



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0016727
(43) 공개일자 2019년02월19일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) *A61B 5/0245* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/7232 (2013.01)
A61B 5/0245 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0101017
(22) 출원일자 2017년08월09일
심사청구일자 없음

- (71) 출원인
부산대학교 산학협력단
부산광역시 금정구 부산대학로63번길 2 (장전동,
부산대학교)
(72) 발명자
이민철
부산광역시 해운대구 삼어로 55, 104동 1501호(반
여동, 센텀에스케이뷰아파트)
신명준
부산광역시 연제구 온천천남로 110, 51동 607호(연
산동, 한양아파트)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
오위환, 나성곤, 정기택

전체 청구항 수 : 총 2 항

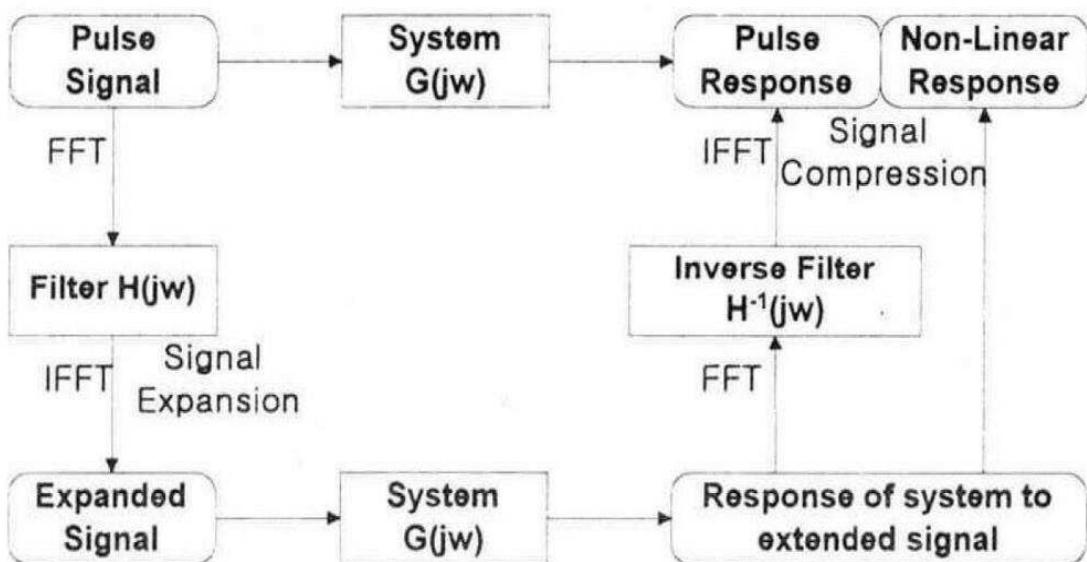
(54) 발명의 명칭 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 장치 및 방법

(57) 요 약

본 발명은 개별 환자의 심박수 특성을 가진 전달함수를 얻어 심박수 제어기를 설계하여 환자 개개인에 대한 맞춤형 자동화 심장재활 트레드밀 제작이 가능하도록 한 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 장치 및 방법에 관한 것으로, 필터 $H(jw)$ 를 통과한 등가 임펄스 신호를 출력하는 임펄스 신호 출력부; 필터의 시간지연 및

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도3



주파수 대역 특성을 조절하고, 심장질환 환자가 트레드밀에서 뒤로 달리는 경우가 없도록 전체 그래프를 오프셋 하는 오프셋 조정부; 등가 임펄스 신호 궤적에 따라 심장질환 환자가 운동하도록 트레드밀 속도를 제어하는 트레드밀 속도 제어부; 환자의 심박수 패턴을 센서를 통해 획득하는 심박수 패턴 검출부; 출력 궤적에 역필터를 곱하여 환자의 심박수 특성을 가진 전달함수를 산출하는 전달함수 산출부; 산출된 전달함수를 이용하여 심박수 제어기 설계 및 환자 개개인에 대한 맞춤형 자동화 심장재활 트레드밀 제작하기 위한 심박수 제어 알고리즘을 산출하는 심박수 제어 알고리즘 산출부; 를 포함하는 것이다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/725 (2013.01)*A61B 5/7253* (2013.01)*A61B 5/7271* (2013.01)

(72) 발명자

최정현

부산광역시 동구 초량로 40번가길 10 (초량동)

