



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년12월07일

(11) 등록번호 10-1926847

(24) 등록일자 2018년12월03일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61M 1/10 (2006.01)

(21) 출원번호 **10-2014-7032328**

(22) 출원일자(국제) **2013년04월25일**
심사청구일자 **2018년04월25일**

(85) 번역문제출일자 **2014년11월18일**

(65) 공개번호 **10-2015-0008135**

(43) 공개일자 **2015년01월21일**

(86) 국제출원번호 **PCT/EP2013/058648**

(87) 국제공개번호 **WO 2013/160411**
국제공개일자 **2013년10월31일**

(30) 우선권주장
102012207042.7 2012년04월27일 독일(DE)

(56) 선행기술조사문헌
US20050096496 A1
US20100268333 A1
WO2007089500 A2

(73) 특허권자
아비오메드 유럽 게엠베하
독일 아헨 52074 노이엔호페 베그 3

(72) 발명자
스패니어, 게르트
독일 아헨 52074 노이엔호페 베그 3 아비오메드
유럽 게엠베하 씨/오

(74) 대리인
특허법인 수

전체 청구항 수 : 총 8 항

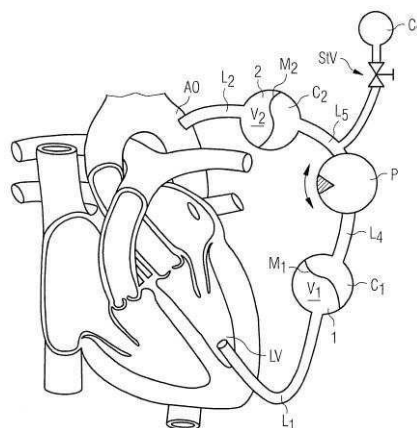
심사관 : 강혜리

(54) 발명의 명칭 박동 혈액 펌프

(57) 요약

본 발명은 혈관의 박동 혈액 펌프에 관한 것으로, 이것은 제1 관(L₁)을 통해 좌심실(LV)에 그리고 제2 관(L₂)을 통해 대동맥(AO)에 접속된 펌프(P)를 갖는 양방향 액티브 펌프 시스템(P, M)을 포함한다. 제어장치(ST)는 혈액이 교대로 제1 관(L₁)에 의해 유입되고 동시에 제2 관(L₂)에 의해 동일한 양으로 배출되며, 또한 제2 관(L₂)에 의해 유입되고 동시에 제1 관(L₁)에 의해 동일한 양으로 배출되도록 기설정된 심장 리듬에 따라 교대 방향으로 펌프(P)의 동작을 가능하게 한다. 상기 박동 혈액 펌프는 혈관의 정박동 펌프의 기능 및 이점을 혈관의 역박동 혈액 펌프의 기능 및 이점과 결합한다.

