



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년12월28일
(11) 등록번호 10-1933519
(24) 등록일자 2018년12월21일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/026 (2006.01)
A61B 5/0402 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/6802 (2013.01)
A61B 5/026 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0079261
(22) 출원일자 2018년07월09일
심사청구일자 2018년07월09일
(56) 선행기술조사문헌
US20090036938 A1*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
주식회사 오스테오시스
서울특별시 구로구 디지털26길 111, 901호, 902호, 903호, 904호, 905호, 906호, 907호, 908호, 909호, 910호, 911호, 912호, 913호, 914호(구로동)
(72) 발명자
안영복
서울특별시 강남구 일원로 120 샘터마을아파트 103동 1402호
이원희
경기도 안양시 동안구 경수대로883번길33 비산한 화꿈에그린아파트 105동 101호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인 누리

전체 청구항 수 : 총 9 항

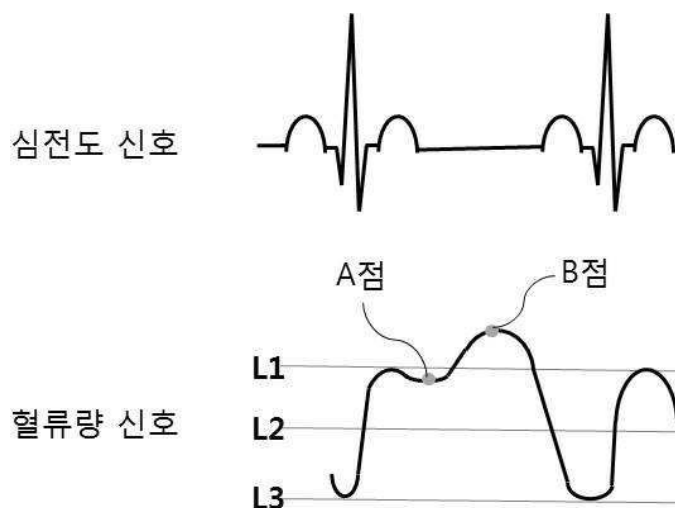
심사관 : 김성훈

(54) 발명의 명칭 외부역박동시스템과 그 제어방법

(57) 요약

본 발명은 생체신호를 감지하고 그 감지된 생체신호에 대응하여 외부역박동을 수행하는 외부역박동시스템에 관한 것으로, 상기 발명은 피시술자의 사지를 감싸고 그 감싸진 사지를 압박 또는 압박해제 하기 위한 압박장치; 및 상기 감지된 생체신호 중 심전도 신호와 혈류량 신호의 분석을 통해 상기 외부역박동을 위한 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍 시간을 계산하고, 그 계산된 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍 시간에 의해 상기 압박장치를 제어하는 제어장치를 포함하는 것을 특징으로 한다. 이와 같이 본 발명은 압박 타이밍 및 압박해제 타이밍을 자동으로 조절하는 것이 가능하여 종래와 같이 시술과정 동안 시술자가 지속적으로 모니터링하면서 조절해야 하는 불편을 해소할 수 있고, 전문지식이 없는 시술자도 용이하게 사용할 수 있다.

대표도 - 도5



(52) CPC특허분류

A61B 5/0402 (2013.01)

A61B 5/7235 (2013.01)

(72) 발명자

김재진

서울특별시 송파구 방이동 위례성대로8길 47-1 20
2호

김정태

서울시 노원구 상계동 동일로221길 22 대림아파트
2동 1003호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1415153459

부처명 산업통상자원부

연구관리전문기관 한국산업단지공단

연구사업명 산업집적지경쟁력강화

연구과제명 전기적 체외 역박동 중재치료 장비 개발

기 여 율 1/1

주관기관 ㈜오스테오시스

연구기간 2017.06.01 ~ 2018.05.31

명세서

청구범위

청구항 1

생체신호를 감지하고 그 감지된 생체신호에 대응하여 외부역박동을 수행하는 외부역박동시스템에 있어서,

피시술자의 사지를 감싸고 그 감싸진 사지를 압박 또는 압박해제 하기 위한 압박장치; 및

상기 감지된 생체신호 중 심전도 신호와 혈류량 신호의 분석을 통해 상기 외부역박동을 위한 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍 시간을 계산하고, 그 계산된 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍 시간에 의해 상기 압박장치를 제어하는 제어장치를 포함하고,

상기 제어장치는 상기 심전도 신호 및 상기 혈류량 신호의 분석결과를 이용하여 상기 외부역박동의 수행에 의해 달성 가능한 피시술자의 심장 이완기 말기 및 심장 수축기의 혈류량에 대한 혈류량기준파형을 계산하고, 상기 감지된 생체신호의 혈류량 신호의 파형이 상기 혈류량기준파형에 일치하도록 상기 압박 타이밍 시간 및 상기 압박해제 타이밍 시간을 조절하고, 그 조절된 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍 시간에 의해 상기 압박장치를 제어하는 외부역박동시스템.

청구항 2

삭제

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 제어장치는 상기 혈류량기준파형에서 심장 이완기 말기의 상기 혈류량 신호의 최고치를 제1 기준값으로 설정하고, 상기 혈류량기준파형에서 심장 수축기의 상기 혈류량 신호의 최저치를 제2 기준값으로 설정하며, 상기 감지된 생체신호의 혈류량 신호의 파형 중 심장 이완기 말기의 값이 상기 제1 기준값에 일치하고 상기 감지된 생체신호의 혈류량 신호의 파형 중 심장 수축기의 값이 상기 제2 기준값에 일치하도록 상기 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍 시간을 조절하는 외부역박동시스템.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 제어장치는 상기 감지된 혈류량 신호의 진폭을 낮은 레벨에서 높은 레벨 순으로 L1레벨, L2레벨, L3레벨로 구분하고, 심장 이완기 말기의 시작시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의 값이 상기 L1레벨 및 상기 L2레벨 사이이고 심장 이완기 말기의 종료시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의 값이 상기 제1 기준값 근처인 것으로 판단한 그 시점의 상기 압박 타이밍 시간 보다 상기 압박 타이밍 시간을 상기 혈류량기준파형에 일치하도록 사전에 정해진 시간 만큼 늦게 하는 것에 의해 상기 압박 타이밍 시간을 조절하고, 심장 이완기 말기의 시작시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의 값이 상기 L2레벨 및 상기 L3레벨 사이이고 심장 이완기 말기의 종료시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의 값이 상기 제1 기준값보다 작은 것으로 판단한 그 시점의 상기 압박 타이밍 시간 보다 상기 압박 타이밍 시간을 상기 혈류량기준파형에 일치하도록 사전에 정해진 시간 만큼 빠르게 하는 것에 의해 상기 압박타이밍 시간을 조절하는 외부역박동시스템.