이병주

부산광역시 사상구 사상로224번길 23(쾌법동)

김현희

부산광역시 금정구 금강로279번길 61, 814호(장전동, 현대2차아파트)

김환영

부산광역시 사상구 엄궁로 142, 107동 1303호(엄궁동, 코오롱아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 G02N02780000114

부처명 산업통상자원부

연구관리전문기관 한국산업기술진흥원

연구사업명 산업융합·연계형로봇창의인재양성

연구과제명 (RCMS) 산업융합·연계형 로봇창의인재양성 사업

기여율 1/2

주관기관 부산대학교 산학협력단

연구기간 2017.03.01 ~ 2018.02.28

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2016937381

부처명 교육부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 한국형SGER

연구과제명 심장 재활을 위한 환자 맞춤형 IT 융합 유산소 운동 트레드밀 시스템의 개발

기여율 1/2

주관기관 부산대학교 산학협력단

연구기간 2016.11.01 ~ 2017.10.31

명세서

청구범위

청구항 1

필터 $H(jw)$ 를 통과한 등가 임펄스 신호를 출력하는 임펄스 신호 출력부;

필터의 시간지연 및 주파수 대역 특성을 조절하고, 심장질환 환자가 트레드밀에서 뒤로 달리는 경우가 없도록 전체 그래프를 오프셋하는 오프셋 조정부;

등가 임펄스 신호 케이스에 따라 심장질환 환자가 운동하도록 트레드밀 속도를 제어하는 트레드밀 속도 제어부;

환자의 심박수 패턴을 센서를 통해 획득하는 심박수 패턴 검출부;

출력 케이스에 역필터를 곱하여 환자의 심박수 특성을 가진 전달함수를 산출하는 전달함수 산출부;

산출된 전달함수를 이용하여 심박수 제어기 설계 및 환자 개개인에 대한 맞춤형 자동화 심장재활 트레드밀 제작하기 위한 심박수 제어 알고리즘을 산출하는 심박수 제어 알고리즘 산출부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 장치.

청구항 2

필터 $H(jw)$ 를 통과한 등가 임펄스 신호를 출력하는 임펄스 신호 출력 단계;

필터의 시간지연 및 주파수 대역 특성을 조절하고, 심장질환 환자가 트레드밀에서 뒤로 달리는 경우가 없도록 전체 그래프를 오프셋하는 오프셋 조정 단계;

등가 임펄스 신호 케이스에 따라 심장질환 환자가 운동하도록 트레드밀 속도를 제어하는 트레드밀 속도 제어 단계;

환자의 심박수 패턴을 센서를 통해 획득하는 심박수 패턴 검출 단계;

출력 케이스에 역필터를 곱하여 환자의 심박수 특성을 가진 전달함수를 산출하는 전달함수 산출 단계;

산출된 전달함수를 이용하여 심박수 제어기 설계 및 환자 개개인에 대한 맞춤형 자동화 심장재활 트레드밀 제작하기 위한 심박수 제어 알고리즘을 산출하는 심박수 제어 알고리즘 산출 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 심장 재활 시스템에 관한 것으로, 구체적으로 개별 환자의 심박수 특성을 가진 전달함수를 얻어 심박수 제어기를 설계하여 환자 개개인에 대한 맞춤형 자동화 심장재활 트레드밀 제작이 가능하도록 한 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 심장재활 운동은 심장질환 유병률을 크게 감소시키고 경증 및 중증 환자의 치료에 효과적이기 때문에 우리나라를 포함한 선진국의 심장질환 의료센터에서 적극적으로 활용되고 있다.

[0003] 트레드밀을 이용한 심장재활 운동은 의사가 환자의 심박수를 센서를 이용해 지속적으로 모니터링하며 트레드밀의 속도를 조절하는 방법인데, 1회 운동에 필요한 시간이 짧게는 20분에서 길게는 1시간 정도 소요되므로 심장질환 유병률이 지속적으로 증가하는 추세의 현시점에서는 전문인력의 부족이 심각한 실정이다.

[0004] 트레드밀을 이용한 심장재활 운동의 자동화는 기술적으로 충분히 가능하며 실제 국내의 트레드밀 기업 중에는

이미 상용화에 성공한 사례가 있다.

