



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0074482
(43) 공개일자 2016년06월28일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/11 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/046 (2006.01) G01C 19/5783 (2012.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 5/1102 (2013.01)
A61B 5/046 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2016-7009685
- (22) 출원일자(국제) 2014년09월10일
심사청구일자 없음
- (85) 번역문제출일자 2015년04월12일
- (86) 국제출원번호 PCT/IB2014/064377
- (87) 국제공개번호 WO 2015/036925
국제공개일자 2015년03월19일
- (30) 우선권주장
20135924 2013년09월13일 핀란드(FI)

- (71) 출원인
투룬 일리오피스토
핀란드, 투룬 일리오피스토 20014, 일리오피스톤 마키
- (72) 발명자
메리헤이나 울프
핀란드 에프아이-01150 소더콜라 스톨-로스바겐 15
주포 마리카
핀란드 에프아이-02330 에스푸 파아시티에 3비
(뒷면에 계속)
- (74) 대리인
장훈

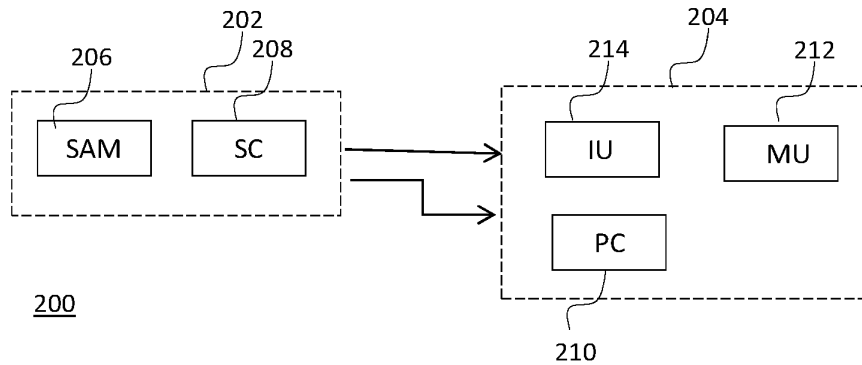
전체 청구항 수 : 총 53 항

(54) 발명의 명칭 **심장 모니터링 시스템**

(57) 요약

피험자의 흉부 회전 운동을 나타내는 각도 볼리스토크래프 신호를 획득하도록 구성된 각도 운동의 센서를 포함하는 디바이스가 제공된다. 신호 처리 수단은 각도 심탄동계 신호로부터 피험자의 심장 운동을 나타내는 출력 파라미터의 측정된 값들을 생성하도록 구성된다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/1107 (2013.01)

A61B 5/6823 (2013.01)

G01C 19/5783 (2013.01)

A61B 2562/0219 (2013.01)

A61B 2562/028 (2013.01)

(72) 발명자

코이비스토 테로

핀란드 에프아이-20540 투르쿠 일리오필라스킬라 2
비 29

판카알라 미코

핀란드 에프아이-21200 라이시오 쿠우안라아크손티
에 1 에이에스. 5

사이라넨 카티

핀란드 에프아이-21110 나안탈리 리피카투 11 씨
22

그른홀름 마르쿠스

핀란드 에프아이-20500 투르쿠 케르톨린카투 14 비
29

명세서

청구범위

청구항 1

시스템에 있어서,

피험자의 흉부 회전 운동을 나타내는 각도 볼리스토그래프 신호를 획득하도록 구성된 각도 운동의 센서; 및

상기 각도 심탄동계 신호로부터 상기 피험자의 심장 활동을 나타내는 출력 파라미터의 측정된 값들을 생성하도록 구성된 신호 처리 수단을 포함하는, 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 각도 운동의 센서를 포함하는 센서 유닛; 및

상기 각도 심탄동계 신호를 수신하기 위해 상기 센서 유닛에 결합된 제어 유닛을 포함하는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 센서 유닛은 상기 피험자의 심장의 외부에 부착되도록 구성되고,

상기 제어 유닛은 상기 각도 심탄동계 신호를 수신하기 위해 상기 센서 유닛에 통신 가능하게 결합되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 4

제 1 항 내지 제 3 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 각도 운동의 센서는 회전의 축에 평행한 감지 방향에서 회전 운동을 감지하도록 구성되고,

상기 센서 유닛의 상기 감지 방향은 상기 피험자의 신체의 대칭면에 대해 정렬되도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 피험자는 인간이고, 상기 대칭면은 상기 인간 피험자의 정중면인 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 6

제 2 항 내지 제 5 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 시스템은 모바일 컴퓨팅 디바이스인 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 7

제 2 항 내지 제 5 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 시스템은 상기 제어 유닛에 통신가능하게 결합된 원격 노드를 포함하는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 8

제 1 항 내지 제 7 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은 상기 피험자의 상기 심장의 동작 동안 상기 심장의 방사상 배향, 상기 심장의 각속도,

또는 상기 심장의 각가속도를 나타내는 측정된 값을 상기 각도 심탄동계 신호로부터 생성하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 9

제 1 항 내지 제 7 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은 상기 각도 심탄동계 신호로부터 상기 피험자의 상기 심장의 시간적 박출량을 나타내는 측정값을 생성하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 각도 볼리스토그래프 신호는 순차적이고,

상기 신호 처리 수단은 상기 각도 볼리스토그래프 신호의 시퀀스의 진폭을 결정하도록 구성되고,

상기 신호 처리 수단은 상기 각도 볼리스토그래프 신호의 시퀀스 동안 시간적 박출량을 나타내는 측정된 값을 생성하기 위해 상기 진폭을 사용하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 11

제 1 항 내지 제 7 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은 상기 각도 심탄동계 신호로부터 상기 피험자의 상기 심장의 심박동수 또는 박동간 시간을 나타내는 측정값을 생성하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 12

제 1 항 내지 제 7 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은 상기 각도 심탄동계 신호로부터 상기 피험자의 상기 심장의 대동맥 폐쇄 또는 대동맥 개방을 나타내는 측정값을 생성하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 13

제 1 항 내지 제 7 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은 상기 각도 심탄동계 신호로부터 상기 피험자의 다른 생명 유지 동작을 나타내는 측정값을 생성하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 생명 유지 동작은 호흡인 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 15

제 2 항 내지 제 14 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제어 유닛은 상기 피험자의 각도 심탄동계 신호들 또는 상기 피험자의 상기 각도 심탄동계 신호들로부터 생성된 측정값들을 로컬 또는 원격 데이터베이스에 저장하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 제어 유닛은 저장된 정보 중 선택된 부분과 새로운 측정값들을 비교하고, 상기 저장된 정보로부터 새로운 값들의 편차가 미리 규정된 임계치를 초과하는 경우 경보를 생성하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 17

제 1 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은:

상기 각도 볼리스트로그래프 신호의 진폭 변동을 결정하고;

상기 각도 볼리스트로그래프 신호의 상기 결정된 진폭 변동으로부터 출력 파라미터의 측정 값들을 생성하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은 진폭 변동이 상기 진폭의 2 이상의 증가들 및 상기 진폭의 2 이상의 감소들을 포함하도록 상기 각도 볼리스트로그래프 신호에 대해 상기 심장 박동수에 대해 반복하는 파동 패턴들로부터 진폭 변동을 결정하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 19

제 18 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은 상기 각도 볼리스트로그래프 신호에 대해 심장 박동수에 대해 반복하는 대동맥 개방(AO) 파동 패턴들로부터 상기 진폭 변동을 결정하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 20

제 1 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은,

심장 박동수에 대해 반복하는 제 1 파동 패턴을 심장 활동에 관련된 전자기 현상들을 나타내는 신호로부터 추출하고;

상기 각도 볼리스트로그래프 신호로부터 상기 심장 박동수에 대해 반복하는 제 2 파동 패턴을 추출하고;

타이밍 데이터로서, 상기 타이밍 데이터의 값은 하나의 심장 박동 기간에 속하는 상기 제 1 파동 패턴의 기준점으로부터 동일한 심장 박동 기간에 속하는 상기 제 2 파동 패턴의 기준점으로서의 시간 기간을 나타내는, 상기 타이밍 데이터를 형성하고;

출력 파라미터의 측정값들을 생성하기 위해 상기 타이밍 데이터를 사용하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 21

제 20 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은,

상기 심장 박동수를 나타내는 페이스 데이터(pacing data)와 상기 타이밍 데이터 사이의 상관을 결정하고;

출력 파라미터의 측정값들을 생성하기 위해 상기 상관을 사용하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 22

제 20 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은,

연속하는 심장 박동 기간들 사이의 타이밍 값에서 추계적 변동을 결정하고;

출력 파라미터의 측정값들을 생성하기 위해 상기 추계적 변동을 사용하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 23

제 17 항 내지 제 22 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은 상기 피험자의 비정상적인 심장 동작을 나타내기 위해 상기 출력 파라미터를 사용하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 24

제 23 항에 있어서,

상기 비정상적인 심장 동작은 심방성 기외수축 또는 심방 세동으로부터 기인하는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 25

제 1 항 내지 제 24 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 센서 유닛은 상기 피험자의 상부 몸통의 흉부상에 위치되도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 26

제 1 항 내지 제 24 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 센서 유닛은 상기 피험자의 상부 몸통의 등부상에 위치되도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 27

제 1 항 내지 제 24 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 센서 유닛은 미세 전자 기계 자이로스코프에 의해 각도 볼리스트로그래프 신호를 획득하도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 시스템.

청구항 28

방법에 있어서,

피험자의 흉부의 회전 운동을 나타내는 각도 볼리스트로그래프 신호를 각도 운동의 센서에 의해 획득하는 단계; 및

상기 각도 심탄동계 신호로부터 상기 피험자의 심장 동작을 나타내는 출력 파라미터의 측정값들을 생성하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 29

제 28 항에 있어서,

각도 운동의 센서를 포함하는 센서 유닛을 상기 피험자의 흉부의 외부에 부착하는 단계; 및

상기 각도 심탄동계 신호를 상기 센서 유닛에 통신가능하게 결합된 제어 유닛에 전송하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 30

제 28 항 또는 제 29 항에 있어서,

회전 축에 평행인 감지 방향에서 회전 운동을 감지하는 단계; 및

상기 감지 방향을 상기 피험자의 신체의 대칭면에 대해 정렬하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 31

제 30 항에 있어서,

상기 피험자는 인간이고 상기 대칭면은 상기 인간 피험자의 정중면인 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 32

제 29 항 내지 제 31 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 측정값들을 상기 제어 유닛에 통신가능하게 결합된 원격 노드에 전송하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 33

제 28 항 내지 제 32 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 각도 심탄동계 신호로부터 상기 피험자의 심장 동작 동안 상기 심장의 회전 배향, 상기 심장의 각속도, 또는 상기 심장의 각가속도를 나타내는 측정 값을 생성하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 34

제 28 항 내지 제 32 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 각도 심탄동계 신호로부터 상기 피험자의 상기 심장의 시간적 박출량을 나타내는 측정값을 생성하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 35

제 45 항에 있어서,

상기 각도 볼리스트로그래프 신호는 순차적이고, 상기 방법은 상기 각도 볼리스트로그래프 신호의 시퀀스의 진폭을 결정하는 단계; 및 상기 각도 볼리스트로그래프 신호의 상기 시퀀스 동안 시간적인 박출량을 나타내는 측정값을 생성하기 위해 상기 진폭을 사용하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 36

