는 소리 또는 잡음이 계속 들려온다.

[0011] 결국, 커프의 압력이 더 떨어짐에 따라, 소리의 품질이 변하고, 그 다음에 소리가 없어지고, 마침내 사라진다. 이는 커프의 혈압이 확장기 혈압 아래로 떨어짐에 따라, 커프가 더 이상 혈류에 대한 제한을 제공하지 않아 혈류가 다시 부드러워져서 더 이상 가청 소리를 생성하지 않기 때문에 발생한다. 소리의 없어짐은 확장기 혈압으로 간주된다. 이러한 "사라짐"은 소리를 더 이상 들을 수 없을 때를 정확하게 결정하는 것이 매우 어렵기 때문에 인식하기가 특히 어려울 수 있다.

[0012] 현재, 현재 형태의 혈압계 중 임의의 것을 사용하여 동맥의 실제 개폐가 발생할 때를 정확히 찾아내는 것은 어렵다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0013] 수동 혈압계 및 자동화된 혈압계 양자 모두와 연관된 문제점 중 하나 이상을 제거하거나 완화시키는 것이 본 발명의 목적이다.

과제의 해결 수단

- [0014] 본 발명의 제1 양태에 따르면,
- [0015] 장치에 부착 가능한 커프 또는 챔버로서, 장치는 상기 커프 또는 챔버를 선택적으로 가압할 수 있는, 커프 또는 챔버;
- [0016] 커프 또는 챔버와 유체 연통하는 적어도 하나의 압력 센서로서, 상기 센서는 적어도 20Hz 초과와 커프 압력 및 그 내부의 변동을 감지할 수 있는, 적어도 하나의 압력 센서;
- [0017] 커프 또는 챔버와 유체 연통하는 적어도 하나의 압력 센서로서, 상기 센서는 2Hz 이하의 커프 압력 및 그 내부의 변동을 감지할 수 있는, 적어도 하나의 압력 센서; 및
- [0018] 감지된 압력 및 변동을 분석하고 그로부터의 혈압을 결정하는 수단을 포함하는 혈압 측정 시스템이 있다.
- [0019] 본원에서 설명된 새로운 기술은 압력 측정 중에 동맥의 실제 개폐를 검출하므로 당업계에서 설명된 두 기술과 실질적으로 상이하다. 빠른 고주파 스냅 동맥 액션을 검출하므로, "동맥 스냅 기술"이라고 칭할 수 있다.
- [0020] 바람직하게는, 적어도 20Hz 초과와 커프 압력 및 그 내부의 변동을 감지할 수 있는 상기 적어도 하나의 센서는 각각 수축기 혈압 및 확장기 혈압에서의 동맥 개폐와 연관된 미묘한 압력 변화에 의해 생성된 고주파 신호를 감지할 수 있다. 베이스라인 커프 압력은 적어도 2Hz 아라인 커프 압력 및 그 내부의 변동을 감지할 수 있는 적어도 하나의 센서에 의해 검출될 수 있다. 이는 상기 적어도 하나의 센서에 의해 검출된 고주파 마이크로 펄스와 연계하여 SBP 및 DBP의 식별을 할 수 있게 한다.
- [0021] 커프 압력이 SBP와 DBP 사이에 있을 때, 오실로메트릭 파형의 상승 압력 성분에 중첩되어, 매우 낮은 진폭의 빠른 부압 편향(대략 0.05mmHg의 진폭)이 관찰되었음이 밝혀졌다. 이 압력 변화는 코로트코프 소리 바로 직전에 있었고, 팔꿈치 근처의 상완 동맥을 통해 들렸다. 커프 압력이 SBP 초과이고 DBP 미만일 때 이러한 작은 마이크로 펄스는 없어졌다.
- [0022] 관찰된 마이크로 신호의 근원은 다음과 같다고 믿어진다. 커프 압력이 SBP와 DBP 사이일 때, 각각의 심장 박동 중에 동맥 압력이 상승하기 시작한다. 처음에 동맥은 커프 압력에 의해 폐색되었다. 동맥압이 커프 압력에 도달할 때, '댐 버스트' 또는 '수문 개방' 및 이전에 폐색된 동맥을 통한 갑작스러운 혈액 급증이 있다. 이는 커프 압력의 매우 작은 진폭의 빠른 감소에 따라 (보일의 법칙에 의해) 검출되는 부피의 순전히 작고 짧은 감소를 초래한다. 압력의 매우 작은 진폭의 빠른 감소는 고감도 고주파 응답 압력 센서에 의해 차례로 검출될 수 있다. 이것은 이전에 폐색된 동맥이 계속해서 채워짐에 따라 오실로메트릭 파형의 상승 압력의 지속에 의해 즉시 추월된다.
- [0023] 이 파형은 대역 통과 필터링을 포함하는 적절한 신호 처리에 의해 더 구별될 수 있고, 신호의 주성분이 낮은 오디오 대역폭에 있기 때문에, 높은 커프 압력이 존재할 시에 계속 기능할 수 있는 종래의 민감한 마이크로폰이 적절한 검출기를 제공할 수 있다. 갑작스러운 급증이 없어 SBP 위에서 (동맥이 폐색되어 있을 때) 그리고 DBP 아래에서 (동맥이 개방되어 있을 때) 파형이 없어지므로 실제 혈압의 정확한 측정을 위한 기초를 제공할 수 있다. 또한, 마이크로 신호는 당업계에 알려진 일반적인 원리를 통해 신호 처리 및 컴퓨터 알고리즘에 의해 검출될 수 있기 때문에, 자동화된 기술을 위한 기초를 제공한다.
- [0024] 이와 같이, 본 발명은 BP를 결정하기 위해 오실로메트릭 기술에 기초한 코로트코프 소리 또는 추정치의 검출에 의존하지 않으며, 따라서 당업계에 알려진 수동 및 자동화된 혈압계와 연관된 문제점을 제거하거나 적어도 완화시킨다. 또한, 본 발명은 비침습적이고, 커프 내의 유체와 연관된 신호의 검출에 의존하며, 이는 당업계에서 설명된 청진 방법에 비해 이점을 제공한다.

