



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0016118
(43) 공개일자 2018년02월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61M 25/10 (2006.01) A61M 25/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61M 25/10184 (2015.01)
A61M 25/0068 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0100118
(22) 출원일자 2016년08월05일
심사청구일자 2016년08월05일

(71) 출원인
재단법인 아산사회복지재단
서울특별시 송파구 올림픽로43길 88 (풍납동)
울산대학교 산학협력단
울산광역시 남구 대학로 93(무거동)
(72) 발명자
황창모
서울특별시 성북구 북악산로 828, 101동 202호 (정릉동, 정릉스카이쌍용아파트)
정기석
서울특별시 노원구 동일로227길 86, 1603동 1406호(상계동, 상계주공16단지아파트)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
리앤목특허법인

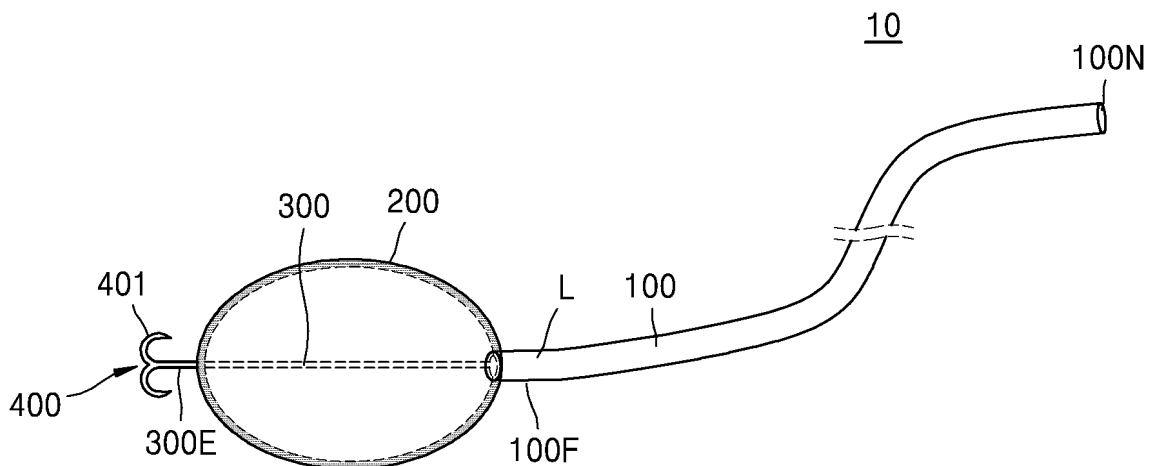
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 심장 내 풍선 카테터 및 심장 내 풍선 카테터 시스템

(57) 요약

본 발명의 일 실시예는 근단부와 원단부를 갖고, 상기 근단부와 상기 원단부 사이에서 길이 방향으로 연장되는 내강을 갖는 카테터 튜브, 상기 카테터 튜브의 원단부에 배치되며, 상기 내강과 연통되어 상기 내강을 따라 출입하는 구동 유체에 의해 팽창 및 수축이 가능한 풍선, 상기 카테터 튜브의 상기 내강을 관통하도록 형성되며, 상기 카테터 튜브 및 상기 풍선을 통과하여 연장되는 와이어 및 상기 풍선을 통과한 상기 와이어의 일단부에 배치되며, 심장 조직에 고정 가능한 고정부재를 포함하는 심장 내 풍선 카테터를 제공한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61M 2025/1063 (2013.01)

A61M 2025/1086 (2013.01)

A61M 2210/125 (2013.01)

A61M 2230/04 (2013.01)

(72) 발명자

최재순

서울특별시 송파구 올림픽로 435, 105동 1201호(신천동, 파크리오)

김영학

서울특별시 강남구 삼성로51길 37, 107동 601호 (대치동, 래미안 대치 팰리스 1단지)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2015KIA4A3046807

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 미래창조과학부

연구사업명 ICT 국제화사업

연구과제명 아산-미네소타 이식 이노베이션 센터

기 여 율 20/100

주관기관 서울아산병원

연구기간 2015.09.01 ~ 2017.08.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 HI14C0746

부처명 보건복지부

연구관리전문기관 한국보건산업진흥원

연구사업명 의료기기기술개발

연구과제명 스마트 울인원 심폐순환보조장치 개발

기 여 율 20/100

주관기관 분당서울대학교병원

연구기간 2014.06.01 ~ 2019.04.30

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 HI14C0517

부처명 보건복지부

연구관리전문기관 한국보건산업진흥원

연구사업명 의료기기기술개발

연구과제명 심혈관 중재 시술용 기능성 카테터 및 원격 제어시스템 개발

기 여 율 20/100

주관기관 서울아산병원

연구기간 2014.06.01 ~ 2019.04.30

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 10052048

부처명 산업통상자원부

연구관리전문기관 한국보건산업진흥원

연구사업명 산업핵심기술개발사업

연구과제명 수술용 의료기기 특화 임상현장 중심 개방형 기업연계 R&D 플랫폼 구축 및 제품 개발

기 여 율 40/100

주관기관 서울아산병원

연구기간 2015.06.01 ~ 2020.05.30

명세서

청구범위

청구항 1

근단부와 원단부를 갖고, 상기 근단부와 상기 원단부 사이에서 길이 방향으로 연장되는 내강을 갖는 카테터 튜브;