제 28 항 내지 제 32 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 각도 심탄동계 신호로부터 상기 피험자의 상기 심장의 심장 박동수 또는 박동간 시간을 나타내는 측정 값을 생성하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 37

제 28 항 내지 제 32 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 각도 심탄동계 신호로부터 상기 피험자의 상기 심장의 대동맥 폐쇄 또는 대동맥 개방을 나타내는 측정값을 생성하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 38

제 28 항 내지 제 32 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 각도 심탄동계 신호로부터 상기 피험자의 다른 생명 유지 동작을 나타내는 측정 값을 생성하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 39

제 38 항에 있어서,

상기 생명 유지 동작은 호흡인 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 40

제 28 항 내지 제 39 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 피험자의 각도 심탄동계 신호들 또는 상기 피험자의 상기 각도 심탄동계 신호들로부터 생성된 측정 값들을 로컬 또는 원격 데이터베이스에 저장하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 41

제 40 항에 있어서,

저장된 정보 중 선택된 부분과 새로운 측정 값들을 비교하고, 상기 저장된 정보로부터 새로운 값들의 편차가 미리 규정된 임계치를 초과하는 경우 경보를 생성하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 42

제 28 항에 있어서,

상기 각도 불리스토그래프 신호의 진폭 변동을 결정하고;

상기 각도 불리스토그래프 신호의 상기 진폭 변동으로부터 출력 파라미터의 측정 값들을 생성하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 43

제 42 항에 있어서,

상기 진폭 변동이 상기 진폭의 2 이상의 증가들 및 상기 진폭의 2 이상의 감소들을 포함하도록 상기 각도 불리스토그래프 신호에 대한 상기 심장 박동수에 대해 반복하는 과도 패턴들로부터 상기 진폭 변동을 결정하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 44

제 43 항에 있어서,

상기 각도 불리스토그래프 신호에 대한 상기 심장 박동수에 대해 반복하는 대동맥 개방(AO) 과도 패턴들로부터 상기 진폭 변동을 결정하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 45

제 28 항에 있어서,

심장 활동에 관련된 전자기 현상들을 나타내는 신호로부터 심장 박동수에 대해 반복하는 제 1 과도 패턴을 추출하고;

상기 각도 불리스토그래프 신호로부터 상기 심장 박동수에 대해 반복하는 제 2 과도 패턴을 추출하고;

타이밍 데이터로서, 상기 타이밍 데이터의 타이밍 값은 하나의 심장 박동 기간에 속하는 상기 제 1 과도 패턴의 기준점으로부터 동일한 심장 박동 기간에 속하는 상기 제 2 과도 패턴의 기준점으로서의 시간 기간을 나타내는, 상기 타이밍 데이터를 형성하고,

출력 파라미터의 측정 값들을 생성하기 위해 상기 타이밍 데이터를 사용하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 46

제 45 항에 있어서,

상기 심장 박동수를 나타내는 페이스 데이터와 상기 타이밍 데이터 사이의 상관을 결정하고;

출력 파라미터의 측정 값들을 생성하기 위해 상기 상관을 사용하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 47

제 46 항에 있어서,

연속하는 심장 박동 기간들 사이의 상기 타이밍 값에서 추계적 변동을 결정하고;

출력 파라미터의 측정 값들을 생성하기 위해 상기 추계적 변동을 사용하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 48

제 42 항 내지 제 47 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 피험자의 비정상적인 심장 동작을 나타내기 위해 상기 출력 파라미터를 사용하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 49

제 48 항에 있어서,

상기 비정상적인 심장 동작은 심방성 기외수축 또는 심방 세동으로부터 기인하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 50

제 29 항 내지 제 49 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 피험자의 상부 몸통의 흉부상에 상기 센서 유닛을 위치시키는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 51

제 29 항 내지 제 49 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 피험자의 상부 몸통의 등부 상에 상기 센서 유닛을 위치시키는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 52

제 29 항 내지 제 49 항 중 어느 한 항에 있어서,

미세 전자 기계적 자이로스코프에 의해 상기 각도 볼리스트로그래프 신호를 획득하는 것을 특징으로 하는, 방법.

청구항 53

심장 모니터링 시스템에서 제 28 항 내지 제 52 항 중 어느 한 항의 방법을 실행하기 위한 명령들을 인코딩하고 컴퓨터에 의해 관독가능한, 컴퓨터 프로그램 제품.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 사용자의 바이탈 신호를 모니터링하는 것에 관한 것이고, 특히 독립항들의 전제부에 규정된, 피험자의 심장 동작을 모니터링하기 위한 시스템, 방법, 및 컴퓨터 프로그램에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 심장은 세포의 길이 및 형상을 변경하는 수축을 행할 수 있는 세포들로 형성된 공동 조직(hollow tissue)이다. 심장은 심혈관계라고 불리는 동맥들 및 정맥들의 망을 통해 주기적 수축들로 혈액을 펌핑한다. 도 1에 도시된 바와 같이, 인간 심장은 격막에 의해 우측(우심방(RA) 및 우심실(RV)) 및 좌측(좌심방(LA) 및 좌심실(LV))으로 분할된 네 개의 챔버들을 포함한다. 심장 박동 주기 동안, 우심방(RA)은 정맥들로부터 혈액을 받아들이고 이를 우심실로 펌핑하고 우심실(PV)은 혈액을 산소 공급을 위해 폐들로 펌핑한다. 좌심방(LA)은 산소 공급된 혈액을 폐로부터 받아들이고 이를 좌심실(LV)로 펌핑하고, 좌심실(LV)은 혈액을 정맥들로 펌핑한다. 심장의 정점(AP)은 좌심실(LV)의 하측부에 의해 형성된 부분이다.

[0003] 다수의 기술들이 모니터링된 피험자의 심장 동작을 나타내는 측정 가능한 파라미터들을 제공하기 위해 개발되었다. 이들 기술들 중 많은 것은 침습성이고 따라서 첨단 의료 용도만을 위해 적합하다.

[0004] 비침습성 측면에서, 심전도 검사는 심장의 이미지를 제공하기 위해 초음파를 적용하는 기술이다. 심전도 검사는 병상에서 편안하게 수행될 수 있고, 따라서 병이 든 및 건강한 심장의 심장 메커니즘에 대한 비침습성 연구들을 위해 널리 사용되는 틀이 되었다. 그러나, 생성된 이미지들은 복잡하고 기본적으로 고정된 컴퓨터 장비를 요구하고 이미지들은 고도로 훈련된 외과 의사에 의해 해석될 필요가 있다. 심전도 검사에 의해 임상 환경 외부에서 심장 동작의 외래 또는 장기간 모니터링은 실질적으로 불가능하다.

[0005] 심전도 검사는 모니터링된 피험자의 피부의 표면에 부착된 전극들에 의해 심장의 전기 활동을 측정하는 것에 기초한다. 심전도 검사에서, 심장의 파동 복극(wave depolarization)은 피부상에 특정 위치들에 위치한 한 쌍의 전극들 사이의 전압의 차이들로서 검출된다. 일반적으로 다수의 전극들이 사용되고, 그들은 쌍들(리드들)로 조합하여 정렬된다. 심전도들은 매우 정확하고 널리 사용되고, 또한 몇몇 컴퓨터화된 해석을 허용한다. 그러나, 전극들의 적절한 배치는 의학적 훈련이 없는 사용자들에게 도전이 될 수 있다. 또한, 측정 시스템은 일반적으로

모니터링되는 피험자의 피부에 전도성 젤을 통해 결합된 복수의 자기 접촉성 패드들에 케이블들로 연결된 컴퓨터화된 시스템을 요구한다. 이러한 배선에 의해 움직임은 매우 제한적이다.

[0006] 특허 공보 W02010145009는 피험자의 생리학적 상태를 나타내는 정보를 결정하기 위한 장치를 개시한다. 상기 장치는 복수의 공간 축들을 따라 측정된 피험자의 심장 운동을 나타내는 심탄동계 데이터를 획득하는 센서 디바이스를 포함한다. 심탄동계 데이터는 심장의 심근 활동에 응답하여 일어나는 신체의 역학적 움직임들의 범위를 나타낸다. 이러한 심탄동계 데이터는 이후 피험자의 심장 운동을 나타내는 데이터를 처리하기 위해 사용된다. 이러한 종래 기술의 방법은 종래 기술의 제한들 중 일부를 극복한다. 그러나, 공간축들을 따른 선형 측정은 측정 동안 모니터링된 피험자의 자세에 의해 크게 영향받는다는 것이 주의되었다. 또한, 심장 박동 주기의 몇몇 특징들은 선형 운동 데이터에 의해 완전히 신뢰 가능하게 측정가능하지는 않다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명의 목적은 종래 기술의 불리한 점들 중 적어도 하나를 제거하거나 적어도 완화하는 비침습성 심장 동작 모니터링 솔루션을 제공하는 것이다. 본 발명의 목적들은 독립항들의 특징 부분들에 따른 시스템, 방법, 및 컴퓨터 프로그램 제품에 의해 달성된다.

과제의 해결 수단

[0008] 본 발명의 바람직한 실시예들은 종속 청구항들에 개시된다.

[0009] 심근섬유들의 특정 방향 때문에, 심장 박동 주기에서 심장은 그의 장축을 따라 회전 및 비틀기(트위스팅) 운동을 행한다. 심장 회전에 의해 야기된 좌심실(LV)의 비틀림 압착 및 개방은 심장의 박출량의 약 60%를 나타낸다. 나머지는 좌심실(LV)과 좌심방(LA) 사이의 벽의 휨으로부터 및 정점(AP)으로부터 좌심실(LV)의 선형 압착으로부터 기인되는 것으로 생각될 수 있다.

[0010] 본 발명은 피험자의 흉부의 회전 운동을 나타내는 각도 볼리스토프그래프 신호를 획득하도록 구성된 각도 운동의 센서를 포함하는 디바이스를 개시한다. 신호 처리 수단은 피험자의 심장 동작을 나타내는 이러한 각도 심탄동계 신호로부터 출력 파라미터의 측정된 값들을 생성하도록 구성된다. 생성된 값들 또는 파라미터들은 종래 기술들 중 하나 이상을 적용하는 시스템에서 행해진 분석 및/또는 신호들을 개선하기 위해 독립형 시스템으로 또는 조합하여 사용될 수 있다.

[0011] 각도 운동의 센서의 신호는 중력에 의해 영향을 받지 않고, 이는 모니터링된 피험자의 위치 또는 자세에 실질적으로 독립적인 측정을 행한다. 흉부의 외부 각도 운동이 심장 회전의 단순한 범위 및 심장의 크기와 인간 흉부의 지름 사이의 비율로부터 예측하는 것보다 몇 자리수만큼 큰 것이 주목되었다. 각도 운동의 검출이 또한 심장에 관해 센서의 위치에 비교적 둔감하다는 것이 또한 주의되었다. 이들 양태들에 의해, 정확한 측정들은 심지어 하나의 자이로스코프, 예를 들면, 모니터링된 피험자의 흉부에 부착된 미세 전자 기계 자이로스코프에 의해 행해질 수 있다. 미세 전자 기계 자이로스코프들은 정확하고, 작은 크기이고 상업적으로 잘 이용할 수 있다.