- [0025] 바람직하게는, 시스템은 상기 커프 또는 챔버를 선택적으로 가압하기 위한 장치를 포함한다.
- [0026] 바람직하게는, 커프 또는 챔버는 압력 센서(들)와 공기 연통 상태에 있다.
- [0027] 선택적으로, 20Hz 초과와 커프 또는 챔버 압력 및 그 내부의 변동을 감지하고, 2Hz 미만의 베이스라인 커프 또는 챔버 압력 및 그 내부의 변동을 감지할 수 있는 단일 압력 센서가 있다.
- [0028] 저주파 압력 감지는 가압/팽창 또는 감압/수축할 때 베이스라인 압력을 제공하여 베이스라인 커프 또는 챔버 압력의 측정을 할 수 있게 하고, 한편 고주파 압력 감지는 발명자에 의해 식별된 스냅 마이크로 펄스의 측정을 할 수 있게 한다. 시스템이 압력의 고주파 변동 및 베이스라인 커프 압력을 측정하기 때문에, 수축기 및 확장기와 연관된 마이크로 펄스의 결정을 할 수 있게 한다.
- [0029] 선택적으로, 상기 압력 센서는 적어도 100Hz까지의 커프 또는 챔버 압력 및 그 내부의 변동 양자 모두를 감지할 수 있다.
- [0030] 선택적으로, 상기 압력 센서는 적어도 200Hz까지의 커프 또는 챔버 압력 및 그 내부의 변동 양자 모두를 감지할 수 있다.
- [0031] 선택적으로, 상기 압력 센서는 적어도 300Hz까지의 커프 또는 챔버 압력 및 그 내부의 변동 양자 모두를 감지할 수 있다.
- [0032] 특정 실시예에서, 센서는 식별된 상위 주파수를 넘어서 판독할 수 있음이 이해될 것이다.
- [0033] 선택적으로, 압력 센서로부터의 판독치는 20Hz 또는 30Hz 미만의 성분을 제거하도록 전자적으로 필터링된다.
- [0034] 바람직하게는, 고역 통과 디지털 필터가 사용된다.
- [0035] 선택적으로, 필터링된 신호는 낮은 진폭을 갖는 신호는 감소시키고 큰 진폭을 갖는 신호는 강화시키는 전달 함수의 곱셈에 의해 강화된다.
- [0036] 20 또는 30과 300Hz 사이의 클래식 대역 통과 아날로그/디지털 필터가 사용될 수 있다.
- [0037] 바람직하게는, 압력 센서는 커프 또는 챔버의 일부이다. 바람직하게는, 압력 센서는 커프 또는 챔버의 벽에 통합된다.
- [0038] 대안적으로, 압력 센서는 커프 또는 챔버에 가깝게 있거나 근위에 있다.
- [0039] 대안적으로, 시스템은 제1 고주파 압력 센서 및 제2 저주파 압력 센서를 포함한다.
- [0040] 바람직하게는, 고주파 압력 센서는 마이크로폰이다.
- [0041] 대안적으로, 고주파 압력 센서는 적어도 20Hz 초과 또는 약 30Hz 초과를 감지한다.
- [0042] 바람직하게는, 고주파 압력 센서는 약 20Hz에서 약 300Hz까지를 감지한다.
- [0043] 대안적으로, 고주파 압력 센서는 약 30Hz에서 약 300Hz까지를 감지한다.
- [0044] 대안적으로, 고주파 압력 센서는 약 20Hz에서 약 100Hz까지를 감지한다.
- [0045] 대안적으로, 고주파 압력 센서는 약 30Hz에서 약 100Hz까지를 감지한다.
- [0046] 특정 실시예에서, 센서는 식별된 상위 및 하위 주파수를 넘어서 판독할 수 있음이 이해될 것이다.
- [0047] 바람직하게는, 고주파 압력 센서는 커프 또는 챔버의 일부이다. 바람직하게는, 고주파 압력 센서는 커프 또는 챔버의 벽에 통합된다.
- [0048] 대안적으로, 고주파 압력 센서는 커프 또는 챔버에 가깝게 있거나 근위에 있다.
- [0049] 바람직하게는, 제2 저주파 압력 센서는 적어도 2Hz 미만, 또는 2Hz 미만의 베이스라인 커프 또는 챔버 압력 및 그 내부의 변동을 감지할 수 있다.
- [0050] 선택적으로, 고주파 압력 센서로부터의 판독치는 20Hz 미만의 성분을 제거하도록 전자적으로 필터링된다.
- [0051] 20과 300Hz 사이의 클래식 대역 통과 아날로그/디지털 필터가 사용될 수 있다.
- [0052] 선택적으로, 고주파 압력 센서로부터의 판독치는 30Hz 미만의 성분을 제거하도록 전자적으로 필터링된다.