[0005] 그러나 이 제품은 일반인을 대상으로 개발된 트레드밀이고, 환자를 대상으로 한 자동화 의료기기의 개발을 위해서는 더욱 안정적이며 고수준인 제어 이론의 적용을 필요로 한다.

[0006] 많은 경우에, 고급 제어 이론은 입력(트레드밀 속도)에 대한 출력(심박수)의 관계식(전달함수)를 필요로 하며 이를 모델링이라고 한다.

[0007] 트레드밀 속도에 대한 인체 심박수의 모델링 방법은 심장재활에 대한 연구가 활발했던 선진국에서 몇 차례 제안되었다.

[0008] 인체의 심박수 모델은 연령, 컨디션, 체중, 건강상태, 심장질환 중증도 등 여러 가지 요소에 의해 크게 영향을 받으므로 개개인마다 모두 다른데 비해, 기존의 인체 심박수 모델링에 대한 연구는 이러한 개인차를 반영하지 못한다.

[0009] 따라서, 인체의 심박수 모델 구축을 위한 새로운 기술의 개발이 요구되고 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0010] (특허문헌 0001) 대한민국 공개특허 제10-2017-0086922호

(특허문헌 0002) 대한민국 공개특허 제10-2013-0027712호

(특허문헌 0003) 대한민국 공개특허 제10-2017-0037035호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0011] 본 발명은 이와 같은 종래 기술의 트레드밀을 이용한 심장재활 시스템의 문제를 해결하기 위한 것으로, 개별 환자의 심박수 특성을 가진 전달함수를 얻어 심박수 제어기를 설계하여 환자 개개인에 대한 맞춤형 자동화 심장재활 트레드밀 제작이 가능하도록 한 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 장치 및 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.

[0012] 본 발명은 등가 임펄스 신호를 환자에게 적용하는 시간을 단축하여 환자의 상태가 매일 바뀐다 하더라도 심장재활 운동 전에 간단히 이 알고리즘을 적용함으로써 그날 그 환자의 컨디션에 적합한 제어기를 트레드밀 시스템에 적용할 수 있도록 한 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 장치 및 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.

[0013] 본 발명의 목적들은 이상에서 언급한 목적들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 목적들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0014] 이와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 장치는 필터 $H(jw)$ 를 통과한 등가 임펄스 신호를 출력하는 임펄스 신호 출력부;필터의 시간지연 및 주파수 대역 특성을 조절하고, 심장질환 환자가 트레드밀에서 뒤로 달리는 경우가 없도록 전체 그래프를 오프셋하는 오프셋 조정부;등가 임펄스 신호 측정에 따라 심장질환 환자가 운동하도록 트레드밀 속도를 제어하는 트레드밀 속도 제어부;환자의 심박수 패턴을 센서를 통해 획득하는 심박수 패턴 검출부;출력 측정에 역필터를 곱하여 환자의 심박수 특성을 가진 전달함수를 산출하는 전달함수 산출부;산출된 전달함수를 이용하여 심박수 제어기 설계 및 환자 개개인에 대한 맞춤형 자동화 심장재활 트레드밀 제작하기 위한 심박수 제어 알고리즘을 산출하는 심박수 제어 알고리즘 산출부;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0015] 다른 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 방법은 필터 $H(jw)$ 를 통과한 등가 임펄스 신호를 출력하는 임펄스 신호 출력 단계;필터의 시간지연 및 주파수 대역 특성을 조절하

고, 심장질환 환자가 트레드밀에서 뒤로 달리는 경우가 없도록 전체 그래프를 오프셋하는 오프셋 조정 단계; 등가 임펄스 신호 궤적에 따라 심장질환 환자가 운동하도록 트레드밀 속도를 제어하는 트레드밀 속도 제어 단계; 환자의 심박수 패턴을 센서를 통해 획득하는 심박수 패턴 검출 단계; 출력 궤적에 역필터를 곱하여 환자의 심박수 특성을 가진 전달함수를 산출하는 전달함수 산출 단계; 산출된 전달함수를 이용하여 심박수 제어기 설계 및 환자 개개인에 대한 맞춤형 자동화 심장재활 트레드밀 제작하기 위한 심박수 제어 알고리즘을 산출하는 심박수 제어 알고리즘 산출 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