대표도 - 도3



명세서

청구범위

청구항 1

혈관의 박동(extravascular pulsation) 혈액 펌프로서,
 상기 혈관의 박동 혈액 펌프를 심실(LV; RV)에 접속하는 제1 도관(L_1),
 상기 혈관의 박동 혈액 펌프를 혈관(AO; PA)에 접속하는 제2 도관(L_2),
 펌프(P) 및 상기 펌프(P)를 구동하는 모터(M)를 포함하며, 교대로 번갈아가면서 한편으로는 상기 제1 도관(L_1)을 통해 혈액을 흡입하고 동시에 상기 제2 도관(L_2)을 통해 혈액을 배출하도록 하고 다른 한편으로는 상기 제2 도관(L_2)을 통해 혈액을 흡입하고 동시에 상기 제1 도관(L_1)을 통해 혈액을 배출하도록 할 수 있도록 배치된 양방향 펌핑 시스템, 및
 소정의 심장 리듬에 따라 한 방향 및 반대 방향(R)으로 교대로 상기 펌핑 시스템을 동작시키도록 제공된 제어 수단(St)
 을 포함하는 혈관의 박동 혈액 펌프.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 제어 수단(St)과 결합되어 심장 리듬 데이터를 획득하여 상기 제어 수단(St)으로 전송하는 센서 수단(S)을 포함하는 혈관의 박동 혈액 펌프.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 펌핑 시스템은 상기 제1 도관(L_1)에 부착된 가변 용적(V_1)을 갖는 제1 펌핑 챔버(1), 및 상기 제2 도관(L_2)에 부착된 가변 용적(V_2)을 갖는 제2 펌핑 챔버(2)를 구비하고,
 상기 제1 및 제2 펌핑 챔버(1, 2)는 서로 결합되어, 혈액이 상기 제1 도관(L_1)을 통해 상기 제1 펌핑 챔버(1)로 흡입될 때, 혈액이 상기 제2 펌핑 챔버(2)로부터 상기 제2 도관(L_2)으로 배출되고, 그 반대의 경우도 가능한 혈관의 박동 혈액 펌프.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 제1 펌핑 챔버(1)는 가변 용적을 갖는 제1 컴플라이언스(compliance) 챔버(C_1)와 함께 제1 이중 챔버를 형성하고, 상기 제2 펌핑 챔버(2)는 가변 용적을 갖는 제2 컴플라이언스 챔버(C_2)와 함께 제2 이중 챔버를 형성하며,
 각 가변 파티션(M_1 , M_2)에 의해 상기 제1 펌핑 챔버(1)는 상기 제1 컴플라이언스 챔버(C_1)와 분리되고 상기 제2 펌핑 챔버(2)는 상기 제2 컴플라이언스 챔버(C_2)와 분리되며,
 상기 펌핑 시스템의 상기 펌프(P)는 상기 제1 컴플라이언스 챔버(C_1)와 상기 제2 컴플라이언스 챔버(C_2) 사이에 서 유체를 앞뒤로 펌핑하도록 배치된 펌프(P)를 포함하는 혈관의 박동 혈액 펌프.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 파티션(M_1 , M_2)은 각각 가요성 멤브레인을 포함하는 혈관의 박동 혈액 펌프.

청구항 6

제4항에 있어서, 상기 유체는 액체인 혈관의 박동 혈액 펌프.

청구항 7

제1항 및 제2항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 펌핑 시스템은 차동(differential) 펌핑 시스템인 혈관외 박동 혈액 펌프.

청구항 8

제1항 및 제2항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 펌핑 시스템은 환자 몸에 이식되도록 배치된 혈관외 박동 혈액 펌프.

청구항 9

삭제

청구항 10

삭제

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 혈관외 박동(extravascular pulsation) 혈액 펌프에 관한 것으로 사람 심장의 박동을 지원하는 응용을 찾는다.

배경 기술

[0002] 이전에 손상된 사람 심장의 회복을 가능하게 하기 위해, 인공 펌프에 의해 심장 박동이 지원되고 있다. 소위 대동맥내 풍선 펌프(IABPs)가 폭넓게 응용되고 있다. 따라서, 풍선은 대동맥(aorta) 내에 위치하고, 신체 외부에서 비교적 긴 카테터(catheter)를 통해 심장 리듬에 따라 교대로 헬륨으로 채우고 비운다. 비우기는 수축(systol) 시작 직전에 이루어져 대동맥 내의 혈압을 크게 낮춤으로써, 심장은 낮은 대동맥 혈압에 대해 그의 혈액량을 대동맥으로 배출할 수 있다. 이완(diastole) 시작시, 풍선은 다시 채워지고, 그럼으로써 대동맥 내의 혈압을 높여 혈액을 장기(organs) 및 주변 혈관으로 운반한다. 이러한 방법은 역박동(counterpulsation) 또는 대동맥 역박동 방법으로도 알려져 있다.

[0003] US 2005/0096496 A1에는 대동맥내 풍선 펌프의 여러 가지 단점이 지적되어 있다. 무엇보다도, 이들은 내재하는 카테터로 인해 감염 위험을 수반하고, 환자가 침대에서 일어나지 못하게 한다. 따라서, 만성적으로 약한 심장은 실제로 장기간 지원을 필요로 하지만, 이들은 보통 하루 또는 이틀 동안만 사용된다. 더욱이, 카테터는 혈관 내에서 혈류를 방해한다. 따라서, 피하(subcutaneously)에 이식된 펌프를 도관(conduit)을 통해 인공 혈관에 접속하고 심장이 단축(수축)하면 혈액을 동맥(artery)에서 흡입하고 심장이 이완(확장)하면 이를 다시 동맥

으로 펌핑하는 것이 제안되어 있다. 이러한 방식으로, 풍선이 혈관 자체를 폐쇄하거나 카테터가 혈관 내에서 연장되지 않고도 역박동이 이루어진다. 펌프는 방광(bladder), 섡(sack) 또는 가로막(diaphragm) 펌프로 구성될 수 있다. 혈관외 역박동 펌프를 제2 혈관의 펌프로 보충하는 것도 제안되어 있으며, 이를 통해 혈액이 제1 도관을 통해 심장에서 직접 계속 흡입되어 제2 도관을 통해 혈관의 역박동 펌프가 접속되기도 하는 동맥으로 직접 공급된다.