상기 카테터 튜브의 원단부에 배치되며, 상기 내강과 연통되어 상기 내강을 따라 출입하는 구동 유체에 의해 팽창 및 수축이 가능한 풍선;

상기 카테터 튜브의 상기 내강을 관통하도록 형성되며, 상기 카테터 튜브 및 상기 풍선을 통과하여 연장되는 와이어; 및

상기 풍선을 통과한 상기 와이어의 일단부에 배치되며, 심장 조직에 고정이 가능한 고정부재;를 포함하는, 심장 내 풍선 카테터.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 고정부재는 상기 심장 조직에 고정되도록 갈고리 형상으로 형성된 걸림부를 하나 이상 구비하는, 심장 내 풍선 카테터.

청구항 3

제 1항에 있어서,

상기 고정부재는 상기 심장 조직에 고정되도록 선단부가 뾰족한 나선 형상으로 형성된 걸림부를 구비하는, 심장 내 풍선 카테터.

청구항 4

제1 항에 있어서,

상기 풍선은 탄성 재질로 이루어진, 심장 내 풍선 카테터.

청구항 5

제4 항에 있어서,

상기 풍선은 표면적이 늘어나는 탄성 재질로 이루어진, 심장 내 풍선 카테터.

청구항 6

제1 항에 있어서,

상기 풍선의 외표면에는 복수개의 돌기가 형성된, 심장 내 풍선 카테터.

청구항 7

제1 항에 있어서,

상기 풍선의 외표면에는 상기 카테터 튜브가 연장되는 방향을 따라 하나 이상의 그루브(groove)가 형성된, 심장 내 풍선 카테터.

청구항 8

제1 항에 있어서,

상기 풍선 및 상기 카테터 튜브의 외표면에는 혈액 적합성 코팅 처리가 된, 심장 내 풍선 카테터.

청구항 9

제1 항 내지 제8 항 중 어느 한 항의 풍선 카테터; 및

상기 풍선 카테터와 연결되어 상기 구동 유체를 상기 풍선에 공급하거나 배출하는 구동장치; 를 포함하는, 심장 내 풍선 카테터 시스템.

청구항 10

제9항에 있어서,

피측정자의 심장의 심전도를 측정하여 심전도 신호를 생성하는 심전도 측정 장치; 및

상기 심전도 신호를 근거로 하여 상기 풍선이 팽창 또는 수축되도록 상기 구동장치를 제어하는 제어부;를 포함하는, 심장 내 풍선 카테터 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 심장 내 풍선 카테터 및 심장 내 풍선 카테터 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 심부전은 심실 내의 혈액을 체내로 박출하는 심장의 기능이 저하되어 발생하는데, 이를 개선하기 위한 방법으로 종래에는 약물에 의한 요법과, 약물요법에 불응성인 증상을 보일 때 기계식 심실보조장치를 사용하고 있다.

[0003] 종래에는 높은 비용대비 짧은 시간동안 심장 기능 보조가 필요한 환자에게 대동맥내 풍선 펌프(IABP; IntraAortic Balloon Pump) 등이 사용되어 왔다. 대동맥내 풍선펌프는 심실 수축기의 말기에 대동맥을 폐색시켜 대동맥 내 혈압을 상승시킴으로써, 심장 및 상부혈관으로 이동하는 혈류량을 증가시키는 효과를 가지고 있다. 하지만, 대동맥내 풍선 펌프는 심장에서 나오는 혈류량은 변화시키지 않고, 대동맥을 일시적으로 막아 상승된 혈압에 의해 부분적 혈류를 증가시키는 것이다. 이 때문에, 심장 근육이 제기능을 못하는 경우에는 심장에서 박출되는 혈액량이 적어 효과를 가지기에는 한계를 가지고 있다.

[0004] 한편, 심실보조장치는 심장의 기능이 현저히 저하되었을 때 심장 이식을 위한 가교(bridge) 또는 영구 이식(destination therapy)으로 이식되며, 심실 보조장치를 이식하는 경우 심장을 여는 흉부외과적 수술이 요구되고, 높은 의료비용이 발생하여 짧은 기간 동안 심장 기능의 보조가 필요한 환자에게 적용하기 쉽지 않다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 발명은 심장의 심실 내에 고정된 상태에서 팽창 및 수축을 반복하여 심장의 혈액 펌프 기능을 도와줄 수 있는 심장 내 풍선 카테터 및 심장 내 풍선 카테터 시스템을 제공한다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명의 일 실시예는 근단부와 원단부를 갖고, 상기 근단부와 상기 원단부 사이에서 길이 방향으로 연장되는 내강을 갖는 카테터 튜브, 상기 카테터 튜브의 원단부에 배치되며, 상기 내강과 연통되어 상기 내강을 따라 출입하는 구동 유체에 의해 팽창 및 수축이 가능한 풍선, 상기 카테터 튜브의 상기 내강을 관통하도록 형성되며, 상기 카테터 튜브 및 상기 풍선을 통과하여 연장되는 와이어 및 상기 풍선을 통과한 상기 와이어의 일단부에 배치되며, 심장 조직에 고정 가능한 고정부재;를 포함하는, 심장 내 풍선 카테터를 제공한다.