[0012] 본 발명의 이들 및 다른 이점들은 본 발명의 몇몇 실시예들의 상세한 설명들과 함께 다음에 더 상세히 논의된다.

발명의 효과

[0013] 본 발명은 종래 기술의 불리한 점들 중 적어도 하나를 제거하거나 적어도 완화하는 비침습성 심장 동작 모니터링 솔루션을 제공한다.

도면의 간단한 설명

[0014] 다음에, 본 발명은 첨부된 도면들을 참조하여 바람직한 실시예들에 관해 더 상세히 기술될 것이다.

- 도 1은 인간 심장의 요소들을 도시하는 도면.
- 도 2는 모니터링 시스템의 일 실시예의 기능적인 요소들을 도시하는 도면.
- 도 3은 심장 모니터링 시스템의 기능적인 구성을 도시하는 도면.

- 도 4는 심장 모니터링 시스템의 다른 예시적인 구성을 도시하는 도면.
- 도 5는 도 4의 시스템에 의해 취해진 측정 결과들을 도시하는 도면.
- 도 6은 심장 모니터링 시스템을 포함하는 원격 모니터링 시스템을 도시하는 도면.
- 도 7은 심장 박동 주기를 동안 일 예시적인 각도 심탄동계 신호를 도시하는 도면.
- 도 8은 각도 심탄동계 신호의 간략화된 예를 도시하는 도면.
- 도 9는 특정한 매칭된 필터링 후 도 7의 각도 심탄동계 신호에 대응하는 일 예시적인 출력 신호를 도시하는 도면.
- 도 10은 도 7의 신호로부터 잠재적인 AO 피크를 도시하는 도면.
- 도 11은 테스트 피험자로부터 측정된 박출량 및 심장 박동 타임스탬프들의 예시적인 값들을 도시하는 도면.
- 도 12는 다양한 측정 기술들에 의해 하나의 테스트 피험자로부터 동시에 취해진 측정들을 도시하는 도면.
- 도 13은 피험자의 심방성 기외수축을 나타내는 파라미터의 생성을 도시하는 도면.
- 도 14는 피험자의 심방 세동의 경우에 예시적인 시간차들(TD)을 도시하는 도면.
- 도 15는 고려중인 사람이 호흡할 때 심방 세동의 경우의 일 예시하는 신호의 진폭 변동을 도시하는 도면.
- 도 16은 심혈관 회전을 나타내는 일 예시적인 신호의 각도 심탄동계 파형 및 ECG 파형의 일 예를 도시하는 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0015] 다음의 실시예들은 예시적이다. 명세서가 "하나" 또는 "몇몇" 실시예(들)을 참조하지만, 이는 각각의 이러한 참조가 동일한 실시예(들)에 대한 것, 또는 특징이 단일의 실시예에만 적용하는 것을 반드시 의미하는 것은 아니다. 상이한 실시예들의 단일 특징들은 다른 실시예들을 제공하기 위해 조합될 수 있다.
- [0016] 다음에서, 본 발명의 특징들은 본 발명의 다양한 실시예들이 구현될 수 있는 디바이스 아키텍처의 간단한 예에 의해 기술될 것이다. 실시예들을 예시하기 위해 관련된 요소들만이 상세히 기술된다. 심장 모니터링 시스템들 및 방법들의 다양한 구현들은 당업자에게 일반적으로 알려진 요소들을 포함하고, 여기에 구체적으로 기술되지 않을 것이다.
- [0017] 본 발명에 따른 모니터링 시스템은 피험자의 심장의 동작을 나타내는 하나 이상의 파라미터들에 대한 하나 이상의 출력 값들을 생성한다. 이들 값들은 이와 같이 사용되거나 피험자의 심장의 상태를 나타내기 위해 또한 처리될 수 있다. 모니터링 시스템은 인간 피험자에게 적용되는 것으로 여기에 개시된다. 그러나, 본 발명은 심장 및 심장을 확실히 둘러싸고 있어서 심장 박동이 신체의 반동 움직임을 초래하는 신체를 갖는 임의의 형태의 피험자 또는 동물 종들에 적용가능하다.
- [0018] 도 2의 블록 차트는 본 발명에 따른 모니터링 시스템(200)의 일 실시예의 기능 요소들을 도시한다. 시스템은 피험자의 흉부의 회전 운동을 나타내는 각도 볼리스토프로그래프 신호를 획득하도록 구성된 각도 운동의 센서, 및 피험자의 심장 동작을 나타내는 출력 파라미터의 측정값들을 각도 심탄동계 신호로부터 생성하도록 구성된 신호 처리 수단을 포함한다. 이들 요소들은 하나의 물리 디바이스, 예를 들면, 스마트폰, 또는 태블릿과 같은 모바일 컴퓨팅 디바이스로서 구현될 수 있다. 대안적으로, 요소들은 시스템의 물리적 디바이스들에 두 개 이상 전기적 또는 통신 가능하게 연결되어 포함될 수 있다. 도 2는 시스템(200)이 센서 유닛(202) 및 제어 유닛(204)을 포함하는 일 예시적인 구성을 도시한다. 이러한 예에서, 센서 유닛(202)은 모니터링된 피험자에 부착될 일 요소로서 생각될 수 있고, 제어 유닛(204)은 모니터링된 피험자로부터 물리적으로 분리된 일 요소로서 생각될 수 있다.
- [0019] 센서 유닛(202)은 각도 운동의 센서(206)를 포함한다. 각도 운동의 센서는 피험자, 또는 그것이 부착된 피험자의 일부분의 운동들을 따라 이동하도록 피험자에게 부착되도록 구성된다. 회전 움직임 또는 각도 운동은 여기서 객체가 회전축에 대해 방사상 방향으로 진행되는 원운동을 말한다. 각도 운동의 센서는 여기서 피험자의 각도 운동에 노출될 수 있고 각도 운동의 적어도 하나의 변수를 전기 신호로 변환하는 기능 요소를 말한다. 적용 가능한 변수들은, 예를 들면, 방사상 방향에서 위치, 각속도, 및 각가속도를 포함한다. 피험자의 심장의 회전 운동 및 신체의 주변부의 역회전 운동은 진동성이어서, 각도 운동의 센서는 적용된 변수의 방향 및 크기 모두를

검출하도록 구성될 수 있다.

- [0020] 센서 유닛(202)은 또한 다른 처리를 위해 다음 스테이지의 요건들을 충족시키기 위해 원래의 입력 전기 신호를 조작하는 신호 조절 유닛(208)을 포함할 수 있다. 신호 조절은, 예를 들면, 센서 입력 신호를 다른 제어 디바이스 또는 제어 시스템으로 전송될 수 있는 비례적인 출력 신호로 분리, 필터링, 증폭, 및 변환하는 것을 포함할 수 있다. 신호 조절 유닛(208)은 또한 신호에 대한 합계, 통합, 펄스-폭 변조, 선형화, 및 다른 수학적 연산들과 같은 몇몇 계산 기능들을 수행할 수 있다. 신호 조절 유닛(208)은 대안적으로 제어 유닛(204)에 포함될 수 있다.
- [0021] 각도 운동의 센서는 흉부 운동 신호, 흉부 내에 피험자의 심장 운동에 응답하여 흉부상의 회전 반동 운동을 나타내는 각도 심탄동계 신호를 생성하도록 구성된다. 심탄동계 검사는 일반적으로 심장 박동 주기를 동안 신체의 질량 중심의 이동들에 응답하여 야기되는 신체의 움직임에 측정하기 위한 기술을 말한다. 흉부는 피험자의 목과 배 사이의 윗 몸통에서 신체의 가슴 부분을 말한다. 이롭게는, 피험자의 정중면에 평행한 축에 관하여 흉부의 회전 운동이 측정된다. 그러나, 다른 축들은 또한 범위 내에 적용될 수 있다.
- [0022] 각도 운동의 센서(206)는 고정 요소에 의해 피험자의 흉부의 외부에 대해 원하는 방향 및 위치에 부착될 수 있어서, 흉부의 아래 부분이 움직일 때, 센서가 그에 따라 움직인다. 고정 요소는 여기서 사용자의 피부의 외부 표면과의 접촉점으로 각도 운동의 센서(206)를 위치시키도록 적용될 수 있는 기계적 수단을 말한다. 고정 요소는, 예를 들면, 탄성 또는 조정가능한 스트랩에 의해, 구현될 수 있다. 그의 전기 접속들에 의해 요구되는 각도 운동의 센서(206) 및 임의의 전기 배선이 스트랩에 부착되거나 통합될 수 있다. 다른 고정 메커니즘들이 또한 적용될 수 있다. 예를 들면, 고정 요소는 흉부 영역에서 피부상에 각도 운동의 센서(206)를 부착하기 위해 하나 이상의 쉽게 제거가능한 접착 밴드들을 포함할 수 있다. 피험자의 흉부의 회전 움직임은 대안적으로 피험자의 상부 몸통의 임의의 다른 부분의 위치에 결합된 각도 운동의 센서에 의해 검출될 수 있다. 예를 들면, 피험자의 상부 몸통의 등부의 위치는 상기 목적을 위해 적용될 수 있다. 이러한 센서 구성은 특정한 고정 요소들 없이 측정들을 허용한다. 예를 들면, 센서 유닛은 모니터링된 피험자가 추가의 스트랩들 및 테이프들 없이 누워있을 수 있는 매트리스와 같은 밀짚개 내에 포함될 수 있다.
- [0023] 각도 운동의 센서는 일반적으로 회전의 특정 축에 관해 각도 운동을 감지하도록 구성되는 것을 의미하는 감지 방향을 갖는다. 회전의 이러한 축은 각도 운동의 센서의 감지 방향을 규정한다.
- [0024] 미세 전자 기계(MEMS) 구조들이 물리적 속성들의 매우 작은 변경들을 빠르고 정확하게 검출하도록 적용될 수 있다는 것이 알려진다. 미세 전자 기계 자이로스코프는 매우 작은 각 변위들을 빠르고 정확하게 검출하기 위해 적용될 수 있다. 운동은 6 개의 자유도들을 갖는다: 세 개의 직교 방향들의 병진 운동 및 세개의 직교 축들 주위의 회전 운동들. 후자의 세 개는, 자이로스코프로도 또한 알려진 각속도 센서에 의해 측정될 수 있다. MEMS 자이로스코프들은 각속도를 측정하기 위해 코리올리 효과를 사용한다. 질량이 한 방향으로 이동하고 있고 회전 각속도가 적용될 때, 질량은 코리올리 힘의 결과로서 직교 방향의 힘을 경험한다. 코리올리 힘에 의해 야기된 결과의 물리적 변위는 이후, 예를 들면, 전기 용량적으로, 피에조 전기로, 또는 피에조 저항으로 감지하는 구조로부터 판독될 수 있다.
- [0025] MEMS 자이로스코프들에서, 1차 운동은 일반적으로 적절한 베어링들이 없기 때문에 종래의 것들에서와 같이 연속적인 회전이 아니다. 대신, 기계적 진동은 1차 운동으로서 사용될 수 있다. 진동하는 자이로스코프가 1차 운동의 방향에 직교하는 각도 운동을 겪을 때, 언들레이팅 코리올리 힘이 야기된다. 이는 1차 운동에 대해 및 각도 운동의 축에 대해 직교하고 1차 진동의 주파수에서 2차 진동을 생성한다. 이러한 결합된 진동의 진폭은 각도 운동의 측정치로서 사용될 수 있다.
- [0026] 코리올리 힘에 기초하여, 자이로스코프의 검출된 신호는 중력에 의해 아주 적게 영향받는다. 이는, 예를 들면, 진동 심박동 곡선들보다 모니터링된 피험자의 자세에 훨씬 둔감한 자이로심박동 곡선들을 만든다. 피험자는 이후 심박동 곡선 측정을 취하는 동안 편안한 위치, 또는 측정 동안 다소 이동하도록 자유롭게 선택할 수 있다.
- [0027] 측정 동안, 센서의 위치는 가능한 한 심장에 가깝게 최적으로 되어야 하고, 센서의 배치는 센서 방향이 가능한 한 피험자의 신체의 회전축에 정확하게 정렬되도록 되어야 한다. 인간 피험자에서, 복부로부터 등까지를 통과하고 신체를 반으로 분할하는 정중면에 평행인 축들이 적용될 수 있다. 센서 위치 지정을 위한 이들 요건들은 이해 및 구현하기에 쉽다. 위치 지정에서 허용 오차들은 또한 합리적이고, 이는, 예를 들면, 외래 환경에서 또는 의료 훈련이 적거나 없는 사람에 의해 센서 유닛의 고정을 가능하게 한다.
- [0028] 심장 기능은 일반적으로 좁게 단축, 연장, 확장, 및 비틀기의 다양한 심실 지향성 운동들을 포함한다. 이러한