[0004] 혈관외 역박동 혈액 펌프는 통상의 대동맥 풍선 펌프보다 실질적으로 더 높은 용적 유량, 즉 분당 0.71 대신 분당 2.41까지 이를 수 있다. 이러한 역박동 시스템은 더욱이 혈관외 혈액 펌프의 도관이 심장의 심실에 직접 접속되는 정박동(copulsation) 시스템으로 대체되거나 보충될 수 있다. 그러면 펌프는 이완 동안 일시적으로 혈액을 심실에서 챔버로 흡입하여 심실 내 혈액 용적을 최소화하여 심장의 팽창을 막고, 다음 수축 동안 이 혈액을 다시 심실로 펌핑하여, 그곳으로부터 혈액이 열린 심장 판막(cardiac valve)을 통해 동맥 혈관으로 흐른다.

[0005] 몸에 완전히 이식된 혈관외 혈액 펌프에 의한 역박동 및 정박동은 모두 그러한 펌프에 의해 흡입된 혈액이 저장소에 일시적으로 저장되어야 한다는 문제를 수반한다. 이러한 목적으로, 혈액 펌프는 혈액 펌프의 충전시 용적이 적절히 줄어드는 소위 컴플라이언스(compliance) 챔버를 갖고 있다. 컴플라이언스 챔버는 비교적 방대하다. 이것은 특히 가스 충전 컴플라이언스 챔버에 적용되는데, 왜냐하면 가스 충전 컴플라이언스 챔버의 경우 펌프가 흡입 단계에서 컴플라이언스 챔버의 가스 용적을 적절히 압축하기 위해 많은 에너지를 필요로 하기 때문이다. 이러한 문제는 역박동 펌프 및 정박동 펌프 둘 다에 동시에 이식된 경우에 두 배가 된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명의 목적은 혈관외 박동 혈액 펌프에 의해 심장 박동 지원을 개선, 특히 앞에서 설명된 혈관외 박동 혈액 펌프와 비교하여 그 기능 및 전체 크기에 대해 최적화된 박동 혈액 펌프를 제안하는데 있다.

과제의 해결 수단

[0007] 이러한 목적은 청구항 1의 특징을 갖는 박동 혈액 펌프에 의해 달성된다. 그 종속항들은 본 발명의 유리한 실시예 및 개발을 기술한다.

[0008] 본 발명에 따른 박동 혈액 펌프는 역박동 및 정박동 기능을 결합하고 이러한 목적을 위해 두 도관을 통해 한편으로는 혈관, 예를 들어 대동맥에, 그리고 다른 한편으로는 심실, 예를 들어 좌심실에 접속된 양방향으로 작동하는 펌핑 시스템을 갖고 있다. 심장과 혈관 사이에는 판막(valve)이 있으며, 이 판막은 보통 심장 판막으로 형성된다. 양방향 펌핑 시스템은 심장 이완 동안 심장에서 제1 혈액량을 제거하고 실질적으로 동시에 제2 혈액량을 혈관으로 운반하도록 배치된다. 한편, 펌핑 시스템은 이완 다음의 심장 수축 동안 혈관에서 제2 양에 해당하는 혈액량을 다시 제거하고 제1 양에 해당하는 혈액량을 심장으로 다시 운반하도록 배치된다. 제1 및 제2 양은 동일할 수 있지만, 이것은 반드시 필요하지는 않는데, 왜냐하면 펌핑 시스템이 차동 펌핑 시스템으로 구성될 수 있기 때문이다.