[0007] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 고정부재는 상기 심장 조직에 고정되도록 갈고리 형상으로 형성된 걸림부를 하나 이상 구비할 수 있다.

[0008] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 고정부재는 상기 심장 조직에 고정되도록 선단부가 뾰족한 나선 형상으로 형성된 걸림부를 구비할 수 있다.

[0009] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 풍선은 표면적이 늘어나는 탄성 재질로 이루어질 수 있다.

- [0010] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 풍선의 외표면에는 복수개의 돌기가 형성될 수 있다.
- [0011] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 풍선의 외표면에는 상기 카테터 튜브가 연장되는 방향을 따라 하나 이상의 그루브(groove)가 형성될 수 있다.
- [0012] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 풍선 및 상기 카테터 튜브의 외표면에는 혈액 적합성 코팅 처리가 될 수 있다.
- [0013] 본 발명의 일 실시예는, 제1 항 내지 제6항 중 어느 한 항의 풍선 카테터; 및 상기 풍선 카테터와 연결되어 상기 구동 유체를 상기 풍선에 공급하거나 배출하는 구동장치; 를 포함하는, 심장 내 풍선 카테터 시스템을 제공한다.
- [0014] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 피측정자의 심장의 심전도를 측정하여 심전도 신호를 생성하는 심전도 측정 장치; 및 상기 심전도 신호를 근거로 하여 상기 풍선이 팽창 또는 수축되도록 상기 구동장치를 제어하는 제어부; 를 포함할 수 있다.
- [0015] 전술한 것 외의 다른 측면, 특징, 이점이 이하의 도면, 특허청구범위 및 발명의 상세한 설명으로부터 명확해질 것이다.

발명의 효과

- [0016] 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 내 풍선 카테터 및 심장 내 풍선 카테터 시스템은 심실 내 직접 배치되는 풍선의 팽창 및 수축 작용으로 인하여 심실 수축 및 이완시 혈액이 효과적으로 배출되거나 유입되도록 할 수 있다. 특히, 풍선 카테터는 고정부재를 통해 풍선이 심실 하부에 고정된 상태에서 심실 수축시에 풍선을 팽창시켜 심실 내 잔류하는 혈액을 부피를 줄임으로써, 심실에서 동맥으로의 혈액의 유량을 효과적으로 증가시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0017] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 풍선 카테터를 개략적으로 도시한 내부사시도이다.
- 도 2 및 도 3은 도 1의 풍선의 실시형태들을 나타낸 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 내 풍선 카테터 시스템을 개략적으로 도시한 개념도이다.
- 도 5는 도 4에 도시된 심장 내 풍선 카테터 시스템이 심실 내 혈액을 대동맥으로 배출하는 방법을 설명한 개념도이다.
- 도 6은 도 4에 도시된 심장 내 풍선 카테터 시스템이 심방으로부터 혈액을 유입시키는 방법을 설명한 개념도이다.
- 도 7은 도 4의 심전도 측정 장치로부터 생성된 심전도 신호를 개략적으로 나타낸 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0018] 본 발명은 다양한 변환을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 본 발명의 효과 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 다양한 형태로 구현될 수 있다.
- [0019] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명하기로 하며, 도면을 참조하여 설명할 때 동일하거나 대응하는 구성 요소는 동일한 도면부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0020] 이하의 실시예에서, 제1, 제2 등의 용어는 한정적인 의미가 아니라 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하는 목적으로 사용되었다.
- [0021] 이하의 실시예에서, 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다.
- [0022] 이하의 실시예에서, 포함하다 또는 가지다 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 또는 구성요소가 존재함을 의미하는 것이고, 하나 이상의 다른 특징들 또는 구성요소가 부가될 가능성을 미리 배제하는 것은 아니다.
- [0023] 이하의 실시예에서, 막, 영역, 구성 요소 등의 부분이 다른 부분 위에 또는 상에 있다고 할 때, 다른 부분의 바

로 위에 있는 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 막, 영역, 구성 요소 등이 개재되어 있는 경우도 포함한다.