- [0016] 이와 같은 본 발명에 따른 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 장치 및 방법은 다음과 같은 효과를 갖는다.
- [0017] 첫째, 개별 환자의 심박수 특성을 가진 전달함수를 얻을 수 있어 효율적인 심장 재활 시스템 구축이 가능하다.
- [0018] 둘째, 개별 환자의 심박수 특성을 가진 전달함수를 얻어 심박수 제어기를 설계하여 환자 개개인에 대한 맞춤형 자동화 심장재활 트레드밀 제작이 가능하다.
- [0019] 셋째, 등가 임펄스 신호를 환자에게 적용하는 시간이 10분 이내로 소요되므로 환자의 상태가 매일 바뀐다 하더라도 심장재활 운동 전에 간단히 이 알고리즘을 적용함으로써 그날 그 환자의 컨디션에 적합한 제어기를 트레드밀 시스템에 적용할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0020] 도 1은 시간 영역대에서 나타낸 임펄스 함수
 도 2는 본 발명에 따른 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 장치의 구성도
 도 3은 신호압축법 블록 다이어그램
 도 4는 본 발명에 따른 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 방법을 나타낸 플로우 차트
 도 5a는 일반적인 등가 임펄스 신호의 형태를 나타낸 그래프
 도 5b는 심장질환 환자에게 적용 가능한 등가 임펄스 신호 그래프

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0021] 이하, 본 발명에 따른 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 장치 및 방법의 바람직한 실시 예에 관하여 상세히 설명하면 다음과 같다.
- [0022] 본 발명에 따른 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 장치 및 방법의 특징 및 이점들은 이하에서의 각 실시 예에 대한 상세한 설명을 통해 명백해질 것이다.
- [0023] 도 1은 시간 영역대에서 나타낸 임펄스 함수이다.
- [0024] 그리고 도 2는 본 발명에 따른 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 장치의 구성도이고, 도 3은 신호압축법 블록 다이어그램이다.
- [0025] 본 발명에 따른 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 장치는 도 2에서와 같이, 필터 $H(jw)$ 를 통과한 등가 임펄스 신호를 출력하는 임펄스 신호 출력부(20)와, 필터의 시간지연 및 주파수 대역 특성을 조절하고, 심장질환 환자가 트레드밀에서 뒤로 달리는 경우가 없도록 전체 그래프를 오프셋하는 오프셋 조정부(21)와, 등가 임펄스 신호 궤적에 따라 심장질환 환자가 운동하도록 트레드밀 속도를 제어하는 트레드밀 속도 제어부(22)와, 환자의 심박수 패턴을 센서를 통해 획득하는 심박수 패턴 검출부(23)와, 출력 궤적에 역필터를 곱하여 환자의 심박수 특성을 가진 전달함수를 산출하는 전달함수 산출부(24)와, 산출된 전달함수를 이용하여 심박수 제어기 설계 및 환자 개개인에 대한 맞춤형 자동화 심장재활 트레드밀 제작하기 위한 심박수 제어 알고리즘을 산출하는 심박수 제어 알고리즘 산출부(25)를 포함한다.
- [0026] 신호압축법은 등가 임펄스 신호를 통해 목표 시스템의 전달함수를 모델링 할 수 있는 이론이다.
- [0027] 임펄스 신호는 시간영역 대에서 0에 가까운 시간동안 무한대의 크기를 갖는 신호로, 신호의 면적은 1 되며 주파수 영역으로 변환(라플라스 변환)할 경우 크기는 1이고 위상은 0인 신호가 된다.

[0028] 따라서 수학식 1에서와 같이 심박수의 전달함수 $G(s)$ 에 임펄스 신호 $\delta(s)$ 를 입력하면 심박수 출력 $Y(s)$ 를 바로 얻을 수 있게 된다.

수학식 1

$$G(s) = \frac{Y(s)}{\delta(s)} = \frac{Y(s)}{1} = Y(s)$$

[0029] 그러나 목표 시스템에 이상적인 임펄스 신호를 가하는 것은 현실적으로 불가능하며, 설령 비슷한 신호를 만들어 낼 수 있다고 하더라도 환자의 심장에 짧은 시간이지만 무한대에 가까운 크기의 입력을 가하는 것은 매우 위험하다.

[0030] 신호압축법은 임펄스 신호에 필터 역할을 하는 함수를 곱하여 등가 임펄스 신호를 만들어내고, 시스템에 적용하고 난 후 다시 필터의 역함수를 곱하여 목표 시스템의 전달함수를 얻을 수 있는 방법이다.