청구항 5

제3항에 있어서,

상기 제어장치는 상기 감지된 혈류량 신호의 진폭을 낮은 레벨에서 높은 레벨 순으로 L1레벨, L2레벨, L3레벨로 구분하고, 상기 제어장치는 심장 수축기의 시작시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의 값과 심장 수축기 종료시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의 값이 상기 L3레벨 근처인 것으로 판단한 그 시점의 상기 압박해제 타이밍 시간 보다 상기 압박해제 타이밍 시간을 상기 혈류량기준파형에 일치하도록 사전에 정해진 시간 만큼 늦게 하는 것에 의해 상기 압박해제 타이밍 시간을 조절하고, 심장 수축기의 시작시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의

값이 상기 L2레벨 근처이고 심장 수축기 종료시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의 값이 상기 L2레벨 및 상기 L3레벨 사이인 것으로 판단한 그 시점의 상기 압박해제 타이밍 시간 보다 상기 압박해제 타이밍 시간을 상기 혈류량기준과형에 일치하도록 사전에 정해진 시간 만큼 빠르게 하는 것에 의해 상기 압박해제 타이밍 시간을 조절하는 외부역박동시스템.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 제어장치는 사전에 설정된 초기 최대압박값에 기반하여 압박강도를 설정하고 그 설정된 압박강도에 의해 상기 외부역박동의 수행을 시작하고, 상기 감지된 생체신호 중 심전도 신호와 혈류량 신호의 분석을 통해 상기 설정된 압박강도의 값을 조절하고 그 조절된 압박강도에 의해 상기 외부역박동을 수행하도록 상기 압박장치를 제어하는 외부역박동시스템.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 제어장치는 상기 심전도 신호 및 상기 혈류량 신호의 분석결과를 이용하여 피수술자의 심장 이완기 말기의 혈류량 신호의 최고치를 계산하고, 그 계산된 혈류량 신호의 최고치가 사전에 정해진 값을 초과하는 것으로 판단한 그 시점의 상기 압박강도 보다 사전에 정해진 크기 만큼 상기 압박강도를 작게 하는 것에 의해 상기 압박강도를 조절하고, 그 계산된 혈류량 신호의 최고치가 사전에 정해진 값보다 낮은 것으로 판단한 그 시점의 상기 압박강도 보다 상기 초기 최대압박값을 상한으로 하여 사전에 정해진 크기 만큼 상기 압박강도를 크게 하는 것에 의해 상기 압박강도를 조절하는 외부역박동시스템.

청구항 8

제6항에 있어서,

상기 초기 최대압박값은 상기 외부역박동을 수행하기 전 사전에 정해진 시험주기 및 시험강도로 사지를 시험압박하도록 상기 압박장치를 제어하는 것에 의해 설정되는 외부역박동시스템.

청구항 9

생체신호를 감지하고 그 감지된 생체신호에 대응하여, 피수술자의 사지를 감싸고 그 감싸진 사지를 압박 또는 압박해제 하기 위한 압박장치를 제어하여 외부역박동을 수행하는 외부역박동시스템의 제어방법에 있어서,

상기 감지된 생체신호 중 심전도 신호와 혈류량 신호를 분석하는 단계;

상기 심전도 신호 및 상기 혈류량 신호의 분석결과를 이용하여 상기 외부역박동의 수행에 의해 달성 가능한 피수술자의 심장 이완기 말기 및 심장 수축기의 혈류량에 대한 혈류량기준과형을 계산하는 단계;

상기 감지된 혈류량 신호의 과형이 상기 혈류량기준과형에 일치하도록 상기 외부역박동을 위한 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍 시간을 조절하는 단계; 및

상기 조절된 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍 시간에 의해 상기 압박장치를 제어하는 단계를 포함하는 외부역박동시스템의 제어방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

사전에 설정된 초기 최대압박값에 기반하여 압박강도를 설정하고 그 설정된 압박강도에 의해 상기 외부역박동의 수행을 시작하는 단계; 및

상기 심전도 신호와 혈류량 신호의 분석결과를 이용하여 상기 설정된 압박강도를 조절하고 그 조절된 압박강도에 의해 상기 외부역박동을 수행하는 단계를 더 포함하는 외부역박동시스템의 제어방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 심전도에 기반하여 반복적으로 사지를 압박 또는 압박해제함으로써 심혈관 질환을 개선시키는 외부역박동시스템 및 그 제어방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 외부역박동시스템은 허혈성심장질환에 대한 비침습적이고 안전한 저비용 고효율의 치료를 수행하는 시스템이다. 외부역박동시스템은 심장 박동 주기에 따라 사지를 압박 또는 압박 해제함으로써 휴면혈관의 혈류량을 증가시켜 외과적 중재술 없이 협심증, 심근경색 등의 증상을 치료하는 시스템이다.

[0003] 외부역박동시스템은 환자가 누운 상태에서 하지에 외부압박용 커프를 종아리와 허벅지, 둔부에 착용한 후 심장 박동 이완기에는 압박 커프가 팽창하고 심장 수축 바로 직전부터 압박 커프가 수축하는 것을 심장 박동 주기에 맞춰 규칙적으로 반복하는 치료 시스템이다.

[0004] 외부역박동시스템은 일반적으로 제어장치, 공압 콤프레서, 솔레노이드 밸브세트, 팽창장치로 이루어진다. 제어장치가 감지된 심장 박동 주기에 따라 공압 콤프레서 및 솔레노이드 밸브세트를 제어하여 팽창장치의 팽창/수축을 조절함으로써 치료를 수행한다.

[0005] 즉, 외부역박동시스템의 제어장치는 초기에 시술자에 의해 초기압박강도가 설정된 후 피시술자의 심장 박동 주기에 따라 사지를 압박 및 압박 해제하도록 압박커프를 제어하기 위한 타이밍 제어신호를 생성한다. 여기서 타이밍 제어신호는 본 외부역박동시스템의 사용을 통해 기대되는 허혈성심장질환의 증상을 호전시키기 위해 매우 중요한 변수이다.

[0006] 이와 관련하여 외부역박동시스템은 압박 및 압박해제 시술동작에 따른 피시술자의 생체신호를 감지하여 시술자 등에게 디스플레이하고 시술자가 디스플레이된 생체신호를 보고 압박 및 압박해제를 위한 타이밍 제어신호를 조절하도록 되어있다.

[0007] 그러나 이와 같은 종래 외부역박동시스템은 시술과정 동안 시술자가 반드시 옆에 있어야 하며 압박 타이밍 등의 조절을 위해서는 디스플레이되는 생체신호를 해석할 수 있는 전문지식을 가지고 있어야 함으로 사용상 제약이 따른다. 또한 시술자가 수동으로 조절하는 과정에서 오류가 발생할 수 있는 위험성을 내포하고 있다.

[0008] 또한 종래 외부역박동시스템은 초기에 압박강도의 세기가 설정되면 시술과정 중간에 변경하는 것이 불가능하여 치료효과를 저하시킬 뿐만 아니라 경우에 따라 피시술자에게 통증을 유발시키는 문제를 안고 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0009] (특허문헌 0001) 미국 등록특허번호 6589267, 2003. 07. 08, 도면 2

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 본 발명의 목적은 시술 과정동안의 사지의 압박 및 압박해제의 타이밍 또는 압박의 강도를 자동으로 조절함과 더불어 기존 공압구동방식에서 나타나는 소음 및 진동문제를 줄일 수 있는 외부역박동시스템 및 그 제어방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0011] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 측면은 생체신호를 감지하고 그 감지된 생체신호에 대응하여 외부역박동을 수행하는 외부역박동시스템에 관한 것이다.

[0012] 본 외부역박동시스템은 피시술자의 사지를 감싸고 그 감싸진 사지를 압박 또는 압박해제 하기 위한 압박장치; 및 상기 감지된 생체신호 중 심전도 신호와 혈류량 신호의 분석을 통해 상기 외부역박동을 위한 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍 시간을 계산하고, 그 계산된 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍 시간에 의해 상기 압박장치를 제어하는 제어장치를 포함하는 것을 특징으로 한다.