- [0024] 도면에서는 설명의 편의를 위하여 구성 요소들이 그 크기가 과장 또는 축소될 수 있다. 예컨대, 도면에서 나타난 각 구성의 크기 및 두께는 설명의 편의를 위해 임의로 나타내었으므로, 본 발명이 반드시 도시된 바에 한정되지 않는다.
- [0025] 어떤 실시예가 달리 구현 가능한 경우에 특정한 공정 순서는 설명되는 순서와 다르게 수행될 수도 있다. 예를 들어, 연속하여 설명되는 두 공정이 실질적으로 동시에 수행될 수도 있고, 설명되는 순서와 반대의 순서로 진행될 수 있다.
- [0026] 이하의 실시예에서, 막, 영역, 구성 요소 등이 연결되었다고 할 때, 막, 영역, 구성 요소들이 직접적으로 연결된 경우뿐만 아니라 막, 영역, 구성요소들 중간에 다른 막, 영역, 구성 요소들이 개재되어 간접적으로 연결된 경우도 포함한다. 예컨대, 본 명세서에서 막, 영역, 구성 요소 등이 전기적으로 연결되었다고 할 때, 막, 영역, 구성 요소 등이 직접 전기적으로 연결된 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 막, 영역, 구성 요소 등이 개재되어 간접적으로 전기적 연결된 경우도 포함한다.
- [0027] 이하, 도면을 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 풍선 카테터를 설명한다.
- [0028] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 풍선 카테터(10)를 개략적으로 도시한 내부사시도이고, 도 2 및 도 3은 도 1의 풍선(200)의 실시형태들을 나타낸 도면이다.
- [0029] 도 1 내지 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 풍선 카테터(10)는 카테터 튜브(100), 풍선(200), 와이어(300) 및 고정부재(400)를 포함한다.
- [0030] 카테터 튜브(100)는 혈관 등의 관상기관에 삽입되는 것으로서 길고 속이 빈 관 형태로 형성되며 원형에 가까운 단면을 가진다. 카테터 튜브(100)는 근단부(100N)와 원단부(100F)를 갖고, 근단부(100N)와 원단부(100F) 사이에서 길이 방향으로 연장되는 내강(L)을 가질 수 있다. 카테터 튜브(100)는 유연한 재질로 이루어질 수 있으며, 예를 들면, 테프론(Teflon) 수지로 알려진 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE, polytetrafluoroethylene), 헥사플루오르프로필렌 공중합체(FEP), 페르플루오르 알킬비닐에테르 공중합체(PFA) 등의 불소 수지 또는 폴리에틸렌, 폴리스티렌, 폴리에스터, 폴리이미드, 폴리아미드, 폴리우레탄 등이 재질로 사용될 수 있다. 다른 실시예로서, 카테터 튜브의 강도를 증가시키기 위해 카테터 재질 중간에 강선으로 편조된 층이 배치될 수 있다.
- [0031] 풍선(200)은 카테터 튜브(100)의 원단부(100F)에 배치되며, 내강(L)과 연통되어 내강(L)을 따라 출입하는 구동 유체에 의해 팽창 및 수축이 가능할 수 있다. 풍선(200)은 표면적이 늘어나는 고무와 같은 탄성 재질로 이루어질 수 있다. 풍선이 팽창 및 수축이 가능한 재질로서 표면적이 늘어나지 않는 재질로 이루어지는 경우 심장 내 압력 변화를 효과적으로 부여하기 어려울 수 있으므로, 표면적이 늘어날 수 있는 탄성 재질로 이루어지는 것이 바람직하다. 풍선(200)은 카테터 튜브(100)의 내강(L)을 통해 유체가 내부로 들어오면 표면적이 늘어나면서 팽창하고, 유체가 빠져나가면 이전 표면적으로 줄어들면서 수축된다. 여기서 유체는 방출 시에도 환자에게 해를 끼치지 않는 생리식염수 혹은 기타 유체를 사용할 수 있다.
- [0032] 한편, 풍선(200)의 외표면과 심장 조직 사이의 유착을 방지하기 위하여, 풍선(200)의 외표면에는 복수개의 돌기가 형성될 수 있다(도 2 참조). 복수개의 돌기(201)는 풍선(200)의 외표면에 불규칙하게 배치될 수도 있고, 도시된 바와 같이, 카테터 튜브(100)가 연장되는 방향을 따라 배열될 수도 있다. 다른 실시예로서, 풍선(200)의 외표면에는 카테터 튜브(100)가 연장되는 방향을 따라 하나 이상의 그루브(groove)가 형성될 수 있다. 예를 들어, 도 3에 도시된 바와 같이, 그루브(203)는 둘 이상의 복수개로 형성될 수 있으며, 이때 일정한 간격으로 서로 이격되도록 배치될 수 있다. 풍선(200)은 카테터 튜브(100) 또는 후술하는 와이어(300)에 양 단부가 고정된 상태에서 팽창 및 수축이 이루어지므로, 전술한 돌기(201) 또는 그루브(203)가 카테터 튜브(100)가 연장되는 방향을 따라 형성됨으로써 팽창과 수축이 용이하게 이루어질 수 있다.
- [0033] 와이어(300)는 카테터 튜브(100)의 내강(L)을 관통하도록 형성되며, 카테터 튜브(100) 및 풍선(200)을 통과하여 연장될 수 있다. 다시 말해, 와이어(300)는 길이가 카테터 튜브(100)에 비하여 길게 형성되며 풍선(200)을 통과하여 외부로 연장될 수 있다. 와이어(300)는 탄성 재질의 풍선(200)을 지지하는 기능을 가질 수 있다.
- [0034] 고정부재(400)는 풍선(200)을 통과한 와이어(300)의 일단부(300E)에 배치되며 심장 조직에 고정 가능한 구조로 이루어질 수 있다. 구체적으로, 고정부재(400)는 심장 조직에 고정되도록 갈고리, 나선형 삽입부 등의 형상으로 형성된 걸림부(401)를 하나 이상 구비할 수 있다. 심장에는 혈액이 상시 고여있고 탄성 재질의 풍선(200)은 혈액보다 가벼워 고정부재(400)를 통해 풍선(200)을 고정시킬 필요가 있다. 특히, 혈액은 심장의 하부에 고

여있게 되므로, 고정부재(400)는 풍선(200)을 심장 심실 하부에 고정시킴으로써 고여있는 혈액을 효과적으로 배출할 수 있다.