- [0053] 30과 300Hz 사이의 클래식 대역 통과 아날로그/디지털 필터가 사용될 수 있다.
- [0054] 바람직하게는, 고주파 압력 센서는 커프 또는 챔버의 일부이다. 바람직하게는, 저주파 압력 센서는 커프 또는 챔버의 벽에 통합된다.
- [0055] 대안적으로, 저주파 압력 센서는 커프 또는 챔버에 가깝게 있거나 근위에 있다.
- [0056] 선택적으로, 시스템은 압력 센서에 의해 감지된 정보를 처리하기 위한 수단을 포함한다. 이는 임의의 형태의 프로세서일 수 있고, 기본적인 기계적 처리 및/또는 전기적 처리를 포함할 수 있다.
- [0057] 처리하기 위한 수단은 마이크로프로세서일 수 있다.
- [0058] 처리하기 위한 수단은 아날로그 프로세서 또는 디지털 프로세서일 수 있다.
- [0059] 시스템은 압력 센서로부터의 정보를 저장하기 위한 수단을 포함할 수 있다.
- [0060] 바람직하게는, 시스템은 사용자에게 정보를 디스플레이하기 위한 디스플레이 수단을 포함한다.
- [0061] 시스템은 예를 들어 (종래 디바이스의 경우) 실시간 커프 압력, 저장된 '마이크로 펄스' 파형, 수축기 혈압(SBP) 및 확장기 혈압(DBP), 심박수, 및/또는 심장 리듬을 디스플레이할 수 있다.
- [0062] 바람직하게는, 필터링된 신호는 전달 함수의 곱셈에 의해 처리된다. 이 처리는 낮은 진폭을 갖는 신호를 감소시키고 상대적으로 큰 진폭을 갖는 신호를 강화시킨다.
- [0063] 선택적으로, 박동-박동(beat-to-beat) 레벨에서, 참조되는 고정된 타이밍 윈도우에서 저주파 오실로메트릭 펄스의 대응하는 풋(foot)까지 정의되는 고주파 커프 압력 변화의 한 세그먼트는 저역 통과 필터를 사용하여 마이크로 펄스를 정확하게 식별하고 노이즈 감소를 위해 타이밍 윈도우 내에서 추가로 처리되고, 그 다음에 원래의 세그먼트는 더 나은 BP 결정을 위해 필터링된 세그먼트로 대체된다.
- [0064] 선택적으로, 혈압 관독치는 또한 오실로메트릭 펄스의 풋과 고주파 커프 압력 변화의 피크 사이의 시간차 정보의 갑작스러운 변화로부터 결정될 수 있다.
- [0065] 본 발명의 제2 양태에 따르면,
- [0066] - 수축기 혈압과 연관된 적어도 20Hz보다 큰 제1 고주파 신호를 감지하는 단계;
- [0067] - 베이스라인 압력과 연관된 적어도 2Hz 이하인 저주파 신호를 감지하는 단계;
- [0068] - 확장기 혈압에서 동맥의 개방과 연관된 적어도 20Hz보다 큰 제2 고주파 신호를 감지하는 단계; 및
- [0069] - 제1 및 제2 고주파 신호 및 저주파 신호를 분석하여 혈압을 결정하는 단계를 포함하는 혈압을 측정하는 방법이 제공된다.
- [0070] 바람직하게는, 고주파 및 저주파 신호는 비침습적으로 검출된다.
- [0071] 일 실시예에서, 방법은 가압 가능한 커프 또는 챔버를 사용하여 혈관에 압력을 가하여 상기 혈관을 폐색시키고, 혈관이 다시 개방될 때까지 가해지는 압력을 점차적으로 감소시키는 단계를 추가로 포함한다. 바람직하게는, 가해진 압력은 혈관이 완전히 다시 개방될 때까지 감소된다.
- [0072] 바람직하게는, 제1 및 제2 고주파 신호는 커프 압력 및 그 내부의 변동에 의해 감지된다. 또한, 저주파 신호는 커프 압력 및 그 내부의 변동에 의해 감지될 수 있다.
- [0073] 바람직하게는, 방법은 수축기 혈압과 확장기 혈압 사이의 적어도 20Hz보다 큰 모든 고주파 신호를 감지하는 단계를 추가로 포함한다. 동맥이 수축될 때 수축기 혈압과 확장기 혈압 사이에서, 매 박동마다 개방되고 폐쇄되어, 바람직하게는 커프 압력 및 그 내부의 변동에 의해 감지되는 고주파 신호를 생성하는 것으로 이해된다.
- [0074] 본 발명의 제3 양태에 따르면, 수축기 혈압 및 확장기 혈압과 연관된 고주파 신호를 감지함으로써 혈압을 측정하기 위한 본 발명의 제1 양태의 시스템의 용도가 제공된다.
- [0075] 본 발명의 배경에 대한 전술한 논의는 단지 본 발명의 이해를 용이하게 하고자 하는 것이다. 참조된 자료는 본 출원의 우선일자로 통상적인 일반적 지식의 일부였음이 이해되어야 한다.
- [0076] 본 명세서의 설명 및 청구 범위 전반에 걸쳐, "포함하다" 및 "포함되어 있다"라는 단어 및 그 단어의 변형, 예를 들어 "포함하는" 및 "포함한다"는 "포함하지만 이에 국한되지 않음"을 의미하고, 다른 구성 요소, 정수, 또

는 단계를 배제하고자 하지 않는다 (그리고 배제하지 않는다).