- [0013] 상기 제어장치는 상기 심전도 신호 및 상기 혈류량 신호의 분석결과를 이용하여 상기 외부역박동의 수행에 의해 달성 가능한 피시술자의 심장 이완기 말기 및 심장 수축기의 혈류량에 대한 혈류량기준파형을 계산하고, 상기 감지된 생체신호의 혈류량 신호의 파형이 상기 혈류량기준파형에 일치하도록 상기 압박 타이밍 시간 및 상기 압박해제 타이밍 시간을 조절하고, 그 조절된 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍 시간에 의해 상기 압박장치를 제어할 수 있다.
- [0014] 상기 제어장치는 상기 혈류량기준파형에서 심장 이완기 말기의 상기 혈류량 신호의 최고치를 제1 기준값으로 설정하고, 상기 혈류량기준파형에서 심장 수축기의 상기 혈류량 신호의 최저치를 제2 기준값으로 설정하며, 상기 감지된 생체신호의 혈류량 신호의 파형 중 심장 이완기 말기의 값이 상기 제1 기준값에 일치하고 상기 감지된 생체신호의 혈류량 신호의 파형 중 심장 수축기의 값이 상기 제2 기준값에 일치하도록 상기 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍 시간을 조절할 수 있다.
- [0015] 상기 제어장치는 상기 감지된 혈류량 신호의 진폭을 낮은 레벨에서 높은 레벨 순으로 L1레벨, L2레벨, L3레벨로 구분하고, 심장 이완기 말기의 시작시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의 값이 상기 L1레벨 및 상기 L2레벨 사이이고 심장 이완기 말기의 종료시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의 값이 상기 제1 기준값 근처인 것으로 판단한 그 시점의 상기 압박 타이밍 시간 보다 상기 압박 타이밍 시간을 상기 혈류량기준파형에 일치하도록 사전에 정해진 시간 만큼 늦게 하는 것에 의해 상기 압박 타이밍 시간을 조절하고, 심장 이완기 말기의 시작시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의 값이 상기 L2레벨 및 상기 L3레벨 사이이고 심장 이완기 말기의 종료시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의 값이 상기 제1 기준값보다 작은 것으로 판단한 그 시점의 상기 압박 타이밍 시간 보다 상기 압박 타이밍 시간을 상기 혈류량기준파형에 일치하도록 사전에 정해진 시간 만큼 빠르게 하는 것에 의해 상기 압박타이밍 시간을 조절할 수 있다.
- [0016] 상기 제어장치는 상기 감지된 혈류량 신호의 진폭을 낮은 레벨에서 높은 레벨 순으로 L1레벨, L2레벨, L3레벨로 구분하고, 상기 제어장치는 심장 수축기의 시작시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의 값과 심장 수축기 종료시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의 값이 상기 L3레벨 근처인 것으로 판단한 그 시점의 상기 압박해제 타이밍 시간 보다 상기 압박해제 타이밍 시간을 상기 혈류량기준파형에 일치하도록 사전에 정해진 시간 만큼 늦게 하는 것에 의해 상기 압박해제 타이밍 시간을 조절하고, 심장 수축기의 시작시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의 값이 상기 L2레벨 근처이고 심장 수축기 종료시점에서의 상기 감지된 혈류량 신호의 값이 상기 L2레벨 및 상기 L3레벨 사이인 것으로 판단한 그 시점의 상기 압박해제 타이밍 시간 보다 상기 압박해제 타이밍 시간을 상기 혈류량기준파형에 일치하도록 사전에 정해진 시간 만큼 빠르게 하는 것에 의해 상기 압박해제 타이밍 시간을 조절할 수 있다.
- [0017] 상기 제어장치는 사전에 설정된 초기 최대압박값에 기반하여 압박강도를 설정하고 그 설정된 압박강도에 의해 상기 외부역박동의 수행을 시작하고, 상기 감지된 생체신호 중 심전도 신호와 혈류량 신호의 분석을 통해 상기 설정된 압박강도의 값을 조절하고 그 조절된 압박강도에 의해 상기 외부역박동을 수행하도록 상기 압박장치를 제어할 수 있다.
- [0018] 상기 제어장치는 상기 심전도 신호 및 상기 혈류량 신호의 분석결과를 이용하여 피시술자의 심장 이완기 말기의 혈류량 신호의 최고치를 계산하고, 그 계산된 혈류량 신호의 최고치가 사전에 정해진 값을 초과하는 것으로 판단한 그 시점의 상기 압박강도 보다 사전에 정해진 크기 만큼 상기 압박강도를 작게 하는 것에 의해 상기 압박강도를 조절하고, 그 계산된 혈류량 신호의 최고치가 사전에 정해진 값보다 낮은 것으로 판단한 그 시점의 상기 압박강도 보다 상기 초기 최대압박값을 상한으로 하여 사전에 정해진 크기 만큼 상기 압박강도를 크게 하는 것에 의해 상기 압박강도를 조절할 수 있다.
- [0019] 상기 초기 최대압박값은 상기 외부역박동을 수행하기 전 사전에 정해진 시험주기 및 시험강도로 사지를 시험압박하도록 상기 압박장치를 제어하는 것에 의해 설정될 수 있다.
- [0020] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 또 다른 일 측면은 생체신호를 감지하고 그 감지된 생체신호에 대응하여, 피시술자의 사지를 감싸고 그 감싸진 사지를 압박 또는 압박해제 하기 위한 압박장치를 제어하여 외부역박동을 수행하는 외부역박동시스템의 제어방법에 관한 것이다.
- [0021] 본 외부역박동시스템의 제어방법은 상기 감지된 생체신호 중 심전도 신호와 혈류량 신호를 분석하는 단계; 상기 심전도 신호 및 상기 혈류량 신호의 분석결과를 이용하여 상기 외부역박동의 수행에 의해 달성 가능한 피시술자의 심장 이완기 말기 및 심장 수축기의 혈류량에 대한 혈류량기준파형을 계산하는 단계; 상기 감지된 혈류량 신호의 파형이 상기 혈류량기준파형에 일치하도록 상기 외부역박동을 위한 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍

시간을 조절하는 단계; 및 상기 조절된 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍 시간에 의해 상기 압박장치를 제어하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0022] 본 외부역박동시스템의 제어방법은 사전에 설정된 초기 최대압박값에 기반하여 압박강도를 설정하고 그 설정된 압박강도에 의해 상기 외부역박동의 수행을 시작하는 단계; 및 상기 심전도 신호와 혈류량 신호의 분석결과를 이용하여 상기 설정된 압박강도를 조절하고 그 조절된 압박강도에 의해 상기 외부역박동을 수행하는 단계를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0023] 이와 같이 본 발명은 압박 타이밍 및 압박해제 타이밍을 자동으로 조절하는 것이 가능하여 종래와 같이 시술자가 시술과정 동안 지속적으로 모니터링 하면서 조절해야 하는 불편을 해소할 수 있고, 전문지식이 없는 시술자도 용이하게 사용할 수 있다.

[0024] 또한 본 발명은 시험압박을 통해 자동으로 초기 최대압박값을 설정할 수 있어 종래와 같이 시술자가 반드시 옆에 있을 필요가 없으며 수동으로 초기 압박강도를 입력하는 과정에서 발생하는 오류를 방지할 수 있고, 초기 압박강도를 피시술자에 맞춤형으로 최대치를 설정할 수 있어 외부역박동에 따른 치료효과를 증진시킬 수 있다.

[0025] 또한 본 발명은 시술 중간에 사지에 가해지는 압박강도를 자동으로 조절할 수 있어, 종래 시술과정 중간에 압박강도의 세기를 자동으로 조절하는 것이 불가능함에 따라 발생하는 피시술자의 통증 문제를 해결할 수 있고, 치료효과도 증진시킬 수 있다.