[0035] 전술한 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 풍선 카테터(10)는 심장 내에 배치된 풍선(200)의 팽창 및 수축 작용에 의해 심장의 박출 혈액량을 증가시킬 수 있다. 이때, 풍선(200)은 심장 조직과의 유착을 방지하기 위하여 외표면에 돌기(201) 또는 그루브(203)가 형성될 수 있다. 또한, 풍선(200) 및 카테터 튜브(100)의 외표면에는 혈전이 생기는 것을 방지하기 위해 혈액 적합성 코팅 처리가 이루어질 수 있다. 생체 적합성(biocompatibility)은 생의학 재료에 요구되는 성질로서 생체에 있어 의료용 재료가 무해하며 적응되기 쉬운 성질을 의미한다. 생체 적합성 중 세분화된 개념으로 혈액 적합성은 혈전이 생기는 것을 방지하기 위한 항 혈전성을 의미한다. 혈액 적합성 코팅은 혈전이 생기지 않게 하는 물질로서 코팅 처리하는 것으로서, 예를 들면, 헤파린(Heparin), 폴리에틸렌글리콜(polyethylene glycol; PEG), 메타크릴로일옥시에틸 포스포릴콜린 (1,2-methacryloyloxyethyl phosphorylcholine(MPC) 등을 풍선(200)의 외표면 및 카테터 튜브(100)의 외표면을 코팅 처리할 수 있다.

[0036] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 내 풍선 카테터 시스템(1)을 개략적으로 도시한 개념도이다.

[0037] 도 4를 참조하면, 심장 내 풍선 카테터 시스템(1)은 풍선 카테터(10) 및 구동장치(20)를 구비할 수 있으며, 심전도 측정 장치(30) 및 제어부(40)를 더 포함할 수 있다.

[0038] 풍선 카테터(10)는 심장(H)의 심실(V) 내에 배치될 수 있다. 풍선 카테터(10)는 팽창 및 수축 작용에 의해 심장의 혈액 펌프 기능을 보조할 수 있다. 풍선 카테터(10)는 전술한 도 1 내지 도 3의 풍선 카테터(10)와 동일하므로, 중복되는 설명은 생략하기로 한다. 또한, 도면에서는 심실(V)을 좌심실로 도시하였으나, 우심실에도 적용할 수 있음은 물론이다.

[0039] 구동장치(20)는 풍선 카테터(10)에 연결되어 풍선(200)으로 구동 유체를 공급하거나 배출하는 것에 의해 풍선(200)을 팽창 및 수축시킬 수 있다. 구체적으로, 구동장치(20)는 풍선 카테터(10)의 카테터 튜브(100)를 통해 풍선(200)과 연결되어 구동 유체를 풍선(200)으로 공급하거나 배출시킬 수 있다. 구동장치(20)는 풍선(200)의 압력을 조절할 수 있으며, 예를 들면, 펌프장치, 벨로우즈(bellows)장치, 피스톤장치 등으로 형성될 수 있다.

[0040] 한편, 심전도 측정 장치(30)는 피측정자의 심장의 심전도를 측정하여 심전도 신호를 생성할 수 있다. 심전도(ECG; electrocardiogram)는 심장 근육의 수축 확장에 따른 활동 전류를 나타내는 것으로 심장전기도의 약칭이다. 심장 근육이 수축 이완할 때 발생하는 활동 전위는 심장으로부터 온몸으로 퍼지는 전류를 일으키고, 해당 전류는 신체의 위치에 따라 전위차를 발생시키게 되며, 이 전위차는 외부에 부착된 전극을 통해 측정 및 기록할 수 있다. 심전도는 심장의 박동에 따라 심근에서 발생하는 활동 전류를 체표면의 적어도 2개 이상의 전류센서로 측정하는 것에 의해 획득될 수 있다. 심전도 측정 장치(30)는 이와 같이 측정 및 기록되는 생체 신호인 심전도를 측정하여 심전도 신호를 생성한다.