지향성에도 불구하고, 반동 효과는 센서 유닛의 위치 및 배향에 상대적으로 둔감하다는 것이 검출되었다. 배향에서 편차들에 대해 상대적인 둔감성에 대한 하나의 이유는 이론에서 오차가 센서의 감지 방향과 심장의 회전 진동의 회전축 사이의 각의 코사인에 비례한다는 것이다. 0의 근처에서 코사인은 느리게 감소하는 함수라는 것이 알려진다. 센서의 위치에 대해 상대적인 둔감성에 대한 하나의 이유는 심장의 상이한 부분들이 주변, 대부분 액상 조직에 상이하게 결합된다는 것이다. 또한, 대동맥으로 흐르는 혈액량은 흉부의 검출된 반동 운동에 기여한다. 심장 근육 자체의 범위를 넘는 관성 용량들은 반동 효과의 균형을 맞춰서 센서 유닛의 위치 및 배향에서 합리적인 편차들이 허용될 수 있다. 또한, 검출된 운동은 더 크고 그에 의해 상대적으로 쉽게 검출가능한 큰 신호들을 제공한다.

[0029] 제어 유닛(204)은 다른 처리를 위해 각도 운동의 센서에 의해 생성된 신호들을 입력하기 위해 센서 유닛에 통신 가능하게 결합된다. 일반적으로, 결합은 전기적이고, 센서 유닛에 대한 전력 공급, 뿐만 아니라 센서 유닛과 제어 유닛 사이에 신호들의 와이어라인 교환 양쪽을 허용한다. 그러나, 센서 유닛은 자신의 전력 공급 및 제어 유닛에 대한 무선 인터페이스를 갖는 독립형 유닛일 수 있다. 다른 한편으로, 센서 유닛 및 제어 유닛은 하나의 통합된 물리적 디바이스로서 구현될 수 있다.

[0030] 제어 유닛(204)은 처리 구성 요소(210)를 포함할 수 있는 디바이스이다. 처리 구성 요소(210)는 미리 규정된 데이터에 대한 연산들의 체계적인 실행을 수행하기 위한 하나 이상의 컴퓨팅 디바이스들의 조합이다. 처리 구성 요소는 하나 이상의 산술 논리 유닛들, 다수의 특정 레지스터들 및 제어 회로들을 포함할 수 있다. 처리 구성 요소는 컴퓨터 판독가능한 데이터 또는 프로그램들, 또는 사용자 데이터가 저장될 수 있는 데이터 매체를 제공하는 메모리 유닛(212)을 포함할 수 있거나 또는 그에 연결될 수 있다. 메모리 유닛은 휘발성 또는 비휘발성 메모리, 예를 들면, EEPROM, ROM, PROM, RAM, DRAM, SRAM, 펌웨어, 프로그램 가능한 로직 등 중 하나 이상의 유닛들을 포함할 수 있다.

[0031] 제어 유닛(204)은 또한 제어 유닛의 내부 프로세스들에 데이터를 입력하기 위한 적어도 하나의 입력 유닛, 및 제어 유닛의 내부 프로세스들로부터 데이터를 출력하기 위한 적어도 하나의 출력 유닛을 포함하는 인터페이스 유닛(214)을 포함하거나, 또는 그에 접속될 수 있다.

[0032] 무선 인터페이스가 적용되는 경우, 인터페이스 유닛(214)은 일반적으로 그의 외부 접속점들에 전달된 정보에 대하여 및 그의 외부 접속점들에 접속된 라인들로 공급된 정보에 대하여 게이트웨이의 역할을 하는 플러그-인 유닛들을 포함한다. 무선 인터페이스가 적용되는 경우, 인터페이스 유닛(214)은 일반적으로 송신기 및 수신기를 포함하는 무선 송수신기 유닛을 포함한다. 무선 송수신기 유닛의 송신기는 처리 구성 요소(210)로부터 비트스트림을 수신할 수 있고, 이를 안테나에 의해 송신을 위해 무선 신호로 변환할 수 있다. 상응하여, 안테나에 의해 수신된 무선 신호들은, 무선 신호를 다른 처리를 위해 처리 구성 요소(210)로 전송되는 비트스트림으로 변환하는 무선 송수신기 유닛의 수신기로 안내될 수 있다. 상이한 유선 또는 무선 인터페이스들은 하나의 인터페이스 유닛에서 구현될 수 있다.

[0033] 인터페이스 유닛(214)은 또한 데이터를 입력하기 위한 키패드, 터치 스크린, 마이크로폰, 또는 동등물들, 및 디바이스의 사용자에게 데이터를 출력하기 위한 스크린, 터치 스크린, 라우드스피커, 또는 동등물들을 갖는 사용자 인터페이스를 포함할 수 있다.

[0034] 처리 구성 요소(210) 및 인터페이스 유닛(214)은 미리 규정된 기본적으로 프로그래밍된 프로세스들에 따라 수신 및/또는 저장된 데이터에 대한 연산들의 체계적인 실행을 수행하기 위한 수단을 제공하기 위해 전기적으로 서로 연결된다. 이들 연산들은 도 2의 모니터링 시스템의 제어 유닛에 대해 여기에서 기술된 절차들을 포함한다.

[0035] 도 3은 도 2의 센서 유닛(202) 및 제어 유닛(204)을 포함하는 심장 모니터링 시스템(200)의 기능 구성을 도시한다. 모니터링되는 피험자의 흉부에 부착된 센서 유닛은 흉부의 시간적인 각도 운동(AM_{chest})에 노출되고, 대응하는 운동($am(t)$)을 격는다. 각도 운동($am(t)$)에 응답하여, 센서 유닛은 각도 심탄동계 신호(S_{am})를 생성하고 이를 제어 유닛에 전송한다. 제어 유닛은 하나 이상의 데이터 처리 기능들(F_1, F_2, F_3)을 포함하고, 그의 각각은 각도 심탄동계 신호(S_{am})의 값들과 피험자의 심장의 동작 파라미터들을 나타내는 출력 파라미터들(p_1, p_2, p_3)의 값들 사이의 규칙 또는 대응을 규정한다. 제어 유닛은 나중의 처리를 위해 이들 출력 파라미터들(p_1, p_2, p_3) 중 하나 이상을 로컬 데이터 저장 장치에 저장하거나, 이들 중 하나 이상을 제어 유닛의 사용자 인터페이스를 통해 하나 이상의 매체 형태들로 출력하거나, 또는 다른 처리를 위해 이들 중 하나 이상을 원격 노드로 송신할 수 있다.