[0031] 신호압축법의 개략적인 블록 다이어그램은 도 3에서와 같다.

[0032] 그리고 도 4는 본 발명에 따른 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 방법을 나타낸 플로우 차트이다.

[0033] 그리고 도 5a는 일반적인 등가 임펄스 신호의 형태를 나타낸 그래프이고, 도 5b는 심장질환 환자에게 적용 가능한 등가 임펄스 신호 그래프이다.

[0034] 본 발명에 따른 신호압축법을 이용한 인체 심박수 모델링을 위한 방법은 도 4에서와 같이, 필터 $H(jw)$ 를 통과한 등가 임펄스 신호를 출력하는 임펄스 신호 출력 단계와, 필터의 시간지연 및 주파수 대역 특성을 조절하고, 심장질환 환자가 트레드밀에서 뒤로 달리는 경우가 없도록 전체 그래프를 오프셋하는 오프셋 조정 단계와, 등가 임펄스 신호 궤적에 따라 심장질환 환자가 운동하도록 트레드밀 속도를 제어하는 트레드밀 속도 제어 단계와, 환자의 심박수 패턴을 센서를 통해 획득하는 심박수 패턴 검출 단계와, 출력 궤적에 역필터를 곱하여 환자의 심박수 특성을 가진 전달함수를 산출하는 전달함수 산출 단계와, 산출된 전달함수를 이용하여 심박수 제어기 설계 및 환자 개개인에 대한 맞춤형 자동화 심장재활 트레드밀 제작하기 위한 심박수 제어 알고리즘을 산출하는 심박수 제어 알고리즘 산출 단계를 포함한다.

[0035] 신호압축법은 필터 $H(jw)$ 를 설계하여 등가 임펄스 신호를 만들어내는 과정이 중요한데, 등가 임펄스 신호는 원래의 임펄스 신호와 달리 제한된 크기와 지연된 시간대역 특성을 가진다.

[0036] 필터 $H(jw)$ 를 통과한 일반적인 등가 임펄스 신호는 도 5a에서와 같다.

[0037] 이와 같은 등가 임펄스 신호는 원래의 임펄스 신호에 비해서 안전하지만 여전히 심장질환 환자에게 적용하기에는 위험하다.

[0038] 따라서, 필터의 시간지연 및 주파수 대역 특성을 조절하고, 심장질환 환자가 트레드밀에서 뒤로 달리는 경우가 없도록 전체 그래프를 오프셋하면 도 5b에서와 같은 등가 임펄스 신호를 얻을 수 있다.

[0039] 도 5b의 등가 임펄스 신호는 최대 5km/s 정도의 속도와 느린 속도 변화율을 가지므로 실제 트레드밀 시스템에 충분히 적용할 수 있고 환자에게도 위험하지 않다.

[0040] 또한, 심장질환 중증도가 심하여 빨리 걷기가 힘든 환자의 경우, 더 안전한 등가 임펄스 신호를 만들어 낼 수도 있다.

[0041] 등가 임펄스 신호 궤적에 따라 심장질환 환자가 운동하도록 트레드밀 속도를 제어하고, 환자의 심박수 패턴을 센서를 통해 얻은 뒤, 출력 궤적에 역필터를 곱하면 앞서 설명한 대로 그 환자의 심박수 특성을 가진 전달함수를 얻을 수 있다.

[0042] 이를 토대로 심박수 제어기를 설계하면 환자 개개인에 대한 맞춤형 자동화 심장재활 트레드밀을 제작 가능하다.

[0043] 또한, 등가 임펄스 신호를 환자에게 적용하는 시간은 도 5b에 나타난 것처럼 10분 이내로 소요되므로 환자의 상

태가 매일 바뀐다 하더라도 심장재활 운동 전에 간단히 이 알고리즘을 적용함으로써 그날 그 환자의 컨디션에 적합한 제어기를 트레드밀 시스템에 적용할 수 있다.

[0045] 이상에서의 설명에서와 같이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 본 발명이 구현되어 있음을 이해할 수 있을 것이다.