[0041] 한편, 제어부(40)는 전기 회로, 집적회로칩 등을 포함하며, 심장 내 풍선 카테터 시스템(1)을 운용하는 프로그램에 따라 연산을 수행하여 피제어부들을 제어하는 기능을 가진다. 제어부(40)는 심전도 신호를 근거로 하여 풍선(200)이 팽창 또는 수축되도록 구동장치(20)를 제어하는 기능을 가진다. 구체적으로, 제어부(40)는 심전도 신호를 근거로 심장이 수축될 때 풍선(200)이 팽창하도록 구동장치(20)를 제어할 수 있다. 또한, 제어부(40)는 심전도 신호를 근거로 심장이 이완될 때 풍선(200)이 수축되도록 구동장치(20)를 제어할 수 있다. 또한 심전도 신호를 기반으로 심장의 박동수의 정수배에 해당하는 비율로 구동할 수 있다. 예를 들어 1:1 비율은 심장이 1회 박동할 때 풍선이 1회 주기로 수축과 팽창을 하는 것이고, 1:2는 심장이 2회 박동할 때, 풍선이 심장의 1주기에만 맞추어 수축, 팽창하고 나머지 주기에는 작동하지 않는 것을 의미한다.

[0042] 이하, 도 5 내지 도 7을 참조하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 내 풍선 카테터 시스템(1)의 구동 방법에 대하여 구체적으로 설명한다.

[0043] 도 5는 도 4에 도시된 심장 내 풍선 카테터 시스템(1)이 심실 내 혈액을 대동맥으로 배출하는 방법을 설명한 개념도이고, 도 6은 도 4에 도시된 심장 내 풍선 카테터 시스템(1)이 심방으로부터 혈액을 유입시키는 방법을 설명한 개념도이다. 도 7은 도 4의 심전도 측정 장치(30)로부터 생성된 심전도 신호를 개략적으로 나타낸 그래프이다.

[0044] 도 5를 참조하면, 풍선(200)은 카테터 튜브(100)를 통해 구동장치(20)와 연결되고, 구동장치(20)는 심실 수축시에 구동 유체를 풍선(200)으로 공급하도록 작동한다. 풍선(200)은 탄성 재질로 이루어져 표면적이 늘어나면서 팽창하여 심실(V) 내의 압력을 증가시킨다. 증가된 압력으로 인하여 심실(V)로부터 대동맥으로 박출되는 혈액량

은 증가하게 된다.

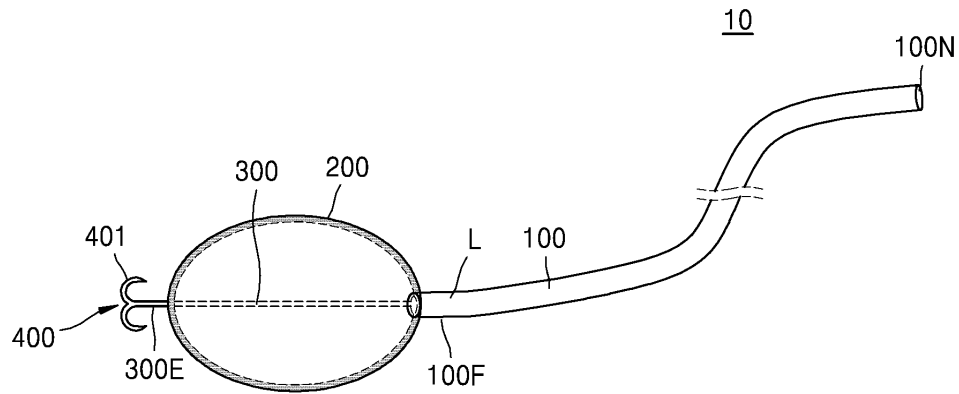
- [0045] 한편, 도 7을 참조하면, 다른 실시예로서, 구동장치(20)는 심전도 신호(ECG)에 근거하여 작동할 수 있다. 심전도 신호(ECG)는 주기적인 심장의 동작으로 인해 측정되는 P파, QRS파, T파를 포함할 수 있다. P파는 심방의 수축을 나타내는 신호이다. QRS파 내지 T파는 심실의 수축 구간을 나타내는데, QRS파는 심실의 수축이 시작되는 것을 나타내며, T파는 심실의 수축이 끝나감을 나타낸다. 이때, 제어부(40)는 심전도 측정 장치(30)로부터 생성된 심전도 신호(ECG)를 제공받아, 심전도 신호(ECG) 중 심실 수축기에 대응되는 제1 제어신호를 생성하여 구동장치(20)에 제공할 수 있다. 구동장치(20)는 제어부(40)로부터 제1 제어신호를 제공받아 카테터 튜브(100)를 통해 연결된 풍선(200)에 구동 유체가 공급되도록 동작한다.
- [0046] 도 6을 참조하면, 구동장치(20)는 심실 이완기에 구동 유체를 풍선(200)으로부터 배출되도록 작동할 수 있다. 풍선(200)은 구동 유체의 배출로 인하여 수축되며, 이때, 심실(V) 내의 압력이 감소하게 된다. 감소된 압력으로 인하여 심방으로부터 대동맥으로 유입되는 혈액량은 증가하게 된다.
- [0047] 한편, 도 7을 참조하면, 구동장치(20)는 심전도 신호(ECG)에 근거하여 작동할 수 있다. 심전도 측정 장치(30)로부터 심전도 신호(ECG)가 생성되면, 제어부(40)는 이를 제공받아 심전도 신호(ECG) 중 심실 이완기에 대응되는 제2 제어신호를 생성하여 구동장치(20)에 제공할 수 있다. 구동장치(20)는 제어부(40)로부터 제2 제어신호를 제공받아 카테터 튜브(100)를 통해 연결된 풍선(200)으로부터 구동 유체가 배출되도록 동작한다.
- [0048] 전술한 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 풍선 카테터(10) 및 심장 내 풍선 카테터 시스템(1)은 심실 내 직접 배치되는 풍선(200)의 팽창 및 수축 작용으로 인하여 심실 수축 및 이완시 혈액이 효과적으로 배출되거나 유입되도록 할 수 있다. 특히, 풍선 카테터(10)는 심실 수축시에 풍선(200)을 팽창시켜 심실 내 잔류하는 혈액을 부피를 줄임으로써, 심실에서 동맥으로의 혈액의 유량을 효과적으로 증가시킬 수 있다.
- [0049] 이와 같이 본 발명은 도면에 도시된 일 실시예를 참고로 하여 설명하였으나 이는 예시적인 것에 불과하며 당해 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 실시예의 변형이 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