- [0077] 본 명세서의 설명 및 청구 범위 전반에 걸쳐, 문맥상 달리 요구되지 않는 한 단수는 복수를 포함한다. 특히, 부정 관사가 사용되는 경우, 문맥상 달리 요구하지 않는 한, 명세서는 단수형뿐만 아니라 복수형도 고려하는 것으로 이해되어야 한다.
- [0078] 이 문서 전반에 걸쳐, 자동화된 혈압계에 대한 언급은 예를 들어 전자적으로 동작되는 펌프 및 밸브에 의해 커프 또는 챔버가 가압되고 감압되는 완전 자동 디바이스, 및 펌핑 밸브를 사용하여 수동으로 커프 또는 챔버가 팽창되거나 가압되는 반자동 디바이스에 관한 것이다.
- [0079] 그 자체로는 내부 충을 갖지 않을 수 있는 챔버 또는 가압 가능한 챔버일 수 있는, 당업자가 이해할 커프 또는 팽창 가능한 커프가 참조되었음에 유의해야 한다.
- [0080] 본 발명의 특정 양태, 실시예, 또는 예와 연계하여 설명된 특징, 정수 또는 문자, 및 복합물은 이들과 양립할 수 없지 않는 한 본원에서 설명된 임의의 다른 양태, 실시예, 또는 예에 적용 가능한 것으로 이해되어야 한다.

도면의 간단한 설명

- [0081] 이제 첨부된 도면을 참조하여 비제한적인 예로서 본 발명의 바람직한 실시예(들)에 대한 설명이 뒤따르며, 여기서:
- 도 1은 본 발명의 시스템에 대한 일반적인 시스템 레이아웃을 도시하는 다이어그램이다;
- 도 2a 및 도 2b: 혈압 측정 시스템 설정의 예(왼쪽), 및 혈액 커프로부터 기록된 커프 압력 파형(각각의 윈도우의 오른쪽 상단)과 고주파 커프 압력 변화(각각의 윈도우의 오른쪽 하단)의 예;
- 도 3: 고주파(high frequency, HF) 압력 센서 위치의 세 가지 가능한 실시예.
- 도 4: 두 위치에서 센서로 기록된 고주파 커프 압력 변화.
- 도 5: 처리된 고주파 커프 압력 변화. 상단: 30-300Hz 대역 통과 필터를 사용한 필터링된 고주파 커프 압력 변화; 가운데: 노이즈 감소의 추가 처리(노이즈가 존재한다면 필요로 할 수 있음); 하단: 강화의 추가 처리.
- 주의: 이 예는 SBP 초과 및 DBP 미만의 노이즈가 감소되는 추가 처리 후에 더 정확한 BP 결정이 달성될 수 있음을 명확하게 보여준다.
- 강화:** 필터링된 신호는 전달 함수의 곱셈에 의해 처리된다. 이 처리는 낮은 진폭을 갖는 신호를 감소시키고 상대적으로 큰 진폭을 갖는 신호는 강화시킨다.
- 노이즈 감소:** 박동 단위(beat-by-beat) 레벨에서, 참조되는 고정된 타이밍 윈도우에서 저주파 오실로메트릭 펄스의 대응하는 곳까지 정의되는 고주파 커프 압력 변화의 한 세그먼트는 저역 통과 필터를 사용하여 노이즈 감소를 위해 추가 처리되어 마이크로 펄스를 더 잘 식별한다. 그 다음에, 원래의 세그먼트는 필터링된 세그먼트로 대체된다.
- 도 6: 저주파 오실로메트릭 펄스(상단), 및 고주파 마이크로 신호 펄스 및 오실로메트릭 파형 양자 모두의 성분을 포함하는 커프 변화(가운데)로, 오실로메트릭 펄스와 관련하여 동맥 개방 펄스의 포지션을 보다 쉽게 볼 수 있게 함. 도면의 하단에는, 오실로메트릭 펄스의 꺾(Δ로 표시됨) 및 커프 압력 변화 신호의 피크(*로 표시됨) 사이의 시간차가 도시된다. 처음에는, 이 시간이 단순히 오실로메트릭 펄스의 리딩 에지를 검출하지만, SBP에 도달하자마자 타이밍이 갑자기 오실로메트릭 펄스의 피크로 변화되고, 그 다음에 DBP에 도달할 때까지 계속 줄어든다. 오실로메트릭 펄스와 관련한 고주파 스냅 마이크로 신호 펄스의 분석은 검출 시간 윈도우가 설정되는 것을 가능하게 하여, 노이즈를 배제하는 것을 돕고 노이즈가 많은 조건에서 SBP 및 DBP의 검출을 보다 정확하게 한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0082] 본 발명에 따른 일반적인 시스템이 도 1에 도시되어 있다. 혈압 커프 또는 챔버(1)는 종래의 커프일 수 있거나, 내부 충이 없는 챔버(통상적으로 낮은 내부 체적을 갖는 챔버, c.f. 종래의 커프)를 포함하는 맞춤형 디자인일 수 있다.
- [0083] 바람직한 실시예에서, 커프 또는 챔버는 마이크로폰을 포함하지만, 이는 대신에 커프 또는 챔버에 가까이에 있

을 수 있거나 실제로 커프 또는 챔버로부터 멀리 떨어져, 예를 들어 프로세서를 하우징하는 주 디바이스 본체에 있을 수 있다. 베이스라인 커프 압력을 관독하기 위해 저주파 압력 변환기가 또한 존재한다. 특정 실시예에서, 단일 압력 센서 또는 압력 변환기는 저주파 및 고주파 양자 모두를 관독한다.

[0084] 시스템은 커프를 팽창/수축시키기 위한 수단(2) 또는 그것이 사용되는 경우 챔버를 가압/감압시키기 위한 수단을 포함할 수 있다. 커프 팽창/수축 또는 챔버 가압/감압은 종래의 혈압계 기술로부터 알려진 바와 같이 수동 또는 자동화 중 어느 일방으로 될 수 있다. 대안적으로, 그러한 수단(2)은 시스템의 일부를 형성하지 않을 수도 있지만, 시스템이 상기 수단에 부착 가능할 수 있다.