[0026] 또한 본 발명은 사지의 압박 및 압박해제를 위한 압박장치를 전기구동방식으로 구현함으로써 종래 유압구동방식에 비해 소음 및 진동을 줄일 수 있다.

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 외부역박동시스템의 블록도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 생체신호센싱장치의 블록도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 압박장치의 블록도이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류량기준파형을 도시한 도면이다.

도 5 및 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 압박 타이밍 시간의 조절에 대해 설명하기 위한 도면이다.

도 7 및 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 압박해제 타이밍 시간의 조절에 대해 설명하기 위한 도면이다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 제어장치의 압박 및 압박해제의 동작을 설명하기 위한 도면이다.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 외부역박동시스템의 제어방법을 설명하기 위한 순서도이다.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 압박 및 압박해제 타이밍 조절 및 압박강도 조절 단계를 설명하기 위한 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0028] 이하 도 1 내지 도 4를 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 외부역박동시스템에 대해 설명한다.

[0029] 도 1에 도시된 바와 같이, 본 실시예에 따른 외부역박동시스템(1)은 생체신호를 감지하여 심장의 상태를 모니터링하고 그 모니터링된 심장의 상태에 대응하여 외부역박동을 수행하기 위해, 생체신호센싱장치(10), 사용자입력장치(20), 압박장치(30), 제어장치(40)를 포함한다.

[0030] 생체신호센싱장치(10)는 외부역박동 치료와 관련하여 치료를 받는 피시술자의 생체신호를 측정하기 위한 장치로서, 이와 같이 측정된 생체신호는 제어장치(40)로 전달된다.

[0031] 이하에서는 도 2를 참조하여 생체신호센싱장치(10)에 대해 구체적으로 설명한다.

[0032] 생체신호센싱장치(10)는 외부역박동 치료와 관련하여 치료를 받는 피시술자의 생체신호를 측정하기 위한 장치로서 도 2에 도시된 바와 같이 심전도측정부(12), 혈류량측정부(14)로 이루어질 수 있다.

- [0033] 생체신호센싱장치(10)는 도 2에 도시된 구성외에도 필요에 따라 다른 생체신호측정 수단을 추가로 포함할 수 있다. 생체신호 측정에 관한 구성은 일반적인 공지 기술로서 구체적인 설명은 생략한다.
- [0034] 심전도측정부(12)는 피시술자의 심전도를 측정하여 제어장치(40)로 전달한다. 심전도는 심장활동에 의해 국소적으로 발생하는 전기변화를 나타내는 것으로, 보통 체표면의 특정 부위에 전극을 붙여 전위를 유도해 측정한다.
- [0035] 혈류량측정부(14)는 혈관내를 단위시간에 통과하는 혈액량을 측정하는 장치로서, 광혈류량측정(Photophethysmography) 센서를 이용할 수 있다. 이외에도 혈류량측정부(14)는 전자 혈류량계와 초음파 혈류량계 등 다양한 방법으로 구현될 수 있다.
- [0036] 사용자입력장치(20)는 본 시스템을 사용할 수 있는 사용자로부터 운용과 관련된 정보를 전달받아 제어장치(40)로 전달하는 사용자인터페이스로서의 역할을 수행한다. 여기서 사용자는 본 시스템의 운용을 통해 외부역박동 치료를 진행하는 시술자로 한정되는 것은 아니고, 사용자에는 치료를 받는 피시술자 등도 포함될 수 있다.
- [0037] 사용자입력장치(20)는 본 시스템에 의한 외부역박동을 수행하기 전 압박장치(30)에 의해 피시술자의 가해질 수 있는 초기 최대압박값을 입력받아 제어장치(40)로 전달한다. 사용자입력장치(20)는 키버튼, 터치패드 등 다양한 방식으로 구현될 수 있다.
- [0038] 압박장치(30)는 제어장치(40)의 제어에 의해 피시술자의 사지를 감싸고 그 감싸진 사지를 압박 또는 압박해제하기 위한 장치이다. 압박장치(30)는 종아리용, 하부대퇴부용, 상부대퇴부용과 같이 3개로 이루어질 수 있다. 다만, 필요에 따라 압박장치(30)는 1개 또는 2개로 구현될 수 있으며 압박장치(30)의 착용 위치도 다양하게 할 수 있다.
- [0039] 이하에서는 도 3을 참조하여 압박장치(30)에 대해 구체적으로 설명한다.
- [0040] 도 3에 도시된 바와 같이, 압박장치(30)는 사지를 감싸기 위한 커프부(32)와, 커프부(32)를 구동시키는 구동부(34)로 이루어질 수 있다. 구동부(34)는 제어장치(40)의 제어에 의해 커프부(32)를 구동시킴으로써 사지를 압박 또는 압박해제할 수 있다.
- [0041] 구동부(34)는 전기모터, 솔레노이드 등의 전기구동식으로 구현될 수 있다. 다만 필요에 따라 구동부(34) 공압구동식으로 구현하는 것도 가능하다.
- [0042] 사지의 압박 및 압박해제를 위한 압박장치를 전기구동식으로 구현하는 경우 종래 유압구동방식에 비해 소음 및 진동을 줄일 수 있는 장점이 있다.
- [0043] 제어장치(40)는 본 시스템의 전체적인 동작을 제어하며, 생체신호센싱장치(10)를 통해 심전도 신호 및 혈류량 신호와 같은 생체신호를 감지하고 그 감지된 생체신호에 대응하여 외부역박동을 수행한다.
- [0044] 제어장치(40)는 외부역박동을 수행하기 전 설정된 초기 최대압박값에 기반하여 압박강도를 설정하고 그 설정된 압박강도에 의해 외부역박동을 시작한다. 여기서, 초기 최대압박값은 사용자입력장치(20)를 통해 시술자 등에 의해 설정될 수 있다.
- [0045] 여기서 초기 최대압박값은 외부역박동을 수행하기 전 사전에 정해진 시험주기 및 시험강도로 사지를 시험압박하는 것에 의해 설정될 수 있다.
- [0046] 사전에 설정된 초기 사전에 정해진 시험주기 및 시험강도로 사지를 시험압박하도록 압박장치(30)를 제어하고, 그 시험압박을 통해 피시술자에 대응하는 초기 최대압박값을 설정한다.
- [0047] 제어장치(40)는 이와 같이 설정된 초기 최대압박값에 기반하여 압박강도를 설정하고 그 설정된 압박강도에 의해 외부역박동을 시작하도록 압박장치(30)를 제어한다.
- [0048] 제어장치(40)는 생체신호센싱장치(10)에 의해 감지된 생체신호 중 심전도 신호와 혈류량 신호의 분석을 통해 외부역박동을 위한 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍 시간을 계산하고, 그 계산된 압박 타이밍 시간 및 압박해제 타이밍 시간에 의해 압박장치(30)를 제어한다.
- [0049] 도 4는 분석된 피시술자의 심전도 신호에 대응하여 계산된 혈류량기준파형을 도시한 도면이다. 도 4에 도시된 바와 같이 제어장치(40)는 심전도 신호 및 혈류량 신호의 분석결과를 이용하여 외부역박동의 수행에 의해 달성 가능한 피시술자의 심장 이완기 말기 및 심장 수축기의 혈류량에 대한 혈류량기준파형을 계산한다.
- [0050] 혈류량기준파형은 외부역박동의 효과가 극대화되는 심전도 신호에 따른 혈류량의 파형으로 피시술자에 따라 다

르게 나타날 수 있다. 예를 들면, 혈류량기준파형은 심장 이완기의 정해진 시점에서 대동맥압이 정해진 레벨까지 증가되고, 심장 수축기의 정해진 시점에서 대동맥압이 정해진 레벨까지 감소되도록 피시술자에 따라 다르게 정해질 수 있다.