- [0036] 도 4는 시스템(400)이 모바일 컴퓨팅 디바이스, 센서 유닛 및 제어 유닛 둘 모두를 통합하는 스마트폰인 다른 예시적인 구성을 도시한다. 진보된 모바일 컴퓨팅 디바이스들 중 많은 것들은 오늘날 자이로스코프 장치, 종종 다수의 방향들에서 각도 운동을 감지할 수 있는 다축 자이로스코프를 포함한다. 내부 자이로스코프 장치로부터의 신호 또는 신호들은, 예를 들면, 운영 시스템의 애플리케이션 프로그래밍 인터페이스(API)를 통해 이용가능할 수 있다. 애플리케이션은 모바일 컴퓨팅 디바이스의 컴퓨팅 수단 및 자이로스코프 신호들을 사용하도록 구성될 수 있고, 그에 의해 청구된 시스템을 형성한다. 모바일 컴퓨팅 디바이스 시스템을 사용하는 이점은 모니터링이 임의의 경우에 사용자에게 일반적으로 이용가능한 비전용 디바이스에 의해 행해질 수 있다는 것이다. 사용자는, 예를 들면, 심박동수를 측정하고, 심방세동을 검출하는 등을 위해 그의/그녀의 자신의 자이로 심박동 곡선을 취하기 위해, 예를 들면 스마트폰을 쉽게 사용할 수 있다. 또한, 모바일 컴퓨팅 디바이스의 처리, 메모리 및 인터페이스 수단은 측정된 데이터가 모바일 컴퓨팅 디바이스에 로컬로 저장, 선처리, 또는 처리되게 하고, 및/또는 다른 처리를 위해 원격 위치로 송신되게 하거나, 또는 예를 들면, 외과 의사에 의해 분석되게 한다.
- [0037] 이후에 더 상세히 논의될 바와 같이, 모니터링 시스템들에서, 자이로스코프 신호는 다른 신호 형태들과 조합하여 사용될 수 있다. 도 4의 모바일 컴퓨팅 디바이스는, 예를 들면, ECG 전극들을 케이싱 모바일 모니터링 디바이스로 통합함으로써 ECG 모니터링 능력이 갖춰질 수 있다. 이러한 구성은 그것이 예를 들면, 심장의 시간 간격들을 결정하기 위해 ECG 및 자이로스코프 신호들을 조합하게 한다.
- [0038] 도 4에 도시된 바와 같이, 모바일 컴퓨팅 디바이스(400)는 또한 다른 장치들, 예컨대 손목형 심박동수 모니터(402)(스마트워치 또는 유사한 것) 또는 심박동수들을 측정할 수 있는 하나 또는 두 개의 헤드폰들(404)의 세트와 접속될 수 있다. 두 개의 측정점들로부터의 신호들의 사용은, 손목에 대해 또는 귀에 대해 이들 예시적인 경우들에서, 심장으로부터 몇몇 특정한 위치까지의 맥박(동맥 혈압 맥박) 전달 시간을 결정하게 할 수 있다. 이들 두 개의 측정 위치들 사이의 차이가 알려질 때, 맥박 전달 시간은 다수의 생리적인 파라미터들, 예컨대 혈압 및 동맥 저항을 측정하기 위해 사용될 수 있다.
- [0039] 도 5는 도 4의 시스템에 의해, 즉, 사용자의 흉부에 부착된 스마트폰에 의해 취해진 측정 결과들을 도시한다. 스마트폰은 또한 다축 가속도계를 포함하고, 곡선들(AccX, AccY, AccZ)은 선형 가속도계로부터 X, Y, 및 Z 방향을 나타낸다. 곡선들(GyroX, GyroY, GyroZ)은 동일한 스마트폰 내 자이로스코프 장치로부터 X, Y, 및 Z 방향 측들에 관한 각도 운동 신호들을 나타낸다. 다축 자이로스코프의 출력 신호는 더 명백하고, 따라서 다축 가속도계의 퍼지 출력 신호보다 정확한 분석에 적합하다는 것이 이해될 수 있다.
- [0040] 도 6은 도 2의 심장 모니터링 시스템을 포함하는 원격 모니터링 시스템을 도시한다. 시스템은 도 2의 센서 유닛(202) 및 제어 유닛(204)을 포함하는 로컬 노드(600)를 포함할 수 있다. 또한, 로컬 노드(600)는 원격 노드(602)에 통신가능하게 접속될 수 있다. 원격 노드(602)는, 예를 들면, 한 명 이상의 사용자들에 대한 서비스로서 모니터링 애플리케이션을 제공하는 애플리케이션 서버일 수 있다. 애플리케이션에 의해 모니터링된 양태들 중 하나는 사용자의 심장의 상태일 수 있다. 대안적으로, 원격 노드는 심장 모니터링 애플리케이션에 설치된 개인용 컴퓨팅 디바이스일 수 있다. 로컬 노드는 전용 디바이스 또는 상기에 기술된 센서 유닛 및 제어 유닛을 포함하는 디바이스들의 조합일 수 있다. 대안적으로, 로컬 노드는 다목적 컴퓨터 디바이스(예를 들면, 이동 전화, 휴대용 컴퓨팅 디바이스, 또는 사용자의 네트워크 단말)에서 클라이언트 애플리케이션에 인터페이스하는 센서 유닛으로서 구현될 수 있다. 컴퓨터 디바이스에서 클라이언트 애플리케이션은 센서 유닛 및 서버 애플리케이션에 인터페이스할 수 있다. 서버 애플리케이션은 물리적 원격 노드(602)에서, 또는 통신 네트워크를 통해 액세스 가능한 원격 노드들의 클라우드에서 이용가능할 수 있다.
- [0041] 본 발명의 다양한 양태들은 블록도들, 메시지 흐름도들, 플로 차트들 및 논리 흐름도들로서 또는 몇몇 다른 그림 표현을 사용하여 도시 및 기술될 수 있지만, 도시된 유닛들, 블록들, 장치, 시스템 요소들, 절차들, 및 방법들은, 예를 들면, 하드웨어, 소프트웨어, 펌웨어, 특수 목적 회로들 또는 로직, 컴퓨팅 디바이스 또는 그의 몇몇 조합으로 구현될 수 있다는 것이 잘 이해된다. 프로그램 제품들이라고 또한 불릴 수 있는 소프트웨어 루틴들은 제작의 물품들이고, 임의의 장치 관독가능한 데이터 저장 매체에 저장될 수 있고, 그들은 특정한 미리 규정된 태스크들을 수행하기 위한 프로그램 명령들을 포함한다. 따라서, 본 발명의 실시예들은 또한 컴퓨터에 의해 관독가능한 컴퓨터 프로그램 제품, 및 도 2, 도 3, 도 4, 또는 도 5의 디바이스 또는 시스템에서 피험자의 심장 동작들을 모니터링하기 위한 인코딩 명령들을 제공한다.
- [0042] 각도 운동의 센서는 이롭게는 미세 전자 기계 디바이스이지만, 다른 각도 운동 검출 기술들이 또한 적용될 수 있다. 예를 들면, 피험자의 흉부에 부착된 자력계는 지구의 자계에 관하여 흉부의 위치의 변경을 결정하기 위해 사용될 수 있다.

[0043] 잡음 및 다른 원치 않는 특징들은 아날로그 또는 디지털 필터들에 의해 원래의 각도 심탄동계 신호(S_{am})로부터 제거될 수 있다. 저역 통과, 고역 통과 또는 대역 통과 필터가 적용될 수 있다. 예를 들면, 아날로그 신호를 디지털 형태로 변환한 후, 상기 형태의 디지털 저역 통과 필터는 상기 목적을 위해 적용될 수 있다. 필터링은 또한 또는 대안적으로 다항식 근사, 예를 들면 사비츠키-고레이 필터(Savitzky-Golay filter)에 의한 콘볼루션을 적용할 수 있다:

$$y(t) = (1-k) * y(t-1) + k * x(t) \quad (1)$$

[0044]

[0045] 여기서

[0046] $y(t)$ = 시간 스텝(t)에서 필터링된 신호의 값

[0047] $y(t-1)$ = 시간 스텝($t-1$)에서 필터링된 신호의 값

[0048] x = 시간 스텝(t)에서 필터링되지 않은 신호의 값

[0049] y = 필터 계수

[0050] 도 7의 곡선은 검사 피험자의 심장 박동 주기들 동안 일 예시적인 필터링된 각도 심탄동계 신호(S_{am})를 도시한다. 수직축은 특정 감지 방향에서 감지된 각속도의 크기를 나타내고, 수평축은 시간 스텝들 또는 경과 시간의 누적수를 나타낸다. 신호 대 잡음비는 매칭된 필터링에 의해 향상될 수 있고, 여기서 필터링된 신호는 미리 규정된 템플릿에 상관된다. 심장 운동은 심장이 제 1 방향(여기서: 양의 비틀림)으로 및 반대의 제 2 방향(여기서, 음의 비틀림)으로 비틀리는 반동 운동을 구성하는 것에 근사될 수 있다. 템플릿은 신호의 특징들, 예를 들면, 특정 진폭, 시간 도메인 특징, 또는 주파수 도메인 특징에 대해 하나 이상의 제한들의 세트를 포함할 수 있다.

[0051] 간단한 예로서, 각도 심탄동계 신호(S_{am})의 매칭된 필터링은 신호 극(최소/최대) 값들에 의해 행해질 수 있다. 도 8은 각도 심탄동계 신호(S_{am})의 간략화된 예를 도시한다. 예를 들면, 제어 유닛은 도 6에 도시된 바와 같이 연속하는 최대 및 최소값들($mx1, mn1, mx2, mn2, mx3, mn3, \dots$)을 결정하고, 그들 사이의 기울기들($s1, s2, \dots$)을 결정하도록 구성될 수 있다.

$$s1 = mx1 - mn1$$

$$s2 = mx2 - mn1$$

$$s3 = mx2 - mn2$$

$$s4 = mx3 - mn2$$

[0052]

[0053] 등.

[0054] 매칭된 필터링 템플릿은, 예를 들면, 최대 값들, 최소 값들, 개별적인 기울기들의 값들, 또는 기울기들의 조합에 대해 하나 이상의 제한들을 포함한다. 도 9는 특정한 매칭된 필터링 후 도 7의 각도 심탄동계 신호(S_{am})에 대응하는 일 예시적인 출력 신호를 도시하고, 이는 이후에 더 상세히 논의될 것이다.

[0055] 제어 유닛은 다양한 출력 파라미터들을 생성하도록 구성될 수 있다. 가장 간단한 형태로, 파라미터는 비틀림 운동 동안 심장의 방사상 배향, 심장의 각속도, 또는 심장의 각가속도를 나타낼 수 있다. 이러한 출력 파라미터는 도 7 또는 도 9에 도시된 측정된, 조절된, 및 필터링된 각도 심탄동계 신호(S_{am})에 대응할 수 있다.

[0056] 대안적으로, 또는 추가로, 파라미터는 피험자의 심장의 박출량을 나타낼 수 있다. 출력 파라미터는 각도 심탄동계 신호(S_{am})의 진폭을 결정하고 이를 시간적 박출량을 나타내기 위한 값으로서 사용함으로써 생성될 수 있다. 예를 들면, 피크 진폭, 반진폭(semi-amplitude), 또는 평균 제곱근 진폭은 상기 목적을 위해 사용될 수 있다. 신호가 순수한 대칭적 주기파가 아니기 때문에, 진폭은 이롭게는, 예를 들면, 신호 곡선의 영점으로부터 규정된 기준값에 관하여 측정된다. 다른 기준 값들이 범위 내에서 또한 적용될 수 있다.

[0057] 대안적으로, 또는 추가로, 파라미터는 피험자의 심장 박동을 나타낼 수 있다. 예를 들면, 출력 파라미터는 각도 심탄동계 신호(S_{am})의 특징점을 선택하고 연속하는 신호 시퀀스들에서 특징점의 출현을 결정함으로써 생성될 수

있다. 신호 시퀀스의 최소 또는 최대값은 특징점으로서 적용될 수 있다. 특징점의 출현은 심장 박동의 타임 스탬프로써 생각될 수 있다. 두 개의 타임스탬프들 사이의 기간은 피험자의 심장의 시간적인 박동-대-박동(B-B) 시간을 나타내는 것으로 생각될 수 있다. 규정된 기간 내 타임스탬프들의 수는 피험자의 심박수(H)를 나타내기 위해 적용될 수 있다.

[0058] 대안적으로, 또는 추가로, 파라미터는 피험자의 심장의 대동맥 개방 또는 폐쇄를 나타낼 수 있다. 대동맥 개방(AO) 및 대동맥 폐쇄(AC)는 일반적으로 흉부 반응 효과에서 피크들로서 보여진다. 반응이 선형 가속 수단에 의해 측정되는 측정 시스템들에서, AO 및 AC 피크들은 형상에서 매우 유사하지만, 보통 AO 피크는 AC 피크보다 크다. 그러나, 몇몇 피험자들에 대하여, AO 피크 및 AC 피크는 거의 높을 수 있거나, 또는 AC 피크는 AO 피크보다 훨씬 높을 수 있다. 또한, 선형 가속 수단에 의해, 피험자의 자세는 신호의 형상에 영향을 미치기 쉽다. 이에 의해, 특히 피험자가 다양한 자세들로 있도록 허용될 수 있는 경우, 선형 가속 수단에 의한 측정들은 반드시 신뢰가능한 데이터를 제공하는 것은 아니다. 반응이 자이로스코프에 의해 각도 운동을 감지함으로써 측정되는 측정 시스템들에서, AO 피크는 잘 구별되는 형상을 갖고 따라서 각도 심탄동계 신호(S_{am})에서 AC 피크로부터 훨씬 더 신뢰가능하게 구별가능하다.

[0059] 도 7 및 도 9를 다시 참조하면, 도 7의 각도 심탄동계 신호(S_{am})의 강조된 부분은 앞에서 일반적으로 기술된 매칭된 필터링 메커니즘에 의해 식별될 수 있는 AO 피크를 포함한다. 도 10은 도 5의 신호로부터의 잠재적인 AO 피크를 도시한다. 유효한 AO 피크가 검출되는 것을 보장하기 위해, 각도 심탄동계 신호(S_{am})의 최대값들의 주변들은 매칭된 필터링 템플릿에서 적용될 수 있다. 예를 들면, 제어 유닛은 상기에 기술되는 신호 곡선의 기울기들을 결정하고, 규정된 수의 연속하는 기울기들의 합을 결정하도록 구성될 수 있다. 규정된 수가 예를 들면 4인 경우, 제어 유닛은 합계 $S_{tot}=s_1+s_2+s_3+s_4$ 를 계산할 수 있다. 유효한 AO 피크는, 예를 들면, 시퀀스에서 합계들(S_{tot})의 최대값에 대응하는 범위에서 존재하는 것으로 생각될 수 있다.