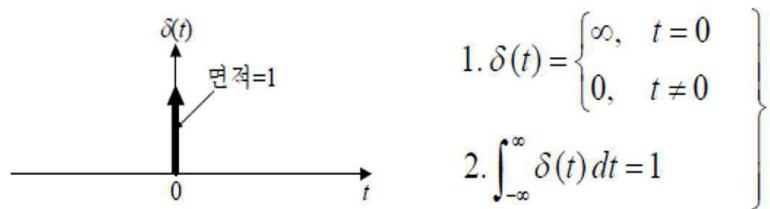
[0046] 그러므로 명시된 실시 예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 하고, 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구 범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

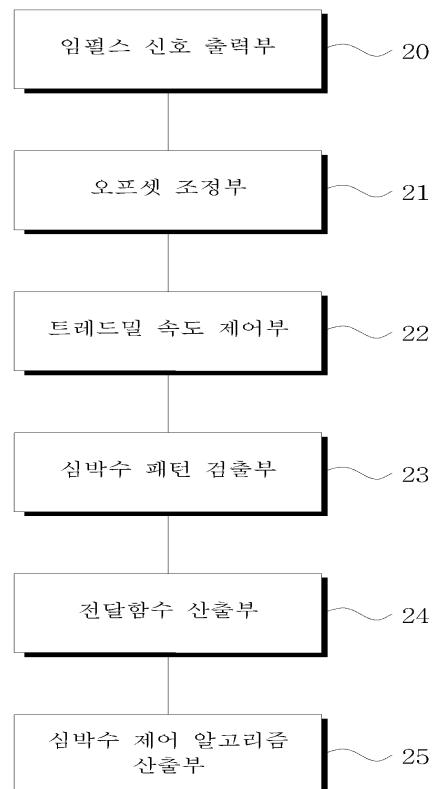
- | | |
|-----------------|---------------------|
| 20. 임펄스 신호 출력부 | 21. 오프셋 조정부 |
| 22. 트레드밀 속도 제어부 | 23. 심박수 패턴 검출부 |
| 24. 전달함수 산출부 | 25. 심박수 제어 알고리즘 산출부 |