- [0051] 도 4의 혈류량기준파형에서 심장 이완기 말기의 혈류량 신호의 최고치를 제1 기준값으로 설정하고, 혈류량기준파형에서 심장 수축기의 혈류량 신호의 최저치를 제2 기준값으로 설정한다.
- [0052] 제어장치(40)는 감지된 혈류량 신호의 파형이 혈류량기준파형에 일치하도록 압박 타이밍 시간(T1) 및 압박해제 타이밍 시간(T2)을 조절하고, 그 조절된 압박 타이밍 시간(T1) 및 압박해제 타이밍 시간(T2)에 의해 압박장치(30)를 제어한다.
- [0053] 구체적으로, 제어장치(40)는 생체신호센싱장치(10)에 의해 감지된 혈류량 신호의 파형 중 심장 이완기 말기의 값이 도 4의 혈류량기준파형의 제1 기준값에 일치하고, 생체신호센싱장치(10)에 의해 감지된 혈류량 신호의 파형 중 심장 수축기의 값이 제2 기준값에 일치하도록 압박 타이밍 시간(T1) 및 압박해제 타이밍 시간(T2)을 조절한다.
- [0054] 이하에서는 도 5 내지 도 8을 참조하여 압박 타이밍 시간(T1) 및 압박해제 타이밍 시간(T2)의 조절에 대해 구체적으로 설명한다.
- [0055] 도 5 및 도 6을 참조하여, 압박 타이밍 시간(T1)의 조절에 대해 설명한다.
- [0056] 도 5에 도시된 바와 같이, 제어장치(40)는 혈류량 신호의 진폭을 낮은 레벨에서 높은 레벨 순으로 L1레벨, L2레벨, L3레벨로 구분하고, 심장 이완기 말기의 시작시점에서의 혈류량 신호의 값(A점)이 L1레벨 및 L2레벨 사이이고 심장 이완기 말기의 종료시점에서의 혈류량 신호의 값(B점)이 도 4의 제1 기준값 근처인 경우 압박 타이밍 시간(T1)을 늦추는 것에 의해 압박 타이밍 시간을 조절한다.
- [0057] 도 6에 도시된 바와 같이, 제어장치(40)는 심장 이완기 말기의 시작시점에서의 혈류량 신호의 값(A점)이 L2레벨 및 L3레벨 사이이고 심장 이완기 말기의 종료시점에서의 혈류량 신호의 값(B점)이 도 4의 제1 기준값보다 작은 경우 압박 타이밍 시간을 빠르게 하는 것에 의해 압박타이밍 시간(T1)을 조절한다.
- [0058] 이와 같이 본 실시예에 따른 외부역박동시스템(1)은 압박 타이밍 및 압박해제 타이밍을 자동으로 조절하는 것이 가능하여 종래와 같이 시술자가 시술과정 동안 지속적으로 모니터링 하면서 조절해야 하는 불편을 해소할 수 있고, 전문지식이 없는 시술자도 용이하게 사용할 수 있다.
- [0059] 도 7 및 도 8을 참조하여, 압박해제 타이밍 시간(T2)의 조절에 대해 설명한다.
- [0060] 도 7에 도시된 바와 같이, 제어장치(40)는 심장 수축기의 시작시점에서의 혈류량 신호의 값과 심장 수축기 종료시점에서의 혈류량 신호의 값(C점, D점)이 L3레벨 근처인 경우 압박해제 타이밍 시간(T2)을 늦추는 것에 의해 압박해제 타이밍 시간을 조절한다.
- [0061] 도 8에 도시된 바와 같이, 제어장치(40)는 심장 수축기의 시작시점에서의 혈류량 신호의 값(C점)이 L2레벨 근처이고 심장 수축기 종료시점에서의 혈류량 신호의 값(D점)이 L2레벨 및 L3레벨 사이인 경우 압박해제 타이밍 시간을 빠르게 하는 것에 의해 압박해제 타이밍 시간(T2)을 조절한다.
- [0062] 이와 같이 본 실시예에 따른 외부역박동시스템(1)은 압박 타이밍 및 압박해제 타이밍을 자동으로 조절하는 것이 가능하여 종래와 같이 시술자가 시술과정 동안 지속적으로 모니터링 하면서 조절해야 하는 불편을 해소할 수 있고, 전문지식이 없는 시술자도 용이하게 사용할 수 있다.
- [0063] 제어장치(40)는 사전에 설정된 초기 최대압박값에 기반하여 압박강도를 설정하고 그 설정된 압박강도에 의해 외부역박동의 수행을 시작한다.
- [0064] 여기서, 초기 최대압박값은 상기 외부역박동을 수행하기 전 사전에 정해진 시험주기 및 시험강도로 사지를 시험 압박하는 것에 의해 설정될 수 있다.
- [0065] 제어장치(40)는 외부역박동을 수행하기 전 사전에 정해진 시험주기 및 시험강도로 사지를 시험 압박하도록 압박장치(30)를 제어하고, 그 시험압박을 통해 피시술자에 대응하는 초기 최대압박값을 설정한다.
- [0066] 이와 같이 제어장치(40)는 시험압박을 통해 자동으로 초기 최대압박값을 설정할 수 있어 종래와 같이 시술자가 반드시 옆에 있을 필요가 없으며 수동으로 초기 압박강도를 입력하는 과정에서 발생하는 오류를 방지할 수 있다.