[0060] 대안적으로, 또는 추가로, 파라미터는 심장 기능과 상호 작용하는 다른 생명 유지 동작을 나타낼 수 있다. 이러한 생명 유지 동작은, 예를 들면, 호흡일 수 있다. 도 11은 검사 피험자로부터 측정된 신호에서 박출량 및 심장 박동 타임스탬프들의 예시적인 값들을 도시한다. 호흡 동안, 심장의 박출량 및 맥박간 시간은 일반적으로 변하는 것이 이해될 수 있다. 폐가 비어있을 때, 방출량은 그의 최대값들에 도달할 수 있고, 박동간 시간은 더 낮아질 수 있다. 폐가 채워져 있을 때, 박출량 값들은 더 작고 심장 박동들은 더 빠르다. 따라서, 피험자의 호흡은 각도 심탄동계 신호(S_{am})의 주기적 변조로서 이해될 수 있다. 변조의 주파수는 피험자의 호흡수를 나타내는 것으로 생각될 수 있고, 변조의 진폭은 피험자의 호흡의 깊이를 나타내는 것으로 생각될 수 있다.

[0061] 각도 심탄동계 신호(S_{am})로부터 추론할 수 있고 피험자의 심장 기능들의 상태를 나타내기 위해 적용 가능한 다른 파라미터들이 또한 범위 내에서 사용될 수 있다.

[0062] 도 12는 두 개의 종래의 기술들에 의해 및 제안된 새로운 방법에 의해 하나의 검사 피험자로부터 동시에 취해진 측정들을 도시한다. 제 1 곡선(10)은 심전도에 의해 생성된 출력 신호를 보여주고, 제 2 곡선(12)은 다축 가속도계(진동 심박동 곡선, z축)에 의해 생성된 출력 신호를 보여주고, 제 3 곡선(14)은 다축 자이로스코프(y축)에 의해 생성된 각도 심탄동계 신호를 보여준다. 대동맥 판막 개방 AO(대동맥 회전 개방)에 관련된 출현들은 다축 가속도계 신호에서보다 제안된 각도 심탄동계 신호에서 더 구별가능하다는 것이 이해될 수 있다.

[0063] 하나 이상의 상이한 형태들의 출력 파라미터들은 시스템에서 생성될 수 있다. 이들 파라미터들은 피험자의 심장 동작에서 기능 부전들 및 비정상들을 나타내기 위해 시스템으로부터 출력되거나 시스템에 적용될 수 있다.

[0064] 일 실시예에서, 피험자의 심장 박동수에 대해 반복하는 두 개의 파동 패턴들의 타이밍은 피험자의 비정상 심장 동작을 나타내기 위해 적용될 수 있다. 예를 들면, 심장 활동에 관련된 전자기 현상을 나타내는 제 1 신호는 심장 박동수에 대해 반복하는 제 1 파동 패턴으로부터 추출될 수 있다. 심혈관 회전을 나타내는 제 2 신호는 심장 박동수에 대해 또한 반복하는 제 2 파동 패턴으로부터 추출될 수 있다. 심혈관 회전은 상기 기술되는 피험자의 흉부의 회전 운동으로부터 측정될 수 있다. 제 1 신호 및 제 2 신호는 타이밍 데이터로부터 사용될 수 있고, 그의 각각의 타이밍 값은 하나의 심장 박동 기간에 속하는 제 1 파동 패턴의 기준점으로부터 동일한 심장 박동 기간에 속하는 제 2 파동 패턴의 기준점까지의 시간 기간을 나타낼 수 있다. 심장 박동수를 나타내는 타이밍 데이터와 페이징 데이터 사이의 상관은 심장 기능(부전) 및 (비)정상을 나타내는 파라미터로서 사용될 수 있다.

[0065] 제 2 파동 패턴은 제 1 신호상의 제 1 파동 패턴에 대한 심장의 응답을 나타내도록 선택될 수 있다. 제 1 신호는 예를 들면, 심전도 ECG 파형을 나타낼 수 있다. 제 1 파동 패턴은, 예를 들면, 도 10에 도시된 ECG 파형의

R-피크일 수 있지만 반드시 그렇지는 않고, 제 2 파동 패턴은 예를 들면, 도 12에 도시된 각도 심탄동계 파형상의 AO 피크일 수 있지만 반드시 그렇지는 않다. 이러한 경우, R-피크의 상부는 제 1 파동 패턴의 기준점으로서 사용될 수 있고, AO-피크의 상부는 제 2 파동 패턴의 기준점으로서 사용될 수 있고, 타이밍 데이터(TD)의 값들은 R-피크의 상부의 모멘트로부터 AO-피크의 상부의 모멘트까지의 시간 기간을 나타낼 수 있다.

[0066] 타이밍 데이터와 페이싱 데이터 사이의 상관도가 예를 들면, 다음 수식에 따라 계산될 수 있는 상관 계수에 의해 표현될 수 있지만 반드시 그렇지는 않다:

[0067]
$$C(j) = E\{(TD - \mu_T) \times (PD - \mu_P)\}$$

[0068] 여기서 C(j)는 상관 계수이고, E는 예상된 값 연산자이고, 즉, E{변수}는 변수의 예상된 값이고, TD는 타이밍의 데이터이고, μ_T 는 타이밍 데이터의 평균이고, PD는 페이싱 데이터이고, μ_P 는 페이싱 데이터의 평균이고, j는 심장 박동 기간들에서 타이밍 데이터에 관하여 페이싱 데이터의 시간 지연을 표현하는 정수이다. 실험상 결과들을 고려하여, 페이싱 데이터(PD)는 타이밍 데이터(TD)에 관하여 하나의 심장 박동 기간의 지연을 갖고, 즉 j=1인 것이 이롭다. 이러한 경우, 타이밍 데이터(TD)가 주어진 심장 박동 기간에 관련될 때, 대응하는 페이싱 데이터(PD)는 이전 심장 박동 기간에 관련된다. 상관 계수는 -1 내지 +1의 범위에 항상 존재하는 형태($\sigma_{T,P}$)로 표현될 수 있다:

[0069]
$$\sigma_{T,P} = C(j) / (\sigma_T \times \sigma_P)$$

[0070] 여기서 σ_T 및 σ_P 는 각각 타이밍 데이터 및 페이싱 데이터의 표준 편차들이다.

[0071] 도 12는 타이밍 데이터(TD)를 규정하기 위한 예시적인 방식을 도시한다. 이러한 예시적인 경우에서, ECG 파형상에 나타나고 심실근 조직의 복극에 의해 야기되는 R-피크는 심장 박동수에 대해 반복하는 제 1 파동 패턴(10)을 나타내고, 심혈관 회전을 나타내는 파형의 AO 피크는 심장 박동수에 대해 반복하는 제 2 파동 패턴(14)을 나타낸다. R-피크의 상부는 제 1 파동 패턴의 기준점으로서 적용될 수 있고, AO-피크의 상부는 제 2 파동 패턴의 기준점으로서 적용될 수 있다.

[0072] 타이밍 데이터를 규정하기 위한 주어진 수식 및 방법은 단지 예들이라는 것이 주의될 것이다. 타이밍 데이터와 페이싱 데이터 사이의 가능한 상관을 표현하기 위한 다수의 방식들이 존재하고, 본 발명은 상관을 표현하는 특정 방식으로 제한되지 않는다. 또한, 상관은 반드시 수학적 양은 아니지만 종속성을 포함하는 통계적 관계들의 넓은 클래스 중 어느 하나를 말하고, 이들 일반적인 의미들에서 상관은 내포적이 아니거나 또는 인과를 요구하지 않는다는 것이 주의될 것이다.

[0073] 특정한 예로서, 도 13은 피험자의 심방성 기외수축을 나타내는 파라미터의 생성을 도시한다. 도 13의 왼쪽에서 두 개의 그래프들은 도 10에 도입된 바와 같이 제 1 파동 패턴(10) 및 제 2 파동 패턴(14)을 도시한다. 우측의 그래프는 이들 파동 패턴들로부터 획득된 타이밍 데이터(TD)의 실험상 값들을 도시한다. 우측 그래프에서 각각의 수(1, 2, 3)는 제 1 파동 패턴(10)에서 ECG 파형의 R-피크와 제 2 파동 패턴(14)에서 심혈관 회전을 나타내는 파형의 AO-피크 사이의 시간차를 나타낸다. 도 13의 좌측 그래프들로부터 이해될 수 있는 바와 같이, 제 2 박동(2)은 심방성 기외수축으로서 생각될 수 있고, 제 1 및 제 3 박동들은 정상으로 생각될 수 있다. 우측 그래프에 도시된 바와 같이, 타이밍 데이터의 경향은 심방성 기외수축 동안 증가하고, 반면에 정상의 경우에서, 상기 경향은 실질적으로 일정하거나 감소한다. 도 13의 우측 그래프의 양의 기울기는 타이밍 데이터와 페이싱 데이터 사이의 양의 상관을 도시한다. 타이밍 데이터와 페이싱 데이터 사이의 양의 상관은 따라서 피험자의 심방성 기외수축을 나타내는 파라미터로서 시스템에서 적용되거나 그로부터 출력될 수 있다.

[0074] 다른 특정한 예로서, 실험상 데이터를 고려하여, 심방 세동 동안, 연속하는 심장 박동 기간들 사이의 시간 지연(TD)에서 추계적 변동이 존재한다는 것이 주의되었다. 도 14는 피험자의 심방 세동의 일 예시적인 경우에서 상이한 심장 박동수에서 심혈관 회전을 나타내는 파형의 AO-피크와 ECG 파형의 R-피크 사이의 시간차들(TD)을 보여준다.

[0075] 상기 언급된 변동의 정도는 예를 들면, 다음의 수식에 따라 계산될 수 있는 수학적 변동량에 의해 표현될 수 있다:

$$V = \frac{\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M (TD(i) - \mu_T)^2}{M-1}}}{\mu_T} \times 100\%$$

[0076]

[0077] 여기서 V는 변동량이고, M은 고려중인 심장 박동수에서 고려중인 타이밍 데이터 값들의 수이고,

$$\mu_T = \frac{\sum_{i=1}^M TD(i)}{M}$$

[0078]

[0079] 실험상 데이터를 고려하여, 변동량(V)은 심방 세동 동안 10%를 넘고 정상의 경우에 약 5%일 수 있다.

[0080]

따라서, 시스템은 변동량(V)이 임계치보다 큰 상황에 대응하여 심방 세동을 나타내는 신호를 생성하도록 구성될 수 있다. 임계치에 대한 적절한 값은 환자들 및/또는 다른 사람들의 그룹으로부터 수집된 실험상 데이터에 기초하여 결정될 수 있다. 임계치는 반드시 상수는 아니고, 임계치는 고려중인 개인에 따라, 시간에 따라, 및/또는 몇몇 다른 요인들에 따라 변경될 수 있다. 각각의 임계치가 심방 세동의 특정한 확률 또는 몇몇 다른 심장 기능 부전 및/또는 비정상을 나타내는 일련의 임계치들을 또한 구성할 수 있다.