[0009] 그 결과, 심장은 수축 동안과 이완 동안 모두 크게 완화된다. 왜냐하면 심장은 심장이 펌핑 중인 혈관에서 혈액이 동시에 제거되므로 수축 동안 낮은 동맥 혈압에 대해 펌핑하기 때문이다. 다음 이완 동안, 심장은 혈액 펌프에 의해 관련 심실에서 제거되고 다음 수축 동안만 심실로 다시 운반되는 충전량 중 일부에 의해 완화된다. 따라서 심실은 덜 확장되고, 그럼으로써 심실의 팽창 또는 확장을 방지하거나 줄일 수 있다. 심실이 이완 동안 그의 정상 범위로 확장하고 혈액이 충전될 때에도, 적어도 관련 심실의 충전량이 양방향 펌핑 시스템에 의해 심실에서 제거된 혈액량만큼 "증가"하는 본 발명에 따른 박동 혈액 펌프에 의해 달성되는데, 그 이유는 이 혈액량이 다음 수축 동안 심실로 되돌아가고 이 혈액량이 심장 활동과 동시에 접속된 혈관계로 배출되기 때문이다. 심장이 이완 동안 이러한 방식으로 용량이 완화되고 및/또는 확장되는 동안, 부속 혈관, 예를 들어 대동맥 내 압력은 혈관에 동시에 운반되는 혈액량으로 인해 증가되므로, 장기 및 인접 혈관은 관련 혈관 내의 혈압 증가로 인해 더 많은 혈액을 공급받는다. 따라서, 양방향으로 작동하는 펌핑 시스템을 갖는 본 발명에 따른 박동 혈액 펌프는 정박동 혈관의 혈액 펌프의 기능 및 이점을 역박동 혈관의 혈액 펌프의 기능 및 이점과 결합한다.

[0010] 그러나, 본 발명에 따른 박동 혈액 펌프의 실질적인 다른 이점은 이들 두 기능 각각에 대해 개별 컴플라이언스 챔버를 제공할 필요가 없다는 것이다. 그 대신에, 예를 들어 펌핑 시스템은 예를 들어 심실에 부착된 가변 용적을 갖는 제1 펌핑 챔버, 및 대응하는 혈관에 부착된 가변 용적을 갖는 제2 펌핑 챔버를 구비할 수 있으며, 이 두 펌핑 챔버는 서로 결합되어 혈액이 제1 펌핑 챔버로 흡입되는 것과 동일한 범위로, 제2 펌핑 챔버에서 혈액

이 배출되며, 그 반대의 경우도 가능하다. 따라서, 두 펌핑 챔버는 각각 다른 펌핑 챔버에 대해 컴플라이언스 챔버로 작용한다. 이에 대해서는 이중 동작 실린더 피스톤과의 비교에 의해 예시될 수 있다. 실린더 내에서 피스톤의 변위는 이동 방향에서 피스톤 앞에서는 용적을 감소시키지만, 피스톤 뒤에서는 용적을 증가시킨다. 피스톤 앞에서 용적 감소는 피스톤 뒤에서 용적 증가에 대한 컴플라이언스 챔버와 필적할만하다. 피스톤의 역 이동 방향에서, 이 기능은 그에 따라 반대가 된다. 즉, 피스톤 실린더의 가압 챔버는 항상 동시에 무언가가 펌핑 되는 펌핑 챔버로, 그리고 피스톤의 반대측에 배치된 챔버에 대해서는 컴플라이언스 챔버로 작용한다.

[0011] 이와 같은 기본적인 원리는 여러 방식으로 변형될 수 있다. 특히, 차동 피스톤에 의해 한 방향 및 반대 방향으로 상이한 용적 유량을 펌핑하는 차동 펌핑 시스템이 실현될 수 있으며, 피스톤 행정(stroke)은 절대적으로 동일하다.

[0012] 본 발명에 따르면, 펌프의 흡입 측에서 각 압력은 피스톤 변위에 필요한 에너지 또는 유압액(hydraulic liquid)을 최소화하는데 도움을 준다. 이것은 특히 완전히 이식가능한 시스템이 배터리 크기를 최소화하는데 중요하다.