- [0067] 또한, 제어장치(40)는 초기 압박강도를 피시술자에 맞춤형으로 최대치를 설정할 수 있어 외부역박동에 따른 치료효과를 증진시킬 수 있다.
- [0068] 제어장치(40)는 위에서 정해진 시험주기로 시험강도를 점진적으로 증가시키면서 시험압박을 수행하고, 그 증가된 시험강도에 의한 압박이 피시술자의 수용 가능한 범위인 압박수용범위를 넘어선 것으로 판단한 경우 그 증가된 시험강도를 기초로 초기 최대압박값을 설정할 수 있다. 일 예로서, 초기 최대압박값을 증가된 시험강도 이전의 시험강도로 설정할 수 있다.
- [0069] 일 예로서, 제어장치(40)는 시험강도의 초기값을 70 ~ 90 mmHg의 범위내에서 설정하고 시험강도의 최대 제한값을 300 ~ 350 mmHg의 범위내에서 설정하여 시험강도를 15 ~ 25 mmHg 범위 내의 값만큼 점진적으로 증가시킬 수 있다. 여기서, 시험강도의 초기값을 80 mmHg로, 시험강도의 최대 제한값을 300 mmHg로 시험강도의 점진적 증가량을 20 mmHg로 설정할 수 있다.
- [0070] 추가로 제어장치(40)는 시험주기를 대략 1초로 하여 시험압박을 대략 0.5초 수행하고 시험압박의 해제를 대략 0.5초 수행하도록 압박장치(30)를 제어할 수 있다.
- [0071] 제어장치(40)는 위에서 정해진 시험주기로 시험강도를 점진적으로 증가시키면서 시험압박을 수행하는 과정에서 사용자입력장치(20)로부터 피시술자의 통증에 대응하는 알람신호가 입력된 경우 그 증가된 시험강도에 의한 압박이 피시술자의 수용 가능한 범위인 압박수용범위를 초과한 것으로 판단한다. 이 경우 제어장치(40)는 그 증가된 시험강도를 기초로 초기 최대압박값을 설정할 수 있다.
- [0072] 즉, 제어장치(40)는 사용자의사입력부(22)로부터 피시술자의 통증에 대응하는 알람신호가 입력된 경우 증가된 시험강도에 의한 압박이 압박수용범위를 넘어선 것으로 판단하고 그 증가된 시험강도를 기초로 초기 최대압박값을 설정할 수 있다.
- [0073] 한편, 제어장치(40)는 생체신호센싱장치(10)에 의해 감지된 생체신호 중 심전도 신호와 혈류량 신호의 분석을 통해 초기에 설정된 압박강도의 값을 조절하고 그 조절된 압박강도에 의해 외부역박동을 수행하도록 압박장치(30)를 제어한다.
- [0074] 구체적으로, 제어장치(40)는 심전도 신호 및 혈류량 신호의 분석결과를 이용하여 피시술자의 심장 이완기 말기의 혈류량 신호의 최고치를 계산하고, 그 계산된 혈류량 신호의 최고치가 사전에 정해진 값을 초과하는 경우 초기에 설정된 압박강도를 낮추는 것에 의해 상기 압박강도를 조절하고, 그 계산된 혈류량 신호의 최고치가 사전에 정해진 값보다 낮은 경우 초기 최대압박값을 상한으로 하여 압박강도를 높이는 것에 의해 압박강도를 조절한다.
- [0075] 이와 같이 본 실시예에 따른 외부역박동시스템(1)은 시술 중간에 사지에 가해지는 압박강도를 자동으로 조절할 수 있어, 종래 시술과정 중간에 압박강도의 세기를 자동으로 조절하는 것이 불가능함에 따라 발생하는 피시술자의 통증 문제를 해결할 수 있고, 치료효과도 증진시킬 수 있다.
- [0076] 이하에서는 도 9를 참조하여 제어장치(40)에 의한 압박 및 압박해제에 대한 동작을 설명한다.
- [0077] 제어장치(40)는 위에서 조절된 압박 타이밍 시간(T1) 및 압박해제 타이밍 시간(T2)에 의해 압박장치(30)를 제어하는 동작을 설명한다. 여기서 압박장치(30)는 종아리용, 하부대퇴부용, 상부대퇴부용 3개의 압박기구로 이루어진 것을 예로 든다.
- [0078] 도 9는 제어장치(40)가 압박 타이밍 시간(T1) 및 압박해제 타이밍 시간(T2)에 대응하여 압박장치(30)를 제어하는 동작을 설명하기 위한 것으로, 도 9에는 압박 타이밍 시간(T1) 및 압박해제 타이밍 시간(T2)에 대응하여 발생하는 제어장치(40)의 구동제어신호의 파형이 도시되어 있다.
- [0079] 도 9에 도시된 바와 같이 제어장치(40)는 압박장치(30)의 종아리 압박기구, 하부대퇴부 압박기구 및 상부대퇴부 압박기구 순으로 압박을 수행하고, 압박해제는 동시에 수행한다.
- [0080] 제어장치(40)는 "T1" 시점에 종아리 압박기구에 의한 압박이 이루어지도록 구동제어신호를 압박장치(30)로 출력한다. 다음 "T1+Td" 시점에 하부대퇴부 압박기구에 의한 압박이 이루어지도록 구동제어신호를 압박장치(30)로 출력한다. 이어서 "T1+2Td" 시점에 상부대퇴부 압박기구에 의한 압박이 이루어지도록 구동제어신호를 압박장치(30)로 출력한다. 압박해제를 위한 구동제어신호는 "T2" 시점에 3개의 압박기구로 동시에 출력된다.
- [0081] 여기서 "Td" 시간은 압박기구 자체의 메카니즘적 특징과 3개 압박기구가 사지에 장착되는 위치에 따라 다양하게

조절될 수 있다.

- [0082] 이하에서는 도 10 및 도 11을 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 외부역박동시스템의 제어방법에 대해 설명한다.
- [0083] 도 10에 도시된 바와 같이 외부역박동시스템의 제어방법은 초기 설정 단계(S100), 압박/압박해제타이밍 조절 및 압박강도 조절 단계(S200), 압박/해제 수행 단계(S300)로 이루어 진다. 초기에 설정된 시술시간에 도달 하기 전 까지(S400) 압박/압박해제타이밍 조절 및 압박강도 조절 단계(S200)와 압박/해제 수행 단계(S300)를 반복하여 외부역박동 동작을 수행한다. 외부역박동시스템(1)의 제어방법은 제어장치(40)에 의해 수행될 수 있다.
- [0084] 먼저 외부역박동시스템(1)은 S100 단계와 같이 사용자입력장치(20)에 의해 입력된 시간을 외부역박동의 시술시간을 설정하고, 사전에 설정된 초기 최대압박값에 기반하여 압박강도를 설정한다. 초기 최대압박값은 외부역박동의 수행을 시작 하기전 정해진 시험주기 및 시험강도로 사지를 시험압박하는 것에 의해 정해질 수 있다.
- [0085] 다음, 외부역박동시스템(1)은 S200 단계와 같이 생체신호센싱장치(10)로부터 전달된 심전도 및 혈류량과 같은 생체신호를 분석하여 외부역박동을 위한 사지의 압박 및 압박해제가 이루어지도록 압박/압박해제 타이밍 시간을 조절하고, S100 단계에서 초기 최대압박값에 의해 설정된 압박강도를 조절한다.
- [0086] 이하에서는 도 11을 참조하여 S200단계에 대해 구체적으로 설명한다.
- [0087] 먼저 외부역박동시스템(1)은 생체신호센싱장치(10)에 의해 감지된 생체신호 중 심전도 신호와 혈류량 신호를 분석한다(S220).
- [0088] 그리고 외부역박동시스템(1)은 심전도 신호 및 혈류량 신호의 분석결과를 이용하여 외부역박동의 수행에 의해 달성 가능한 피시술자의 심장 이완기 말기 및 심장 수축기의 혈류량에 대한 혈류량기준파형을 계산한다(S240).
- [0089] 혈류량기준파형은 도 4에 도시된 바와 같으며, 혈류량기준파형에서 심장 이완기 말기의 혈류량 신호의 최고치를 제1 기준값으로 설정하고, 혈류량기준파형에서 심장 수축기의 혈류량 신호의 최저치를 제2 기준값으로 설정한다.
- [0090] 다음 외부역박동시스템(1)은 생체신호센싱장치(10)에 의해 감지된 혈류량 신호의 파형이 S240단계에 의해 계산된 혈류량기준파형에 일치하도록 외부역박동을 위한 압박 타이밍 시간(T1) 및 압박해제 타이밍 시간(T2)을 조절한다(S260).
- [0091] 외부역박동시스템(1)은 생체신호센싱장치(10)에 의해 감지된 혈류량 신호의 파형 중 심장 이완기 말기의 값이 도 4의 혈류량기준파형의 제1 기준값에 일치하고, 생체신호센싱장치(10)에 의해 감지된 혈류량 신호의 파형 중 심장 수축기의 값이 제2 기준값에 일치하도록 압박 타이밍 시간(T1) 및 압박해제 타이밍 시간(T2)을 조절한다.
- [0092] 압박 타이밍 시간(T1) 및 압박해제 타이밍 시간(T2)을 조절하는 것에 대해서는 도 5 내지 도 8에 나타나 있으며 구체적 설명은 전술한 바와 같다.
- [0093] 다음 외부역박동시스템(1)은 심전도 신호와 혈류량 신호의 분석결과를 이용하여 S100단계에서 초기 최대압박값에 기반하여 설정된 압박강도를 조절한다(S280).
- [0094] S300 단계에 의하면, 외부역박동시스템(1)은 S200 단계에서 조절된 압박 타이밍 시간(T1) 및 압박해제 타이밍 시간(T2)과 압박강도에 의해 압박장치(30)를 제어함으로써 외부역박동을 수행한다.
- [0095] S400 단계와 같이, 외부역박동시스템(1)은 S100 단계에서 설정된 외부역박동의 시술시간에 도달하기 까지 S200 단계 및 S300 단계를 수행한다.
- [0096] 이와 같이 본 실시예에 따른 외부역박동시스템 및 그 제어방법은 압박 타이밍 및 압박해제 타이밍을 자동으로 조절하는 것이 가능하여 종래와 같이 시술자가 시술과정 동안 지속적으로 모니터링 하면서 조절해야 하는 불편을 해소할 수 있고, 전문지식이 없는 시술자도 용이하게 사용할 수 있다.
- [0097] 또한 본 실시예에 따른 외부역박동시스템 및 그 제어방법은 시험압박을 통해 자동으로 초기 최대압박값을 설정할 수 있어 종래와 같이 시술자가 반드시 옆에 있을 필요가 없으며 수동으로 초기 압박강도를 입력하는 과정에서 발생하는 오류를 방지할 수 있고, 초기 압박강도를 피시술자에 맞춤형으로 최대치를 설정할 수 있어 외부역박동에 따른 치료효과를 증진시킬 수 있다.
- [0098] 또한 본 실시예에 따른 외부역박동시스템 및 그 제어방법은 시술 중간에 사지에 가해지는 압박강도를 자동으로 조절할 수 있어, 종래 시술과정 중간에 압박강도의 세기를 자동으로 조절하는 것이 불가능함에 따라 발생하는