도면

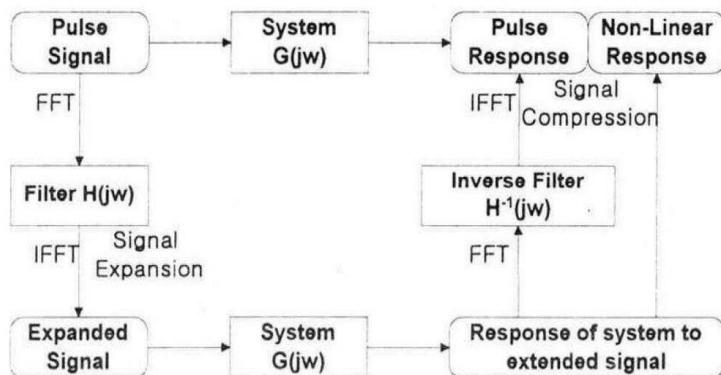
도면1



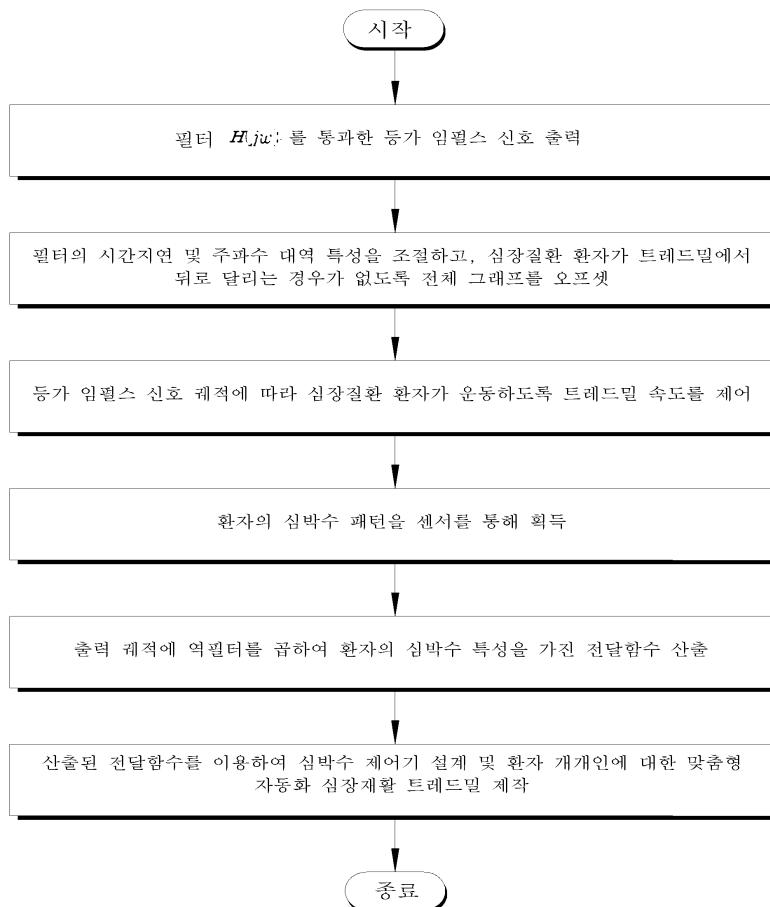
도면2



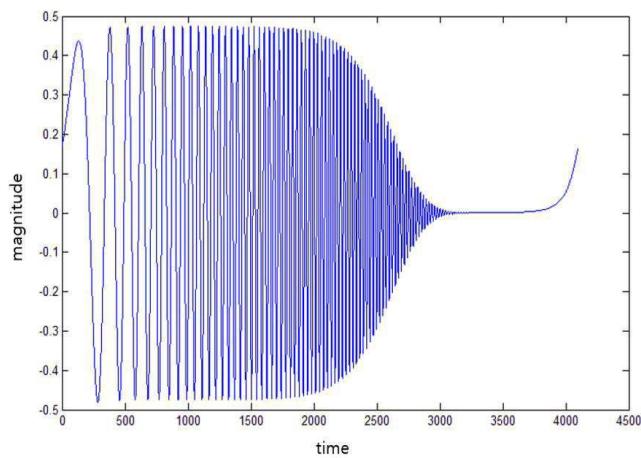
도면3



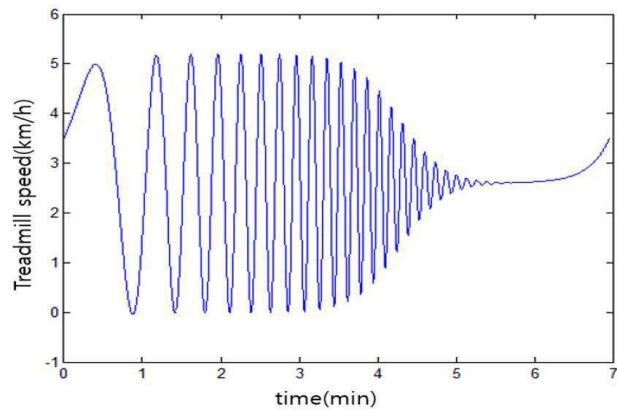
도면4



도면5a



도면5b



专利名称(译)	使用信号压缩方法进行人体心率建模的装置和方法		
公开(公告)号	KR1020190016727A	公开(公告)日	2019-02-19
申请号	KR1020170101017	申请日	2017-08-09
[标]申请(专利权)人(译)	釜山NAT UNIV UNIV IND合作FOUND		
申请(专利权)人(译)	부산대학교산학협력단		
[标]发明人	이민철 신명준 최정현 이병주 김현희 김환영		
发明人	이민철 신명준 최정현 이병주 김현희 김환영		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0245		
CPC分类号	A61B5/7232 A61B5/0245 A61B5/725 A61B5/7253 A61B5/7271		
代理人(译)	我seonggon Jeonggitaek		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种使用信号压缩方法来对人的心率建模的设备和方法，以设计心率控制器以获得具有各个患者的心率特征的传递函数，从而实现定制的自动心脏康复跑步机。脉冲信号输出单元，用于输出通过滤波器JPEGat00013.jpg410的等效脉冲信号；偏移调整器，用于调整滤波器的时间延迟和频带特性，并使整个图形偏移，以使患有心脏病的患者不会在跑步机上向后跑；跑步机速度控制单元，用于根据脉冲信号轨迹控制跑步机速度来锻炼心脏病患者；心率模式检测单元，用于通过传感器获取患者的心率模式；输出轨迹乘以逆滤波器乘以具有心率特征的传递函数传递函数计算单元，用于计算；心率控制算法计算单元，用于计算心率控制器设计的心率控制算法，并通过使用转移的传递函数为每个患者生产定制的自动心脏康复跑步机。