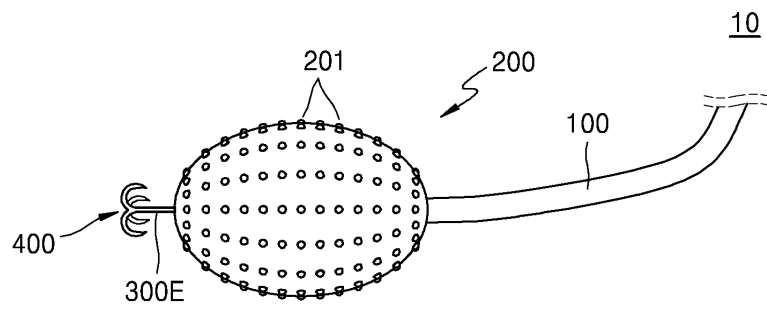
- [0050] 1: 심장 내 풍선 카테터 시스템
 10: 풍선 카테터
 20: 구동장치
 30: 심전도 측정 장치
 40: 제어부
 100: 카테터 튜브
 100N: 근단부
 100F: 원단부
 200: 풍선
 201: 돌기
 203: 그루브
 300: 와이어
 400: 고정부재
 401: 걸림부

도면

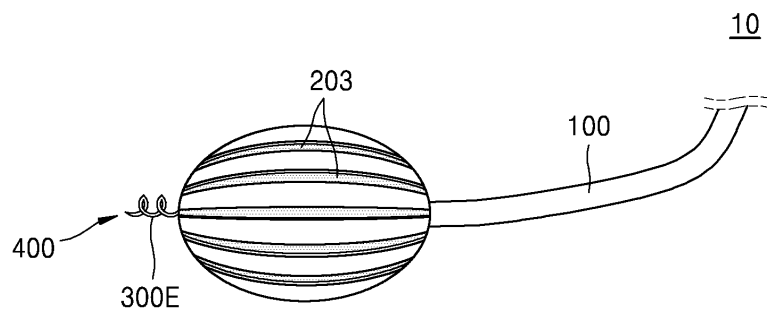
도면1



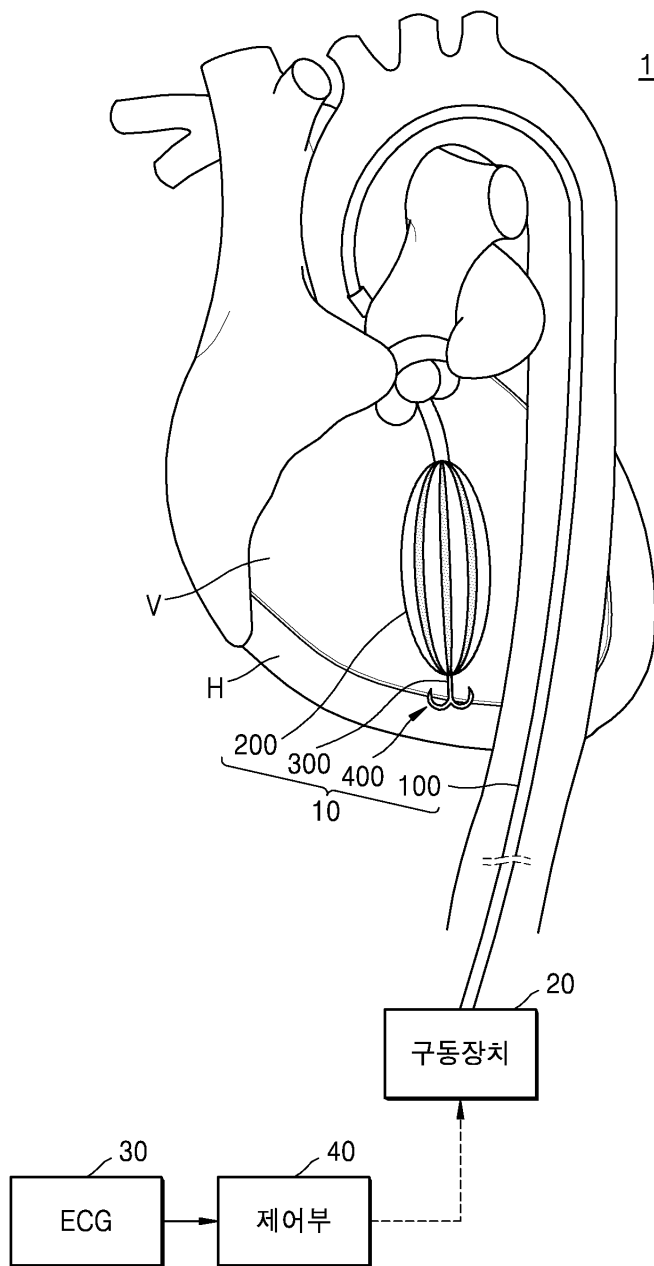
도면2



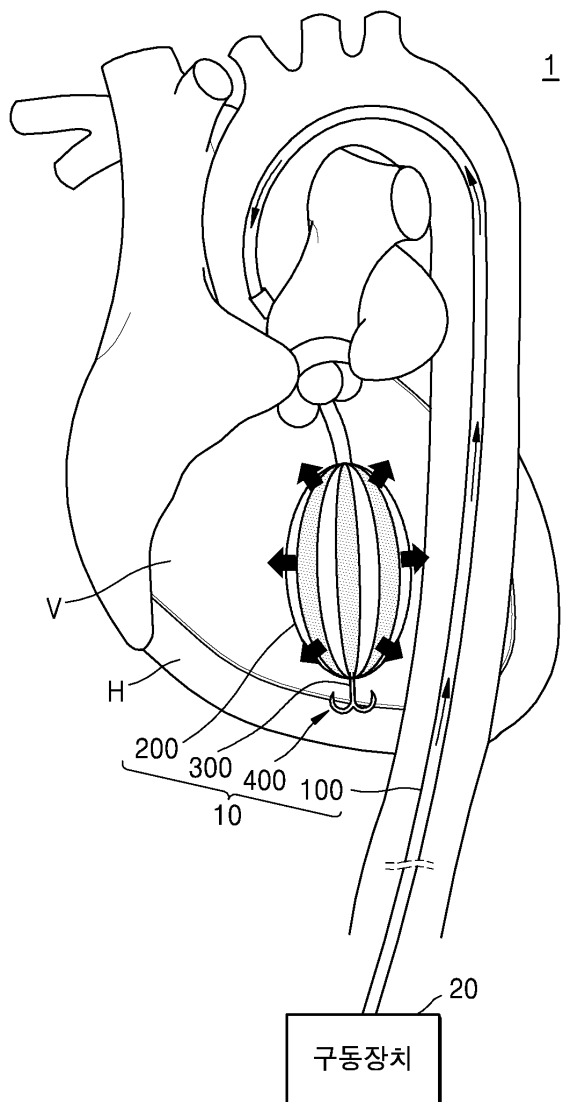
도면3



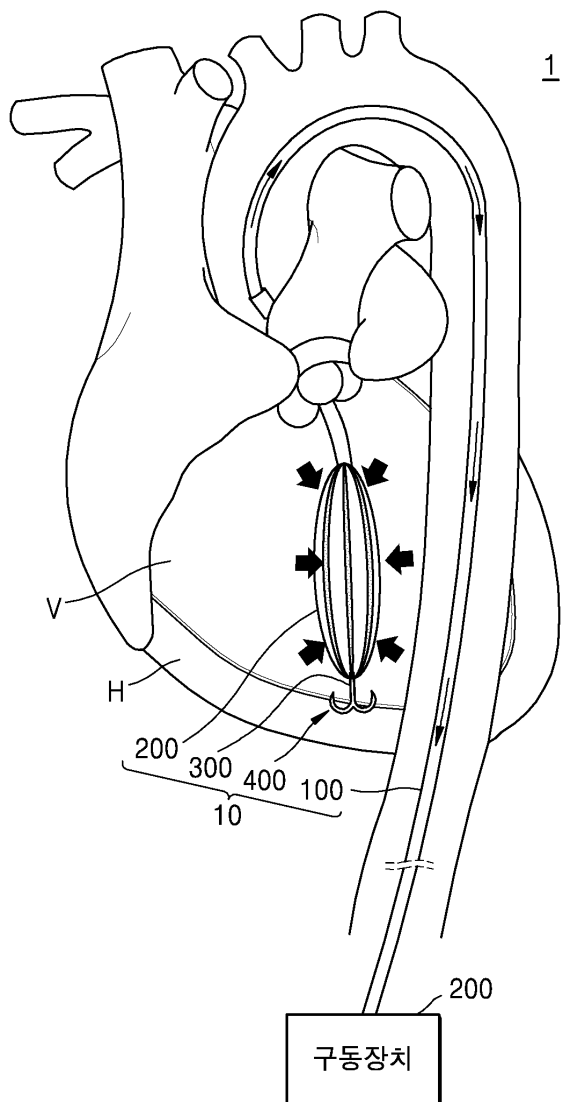
도면4



도면5



도면6



도면7