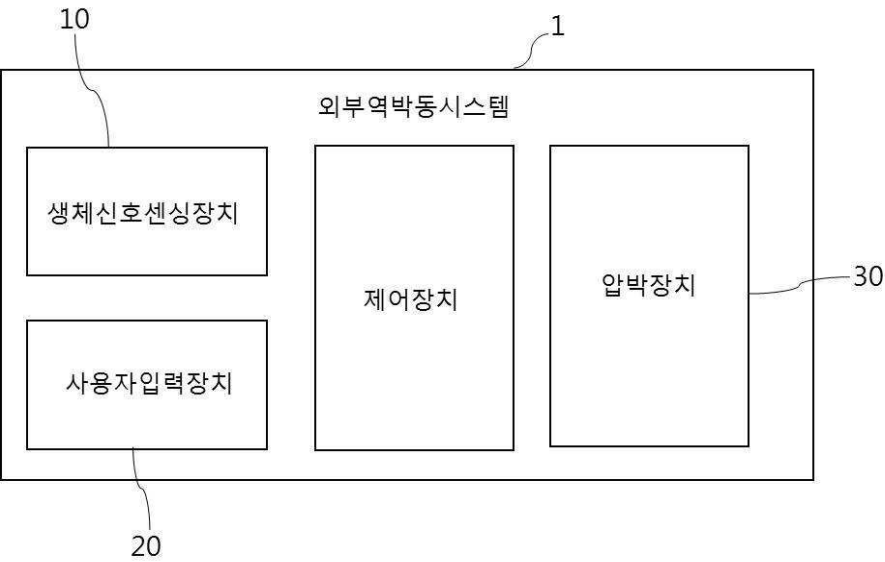
피시술자의 통증 문제를 해결할 수 있고, 치료효과도 증진시킬 수 있다.

부호의 설명

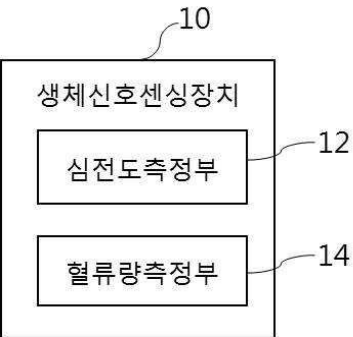
- 1: 외부역박동시스템
- 10: 생체신호센싱장치
- 12: 심전도측정부
- 14: 혈류량측정부
- 30: 압박장치
- 32: 커프부
- 34: 구동부