[0085] 시스템은 베이스라인 커프 압력(3) 및 저 진폭 고주파 압력 변화(4) 양자 모두를 관독한다.

[0086] 시스템은 (선택적으로 디바이스 본체에 포함될 수 있는) 하드웨어 및/또는 소프트웨어를 이용하는 부가적인 신호 처리(5)를 포함할 수 있다. 이는 마이크로폰 증폭기, 아날로그 필터, 디지털 필터, 디지털 구별부, 노이즈 감소 수단, 마이크로 펄스 강화 수단, 및 펄스 검출 알고리즘 중 하나 이상을 포함할 수 있다. 신호 처리 및 향상은 SBP 초과 및 DBP 미만의 "노이즈"가 감소됨에 따라 보다 정확한 BP 결정을 제공할 수 있다.

[0087] 마지막으로, 기록되고 잠재적으로 추가 처리된 관독치는 사용자에게 디스플레이된다(6). 통상적으로, 이는 예를 들어 디바이스 본체에 있는 프로세서와 통합된 시각적 디스플레이를 통해 이루어질 것이다. 그러나, 정보는 알려진 데이터 전송 기술을 사용하여 디스플레이 또는 조작을 위해 컴퓨터, 랩톱, 모바일 디바이스와 같은 원격 디바이스로 전송될 수 있다. BP 관독치뿐만 아니라 다음의 정보가 획득되거나 결정되고 디스플레이될 수 있다: 실시간 커프 압력(종래의 디바이스의 경우), 저장된 '마이크로 펄스' 파형, SBP 및 DPB, 심박수, 및 심장 리듬.

[0088] SBP 및 DBP의 결정은,

[0089] 마이크로 펄스의 디스플레이된 파형 트레이스에 커서를 수동으로 포지셔닝;

[0090] SBP 및 DBP의 자동 검출로서, 상기 SBP 및 DBP의 자동 검출은,

[0091] 처리된 마이크로 펄스의 나타남 및 없어짐, 또는

[0092] 초기 유압 펄스(또는 오실로메트릭 펄스 풋)와 마이크로 펄스 사이의 시간차에 기초하는, SBP 및 DBP의 자동 검출;

[0093] 수동 오버라이드로 자동 검출에 의해 이행될 수 있다.

[0094] 본 발명의 시스템을 사용하면, 검출된 마이크로 펄스에 기초하여 정확한 BP 관독치가 획득될 수 있기 때문에 청진기를 이용한 청진은 더 이상 필요하지 않다. 기록된 파형과 함께 설정된 혈압 측정 시스템의 예가 도 2에 도시되어 있다. 도 2a는 커프가 저주파(적어도 0-2Hz) 압력 변동 및 고주파(20Hz 초과) 압력 변동 양자 모두를 감지하고 기록할 수 있는 커프의 벽에 통합된 단일 압력 변환기 또는 압력 센서를 갖는 시스템을 도시한다. 도 2b는 커프가 고주파(적어도 20Hz 초과) 압력 변동을 감지하고 기록할 수 있는 커프의 벽에 통합된 제1 고주파 압력 변환기 또는 압력 센서, 및 커프로부터 멀리 떨어져 있지만 (예를 들어, 커프 및 커프를 팽창시키기 위한 수단 양자 모두와 연관된 튜빙으로) 커프와 공기 연통 상태에 있는 저주파(적어도 0-2Hz)를 감지하고 기록할 수 있는 저주파 압력 변환기 또는 압력 센서를 갖는 시스템을 도시한다. 2a 및 2b 양자 모두에서, 예시적인 커프 압력 파형이 오른쪽 상단에 도시되고, 예시적인 고주파 커프 압력 변화(마이크로 펄스)가 오른쪽 하단에 도시된다.

[0095] 시스템은 커프 또는 챔버의 공기 또는 유체에서의 압력 변동을 직접 감지한다 (또는 커프에서의 공기 또는 유체 압력의 변화에 의해 야기되는 소리를 "듣는다"). 커프가 이제는 제한된/방출된 혈류의 위치 및 압력 변화를 감지하는 위치로서 작용하므로, 이는 동맥의 개폐가 보다 명확하게 감지될 수 있게 하고, 결국 직접 관독치를 사용하여 발명자에 의해 확인된 작은 마이크로 펄스를 사용하여 수축기 및 확장기 혈압이 결정될 수 있게 하는 것으로 추측된다. 따라서, 시스템은 본원에서 마이크로 펄스라고 불리는 커프 아래에서의 동맥 개폐로 인한 압력 변화를 직접 검출할 수 있고, (혈압만이 추정될 수 있는) 오실로메트릭 압력 파형을 생성하는 동맥 펄스에 의존하지 않는다.

[0096] 사용 시에, (적절한 챔버로 대체될 수 있는) 커프는 개인의 팔 주위에 대략 심장 높이로 배치된다. 일 실시예에서, 커프는 커프의 벽에 위치한 센서의 형태의 압력 센서를 포함한다. 도 3은 고주파 변환기 또는 압력 센서가 상이한 포지션에 위치되는 3가지 추가적으로 가능한 변형예를 도시하나, 고주파 및 저주파를 감지할 수 있는 단일 압력 센서가 그러한 포지션에 동등하게 배치될 수 있음이 당업자에 의해 이해될 것이다.