[0013] 진술한 기본 원리의 또 다른 변형예는 개별 컴플라이언스 챔버를 제공한다. 즉, 피스톤의 일 측에서 용적이 펌핑 챔버로 그리고 진술한 이중 동작 실린더 피스톤과 동시에 컴플라이언스 챔버로 작용하는 동안, 이들 두 기능은 이러한 변형 실시예에서 서로 분리된다. 따라서, 양방향 펌핑 시스템은 서로 제1 이중 챔버를 형성하는 가변 용적을 갖는 제1 펌핑 챔버 및 가변 용적을 갖는 제1 컴플라이언스 챔버를 구비할 수 있으며, 가변 용적을 갖는 제2 펌핑 챔버는 가변 용적을 갖는 제2 컴플라이언스 챔버와 함께 제2 이중 챔버를 형성할 수 있다. 컴플라이언스 챔버들은 여기서 가변 파티션에 의해 각 부속 펌핑 챔버와 분리되며, 이것은 예를 들어 가요성 멤브레인으로 구성되거나 적어도 가요성 멤브레인을 포함할 수 있다. 펌프에 의해, 이제 두 컴플라이언스 챔버 사이에서 유체가 앞뒤로 펌핑되므로, 펌핑 방향에 따라 혈액이 다른 하나의 부속 펌핑 챔버로 흡입되는 동안 하나의 부속 펌핑 챔버에서 혈액이 배출되며, 그 반대의 경우도 가능하다.

[0014] 통상적인 시스템에 비해 마지막으로 언급한 이러한 기본 원리의 변형예의 이점은 주로 컴플라이언스 챔버에 가스 대신 액체가 채워져, 컴플라이언스 챔버가 펌핑 챔버에 의해 수용되는 혈액 용적보다 더 클 필요가 없다는 점이다. 이것은 가스 충전 컴플라이언스 챔버와 비교하여 시스템을 특히 효율적이고 더욱이 더 안전하게 해준다. 사용될 액체는 어떤 액체라도 될 수 있다. 이중 동작 실린더 피스톤에 비해 이러한 변형예의 추가 이점은 펌프가 혈액과 분리된다는 것으로, 즉 펌프는 두 컴플라이언스 챔버 사이에서 혈액이 아니라 액체만 펌핑한다.

[0015] 본 발명에 따른 박동 혈액 펌프는 환자의 몸에 완전히 이식될 수 있다. 그러나, 이식을 위해 적어도 펌핑 시스템이 제공 및 배치된다. 펌프용, 또는 펌프가 별개의 모터에 의해 구동되는 경우 이 모터용 에너지 공급 수단은 마찬가지로 이식가능하고 때때로 또는 지속적으로 예를 들어 피부를 통해(transcutaneously) 물리적 접촉을 이용하거나 바람직하게는 비접촉식으로 충전될 수 있다.

[0016] 본 발명에 따른 박동 혈액 펌프는 물론 소정의 심장 리듬에 따라 한 방향 및 반대 방향으로 교대로 양방향 펌핑 시스템을 동작시키도록 제공 및 배치된 제어 수단을 포함한다. 심장 리듬은 적절한 센서 수단을 이용하여 여러 방식으로 획득될 수 있으며, 그렇게 설정된 심장 리듬 데이터는 제어 수단으로 전송된다. 특히, 박동 혈액 펌프는, 예를 들어 대동맥내(intraaortic) 혈액 펌프와 같은 통상의 동기식 심장 지원 시스템을 제어하기 위해 채용되기도 하는 동일한 심장 리듬 데이터에 의해 제어될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0017] 이하, 본 발명이 첨부도의 도면을 참조하여 예를 들어 설명될 것이다.

도 1은 좌심실에 대한 지원으로 본 발명에 따른 박동 혈액 펌프의 기본 원리를 도시한다.

도 2는 기본 원리의 제1 변형예를 도시한다.

도 3은 기본 원리의 제2 변형예를 도시한다.