[0081]

다른 실시예에서, 진폭 변동, 즉, 신호상의 심장 박동수에 대해 반복하는 파동 패턴의 진폭의 변동은 피험자의 비정상 심장 동작을 나타내기 위해 적용될 수 있다. 진폭 변동은 심혈관 회전을 나타내는 신호로부터 검출될 수 있다. 진폭 변동은 진폭 변동이 진폭의 복수의 증가들 및 진폭의 복수의 감소들을 포함하도록 신호상에 심장 박동수에 대해 반복하는 파동 패턴의 진폭의 변동일 수 있다. 심장 기능 부전 및 비정상의 표시자는, 적어도 부분적으로 검출된 진폭 변동에 기초하여 결정될 수 있다. 상기 언급된 파동 패턴은, 예를 들면, 심혈관 회전을 나타내는 파형의 AO-피크일 수 있지만, 반드시 그렇지 않다.

[0082]

그러나, 때때로 진단에 대해 도전 과제일 수 있는 이러한 심장 기능 부전들 및 비정상들, 예를 들면, 심방 세동은 심혈관 회전을 나타내는 신호의 파형상의 불규칙성들을 야기할 수 있다. 이들 불규칙성들은 하나 또는 두 개의 심장 박동 기간들로부터 검출되기 힘들 수 있지만, 그들은 심장 박동수에 대해 반복하는 파동 패턴의 진폭이 정상의 경우에서보다 더 강하게 변화하도록 수 개의 심장 박동 기간들을 포함하는 더 긴 시간 기간들에서 그들 자신을 나타낼 수 있다. 따라서, 진폭 변동은 심장 기능 부전 및 비정상을 나타내는 정보를 나타낸다.

[0083]

다른 실시예에서, 시간 변동은 신호로부터 검출될 수 있고, 시간 변동은 심장 박동 기간들의 시간적 길이의 변동이다. 심장 기능 부전 및 비정상의 표시자는 심장 기능 부전들 및 비정상들을 나타내는 정보의 신뢰성을 개선하기 위해 진폭 변동 및 시간 변동 모두에 기초하여 결정될 수 있다.

[0084]

도 15는 고려중인 사람이 호흡하고 있을 때 심방 세동의 경우에 수 개의 연속하는 심장 박동들을 통해 심혈관 회전을 나타내는 일 예시적인 신호의 진폭 변동을 도시한다. 도 16은 심혈관 회전을 나타내는 일 예시적인 신호의 각도 심탄동계 파형 및 ECG 파형의 일 예를 도시한다.

[0085]

진폭 변동량은 심장 동작을 나타내는 파라미터로서 적용될 수 있고 이는 심장 기능 부전 및 비정상의 발생을 검출하기 위해 임계치에 비교될 수 있다. 임계치는 환자들 및/또는 다른 사람들의 그룹으로부터 수집된 실험상 데이터에 기초하여 결정될 수 있다. 임계치는 반드시 상수는 아니고, 임계치는 고려중인 개인에 따라, 시간에 따라, 및/또는 몇몇 다른 요인들에 따라 변경될 수 있다. 각각의 임계치가 심방 세동 또는 몇몇 다른 심장 기능 부전 및/또는 비정상의 특정 확률을 나타내도록 일련의 임계치들을 또한 구성할 수 있다.

[0086]

진폭 변동량은 예를 들면 다음과 같을 수 있다:

[0087]

$$RMS_{p-p} - AVE_{p-p}$$

[0088]

여기서 RMS_{p-p} 는 검출된 피크-투-피크 값들의 평균 제곱근 "RMS"이고, AVE_{p-p} 는 심혈관 회전을 나타내는 신호의 검출된 피크-투-피크 값들의 산술 평균이다. 다른 예에 대하여, 진폭 변동의 강도는 검출된 피크-투-피크 값들의 표준 편차에 의해 표현될 수 있고, 즉, 진폭 변동량은 심혈관 회전을 나타내는 신호의 검출된 피크-투-피크 값들의 표준 편차일 수 있다.

[0089] 진폭 변동의 강도를 표현하기 위한 다수의 방식들이 존재하고 본 발명은 진폭 변동의 강도를 표현하는 임의의 특정한 방식들로 제한되지 않는다는 것이 주의될 것이다.

[0090] 추가된 정확한 신뢰도 및 기능에 대하여, 그러나, 이는 다른 측정 기술들을 통해 생성된 신호들과 조합하여 자이로 심박동 곡선 신호들을 사용하는 것이 이로우 수 있다. 예를 들면, 각도 심탄동계 신호는 종래의 선형 심탄동계(BCG) 측정 데이터, 동적 및/또는 정적 혈압 측정, 혈류 기능 검사(PPG), 초음파 또는 자기 측정 장비 또는 ECG 모니터들과 조합하여 사용될 수 있다. 신호들의 조합은 도 6의 원격 노드에서 또는 로컬 노드의 제어 유닛에서 행해질 수 있다.

[0091] 심장 동작에서 비정상들의 초기의 및 효율적인 검출을 위해, 피험자의 각도 심탄동계 신호들 또는 피험자의 각도 심탄동계 신호들로부터 생성된 파라미터 값들은 로컬 또는 원격 데이터베이스에 저장될 수 있다. 이후, 시스템은 저장된 정보의 선택된 부분과 새로운 데이터를 자동으로 비교하고, 저장된 정보로부터의 새로운 값들의 편차가 미리 규정된 임계치를 초과하는 경우 경보를 생성하도록 구성될 수 있다.

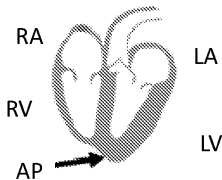
[0092] 기술이 진보함에 따라, 본 발명의 기본 아이디어는 다양한 방식들로 구현될 수 있다는 것이 당업자에게 명백하다. 따라서, 본 발명 및 그의 실시예들은 상기 예들로 제한되지 않지만, 그들은 청구항들의 범위 내에서 변경할 수 있다.

부호의 설명

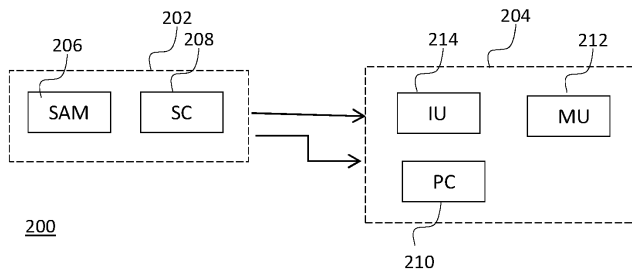
- [0093] 200 : 모니터링 시스템 202 : 센서 유닛
- 204 : 제어 유닛 206 : 각도 운동의 센서
- 208 : 신호 조절 유닛 210 : 처리 구성 요소
- 212 : 메모리 유닛 214 : 인터페이스 유닛