[0097] 바람직한 실시예에서, 센서는 컵 벽에 매립되어 제 위치에 가열 밀봉된다. 컵은 수축기 압력을 초과하는 압력으로 팽창된다; 이는 수동으로 또는 프로세서의 제어 하에 될 수 있다. 선택적으로, 펄스와 진폭 값, 심박수, 수축기 혈압, 및 다양한 다른 파라미터가 오실로메트릭 방법과 같은 표준 방법론을 사용하여 원하는 경우 컵의 팽창 중에 감지되고 기록될 수 있다. 고주파 압력 센서(또는 결합된 고주파 및 저주파 압력 센서)가 컵(또는 챔버)에 통합되는 이러한 특정 실시예는 특히 명확한 신호를 제공한다는 것이 밝혀졌다. 도 4는 두 위치에서 센서로 기록된 고주파 컵 압력 변화를 도시한다. 센서가 컵에서 멀리 떨어질 때에는 공진 효과가 관찰되는 반면, 고주파 압력 센서가 컵에 있을 때에는 공진 효과는 관찰되지 않는다.

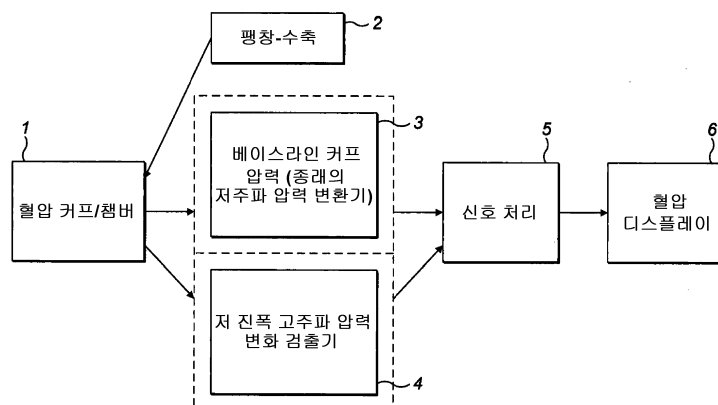
[0098] 특정 실시예에서, 압력 센서 또는 센서들로부터의 판독치(들)는 보다 정확한 판독치를 제공하기 위해 추가 처리된다. 도 5는 고주파 컵 압력의 변동을 처리하는 것이 어떻게 매우 정확한 BP 결정을 제공할 수 있는지를 도시한다. 예를 들어, 상단 그래프는 30-300Hz 대역 통과 필터를 사용하여 필터링된 고주파 컵 압력 변화를 도시한다. 가운데 그래프는 추가적인 강화 처리의 효과를 도시한다 - 필터링된 신호는 전달 함수의 곱셈에 의해 처리된다. 이 처리는 낮은 진폭을 갖는 신호를 감소시키고 상대적으로 큰 진폭을 갖는 신호를 강화시킨다. 하단 그래프는 노이즈 감소를 통한 추가 처리를 도시한다 - 박동 단위 레벨에서, 참조되는 고정된 타이밍 윈도우에서 저주파 오실로메트릭 펄스의 대응하는 곳까지 정의되는 고주파 컵 압력 변화의 한 세그먼트는 노이즈 감소를 위해 추가 처리된다. 그 다음에, 원래의 세그먼트는 필터링된 세그먼트로 대체된다. 이 그래프들은 SBP 초과 및 DBP 미만의 노이즈가 감소되는 추가 처리 후에 더 정확한 BP 결정이 달성될 수 있음을 명확하게 보여준다.

[0099] 도 6은 고주파 스냅 마이크로 신호 펄스 및 오실로메트릭 파형 양자 모두의 성분을 포함하는 컵로부터 기록된 저주파 오실로메트릭 펄스(상단) 및 컵 압력 변화(가운데)를 사용하여 BP를 정확하게 결정하기 위해 신호가 사용되어, 오실로메트릭 펄스와 관련하여 동맥 개방 펄스의 위치선이 더 쉽게 보이는 것을 가능하게 할 수 있는 방법을 도시한다.

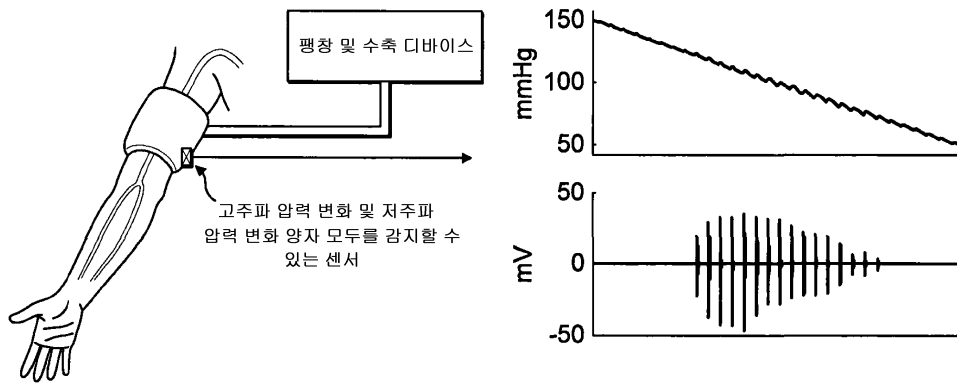
[0100] 요약하면, 본 발명은 실제 혈압의 정확한 결정을 할 수 있게 한다. 바람직한 실시예는 사용 시에 사람의 팔과 접촉하는 컵 또는 챔버의 벽에 통합된 적어도 고주파 센서, 변환기를 구비한다 - 이는 특히 정확한 판독치를 제공한다 - 는 것이 이해될 것이다. 또한, 신호의 처리는 사용자 교육에 대한 최소한의 요건으로 매우 정확한 결과가 획득될 수 있게 한다.