도면

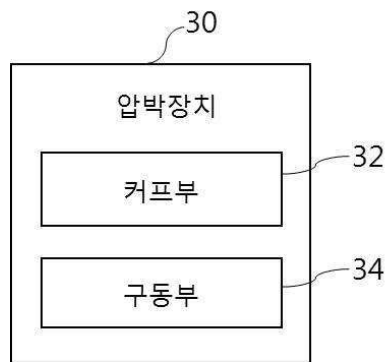
도면1



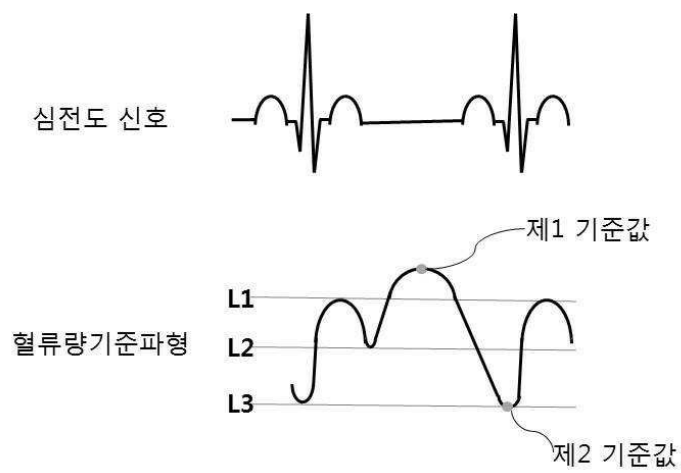
도면2



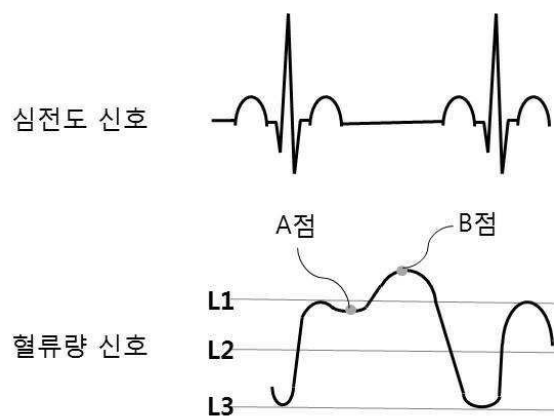
도면3



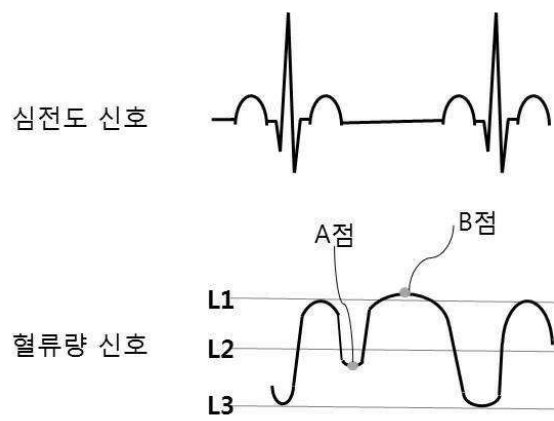
도면4



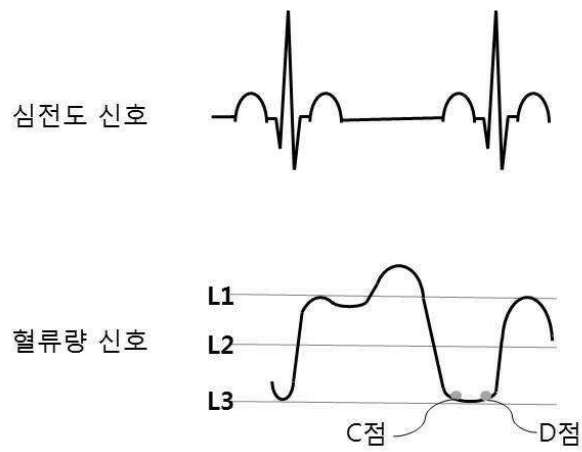
도면5



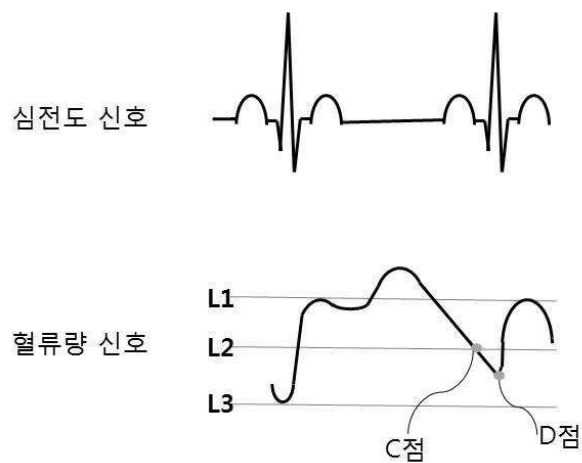
도면6



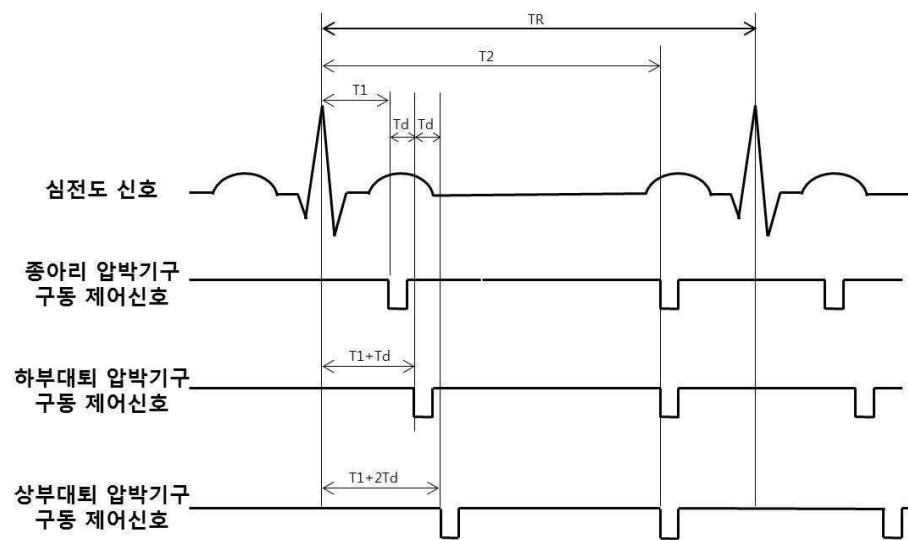
도면7



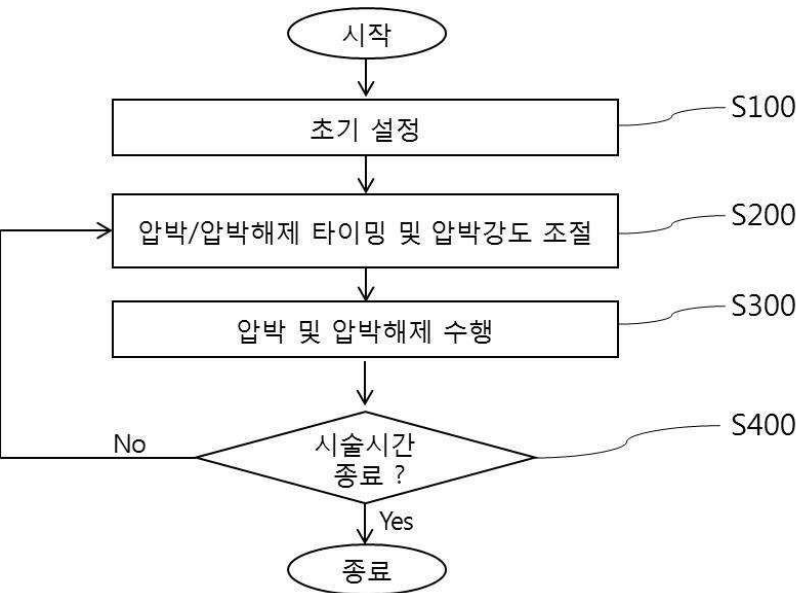
도면8



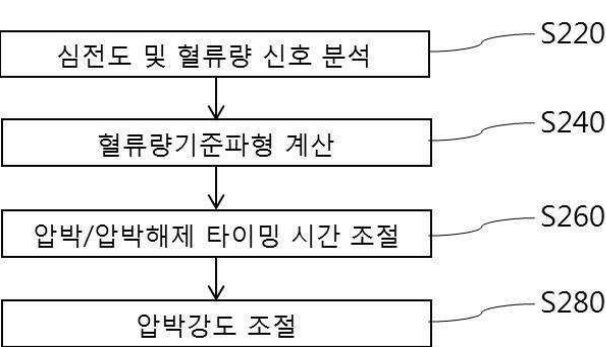
도면9



도면10



도면11

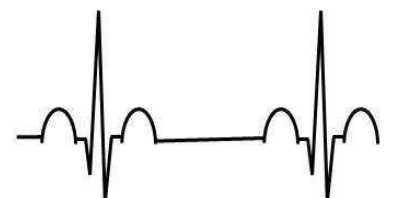


专利名称(译)	外部反向跳动系统及其控制方法		
公开(公告)号	KR101933519B1	公开(公告)日	2018-12-28
申请号	KR1020180079261	申请日	2018-07-09
[标]申请(专利权)人(译)	OSTEOSYS		
申请(专利权)人(译)	我来奥斯斯股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	我来奥斯斯股份有限公司		
[标]发明人	AHN YOUNG BOK 안영복 LEE WON HEE 이원희 KIM JAE JIN 김재진 KIM JUNG TAE 김정태		
发明人	안영복 이원희 김재진 김정태		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/026 A61B5/0402		
CPC分类号	A61B5/6802 A61B5/7235 A61B5/026 A61B5/0402		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于感测生物信号并释放对应于外部站泵送系统所检测到的生物信号，用于执行外部站节拍，本发明是压力或按周围pisisulja的四肢的肢体包裹的本发明的压力装置;和压力的定时时间和压力，并计算停止时间时，所计算的定时时间和压力释放通过的所述检测到的生物信号的ECG信号和血流信号的分析的定时的时间为外部站速率压制装置以及用于控制控制单元的控制单元。因此，本发明也可以是能够自动调整的定时和压力释放定时中的压力，以消除不方便需要有用治疗过程中连续监测和调节如在现有技术中操作者，可以方便地使用操作者不必专门知识有。

심전도 신호



혈류량 신호