도 4는 우심실을 지원하는 예의 기본 원리를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0018] 도 1에 따른 개략도를 참조하여, 본 발명에 따른 박동 혈액 펌프의 기본 원리가 이하에서 설명될 것이다. 이 박동 혈액 펌프는 실질적으로 제1 도관(L₁) 및 제2 도관(L₂)을 통해 한편으로는 혈관, 여기서는 대동맥(AO)에,

다른 한편으로는 심장 챔버, 여기서는 좌심실(LV)에 접속된 양방향 펌핑 시스템으로 이루어진다. 양방향 펌핑 시스템은 실질적으로 펌프(P) 및 펌프(P)를 구동하는 모터(M)로 이루어진다. 펌프 및/또는 모터가 특정 경우에 어떻게 구체적으로 구성되고 서로 결합되는지는 본 발명에 그 다지 중요하지 않다. 도 1에 나타난 기본 원리에 필수적인 것은 펌프(P)를 피스톤-실린더 장치가 이중 동작하는 방식으로 구성하는 점이고 여기서 피스톤(K)은 실린더(Z) 내에서 앞뒤 방향으로 이동한다. 이로 인해 피스톤(K)에 의해 분리되는 서로 마주보는 펌핑 챔버(1 및 2)의 용적(V_1 및 V_2)이 변화된다.

[0019] 모터(M) 및 나아가 펌프(P)는 제어 수단(St)을 통해 소정의 심장 리듬에 따라 한 방향 및 반대 방향으로 교대로 동작한다. 펌핑 시스템을 제어하기 위한 심장 리듬 데이터(예를 들어, 압력, ECG, 수축, PPS 등)는 제어 수단(St)과 결합된 센서 수단(S)에 의해 획득되어 제어 수단(St)으로 전송될 수 있다. 이에 대해서는 도 1에서 압력 센서일 수 있는, 좌심실(LV)의 심방(atrium)에 놓인 센서(S)로만 모식적으로 표시되어 있다.

[0020] 펌핑 시스템을 동작시키는데 필요한 에너지는 에너지 저장 장치(E)에서 이용가능할 수 있으며, 이것은 예를 들어 지속적으로 또는 바람직하게는 일시적으로 전송기(T)를 통해 비접촉식으로 적절히 충전된다.

[0021] 이러한 에너지를 이용하고 제어 수단(St)에 의해 처리된 심장 리듬 데이터를 고려하여, 이제 피스톤(K)은 수축 동안 펌핑 챔버(1)의 용적(V_1)이 줄어들고 이에 따라 혈액이 펌핑 챔버(1)에서 도관(L_1)을 통해 좌심실(LV)로 펌핑되도록 심장 리듬에 따라 변위된다. 따라서, 혈액은 동시에 대동맥(AO)에서 도관(L_2)을 통해 제2 펌핑 챔버(2)의 증가하는 용적(V_2)으로 흡입된다. 따라서, 좌심실(LV)은 줄어든 대동맥 혈압에 대해 작용하고, 또한 펌핑 챔버(1)에서 변위된 혈액 용적은 좌심실(LV) 및 심장 판막을 통해 대동맥(AO)으로 흐른다. 다음 이완 동안, 피스톤(K)은 반대 방향으로 이동하여, 혈액이 좌심실(LV)에서 도관(L_1)을 통해 펌핑 챔버(1)로 흡입되고, 동시에 대응하는 혈액량은 제2 펌핑 챔버(2)에서 도관(L_2)을 통해 대동맥(AO)으로 펌핑되도록 한다. 이렇게 하면 좌심실(LV)의 확장을 최소화하고 심장의 팽창을 상쇄시켜, 심장이 회복할 수 있다. 동시에, 대동맥(AO)으로 펌핑된 혈액은 대동맥(AO) 내의 혈액을 증가시켜 혈액이 장기로, 즉 심장 및 주변 혈관 내에서도 확실하게 흐르게 한다. 확장 심실 크기를 줄이면 심근(myocardium)의 벽 응력(wall stress)을 최소화하고 그래서 심장이 혈액을 더 효율적으로 공급받을 수 있다.