도면

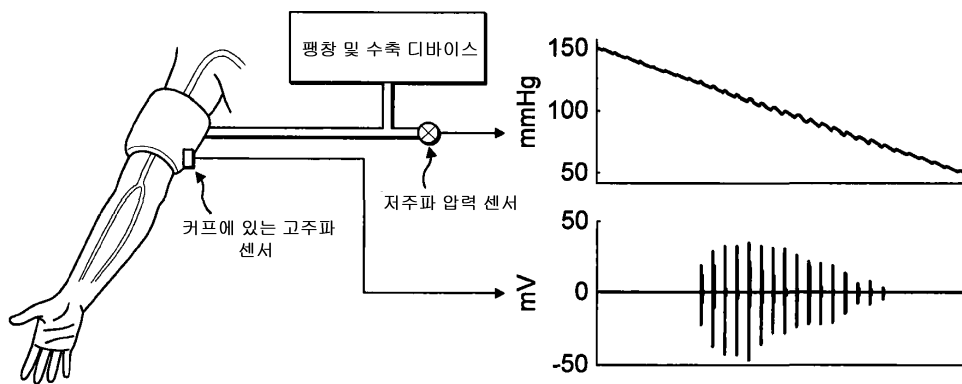
도면1



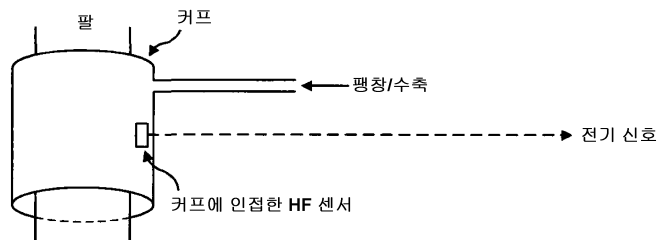
도면2a



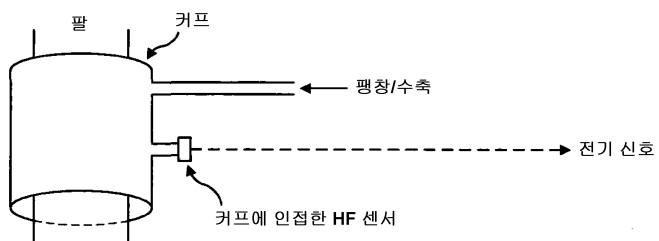
도면2b



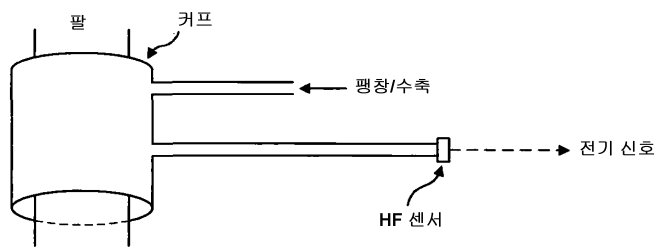
도면3a



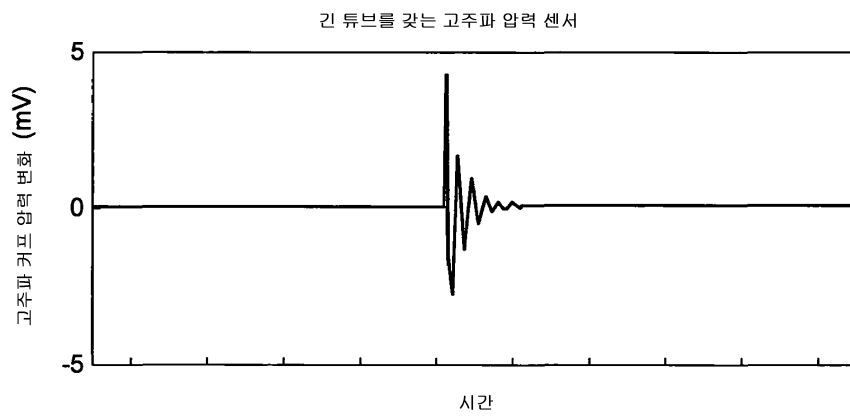
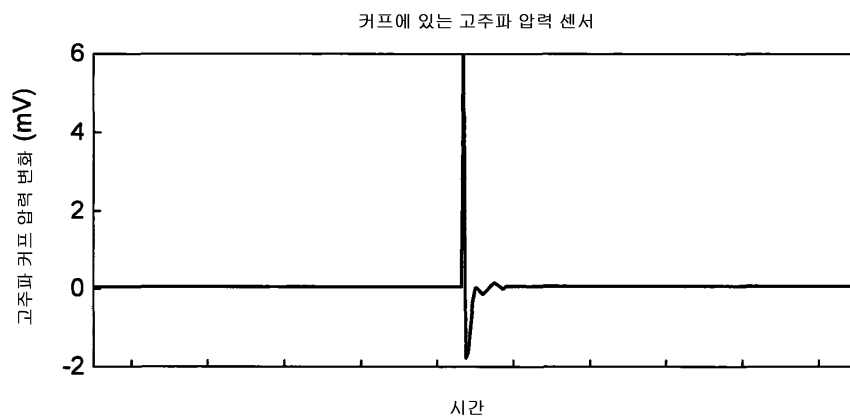
도면3b