도면

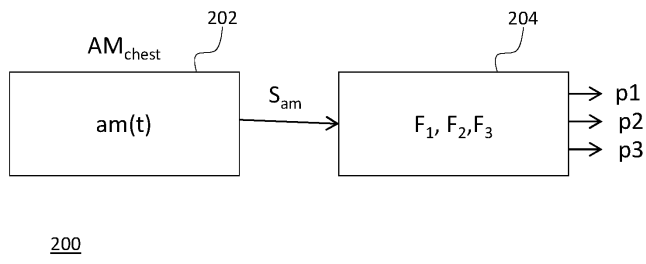
도면1



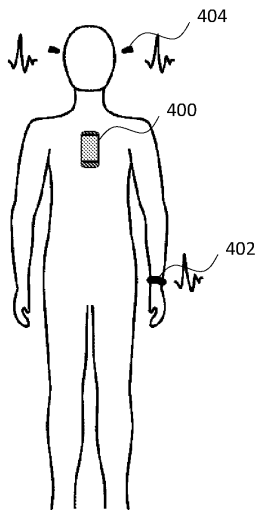
도면2



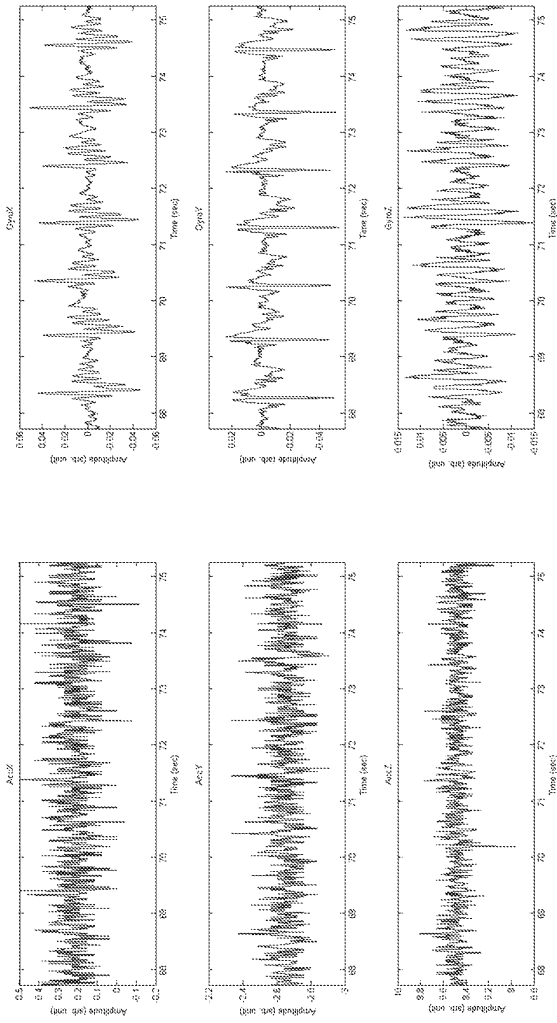
도면3



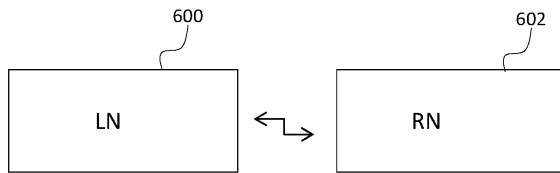
도면4



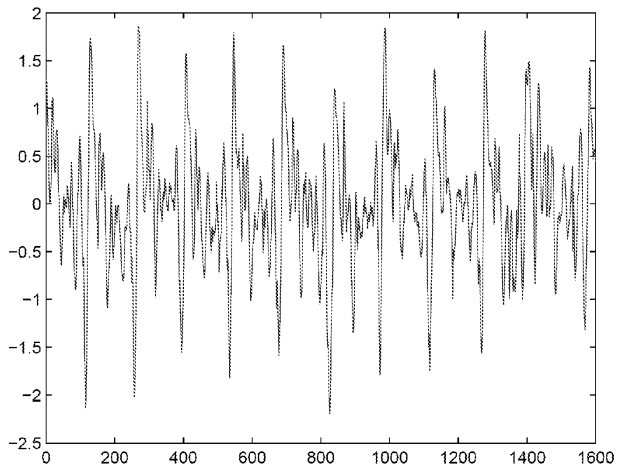
도면5



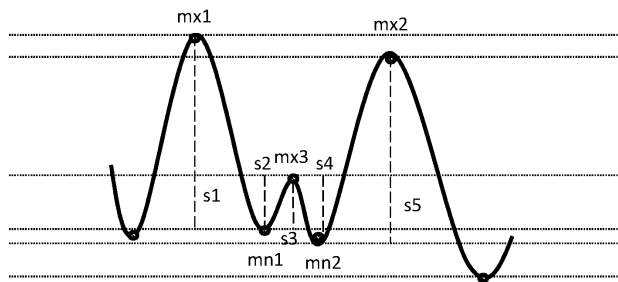
도면6



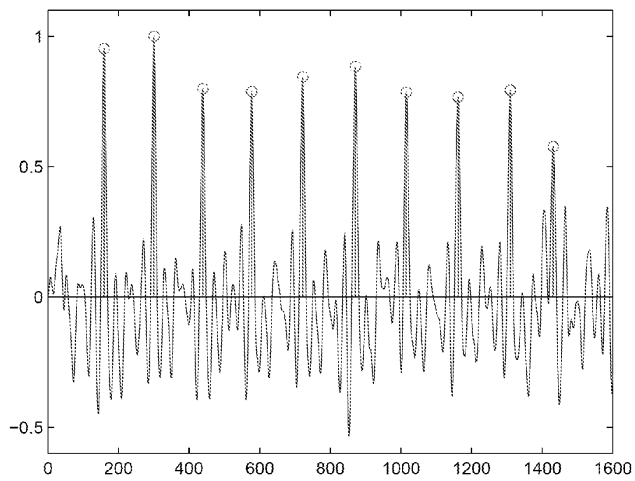
도면7



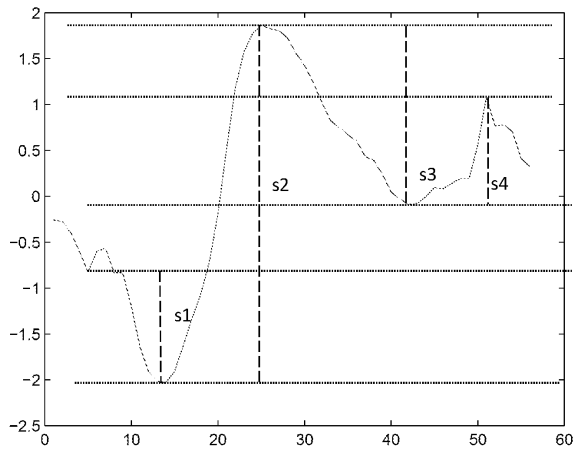
도면8



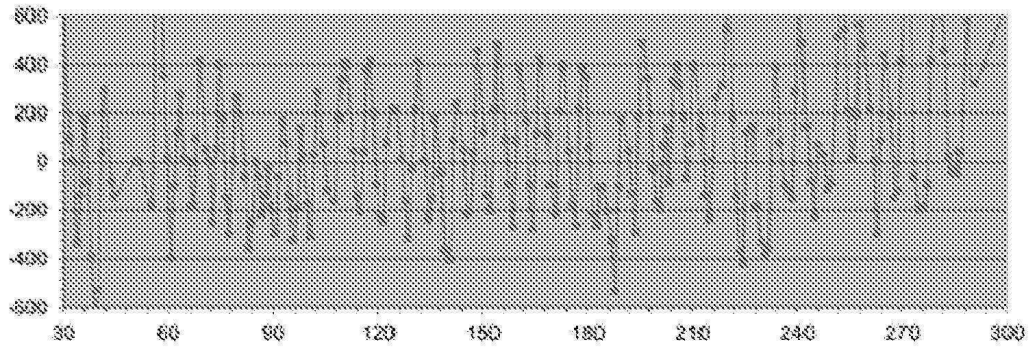
도면9



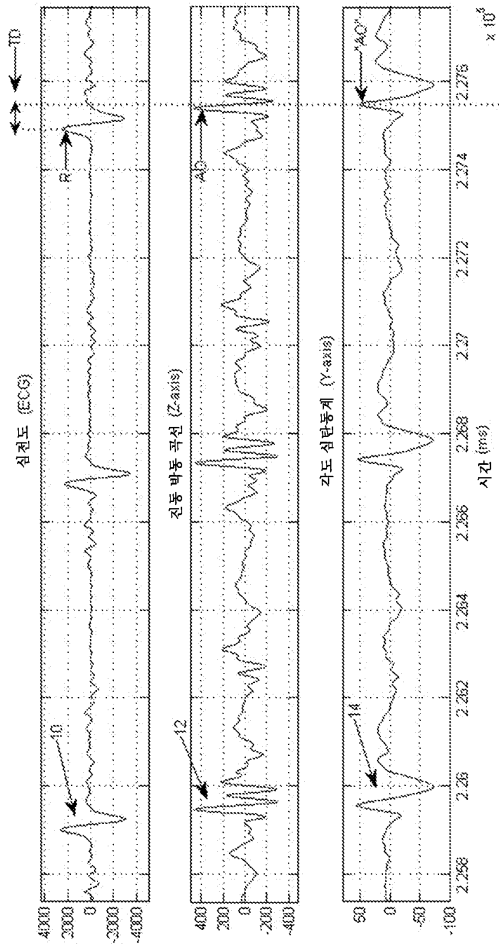
도면10



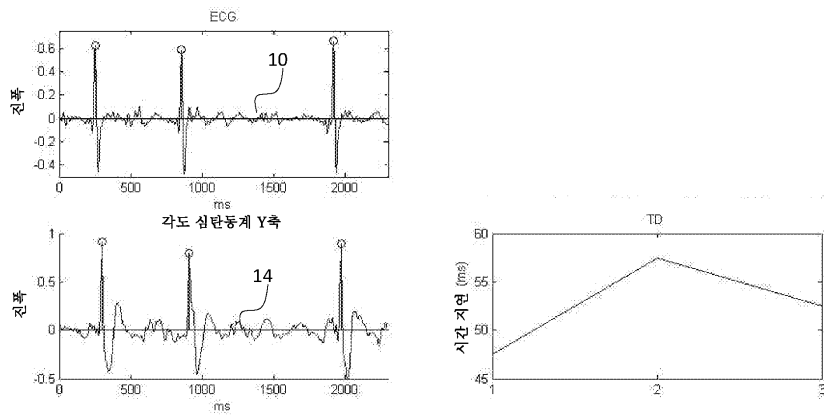
도면11



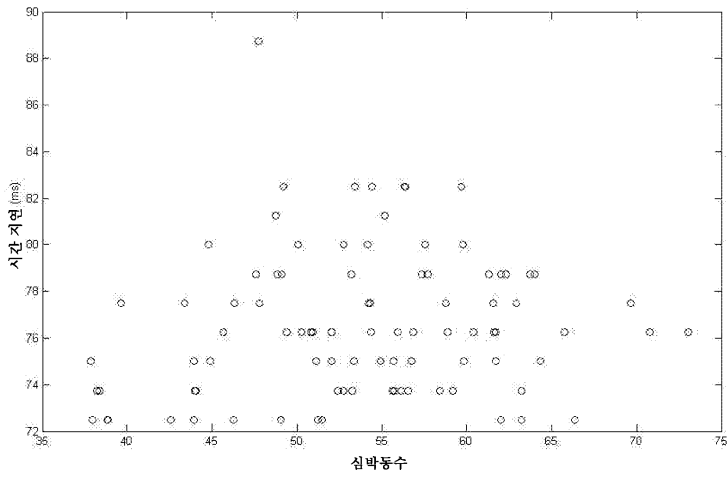
도면12



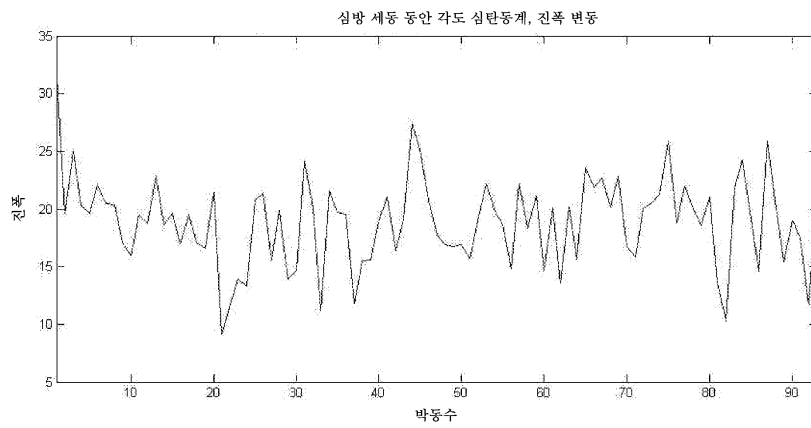
도면13



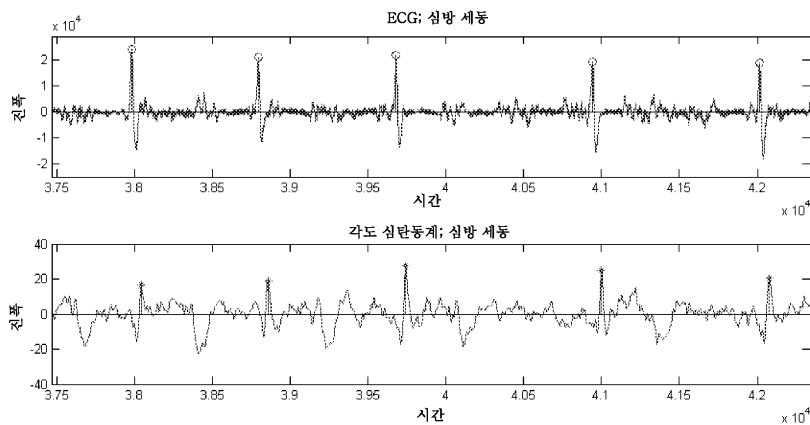
도면14



도면15



도면16



专利名称(译)	标题：心脏监测系统		
公开(公告)号	KR1020160074482A	公开(公告)日	2016-06-28
申请号	KR1020167009685	申请日	2014-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	图尔库大学 投资成就州办公地		
申请(专利权)人(译)	周六感turun办公室		
当前申请(专利权)人(译)	周六感turun办公室		
[标]发明人	MERIHEINAE ULF 메리헤이나울프 JUPPO MARIKA 주포마리카 KOIVISTO TERO 코이비스토테로 PAENKAEAEELAE MIKKO 판카알라미코 SAIRANEN KATI 사이라넨카티 GROENHOLM MARKUS 그른홀름마르쿠스		
发明人	메리헤이나울프 주포마리카 코이비스토테로 판카알라미코 사이라넨카티 그른홀름마르쿠스		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/046 G01C19/5783 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/1102 A61B5/1107 A61B5/6823 A61B5/046 G01C19/5783 A61B2562/0219 A61B2562/028 A61B5/1121 A61B5/113 A61B5/7246 A61B5/7278 A61B5/7282 A61B5/746		
代理人(译)	张本勋		
优先权	2013005924 2013-09-13 FI		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种包括角运动传感器的装置，该角运动传感器被配置为获得指示对象的胸部旋转运动的角度bolstogram信号。信号处理装置被配置为从角加速度信号生成指示对象的心脏运动的输出参数的测量值。 Sairannen Kati