[0022] 도 2는 이러한 기본 원리의 제1 변형예를 도시한다. 여기서, 피스톤(K)은 상이한 크기의 두 개의 피스톤 면적을 갖는 차동(differential) 피스톤으로 구성되어 있다. 따라서, 용적(V_1 및 V_2)은 피스톤(K)이 R 방향으로 이동시 동일한 범위로 변화되지 않는다. 구체적으로 나타난 예시적인 실시예에서는, 차동 피스톤(K)으로 인해 대동맥(AO)과 제2 펌핑 챔버(2) 사이보다 좌심실(LV)과 펌핑 챔버(1) 사이에서 더 작은 혈액량이 앞뒤로 펌핑된다. 박동 혈액 펌프에 의해 주로 어느 심장 기능이 지원받는지에 따라, 심장 또는 혈관 측에서 차동 피스톤의 피스톤 면적이 더 클 수 있다. 그러나, 차동 피스톤(K)은 피스톤 면적이 더 작은 측에 도관(L_3)을 통해 펌프(P)에 접속되는 추가 컴플라이언스 챔버(C)를 필요로 한다. 컴플라이언스 챔버(C)는 용적 변위(V_1 및 V_2)에 의한 차분을 수용하며, 이 차분은 차동 피스톤(K)의 변위 방향에 따라 양이거나 음이다. 컴플라이언스 챔버(C)는 낮은 주위 압력만 받는 환자 내부의 위치, 예를 들어 복부(abdomen)에 위치하며, 도관(L_3)을 통해 펌프(P)에 접속되어 있다. 도관(L_3) 및 컴플라이언스 챔버(C)에는 바람직하게는 액체가 위치하고 있고, 즉 특히 혈액은 없다.

[0023] 도 3은 기본 원리의 제2 변형예를 도시한다. 여기서, 제1 펌핑 챔버(1)는 제1 컴플라이언스 챔버(C_1)와 함께 제1 이중 챔버를 형성하고, 제2 펌핑 챔버(2)는 제2 컴플라이언스 챔버(C_2)와 함께 제2 이중 챔버를 형성한다. 펌핑 챔버(1 및 2)는 각 멤브레인(M_1 및 M_2)에 의해 컴플라이언스 챔버(C_1 및 C_2)와 분리되므로, 펌핑 챔버(1 및 2)의 용적(V_1 및 V_2)은 각각 가변적이다. 여기서는 모식적으로만 나타내고 예를 들어 양방향 회전 펌프일 수 있는 펌프(P)에 의해, 두 펌핑 챔버(1 및 2)의 가변 용적(V_1 및 V_2)이 도 1을 참조하여 기술한 방식으로 변화하도록 심장 리듬에 따라 컴플라이언스 챔버(C_1 및 C_2) 사이에서 유체가 앞뒤로 펌핑된다. 이러한 목적을 위해, 펌프(P)는 도관(L_4 및 L_5)을 통해 컴플라이언스 챔버(C_1 및 C_2)에 접속되어 있다. 도관(L_4 , L_5) 및 컴플라이언스 챔버(C_1 , C_2)에는 유압유(hydraulic fluid)가 위치하고 있고, 즉 특히 혈액은 없다. 따라서, 펌프(P)는 멤브레인(M_1 및 M_2)에 의해 혈액 순환으로부터 확실하게 차단된다. 이는 펌핑 시스템에 사용가능한 펌프(P)의 구조 및

유효성에 유리하다. 마찬가지로, 이것은 펌핑 시스템의 피로 강도를 크게 개선시킨다.

[0024] 혈액량(V_1 및 V_2)의 크기가 변할 때 용적 변동을 수용하기 위해 추가 컴플라이언스 챔버(C_V)가 제공될 수 있다. 도 3은 컴플라이언스 챔버(C_1 및 C_2) 사이에서 펌핑되는 유체의 일부를 수용하는 그러한 추가 컴플라이언스 챔버(C_V)를 도시한다. 이러한 추가 컴플라이언스 챔버(C_V)는 선택적이며 바람직하게는 그의 컴플라이언스 특성과 관련하여 가변적으로 조정가능하다. 컴플라이언스 특성을 조정하기 위해, 제어 밸브(StV)가 사용된다. 이러한 조정은 이식 전이나 바람직하게는 이식 후에도 필요에 따라 또는 계속해서 예를 들어 원격 제어에 의해 수행될 수 있다. 이는 펌핑 챔버(1 및 2)에 수용된 혈액 용적을 적절한 곳에서 동적으로도 변화할 수 있도록 해준다. 이러한 조치 이유는 예를 들어 두 펌핑 챔버(1 및 2) 중 하나 또는 다른 하나의 충전시 문제가 일어나거나, 펌핑 챔버(1 및 2)의 가용 용적이 의도적으로 변화될 것이기 때문일 수 있다. 따라서, 두 펌핑 챔버(1 및 2)를 위한 공통 펌프(P)에 불구하고 부속 컴플라이언스 챔버(C_1 및 C_2) 사이에서 상이한 용적이 펌핑되는 것이 가능하며, 이때 상이한 용적은 추가 컴플라이언스 챔버(C_V)에 의해 수용된다. 따라서, 제어 밸브(StV)에 의해 펌핑 챔버(1 및 2)의 흡입 용적 및 배출 용적을 가변적으로 제어하는 것이 가능하다. 그러나, 용적 저감은 펌핑 챔버 중에서 연속적인 혈액 응집(agglutination)이 염려되는 하나의 펌핑 챔버에 그렇게 많은 혈액이 계속 남아있는 결과를 갖지 않아야 한다.