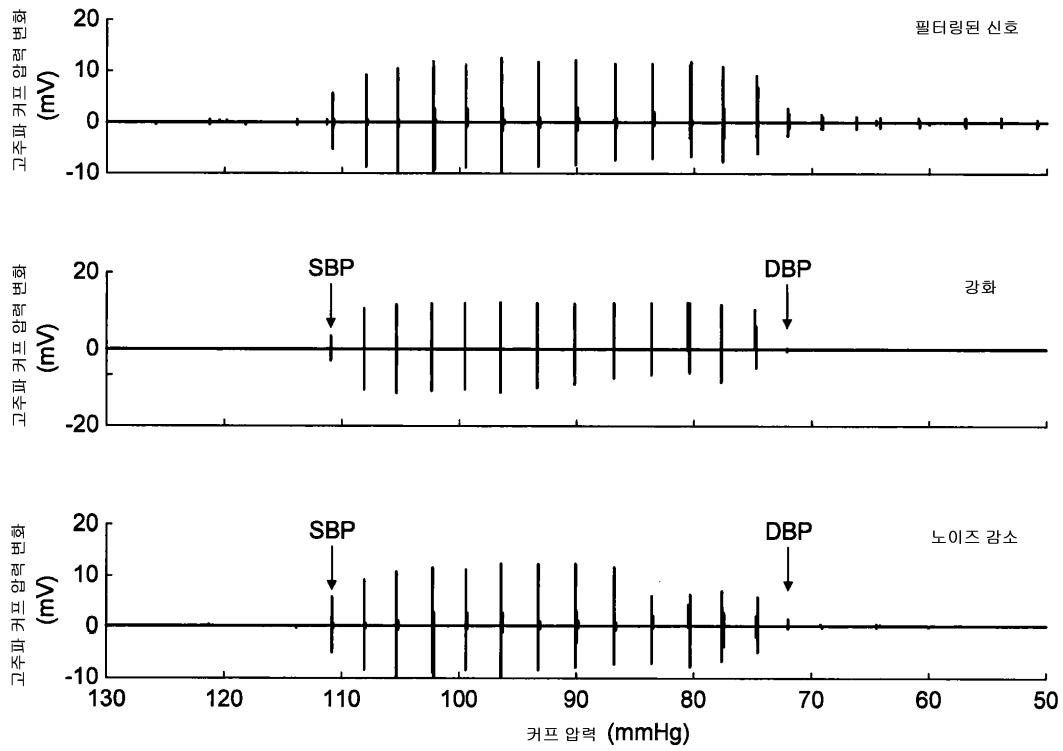
도면3c



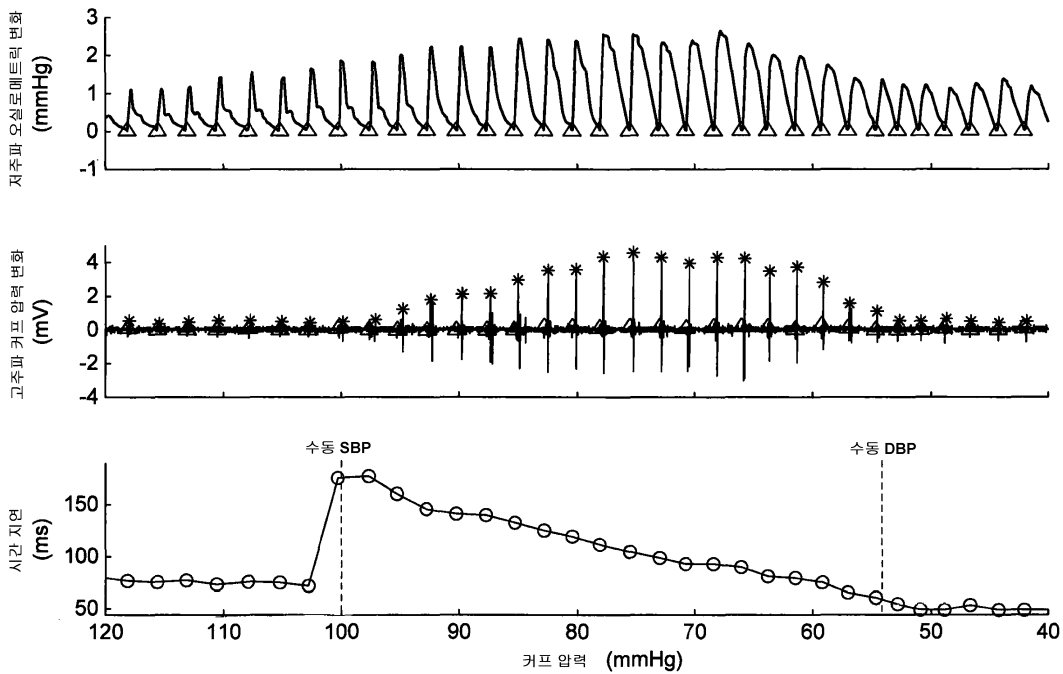
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	改进血压测量系统		
公开(公告)号	KR1020170140269A	公开(公告)日	2017-12-20
申请号	KR1020177032695	申请日	2016-04-15
[标]申请(专利权)人(译)	电视大学的新手机了.		
申请(专利权)人(译)	纽卡斯尔大学		
[标]发明人	MURRAY ALAN 머레이알란 ZHENG DINGCHANG 정딩창 GRIFFITHS CLIVE 그리피스클리브 LIU CHENGYU 류청위		
发明人	머레이알란 정딩창 그리피스클리브 류청위		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02233 A61B5/725 A61B5/02208 A61B5/02225 A61B5/7278 A61B5/742 A61B2562/0247		
代理人(译)	专利法的优美		
优先权	2015006420 2015-04-15 GB		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种实际上可以测量血压的改进的血压测量系统。更具体地，本发明涉及血压传感器或血压测量系统，其检测收缩机和扩张器之间存在的高频，因此可以区分像动脉的打开和关闭的微脉冲那样的侧面。完成准确的血压读数。