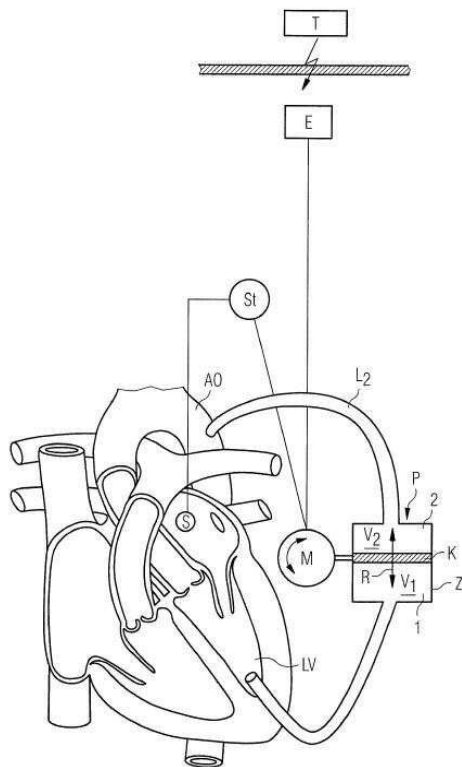
[0025] 추가 컴플라이언스 챔버(C_V)가 도관(L_5)에 부착되는 대신에, 그것은 도관(L_4)에도 부착될 수 있다.

[0026] 도 4는 마지막으로 도 1에 나타난 기본 원리의 또 다른 변형예를 도시한다. 여기서, 박동 혈액 펌프의 도관(L_1 및 L_2)은 좌심실(LV) 및 대동맥(AO)에 접속되는 대신에 우심실(RV) 및 폐동맥(PA)에 접속되어 있다.

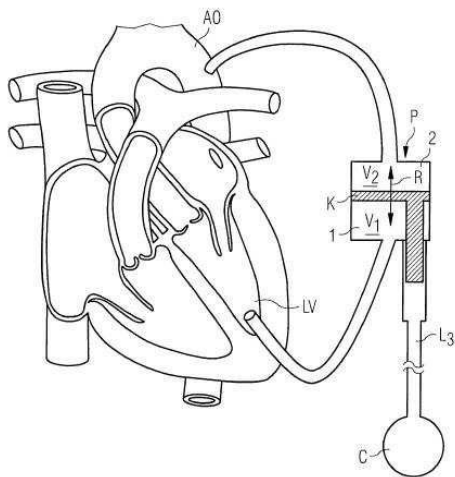
[0027] 또한, 한편으로는 심장의 왼쪽 절반에 대해, 다른 한편으로는 심장의 오른쪽 절반에 대해 동시에 전술한 형태의 두 가지 개별 박동 혈액 펌프를 동작시킬 가능성이 있다.

도면

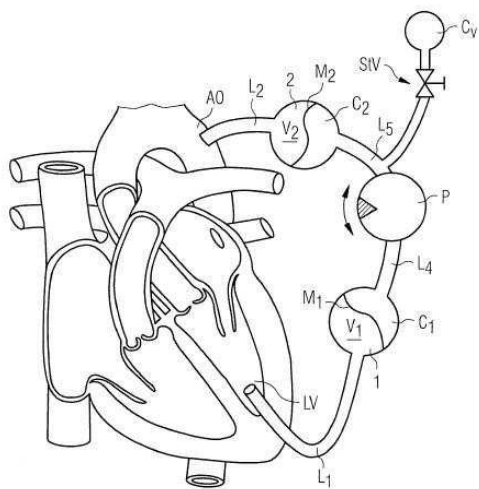
도면1



도면2



도면3



도면4

